K-54695
3180046040

Rozvoj moderní medicíny, nejen v diagnostice, ale rovněž v indikaci léčby a v léčbě samotné je dnes závislý i na rozvoji fyziky a biofyziky. Zobrazovací metody (ultrazvukové, dopplerovské, počítačová tomografie, magnetická rezonance) prodělaly nesmírný vývoj. Význam nukleární medicíny je v zobrazení biochemických a imunologických pochodů v živém organizmu. Uplatnění základních zákonů v oblasti hydrodynamiky, optiky a elektroniky přináší další pokrok.

To jsou jen některé příklady významu biofyziky pro medicínu a její další vývoj. Ten se totiž rýsuje zcela zřetelně, a tak je nutno si uvědomit, co musí dnešní student medicíny a mladý lékař obsáhnout, aby tyto vývojové trendy včas zachytil a mohl pomoci posunout hranice našeho medicínského vědění do dalších oblastí. Dnes půjde především o řešení problémů metabolických, onkologických, virologických a genetických, zítra jistě o řadu dalších. Bude nutné studovat – vedle vlastních klinických oborů – především fyziku, biofyziku, chemii, biochemii, imunologii a genetiku. Jedním z informačních zdrojů se jistě stane i tato učebnice.

(z Předmluvy prof. MUDr. Leo Steinharta, DrSc.)

GRADA
Grada Publishing, a.s.
U Průhonu 22, 170 00 Praha 7
tel.: +420 220 386 401, fax: +420 220 386 400
e-mail: obchod@gradapublishing.cz
www.grada.cz

ISBN 80-247-1152-4

MEDICÍNSKÁ BIOFYZIKA

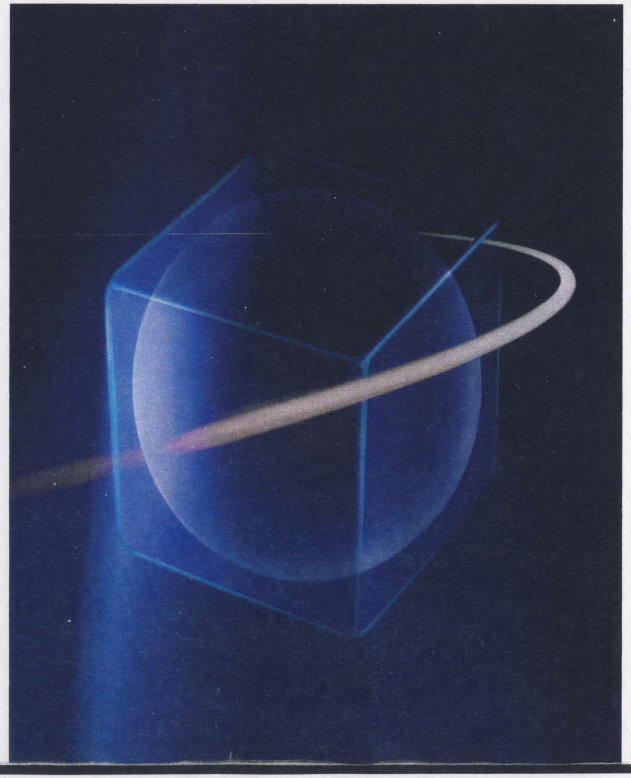
L. Navrátil, J. Rosina a kol.

GRADA

avicenum

Leoš Navrátil, Jozef Rosina a kolektiv

MEDICÍNSKÁ BIOFYZIKA



MEDICÍNSKÁ BIOFYZIKA

Editoři:
Doc. MUDr. Leoš Navrátil, CSc.
Doc. MUDr. Jozef Rosina, CSc.

Autorský kolektiv:
† Doc. MUDr. Tomáš Blažek, CSc., Prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc., Prof. MUDr. Ján Jakuš, DrSc., Doc. MUDr. Vlastislav Hlavatý, CSc., Doc. Ing. Josef Hanuš, CSc., Mgr. Renata Havránková, † Doc. Ing. Jindřiška Heřmanská, CSc., Doc. RNDr. Hana Kolářová, CSc., Doc. MUDr. Elena Kukurová, CSc., Prof. MUDr. Pavel Kuna, DrSc., MUDr. Jaroslava Kymplová, Ph.D., Doc. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., RNDr. Nora Pilecká, CSc., Doc. Ing. František Podzimek, CSc., Doc. MUDr. Jozef Rosina, CSc., mim. Prof. RNDr. Ján Sabo, CSc., Prof. MUDr. Albert Stránsky, CSc., RNDr. Jiří Vackář, CSc., RNDr. Jana Vackářová, Doc. RNDr. et PhMr. Karel Volenec, CSc.

Recenzenti:
Prof. Ing. Miloslav Rakovič, DrSc.
Prof. MUDr. Vlastimil Slouka, CSc.
Prof. MUDr. Taťána Dostálová, DrSc.

Copyright © Grada Publishing, a.s, 2005
Cover Design © Profimedia.cz/CORBIS

Vydala Grada Publishing, a.s.,
U Průhonu 22, 170 00 Praha 7,
jako svou 2320. publikaci

Odpovědná redaktorka Světlana Fuková
Sazba a zlom Multimedia atelier s.r.o.
Obrázky dodali autoři
Počet stran 524
Vydání první, Praha 2005
Vytiskly Tiskárny Havlíčkův Brod, a. s.,
Husova 1881, Havlíčkův Brod

Práce byla finančně podporována Ligou proti rakovině, Praha

Názvy produktů, firem apod. použité v knize mohou být ochrannými známkami nebo registrovanými ochrannými známkami příslušných vlastníků, což není zvláštním způsobem vyznačeno.
Postupy a příklady v této knize, rovněž tak informace o lécích, jejich formách, dávkování a aplikaci jsou sestaveny s nejlepším vědomím autorů. Z jejich praktického uplatnění však pro autory ani pro nakladatelství nevyplývají žádné právní důsledky.
Všechna práva vyhrazena. Tato kniha ani její část nesmějí být žádným způsobem reprodukovány, ukládány či rozšiřovány bez písemného souhlasu nakladatelství.

ISBN 80-247-1152-4

K-54695
ÚVI
3180046040

Obsah

Předmluva **9**
Úvod **11**

1 Stavba hmoty, molekulová biofyzika *(Nora Pilecká)* **13**
1.1 Stavba hmoty 13
1.2 Molekulová biofyzika 26
1.3 Mechanismy transportu látek biologickými membránami *(Jaroslava Kymplová)* 52
1.4 Distribuce látek v organismu *(Jaroslava Kymplová)* 55
1.5 Vylučování látek z organismu *(Jaroslava Kymplová)* 57
Literatura 59

2 Bioenergetika a tepelná technika v lékařství, hypertermie, termoterapie *(Josef Hanuš)* **60**
2.1 Teplo, teplota, základy termodynamiky 60
2.2 Tepelná pohoda organismu 63
2.3 Regulace teploty v organismu 67
2.4 Měření teploty (termometrie) 68
2.5 Využití tepelné energie v lékařství *(Karel Volenec)* 72
2.6 Fyzikální základy kryoterapie, kryochirurgie a význam místního zmrazení tkáně *(Jozef Rosina)* 76
Literatura 78

3 Základy biomechaniky a kineziologie **79**
3.1 Historické vymezení biomechaniky *(Ivan Dylevský)* 79
3.2 Analýza pohybu – mechanika pohybu *(Ivan Dylevský)* 84
3.3 Biomechanické vlastnosti tkání *(Ivan Dylevský)* 91
3.4 Biomechanika krevního oběhu *(Leoš Navrátil)* 109
3.5 Biomechanika dýchání *(Ján Jakuš, Albert Stránský)* 128
3.6 Biomechanika přenosu žvýkacího tlaku *(Josef Hanuš)* 145
3.7 Účinky mechanických sil na organismus *(Leoš Navrátil)* 153
3.8 Léčebné využití mechanické energie *(Leoš Navrátil, Ivan Dylevský)* 156
3.9 Historické vymezení kineziologie *(Ivan Dylevský)* 159
Literatura 166

4 Biofyzika elektrických projevů a účinků elektrické energie, diagnostické a terapeutické metody využívající elektrické energie 167
(Leoš Navrátil, Jozef Rosina, Vlastislav Hlavatý)
4.1 Elektrický proud 167
4.2 Membránové potenciály 169
4.3 Účinky elektrického proudu na organismus 174
4.4 Využití akčních potenciálů v diagnostice 177
4.5 Léčebné využití elektrického proudu 191
4.6 Interakce magnetických polí s tkáněmi *(Ján Sabo)* 205
Literatura 215

5 Optika a biofyzika vidění 216
5.1 Vlastnosti záření *(Hana Kolářová)* 216
5.2 Zdroje a detektory záření *(Hana Kolářová)* 228
5.3 Optické metody a přístrojová technika *(Hana Kolářová)* 241
5.4 Oko a oční vady *(Jaroslava Kymplová)* 257
5.5 Fototerapie *(Jaroslava Kymplová)* 265
Literatura 269

6 Akustika *(Jana Vackářová, Jiří Vackář, Tomáš Blažek)* **..... 270**
6.1 Základní pojmy 270
6.2 Fyziologická akustika 282
6.3 Sluchový orgán 287
6.4 Poruchy a vyšetření sluchu *(Leoš Navrátil)* 290
6.5 Klinické obory využívající akustiku 296
6.6 Infrazvuk 297
6.7 Ultrazvuk 298
Literatura 303

7 Rentgen, radiodiagnostika, radioterapie 304
(Jozef Rosina, Renata Havránková, Jindřiška Heřmanská)
7.1 RTG záření 304
7.2 Zdroje RTG záření 308
7.3 Fyzikální principy RTG vyšetřovacích metod 317
7.4 Vyšetření kontrastní látkou 323
7.5 Výpočetní tomografie 324
7.6 Fyzikální principy RTG terapie 327
7.7 Intervenční radiologie 328
Literatura 330

8 Ionizující záření, radionuklidy, terapie ionizujícím zářením 331
(Jozef Rosina, Jindřiška Heřmanská, Renata Havránková)
8.1 Charakteristika ionizujícího záření 331
8.2 Základní zákon radioaktivní přeměny 331
8.3 Jednotky v oblasti radioaktivity a ionizujícího záření 333
8.4 Fyzikální, biologický, efektivní poločas 336
8.5 Izotopy, izobary, izotony, izomery, nuklidy 337
8.6 Přirozená a umělá radioaktivita 338
8.7 Radioaktivní rovnováha 342
8.8 Druhy radioaktivní přeměny 343
8.9 Neutrony 346
8.10 Kosmické záření 346
8.11 Interakce ionizujícího záření s obaly atomů 347
8.12 Interakce ionizujícího záření s jádry atomů 353
8.13 Zdroje ionizujícího záření 356
8.14 Jaderný reaktor *(František Podzimek)* 359
8.15 Jaderné zbraně *(Pavel Kuna)* 363
8.16 Ochrana před ionizujícím zářením *(František Podzimek)* 370
8.17 Biologické účinky ionizujícího záření 371
8.18 Principy léčby ionizujícím zářením 377
Literatura 389

9 Zobrazovací a vyšetřovací metody 390
9.1 Ultrazvukové zobrazovací metody *(Josef Hanuš)* 390
9.2 Magnetická rezonance *(Hana Kolářová)* 399
9.3 Nukleární medicína *(Jozef Rosina, Jindřiška Heřmanská)* 409
9.4 Denzitometrie *(Josef Hanuš)* 437
9.5 Termografie *(Josef Hanuš)* 439
Literatura 443

10 Fyzikální vlastnosti nových materiálů 444
10.1 Materiály s tvarovou pamětí *(Josef Hanuš)* 444
10.2 Využití biomateriálů na bázi kolagenu v substituční terapii *(Elena Kukurová)* 450

11 Fyzikální děje ve stomatologii *(Leoš Navrátil)* **..... 456**
11.1 Specializovaná stomatologická technika v ordinaci 456
11.2 Specializovaná stomatologická technika v laboratoři 462
11.3 Lékařská technika využívaná ve stomatologické ordinaci 469
11.4 Rentgenová technika ve stomatologii 474

11.5 Fyzikální podstata materiálů využívaných ve stomatologii *(Leoš Navrátil, Josef Hanuš)* 486
11.6 Elektrochemická koroze kovů v ústní dutině a jiné elektrogalvanické jevy 495
11.7 Extrakční kleště a páky 496
11.8 Fyzikální principy obrábění využívané ve stomatologii 499
11.9 Zubní náhrady 501
Literatura 505

12 Suplementum *(Vlastislav Hlavatý, Leoš Navrátil)* **506**
12.1 Fyzikální veličiny a jednotky 506
12.2 Základní veličiny a jejich jednotky 507
12.3 Doplňkové jednotky 507
12.4 Odvozené jednotky a jejich veličiny 507
12.5 Násobky a díly jednotek 512
12.6 Vedlejší jednotky 513
12.7 Fyzikální konstanty 514

Rejstřík **515**

Předmluva

Je mi ctí, že jsem byl požádán, abych napsal předmluvu k učebnici, která má pro vzdělání lékaře význam naprosto zásadní. Moje pocity jsou přitom smíšené, protože mé neznalosti současné fyziky a biofyziky jsou hluboké. Na druhé straně jsou má úcta i obdiv k tomuto oboru upřímné a nesmírné a to bych se chtěl pokusit vyjádřit.

Je nutné, aby se lékař seznámil od základu se vznikem a vlastnostmi živé hmoty, poznal základní funkce živého organismu i podstatu a způsoby kvantifikace normálních a patologických dějů. To mu teprve dovolí dospět k optimálním závěrům léčebným.

Nad tímto malým světem biofyziky v medicínské aplikaci se klene smělá kopule fyziky z pohledu sociologie. Zde sehrává fyzika roli Prométhea, který dal lidstvu první energii pro přežití a který ho naučí v budoucnu obrovské množství energie nejen najednou uvolňovat, jak to již lidé dovedou, ale také střádat a uvolňovat ji podle potřeby. Fyzika a biofyzika jsou patrně jedinou nadějí lidstva na přežití za podmínek, které ho v dalším vývoji Země a vesmíru čekají.

Dovolte mi nyní dotknout se mých konkrétních zkušeností z oblasti medicínské fyziky, která je jistě součástí biofyziky, a i když třeba malou, tak rozhodně ne významnou.

Již základní metody klinického vyšetřování jsou založeny na fyzikálních principech. Mám na mysli perkusi (poklep), auskultaci (poslech) a její zdokonalenou podobu fonokardiografii, elektrokardiografii a další.

O to více se fyzika a biofyzika zasloužily o rozvoj mé vlastní disciplíny – diagnostického zobrazování. Podrobily si zde mnoho druhů vlnění: ultrazvukové, paprsky X, magnetické, radiofrekvenční, infračervené, laser a další, a dovedly je k dokonalému zobrazení anatomických poměrů i fyziologických a patofyziologických dynamických dějů. Nejde jen o děje mechanické, ale také o pochody fyzikálně chemické a biochemické, jako je spektroskopie v oblasti zájmu v živém organismu.

Na příkladu moderní kardiologie lze názorně ukázat, co přinesla biofyzika diagnostice a léčbě chorob srdce. Ultrazvuk dokáže zobrazit detailní anatomii srdce v pohybu jednotlivých struktur, s pomocí Dopplerova jevu dovede nepřímo změřit tlakový spád mezi dutinami navzájem a mezi dutinami a velkými cévami a tak kvantifikovat například závažnost zúžení aortální chlopně. Proudění cévami je možné měřit elektromagneticky nebo dopplerovským ultrazvukem, ale nejpřesnější metodou, která dovede neinvazivně vyšetřit a kvantifikovat hemodynamické poměry, je magnetická rezonance. Katetrizace dovolí přímo změřit tlaky v jednotlivých oddílech a zaznamenat je plynulou křivkou. Umožní současně odebrat vzorky krve ke stanovení jejího nasycení kyslíkem a tím odhalit a kvantifikovat zkraty. Indikátorové diluční křivky dovolí stanovit srdeční výdej a kvantifikovat zkraty a regurgitace. Co se jen zde uplatní základních zákonů z oblasti hydrodynamiky, optiky, elektriky a elektroniky!

1 Stavba hmoty, molekulová biofyzika

(Nora Pilecká)

1.1 Stavba hmoty

1.1.1 Základní síly v přírodě

Hmota se vyskytuje ve velkém množství forem. Všechny tyto formy lze zařadit do dvou základních skupin. Jsou to látkové formy hmoty (**látky**) a formy hmoty označované společným názvem **pole**. I když víme, že všechny známé formy hmoty mají dualistický (korpuskulární i vlnový) charakter, převládá u látek charakter korpuskulární a u polí charakter vlnový.

Mezi látky řadíme soubory elementárních částic (elektronů, nukleonů), soubory částic (atomy, molekuly), makroskopické soustavy (pevná tělesa, kapaliny, plyny), vysoce organizované systémy (rostliny a živočichy), kosmická tělesa atd. Základní částice látek mají nenulovou klidovou hmotnost, a tedy vždy určitou energii, mohou se pohybovat rychlostí, která je vždy menší než rychlost světla ve vakuu, a jsou charakterizovány poločíselným spinem. Takové částice se řídí vylučovacím principem a nazýváme je **fermiony**.

Mezi pole řadíme všechny známé druhy fyzikálních polí: elektromagnetické, gravitační, jaderné, mezonové aj. Nejlépe prozkoumané je pole elektromagnetické. Jeho elementární kvanta – fotony – mají nulovou klidovou hmotnost, pohybují se konstantní rychlostí rovnou rychlosti světla ve vakuu a jsou charakterizovány jednotkovým spinem. Částice s celočíselným spinem se neřídí vylučovacím principem (kap. 1.1.6) a nazýváme je **bosony**.

Zatím jsou v přírodě známy čtyři druhy silových interakcí. **Elektromagnetická** interakce spočívá ve vzájemném působení částic s elektrickými náboji. Interakce elektrických nábojů v klidu popisuje Coulombův zákon, působení mezi pohybujícími se náboji popisují zákony teorie elektromagnetismu. **Silnou** interakcí na sebe působí kvarky v jádře atomu. **Slabá** interakce způsobuje rozpady, v nichž se účastní neutrina, např. rozpad volného neutronu. **Gravitační** interakce se projevují vzájemným přitahováním všech hmotných částic (Newtonův gravitační zákon). Patrně největším úkolem teoretické fyziky je vypracování „teorie všeho", teorie, která by vysvětlovala čtyři zmíněné interakce jako speciální případy jedné interakce. Přehled sil uvádí tabulka 1.1.

Fyzikální veličiny, jako např. hmotnost, energie, hybnost, moment hybnosti apod., mají ve fyzice základní význam, neboť v izolovaném systému platí zákony zachování těchto veličin. V makrosvětě (světě běžných rozměrů) jsme zvyklí považovat tyto veličiny za veličiny měnící se spojitě. V mikrosvětě (rozměrů atomů a molekul), kde se projevuje korpuskulárně-vlnový dualismus, tj. skutečnost, že částice mají korpuskulární

i vlnové vlastnosti, jsou tyto fyzikální veličiny nespojité (diskrétní), jejich velikost se mění po skocích. Proto např. celková energie elektronu v silovém poli jádra atomu nebo jeho moment hybnosti mohou nabývat pouze určitých hodnot.

Tab.1.1 *Základní síly v přírodě*

síla	relativní velikost síly při vzdálenosti 10^{-15} m	příklad uplatnění	kvanta příslušného pole
silná	1	struktura jádra	gluony
elektro-magnetická	10^{-3}	struktura atomů	fotony
slabá	10^{-15}	v radioaktivních rozpadech β	bosony W, W^-, Z^0
gravitační	10^{-40}	v astronomii	hypotetické gravitony

1.1.2 Hmota a energie

Celková energie E částice (systému částic) v silovém poli je dána součtem její klidové energie E_o, kinetické energie E_k a potenciální energie E_p. E_o je svázána s hmotností částice Einsteinovým vztahem:

$$E_0 = mc^2 \ ,$$

kde m je hmotnost částice a c rychlost světla ve vakuu. Kinetická energie částice pohybující se rychlostí v je vždy kladná a je dána vztahem:

$$E_k = \frac{mv^2}{2}$$

Potenciální energie závisí na tom, v jakém silovém poli se částice nachází a jaká je její poloha. Je rovna práci potřebné k převedení částice z referenční polohy do hodnocené polohy. Má-li částice v této poloze větší energii (větší schopnost konat práci) než v poloze referenční, bude její potenciální energie kladná, v opačném případě záporná.

Energie se měří v joulech nebo v elektronvoltech (eV). Jeden eV je energie, kterou získá elektron urychlený potenciálním rozdílem 1 V. Jelikož 1 J = 1 C . 1 V a náboj elektronu je $1{,}6.10^{-19}$ C, je 1 eV roven $1{,}6.10^{-19}$ C.1 V, to jest $1{,}6.10^{-19}$ J. Energii 1 eV odpovídá hmotnost $1{,}6.10^{-19}$ J/c^2, to je $1{,}8.10^{-36}$ kg.

V přírodě platí při všech dějích zákon zachování energie a hmotnosti. Např. při anihilaci elektronu s pozitronem (hmotnost elektronu i pozitronu je $9{,}11.10^{-31}$kg) pozorujeme vznik dvou kvant elektromagnetického záření, každé o energii 0,51 MeV.

1.1.3 Elementární částice

V současné době dělíme elementární (subatomární) částice do následujících skupin:

- **fotony** – kvanta elektromagnetického pole, mají nulovou klidovou hmotnost, spin je roven 1, nemají vnitřní strukturu, pohybují se rychlostí světla;
- **leptony** – lehké částice (elektron e^-, mion μ^-, τ^-, jejich neutrina ν_e, ν_m, ν_t a jejich antičástice), mají poločíselný spin, celočíselné nábojové číslo, jsou dále nedělitelné;
- **hadrony** – těžké částice (nukleony, mezony a další), jsou složeny ze tří kvarků šesti druhů, kvarky mají poločíselný spin a třetinové nábojové číslo, takže hadrony mají celočíselné nábojové číslo.

Antičástice mají stejnou hmotnost a spin jako částice. U částic s elektrickým nábojem mají částice a antičástice opačný náboj, částice a antičástice bez náboje se liší jiným kvantovým parametrem. Pokud dojde k interakci částice a antičástice, nastává jejich anihilace a vznikají kvanta pole nebo jiné částice. Např. elektron s pozitronem se přeměňují na fotony nebo proton s antiprotonem na mezony π.

Z částic s nenulovou hmotností jsou stabilní pouze elektron a proton, ostatní částice jsou v čase nestabilní. Např. volný neutron (mimo jádro) se s poločasem 1000 s rozpadá na proton, elektron a elektronové antineutrino.

Vlastnosti částic, ze kterých jsou vytvořeny atomy, jsou uvedeny v tabulce 1.2. Ostatní částice byly zjištěny v kosmickém záření a v záření, které vzniká při rozpadu atomových jader.

Tab. 1.2 *Vlastnosti některých elementárních částic. Klidová hmotnost částice je udána v násobcích hmotnosti elektronu (m_e = 9,108.10^{-31} kg). Elektrický náboj je udán v násobcích elektrického náboje elektronu (q_e = 1,602.10^{-19} C)*

částice	neutron	proton	elektron	pozitron	foton
druh	hadron	hadron	lepton	lepton	foton
spin ($h/2\pi$)	$+\frac{1}{2}$	$+\frac{1}{2}$	$+\frac{1}{2}$	$-\frac{1}{2}$	1
náboj (q_e)	0	+1	−1	+1	0
klidová hmotnost (m_e)	1839	1836	1	1	0
energetický ekvivalent klidové hmotnosti (MeV)	939,6	938,3	0,51	0,51	0

1.1.4 Dualismus

Elementární částice a systémy z nich vytvořené mají vlnové i korpuskulární vlastnosti. To bylo nejprve prokázáno u světla. Interference a difrakce ukazují, že světlo je vlnění, fotoefekt naopak prokazuje, že se světlo šíří přímočaře v kvantech energie. Energie fotonu je spojena s vlnovou délkou λ a frekvencí světelné vlny f vztahem:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad \text{neboli} \quad \lambda = \frac{hc}{E},$$

kde c je rychlost světla ve vakuu a h = 6,63.10^{-34} J.s je **Planckova konstanta**. Podobně lze přiřadit vlnovou délku hmotnostní vlně spjaté s pohybem částice o hmotnosti m, rychlosti v a hybnosti $p = m.v$ (de Broglieho vlnová délka pohybující se částice):

$$\lambda = \frac{h}{mv} = \frac{h}{p}$$

Vlnové vlastnosti částic byly prokázány difrakcí a využívají se např. v elektronových mikroskopech.



Max Karl Ernest Ludwig Planck (1858–1947)
Studoval na univerzitě v Berlíně. Věnoval se činnosti pedagogické a jako profesor teoretické fyziky v Berlíně napsal velkou učebnici tohoto oboru. Jeho oblíbeným předmětem byla termodynamika, a tak se dostal k termodynamice záření. Zapsal se však i do dějin teorie relativity objevem vztahu mezi hybností, energií a hmotností. V roce 1918 dostal Nobelovu cenu za objev kvanta energie.

Kvantové jevy popisuje **kvantová fyzika**, která vychází z představ o vlnové povaze částic. Vyjdeme-li z dualistického, tj. korpuskulárně vlnového charakteru, můžeme elektronu (stejně jako každé jiné pohybující se částici) o hmotnosti m a hybnosti p přiřadit vlnovou délku λ a tuto vlnovou délku dosadit do vlnové rovnice (popisující např. šíření světla). Matematický postup pro řešení této složité diferenciální rovnice vypracoval v roce 1926 Schrödinger.



Erwin Rudolf Josef Alexander Schrödinger (1887–1961)
Rakouský fyzik, absolvent vídeňské univerzity, spolupracovník Alberta Einsteina, se věnoval ve své vědecké práci především studiu struktury atomu. V roce 1926 v 6 článcích publikoval revoluční práci o vlnové mechanice a obecné teorii relativity. Vlnová mechanika, kterou vytvořil, byla druhou formulací kvantové mechaniky. V roce 1933 byla jeho práce ve vlnové mechanice oceněna Nobelovou cenou za fyziku.

Řešením je vlnová funkce φ zvaná **atomový orbital**, která je analogií amplitudy v teorii vlnění. V klasické mechanice udává čtverec amplitudy hustotu energie, ve vlnové mechanice má čtverec vlnové funkce význam hustoty pravděpodobnosti výskytu elektronu v daném místě. Z řešení rovnice pro elektron v poli atomového jádra vyplývá kvantování energetických hladin i existence stacionárních stavů elektronů v atomu. Elektrony se v silovém poli jádra nepohybují po určitých drahách, ale vytvářejí „oblak", jehož tvar a vzdálenost od jádra jsou závislé na celkové energii elektronu a na dalších parametrech, jako jsou moment hybnosti, magnetický moment a spin. Orbitalem se též rozumí oblast prostoru, ve kterém je zvýšená pravděpodobnost výskytu elektronu (resp. dvojice elektronů) dané dovolené energie.

Pro charakterizaci energetických stavů v atomech byla zavedena **kvantová čísla** (tab. 1.3).



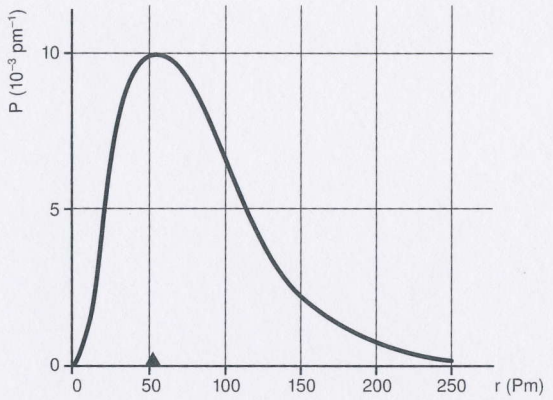
Tab. 1.3 *Přehled kvantových čísel používaných k charakterizaci energetických stavů v atomech*

kvantové číslo	symbol	nabývá hodnot	odpovídá	udává
hlavní	n	1, 2, 3, ... (bez omezení) – slupky K, L, M, ...	celkovému energetickému stavu elektronu ve vymezené oblasti atomu	• celkovou energii elektronu v daném stac. stavu • velikost orbitalu
vedlejší	l	0, 1, 2, ... , (n−1)	pohybu elektronu kolem jádra	• dráhový moment • tvar orbitalu
magnetické	m	$0, \pm1, \ldots, \pm$	směrově kvantované složce vektoru l ve směru magnetického pole	• prostorovou orientaci orbitalu • velikost dráhového magn. momentu elektronu • chování elektronu v magn. poli
spinové	s	$\pm\frac{1}{2}$	vlastnostem souvisejícím s rotací elektronu kolem vlastní osy	• spinový (mechanický) a magn. moment elektronu • orientaci spinu

Například pro vazebnou energii elektronu v atomu vodíku E platí:

$$E = \frac{-k}{n^2}$$

Konstanta k zahrnuje hmotnost a náboj elektronu, permitivitu vakua a Planckovu konstantu, n je tzv. hlavní kvantové číslo. Protože n je vždy celé číslo, může elektron v atomu nabývat pouze zcela určitých hodnot energie. Závislost radiální hustoty pravděpodobnosti základního stavu atomu vodíku ($n = 1$) na vzdálenosti elektronu od středu jádra je na obrázku 1.1. Maximum pravděpodobnosti odpovídá minimální energii. Nejpravděpodobnější vzdálenost označená trojúhelníčkem se nazývá Bohrův poloměr.



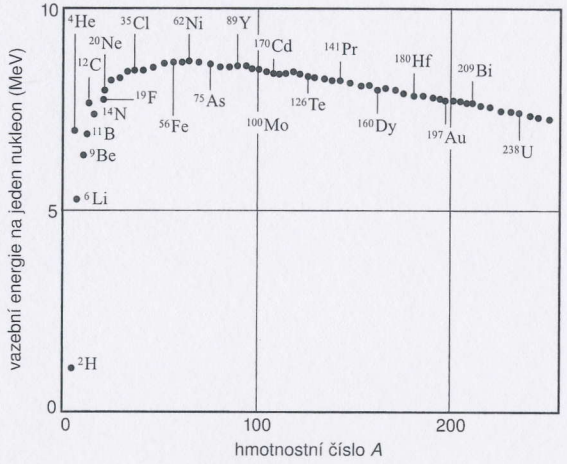
Obr. 1.1 *Závislost radiální hustoty pravděpodobnosti P základního stavu atomu vodíku na vzdálenosti elektronu od jádra r (podle [5])*

1.1.5 Jádro atomu

Jádra atomů jsou tvořena nukleony, což je společný název pro protony a neutrony. Počet všech nukleonů udává **hmotnostní (nukleonové) číslo** A, počet protonů (a tím i počet elektronů v obalu) udává **atomové (protonové) číslo** Z. U symbolu prvku se Z uvádí jako index vlevo dole a A jako index vlevo nahoře ($^{4}_{2}\mathrm{He}$, $^{30}_{14}\mathrm{Si}$, $^{238}_{92}\mathrm{U}$).

Jádro má velmi malé rozměry (řádově 10^{-15} m) a obrovskou hustotu jaderné hmoty (řádově 10^{14} kg/m^3). **Nitrojaderné síly** jsou projevem silné interakce, jejich dosah je řádu velikosti jádra a jsou nezávislé na elektrickém náboji nukleonů.

Hmotnost jádra je ve skutečnosti menší než součet hmotnosti jednotlivých izolovaných nukleonů. Tento rozdíl hmotnosti se nazývá **hmotnostní defekt**. Energetický ekvivalent tohoto hmotnostního úbytku představuje celkovou vazebnou energii jádra. Je to energie, která by se uvolnila při vzniku jádra z příslušných nukleonů, neboli energie, kterou musíme dodat na rozbití jádra na jednotlivé nukleony. Závislost vazebné energie jádra vztažené na jeden nukleon na hmotnostním čísle je na obr. 1.2. Křivka probíhá maximem, v jehož okolí leží nejstálejší nuklidy (chrómu, železa, niklu).



Obr. 1.2 *Závislost vazební energie jádra vztažené na jeden nukleon na hmotnostním čísle*

Výrazem malé stability jader je jejich samovolná přeměna v jiná jádra, většinou za současného vyslání záření. Atomy s takovými jádry nazýváme radioaktivní. Radioaktivita je probrána v kapitole 8.

Magnetické vlastnosti jader jsou základem zobrazovací diagnostické metody, nukleární magnetické rezonance, a jsou probrány v kapitole 9.

1.1.6 Elektronový obal

Starší modely atomu vycházející z klasické fyziky, např. planetární, předpokládaly, že elektrony obíhají kolem jádra po kruhových drahách tak, že odstředivá síla kompenzuje elektrostatickou přitažlivou sílu. Z toho by vyplývalo trvalé vyzařování energie, a to bylo v rozporu se zkušeností. Tyto modely také nedovedly vysvětlit čárový charakter atomových spekter. Teprve kvantová a vlnová mechanika umožnily vytvořit představu o struktuře atomu, která je ve shodě s experimenty. Vysvětlují strukturu elektronového obalu atomu s pomocí tzv. orbitalů (viz kap. 1.1.4).

Všechny orbitaly o stejné hodnotě hlavního kvantového čísla n řadíme do jedné slupky a značíme je buď čísly 1, 2, 3, … nebo písmeny K, L, M, ... Všechny orbitaly o stejné dvojici kvantových čísel n, l pak tvoří jednu energetickou hladinu (podslupku)

a označujeme ji kombinací čísla (pro n) a písmene (pro l), a to s pro $l = 0$, p pro $l = 1$, d pro $l = 2$,... Např. slupka M ($n = 3$) se skládá z energetických hladin 3s, 3p, 3d.

Elektronové uspořádání se řídí zásadou, že systém částic je stabilní, je-li jeho celková energie minimální.

Elektronové konfigurace atomů s více elektrony (každý elektron je určen čtyřmi kvantovými čísly) se dále podřizují **Pauliho vylučovacímu principu**. Toto pravidlo říká, že žádné dva elektrony v atomu nemohou existovat ve stejném kvantovém stavu. Každý elektron musí být tedy popsán jiným souborem kvantových čísel. Lze spočítat, že celkový počet orbitalů ve slupce je n^2 a lze do ní umístit $2n^2$ elektronů.



Wolfgang Pauli (1900–1958)
Švýcarský teoretický fyzik, studoval v Mnichově. Po studiích nejprve pracoval jako asistent Maxe Borna v Göttingenu, potom v Kodani u Nielse Bohra. Roku 1924 navrhl spinové kvantové číslo, o rok později formuloval tzv. Pauliho vylučovací princip. V roce 1928 byl jmenován profesorem na universitě v Curychu, za války působil jako profesor teoretické fyziky v Princetonu. V roce 1945 obdržel Nobelovu cenu za fyziku.

Atomová slupka, která je zcela naplněna elektrony, se nazývá uzavřená. Uzavřená podslupka s obsahuje dva elektrony, uzavřená podslupka p šest elektronů, uzavřená podslupka d deset elektronů atd.

Periodicita fyzikálních a chemických vlastností prvků je způsobena postupným zaplňováním slupek. Pořadí, v němž se elektronové podslupky zaplňují, vyplývá z požadavku minima celkové energie atomu, a je následující: 1s, 2s, 2p, 3s, 3p, 4s, 3d, 4p, 5s, 4d, 5p, 6s, 4f, 5d, 6p, 7s, 6d, ... Pokud je to možné, obsazují se podslupky v základním stavu atomu nejprve elektrony individuálně, tj. tak, aby elektrony měly paralelní spin (Hundovo pravidlo).

U atomu v základním stavu jsou tedy zaplněny hladiny s nejnižší energií. Při absorpci energie, která odpovídá rozdílu energie základní a některé vzbuzené hladiny, může přejít elektron na hladinu s vyšší energií a atom se tak dostane do excitovaného stavu. Při přechodu elektronu na hladinu s nižší energií naopak dochází k vyzáření rozdílu energií ve formě jednoho nebo více fotonů (emisní spektra). Při těchto přechodech se hlavní kvantové číslo může měnit libovolně, avšak vedlejší kvantové číslo l se smí změnit pouze o ±1. Např. při přechodu ze slupky M na slupku L jsou možné přechody 3s→2p, 3p→2s, 3d→2p.

Atom setrvává v excitovaném stavu krátkou dobu (10^{-5} až 10^{-8} s). Pokud se však elektron při těchto přechodech dostane do energetické hladiny, ze které je přechod do základního stavu zakázán, může v tomto metastabilním stavu setrvávat podstatně déle. Přechody elektronů z vyšších na nižší energetické hladiny jsou podstatou luminiscence.

Přijme-li atom tolik energie, že dojde k odtržení elektronu, vznikne z elektroneutrálního atomu kladně nabitá částice – kation. Tato energie vztažená na 1 mol se nazývá io-

nizační energie nebo výstupní práce. U atomů s mnoha elektrony existují různé hodnoty ionizačních energií, neboť elektrony mají v různých energetických hladinách různé vazebné energie. Nejmenší energii mají valenční elektrony, které jsou nejvíce vzdáleny od jádra. Ionizovaný atom má větší energii než atom v základním stavu a má tendenci se vrátit do základního stavu.

Získá-li elektron energii větší než je jeho vazební energie, např. ozářením kvanty záření s energií hf, pak se část energie spotřebuje na výstupní práci E_v a zbytek se projeví jako kinetická energie elektronu. Tento vztah je známý jako **Einsteinův vztah pro fotoefekt**:

$$hf = E_v + \frac{mv^2}{2}$$



Albert Einstein (1879–1955)
Jeden z nejslavnějších fyziků v historii lidstva. Absolvent polytechnické školy v Curychu, od roku 1911 profesor teoretické fyziky v Praze. V roce 1914 se stal profesorem fyziky na univerzitě v Berlíně. V Německu zůstal až do roku 1933, kdy byl přinucen politickou situací emigrovat do USA. Získal zde pozici profesora teoretické fyziky na univerzitě v Princetonu a ve fyzikálním ústavu tamtéž. Již v počátcích své vědecké práce rozpoznal nedostatky newtonovské fyziky. Proslulost mezi veřejností získal především díky speciální teorii relativity (toto převratné dílo vytvořil ve svých 26 letech). Významné jsou jeho práce v kvantové teorii světla, objasnění fotoelektrického jevu (za který získal v roce 1921 Nobelovu cenu) a v teorii Brownova pohybu. Ke konci života pracoval na jednotné teorii pole.

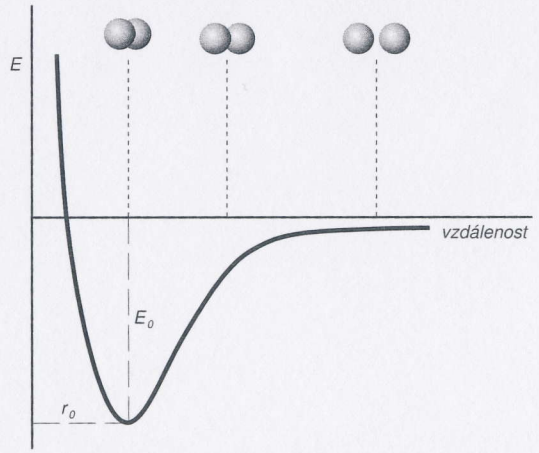
1.1.7 Síly působící mezi atomy

Nejnižší energii a tím největší stabilitu mají elektronová uspořádání atomů se zcela zaplněnými vnějšími elektronovými sférami, jako mají atomy vzácných plynů. Atomy ostatních prvků mohou stabilní elektronové konfigurace dosáhnout spojením s atomy téhož nebo jiného prvku za vzniku molekul. Molekula je seskupení atomů poutaných tak pevně, že vystupují společně jako jedna částice. Soudržným silám, které udržují atomy vázané v molekule, se říká vazební (valenční) síly nebo chemické vazby. K utvoření vazby mezi atomy dojde jedině tehdy, má-li vzniklá molekula menší energii než je součet energií atomů. Při vytváření vazeb dochází k přeskupení valenčních elektronů a vnitřní elektrony zůstávají nedotčeny.

Přiblíží-li se navzájem atomy, může se utvořit kovalentní či iontová vazba, nebo k utvoření vazby vůbec nedojde. Při přibližování atomů se uplatní jak přitažlivé síly (převládají v první fázi přibližování a vedou ke snížení celkové energie systému), tak i síly odpudivé (uplatní se při velmi malých vzdálenostech a vedou ke zvýšení energie). Jestliže se přitažlivé a odpudivé síly vyrovnají, je systém v rovnováze, celková energie

má nejnižší hodnotu a vazba se vytvoří (viz obr. 1.3). Energie potřebná na rozštěpení chemické vazby je stejně velká jako energie uvolněná při jejím vzniku a nazývá se vazební energie nebo disociační energie vazby.

Kovalentní vazba je tvořena jednou nebo více dvojicemi elektronů, které jsou společné oběma atomům. Jde o tzv. sdílení elektronů. Kvantová mechanika vysvětluje kovalentní vazbu na základě jevu nazývaného výměnný, který je projevem sil vznikajících při vzájemném působení mezi dvěma atomy. Namísto atomového orbitalu zavádí také pojem orbitalu molekulového, který je společný více jádrům. Energie tohoto vazebného orbitalu je nižší než součet energií orbitalů oddělených atomů. Kovalentní vazba může být realizována dvojicí elektronů, z nichž každý pochází z jiného atomu, anebo dvojicí pocházející z jednoho atomu (dativní vazba). Normální a dativní kovalentní vazba se po vytvoření neliší. Rozložení elektrického náboje v molekule s kovalentní vazbou nemusí být symetrické, vazba může být polární a může dojít k vytvoření dipólu.



Obr. 1.3 *Závislost potenciální energie dvou atomů na jejich vzdálenosti. E = energie, E_0 = disociační energie vazby, r_0 = vzdálenost odpovídající minimu energie (délka vazby)*

Iontová vazba je vytvářena coulombickými silami mezi kladně a záporně nabitými ionty, které vznikly po přechodu jednoho nebo více elektronů z jednoho atomu na druhý. Je to vazba na větší vzdálenost než vazba kovalentní, je kulově symetrická a žádný směr není preferován.

1.1.8 Síly působící mezi molekulami

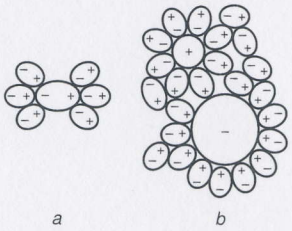
Přitažlivé elektrostatické síly způsobují, že i molekuly (nebo atomy, které nemohou mezi sebou vytvářet chemické vazby) se mohou spojovat do složitějších nadmolekulárních struktur. Závislost potenciální energie soustavy na mezimolekulární vzdálenosti má podobný průběh jako při vzniku kovalentní vazby, ale energie těchto mezimolekulárních interakcí je 10× až 100× nižší než energie kovalentních vazeb. Tyto síly se nazývají **nevazebné (nekovalentní) interakce** nebo **síly krátkého dosahu**.

Podstatou interakce ion–ion jsou klasické coulombické síly (které se uplatňují též v iontových vazbách), velikost síly klesá se čtvercem vzdálenosti. Energie interakce je výrazně ovlivněna prostředím; se stoupající hodnotou jeho relativní permitivity energie klesá. Např. ve vodném prostředí bude 80× nižší než ve vakuu, neboť relativní permitivita vody je 80.



Johannes Diderik van der Waals (1837–1923)
Holandský fyzik. V roce 1876 se stal profesorem fyziky na nově ustavené univerzitě v Amsterodamu. Van der Waals se zabýval problémem spojitosti plynného a kapalného stavu látek. Našel vztah mezi tlakem, objemem a teplotou plynů a kapalin. Dokázal existenci sil, které působí na úrovni molekul, a které brání jejich oddělení. Na základě svých experimentů Waals objasnil přechod z plynného do kapalného skupenství.

Mezi neutrálními molekulami se uplatňují síly nazvané po svém objeviteli **van der Waalsovy**. Výklad těchto sil provedl Kessom (1912) na základě asymetrického rozdělení nábojů v molekule, tedy dipólů. Dipóly mohou být permanentní nebo indukované sousedním iontem či permanentním dipólem. Působení dipólů je směrové a jejich síla klesá se šestou mocninou vzdálenosti. Zvlášť silná interakce dipól–dipól, kterou pozorujeme u sloučenin obsahujících vodík vázaný např. na fluor, kyslík nebo dusík, se nazývá vodíkový můstek a bude probrána později. Interakce dipól–dipól se uplatňuje při rozpouštění polárních látek v polárních rozpouštědlech a tvorbě solvátového obalu. Interakce ion–dipól se uplatňuje při hydrataci iontů, viz obr. 1.4.

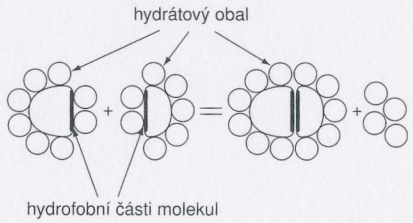


Obr. 1.4 *Interakce (a) dipól-dipól, (b) ion-dipól (podle [4])*

Avšak i mezi molekulami, resp. atomy, které nejsou dipóly ani není možné v nich dipóly indukovat, existují slabé soudržné síly. Jejich povahu nelze vysvětlit jednoduchou elektrostatickou teorií. London (1930) je vysvětlil na základě kvantové mechaniky a nazývají se proto **Londonovy disperzní síly**. London předpokládal, že rozložení elektronů v molekulárních orbitalech se neustále velmi rychle mění. Vznikají tak krátkodobé dipóly. V dlouhodobém průměru se dipólové momenty vyruší, ale vzájemná interakce těchto krátkodobých dipólů je podstatou přitažlivých disperzních sil.

Za zvláštní typ nevazebných interakcí považujeme tzv. hydrofobní interakce. Týkají se interakcí nepolárních částí molekul ve vodném prostředí, které mají tendenci se sdružovat, a tím zmenšovat kontakt s polárními molekulami vody, viz. obr. 1.5. Malá část hydrofobních interakcí se přisuzuje disperzním silám a větší pochází z vyvolaného poklesu organizace okolních molekul vody a je tedy entropického původu. Hydrofobní interakce mají význam při stabilizaci uspořádané konformace molekul biopolymerů ve vodných roztocích a při tvorbě různých biologických struktur, např. membrán. Schematické znázornění vzniku hydrofobních interakcí je na obr. 1.5.

Tabulka 1.4 uvádí srovnání energií a rovnovážných vzdáleností některých interakcí.



Obr. 1.5 *Schematické znázornění hydrofobních interakcí (podle [4])*

Tab. 1.4 *Srovnání různých typů soudržných sil hmoty (podle [4])*

typ interakce	příklad	energie interakce ($kJmol^{-1}$)	rovnovážná vzdálenost (nm)
interakce mezi atomy:			
• iontová	Na^+Cl^-	410	0,276
• kovalentní	H-H	437	0,074
• disperzní síly	He↔He	0,08	0,266
interakce mezi skupinami atomů:			
• van der Waalsovy síly	CO_2↔CO_2	8,37	0,324
• vodíkové vazby	H_2O.....H_2O	18,9	0,276
• hydrofobní vazby	−fenyl↔fenyl−	5,9	

1.2 Molekulová biofyzika

1.2.1 Skupenské stavy hmoty

Látka (charakterizovaná pomocí některých fyzikálních veličin) se může vyskytovat v různých skupenstvích (fázích), ale i ve stavech, které mají charakter přechodu mezi nimi. Tato skupenství jsou: plynné, kapalné, pevné a plazmatické. Zjevné vlastnosti jednotlivých skupenství vyplývají především z velikosti síly, kterou jsou k sobě vázány molekuly, atomy nebo ionty tvořící látku. Látka v pevném skupenství (největší soudržná síla) si za daného tlaku a teploty zachovává nejen objem, ale i tvar; kapalina (středně veliká soudržná síla) už si zachovává pouze objem a plyn (malá přitažlivá síla) přijímá tvar i objem své nádoby. Plazmatický stav se v určitých směrech podobá plynnému skupenství.

1.2.1.1 Plyny

Za nízkých tlaků lze předpokládat, že molekuly plynů jsou v prostoru rozloženy tak řídce, že lze zanedbat jejich vlastní objem a vzájemné přitažlivé síly. Pak platí známá stavová rovnice ideálního plynu $pV = nRT$, kde p je tlak (Pa), V je objem (m^3), n je počet molů, $R = 8{,}314\ J.mol^{-1}.K^{-1}$ je plynová konstanta a T je teplota (K). Pro popis chování plynů za vyšších tlaků a teplot nižších nebo srovnatelných s teplotou kritickou je nutné použít **van der Waalsovu rovnici**, která provádí korekci tlaku i objemu vzhledem k vlastnímu objemu molekul:

$$\left(p + \frac{a}{V}\right) \cdot (V - b) = nRT\ ,$$

kde a, b jsou konstanty.

Plyny jsou dokonale mísitelné a jejich směsi tvoří vždy jedinou fázi. Každý z plynů zaujme ve směsi celý objem nádoby a lze mu přisoudit určitý tzv. parciální tlak p_i, který by měl, kdyby vyplňoval objem sám. Úhrnný tlak plynné směsi p je roven součtu parciálních tlaků jednotlivých složek. Tento vztah vyjadřuje **Daltonův zákon aditivity parciálních tlaků**:

$$p = \sum p_i$$

Molekuly plynů se volně pohybují různou rychlostí, přičemž neustále mění svůj směr následkem vzájemných srážek a srážek se stěnami nádoby. Každá molekula má obecně jinou rychlost a tedy i jinou kinetickou energii. Zavedeme-li průměrnou rychlost a jí odpovídající střední kinetickou energii $E_{k,st}$, pak platí:

$$E_{k,st} = \frac{3}{2} \cdot \frac{R}{N} \cdot T = \frac{3}{2} \cdot k \cdot T$$

N je Avogadrovo číslo a T je absolutní teplota. Střední kinetická energie molekul plynu je tedy přímo úměrná jeho absolutní teplotě. Poměr $k = R/N$ se nazývá **Boltzmannova konstanta** a udává změnu střední kinetické energie připadající na jeden stupeň teplotního rozdílu. Její hodnota činí $1{,}38.10^{-23}\ J.K^{-1}$.



Lorenzo Romano Amedeo Carlo Avogadro hrabě z Quarenga a Cerrata (1776–1856)
Vystudoval práva a teprve později matematiku a fyziku. Při své vědecké práci v chemii a fyzice využíval matematických metod. V roce 1811 vyslovil následující hypotézu, která byla později nazvána, jak je uvedeno v textu, jako Avogadrův zákon. Za svého života se však potvrzení a uznání hypotézy nedočkal. Avogadro totiž nedokázal hypotézu přesně experimentálně potvrdit a navíc nebyla hypotéza publikována v seriózní vědecké literatuře. Celý život prožil v Turínu.

Rychlost translačního pohybu molekul plynu je vysoká a proto je difúzní výměna plynů, např. při dýchání, velmi rychlá.



Ludwig Edward Boltzman
Rakouský fyzik (1844–1906), vyjádřil v teorii plynů základní rozdíl mezi pochody čistě mechanickými a tepelnými a propracoval vztah entropií a pravděpodobností a rovněž přenesl termodynamické pojmy tlaku a teploty na záření černého tělesa.

1.2.1.2 Kapaliny

U kapalin na rozdíl od plynů nelze zanedbat vzájemnou soudržnost molekul a jejich vlastní objem. Kromě objemu mají význam i tvar a polární vlastnosti molekul. Zatímco plyny jsou dobře stlačitelné, kapaliny jsou stlačitelné jen nepatrně. Rovněž oproti plynům jeví menší objemovou závislost na teplotě.

Běžně se kapaliny chovají jako izotropní prostředí, to znamená, že mají ve všech směrech stejné fyzikální vlastnosti (např. jimi prochází světlo stejným způsobem). Naproti tomu pevné látky, v nichž jsou molekuly uspořádány, představují prostředí anizotropní. Reinitzer (1888) objevil, že existují i anizotropní kapaliny. Lze předpokládat, že v některých kapalinách existují skupiny orientovaných molekul („roje" nebo vrstvy). Takové kapaliny nazýváme krystalické kapaliny nebo **kapalné krystaly**. K uvedeným mezomorfním stavům směřují zvláště molekuly s protáhlým tvarem. Rozeznávají se dva stavy: smektický („mýdlovitý") stav, kde jsou molekuly uspořádány do definovaných rovin, které mohou jedna po druhé klouzat, a stav nematický („vláknitý"), kde molekuly netvoří roviny, ale určitou orientaci zachovávají. S mezomorfními stavy se setkáváme i v živých organismech. V lidském organismu je nejtypičtějším příkladem tohoto stavu uspořádání molekul v určitých oblastech příčně pruhovaného svalového vlákna, které se fyzikálně projevuje dvojlomem světla. Mezomorfní stav přináší z hlediska biologických funkcí určité výhody, neboť spojuje možnost difúze jako v kapalinách s možností zachování struktury jako v tuhých látkách. Také procesy probíhající v buněčných membránách svědčí o důležitosti těchto stavů v živém organismu. Barva kapalných krystalů se mění v závislosti na teplotě v důsledku změn prostorového uspořádání molekul. Velké uplatnění v termografii mají např. deriváty cholesterolu, jejichž molekuly mají spirálovou strukturu. Při zvýšení teploty se stoupání spirály zmenší a při zvýšení teploty zase zvětší. Při dopadu světla dochází k selektivnímu rozptylu podle struktury spirály. Při nejnižších teplotách, na které kapalné krystaly reagují, má odražené světlo největší vlnovou délku – červenou barvu, při zvyšování teploty se barva mění na zelenou a nejteplejší místa jsou zbarvena modře. Stejně zbarvená místa jsou místa se stejnou teplotou – izotermy.

1.2.1.3 Tuhé (pevné) látky

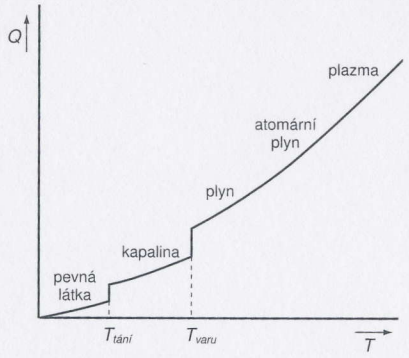
V tuhém skupenství jsou atomy, ionty nebo molekuly navzájem pevně spojeny a jsou zabudovány do krystalické mřížky, která vykazuje určité prostorové uspořádání. Plastické látky bez krystalické struktury považujeme za přechlazené kapaliny, tedy kapaliny s extrémně vysokou viskozitou.

- **Molekulové krystaly** (např. jod, metan) jsou tvořeny molekulami látek, které jsou drženy pohromadě van der Waalsovými silami. V krystalech ledu hrají úlohu vodíkové můstky.

- **Iontové krystaly** (např. NaCl, AgBr, PbS) jsou tvořeny kationty a anionty poutanými elektrostatickými silami iontové vazby. Krystalová voda v nich může být vázána buď na ionty, nebo vstupuje do mezer mezi vrstvami mřížky.
- **Krystalickou strukturu kovů** tvoří kationty kovů, mezi nimiž se volně pohybují elektrony.
- **Atomový krystal** (např. diamant, krystaly germania nebo křemíku) je vlastně obrovská makromolekula, ve které jsou jednotlivé atomy vázány kovalentními vazbami.
- **Vrstevnaté krystaly** (např. grafit) jsou tvořeny vrstvami atomů vázaných kovalentními vazbami. Vrstvy jsou navzájem poutány podstatně slabšími van der Waalsovými silami.

1.2.1.4 Skupenství plazmatické

Plazma je tvořeno neutrálními a elektricky nabitými částicemi. Vzniká ze skupenství plynného ionizací molekul plynu. Příčinou může být vysoká teplota. Z hlediska pohyblivosti částic je plazma podobno skupenství plynnému, není v něm však splněna podmínka o zanedbatelném vzájemném silovém působení jednotlivých částic.



Obr. 1.6 *Schéma skupenských přeměn (Q – dodané teplo) při dané teplotě T*

Přechod ze skupenství plynného do plazmatického není tak ostrý, jako například přechod ze skupenství pevného do kapalného, kterému přísluší přesně definovaná teplota bodu tání (viz obr. 1.6). U plazmatu vedle sebe existují v širokém tepelném rozmezí molekuly, atomy, ionty i volné elektrony. Teprve při velmi vysokých teplotách (10^6–10^8 °C) jsou v plazmatu jen atomová jádra a „elektronový plyn". Tento stav je velmi důležitý, neboť při něm může docházet ke srážkám jader. Tzv. řízené termonukleární reakce, při kterých se za vysokých teplot slučují jádra lehkých prvků a dochází k uvolnění energie, jsou velkým úkolem fyziky plazmatu. Tento způsob získávání energie by byl mnohem

výhodnější než štěpení uranu, protože při něm nedochází ke vzniku radioaktivního odpadu a zásoby paliva – deuteria jsou velké.

1.2.1.5 Změny skupenství

Změny skupenství chemicky čisté látky způsobené dodáváním a odebíráním energie (viz obr.1.6) lze též schematicky znázornit následovně:

pevná látka ⇄ (tání / tuhnutí) kapalina ⇄ (vypařování / kondenzace) plyn ⇄ (ionizace / rekombinace) plazma

Tání a tuhnutí – s rostoucí teplotou se zvyšuje kinetická energie částic v krystalové mřížce, až se mřížka rozpadne a dojde k přechodu látky ze skupenství tuhého do kapalného, tj. tání. Teplota, při níž k tání došlo, se nazývá teplota tání a při daném tlaku je pro danou látku charakteristickou konstantou.

Teplota tání je též teplotou tuhnutí. Při ochlazování kapaliny je však situace složitější. Pro vytvoření krystalu nestačí dosáhnout dostatečně nízké teploty, ale musí se též vytvořit „zárodky" krystalové mříže, na nichž by krystal mohl narůst. Pokud nejsou krystalizační centra přítomna, může kapalina i po ochlazení pod bod tuhnutí zůstat v kapalném, tzv. podchlazeném stavu. Naočkováním podchlazené kapaliny krystalkem tuhé látky dojde ke krystalizaci.

Vypařování a kondenzace – máme-li v uzavřené nádobě kapalinu a její páry, vystupují molekuly kapaliny do prostoru nad kapalinou a jiné molekuly se současně vracejí do kapaliny. K vypařování dochází, převládá-li při dané teplotě pohyb z kapalné fáze do plynné. Dosažení rovnováhy je charakterizováno rovnovážným tlakem páry při určité teplotě a pára se nazývá nasycená. Jejím ochlazením dojde ke kondenzaci, tj. ke vzniku kapalné fáze. K tomu je však třeba, podobně jako při vzniku tuhé fáze, aby byla přítomna vhodná kondenzační centra, např. částečky prachu. Jinak může dojít také k metastabilnímu stavu (přesycená pára). Teplota, při které se rovná rovnovážný tlak páry nad kapalinou v otevřené nádobě vnějšímu atmosférickému tlaku, je teplotou varu.

Sublimace – přechod molekul z tuhé fáze do plynné. Rovnovážný stav je opět definován teplotou a tlakem.

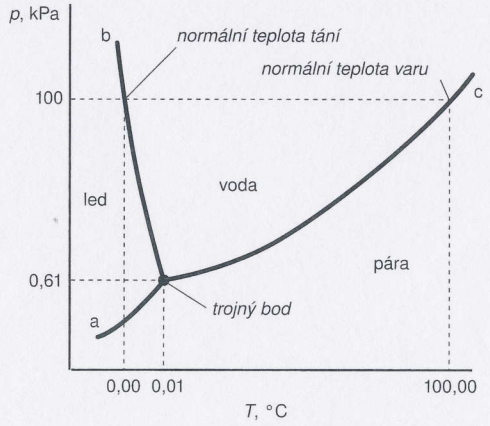
1.2.1.6 Gibbsův zákon fází

Z termodynamického zpracování fyzikálních rovnováh odvodil roku 1879 W. Gibbs zákon, který určuje počet volně proměnných veličin daného systému. Rovnovážný stav vícesložkového (heterogenního) systému je totiž popsán udáním teploty, tlaku a složení jeho jednotlivých fází. Můžeme však volit jen hodnoty určitého počtu těchto veličin. Velikost ostatních vyplývá z podmínek rovnováhy. Počet stavových veličin, které lze

nezávisle měnit při zachování počtu fází, se nazývá **počet stupňů volnosti** (v). Gibbsův zákon jej uvádí do vztahu s počtem fází systému (f) a počtem přítomných složek (s) při rovnováze v uzavřené heterogenní soustavě:

$$f + v = s + 2$$

U jednosložkových soustav mohou být v rovnováze nanejvýš tři fáze, u dvousložkových čtyři atd. (pro $v = 0$). Gibbsův zákon fází je využíván například ve farmakologickém průmyslu při přípravě vhodných lékových forem.



Obr. 1.7 *Rovnovážný p – T diagram jednosložkové soustavy*

Dobrou pomůckou pro pochopení jsou rovnovážné fázové diagramy. Na obr. 1.7 je diagram pro jednosložkovou soustavu (vodu). Každý stav systému je charakterizován jeho tlakem a teplotou, a tedy určitým bodem v tomto diagramu. Bude-li tento bod v oblastech „voda", „pára", „led", znamená to, že systém je ve stavu kapalném, plynném nebo tuhém. Bude-li bod znázorňující daný stav na křivkách a, b nebo c, znamená to, že v systému jsou v rovnováze dvě fáze. V průsečíku křivek jsou v rovnováze všechny tři fáze.

Zvolme např. bod na křivce c, v soustavě existuje rovnováha mezi vodou a párou. Je tedy $s = 1, f = 2$ a z Gibbsova zákona fází lze vypočítat $v = 1$. Jeden stupeň volnosti znamená, že volbou jedné proměnné je určen rovnovážný stav soustavy. Např. volbou teploty je jednoznačně určen rovnovážný tlak páry a naopak zvolenému tlaku odpovídá zcela určitá teplota. Totéž platí pro rovnováhu mezi ledem a párou a mezi ledem a vo-

dou. Kdybychom zvolili obě proměnné, teplotu a tlak, ubyla by jedna fáze ($s = 1$, $v = 2$, $f = 1$). Mají-li se v soustavě udržet v rovnováze tři fáze ($s = 1$, $f = 3$), nelze volit ani jednu proměnnou ($v = 0$) a rovnováha může nastat jen při určité teplotě a tlaku (trojný bod).



Josiah Willard Gibbs (1839–1903)
Působil v Paříži, Berlíně a na Yale College v New Haven. Spolupracoval s Kirchhoffem a Ostwaldem. Věnoval se především studiu rovnováh v různorodém fyzikálním prostředí.

1.2.2 Disperzní systémy

Disperzní systém je soustava, která obsahuje alespoň dvě fáze nebo dvě složky (chemická individua), přičemž jedna nespojitá fáze nebo složka (**disperzní podíl** – dispersum) je více nebo méně rozptýlena v druhé spojité fázi nebo složce (**disperzním prostředí** – dispergens). Veškerá vodná prostředí v lidském těle – tělesné tekutiny (například krev), extracelulární prostředí i intracelulární prostředí jsou disperzními systémy.

Obsahuje-li systém dvě fáze, existuje určitá hranice mezi částicemi tvořícími disperzní podíl a druhou fází, která je obklopuje. Takový systém se nazývá heterogenní. Obsahuje-li naopak dvě složky a jen jednu fázi, je složka tvořící disperzní podíl rozptýlena ve složce tvořící disperzní prostředí v tak drobných částicích (atomech, molekulách), že nelze mluvit o rozhraní, a takový systém se nazývá homogenní.

1.2.2.1 Třídění disperzních systémů

Disperzní systémy lze třídit podle různých kritérií, jako je skupenství nebo velikost částic. U částic kulového tvaru se převrácená hodnota průměru částice nazývá stupeň disperzity (rozměr je m^{-1}). Vyšší stupeň disperzity tedy znamená jemnější rozptýlení disperzního podílu. V monodisperzním systému mají všechny částice stejnou velikost, v systému polydisperzním se vyskytují částice různých velikostí.

Podle velikosti částic zhruba rozlišujeme:

- **disperze analytické (do 1 nm)** – nelze zjistit fyzikálně, pouze chemicky
- **disperze koloidní (1 nm až 1 μm)**
- **disperze hrubé (1 μm až 1 mm)**

Jsou-li částice větší než 1 mm, nejde již o disperze.

Rozdělení disperzních systémů podle skupenství disperzního prostředí a disperzního podílu s přihlédnutím k velikosti částic uvádí tabulka 1.5.

Tab. 1.5 *Třídění disperzních systémů (podle[2])*

disperzní prostředí	disperzní podíl	disperze hrubé	disperze koloidní	disperze analytické
plynné	plynný			směsi plynů
	kapalný	déšť, mlha, aerosoly	aerosoly	páry kapaliny v plynu
	pevný	kouř, dým, aerosoly	aerosoly	páry tuhé látky v plynu
kapalné	plynný	bubliny, pěny	pěny	roztoky plynů v kapalinách
	kapalný	emulze (např. mléko)	lysoly	směsi kapalin
	pevný	suspenze (např. krev)	lyosoly, koloidní roztoky (např. krevní plazma)	pravé roztoky (např. roztok glukózy ve vodě nebo roztok soli)
pevné	plynný	tuhé pěny, bubliny plynů v pevných látkách	tuhé pěny	plyny rozpuštěné v pevných látkách (např. vodík v palladiu)
	kapalný	pevné látky s uzavřenými kapičkami	tuhé pěny	krystalická voda
	pevný	tuhé směsi	tuhé soli	tuhé roztoky (např.skla), směsné krystaly

V medicíně jsou znalosti disperzních systémů důležité zvláště při podávání léčivých látek ve formě léčivých přípravků, které mohou tvořit:

- **iontové disperze**
- **molekulové disperze**
- **koloidní disperze**

V tabulce 1.6 jsou srovnány některé vlastnosti pravých roztoků, koloidních roztoků a suspenzí. Význam některých pojmů vyplyne z dalšího textu.

Tab. 1.6 *Srovnání vlastností disperzních soustav s kapalným disperzním prostředím a pevným disperzním podílem (podle[4])*

vlastnosti	suspenze	koloidní roztoky	pravé roztoky
viditelnost částic disp. podílu	viditelné v optickém mikroskopu	viditelné v ultramikroskopu a elektronovém mikroskopu	nelze pozorovat ani v elektronovém mikroskopu
pozorovatelná sedimentace částic disp. podílu	v zemském gravitačním poli	jen v silovém poli centrifugy	nesedimentují ani v centrifuze
tepelný pohyb částic disp. podílu	chabý	intenzivní	velmi intenzivní
difúze částic disp. podílu	nedifundují	difundují pomalu	difundují rychle
průchod částic disp. podílu filtry	lze zachytit filtračním papírem	lze zachytit membránami	procházejí i membránami
optické vlastnosti	až neprůhledné	opaleskují	čiré
koligativní vlastnosti (viz 1.2.5)	nevykazují	vykazují v malé míře	vykazují ve velké míře

Sedimentace

Gravitace působí na částice disperzního podílu silou úměrnou hmotnosti částice. V kapalině působí proti této síle vztlaková síla, která je podle Archimédova zákona úměrná hmotnosti kapaliny vytlačené částicí. Pohyb způsobený výslednicí těchto sil vyvolá opět brzdící třecí sílu, která závisí na velikosti a tvaru částic a na viskozitě kapaliny. Tato síla F je pro kulovou částici o poloměru r pohybující se rychlostí v v disperzním prostředí o dynamické viskozitě η určena Stokesovým zákonem $F = 6\pi\eta rv$. Po ustavení rovnováhy je rychlost pohybu částice nepřímo úměrná viskozitě disperzního prostředí a roste s rozměrem částice, zrychlením a rozdílem hustot částic a kapaliny. Pokud je hustota částice větší než hustota kapaliny, klesá částice ke dnu (sedimentuje), v opačném případě se pohybuje směrem vzhůru k hladině (flotuje).

V zemském gravitačním poli sedimentují měřitelnými rychlostmi pouze hrubé disperze. Např. rychlost sedimentace koloidní částice o průměru 10 nm činí pouze $1{,}7.10^{-10}$ m.s^{-1}. Celý proces se podstatně zrychlí prováděním sedimentace v centrifuze. Během centrifugování je možné měřit koncentraci částic v určitých místech kyvety ně-

kterou z optických metod (např. refraktometricky). Tato měření umožnila stanovit velikost makromolekul.

Měření rychlosti sedimentace krevních tělísek v krvi patří již dlouhá desetiletí mezi základní laboratorní vyšetření a její výsledek je mnohdy pro lékaře prvním varovným signálem upozorňujícím na nemoc.

1.2.2.2 Analytické disperze

Analytické disperze jsou homogenní, disperzní podíl je rozptýlen na molekuly, atomy nebo ionty. Probereme důležitější z nich.

Směsi plynů – plyny jsou mísitelné v jakémkoli poměru a jsou rozptýleny na molekuly. Pro směs plynů platí **Daltonův zákon** (celkový tlak plynné směsi je součtem parciálních tlaků jednotlivých složek). Tento zákon předpokládá ideální chování plynů a platí prakticky do tlaku 0,5 kPa. Podobně lze sčítat parciální objemy plynů ve směsi.



John Dalton (1766–1844)
Věnoval se hlavně meteorologii a na základě řady pozorování a pokusů vyslovil řadu dodnes platných fyzikálních poznatků. Jeho stěžejní práce spadají do let 1803–1810. Byl jedním z prvních propagátorů atomistické teorie v chemii.

Páry kapaliny v plynech – pára kapaliny je rozptýlena na molekuly. Biologický význam má disperze vodní páry ve vzduchu. Absolutní vlhkost vzduchu je množství vodní páry v kilogramech v 1 m^3 vzduchu. Maximální vlhkost vzduchu je absolutní vlhkost při nasycení vodními parami. Relativní vlhkost vzduchu je dána poměrem absolutní vlhkosti k maximální a obvykle se vyjadřuje v procentech.

Plyny rozpuštěné v kapalině – plyn se rozpouští v kapalině tak dlouho, až se mezi oběma fázemi ustaví rovnováha. Podle Gibbsova zákona (1.2.1.6) má tato dvousložková dvoufázová soustava ($s = 2, f = 2$) dva stupně volnosti. Např. volbou tlaku a teploty je určena koncentrace plynu v kapalině. Pro plyn, který s kapalinou chemicky nereaguje, platí **Henryho zákon.** Ten říká, že množství plynu rozpuštěného za dané teploty v kapalině je přímo úměrné parciálnímu tlaku plynu nad kapalinou. Toto množství lze vyjádřit různým způsobem, např. molárním zlomkem X_i, potom má Henryho zákon tvar:

$$X_i = k_i p_i \text{, resp. } p_i = H_i X_i \text{,}$$

kde p_i je parciální tlak plynu (Pa) a $H_i = 1/k_i$ je **Henryho konstanta** (Pa). Další možnost je vyjádřit množství plynu molární koncentrací nebo objemem

$$V_i = \alpha_i \cdot p_i \text{,}$$

kde V_i je objem plynu rozpuštěného v jednotce objemu rozpouštědla a α_i je Bunsenův absorpční koeficient. Různé plyny mají různé absorpční koeficienty a plyny jsou tudíž

v kapalině rozpuštěny v jiném poměru, než jaký je poměr jejich parciálních tlaků. Např. Bunsenův absorpční koeficient při 20 °C pro kyslík má větší hodnotu než pro dusík, a proto vzájemný poměr koncentrací těchto plynů ve vodě je oproti stavu v ovzduší posunut ve prospěch kyslíku. Tyto úvahy platí pro konstantní teplotu. S rostoucí teplotou rozpustnost plynů v kapalině klesá.



Joseph Henry (1797–1878)
Vynikající experimentátor. Od roku 1832 učil přírodní vědy na Princetonské univerzitě. Později se stal tajemníkem Smithsonova ústavu pro podporu věd. Stal se také prezidentem Národní akademie věd.

Rozpouštění plynů v kapalinách je z biologického hlediska významné, neboť plyny jsou transportovány částečně rozpuštěné v krevní plazmě. Ve fyziologii je zvykem množství plynů rozpuštěných v tělních tekutinách vyjadřovat rovnovážným parciálním tlakem, který mu podle Henryho zákona odpovídá.

Hlavně potápěči, ale i některé další profese pracují v prostředí s větším tlakem vzduchu, než je tlak atmosférický. Při dýchání se vzdušný dusík rozpouští v krvi úměrně svému tlaku. Kdyby tlak vzduchu poklesl náhle, např. při rychlém výstupu potápěče z hloubky na hladinu, uvolnila by se část dusíku ve formě bublinek, které by mohly ucpat kapiláry a klouby. Došlo by ke vzduchové (dusíkové) embolii, ke vzniku kesonové nemoci. Změny tlaku vzduchu musí být proto pozvolné, organismus pak stačí přebytek dusíku z krve odstranit vydechováním.

Směsi kapalin – při mísení kapalin mohou nastat tři případy: kapaliny se mísí dokonale, mísí se omezeně nebo se nemísí vůbec. Nemísitelné kapaliny nemohou analytickou disperzi vytvořit. Neomezeně mísitelné kapaliny vytvářejí homogenní směsi s rovnoměrným promísením molekul. Příkladem mohou být dvojice kapalin voda – etanol nebo aceton – chloroform. O mísitelnosti kapalin rozhoduje hlavně jejich polarita. Dobře se mísí látky přibližně stejné polarity.

Éter a voda představují kapaliny omezeně mísitelné. Po protřepání se směs rozdělí do dvou vrstev: dole je těžší roztok éteru ve vodě, nahoře roztok vody v éteru. S rostoucí teplotou klesá rozpustnost éteru ve vodě a roste rozpustnost vody v éteru.

Pravé roztoky – pevné látky jsou v roztoku přítomny buď jako ionty – roztoky iontové (např. roztok chloridu sodného, fyziologický roztok) nebo jako molekuly – roztoky molekulární (roztok glukózy ve vodě). O rozpustnosti látek v rozpouštědlech podobně jako o mísitelnosti kapalin rozhoduje polarita. Látky schopné disociace a organické látky s polárními skupinami jako $-SO_3H$, $-COOH$, $-NH_2$ apod. se lépe rozpouštějí v polárních rozpouštědlech (voda, etanol), kdežto organické látky s dlouhým uhlovodíkovým řetězcem nebo látky se symetrickou molekulou se budou rozpouštět v nepolárních rozpouštědlech (benzen, toluen). Množství látky v gramech, které se rozpustí za

dané teploty ve 100 g rozpouštědla na nasycený roztok, se nazývá rozpustnost. Rozpustnost pevných látek ve vodě obvykle s rostoucí teplotou stoupá. Existuje několik látek, např. hydroxid vápenatý, které se chovají opačně.

Ochlazením nasyceného roztoku by se měla vyloučit pevná fáze, protože klesla rozpustnost. Nejsou-li v roztoku vhodná krystalizační centra, na kterých by mohly krystaly začít růst, dojde k podchlazení a pevná fáze se nevyloučí; získáme přesycený roztok. Vyloučení pevné fáze z přesyceného roztoku dosáhneme naočkováním krystalkem, mícháním nebo dalším ochlazením.

1.2.2.3 Koloidní disperze

Z koloidních disperzí mají největší biologický význam disperze s kapalným disperzním prostředím. Koloidní částice mohou být tvořeny makromolekulami nebo micelami. Nejdůležitějšími přírodními makromolekulami tvořícími koloidní disperzi jsou bílkoviny, nukleové kyseliny a polysacharidy. Micely vznikají samovolnou reverzibilní asociací nízkomolekulárních částic, bez chemických vazeb. Příkladem micelárních koloidů mohou být roztoky mýdel ve vodě. Oba typy koloidních částic se rozpouštějí přímo, představují rovnovážné systémy a způsobem svého vzniku a stabilitou se podobají pravým roztokům. Nazývají se **koloidní roztoky**. Jejich vznik je umožněn tím, že látky je tvořící mají velkou afinitu k disociovaným molekulám rozpouštědla, obklopují se jimi, a tím jsou udržovány v dispergovaném stavu. Takovým koloidním systémům, jejichž disperzní podíl je schopen si samostatně opatřit elektrickou dvojvrstvu (viz 1.2.2.3.1) a je obalen molekulami disperzního prostředí (solvatován), říkáme **lyofilní**; je-li rozpouštědlem voda, **hydrofilní**. Kromě samovolně vznikajících lyofilních koloidních soustav lze uměle připravit i koloidní disperzi částic, které nemají afinitu k molekulám rozpouštědla a nazývají se **lyosoly** (ve vodném prostředí hydrosoly) nebo lyofobní koloidy. Lyofobní koloidy nejsou schopny delší existence samy o sobě a pro praktické použití se musí stabilizovat, např. přídavkem lyofilního koloidu.

Na koloidní částice narážejí molekuly rozpouštědla a tyto nárazy mají za následek pohyb částic, jehož rychlost závisí na teplotě a který se nazývá **Brownův pohyb**. U větších částic (s průměrem větším než 4 μm) se nárazy z různých stran vyruší a k pohybu nedojde. Koloidní částice však dostane nárazů mnohem méně a vyrušení impulzů není pravděpodobné. Výsledkem je pohyb, který lze sledovat v ultramikroskopu.

Spojování koloidních částic ve velké celky se nazývá **koagulace**. Tento děj vede k zániku koloidního roztoku. Bývá způsoben zpravidla neutralizací elektrického náboje koloidní částice. Lze to provést smícháním dvou koloidních roztoků, jejichž částice mají opačný elektrický náboj, nebo vysolením, tj. přidáním nějaké anorganické sole. Opak koagulace se nazývá **peptizace.**

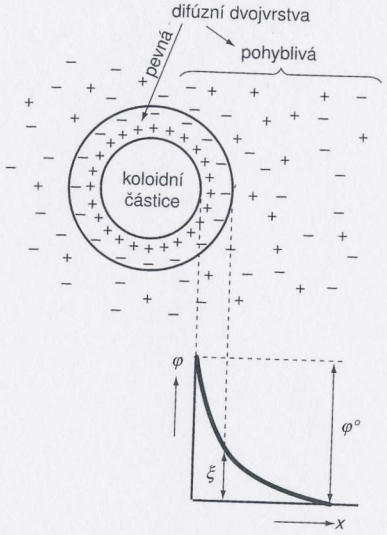
1.2.2.3.1 Elektrokinetické vlastnosti koloidních roztoků

Částice koloidních soustav na rozdíl od analytických nebo hrubých disperzí nesou na svém povrchu elektrické náboje, které jsou původcem jejich specifických vlastností. Náboje vznikají buď elektrolytickou disociací skupin na povrchu částic nebo selektivní adsorpcí iontů z roztoku. Kolem nabité koloidní částice se seskupují malé ionty opačného znaménka, a tak vznikají na povrchu částice dvě nabité vrstvy – tzv. **elektrická dvojvrstva**. Jednu vrstvu tvoří náboje na povrchu částice, druhou u ní nahromaděné ionty opačného znaménka. Elektrostatické síly samy o sobě by vedly k vytvoření kompaktní dvojvrstvy, ale tepelný pohyb se snaží rozptýlit ionty rovnoměrně po roztoku. Výsledkem těchto protichůdných snah je, že všechny ionty, kompenzující náboj koloidní částice, nejsou seřazeny na jedné ploše u povrchu částice. Pouze menší část iontové atmosféry je fixována na částici a pohybuje se s ní. Větší část, která je difúzní povahy, plynule přechází do roztoku. Na elektrickou dvojvrstvu koloidní částice lze pohlížet jako na kondenzátor nepatrné tloušťky. Závislost potenciálu na vzdálenosti od povrchu částice není lineární, viz obr. 1.8. Potenciálnímu rozdílu mezi difúzní a fixovanou částí iontové atmosféry, tj. mezi nitrem kapaliny a tenkou vrstvou iontů poutanou k povrchu částice, říkáme elektrokinetický potenciál (nebo zeta potenciál, ζ potenciál). Je dán strukturou rozhraní částice – kapalina. Jeho hodnota nepřesahuje 0,1 V. Má rozhodující význam pro stabilitu koloidních soustav.

Dvojvrstva může vzniknout elektrolytickou disociací, má-li koloidní částice na svém povrchu kyselé a zásadité skupiny. V zásaditém roztoku dojde k disociaci kyselých skupin, tj. k odštěpení protonu ($-COOH \rightarrow -COO^- + H^+$). Skupiny (a tím i povrch částice) získají záporný náboj a vytvoří se tak jedna vrstva elektrické dvojvrstvy. Druhá vrstva se vytvoří z kladně nabitých iontů v roztoku, část bude difúzně rozptýlena. V kyselém roztoku naopak dojde převážně k připoutání protonu a k vytvoření kladně nabitého povrchu částice ($-NH_2 + H^+ \rightarrow -NH_3^+$). Molekuly polárního rozpouštědla se orientují vůči nabitému povrchu částice a vytvářejí solvatační (hydratační) plášť. Při určitém pH roztoku bude disociován stejný počet zásaditých a kyselých skupin, kladné a záporné náboje se vyrovnají a elektrická dvojvrstva se zruší. Hodnota pH roztoku, která charakterizuje stav zrušení dvojvrstvy, se nazývá **izoelektrický bod**.

Rozeznáváme čtyři typy elektrokinetických dějů. Předně to je **elektroforéza**, pohyb nabitých částic v kapalném prostředí vlivem elektrického pole. Opačný proces, proudění kapaliny v elektrickém poli vzhledem k nehybné pevné fázi, se nazývá **elektroosmóza**. K těmto jevům existují jevy inverzní. Inverzním dějem k elektroforéze je vznik **sedimentačního potenciálu**: vzniká-li vlivem elektrického pole pohyb, musí při pohybu částic (např. sedimentaci) vznikat elektrické pole. Inverzním dějem elektroosmózy je vznik **proudového potenciálu**, který vzniká při protlačování roztoku elektrolytu porézním materiálem.

Nejdůležitějším elektrokinetickým dějem, který našel uplatnění při dělení směsí nabitých částic, je elektroforéza. Dá se použít nejen k rozdělení jednoduchých i komplexních anorganických iontů, ale i k dělení celé řady přirozených látek, zejména proteinů, nukleových kyselin, sacharidů a lipidů, a dokonce i celých buněk a jejich organel.



Obr. 1.8 *Elektrická dvojvrstva na povrchu koloidní částice a průběh elektrického potenciálu φ v závislosti na vzdálenosti x od povrchu nabité částice (φ^0 = celkový rozdíl elektrického potenciálu mezi povrchem částice a vnitřkem roztoku, ζ = elektrokinetický potenciál), (podle[4])*

Ponoříme-li do roztoku, který obsahuje nabité částice, dvě elektrody (katodu a anodu), na které vložíme stejnosměrné napětí, začnou se částice pohybovat různou rychlostí k opačně nabitým elektrodám. Toto uspořádání se nazývá volná elektroforéza. Dokonalejší rozdělení poskytuje elektroforéza na nosičích (zónová elektroforéza), při kterém k dělení látek účinkem elektrického pole nedochází ve volném roztoku pufru, ale na vhodném pevném nosiči, a při níž jednotlivé složky dělené směsi vytvářejí pohybující se oddělené zóny. Jako nosiče se používají např. filtrační papír, škrobový gel, agarový gel, silikagel, polyakrylamidový gel a celulóza. Rychlost elektroforézy závisí na velikosti vloženého napětí, při vyšším napětí probíhá rychleji. Obvykle se používá napětí řádu 10^2 V. Důležitý vliv na průběh elektroforézy mají vlastnosti elektrolytu: pH (náboj bílkovin je vytvářen ve vhodném prostředí disociací aminoskupin $-NH_2$ a karboxylových skupin $-COOH$), koncentrace elektrolytu (ovlivňuje velikost elektrokinetického potenciálu částice), viskozita, permitivita a teplota.

1.2.2.3.2 Nefelometrie

Pravý roztok nebo rozpouštědlo se jeví v procházejícím světle homogenní, ale koloidní roztoky jeví opalescenci. Příčinou tohoto jevu je rozptyl světla, což je složitý fenomén, který zahrnuje podle velikosti částic lom, odraz i ohyb světla. Pokud jsou indexy lomu částic a rozpouštědla dostatečně odlišné, uplatní se rozptyl světla do té míry, že je světlo pozorovatelné i v jiném směru než ve směru šíření. Tento úkaz se nazývá **Tyndallův jev**. Metoda zvaná nefelometrie se zabývá měřením intenzity rozptýleného světla vycházejícího z koloidního roztoku kolmo na směr paprsku světla, které rozptyl světla vyvolalo. Měření může být použito při stálé velikosti částic ke stanovení jejich koncentrace a při stálé koncentraci ke stanovení jejich velikosti.

Rozměry koloidních částic jsou menší nebo srovnatelné s vlnovou délkou viditelného záření a proto je nelze pozorovat v běžném mikroskopu. Díky Tyndallovu jevu je však lze zviditelnit v tzv. ultramikroskopu. Je to obyčejný optický mikroskop s bočním osvětlením roztoku. Částice koloidních rozměrů se v něm jeví jako svítící a pohybující se body na tmavém pozadí. Lze vidět částice asi od 5 nm. Nejedná se o skutečný obraz částice, ale o ohybový jev vyvolaný částicí, takže v ultramikroskopu není možné zjistit ani velikost, ani tvar částic, ale pouze její přítomnost.

Zjišťování tvaru a velikosti částic, jako jsou viry, molekuly bílkovin a molekuly nukleových kyselin, umožňuje elektronový mikroskop, jehož princip je založen na skutečnosti, že svazek pomalých elektronů pod konstantním napětím má vlastnosti světelného paprsku (viz 5.3.1.2).



Obr. 1.9 *Nefelometr*

1.2.2.3.3 Dialýza

Dialýza je difúze malých molekul a iontů z koloidního roztoku dialyzační membránou do čistého rozpouštědla. Rozpouštědlo se často mění nebo se nechá protékat, aby se udržel co největší koncentrační gradient. Jde-li o odstraňování elektrolytů, je možné dialýzu urychlit použitím elektrického potenciálního spádu (100 V až 300 V); hovoříme pak o elektrodialýze.

K rychlému čištění nebo zahušťování (odstraňování rozpouštědla) lze místo dialýzy použít **ultrafiltraci**. Jde v podstatě o filtraci membránou, která nepropouští koloidy, urychlenou podtlakem pod membránou nebo přetlakem nad membránou. Použitím různých membrán o známé propustnosti lze disperzní systém rozdělit na frakce podle velikosti částic, případně i odhadnout velikost částic.

Dříve se při dialýze a ultrafiltraci používalo membrán živočišného původu (např. rybí měchýře), nyní se převážně používá umělých folií z celofánu, polyvinylalkoholu a esterů celulózy. Uvedeného jevu využívá celá řada oborů: namátkou biochemie, hematologie, biologie a fyziologie.

Hemodialýza i peritoneální dialýza jsou léčebné postupy, které do určité míry nahrazují nedostatečnou nebo zcela zaniklou funkci ledvin.

Hemodialýza – využívá umělé membrány k odstranění retinovaných látek z plazmy. Tento postup vyžaduje mimotělní (extrakorporální) cirkulaci krve. Krev je pomocí krevní pumpy odváděna do vlastní dialyzační jednotky (umělá ledvina). Ta zajišťuje přesné složení dialyzátu, izotonicitu s krví pacienta a ohřátí na tělesnou teplotu. Krev očištěná od toxických látek a metabolitů se vrací nemocnému. Oddialyzovaná krev se vrací nemocnému sety s detektorem pro vzdušnou embolii. Dlouhodobý přístup do cirkulace zajišťuje podkožní arteriovenózní píštěl. Hemodialýza do určité míry nahrazuje nedostatečnou nebo zcela zaniklou funkci ledvin u pacientů s chronickým nebo akutním ledvinovým selháním.



Obr. 1.10 *Dialyzační jednotka*

Peritoneální dialýza – využívá filtračních vlastností pacientova peritonea. Dialýza pracuje na principu filtrace látek rozpuštěných v roztoku přes semipermeabilní membránu, a tím je právě peritoneum, podle koncentračního gradientu (difúze). Princip této dialýzy je založen na napuštění speciální tekutiny do peritoneální dutiny a jejím periodickém vypouštění a znovunapouštění. Přístup do peritoneální dutiny zajišťuje měkký silikonový katétr, který je pevně fixován ke kůži anebo k peritoneální fascii. Tento postup si pacient může provádět sám, v noci může být napojen na přístroj, který provádí kontinuální výměnu tekutiny v peritoneu.

Hemofiltrace – na rozdíl od dialýzy využívá konvektivní transport solutů během ultrafiltrace přes dialyzační membránu. Konvektivní pohyb solutů závisí na filtračním tlaku rozpuštěných látek a vody na speciální hemofiltrační membráně.

1.2.2.4 Hrubé disperze

Suspenzí rozumíme hrubou disperzi tuhých látek v kapalném disperzním prostředí. Jejich koncentrovaným formám říkáme pasty. **Emulze** je hrubě (příp. koloidně) disperzní systém, sestávající ze dvou nemísitelných kapalin, z nichž jedna je ve formě kapiček rozptýlena v druhé. Označení **aerosol** se používá pro hrubé nebo koloidní disperze tuhých látek či kapalin v plynném disperzním prostředí.

S emulzemi a suspenzemi se setkáváme též v živé přírodě. Suspenzí je např. krev, v níž jsou krevní buňky suspendovány v krevní plazmě jako disperzním prostředí. Příkladem emulzí jsou mléko (emulgátorem je kasein) a kaučukový latex. Ke vzniku emulzí dochází dále v tenkém střevu člověka. Potravou přijaté tuky, které jsou ve vodě nerozpustné, jsou emulgovány dříve, než jsou napadány lipázami. Funkci emulgátorů vykonávají soli žlučových kyselin. Účinek emulgátorů spočívá ve tvorbě adsorpčního filmu na povrchu kapek disperzní fáze, při čemž se částice emulgátorů orientují tak, že svou hydrofobní částí míří do nepolární složky a lyofilním zbytkem do fáze polární.

Suspenze, emulze a aerosoly jsou častou formou léčebných, dezinfekčních a kosmetických preparátů.

Soustavné vdechování aerosolů obsahujících křemičitany způsobuje chorobu z povolání – silikózu plic, podobně vzniká i berrylióza. Zdravotní nebezpečí představuje též možnost vzniku aerosolů radioaktivních izotopů, které způsobí zamoření ovzduší a případnou kontaminaci osob vdechováním a po usazení i zamoření povrchu předmětů. Studium vlivu průmyslových aerosolů (dýmy, smog, prach) na lidský organismus patří k důležitým úkolům sociálního lékařství, hygieny a klinického oboru nemoci z povolání.

1.2.3 Voda jako rozpouštědlo

Voda je nejvíce zastoupenou složkou všech živých organismů. Např. v lidském organismu je podíl vody v hmotnostních procentech v orgánech: šedá kůra mozková 84 %, ledviny 83 %, srdce 79 %, plíce 79 %, krev 79 %, svaly 76 %, skelet 22 %. Nejméně vody obsahuje zubní sklovina (0,2 %).

V molekule vody je vázán jeden atom kyslíku dvěma kovalentními vazbami se dvěma atomy vodíku. Vazby jsou však silně polarizované, protože afinita atomu kyslíku k elektronům je větší než afinita atomu vodíku. Na atomu kyslíku vzniká částečný záporný elektrický náboj a na atomech vodíku kladný. Molekula vody má proto charakter elektrického dipólu. Vazby spolu svírají úhel 105°. Vodík může být elektrostaticky poután k atomu kyslíku jiné molekuly. Takto vznikající vazbě, v níž je atom vodíku na jednu stranu vázán silně polární kovalentní vazbou a na druhou elektrostatickou interakcí, říkáme **vodíkový můstek**. Je to vazba silnější než normální dipolární interakce a její pevnost se blíží pevnosti slabších kovalentních vazeb. Vodíkové můstky nevznikají jen mezi atomy vodíku a kyslíku, ale i mezi atomy vodíku a dusíku a atomy jiných elektronegativních prvků a tím výrazně ovlivňují prostorovou strukturu látek, jejich rozpustnost a reaktivitu.

Voda je schopna pomocí vodíkových můstků vytvářet celé řetězce, které mají na jednom konci kladný a na druhém záporný náboj. Proto je dobrým polárním rozpouštědlem. Rozpouští krystaly a polární sloučeniny vázané chemickou vazbou (např. organické sloučeniny, u nichž v jednom místě převládá kladný, v jiném záporný náboj) a vytváří hydrátové obaly rozpuštěných iontů, molekul a koloidních částic.

Molekuly vody se organizují do čtyřstěnů (každá molekula přitahuje další čtyři molekuly). Tato jednotka je základem struktury ledu a částečně i vody. Molekuly vody tvoří vlastně asociát $(H_2O)_n$, kde se n snižuje s rostoucí teplotou. Důsledkem asociace je, že voda má (v porovnání se sirovodíkem, selenovodíkem a telurovodíkem) poměrně vysoké teploty tání a varu (0 a 100 °C).

Následkem dipólového charakteru vody (charakterizovaného vysokou hodnotou relativní permitivity) je přitažlivá síla mezi nabitými částicemi ve vodě daleko menší než v jiném rozpouštědle.

Hustota vody je největší při 3,98 °C. Tato vlastnost se nazývá **anomálie vody** a umožňuje v přírodě život pod ledem. U jiných kapalin hustota s rostoucí teplotou klesá v celém teplotním intervalu. Specifické výparné teplo vody má poměrně velkou hodnotu (2,25 $MJ.kg^{-1}$ při 37 °C), což má velký význam při odvádění tepla z povrchu těla při pocení. Povrchové napětí vody je po rtuti druhé největší ze všech kapalin (72,8 $mN.m^{-1}$ při 20 °C), takže prakticky všechny rozpuštěné látky jsou vůči vodě povrchově aktivní.

V přírodě se kromě „lehké" vody $^1H_2{}^{16}O$ vyskytuje i těžká voda, která obsahuje těžký vodík – deuterium, $^2H_2{}^{16}O$, a to v poměru asi 1 : 5000. Těžká voda má menší permitivitu než lehká voda – teplotu tuhnutí 3,8 °C, teplotu varu 101,4 °C a maximální hustotu dosahuje při 11,6 °C.

Voda obsažená v organismu slouží zčásti k rozpouštění a transportu látek. Na rozdíl od této volné vody je část vody vázána v hydratačních obalech, hlavně hydrofilních koloidů. Část vody má v organismu funkce, které nesouvisejí s rozpouštěním a přenosem živin a produktů látkové výměny – voda hraje významnou úlohu v osmotických je-

vech, vstupuje ve velkém měřítku do reakcí (hydrolytických a hydratačních) a naopak při syntézách a oxidačních reakcích vodíku se uvolňuje. Voda má též význam pro termoregulaci.

1.2.4 Transportní jevy

Pod pojmem transportní jevy můžeme shrnout děje, které probíhají v důsledku pohybu a vzájemné interakce molekul, přičemž dochází k transportu nějaké molekulární veličiny. Z tohoto hlediska lze pohlížet na **viskozitu jako na transport hybnosti, na difúzi jako na přenos hmoty** (molekul samých), **na vedení tepla jako na přenos kinetické energie a na vedení elektrického proudu jako na přenos elektricky nabitých částic.** Všechny tyto jevy je možné popsat podobnými matematickými rovnicemi, neboť příčinou jevů je vždy existence gradientu určité fyzikální veličiny. Přehled veličin charakterizujících transportní děje je v tabulce 1.7.

1.2.4.1 Viskozita

Při proudění kapaliny kladou mezimolekulové síly odpor vnucovanému přeskupování molekul; hovoříme o tzv. vnitřním tření v kapalinách. Tento odpor proti toku kapalin je charakterizován veličinou nazývanou koeficient viskozity nebo viskozita a značí se η.

Při toku kapalin můžeme vyjít z představy o posouvání rovnoběžných vrstev kapaliny, mezi kterými se tření uplatňuje. Pro sílu F (N), která mezi vrstvami vzdálenými Δx (m) o stykové ploše S (m^2) udržuje konstantní rozdíl rychlostí Δv (m.s^{-1}), platí:

$$F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$$

Viskozita je tedy síla tření vznikající mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny, které se stýkají jednotkovou plochou při jednotkovém gradientu rychlosti. Výraz (1.13) se někdy nazývá **Newtonův zákon tření**. Kapaliny, pro které platí, se nazývají newtonovské. Patří mezi ně běžné jednosložkové kapaliny a pravé roztoky.

Tab. 1.7 *Transportní děje*

děj	transportovaná veličina	gradient	konstanta úměrnosti	jednotka koeficientu	vztah
difúze	hmota	koncentrace $\Delta c/\Delta x$	difúzní koeficient D	m^2 .s^{-1}	Fickův zákon $n/(S.\tau) = -D \cdot \Delta c/\Delta x$
vedení tepla	kinetická energie	teploty $\Delta T/\Delta x$	tepelná vodivost λ	W.m^{-1}K^{-1}	Fourierův zákon $Q/(S.\tau) = -\lambda \cdot \Delta T/\Delta x$
vnitřní tření	hybnost	rychlosti $\Delta v/\Delta x$	viskozita η	Pa.s	Newtonův zákon $F/S = \eta \cdot \Delta v/\Delta x$
vedení el. proudu	elektrický náboj	el. potenciálu $\Delta E/\Delta x$	spec. el. vodivost κ	Ω^{-1}.m^{-1}	Ohmův zákon I/S = $-\kappa \cdot \Delta E/\Delta x$

Rychlost pohybu molekul proudící kapaliny závisí na teplotě, mění se s teplotou i viskozita: s rostoucí teplotou viskozita klesá.

Hovoří-li se pouze o viskozitě, rozumí se **viskozita dynamická**. Kromě toho je definována **kinematická viskozita** ν, definovaná jako dynamická viskozita dělená hustotou ρ, tedy $\nu = \eta/\rho$.

Značný biologický význam má viskozita krve. Její hodnota při 37 °C je 3 až 3,6 mPa.s. Hodnoty viskozity krve je třeba sledovat například při podávání většího množství erymasy (náplav erytrocytů) nebo při posuzování efektu léčby některých onemocnění a zvažování dalších kroků (například při patologickém zmnožení červených krvinek – polycytemia vera).

K měření viskozity se používají viskozimetry pracující na různých principech: kapilární a tělískové (pro laboratorní potřeby) a rotační (pro technické účely).

Kapilární viskozimetry jsou založeny na měření doby, za kterou proteče určitý objem kapaliny kapilárou. Obvykle se měření provádí relativně, tzn. porovnáním časů dvou kapalin, z nichž jedna má známou viskozitu. Poměr časů pro průtok stejného objemu kapalin je v poměru jejich kinematických viskozit. Pro měření viskozity krve se používá Hessův viskozimetr, ve kterém se měří objem vody nasátý podtlakem do kapiláry za stejnou dobu, za kterou se nasaje podtlakem určitý objem krve.

V tělískových viskozimetrech se měří doba pádu tělíska (např. skleněné kuličky) nebo doba výstupu vzduchové bubliny trubicí naplněnou měřenou kapalinou.

1.2.4.2 Difúze

Navrstvíme-li na roztok v nádobě rozpouštědlo tak, aby nedošlo k mechanickému promíchání, proniká rozpuštěná látka do rozpouštědla až do úplného vyrovnání koncentrace v obou vrstvách. Tento jev pronikání částic jedné látky do druhé se snahou o rovnoměrné rozptýlení po celém objemu se nazývá difúze. Difúze je důsledkem tepelného pohybu částic. Ten je sice neuspořádaný, ale následkem existence gradientu koncentrace převládá přechod částic do míst o nižší koncentraci. V nádobě bude klesat koncentrace látky směrem vzhůru (směr x). Je-li ve vrstvách vzdálených Δx rozdíl koncentrací Δc, můžeme označit koncentrační gradient $\Delta c/\Delta x$. Při ploše průřezu nádoby S (m^2) projde danou vrstvičkou za čas τ (s) n molů rozpuštěné látky. Hustota difúzního toku ($mol.m^{-2}.s^{-1}$) je pak přímo úměrná koncentračnímu gradientu (**1. Fickův zákon**):

$$\frac{n}{S \cdot \tau} = -D \cdot \frac{\Delta c}{\Delta x}$$

Difúzní koeficient D vyjadřuje počet molů rozpuštěné látky, které projdou za jednotku doby jednotkovým průřezem při jednotkovém koncentračním gradientu. Jeho hodnota závisí na teplotě a poněkud i na koncentraci. Znaménko minus v rovnici vyjadřuje skutečnost, že vektor gradientu koncentrace má opačný směr než tok látky.

Difúze v plynech probíhá mnohem rychleji než v kapalinách.

Difúze jakožto samovolný transport hmoty, který je výrazem snahy po vyrovnání složení soustavy ve všech jejích částech, je jedním z nejdůležitějších fyzikálních dějů, které umožňují pohyb látek uvnitř buněk.

1.2.4.3 Vedení tepla a vedení elektrického proudu

Vedení tepla je umožněno tím, že molekuly si vzájemnými srážkami předávají kinetickou energii. V místech s vyšší teplotou je střední kinetická energie molekul vyšší. Výraz pro vedení tepla je formálně stejný jako výraz pro difúzi. Teplo Q (J) přenesené plochou S (m^2) za dobu τ (s) je úměrné gradientu teploty ΔT:

Fourierův zákon

$$\frac{Q}{S \cdot \tau} = -\lambda \cdot \frac{\Delta T}{\Delta x}$$

Tepelná vodivost λ udává množství tepelné energie procházející jednotkovým průřezem při jednotkovém spádu teploty za jednotku času.

Pro transport nabitých částic je možno psát podobnou rovnici a Ohmův zákon má pak tvar:

$$\frac{I}{S} = -\kappa \cdot \frac{\Delta E}{\Delta x}$$

čili proudová hustota ($A.m^{-2}$), tj. elektrický proud I protékající jednotkovým průřezem S, je úměrná gradientu elektrického potenciálu ΔE ($V.m^{-1}$). Konstantou úměrnosti je specifická vodivost κ.

1.2.5 Koligativní vlastnosti roztoků

Koligativní vlastnosti (na rozdíl od aditivních a konstitutivních vlastností) závisejí pouze na tom, kolik částic disperzního podílu je v daném objemu rozpuštěno. Naproti tomu nezávisí na tom, jde-li o ionty, molekuly či částice koloidní, ani jakou mají velikost, tvar nebo chemické chování. Tyto vlastnosti můžeme kvantitativně popsat určitými fyzikálními veličinami, označme si je obecně φ, a ty jsou přímo úměrné molární koncentraci látky c. Platí tedy:

$$\varphi = k \cdot c$$

Měření veličin φ může sloužit ke stanovení molární hmotnosti rozpuštěné látky.

Z koligativních vlastností roztoků se zmíníme o snížení tenze par nad roztokem, zvýšení jeho teploty varu, snížení teploty tání a osmotickém tlaku.

1.2.5.1 Snížení tenze par

Rozpuštění určité látky v rozpouštědle způsobí, že tenze par samotného rozpouštědla p_0 poklesne na hodnotu tenze par roztoku p (obr.1.9). Rozdíl těchto hodnot, **snížení tenze par**, označený $\Delta p = p_0 - p$, lze vypočítat z **1. Raoultova zákona**:

$$\frac{\Delta p}{p_0} = \frac{n_2}{n_1 + n_2},$$

kde n_2 značí počet částic rozpuštěné látky a n_1 počet částic rozpouštědla. Pro zředěné roztoky lze ve jmenovateli zanedbat n_2 proti n_1 a pak

$$\Delta p = p_0 \cdot \frac{n_2}{n_1}$$

Snížení tenze par je tedy přímo úměrné počtu částic v roztoku.

1.2.5.2 Zvýšení teploty varu

Rozpuštěním látky v rozpouštědle se také zvýší teplota varu. Pro **zvýšení teploty varu** ΔT_v platí vztah

$$\Delta T_v = K_e \cdot c ,$$

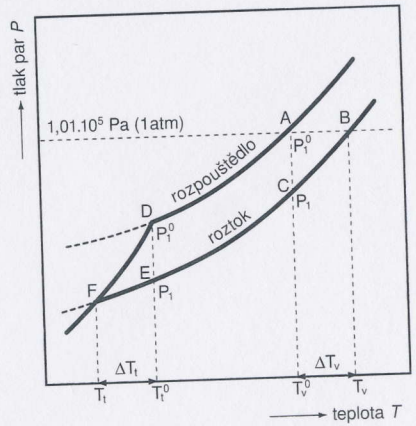
kde K_e je tzv. **ebulioskopická konstanta** rozpouštědla a c je molární koncentrace rozpuštěné látky.

1.2.5.3 Snížení teploty tání

Rozpuštěním látky v rozpouštědle dojde i ke snížení teploty tání roztoku proti teplotě tání čistého rozpouštědla. Analogicky platí

$$\Delta T_t = -K_k \cdot c ,$$

kde ΔT_t je **snížení teploty tání,** K_k je tzv. kryoskopická konstanta rozpouštědla a c je koncentrace rozpuštěné látky.



Obr. 1.11 *Průběh napětí nasycené páry jako funkce teploty pro čisté rozpouštědlo a pro analytickou disperzi-roztok*

1.2.5.4 Osmotický tlak

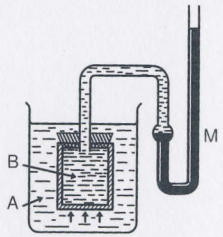
Oddělíme-li roztok od rozpouštědla propustnou blanou, např. filtračním papírem, uplatní se difúze látky z roztoku do rozpouštědla a dojde k vyrovnání koncentrací na obou stranách blány. Jiná situace nastane, nahradíme-li propustnou blánu blanou polopropustnou (semipermeabilní), která je prostupná pro částice rozpouštědla a nikoli pro částice rozpuštěné látky. V tomto případě budou moci přecházet pouze molekuly rozpouštědla do roztoku (Pfefferův pokus). Snaha po vyrovnání koncentrací rozpuštěné látky se nemůže realizovat a snaha o vyrovnání koncentrací rozpouštědla mezi roztokem a rozpouštědlem (obecně mezi dvěma různě koncentrovanými roztoky) povede ke zřeďování roztoku. Tomuto samovolnému zřeďování koncentrovanějšího roztoku pronikáním molekul čistého rozpouštědla semipermeabilní blanou říkáme **osmóza.** Průchod částic se dá také ovlivnit rozdílem tlaků působících na kapaliny na obou stranách membrány. Pokud budeme zvyšovat rozdíl tlaků působících směrem proti osmóze, nastane okamžik, kdy se osmóza zastaví. Rozdílu tlaků, který navozuje tuto rovnováhu, se říká **osmotický tlak.** Osmotický tlak, obvykle označovaný Π, je mírou osmózy, podobně jako difúzní koeficient je mírou difúze. Řekneme-li, že roztok má osmotický tlak 0,8 MPa, neznamená to, že roztok vykazuje tento tlak, ale znamená to, že tento roztok by byl v rovnováze s čistým rozpouštědlem odděleným semipermeabilní membránou, kdyby na roztok byl vyvinut tlak 0,8 MPa.

Velikost osmotického tlaku udává **van´t Hoffova rovnice**

$$\Pi = c \cdot R \cdot T ,$$

kde c je molární koncentrace rozpuštěné látky, R plynová konstanta a T teplota v kelvinech. Je to závislost charakteristická pro koligativní vlastnost roztoku. O hodnotě osmotického tlaku tedy rozhoduje počet částic a nikoli jejich velikost. U iontových disociovaných roztoků se každý ion uplatní jako samostatná částice. Roztok glukózy určité molární koncentrace má stejný osmotický tlak jako roztok chloridu sodného poloviční molární koncentrace.

Osmotický tlak se měří osmometrem (obr.1.12).



Obr. 1.12 *Osmometr*
A – rozpouštědlo
B – roztok v nádobě s polopropustnou stěnou
M – manometr

Roztok o nižším osmotickém tlaku se nazývá hypotonický, o vyšším osmotickém tlaku hypertonický. Rozpouštědlo proudí vždy z roztoku hypotonického do hypertonického.

Roztoky o stejném osmotickém tlaku se nazývají izotonické nebo izoosmotické. Mezi takovými k osmóze nedochází.

Membrány oddělující v biologických systémech prostředí o různém složení mají velice rozdílnou prostupnost. Tak jsou buněčné stěny propustné pro vodu a většinu rozpuštěných látek, kdežto vlastnosti blan ohraničujících cytoplazmu a některé organely se blíží vlastnostem semipermeabilních membrán. Každá buňka tedy reaguje změnou objemu na prostředí, do kterého je umístěna. Např. erytrocyt přemístěný ze svého obvyklého prostředí, krevní plazmy s osmotickým tlakem $7{,}8.10^5$ Pa, do hypotonického prostředí začne přijímat vodu. Je-li osmotický tlak prostředí nižší než 4.10^5 Pa, dojde k rozpadu erytrocytu (hemolýze). Naopak v hypertonickém prostředí proudí voda z erytrocytu ven a červená krvinka se svrašťuje.

V krevních kapilárách se uplatňuje osmóza při rozdělování vody mezi krev a tkáně. Stěny kapilár fungují jako polopropustné membrány. Zde proti sobě působí dva tlaky. Krevní tlak vytlačuje vodu z kapilár do okolních tkání a osmotický tlak nasává vodu do kapilár. V arteriální části je krevní tlak větší než osmotický tlak a voda (vlastně ultrafiltrát bez bílkovin) přechází do tkání. Ve venózní části naopak převažuje osmotický tlak a kapalina je nasávána z tkání do kapilár.

Za normálních okolností jsou tkáně i tělní tekutiny v osmotické rovnováze, neboť orgány jsou schopny osmotický tlak regulovat. Největší úkol při osmoregulaci mají ledviny. Pokud organismus ztratil velké množství tekutin (krvácení, průjmy), je třeba ztrátu nahradit vpravením vody a případně též elektrolytů a živin do krevního řečiště. Tato kapalina (infúze) musí být ovšem s krví izotonická.

Dehydratace i hyperhydratace organismu může být hypotonická, izotonická nebo hypertonická. Stav závisí na příčině a na objemu extracelulární a intracelulární tekutiny. Hyperosmolární syndrom je stav charakterizovaný vzestupem osmotického tlaku. Naopak hypoosmolární syndrom je stav, kdy je nadbytek celkové vody v organismu a osmotický tlak je nižší.

1.2.6 Jevy na fázovém rozhraní

Hranice mezi dvěma fázemi se nazývá fázové rozhraní. Jestliže je pevná nebo kapalná fáze ve styku se vzduchem nebo vlastní parou, nazýváme hranici této fáze jejím povrchem.

1.2.6.1 Povrchové napětí

Molekuly na povrchu nebo v rozhraní mají odlišné vlastnosti od molekul uvnitř fáze. Van der Waalsovy a další síly krátkého dosahu, které na molekulu působily ze všech stran, zde působí jen zevnitř fáze. Výsledkem je vznik síly, která působí kolmo na jednotku délky povrchu fáze. Nazývá se povrchové napětí, značí se γ a má jednotku $\mathrm{N.m^{-1}}$. Kromě toho se definuje tzv. kapilární konstanta jako plošná hustota povrchové energie neboli práce, kterou je třeba vykonat pro zvětšení povrchu kapaliny o jednotkovou plochu. Značí se σ, číselně je rovna povrchovému napětí a má jednotku $\mathrm{J.m^{-2}}$, což je totéž jako $\mathrm{N.m^{-1}}$. Povrchové napětí s rostoucí teplotou klesá a nezávisí na velikosti povrchu.

Povrchové napětí má snahu snižovat povrchovou plochu fáze. Např. kapička, vznášející se v jiné kapalině, zaujímá tvar koule, protože koule má při daném objemu nejmenší povrch. Kapalina se na pevné podložce stejnoměrně nerozteče, nýbrž vytvoří kapky, které mají menší povrch, než kdyby byla kapalina stejnoměrně rozprostřena po podložce. Tvar a velikost kapek záleží na tom, jak kapalina smáčí podložku. Úhel smáčení je dán povrchovým napětím kapaliny, pevné fáze a rozhraní.

Vložíme-li do kapaliny v nádobě svisle kapiláru, vystoupí povrch kapaliny v kapiláře nad hladinu kapaliny v nádobě v případě, že kapalina pevnou látku smáčí. Mluvíme o kapilární elevaci. Rozdíl hladin je tím větší, čím je větší povrchové napětí kapaliny a čím je užší kapilára. Na měření rozdílu hladin při kapilární elevaci je založena jedna z metod měření povrchového napětí. Vzlínání roztoků v kapilárních pórech má značný význam v řadě biologických soustav, umožňuje např., aby v rostlinných cévách vystoupily kapaliny do značných výšek.

U roztoků ovlivňuje rozpuštěná látka hodnotu povrchového napětí. Látky, které snižují povrchové napětí kapalin, se nazývají povrchově aktivní látky nebo surfaktanty nebo tenzidy.

Povrchové napětí se uplatňuje na fázových rozhraních živých organismů. Má velký význam např. při dýchání, neboť stěny alveolů jsou vlhké.

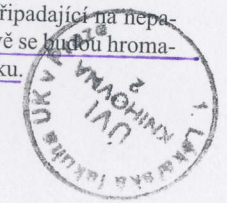
1.2.6.2 Adsorpce

S povrchovým napětím na rozhraní dvou fází souvisí i další jev – adsorpce. Adsorpcí rozumíme hromadění plynné nebo kapalné látky na povrchu jiné tuhé nebo kapalné látky v důsledku výhodnějšího energetického uspořádání soustavy. Podle povahy sil, které adsorpci způsobují, jde o adsorpci fyzikální nebo chemisorpci. Fyzikální adsorpce je způsobena intermolekulárními silami a částice povrchu i adsorbující se látky si zachovávají svoje individuální vlastnosti. Chemisorpce je způsobena silami, které se uplatňují při vzniku chemické vazby. Vazba je silnější než v případě adsorpce fyzikální. Množství adsorbované látky stoupá s klesající teplotou a rostoucím tlakem v případě plynu nebo koncentrací v případě roztoku.

Závislost tlaku nebo koncentrace při dané teplotě se dá matematicky vyjádřit rovnicemi zvanými izotermy. V lékařské fyzice je citována např. **Gibbsova adsorpční izoterma**, která udává vztah mezi povrchovou koncentrací látky G ($\mathrm{mol.m^{-2}}$) a molární koncentrací látky v roztoku c při absolutní teplotě T:

$$G = \frac{-c}{RT} \cdot \frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{d}c},$$

kde R je plynová konstanta a $\mathrm{d}\sigma/\mathrm{d}c$ je změna povrchového napětí připadající na nepatrný nárůst koncentrace. Tato rovnice vyjadřuje, že v povrchové vrstvě se budou hromadit látky, které s rostoucí koncentrací snižují povrchové napětí roztoku.



1.3 Mechanismy transportu látek biologickými membránami

(Jaroslava Kymplová)

Znalost biofyzikálních principů mechanismů transportu látek je nezbytná k pochopení jejich vstřebávání v organismu a pro možnost ovlivnění jejich vstřebávání. Tyto znalosti jsou pro lékaře nezbytné zvláště při farmakoterapii, kdy se musí rozhodnout pro odpovídající formu léčivé látky a nejúčinnější způsob podání.

Biologický účinek látky je dán, mimo jiné, i jejími fyzikálně chemickými vlastnostmi, zejména strukturou její molekuly, která umožňuje interakce látky s jejími specifickými receptory uloženými v místě určení (cílová tkáň). Tato interakce se stává podnětem pro následující řadu reakcí, jejichž výsledkem je specifický účinek látky. Účinek léčivé látky na organismus se označuje jako **farmakodynamika**. Účinek organismu na léčivou látku spočívá v jejím vlivu na jednotlivé úseky jejího pobytu v něm, tj. na její **farmakokinetice**.

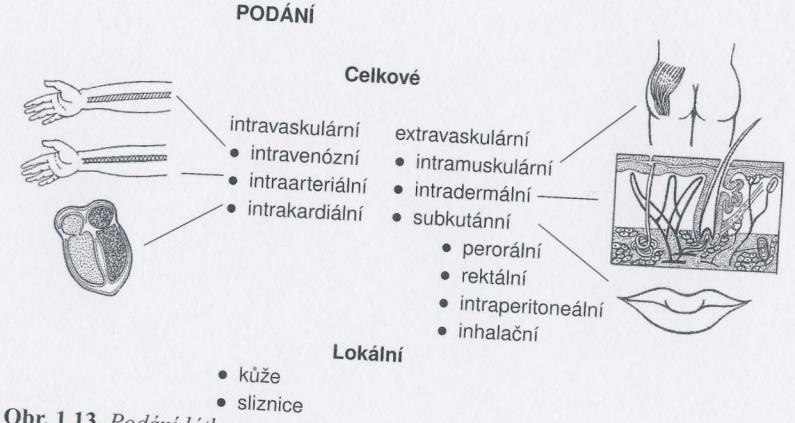
1.3.1 Podání látek do organismu

Cesty podávání rozdělujeme na:

- **celkové**
  - **intravaskulární**, kdy je celá dávka látky (zpravidla léku) podána přímo do krevního oběhu – nejčastěji do žíly (**intravenózní podání**), někdy i do arterie (**intraarteriální**) či přímo do srdce (**intrakardiálně**); intravaskulární podání má nejrychlejší účinnost;
  - **extravaskulární**, kdy se látka podaná do tkáně vstřebává do krevního oběhu v místě aplikace. Většinou se vstřebává pouze část a vstřebání vyžaduje určitou dobu. Sem patří podání nitrosvalové (**intramuskulární**), pod jazyk (**sublinguálně**), do kůže (**intradermální**), podkožní (**subkutánní**), ústy (**perorální**), do konečníku (**rektální**), do dutiny břišní (**intraperitoneální**) a vdechováním (**inhalační**);
- **lokální**, kdy se látka podaná na povrch kůže, sliznice (například spojivka) nebo tělesných dutin vzhledem ke svým fyzikálním a chemickým vlastnostem významněji nevstřebá a vyvolá pouze místní účinek.

1.3.2 Pohyb látek v organismu

Pohyb látky v organismu zahrnuje její **absorpci, distribuci, metabolismus** a **exkreci** (obr. 1.13).



Obr. 1.13 *Podání látky v organismu*

Při svém pohybu organismem, od absorpce přes distribuci až po exkreci, procházejí farmaka řadou bariér, označovaných jako **buněčné (biologické) membrány**. Buněčná membrána se skládá z lipidové dvouvrstvy a z vnitřní a vnější proteinové vrstvy. Celková tloušťka membrány je asi 7,5–10 nm. Při prostupu látek biologickými membránami se mohou vzhledem k jejich fyzikálně chemickým vlastnostem uplatňovat tyto typy mechanismů:

- **aktivní transport**
  - transport pomocí nosičů
  - pinocytóza
- **pasivní transport**
  - prostá a usnadněná difúze
  - prostup membránovými póry
  - osmóza
  - filtrace
  - ultrafiltrace

O aktivní transport se jedná, když se komplex pohybuje proti koncentračnímu a elektrochemickému spádu (ději musí být dodávána energie). Jestliže nosičový transport neprobíhá proti koncentračnímu a elektrochemickému spádu, pak podávání energie není nutné. Tento děj se pak označuje jako **usnadněná (facilitovaná) difúze.**

Transport pomocí nosičů umožňuje přenos některých velkých molekul nerozpustných v biologické membráně a některých anorganických a organických iontů. Transportovaná molekula se reverzibilně váže na zvláštní nosiče, takto vzniklý komplex pak volně prochází membránu z jedné strany jejího povrchu na druhou. Zde se molekula z komplexu uvolní a nosič se vrací zpět.

Nosičový přenos je charakterizován:

- substrátovou specifitou, která podmiňuje afinitu nosiče k určitým molekulám
- omezenou kapacitou nosičového systému, která je dána koncentrací jeho molekul v membráně, její saturace se udává horní hranicí pro kvantitativní stránku přenosu
- možností kompetice (soutěžení) látek o stejný nosič
- blokováním aktivního přenosu látkami, které inhibují tvorbu energie snížením tvorby ATP

Pinocytóza, jejímž principem je vytvoření výchlipky v biologické membráně, ve které se zachycená molekula po uzavření dostává do jakési vakuolky, která ji přenáší do nitra buňky a zde ji uvolní či přenese na opačnou stranu buňky a obdobným mechanismem ji přenese opět do mimobuněčného prostoru. Tento mechanismus umožňuje přenos i velkých molekul.

(**Prostá difúze** viz kapitola 1.2.4.2.) Jestliže vložíme mezi dvě tekutiny s nestejnou koncentrací rozpuštěné látky membránu, která je pro rozpuštěnou látku propustná, difunduje tato látka membránu z míst s větší koncentrací rychlostí, která je určena mírou propustnosti membrány, tj. její permeabilitou. Ta je dána velikostí **pórů v membráně** a jejich vztahem k velikosti difundující molekuly. Tento jev nazýváme dialýzou (viz kapitola 1.2.2.3.3).

Osmóza je vlastnost rozpuštěných látek vyrovnávat koncentraci v roztoku aktivním nasáváním rozpouštědla odděleného semipermeabilní membránou, která propouští rozpouštědlo, ale pro rozpuštěnou látku propustná není. Buněčná stěna živé buňky je právě semipermeabilní membránou, v hypertonickém prostředí, tj. v prostředí o vyšším osmotickém tlaku propouští buněčná stěna vodu ven z buňky, svrašťuje se. V hypotonickém prostředí naopak nasává vodu, což může vést k jejímu prasknutí, plasmolýze.

Osmotický tlak umožňuje i transkapilární přenos vody. Stěny kapilár slouží jako semipermeabilní membrány. V arteriální části kapilár je krevní tlak vyšší než osmotický, a proto jí prochází ultrafiltrát prostý bílkovin (výživa tkání). Ve venózní části kapiláry je naopak osmotický tlak vyšší, než je tlak krevní, a proto je kapalina nasávána z tkání zpět do kapilár.

Látky s velkou molekulovou hmotností tvoří s vodou koloidní roztok a jejich osmotický tlak se nazývá **tlakem onkotickým.**

Filtrace je děj, který nastává, když vlivem rozdílů v hydrostatickém a osmotickém tlaku na obou stranách biologické membrány prochází tekutina s rozpuštěnými částicemi, jejichž průměr je menší než velikost pórů, z jedné strany membrány na druhou. Prostup malých molekul a iontů je též ovlivňován elektrickým nábojem stěny pórů, který podle svého charakteru může působit na pohyb aniontů a kationtů.

Vliv elektrických nábojů se uplatňuje i na povrchu buněčné membrány. Je podmíněn tím, že elektrické náboje polárních konců lipidových molekul jsou fixovány tak, že náboj negativní je k povrchu membrány přivrácen a náboj pozitivní je od něj odvrácen. Následkem toho se v extracelulární tekutině hromadí větší množství kationtů než v tekutině uvnitř buňky. U aniontů je situace obrácená. Vliv elektrických nábojů může ovlivňovat nejen difúzi malých molekul, ale i ostatní již uvedené mechanismy prostupu látek biologickými membránami.

Prostup látek póry má pro distribuci menší význam než pouhá difúze lipidovou vrstvou biologické membrány. Filtrace se však uplatňuje zejména při vylučování látek v glomerulech ledvin (blíže kapitola 1.6.1).

1.4 Distribuce látek v organismu

(Jaroslava Kymplová)

Distribuci látek v organismu lze definovat jako děj, kterým jsou látky po svém podání rozdělovány v celém těle i mezi jeho jednotlivými částmi.

Fyziologicky je distribuce podmíněna rozpuštěním látky v tělních tekutinách a její vazbou na bílkoviny plazmy a tkání. Těchto poznatků se využívá zejména ve farmakoterapii při podávání léčiv. Biologicky nejdůležitějším rozpouštědlem je voda.

Látka, která pronikla z krve do tkání, je zčásti rozpuštěna v extracelulární a intracelulární tekutině, zčásti se reverzibilně váže na povrch buněk a na různé makromolekulární struktury uvnitř buňky, případně se ukládá do depotních tkání.

Receptory jsou makromolekuly o vysoké molekulové váze mající jedno nebo několik vazebných míst pro příslušnou látku, která jejich obsazením vyvolá účinek. Receptory však představují jen velmi malou část struktur, na které se látka ve tkáních váže, takže většina jeho molekul se váže nespecificky a je tak inaktivní.

Rozdělení látky mezi extravaskulárními a intravaskulárními tekutinami a specifickými či nespecifickými vazebními strukturami má charakter **dynamického rovnovážného stavu**. Po jeho dosažení se sice v důsledku vylučování látky metabolismem a exkrecí její absolutní množství v těle snižuje, avšak vzájemný poměr mezi volnou a vázanou látkou se nemění.

1.4.1 Mechanismus vazby látek na plazmatické bílkoviny

Většina látek se váže na plazmatické bílkoviny a to převážně na plazmatické albuminy, méně již na plazmatické globuliny. Na plazmatické albuminy se váží především látky kyselé povahy. Zásadité látky naopak na lipoproteiny, gamaglobuliny a zejména na kyselý α_1 glykoprotein. Vazba mezi plazmatickými bílkovinami a látkou se uskutečňuje pomocí „vazebních sil":

- **iontová vazba**
- **vazba vodíkovými můstky**
- **dipólová vazba (van der Waalsovy síly)**
- **hydrofóbní vazba**
- **kovalentní vazba**

Vazba látky na plazmatické bílkoviny je proces reverzibilní a dynamický, trvale směřující k vytvoření a k udržení rovnovážného stavu mezi vázaným a volným množstvím příslušné látky a je za definovaných podmínek pro každou látku specifický (vliv pH, koncentrace a složení plazmatických bílkovin, přítomnost jiných látek v krvi – **kompetetivní vytěsňování**).

Vazbou látky na plazmatické bílkoviny se vytváří komplexy, na které jsou asi 200× až 300× větší a méně lipofilní než molekuly navázané látky, a tak tyto komplexy nemohou procházet biologickými membránami. Vázaná část látky je pak ve svém účinku neefektivní, protože nemůže proniknout do tkání ke svým receptorům. Zároveň se nemůže dostat k intracelulárním enzymům, není metabolizována a biochemickou transformací inaktivována. Prodlužuje se tak její účinek. Tento efekt se využívá například ve farmakoterapii, chceme-li prodloužit dobu působení některého léku či prodloužit dobu jeho odbourávání.

Význam vazby léčiv na plazmatické a tkáňové bílkoviny pro farmakokinetiku
Jak jsme již několikrát v této kapitole naznačili, znalost všech výše uvedených dějů je nezbytná nejen pro farmakologii. Právě velikost vazby na plazmatické bílkoviny a velikost vazby na tkáňové bílkoviny a jejich vzájemné vazby mají konkrétní význam pro distribuci a eliminaci léčiv.

Léčiva, jejichž vazba na plazmatické bílkoviny je vyšší než vazba na tkáňové bílkoviny, mají zpravidla vysokou koncentraci v krevní plazmě, nízký distribuční objem, delší biologický poločas a nízké hodnoty celkové i renální clearance. Pod označením **ledvinná clearence** sledované látky rozumíme hodnotu, která vyjadřuje, jak intenzívně je plazma protékající ledvinami od sledované látky očišťována.

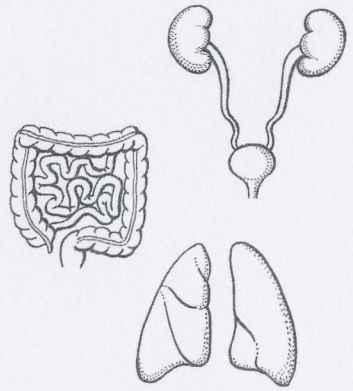
Léčiva s vyšší vazbou na tkáňové než na plazmatické bílkoviny mají nižší koncentraci v krevní plazmě, velký distribuční objem, kratší biologický poločas a vysoké hodnoty celkové i renální clearance.

1.5 Vylučování látek z organismu

(Jaroslava Kymplová)

Z organismu jsou vylučovány jednak metabolity jednotlivých metabolických pochodů, jejichž zvýšená koncentrace je pro živý organismus zpravidla toxická (katabolity), jednak látky, které přijal organismus v nadbytečném množství a jejichž části se zbavuje. V těchto pochodech se uplatňuje řada již výše uvedených biofyzikálních dějů a fyzikálních zákonů.

Vylučování látek z organismu se děje:
- ledvinami
- zažívacím traktem
- plícemi
- žlázami různých orgánů
- kůží



Obr. 1.14 *Cesty vylučování*

1.5.1 Vylučování látek ledvinami

Vylučování látek ledvinami je možné rozdělit do tří na sebe navazujících dějů.

- **Glomerulární filtrace** je limitována velikostí pórů v glomerulární membráně, kterou volně procházejí látky s molekulovou hmotností do 4000, naopak látky s molekulovou hmotností nad 66 000 neprocházejí vůbec. Proto jí neprostupují ani plazmatické bílkoviny a látky, které jsou na tyto bílkoviny vázány. Do glomerulárního filtrátu se v důsledku toho dostává jen látka volná. Hnací silou glomerulární filtrace je vzájemné působení hydrostatického a osmotického tlaku a tkáňového protitlaku.
- **Tubulární absorpce** probíhá v proximálním a v distálním tubulu. Stěny tubulárních buněk mají charakter semipermeabilní membrány. Absorpce probíhá jednak prostou difúzí, jednak aktivním transportem. Látky neelektrolytové povahy rozpustné v tucích se absorbují podle koncentračního spádu. Slabé kyseliny a slabé zásady se podle svého pK při daném pH ionizují. Neionizovaná liposolubilní část se podle koncentračního spádu absorbuje. Látky a některé ionty v tucích nerozpustné se v tubulech absorbují jen pomocí aktivních transportních mechanismů.
- **Tubulární sekrece** je nejvýznamnější vylučovací cestou pro kyselé látky, při které se uplatňuje aktivní transport.

1.5.2 Vylučování látek gastrointestinálním traktem

Při vylučování látek gastrointestinálním traktem se uplatňuje jednak funkce jater, jednak stěna střevní. Při tvorbě žluče v játrech se uplatňuje jednak aktivní transport pomocí specifického nosičového systému v jaterní buňce, jednak prostá difúze podle koncentračního spádu. Biologická bariéra, která odděluje v játrech krev od jaterní buňky a jaterní buňku od žluče, má vlastnosti lipidové membrány s velkým počtem pórů.

Ve stěně střevní dochází jednak k aktivní absorpci některých látek, jednak k absorpci vody na principu vzájemného působení hydrostatického a osmotického tlaku.

1.5.3 Vylučování látek plícemi

Lipoidní bariéra s velkým počtem póru, která odděluje krev od alveolárního vzduchu umožňuje pronikání lipofilních a hydrofilních molekul. Touto cestou se z těla vylučují zejména látky, které mají v krvi vysoké napětí par (blíže kapitola 1.2.3).

1.5.4 Vylučování látek žlázami různých orgánů

Žlázami řady orgánů jsou vylučovány jejich sekrety (pot, sliny, slzy apod.). Jedná se jednak o pasivní transport, podmíněný rozdílným osmotickým tlakem vylučované látky extra a intraglandulárně, a jednak o aktivní transport při vylučování některých látek obsažených v sekretech.

Literatura

1) Hrazdira,I. a kol.: Biofyzika. Avicenum, Praha 1983
2) Vítek, F., Rakovič, M.: Základy lékařské biofyziky. Karolinum, Praha 1997
3) Rontó, G., Tarján, I.: An introduction to biophysics with medical orientation, Akadémiai Kiadó, Budapest 1994 (anglicky)
4) Vodrážka. Z.: Fyzikální chemie pro biologické vědy. Academia, Praha 1982
5) Halliday, D., Resnick, R., Walker, J.: Fyzika, část 5 Moderní fyzika. Překlad z 5. vydání anglického originálu Fundamentals of Physics. Vutium, Brno 2000

2 Bioenergetika a tepelná technika v lékařství, hypertermie, termoterapie

(Josef Hanuš)

2.1 Teplo, teplota, základy termodynamiky

Teplo a teplota jsou sice dvě rozdílné fyzikální veličiny, ale významově spolu velmi úzce souvisejí. Nikoho jistě nepřekvapí, že teplo v daném hmotném prostředí samovolně přechází z místa o vyšší teplotě do místa s nižší teplotou, dokud se teploty nevyrovnají a nenastane tepelná rovnováha. Taktéž si umíme představit, že těleso o určité teplotě obsahuje jisté množství tepelné energie. Víme, že teplo je forma energie a teplota stav určitého systému. Obě tyto veličiny umožňují makroskopický pohled na systém jako celek, i když je zřejmé, že tento systém se skládá z jednotlivých prvků, jejichž fyzikální vlastnosti mohou být rozdílné. Tento makroskopický přístup termiky, jak se obecně nazývá nauka o teple, značně zjednodušuje popis tepelných dějů v systému. Pro úplnost dodejme, že naopak molekulová fyzika preferuje mikroskopický pohled na sledovaný systém a pomocí jejího aparátu lze nalézt souvislost mezi teplem a teplotou na jedné straně a kinetickou a vazebnou (potenciální) energií, rychlostí atd. jednotlivých elementů tvořících tento systém. Součástí termiky je termodynamika, která studuje zákony vzájemné přeměny tepelné a jiných forem energie. Tyto přeměny sledujeme nad systémem, jako množinou prvků oddělených od ostatních objektů (prvků) myšleným či skutečným rozhraním, používáme pojem termodynamický systém a jeho okolí. Rozeznáváme systémy izolované, uzavřené a otevřené, podle toho, zda si s okolím nevyměňují nic, či pouze energii nebo dokonce hmotu i energii. V této souvislosti se lidský organismus (obecně živý organismus) řadí mezi otevřené systémy.

Termodynamický systém popisujeme stavovými veličinami (teplota, tlak, objem, koncentrace, látkové množství, ...), tj. veličinami, které vyjadřují okamžitý stav systému nezávisle na tom, jakými pochody se systém do tohoto stavu z jiného známého stavu dostal. Teplotu jako stavovou veličinu nikdy neurčujeme přímo, nýbrž vždy sledujeme jinou veličinu, která je teplotou definovatelně ovlivňována nebo ji porovnáváme s teplotou typickou pro určité stavy systému (teplota varu vody, teplota tání ledu a podobně). Subjektivně teplotu odvozujeme od smyslových pocitů, které máme při kontaktu s okolním prostředím, které popisujeme slovy studený, teplý, ledový a podobně, tj. teplotou rozumíme každou objektivní míru spojitě měřitelné vlastnosti systému, která rozhoduje o našich tepelných pocitech při styku s ním.

Při měření teploty používáme různé stupnice. Tzv. termodynamickou teplotu vyjadřujeme v kelvinech (K), kdy jednotková teplotní změna 1 K je definována jako 1/273,16 termodynamické teploty trojného bodu vody. Kelvin patří mezi základní jednotky soustavy SI. Prakticky se však nejčastěji v medicíně používá stupnice Celsiova, jejíž jednotkou je stupeň celsia, který je číselně roven jednomu kelvinu. Celsiova stupnice, jak známo, má však nulu uměle zvolenou a odpovídá teplotě tání ledu při normálním atmosférickém tlaku, druhým jejím významným bodem je bod varu vody opět za normálního atmosférického tlaku. Vzhledem k této definici nuly je teplota trojného bodu vody 0,01 °C a mezi těmito dvěma zmíněnými stupnicemi tedy existuje závislost vyjádřená vztahem:

$$T\,[\mathrm{K}] = t\,[^{\circ}\mathrm{C}] + 273{,}15$$



Anders Celsius (1701–1744)
Švédský astronom a fyzik, člen švédské akademie věd. Narodil se v Uppsale, poté studoval na univerzitě ve stejném městě a od roku 1730 byl profesorem této univerzity. Zároveň od roku 1740 byl ředitelem Uppsalské astronomické observatoře. Jeho vědecké práce se vztahují k astronomii, geofyzice a fyzice. V roce 1742 předložil stostupňovou škálu teploměru, ve které 0° odpovídalo bodu varu a 100° bodu tání ledu. Dnešní Celsiova stupnice byla zavedena později. Anders Celsius byl členem Londýnské královské společnosti a Berlínské akademie věd.



Thomson William lord Kelvin (1824–1907)
Anglický fyzik. Narodil se v Belfastu. Roku 1845 absolvoval univerzitu v Cambridge. V letech 1846–1899 byl profesorem univerzity v Glasgow. Roku 1848 zavedl vysvětlení absolutní teploty a absolutní stupnice teploty, nazvanou jeho jménem (stupnice Kelvinova). V roce 1851 se stal členem Londýnské královské společnosti, v letech 1890–1895 se stal také jejím prezidentem.

Přeměnu tepelné energie na jiné druhy energie, zejména na energii mechanickou, popisují tzv. termodynamické věty. Ačkoliv exaktní formulace těchto vět vzbuzují někdy značný respekt, jde v podstatě o přesné vyjádření toho, co intuitivně tušíme, že při dotyku dvou těles přejde teplo z tělesa teplejšího na chladnější a ne naopak a že teplo nepřeměníme v žádném stroji beze zbytku na práci a tudíž ani teoreticky při konečném počtu tepelných dějů nedosáhneme absolutní nuly systému (třetí termodynamická věta). Dříve než stručně popíšeme tři termodynamické věty, uveďme pro úplnost vztah mezi změnou teploty systému a množstvím tepelné energie, která byla systému dodána či ze systému uvolněna. Tento vztah je běžně používán pro pevné látky a kapaliny a vyjadřuje jejich schopnost akumulovat teplo a umožňuje studovat teplotní bilanci dějů v systémech. Platí vztah:

$$\Delta Q = m \cdot c \cdot \Delta t\,,$$

kde ΔQ (J) je přírůstek tepla v systému, Δt (K) přírůstek teploty, m (kg) je hmotnost a c (J/kg.K) je materiálová konstanta nazývaná měrná tepelná kapacita. U plynů je situ-

ace poněkud složitější, neboť záleží na tom, jakým dějem došlo ke změně teploty, pak rozlišujeme měrné skupenské teplo při ději izochorickém a izobarickém.

První věta termodynamická

Teplo Q dodané termodynamickému systému se vždy alespoň částečně spotřebuje na zvýšení jeho vnitřní energie U (což je součet všech energií jednotlivých prvků tohoto systému, pokud nedojde ke strukturálním změnám v systému, jedná se v nejjednodušším případě o zvýšení kinetické energie tepelného pohybu prvků systému) a za určitých podmínek může systém navíc konat práci W. Platí vztah:

$$Q = \Delta U + W$$

Tato věta vyjadřuje základní zákon fyziky, a to zákon zachování energie. Často se můžeme setkat i s formulací, že nelze sestrojit perpetuum mobile prvního druhu, tj. stroj, který by trvale konal práci, aniž by mu byla dodávána adekvátní energie.

Druhá věta termodynamická

Druhá věta termodynamická doplňuje platnost věty první. Vyjadřuje skutečnost, že účinnost tepelného stroje η je dána poměrem vykonané práce a dodaného tepla, tj. $\eta = W/Q$. Podle následujícího vztahu je vždy menší než 1 a může maximálně dosáhnout v případě ideálního tepelného stroje hodnoty dané vztahem:

$$\eta = \frac{T_2 - T_1}{T_2},$$

kde T_2 a T_1 jsou termodynamické teploty ohřívače a chladiče, přičemž z ohřívače je teplo odebíráno a do chladiče je vždy část tepla nespotřebovaného na práci odevzdávána. Jinými slovy řečeno, teplo nelze ani za teoreticky ideálních podmínek bezeztrátově přeměnit na jiný druh energie. Druhá věta termodynamická doplňuje větu první v tom smyslu, že nelze sestrojit periodicky pracující stroj (tzv. perpetuum mobile druhého druhu), který by pouze ochlazoval tepelnou lázeň a konal rovnocennou práci. Asi nejjednodušší formulaci, která charakterizuje specifické vlastnosti tepla jako druhu energie, vyslovil Clausius, který druhou větu termodynamickou formuloval slovy: „Teplo nemůže samovolně přecházet z tělesa studenějšího na teplejší."

Entropie

Entropie je stavová veličina, která se v uzavřeném systému při vratném ději nemění, při nevratných dějích vždy roste, klesat může v otevřených systémech. Pomocí entropie lze druhou větu termodynamickou definovat takto: V přírodě probíhají samovolně takové

děje, že stavy s menší termodynamickou pravděpodobností přecházejí do stavů s větší pravděpodobností, tj. jejich entropie stoupá ($\Delta S > 0$).

Při aplikaci II. věty termodynamické má význam studovat termodynamický systém z hlediska jeho vnitřní struktury (statistická termodynamika). Jestliže makroskopicky je stav systému v rovnováze popsán stavovými veličinami, potom submikroskopicky je systém popsán vlastnostmi (polohou, rychlostí, hybností, ...) jeho stavebních prvků (atomů, molekul, ...). Submikroskopický pohled je mnohem podrobnější než makroskopický a obecně platí, že jejich vztah není jednoznačný v tom smyslu, že jednomu makrostavu může odpovídat obecně několik mikrostavů. Počet těchto mikrostavů pro daný makrostav se nazývá termodynamická pravděpodobnost, pomocí které je definována entropie termodynamického systému vztahem:

$$S = k \cdot \ln w,$$

kde w je termodynamická pravděpodobnost a k [J.K^{-1}] Boltzmannova konstanta. Při makroskopickém pohledu na entropii lze odvodit, že jestliže termodynamickému systému o termodynamické teplotě T dodáme při vratném ději teplo Q, změní se jeho entropie dle vztahu:

$$\Delta S = \frac{Q}{T}$$

Živý organismus jako otevřený systém se vyznačuje tím, že svými projevy neustále narušuje termodynamickou rovnováhu. Probíhají v něm děje vedoucí k jeho větší uspořádanosti, jsou vytvářena rozhraní a povrchy, koncentrační a potenciálové gradienty, což dle definice vede k větší organizovanosti systému a tudíž ke snižování entropie. Teprve po smrti organismu začnou probíhat samovolné děje rozrušující všechny vzniklé vysoce organizované struktury, doprovázené uvolňováním tepla. Dochází k přechodu ze stavu uspořádaného do stavu méně uspořádaného, čili ze stavu méně pravděpodobného do stavu pravděpodobnějšího, což je spojeno se vzrůstem entropie.

2.2 Tepelná pohoda organismu

2.2.1 Energie v organismu, její přeměna a akumulace

Organismus jako otevřený systém je se svým okolím v neustálé interakci. Dochází k výměně látek, energie a informace. V této části budeme na organismus pohlížet jako na termodynamický systém a zaměříme se tudíž na děje související s výměnou a přeměnou energie, obzvláště pak tepla. Za normálních podmínek organismus získává podstatnou

část energie z potravy ve formě energie chemické. Nepatrnou část energie z okolního prostředí tvoří energie chemická, světelná, mechanická a tepelná, vyvolávající podráždění příslušných receptorů a následně adekvátní vjem. V tomto případě je rozhodující množství přenesené informace, která ovlivní chování systému, ale nikoliv jeho energetickou bilanci. Pro úplnost uveďme i energii elektromagnetického záření převážně z infračerveného, ale též viditelného či ultrafialového spektra, která nemusí být v extrémních podmínkách při počítání výsledné tepelné bilance organismu zanedbatelná.

Energie dodaná do organismu se buď akumuluje k pozdějšímu využití ve formě energie chemické nebo je přímo využita pro udržení všech životních pochodů v organismu, tj. mění se na svalovou práci, energii chemickou, elektrickou a na teplo. Energie se akumuluje dlouhodobě ukládáním tukové tkáně nebo krátkodobě při resyntéze makroergních fosfátů (ATP z ADP). Teplo v organismu vzniká převážně jako vedlejší produkt přeměny jiných forem energie, pouze výjimečně vzniká cíleně, např. v případě vyvolání chladového třesu jako mechanismu termoregulace. Aby se toto převážně „odpadní" teplo v organismu neakumulovalo a tím se nezvyšovala jeho teplota, je organismus schopen do jisté míry jeho odvod do okolí regulovat.

2.2.2 Produkce tepla v organismu

Teplo v organismu vzniká přeměnou chemické energie a na jeho produkci se podílejí tyto mechanismy:

a) průměrný bazální metabolismus všech buněk. Množství takto uvolněného tepla lze měřit buď přímo kalorimetricky nebo nepřímo měřením spotřeby kyslíku, který se podílí na uvolnění 95 % energie z potravy. Pokud známe energetický ekvivalent kyslíku u jednotlivých živin (tj. kolik energie se uvolní spotřebou 1 litru kyslíku), můžeme celkovou uvolněnou energii za daný časový úsek vypočítat;
b) zvýšený metabolismus způsobený svalovou námahou, chladovým třesem nebo trávením;
c) zvýšený metabolismus způsobený zvýšenou teplotou buněk (rychlost chemických reakcí roste s teplotou);
d) zvýšený metabolismus daný působením regulačních hormonů (thyroxin, noradrenalin). Tento faktor se projevuje zejména dlouhodobě.

Další podrobnosti přenecháme fyziologii, v dalších úvahách vystačíme s faktem, že organismus produkuje teplo a existují mechanismy k ovlivnění jeho množství.

2.2.3 Ztráty tepla v organismu

Ke ztrátě tepla z organismu dochází mechanismy, které rozdělujeme na přímé a nepřímé.

- Přímé ztráty tepla
  - vyzařování (radiace)
  - vedení (kondukce)
  - proudění (konvekce)
- Nepřímé ztráty tepla
  - odpařování z plic
  - pocení (evaporace)
    - znatelná
    - neznatelná

2.2.3.1 Vyzařování

Pokud pomineme extrémní klimatické podmínky (vysoká teplota vzduchu, vysoká vlhkost, vysoká rychlost proudění vzduchu), je v našich klimatických podmínkách vyzařování pro ztrátu tepla poměrně významné, neboť tvoří až 60 % celkových tepelných ztrát. Organismus tak jako jakýkoliv hmotný objekt o teplotě vyšší než absolutní nula vyzařuje do okolí tepelné elektromagnetické záření. Pro lidský organismus je významné infračervené záření o vlnové délce 5–20 μm. Množství vyzářené energie je podle Stefan-Boltzmannova zákona úměrné čtvrté mocnině absolutní teploty tělesa (viz kapitola termografie). Vzhledem k tomu, že stejným mechanismem působí okolí zpětně na organismus, je potom celková vyzářená energie úměrná rozdílu čtvrtých mocnin povrchové teploty těla a teploty objektů v jeho okolí. S vyzařováním souvisí pojem tepelná pohoda člověka v obytných prostorech, na kterou má vliv nejen teplota vzduchu v místnosti, ale také teplota povrchu stěn. Uvádí se, že součet těchto dvou teplot by měl být přibližně 37 °C.

2.2.3.2 Vedení

Vedením rozumíme přechod tepla v hmotném prostředí z místa o vyšší teplotě do místa o teplotě nižší předáváním kinetické energie kmitavého pohybu elementů tohoto prostředí. Vedení tepla není spojeno s přenosem hmoty, nýbrž pouze tepelné energie. Množství takto předané energie Q za čas τ (s) mezi dvěma místy závisí na rozdílu jejich teplot Δt (K), jejich vzdálenosti d (m), ploše S (m^2), přes kterou se přenos uskutečňuje a na koeficientu tepelné vodivosti λ (J/m.s.K), která vyjadřuje schopnost dané látky vést teplo, podle tohoto vztahu:

$$Q = \frac{\lambda \cdot S \cdot \Delta t \cdot \tau}{d}$$

Dobře vodivé jsou například kovy, kapaliny a v těle tudíž krev, tepelnými izolanty jsou plyny, korek, polystyren atd., v organismu pak zejména tuková tkáň. Člověk ztrácí vedením za standardních podmínek (v uzavřené místnosti za normální teploty bez ošacení) přibližně 15 % tepelné energie. Teplo je vedeno do vzduchu a do těles, které jsou v přímém styku s povrchem těla. Vzduch, pokud intenzivně kolem těla neproudí, je velmi dobrým izolantem. Zcela jiná situace nastane, je-li okolním prostředím voda nebo alespoň hodně vlhký a navíc intenzivně proudící vzduch. V tomto případě budou rozhodující ztráty tepla dány vedením.

2.2.3.3 Proudění

Proudění tepla velice úzce souvisí s jeho vedením. Nejdříve musí být teplo předáno vedením látce, jejímž prouděním je odvedeno do okolí. Při proudění na rozdíl od předcházejících způsobů odvodu tepla dochází kromě přenosu energie i k přenosu látky. Množství tepla, které je za čas τ (s) odvedeno prouděním z povrchu tělesa o ploše S (m^2) do okolí o teplotě nižší o Δt (K), lze vyjádřit vztahem:

$$Q = \alpha \cdot S \cdot \Delta t \cdot \tau ,$$

kde α (W/K.m^2) je koeficient přestupu tepla rozhraním. Koeficient alfa nelze zařadit mezi tzv. materiálové konstanty, které jednoznačně charakterizují danou látku či prostředí, neboť jeho hodnota závisí na mnoha teoreticky nejasně formulovaných i prakticky nesnadno měřitelných faktorech. Například při odvodu tepla z povrchu těla prouděním bude koeficient přestupu tepla záviset na teplotě, tlaku a vlhkosti vzduchu, dále na rychlosti jeho proudění a podobně. Koeficient přestupu tepla nelze vypočítat, a proto se stanovuje experimentálně pomocí tzv. alfametrů. Účinky proudění a vedení tepla jsou patrné za extrémních klimatických podmínek. Je například známo, že organismus mnohem lépe snáší mráz při malé relativní vlhkosti vzduchu a za bezvětří než teplotu nad bodem mrazu při intenzivním proudění a vysoké vlhkosti vzduchu.

2.2.3.4 Vypařování vody

Vypařování vzhledem k velkému měrnému skupenskému teplu vypařování vody tvoří za normálních podmínek až 25 % ztrát tepla z organismu. K vypařování vody dochází při dýchání a pocením. Při dýchání je vydechovaný vzduch téměř nasycen vodní parou, jejíž parciální tlak dosahuje za normálního atmosférického tlaku hodnoty až 6,3 kPa. Pocení rozlišujeme znatelné a neznatelné. Neznatelné pocení je přímá samovolná difúze vody pokožkou bez účasti potních žláz, která je organismem téměř neregulovatelná a kvantitativně je dána fyzikálními vlastnostmi vnějšího prostředí, zejména teplotou, relativní vlhkostí a rychlostí proudění vzduchu. Neznatelným pocením ztrácí organismus za normálních podmínek průměrně 660 ml vody za den.

Energeticky významnější je znatelné pocení pomocí potních žláz, kdy ztráta vody může být v extrémních případech (sucho, vysoká teplota) až 1,5 l za hodinu. Znatelné pocení je organismem regulováno, i když je jeho účinnost opět značně ovlivněna vlastnostmi okolního prostředí. Znatelné pocení je základní mechanismus odvodu tepla v organismu v případech, kdy vysoká okolní teplota neumožňuje uplatnění ostatních mechanismů ztráty tepla. Například v sauně, kde je suchý vzduch, můžeme pobývat při podstatně vyšší teplotě než je tomu v parní lázni, kde je 100% vlhkost vzduchu.

2.3 Regulace teploty v organismu

Člověk, jakožto teplokrevný (homoiotermní) živočich se vyznačuje tím, že je schopen za využití termoregulačních mechanismů udržovat teplotu jádra, tj. hluboko uložených orgánů, konstantní a do jisté míry nezávislou na změnách okolního prostředí. Termostatické centrum pro regulaci tělesné teploty je umístěno v hypothalamu a u člověka je nastaveno na 37 °C. Hlavním regulačním mechanismem je tzv. záporná zpětná vazba, jejíž princip spočívá v tom, že regulační centrum neustále porovnává požadovanou teplotu (nastavenou v hypothalamu) se skutečnou teplotou hluboko uložených orgánů těla a na základě jejich rozdílu řídí příjem a zejména pak výdej tepla. Informace o teplotě hluboko uložených orgánů je získávána čidly teploty přímo v hypothalamu, která reagují na teplotu protékající krve. Informace o teplotě periferie registrují receptory umístěné ve vnějších resp. hlubších vrstvách kůže. Vzhledem k tomu, že organismus teplo produkuje, je regulován zejména odvod tepla do okolí. Kůže a podkoží s podkožním tukem představují pro vedení tepla poměrně dobrý izolant (tuková tkáň má asi 3× menší tepelnou vodivost než svalová tkáň), tudíž odvod tepla vedením je zanedbatelný. Při řízení odvodu tepla má největší význam proudění krve z jádra (hluboko uložených orgánů) do periferie (kůže), která je v přímém kontaktu s okolním prostředím. Účinnost odvodu tepla pak bude záviset na míře prokrvení kůže, která je značně variabilní a kolísá mezi 0–30 % minutového srdečního výdeje.

Základní regulační mechanismy snížení teploty organismu (zvyšující odvod tepla do okolí):

- vasodilatace
- znatelné pocení
- omezení produkce tepla

Základní regulační mechanismy zvýšení teplotu organismu (snižující odvod tepla do okolí):

- vasokonstrikce
- zvýšení produkce tepla

- chladovým třesem (vědomím neovladatelná svalová práce)
- zvýšením metabolismu (působením kalorigenních hormonů)
- „husí kůže", reakce vegetativního nerstva, pozůstatek od živočichů, kteří zježením srsti zvyšují její izolační vlastnosti

Každý ze své zkušenosti ví, že výše uvedené regulační mechanismy nejsou zdaleka postačující, pokud člověk k termoregulaci vědomě nepřispěje svým chováním na základě subjektivních pocitů chladu či tepla. Často se uvádí, že výše uvedené mechanismy termoregulace udrží správnou tělesnou teplotu, pokud teplota okolního prostředí za normálních podmínek nepřekročí rozmezí 20–55 °C. Tzv. termoregulačním vědomým chováním rozumíme odpovídající způsob oblékání, volba vhodného prostředí pro pobyt, vyvíjení vhodné činnosti, zaujímání optimální polohy těla a podobně.

Z pohledu termoregulace je velmi zajímavým jevem horečka. Horečka je stav organismu, kdy pyrogenní látky uvolňované při některých onemocněních zvýší nastavenou teplotu v termoregulačním centru v hypothalamu. V tomto okamžiku je porušena rovnováha a organismus je zdánlivě podchlazen a spustí se tudíž všechny mechanismy zvyšující teplotu, typickým vnějším projevem je chladový třes. Jakmile pyrogenní látky přestanou působit, centrum teploty je nastaveno na správnou teplotu a nastává opačná situace, kdy organismus je přehřátý. Uplatní se všechny mechanismy snižující teplotu, typickým vnějším projevem je intenzivní pocení.

2.4 Měření teploty (termometrie)

Teplota jako fyzikální veličina, která popisuje stav organismu jako biologického systému, je velmi významným, ale i snadno identifikovatelným příznakem velké skupiny jeho možných poruch. Ukazuje se však, že lze využít relativně snadné lokální měření dynamiky teplotních změn jako metodu k vyšetření vlastností jednotlivých složek biologického systému s teplotou vůbec nesouvisejících.

Typickým příkladem je měření termodilučních křivek, kdy měřením a vyhodnocením změn teploty krve v závislosti na čase, jako odezvy na vstřik látky o jiné teplotě než teplota krve do oběhového systému, lze usuzovat na ejekční frakci, tepový objem, velikost zkratů a podobně, to znamená na parametry kardiovaskulárního systému, které jistě nemají s teplotou jako fyzikální veličinou primárně vůbec nic společného. Měření teploty bylo využito pouze jako nepřímý indikátor ke zjištění jiných parametrů systému. Dalším příkladem je měření teploty v hypertermii, jako jedné z alternativ léčby vybraných typů nádorových onemocnění. Z pohledu praktické realizace hypertermie a zejména v souvislosti s jejím technickým zabezpečením vystačíme s jednoduchou definicí, která říká, že je to metoda léčby nádorových onemocnění, založená na ohřevu nádorové tkáně na hypertermickou teplotu, což je teplota přibližně v rozmezí

42,5–45 °C, volená v závislosti na konkrétním použití. Cíl stanovený metodou je jasný, udržet po stanovenou dobu v nádorové tkáni požadovanou hypertermickou teplotu, kterou je nutno z důvodu zpětnovazební regulace měřit.

Teplotu jako typickou stavovou veličinu nelze měřit přímo, nýbrž se využívá známých fyzikálních jevů, které prokazují závislost jiných fyzikálních veličin na teplotě. Typickým příkladem těchto jevů je teplotní délková a objemová roztažnost pevných látek či kapalin, závislost měrného odporu vodičů a polovodičů na teplotě, termoelektrický jev, závislost vlnové délky tepelného záření na povrchové teplotě jeho zdroje, závislost rychlosti šíření mechanického vlnění (ultrazvuku) v prostředí na teplotě a podobně. Metody měření teploty můžeme dělit podle různých kritérií. Podle způsobu interakce s organismem rozeznáváme invazivní metody, kdy vlastní snímač je zaveden do organismu, a neinvazivní metody, které dále dělíme na dotykové a bezdotykové podle toho, zda snímač musí či nemusí být v přímém kontaktu s povrchem měřeného objektu.

2.4.1 Teploměry založené na délkové roztažnosti pevných látek a objemové roztažnosti kapalin

Tento typ teploměrů je dosud ve zdravotnictví nejrozšířenější, i když je postupně nahrazován teploměry s elektronickým vyhodnocením využívajícími jiných principů. Nejznámější je lékařský rtuťový teploměr, který existuje ve dvou modifikacích. Nejběžnější z nich je tzv. maximální teploměr, který na stupnici zaznamenává nejvyšší dosaženou teplotu, druhý typ, nazývaný „rychloběžka", měří okamžitou teplotu, a to za podstatně kratší čas potřebný k ustálení ve srovnání s maximálním teploměrem. Doba ustálení teploty u maximálního teploměru je několik minut. Oba typy teploměrů se skládají z rezervoáru rtuti a kapiláry opatřené stupnicí, do které je rtuťový sloupec vlivem teplotní roztažnosti vytlačován. U maximálního teploměru je navíc kapilára hned při výstupu z rezervoáru zúžena, což způsobí, že rtuť se samovolně po ochlazení nevrací do rezervoáru a zůstává na maximální dosažené teplotě. Před dalším použitím je nutno rtuť do rezervoáru setřepat. Citlivost rtuťového teploměru je tím větší, čím větší je objem rezervoáru a čím menší je poloměr kapiláry. Lékařské rtuťové teploměry měří s přesností na desetiny stupně, speciální laboratorní teploměry s přesností až dvě setiny stupně.

Na teplotní délkové roztažnosti jsou založeny také bimetalové teploměry, které využívají deformace pásku vzniklého spojením dvou kovů o různém koeficientu délkové roztažnosti. Teplotní deformaci pásku je možno mechanicky převést na stupnici, ale běžnější je využití těchto typů teploměrů jako teplotních spínačů či ochran do různých přístrojů.

2.4.2 Kovové odporové teploměry

Kovový odporový teploměr je založen na změně elektrického odporu kovů v závislosti na teplotě, který je dán vztahem:

$$R_t = R_0 \cdot (1 + \alpha \cdot t) ,$$

kde R_t a R_0 jsou odpory při teplotě t a nulové teplotě, α (K^{-1}) je teplotní součinitel odporu. Výhodou těchto teploměrů je linearita v širokém rozsahu teplot a jednoduché vyhodnocovací zařízení. Nejčastěji se používá platinový teploměr, který je vhodný pro teplotní rozsah od –100 °C do 440 °C, a měří s přesností na tisíciny stupně. Tento typ teploměru se používá zejména v technické praxi a bývá součástí složitějších měřících systémů, např. jako snímač pro měření referenční teploty termočlánkových sond.

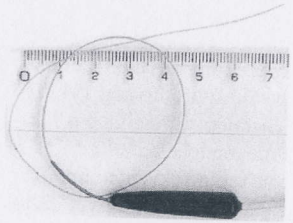
2.4.3 Termočlánková termometrie

Termočlánek je pasivní elektrický prvek, který je ze své podstaty vhodný k měření teploty. Teoretický princip termočlánku poprvé popsal Seebeck (1822), když zjistil, že v uzavřeném elektrickém obvodu vzniklém spojením dvou vodičů z různých kovů teče za situace, kdy tyto spoje mají rozdílnou teplotu, elektrický proud. Tyto vodiče obecně nazýváme termoelementy. Při rozpojení tohoto obvodu můžeme měřit elektromotorické napětí (termonapětí), někdy podle autora nazývané relativní Seebeckovo napětí. Z termodynamického hlediska je termočlánek zařízení, které mění tepelnou energii na elektrickou, tudíž velikost termonapětí je dána rozdílem teplot mezi spoji. Chceme-li tedy použít vybraný pár termoelementů pro měření teploty, musí být jeden ze spojů umístěn ve známé teplotě, která se nemění a která se nazývá referenční a spoj je označován jako referenční bod (studený konec termočlánku). Druhý termočlánkový spoj se pak nazývá i používá jako měřící. Ideální referenční teplotou je 0 °C, neboť v tom případě napětí přímo odpovídá teplotě měřícího bodu. Technicky výhodnější je však udržovat teplotu referenčního bodu na vyšší teplotě (např. teplota laboratoře) a ještě lépe je teplotu referenčního bodu průběžně měřit, např. již zmíněným platinovým teploměrem. V tomto případě získáme skutečnou teplotu měřícího spoje tak, že k naměřenému termonapětí přičteme napěťový ekvivalent teploty referenčního bodu. Obecně pak hovoříme o kompenzaci teploty referenčního bodu.

Termonapětí je obecně kvadratickou funkcí teploty. V případě medicínských aplikací, kdy je rozsah teplot omezen na úzký interval 20–50 °C, lze tuto závislost aproximovat lineárním vztahem:

$$U_{AB} = k (t_A - t_B) ,$$

kde U_{AB} je termonapětí mezi referenčním a měřícím bodem termočlánku, t_A a t_B jsou teploty těchto bodů a k je kalibrační konstanta. Kalibrační konstanta závisí na typu termočlánku, tj. na kombinaci kovů tvořících termočlánek. Pro rozsah teplot měřených v medicínských aplikacích se používají zejména termočlánky měď-konstantan nebo manganin-konstantan. Pro bližší představu o velikosti měřených termonapětí uveďme, že pro termočlánek měď-konstantan má kalibrační konstanta hodnotu 40 mikroV/K. Přesnost měření teploty termočlánkem závisí na citlivosti voltmetru měřícího termonapětí a na přesnosti měření teploty studeného konce termočlánku, běžně lze dosáhnout přesnosti 0,05–0,01 °C. Velkou výhodou termočlánků je možnost jejich miniaturizace, v medicíně se proto používají pro invazivní měření teploty, např. pro účely hypertermie (obr. 2.1) nebo pro měření termodilučních křivek.



Obr. 2.1 *Miniaturní multitermočlánková sonda*

2.4.4 Termistorová termometrie

Termistorová termometrie je založena na závislosti elektrického odporu polovodiče na teplotě, kdy s teplotou roste hustota volných elektronů, což má za následek pokles odporu. Tato závislost se dá vyjádřit relativně složitým vztahem:

$$T = B (\ln R - \ln A) ,$$

kde B a A jsou materiálové konstanty, R je odpor a T absolutní teplota polovodiče. Využití termistorů pro měření teploty nabízí řadu výhod, pokud není vyžadován zcela miniaturní rozměr snímačů. K přednostem patří vyšší úroveň signálu, přesnost až 10^{-3} K, relativně jednoduchá vyhodnocovací část zařízení. Termistorová čidla jsou většinou konstruována pro invazivní měření např. v podobě jehel, přičemž termistor je upevněn ve špičce jehly. Přesnost měřicí termistorové aparatury není většinou využita, neboť reálná přesnost, se kterou má smysl odečíst teplotu v obecně velmi heterogenním biologickém systému, je přibližně 0,1 °C. V invazivní termometrii se termistory využívají při měření termodilučních křivek.

Speciální termometrie

V invazivních metodách měření teploty lze využít i optoelektroniku. Zařízení se skládá ze zdroje světla vhodné vlnové délky, vláknové optiky zavedené do tkáně a detekčního zařízení (fotosnímače), které analyzuje dopadající světlo a převádí změny spektrálního složení a intenzity světla na elektrický signál vhodný k dalšímu zpracování. U nejběžnějších typů vláknových termometrů se využívá závislosti délky dosvitu fosforeskující látky na teplotě.

Optické snímače teploty mají význam při radiofrekvenčním nebo mikrovlnném ohřevu v hypertermii. Tím, že uvedená čidla i přívod neinterferují s elektromagnetickým polem, není třeba brát ohled na jejich umístění vzhledem k poli, je možné pracovat v kontinuálním ozařovacím režimu, klesá současně i riziko registrace artificiálních teplot. Kromě toho optoelektronické snímače jsou vhodné zejména pro měření teploty ve tkáních hlouběji uložených, kdy zabezpečení správné orientace ostatních čidel vůči vektoru elektrického pole je prakticky nereálné. I když je měřící souprava s optickými snímači technicky velmi náročná, má nezastupitelnou úlohu zejména jako referenční metoda při měření v elektromagnetickém poli, kdy ostatní invazivní metody vykazují určitá omezení.

Neinvazivní možností měření teplotního profilu tkání je magnetické rezonanční zobrazení, kdy lze využít teplotní závislosti odezvy organismu na radiofrekvenční impulzy. Rovněž tak lze využít ultrazvukových zobrazovacích přístrojů, kde lze pozorovat závislost rychlosti šíření, odrazu a pohlcování ultrazvuku v měkkých tkáních na teplotě. Tyto metody jsou dostupné pouze na vysoce specializovaných pracovištích.

2.5 Využití tepelné energie v lékařství

(Karel Volenec)

2.5.1 Hypertermie – využití v klinické praxi

Hypertermickou léčbou se v klinické praxi nejčastěji rozumí využití druhotného tepelného účinku mikrovlnného záření, ultrazvukového vlnění nebo popřípadě laseru v kombinované léčbě nádorového onemocnění. Jiné metody ohřevu se příliš v klinické praxi neujaly, ať již se jedná o celotělový ohřev infračervenými ozařovači, lokální perfuze, používání různých imerzí s cílem zvýšit v omezeném objemu teplotu tkáně.

Na základě jak experimentálních výsledků, tak klinického vyhodnocení je nejčastěji používán interval v rozmezí 42,5–45 °C. Doba léčby se pohybuje v rozmezí 45 minut až 1 hodina.

2.5.1.1 Mechanismus účinku

Vysvětlení přesného mechanismu účinku, který by jednoznačně vysvětlil zvýšené působení tepelné energie na nádorovou buňku ve srovnání s normální buňkou, dosud nebylo podáno. Hovoří se o tzv. primární termosenzitivitě nádorové buňky. Na tkáňové úrovni je již zřejmé, že významnou úlohu hraje krevní zásobení dané oblasti. Nejvyššího účinku hypertermické léčby se dosahuje u tkání, kde je průtok krve minimální a dochází tudíž k rozdílnému ochlazování nádorové a normální tkáně krevním tokem. Množství tepelné energie odvedené za časovou jednotku je standardně vyjádřené vztahem $Q = m.c.\Delta t$. Výsledkem působení tepelné energie na buňku je změna pH vnitřního prostředí, následná aktivace lyzosomálních enzymů, zpomalení nebo zastavení reparačních dějů, případně přímá lýza buněk. V uvedeném teplotním rozmezí je nutné si uvědomit, že převažuje subletální poškození buněk a teprve opakování uvedené léčby vede k následnému letálnímu efektu, nejčastěji však v kombinaci s radiační terapií. Kombinace s chemoterapií je stále otevřenou záležitostí, neboť i přes jednoznačně zvýšenou účinnost této kombinace výrazně stoupá toxicita.

Právě kombinace s radiační léčbou s nízkým LET je tudíž nejčastěji používaná klinická modalita a je založena na zcela opačném působení jednotlivých faktorů na průběh léčby (tab. 2.1).

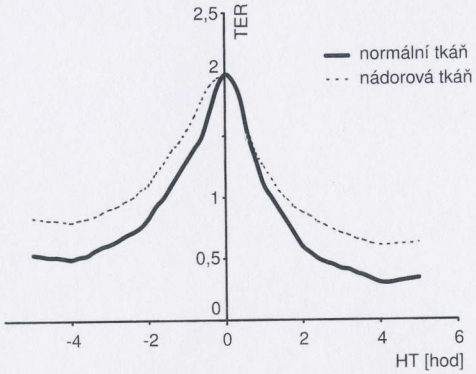
Tab. 2.1 *Porovnání účinků hypertermie a radioterapie*

	hypertermie	**radiační léčba**
hypoxická tkáň	nejvyšší účinek	radiorezistence
anaerobní metabolismus	nejvyšší účinek	minimální efekt
vysoká mitotická aktivita	nízký účinek	vysoký účinek
dostatečný krevní průtok	nízký účinek	vysoký účinek
S – Go fáze buněčného cyklu	vysoký účinek	radiorezistence

Vzájemnou kombinací lze dosáhnout synergie účinku, což prakticky znamená, že při nižší dávce radiační léčby je dosaženo stejného léčebného efektu, kterého by se mohlo dosáhnout neúměrně vysokou dávkou záření, nebo při standardní dávce ionizujícího záření je dosažen vyšší léčebný efekt než bez uvedené kombinace.

Důležitý je časový interval, v kterém se uvedené metody kombinují. V klinické praxi se ustálil buď sekvenční režim nebo simultánní. Měřítkem je tzv. ziskový faktor dávky – GF (*gain factor*), který se počítá z podílu tzv. „teplotního přírůstkového poměru" TER (*thermal enhancement ratio*) pro normální a nádorovou tkáň. Nejvyššího účinku se do-

sahuje za situace, kdy je ionizují záření doprovázeno hypertermickou léčbou, ale stupeň diferenciálního poškození nádorové a zdravé tkáně je minimální. Z obr. 2.2 je zřejmé, že optimální interval pro hypertermii je 4 hodiny po ukončení ozáření z ionizujícího zdroje. Opačná sekvence zřejmě navozuje situaci, kdy je zvýšen průtok krve zdravou tkání, zvýšen je tudíž i pO_2 a tím i stoupne radiosenzitivita.



Obr. 2.2 *Graf závislosti TER pro normální a nádorovou tkáň na době aplikace hypertermie před nebo po radioterapii (podrobněji v textu)*

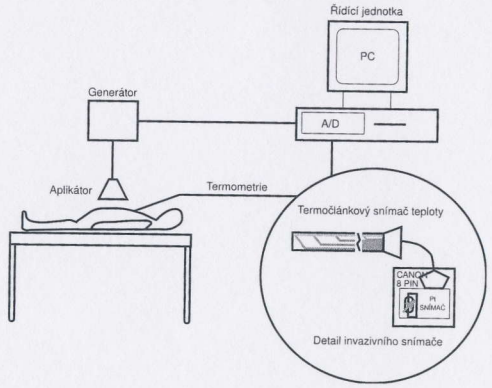
2.5.1.2 Indikace hypertermie

Hypertermická léčba je v kombinaci s radiační léčbou indikována obecně u chronicky hypoxických zhoubných nádorů, např. velkých „bulky disease", infiltrátů v plató fázi růstu. Byla aplikována u některých typů melanomů, nádorů krku a hlavy, nádorů prsu a některých gynekologických nádorů. Byla pozorována jak vyšší kvalita života, regrese – ústup nádoru, tak i prodloužení života pacientů podrobených kombinované léčbě. Léčba se provádí 1–2× týdně a opakuje se celkem 3–10×.

2.5.1.3 Technické zabezpečení hypertermie

Dalšímu rozšíření hypertermie, která je stále záležitostí pouze několika významných center, brání značně finančně náročné technické zabezpečení. Na obr. 2.3 je schematicky uvedeno základní uspořádání ozařovací aparatury. Na základě počítačového zpracování rozložení absorbované dávky a vyhodnocení teplotního profilu ozařované tkáně je zpětnovazebně regulován výkon ozařovače. U mikrovlnného ozařování se používají frekvence 27 MHz, 434 MHz, případně 917 MHz nebo 2,4 GHz. Plynule přeladitelné ozařovače v celé využitelné vlnové délce vynucují umístění celého systému ve Faradayově kleci a řadu dalších stavebních úprav. Mikrovlnné záření se převádí k povrchu tkáně nejčastěji pomocí speciálních aplikátorů s chlazením povrchu. Teplota je snímána

buď vícenásobnými invazivními snímači – termočlánkovými nebo termistorovými nebo neinvazivními metodami. Hlavní nevýhodou invazivních snímačů kromě optických systémů je interference s elektromagnetickým polem. Nevýhodou neinvazivních postupů je nižší rozlišovací teplotní schopnost a obtížné nakalibrování. Mezi zmiňované metody patří ultrazvuková počítačová termografická tomografie, šumová mikrovlnná termometrie, NMR. Ve stádiu experimentů je matematické modelování rozložení teplot a po rekonstrukci teplotního profilu zpětnovazebně řízený ozařovač. Stejný postup je používán při přímém měření absorbované dávky.



Obr. 2.3 *Typické schéma hypertermické soupravy*

2.5.1.4 Nevýhody a kontraindikace hypertermie

Mimo zmiňovanou ekonomickou náročnost je nevýhodou nutnost zabezpečení všech hygienických norem spojených s provozem mikrovlnných ozařovačů. Zvláště je nutné u vyšších frekvencích chránit zrak pacienta a personálu. Zásadní kontraindikací použití fokusovaného elektromagnetického pole je situace, kdy by v ozařovaném místě byl implantován kovový předmět – např. stent. Přímé absolutní kontraindikace z hlediska onemocnění pacienta nejsou u hypertermie známy, relativní kontraindikací je situace, kdy okolí nádoru je hypoxické (kupř. jizvy), zánětlivé změny tkáně v okolí nádoru nebo malé nádory dobře diferencované. Další kontraindikace odpovídají těm, které jsou uváděny pro klasickou diatermii.

Vývoj v klinické hypertermii směřuje k hloubkovému typu ohřevu tkání a neinvazivnímu monitorování teplotního profilu.

2.6 Fyzikální základy kryoterapie, kryochirurgie a význam místního zmrazení tkáně

(Jozef Rosina)

Teoreticky by se zdálo, že dostatečnou tloušťkou vhodného oděvu lze umožnit život za libovolně nízkých teplot okolí. Ve skutečnosti to nejde, protože část tepla ztrácí organismus kůží, která není pokryta oděvem (kůže obličeje kolem očí) a vydechovaným vzduchem. Tento podíl na ztrátě tepla bude tím větší, čím lepší bude tepelná izolace ostatních částí těla, až se může stát jedinou formou ztráty tepla (pokud neuvažujeme o obličejové masce), které nemohou šaty zabránit. Tato hranice je dána teplotou asi minus 50 °C.

V praxi musíme rozlišovat, zda chlad působí jen místně nebo celkově. V prvním případě dojde při dostatečně dlouhém působení, resp. dostatečně velkém mrazu k zmrznutí tkáně. Jednotlivé části těla jsou různě citlivé na chlad. Zvlášť citlivé jsou části, které mají velký specifický povrch (uši, prsty). Místní poškození chladem se projevuje jako omrzlina. Příčinou je poškození cév a narušení periferního krevního oběhu. Léčebným zákrokem je normalizace krevního oběhu v postižené části pozvolným prohříváním, nejlépe teplou koupelí. Vytření postižené části sněhem ochuzuje tkáň o další teplo a vede k prohloubení patologických změn.

Při působení chladu na celé tělo dojde na počátku k podchlazení tepelného obalu (podobně jako při lokálním působení), později i jádra. Působí-li značný chlad delší dobu, dojde ke změnám krevního oběhu, zrychlí se tep (aby se zvýšila teplota), později se však podstatně zpomalí (bradykardie). Současně dojde ke změnám funkce ledvin. Po delším působení chladu nastávají hluboké změny funkce centrální nervové soustavy. Začínají mizet reflexy jako výraz rozšiřujícího se útlumu, později dojde ke spánku v důsledku všeobecného útlumu. Dlouhotrvající hluboký chlad spolu s tělesným vyčerpáním může, např. u horolezců, vést ke spánku a dalšímu podchlazení, kdy už nestačí termoregulační mechanismy pokrýt ztráty tepla. Za kritickou teplotu při podchlazení se považuje 28 °C. Pokles celkové teploty organismu pod 20 °C již s velkou pravděpodobností znamená pro člověka smrt. V lékařské literatuře však byly popsány i případy, kdy se podařilo zachránit člověka, jehož tělesná teplota klesla pod 14 °C.

Chlad aplikovaný místně vede k znecitlivění. Tohoto poznatku se používá pro menší chirurgické výkony. Za tímto účelem se na kůži rozprašuje kapalina s velkým skupenským teplem **vypařování** (etylchlorid). Kapalina při svém vypařování odnímá teplo kůži, značně ji zchladí, a tím kůže znecitliví. Chladu kolem 4 °C–5 °C se též používá k uklidnění bolestí. Například při některých bolestech hlavy, akutních úrazech kloubů, podvrknutí, pohmoždění a krevních výronech se používají obklady s ledem a studenou vodou. V místě aplikace dochází po přiložení k zúžení cév, které je následně vystřídáno mohutnou vazodilatací – prokrvením. Účinek je protibolestivý a protizánětlivý se snížením přenosu vzruchu v nervech a následným uvolněním svalového spasmu.

Zchlazení celého pacienta bylo použito při léčbě nádorů, kdy se mimo znecitlivění očekávalo též zpomalení růstu nádoru, protože s nízkou teplotou se zpomaluje celková látková výměna. Při této léčbě byli pacienti ponecháni v místnostech s tak nízkou teplotou, že jejich rektální teplota klesla na 32 °C–34 °C. Léčba umožnila snížit nebo vůbec vynechat analgetika (morfium) a zlepšit chuť k jídlu.

Hypotermické teploty (asi do 270 K, tj. asi −3 °C) se využívají především ve dvou oblastech. Předně jde o snížení teploty operovaného nemocného maximálně na 295 K. To proto, že např. při operacích srdce je nutné jej zastavit po dobu operačního zákroku přímo na srdci. Dříve, i když byla tato doba krátká, docházelo někdy k poškození mozku. Je-li však tělo pacienta zchlazeno, má mozek podstatně sníženou spotřebu kyslíku (při 30 °C je spotřeba kyslíku poloviční oproti potřebě při 37 °C, při 20 °C je to jen desetina) a pacient snese bez následků přerušení krevního oběhu i delší dobu. Jakmile klesne teplota pacienta pod 30 °C, jsou jeho termoregulační mechanismy nízkou teplotou vyřazeny. Nízké teploty se využívají ke krátkodobé konzervaci, především krve, séra, buněk, tkání a orgánů, a to v oblasti kolem 277 K. V hypotermické oblasti se též nachází u některých zvířat (např. u medvěda hnědého) zajímavý fyziologický jev zimního spánku, tzv. **hibernace**.

Obvykle používané **kryotermické teploty** jsou: 250 K, tj. teplota dosahovaná mraznička mi, 195 K, tj. teplota sublimujícího CO_2 (suchý led) a 77 K, tj. teplota kapalného dusíku. Těchto teplot se používá hlavně pro dlouhodobou konzervaci. Protože většina buněk v kryotermii hyne, používají se v případech, kdy potřebujeme dlouhodobě konzervovat živé buňky, **kryoprotektiva**. Jejich nejznámější zástupci jsou glycerol a dimetylsulfoxid.

Významné je **využití nízkých teplot v chirurgii**. Fixace tkáně mrazením pro rychlé orientační peroperační histologické vyšetření, tj. vyšetření tkáně vyňaté při operaci, jehož výsledek se operatér dozví ještě během operace, přispívá operatérovi k oprávněnému rozhodnutí o dalším postupu. V poslední době roste význam **kryochirurgie**, při níž se hluboce vymrazenou sondou nekrvavě zničí zvolené části patologické tkáně.

2.6.1 Pozitivní termoterapie

Teplota **hypertermálních procedur**, využívaných hlavně v rehabilitaci a balneologii, se pohybuje v rozmezí mezi izotermálním tepelným bodem (vzduch 24–29 °C, voda 34–36 °C) a bodem tolerance tepla (od 42 °C při celkové koupeli po 130 °C v sauně). Při termoterapii je třeba vzít v úvahu zdravotní stav nemocného a jeho tělesnou konstituci. Čím menší je tělesná plocha (drobní lidé, lidé pyknikového typu), tím je třeba být opatrnější, protože kůže je nejdůležitějším regulátorem teploty.

Termoterapii je možné provádět celotělově nebo lokálně. **Celotělově** formou koupele, zábalů, parní lázně, sauny. **Lokálně** v podobě parafínových zábalů a obkladů nebo koupelí končetin.

Literatura

1) Guyton, AC.: Medical Physiology, W.B. Sounders Company 1981
2) Halliday, D., Resnick , R., Walker, J.: Fyzika. Vutium Brno 2000
3) Horák, Z., Krupka, F., Šindelář, V.: Technická fysika. SNTL Praha 1961

3 Základy biomechaniky a kineziologie

3.1 Historické vymezení biomechaniky

(Ivan Dylevský)

Třídění a vymezování vědních oborů je myšlenkovým dědictvím 19. století. Obrovská znalostní expanze 20. století setřela definované hranice jednotlivých věd a vytvořila interdisciplinární komplexy, integrující původně typické biologické, technické a společenské obory. Příkladem těchto procesů je i vývoj a stav dnešní biomechaniky a kineziologie.

Zcela exaktně definovat oba, dnes typicky inter- a transdisciplinární obory, je nejen nesnadné, ale vzhledem k jejich dynamickému vývoji (např. v bionice, biotermodynamice, rehabilitačním inženýrství, zobrazovacích technikách atd.) snad i zbytečné. Z didaktických důvodů se pokusíme alespoň charakterizovat myšlenkové zdroje obou oborů a hlavní oblasti jejich zájmu. Prostředkem k pochopení aktuálního stavu **biomechaniky** a **kineziologie člověka** může být i připomenutí několika historických skutečností.

3.1.1 Počátky biomechaniky

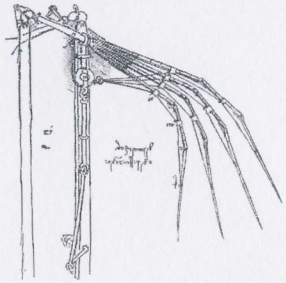
Počátky biomechaniky jsou spojeny s mimořádnou osobností starověku **Aristotelem ze Stageiry** (384–322 př. n. l.). Syn severořeckého lékaře studoval v Athénách a jeho mimořádný pozorovací talent a pojmová logika jej zapsaly nejen do dějin filozofie, ale i do dějin řady biologických oborů. Aristotelův spis „De motu animalium" je vlastně první známá biomechanická (a z části i kineziologická) studie, ve které Aristoteles mj. poprvé označil svaly za generátory pohybu. Důsledné uplatnění deduktivního myšlení založeného na pozorování a oproštěné od spekulací přivedlo Aristotela k chápání živého organismu nejen jako mechanického systému, ale systému, jehož výslednou kvalitu určuje především kvalita řídících procesů.



Aristoteles ze Stageiry (384–322 př. n. l.)
Řecký filozof, považovaný za jednoho z největších velikánů všech dob. Narodil se v rodině lékaře, v 17 letech začal studovat Akademii v Athénách a stal se Platónovým žákem. Později Akademii opustil z politických důvodů, přesídlil do Assosu, po útoku Peršanů na ostrov Lesbos. V roce 335 př. n. l. založil v Athénách vlastní školu, která se více než Platónova univerzita zabývala přírodními vědami.

3.1.2 Leonardo da Vinci

Další mezník ve vývoji biomechaniky reprezentuje renesanční postava **Leonarda da Vinci** (1452–1519). Vynikající malíř a kreslíř byl i vynikajícím inženýrem. Vinci byl asi první, který se systematicky snažil určit gravitační centrum lidského těla (význam viz dále), a zabýval se i mechanikou chůze a stoje. Rozpoznal také roli šlach při přenosu svalové síly (obr. 3.1).



Obr. 3.1 *Leonardova konstrukce pohyblivého křídla*

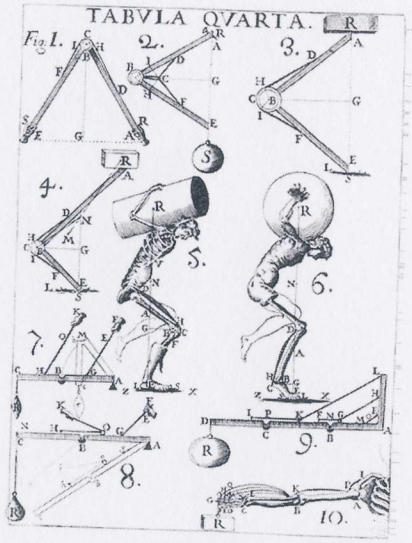
3.1.3 Novodobá biomechanika

Novodobá biomechanika začíná dílem italského matematika a lékaře **Alfonsa Borelliho** (1608–1679).



Giovanni Alfonso Borelli (1608–1679)
Italský přírodovědec. Při výkladu pohybů měsíců Jupitera se přiblížil Newtonově teorii gravitace. Studoval kapilaritu, tlak vzduchu, přesně změřil rychlost zvuku.

Borelliho vědecké zájmy byly velmi široké a sahaly od studia epidemické horečky v Mesině přes studium hydrauliky, kartografie až po kontrukci hodin a stavby opevnění. Klíčovým Borelliho dílem pro vývoj biomechaniky je spis „De motu animalium" (aristotelovský název), který vyšel až po jeho smrti. Borelli systematicky studoval kosterní a svalový systém člověka a převáděl anatomické poznatky o metrice svalových úponů, délce svalů a kostí do mechanického systému pákových mechanismů (obr. 3.2).

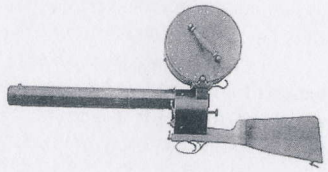


Obr. 3.2 *Tzv. čtvrtá Borelliho tabule analyzující pákový mechanismus při zvedání břemena*

Inspirující byly i výpočty podmínek rovnovážného postavení kloubů končetin. Borelli se neúspěšně pokoušel určit gravitační centrum těla, ale velmi vynalézavým způsobem měření vdechovaného a vydechovaného vzduchu vyřešil jeden z klíčových problémů mechaniky dýchání: prokázal, že klidová inspirace je výsledkem aktivní svalové činnosti a expirium je důsledkem pružnosti tkání hrudníku.

Z hlediska dnešního chápání biomechaniky člověka je Borelli všeobecně považován za „otce novodobé biomechaniky".

Dvě další století vývoje biomedicínských oborů charakterizuje především nárůst morfologických poznatků, reálný koncept fyziologie člověka a rozvoj matematicko-fyzikálních věd. Pro metodologii studia pohybu byl klíčový vynález **chronofotografu** (obr. 3.3).



Obr. 3.3 *Chronofotograf*

Francouzský fyziolog a chirurg **E. Marey** (1830–1904) konstrukcí velmi rychlého fotografického přístroje (fotografické pušky) předznamenal biomechanický program 19. století tím, že z něj učinil „století chůze". Nešlo ale jen o chůzi. Kinematografický záznam v podstatě umožnil první moderní **analýzu pohybu**.



Etienne-Jules Marey (1830–1904)
Fyziolog a ornitolog, navazuje na výzkumy E. Muybridge. Po zhlédnutí jeho pokusů se Marey rozhodl sestrojit fotografickou pušku, jednoduchou kameru schopnou snímat sérii obrázků (1882). V ní jako první též používá od roku 1889 celuloidový filmový pásek vytvořený Eastmanem.

Závěr 19. a počátek 20. století byl ve znamení hledání **gravitačního centra** lidského těla i jeho segmentů a vytváření koncepce **kostní architektury** a faktorů, které ovlivňují její utváření.

W. Braune (1831–1892) a **O. Fischer** (1861–1917) jako první experimentálně určili gravitační centrum těla (1889), tzv. „normalstellung". Šlo sice o těžiště v ideální pozici těla a ukázalo se, že podobné konstrukce mají spíše akademický význam, ale základy byly položeny. Variabilitu a relativitu polohy gravitačního centra následně analyzoval významný německý anatom **R. F. Fick** (1886–1939), který ukázal na vztah polohy centra, výšky a pozice těla a na pohlavní i populační rozdíly v jeho dislokaci. Zabýval se i těžištěm jednotlivých segmentů a významem těžiště pro stabilitu těla.

Významný posun biomechanického myšlení reprezentuje **T. Wolff** (1836–1902), který intenzivně studoval podmínky přestavby spongiózní kosti a vliv zátěže na utváření tvaru kosti. Tzv. Wolffův zákon bývá interpretován různě, ale v podstatě jde o synonymum pro **trajektovou teorii kostní architektury**. Z obecně biomechanického pohledu jde o myšlenku, že veškeré změny tvaru a funkce kostí podléhají zákonitostem matematiky a lze je matematicky vyjádřit. Změny tvaru kostí chápal jako výslednici silového působení: síly svalů a působení statického zatížení. Dnes je celý problém chápán poněkud komplexněji, ale vliv pohybu na formování tvaru a struktury kostí, kloubních povrchů, vazů atd. je nepochybný.

V počátečních obdobích vývoje přírodních i technických věd hrají velkou roli konstrukce přístrojů, rozvoj matematického aparátu, nové technologie atd. Dosáhne-li obor určité úrovně, stávají se rozhodující koncepce, systémy, schopnost integrace, myšlenky. Biomechanika člověka na počátku 20. století byla především biomechanikou pohybového aparátu, který je dodnes (vedle oběhové soustavy) dominantní kapitolou oboru.

Zásadní posun v biomechanice pohybu předznamenala konstrukce **galvanometru** (W. Einthoven, 1906). Galvanometr umožnil provést první **elektromyografické vyšetření**. Pionýrská je především práce **H. Pipera** (1910–1912), která etablovala EMG v německy mluvících zemích a práce **E. D. Adriana** (1925) v anglosaském světě.

Pro studium funkce svalů a především pro klinické vyšetřování myopathií jsou zásadní elektromyografické práce **J. V. Basmajiana** ze 60. až 70. let. Basmajian založil International Society of Electromyography and Kineziology (ISEK) a je považován za autora „biofeedback therapy", tj. zpětné kontroly svalové činnosti u rehabilitovaných pacientů.

20. století charakterizuje diverzifikace vznikajících biomechanických oborů, jejich specializace a aplikace. Charakterizovat dnešní náplň sportovní biomechaniky (resp. biomechaniky sportovního pohybu), mikrobiomechaniky, rehabilitačního inženýrství, biomechaniky práce, forenzní biomechaniky, biomechaniky pohybu těla ve vodním prostředí, prostředí se sníženou gravitací, přetížení atd. je mimo rozsah tohoto textu. S některými údaji se na konkrétních příkladech ještě setkáme v dalších kapitolách, další jsou předmětem speciálních příruček.

3.1.4 Biomechanika člověka

Jak dnes charakterizovat (definovat) biomechaniku člověka?

Obecná biomechanika je interdisciplinární obor, zabývající se mechanickou strukturou, chováním a mechanickými vlastnostmi organismů a jejich částí. Biomechanika studuje mechanické interakce uvnitř organismu (mechanické zákonitosti biologických procesů) a interakce mezi organismem a okolím. Biomechanika člověka je částí obecné biomechaniky se zaměřením na lidské tělo.

3.1.4.1 Makrobiomechanika člověka

Makrobiomechanika člověka je charakteristická uplatňováním agregátového přístupu, tj. objektem jejího zájmu je organismus a orgán nebo orgánový systém. Makrobiomechanika například studuje mechanické vlastnosti kolenního kloubu, jeho kontaktních ploch, pevnosti a pružnosti vazů, chování menisků, deformabilitu jejich hmoty atd.

3.1.4.2 Mikrobiomechanika člověka

Mikrobiomechanika člověka je obor, který mechanické chování a mechanické vlastnosti studuje na buněčné, resp. subbuněčné a tkáňové úrovni. Mikrobiomechanika například studuje chování meziobratlových destiček, jejich deformaci při zátěži, hydrodynamické faktory ovlivňující axiální systém apod. (viz kap. 3.9.2).

Biomechanické učební texty, zvláště texty pro biomedicínské obory, mají určitou tradiční strukturu. Pro netechnické obory je nezbytné probrat základy mechaniky, kinematiky, bioenergetiky a definovat pojmy typu: deformace (creep), pružnost, tuhost, pevnost atd. Tento přístup je pro náš typ textu příliš náročný. Proto některé základní technické pojmy vysvětlíme v dalším textu na konkrétních příkladech.

3.2 Analýza pohybu – mechanika pohybu

(Ivan Dylevský)

V biomechanice studujeme (vyšetřujeme) **pohyb,** tj. rozsah pohybu, jeho stabilitu, působící síly atd. Pohybem se zabývají dva základní obory mechaniky: kinematika a dynamika.

Kinematika je obor, který popisuje pohyb těles, ale nezkoumá příčiny jejich pohybu.

Dynamika je obor mechaniky studující pohyb hmotných těles a jeho příčiny – silové působení.

Pohyb je změna polohy tělesa (těles) vzhledem k jiným hmotným útvarům. (Změna místa hmoty v prostoru a času.) Také **pohyb člověka** je chápán jako změna polohy těla a jeho částí vzhledem k jiným hmotným útvarům (např. segmentům těla).

Pohyb je vždy vyvolaný silou a síla je vždy vázána na hmotu. Silou na sebe působí dvě tělesa, která jsou buď ve vzájemném kontaktu nebo se ovlivňují silovým polem (elektrickým, magnetickým, gravitačním).

Lidské tělo je trojrozměrné těleso. Těleso s bohatě a proměnlivě členěným povrchem a se vzájemně pohyblivými články. Studovat pohyb těla znamená především analyzovat působení sil na tělo jako celek i působení sil na jeho jednotlivé články.

Na tělo působí především dvě síly: **gravitace** a **síla svalů**.

Při rozboru jejich působení se neobejdeme bez základních pojmů mechaniky: **těžiště, těžnice, síly** a **práce.**

3.2.1 Gravitace

Nejvšeobecnější silou, která na tělo působí, je zemská tíže, **gravitace.**

Gravitace působí na celé tělo i na každou jeho část – na každý segment těla. Veškeré naše pohyby (neuvažujeme-li pohyb v kosmickém prostoru) se dějí buď ve směru gravitačního působení (tzv. **gravitační pohyby**) nebo proti působení gravitačních sil (tzv. **antigravitační pohyby**). Tzv. pohyby „s vyloučením gravitace", prováděné v horizontální rovině, jsou hovorovým a nesprávným označením pro pohyby, které jsou samozřejmě prováděny také pod vlivem gravitačních sil. Protože silovému působení gravitace je vystaven každý hmotný prvek tělesa (každý článek těla), sčítají se tyto síly a výsledná síla pak působí z určitého bodu (směrem do středu Země), kterému říkáme **těžiště**.

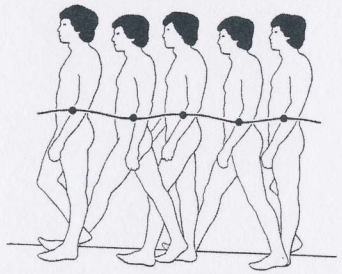
Každé těleso se chová tak, jakoby gravitace působila vždy pouze v jeho těžišti.

3.2.2 Těžiště

Těžiště je působiště gravitační síly tělesa. Těžnice je přímka procházející těžištěm.

Lidské tělo je článkované, segmentované těleso. To znamená, že při každé změně polohy – končetiny, hlavy, trupu, se mění nejen poloha těžiště příslušného segmentu, ale i poloha těžiště celého těla (obr. 3.4).

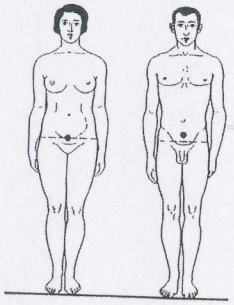
Poloha těžiště rozhoduje o **stabilitě těla**. To je ve fyziologii pohybu i v léčebné praxi velmi významný prvek. Jakákoliv nestabilní poloha vyžaduje silovou korekci, tj. aktivní svalové úsilí a tím také příslušnou spotřebu energie. Při poruchách svalové funkce (např. při svalových parézách) musíme cvičením obnovit stabilní stoj pacienta, aktivovat příslušné, třeba i náhradní stabilizační svalové skupiny apod. Také nácvik chůze s opěrnými pomůckami a rehabilitace pohybu končetinových segmentů je vlastně práce s těžištěm a gravitačními silami, které při cvičení buď potencujeme nebo působíme proti nim.



Obr. 3.4 *Změna polohy těžiště při chůzi*

Těžiště těla nemá stálé místo, jeho poloha se mění podle pohybu jeho částí. Je-li tělo v základní anatomické pozici, leží těžiště ve střední čáře ve výši S_2- S_3 , asi 4–6 cm před přední plochou obratlových těl. U žen je těžiště těla níže (větší hmotnost dolní poloviny těla) než u muže (obr. 3.5).

Padá-li těžnice těla do středu podpěrné plochy, je tělo ve stabilní, rovnovážné poloze. (Podpěrná plocha je nejen plocha obou chodidel, ale i celá plocha mezi nimi.)



Obr. 3.5 *Těžiště těla u žen a u mužů*

Stabilita těla se zvyšuje zvětšením hmotnosti těla (vzpěrači), snížením těžiště (dřep) nebo zvětšením podpěrné plochy (rozkročení). Proto je stoj na jedné končetině nebo na špičkách nohou vratký, nestabilní.

Také jednotlivé části těla (segmenty) mají svá těžiště.

3.2.2.1 Těžiště horní končetiny

Těžiště horní končetiny leží ve středu loketního kloubu. Předloktí s rukou má těžiště na hranici distální a střední třetiny délky předloktí; těžiště ruky leží v hlavici druhého metakarpu.

3.2.2.2 Těžiště dolní končetiny

Těžiště dolní končetiny je 6–10 cm nad štěrbinou kolenního kloubu. Těžiště bérce a nohy je ve střední třetině délky bérce a noha má těžiště na vnitřním okraji, mezi os naviculare a os cuneiforme II.

3.2.2.3 Těžiště trupu a hlavy

Těžiště trupu a hlavy se promítá na přední plochu těla jedenáctého hrudního obratle.

Samotná hlava má těžiště na předním okraji tureckého sedla a trup na předním obvodu těla L_1.

V dalším textu se budeme zabývat působením svalové síly na jednotlivé segmenty těla – **pákovým mechanismem** pohybu kostí, kloubů a svalů.

Všechny lokálně spojené kosti v těle představují (při značném zjednodušení!) systém pák s opěrným bodem v kloubu a rameny, na které působí síla upínajících se svalů. Také trup – chápaný jako celek – je vlastně jednoduchá páka, stejně jako končetiny pojímané jako nepohyblivé celky.

3.2.3 Páka

Páka je jednoduchý stroj.

Podle polohy opěrného bodu páky (fulkra) vzhledem k místu působení síly a břemena, rozeznáváme v těle páky 1. až 3. stupně. Za rameno síly považujeme vzdálenost úponu svalu od osy kloubu (fulkra); na rameno břemena působí gravitační síla (tíže).

3.2.3.1 Páka prvního stupně

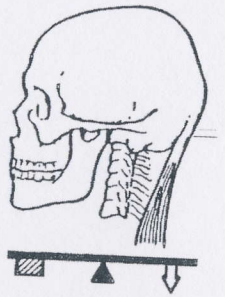
Páka prvního stupně má opěrný bod (fulkrum) mezi působištěm síly a břemena; obě ramena páky nebývají stejně dlouhá, někdy je delší rameno síly, jindy rameno břemena (obr. 3.6).

Příklad: Pákou prvního stupně je např. hlava připojená k trupu v atlantookcipitálním skloubení. Opěrným bodem (fulkrem) jsou kondyly týlní kosti a kloubní plošky na

horní ploše atlasu; ramenem síly je vzdálenost fulkra k úponu šíjových svalů; ramenem břemena je vzdálenost mezi fulkrem a těžištěm hlavy.

Tah (síla) šíjových svalů působí proti tíži hlavy, která je gravitací tažena do předklonu. Protože délka páky síly je delší než poměrně krátké rameno mezi fulkrem (atlantookcipitálním kloubem) a těžištěm hlavy, je síla (tah šíjových svalů) vynaložená na udržení rovnovážné polohy hlavy poměrně malá. (Práce vsedě, s předklonem hlavy.)

Páky prvního stupně jsou páky rovnováhy.



Obr. 3.6 *Páka prvního stupně*

Pákou prvního stupně je i loketní kloub s úponem trojhlavého svalu provádějícího extenzi. (Pozor: pouze při extenzi.)

Příklad s připojením hlavy je z hlediska pákového mechanismu poněkud mimořádný.

Ramenem síly je vzdálenost úponu akčního svalu od kloubní osy, kolem které dochází k pohybu. Většina pák v těle má kratší rameno síly než rameno břemena. (V uvedeném příkladu je tomu naopak.) Důsledkem této úpravy je dosažení větší rychlosti pohybu při poměrně malém zkrácení svalu, ale s vynaložením větší síly (viz páky třetího stupně).

U většiny kloubů není situace tak jednoduchá – pohyb je výsledkem působení pákových mechanismů o různé délce ramen a různém stupni pák – viz dále.

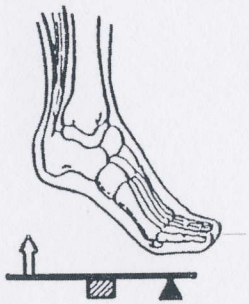
Z příkladu pák prvního stupně můžeme odvodit jeden prakticky významný poznatek. Vzdálenost svalových úponů od kloubních os je rozdílný a z mechanického hlediska reprezentuje různě dlouhá ramena sil působící v kloubu. Pohyb v kloubu je pak ze silového hlediska výslednicí působení řady pák a nelze jej zjednodušeně analyzovat podle působení jediného nebo malé skupiny svalů.

3.2.3.2 Páka druhého stupně

Páka druhého stupně má břemeno mezi opěrným bodem a působící silou. Rameno síly je delší než rameno břemena (obr. 3.7).

Příklad: Nepodepřená noha při stoji na špičce. Opěrný bod leží v ose metatarzofalangových kloubů, břemenem je hmotnost těla, která působí ve směru těžnice procházející hlezenním kloubem a rameno síly táhne vzhůru m. triceps surae. Síla trojhlavého svalu působí na delším ramenu páky, tzn. že sval se bude muset více zkrátit (má delší kontrakční dráhu), ale bude postačovat menší síla kontrakce.

Páka druhého stupně je pákou úspory.



Obr. 3.7 *Páka druhého stupně*

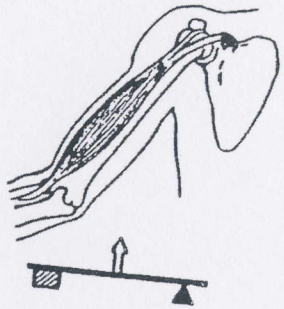
3.2.3.3 Páka třetího stupně

Páka třetího stupně má rameno síly kratší než rameno břemena. Síla na této páce působí mezi opěrným bodem a břemenem (obr. 3.8).

Příklad: Většina pákových systémů těla patří k pákám třetího stupně, kterým se také říká **páky síly**. Řada svalů se totiž upíná v těsné blízkosti kloubu, což znamená, že při malém zkrácení svalu je dosaženo značné rychlosti pohybu. To je pohybově (energeticky) velmi výhodné pro většinu segmentů končetin. Např. při flexi předloktí je opěrný bod pákového systému v ramenním kloubu, břemeno reprezentuje hmotnost předloktí a ruky, a ramenem síly je vzdálenost úponů m. biceps (brachii) od ramenního kloubu.

Páky třetího stupně jsou pákami síly a rychlosti.

Jak vyplývá z rozboru působení jednotlivých druhů pák a z uvedených příkladů, nemůže se v pohybovém systému člověka uplatňovat jeden typ pákového mechanismu, neměnný poměr délek ramen a stálý směr působení sil. Pohyb je natolik plastický a komplikovaný projev, že musí být zajišťován **dynamickým pákovým mechanismem**, ve kterém je klasická páková mechanika jen výchozím schématem pro další analýzu.



Obr. 3.8 *Páka třetího stupně*

3.2.4 Svaly

Svaly jsou kolem kloubů rozloženy ve skupinách a na soustavy pák působí v různých směrech.

Agonisté jsou svaly působící a iniciující pohyb v jednom směru. **Antagonisté** působí protichůdný pohyb. **Synergisté** jsou svaly zúčastněné na provedení určitého typu pohybu.

Souhra agonistů a antagonistů je pro pohyb nesmírně významná. Vyvážené působení těchto protichůdných svalových skupin totiž **stabilizuje určitou polohu** těla i jeho segmentů.

Například řada agonistů a antagonistů (svalů trupu a dolních končetin) tvoří **posturální** neboli **antigravitační svaly** stabilizující vzpřímenou polohu těla.

V průběhu pohybu je obvykle uvolněn jen pohybující se segment těla. Zbývající části jsou naopak znehybněny, stabilizovány a fixovány. Svalům, které tuto fixaci provádějí, říkáme **svaly fixační.** Tyto svaly optimalizují prováděný pohyb. Např. extenzi v kolenním kloubu sice provádí m. quadriceps femoris, ale při bližší analýze pohybu zjistíme, že vlastně extenzi zajišťuje především m. rectus femoris a zbývající ploché hlavy svalu dosaženou extenzi bérce fixují.

Z funkčního hlediska mají tedy svaly dvě základní funkce: **fixační** a **kinetickou.** Z uvedeného příkladu je také zřejmé, že sval chápaný jako jedna anatomická jednotka může mít různé funkce. Přitom nemusí jít o tak složitý svalový komplex, jakým je m. quadriceps femoris. I jednodušší sval, např. m. biceps (brachii), flektuje předloktí, ale zároveň provádí i jeho supinaci. U svalů proto rozlišujeme **funkci hlavní** a **funkci vedlejší.**

Určitým druhem svalové fixace je tzv. neutralizace. **Neutralizační svaly** svojí kontrakcí ruší nevhodný směr pohybu vyvolaný hlavními i vedlejšími svaly. Můžeme zůstat u příkladu s m. biceps (brachii). Chceme-li provést čistou flexi předloktí, musíme potlačit – neutralizovat supinační účinek šikmého úponu šlachy dvojhlavého svalu. Neutralizačními svaly se u tohoto příkladu stávají pronátory předloktí – svaly, které jsou antagonisty supinátorů.

Také kinetické funkce svalů mají určitá omezení. Podle vztahu ke kloubu (kloubům) rozlišujeme jednokloubové a vícekloubové svaly.

3.2.4.1 Jednokloubové svaly

Jednokloubové svaly mají vztah jen ke kloubu, nad kterým procházejí. Při kontrakci působí jednokloubový sval na obě kosti, ke kterým se upíná. Je-li jedna z kostí fixována, přitahuje sval druhou kost. Vyvolává pohyb vždy pouze v jednom kloubu.

3.2.4.2 Vícekloubové svaly

Vícekloubové svaly mají ke kloubům, nad kterými procházejí, různý a v průběhu pohybu se měnící vztah.

Nejvýrazněji se vícekloubové svaly pohybově uplatňují v kloubu, který je nejblíže ke svalovému úponu. V kloubech, které svaly míjejí, mají převážně pomocné a stabilizační funkce. Vícekloubové svaly nemohou ve všech kloubech, nad kterými probíhají, provést současně plný rozsah pohybu jednoho směru – např. flexi. Musely by se totiž smrštit o více než 50 % své délky, což svaly běžně nedokážou. Tomuto jevu říkáme **aktivní svalová insuficience**.

Příklad: při úplné extenzi v kyčelním kloubu (zanožení) nemůžeme plně ohnout koleno. (Svaly na zadní straně stehna provádějí extenzi kyčle a flexi kolena.)

Vícekloubové svaly také nedovolují vykonat maximální pohyb v opačném směru. Tomuto jevu říkáme **pasivní svalová insuficience.** Příklad: při plné extenzi kolena nelze zcela ohnout dolní končetinu v kyčli. Aktivní a pasivní svalová insuficience je velmi významná funkční vlastnost vícekloubových svalů. Je nutné ji respektovat při vyšetřování pasivní pohyblivosti kloubů, testování svalové síly i při provádění léčebné tělesné výchovy.

Pohyb bychom mohli dále analyzovat podle nejrozmanitějších kritérií a hledisek. Analýza je ale jen prvním stupněm poznání. Pohyb – úmyslný i automatický, je komplexní **syntetický jev**, ve kterém je hlavním integrujícím prvkem inervace svalů – řízení pohybu nervovým systémem.

3.3 Biomechanické vlastnosti tkání

(Ivan Dylevský)

Lidské tělo se skládá z pěti typů tkání. Pro stručnost se omezíme na biomechanickou charakteristiku základních tkání pohybového systému.

Pohybový systém člověka je funkční celek složený ze tří podsystémů:

1. **opěrného** a **nosného** (kosti, klouby a vazy);
2. **hybného – efektorového** (kosterní svaly) a
3. **řídícího – koordinačního** (receptory, periferní – centrální nervstvo).

Biologické, kineziologické a biomechanické vlastnosti jednotlivých podsystémů i chování pohybového systému jako celku určují především anatomické a fyziologické vlastnosti tkání, ze kterých se daný systém skládá.

Na stavbě pohybového systému se nejvíce podílí tkáň **pojivová, svalová** a **tkáň nervová**. Omezíme se na popis vlastností pojivových tkání.

Pojivové tkáně – s jistou mírou nadsázky – vytvořily obratlovce. Z obecného hlediska nejsou pojiva jen tkáněmi mechanické opory těla. Zabezpečují také látkovou výměnu, představují energetickou rezervu organismu a reprezentují buněčný regenerační potenciál i pro jiné než pojivové tkáně.

Pojiva mají v principu jednotný stavební plán – skládají se ze stejných stavebních komponent: **buněk** a **mezibuněčné hmoty.**

Mezibuněčná hmota je dvojího druhu: **vláknitá a amorfní** (beztvará). Typickým a společným znakem všech pojiv je přítomnost většího množství mezibuněčné hmoty. Podle zastoupení jednotlivých stavebních složek a podle vlastností amorfní mezibuněčné hmoty rozlišujeme tři typy pojiv: **vazivo, chrupavku** a **kost.**

3.3.1 Funkční anatomie a biomechanika vaziva

Vazivo je pojivová tkáň, kterou tvoří především vazivové buňky (fibroblasty), kolagenní (retikulární) a elastická vlákna a amorfní mezibuněčná hmota.

3.3.1.1 Fibroblasty

Fibroblasty (fibrocyty) jsou nejběžnější a zároveň nejvýznamnější buňky vaziva.

Funkce: Fibroblasty produkují základní předstupně vláknité i amorfní hmoty vaziva, tj. **tropokolagen** (kolagenní vlákna) a **proteoglykany** (amorfní hmotu). Mohou tvořit i molekuly **elastinu** (elastická vlákna). Fibroblasty mají značnou regenerační kapacitu a jsou proto hlavním zdrojem materiálu vyplňujícího tkáňové defekty – jizvy. Obnova vazivových struktur proto závisí především na funkční zdatnosti a přítomnosti fibroblastů.

Tvorba mezibuněčné hmoty fibroblastem je v podstatě příkladem tvorby bílkovin buňkou. Veškeré léčebné a tréninkové postupy směřující k „posílení" šlach, vazů nebo kloubních pouzder musíme proto chápat jako pokus o zásah do proteosyntézy. Těchto možností není zatím mnoho a jsou co do rozsahu dosti malé. (Aktivitu fibroblastů zvyšují steroidní hormony a vitamin C.)

Fibroblasty nejsou jedinými buňkami vaziva. Retikulární, tukové, žírné, plazmatické a nediferencované buňky, stejně jako histiocyty mají ve funkční anatomii pohybového systému své specifické funkce, které postačí zmínit v konkrétních situacích.

3.3.1.2 Kolagenní vlákna

Kolagenní vlákna jsou nejobjemnější strukturou všech pojivových tkání. Podle typu vaziva probíhají buď paralelně nebo jsou lehce zvlněná. Kolagenní vlákna jsou velmi ohebná a pevná na tah. V čisté formě se podílejí na stavbě těch složek pohybového systému, kde je požadována vysoká pevnost a ohebnost – šlachy a vazy, ale menší pružnost. Kolagenní vlákna se prodlužují jen o 8–10 % své délky, ale unesou zatížení až 50 N na 1 mm^2 (obr. 3.9).

Základem každého vlákna je bílkovina **kolagen**, tvořená menšími vláknitými molekulami tropokolagenu. Každá tropokolagenová molekula se skládá ze tří spirálovitě stočených řetězců aminokyselin. Fibroblasty vylučují tropokolagen, který teprve v mezibuněčném prostoru polymeruje a formuje kolagenní vlákna. (Vařením se tropokolagen depolymerisuje a vzniká klih – ř. kolla.) Obnova (náhrada) kolagenu v tkáních probíhá velmi pomalu. Nezbytný enzym pro odbourávání poškozených kolagenních vláken – **kolagenázu**, produkují vazivové buňky. Co je podnětem pro tvorbu nových kolagenních vláken není jednoznačně prokázáno. Snad jde o dráždění fibroblastů ohybem vláken, ke kterým fibroblasty přiléhají. Vznikající piezoelektrický jev by mohl mít na fibroblasty stimulující vliv. V této souvislosti se opět nabízí otázka vlivu mechanických faktorů na obnovu vazivových tkání.

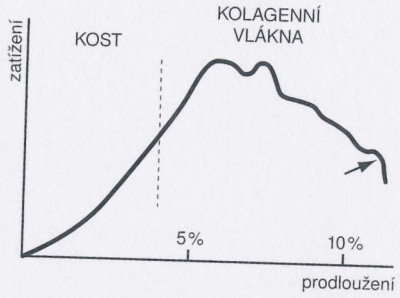
Funkce: Biomechanické vlastnosti kolagenních vláken jsou výrazem specifické úpravy tropokolagenových podjednotek. Jde především o dvě skutečnosti:
Tropokolagen je bílkovina bohatá na dvě – jinde v těle dosti neobvyklé – aminokyseliny: hydroxyprolin a hydroxylyzin. **Hydroxyprolin** je aminokyselina, která snadno tvoří příčné vazby mezi molekulami. Tyto příčné vazby zvyšují mechanickou pevnost kolagenových vláken.

Stabilita těchto příčných vazeb je ovšem závislá na okolním prostředí, tj. na vlastnostech proteoglykanů, které jsou základem amorfní mezibuněčné hmoty.

Pevnost a pružnost kolagenních vláken závisí i na periodickém pruhování (žíhání) mikrofibril, které je patrné v mikroskopu. Pruhování je podmíněno střídáním molekul tropokolagenu, které mají určitou délku a v mikrofibrile se schodovitě střídají. Mezi jednotlivými molekulami jsou mezery umožňující jejich vzájemný posun.

Typická periodicita žíhání kolagenních fibril (64 nm) se při onemocnění vaziva mění, a mění se charakter průběhu křivky závislosti napětí v tahu a deformace kolagenních

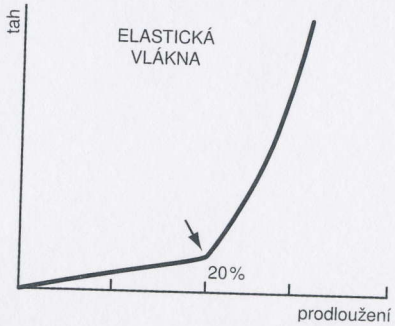
vláken. Snižuje se především mez pevnosti v tahu a klesají i hodnoty maximálního protažení. K těmto změnám dochází i v procesu přirozeného stárnutí organismu. Z pohledu stavby a funkcí pohybového aparátu je „stáří kolagenu" mírou stáří organismu.



Obr. 3.9 *Chování kolagenních vláken při mechanické zátěži (šipka = zhroucení struktury)*

3.3.1.3 Elastická vlákna

Elastická vlákna jsou ve vazivu méně početná než vlákna kolagenní. Jsou tenká a často se větví. V čistší formě jsou více zastoupena pouze v některých vazech páteře; jinak jsou přimísena k vláknům kolagenním, mezi kterými tvoří prostorové sítě. Elastická vlákna nejsou pevná – unesou napětí pouze 2–3 N na 1 mm^2, ale mohou být protažena až na 200 % své původní délky (obr. 3.10).



Obr. 3.10 *Chování elastických vláken při mechanické zátěži (šipka = nevratná deformace)*

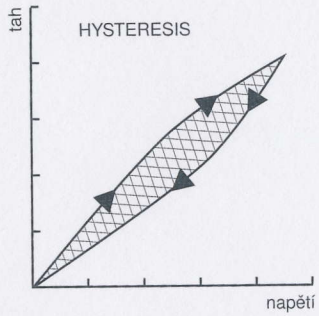
Základem elastických vláken jsou svazky mikrofibril skládajících se z bílkovinných molekul **elastinu**. Podobně jako u kolagenu je i molekula elastinu složená z podjed-

notek – **tropoelastinu**. Tropoelastin je, na rozdíl od tropokolagenu, poměrně chudý na hydroxyprolin – aminokyselinu, která je typická tvorbou příčných vazeb. Tzn. že mikrofibrily elastinu nejsou výrazněji směrově orientovány a jejich mechanická pevnost v tahu je minimální. Při přetažení dochází k nevratné deformaci tropoelastinu a ztrátě pružnosti. Mikrofibrily elastických vláken nemají „žíhanou" strukturu kolagenních vláken. Jde o trubicovité útvary vyplněné amorfní mezibuněčnou hmotou, která také mikrofibrily navzájem spojuje.

Funkce: Základní biomechanickou vlastností elastických vláken je jejich pružnost. Této jejich vlastnosti je při stavbě struktur pohybového systému využito v kombinaci s kolagenními vlákny.

Elastická vlákna „temperují" vlastnosti kolagenu.

Chceme-li mechanické vlastnosti „elastické příměsi" (např. v kloubních pouzdrech) vyjádřit odborně, pak přidání elastinu redukuje hysterézi vaziva (obr. 3.11).



Obr. 3.11 *Hystereze elastických vláken*

Hystereze je pojem vyjadřující závislost daného stavu na předchozích stavech. Elastická vlákna redukují hysterézi vaziva, tzn. že snižují spotřebu energie potřebnou pro zpětnou deformaci. Např. protažený vaz, fascie nebo kloubní pouzdro se s menší energetickou ztrátou vracejí do svého původního stavu.

Elastická vlákna tkání pohybového systému produkují fibroblasty. O možnostech hojení, případně posílení elastické složky vaziva je známo velmi málo. Obvykle se pouze zdůrazňuje nevratnost jejich poškození.

3.3.1.4 Retikulární vlákna

Retikulární vlákna jsou jemná, tenká a rozvětvená vlákna tvořící prostorové sítě všude tam, kde vznikají i kolagenní vlákna. Na stavbě pohybového systému se podílejí svojí účastí ve vazivovém skeletu kosterních svalů a červené kostní dřeně.

Dnes se retikulární vlákna pokládají za jemné kolagenní fibrily, předstupně „zralých" kolagenních vláken. O jejich biomechanických vlastnostech v tkáních pohybového systému není nic známo.

3.3.1.5 Amorfní mezibuněčná hmota

Amorfní mezibuněčná hmota je bezbarvý, rosolovitý roztok produkovaný fibroblasty, který vyplňuje prostory mezi buňkami a vlákny. Mezibuněčná hmota je komplexní sloučenina tzv. **proteoglykanů**. Na stavbě proteoglykanů se kromě polysacharidů významně podílí kyselina hyaluronová. Tato kyselina váže enormní množství vody a při maximální hydrataci zvětšuje až tisíckrát svůj objem. Již nepatrné množství kyseliny podmiňuje gelatinózní konzistenci mezibuněčné hmoty a její vazkost.

Funkce: Amorfní mezibuněčná hmota především stabilizuje celou strukturu vaziva. Proteoglykany podmiňují soudržnost vaziva a umožňují látkovou výměnu fibroblastů. Tím, že vážou velké množství vody, regulují jeho množství ve vazivu a umožňují tak difuzi ve vodě rozpustných látek vazivem. Proteoglykany mají i klíčovou roli při hojení ran a určují biomechanické vlastnosti všech typů pojiv (vaziva, chrupavky i kosti). Koncentrace kyseliny hyaluronové je určující i pro „mazací" schopnost synoviální tekutiny.

Nejrozšířenějším typem vaziva je řídké a tuhé kolagenní vazivo.

3.3.1.6 Řídké kolagenní vazivo

Řídké kolagenní vazivo je v pohybovém systému zastoupeno méně. Vyplňuje prostory mezi svalovými vlákny kosterních svalů a tvoří nosnou kostru pro cévy a nervy svalů. Na řadě míst přechází v tuhé, neuspořádané kolagenní vazivo.

Funkce: Mechanická odolnost tohoto typu vaziva je minimální. Jemné, trojrozměrné sítě vazivových vláken a řídká mezibuněčná hmota umožňují hladký posun částí orgánů (svalových vláken) proti sobě a pružně reagují i na změnu objemu orgánů.

3.3.1.7 Tuhé kolagenní vazivo

Tuhé kolagenní vazivo existuje ve dvou formách: jako tuhé neuspořádané a tuhé uspořádané kolagenní vazivo.

Pro **neuspořádané vazivo** je typická kompaktní síť silných kolagenních vláken doprovázených elastickými vlákny, na která naléhají fibroblasty. Tento poměrně mechanicky odolný typ vaziva je charakteristický pro vazivovou vrstvu kůže.

Dominující roli ve stavbě opěrné složky pohybového systému hraje **tuhé uspořádané vazivo** tvořící šlachy (aponeurózy), vazy a kloubní pouzdra.

Šlacha je provazec tuhého uspořádaného vaziva, kterým se svaly upínají ke kosti.

Šlachy tvoří paralelně probíhající svazky kolagenních vláken oddělené nepatrným množstvím amorfní mezibuněčné hmoty. Elastických vláken je poměrně málo – do 5 %. Mezi svazky vláken jsou vtištěny oploštělé fibroblasty, jejichž výběžky obklo-

pují přiléhající kolagenní vlákna. Svazky kolagenních vláken jsou v nezatížených šlachách lehce zvlněny; u některých šlach probíhají v táhlých spirálách. Na textuře příčného průřezu šlachy se obvykle rozlišují primární a sekundární svazky. Hranice mezi oběma úrovněmi není ostrá. Sekundární svazky lze definovat podle cév a nervů, které probíhají v řídkém vazivu obalujícím sekundární svazky – primární svazky jsou odděleny pouze vazivem.

Funkce: Šlachy zprostředkují pružný přenos svalové síly na skelet. Z biomechanického hlediska tvoří šlachy systém sekundárních mechanických efektorů, tj. představují **pasivní** pohyblivý a nosný systém. Pevnost šlach v tahu je odvozena především z pevnosti kolagenních vláken, která u většiny šlach tvoří 80–90 % jejich hmoty. Mezi údajem o pevnosti kolagenních vláken (50 N na 1 mm^2) a pevností šlachy nelze jednoduše položit rovnítko (šlacha je orgán).

Pevnost šlachy = polovina pevnosti kosti.

Mez pevnosti různých šlach je hodnota, která je závislá na věku, na konkrétní anatomii šlachy, typu cévního zásobení a na lokálních anatomických podmínkách, které pevnost buď zvyšují nebo snižují.

Např. Achillova šlacha má v dětství mez pevnosti asi 53 MPa, ale v sedmdesáti letech jen 45 MPa, tj. asi o 15 % méně. Šlacha m. flexor hallucis longus je mnohem tenčí než Achillova šlacha. Její mez pevnosti (ve srovnatelném měřítku) je ale o 18 % větší než mez pevnosti Achillovy šlachy.

Také pružnost (protažení) šlach je individuálně rozdílná – i když rozdíly mezi dosud studovanými šlachami nejsou velké, asi 0,5–1 %. V dospělosti lze šlachu protáhnout o 10–12 % její klidové délky. S věkem pružnost šlach klesá – např. u novorozence lze šlachy protáhnout až o 18 % jejich délky.

Z hlediska rehabilitace je sice nutné vycházet z obecných skutečností, ale v praxi je nutné přísně individualizovat a funkci šlach chápat v kontinuitě sval – šlacha a šlacha – kost. Tyto vztahy budou blíže analyzovány v dalších kapitolách.

Vaz je útvar podobný šlaše. Vazy buď zpevňují kloubní pouzdra a jsou pak jejich součástí, nebo probíhají mimo pouzdra a jako izolované vazivové pruhy spojují sousedící kosti.

Vazy mají podobnou stavbu jako šlachy, tj. tvoří je svazky kolagenních vláken s různou účastí vláken elastických. Vlákna nemají tak pravidelné uspořádání jako šlachy a také distribuce fibroblastů je nerovnoměrná. Mapa zastoupení elastických a kolagenních vláken v různých typech pouzder a vazů nebyla dosud zpracována; předpokládá se, že kloubní pouzdra a standardní vazy obsahují 4–5 % elastických vláken. Větší množství elastických vláken bylo u člověka zjištěno pouze ve vazech spojujících obratlové oblouky. Tato **ligg. flava** (žluté vazy) mají až 71 % elastických vláken.

Funkce: Vazy jsou zpevňující a fixační zařízení pohybového systému. Jejich biomechanické vlastnosti se v konkrétních situacích uplatňují různě a budou probrány v příslušných souvislostech – zároveň s kloubními pouzdry a kostními spoji.

3.3.2 Funkční anatomie a biomechanika chrupavek

Chrupavka je pojivová tkáň, která se skládá z chondrocytů, kolagenních a elastických vláken a amorfní mezibuněčné hmoty.

3.3.2.1 Chondrocyty

Chondrocyty (– blasty) jsou základní buňky všech typů chrupavek, které syntetizují a produkují vláknitou i amorfní mezibuněčnou hmotu.

Funkce: Chondrocyty mají dobře vyvinutý proteosyntetický aparát. Pokusy s radionuklidy síry ukázaly, že mechanismus tvorby kolagenních a elastických vláken i amorfní mezibuněčné hmoty je obdobný jako u fibroblastů (viz předchozí text). Látková výměna chrupavek je poměrně intenzivní – zvláště u mladších osob, a svědčí i o relativně dobré propustnosti základní hmoty chrupavek, které jsou bezcévné.

3.3.2.2 Základní mezibuněčná hmota

Základní mezibuněčná hmota chrupavek je z objemového hlediska hlavní součástí chrupavek. Chondrocyty nejsou příliš početné a v chrupavce zaujímají poměrně malý prostor.

Amorfní mezibuněčná hmota je proteoglykanový komplex, který se svými základními vlastnostmi i stavbou příliš neliší od amorfní hmoty vaziva. Kolagenní vlákna chrupavek jsou tenčí než vlákna vaziva a jsou zcela zalita do amorfní hmoty. Jemná a značně ohebná elastická vlákna jsou typická především pro elastickou chrupavku.

Funkce: Mezibuněčná hmota představuje prostor, ve kterém se nejen realizuje látková výměna chrupavek, ale i prostor, který izoluje chondrocyty od vnitřního prostředí organismu a podmiňuje základní fyziologické a biomechanické vlastnosti chrupavek. (Specifický podíl chrupavek na tvorbě a růstu kostí bude popsán dále.)

Chrupavky jsou bezcévné a nemají inervaci. Jsou ale obaleny vazivovou vrstvou – **perichondriem**, která obsahuje cévy a nervy. Z cévního řečiště perichondrií difundují do nitra chrupavek základní stavební komponenty proteoglykanů i vláken (především aminokyseliny). Perichondrii se uskutečňuje látková výměna chrupavek a jejich prostřednictvím také chrupavka přirůstá. Odtud také obvykle začíná hojení chrupavek.

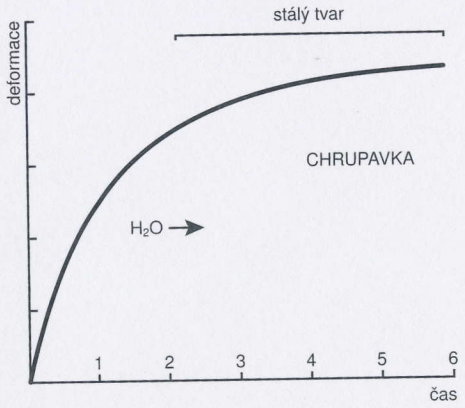
Biomechanická charakteristika chrupavčité tkáně je obtížná. Z hlediska chemické stavby tvoří chrupavku ze 60 % voda a ze 40 % bílkoviny. Z bílkovin připadá 60 % na kolagen a 40 % na proteoglykany.

Z biomechanického pohledu je chrupavka velmi heterogenní směs, která se těžko definuje. Maximální pevnost v tahu dosahuje u chrupavek hodnot, které odpovídají pouze asi 5 % pevnosti kosti. Pružnost chrupavek je závislá na obsahu vody (hydrataci). Nelze ji proto obecněji stanovit – chrupavka se chová jako porézní materiál, např. jako houba.

Tak jako v houbě, je i v základní hmotě chrupavky vázána voda jen velmi volně. Při zatížení dochází proto v iniciální fázi k poměrně rychlému vytlačení vody ze základní

hmoty a k změně tvaru (např. ke snížení) chrupavky. V následné fázi zatížení se uplatňuje vyšší rigidita vláknité komponenty základní hmoty a tvar chrupavky se již téměř nemění. Toto „bifazické" chování zatížených chrupavek je významné především pro biomechaniku pohybujícího se kloubu (tření) a pro chování meziobratových destiček. V dalším textu se k této vlastnosti chrupavek ještě vrátíme (obr. 3. 12).

Podle poměrného zastoupení jednotlivých stavebních komponent chrupavky, rozlišujeme: chrupavku hyalinní, elastickou a vazivovou.



Obr. 3.12 *Průběh deformace chrupavky*

3.3.2.3 Hyalinní chrupavka

Hyalinní (kloubní) chrupavka je nejrozšířenějším typem chrupavky. Je tvrdá, hladká a křehká (hyalinní – sklovitá) a ve slabších ploténkách je i průsvitná. Hyalinní chrupavka tvoří konce žeber, pokrývá kloubní hlavice, tvoří skelet hrtanu, průdušnice, bronchů a část podkladu nosu. Hyalinní chrupavka je základem skeletu plodu a ještě novorozenec má většinu „skeletu" tvořeného sklovitou chrupavkou.

Funkce: Chondrocyty hyalinní chrupavky produkují kromě amorfní základní hmoty i velmi jemná kolagenní vlákna tvořící prostorové sítě, které mají určitou architektonickou úpravu odpovídající zatížení chrupavky.

Mechanismus, kterým chrupavky distribuují kolagenní vlákna do míst zatížení, a to, jak probíhá prostorová orientace vláken chrupavky, není známo.

Hyalinní chrupavka je vzhledem ke své stavbě ideálním biologickým materiálem pro krytí pohyblivých povrchů – kloubních konců.

3.3.2.4 Elastická chrupavka

Elastická chrupavka je ve stěně průdušek, v chrupavkách hrtanu a tvoří podklad ušního boltce a části zevního zvukovodu. Čerstvá elastická chrupavka je žlutě zbarvena.

Funkce: Elastická chrupavka je velmi pružná a ohebná. Její pružnost je především dána strukturou elastinu, v jehož molekule jsou jen ojedinělé příčné vazby. Po deformaci se elastická chrupavka vrací do svého původního tvaru. Pružnost chrupavek velmi výrazně klesá s věkem.

3.3.2.5 Vazivová chrupavka

Vazivová chrupavka je především chrupavkou meziobratlových destiček. Je ale přítomná i ve sponě stydké kosti a tvoří některé chrupavčité destičky uvnitř kloubů.

Funkce: Silná kolagenní vlákna dodávají vazivové chrupavce velkou mechanickou odolnost v tahu, tlaku i ve zkrutu. Tyto vlastnosti se plně uplatňují především ve stavbě meziobratlových destiček.

3.3.3 Funkční anatomie a biomechanika kostní tkáně

Kostní tkáň je specializovaným typem opěrného pojiva s mineralizovanou mezibuněčnou hmotou.

Osteoblasty jsou buňky schopné produkovat mezibuněčnou hmotu kostní tkáně – vlákna a amorfní hmotu – a účastní se její mineralizace. (Osteocyty jsou původní osteoblasty, které jsou uzavřeny v základní hmotě a nejsou schopny významnější tvorby mezibuněčné hmoty.)

Funkce: Osteoblasty produkují kolagenní vlákna a amorfní, proteoglykanovou mezibuněčnou hmotu. Produkcí enzymů (alkalické fosfatázy) se podílejí na mineralizaci kostní tkáně. Osteocyty se spíše účastní uvolňování minerálů z kostní tkáně a jsou proto součástí regulačních mechanismů udržujících hladinu vápníku v tělních tekutinách, především v krevní plazmě.

Osteoblasty produkují kyselou fosfatázu a kolagenázu. Pomocí těchto enzymů uvolňují kostní minerály a rozrušují strukturu základní hmoty. Přítomnost „bouracích" buněk je nezbytná pro přestavbu kosti. Osteoblasty vlastně uvolňují prostor pro novotvořenou kost, napomáhají její remodelaci, účastní se růstových pochodů atd. Funkce osteoblastů, -cytů i -klastů je pro fyziologii orgánu, jakým je kost, zcela zásadní.

Mezibuněčná kostní hmota je – jako u všech pojivových tkání – tvořena svazky kolagenních vláken, tmelených základní amorfní hmotou. Tato proteoglykanová hmota je **mineralizována.** Minerální složkou kostí, která může dosáhnout až 65 % váhy kosti, tvoří submikroskopické **krystality fosforečnanu vápenatého**, prostorově uspořádaného jako hydroxyapatit.

Krystalitové jehlice jsou vázány na kolagenní vlákna – v místech, kde jsou mezery mezi jednotlivými tropokolagenovými molekulami. Obsah minerálů je u různých kostí různý a stupeň mineralizace je rozdílný i v rámci stavby jedné kosti. Obecně platí, že méně mineralizovány jsou kostní trámce než kostní lamely, a proto i kosti s převahou trámčiny (např.obratle) mají celkově nižší obsah minerálních látek.

Amorfní mezibuněčné hmoty je v kostní tkáni poměrně málo – z 90 % ji tvoří kolagen, zbytek představují proteoglykany.

Kostní tkáň existuje v lidském těle jako:

- **lamelární kost** (vrstevnatá kost)
- **fibrilární kost** (vláknitá kost)

Lamelární kost tvoří převážnou část skeletu, zvláště dlouhé a ploché kosti končetin. Na makroskopickém řezu typickou lamelární kostí rozlišujeme: kompaktní, plášťovou vrstvu kosti (tzv. kompaktu); a část spongiózní, houbovitou část kosti (tzv. spongiózu).

Kompakta je tvořena buď koncentricky uspořádanými lamelami nebo destičkovými lamelami, orientovanými rovnoběžně dlouhou osou kosti. Komplex až dvaceti soustředných lamel s centrálním kanálkem se nazývá **osteon** neboli Haverský systém.

Osteon je základní stavební jednotka kompaktní kosti.

Funkce: Osteon je stavební a cirkulační jednotkou kostní kompakty. Popsaná úprava kolagenních vláken v lamelách osteonu a jejich rozdílný stupeň mineralizace jsou základem pevnosti kompakty v tahu, tlaku i v ohybu. Také biomechanické vlastnosti kostní kompakty (viz dále) jsou přímým důsledkem této úpravy. Výhodných mechanických vlastností dosahuje kompakta i zásluhou specifické úpravy cirkulace, která na jedné straně dovoluje vysoký stupeň látkové výměny – kostní kompakty, na druhé straně nevede k zeslabení poměrně rigidní struktury osteonů.

Možnost oboustranné látkové výměny mezi krví a kostními buňkami je tak zajištěna cestou: kapiláry v centrálním Haversově kanálku ⇨ kostní kanálky ⇨ osteoblasty (-cyty) ⇨ mezibuněčná kostní hmota. Pomocí této komunikace se uskutečňuje jednak mineralizace kostní tkáně, jednak se touto cestou transportují vápenaté a hořečnaté ionty uvolňované z kompakty do krevního oběhu. Tkáňová (extracelulární) tekutina cirkulující lakunami a kostními kanálky je totiž v kontaktu s obrovskou plochou anorganických krystalitů [$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$]. Udává se, že u člověka vážícího 70 kg je tkáňová tekutina v kontaktu s minerály na ploše 1500–5000 m^2.

Spongióza je v lamelární kosti všude tam, kde není vytvořena souvislá, jednotná dřeňová dutina (kostní hlavice), a pod plášťovou vrstvou kompakty.

Stavba: Spongióza je složena z trámců (trabekul) a plotének uspořádaných do prostorové struktury, jejíž tvar je výsledkem působení mechanických sil na kost. Stavba trámců a plotének je prakticky stejná jako stavba lamel osteonů. U silnějších trámců se

dokonce formují pravé Haversovy osteony, tj. trámce složené z koncentricky uspořádaných lamel. V trámcích jsou drobné lakuny s osteoblasty a kostními kanálky.

Funkce: Směr průběhu a uspořádání kostních trabekul a trámců odpovídá tzv. **trajektoriím**, tj. liniím spojujícím místa největšího tlakového zatížení kosti.

Celkovému uspořádání průběhu trámců a lamel spongiózy v kosti říkáme **kostní architektonika**. Každá kost má specifickou a typickou architektoniku své spongiózy, která není neměnná. Při porušení kostního tvaru, např. při kostní zlomenině a následném odlišném tlakovém zatěžování zhojené, ale deformované kosti, se trámce přestavují a vzniká architektonická úprava trámců typická pro nové tlakové zatížení.

Wolffův zákon: zevní tvar, vnitřní struktura i funkční zatížení kosti jsou ve vzájemné harmonii. Při jakékoliv změně dochází k přestavbě kosti, jejímž cílem je dosažení původní harmonie.

Maximální pevnosti kosti je dosaženo s minimální spotřebou materiálu.

Kost je velmi pevná – pevnost kompakty dlouhých kostí je srovnávána s mosazí, litinou nebo kujným železem (100–200 MPa). O biomechanických vlastnostech izolovaných kostí bylo získáno obrovské množství údajů. Bylo zjištěno, že diafýza (kompakta) dlouhých kostí snáší obrovské **statické** zatížení působící ve směru její osy: humerus „unese" hmotnost asi 600 kg; femur 760 kg, ale tibie až 1350 kg. Byla zjištěna menší – asi poloviční pevnost diafýz při zatížení v příčném směru, a prokázána nejmenší pevnost kompakty dlouhých kostí ve zkrutu. (Např. fibula praská již při zatížení 6 kg.)

Je také nepochybné, že kosti jsou v tahu ještě odolnější než při tlakovém zatížení.

Tato a mnohá další čísla jsou sice instruktivní, ale jejich praktické využití je problematické. Měření prováděná na izolovaných vzorcích kosti v naprosto arteficiálním prostředí nemohou vypovídat o biologických vlastnostech kostí zapojených v systému celého skeletu, a o chování kostí v průběhu působení dynamických, různě směrovaných sil, kterým jsou kosti vystaveny při pohybu, růstu, ale i v průběhu úrazových dějů. Omezíme se proto pouze na několik pravidel, podle kterých se staticky a dynamicky namáhaná kost řídí.

Z mechanického hlediska není kost homogenní útvar.

Kompakta je složena z trubic, které ideálně splňují základní požadavek pevnosti s minimální spotřebou stavebního materiálu. Lakuny v lamelách vzhledem ke svému oválnému tvaru nesnižují významněji pevnost, stejně jako canaliculi ossium paprsčitě prorážející stěny lamel. Mezi vrstvenými lamelami je málo kolagenu a intersticiální hmota je vysoce mineralizována. Pouze ojedinělá jsou kolagenní vlákna pronikající z jedné lamely do druhé. Chybění vláken mezi lamelami je snad důvodem nízké odolnosti kompakty ve zkrutu.

Obecně platí, že distribuce minerálů v kompaktě není stejná. Mezi klasickými Haversovými osteony i mezi vmezeřenými lamelami jsou místa méně mineralizované

(méně tvrdé) kosti, které z mechanického hlediska snad plní funkci určitých absorberů kinetické energie působící na kompaktu. Jak již bylo uvedeno, kompakta diafýzy je velmi odolná na působení **statického** tlaku působícího v dlouhé ose kosti (trubicový systém lamel). Ještě pevnější – až o 60 % – je kompakta v tahu.

U většiny dlouhých kostí je kompakta nejtlustší uprostřed délky diafýzy. Zde také nejlépe odolává pomalé torzi, ohnutí kostí. Na horizontálně (příčně) působící tlak není kostní diafýza odolná, chybí jí „prostorově odolná" struktura kostní spongiózy. Trámce spongiózy v diafýze totiž buď chybějí nebo jsou velmi primitivně vytvořeny na dutinové ploše kompakty.

Dynamické zatížení kostní kompakty je závislé na rychlosti pohybu, s jejíž dvojmocí zatížení stoupá. (Proto i velmi malý, ale rychlý náraz působí zlomeninu.)

Spongiózu epifýz tvoří vzájemně se křížící trámce – typická struktura vznikající na základě prostorově komplikovaně směrovaného tlaku, a struktura na tento tlak také maximálně odolná. Trámce připomínají svým tvarem a uspořádáním lomené gotické oblouky podpírající chrámové klenby a probíhají v silokřivkách odpovídajících místům tlaku a tahu, kterým je daná kost vystavena.

Spongióza = hydraulický systém kosti.

Spongióza není z biomechanického hlediska pouze souborem trámců kostní tkáně. Prostory mezi trámci jsou vyplněny tukovými buňkami, buňkami kostní dřeně, cévami, nervy a mezibuněčnou tekutinou. Tukové buňky velmi dobře adherují k povrchu trámců. Celý systém buněk a cév spongiózy lze chápat jako elastický, **hydraulický systém** chránící kostní trámce. Do systému přitéká krev z cév, které jsou uvnitř kosti a odtéká oběma směry – do žil dřeně i mimo kostní tkáň – do žilního systému periostu. Hydraulické vlastnosti kostní spongiózy se projevují při jakémkoliv zatížení pohybového systému, zvýšením hydrostatického tlaku v dutinách spongiózy. Zátěž je tak zčásti absorbována a rigidní kostní trámce jsou zatíženy až „v druhém sledu".

Hydraulický systém spongiózy můžeme chápat i jako „shock absorber" kosti a stimulátor růstu, remodelace nebo obnovy kosti.

Dřeňové dutiny diafýz, prostůrky spongiózy a širší Haversovy kanálky vyplňuje kostní dřeň.

3.3.4 Funkční anatomie a biomechanika kostních spojů

Kostra je tvořena sice separovanými, ale rigidními články – kostmi. Má-li být realizován pohyb, musí být jednotlivé články pohyblivě spojeny, ale tyto spoje musí mít různý stupeň pohybové volnosti. Spoje kostí jsou proto buď pevné (vazy, chrupavky, srůsty kostí) nebo pohyblivé (klouby). Každá pohybová aktivita vždy zatěžuje celý komplex kostních spojů. Kloub sám pohyb negeneruje (pomineme-li pohyb vyvolaný gravitací), ale je vždy jeho účastníkem.

Pro jakoukoliv pohybovou aktivitu je velmi významná **propriocepční úloha** kloubních struktur, která dovoluje podávání přesných informací nejen o postavení kloubu, ale i o kvalitě a o rychlosti změn jeho postavení.

Podle druhu pojivové tkáně, která se na stavbě kostních spojů podílí, rozlišujeme vazivové, chrupavčité a kostěné spoje.

3.3.4.1 Vazivové spoje

Vazivové spoje, **syndesmózy,** jsou kostní spoje tvořené vazivem; buď s převahou kolagenních nebo elastických vláken. Okraje spojovaných kostí nejsou za fyziologických okolností pokryty kloubní chrupavkou. Mezi tento typ spojů patří spoje mezi lebečními kostmi – švy, **suturae** (u novorozence lupínky, fontanely), některé vazivové spoje na páteři, spoje mezi předloketními a bércovými kostmi a fixační (závěsný) zubní aparát. Syndesmotické spoje dovolují drobné vzájemné posuny sousedících kostí.

3.3.4.2 Chrupavčité spoje

Chrupavčité spoje, **synchrondrózy,** reprezentují poměrně pevné kostní spoje pomocí chrupavky. U těchto spojů se uplatňují dva typy chrupavek – hyalinní a vazivová. Hyalinní chrupavka tvoří např. synchondrózy jednotlivých úseků hrudní kosti a kostí lebeční báze. Převážně vazivová chrupavka spojuje obě stydké kosti a tvoří také hlavní část meziobratlových destiček. Synchondrózy jsou sice prakticky nepohyblivé, ale velmi pružné spoje. Některé synchondrózy jsou i významnými růstovými zónami kostí (např. lebeční báze).

3.3.4.3 Kostěnné spoje

Kostěné spoje, **synostózy,** jsou druhotné spoje tvořící se z původně vazivového nebo chrupavčitého spojení. Příkladem synostotického spojení je křížová kost vznikající srůstem pěti, původně chrupavkou spojených obratlů. Synostózy jsou nepohyblivé.

Jsou-li kosti pouze ve vzájemném kontaktu a spojovací vazivo (pouzdro) je jen na obvodu styčných ploch kostí, považujeme tento spoj za kloub.

Kloub, articulatio (synovialis) je pohyblivé, dotykové spojení dvou nebo více kostí, jejichž kontaktní plochy jsou povlečeny chrupavkou, mezi artikulujícími kostmi je štěrbina (kloubní dutina) a konce kostí spojuje kloubní pouzdro.

Kloubní plochy tvoří konce artikulujících kostí, povlečené chrupavkou. Pro analýzu pohybu je u většiny kloubů výhodné rozlišovat kloubní hlavice a kloubní jamky.

Hlavice bývají obvykle konvexní; jamky jsou ploché nebo vykazují různý stupeň konkavity. Geometrický tvar styčných ploch je značně rozmanitý a spolu s vazivovým aparátem kloubu, poměrem velikosti hlavice a jamky i úpravou svalových skupin uložených kolem kloubu rozhoduje o druhu a základním rozsahu pohybu.

Z kinematického hlediska můžeme všechny pohyby v kloubech rozdělit do dvou kategorií: pohyby úhlové a pohyby translační.

- **Úhlový pohyb** je takový pohyb, při kterém všechny body pohybujícího se útvaru opisují kruhové oblouky se středem na ose otáčení. Většina pohybů v kloubech končetin (jde o pohyby na pákách) má povahu úhlových pohybů. Úhlové pohyby jsou typické pro kulovité, válcovité, elipsovité i kladkové klouby.
- **Translační pohyb** je pohyb, při kterém všechny body pohybujícího se útvaru urazí stejnou dráhu. Tento typ klouzavého pohybu je realizován především v plochých kloubech, ale může se vyskytovat i v kloubech s nepravidelným zakřivením kloubních povrchů, tj. např. ve válcovitých nebo sedlovitých kloubech. Translační a úhlové pohyby se v kinematice kloubů obvykle kombinují.

Úhlový i translační pohyb můžeme vztáhnout ke známému systému tří souřadnic (X, Y, Z) karteziánského systému, ve kterém se protínají i tři základní anatomické roviny (frontální – X, horizontální – Y a mediánní – Z).

Kolem všech tří os je možné realizovat **rotační pohyby** v kloubu. Pohyb kolem osy X je **abdukcí** a **addukcí**, kolem osy Y **flexí** a **extenzí** a kolem Z osy **vnitřní** a **zevní rotací.**

Úhlové pohyby patří mezi klinicky nejvýznamnější typy pohybů, které jsou také nejčastěji vyšetřovány.

Čistý translační pohyb je méně častý a je i méně významný. Jde-li o pohyb kolem osy X, posunují se sousedící kosti v předozadním směru. Tímto uměle vyvolaným pohybem se např. vyšetřuje tzv. zásuvkový příznak v kolenním kloubu, sloužící k rozlišení poškození předního a zadního zkříženého vazu. Translace ve směru osy Y znamená boční, u končetinových kloubů velmi omezený pohyb. Translace podél Z osy je vlastně kompresí a dekompresí (distrakcí) kloubních povrchů.

Prakticky žádný rotační ani translační pohyb není geometricky ideální. Kloubní hlavice a jamky se tvaru geometrických těles pouze přibližují, a řada dalších kloubních struktur může rozsah i charakter pohybu značně modifikovat. Tvar kloubních hlavic i kloubních jamek významně dotvářejí především kloubní chrupavky a některé další chrupavčité útvary kloubu.

Kloubní chrupavka povlékající kloubní konce kostí je typem **hyalinní chrupavky**. Pružná a sklovitě hladká chrupavka poměrně přesně kopíruje tvar kloubních konců, ale není rovnoměrně silná.

Její tloušťka se u větších kloubů pohybuje mezi 0,5–6 mm. Silnější bývá v centrech kloubních ploch, kde je také maximálně zatížená, a v místech, kde si sousedící kosti výrazně neodpovídají tvarem (např. zevní kloubní hrbol stehenní kosti a holenní kost). U malých kloubů je kloubní chrupavka silná pouze asi 1 mm (např. u mezičlánkových kloubů prstů). Nejtlustší chrupavka (7–8 mm) je na kloubní ploše čéšky kolenního kloubu.

Celková prostorová úprava vazivových vláken kloubní chrupavky – **architektura chrupavky** – odpovídá jejímu zatížení. Většina vláken probíhá proto kolmo k ose pohybu. Chrupavka je svými vlákny kotvena do perichondria a do periostu na okrajích kloubních ploch, a prostřednictvím zvápenatělé vrstvy i do kosti. Kloubní chrupavka je ploténka bez krevních a mízních cév a bez nervů. Látkovou výměnu chrupavky zajišťuje téměř výhradně synoviální tekutina difúzí. (Difúze z cév perichondria a z kloubních konců kostí je za fyziologických podmínek bezvýznamná.) Hluboká – mineralizovaná vrstva chrupavky plní především mechanické funkce. Představuje přechodnou zónu na rozhraní pružných vrstev chrupavky a méně pružné kosti.

Z biomechanického hlediska je kloubní chrupavka značně porézní materiál, který se svým chováním podobá houbě schopné zadržet velké množství tekutin. Proteoglykanové molekuly amorfní mezibuněčné hmoty vážou nejen obrovské množství vody, ale přítomnost chondroitin–sulfátu a kyseliny hyaluronové výrazně zvyšuje také viskozitu vnitřního prostředí chrupavky. Chrupavka má ve své hmotě submikroskopické otvory (cca 6 nm), kterými je do chrupavky vtlačována a vytlačována synoviální tekutina. V biomechanice chrupavky hraje prostup této tekutiny naprosto klíčovou roli, a chování chrupavky při deformaci je v podstatě určováno stupněm její nasycenosti synoviální tekutinou.

Při jakémkoliv zatížení kloubní chrupavky dochází k její **pružné deformaci**. Při deformaci je z amorfní mezibuněčné hmoty chrupavek vytlačována synoviální tekutina do kloubní štěrbiny a zároveň roste denzita (hustota) mezibuněčné hmoty. (Již v iniciální fázi fyziologického zatížení se z kloubní chrupavky uvolňuje až 60 % tekutiny.) Při odlehčení proudí synoviální tekutina opět zpátky do chrupavky, kam je nasávána osmotickými silami proteoglykanů.

Pružnost kloubních chrupavek není u všech kloubů stejná. Přesnější údaje pro jednotlivé klouby chybí, ale obecně platí, že čím vyšší (silnější) je chrupavka, tím je i pružnější. Slabší okraje kloubních chrupavek nemohou absorbovat větší zatížení, a proto na tlak reagují malou deformací, ale značným vzrůstem vnitřního napětí obloukovitě probíhajících a napínaných kolagenních vláken. Pružnost kloubních chrupavek s věkem klesá a snižuje se i jejich výška. Je třeba si ovšem uvědomit, že i tzv. „nezatížená" kloubní chrupavka je vystavena trvalému tlaku 6–8 kg na 1 cm^2, který vyvolává svalový tonus.

Proudění synoviální tekutiny interfibrilárními prostory chrupavky není jen otázkou pružnosti kloubního povrchu. Proudění je i základním předpokladem látkové výměny chrupavky, tzn. zabezpečuje pro chondrocyty přísun živin, např. glukózy.

Není-li chrupavka dlouhodobě zatěžována (např. při imobilizaci kloubu), je porušená látková výměna především hlubších vrstev chrupavky. Chondrocyty se rozpadají. Pro látkovou výměnu a regeneraci kloubních chrupavek je proto optimální střídavé, intermitentní zatěžování.

Poraněná kloubní chrupavka v kloubní dutině poměrně dlouho přežívá – zvláště v mladším věku, a dokonce může i pomalu růst. Je to dáno velmi nízkou úrovní látkové výměny chondrocytů a jejich anaerobním typem metabolismu. Přes nebo právě pro tyto skutečnosti se poraněná chrupavka hojí špatně a větší defekty jsou nereparabilní. Pa-

radoxní je „výhoda", proniká-li zranění chrupavky až do kostěnného podkladu, odkud pak přicházejí do chrupavky novotvořené cévy. Ani v těchto případech není ale zhojení úplné; stejně tak nestačí látková výměna chrupavek zajišťovaná z cév okrajového perichondria, ze synoviální membrány a z periostu.

Fyziologické opotřebení povrchu kloubních chrupavek není velké a v dětství je kompenzováno i mírným intususcepčním růstem chrupavek. V dospělosti již chrupavka neroste a chondrocytů naopak ubývá. Opotřebení povrchů je pak částečné a je po určitou dobu kompenzováno zmnožením amorfní mezibuněčné hmoty, jejíž složení se ovšem také mění. Úbytek chondroitin–sulfátu a kyseliny hyaluronové vede u starších osob ke ztrátě viskozity mezi buněčné hmoty chrupavky a ke snížení schopnosti chrupavky vázat vodu. Chrupavka se nejen celkově snižuje, ale obnažují se (demaskují) i vazivová vlákna povrchových vrstev, která jsou tak vystavena přímému mechanickému zatížení pohybujících se kloubních ploch. Tato anatomická změna ve stavbě chrupavek je pokládána za iniciální proces, kterým začíná nejčastější degenerativní onemocnění kloubů – arthrosis deformans. Demaskováním vazivových vláken jsou ohroženy především okrajové zóny chrupavek, které jsou tenčí a vlákna i nepoškozených chrupavek zde nemají dostatečné „krytí" mezibuněčnou hmotou.

Kloubní pouzdro spojuje artikulující kosti po obvodu jejich styčných ploch. U některých kloubů je pouzdro od okrajů kloubních povrchů dosti daleko a obvykle je i poměrně volné. Tato situace se týká především kloubů, u kterých jsou krajní polohy artikulujících kostí natolik extrémní, že by těsnější pouzdro omezovalo pohyb. Pokud má kloub labrum articulare, pouzdro se upíná na jeho zevním obvodu a kloubní dutina (štěrbina) tvoří kolem labra výchlipku.

Malé množství synoviální tekutiny povléká kloubní konce kostí, které jsou v těsném kontaktu nejen v důsledku „lepivosti" této tekutiny, ale i v důsledku svalového napětí, které zajišťuje vzájemný kontakt artikulujících kostí.

Tvar kloubních štěrbin je pro jednotlivé klouby typický. Stejně typické jsou i tvarové odchylky, které dovolují diagnostiku většiny kloubních onemocnění. Základní vyšetřovací technikou, která tuto diagnostiku umožňuje, je artrografie a výpočetní tomografie (CT) kloubů.

Fibrózní membrána (vrstva) kloubního pouzdra je tvořená vrstvou různě silného kolagenního vaziva. Membrána bývá na některých místech zpevněna kapsulárními vazy, které jdou buď jako ploché pruhy na povrchu pouzdra, nebo jsou součástí pouzder. Jejich názvy se tvoří obvykle z názvů kostí, které tyto vazy spojují (např. lig. coracohumerale). Další zesílení kloubních pouzder zajišťují extrakapsulární vazy a úpony nebo začátky svalů. Do fibrózní vrstvy kloubních pouzder se upínají i svaly kloubních pouzder (mm. articulares), drobné svalové snopce z okolních svalů.

V místech, kde kloubní dutiny komunikují s okolními burzami (viz dále), jsou pouzdra naopak zeslabená, právě tak jako v místech, kde ke kloubu přicházejí cévy a nervy. Zeslabená i zesílená místa kloubních pouzder hrají významnou roli v traumatologii kloubů.

Funkce: Fibrózní membrána kloubního pouzdra má především mechanické funkce, zajišťující stabilitu a pohyblivost kloubů, které jsou dále umocněné přítomností zesilujících vazů. V pouzdrech i ve vazech převažují paralelně probíhající kolagenní vlákna, mezi kterými jsou ojedinělé fibroblasty, které vlákna produkují. Elastických vláken je málo a nepočetné jsou i krevní kapiláry. Mm. articulares napínají kloubní pouzdra a zabraňují jejich uskřinutí mezi pohybujícími se konci kostí.

Fyziologické prodloužení vazů (4–6 %) odpovídá biomechanickým vlastnostem kolagenních vláken a je anatomickým základem všech cvičení, která umožňují zvětšení rozsahu pohybu v daném kloubu. Ve fibrózní vrstvě je zachována i buněčná kapacita nutná pro obnovu a hojení pouzdra. Podle rozdílného způsobu reparace jednotlivých vazů i celých pouzder je zřejmé, že stavba fibrózní vrstvy je nejen u různých kloubů různá, ale i zastoupení jednotlivých typů kolagenu na stavbě pouzdra je zřejmě rozdílné, i když je obecně popisována převaha kolagenu I. typu. O těchto – biomechanicky i anatomicky velmi důležitých skutečnostech, není téměř nic známo.

Synoviální membrána kloubního pouzdra téměř souvisle vystýlá vnitřní povrch kloubu. Membrána nekryje kloubní chrupavky ani disky a menisky – pokud jsou v kloubu přítomny. V některých kloubech vybíhá membrána ve výrazné řasy, tukové polštáře, klky a přepážky rozdělující kloubní „dutinu" do řady komplementárních prostorů .

Synoviální membrána se obvykle upíná na kost v těsné blízkosti kloubních chrupavek a někdy lehce přesahuje i na jejich povrch. Na vazivovou vrstvu kloubního pouzdra buď těsně naléhá nebo je od něho oddělena různě silnou vrstvou řídkého, subsynoviálního vaziva. U většiny kloubů je synoviální vrstva oddělena od fibrózní vrstvy řídkým posunlivým vazivem s proměnlivým množstvím tukových buněk.

Základ synoviální membrány tvoří nesouvislá vrstva plochých až kubických buněk, které vzdáleně připomínají fibroblasty.Tyto buňky – **synovialocyty** – mají ovoidní tvar s početnými mikroklky na povrchu, které vytvářejí morfologický předpoklad pro aktivní roli synovialocytů při transportu látek mezi kloubní dutinou a okolní tkání. Mezi synovialocyty jsou četné mezery, kterými „prosvítají" jednak hlouběji uložené buňky, jednak kolagenní vlákna hlubších (povrchnějších) vrstev kloubního pouzdra. Synoviální membránu tedy netvoří na nitrokloubním povrchu pouze souvislá vrstva buněk, ale i vrstva kolagenních vláken.

Podle stavby a funkčních projevů se nověji rozlišují dva hlavní typy synovialocytů:

- **Synovialocyty A – typu** vykazují výraznou fagocytární aktivitu a plní funkci obranného systému kloubu. Fagocytující synovialocyty jsou schopné reagovat s antigénem (HLA-DR-A) jednoho typu bílých krvinek. Na bílé krvinky mají výrazně stimulu-

jící vliv, který se výrazně zvyšuje při revmatickém onemocnění kloubu. Fagocytární schopnosti mají i některé buňky ležící v subsynoviální vrstvě.

- **Synovialocyty B – typu** jsou hlavními producenty kolagenních a elastických vláken kloubního pouzdra a amorfní mezibuněčné hmoty. Synovialocyty tohoto typu jsou poměrně početné v období růstu kloubu. V dospělosti již zřejmě nejsou iniciátorem reparačních pochodů pouzdra.

Oba typy synovialocytů produkují hyaluronovou kyselinu. Synovialocyty fagocytují, tvoří kolagenní vlákna a mezibuněčnou hmotu vazivové vrstvy kloubního pouzdra a produkují hyaluronovou kyselinu. Kyselina je součástí **synoviální tekutiny**, povlékající vnitřní povrch všech kloubů.

Synoviální tekutina je dialyzátem krevní plazmy a produktem buněk tvořících synoviální membránu (synovialocytů). K dialýze dochází přes stěnu kapilár, které probíhají těsně pod povrchem synoviální membrány, kterou se tekutina dostává do kloubní dutiny. Kyselinu hyaluronovou syntetizují také synovialocyty.

Synoviální tekutina = filtrát plazmy + kys. hyaluronová + buňky.

Složení i množství synoviální tekutiny v kloubu je velmi proměnlivé. U velkých kloubů končetin se množství tekutiny odhaduje na 2–4 ml (kolenní kloub) a pro její složení je typická přítomnost až několika tisíc buněk v 1 mm^3. Jde především o některé typy bílých krvinek a o fagocytující buňky.

Transport látek přes synoviální membránu závisí na velikosti jejich molekuly. Malé molekuly (krystaloidy) procházejí štěrbinami mezi synovialocyty rychle a snadno v obou směrech. Toho lze využít při podávání léčiv do kloubní dutiny. Velké, např. proteinové molekuly synoviální membránou procházejí pouze tehdy, jsou-li synovialocyty fagocytovány. Kloubní dutinu mohou pak opouštět mízními cévami, které doprovázejí krevní kapiláry. Tento proces je velmi pomalý a pohlcené zbytky, např. krevního barviva (důsledek krevního výronu), jsou ve fagocytujících buňkách přítomny i po několika měsících.

Kyselina hyaluronová produkovaná synovialocyty je vázána na bílkoviny synoviální tekutiny, s nimiž vytváří obrovské molekulární komplexy. Samotná kyselina tvoří trojrozměrné prostorové sítě, které svoji hustotou omezují pohyb ostatních látek v roztoku a vytváří tenký film oddělující třecí povrchy kloubních chrupavek. Tření tak probíhá především přímo v lubrikační vrstvě a kloubní povrchy jsou méně opotřebovány. Patologické procesy (např. záněty), které mění její složení, mění i tribologické vlastnosti synoviální tekutiny. Důsledkem těchto změn je obvykle poškození chrupavek. Za fyziologických podmínek se kloubní plochy po sobě pohybují s třením, které odpovídá tření dvou kousků ledu.

Synoviální tekutina má v kloubu tři klíčové funkce:

- **zabezpečuje výživu** bezcévných kloubních chrupavek (disků a menisků)
- **zvyšuje a udržuje pružnost** chrupavek
- **snižuje tření** kloubních ploch, čímž snižuje jejich opotřebení

Hlavní součástí kloubního „mazadla" – synoviální tekutiny, je kyselina hyaluronová.

3.4 Biomechanika krevního oběhu

(Leoš Navrátil)

Galénova nauka o pohybu krve spočívala v přesvědčení, že organismus je schopen opětovně a trvale reprodukovat velké množství krve. Prvním, kdo popsal velký krevní oběh s odpovídajícím a dodnes platným mechanicko-matematickým vysvětlením, byl v roce 1628 anglický lékař William Harvey.

Krevní oběh je uzavřený systém, který tvoří tři složky:

- srdce
- cévy
- krev



William Harvey (1578–1657)
Po studiích medicíny a umění v Cambridge a Padově působil v Londýně. Byl členem Royal College of Physicians a od roku 1615 profesorem anatomie a fyziologie. Své stěžejní dílo o krevním oběhu zveřejnil v díle Exercitatio Anatomica de Motu Cordis et Sanguinis in Animalibus.

3.4.1 Srdce

Srdce představuje hlavní motorický orgán, které dodává krvi kinetickou energii.

Z biomechanického pohledu je srdce pumpa, složená ze čtyř oddělených, jednosměrných čerpadel. Vzhledem k existenci malého a velkého krevního oběhu můžeme srdce považovat za synchronizované dvojité čerpadlo. Srdce vykonává **v prvé řadě tlakově-objemovou práci** (tab. 3.1), objem *(V)* je posunován tlakem *(p)* proti odporu proudění. Dále je třeba počítat s prací vynaloženou na zrychlení hmoty tepového objemu *m* (2,70 ml) na rychlost při vypuzení (0,5 m/s).

Tab. 3.1 *Tlakově-objemová práce srdce*

tlakově-objemová práce: $p \cdot V$ **(klidové hodnoty)**		
levá komora		
$p = 120$ mm Hg	$= 120 \cdot 133$ Pa	
$V = 70$ ml	$= 70 \cdot 10^{-6}$ m^3	$p \cdot V =$ **1,117 J**
pravá komora		
$p = 15$ mm Hg	$= 15 \cdot 133$ Pa	
$V = 70$ ml	$= 70 \cdot 10^{-6}$ m^3	$p \cdot V =$ **0,140 J**
práce při zrychlení:	$m = 74$ g $= 0{,}07$ kg	
$\frac{1}{2} mv^2$	$v = 0{,}5$ m/s	$2 \cdot \frac{1}{2} mv^2 =$ **0,018 J**
celková práce v klidu:		$A =$ **1,275 J**

Největší část energie srdečního svalu je soustředěna ve svalovině levé komory, která vypuzuje krev do tepenného systémového oběhu. Menší část energie spotřebuje pravá komora, která vypuzuje krev do plicního (malého) oběhu. Mechanická vypuzovací práce srdce je rovna 1/10 celkové mechanické energie srdce, ostatních 9/10 je spotřebováno na udržení stálého napětí (tonusu) srdeční svaloviny. Při námaze se u zdravého srdce zvyšuje mechanický výkon. Kontrakce jednotlivých srdečních oddílů vyvolává změny v tlaku a průtoku krve srdečními oddíly a cévami. **Účinnost myokardu** je okolo **30 %** a je závislá na typu srdeční práce. Objemová práce (vyšší žilní návrat) má vyšší účinnost než tlaková práce (vyšší periferní odpor). Trénované srdce má vyšší účinnost než netrénované.

Mechanická účinnost srdce je jen několik procent, při námaze se zvyšuje na 10 %. U selhávajícího srdce, kdy dochází k ochabnutí myokardu, se výkon k udržení stálého napětí sice zvyšuje, ale mechanická účinnost takového srdce je ve srovnání se zdravým srdcem nižší a pro nemocného přináší tato skutečnost řadu obtíží.

Srdeční cyklus (trvá asi 0,75 s) má dvě části: **systolu** (vypuzení krve) a **diastolu** (plnění dutin, relaxaci) **síní a komor**. Při každé systole je **snížením ventilové roviny** nasáta velká část tepového objemu další systoly a krev je připravena v srdeční dutině. Hovoříme o **mechanismu ventilové roviny**. Komory se vždy plní krví ze síní a to tak dlouho, dokud je tlak krve v síních větší než v komorách a cípaté chlopně jsou otevřeny. Po fázi tzv. **rychlého plnění komor (izometrická fáze** – počáteční vzestup tlaku trvá do doby, než se otevřou aortální a pulmonální chlopně) silně vzroste komorový tlak do hodnoty, která uzavře cípaté chlopně (objem krve v komorách je cca 125–140 ml; patologicky až 250 ml). V průběhu srdečního cyklu se krevní tlak v pravé komoře pohybuje mezi 0–3 kPa a v levé komoře od 0 do 16 kPa.

Po fázi rychlého plnění a dokončení diastoly komor stoupne kontrakcí myokardu v komorách tlak. Postupně se otevřou poloměsíčité chlopně a v časové fázi tzv. **rychlého vypuzování (ejekční fáze)**, která začíná otevřením aortální a pulmonální chlopně, je krev vytlačena do aorty a do plicní tepny. V tomto období je z komor vyprázdněno jen asi 50 % objemu krve. Jakmile tlak v aortě a v plicní tepně převýší komorový tlak, poloměsíčité chlopně se uzavřou. Uzavřením aortální chlopně dochází zároveň k tlakovým vibracím, které lze na stěně aorty sledovat.

Uzavírání všech čtyř srdečních chlopní je tedy řízeno tlakem proudící krve; jde o účinek **hydrodynamických sil**. Trojcípá i dvojcípá chlopeň mají relativně velkou plochu – větší než poloměsíčité chlopně aorty a plicní tepny. Důvodem toho nepoměru jsou nižší tlaky při plnění komor a pomalý krevní proud. Klíčový význam pro uzávěr cípatých chlopní (zábrana regurgitace krve!) mají drobné výklenky na komorové straně chlopní, ve kterých dochází k vířivému proudění krve, které v podstatě řídí uzavírání chlopní. (K podobnému jevu dochází i v aortě.)

Zajímavá je **tvarová charakteristika** srdečních komor v průběhu cyklu. Levá komora, která vypuzuje krev při mnohem vyšším tlaku než komora pravá, si i v průběhu kontrakce zachovává tvar elipsoidu s tím, že mezikomorová přepážka se vysokým tlakem vyklenuje do vnitřního prostoru pravé komory. Pravá komora má pak v důsledku tohoto vyklenutí tvar měchu, který je ideální pro čerpání velkého objemu krve při nízkém tlaku. Obě komory se v průběhu systoly zároveň zkracují.

Analyzujeme-li mechanickou práci levé komory (zajišťuje velký oběh) v průběhu systoly, připadá na kontrakci v obvodovém směru asi 60 % a v meridiánovém směru 17 % až 20 %.

Efektivní výkon srdeční činnosti je možno vztáhnout k množství krve vypuzené jednou srdeční systolou do aorty, což je tzv. **pulzový či tepový objem**. Tento objem se uvádí 70–90 ml, není však konstantní, narůstá při tělesné činnosti a při některých patologických stavech. Na konci každé komorové systoly zůstává v komoře okolo 50 ml krve, tzv. **komorový reziduální objem**. Jeho nárůst signalizuje patologickou ochablost komory (pravé nebo levé nebo obou). Citlivým ukazatelem výkonnosti komor je vztah tepového objemu k reziduálnímu objemu, udává tzv. **ejekční frakce**, která je dána vztahem

$$EF = \frac{eDV - eSV}{eDV}, \tag{3.1}$$

kde EF je hodnota ejekční frakce, eDV je objem komory na konci diastoly a eSV objem komory na konci systoly. Podle hodnot reziduálního objemu a ejekční frakce se objektivizuje stav srdeční činnosti od normální po selhávání srdeční pumpy.

Normální hodnoty jsou v intervalu 0,55–0,67. Klinicky za jednoznačně snížené jsou považovány hodnoty < 0,4.

Srdeční výkon lze lépe než zjištěním tepového objemu vyjádřit množstvím krve vypuzeným za jednotku časovou (nejlépe za 1 minutu). Měří se tzv. **minutový objem** V_{60} (nebo srdeční výdej), který je značně proměnlivý. Jeho velikost je určena vztahem:

$$V_{60} = V_P \cdot P_{60}\,, \tag{3.2}$$

kde V_P je tepový objem a P_{60} počet pulzů za 1 minutu.

Minutový objem obnáší průměrně 5000–9000 ml/min.

Celková mechanická práce srdce v jedné systole (W) je dána součtem kinetické (W_k) a statické (W_p) práce:

$$W = W_k + W_p \tag{3.3}$$

Známe-li tlak krve v okamžiku systoly, tepový objem a rychlost, jíž je krev vypuzována ze srdce, můžeme vypočítat, že celková mechanická práce zdravého srdce při jedné systole je **1,1 J**, přičemž práce levé komory se na této hodnotě podílí asi 80%. **Celkový srdeční výkon** je při frekvenci 60 tepů za minutu 1,0 W, při frekvenci 70 tepů asi 1,3 W.

Z předchozího textu vyplývá, že tlaky v srdečních dutinách jsou v čase i v prostoru nerovnoměrné a se setrvačnými silami a vlastnostmi srdeční svaloviny formují výslednou dynamiku srdce. Zároveň je ale tlak v dutinách určován pohybem srdečních stěn. Srdce je tedy **hydro-viskoelastický zpětnovazebný systém**.

3.4.1.1 Srdeční sval

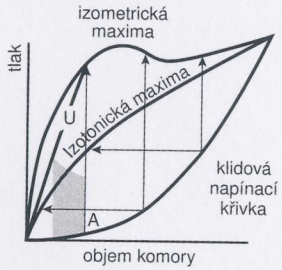
V průběhu diastoly má srdeční sval velké předpětí a tuhost. Tuhost srdeční svaloviny se u řady patologických stavů ještě dále zvyšuje (hypertenze, ischémie, revmatická onemocnění). Zvyšuje se i v průběhu stárnutí organismu. Zvýšení tuhosti má za následek sníženou sací funkci komor.

Srdeční svalovina je kompozitní materiál: myokardocyty, vazivo, kapiláry, mezibuněčná tekutina. Deformace útvaru, který má tak složitou stavbu, vede k tvorbě tlakových gradientů mezi jednotlivými místy stěny a k přerozdělování tekutiny.

Významně se tyto okolnosti uplatňují při sledování průchodnosti koronárních cév a v mikrocirkulaci srdeční stěny. V epikardiální vrstvě svaloviny zůstává průtok krve v průběhu systoly i diastoly prakticky nezměněn. V subendokardové vrstvě je v důsledku deformací srdeční stěny situace jiná. Tato vrstva je periodicky vystavena ischémii a opětovnému plnění okysličenou krví. Méně jsou tyto změny vyjádřeny v pravé komoře, kde je nízký komorový tlak.

Z biomechanického hlediska je srdeční svalovina **nehomogenní materiál**. Tzn. že její vlastnosti se mění v závislosti na teplotě, relaxuje za konstantní deformace a roztahuje se. Je-li srdeční sval cyklicky zatěžován, tvoří hysterézní smyčku.

Vztah délky a napětí srdečního svalu je charakterizován **zákony Laplaceovým** a **Starlingovým** (někdy se nazývá **Frankův-Starlingův mechanismus**). Podle Laplaceova zákona při vypuzování během systoly klesá napětí jednotlivých svalových vláken, přestože se tlak nemění nebo dokonce mírně stoupá, protože poloměr komor se zmenšuje a průřez stěny komory se zvětšuje. Podle Frankova-Starlingova zákona je energie stahu úměrná počáteční délce vlákna srdečního svalu. U myokardu je délka svalových vláken úměrná objemu komor na konci diastoly. Zvýšení intraperikardiálního tlaku omezuje možnosti plnění komory. Síňové kontrakce plnění komory napomáhají. Srdeční kontrakce je rovněž určována rezistencí nebo impedancí, proti které komory vypuzují krev. Třetím faktorem, který výrazně ovlivňuje systolický výdej, je kontraktilita myokardu.



Obr. 3.13 *Pracovní diagram izolovaného srdce*



Ernest Henry Starling (1866–1927)
Jeden z nejvýznamnějších britských fyziologů na přelomu 19. a 20. století, profesor University College v Londýně, člen Royal Society, který se věnoval především problematice kardiovaskulárního a endokrinologního systému.



Otto Frank (1865–1944)
Po ukončení studií v Lipsku působil celý život v Mnichově, kde dosáhl hodnosti profesora fyziologie. Svou odbornou práci zaměřil především na mechaniku kardiovaskulárního aparátu.

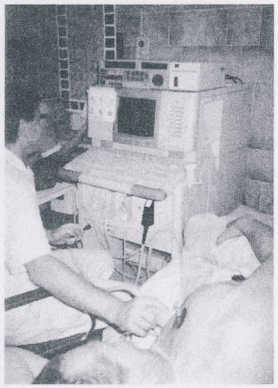
3.4.1.2 Neinvazivní vyšetřovací metody v kardiologii

Vedle anamnézy, fyzikálního vyšetření, rentgenologického vyšetření a dalších vyšetřovacích metod užívaných obecně ve vnitřním lékařství, využíváme v kardiologii ještě

řadu specializovaných metod. Základy elektrokardiografického vyšetření (EKG), včetně monitorování EKG podle Holtera a zátěžových testů, jsou uvedeny v kapitole 4.5.1.

Z neinvazivních metod je dnes zcela dominantní vyšetření ultrazvukem (echokardiografie). Je třeba si uvědomit, že v současné době se jedná o metodu pro diagnostiku v kardiologii klíčovou (obr. 3.14).

Fyzikální podstata ultrazvukových diagnostických metod včetně dopplerovské echokardiografie, kontinuální dopplerovské techniky a barevného dopplerovského mapování je podrobně rozebrána v kapitole 9.1.



Obr. 3.14 *Echokardiografické vyšetření*

3.4.1.3 Invazivní vyšetřovací metody

- **Srdeční katetrizace**

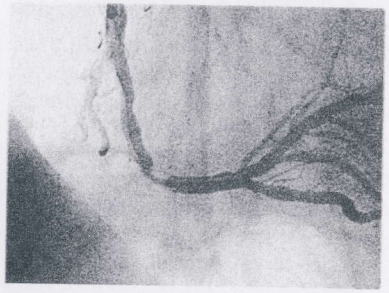
Při **pravostranné srdeční katetrizaci** se zavádějí nitrosrdeční cévky do pravé síně, pravé komory a dále do plicnice. Můžeme tak měřit tlak krve uvnitř síní, komor a minutový objem srdeční.

Levostranná srdeční katetrizace se provádí buď retrográdním přístupem přes a. femoralis, a. radialis, a. brachialis nebo a. axillaris, případně transeptálně punkcí přepážky mezi pravou a levou síní. Vždy se sonduje levá komora. Měří se gradienty na mitrálním a aortálním ústí, zjišťuje se saturace krve kyslíkem v plicnici i v periferních tepnách, minutový objem srdeční a podle potřeby se provádí levostranná ventrikulografie a aortografie.

- **Angiografické vyšetření**

Morfologickou informaci o postižení srdce můžeme rovněž získat při **angiografickém vyšetření** (obr. 3.15). Při tomto vyšetření se kontrastní látka vstřikuje do srdečních dutin nebo do příslušného tepenného či žilního řečiště (**koronarografie**). Záznam se

u starších přístrojů prováděl kinematograficky, dnes zaznamenáváme vyšetření v digitální formě do paměti počítače s archivací na CD-ROM.



Obr. 3.15 *Koronarografie*

K posouzení stavu levé komory je prováděna **levostranná ventrikulografie.**

K posouzení morfologického nálezu plicního řečiště využíváme **plicní arteriografii**.

Periferní arteriografie a flebografie jsou používány k vyšetření cévního systému.

3.4.1.4 Elektrofyziologické vyšetření

Základem **elektrofyziologického vyšetření** je snímání a hodnocení elektrických potenciálů v klidu a při základní a předčasné stimulaci jednotlivých srdečních oddílů nitrosrdečně.

3.4.1.5 Elektroimpulzoterapie

Tento termín je rezervován pro skupinu těchto terapeutických postupů: defibrilace, elektrokardioverze a kardiostimulace. Podrobně se této problematice věnujeme v kapitole 4.5.2.3.

3.4.2 Cévy

Cévy jsou rozvodovou částí uzavřeného oběhu. Elasticitou, roztažlivostí a aktivní kontraktilitou se podílejí na udržení pohybu krve.

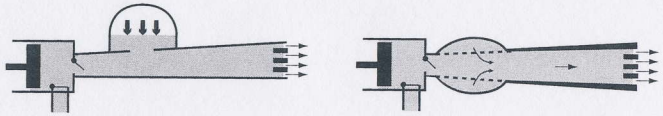
3.4.2.1 Koronární oběh

Koronární oběh zásobuje krví pro život celého organismu rozhodující sval – myokard. S ohledem na jeho prioritní postavení je třeba jej odlišit od ostatního krevního oběhu. V klidu proteče koronárním oběhem asi **240 ml krve za minutu**. Tato hodnota se při zátěži zvyšuje až na pětinásobek (**koronární rezerva**). Malé srdeční cévy leží ve střed-

ních a vnitřních vrstvách stěny srdce a jsou tam vystaveny kontrakcím myokardu. Tím je, zvláště vlevo, proudění krve na začátku systoly prakticky potlačeno a svého maxima dosáhne až po začátku diastoly. Během systoly je žilní krev z koronárního sinu vytlačena jako z houby.

3.4.2.2 Tepny (artérie) a kapiláry

Arteriální systém velkého oběhu se vyznačuje pevnými stěnami cév, které obsahují velké množství pružné tkáně v aortě a velkých tepnách. To umožňuje přijmout srdcem vypuzený tepový objem tak, že se céva v systole roztáhne a s odezněním systoly zase smrští, přičemž tepnou postupuje tepová vlna, kterou lze hmatat u povrchně probíhajících tepen jako pulz. Tento **pružníkový efekt** (obr. 3.16) významně usnadňuje cirkulaci krve bez zvýšení nároku na práci srdce. Stěny menších tepen, **arteriol**, obsahují více svaloviny inervované adrenergními vlákny, která cévy kontrahuje, nebo cholinergními, která cévy rozšiřuje. Systém arteriol je zdrojem změn v celkovém objemu tepenného řečiště a je rozhodující pro aktuální změny tepenného tlaku. Tím je řízena i distribuce krve podle potřeb organismu.



Obr. 3.16 *Pružníková funkce tepenného systému*

Ještě výrazněji se na prokrvení orgánů podílejí **„metarterioly"**, z nichž bezprostředně vycházejí **kapiláry**. Celkový povrch kapilár u člověka je asi 1000 m^2. V klidu je prokrveno asi 25–35 % všech kapilár. Kapiláry jsou krátké, krev se v nich pohybuje pomalu (0,7 $mm.s^{-1}$). Kapilární stěna je vrstva endotelií, která se chová, jako kdyby měla póry, kterými snadno prochází molekuly menší než molekuly proteinů.

V terminálních oblastech oběhu se uplatňují následné výměnné děje a síly.

Difúze vody a ve vodě rozpustných látek (uplatňuje se rozdíl koncentrací) se uskutečňuje póry membrány, látek rozpustných v tucích (O_2, CO_2, alkohol) celou membránou kapilár. Voda je například při jednom průchodu kapilárou vyměněna asi 40× mezi intersticiem a plazmou. Během 24 hodin takto dochází k výměně až 80 000 l vody.

Permeace je průchod velkých molekul (bílkovin) (uplatňuje se rozdíl koncentrací) stěnou kapilár přes velmi velké póry; dochází k němu jen v malém rozsahu. Vystupující bílkovina je odváděna lymfou.

Filtrace je dána vztahem hydrostatického a koloidně osmotického tlaku, kdy filtrovaný objem V je dán vztahem

$$V = K \cdot (p_k - \pi_k + \pi_{iF} - p_{iF}), \qquad (3.4)$$

kde K je filtrační koeficient, p_k je krevní tlak, p_{iF} je tlak intersticiální tekutiny okolo 3 mm Hg (0,4 kPa), π_k je kolidně osmotický tlak krve 25 mm Hg (3,33 kPa) a π_{iF} je koloidně osmotický tlak intersticiální tekutiny 5 mm Hg (0,67 kPa). Vazodilatace či vazokonstrikce arteriol zvyšuje, případně snižuje p_k. Výsledně je okolo 90 % filtrované tekutiny rezorbováno, 10 % je odvedeno lymfou. Za 24 hodin takto dojde k obměně 20 l tekutin.

Poznámka: Protože v medicíně jsou stále vyjadřovány hodnoty krevního tlaku v mmHg a ne v souladu s jednotkami SI v Pa, respektujeme tuto zvyklost a hodnoty uvádíme v zavedeném pořadí (stejně jako v tabulce 3.2), v souladu s učebnicemi fyziologie či většinou učebnic klinických oborů.

Shrnutí: Tepenný tlak se od srdce postupně snižuje a na začátku kapiláry obnáší asi 32 mmHg (4,26 kPa). Tento tlak převyšuje tlak onkotický 25 mmHg (3,33 kPa), což vede k ultrafiltraci plazmy do mezibuněčného prostoru (blíže kapitola 1.3). Na venózním konci kapiláry klesá tlak na 15 mmHg (2 kPa) a tkáňová tekutina je nasávána zpět do oběhu. Tato tekutina obsahuje zplodiny metabolismu, které jsou pak vylučovány z těla ledvinami. Dochází zde rovněž k výměně plynů (O_2 a CO_2).

3.4.2.3 Lymfatické cévy

Lymfatických kapilár je obdobný počet jako krevních. Začínají v tkáni, spojují se do větších lymfatických cév a po filtraci minimálně v jedné lymfatické uzlině ústí do venózního systému. Epiteliální stěny lymfatických kapilár jsou propustné pro bílkoviny, tuky, cukr a roztoky elektrolytů. **Rychlost proudění** je v lymfatických cévách pomalá, protože za fyziologického stavu vzniká asi 2 l lymfy za 24 hodin. Vzniká z intersticiální tekutiny.

Vedle transportní má lymfa také důležitou drenážní funkci.

3.4.2.4 Žíly (vény)

Venózní systém se vyznačuje celkově větším objemem krve. Žíly mají ve stěně méně elastických vláken i svaloviny. Návrat krve žilním systémem je **pasivnější**, napomáhá mu svalová práce hlavně dolních končetin a chlopní, které brání zpětnému toku krve. Tlak v žilním systému řádově dosahuje jen desítky Pa, proto je žilní systém z fyzikálního hlediska **nízkotlaký**. Významnou složkou, která napomáhá v dopravě krve z žilního systému do srdce, je negativní tlak v pohrudniční dutině.

3.4.2.5 Rychlost a proudění krve v tepnách

Rychlost proudění krve v aortě nad chlopněmi má **fázový charakter** a může dosáhnout až 500 mm/s v době systoly levé komory. Naopak při diastole komor může proudit krev

i zpět směrem k levé komoře. V dalších úsecích aorty a ve velkých cévách je v systole rychlost větší než v diastole, proudění je zde kontinuální.

Je obtížné charakterizovat s ohledem na individualitu každého jedince a pestrost působících vlivů jednotlivé děje pouze fyzikálními zákony. Proto říkáme, že fyzikální zákony platí v biologickém systému jen **aproximativně**. Tato skutečnost platí i pro následující dvě pravidla charakterizující oběhový systém:

Bernoulliův zákon, podle něhož je při proudění objemové jednotky ideální kapaliny součet potenciální energie tlakové, energie kinetické a energie polohy v každém bodě tekutiny konstantní:

$$\Sigma p + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho h g = \text{konstanta}, \tag{3.5}$$

kde první člen rovnice značí tlakovou energii, druhý kinetickou energii a třetí energii potenciální objemové jednotky kapaliny.

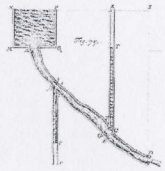
Zákon Hakenův-Poiseuilleův charakterizuje průtočný objem (Q), který je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru trubice (r) a tlakovému spádu (Δr) a nepřímo úměrný viskozitě kapaliny (η) a délce trubice (l):

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta \Delta l} \tag{3.6}$$

Závislost na čtvrté mocnině poloměru způsobuje, že například zmenšení poloměru arteriol následkem kontrakce hladkých svalů v jejích stěnách o 19 % způsobí snížení průtoku krve zhruba na polovinu.



Daniel Bernoulli (1700–1782)
Patřil k rodu, jehož příslušníci byli po několik generací proslavení matematici a fyzici. Sám vystudoval medicínu a matematiku, jeho mateřskou byla Bazilejská univerzita, významných úspěchů dosáhl během pobytu na Akademii věd v St. Peterburgu. Působil na řadě dalších evropských univerzit, jeho studie v astronomii a oceanografii byly 10× oceněny pařížskou Akademií věd. V medicíně se věnoval především hemodynamice, jak svědčí i jeho schéma měření krevního tlaku.



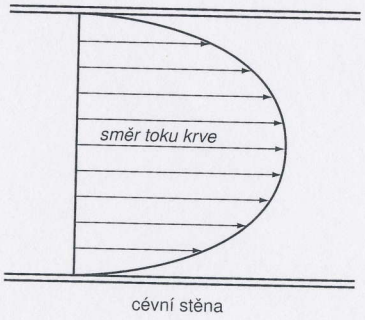
Proud krve v cévách je za normálních okolností **laminární** neboli **proudnicový**. Tenká vrstva krve, která je při stěně cévy, se téměř nepohybuje, rychlost proudu krve vzrůstá směrem do středu a uprostřed cévy je nejvyšší (obr. 3.17). Laminarita se udržuje jen do

určité **kritické rychlosti** a nad ní se stává proud **turbulentním** (což se akusticky projeví šelestem), který má vzhledem ke vnitřním vírům vyšší odpor (závisí i na šíři trubice a viskozitě krve). Hraniční hodnota je označována jako **Reynoldovo číslo**.

Kritická rychlost je dána vztahem:

$$R = \frac{\rho d v}{\eta}$$

R je Reynoldovo číslo, ρ hustota kapaliny, d průměr cévy, v rychlost proudu a η viskozita kapaliny.



Obr. 3.17 *Rozložení rychlosti krve v cévě při laminárním proudění*

Stěny cév jsou vystaveny působení dvou hlavních komponent napětí – obvodovému napětí a smykovému napětí.

Míru elasticity cévní stěny udává **koeficient objemové roztažnosti (elasticity)** E. Je definován jako

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V}, \tag{3.7}$$

kde p je tlak a V je objem.

Jeho převrácená hodnota se udává jako **compliance** C (poddajnost)

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p}, \tag{3.8}$$

kde p je tlak a V je objem.

Elastické chování objemové jednotky je popsáno pomocí **objemově elastického modulu** x.

$$x = \frac{\Delta p}{\Delta V} \cdot V = E \cdot V \tag{3.9}$$

Stěny cév a kapilár jsou tenké při relativně vysokém tlaku krve, a přesto nedochází za fyziologických podmínek k jejich ruptuře. Ochranný vliv je vysvětlován **Laplaceovým zákonem**, který stanoví, že roztaživý tlak P působící na stěnu cévní je za rovnovážného stavu roven napětí ve stěně T dělenému dvěma hlavními poloměry křivosti předmětu R_1, R_2.

$$P = T\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right) \tag{3.10}$$



Pierre Simon de Laplace (1749–1827)
Francouzský matematik a fyzik, působil především v Paříži na Vojenské akademii a v Akademii věd. Patřil mezi výrazné obdivovatele Napoleona Bonaparte.

3.4.2.6 Rychlost toku v žilách

Průměrná rychlost krevního toku se ve vénách směrem k srdci zvětšuje, protože se jejich celkový objem snižuje. I tak ve velkých žilách je rychlost krve asi čtvrtinová proti rychlosti krve v aortě.

3.4.2.7 Objem krve ve velkých cévách

Tepny, kde je tlak určen především odporem stěn působícím proti nárůstu objemu krve, jsou označovány jako **rezistentní cévy**. Žíly, dříve než v nich stoupne tlak, mohou pojmout značný objem krve, proto jsou označovány jako **kapacitní cévy**.

V klidu je minimálně 50 % cirkulující krve v žilách, 12 % v srdečních dutinách, 18 % v nízkotlaké plicní cirkulaci, 11 % v tepnách a 5 % v kapilárách.

3.4.2.8 Arteriální a žilní tlak

Ve velkých tepnách měříme tlak systolický a tlak diastolický. **Systolický tlak** je maximální tepenný tlak na vrcholu vypuzovací fáze a jeho hodnota může být ovlivněna řadou faktorů. Především však mírou kontraktility myokardu levé komory a objemem vypuzené krve. Nejnižší hodnotu arteriálního tlaku, která je na konci izovolemické fáze, dříve než dojde k uzavření aortální chlopně, odpovídá **diastolickému tlaku**. Jeho hodnotu nejvíce ovlivňuje elasticita stěn velkých tepen. **Střední tlak** je průměrný tlak během srdečního cyklu (integrál průběhu tlaku v čase). Protože systola je kratší než diastola, je střední tlak lehce nižší než poloviční hodnota mezi systolickým a diastolickým tlakem.

Tlak dosahuje v tepnách (tab. 3.2) v systole přibližně **120 mm Hg (16 kPa)**, v diastole **70 mm Hg (9,3 kPa).** Jako **maximální fyziologická výše systolického tlaku** se dnes uznává hodnota **130 mm Hg (17,3 kPa)** a **85 mm Hg (11,3 kPa) diastolického**. Ve **venulách** je tlak krve **12–18 mm Hg (1,6–2,4 kPa)**, ve velkých žilách při vstupu do pravé síně (**centrální venózní tlak**) průměrně **4,6 mmHg (0,6 kPa)**, kde kolísá s respirací a srdeční akcí. Tlak v periferních žilách (stejně i v artériích) je ovlivněn gravitací a polohou těla. U stojícího člověka je krevní tlak v dolních končetinách závislý i na jeho výšce (přibližně 1 mm Hg odpovídá 1 cm vzdálenosti „od paty k srdci"), u vysokých lidí je tedy vyšší. V oblasti hlavy mohou být při vzpřímené poloze venózní tlaky negativní (nutno respektovat při větších chirurgických výkonech v oblasti hlavy [Trendelenburgova poloha]). Naopak relativně vysoký žilní tlak v dolních končetinách při dlouhodobém stání může přivodit mdloby a napomáhá tvorbě městnajících žilních rozšířenin (varixy).

Tab. 3.2 *Střední rychlosti proudění a střední tlaky v cévním systému těla člověka*

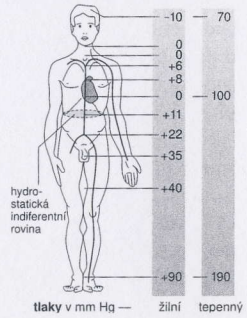
	průřez (mm)	střední rychlost (cm/s)	střední tlak (mm Hg)	střední tlak (kPa)
aorta	20–25	20	100	13,3
střední artérie		5–10	95	12,7
malé artérie		2	70–80	9,3–10,6
arterioly	0,02–0,06	0,2–0,3	35–70	4,7–9,3
kapiláry				
arteriální konec			30–35	4,0–4,7
střed	0,006	0,03	20–25	2,7–3,3
venózní konec			15–20	2,0–2,7
velmi malé žíly		0,5–1,0	10–15	1,3–2,0
malé až střední žíly		1–5	10	1,3
velké žíly	5–15	5–10	a menší	a menší
duté žíly	30–35	10–16	a menší	a menší

3.4.2.9 Ortostáza

Vzhledem k zemské gravitaci se v oběhovém systému projevují **hydrostatické tlaky**, které jsou vleže zanedbatelné a při ortostáze (vzpřímený postoj) jsou nejvyšší. Artérie

a vény jsou postiženy stejně, takže se tlakový rozdíl mezi nimi nemění. Stoupá však transmurální tlak, proto se při stoji zadrží 400–600 ml krve v žilách nohou.

Protože cévní systém je uzavřený, jsou na nohou naměřené hodnoty nižší než v systému trubic nahoře otevřeném. Proto klesá i tlak v cévách hlavy. Asi 5–10 cm pod bránicí leží **hydrostatická indiferentní rovina** (obr. 3.18), kde se tlak při změně polohy nemění. Nad touto rovinou je tlak nižší ve stoji než vleže. Proti kolapsu žil v hrudníku působí subatmosférický tlak.



Obr. 3.18 *Hydrostatické tlaky při ortostáze*

3.4.2.10 Měření tepenného krevního tlaku

Tepenný tlak lze měřit buď přímou metodou po zavedení kanyly do tepny a připojení k elektronickému manometru nebo nepřímou metodou.

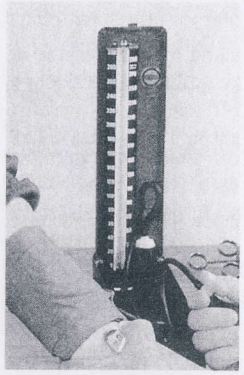
Nepřímá metoda spočívá na principu zevního zúžení průtoku tepnou nafukovací manžetou, napojenou na rtuťový tonometr (obr. 3.19). Po nahuštění manžety nad systolický tlak vyšetřované osoby se zvolna vypouští vzduch z manžety. Při vyrovnání tlaku v manžetě se **systolickým tlakem** v tepně začne přerušovaně proudit krev v pulzním rytmu do dolní části paže, krev naráží na stěny před tím vyprázdněné tepny (**Korotkovův fenomén**), což je slyšet ve sluchátku fonendoskopu (jeho popis je v kapitole 6.5) nad arteria cubitalis v loketní jamce. Zvuky se oslabí ve chvíli, kdy v manžetě klesne pod **diastolický tlak** a krev začne opět proudit.



Nikolaj Sergejevič Korotkov (1874–1920)
Profesor Vojenské lékařské akademie v St. Peterburku, je považován za průkopníka cévní chirurgie.

Digitální tonometr (obr. 3.20) je založen na oscilometrickém principu, kdy sonda umístěná v manžetě vyhodnocuje změny elektrického pole způsobené pohybem komprimované cévní stěny, je-li komprese vyšší než diastolický a nižší než systolický tlak. Protože změny elektrického pole může vyvolávat i každý kosterní sval, není možné tuto metodu použít u lidí trpících trvalým svalovým třesem nebo u dětí, které jsou neklidné.

Je třeba zdůraznit, že na základě doporučení Americké i Evropské kardiologické společnosti nevyjadřují se naměřené hodnoty krevního tlaku v kPa podle SI, ale většinou v mm Hg (torrech). Hodnoty vždy zaokrouhlujeme (např. 80, 85, 90, 95, …).



Obr. 3.19 *Měření krevního tlaku rtuťovým tonometrem*



Obr. 3.20 *Digitální tonometr*

Přístroje pro přímé měření krevního tlaku jsou založeny na hodnocení změny odporu či kapacity tenzometrického drátku v měrné kapsli zavedené do místa měření.

Tlak krve v plicním oběhu měříme katetrizací pravého srdce. Pružná cévka s pevnými stěnami se zavede kubitální nebo podklíčkovou žilou do pravé síně, pravé komory, plicnice a do menší cévy v plicním řečišti. Napojením na tonometr lze získat tlakové údaje ve všech místech, kam cévka pronikne.

3.4.2.11 Měření srdečního výdeje a rychlosti krevního proudu

Pro objektivní hodnocení funkční zdatnosti srdce potřebuje lékař informaci o množství krve, která proteče levým srdcem. Ne všechna zdravotnická pracoviště jsou vybavena nejmodernějšími přístroji, a proto je třeba znát i metody starší, jednodušší, levnější a dodnes často používané. **Množství srdečního výdeje** je možné změřit:

- **Fickovou metodou**, která je založena na skutečnosti, že srdeční výdej je přímo úměrný spotřebě kyslíku
- **barvivovou diluční metodou**, kde se stanoví křivka koncentrační změny barviva v tepně po vstřiku této látky do venózního oběhu

Pro vyhodnocení **rychlosti krevního toku** lze použít jednoduchou metodu, kdy se do kubitální žíly vstřikne látka, která vyvolá hořkou chuť na jazyku (sůl kyseliny žlučové, Decholin). Stopkami změříme dobu, která uplyne od vstřiku látky do chvíle, kdy vyšetřovaný pocítí hořkou chuť na jazyku. Průměrná cirkulační doba mezi paží a jazykem je 15 s.

3.4.2.12 Cévní náhrady

Cévní náhrady jsou standardní součástí cévní chirurgie. Náhrady jsou dvojího typu: **biologické** (odebrané tepny nebo žíly) a **umělé** (např. polytetrafluoroethylen – teflon). Většina náhrad o průměru větším než 10 mm je z dacronu, menší jsou z teflonu.

Náhrady bývají vrapované. Vrapování sice zvětšuje průtočný odpor uvnitř cévy, ale náhrada se snadněji přizpůsobuje ohybu a snižuje se nebezpečí zaškrcení průtoku.

O životnosti protézy a její funkčnosti rozhoduje řada fyzikálních faktorů: hmotnost, velikost pórů, pevnost v tahu a elasticita ve směru osnovy i útku. Náhrady s velkou pórozitou stěny krvácejí a o jejich praktickém použití v podstatě rozhoduje rychlost, kterou se na vnitřním povrchu náhrady vytvoří fibrinový film. Kromě fyzikálních vlastností je rozhodujícím faktorem i biologická snášenlivost příjemce.

Spolehlivost protézy závisí i na pevnosti stěny náhrady. Syntetické náhrady jsou v podélném směru stejně pevné jako biologické cévy; v příčném směru jsou mnohem pevnější.

Délka náhrady nehraje v jejich použití významnější roli, pokud jde o protézu s větší světlostí než 10 mm. U menších průměrů je naopak délka protézy limitujícím faktorem, který v podstatě znemožňuje jejich použití při revaskularizaci myokardu (**bypass**). Omezujícím faktorem pro použití náhrad o malém průměru je i nedořešená problematika tvorby neointimy, postimplantační redukce průtočnosti, volba optimálního průsvitu a typu vrapování atd.

3.4.3 Krev

Fyzikální zákony, platící pro dokonalé kapaliny, platí pro krevní oběh jen aproximativně. Krev je disperzní systém (suspenze), obsahující složku tekutou (plazma) a korpuskulární (krvinky). Plazma obsahuje nejen ionty a molekuly (analytická disperze), ale též koloidní částice – makromolekuly bílkovin a polypeptidů (koloidní disperze).

Krev plní řadu životně důležitých funkcí: homeostatické při udržování stálosti osmotického tlaku, pH, obsahu iontů, podílí se na přenosu řady hormonů, metabolitů, živin, vitaminů, při výměně tepla mezi energeticky aktivními orgány a tělesným povrchem. Svým složením, reologickými a hydrodynamickými parametry je krev prostřednictvím intravaskulárních čidel zdrojem informací pro řídící centra krevního oběhu a účastní se regulačních procesů dynamiky krevního oběhu. Krev obsahuje řadu korpuskulárních složek majících své specifické úkoly. U člověka připadá na cirkulující krev přibližně 8 % jeho tělesné hmotnosti.

Prouděním krve v cévách se zabývá obor **reologie**, který sleduje, měří a matematicky popisuje tokové a deformační vlastnosti krve a jejích složek.

3.4.3.1 Krevní plazma

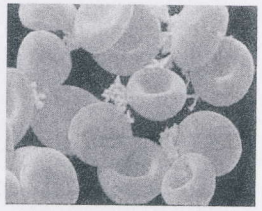
Krevní plazma tvoří tekuté spojité disperzní prostředí. Jde v podstatě o koloidní roztok bílkovin ve vodném roztoku anorganických i organických látek obsahující ionty i molekuly, které jsou dopravovány do jednotlivých částí těla nebo se podílejí na přenosu jiných látek. Není-li plazma v pohybu, ztrácí tekutost a koaguluje.

Hematokrit určuje poměr objemu korpuskulární složky k celkovému objemu krve. Normální hodnoty hematokritu jsou u mužů udávány v rozmezí 43,2–49,2, u žen v rozmezí 35,8–45,4. U dětí těsně po narození je hematokrit vyšší (okolo 56) a v průběhu prvého roku života klesá.

3.4.3.2 Krvinky

Korpuskulární složka je tvořena červenými a bílými krvinkami a destičkami.

Erytrocyty, červené krvinky, mají tvar bikonkávního disku, z bočního pohledu pískotovitého. Bikonkávní tvar (obr. 3.21) představuje optimální poměr povrchu k objemu a je výhodný s ohledem na deformace, kterým jsou červené krvinky vystaveny při průchodu kapilárami. Obsah erytrocytů je tekutý, jejich tvar a plastičnost je dána vlastnostmi membrány. Průměr erytrocytů je 7,2–7,65 μm, tloušťka kolísá mezi 1,44–2,84 μm, plocha povrchu 129,95 μm2 a objem 97,91 μm^3. Nejsou výrazné rozdíly co do věku a pohlaví.



Obr. 3.21 *Erytrocyty*

Erytrocyty mají výraznou snahu přikládat se svým povrchem k sobě a vytvářet tak sloupec podobný mincím. Toto penízkovatění lze pozorovat i v cirkulující krvi. Adheze je tak silná, že v pomalém krevním proudu se sloupce erytrocytů pohybují hadovitým pohybem. Geometrický tvar červených krvinek je účelný z hlediska jejich cirkulace ve shluku ostatních erytrocytů a rovněž z hlediska mechanického působení krevních kapilár. Velikost povrchu erytrocytů se při deformaci výrazně nemění.

Za fyziologických podmínek je cytoplazma erytrocytů a krevní plazmy ve stavu **osmotické rovnováhy (rezistence)** (izotonický je například 0,95% roztok NaCl). Dojde-li ke snížení osmotické koncentrace plazmy na hodnoty 0,44–0,30 %, potom dochází k postupnému zduření erytrocytů, k jejich prasknutí a hemolýze. Naopak, zvýšení osmotické koncentrace krevní plazmy vyvolá svraštění erytrocytů v důsledku výstupu vody z nich. Nedojde-li k přímému rozrušení červené buňky, je tato i po hypertonickém šoku schopna obnovit původní geometrický tvar i velikost, stav je reverzibilní. Červená krvinka se z hlediska mechaniky chová jako kapka obklopená membránou, která ve statických podmínkách není zatížena.

Při prostupu kapilárami se červené krvinky výrazně deformují a někdy je tvar červených krvinek při průchodu krevními kapilárami popisován jako rozevřený padák, jindy jako tvar kapky. Jakmile hydrodynamické zatížení pomine, červené krvinky znovu zaujímají tvar bikonkávní destičky.

Deformabilita červených krvinek je v podstatě určena čtyřmi faktory:

- viskoelastickými vlastnostmi membrány
- cytoskeletem
- geometrií krvinky včetně poměru povrchu krvinky k jejímu objemu
- viskozitou hemoglobinu

Zvláště dva poslední faktory mají veliký význam při deformaci erytrocytů a pro jejich přežití.

Bílé krvinky (leukocyty) mají lehce oválný tvar s největším průměrem 15–27 μm. Cytoskelet umožňuje poměrně rychlý améboidní pohyb (s průměrnou rychlostí 19 až 37 μm/min, která s tělesnou teplotou roste). Při zánětlivých procesech se mohou tvořit větší či menší shluky buněk, ulpívající na vnitřní výstelce cévních stěn, zvyšující odporové ztráty a zpomalující krevní proud.

Krevní destičky (trombocyty) jsou malé částice, mající maximální rozměr 2–4 μm. S ohledem na malé rozměry nemají přímý vliv na reologické vlastnosti krve. Uplatňují se při srážení krve po porušení cévní stěny, kdy se podílejí na tvorbě krevních trombů, které ovlivňují hydrodynamickou strukturu proudění.

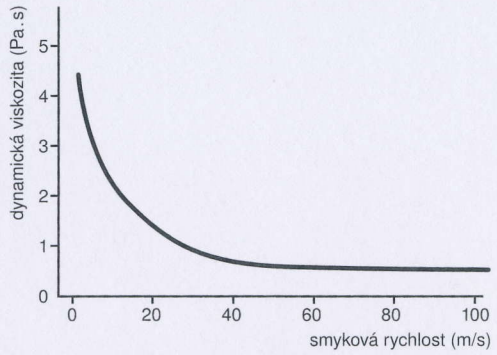
3.4.3.3 Smykové napětí a rychlost

Viskozita již byla podrobně popsána v kapitole 1.2.4.1.

Přihlédneme-li ke složení krevní plazmy, obsahu a struktuře bílkovin, lze usuzovat, že se krevní plazma chová jako viskoelastická tekutina. Při 7% obsahu bílkovin je viskozita lidské plazmy asi 1,8násobně větší než viskozita vody při stejné teplotě. Viskozita plazmy se mění s tělesnou teplotou a roste s rostoucí koncentrací bílkovinné složky a to zvláště globulinů. Viskozita krve závisí rovněž na rychlosti proudění, změnách osmotického tlaku, hematokritu, na světlosti cév a fyzikálních vlastnostech jejich vnitřního povrchu.

U člověka je **viskozita krve** η asi 3–5 relativních jednotek (H_2O má hodnotu 1), plazmy 1,9–2,3 relativních jednotek. Absolutní viskozita krve při 37 °C kolísá v mezích 3,0–3,6.10^{-3} Pa.s, viskozita krevní plazmy mezi 1,8–2,5.10^{-3} Pa.s. Tyto hodnoty však platí pouze pro relativně rychlé proudění a fyziologické složení krve. Při pomalém proudění se hodnota η zvyšuje, mimo jiné pro penízkovatění erytrocytů. V úzkých cévách (< 500 μm) se efektivní η snižuje, kdy plazma vytvoří okrajovou vrstvu s nízkým třením a buňky jsou v axiálním proudu (**Fahraesův-Lindquistův efekt**).

Smykové napětí vyvolává silové působení, které uvádí do pohybu pomalejší vrstvu vrstvou rychlejší a je dáno součinem rychlostního gradientu a hodnoty dynamické viskozity. Vektor tohoto napětí je tangenciální. Je tedy přímo úměrný rychlosti toku a nepřímo úměrný poloměru cévy. Velikost středního smykového napětí je 1,5 Pa (nejnižší je ve středu cévy a nejvyšší u stěny). Jeho velikost se s věkem snižuje. Hodnota smykového napětí ovlivňuje jak poloměr cév, tak jejich geometrie (například bifurkace cév). Působením smykového napětí se krevní částice deformují. Změna smykového napětí vede k iniciaci regulačních mechanismů s cílem k návratu na původní hodnoty.



Obr. 3.22 *Vztah dynamické viskozity a smykové rychlosti*

Smyková rychlost charakterizuje rozdíl rychlostí vrstev tekutiny vztažený na vzdálenost mezi vrstvami. Stejně jako smykové napětí je nejnižší ve středu cévy a nejvyšší při stěně.

Vztah mezi smykovým napětím a rychlostí popisuje **Newtonův zákon elasticity** resp. již výše uvedený **zákon Hagenův-Poiseuillův**.

Při nízkých smykových rychlostech mají červené krvinky tendenci ke shlukování a velikost shluků je úměrná rychlosti smykové deformace. Při vyšších smykových rychlostech se struktura těchto agregátů ruší a hodnota viskozity klesá (obr. 3.22).

Kontrola viskozity krve u nemocných, kteří jsou po krevní transfúzi většího množství krevních derivátů a na parenterální výživě, jsou již plně automatizované. Smyková rychlost se měří dopplerovskou ultrasonografií nebo magnetickou rezonancí. S pomocí magnetické rezonance je možné měřit i smykové napětí.

3.5 Biomechanika dýchání

(Ján Jakuš, Albert Stránský)

Dýchání – **respirace** – je společně s činností oběhového a nervového systému jednou ze tří základních „vitálních" funkcí organismu. Je to periodický a rytmický proces vdechování vzduchu (inspirace) a jeho vydechování (exspirace) z dýchacích cest a z plic, který za každou minutu zabezpečuje organismu přísun 250 ml O_2 a odsun 200 ml CO_2, potřebných na pokrytí jeho metabolických požadavků (např. pro uvolnění energie oxidací živin). Dýchání je automaticky řízeno tzv. **generátorem dýchání**, uloženým v prodloužené míše, může však být přerušeno anebo zvýšeno vůlí z kůry mozku.

Hlavní funkcí dýchání je proces výměny plynů mezi buňkami a zevním prostředím, tj. transport kyslíku z atmosférického vzduchu do buněk těla a naopak, odevzdávání oxidu uhličitého z buněk do atmosféry.

Podle lokalizace procesů rozdělujeme dýchání na zevní a vnitřní (obr. 3.23).

Zevní dýchání, které se nazývá také plicní respirací, zahrnuje čtyři základní procesy:

1. **plicní ventilaci**, tj. pravidelnou výměnu vzduchu v plicích v průběhu vdechu (inspirace) a výdechu (exspirace), která je zabezpečena kontrakcí dýchacích svalů;
2. **distribuci**, tj. promíchání inspirovaného vzduchu se vzduchem, který zůstal v dýchacích cestách a v plicích po předchozím výdechu (150 ml = anatomický mrtvý prostor);
3. **difúzi**, tj. přestup kyslíku a oxidu uhličitého ve směru tlakového gradientu přes alveolární membránu (Fickův zákon);

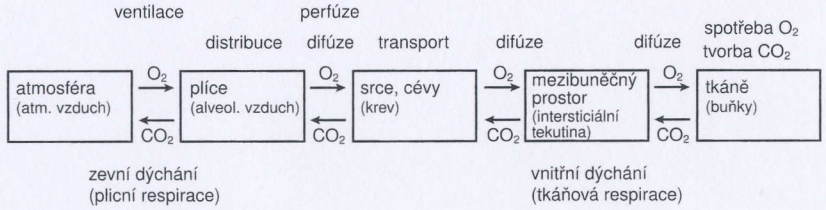
průsvit dýchacích cest ??

4. **perfúzi**, tj. trvalou cirkulaci krve plicním řečištěm, která se podílí na udržování tlakového gradientu pro O_2 a CO_2. Tyto plyny jsou chemicky vázány na hemoglobin červených krvinek a v malé míře také fyzikálně rozpuštěny v plazmě.

Vnitřní dýchání, resp. tkáňová respirace, představuje difúzi kyslíku a oxidu uhličitého mezi krví a tkáněmi ve směru gradientu parciálních tlaků.

Plicní a **tkáňové** dýchání je nerozlučně spojeno s normální funkcí kardiovaskulárního aparátu. Cirkulace krve zajišťuje permanentní transport dýchacích plynů (O_2 a CO_2) z plic ke tkáním a opačně, čímž vytváří podmínky pro optimální průběh jejich difúze.

Centrální nervový systém (mozek a mícha) řídí činnost dýchacích svalů a reguluje průsvit dýchacích cest i průtok krve tkáněmi a plícemi.



Obr. 3.23 *Schéma respirace*



Adolph Fick (1829–1901)
Získal medicínské vzdělání na univerzitě v Marburgu, mezi jeho odborné zájmy ale patřila i matematika a fyzika. Postupně působil na univerzitách v Zürichu a ve Würzburgu, kde vedl katedru fyziologie. Ve své odborné práci, kterou zaměřil především na studium svalstva a srdce, dokázal všechny tři výše uvedené disciplíny spojit. Výsledkem byl mimo jiné matematický model srdeční činnosti.

3.5.1 Mechanika dýchání

Podmínkou proudění vzduchu v dýchacích cestách je tlakový rozdíl mezi atmosférou a alveoly. Aby došlo ke vdechu, musí být tlak v alveolách nižší než v atmosféře a naopak, výdech nastupuje při obrácení gradientu, tj. když tlak v alveolech převyšuje atmosférický tlak. Vdechnutý vzduch se dostává do těla nosem a ústy, pokračuje horními a dolními dýchacími cestami, kde se ohřívá, případně ochlazuje a zvlhčuje. Respirační

systém je sestaven z plic (umožňují výměnu dýchacích plynů) a z „**pumpy**" (ventiluje plíce). Tuto „pumpu" tvoří **hrudní stěna** a **dýchací svaly**, které stahem nebo roztažením zvětšují anebo zmenšují objem hrudníku.

Plicní tkáň neobsahuje svalovinu, proto se plíce aktivně nesmršťují, ale při dýchaní pasivně sledují tlakové změny (podtlak), ke kterým dochází v tzv. **pleurálním prostoru** mezi pleura parietalis (pohrudnice) a pleura visceralis (poplicnice). K vlastní výměně O_2 a CO_2 dochází v **plicních alveolech**, jejichž počet je asi 300×10^6 a vytvářejí celkovou plochu 70 m^2, přes kterou dochází k přenosu dýchacích plynů z alveolů do krve plicních kapilár (difúze). Alveoly jsou vystlané epiteliálními buňkami typu I, které tvoří tzv. **alveolokapilární membránu** a početnými sekrečními buňkami, ze kterých např. buňky typu II produkují povrchově aktivní látku **surfaktant**. Alveoly jsou obklopeny klubkem plicních kapilár, ve kterých protéká krev obsahující dýchací plyny (perfúze).

Změny **intrapulmonálního tlaku (PP)** (obr. 3.24) jsou při klidném dýchání způsobeny aktivní kontrakcí **inspiračních dýchacích svalů**, která způsobuje při vdechu zvětšení objemu hrudníku. Hlavním inspiračním svalem, který zodpovídá asi za 60 % změny nitrohrudního objemu, je bránice (**diafragma**). V průběhu klidného dýchání klesá kaudálním směrem asi o 1,5 cm, při hlubokém nádechu však až o 7–13 cm. K vlastním inspiračním svalům patří dále **zevní mezižeberní svaly** (mm. intercostales externi). Jejich kontrakce způsobuje zvětšení předozadního a transverzálního průměru hrudníku.

Zatímco nádech je vždy **aktivním dějem**, tj. je uskutečňován kontrakcí inspiračních svalů, výdech je při klidném dýchání **pasivní děj** a uskutečňuje se na úkor potenciální energie, která je v průběhu vdechu uložená v elastických tkáních hrudníku a plic, dále hmotností hrudníku a pasivním vytláčením bránice kraniálním směrem. **Usilovný výdech** vzduchu (voluntární exspirium, hra na dechové nástroje, případně expulze vzduchu u reflexu kašle a kýchání) je doprovázen aktivní kontrakcí exspiračních svalů, ke kterým patří především abdominální svaly a vnitřní mezižeberní svaly (mm. intercostales interni). Mm. intercostales interni způsobují při kontrakci pokles žeber a zmenšení průměru hrudníku. Kontrakce břišních svalů vyvolává pokles dolních žeber a především zvýšení **intraabdominálního tlaku (PAbd)**, což má za následek vytlačení relaxované bránice směrem k hrudníku a uplatnění se důležitých mechanických a hemodynamických mechanismů souvisejících s činností břišního lisu (uplatňuje se např. při močení, defekaci, porodu).

Primárním následkem kontrakce dýchacích svalů jsou změny tlaku **v pleurální dutině**, která je vyplněna 10–15 ml řídké tekutiny. **Pleurální tlak (Ppl),** měřený v tomto prostoru, je při klidném dýchání vždy negativní (subatmosférický), v průběhu vdechu dosahuje −0,8 kPa a ve výdechu – 0,33 kPa.

Příčinou této negativity je relativní rigidita hrudníku a existence tzv. retrakční síly plic (s tendencí zmenšit svůj objem). Retrakční sílu plic způsobuje elasticita plicní tkáně, a také povrchové napětí tekutiny (σ) pokrývající alveoly o velikosti $5–10.10^{-3}$ $N.m^{-1}$.

Retrakční síly způsobují, že v průběhu výdechu dochází ke zmenšení průměru alveol, přičemž se uplatňuje **Laplaceův zákon:**

$$p = \frac{2\sigma}{r}, \tag{3.11}$$

kde p je distenzní tlak, σ je povrchové napětí a r poloměr alveolu. Důležitým faktorem, který snižuje povrchové napětí plicních alveol, je přítomnost lipoproteinové povrchově aktivní látky (surfaktanty). V průběhu vdechu se průměr alveolů zvětšuje, molekuly surfaktantu se oddalují a povrchové napětí roste. Při výdechu se molekuly surfaktantu přibližují k sobě a povrchové napětí klesá. Deficit produkce surfaktantu může vyvolat kolaps alveolů a vážné poruchy dýchání (Syndrom hyalinních membrán, také *Respiratory Distress syndrom – RDS* – u nezralých novorozenců).

Při úsilných respiračních dějích mohou však hodnoty pleurálního tlaku v průběhu vdechu dosahovat i více jak −5 kPa a ve výdechu se mohou dostat do pozitivních hodnot až +6,5 kPa.

Hlavní význam negativity pleurálního tlaku spočívá v tom, že udržuje plíce rozepjaté, čímž jim umožňuje sledovat objemové změny hrudníku, a tím zajišťovat plicní ventilaci. Narušení pleurálního prostoru a jeho komunikace s atmosférou způsobuje kolaps plic (**pneumothorax**).

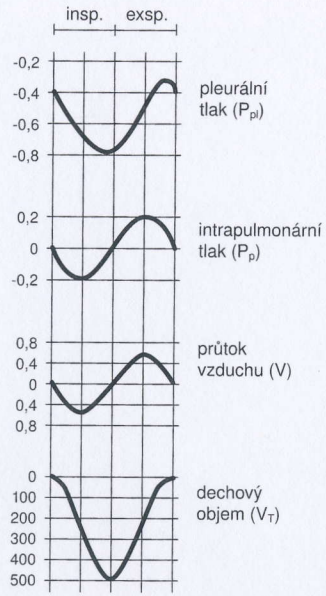
Alveolární tlak (PA) a **intrapulmonální tlak (PP)** je tlak vzduchu v alveolech, resp. v tracheobronchiálním souboru a v plicním parenchymu v průběhu dýchání. Jsou odezvou tlakových změn, které probíhají v pleurálním prostoru. Rozdíl mezi **alveolárním** (za určitých okolností ústním) tlakem **a pleurálním** (ezofageálním) tlakem se nazývá **transpulmonální tlak (PTP)**.

Respirační cyklus má dvě fáze: aktivní nádech, **inspirium** a pasivní výdech, **expirium**.

Při **usilovném nádechu** (práce, sport) dochází ke smrštění bránice a kontrakcí pomocných inspiračních svalů se zvyšuje negativita P_{pl}, P_p, zvyšuje se inspirační průtok vzduchu a zvětšuje se množství vdechnutého vzduchu.

Při **klidném výdechu** stoupá brániční klenba, uplatňuje se retrakční síla plic a hrudní stěny, je lehce pozitivní P_P při malé negativitě P_{Pl} a vzniká tlakový gradient (zevnitř – ven).

Při **usilovném výdechu** dochází ke kontrakci břišních svalů a vnitřních mezižeberních svalů, je dosahováno pozitivní hodnoty P_{Abd}, P_{pl}, P_P a velkého exspiračního průtoku vzduchu.

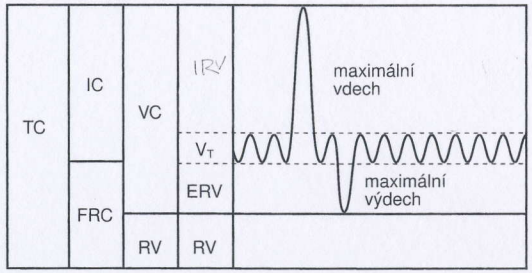


Obr. 3.24 *Grafické zobrazení pleurálního tlaku, intrapulmonálního tlaku, průtoku vzduchu a dechového objemu v průběhu klidného vdechu (insp) a výdechu (exsp)*

3.5.2 Plicní objemy a kapacita plic

Množství vzduchu, které se vymění při klidném dýchání v plicích každým vdechem a výdechem, je **dechový objem** (tidal volume V_T). Po ukončení klidného vdechu je možné maximálním inspiračním úsilím nadechnout ještě další objem vzduchu, který nazýváme **inspirační rezervní objem** (IRV). Objem vzduchu, který je možný vydechnout maximálním exspiračním úsilím po klidném výdechu, je **exspirační rezervní objem** (ERV). I po výdechu s maximálním úsilím však zůstává v plicích objem vzduchu, který je nazýván **reziduální objem** (RV) (obr. 3.25).

Spojením dvou anebo více objemů dostáváme kapacity. **Vitální kapacita plic** (VC) je objem vzduchu, který vydechneme maximálním exspiračním úsilím po předchozím maximálním vdechu. Skládá se ze tří objemů (V_T + IRV + ERV). **Inspirační kapacita** (IC) je množství vzduchu, které je možné nadechnout maximálním inspiračním úsilím po předešlém klidném výdechu. Je součtem V_T a IRV. **Funkční reziduální kapacita** (FRC) je množství vzduchu, které zůstává v plicích po klidném výdechu a skládá se



Obr. 3.25 *Plicní objemy a kapacity (bližší popis v textu)*

z ERV a RV. Součtem všech objemů plic dostaneme **celkovou kapacitu plic** (TLC). Je to objem vzduchu, který se nachází v plicích při maximálním nádechu. **Časová vitální kapacita**, která se vydechne v průběhu 1 s (tzv. exspirační objem vydechnutý za sekundu – FEV 1) je důležitým dynamickým ventilačním parametrem. Její hodnota je výrazně snížena při obstrukčním typu respiračního onemocnění (např. astma bronchiale), přičemž hodnota VC jako statického parametru může být v mezích normy. Hodnoty jednotlivých objemů a kapacit plic závisí na věku, pohlaví, konstituci, povrchu těla, trénovanosti a dalších faktorech (tab. 3.3). Hodnoty se uvádějí v tabulkách anebo je lze určit výpočtem.

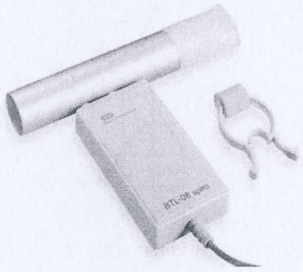
Ke zvětšení minutového objemu dochází dvěma způsoby:

- zvětšením **objemu** vdechovaného a vydechovaného vzduchu
- zvětšením dechové **frekvence**

Tab. 3.3 *Plicní objemy a hodnoty mající vztah k mechanice dýchání a posouzení funkčního stavu plic*

			plicní objem u mužů (l)	plicní objem u žen (l)
vitální kapacita	inspirační kapacita	reziduální objem	3,3	1,9
		expirační rezervní objem	0,5	0,5
	funkční reziduální kapacita	dechový objem	1,0	0,7
		inspirační dechový objem	1,2	1,1
celková plicní kapacita			6,0	4,2

Nejčastěji se oba způsoby kombinují, přičemž jeden způsob převládá (při tělesné práci se více zvyšuje dechový objem, ve větších nadmořských výškách spíše dechová frekvence). Vitální kapacitu hodnotíme pomocí spirometru (obr 3.26).



Obr. 3.26 *Spirometr*

3.5.3 Viskoelastické vlastnosti plic a hrudní stěny

Plíce i hrudník mají viskoelastické vlastnosti. Proto zvětšení objemu plic je podmíněno růstem tlaku, který je potřebný na překonání retrakční síly plic a hrudníku. Tuto závislost nazýváme **compliance** – C a představuje míru roztažnosti, kterou vyjadřujeme jako změnu objemu (v l) na změnu tlaku (v kPa):

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p} \qquad (3.12)$$

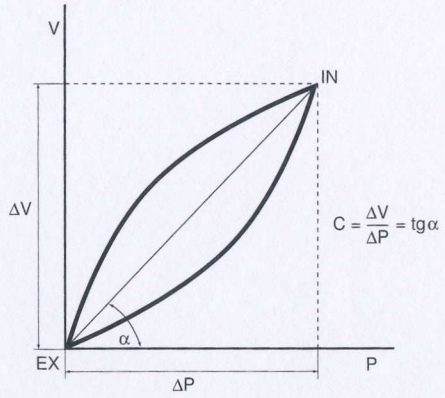
Jednotkou roztažnosti je 1 kPa^{-1}.



Blaise Pascal (1623–1669)
Francouzský matematik, fyzik i filozof. Převážnou část života prožil v Rouen. Sestrojil první digitální kalkulátor, jehož princip přežil až do 20. století. Od roku 1646 se věnoval problematice atmosferického tlaku, v roce 1647 prokázal existenci vakua.

Poddajnost je možné určovat pro samotné plíce, hrudník anebo pro plíce a hrudník společně. Při měření poddajnosti plic se při daném objemu plic určuje tlak elastického napětí plic. Tento tlak představuje rozdíl mezi alveolárním tlakem a tlakem pleurálním

a nazýváme ho transpulmonální tlak. Podle podmínek měření rozlišujeme statickou a dynamickou poddajnost plic (obr. 3.27).



Obr. 3.27 *Zobrazení křivky dynamické poddajnosti a její výpočet*

Statickou poddajnost plic měříme při opakovaném přerušování nádechu anebo výdechu vitální kapacity plic a současném záznamu změn transpulmonálního tlaku a plicního objemu na XY – zapisovači. Statickou plicní poddajnost určíme ze sklonu střední části křivky jako poměr mezi objemem a transpulmonálním tlakem.

Dynamickou poddajnost plic zjišťujeme při kontinuálním záznamu transpulmonálního tlaku a dechového objemu na XY – zapisovači při klidném dýchání. Na záznamu získáme tlakovo-objemovou křivku, která má dva body zvratu, představující zastavení průtoku na vrcholu vdechu a výdechu.

Promítnutím těchto bodů na osy X a Y získáme hodnoty změn transpulmonálního tlaku a dechového objemu. Z objemovo-tlakového poměru těchto hodnot vypočteme dynamickou poddajnost $C = \text{tg}\,\alpha$. U dospělého člověka je **normální hodnota Cdyn 2,2–3** ($l \cdot kPa^{-1}$).

Příkladem chorobných změn, které vedou k poklesu poddajnosti plic, je **plicní fibróza**. Patologické zvýšení poddajnosti plic je při **plicním emfyzému**.

V průběhu klidného dýchání se většina práce dýchacích svalů (asi 70 %) využívá na překonání **elastického odporu** plic a hrudníku. Pokud však dojde ke zrychlení dýchání anebo ke snížení průsvitu dýchacích cest, zvyšuje se množství práce potřebné na překonání neelastického odporu, nazývaného **dynamický odpor**. Čtyři pětiny dynamického odporu představuje za normálních okolností proudový odpor dýchacích cest, zbytek připadá na odpor, vznikající setrvačností částic, a deformační odpor.

Odpor dýchacích cest vzniká vzájemným třením mezi molekulami proudícího vzduchu a mezi molekulami vzduchu a stěnami dýchacích cest. Definujeme ho jako změnu alveolárního tlaku (kPa) potřebnou na to, aby dýchacími cestami protekl do plic anebo z plic ven 1 litr vzduchu za sekundu:

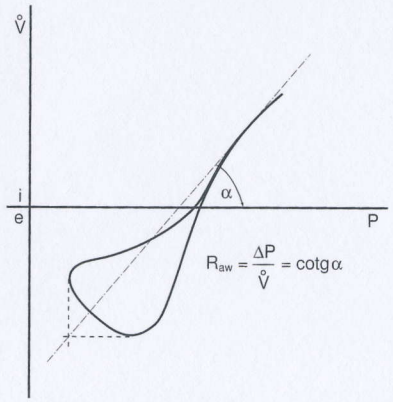
$$R_{aw} = \frac{\Delta p\ [\mathrm{kPa}]}{V\ [\mathrm{l \cdot s^{-1}}]} \tag{3.13}$$

Odpor dýchacích cest, který vzniká při proudění vzduchu do plic a z plic ven, je přímo úměrný tlakovému rozdílu mezi alveolami a ústy a nepřímo úměrný průtoku vzduchu ústy:

$$R_{aw} = \frac{P_a - P_{awo}}{\Delta V} \tag{3.14}$$

Proudění vzduchu v dýchacích cestách není vždy laminární. Nepravidelnosti dýchacích cest (nasopharynx, larynx) a větvení bronchů vytvářejí podmínky pro turbulentní proudění.

Měření odporu dýchacích cest se provádí pomocí tělového pletyzmografu napojeného na souřadnicový zapisovač. Ze sklonu křivky se určuje proudový odpor. Patologicky se významně zvětšuje proudový odpor v dýchacích cestách u bronchiálního astmatu, případně po vdechnutí cizího tělesa (obr. 3.28).



Obr. 3.28 *Zobrazení křivky celkového proudového odporu dýchacích cest a jeho výpočet*

3.5.4 Výměna dýchacích plynů

Při vdechu atmosférický vzduch postupně přechází přes horní a dolní dýchací cesty až do plicních alveolů. Horní a dolní dýchací cesty, včetně terminálních bronchiolů, neobsahují respirační epitel, a proto v nich nedochází k výměně plynů. Představují tzv. **mrtvý prostor** (V_D), jehož objem je u dospělého člověka asi 150 ml. Většina vdechnutého vzduchu (asi 350 ml) však prochází respiračními bronchioly až do **alveolárního prostoru**, ve kterém probíhá výměna plynů.

Informaci o celkovém množství ventilovaného vzduchu v plicích za minutu nám udává **minutová ventilace:**

$$V = V_r \cdot f, \tag{3.15}$$

ze které asi 70 % se dostává při klidném dýchání do alveolárního prostoru. Tento objem, který má přímou účast na výměně plynů, se nazývá **alveolární ventilace:**

$$V_A = V - (V_D \cdot f) \tag{3.16}$$

Při **dechovém objemu** (V_T) 500 ml a **frekvenci dýchání** (f_d) 12 dechů.min^{-1} představuje **minutová ventilace** 6 l.min^{-1}, z čehož na **alveolární ventilaci** připadá 4,2 l.min^{-1}.

Při tělesné zátěži a u trénovaných jedinců se dosahuje zvýšení minutové a alveolární ventilace zejména zvýšením dechového objemu, u netrénovaných osob a v nadmořských výškách nad 4000 m roste zejména frekvence dýchání. Maximální voluntární ventilace (**MVV**) představuje největší objem vzduchu ventilovaný plícemi za 1 minutu (120–170 l . min^{-1}).

Vdechovaný atmosférický vzduch představuje směs několika plynů: O_2 (20,93 %), CO_2 (0,03 %), N_2 (78,06%), He a jiné stopové plyny (0,92 %) a vodní páry. Pro potřeby organismu jsou za normálních podmínek nejdůležitější **obsah** a **parciální tlak** O_2 a CO_2.

Parciální tlaky plynů závisí na atmosférickém tlaku a mění se podle nadmořské výšky. Při atmosférickém tlaku 101,3 kPa (1 atm) a tlaku vodných pár 2,7 kPa je parciální tlak O_2 přibližně 21 kPa.

Atmosférický, alveolární a vydechovaný vzduch se vzájemně liší percentuálním zastoupením jednotlivých plynů a jejich parciálními tlaky.

Alveolární vzduch má v porovnání s atmosférickým vzduchem nižší obsah kyslíku a vyšší obsah oxidu uhličitého. Je to dáno tím, že:

- z alveolů trvale přestupuje O_2 do plicních kapilár a CO_2 z kapilár do alveolů

- alveolární vzduch se každým vdechem vyměňuje pouze částečně (FRC je přibližně 2,4 l, zatímco objem, který se dostane do alveol, je pouze 350 ml)
- alveolární vzduch má vyšší obsah vodních par (6,2 %) než atmosférický vzduch

Vydechovaný vzduch se skládá ze vzduchu v mrtvém prostoru a alveolárním prostoru. Jeho složení proto závisí hlavně na zastoupení plynů v alveolárním vzduchu. **Zastoupení O_2, CO_2** (v objemových % a jejich parciální tlaky v kPa), spolu s parciálním tlakem **H_2O, N_2** v atmosférickém, ve vydechovaném a v alveolárním vzduchu, jako i v arteriální a venózní krvi udává tabulka 3.4 (šipkami je vyznačený difúzní gradient pro O_2 a CO_2):

Tab. 3.4 *Zastoupení plynů a jejich parciální tlak ve vzduchu a v krvi*

	O_2 (v %)	CO_2 (v %)	H_2O (kPa)	N_2 (kPa)	PaO_2 (kPa)	PCO_2 (kPa)
atmosférický vzduch (suchý)	20,93	0,03	–	79,04	21,06	0,04
vydechovaný vzduch	15,1	4,3	6,3	75,3	15,3	5,73
alveolární vzduch	13,2	5,1	6,2	76,4	13,4	5,33
arteriální krev	19,8	50	6,3	76,4	18,0	5,20
venózní krev	14–15	55	6,3	76,4	5,20	6,13

Obsah vodních par v atmosféře závisí na teplotě a relativní vlhkosti. Výměna dýchacích plynů přes alveolokapilární membránu probíhá formou **difúze**, která závisí na parciálních tlacích jednotlivých plynů (O_2 a CO_2) v alveolárním vzduchu a kapilárním plicním řečišti, jejich rozpustnosti v krevní plazmě a na několika dalších faktorech.

Výpočet parciálních tlaků dýchacích plynů vychází z **Daltonova zákona** převedením objemových procent na frakční koncentraci (F = obj.% . 0,01) a vynásobením hodnotou atmosférického tlaku (P_B). V případě, že jsou objemová procenta udávaná pro suchý vzduch, musíme hodnotu atmosférického tlaku zmenšit o tlak vodních par.

Příklady:
Se zvyšující se nadmořskou výškou se složení vzduchu, tj. objemová procenta jednotlivých plynů nemění, avšak barometrický tlak, a tím též parciální tlak kyslíku, přibližně exponenciálně klesá. V nadmořské výšce 5300 m, což jsou nejvyšší trvale obývané oblasti, je barometrický tlak 52 kPa a $P_{I\,O2}$ = 10,7 kPa. U neaklimatizovaných lidí se pobyt v těchto nadmořských výškách projevuje těžkými hypoxickými symptomy (příznaky nedostatku kyslíku).

Rychlost difúze O_2 a CO_2 přes alveolokapilární membránu vychází z **Fickova zákona**. Objem plynu, který prostoupí přes membránu za časovou jednotku, je přímo úměrný gradientu parciálních tlaků na obou stranách membrány, ploše membrány a difúzní konstantě a nepřímo tloušťce membrány:

$$V = \frac{(P_1 - P_2) \cdot A \cdot K}{T}, \tag{3.17}$$

kde P_1 a P_2 je rozdíl parciálních tlaků, A je plocha, T tloušťka membrány a K je difúzní konstanta. **Difúzní konstanta** závisí na složení membrány a druhu difundujícího plynu. Je přímo úměrná koeficientu rozpustnosti (α) a nepřímo úměrná druhé odmocnině molekulární hmotnosti (m_h) – **Grahamův zákon:**

$$K = \frac{\alpha}{\sqrt{m_h}}, \quad K_{CO2} = \frac{0{,}57}{\sqrt{44}} = 0{,}0863, \quad \frac{K_{CO2}}{K_{O2}} = 20{,}6 \tag{3.18}$$



Thomas Graham (1805–1869)
Skot, po studiích v Glasgow působil na univerzitě v Edinburghu a v roce 1834 odchází jako profesor chemie na University College v Londýně. Založil Královskou chemickou společnost, jíž byl prvním prezidentem a po smrti Daltona byl nejvýznamnější osobností v oboru chemie. Věnoval se především difúzi a rozpustnosti plynů a chemii koloidů.

Z poměru difúzních konstant CO_2 a O_2 vyplývá, že **rychlost difúze CO_2** alveolokapilární membránou je **20,6× větší** než pro kyslík. Zvýšená propustnost alveolokapilární membrány pro CO_2 vysvětluje, proč je tlakový gradient difúze pro tento plyn 10× menší než pro O_2. Jak přibližují šipky v tab. 3.4, je tlakový gradient pro O_2 prostupující z alveolů do venózní krve plicních kapilár 8 kPa, zatímco tlakový gradient pro CO_2 dosahuje hodnotu 0,8 kPa.

Podle **Henryho zákona** je množství plynu **fyzikálně rozpuštěného v kapalině** úměrné parciálnímu tlaku plynu nad kapalinou a jeho koeficientu rozpustnosti. Množství jednotlivých plynů, rozpuštěných v 1 l krve (resp. plazmy), určíme ze vzorce:

$$V = \frac{\alpha \cdot p \cdot 1000}{P_B}, \tag{3.19}$$

kde α je koeficient rozpustnosti, p je parciální tlak plynu a P_B je celkový barometrický tlak.

Koeficient rozpustnosti definujeme jako množství plynu (v ml) rozpuštěné v 1 ml tekutiny při tlaku 101,3 kPa a teplotě 0 °C (resp. 37 °C). Koeficient rozpustnosti při teplotě těla 37 °C je pro O_2 = 0,024 a pro CO_2 = 0,57. Rozpustnost CO_2 je tedy přibližně 24× větší než rozpustnost kyslíku.

Množství O_2 fyzikálně rozpuštěného v arteriální krvi:

$$V_{O2} = \frac{0{,}024 \cdot 13{,}4 \cdot 1000}{101{,}3}, \quad V_{O2} = 3{,}2\,\text{ml} \cdot \text{l}^{-1} \tag{3.20}$$

Množství CO_2 fyzikálně rozpuštěného v arteriální krvi:

$$V_{CO2} = \frac{0{,}57 \,.\, 5{,}2 \,.\, 1000}{101{,}3}, \quad V_{CO2} = 29{,}3\,\text{ml} \,.\, \text{l}^{-1} \tag{3.21}$$

Parciální tlaky O_2 a CO_2 v krvi závisí výlučně na množství **fyzikálně rozpuštěného kyslíku** a **oxidu uhličitého**. Parciální tlak O_2 v arteriální krvi ($P_{a\,O2}$) je 12,7 kPa, ve venózní krvi ($P_{v\,O2}$) je 5,2 kPa a parciální tlak CO_2 v arteriální krvi ($P_{a\,CO2}$) je 5,2 kPa a ve venózní krvi ($P_{v\,CO2}$) je 6,13 kPa (tab. 3.4).

Kyslík je přenášen krví ve dvou formách – fyzikálně rozpuštěný a chemicky vázaný na hemoglobin. Celkové množství O_2 přenášené v 1 l arteriální krve je 200 ml, z čehož jenom 3 ml připadají na rozpuštěný O_2 a 197 ml je chemicky vázáno na hemoglobin. **Fyzikálně rozpuštěný O_2** má význam v tom, že vytváří **parciální tlak** a tím umožňuje difúzi. Zvýšení množství O_2 rozpuštěného v krvi je možné pouze při zvýšení celkového atmosférického tlaku (hyperbarická oxygenace) anebo při zvýšení procentuálního zastoupení O_2 ve vdechovaném vzduchu (přidávání O_2 do vdechové směsi).

Oxid uhličitý je transportován ve třech formách – fyzikálně rozpuštěný, vázaný ve formě bikarbonátů a ve vazbě na proteiny plazmy a hemoglobin jako karbamínové sloučeniny. V 1 l venózní krve je 30 ml fyzikálně rozpuštěného CO_2 (v plazmě i erytrocytech), zbytek, tj. asi 520 ml, je vázaný v dalších dvou formách.

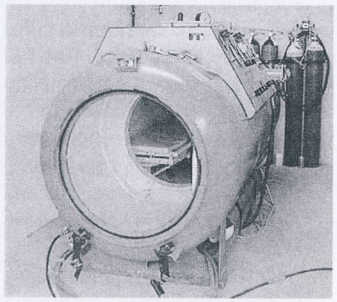
3.5.5 Vliv přetlaku na organismus

Jak jsme již uvedli, Henryův zákon popisuje stupeň rozpuštění plynu v kapalinách, kdy množství plynu pohlceného kapalinou je úměrné jeho parciálnímu tlaku nad kapalinou. CO_2 je v krvi 20,6× rozpustnější než O_2 a 46× než N_2. Parciální tlak dusíku ve vzduchu je vysoký, ve vzduchu je ho obsaženo kolem 78 %. Jde o neutrální plyn, který se rozpouští v krvi i ve tkáních a nezúčastňuje se metabolického řetězce. V tukové tkáni se rozpouští pětkrát více N_2 než v krvi, proto jeho uvolnění z organismu při poklesu parciálního tlaku trvá déle. Dochází k difúzi N_2 z tkání do krve až k vyrovnání s atmosférou. Dojde-li k rychlé dekompresi, difúze nestačí a vznikají plynové bubliny, které nejsou metabolizovány, zůstávají po určitou dobu ve tkáních a vyvolávají **dekompresní syndrom**, označovaný rovněž jako **kesonová nemoc**. Nejčastěji jsou postiženy klouby, mozek a koronární cévy. Důsledkem jsou svalové a kloubní bolesti, mdloby, křeče. Bubliny N_2 obsažené ve venózní krvi mohou způsobit uzávěr plicní mikrocirkulace (**plynový embolus**). Následky rychlé dekomprese mohou být i smrtelné.

3.5.6 Vliv přetlaku a podtlaku na organismus

Prevence kesonové nemoci je prováděna několikahodinovým dýcháním O_2 před potápěním, který vytěsní N_2 z tkání a při dekompresi nadbytek N_2 ve tkáních nevzniká tak rychle. Další možnou formou prevence je **fyziologická dekomprese**, při níž se tlak snižuje ve stupních s přestávkami pro postupnou desaturaci tkání dusíkem. Jsou vypracovány dekompresní tabulky. Při nutnosti rychlého výstupu z hloubky je možné provést dekompresi v přetlakové komoře.

Přetlakových komor (barokomor) (obr. 3.29) – nejčastěji s kyslíkovým přetlakem, se využívá při léčbě hypoxických stavů na podkladě oběhového selhání, při plicních chorobách, při popáleninách a polytraumatech s těžkými šokovými stavy. K pobytu v barokomoře je rovněž indikací otrava oxidem uhelnatým a kyanidy. Ve všech těchto případech mluvíme o **hyperbarické oxygenoterapii**.



Obr. 3.29 *Barokomora*

Dysbarismus vzniká zejména při relativním přetlaku nebo podtlaku ve středoušní dutině. Dojde-li ke snížení barometrického tlaku, je ve středním uchu přetlak, který vede

erytropoetin
erytropoéza

k vyklenutí bubínku. Při přetlaku kolem 2 kPa dochází k úniku vzduchu, tlak se vyrovná a bubínek se vrací do normální polohy. Naopak při negativním středoušním tlaku (sestup letadla, sestup do hloubky) se bubínek vpáčí a k vyrovnání tlaku dochází po polknutí. Při negativním tlaku 10,7–12,0 kPa tato možnost již není. Dochází k **barotraumatu**, kdy postižený pociťuje prudkou ušní bolest a hrozí nebezpečí ruptury bubínku. Stav se snažíme upravit tzv. Valsalvovým pokusem, kdy při podtlaku ve středouší preventivně vtlačujeme vzduch Eustachovou trubicí do středouší.

Atmosférický tlak klesá s nadmořskou výškou, ve výšce 5400 m asi na polovinu. Za normálního tlaku je sycení arteriální krve kyslíkem asi 94–97 %, v uvedené nadmořské výšce asi 80 % a rychle klesá. Při náhlém přechodu do výšek nad 3000 m dochází k nevolnosti, jejíž příčinou je nedostatek kyslíku a opožďující se vyrovnávání tlaku vzduchu v lebečních dutinách a ve středním uchu. Mluvíme o syndromu **výškové hypoxie**, která je charakterizována zpomalením srdeční frekvence, zrychleným mělkým dýcháním, bolestí hlavy, bušením srdce, poruchou rovnováhy. Organismus je schopen se těmto změnám v určitém rozsahu přizpůsobit. V důsledku zrychleného dýchání se zvyšuje parciální tlak kyslíku v plicních alveolech, je vyšší sycení hemoglobinu kyslíkem a rovněž obsah O_2 v arteriální krvi je větší. Vyplavením červených krvinek ze zásob se zvyšuje jejich počet v krevním oběhu. Zrychlením srdeční frekvence se zvyšuje minutový srdeční objem a zvyšuje se průtok v životně důležitých orgánech mozku a srdečního svalu.

Pokud uvedené kompenzační mechanismy nepostačí, vyvíjejí se plné příznaky **horské nemoci**, kdy se vedle prohlubujících se dechových a oběhových potíží objeví bolesti hlavy, nevolnost, otupění intelektu bez jeho smyslového vnímání. Mezi 20.–30. dnem pobytu v horském prostředí, v závislosti na nadmořské výšce, dochází u zdravého organismu k aklimatizaci bez časového omezení. Zvýšená produkce erytropoetinu zabezpečuje zvýšenou erytropoézu, je zvýšen minutový srdeční objem a rozšíření kapilárního řečiště i novotvorba kapilár usnadňuje difúzi kyslíku z kapilár do tkání. I po návratu do nižších nadmořských výšek přetrvává několik dní hyperventilace, což někdy využívají sportovci.

Pro léčebné účely se využívá **podtlakových komor**, které navozují v organismu podobný efekt jako vysokohorské prostředí. Pobyt v nich je doporučován nemocným, u kterých je třeba zvýšit sekreci z dýchacích cest a usnadnit vykašlávání.

3.5.7 Umělá ventilace plic

Dýchací systém člověka představuje složitý komplex diferencovaných struktur a funkčních mechanismů, které zajišťují výměnu plynů mezi zevním a vnitřním prostředím organismu. Celý proces uvedené výměny je regulačním procesem. Regulace dýchání představuje kontrolu a řízení všech mechanismů a faktorů, které se rozhodujícím způ-

sobem podílejí na této výměně plynů. Určité patologické stavy mohou rušit přirozené regulační procesy a následně vyvolat poruchy dýchání. V tomto případě se stává součástí terapeutického působení umělá ventilace prostřednictvím technického zařízení, tzv. ventilátoru. Jedná se tedy o technické zařízení, pomocí kterého se zabezpečuje ventilace plic pacienta, pokud vznikla porucha regulace dýchání anebo zastavení dýchání.

Spontánní dýchání je stav, kdy pacient úplně ovládá vykonávání dýchacích pohybů v průběhu celého cyklu a dechový objem a dechová frekvence zabezpečují požadovaný tlak pO_2 a pCO_2 v krvi. Jde o „**podtlakovou" ventilaci**.

Na rozdíl od toho úlohou **umělé ventilace** je přesun vzduchu z přístroje do pacienta, změna inspirace na exspiraci, přesun vzduchu z plic do přístroje, anebo atmosféry a nakonec změna exspirace na inspiraci tak, aby takto vytvořený cyklus zabezpečil potřebný tlak pO_2 a pCO_2 v krvi. Klasická umělá ventilace je **ventilací „přetlakovou"**. Jenom při ventilaci použitím tzv. **„železných plic"** se používala podtlaková ventilace přerušovaným podtlakem. Tělo pacienta s výjimkou hlavy bylo uložené do hermeticky uzavřeného prostoru, ve kterém se vytvářel rytmicky podtlak kolem těla, přičemž se rozpínal hrudník a nastal umělý nádech. Výdech byl pasivní.

Ventilátory pro umělou ventilaci plic je možné rozdělit do několika skupin podle různých kritérií. Podle druhu použité pohonné energie je můžeme rozdělit na elektrické a pneumatické. Podle fáze přepínání vdechu a výdechu na řízené tlakem, časem, objemem, proudem anebo regulačním systémem pacienta. Jako další parametr třídění může být použitá frekvence dýchání, jde o nízkofrekvenční přístroje (6–60 cyklů/min), anebo vysokofrekvenční přístroje (60–3000 cyklů/min). Podle realizovaných tlaků jsou ventilátory s pozitivním tlakem, anebo s pozitivním a negativním tlakem.

Způsoby dýchání a ventilaci můžeme rozdělit do následujících skupin: **urgentní umělou ventilaci bez přístrojů, urgentní umělou ventilaci s přístroji, prohlubovanou umělou ventilaci** a **umělou ventilaci pomocí sofistikovaných ventilátorů**.

Při umělém dýchání **z plic do plic** (z úst do úst), tj. **bez přístrojů,** je do dýchacích cest a plic vpravováno asi 1000 ml vzduchu zachránce. Nehledě na to, že se jedná o vzduch zachráncem vydechovaný, obsahuje dostatek kyslíku na udržování oxygenace postiženého. Výdech pacienta se uskutečňuje pasivně.

(Při mírném poklesu pO_2 a normální hodnotě pCO_2 stačí podávat postiženému, který dýchá spontánně, **zvlhčený vzduch obohacený o O_2** přes masku, příp. katetr). Může jít o následující případy:

- dýchání proti nepřerušovanému pozitivnímu tlaku
- dýchání proti nepřerušovanému negativnímu tlaku
- dýchání proti pozitivnímu koncovému výdechovému tlaku

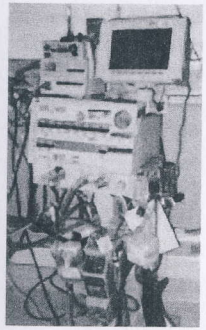
Stav, kdy spontánní ventilace je podporovaná umělou ventilací **s použitím přístroje**:

- v určených intervalech se prohloubí inspirační fáze
- prohloubí se každá inspirační fáze
- dechový cyklus pacienta je s přístrojem nesynchronizovaný; v dřívě stanovených intervalech se prohlubuje kterákoli fáze
- asynchronní režim; přístroj pracuje v nastaveném režimu, přičemž pacient dýchá svým vlastním rytmem

Dýchání pomocí konstrukčně **sofistikovaných ventilátorů** (obr. 3.30). Nejčastější případy jsou:

- konvenční ventilace f = do 60 min^{-1} (u dospělého člověka)
- ventilace s přerušovaným pozitivním tlakem
- ventilace s nepřerušovaným pozitivním tlakem
- ventilace s pozitivním a negativním tlakem
- nízkofrekvenční ventilace f = do 10 min^{-1}
- vysokofrekvenční ventilace (HF) f = 60 až 100 min^{-1}
- trysková ventilace (HFJV) f = 100 až 600 min^{-1}
- oscilační ventilace (HFOV) f = 900 až 3000 min^{-1}

V klinické praxi se zejména u novorozenců s úspěchem využívá především **vysokofrekvenční oscilační ventilace**. Do plic se insufluje vzduch obohacený o kyslík rozkmitaný pumpou s pístem na frekvenci do 3000 min^{-1}. Dechový objem (V_T) je menší než anatomický mrtvý prostor (V_D). Plíce jsou rozpínány určitým nastavitelným pozitivním tlakem a oscilují kolem této hodnoty.



Obr. 3.30 *Konstrukčně sofistikovaný ventilátor*

3.6 Biomechanika přenosu žvýkacího tlaku

(Josef Hanuš)

Rozmělňování potravy probíhá na okluzních ploškách zubů. Žvýkací svalstvo, hlavně skupina adduktorů, je zdrojem síly, která přitlačuje zubní oblouk dolní čelisti k zubnímu oblouku horní čelisti relativně velikou silou; vzniká tzv. **žvýkací tlak**. Síla, kterou mohou vyvinout adduktory při své současné kontrakci, je udávána hodnotou 16 až 20 N. Tato síla působí na okluzi kompletního zubního oblouku. Pokud bychom počítali absolutní sílu žvýkacího svalstva z průřezu jednotlivých svalů a z počtu svalových vláken na 1 cm^2, zjistili bychom, že absolutní síla, kterou mohou adduktory vyvinout, se pohybuje až okolo 90 N u žen a 120 N u mužů. Ve skutečnosti se síla žvýkacího svalstva jako celku dostává nad hranici 30 N pouze ve stresových situacích (např. psychických).

Na jednotlivých zubech zubního oblouku se žvýkací tlak uplatňuje v rozdílných hodnotách. Velikost žvýkacího tlaku na jednotlivých žvýkacích ploškách zubů závisí na velikosti okluzní plochy (incizální hrany při ukusování), plochy periodoncia, poměru klinické korunky ke kořenu zubu, na místě, které zaujímá zub v oblouku vzhledem k úponům adduktorů apod.

Dolní čelist představuje jednozvratnou páku, síla adduktoru se nejvíce uplatňuje v oblasti 1. a 2. moláru. Tuto oblast označujeme jako těžiště žvýkacího tlaku. Směrem dopředu velikost žvýkacího tlaku klesá. Moderními tenzometrickými metodami bylo zjištěno, že síla při žvýkání v krajině molárů nepřesahuje 4 N na okluzní plochu jednotlivých zubů.

V našich podmínkách připravovaná strava snižuje potřebnou sílu o 85–95 %. V molárové oblasti se tedy ve skutečnosti uplatňují síly maximálně 0,6–0,8 N na všechny moláry, průměrně 0,03–0,2 N na jeden zub. Tyto síly jsou relativně velké a je třeba o nich uvažovat při konstrukci umělých zubních náhrad. Umělá zubní náhrada musí napomáhat přenášení žvýkacího tlaku bez vážného ohrožení tkáně zatížené náhradou.

Žvýkací tlak se přenáší ze žvýkacích plošek jednotlivých zubů přes zubní tkáň na periodoncium a na kost. V pásmech největšího zatížení je spongióza alveolárního výběžku nejhustší.

Při zhotovování umělých zubních náhrad využíváme ve vhodných případech k přenosu žvýkacího tlaku na kost zbývajících zubů. Mluvíme o dentálním přenosu žvýkacího tlaku. Druhou možností je použít k přenosu žvýkacího tlaku na kost sliznici bezzubého alveolu. V tomto případě mluvíme o tzv. mukózním přenosu žvýkacího tlaku. Pokud použijeme k přenosu tohoto tlaku částečně sliznici a částečně zbývající zdravé zuby, zhotovujeme náhradu s kombinovaným přenosem žvýkacího tlaku, tzv. dentomukózním nebo mukodentálním.

V tabulkách 3.5 a 3.6 uvádíme maximální tlakové zatížení a mez pevnosti v tlaku kořenů různých lidských zubů. Z uvedených hodnot je patrné, že nejpříznivější hodnoty jsou ve věku mezi 30. až 49. rokem života. Maximální zatížení pro kořeny zubů z horní

čelisti je vyšší proti kořenům zubů z čelisti dolní. S přibývajícím věkem potom dochází k poklesu hodnot.

Tab. 3.5 *Maximální tlakové zatížení různých lidských zubů (H – horní čelist, D – dolní čelist)*

		Maximální zatížení tlakovou silou v (N) v jednotlivých věkových skupinách podle typů zubů				
		20–29	30–39	40–49	50–59	60–69
řezáky	H	2 820	3 120	3 420	3 160	2 900
	D	2 100	2 160	2 140	1 890	1 890
špičáky	H	4 400	4 970	5 250	4 820	3 800
	D	4 270	4 660	4 750	4 100	3 820
premoláry moláry	H	3 530	3 690	3 520	3 320	3 320
	D	2 740	3 190	3 070	2 900	2 670

Tab. 3.6 *Mez pevnosti v tlaku u různých lidských zubů (H – horní čelist, D – dolní čelist)*

		Mez pevnosti v tlaku v (MPa) v jednotlivých věkových skupinách podle typů zubů				
		20–29	30–39	40–49	50–59	60–69
řezáky	H	151 ± 4,7	167 ± 4,3	183 ± 6,6	170 ± 7,4	155 ± 4,2
	D	169 ± 9,1	174 ± 9,3	172 ± 6,0	152 ± 8,3	152 ± 8,3
špičáky	H	163 ± 3,1	184 ± 5,4	195 ± 4,4	179 ± 5,5	141 ± 2,8
	D	167 ± 4,0	183 ± 2,0	186 ± 3,1	161 ± 8,0	150 ± 3,3
premoláry moláry	H	163 ± 8,2	170 ± 3,1	162 ± 3,0	152 ± 5,5	134 ± 2,4
	D	154 ± 3,6	179 ± 7,8	172 ± 12,7	163 ± 3,8	147 ± 5,6

3.6.1 Mechanické a tepelné vlastnosti zubů a jejich náhrad

Materiály používané v zubním lékařství přicházejí do přímého styku se sliznicí ústní dutiny, což na ně klade některé obecné požadavky společné pro všechny medicínské přípravky trvale či krátkodobě aplikované v lidském organismu. K obecným požadavkům patří na jedné straně jejich odolnost vůči působení lidského organismu a na druhé straně jejich minimální negativní vliv na lidský organismus. Obecně se tedy jedná o souhrn fyzikálních, chemických a biologických vlastností, kterými vyjadřujeme skutečnost, že zdravotnický materiál je biokompatibilní (bioinertní).

Kromě těchto obecných požadavků musí materiály používané v zubním lékařství navíc vyhovovat dalším specifickým požadavkům souvisejícím s tím, že nahrazují zub nejen po estetické, ale zejména pak po funkční stránce. V tomto případě se navíc jedná o souhrn fyzikálních vlastností souvisejících s jejich mechanickým a tepelným namáháním v ústní dutině.

3.6.2 Mechanické namáhání v tlaku a tahu

Nejběžnějším způsobem namáhání zubu je jeho deformace v tlaku. K této deformaci dojde, jestliže uvažujeme normálovou složku působící síly, tj. složku, která je kolmá na rovinu povrchu zubu v místě dotyku. Předpokládejme, že tato síla způsobí deformaci, tj. změnu tvaru zubu. Rozeberme tuto situaci podrobněji. Předpokládejme pro jednoduchost, že zub má tvar válce o délce l a průřezu S. Normálová síla F_n způsobí změnu jeho délky o Δl.

Pro Δl platí vztah:

$$\Delta l = \frac{k \cdot l \cdot F_n}{S}, \tag{3.22}$$

kde k [Pa^{-1}] je **součinitel roztažnosti**, tj. materiálová konstanta vyjadřující jeho schopnost podléhat působení normálové síly. Aby prodloužení (zkrácení) nezáviselo na geometrii deformovaného tělesa, zavádíme další veličiny **relativní prodloužení** ε a **normálové napětí** σ[Pa] pomocí následujících vztahů:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}, \quad \sigma = \frac{F}{S} \tag{3.23}$$

Po dosazení do (3.22) z (3.23) a (3.24) dostaneme vztah (**Hookův zákon**):

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E}, \tag{3.24}$$

kde $E=1/k$ [Pa] je tzv. **Youngův modul pružnosti**, tj. materiálová konstanta vyjadřující schopnost materiálu odolávat působení normálového napětí. Vztah (3.25) je vyjádřením **Hookova zákona pro deformaci v tahu a tlaku**, podle kterého platí přímá úměra mezi normálovým napětím a relativním (poměrným) prodloužením. Jak ukážeme později, platí tato úměra jen pro velmi malý rozsah deformací.

Normálové napětí způsobí kromě změny délky také změnu průřezu S, tj. tzv. **poměrné příčné prodloužení (zkrácení)** definované vztahem:

$$\eta = \frac{\Delta a}{a}, \tag{3.25}$$

kde a [m] je, za předpokladu čtvercového průřezu namáhaného vzorku, délka strany čtverce a Δa [m] její změna. Zaveďme další materiálovou konstantu vyjadřující vztah mezi **relativním prodloužením** (zkrácením) ε a **relativním příčným zkrácením** (prodloužením) η následujícím vztahem:

$$\mu = \frac{\eta}{\varepsilon}, \tag{3.26}$$

kde μ se nazývá **Poissonovo číslo** (někdy se můžeme setkat s jeho převrácenou hodnotou $m=1/\mu$, která se nazývá **Poissonova konstanta**). Poissonovo číslo nabývá hodnot v rozsahu 0,25 až 0,5.

Po dosazení za ε do rovnice (4) dostaneme **Hookův zákon pro relativní (poměrné) příčné zkrácení** ve tvaru:

$$\eta = \frac{\mu \cdot \sigma}{E} \tag{3.27}$$

Relativní prodloužení a relativní příčné zkrácení dohromady znamenají relativní změnu objemu, kterou můžeme v případě působení jednorozměrného normálového napětí vyjádřit vztahem:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{(a-\Delta a)\cdot(a-\Delta a)\cdot(l+\Delta l) - a\cdot a\cdot l}{a\cdot a\cdot l}, \tag{3.28}$$

který za předpokladu malých změn rozměrů lze zjednodušit do tvaru:

$$\frac{\Delta V}{V} \approx \frac{\Delta l}{l} - 2\frac{\Delta a}{a} = \varepsilon - 2\cdot\eta = \varepsilon(1-2\mu) \tag{3.29}$$

Po dosazení dostáváme **Hookův zákon pro relativní změnu objemu při působení jednorozměrného normálového napětí** ve tvaru:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{1-2\mu}{E}\cdot\sigma \tag{3.30}$$

Při dalším zevšeobecnění předpokládejme, že normálové napětí není jen jednorozměrné, ale že působí ze všech směrů, tj. má složky σ_x, σ_y, σ_z. Potom tento vztah přejde do obecnějšího tvaru:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{1-2\mu}{E}\cdot(\sigma_x\cdot\sigma_y\cdot\sigma_z) \tag{3.31}$$

Za předpokladu všesměrového působení tlakem p [Pa] na sledovaný objekt lze předpokládat, že působící normálové síly jsou ve všech směrech stejné, tj. $\sigma_x=\sigma_y=\sigma_z=p$. Pro tento případ má Hookův zákon po dosazení této omezující podmínky pro σ do (3.32) tvar:

$$\frac{\Delta V}{V} = 3\cdot\frac{1-2\mu}{E}\cdot p \tag{3.32}$$

Z rovnice vyplývá materiálová konstanta K [Pa], nazývaná **modul objemové pružnosti**, která je dána vztahem:

$$K = \frac{E}{3\cdot(1-2\mu)} \tag{3.33}$$

Hookův zákon pro relativní objemovou deformaci tlakem pak přejde do jednoduchého tvaru:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\sigma}{K} \tag{3.34}$$

Někdy v literatuře najdeme místo konstanty K její převrácenou hodnotu označovanou γ [Pa^{-1}], pro níž je používán název **stlačitelnost**.

3.6.3 Zátěžová křivka

Jak již bylo uvedeno, Hookův zákon vyjadřující přímou úměru mezi normálovým napětím a deformací platí jen pro velmi malý rozsah tvarových změn. Vzhledem k tomu, že tato závislost je pro větší rozsah deformací poměrně složitá, nepoužívá se vyjádření pomocí rovnic, nýbrž se tato závislost měří experimentálně a je zobrazována pomocí tzv. zátěžových křivek pro daný materiál. Na těchto křivkách pak definujeme některé významné hodnoty normálového napětí, označované jako meze. Na zátěžové křivce najdeme některé mezní hodnoty, které jsou spolu s materiálovými konstantami uváděny v tabulkách mechanických vlastností materiálů. Postupně jsou to následující meze:

- **Mez úměrnosti** σ_U omezuje platnost Hookova zákona, tj. po jejím překročení již neplatí přímá úměra mezi normálovým napětím a relativním prodloužením.
- **Mez pružnosti** σ_E udává hodnotu maximálního napětí, do kterého materiál podléhá pružné deformaci, tj. po odeznění působícího napětí je schopen se vrátit do výchozího stavu. Prakticky je za návrat do výchozího stavu považován stav, kdy materiál po odeznění působícího napětí dosáhne 100,005 % své výchozí délky, kterou měl před zahájením měření zátěžové křivky.
- **Mez průtažnosti** σ_K odpovídá stavu, kdy začíná docházet k výrazné plastické deformaci (tato deformace je nevratná a materiál se i po odeznění působící síly není schopen samovolně vrátit do původního tvaru). Bod je charakterizován tím, že směrnice tečny v tomto bodě nabývá hodnot blízkých nule. Jinak řečeno, nepatrný nárůst napětí způsobí výraznou deformaci. Od tohoto místa je zátěžová křivka někdy znázorněna jako rozvětvená, neboť při dalším zvyšování napětí již dochází kromě prodloužení i k výraznější změně průřezu testovaného materiálu. Plná křivka odpovídá situaci, kdy napětí je počítáno jako působící síla vztažená na konstantní průřez nedeformovaného materiálu. Čárkovaná křivka vyjadřuje stav, kdy pro výpočet působícího napětí je použit okamžitý průřez vzorku sledovaného materiálu.
- **Mez pevnosti** σ_P je dána hodnotou normálového napětí, které způsobí trvalou destrukci testovaného vzorku (v případě namáhání v tahu jeho přetržení).

Ze zátěžové křivky lze odečíst další parametry jako jsou **tažnost** a **houževnatost**. Tažnost vyjadřuje maximální hodnotu relativního prodloužení, kterého bylo dosaženo, tj. hodnotu v okamžiku dosažení meze pevnosti. Pro tažnost platí vztah:

$$\delta = \frac{l_{max} - l_0}{l_0} \cdot 100\ [\%] \tag{3.35}$$

Houževnatost ψ je definována vztahem:

$$\psi = \frac{S - S_p}{S} \cdot 100\ [\%] \tag{3.36}$$

kde S je průřez nenamáhaného vzorku a S_p je průřez vzorku v místě jeho přetržení při dosažení meze pevnosti.

3.6.4 Smyková deformace

K deformaci ve smyku dojde tehdy, jestliže působící síla leží v rovině plochy, na níž působí. Pokud tuto sílu vztáhneme na jednotkovou plochu, mluvíme o tzv. **tečném napětí** τ[Pa]. V případě, že namáhaný předmět je tvaru krychle umístěné do počátku souřadného systému, potom při namáhání její horní plochy tečným napětím působícím ve směru souřadnice y dojde ke smyku (skluzu), který je popsán **poměrným posunutím (skluzem)** γ, který je definován vztahem:

$$\gamma = \frac{\Delta y}{z} \tag{3.37}$$

Pro malá posunutí lze γ, což je dle definice tangens úhlu α, nahradit přímo tímto úhlem, tj. $\gamma \approx \alpha$ (platí přibližně pro úhly menší 0,1 rad). Mezi poměrným skluzem (posunutím) a tečným napětím τ platí vztah:

$$\gamma = \frac{\tau}{G}, \tag{3.38}$$

kde G [Pa] je **modul pružnosti ve smyku (torzi)**. Vztah vyjadřuje **Hookův zákon pro smyk**.

3.6.5 Deformace pevných látek – shrnutí

Deformace pevných látek je vyvolána působením normálového a tečného napětí a jejich kombinací. Odolnost různých materiálů proti působení deformačních sil je vyjádřena pomocí následujících materiálových konstant, kde E [Pa] je Youngův modul pružnosti v tahu (tlaku), G [Pa] modul pružnosti ve smyku a m Poissonovo číslo, které jsou navzájem svázány vztahem:

$$G = \frac{m \cdot E}{2 \cdot (m + 1)} \tag{3.39}$$

Kromě popisu vztahu mezi silovým působením a mírou deformace tělesa, který je vyjádřen tzv. Hookovými zákony, lze dále počítat i energii potřebnou k deformaci. Měrná deformační energie je popsána vztahem:

$$\frac{E_p}{V} = \frac{\sigma^2}{2 \cdot E} \tag{3.40}$$

Tabulka 3.7 shrnuje mechanické vlastnosti vybraných částí zubu a srovnává je s kostí. Z tabulky vyplývá, jak jsme jistě očekávali, že zub vykazuje podstatně větší mez pevnosti v tlaku než v tahu. Negativní dopad tohoto závěru si snadno ověříme při extrakci zubu. Obzvláště sklovina vykazuje značný rozdíl v parametrech při namáhání v tahu a tlaku.

Tab. 3.7 *Mechanické vlastnosti vybraných částí zubu*

materiál	sklovina	dentin mineralizovaný	dentin demin.	femur
E [GPa]	84	14,7	0,26	17,2
m	0,33	0,31		
G [GPa]	32	5,6		
mez pevnosti v tahu [MPa]	10,3	105,5	29,6	121
mez pevnosti v tlaku [MPa]	384	297		167
mez pevnosti ve smyku [MPa]	90,2	138		
mez pružnosti [MPa]	353	167		

Zajímavé je srovnání mechanických parametrů zubu a některých materiálů používaných k výplni zubů nebo jako jejich náhrady, jejichž parametry jsou uvedeny v tabulce 3.8. Ukazuje se, že používání tradiční výplně zubu, jakou je amalgam, má své opodstatnění. U kompozitních výplňových materiálů je zvolen kompromis mezi jejich horšími mechanickými vlastnostmi a vyšší estetickou funkcí.

Tab. 3.8 *Mechanické vlastnosti některých stomatologických materiálů*

materiál	amalgam	keramika	akryl. pryskyřice	kompozita
E [GPa]	55	70	2,3	17,2
m	0,35	0,19	0,35	0,24
G [GPa]	20	29	0,9	7
mez pevnosti v tahu [MPa]	48	37	80,4	40
mez pevnosti v tlaku [MPa]	353	150	81,4	280
mez pevnosti ve smyku [MPa]	188	165	122	
mez pružnosti [MPa]		419	47,6	

3.7 Účinky mechanických sil na organismus

(Leoš Navrátil)

3.7.1 Gravitace

Mezi Zemí a každým tělesem, tedy i mezi Zemí a člověkem, působí síla, která způsobuje pohyb tělesa směrem k Zemi, není-li v rovnováze s reakcí podpory. Na zemském povrchu jsou gravitační síly (které jako první popsal Newton) charakterizovány tíhovým zrychlením g, které je dáno vztahem:

$$g = \kappa \frac{M}{R^2}, \tag{3.41}$$

kde M je hmotnost Země, R její poloměr, κ konstanta. V našich zeměpisných podmínkách je v blízkosti zemského povrchu $g = 9{,}81\ \mathrm{m} \cdot \mathrm{s}^{-2}$.

Tzv. přetížení organismu, kterému jsou nejčastěji vystaveni letci a kosmonauti, se obvykle udává v násobcích tíhového zrychlení „g“. Směřuje-li síla směrem od hlavy k nohám, hovoříme o **kladném přetížení**. Při hodnotách vyšších než $5\,g$ dochází k výraznému městnání krve v dolních končetinách, zatímco nedokrvení mozku může vést až ke ztrátě vědomí a nedokrvení sítnice může mít za následek „bílou slepotu“. Směřuje-li

síla naopak od noh k hlavě, mluvíme o **záporném přetížení**, krev městná v hlavě. Při přetížení hodnotou vyšší než 3 *g* vzniká „červená slepota" a v důsledku překrvení může dojít i ke krvácení do sítnice a k porušení mozkových kapilár. Bylo zjištěno, že člověk vydrží krátkodobá zrychlení až do 30 *g*. Hrozí však nebezpečí poškození vnitřních orgánů, svalů nebo zlomeniny kostí. Působí-li mírnější zrychlení delší dobu, dostaví se snížená pohyblivost a ztráta zraku. Samozřejmě záleží na poloze, v níž je organismus působení kladných nebo záporných zrychlení vystaven.

Člověk snáší dobře libovolnou rovnoměrnou rychlost, ale snáší hůře stavy způsobené opakovaným úhlovým a lineárním zrychlením nebo zpomalením (**kinetózy**). Při jejich vzniku dochází k dezorientaci způsobené protichůdností vjemů z různých receptorů mající různou dobu latence (zrak, sluch, receptory povrchové a hluboké citlivosti, viscerální receptory). Kinetóza při pobytu ve vesmíru se nazývá **syndrom adaptace na vesmír**.

Negativnímu účinku na krevní oběh je možno podstatně snížit vhodnou polohou těla. Výhodná je poloha, kdy směr síly svírá s osou těla úhel 30° až 35°, tzn. že člověk je umístěn pololeže. V poloze kolmé na směr síly vzniká tlak na hrudník a dýchání je znemožněno. I když trénink umožňuje částečnou adaptaci organismu na změny přetížení, mají piloti v letadlech překonávajících nadzvukovou rychlost speciální oděvy a rovněž tak i pro kosmonauty je vytvářeno umělou rotací přídatné gravitační působení. Je-li třeba, je odolnost kosmonauta zvýšena použitím antigravitačního oděvu, který je napuštěn vzduchem nebo kapalinou. Oděv stlačuje cévy dutiny břišní a dolních končetin a brání přesouvání krve z hlavy k dolním končetinám, čímž zabraňuje ztrátě zraku a vědomí z nedokrevnosti mozku. Přesto se v prvních dnech po návratu kosmonautů na Zem projevují readaptační obtíže, zejména do návratu normálního svalového tonusu a normalizace funkce kardiovaskulárního systému.

Za určitých situací, např. při volném pádu či při pohybu po zakřivené dráze kolem Země vzniká **beztížný stav** – dostředivá a odstředivá síla se v astronautově rotující vztažné soustavě rovnají, ale působí v opačném směru. Důsledkem beztížného stavu je pokles gravitačního dráždění zejména ve vestibulárním aparátu a v dalších podnětových polích. Dochází k dočasné poruše nervosvalové koordinace následkem nedostatku aferentních vzruchů z končetin a k poruše koordinace analyzátorů polohy v prostoru.

3.7.2 Negativní účinky mechanické energie

Dojde-li ke střetu stojícího nebo pohybujícího se lidského těla s tělesem s odlišnou kinetickou energií, projeví se rozdíl nebo součet kinetických energií účinkem na obě tělesa, přičemž negativní účinek na lidské tělo označujeme jako **trauma**. K mechanickému traumatu může dojít při nárazu, při náhlé změně směru pohybu, při dlouhodobém působení tlaku.

Důsledky takovéhoto prudkého nárazu mohou být různé – od **lehkých pohmožděnin** přes **zlomeniny** kostí a **ruptury** s následným krvácením do vnitřních orgánů. Časté jsou kombinace typů úrazů (**polytraumata**).

Ze zdravotního hlediska jsou závažné **komoce** srdce a mozku. Při otřesu mozku (**commotio cerebri**) se kromě reflexních mechanismů uplatňují také mechanismy fyzikální. Při úderu do hlavy nebo při těžkých pádech dochází k přesunům mozkomíšního moku i celého mozku v nitrolebním prostoru s následným možným pohmožděním mozku nebo mozkovým krvácením. Rovněž dochází ke snížení elektrické aktivity mozkové tkáně. Důsledkem je ztráta vědomí, jehož hloubka a délka je dána rozsahem poranění.

Důsledkem úderu do srdeční krajiny je komoce srdce (**commotio cordis**). Dostavuje se náhlé zvýšení excitability myokardu, objevují se poruchy srdečního rytmu až fibrilace komor, poruchy převodu až zástava srdeční činnosti. Nelze vyloučit ani traumatický infarkt myokardu.

Rovněž tak **otřesy** a **vibrace** řady strojů, navíc mnohdy značně hlučné, se uplatňují jako nepříznivý faktor pracovního prostředí. Příkladem jsou lisy, pneumatická kladiva, motorové pily, vrtačky. Mechanické kmitání hmotných těles s frekvencí nižší než 25 Hz vnímáme jako otřesy, při vyšších frekvencích se otřesy spojují ve vibrace. Vibrace působí předráždění nervových zakončení ve stěnách prstových tepen. Charakteristickým následkem je traumatické poškození nervových zakončení ovlivňující tonus drobných tepének a kapilár. Takto postižení výrazně hůře snášejí chlad, kdy vznikající cévní křeč je důsledkem nedostatečného prokrvení prstů. Prevence je možná jednak modernizací příslušných strojů, jednak přísným dodržováním hygienických předpisů, týkající se hlavně režimu práce. Průvodním jevem působení vibrací jsou i nepříjemné subjektivní obtíže (ochablost, únava, bolesti hlavy, hučení v uších).

Jako **blast syndrom** označujeme komplexní postižení organismu, ke kterému dochází při zásahu intenzivní tlakovou vlnou (například při jaderném výbuchu). Je charakterizován především přetlakem a rychlostí větrného náporu a časovými průběhy. Vrstva stlačeného vzduchu se šíří různou rychlostí, podle intenzity výbuchu. Rychlým pohybem vzduchu dochází k jeho odčerpání z okolí centra výbuchu, vzniká podtlak s následným větrným náporem opačného směru. Náhlý přetlak způsobuje kompresi exponovaných tkání a jeho ničivý efekt může být zesílen následným podtlakem. Větrný nápor bortí předměty v okolí a druhotnými údery potencuje ničivé účinky vlastní tlakové vlny na zasažený organismus.

3.7.3 Hluk

Jak je uvedeno v 6. kapitole, hlasitost nad určitou intenzitu je pro člověka nepříjemná, a dokonce i bolestivá. Hluk větší intenzity vede k poškozování organismu a snížení pra-

covní schopnosti. Např. při frekvenci zvuku 800 Hz a intenzitě 5–8 kW dojde k ochrnutí kosterních svalů a může dojít i ke ztrátě paměti.

Bylo prokázáno, že člověk si časem na vyšší hluk zvykne, nevnímá jej, jeho výkon však klesá. V případě, že použije ochranných pomůcek oslabující hluk (vložky do zvukovodu, speciální chrániče), pocit únavy a pokles výkonnosti se snižují. Vhodnější než individuální ochrana je zvuková izolace prostředí, v němž se člověk pohybuje (do stěn se vkládají měkké pórovité materiály, které absorbují, avšak přitom neodrážejí zvukovou vlnu). Rovněž zvětšení pracovního prostoru se zvýšenou intenzitou hluku má příznivý vliv.

S problematikou hluku souvisí akustika místností (posluchárny, přednáškové a koncertní síly), kde je nutno odstranit nebo snížit nežádoucí zvuky. K tomuto účelu se používá rovněž různých absorbujících nebo rezonujících materiálů.

3.8 Léčebné využití mechanické energie

(Leoš Navrátil, Ivan Dylevský)

3.8.1 Léčebná tělesná výchova

Mechanickou energii v medicíně využívá nejvíce obor léčebné rehabilitace. Je využívána buď energie samotného nemocného (léčebný tělocvik) nebo energii vyvíjí ošetřující (mechanoterapie) nebo je jejím zdrojem přístroj.

Léčebná tělesná výchova je soubor metodicky vedených a dávkovaných pohybových činností s cílem osvojení mimopracovní pohybové zručnosti a zvýšení nebo alespoň udržení pohybové výkonnosti a tělesné zdatnosti. Pohybová zručnost je schopnost člověka vykonávat vědomě osvojenou pohybovou činnost. Pohybová činnost je obecný pojem k označení funkční schopnosti organismu vykonávat určité pohyby s určitou silou a rychlostí.

Při léčebné tělesné výchově jsou využívány následující typy pohybů:

- **vedené pohyby**, které vykonává pacient s podporou fyzioterapeuta
- **kyvadlové pohyby** jsou monotónní, rytmické, svalová kontrakce způsobí jen vychýlení cvičené části těla a netrvá po celou dobu pohybu
- **švihové pohyby**, které jsou rychlé a vyznačují se aktivním, na začátku cvičení maximálním, rychlým a krátkým zkrácením svalu
- **tahové pohyby**, které jsou pomalé a cílem jejich nácviku je správná koordinace agonistů a synergistů tak, aby pohyb byl plynulý a rovnoměrný

3.8.2 Ergoterapie

Ergoterapie, léčba prací, patří mezi perspektivní léčebné metody, má jak prvek léčebný, tak prvek resocializační. Cílem je zvýšení jak svalového tonu svalstva, tak rozsahu kloubní pohyblivosti a tím minimalizování vzniku deformit a zlepšení soběstačnosti v důsledku nejrůznějších úrazů, degenerativních změn či zánětlivých postižení pohybového aparátu.

3.8.3 Mechanoterapie

Pod pojmem mechanoterapie rozumíme všechny druhy masáží, které provádí ošetřující **manuálně**. Řadíme sem **masáž klasickou**, **reflexní, masáž orgánů**, **sportovní** a **manuální lymfodrenáž**. K mechanoterapii patří i masáž s využitím přístrojů včetně masáže proudem vody.

Klasickou masáž je možné definovat jako systém hmatů s léčebným cílem na těle nemocného. Jejich opakováním v sérii dosahujeme očekávaného léčebného efektu.

Masáž vyvolává v těle **místní**, **vzdálenou** a **celkovou reakci**. V ošetřovaném místě dojde především ke zlepšenému prokrvení a urychlenému vyprázdnění povrchových žil a ke zlepšení drenáže lymfatických cév. Správně prováděná masáž by měla vést ke snížení svalového tonusu. Vzdálené účinky jsou zprostředkovány převážně reflexně a projevují se změnou prokrvení a úplným obnovením funkcí hlouběji uložených tkání a orgánů. Celkovým účinkem masáže dosáhneme změny vegetativní rovnováhy a úpravy metabolismu. Podle mechanismu působení rozeznáváme tyto základní masážní hmaty:

- **tření** – plošně působící hmat, kterým působíme na kůži a tím dosáhneme jejího překrvení
- **vytírání** – je podobné tření, ale zvýšeným tlakem na pokožku se dosahuje hlubšího efektu. Ošetřujeme tak svaly, šlachy a především dlaně a plosky nohou
- **roztírání** – působíme tlakem především na špičky prstů a příznivě tak působíme nejen na tkáně a svaly, ale i na šlachy, jejich úpony, klouby a kloubní pouzdra
- **hnětení** – je zaměřeno na masáž svalů a svalových skupin, na které působíme střídavým tlakem
- **tepání** – jedná se o výkon, kdy podle intenzity úderu a typu hmatu můžeme působit na všechny vrstvy tkáně. Tepání má tonizující efekt především na svaly. Zpravidla se provádí rytmickým úderem obou rukou
- **chvění** – se provádí přiloženou dlaní. Ošetřované místo se roztřese krátkým, rychlým pohybem

Reflexní masáž lze charakterizovat jako manuální léčebný zásah na povrchu těla, aplikovaný v místech druhotných změn, reflexně vyvolaných onemocněním. Charakteristic-

kým rysem techniky reflexní masáže je dráždění nervových zakončení ve vazivu. Místem léčby není tedy primárně postižená tkáň. Nejčastěji je **masáž orgánů** v dutině břišní prováděna pomocí svalové kontrakce stěny břišní případně i svalového pánevního dna. Doporučována je rovněž masáž prsou u žen ve druhé polovině těhotenství jako příprava na laktaci a v průběhu kojení k účinnému odstříkání nadbytečného mléka, kdy žena vyvíjí tlak dlaněmi směrem k prsním bradavkám.

Sportovní masáž má proti klasické masáži určité odlišnosti dané tím, že se uplatňuje převážně u zdravých lidí s větším množstvím svalové hmoty a s cílem její rychlé regenerace. Specifikou pro sportovní masáž je automasáž.

3.8.4 Lymfodrenáž

Manuální lymfodrenáž je specifickým typem masáže zaměřené na lymfatické kolektory tvořící součást lymfatických cest. Při její indikaci je nezbytnou podmínkou znalost etiologie edému. Při **přístrojové lymfodrenáži** je na postiženou končetinu navlečena manžeta, která je rozdělena na jednotlivé oddíly (vyšší počet těchto sekcí garantuje vyšší efektivitu léčby), které jsou nafukovány postupně proximálně, podle určitého programu. **Lymfomasáž** se vyznačuje velkoplošnými, krouživými hmaty, jejichž síla je závislá na konzistenci otoku. Postupuje se proximálním směrem.

3.8.5 Přístrojová masáž

Přístrojová masáž využívá přístrojů, které působí na povrch těla mechanickou vibrací. Cílem je lokální prokrvení kůže a působení na podkožní tuk. Jemnými vibracemi dosáhneme snížení svalového tonusu, naopak intenzivními vibracemi jej zvýšíme. Drážděním kožních receptorů lze vyvolat reflexní cestou i vzdálenou reakci s analgetickým efektem.

Pohonnou jednotkou vibračních přístrojů je elektromotor s excentricky uloženým závažím nebo ložisky na ose rotoru. Malé vibrátory, určené pro laickou veřejnost, využívají chvění kotvy elektromagnetu. Vibrace přenášíme popruhy nebo gumovými či umělohmotnými nástavci nejrůznějších tvarů. Dražší typy vibrátorů využívají podtlakovou vibraci vznikající působením membránového čerpadla s elektrickým pohonem. Změny podtlaku se přenáší gumovou nebo umělohmotnou hadicí na zvon vyrobený z tuhé pryže, který se přikládá na léčenou oblast.

Za masáž lze považovat i masáž dásní zubním kartáčkem či kůže kartáčem, šlehání březovými proutky či drhnutí kůže ručníkem.

Masáž využívající **kinetické energie vody** (**subaquální masáž**) je součástí vodoléčby (hydroterapie). Vyžaduje speciálně konstruovanou vanu, která umožňuje podle zadaného programu masáž pod vodou. Forma a rozsah masáže jsou dány konstrukcí vložených nástavců, trysek, vzdáleností těla od nástavce (nejčastěji 10–15 cm) a tlakem vody, která do nástavce přitéká (ten se zpravidla pohybuje v hodnotách mezi 20–40 kPa). Teplota vody je zpravidla 36–38 °C. Nástavce jsou buď stacionární nebo jimi fyzioterapeut může manipulovat a masírovat tak přímo postižené oblasti.

Vířivá masáž je procedura k léčbě horních nebo dolních končetin, kdy využíváme v cíleně tvarovaných vaničkách vířivý proud vody, který působí na postiženou tkáň (nejčastější indikací jsou stavy po úrazech nebo po operacích pohybového aparátu). Vířivý pohyb vody zabezpečuje elektrické čerpadlo.

Jako **skotské střiky** označujeme proceduru, kdy stříkáme vodu na pacienta pod tlakem. Podle tvaru násadce se rozeznávají různé typy střiků. Nejčastěji střídáme aplikaci studené vody o teplotě 12–18 °C s vodou teplou 38–42 °C. Při aplikaci vody zachováváme směr od periférie k centru.

3.9 Historické vymezení kineziologie

(Ivan Dylevský)

Charakterizovat kineziologii v návaznosti na historický vývoj biomechaniky je snazší a zřejmě i věcně správnější, než pojímat kineziologii jako zcela svébytnou a nezávislou disciplínu. Oba obory mají až do 19. století v principu shodnou dráhu vývoje, a odlišit výlučně tzv. kineziologické studie je prakticky nemožné. V biomechanice člověka je vedle technické složky vždy ještě složka biologická, strukturální, řídící. V kineziologii je naopak vedle složky biologické vždy určitý podíl mechaniky, materiálové charakteristiky apod.

S určitou mírou schematizace je zakladatelskou postavou historické kineziologie **Galen, Galénos** (131–201 př. n. l.). Je asi prvním lékařem, který systematicky studoval pohyb lidského těla a funkci jednotlivých svalů. Jako císařský lékař a lékař gladiátorů k tomu měl dostatek příležitosti. „De motu musculorum" je první myologická práce rozlišující svalové agonisty, antagonisty, základní arthrologické pojmy a zamyšlení nad procesy řídícími pohybový systém. Je méně známo, že Galen navrhl a užíval pro označení jednotlivých svalů číselný systém.

Borelliho základy biomechaniky pojímající člověka jako stroj byly rychle následovány **N. Stensenem** (1648–1686), který spisem „Elementorum myologiae specimen" zahájil epochu novověkého studia svalové funkce. Stensen popsal svalová vlákna, svalové snopce a definoval jednotlivé partie kosterního svalu. Zaměření kineziologie 18. a 19. století se v podstatě nelišilo od programu realizovaného biomechanikou. Rozvoj mikroskopických technik dovolil popsat mikroskopickou strukturu svalových vláken, která vyústila ve studium mechanismu svalové kontrakce. Vývoj neurofyziologie ob-

jasnil základní principy inervace a řízení svalů (H. Jackson 1834–1911). **L. Ranvierem** (1880–1922) byla rozlišena červená a bílá svalová vlákna.

Snad první předobraz ergonomie („pracovní kineziologie") člověka byl publikován v roce 1914 **J. Amarem**.

Autorem zřejmě první vysokoškolské učebnice kineziologie „Kinesiology of the human body" je **A. Steindler** (1878–1959). Text srozumitelně shrnuje biomechanické znalosti a interpretuje kineziologické poznatky na úrovni meziválečné doby 20. století. Zakladatelé bývají první, ale z hlediska dalšího vývoje vědních disciplín ne vždy nejúspěšnější.

Velkou postavou kineziologie předchozího století byla **S. Brunnstromová** (1898–1988). Švédka působící v New Yorku vycházela ve své fyzioterapeutické praxi ze systému tzv. švédské gymnastiky, koncipované jejím krajanem P. H. Lingem (1776–1813). Brunnstromová postupně rozšiřovala pedagogické i fyzioterapeutické působení na celou oblast fyzioterapie a po 2. světové válce i na rehabilitaci amputovaných veteránů. V rozsáhlé pedagogické praxi je mezníkem první vydání klinicky orientované kineziologie v roce 1962.

Většina klinicky zaměřených učebnic kineziologie dodnes vychází z jejího původního konceptu.

Z obecného hlediska platí pro kineziologii totéž, co bylo řečeno o biomechanice (kap. 3.1). Kineziologie se v posledních letech specializuje na řadu podoborů: vývojová kineziologie, klinická kineziologie, sportovní kineziologie, strukturální kineziologie atd. Ve světovém písemnictví (vč. internetových zdrojů) je přitom velmi rozdílně a často značně sporně chápáno samo označení „kineziologie", přestože jde o renomovaný předmět vyučovaný na řadě špičkových univerzit. (Kineziologie je dokonce považována za léčebný postup, léčebnou metodu typu „one brain", hlubinné terapie apod.) Našemu pojetí je nejblíže vymezení kineziologie, které se ustálilo na většině institucí, **vyučujících** kineziologii a rozvíjejících kineziologii jako vědní obor. Kineziologie se také netýká pouze pohybového systému, ale předmětem jejího zájmu je pohyb v plné šíři obsahu tohoto slova, tj. studuje nejen pohyb nohy, chůzi, ale také pohyb srdce, střeva, mozkomíšního moku atd.

Obecná kineziologie je interdisciplinární obor zabývající se pohybem živých systémů vč. řízení pohybu. **Kineziologie je multidisciplinární věda o pohybu**. (Řecký pojen „logos" neznamená pouze „vědu", ale lze jej také chápat jako „studium".) Kineziologie respektuje mechanickou stránku pohybu, ale akcentuje biologický rozměr pohybu, jeho metabolické (energetické) souvislosti, vnitřní tkáňové změny generované pohybem i parametry dané řídícími systémy.

Kineziologie člověka je částí obecné kineziologie se zaměřením na lidské tělo.

Kineziologie integruje poznatky ze tří hlavních zdrojů: biomechaniky, aplikované (funkční) anatomie (morfologie) a neurověd.

Kineziologické učební texty posledních dvaceti let mají buď povahu klinicky zaměřených příruček určených pro potřeby rehabilitační praxe nebo textů tématicky zaměřených na určitý typ pohybu (např. sportovní pohyb). Většinou jsou členěny strukturálně, anatomicky. Modifikovaného anatomického systému se přidržíme i v navazující kapitole – je snazší.

3.9.1 Speciální kineziologie – axiální systém

Speciální kineziologie studuje pohyb jednotlivých tělních segmentů. Pro základní seznámení s přístupem kineziologie k interpretaci anatomických, biomechanických a dalších faktů jsme zvolili osový orgán těla, který je modelových příkladem integrovaného přístupu zmiňovaných vědních oborů. Pro jednoduchost se omezujeme pouze na výklad účasti nosných a hydrodynamických komponent osového orgánu. Zcela pominuty jsou řídící systémy.

Vzpřímenou polohou těla a bipední způsob pohybu zaplatil člověk zranitelností všech systémů – a to nejen pohybového, které se na zajištění tohoto typu lokomoce podílejí. Páteř je sice jen jednou komponentou pohybového aparátu, ale protichůdnost dynamicky se měnících požadavků na elasticitu, hybnost, pevnost a stabilitu vzpřímeného a pohybujícího se těla je v této struktuře přímo koncentrována.

Z hlediska kineziologie je páteř nejdůležitější částí kostry, ve které má odezvu prakticky každý pohyb trupu, končetin i hlavy.

Z biomechanického hlediska je páteř jako celek elastický, článkovaný a zakřivený válec. V jednotlivostech je ovšem páteř biomechanický komplex složený z velmi rozdílných komponent, které musí být analyzovány samostatně.

Znalost anatomie každé z těchto komponent je základní. Z kineziologického pohledu je při popisu stavby a funkce páteře vhodné vycházet z koncepce tzv. pohybového segmentu (motion segment) páteře.

3.9.2 Kineziologie páteře

Základní funkční jednotkou páteře je pohybový segment. Segment se skládá ze sousedících polovin obratlových těl, páru meziobratlových kloubů, meziobratlové destičky, fixačního vaziva a svalů.

Z funkčního hlediska má pohybový segment páteře tři základní komponenty: nosnou, hydrodynamickou a kinetickou.

1. Nosná a pasivně fixační komponenta segmentu: obratle a páteřní vazy.
2. Hydrodynamická komponenta segmentu: meziobratlová destička a cévní systém páteře.
3. Kinetická a aktivně fixační kompomenta segmentu: klouby a svaly.

3.9.2.1 Nosné komponenty segmentu

Nosnou komponentou pohybového segmentu jsou obratle.

Funkce: Obratlová těla jsou nosnými prvky páteře. Z biomechanického hlediska jde o soustavu dvou typů kostí: spongiózní a kompaktní. Kompaktní část obratle přenáší 45–75 % vertikálního zatížení působícího na obratel, spongiózní část nese zbývající zatížení. Mezi jednotlivými úseky páteře jsou z hlediska mechanické odolnosti obratlových těl velké rozdíly. Hlavní zatížení nesou masivní těla bederních obratlů a těla dolních hrudních obratlů. Obecně platí, že pevnost těla obratle na tlak působící v osovém směru je pět až sedmkrát větší než pevnost na tlak působící v bočném nebo předozadním směru. Je také vysoká korelace mezi „hustotou" obratlového těla a jeho mechanickou odolnost obratle. Redukce a přestavba spongiózy (osteoporóza) výrazně snižují mechanickou odolnost. Nejzatíženějším segmentem páteře je segment L_5/S_1, kde se na malé styčné ploše koncentruje zatížení dané mj. hmotností celé horní poloviny těla. Zatížení se zde týká všech struktur segmentu a bude proto dále analyzováno. Pokud jde o skelet tohoto segmentu, snáší asi 15 % deformaci a pevnost v tlaku dosahuje až 7,0 kPa.

Oblouk obratle má především ochrannou – protektivní funkci – a je místem začátku páteřních vazů (ligg. interarcualia), které dotvářejí a uzavírají páteřní kanál s míchou.

Obratlové výběžky mají dvojí funkční uplatnění: processus articulares jsou kloubními konci meziobratlových kloubů; processus transversi a proc. spinosi slouží jako místa začátku vazů fixujících obratle a svalů zajišťujících pohyblivost páteře.

Specifické postavení – a tomu odpovídající stavbu – mají první dva krční obratle a pět křížových obratlů srůstajících v křížovou kost.

- **Atlas** je obratel mající tvar kostěného prstýnku.

  Funkce: Atlas je transmisní obratel, na jehož horní kloubní plochy naléhají kondyly týlní kosti. Atlas je proto součástí jak atlantookcipitálního, tak atlantoaxiálního spojení.
- **Axis** má vzhled běžného krčního obratle, ale je masivnější než třetí krční obratel.

  Funkce: Čepovec je součástí atlantoaxiálního spojení, které spolu s atlantookcipitálním skloubením vytváří jakýsi kardanový závěs hlavy. Čepovec je ve srovnání s ostatními krčními obratli masivní obratel nesoucí poměrně velkou hmotnost hlavy.
- **Os sacrum** je původně složená z pěti křížových obratlů (S_1– S_5), které postupně osifikují a srůstají v jedinou kost.

  Funkce: Křížová kost je nepohyblivou součástí páteře a zároveň i součástí kostry pánve. Vzhledem k tomuto postavení dochází prostřednictvím křížové kosti k přenosu a rozložení zatížení trupu, hlavy a horních končetin do kostry pánevního kruhu, a k přenosu zatížení na dolní končetiny. Křížová kost, kostra pánve a kyčelní klouby tvoří podpěrný systém, jehož jednotlivé články tlumí a přenášejí nejen zatížení horní poloviny

těla, ale působí také v opačném směru – při přenosu sil z dolních končetin na osový skelet. Křížová kost má v tomto systému funkci „klenáku". Architektonického prvku, který se vsazuje do vrcholku zděné klenby, kterou uzavírá a „svazuje".

Nosné komponenty pohybových segmentů páteře – obratle, jsou fixovány vazy a svaly. Vazivové spoje jsou **pasivní částí nosné komponenty** segmentu. Z anatomického hlediska rozlišujeme na páteři dlouhé a krátké vazy , přičemž na fixaci segmentů se účastní oba typy vazů. K dlouhým vazům patří přední a zadní podélný vaz a mezi krátké vazy řadíme vazy spojující oblouky a výběžky sousedních obratlů.

- **Lig. longitudinale anterius** běží po přední ploše obratlových těl – od předního oblouku atlasu až na přední plochu křížové kosti.

  Funkce: Přední podélný vaz svazuje a zpevňuje prakticky celou páteř. Napíná se při retroflexi (záklonu) a brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové destičky.
- **Lig. longitudinale posterius** jde po přední stěně páteřního kanálu – od týlní kosti až na křížovou kost.

  Funkce: Zadní podélný vaz – podobně jako přední vaz – zpevňuje páteř. Napíná se při anteflexi (předklonu) a brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové destičky do páteřního kanálu. Tato zábrana v pohybu meziobratlové destičky je vlastně zadním podélným vazem nejhůře zajištěna v bederním úseku páteře, kde je vaz nejužší. V bederním úseku jsou přitom destičky nejčastěji postiženy chorobnými změnami, a například 62 % výhřezů destiček je lokalizováno v bederních segmentech páteře.

  Anatomická úprava zadního podélného vazu představuje v bederních segmentech určitý „locus minoris resistentiae", a také bolest vyvolaná např. posterolaterálním výhřezem destičky je vzhledem k úpravě vazu spíše bolestí periostální.
- **Ligg. flava** (interarcualia) jsou vazivové snopce spojující oblouky sousedních obratlů, uzavírající páteřní kanál a doplňující meziobratlové otvory.

  Funkce: Žluté vazy stabilizují pohybové segmenty páteře při anteflexi (předklonu), kdy se upínají a svoji pružností umožňují opětný návrat segmentu do vzpřímené polohy.
- **Ligg. interspinalia** spojují trnové výběžky obratlů.

  Funkce: Funkce interspinálních vazů je poněkud jiná než funkce žlutých vazů. Vazy jsou tvořeny kolagenními vlákny, která mají podstatně nižší pružnost než elastická vlákna žlutých vazů, a interspinální vazy výrazně omezují rozevírání trnových výběžků. Při anteflexi páteře (předklonu) se napínají a předklon tak omezují. Jde o „posturální vazy", které svým napětím napřimují pohybové segmenty páteře. Lig. nuchae také napomáhá fixaci lebky (hlavy) ve vzpřímené poloze.

3.9.2.2 Hydrodynamické komponenty segmentu

Hydrodynamickou komponentou pohybového segmentu páteře jsou meziobratlové destičky a cévní (především žilní) systém páteře.

Disci intervertebrales jsou chrupavčité útvary spojující sousedící plochy obratlových těl. Destiček je 23, tj. o jednu méně než je pohybových segmentů páteře. Mezi atlasem a čepovcem diskus není, a první je až mezi C_2 a C_3. Poslední destička je mezi tělem L_5 a S_1. Destičky se velmi významně podílejí na délce presakrálního úseku páteře a tím i na výsledné výšce těla.

Páteř je dlouhá (s vyhlazením oblouků) asi 70–75 cm, tj. tvoří až 40 % délky těla. Měříme-li výšku zakřivené páteře jako vzdálenost dens axis – hrot kostrče (např. na rtg snímku), je páteř kratší, asi 68–70 cm, a také její podíl na délce těla je jen cca 35%. Meziobratlové destičky se na délce presakrálního úseku páteře podílejí až 25%. (Všechny uvedené hodnoty platí pro střední věkové kategorie – kolísání v závislosti na věku je ale značné.)

Meziobratlové destičky jsou disky vazivové chrupavky obalené tuhým kolagenním vazivem. Na plochách, kterými destička sousedí s kompaktou obratlového těla, je vrstvička – někdy nesouvislá – hyalinní chrupavky. Každá vazivová chrupavka má tři základní stavební složky (viz 1. kapitola): buňky, vazivová vlákna a amorfní základní hmotu. Chrupavku meziobratlové destičky tvoří fibroblasty (-cyty), chondroblasty (-cyty) a buňky tzv. jádra destičky (chordové buňky – viz dále).

Buňky reprezentují 20–30 % objemu celé chrupavky. Fibroblasty a chondroblasty produkují vlákna i amorfní hmotu destičky. Kolagenní vlákna představují asi 45 % suché váhy disků; zbývající podíl objemu připadá na amorfní glykoproteinovou a polysacharidovou hmotu, enzymy, minerální soli a malé množství tuku. Kolagenní vlákna jsou kondenzována především do lamelárně uspořádaných vazivových prstenců, **anulus fibrosus**. Vnitřní stavba lamel má některé znaky připomínající stavbu osteonu. Vazivová vlákna jsou v každé lamele orientována určitým směrem, pod určitým sklonem. Vlákna sousedících lamel se zhruba pod pravým úhlem kříží, takže v rámci celého disku vzniká komplikovaná trojrozměrná struktura, odolná vůči zatížení ve třech základních rovinách.

Lamely jsou početnější na předním obvodu disku; vzadu a v bočních partiích je jich méně. Okrajové zóny disků, tj. okrajové lamely, jsou krátkými a velmi pevnými svazky vazivových vláken (obdoba Sharpeyových vláken) připojeny k periostu obratlových těl a k podélným vazům páteře.

Excentricky a spíše vzadu je v meziobratlovém disku uloženo kulovité až huspeninovité jádro, **nucleus pulposus.** Na povrchu jádra je pevnější vazivový obal tvořený kulovitou lamelou anulus fibrosus. Vlastní hmotu jádra tvoří velké, vodnaté buňky („chordové" buňky), uložené v okách sítě retikulárních vláken. Ve štěrbinách mezi buňkami je uvnitř vazká tekutina, která se svým složením podobá synoviální tekutině.

Funkce: Intervertebrální disky jsou hydrodynamické tlumiče, absorbující statické a dynamické zatížení páteře. Disky, těla obratle, okolní vazivo a cévy páteře tvoří osmotický systém, ve kterém se při zatížení a odlehčení velmi intensivně vyměňuje voda a ve vodě rozpustné látky.

K pochopení funkce celého systému musíme zcela schematicky odlišit tlakový a osmotický mechanismus proudění. Vrstvička hyalinní chrupavky na kontaktních plochách disků se chová jako polopropustná membrána, přes kterou při odlehčení (pod 800 N) proudí do vazivových prstenců ve vodě rozpuštěné cukry, ionty a menší molekuly dalších látek. Proudění je obousměrné a je mj. závislé na tlakových poměrech v celém systému. Osmotické poměry ve vlastní destičce jsou jiné než poměry v přiléhající kosti a ve spojovacím vazivu. Normální tlak v cévách dřeně obratlových těl a cévách vaziva páteřního segmentu je velmi nízký (pouze několik milimetrů Hg sloupce). Uvnitř disku je tlak sice velmi proměnlivý (podle zatížení a polohy těla), ale vždy podstatně vyšší (řádově tisíce N) než v okolí. Za těchto podmínek je zřejmé, že tekutina disku má i spontánní tendence odtékat do cévního, především žilního systému okolních struktur.

Žilní pleteně páteře sahají od báze lebky až ke křížové kosti. Jsou tvořeny žilami bez chlopní, které rozsáhle anastomozují s žilami hlavy a pánve. V epidurálních pleteních je tak nízký tlak krve, že v určité poloze pacienta jsou tyto žíly při operačním otevření páteřního kanálu prakticky prázdné, kolabované.

Tendence k vytlačování tkáňové tekutiny meziobratlového disku při každém zatížení pohybového segmentu samozřejmě roste a chrupavka by při tomto typu proudění nemohla plnit funkce elastického polštáře, protože by docházelo k rychlému „dosednutí" obratlových těl a k jejich poruchám při návratu do původní vzdálenosti. Proto je tlakový mechanismus cirkulace doplněn mechanismem založeným na rozdílech vazebné kapacity pro vodu. Makromolekuly amorfní hmoty meziobratlové chrupavky (mukopolysacharidy) jsou silně hydroskopické a poměrně pevně vážou obrovské množství vody. Jejich vazebná kapacita se dokonce při určitém zatížení destičky zvětšuje. Dynamická rovnováha mezi vazbou vody a jejím vytlačování do žilních pletení udržuje celý systém ve stavu pružného napětí.

Z biomechanického hlediska musíme rozlišovat statické a dynamické zatížení disku. Při statickém zatížení se diskus chová jako destička složená z pružných koncentrických prstenců, v jejichž středu je prakticky nestlačitelný nucleus pulposus. Při tomto zatížení se prstence napínají a diskus se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamickém zatížení se obratle vždy naklánějí a chrupavka je zatěžována nerovnoměrně. Tím, že jádro je pevně uzavřeno ve vnitřním prstenci, je při pohybu obratlů jen nepatrně posunováno a anulus fibrosus je na jedné straně stlačován a na opačné straně namáhán v tahu. Jádro se přitom sune od stlačované strany ke straně natahované.

3.9.2.3 Kinetické komponenty páteře

Kinetickou a aktivně fixační komponentou pohybového segmentu jsou meziobratlové klouby, kraniovertebrální spojení a svaly.

Articulationes intervertebrales mají především významnou roli při zajištění pohybu sousedících obratlů; menší význam mají z hlediska nosnosti. Proto je-li zatížení páteře doprovázeno pohybem, tvoří meziobratlové klouby a meziobratlové destičky funkční jednotky.

Meziobratlové klouby jsou klasické synoviální klouby mezi processus articulares krčních, hrudních a bederních obratlů. Kloubní plochy výběžků mají variabilní tvar i sklon, který byl popsán v předchozích kapitolách. Pouzdra jednotlivých kloubů jsou poměrně volná – nejvolnější jsou v krčním a bederním úseku; v hrudním úseku jsou nejkratší. Synoviální výstelka kloubů tvoří prakticky ve všech kloubech drobné řasy (meniskoidy), vyrovnávající tvarové rozdíly kloubních ploch a redukující prostor kloubní dutiny na kapilární štěrbinu.

Funkce: Pohyblivost jednotlivých úseků páteře je dána součtem drobných pohybů meziobratlových kloubů a mírou stlačitelnosti meziobratlových destiček. Páteř může vykonávat čtyři základní typy pohybů:

1. předklony (anteflexe) a záklony (retroflexe)
2. úklony (lateroflexe)
3. otáčení (rotace, torze)
4. pérovací pohyby

Tyto pohyby analyzuje funkční anatomie a kineziologie. Funkční anatomie se omezuje spíše na jednotlivé svaly a svalové skupiny. Kineziologie pojímá axiální systém jako celek, strukturální a funkční komplex podílející se na stoji, sedu, chůzi atd.

Literatura

1) *Basmajian, JV.: Muscles alive. Baltimore 1967*
2) *Brunstrom, S.: Clinical Kinesiolog. Philadelphia 1996*
3) *Bulvas, M.: Kardiovaskulární hemoreologie a její klinický význam. Avicenum, 1984*
4) *Dylevský, I. et al.: Funkční anatomie člověka. Grada Publishing 2000*
5) *Eliáš, P., Žižka, J.: Dopplerovská ultrasonografie. Hradec Králové, Nucleus, 1998.*
6) *Ganong, WF.: Přehled lékařské fyziologie. Avicenum 1976*
7) *Hellenthal, W.: Physik für Mediziner und Biologen. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH,Stuttgart 1999*
8) *Klener, P. et al.: Vnitřní lékařství. Galén, Praha 1999*
9) *Schmidt, RF.: Memorix fyziologie. Scientia Medica 1993*
10) *Švec, Z. a kol.: Stomatochirurgie, oftalmologie, otolaryngologie, anesteziologie a resuscitace. Naše vojsko, Praha 1982*
11) *Véle, F.: Kineziologie pro klinickou praxi. Grada Publishing 1999*

4 Biofyzika elektrických projevů a účinků elektrické energie, diagnostické a terapeutické metody využívající elektrické energie

(Leoš Navrátil, Jozef Rosina, Vlastislav Hlavatý)

4.1 Elektrický proud

Elektrický proud je usměrněný pohyb částic s elektrickým nábojem. Do organismu se elektrický proud dostává ze zevních zdrojů, ale vzniká i v živém organismu jako produkt dějů na membránách buněk vzrušivých tkání a orgánů. Elektrické vlastnosti všech tkání a orgánů člověka se proto studují ze dvou aspektů, na straně jedné jsou to tzv. **pasivní elektrické vlastnosti**, tj. chování tkání a orgánů v elektrickém poli, na druhé straně se sledují elektrické jevy, které vznikají na membránách excitabilních buněk (nervových a svalových), tj. **aktivní elektrické vlastnosti**.

4.1.1 Pasivní elektrické vlastnosti

Pasivní elektrické vlastnosti organismu jsou určeny přítomností částic nesoucích elektrický náboj. Živá tkáň se v elektrickém poli chová jako zvláštní druh vodiče. Od kovových vodičů i od elektrolytů ji odlišuje její makroskopická i mikroskopická nehomogennost.

Elektrický proud se dostává do organismu přes kůži cestou nejmenšího odporu, tj. přes vlasové folikuly nebo vývody potních žláz. V organismu (v tkáních a orgánech) prochází prostředím různého chemického složení a různé struktury (mezibuněčným prostředím, buněčnými membránami, cytoplazmatickými strukturami apod.). Každé z těchto prostředí je charakterizováno určitou **měrnou vodivostí** (tj. veličinou charakterizující lokálně – v jednotlivých místech – elektrickou vodivost).

Průchodu stejnosměrného proudu tkání kladou odpor zejména buněčné membrány. Měrná vodivost buněčných membrán je významně (10^6–10^8) nižší než měrná vodivost mezibuněčného prostředí i cytoplazmy buněk. Z celkového proudu prochází buněčnými membránami jen asi 2–3 % stejnosměrného (nebo nízkofrekvenčního střídavého proudu). Projevuje se zde především kapacitní složka impedance (popsaná níže). Výrazně lepším vodičem je mezibuněčná tekutina, kterou lze spolu s cytoplazmou buněk přirovnat k vodičům druhého řádu, v nichž se vedení elektrického proudu děje pomocí iontů, tj. **elektrolyticky**. Tkáň má tím menší odpor, tj. větší vodivost, čím více

elektrolytů obsahuje. Např. odpor vztažený na jednotku plochy suché pokožky, tzv. plošný odpor, dosahuje až 200 $\Omega.m^{-2}$, odpor navlhčené kůže se významně snižuje (až na 2 $\Omega.m^{-2}$). Stejnosměrný proud prakticky nepropouštějí vazivové blány, tuková tkáň. Na straně druhé, nejlepšími vodiči stejnosměrného proudu jsou krev, mozkomíšní mok a svaly.

Při průchodu stejnosměrného proudu organismem se uplatňují nejvíce elektrolytické účinky. Dráždivý účinek se projeví pouze při zapnutí nebo při vypnutí, případně při rychlém zesílení nebo zeslabení proudu. Tepelný účinek stejnosměrného proudu je zanedbatelný. Uplatňuje se jenom při velkých proudech.

Elektrický odpor tkání závisí také na jejich funkčním stavu. Nedostatek kyslíku (anoxie) vede k vzestupu odporu, který je zpočátku reverzibilní. Zástava životních pochodů má za následek pokles odporu a jeho konečná hodnota u mrtvé tkáně odpovídá řádově elektrickému odporu cytoplazmy, což svědčí o rozpadu buněčných membrán.

Průchodu střídavého proudu tkání kladou odpor zejména buněčné membrány. Ukázalo se však, že odpor buněčných membrán vůči průchodu elektrického proudu klesá se vzrůstající frekvencí střídavého proudu buněčnou membránou, tzn. že se membrány chovají jako biologické kondenzátory. Proto když mluvíme o odporu buněčných membrán vůči střídavému proudu, mluvíme o tzv. **impedanci** membrány, která má dvě složky:

- **rezistanci** (odpovídá odporu v obvodu stejnosměrného proudu), jejíž velikost na frekvenci střídavého proudu nezávisí
- **kapacitanci** (tj. membrána se chová jako kondenzátor), která se s rostoucí frekvencí zmenšuje

Většina buněk v lidském těle má charakter dielektrika. V něm nejsou náboje volně pohyblivé, jsou vázány na atomy a molekuly. Dipólové molekuly jsou neuspořádané a vzhledem k jejich různé orientaci se účinek jejich elektrického náboje navenek ruší. Působením vnějšího elektrického pole se dipóly orientují, dochází k polarizaci dielektrika. Vzniká vnitřní elektrické pole opačné polarity než vnější pole. Pohybem elektrických nábojů v dielektriku vzniká posuvný proud. Právě střídavý elektrický proud je veden přes tkáně převážně jako proud posuvný.

Účinky střídavého elektrického proudu při průchodu organismem závisí zejména na jeho frekvenci. Dráždivý účinek střídavého proudu se zvyšuje s rostoucí frekvencí asi do 100 Hz, u vyšších frekvencí postupně klesá a kolem 10 000 Hz se dráždivý účinek přestává projevovat. Střídavý proud o frekvenci vyšší než 100 000 Hz již nemá žádné dráždivé účinky. Účinky těchto tzv. vysokofrekvenčních proudů jsou pouze tepelné. Střídavý proud nemá elektrolytické účinky.

4.1.2 Aktivní elektrické projevy

Membrána každé živé nervové nebo svalové buňky může být zdrojem potenciálního rozdílu. Je-li buňka v klidu, mluvíme o **klidovém membránovém potenciálu**. Elektrické projevy po podráždění buněk popisujeme jako **činnostní** nebo-li **akční membránové potenciály**.

Aktivní elektrické projevy jsou nejdéle známé u celé řady mořských ryb, např. u elektrického úhoře, rejnoka a u dalších. Orgány ryb schopné vyrábět elektrický proud se pravděpodobně vyvinuly z nervosvalových plotének. Důkazem o existenci aktivních elektrických vlastností bylo později zjištění Galvaniho, který pozoroval pravidelné stahy svalů zadní končetiny, náhodou položené na vypreparované tepající srdce, jejichž rytmus odpovídal srdeční akci. Vědec pochopil, že srdeční sval produkuje energii, která dráždí k činnosti nervosvalový aparát žabí končetiny. Dnes víme, že šlo o aktivní elektrické projevy, vznikající na membráně buněk srdečního svalu při jeho činnosti.

4.2 Membránové potenciály

Membránový potenciál (klidový i akční) je dán nerovnoměrným rozdělením iontů po obou stranách buněčné membrány. Elektrická potenciálová diference, která je neoddělitelnou součástí mechanismů udržujících celkovou rovnováhu buňky, vzniká na membránách excitabilních buněk zejména díky **aktivnímu transportu** (největší význam při utváření klidového membránového potenciálu), ale také i díky **pasivnímu transportu** (jeho význam je zřejmý zejména při vzniku akčního potenciálu) různých iontů přes buněčnou membránu. Elektrické projevy mají významnou úlohu především v procesech excitace svalové tkáně, kódování a při přenosu informace nervovými buňkami. Znalost procesů geneze klidového membránového potenciálu a akčního potenciálu je z medicínského hlediska důležitá jak pro pochopení základních elektrofyziologických procesů, které probíhají v živém organismu, tak i z hlediska praktického využití elektrofyziologických metod.

4.2.1 Klidový membránový potenciál

Na membránách buněk vzrušivých tkání se v podmínkách fyziologického klidu vytváří tzv. klidový membránový potenciál, který je dán nerovnoměrným rozdělením základních fyziologických iontů (patří sem zejména ionty draselné, sodné, chloridové, vápenaté) po obou stranách buněčné membrány.

Hodnota klidového membránového potenciálu u svalových nebo nervových buněk v závislosti na typu buněk kolísá v rozmezí −50 mV až −100 mV (**nitro buňky negativní**).

Na vzniku a udržení záporného klidového membránového potenciálu se podílejí tyto fenomény:

Prostřednictvím aktivního transportu jsou ionty Na^+ trvale čerpány z buňky ven a ionty K^+ dovnitř (jako pumpa se uplatňuje tzv. $Na^+ - K^+$- ATPáza). Pumpa nepracuje jenom v režimu 1:1, ale např. také v režimu 3:2, tj. z buňky se dostává více kladných iontů sodíku než do buňky iontů draslíku.

Za klidových podmínek je buněčná membrána jen málo propustná pro ionty Na^+, takže koncentrační gradient Na^+ nemůže být pasivní zpětnou difúzí ihned zrušen.

Pro negativní nabité bílkoviny a organické fosfáty nacházející se uvnitř buňky je buněčná membrána mimořádně málo propustná.

Membrána klidové buňky je pro K^+ relativně dobře propustná. Vzhledem ke značnému koncentračnímu rozdílu difundují ionty z intracelulárního prostoru do prostoru extracelulárního. Již difúze malého počtu iontů K^+ má vzhledem k pozitivnímu náboji K^+ za následek narušení náboje na membráně (difúzní potenciál). Proti difúzi K^+ se vzrůstající měrou uplatňuje vznikající potenciál. Nakonec se ustaví rovnovážný potenciál pro K^+.

$$V_K = \frac{RT}{F} \cdot \ln \frac{[K^+]_e}{[K^+]_i},$$

kde V_K je rovnovážný potenciál draselných iontů, R plynová konstanta, T absolutní teplota, F **Faradayova** konstanta, ln je přirozený logaritmus poměru koncentrací draslíku ve vnějším prostředí $[K^+]_e$ a ve vnitřním prostředí $[K^+]_i$ buňky.

Přesná měření prokázala, že hodnota membránového potenciálu se poněkud liší od hodnoty rovnovážného potenciálu draselných iontů. Na velikost membránového potenciálu mají totiž vliv i další ionty. Buněčná membrána je v klidových podmínkách propustná, i když s velkým omezením, např. i pro sodné ionty, lépe pro chloridové ionty. Můžeme konstatovat, že klidový membránový potenciál je vytvářen přispěním všech difuzibilních iontů.

Zatímco klidový membránový potenciál vykazují všechny živé buňky, vzrušivé buňky (nervové, svalové) mají schopnost reagovat na podnět změnami propustnosti membrány pro ionty, což má za následek významné změny potenciálu.

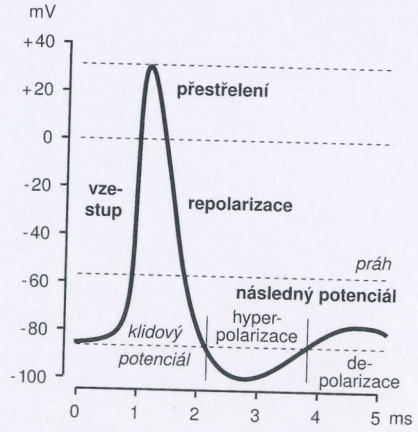
4.2.2 Akční potenciál

Dráždivost je obecnou vlastností všech živých organismů. **Vzrušivost** je schopnost buněk odpovědět na dráždění (podnět). Jednou ze základních změn je změna elektrického stavu buněčné membrány. Snížíme-li depolarizací hodnotu klidového potenciálu pod určitou prahovou hodnotu (tzv. **prahový potenciál**), odpoví nervové vlákno (obdobně i svalové buňky nebo buňky myokardu) vznikem **akčního potenciálu**. Rozdíl

mezi prahovým a klidovým potenciálem činí většinou 5–15 mV. Je-li tedy klidový potenciál např. −70 mV, může prahový potenciál činit −60 mV.

Vznik akčního potenciálu (obr. 4.1) si vysvětlujeme tak, že následkem podráždění se otevřou iontové kanály a tak se změní propustnost membrány pro některé ionty. Propustnost pro ionty K^+ vzroste pouze málo, avšak propustnost pro ionty Na^+ vzroste např. 600×. To má za následek podstatně rychlejší tok kladných iontů Na^+ z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než iontů K^+ naopak. Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty klidového potenciálu k nulové hodnotě a dokonce dojde k transpolarizaci (nitro buňky se stává kladným). V další fázi (klesající) se membrána stává opět propustnější pro ionty K^+ než pro ionty Na^+ a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě.

Akční potenciál vznikne v excitabilní buňce v případech, že je vyvolán podnětem, který právě stačí snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového potenciálu (**prahový podnět**), nebo jakýmkoliv silnějším podnětem (**nadprahový podnět**). Fyziologové vyjadřují tuto skutečnost jako platnost zákona „vše nebo nic", tj. buď je podnět dostatečný k vyvolání akčního potenciálu nebo ne.



Obr. 4.1 *Průběh akčního potenciálu na membráně nervového vlákna*

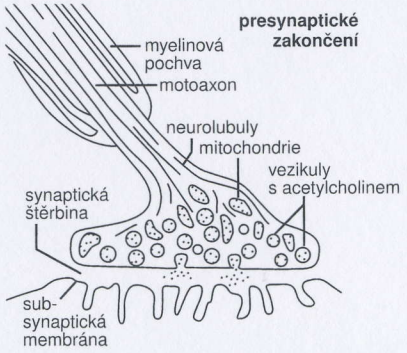
Množství iontů prošlých membránou v průběhu akčního potenciálu je nízké, asi 3.10^{-12} až 4.10^{-12} molů na 1 cm^2 plochy membrány. Proces vzniku akčního potenciálu je spojen jen s nepatrnými energetickými nároky. Také doba, po kterou jsou otevřeny iontové kanály, je velmi krátká (kratší než 1 ms). Proto se akční potenciál hodnotou svého maxima pouze přiblíží rovnovážnému membránovému potenciálnímu rozdílu pro Na^+, který se nestačí plně ustavit.

Po proběhnutí akčního potenciálu následuje ve fázi repolarizace krátká, asi 1 ms trvající doba, tzv. **absolutní refrakterní perioda**, po kterou nelze nový akční potenciál vyvolat. Poté následuje **relativní refrakterní perioda** (trvající 10–15 ms), po kterou lze vyvolat potenciál, ale pouze nadprahovým podnětem.

Funkcí nervového vlákna není jen umožnit vznik akčního potenciálu, ale i jeho šíření. Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném úseku nervového vlákna, které nemá myelinový obal, dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu je podmíněno mechanismem tzv. místních proudů. Tyto místní proudy vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se však polarizace membrány obrací, vnější strana je nabita záporně, vnitřní kladně. Podrážděný úsek v této chvíli je opačně nabitý než sousední. Snaha po vyrovnání náboje vede k podélným iontovým tokům, jež způsobí v sousedním úseku depolarizaci a tím pokles potenciálu pod prahovou hodnotu a vznik akčního potenciálu. Tak se akční potenciál šíří podél vlákna.

Rychlost šíření akčního potenciálu je pro dané nervové vlákno konstantní veličinou a závisí na struktuře a elektrických vlastnostech buněčné membrány, vnitřního a vnějšího prostředí. V myelinizovaných nervových vláknech se šíří rychlostí kolem 100 $m.s^{-1}$. Zvětšuje se, je-li průměr vlákna větší.

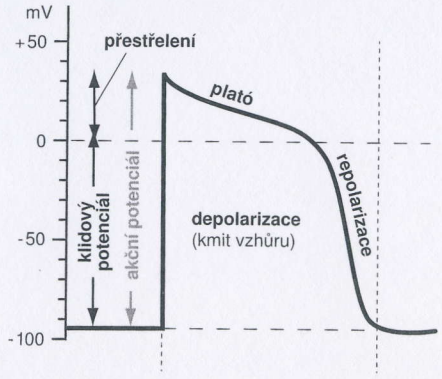
V myelinizovaných nervových vláknech je šíření akčního potenciálu oproti vláknům, které nemají myelinový obal, rozdílné. Tato vlákna jsou obalena myelinovou pochvou, která je přerušovaná v 1–3 mm vzdálenostech Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede elektrický proud. Místní proudy proto nemohou procházet přes myelinový obal a uzavírají se mezi jednotlivými Ranvierovými zářezy. Vzruch se šíří od jednoho zářezu k druhému (saltatorické šíření). Tvar akčního potenciálu je v místě zářezu stejný jako u nemyelinizovaného, ale vzruch se po vláknu šíří až 10× rychleji.



Obr. 4.2 *Schéma nervosvalové ploténky*

Klidový potenciál membrány kosterního svalu se ustavuje podobně jako klidový potenciál membrány nervového vlákna. Během činnosti svalu v něm vzniká a šíří se akční potenciál podobným způsobem a na základě podobného mechanismu jako u nervových buněk. Povely k činnosti kosterního svalu přicházejí od zakončení axonu motorického nervu (obr. 4.2). Různé axony jsou svým zakončením připojeny na různé počty svalových vláken. Svalová vlákna ovládaná jedním axonem tvoří tzv. motorickou jednotku. Ta pracuje, podobně jako nervové vlákno, v souladu s pravidlem „vše nebo nic", takže všechna vlákna jedné motorické jednotky jsou aktivována téměř současně. Různého napětí (tonusu) svalu se dosahuje buď změnou frekvence akčních potenciálů nebo změnou počtu motorických jednotek uváděných v činnost.

U buněk srdečního svalu je klidový membránový potenciál (během diastoly) okolo −80 až −90 mV. V průběhu systoly vzniká akční potenciál, který, na rozdíl od potenciálu nervového vlákna, má charakteristické plató (obr. 4.3). Fáze depolarizace je velmi rychlá, repolarizace naopak pomalá. Celý průběh akčního potenciálu a tím i refrakterní perioda (absolutní i relativní část) je řádově delší než u kosterního svalu. Při depolarizaci se, podobně jako u nervové buňky, uplatní hlavně rychlý průnik sodných kationtů iontovými kanály dovnitř buňky. V oblasti plata se uplatňují odlišné mechanismy. Jednak se zvýší propustnost membrány pro vápenaté ionty, které pak působí podobně jako sodné ionty, takže přispějí (spolu s ionty Na^+, které mohou dále pronikat spolu s nimi nespecifickým kanálem) k udržení stavu depolarizace, jednak se během akčního potenciálu snižuje propustnost membrány pro ionty K^+, což brání repolarizaci. Teprve po snížení zvýšené permeability pro ionty Ca^{2+} se zvýší permeabilita pro ionty K^+ a dojde k repolarizaci a ustanovení klidového potenciálu. V srdci jsou centra automacie, ve kterých jsou buňky schopné spontánní depolarizace. Spontánní depolarizace je základem srdeční automacie.



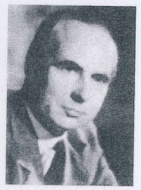
Obr. 4.3 *Průběh akčního potenciálu na membráně buňky srdečního svalu*

Membrány buněk hladkého svalu mají nižší klidový potenciál (okolo -50 mV), což je způsobeno vyšší propustností pro ionty Na^+. U některé hladké svaloviny je průběh akčního potenciálu charakterizován přítomností plata, podobně jako u srdečního svalu.

Tkáň, ve které probíhá akční potenciál (vznikem akčních potenciálů se zabývali A. L. Hodgkin a A. F. Huxley), lze považovat za elektrický dipól, který kolem sebe vytváří elektrické pole.



Alan L. Hodgkin (1914–1998)
Vynikající britský neurofyziolog, profesor Cambrigské univerzity, nositel Nobelovy ceny za fyziologii a medicínu v roce 1963 za objev iontového mechanismu fungování membrány nervových buněk.



Andrew F. Huxley (1917)
Vynikající britský neurofyziolog, profesor Londýnské a řady amerických univerzit, nositel Nobelovy ceny za fyziologii a medicínu v roce 1963 za práci v oblasti přenosu nervových vzruchů.

4.3 Účinky elektrického proudu na organismus

Pozitivní i negativní účinky elektrického proudu závisí na řadě faktorů, které určují, jak bude organismus reagovat na procházející proud. Významnou roli hraje typ proudu (stejnosměrný, střídavý), jeho intenzita a napětí, odpor tkáně, kterou proud vstupuje do organismu, směr (cesta), kterou proud v organismu postupuje a ne nevýznamný je i vlastní zdravotní stav jedince vystaveného působení elektrického proudu.

Kontakt s elektrickým proudem může poškodit člověka řadou nepřímých účinků (popáleniny při zažehnutí oděvu, fraktury). Hlavním mechanismem je přímý účinek proudu procházejícího tkáněmi. Proud naruší cyklický bioelektrický rytmus postižených orgánů (hrozí například komorová fibrilace) a vede k depolarizaci membrán (důsledkem může být svalová kontrakce). Vzniklá tepelná energie vyvolává tepelné poškození. Množství produkovaného tepla je úměrné čtverci intenzity proudu, elektrickému odporu dané tkáně a trvání průchodu proudu. Velký odpor klade kůže a kost, proto nacházíme elektrické popáleniny kůže v místech vstupu a výstupu proudu a rozsáhlé koagulační nekrózy tkání obklopujících kost, především kosterních svalů.

Pro práci s elektrickým proudem platí přísné bezpečnostní předpisy.

O poškození organismu rozhoduje odpor, který se skládá z **odporu** vlastního těla a přídatných odporů (boty, šaty). Následky poranění závisí na tom, jak veliké jsou dílčí odpory, zejména kožní (zda je kůže vlhká, překrvená). Odpor vnitřních orgánů je podstatně nižší (přibližně 500 Ω).

Intenzita proudu výrazně rozhoduje o ohrožení života postiženého. Bezpečná hodnota intenzity stejnosměrného proudu u člověka je menší než 25 mA, ohrožovat život začíná při intenzitě 200 až 250 mA. Dolní hranice u střídavého proudu začíná při 10 mA.

Důležitá při hodnocení nebezpečí je u střídavého proudu jeho **frekvence**. Nejnebezpečnější jsou proudy o 30–150 Hz (nejčastěji jsou používané proudy o frekvenci 50–60 Hz).

Napětí nižší než 1000 V jsou nízká, ostatní vysoká. Již proud o napětí 50 V může ohrozit život člověka, 110–220 V v důsledku navozené fibrilace komor zabít. Při proudech o vysokém napětí (nad 1000 V) nemusí ani dojít k přímému fyzickému kontaktu se samotným zdrojem, vzhledem k vysoké teplotě dosahující až 3000 °C dochází k rozsáhlému poškození kůže i hlubokých tkání (elektrický oblouk při výboji).



Obr. 4.4 *Ruka po průchodu elektrického proudu (z archivu prim. MUDr. Františka Vorla, CSc., primáře Soudnělékařského oddělení Nemocnice a.s. v Českých Budějovicích)*

Charakter poškození organismu závisí na směru proudové cesty. Proud nikdy neprobíhá v těle přímočaře, ale hledá cestu nejmenšího odporu a může se i větvit. Na míře poškození se uplatňuje mechanická, termická, chemická a elektrolytická složka. Při průchodu proudu mezi **oběma dolními končetinami** se objevují křeče zasaženého kosterního svalstva, popálení tkáně v místě průchodu proudu (obr. 4.4), při průchodu mezi **pravou**

rukou a pravou nohou je jedinec ohrožen křečemi zasaženého kosterního svalstva, křečí bránice v důsledku dráždění nervus phrenicus (bránice je hlavní dýchací sval!) a popálením tkáně v místě průchodu proudu.

Podstatně závažnější je průchod proudu mezi **levou rukou a jakoukoliv dolní končetinou** či mezi **oběma horními končetinami,** kdy vedle již uvedených křečí kosterního svalstva hrozí fibrilace srdečních komor a tak bezprostřední ohrožení života. Při zasažení **hlavy a následném průchodu tělem** dochází k zástavě dýchání a srdeční činnosti, tonicko-klonickým křečím kosterního svalstva a při vyšších intenzitách i k tepelnému poškození mozkové tkáně.

Při zasažení bleskem, jde o stejnosměrný proud (až 10^4 A) o napětí až 10^8 V trvajícím nejvíce desetinu sekundy, vidíme v místě vstupu a výstupu proudu tzv. **proudové známky**. Jde o příškvary kůže šedé barvy, které mohou u některých náhlých úmrtí ve volné přírodě nebo v blízkosti zdroje vysokého napětí pomoci při diagnostice příčiny smrti. Vždy dochází k zástavě oběhu podmíněné asystolií, fibrilace komor vzniká teprve sekundárně při prolongované respirační zástavě s acidózou.Vzácný je akutní srdeční infarkt. Obvykle vzniká kóma, upravující se zpravidla během několika hodin a to i tehdy, jestliže trvala zástava oběhu dlouho. Poškození kůže má často stromečkovitý tvar. Hluboké svalové nekrózy jsou vzácné.

Traumatické působení elektrického proudu může vyvolat, vedle výše uvedených okamžitých reakcí organismu, i **pozdní (sekundární) patologické změny**. I tyto změny mohou, není-li zajištěna odpovídající odborná péče, jedince bezprostředně ohrozit na životě.

Při silném elektrickém podráždění svalové tkáně dochází k rozsáhlé myonekróze, kdy se uvolňuje velké množství myoglobinu, který precipituje v ledvinných tubulech a to tím více, čím je větší acidita moče. Ucpáním tubulů vzniká nebezpečný stav, **anurie z myoglobinurie,** který může být příčinou smrti. Podobný stav se vyskytuje u zasypaných osob, kde došlo k mechanickému zhmoždění svalové tkáně (**crush syndrom**). V důsledku rozsáhlého poškození tkáně je rovněž zvýšena koncentrace draslíku v krevní plazmě (hyperkalémie), která je anurií zvyšována.

Elektrolytické účinky stejnosměrného proudu mohou navodit místní poškození (trofické změny na kůži a v podkoží).

Zvýšené jsou citlivé také **nervové a cévní struktury**. Cévy jsou pro vysoký obsah tekutin vynikajícím vodičem. Poškození cév vede k trombózám, drobným aneuryzmatům, které mohou být zdrojem pozdního krvácení. I u mladých lidí zasažených elektrickým proudem se může vyskytnout infarkt myokardu. K fibrilaci komor může tak dojít i touto cestou.

Neurologické příznaky jsou způsobené buď dráždivými nebo tepelnými účinky na nervovou tkáň. Poškození periferních nervů se projeví po určité době parézami, místní

bolestivostí nebo zonální anestézií. Poškození neurovegetativního systému má za následek palpitace, prekordiální bolesti, poruchy paměti a spánku.

Zdravotnická první pomoc při úrazech elektrickým proudem:
Dojde-li k zasažení organismu elektrickým proudem, závisí míra negativních důsledků, včetně bezprostředního odvrácení smrti, mimo jiné i na účinné první pomoci. Ze strany záchrance je potřeba provedení dvou následných kroků:

Zamezení průchodu proudu organismem se provádí buď vypnutím elektrického proudu vypínačem, vypnutím pojistek nebo odstraněním elektrického vodiče z povrchu těla postiženého. Při manipulaci s elektrickými vodiči nebo s pacientem, kterým prochází elektrický proud, je nutné dbát bezpečnostních zásad pro práci s elektrickým proudem (suchá gumová obuv, gumové rukavice, izolační materiály).

Resuscitace postiženého, která spočívá v obnově srdeční činnosti a dýchání (nejčastěji v důsledku fibrilace komor), musí být rychlá, poskytnuta do několika málo minut (po 4 minutách dochází k ireperabilnímu poškození mozkové tkáně). U postižených, kteří nedýchají, aplikujeme okamžitě umělé dýchání z plic do plic. Při zástavě srdeční činnosti provádíme zevní srdeční masáž. Tuto pomoc provádíme do doby příjezdu lékaře rychlé zdravotnické služby Integrovaného záchranného systému. Ta je dnes vybavena odpovídající zdravotnickou technikou, umožňující účinnou resuscitaci i úplné zabezpečení vitálních funkcí postiženého při převozu do zdravotnického zařízení.

4.4 Využití akčních potenciálů v diagnostice

Elektrodiagnostika se zabývá registrací elektrických potenciálů vznikajících při činnosti excitabilních orgánů a tkání při diagnostických vyšetřeních uvedených v tabulce 4.1.

Časovou závislost změn potenciálů můžeme sledovat nejenom na membráně nervové nebo svalové buňky, ale také na povrchu těla. Získaný záznam se nazývá elektrogram. Ten můžeme dostat buď v unipolárním nebo bipolárním uspořádání. V unipolárním uspořádání je jedna (aktivní) elektroda přiložena na dané místo tkáně. Druhá elektroda je referenční o stálém potenciálu.V bipolárním uspořádání jsou obě elektrody, přiložené na dvě různá místa téže tkáně, aktivní.

Současná medicína využívá hodnocení akčních potenciálů v širokém spektru diagnostických metod (tab. 4.1). Technický rozvoj umožňuje citlivé snímání elektrických potenciálů a tím kvalitativní rozvoj těchto neinvazivních metod.

Tab. 4.1 *Diagnostické metody využívající hodnocení akčních potenciálů*

název vyšetření	zkratka	cíl vyšetření
elektrokardiografie	EKG	srdeční činnostní potenciály
elektroencefalografie	EEG	mozkové činnostní potenciály
elektrokortikografie	ECG	mozkové činnostní potenciály
elektromyografie	EMG	svalové činnostní potenciály
elektrogastrografie	EGG	potenciály hladké svaloviny žaludku
elektroretinografie	ERG	sítnicové činnostní potenciály
elektrohysterografie	EHG	děložní činnostní potenciály

4.4.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) patří mezi základní vyšetřovací metody v kardiologii, poskytuje nám grafický záznam elektrické aktivity srdeční jako průvodní projev činnosti srdečních buněk. Souvisí s jejich vzrušivostí a přenosem podráždění. Sledováním změn lze získat informace o poruchách vzniku a šíření podráždění v srdeční svalovině. Je úzce spojena s činností mechanickou.

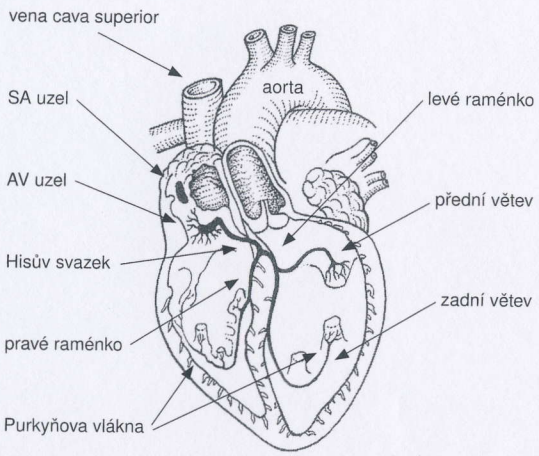
Elektrokardiografickou křivku je možno vysvětlit na základě vědomosti o elektrických vlastnostech srdce, tj. o vzniku elektrických potenciálů a o postupu aktivace jednotlivých oddílů srdce.

Předpokládá se, že potenciály snímané s povrchu těla vznikají na rozhraní mezi polarizovanou a nepolarizovanou částí myokardu, to znamená, že křivka EKG popisuje postup této vlny. Nepodrážděný nebo úplně podrážděný myokard nezpůsobuje žádnou potenciální změnu viditelnou na EKG.

Srdce je obklopeno různorodým prostorovým vodičem tělních tkání a tekutin. Proto dochází ke složitým změnám projevů vlastní elektrické aktivity srdce na cestě od buněk srdečního svalu k místu, kde ji nejčastěji sledujeme – na povrchu těla. Ovlivňuje ji také změna polohy srdce při dýchání, náplň srdečních komor krví, srdeční hypertrofie a řada dalších faktorů.

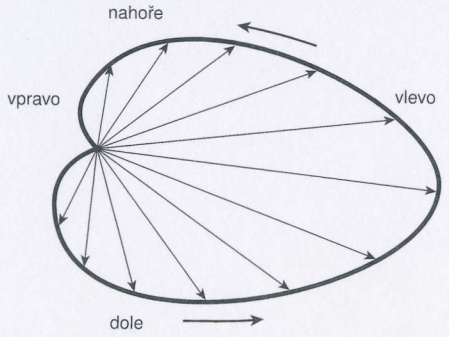
4.4.1.1 Převodní systém

Srdce se skládá z několika typů buněk, u kterých pozorujeme buď elektrickou, nebo současně i mechanickou činnost. Buňky charakteristické pouze elektrickou aktivitou tvoří koordinačně řídící systém specializovaný na vznik a přenos podráždění, tzv. převodní systém. Patří k němu buňky tvořící sinusový uzel, který se nachází v pravé síni při ústí horní duté žíly a je primárním centrem činnosti srdce. K převodnímu systému dále patří internodální trakty, což jsou spojky mezi síněmi, síňokomorový uzel (AV uzel), Hisův svazek, raménka Hisova svazku a terminální rozvětvení Purkyňových vláken přenášející podráždění přímo na svalová vlákna komor (obr. 4.5).



Obr. 4.5 *Srdeční převodní systém*

V průběhu postupu předního rozhraní vlny depolarizace srdečním svalem vznikají různé potenciály, které se liší jak svou velikostí, tak i směrem. Takové orientované veličiny jsou obecně označovány jako vektory. Lze je graficky zobrazit jako šipky, přičemž délka šipky vyjadřuje velikost potenciálu. Obdobně jako při sčítání sil lze skládat libovolné množství jednotlivých vektorů tak, že získáme sumační vektor. Sumační vektor se při aktivaci srdce mění v průběhu podráždění jak co do velikosti, tak i směru. Špička sumačního vektoru tedy opisuje během podráždění srdce dráhu smyčky (obr. 4.6).



Obr. 4.6 *Smyčka vzniklá spojením vrcholů jednotlivých vektorů. Pro zjednodušení je zobrazeno pouze 12 vektorů. Iniciální vektory směřují doprava a dopředu, postupně se zvětšuje jejich velikost a směr zprava doleva a dozadu*

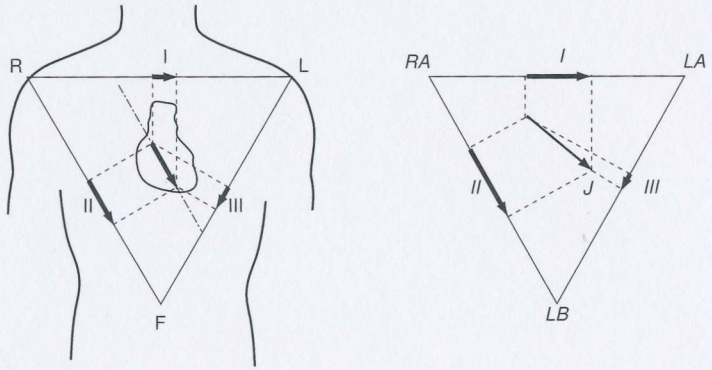
4.4.1.2 Snímání elektrické aktivity srdeční

Snímání elektrické aktivity se provádí speciálními elektrodami buď z povrchu těla, jícnu nebo nitrosrdečně.

Při snímání z povrchu těla přikládáme elektrody na kůži, která je pro snížení přechodového odporu odmaštěna a potřena slabou vrstvou EKG pasty. Vlastní elektrody jsou ke kůži připevněny buď gumovými manžetami nebo pomocí přísavek. Dnes se zvláště na jednotkách intenzivní péče nebo u rychlé záchranné pomoci používají samolepící elektrody, případně elektrody z vodící pryže.

Záznam z jícnu nebo dutin srdečních získáme pomocí speciálních katétrů.

Představíme-li si člověka s upaženými pažemi, kterému přiložíme snímací elektrody na obě zápěstí a kotník levé nohy, vytvoříme rovnostranný trojúhelník, označovaný jako **Einthovenův** (obr. 4.7). Svody, které charakterizují rozdíl potenciálu mezi danými elektrodami, označujeme jako končetinové a značíme je římskými číslicemi **I**, **II**, **III**. **Elektrická osa srdeční** je v praxi určena směrem maximálního vektoru ve frontální rovině. Fyziologicky je v rozmezí 0°–90° (na obr. 4.7 je znázorněna šipkou v obrysu srdečního stínu).

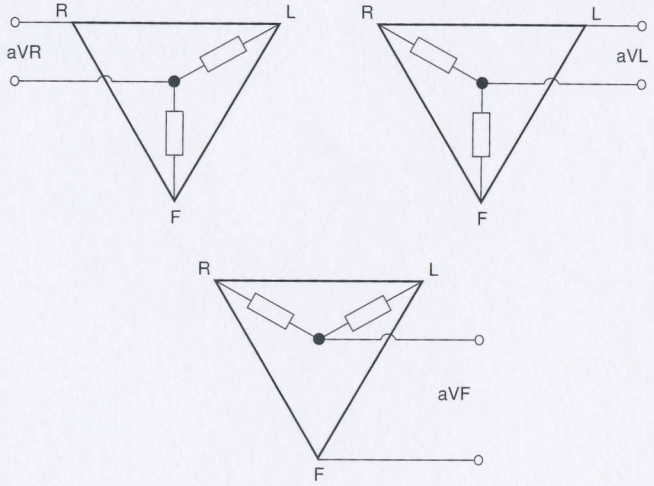


Obr. 4.7 *Einthovenův trojúhelník*



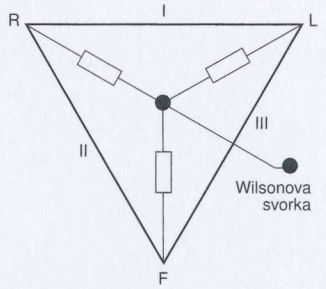
Willem Einthoven (1860–1927)
Byl synem vojenského lékaře, absolventem lékařské fakulty v Utrechtu, profesorem fyziologie Univerzity v Leidenu, se širokým odborným zájmem. První elektrokardiografické záznamy publikoval v roce 1902. Jeho přínos vědě byl oceněn udělením Nobelovy ceny ve fyziologii a v medicíně v roce 1924.

Protože končetinové bipolární svody mají malou výchylku danou malým rozdílem potenciálů snímaných na jednotlivých elektrodách, Goldberger modifikoval jejich zapojení zesílením (obr. 4.8). Dosáhl tak zvětšení amplitudy o 50 %. Tyto svody označujeme jako „zvětšené unipolární končetinové svody", případně „**Goldbergerovy svody**" a označujeme je $\mathbf{aV}_R$, $\mathbf{aV}_L$, $\mathbf{aV}_F$ (a = augment – zvětšit). Svod z jedné končetiny je snímán proti zbývajícím dvěma svodům, které jsou spojeny. Tak například u aV_L je levá horní končetina snímána proti spojeným svodům pravé horní a levé dolní končetiny.

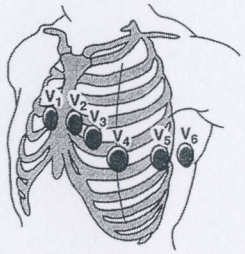


Obr. 4.8 *Zvětšené Goldbergerovy svody*

Klasické končetinové svody jsou bipolární, zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi oběma snímanými místy. Unipolární svody zaznamenávají rozdíl potenciálu ze snímaného místa proti nulovému potenciálu, který vznikne spojením všech tří elektrod do jednoho bodu přes odpor 5 kΩ (**Wilsonova svorka**) (obr. 4.9). Tyto svody označujeme mezinárodně písmenem V a specifikací příslušné elektrody. Běžně jsou snímány na obou horních a levé dolní končetině a na hrudníku, kde je zpravidla snímáme ze šesti předem daných míst (obr. 4.10, tab. 4.2). Při některých speciálních vyšetřeních jsou svody přikládány i na záda do celkového počtu 12 nebo i do dalších lokalizací (jícnové, nitrosrdeční).



Obr. 4.9 *Wilsonova svorka*
L – svod na levé ruce
R – svod na pravé ruce
F – svod na levé noze



Obr. 4.10 *Grafické znázornění umístění svodů při registraci EKG křivky*

Tab. 4.2 *Umístění svodů při registraci EKG křivky*

mezinárodní označení svodu	umístění
V1	2. mezižebří při pravém okraji sterna
V2	2. mezižebří při levém okraji sterna
V3	mezi V2 a V4
V4	5. nebo 6. mezižebří v medioklavikulární čáře
V5	na úrovni V4 v přední axilární čáře vlevo
V6	na úrovni V4 ve střední axilární čáře vlevo
uzemnění	pravá dolní končetina

Při natáčení EKG křivky leží pacient v naprostém klidu, aby akční potenciály srdce nebyly rušeny a deformovány akčními potenciály kosterního svalstva. Výjimkou je sledování změn elektrokardiografické křivky při zátěži. Zátěž se realizuje na šlapacím kole (**bicykloergometr** – obr. 4.11) nebo na **pohybujícím se gumovém pásu** (obr. 4.12). Dříve byl rozšířenější **zátěžový test** na bicyklovém ergometru, dnes se naopak preferuje běžící pás, protože chůze je pro člověka přirozenější. Zpravidla volíme kontinuální zátěž od 50 W s jejich zvyšováním po 50 W po 3 minutách. Na konci každé minuty měříme krevní tlak. Vyšetření ukončujeme při limitujících příznacích (stenokardie, dušnost, klaudikace, bolesti v lýtkách dané poruchou cévního zásobení, při pocitu vyčerpání), závažnější poruše srdečního rytmu, poklesu krevního tlaku nebo naopak při jeho vzestupu na hodnoty 260/130 mmHg a více. Pokynem k ukončení testu jsou i EKG projevy závažné koronární nedostatečnosti.

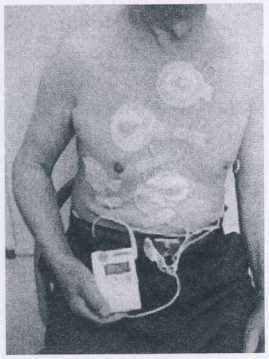


Obr. 4.11 *Bicyklový ergometr*



Obr. 4.12 *Běžící gumový pás*

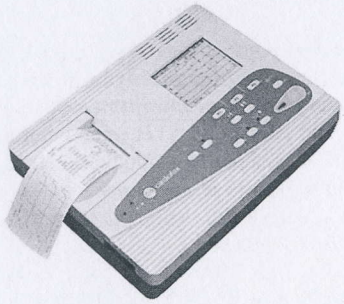
Informaci o počtu a závažnosti ischemických epizod a o případném výskytu poruch srdečního rytmu získáme jedno- či vícedenním ambulantním **monitorováním EKG (podle Holtera)** (obr. 4.13). Běžně používané přístroje zaznamenávají trvale křivku EKG (většinou svody II a V_5), která je analyzována buď později nebo během monitorování. Speciální přístroj záznam vyhodnotí a do paměti ukládá pouze patologické nálezy. Přínos pro diagnostiku závažnosti ischemické choroby srdeční je menší než u zátěžových testů. Plné uplatnění je zejména při sledování účinku efektu léčby poruch srdečního rytmu (při palpitacích, krátkodobých poruchách vědomí apod.).



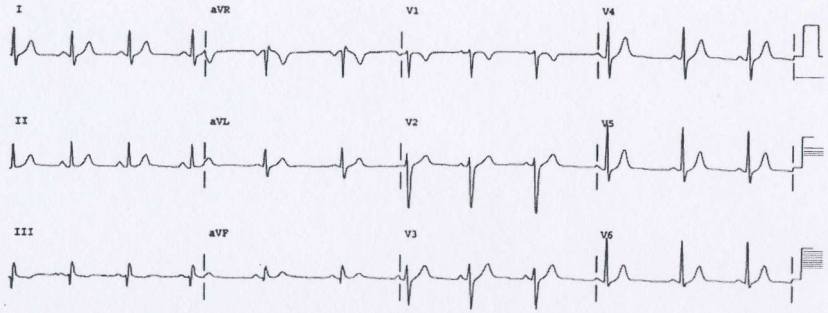
Obr. 4.13 *Monitorování EKG podle Holtera*

Vzhledem k již zmíněnému nízkému potenciálnímu rozdílu akčních proudů v srdečním svalu (0,1–1 mV) je nutné provést pro kvalitní záznam poměrně značné **zesílení srdečních potenciálů**. Někde se ještě můžeme setkat s přístroji využívajících elektronkové nebo polovodičové (tranzistorové) zesilovače, nové přístroje jsou již vybavovány zesilovači třetí generace sestavenými z integrovaných obvodů. Použití zesilovačů II. a III. generace umožnilo miniaturizaci a tím i snadnou mobilitu elektrokardiografů, které tak mohou lékaři pohotovostních a záchranných služeb použít během převozu, případně v domácnosti pacienta.

Podle počtu svodů, které EKG přístroj současně zaznamenává (obr. 4.14), rozdělujeme je na **jednosvodové**, **třísvodové**, **čtyřsvodové, šestisvodové,** případně **dvanáctisvodové**. Na obr. 4.15 je demonstrován záznam EKG křivky na třísvodovém EKG.



Obr. 4.14 *Třísvodový EKG přístroj*



Obr. 4.15 *Záznam EKG křivky třísvodovým přístrojem*

První záznamy EKG křivky byly zaznamenávány na fotografickou desku (v Praze pořídil první EKG záznam Bohumil Prusík již v roce 1913). Klasický záznam činnostní křivky srdeční činnosti na fotografický materiál u strunových nebo zrcátkových galvanometrů je dnes již pochopitelně rovněž muzeální záležitost. Moderní přístroje používají přímo píšících systémů, kdy zápis se provádí na pohybující se papír pomocí **pisátka** a speciálního **rychleschnoucího inkoustu** nebo **termografických systémů** (i od těch se však dnes také již ustupuje). Na záznam se registruje někdy i **fonokardiografická křivka**.

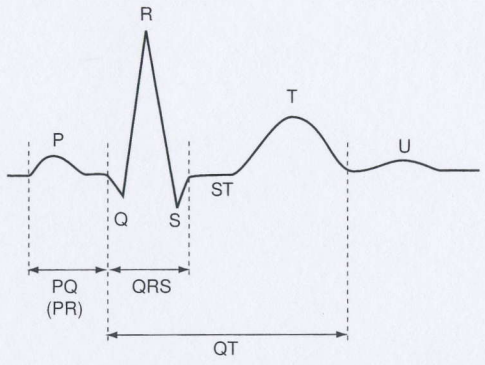


Bohumil Prusík (1886–1964)
Patří k nejpozoruhodnějším osobnostem české interní medicíny. Absolvent LF UK v roce 1910. Podnikl řadu studijních zahraničních cest, od počátku 30. let vedl propedeutickou kliniku Univerzity Karlovy, za nacistické okupace byl přednostou interního oddělení nemocnice na Královských Vinohradech. V letech 1945–1958 vedl IV. interní kliniku Fakulty všeobecného lékařství UK. Pro své původní objevy byl již před r. 1939 navržen na Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii.

Na operačních sálech, koronárních a resuscitačních jednotkách, ale i v ordinacích ambulantních lékařů se používá rovněž registrace elektrokardiogramu **na obrazovce osciloskopu** nebo **monitoru počítače** (**kardioskop**). Počítač současně vyhodnocuje počet srdečních tepů, poruchy srdečního rytmu a další potřebné údaje a v případě potřeby upozorní zvukovým a světelným signálem ošetřující personál případně vyšetřujícího na patologické změny, jejichž parametry jsou do počítače vloženy.

Hodnocení grafického zápisu elektrické činnosti srdečního svalu se provádí na základě znalostí fyziologického průběhu elektrokardiografické křivky, její voltáže a trvání jejích jednotlivých úseků. Na obrázku 4.16 je zobrazen průběh fyziologické křivky

a vyznačeny intervaly a úseky, které jsou na křivce hodnoceny, jejich fyziologické hodnoty uvádíme v tabulce 4.3.



Obr. 4.16 *Fyziologická EKG křivka*

Tab. 4.3 *Doba trvání jednotlivých úseků fyziologické EKG křivky*

úsek křivky	vlna P	úsek PQ (PR)	komplex QRS	úsek ST	úsek QT
doba trvání (s)	0,08	0,2	0,1	není konstantní	0,35

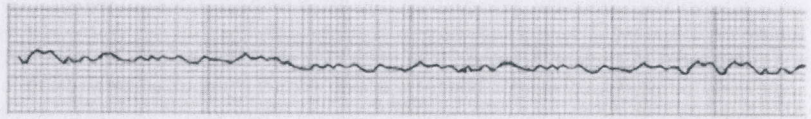
Na průběhu křivky popisujeme vlnu P, komplex QRS a vlnu T. Vlnu U vidíme zřídka. **Vlna P** vzniká depolarizací síní, **komplex QRS** (elektrofyziologicky komorový soubor) představuje depolarizační fázi komor. **Úsek ST** vzniká repolarizační fázi komor, **vlna T** znamená ukončení repolarizace komor. Původ **vlny U** je nejasný. Repolarizace síní není na záznamu EKG patrná, je překryta komplexem QRS. Patologická křivka se vyznačuje změnou voltáže, deformacemi některých vln nebo časovými změnami.

K usnadnění vyhodnocení srdeční frekvence i časového průběhu jedné srdeční akce se používá pro zápis speciální EKG rastrový papír, jak je patrné na obr. 4.17. Rychlost běžného zápisu je 25 mm/s. Pouze při některých patologických stavech se používá vyšší rychlost 50 mm/s. I když moderní přístroje již dnes potřebné údaje vypočítají, zkušení lékaři se stále při hodnocení opírají o tento rast a případně používají jednoduché speciální EKG pravítko.



Obr. 4.17 *Příklad rastrového EKG papíru (silnější čáry jsou ve vzdálenosti 25 mm)*

S podrobným popisem EKG křivky a jejími změnami v důsledku patologických změn se studenti seznamují v oboru vnitřního lékařství a je mimo rozsah tohoto textu. Pouze pro názornost demonstrujeme na obr. 4.18 záznam patologické křivky natočené při fibrilaci komor, stavu, kdy srdce přestává plnit svou fyziologickou úlohu a postižený je v bezprostředním ohrožení života.



Obr. 4.18 *Fibrilace komor (příklad patologické EKG křivky)*

Je nezbytné si uvědomit, že EKG je cenným pomocníkem lékaře při diagnostice koronárních chorob s ohledem na jeho dostupnost a citlivost. Pro přesnou diagnózu onemocnění je třeba jej mnohdy doplnit o biochemické vyšetření krevního séra nemocného, rentgenologické a hlavně echokardiografické vyšetření srdce. Při některých diagnózách – jako ischemická choroba srdeční nebo poruchy srdečního rytmu, je však EKG dosud nenahraditelné.

Metody využívající registraci akčních potenciálů jiných excitabilních tkání jsou po technické stránce podobné jako EKG (vhodné elektrody, zesílení, registrace). Tvar křivek, výška amplitudy i časový průběh se však liší. Bližší podrobnosti budou probrány v klinických oborech.

4.4.2 Elektrodiagnostika v neurologii a rehabilitaci

Elektrodiagnostika slouží neurologovi i rehabilitačnímu lékaři k vyšetření nervosvalové dráždivosti. Uplatňuje se především v diagnostice periferních paréz, kde umožňuje určit stupeň inervace a současně správně zvolit vhodné parametry elektrických impulzů s ohledem na cíl léčby.

Pro **jednoduchou elektrodiagnostiku** používáme přerušovaný galvanický a neofaradický proud, přičemž dráždíme sval nebo nerv monopolárně malou aktivní elektrodou, katodou nebo anodou. Inaktivní elektroda s velkou plochou je uložena proximálně od aktivní.

Vývoj elektrodiagnostiky je dán hledáním nových možností, které by umožnily numericky vyjádřit poruchu neuromuskulární dráždivosti. Novými pojmy jsou: reobáze, chronaxie, akomodační koeficient, *I*/*t* křivka a další.

Reobáze (obr. 4.19) vyjadřuje prahovou intenzitu dráždicího impulzu. Je to nejnižší intenzita, kterou můžeme vyvolat podráždění. Reobáze je odrazem změn dráždivosti; nízké hodnoty svědčí o vysoké dráždivosti a naopak.

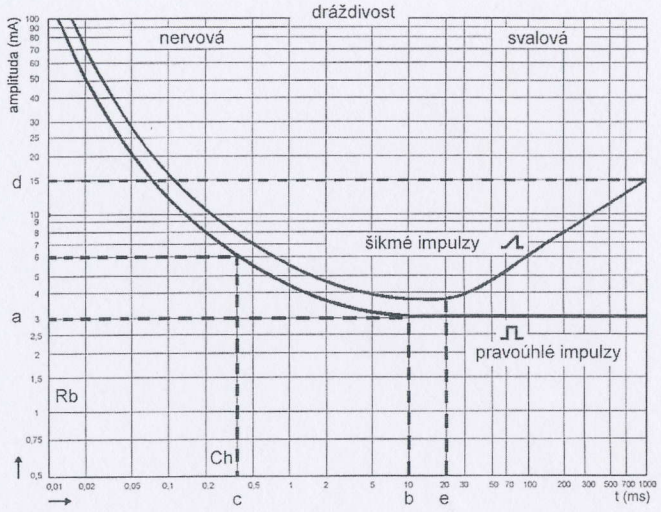
Chronaxie vyjadřuje prahový čas impulzu pro podráždění. Je to nejkratší doba potřebná k vyvolání podráždění, při dráždění impulzem majícím intenzitu dvojnásobku reobáze.

Akomodační koeficient vyjadřuje kvantitativní změny dráždivosti. Jde o bezrozměrné číslo porovnávající poměr hodnoty proudu šikmého impulzu, který při délce 500 ms vyvolá záškub, a proudu pravoúhlého impulzu, který vyvolá záškub při stejné délce trvání. Jeho výhodou je jednoduchost, dostupnost pro každé fyzioterapeutické pracoviště, objektivita a reprodukovatelnost. Čím je porucha dráždivosti větší, tím je akomodační schopnost menší. Při úplné denervaci reaguje sval na impulz s pozvolným a strmým nástupem prakticky stejně.

Křivka *I*/*t* (Hoorwegova–Weissova křivka) se používá pro hodnocení dráždivosti. Jde o metodu využívajících dráždivých účinků elektrických impulzů k určení neurosvalové dráždivosti. Používá se impulzů se strmým nástupem i sestupem. V podstatě jde o zjišťování vztahu mezi použitou intenzitou dráždícího pulzu (*I*) a jeho minimální délkou (*t*), potřebnou k vyvolání svalového stahu. Dráždivé proudy se aplikují buď nad přívodní nerv inervující sval nebo nad bříško vyšetřovaného svalu.

Dráždící elektroda je vždy **katoda** (o malé ploše) a je uložena vždy distálně. **Anoda** má větší plochu a je uložena proximálně od katody. Reakci drážděného svalu (kontrakci) sledujeme pohmatem nad bříškem svalu.

Po přiložení elektrod nastavíme dostatečně dlouhý impulz (většinou 1000 ms) a postupně zvyšujeme intenzitu dráždícího proudu. Při dosažení prvního svalového stahu zaneseme intenzitu proudu v mA na log – log papír a zkracujeme dráždící impulzy, až sval přestane odpovídat. Nyní opět zvýšíme intenzitu až do svalového stahu a tak pokračujeme, až pulzy budou tak krátké, že zvyšování intenzity již nevyvolá další svalovou odpověď.



Obr. 4.19 *I/t křivka* – a – reobáze (Rb); b – nejkratší doba impulzu při reobázi; c – chronaxie (Ch); d – intenzita elektrického proudu u šikmých impulzů při trvání impulzu 1000 ms; e – délka fáze, kterou potřebují šikmé impulzy k vyvolání kontrakce svalu při nejnižší možné intenzitě proudu (u zdravých svalů je její hodnota přibližně 20 ms).

Na grafickém záznamu po spojení všech naměřených bodů získáme tzv. *I*/*t* křivku. Na této křivce lze odečíst dva důležité ukazatele, které svědčí o kvalitě nervosvalového systému. Jsou to:

- **reobáze** – nejnižší intenzita dráždícího proudu, která vyvolá svalový stah při dostatečném dlouhém pulzu (1000 ms). Čím je reobáze nižší, tím je nervosvalový systém dráždivější a naopak (obr. 4.19)
- **chronaxie** – nejkratší délka impulzu, která vyvolá svalový stah při použití intenzity proudu rovnající se dvojnásobku reobáze (řádově jednotky mA). Chronaxie u zdravého svalu se pohybuje kolem 0,3–0,5 ms. U denervovaného svalu nacházíme posun *I*/*t* křivky výrazně vpravo nahoru;
- **akomodační kvocient** (α) – získáme při dráždění svalu pomocí elektrických impulzů s *pomalým nástupem a kolmým sestupem*. Tato hodnota ukazuje kvantita-

tivně změny dráždivosti svalu. Nervosvalová destička má schopnost se přizpůsobovat delšímu impulzu s pozvolným nástupem a to tak, že k podráždění svalu dojde až při několikrát vyšší intenzitě impulzu ve srovnání s impulzy se strmým nástupem (obr. 4.19). Číselný údaj akomodačního koeficientu vypočteme podle vzorce

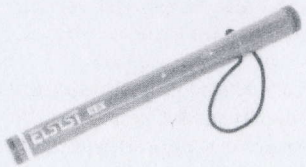
$$\alpha = \frac{I_p}{I_k}$$

Fyziologické hodnoty zdravého svalu jsou mezi hodnotami 2,7 až 3,0 mA. Hodnoty pod 2,7 vidíme při počínající denervaci. Hodnoty kolem 1,0 svědčí o úplné denervaci svalů.

4.4.3 Diagnostické využití střídavého proudu

Ve stomatologii je, zvláště u starších souprav, využíváno nízkofrekvenčních střídavých proudů pro zkoušeče vitality zubů (**vitalitestr**). Využívá se zde dráždivých účinků střídavého proudu na nervová zakončení n. trigeminus v zubní dřeni. Vlastní zkoušeč se skládá z držáku, na jehož zúženém konci je upevněna kovová elektroda, která vyčnívá asi 2 mm z držáku. Je napájena střídavým proudem o kmitočtu 50 Hz při napětí 0–40 V. V držáku je umístěn regulátor napětí. Zdrojem střídavého proudu je vhodný transformátor.

Elektroakustický hledač kovů v medicíně je diagnostické zařízení, které operatérovi pomáhá určit místo kovového cizího tělíska, aby jej mohl odstranit. Používá se při hledání zalomených injekčních jehel, střelných projektilů, eventuálně dalších kovových cizích těles. Výhoda proti použití rentgenové diagnostiky je v tom, že operatér ani pacient není ohrožován poměrně velkými dávkami rentgenového záření. Hledač kovů má podobu trubicovité sondy o průřezu 10–20 mm. V sondě je umístěna dvousektorová cívka napájená vysokofrekvenčním proudem. Interferencí mezi oběma sektory cívky vzniká elektroakustický signál, který operatér slyší ve sluchátkách nebo v reproduktoru jako tón o určité výšce. Přiblíží-li se sonda k jakémukoliv železnému předmětu, nastává změna v indukčnosti cívky a tím se mění i výška tónu. Na stejném principu je založen i hledač min používaný pyrotechniky a hledač kovových předmětů používaný kriminalisty.



Obr. 4.20 *Elektroakustický hledač kovů*

4.4.4 Kapacitní pletysmografie

Kapacitní pletysmografie je diagnostická metoda využívající vysokofrekvenční střídavý proud. Umožňuje registrovat změny objemu některých tělesných částí. Na základě velikosti těchto změn, ke kterým dochází v závislosti na momentálním prokrvení a objemových tepových změnách, lze nepřímo posoudit změny v průtoku krve tělesnou částí.

4.5 Léčebné využití elektrického proudu

4.5.1 Galvanický proud

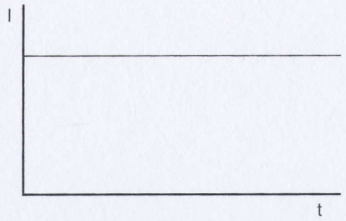
Galvanický proud (také nazývaný kontinuální) je proud o stálé intenzitě. Je vždy stejnosměrný. Používá se k iontoforéze, nebo se využívá jeho trofického stimulačního (hyperemizujícího) nebo tlumivého efektu. Velkou nevýhodou galvanického proudu je nebezpečí chemického poškození tkáně pod elektrodami. Příčinou poškození je jednak kyselina chlorovodíková, vznikající pod anodou, a jednak hydroxid sodný, vznikající pod katodou.

Poslední dobou bývá tento proud nahrazován proudem galvanickým přerušovaným. Tento proud má stejné účinky (galvanická složka tohoto proudu tvoří 95 %), ale díky přerušování původně kontinuální intenzity kmitočtem 8 kHz je pacienty lépe tolerován. Je vhodný především pro iontoforézu.

4.5.1.1 Galvanizace

Zdrojem proudu je diodový usměrňovač střídavého proudu. Proud se přivádí pomocí elektrod na povrch kůže pacienta (obr. 4.21). Elektrody se podkládají mulem napuštěným tzv. ochranným roztokem, aby nedošlo k popálení nebo poleptání pokožky pacienta. Vlastní elektrody jsou zhotoveny z nerezového plechu, vodivé pryže nebo jako jednorázové samolepící elektrody. Pro celotělové použití galvanizace existuje speciální vana s řadou elektrod umístěných po celé délce vany s možností změny jejich polarity. Tomuto zařízení říkáme **hydrogalvan**. Pod anodou vzniká kyselé a pod katodou zásadité prostředí. Průchodem galvanického proudu dochází ke zvýšení průtoku krve v místě aplikace proudu, zvýšení látkové výměny, k tonizaci nebo naopak k uvolnění svalového napětí a do určité míry i k potlačení bolestí. V závislosti na zlepšení drenáže léčené oblasti dochází k rychlejšímu ústupu otoků, krevních podlitin a jiných výpotků.

Galvanizací léčíme například poúrazové stavy, záněty šlach, bolesti svalů, nervové potíže, degenerativní onemocnění pohybového aparátu, stavy po obrnách apod.



Obr. 4.21 *Galvanický, dokonale usměrněný proud*

4.5.1.2 Iontoforéza

Cílem metody je vpravování léků v iontové formě do organismu pomocí stejnosměrného proudu. Zdrojem proudu je diodový usměrňovač sítového proudu. Maximální hustota proudu u iontoforézy je stejná jako při galvanizaci: 0,1 $mA.cm^{-2}$ elektrody. Elektroda je podložená mulem napuštěným léčivým roztokem, druhá (neaktivní) elektroda (přikládá se na libovolné místo těla) mulem s ochranným roztokem. Léky ve formě anionů jsou aplikovány z katody a naopak léky ve formě kationů z anody. Po zapnutí proudu dochází k přenosu léčivého iontu přes pokožku do kůže, zde se dostává do kapilární sítě a do krevního oběhu. Zvýšená koncentrace léčivých iontů v oblasti aktivní elektrody trvá pouze několik minut.

Z anody se například aplikuje magnezium, mezokain, hyaluronidáza. Z katody se podává brom, jód, salicyl, kyselina askorbová a další látky.

Iontoforézu mimo jiné používáme při znecitlivování kůže při některých kožních onemocněních, ke zlepšení prokrvení končetiny, změkčení vazivové tkáně a u některých dalších onemocnění.

4.5.2 Pulzní, jednocestně nebo dvoucestně usměrněný střídavý sinusový proud

Stejnosměrný pulzní proud má proměnnou intenzitou a jednu polaritu. Základní tvar pulzu může být velmi různorodý. Patří sem diadynamické proudy (představují kombinaci stejnosměrného pulzního – „dosis" a galvanického proudu – „basis"), pravoúhlé (např. Träbertův proud), šikmé i exponenciální pulzy jedné polarity.

Podle použité frekvence a intenzity má účinek dráždivý, trofický a analgetický. Stejnosměrný proud s proměnnou intenzitou má obecně stejné riziko jako proud galvanický (poleptání povrchu kůže) a vyžaduje proto pečlivé dodržování správného postupu, zejména pak použité intenzity v korelaci k délce aplikace.

Hlavní účinek je dráždivý efekt manifestující se především pod katodou – záporná elektroda.

4.5.2.1 Diadynamické proudy

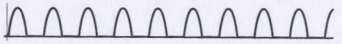
Jedná se o nízkofrekvenční proudy získané buď jednocestným nebo dvoucestným usměrněním střídavého sinusového proudu MF (jednoduchý impulzní proud) nebo DF (dvojitý impulzní proud)). Kombinací těchto dvou druhů proudů získáváme další proudy označované jako CP (impulzy střídající se v krátké periodě), LP (impulzy střídající se ve dlouhé periodě), RS (synkopový rytmický proud) (obr. 4.22). Zdrojem je usměrňovač střídavého sinusového proudu. Stejnosměrná složka těchto proudů se označuje jako báze, zvlněná část proudu jako dóza. Aktivní elektrodou je katoda.

Vlivem průchodu diadynamických proudů organismem dochází k rozšiřování kapilár, zvýšení prokrvení léčené oblasti, relaxaci svalstva, zmírnění bolestí, zvýšení resorpčního efektu a k urychlenému vstřebávání otoků.

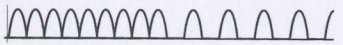
Těchto proudů se proto využívá k léčbě otoků, krevních výronů, degenerativních onemocnění kloubů, k léčbě zhoršeného krevního zásobení končetin a pro analgetický efekt.



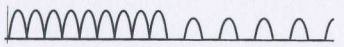
DF: základní diadynamické pulzy s kmitočtem 100 Hz, resp. 120 Hz – „dvoucestně usměrněný kmitočet sítě" (dle nastavení kmitočtu sítě 50 / 60 Hz)



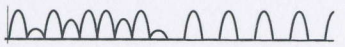
MF: základní diadynamické pulzy s kmitočtem 50 Hz, resp. 60 Hz – „jednocestně usměrněný kmitočet sítě" (dle nastavení kmitočtu sítě 50 / 60 Hz)



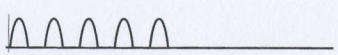
CP: diadynamické pulzy vzniklé kombinací typů DF a MF, ke střídání pulzů dochází vždy po 1 s u základního kmitočtu 50 Hz a po 1,2 s u kmitočtu 60 Hz



CP-ISO: stejná kombinace pulzů DF a MF, ale vzájemná intenzita proudů je vyrovnána dle izolinie (dle vnímání proudů DF a MF – intenzita MF proudu je o 11 % nižší než proudu DF)



LP: diadynamický proud s plynulými přechody mezi vlnou DF a MF. Celá doba změn vlny MF na DF a zpět na MF trvá 10 s, resp. 12 s a délka vlny MF trvá 6 s, resp. 7,2 s (podle volby základního kmitočtu 50 Hz, resp. 60 Hz)



RS: diadynamický proud složený z proudu MF (doba trvání 1 s, resp. 1,2 s) a pauzy (doba trvání 1 s, resp. 1,2 s – dle základního kmitočtu 50, resp. 60 Hz).

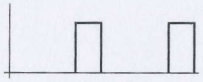
Obr. 4.22 *Typy diadynamických proudů*

4.5.2.2 Träbertovy proudy

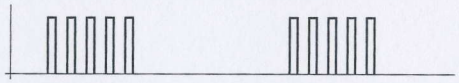
Jde o nízkofrekvenční pulzní obdélníkové proudy o kmitočtu 142 Hz. Šířka pulzu je 2 ms a mezera mezi jednotlivými skupinami pulzů (burstů) je 5 ms. Jako modifikované Träbertovy proudy se označují rovněž obdélníkovité pulzy, ale o kmitočtu 182 Hz, se šířkou pulzu 0,5 ms a pauzou 5 ms (obr. 4.23).

Klasické Träbertovy proudy mají hlavně analgetický účinek. Modifikované Träbertovy proudy mají významný spasmolytický a na napětí svalů uvolňující efekt. Používají se u chronických zánětů kloubů, degenerativních onemocnění malých i velkých kloubů, nervových a svalových bolestí a u svalových skupin s patologicky zvýšeným tonem.

Salvu několika pulzů, které následují bezprostředně za sebou, označujeme jako burst (obr. 4.24). Lze nastavovat počet pulzů, frekvenci a dobu burstů a délku intervalu mezi bursty.



Obr. 4.23 *Träbertovy proudy*



Obr. 4.24 *Burst*

4.5.2.3 Alternativní proudy

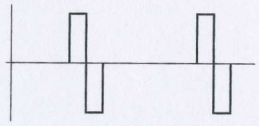
TENS *(transkutánní **e**lektrická **n**ervová **s**timulace)*
Poslední dobou rozšířená skupina proudů, která nahrazuje standardní aplikace diadynamických proudů. Pulzy TENS jsou nízkoenergetické. Z toho je zřejmé, že kromě potlačení chemického poškození tkáně je zde také minimalizováno riziko elektrického poškození tkáně.

V souladu s názvem jsou určeny k dráždění nervových kmenů, případně nervových vláken. Největší uplatnění nacházejí v oblasti tlumení bolesti. Jejich mechanismus účinku bývá nejčastěji vysvětlován vrátkovou teorií tlumení bolesti. Vedle terapie bolesti lze tento typ proudů efektivně využít i při elektrogymnastice (stimulace nedenervovaných svalů).

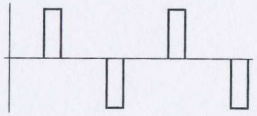
Využívají se sinusové, pulzní jednosměrné s ostrým nástupem, neofaradické a pilovité proudy, ale i jinak tvarované proudy o nízkých kmitočtech (obr. 4.25–4.27).

Jako zdroje těchto proudů se využívají nízkofrekvenční oscilátory ve formě integrovaných obvodů.

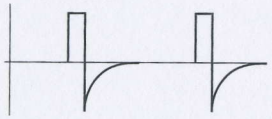
Používané kmitočty jsou od 1 do 200 Hz, šířka pulzu 0,05 až 1 ms. Intenzita proudu je plynule nastavitelná. Při nižších kmitočtech dochází k jednotlivým stahům svalových skupin. Pro vznik trvalejšího (tetanického) stahu se používá vyšších kmitočtů (30 až 100 Hz).



Obr. 4.25 *TENS pulzy, typ symetrický, kdy kladný pulz je bezprostředně následován záporným (na ose x čas, na ose y hodnota proudu)*



Obr. 4.26 *TENS pulzy, typ alternující, kdy kladné pulzy pravidelně střídají záporné (na ose x čas, na ose y hodnota proudu)*



Obr. 4.27 *TENS pulzy, typ asymetrický, kdy kladné pravoúhlé pulzy jsou následovány exponenciálními pulzy záporné polarity (na ose x čas, na ose y hodnota proudu)*

Nejrozšířenější je dnes asymetrický typ TENS, zřejmě pro své vhodné účinky, které se podobají účinkům stejnosměrných pulzů, a s vlastnostmi, které odpovídají elektrochemicky vlastnostem střídavých proudů.

Vzhledem ke zvýšení tzv. prahu bolestivosti během elektrického dráždění dochází k relativně rychlému potlačení bolestí. Tomuto jevu říkáme „vrátkový efekt" nebo také gate effect, který je realizován ve specifických nervových buňkách v zadních míšních kořenech po jejich iritaci navozenými neuropotenciály. Při vlastním elektrickém dráždění dochází v některých buňkách k vylučování tzv. endorfinů (endogenních opiátů), které rovněž navozují analgézii a lehkou euforii. K navození efektu používáme vyšších kmitočtů (80–120 Hz).

Tuto léčebnou metodu využíváme k potlačení bolestivých stavů pohybového aparátu, udržování svalového napětí poraněných nebo dočasně denervovaných svalů, jako prevenci atrofií svalů pod sádrovou dlahou u běžných zlomenin, u fantómových bolestí a v řadě dalších onemocnění.

Je třeba vyloučit použití této metody v oblasti malé pánve těhotných žen a v nejbližším okolí implantovaných kardiostimulátorů.

Elektrostimulace

Metoda využívá dráždivého účinku nízkofrekvenčních pulzních nebo sinusových proudů (obr. 4.28). Objektem dráždění může být periferní motorický neuron, příčně pruhované nebo hladké svalstvo. Tvary dráždivých proudů jsou podobné jako v případě TENS. Zdrojem jsou elektronické nízkofrekvenční generátory. Aktivní elektroda má menší plochu, někdy je ve tvaru kuličky na izolačním držáku. Pasivní elektroda má plochu větší. Tím se dosahuje vyšší hustoty proudu v oblasti dráždění.



Obr. 4.28 *Příklad průběhu stimulačních proudů*

Dráždění motorického přívodního nervu se nazývá „nepřímé", dráždění bříška vlastního svalu je „přímé" dráždění. Používané proudy mají kmitočet 0,25–200 Hz a šířku dráždícího pulzu kolem 10 ms.

Pulzní proudy s rychlým nástupem se používají hlavně pro **elektrogymnastiku** (cvičení zdravých svalů) nebo pro udržování dočasně denervovaných kosterních svalů.

Pulzní proudy s pomalým nástupem se používají u tzv. **selektivní elektrostimulace** denervovaných svalů a u stimulace hladkých svalů.

Pacient, který nemůže po operaci z jakýchkoliv příčin provádět aktivní pohyb, je ohrožen možností trombózy v oblasti dolních končetin. Stimulací svalů dolních končetin či břišních svalů se udržuje dobrý krevní oběh a klesá nebezpečí trombózy. Další možnou indikací je prevence hypotrofie svalů, kdy z inaktivity po frakturách nebo operacích na pohybovém ústrojí je nutno přiložit fixační obvazy na několik týdnů, takže se následkem nečinnosti končetinových svalů dostavuje poměrně rychle jejich hypotrofie. Tohoto efektu využíváme u stavů s porušenou centrální motorickou inervací svalových skupin nebo i u zdravých svalů k tomu, aby svaly neochably (**elektrogymnastika**). Dráždění hladkého svalstva připadá v úvahu při poruše střevní peristaltiky u chronické zácpy nebo poruch svěračů močových cest nebo stěny močového měchýře.

Kardiostimulace

Kardiostimulací lze udržet srdeční rytmus ve fyziologických hodnotách v těch případech, kdy dojde k poruchám převodu srdeční automacie. Zevní stimulace se nyní používá jen pro krátkodobé výkony a převažuje stimulace vnitřní, kdy je elektroda katétrem zavedena žilní cestou do srdce s použitím implantovaného kardiostimulátoru pod kůži na hrudníku. Dnes jsou již používány kardiostimulátory, které se sami zapojí tehdy, dojde-li ke zpomalení srdeční frekvence pod nastavenou hodnotu a opět se vypnou při obnově rychlejší srdeční akce (**pacemaker on demand**).

U nemocných, kteří používají kardiostimulátor, musíme být opatrní například při používání elektrokauterů, kontraindikovaná je pulzní magnetoterapie, TENS na oblast srdeční krajiny a všechny druhy diatermických proudů.

Defibrilace a kardioverze

Fibrilace srdečních komor je akutní, život ohrožující stav, při němž nedochází k pravidelným účinným synchronizovaným kontrakcím svaloviny komor, ale pouze k nekoordinovaným záchvěvům. Srdce přestane fungovat jako pumpa a krevní oběh se zpomalí až zastaví. Tím dojde ke ztrátě prokrvení mozku a jiných životně důležitých orgánů. Trvá-li tento stav déle než 4 minuty, činnost mozku se již neobnoví.



Obr. 4.29 *Defibrilátor*

Defibrilace je nejefektivnější a mnohdy jedinou život zachraňující terapií fibrilace komor. Elektrický výboj depolarizuje současně všechny buňky myokardu a tím navodí podmínky pro uplatnění fyziologických center tvorby a šíření vzruchu. Vlastní **defibrilátor** je přístroj (obr. 4.29), ve kterém se nabíjí kondenzátory o celkové kapacitě 16 □F na napětí 1000–3000 voltů. Před aplikací se nabíjecí (zdrojová) část odpojí a kondenzátory se pomocí elektrod spojí s pacientem. Elektrody defibrilátoru umísťu-

jeme vpravo od sterna těsně pod klíční kost a vlevo do střední axilární čáry v úrovni prsní bradavky. Elektrody musí mít při defibrilaci dokonalý vodivý kontakt s kůží, jinak dojde k jejímu popálení. Po zapnutí obvodu nastává výboj (vybití kondenzátoru), který trvá 8–12 ms. Energie zvolená k ukončení fibrilace komor musí mít **nadprahovou hodnotu**. Na základě srovnávací studie se v současné době doporučuje začít defibrilaci výbojem 200 J a v případě potřeby zvyšujeme hodnotu energie na 250, případně 360 J. Z bezpečnostních důvodů během výboje nesmí být nikdo ve vodivém kontaktu s defibrilovaným pacientem a musí být odstraněn i zdroj kyslíku. V období těsně před výbojem i po něm je nutné pokračovat ve ventilaci, a pokud nedošlo k obnově hemodynamicky účinného rytmu, tak i v nepřímé srdeční masáži.

Elektrická kardioverze je plánovaná terapie elektrickým výbojem při paroxysmálních komorových tachykardiích nebo při fibrilaci či flutteru síní jako doplňující při farmakoterapii, případně při jejím selhání a přetrvávajících obtížích nemocného. Kardioverze vyžaduje menší energii, zpravidla postačí výboj 50–100 J.

V současné době jsou k dispozici přístroje, jejichž elektrody jsou zaváděny transvenózně, implantace se provádí podobným způsobem jako při implantaci kardiostimulátoru. Přístroj je schopen odlišit náhle vzniklou fibrilaci komor od komorové tachykardie. V případě komorové tachykardie vyšle nejprve sérii impulzů a v případě neúspěchu nebo při fibrilaci komor vyšle výboj s energií až 40 J. Zařízení, které označujeme jako **defibrilátor–kardioverter implantabilní (ICD)**, má i funkci stimulátoru, zajišťujícího základní srdeční rytmus.

Elektrošok

Tato metoda léčby (obr. 4.30) se používá v psychiatrii při léčbě těžkých depresivních stavů a v některých případech schizofrenie. Při elektrošoku se využívá střídavého proudu o nízké frekvenci. Používá se střídavý sinusový proud o frekvenci 50 Hz. Proud se klešťovými elektrodami aplikuje přes obě spánkové krajiny. Napětí proudu se pohybuje mezi 100–160 V, intenzita proudu 180–200 mA; proud se aplikuje v intervalu 0,1–1 s.



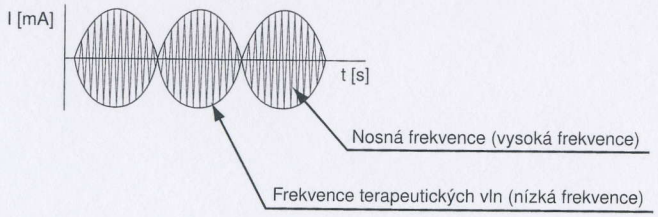
Obr. 4.30 *Léčba elektrošokem*

Po aplikaci dochází okamžitě k bezvědomí a k tonicko-klonickým křečím kosterního svalstva. Po ukončení křečí přechází bezvědomí do stavu normálního spánku, ze kterého se nemocný probouzí za několik desítek minut. Protože nemocný dostává po elektrošoku křeče (podobné epileptickým), je nutné zajistit, aby si nepokousal jazyk. Po návratu vědomí má nemocný retrográdní amnézii (zapomene vše, co se s ním dělo předtím a neví ani o záchvatu samém).

4.5.2.4 Středněfrekvenční střídavé proudy

Střídavý proud bývá nemocnými dobře tolerován. Základní tvar pulzu je různorodý (pravoúhlý, šikmý, sinusový, exponenciální). Může být buď alternující, symetrický nebo asymetrický. Vždy má ale stejnosměrnou složku nulovou. Proto nedochází pod elektrodami k chemickému narušování kůže. Umožňuje proto i déletrvající aplikace a to dokonce i u nemocných s kovovými implantáty. Absolutní kontraindikací zůstávají implantované elektronické stimulátory typu pacemakerů. Ze střídavých proudů se poslední dobou začínají prosazovat nízkoenergetické pulzy TENS a interferenční proudy. Použití středněfrekvenčních střídavých proudů v kontaktní elektroterapii je spojeno s podstatně menším zatěžováním tkáně pod elektrodou. U těchto typů proudů se uplatňuje kapacitní složka kožního odporu a také proto jsou dobře tolerovány pacientem.

Máme k dispozici několik možných způsobů aplikace.



Obr. 4.31 *Princip interferenčních proudů*

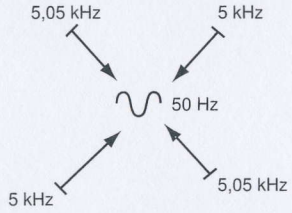
Interferenční proudy

Pod pojmem interferenční proudy rozumíme vzájemné působení (interferenci) dvou středněfrekvenčních kmitočtů sinusového průběhu o nestejných frekvencích. Čtyři elektrody jsou rozmístěny křížem. Jako **nosnou vlnu** označujeme kmitočet, který u dvoupólové interference do tkáně „dopravuje" nebo ve tkáni u čtyřpólové interference vytváří nízkofrekvenční terapeutickou vlnu. Do tkáně jsou přiváděny dva středněfrekvenční signály s různou frekvencí f_A a f_B. Jejich složením (interferencí) ve tkáni dochází ve středu kříže ke vzniku nízkofrekvenční proudové vlny o kmitočtu:

$$\mathrm{AMF} = f_A - f_B$$

Vlna o kmitočtu AMF má léčebný účinek, oba základní proudy o frekvenci f_A a f_B se používají pouze pro „dopravení" AMF vlny do tkáně (obr. 4.31).

Nejčastěji se používá dvou generátorů (kmitavých obvodů), z nichž jeden pracuje s frekvencí 5000 Hz a druhý s možností plynulé změny frekvence od 5001 do 5100 Hz. V místě setkání obou proudů s rozdílnou frekvencí dochází ke vzniku nízkofrekvenčního proudu o rozdílové frekvenci. Má-li standardní proud v prvním páru elektrod frekvenci 5000 Hz a do druhého páru elektrod je zaveden proud o frekvenci 5050 Hz, vznikne ve tkáni rozdílová frekvence (5050 Hz–5000 Hz) = 50 Hz (obr. 4.32).



Obr. 4.32 *Princip interferenčních proudů*

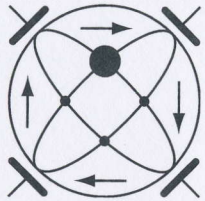
Je zajímavé, že nízké použité frekvence (5–20 Hz) působí spíše dráždivě a tonizují nervosvalový aparát, zatímco frekvence vyšší (50–100 Hz) působí tlumivě, uvolňují svalové stahy a působí analgeticky.

Izoplanární interference
Izoplanární interference je speciální forma čtyřpólové interference, kdy je přídavnou modulací obou kanálů dosaženo rozprostření léčené oblasti do celého prostoru překřížení proudových okruhů. Z toho vyplývá mnohem menší náročnost uložení jednotlivých elektrod – ty již nemusí přesně tvořit kříž. Účinek těchto proudů je difúzní, hluboký a šetrný.

Dipólové vektorové pole
Fázovou a amplitudovou přídavnou modulací základních signálů čtyřpólové interference je zde dosaženo pouze jednoho směru působení elektrického pole (v tkáni se vytváří tzv. dipól). Ve směru tohoto dipólu dosahuje modulace pole až 100 %, v ostatních směrech je téměř nulová. Tímto dipólem (úsečkou) můžete otáčet buď ručně, a tím přesně zacílit na ošetřovanou tkáň, nebo jej můžete nechat rotovat automaticky.

Izoplanární interference – „rotace pole"
Izoplanární vektorové pole je speciální formou čtyřpólové interference, kde amplitudovou modulací obou kanálů je dosaženo rovnoměrné, téměř 100% hloubky v celé oblasti

překřížení proudových okruhů (obr. 4.33). Tyto pravidelné, amplitudové změny kanálů odpovídají svou povahou „rotaci" celého pole.



Obr. 4.33 *Izoplantární vektorové pole*

Dvoupólová interference
Existují i tzv. dvouelektrodové interferenční proudy, kdy se zavádí do organismu amplitudově modulovaný středněfrekvenční proud, jehož modulační složka o kmitočtech 1 až 200 Hz má vlastní terapeutický efekt. Podle nově doporučeného názvosloví by se tyto skupiny měly správně nazývat „bipolárně aplikované amplitudově modulované středněfrekvenční proudy".

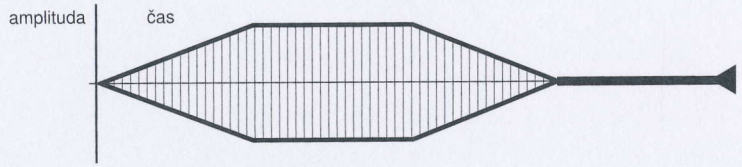
K aplikaci postačují dvě elektrody. Oproti klasické interferenci lze dosáhnout menších absolutních intenzit (horší tolerance tohoto proudu pacientem v porovnání s klasickou interferencí) a zároveň namáhání kožního povrchu je vyšší než u klasické interference.

Její výhodou je, že ji lze aplikovat bodovou elektrodou, a proto se s výhodou využívá při kombinované terapii s terapeutickým ultrazvukem.

Dipólová interference – rotace dipólu
U dipólového vektorového pole s automaticky rotujícím dipólem můžete nastavovat rychlost otáčení tohoto dipólu v oblasti překřížení proudových okruhů. Ve směru dipólu je vždy hloubka modulace maximální a v ostatních směrech je minimální.

Kotzovy proudy
Pojmem Kotzovy proudy jsou označeny středněfrekvenční proudy o frekvenci přibližně 2500 Hz, lichoběžníkově amplitudově modulované (obr. 4.34). Zdrojem je středněfrekvenční kmitavý obvod (oscilátor) a vhodně programovaný modulátor. Dochází ke vzniku balíku (burstu), na jehož začátku je amplituda minimální, pak stoupá a určitou dobu se udržuje na stálé velikosti a poté postupně klesá do výchozích hodnot. Následuje pauza o určité délce a celý proces se opakuje. Opakovací frekvence je 50 nebo 100 Hz.

Amplitudu a opakovací frekvenci lze měnit. Tento druh proudu navozuje obnovení svalového napětí. Využívá se při léčbě ochablého svalstva po větších operacích a při spastických obrnách.



Obr. 4.34 *Kotzovy lichoběžníkovitě modulované proudy*

4.5.2.5 Vysokofrekvenční proudy

Krátkovlnná diatermie

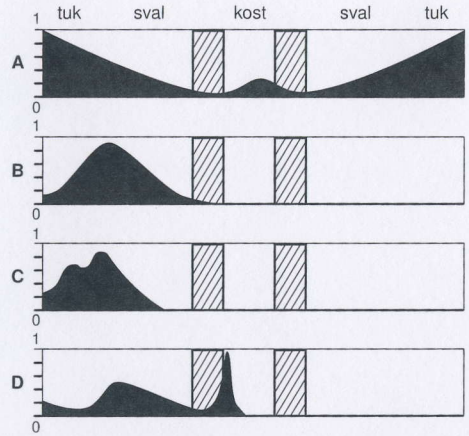
Metoda využívá tepelného efektu vysokofrekvenčního proudu, který prochází tkání. Zdrojem elektromagnetických vln je oscilační obvod napojený na vysokofrekvenční zesilovač. Výkony se pohybují v desítkách až stovkách wattů. Díky vysoké frekvenci 27,12 MHz (vlnová délka 11,06 m) dochází k dobrému průchodu proudu jak kůží, tak ostatními tkáněmi bez interpolárního nebo dráždivého efektu. Vysokofrekvenční energie se přivádí na pacienta různými typy elektrod. Ozařování, kdy je tělesný orgán mezi dvěma kovovými, dobře izolovanými elektrodami, se nazývá **ozařování v kondenzátorovém poli** (obr. 4.35). Pokud končetinu ovineme několika závity dobře izolovaného kabelu, jde o tzv. **induktivní ohřev** tkáně. Speciální elektrody se používají v gynekologii.

Vývinem tepla ve tkáních dochází k rozšíření cévního řečiště, zlepšení výživy tkání, urychlenému vstřebávání výpotků, potlačení bolestí, uvolnění spazmů hladkého svalstva a dokonce i k výraznému zvýšení tělesné teploty při ozařování větších tělesných partií.

Diatermie se proto využívá k léčbě onemocnění pohybového aparátu v chronickém stadiu, bolestí páteře, poruch prokrvení končetin, některých gynekologických nemocí, degenerativních onemocnění malých i velkých kloubů. Není vhodné ji používat u akutních zánětů, maligních onemocnění, tuberkulózy a v graviditě.

Při aplikaci je třeba dávat pozor, aby v cestě vysokofrekvenčních vln nebylo žádné kovové těleso, a to v těle ani na povrchu pacienta (kovové hřeby po operacích kostí, kloubní náhrady, prsteny, kardiostimulátory).

Vysokofrekvenční proudy lze aplikovat kontinuálně a pulzně. Při kontinuální aplikaci se používá výkon kolem 300–600 wattů. Pacient pociťuje příjemné teplo v okolí elektrod. Při pulzní aplikaci se používá vyšších výkonů (až 1000 wattů). Tím dosáhneme intenzivního prokrvení a výrazných metabolických změn v ozařované tkáni. Nemocný nemá během aplikace pocit ohřevu.



Obr. 4.35 *Závislost ohřevu tkání na použité metodě*

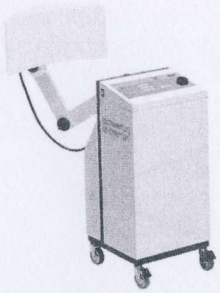
A – ohřev v kondenzátorovém poli
B – induktivní ohřev
C – použití dipólového zářiče u mikrovlnné diatermie
D – srovnání se vznikem tepla v jednotlivých tkáních při použití ultrazvuku

Ultrakrátkovlnná diatermie

Tento typ elektroléčby pracuje s proudy o frekvenci 433,92 MHz (69 cm). Má dobrý hloubkový účinek a minimálně tepelně zatěžuje kůži, podkoží a tukovou tkáň. Zdrojem je elektronický kmitavý obvod s vhodným vysokofrekvenčním zesilovačem. Používá se většinou ve formě pulzního provozu. Tento druh provozu umožňuje stimulaci prokrvení hluboce uložených tkání.

Mikrovlnná diatermie

Mikrovlnná diatermie pracuje s kmitočty 2,45 GHz (vlnová délka 12,5 cm) (obr. 4.36). V domácnostech se tohoto principu využívá v mikrovlnných troubách. Zdrojem centimetrových vln jsou speciální elektronky nazývané magnetotrony. Výhodou tohoto druhu diatermie je příznivý poměr ohřívání na úrovni tuk – sval. Sval, který je vodnatou tkání, se zahřívá daleko více než okolní tkáně. Vysokofrekvenční energie se zeslabí na polovinu v hloubce asi 10 mm.



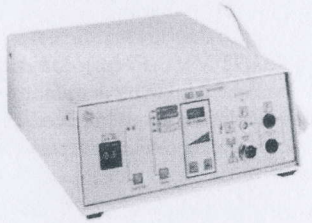
Obr. 4.36 *Přístroj pro mikrovlnnou diatermii*

Elektromagnetické záření těchto vlnových délek se na pacienta aplikuje pomocí dipólové antény, která může směrovat svazek záření na ozařovanou plochu.

Oči pacienta je třeba před vysokofrekvenčním zářením chránit pomocí brýlí s kovovou mřížkou (prevence poškození rohovky i tvorby zákalu).

Vysokofrekvenční elektrochirurgie

Vysokofrekvenční proud lze též využít k řezání a koagulací tkání v chirurgii.



Obr. 4.37 *Přístroj pro elektrokauterizaci*

Elektrokauter se skládá z izolovaného držadla, ve kterém je nasazena platinová klička. Držadlem procházejí dva vodiče, které do platinové kličky přivádějí vysokofrekvenční střídavý proud z transformátoru o napětí 12–24 V. Při průchodu proudu se klička rozžhaví a lze jí provádět drobné chirurgické zákroky při operaci vnitřních orgánů (např. jater), v ústní dutině a na kůži. Vysoká teplota dovoluje tepelně destruovat drobné útvary (polypy) a současně dochází k termokoagulaci drobných cév, což je příčinou rychlého stavění krvácení. Elektrokauter je běžnou součástí každého chirurgického pracoviště (obr. 4.37).

Elektrotomie využívá vysokofrekvenčních proudů krátkých vlnových délek pro tepelnou destrukci (řezání) tkání. Vysokofrekvenční proud se získává z elektronkového generátoru. Aktivní elektroda má tvar jehly nebo skalpelu a řez se provádí podobně jako normálním skalpelem. Inaktivní elektroda o velké ploše je podložena pod pacientem. Destrukční účinek elektrotomu spočívá v rozestupování tkáně (nekróza) vlivem jiskrového přeskoku vysokofrekvenční energie z elektrotomu do tkáně. Používá se především při operačních zákrocích v dobře prokrvených tkáních. A naopak není vhodný k použití v tukové tkáni, kostní tkáni, šlachách a chrupavce. Výhodou metody je malá krvácivost v operační ráně v důsledku tepelné koagulace malých cév.

Elektrokoagulátor využívá tepelných účinků vysokofrekvenčního proudu ke stavění operačního krvácení drobných cév nebo kapilár. Vysokofrekvenční proud je veden na aktivní elektrodu tvaru jehly nebo kuličky; inaktivní elektroda o větší ploše se podkládá pod pacienta. U větších cév dobře přístupných je však vhodnější podvaz.

4.5.2.6 Distanční elektroterapie

Distanční elektroterapie využívá působení elektrického proudu, který vzniká v hloubce tkáně prostřednictvím elektromagnetické indukce (Faradayův zákon). Svými mechanismy účinku tvoří přechod mezi elektroterapií a magnetoterapií. Na rozdíl od magnetoterapie (kapitola 4.7.2) se zde jedná o využití elektrické složky elektromagnetického pole.

U magnetoterapie je elektrická složka elektromagnetického pole ve tkáních v průměru 100× menší než u klasické elektroterapie. U distanční elektroterapie je magnetická složka potlačena, ale pro elektroterapii jsou dosažené hodnoty dostatečné 0,005–0,01 $mA.cm^{-2}$, i když i ony jsou snížené.

Mechanismus účinku plně závisí na použité frekvenci indukovaného proudu, přičemž některé frekvence se používají výhradně u tohoto typu aplikace, jiné (např. TENS) se užívají i v kontaktní elektroterapii.

U distanční elektroterapie používáme buď monofázický, pulzní, sinusový proud o frekvenci 16, 48 a 72 Hz (Bassetovy proudy) nebo středněfrekvenční či TENS proudy. Indikační pole je široké podle typu použitých proudů, převažují stimulační, analgetické, vazodilatační, myorelaxační a protizánětlivé účinky. Podstata pozitivně hodnocených léčebných účinků distanční elektroléčby je také ve zlepšení utilizace kyslíku a živin a v revaskularizaci tkání.

4.6 Interakce magnetických polí s tkáněmi

(Ján Sabo)

Současná civilizace vděčí za dosažený stupeň vývoje technologickému využití elektromagnetických polí. Elektromagnetická pole umožňují chod elektrických i spalovacích

motorů, strojů, automobilů, lodí, letadel a slouží k přenosu, zpracování a uchovávání informací v telekomunikační technice, bankovních identifikačních kartách a počítačích.

V technice se elektromagnetická pole stala jedním z rozhodujících nástrojů až v posledních sto letech. Do počátku 20. století kromě využívání kompasu se magnetická pole využívala pouze k léčbě lidí. Až v posledních desetiletích, především zásluhou diagnostiky pomocí magnetické rezonance, vývoje magnetoencefalografu, magnetokardiografu, magnetomyografu a rozšiřujícího se využití v terapii, magnetická pole získávají významné pozice ve zdravotnictví.

Negativní stránka vztahu magnetických polí a zdraví lidské populace obrátila na sebe pozornost po publikování epidemiologických informací v posledních 20 letech, tyto práce dávají do souvislosti expozici elektromagnetickým polem, produkovaným vedením vysokého napětí, elektrospotřebiči, telekomunikační technikou na straně jedné a zvýšeným počtem nádorů u dětí a dospělých vystavených působení elektromagnetických polí na straně druhé.

Z výše uvedených důvodů je pro pracovníky ve zdravotnictví ve 21. století nutná základní orientace v teorii magnetizmu a interakci magnetických polí s živou hmotou.

4.6.1 Elektromagnetické pole

Elektromagnetické pole je charakterizováno vektorem intenzity elektrického pole $E\,(x, y, z, t)$ a vektorem intenzity magnetického pole $H\,(x, y, z, t)$. Jevy, které vznikají při změnách elektrického a magnetického pole, jsou symetrické. Měnící se magnetické pole utváří pole elektrické a měnící se pole elektrické utváří pole magnetické. Vektory intenzity E a H jsou navzájem kolmé. Pokud jsou pro vlastnosti pole rozhodující charakteristiky vektoru intenzity E, mluvíme o elektrickém poli. V elektrostatickém poli se vektor intenzity E nemění v čase. Pokud jsou pro vlastnosti pole rozhodující charakteristiky vektoru intenzity H, mluvíme o magnetickém poli. V stacionárním magnetickém poli vektor intenzity H nezávisí na čase.

Magnetické pole, jehož magnetické indukční čáry jsou rovnoběžné přímky, nazýváme homogenní magnetické pole. Zdrojem stacionárního magnetického pole je nepohybující se vodič s konstantním proudem anebo nepohybující se permanentní magnet.

Pole jsou nejčastěji charakterizována svými silovými účinky na hmotu. Elektrické pole s intenzitou E působí na nepohybující se náboj Q umístěný do pole silou F_E.

$$F_E = E \,.\, Q$$

Intenzita homogenního elektrického pole E je určená vztahem

$$E = \frac{U}{d}\,,$$

kde U je napětí ve voltech a d je vzdálenost dvou bodů v metrech, mezi kterými je dané napětí. Z toho vyplývá jednotka intenzity elektrického pole $\mathrm{V \cdot m^{-1}}$.

Na rozdíl od elektrického pole, magnetické pole působí silou jenom na pohybující se náboj. Síla je přímo úměrná velikosti náboje a jeho rychlosti:

$$F_M = B \cdot Q \cdot v \cdot \sin\alpha\,,$$

kde B je fyzikální veličina, která kvantitativně charakterizuje magnetické pole, zvaná magnetická indukce, a α je úhel, který svírá okamžitá rychlost náboje v se směrem magnetických indukčních čar.

Z předcházejícího vztahu pro **magnetickou indukci** vyplývá

$$B = \frac{F_M}{Q \cdot v \cdot \sin\alpha}$$

Z rovnice odvodíme jednotku magnetické indukce

$$[B] = \frac{[F_M]}{[Q] \cdot [v] \cdot [\sin\alpha]} = \frac{\mathrm{N}}{\mathrm{C \cdot m \cdot s^{-1}}} = \frac{\mathrm{N}}{\mathrm{A \cdot m}} = \mathrm{N \cdot A^{-1} \cdot m^{-1}} = \mathrm{T}$$

Jednotku magnetické indukce nazýváme tesla, T. Mezi intenzitou magnetického pole H a magnetickou indukcí B, která určuje silový účinek pole, platí vztah

$$B = \mu \cdot H\,,$$

kde μ je konstanta, která charakterizuje prostředí, ve kterém se magnetické pole nachází. Nazývá se **magnetická permeabilita** prostředí. Vakuum má permeabilitu $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot \mathrm{N \cdot A^{-2}}$. Permeabilitu prostředí často vyjadřujeme pomocí relativní permeability μ_r, která je určená vztahem

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0}$$

Relativní permeabilita je bezrozměrné číslo, které udává, kolikrát větší je permeabilita jistého látkového prostředí jako permeabilita vakua.

Další fyzikální veličinou používanou pro charakteristiku hmoty je magnetická susceptibilita χ, definovaná vztahem

$$\chi = \mu - 1\,,$$

kde μ je magnetická permeabilita prostředí.



Nikola Tesla (1856–1943)
Chorvat, absolvent pražské univerzity, podílel se na rozvoji rakousko-uherské telegrafní sítě, elektrifikaci Budapešti a Salzburgu. V roce 1884 odchází do USA, kde se mimo jiné účastnil výstavby elektrárny u Niagarských vodopádů. Dominantou jeho práce bylo studium magnetického pole a elektromotorů. Za svůj život získal více než 100 patentů a je mu přiznáno více než 700 vynálezů.

4.6.2 Magnetické vlastnosti látek

Látky mohou reagovat na magnetické pole rozdílným způsobem. Fyzikální veličina, která charakterizuje všechny fyzikální objekty, které utvářejí ve svém okolí magnetické pole, se nazývá magnetický moment. Magnetický moment závitu vodiče, kterým protéká elektrický proud, je určený vztahem:

$$m = I \cdot S ,$$

kde m je magnetický moment, I intenzita proudu a S obsah plochy, kterou ohraničuje závit.

Každý elektron, který je součástí atomu, má magnetický moment. Výsledný magnetický moment atomu je daný vektorovým součtem magnetických momentů jeho elektronů a magnetického momentu jádra atomu.

Diamagnetické látky se skládají z diamagnetických atomů, které mají výsledný magnetický moment roven nule.
Paramagnetické látky se skládají z paramagnetických atomů, které mají nenulový výsledný magnetický moment.

Pokud umístníme diamagnetickou látku do vnějšího magnetického pole, v diamagnetických atomech a molekulách se indukují magnetické momenty, které mají opačný směr než vnější magnetické pole. Výsledkem je zeslabení původního vnějšího magnetického pole v diamagnetické látce. Graficky zobrazujeme vlastnost diamagnetických látek pomocí vytlačení magnetických indukčních čar z diamagnetické látky.

Diamagnetické látky mají relativní permeabilitu menší než 1 a magnetickou susceptibilitu menší než 0.

V nepřítomnosti vnějšího magnetického pole jsou magnetické momenty paramagnetických atomů a molekul orientovány chaoticky. Výsledkem je, že paramagnetická látka jako celek nevykazuje magnetické vlastnosti. Pokud umístíme paramagnetickou látku do vnějšího magnetického pole, magnetické momenty atomů a molekul se snaží zorientovat ve směru vnějšího pole. Výsledkem je zesílení vnějšího magnetického pole v paramagnetické látce, protože k vnějšímu magnetickému poli se přidají souhlasně orientovaná magnetická pole paramagnetických atomů a molekul.

Graficky si můžeme vlastnost paramagnetických látek zobrazit pomocí koncentrování magnetických indukčních čar v paramagnetické látce.

Paramagnetické látky mají relativní permeabilitu větší než 1 a magnetickou susceptibilitu větší než 0.

Diamagnetické látky nepatrně zeslabují a paramagnetické látky nepatrně zesilují vnější magnetické pole. Feromagnetické látky naproti tomu výrazně, až tisícinásobně zesilují vnější magnetické pole.

Feromagnetické látky se skládají z paramagnetických atomů a molekul stejně jako paramagnetické látky. Na rozdíl od paramagnetických látek paramagnetické atomy anebo molekuly ve feromagnetické látce se v určitých oblastech, které nazýváme domény, pomocí výměnných sil zorientují v jednom směru.

Feromagnetická látka se skládá z domén, ve kterých jsou magnetické momenty atomů anebo molekul uspořádány jedním směrem. Avšak magnetické momenty jednotlivých domén jsou uspořádány chaoticky. Pokud vložíme feromagnetickou látku do vnějšího magnetického pole, objem domén orientovaných ve směru vnějšího pole narůstá a při jisté velikosti magnetické indukce vnějšího magnetického pole magnetické momenty všech atomů anebo molekul se uspořádají ve směru vnějšího magnetického pole. Látka je magneticky nasycená a 100 až 1000násobně zesiluje vnější magnetické pole, protože se k magnetickým indukčním čarám vnějšího pole přidají magnetické indukční čáry jednotlivých elementárních magnetů, domén, ze kterých se látka skládá. Feromagnetické látky mají relativní permeabilitu $\mu >> 1$ a magnetickou susceptibilitu $\chi >> 0$.

Buňky a tkáně lidského těla ve všeobecnosti mají diamagnetické vlastnosti. Výjimkou jsou deoxygenizované erytrocyty, které jsou paramagnetické v důsledku paramagnetických vlastností atomu železa v molekule hemoglobinu. Pokud hemoglobin váže kyslík, přechází z paramagnetického stavu do diamagnetického stavu.

Cytoplazmatická membrána humánních buněk, která je vysoko organizovanou strukturou, projevuje magnetickou anizotropii. Její magnetická susceptibilita závisí na směru, ve kterém je měřená. Je definovaná vztahem

$$\Delta\chi = \chi_{\parallel} - \chi_{\perp} ,$$

kde $\chi_{\parallel}$, $\chi_{\perp}$ jsou magnetické susceptibility ve směru paralelním a kolmém k charakteristickému směru membránové struktury. Anizotropní struktury s magnetickými vlastnostmi, jakými jsou cytoplazmatické buněčné membrány, mohou být orientovány v silných magnetických polích.

V magnetostatických baktériích a v malém množství také v humánních tkáních byly objeveny feromagnetické částice nazývané magnetity. Magnetity izolované z magne-

tostatických baktérií představují kubické krystaly Fe_3O_4 s velikostí 50–200 nm a jsou uspořádány v 3 □m dlouhých řetězcích. Už magnetické pole s magnetickou indukcí 10 mT mění orientaci uvedených řetězců. Předpokládá se, že magnetity v humánních tkáních mají podobnou strukturu a uspořádání jako magnetity v baktériích, i když magnetitové řetězce v humánních tkáních ještě nebyly experimentálně dokázané.

V důsledku rozdílných magnetických vlastností tělních tekutin stacionární magnetické pole způsobuje změny osmotických tlaků v tkáních.

4.6.3 Mechanismy interakcí elektromagnetických polí s živou hmotou

Pokud elektrická a magnetická pole pozitivně působí na zdraví pacientů při magnetoterapii, pokud tato pole poskytují informace o zdravotním stavu pacientů při magnetické rezonanci, magnetoencefalografii, magnetokardiografii a magnetomyografii, anebo magnetická pole o určitých charakteristikách mají negativní účinky na zdraví lidí, nevyhnutelně musí reagovat s biologickými molekulami, buňkami a tkáněmi lidského těla. Elektromagnetická pole mohou měnit jejich tvar, velikost, náboj, chemický stav nebo energii.

4.6.3.1 Interakce stacionárních magnetických polí s živou hmotou

Stacionární magnetická pole jsou téměř nerušena biologickými tkáněmi lidského těla a reagují přímo s magneticky anizotropnými polarizovanými anebo feromagnetickými materiály a s pohybujícími se náboji lidského těla. Známe tři základní mechanismy, kterými stacionární magnetická pole reagují s tkáněmi lidského těla.

4.6.3.2 Indukce elektrických polí

Na pohybující se částici s nábojem q v magnetickém poli působí síla F_m, které velikost je určená vztahem

$$F_m = q\, v\, B \sin\alpha ,$$

kde v je rychlost pohybujícího se náboje, B je velikost magnetické indukce pole, α je úhel, který svírá magnetická indukce se směrem rychlosti.

Stacionární magnetické pole působí silou F_m na pohybující se ionty v roztocích lidského těla a vytváří indukované elektrické pole a proudy. Tato interakce je základem magneticky indukovaných elektrických potenciálů v tekoucí krvi. Na základě výpočtů byla odhadnuta maximální hodnota elektrického napětí, které je generováno na stěnách aorty, na hodnotu 10 mV/T.

Když se částice s nábojem pohybuje současně v elektrickém a magnetickém poli, působí na ní **Lorentzova síla** F_L

$$F_L = F_e + F_m = q\, E + q\, v\, B \sin\alpha ,$$

kde F_e je síla, kterou působí elektrické pole na částici, F_m je síla, kterou působí magnetické pole na částici, q je náboj částice, v je rychlost pohybující se částice, α je úhel, který svírá magnetická indukce se směrem rychlosti. Lorentzova síla zakřivuje dráhu pohybujícího se náboje, což vyvolává změnu distribuce iontů v pohybujících se tělních tekutinách.

Stacionární magnetické pole působí fyzikální sílou na tekoucí krev, která je proporcionální iontovému vodivému proudu a magnetické indukci pole. Výsledkem působení uvedených sil je pokles rychlosti proudění krve a vzrůst krevního tlaku, což označujeme termínem magnetohydrodynamický efekt. V důsledku magnetohydrodynamického efektu na základě teoretických výpočtů předpokládáme nárůst tlaku krve o 28 % v magnetickém poli o magnetické indukci 10 T.

4.6.4 Magnetomechanický efekt

Vnější magnetické pole reaguje s nekompenzovanými magnetickými momenty prvků a molekul. Homogenní stacionární magnetické pole generuje momenty sil působící na určité molekuly a feromagnetické materiály v lidském těle, které se snaží otočit magnetický moment molekuly nebo feromagnetického implantátu do směru vnějšího magnetického pole. Velikost momentu síly je daná vztahem

$$M = m \cdot B \cdot \sin\alpha ,$$

kde m je magnetický moment molekuly, B magnetická indukce vnějšího magnetického pole a α úhel, který svírají vektory magnetického momentu a magnetické indukce.

V případě, že atomy s nekompenzovanými magnetickými momenty jsou součástí koenzymů nebo proteinů, uvedená interakce může způsobit změnu rychlosti enzymatické reakce. Aby se projevil uvedený efekt na rychlost enzymatické reakce, musí překročit magnetická indukce vnějšího magnetického pole nevyhnutelně prahovou hodnotu, aby potenciální energie magnetického dipólu molekuly v magnetickém poli byla porovnatelná s kinetickou energií molekuly substrátu a enzymu. Potenciální energie magnetického dipólu v magnetickém poli je daná vztahem

$$U = -m \cdot B \cdot \cos\gamma ,$$

kde m je magnetický moment molekuly, B je magnetická indukce vnějšího pole a γ je úhel, který svírají vektory magnetického momentu a magnetické indukce.

Překročení prahové hodnoty magnetické indukce magnetického pole vyvolává přednostní orientaci magnetických momentů molekul podél magnetických indukčních čar. Stejné hodnoty magnetické indukce magnetického pole mohou působit na různé enzymy různým směrem v závislosti na struktuře reakčních center. Činnost některých enzymů se může stimulovat, jiných enzymů inhibovat.

Pohyb buněk ve směru gradientu stacionárního magnetického pole, který se vyskytuje v extrémně nehomogenních stacionárních magnetických polích a je odrazem magnetomechanického efektu, nazýváme magnetoforéza.

V důsledku momentů sil magnetická pole o velikosti magnetické indukce 0,1–0,4 T ovlivňují konformační stabilitu hemoglobinu a kinetiku oxidačně-redukčních reakcí hemoglobinu. Následkem magnetomechanického efektu se magnetická pole snaží otočit molekuly, intracelulární struktury i celé buňky tak, aby se výsledný magnetický moment molekul a intracelulárních struktur zorientoval ve směru vnějšího magnetického pole a aby se částice pohybovaly ve směru gradientu magnetického pole.

Podle teoretických výpočtů by magnetická pole s magnetickou indukcí menší než 10 T neměla mít významný patologický účinek.

4.6.5 Elektronové interakce

Stacionární magnetická pole mohou měnit energetické hladiny a orientaci spinů elektronů. Biologicky signifikantní elektronové interakce budou ty, ve kterých může být pomocí magnetického pole změněna orientace spinů těch elektronů, které formují vazby v reakcích enzymů se substráty. Podle teoretických analýz magnetická pole do 10 T pravděpodobně neovlivňují chemické reakce v lidském těle s výjimkou reakcí, které zahrnují radikály jako meziprodukt v reakční cestě od východiskových látek ke konečným produktům.

Volné radikály mají význam v mnohých biologických reakcích a pozorovatelné změny v těchto reakcích podle teorie mohou být očekávané v polích už s velikostí magnetické indukce 10 mT. Magnetická pole mohou prodloužit čas života volných radikálů. V tomto případě se zvýší část radikálů, které reagují s makromolekulami, což může vést k možným negativním efektům na funkci buněk.

4.6.5.1 Interakce elektromagnetických polí s živou hmotou

Mechanismem interakce biologických tkání s elektromagnetickým polem je indukce časově měnících se elektrických polí a proudů. Na buněčné úrovni interakce indukuje napětí napříč membránami buněk. Při prahové hodnotě indukované napětí produkuje přímou stimulaci vzrušivých buněk. Indukované napětí je dostatečné na stimulaci nervů a svalových buněk, aby došlo k jejich kontrakci. Na základě tohoto mechanismu vnímáme elektrické proudy, pokud protékají našim tělem.

Elektromagnetická pole indukují časově proměnné elektrické náboje na povrchu těla. Kromě toho jsou elektrická pole, polarizační změny a proudy indukované uvnitř těla.

Indukované napětí je proporcionální k rychlosti změny magnetického indukčního toku. Indukovaná pole a proudy jsou lineárně závislé na frekvenci elektromagnetického pole v případě aplikace sinusových polí.

Podle **Faradayovho zákona** elektromagnetické indukce je velikost indukovaného elektromotorického napětí daná vztahem:

$$U = \frac{-\Delta\varphi}{\Delta t},$$

kde $-\Delta\varphi$ je velikost změny magnetického indukčního toku za čas Δt.



Michael Faraday (1791–1867)
Anglický fyzik a chemik, věnoval celý svůj život studiu vztahu elektrického proudu a magnetického pole. Sestrojením indukční cívky významně přispěl ke konstrukci elektromotoru.

V důsledku indukovaného napětí vznikají indukovaná elektrická pole v tělesných tekutinách, jejichž intenzita E je daná vztahem:

$$E = \frac{S}{d} \cdot \frac{\mathrm{d}B}{\mathrm{d}t} \cdot \cos\alpha,$$

kde S je plocha tkání, kterou protínají magnetické indukční čáry, d dráha, na které působí siločáry elektrického pole, $\frac{\mathrm{d}B}{\mathrm{d}t}$ rychlost změny magnetické indukce, α úhel, který svírá normála k ploše, kterou protékají magnetické indukční čáry, se směrem magnetických indukčních čar.

Produkované biologické efekty musí být spojené s následnými elektrochemickými procesy, pravděpodobně v membráně buňky, které ovlivňují vlastnosti buněk. Indukované proudy cirkulují hlavně v extracelulárním médiu a mohou mít vliv na iontový transport, který probíhá napěťově řízenými iontovými proteinovými kanály napříč membránou, a na vliv na membránové proteiny nebo vázání hormonů na povrch buněk.

Funkce proteinů závisí na jejich třírozměrné struktuře. Pokud elektrická pole mění tvar proteinu, schopnost proteinu fungovat jako enzym, receptor anebo iontový kanál je změněná. Velká elektrická pole mohou zapříčinit změny v membránových kanálech, mohou změnit konformaci enzymů, membrán, tvar proteinů, receptorů, tvar buněk anebo distribuci iontů obklopujících jednotlivé buňky.

4.6.6 Magnetoterapie

Magnetoterapie je metoda využívající pulzní magnetická pole k léčení některých onemocnění.

Jde o metodu, kterou znali již naši předkové, kteří používali magnetickou rudu, zvanou magnetit (Fe_3O_4). Přikládáním destiček z této rudy na bolestivá poranění redukovali bolestivost a urychlovali hojení ran.

V zásadě rozeznáváme dva druhy magnetických polí:

- **permanentní** neboli statické magnetické pole, jehož zdrojem je klasický magnet
- **proměnné magnetické pole**, které vzniká v okolí vodiče, kterým prochází elektrický proud (sinusový nebo pulzní)

Vodiče stočené do tvaru různých cívek se nazývají **aplikátory**. Běžný tvar aplikátorů je solenoid, dečkový nebo diskový, popřípadě tunelový aplikátor.

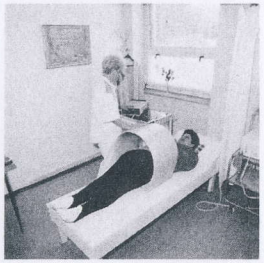
Jednotkou pro **magnetickou indukci** je **tesla** (T). Dnes se v terapii používají zdroje, u kterých se magnetická indukce pohybuje mezi 2–70 mT. Šířky pulzů se pohybují od několika ms do desítek ms.

Magnetické pole má v živé tkáni vliv na: **elektronové interakce na atomární a subatomární úrovni**, včetně magnetické rezonance a vlivu magnetického pole na spin elektronů na oběžných drahách; **magnetomechanický efekt** realizovaný změnami orientace některých makromolekul (RNA, DNA), bipolárních molekul vody, změnami propustnosti buněčných membrán hlavně pro ionty kalcia i některých jiných biogenních prvků; **magnetoelektrický efekt** založený na tvorbě tzv. vířivých (indukovaných) potenciálů na anatomických strukturách, ale i na větších biologických celcích, kde dochází k interakci mezi vířivými proudy, klidovými a činnostními biopotenciály.

Velikost vířivých proudů závisí mimo jiné na magnetické indukci, frekvenci a délce biologických objektů (svalových buněk, nervových vláken apod.). Vlivem pulzního magnetického pole dochází ke zvýšení proliferační aktivity kmenových krevních buněk v kostní dřeni, fagocytární aktivity makrofágů, aktivaci imunitního systému, zvýšené spotřebě kyslíku v exponované tkáni, uvolňování spazmů buněk hladkého i kosterního svalstva.

Pulzní magnetoterapie (obr. 4.38) se používá hlavně k odstranění bolestí (analgézii), k podpoře léčby akutních a chronických zánětů, degenerativních onemocnění kloubů, Bechtěrevově nemoci, zánětů nervů, při spazmech kosterního svalstva, některých kožních onemocnění, poúrazových stavů s otoky a krevními výrony a je využíván i hojivý efekt u bércových vředů, popálenin, proleženin a těžko se hojících kostních zlomenin. Rovněž se využívá protibolestivý a protiedémový efekt pulzního magnetického pole, který může snížit užívání farmak.

Pulzní magnetoterapii nelze používat v oblasti srdce, nad kardiostimulátory, v těhotenství, u zhoubných nádorů, tuberkulózy, u krvácivých stavů a u těžkých infekčních onemocnění s vysokými teplotami.



Obr. 4.38 *Pulzní magnetoterapie na rehabilitačním oddělení*

Literatura

1) *Capko, J.: Základy fyziatrické léčby. Grada Publishing, a.s., Praha 1998*
2) *Gúth, A. et all.: Vyšetrovacie a liečebné metodiky pre fyzioterapeutov. Liečreh Gúth, Bratislava 1998*
3) *Hampton, JR.: EKG pro praxi. Grada Publishing, a.s., Praha 1997*
4) *Hellenthal, W.: Physik für Mediziner und Biologen. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart 1999*
5) *Hrazdíra, I. a kol.: Biofyzika. Avicenum, Praha 1983*
6) *Navrátil, L. et al.: Vnitřní lékařství pro nelékařské fakulty. MANUS, Praha 2003*
7) *Poděbradský, J., Vařeka, I.: Fyzikální terapie, I. a II. díl, Grada Publishing, a.s., Praha 1998*
8) *Trojan, S. et al.: Lékařská fyziologie. Grada Publishing, a.s., Praha 2004*

5 Optika a biofyzika vidění

Optika je nauka o optickém záření. Studuje podstatu, vznik, šíření, detekci a vzájemné působení optických záření. Zabývá se rovněž energií optického záření, jejími přeměnami a interakcemi zářivé energie s látkou.

5.1 Vlastnosti záření

(Hana Kolářová)

V 19. století vytvořil J. C. Maxwell teorii, že elektromagnetické záření (tedy i světlo) je elektromagnetické vlnění, které je tvořeno elektrickým a magnetickým polem. Časová změna elektrického pole vyvolává časově proměnné magnetické pole, které v následujícím čase vede ke vzniku časově proměnného elektrického pole atd. Proces se neustále opakuje a vede k šíření elektromagnetického vlnění prostorem od daného zdroje elektromagnetického vlnění – nestacionárního elektrického dipólu. Tyto elektromagnetické vlny se šíří ve vakuu rychlostí **c = 299792498 m.s^{-1}**.



James Clerk Maxwell (1831–1879)
Rodák z Edinburghu, absolvent Cambridgské univerzity, od roku 1871 její profesor teoretické fyziky. Matematicky vyjádřil Faradyovy siločáry, matematicky odvodil, že existují elektromagnetické vlny, které se šíří rychlostí světla, vypočítal velmi přesně rychlost světla.

Poměr rychlosti světla ve vakuu c a rychlosti v jiném prostředí v se nazývá **index lomu prostředí**. Ten je závislý na vlnové délce světelného vlnění λ:

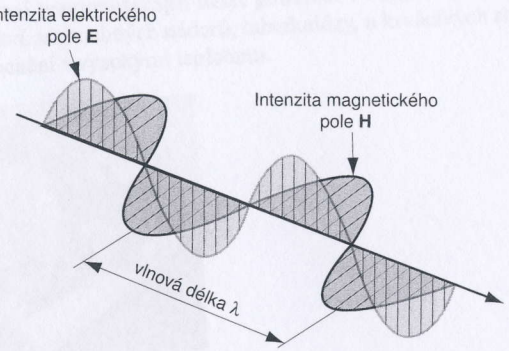
$$n_\lambda = \frac{c}{v_\lambda}$$

Ze světelného zdroje se světlo šíří jako vlnění, které má ve vakuu vlnovou délku:

$$\lambda = \frac{c}{f}\,(\mathrm{m})\,,$$

kde f (Hz) je frekvence světelného vlnění.

Elektromagnetické vlnění, a tedy i světlo, je tzv. vlnění příčné. Znamená to, že vektory intenzity elektrického pole E a magnetického pole H jsou kolmé na směr šíření (obr. 5.1).



Obr. 5.1 *Šíření elektromagnetické vlny*

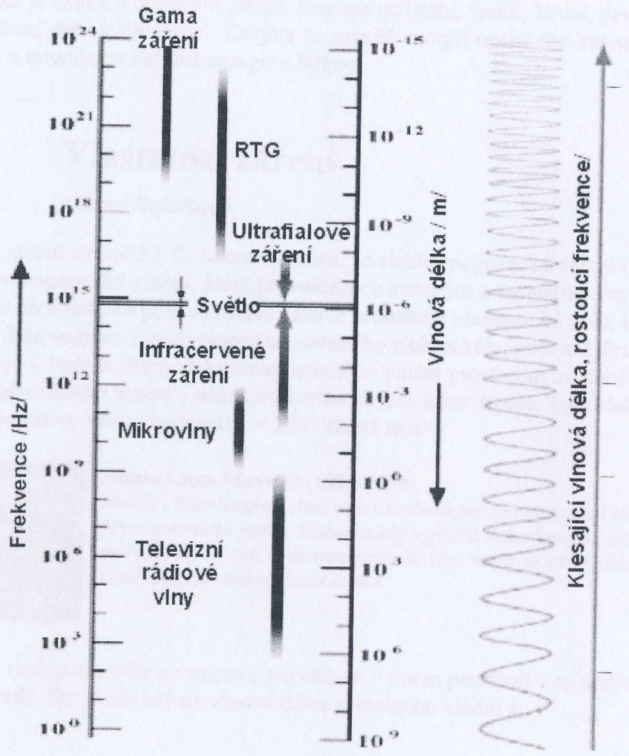
5.1.1 Spektrum elektromagnetického záření

Spektrum elektromagnetického záření (obr. 5.2) zasahuje na jedné straně spektra do oboru rádiových vln a na druhé do oboru záření γ, jehož zdrojem jsou jádra atomů. Optické záření zahrnuje rozsah frekvencí přibližně od 7.10^{11} Hz do 3.10^{16} Hz. Odpovídající vlnové délky jsou pro vakuum od 4.10^{-4} m do 10^{-8} m.

Optické záření se dělí na:

- **infračervené záření** $\lambda \cong (4.10^{-4} \div 8.10^{-7})$ m
- **viditelné záření – světlo** $\lambda \cong (7{,}9.10^{-7} \div 3{,}9.10^{-7})$ m
- **ultrafialové záření** $\lambda \cong (4.10^{-7} \div 10^{-8})$ m

Významnou složkou spektra elektromagnetického záření je **viditelná oblast** ležící v intervalu vlnových délek **790 nm–390 nm**. Optika se zabývá především vlastnostmi viditelného záření – **světla**. Za světlo označujeme elektromagnetické záření, na které je citlivé lidské oko. Každá vlnová délka přitom vyvolává různý zrakový vjem, tzv. barvu světla. Nejkratší vlnová délka odpovídá fialové barvě a nejdelší červené barvě. Jejich směs dává světlo bílé. Světlo, které má určitou konstantní frekvenci (vlnovou délku), se nazývá **monofrekvenční (monochromatické)**.



Obr. 5.2 *Spektrum elektromagnetického záření*

5.1.2. Šíření světla

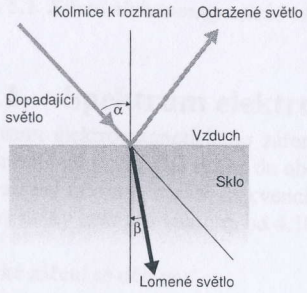
Světlo ze světelného zdroje se šíří ve **vlnoplochách** podobně jako kruhy na vodní hladině. Podle Huyghense je každý bod této vlnoplochy zdrojem elementárního vlnění. Přímka kolmá na vlnoplochu udává směr, kterým se světlo šíří a nazývá se **světelný paprsek**.

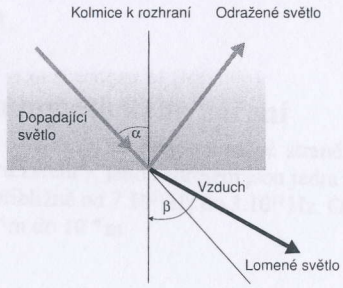
Při dopadu světla na rozhraní dvou optických prostředí, v nichž má světlo fázové rychlosti v_1 a v_2 ($v_1 > v_2$), nastává **odraz** (reflexe) a **lom** (refrakce) světla. Podle zákona odrazu je úhel odrazu roven úhlu dopadu a odražený paprsek zůstává v rovině dopadu.

Podle **Snellova zákona lomu světla** je poměr sinu úhlu dopadu (α) k sinu úhlu lomu (β) pro dvě daná optická prostředí veličina stálá a rovná se převrácenému poměru indexů lomu obou prostředí (n_1 a n_2). Při srovnávání dvou prostředí nazýváme prostředí s vyšším indexem lomu prostředí opticky hustší a s nižším indexem lomu opticky řidší:

$$\frac{\sin\alpha}{\sin\beta} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

Podle zákona lomu nastává při šíření světla z prostředí opticky řidšího do prostředí opticky hustšího **lom ke kolmici** ($\beta < \alpha$) (obr. 5.3a). Při šíření světla z opticky hustšího prostředí do opticky řidšího nastává **lom od kolmice** ($\beta > \alpha$) (obr. 5. 3b).





Obr. 5.3a *Lom ke kolmici* **Obr. 5.3b** *Lom od kolmice*

Zvláštní případ nastává pro $\beta = 90°$. Úhel dopadu α_m, kterému odpovídá tento úhel lomu, se nazývá mezní úhel. Pro mezní úhel platí vztah:

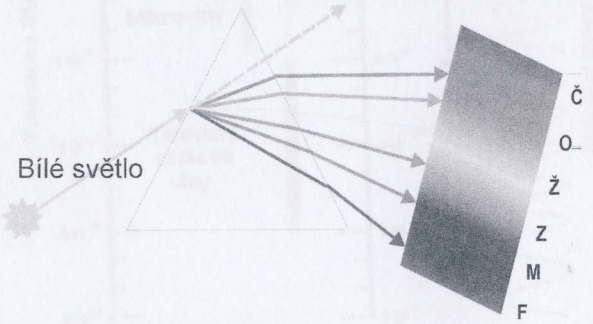
$$\sin\alpha_m = \frac{1}{n}$$

Je-li $\alpha > \alpha_m$, vzniká **úplný odraz**. Jev totálního odrazu světla nastává při přechodu světla z prostředí opticky hustšího do opticky řidšího, kdy se s rostoucím úhlem dopadu zvětšuje i úhel lomu, až při mezním úhlu (úhel totálního odrazu) již k lomu nedochází a veškeré dopadající světlo se odráží. Prostředí, kterým se světlo může šířit, se rozlišuje podle optických vlastností prostředí. V průhledném – transparentním prostředí – nedochází k absorpci (pohlcení) světla, které způsobuje zabarvení předmětu do doplňkové barvy absorbované vlnové délky a nedochází ani k rozptylu světla. Průsvitným prostředím světlo prochází, ale částečně se rozptyluje. V neprůhledném prostředí se světlo silně pohlcuje nebo se do něj vůbec nedostane, a na povrchu se odráží. Podle toho,

má-li optické prostředí stejné optické vlastnosti v celém svém objemu (nebo ne), hovoříme o prostředí homogenním nebo nehomogenním. Důležité je také rozdělení prostředí podle toho, jestli rychlost šíření závisí na směru šíření a na polarizaci dopadajícího světla (prostředí anizotropní) nebo nezávisí (izotropní).

Disperze světla

Fázová rychlost světla v prostředí, kde $n > 1$ není konstantní, je závislá na frekvenci světla. Tento jev se nazývá **disperze světla**. Disperze světla umožňuje rozložit bílé světlo, v němž jsou zastoupena světelná záření všech frekvencí, na monofrekvenční (monochromatická) světla. K rozkladu světla se používají např. optické hranoly (bílé světlo se při lomu rozloží na barevné složky: červenou – nejmenší index lomu, oranžovou, žlutou, zelenou, modrou a fialovou – největší index lomu). Optický hranol je vyroben z materiálu – sklo pro UV – VIS oblast, křemen pro UV (ultrafialovou) oblast, NaCl pro IR (infračervenou) oblast, který má pro použité světlo optimální parametry (propustnost, disperze). Používá se jako monochromátor ve spektrálních přístrojích. **Hranolové spektrum** (obr. 5.4) je uspořádáno tak, že nejméně je odchýlená červená spektrální složka (nejdelší λ) a nejvíce fialová (nejkratší λ).



Obr. 5.4 *Rozklad světla hranolem – hranolové spektrum*

5.1.3 Kvantová optika

Kvantová optika se zabývá ději při vyzařování a šíření záření a při vzájemném působení záření a látky. Podle kvantové teorie světla, na níž se podíleli M. Planck v roce 1900 a A. Einstein v roce 1905, je možné každé elektromagnetické vlnění popsat jako proud oddělených fotonů nebo-li elementárních kvant elektromagnetické energie. Energie elektromagnetického záření není tedy spojitě rozložena, ale je soustředěna v určitých energetických kvantech (fotonech). Fotony jsou elementární částice nelátkové povahy

(bosony), které nelze vnímat našimi smysly, ale lze je popsat matematicky a prokázat jejich existenci experimentálně. Mají nulovou klidovou hmotnost (nepohybující se foton neexistuje) a pohybují se rychlostí světla c.

Ze vztahu $\boldsymbol{E = mc^2}$ je možné pro fotony pohybující se rychlostí světla určit jejich hmotnost. Každý foton ve vakuu vykazuje energii – elementární kvantum energie $E = hf$.

Foton jako částici charakterizuje **energie fotonu**:

$$E = h \cdot f = \frac{h \cdot c}{\lambda} \text{ (J)}$$

Další charakteristickou veličinou je **hybnost fotonu**:

$$p = m \cdot c = \frac{h}{\lambda} \text{ (kg·m·s}^{-1}\text{)}$$

Podle Louise de Broglieho je s každou částicí, jejíž hybnost má velikost p, spjato vlnění o vlnové délce:

$$\lambda = \frac{h}{p} \text{ (m)}$$

De Broglieho vlny jsou projevem vlnových vlastností pohybujících se částic bez ohledu na to, zda částice má nebo nemá elektrický náboj (korpuskulárně-vlnový dualismus).

K nejvýznamnějším jevům kvantové optiky patří fotoelektrický jev pozorovaný zejména u pevných látek (kovů a polovodičů) po jejich ozáření světlem vhodné vlnové délky.

Při vnějším fotoelektrickém jevu se působením záření uvolňují elektrony z povrchu látky a nastává fotoemise elektronů. Při vnitřním fotoelektrickém jevu zejména u polovodičů vzniká jejich **fotovodivost**.

Při fotoelektrickém jevu každý fotoelektron pohltí jedno kvantum energie záření hf. Platí Einsteinova rovnice pro vnější fotoelektrický jev:

$$hf = W_v + \frac{1}{2} m_e \cdot v^2$$

Veličina W_v je výstupní práce, která se musí vykonat, aby se elektron uvolnil z kovu. Zbývající část kvanta elektromagnetického záření získá fotoelektron ve formě kinetické energie a vně se pohybuje rychlostí v.

Fotoelektrický jev nastane, když kvantum energie záření pohlcené elektronem je alespoň rovno výstupní práci $W_v = hf_m$.

Pro každý kov tedy můžeme určit mezní vlnovou délku $\lambda_m = \frac{c}{f_m}$, která představuje horní hranici, kdy nastane fotoelektrický jev.

Shrnutí nejdůležitějších poznatků
Podle současných fyzikálních teorií je elektromagnetické záření příčné kvantované elektromagnetické vlnění, vykazující zároveň vlnové i korpuskulární vlastnosti.

1. **Vlnové vlastnosti** – elektromagnetické záření je vlastně elektromagnetické vlnění, jehož typickými jevy jsou **interference**, **ohyb** a **polarizace** elektromagnetického vlnění.
2. **Korpuskulární vlastnosti** – elektromagnetické záření je proud fotonů (částic), které vykazují nejen **hmotnost** a **impulz**, ale i **frekvenci** a **vlnovou délku**.

Vlnové vlastnosti se nejzřetelněji projevují v dlouhovlnné oblasti elektromagnetického spektra a korpuskulární především v krátkovlnné oblasti. Uvedený dvojí ráz elektromagnetického vlnění se nazývá korpuskulárně – vlnový dualismus elektromagnetického záření.

5.1.4 Vlnová optika

5.1.4.1 Interference světla – skládání vlnění

Výrazným projevem vlnových vlastností světla, zejména světla monochromatického, je **interference** světla (skládání vlnění). Jev spočívá ve skládání různých příspěvků vlnění v daném místě (v případě světla jsou to příspěvky elektrického a magnetického pole). Projevem interference je vznik interferenční struktury. U monochromatického světla se interference projevuje vznikem světlých a tmavých proužků, u bílého světla „vznikem duhy". Pro pozorování interference je důležitá **koherence světla**, kdy světlo z různých zdrojů má v daném místě stejnou fázi, která se s časem nemění. U přirozených zdrojů se vlastnosti světla nezmění (tedy světlo zůstane koherentní) jen na velmi krátké vzdálenosti (0,01 mm). Teprve až s objevem laseru bylo umožněno pozorování interference při větších dráhových rozdílech (až několik metrů). Interferenci lze pozorovat například při Youngově pokusu, ve kterém světlo z bodového zdroje dopadá na dvojici štěrbin. Při malé vzdálenosti štěrbin dochází k interferenci světla za štěrbinami, na stínítku se pozoruje interferenční obrazec, maxima vznikají v místech, kde světelná vlnění mají stejnou fázi, minima naopak v místech, kde mají fázi opačnou. Interferenci lze také pozorovat na tenké vrstvě (Newtonova skla). Interference je významná právě při záznamu a uchovávání třídimenzionální informace, v holografii.

Interferenční maximum při interferenci koherentního světelného vlnění o vlnové délce λ vzniká, když je **dráhový rozdíl** Δl:

$$\Delta l = 2k\frac{\lambda}{2}$$

a **interferenční minimum** při splnění podmínky:

$$\Delta l = (2k + 1)\frac{\lambda}{2}, \text{ kde } k = 0, 1, 2, \ldots$$

Pro vznik interferenčního maxima a minima u světelného vlnění platí stejné podmínky jako pro mechanické vlnění. Obecně lze říci, že jsou-li kdekoliv v prostoru přítomny dvě nebo více vln, je výsledná vlna součtem jednotlivých vln, což ale platí jen v rámci tzv. **lineární optiky**, kdy prostředí neinteraguje a není ovlivňováno vlnou samo o sobě. Pokud ke změnám v prostředí dochází (např. pro dostatečně silné optické vlny srovnatelné s vnitřními poli mezi jednotlivými stavebními částicemi látky), není již možno vlny jednoduše skládat, a tyto vlastnosti jsou studovány pomocí tzv. **nelineární optiky**. V nelineární optice se index lomu prostředí mění podle charakteru dopadajícího světla. I samotné světlo se může při průchodu nelineárním prostředím změnit, např. mění svou frekvenci (červené se změní na zelené apod.). Záření je tedy ovlivněno zářením, přes interakci s prostředím, které generuje záření nové, a to se skládá se zářením původním. Podle toho, jaký je vztah mezi polem vybuzeným a polem dopadajícím, hovoří se o nelineárních jevech určitého řádu. Tak například mezi **jevy druhého řádu** (kvadratické) patří zdvojnásobování frekvence světelné vlny (generace druhé harmonické), směšování dvou vln a generování součtových nebo rozdílových frekvencí, zesílení třetí vlny pomocí dvou vln, tzn. parametrické zesílení. Jevu interference využívají optické přístroje zvané **interferometry**. Interferometry detekují intenzity superpozic dvou vln, které urazily různé vzdálenosti (a mají tedy různou fázi).

5.1.4.2 Ohyb světla

Dalším významným projevem vlnových vlastností světla je **ohyb světla** (**difrakce**). V důsledku difrakce se světlo nešíří přímočaře, ale i do oblasti geometrického stínu, vzniklého za překážkami. Pokud je světlo koherentní, pozorujeme ohybový (difrakční) obrazec jako výsledek interference vlnění přicházejících z různých směrů, a tedy s různými dráhovými rozdíly. Kdyby se světlo šířilo jen paprskově, byl by difrakční obrazec pouze geometrický stín clony s příslušným otvorem (aperturou). Díky vlnovému charakteru světla se ale difrakční obrazec liší od stínu clonky, a to zvláště v závislosti na vzdálenosti mezi aperturou a rovinou pozorování, na rozměrech apertury a na vlnové délce světla. Při ohybu na mřížce, která má vzdálenost dvou sousedních štěrbin b, nastává interferenční maximum, je-li splněna podmínka:

$$b \sin\alpha = k\lambda$$

Optická mřížka umožňuje separaci světla (obecně elektromagnetického záření) na složky podle vlnové délky na základě interferenčního jevu. Zpravidla je realizována jako zrcadlo s hustou sítí vrypů. Vzdálenost vrypů je menší než vlnová délka použitého světla. Používá se jako monochromátor ve spektrálních přístrojích.

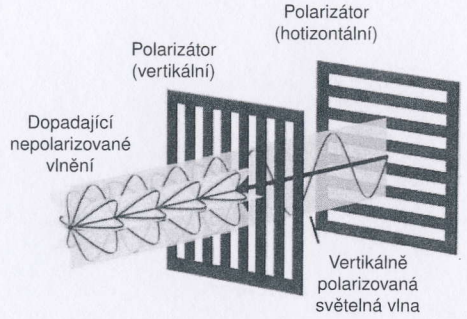
5.1.4.3 Polarizace světla (obr. 5.5)

Světlo šířící se v prostoru (v materiálu) je příčné elektromagnetické vlnění (vektor intenzity elektrického pole E je kolmý na směr šíření). Pokud je směr vektoru E zcela nahodilý, světlo je **nepolarizované**. Přirozené nepolarizované světlo lze polarizovat různými způsoby: odrazem a lomem, dvojlomem, případně polarizačními filtry. Odražené světlo je úplně polarizováno, pokud na rozhraní dopadá pod **Brewsterovým (polarizačním) úhlem**, který je daný podmínkou

$$\mathrm{tg}\,\alpha_B = n$$

Při polarizaci světla dvojlomem se využívá anizotropie krystalů, tedy rozdílné rychlosti šíření světla v různých směrech. Dopadající paprsek se rozdělí na **paprsek řádný** (kmitová rovina je kolmá k rovině dopadu), pro který platí zákon lomu a **paprsek mimořádný** (lineárně polarizovaný s kmitovou rovinou v rovině dopadu), pro který zákon lomu neplatí. Řádný a mimořádný paprsek jsou polarizovány v navzájem kolmých rovinách. Často se používá Nicolův hranol (dva dvojlomné hranoly slepené kanadským balzámem přeponami k sobě). Paprsek řádný se odrazí od vrstvy kanadského balzámu, na kterou dopadá pod větším úhlem než je mezný, a je pohlcen ve stěnách hranolu. Mimořádný paprsek prochází nezměněný a používá se pro další měření. Dopadá-li lineárně polarizovaný paprsek z jednoho polarizátoru na druhý polarizátor (analyzátor), pak intenzita světla procházejícího analyzátorem je úměrná čtverci kosinu úhlu svíraného polarizátorem a analyzátorem ($I = I_0 \cos^2\varphi$). Těchto jevů se využívá v polarimetrii.

Monochromatické světlo je vždy elipticky polarizované (vektor E opisuje v rovině kolmé na směr šíření elipsu, která může být libovolně skloněná vzhledem k souřadné soustavě). Speciálním případem jsou potom polarizace kruhová nebo lineární. Světlo, v němž složka elektrické intenzity E kmitá stále v jedné rovině, se nazývá lineárně polarizované. V aplikované a technické optice se často k vytvoření polarizovaného světla používá **dichroických polarizátorů** – plastických nosičů, v nichž jsou **dichroické krystalky**, které vykazují rozdílnou absorpci pro rozdílně polarizované směry světla (firemní název – polaroidy).



Obr. 5.5 *Polarizace světla*

5.1.5 Paprsková optika

Při popisu šíření světla a optického zobrazení se používá model světelného paprsku.

Rovinné zrcadlo vytváří neskutečný obraz. Protože paprsky před zrcadlem jsou rozbíhavé, najdeme jejich průsečíky za zrcadlem. Obraz libovolného předmětu sestrojíme tak, že podle zákona odrazu najdeme obraz každého bodu předmětu. **Obraz je neskutečný**, **přímý**, **stejně velký** jako předmět a **symetricky sdružený** podle roviny zrcadla.

Kulové (sférické) **zrcadlo** může být **duté** (zobrazovací plochu tvoří vnitřní část povrchu koule) nebo **vypuklé** (zobrazovací plochu tvoří vnější část povrchu koule).

Významnými parametry kulového zrcadla jsou:

- **poloměr křivosti** r
- **střed optické plochy**
- **ohnisková vzdálenost** f (pro vzdálenost ohniska F od vrcholu zrcadla V platí $f = r/2$)
- **předmětová vzdálenost** a (vzdálenost zobrazovaného osového bodu od vrcholu V)
- **obrazová vzdálenost** a' (vzdálenost obrazu osového bodu od vrcholu zrcadla V)

Pro danou předmětovou vzdálenost a a při znalosti ohniskové vzdálenosti f můžeme obrazovou vzdálenost určit ze zobrazovací rovnice pro kulové zrcadlo:

$$\frac{1}{a} + \frac{1}{a'} = \frac{1}{f}$$

Poměr výšky obrazu y' a výšky předmětu y nazýváme příčné zvětšení Z:

$$Z = \frac{y'}{y} = -\frac{a'}{a}$$

Kulová, případně parabolická dutá zrcadla se používají jako reflektory, kdy v ohnisku zrcadla je umístěn světelný zdroj (žárovka).

5.1.5.1 Zobrazení čočkami

Tenká spojka – je taková, u níž je její tloušťka zanedbatelná ve srovnání s její ohniskovou vzdáleností f. V opačném případě hovoříme o tlusté čočce.

Je-li před čočkou a za čočkou stejné prostředí, potom $f = f'$. Ohniskovou vzdálenost **tlusté čočky** můžeme vypočítat ze vztahu:

$$\frac{1}{f} = \left(\frac{n_2}{n_1} - 1\right) \cdot \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2}\right),$$

kde n_1 je index lomu prostředí, ve kterém je čočka a n_2 index lomu skla, z něhož je čočka vyrobena, r_1 a r_2 jsou poloměry křivosti.

Bereme-li v úvahu znaménkovou konvenci, jsou poloměry křivosti čočky kladné pro vypuklé plochy a záporné pro duté plochy. Je-li $n_2 > n_1$ (např. pro čočku ve vzduchu), platí pro spojky $f > 0$, pro rozptylky $f < 0$.

Převrácená hodnota ohniskové vzdálenosti f se nazývá optická mohutnost φ:

$$\varphi = \frac{1}{f}\,(\mathrm{D})$$

Dioptrie 1 D je optická mohutnost čočky s ohniskovou vzdáleností 1 m.

Obvykle používáme pro popis zobrazení **tenkých čoček**.

Zobrazovací rovnice pro tenkou čočku při dodržení znaménkové konvence:

$$\frac{1}{a} + \frac{1}{a'} = \frac{1}{f}$$

Příčné zvětšení čočky je popsáno analogickými vztahy jako u kulového zrcadla:

$$Z = \frac{y'}{y} = -\frac{a'}{a}$$

Z následujícího přehledu jsou patrné vlastnosti obrazu podle polohy předmětu.

Pro spojku:

$a > 2f \Rightarrow f < a' < 2f$ obraz skutečný, převrácený, zmenšený
$a = 2f \Rightarrow a' = 2f$ obraz skutečný, převrácený a stejně velký
$2f > a > f \Rightarrow a' > 2f$ obraz skutečný, převrácený, zvětšený
$a < f \Rightarrow 0 < |a'| < \infty$ obraz neskutečný, přímý a zvětšený

Pro rozptylku:
$\infty > a > 0 \Rightarrow |a'| < |f|$ obraz neskutečný, přímý a zmenšený

Základní pomůckou pro korekci ametropií (viz 5.4) jsou **brýle**. Skládají se ze dvou částí – obruby (**mechanická část**) a vlastních skel (**optická část**). V různé podobě se používají již od 14. století, v poslední době však při využití moderních technologií, převzatých zvláště z kosmického a vojenského výzkumu, prodělaly obě tyto části značný rozvoj. Proto i skla jsou dnes nahrazována jinými materiály s podstatně lepšími optickými a hlavně mechanickými vlastnostmi.

Zásluhou jednoho z nejvýznamnějším československých vědců 20. století, akademika Wichterleho, byl vynalezen hydrofilní gel, který je v neutrální formě oční rohovkou dobře snášen. Tento objev umožnil pokrok v rozvoji **kontaktních čoček**, které mohou nahradit brýle u běžných ametropií.



Otto Wichterle (1913–1998)
V roce 1935 absolvoval Vysokou školu chemicko-technologického inženýrství a v roce 1936 dosáhl doktorátu technických věd. Od roku 1952 se zde začal zabývat syntézou síťovaných hydrofilních gelů, které vodou bobtnají, s cílem najít vhodný materiál pro oční implantáty. V roce 1958 byl jmenován ředitelem vzniklého Ústavu makromolekulární chemie Československé akademie věd. V roce 1990 byl profesor Otto Wichterle, člen mezinárodních společností, držitel řady zahraničních cen a čestný doktor zahraničních univerzit, zvolen předsedou Československé akademie věd a tuto funkci vykonával až do rozdělení Československa v roce 1993. V roce 1993 byla jedna z planetek naší sluneční soustavy pojmenována Wichterle.

5.2 Zdroje a detektory záření

(Hana Kolářová)

Zdroje optického záření jsou objekty, v nichž dochází k přeměně různých forem energie na energii elektromagnetického záření v optické oblasti elektromagnetického spektra. Existují **přirozené** i **umělé** zdroje záření. Mezi přirozené patří Slunce, hvězdy, atmosférické výboje a luminiscenční objekty rostlinného nebo živočišného původu. Umělé zdroje se dělí na **tepelné** (plameny, žárovky, zářiče s tepelným ohřevem, modely absolutně černého tělesa) a **luminiscenční** (luminofory, luminiscenční diody). Podle vlastností emitovaného záření se dělí na **koherentní** (lasery) a **nekoherentní** (spontánní záření s chaoticky měnící se fází).

Látky mohou vyzařovat elektromagnetické záření ve formě **tepelného záření.** V důsledku tepelného pohybu v látce dochází k excitaci jejích atomů nebo molekul, projevující se jako zvýšení celkové energie. Při přechodech mezi excitovanými elektronovými stavy dochází k emisi záření ve spektrální oblasti 0,74–2,5 □m (blízká infračervená oblast). Pokud dochází ke kvantovým přechodům mezi vibračními stavy molekul, emitované záření je v oblasti vlnových délek 2,5–50 □m (střední infračervená oblast). Rotačním kvantovým přechodům odpovídá rozmezí vlnových délek 50 □m–2 mm (vzdálená infračervená oblast). Emisní spektrum pevných látek je spojité. Pokud na tuto látku dopadá vnější záření, může látka záření absorbovat. Energie absorbovaného záření se mění především na energii tepelnou.

5.2.2 Žárovky

Žárovky jsou tepelné zdroje záření. Vlastní zdroj záření je rozžhavené wolframové vlákno, které je umístěné ve skleněné baňce s vakuem nebo plněné inertním plynem. Tepelné zdroje obecně mají pro viditelnou oblast spektra malou účinnost. Větší světelnou účinnost mají žárovky halogenové, které jsou naplněny směsí inertního plynu a halogenu (jódu). V okolí vlákna dochází ke tvorbě excimerů a jejich následnému rozpadu, při kterém vzniká rovněž světelné záření a tím se zvyšuje účinnost. Mají uplatnění v osvětlovací přístrojové technice, v laboratorní přístrojové technice apod.

5.2.3 Luminiscenční zdroje záření

U luminiscenčních zdrojů optického záření se využívá luminiscence plynů nebo pevných látek, která v nich vzniká např. při průchodu elektrického proudu. Látky, ve kterých luminiscence vzniká, se nazývají luminofory a jejich emisní spektrum je diskrétní. Látky se spojitým spektrem energií (např. kovy) luminiscenci nevykazují.

Proces luminiscence začíná vybuzením částice (iontu, molekuly) ze základního energetického stavu do stavu vzbuzeného, pokračuje přenosem excitační energie na jinou částici nebo přechodem na nižší energetickou hladinu a končí vyzářením luminiscenčního kvanta energie. Luminiscence nesouvisí přímo s teplotou, dochází k ní i při nízkých teplotách, proto bývá někdy označována jako studené světlo. Podle formy budící energie se luminiscence dělí na fotoluminiscenci, radioluminiscenci, katodoluminiscenci a chemiluminiscenci.

Luminiscence má velké praktické využití. Při sníženém tlaku je možné účinně budit luminiscenci v parách kovů a vzácných plynů, čehož se využívá při konstrukci luminiscenčních osvětlovacích těles a plynových laserů. Luminiscence kapalin se vyskytuje především v roztocích organických barviv a využívá se ve scintilačních detektorech nebo např. při konstrukci barvivových laserů. Krystalické luminofory (krystalofosfory) se uplatňují v obrazovkách televizorů (katodoluminiscence). Luminiscence některých vybraných látek může způsobit jejich „zviditelnění" i při velmi nízkých koncentracích, toho lze využít v měřící metodě tzv. luminiscenční analýze, která našla uplatnění i v diagnostice při značení buněčných struktur během hodnocení morfologických a funkčních změn. Mezi luminiscenční zdroje záření patří také luminiscenční diody. Při průchodu elektrického proudu PN přechodem ve vodivém směru dochází vlivem uvolňování nositelů náboje a jejich působení ke vzniku vzbuzených stavů. Při rekombinaci elektronů a děr vzniká záření ve viditelné (GaAsP diody – displeje) nebo infračervené oblasti spektra.

5.2.4 Výbojky

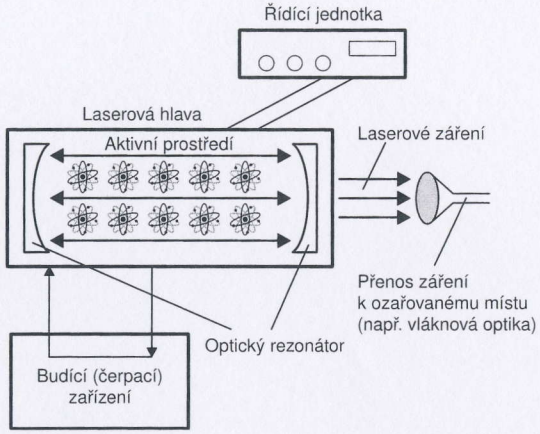
Výbojky patří mezi luminiscenční zdroje záření. Skleněná nebo křemenná trubice s elektrodami na koncích je plněna plynem nebo parami kovu. Po přivedení dostatečného elektrického napětí na elektrody se začnou pohybovat volné elektrony od katody k anodě a nárazy excitují nebo ionizují další atomy plynu. Při přechodu elektronů v atomech nebo iontech plynu ze vzbuzených stavů do stavu s nižší energií je pohlcená energie emitována ve formě zářivé (elektromagnetické) energie. Výbojky dělíme podle druhu výboje (obloukový, jiskrový, doutnavý, bezelektrodový), podle druhu prostředí, v němž vzniká výboj (plyny, páry kovů), nebo podle časového režimu činnosti (spojitý, impulzní). Podle tlaku, při kterém pracují, se dělí na doutnavky, nízkotlaké výbojky (zářivky) a vysokotlaké výbojky. Nízkotlaké výbojky mají čárové spektrum odpovídající spektru plynné náplně. U zářivek (elektrický výboj ve rtuťových parách) se ultrafialové záření mění ve vrstvě luminoforu na světlo. S rostoucím tlakem se čáry rozšiřují a vzniká spektrum spojité. V optických přístrojích se často používají vysokotlaké rtuťové výbojky, kde je na spektrální čáry superponováno silné spojité spektrum. Velmi často užívaná univerzální spektrální výbojka HgCd s náplní par rtuti a kadmia emituje charakteristické záření obou kovů tak, že vytvoří soustavu emisních čar příznivě roz-

loženou v ultrafialové i viditelné oblasti spektra. Xenonové vysokotlaké výbojky mají spektrum nejpodobnější spektru slunečnímu, a proto se využívají jako solární simulátory. Vysokotlaké rtuťové výbojky s emisním spektrem v ultrafialové oblasti se využívají v kožním lékařství.

5.2.5 Lasery

Laser (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – zesilování světla stimulovanou emisí záření) je zdroj koherentního elektromagnetického záření nejčastěji ve viditelné, ultrafialové nebo infračervené oblasti spektra, využívající jevu stimulované emise záření aktivních částic (atomů, molekul, iontů, elektronů) buzených vnějším zdrojem energie. Laserové záření však může mít vlnovou délku podle typu laseru od gama záření, přes rentgenové, ultrafialové a viditelné vlnové délky, až po mikrovlnné záření. Lasery emitující ve spektrální oblasti gama záření se nazývají grasery a v mikrovlnném spektru masery. Laserové záření vzniká konverzí některého druhu energie (např. elektrické, optické, chemické) na záření. Účinnost této přeměny je od zlomku procenta do více než 80 %, podle typu laseru. Lasery se v dnešní době používají v mnoha odvětvích výzkumu, v medicíně, v průmyslu a všude tam, kde je zapotřebí monochromatický, koherentní a vysoce intenzivní zdroj záření s malou divergencí (rozbíhavostí) svazku. V laboratorní praxi i v klinickém výzkumu se využívá jako zdroj záření v mnoha optických přístrojích (např. laserový skenovací konfokální mikroskop, viz kapitola 5.3.1). V laserové spektroskopii je vysoká spektrální hustota výkonu laseru a tedy monochromatičnost velmi výhodná pro měření absorpce, reflexe, luminiscence a rozptylu světla s vysokým rozlišením.

Laser se obecně skládá z **aktivního prostředí,** kterým může být pevná látka s příměsemi (krystal, sklo, polovodič), kapalina, plyn nebo směs plynů (CO_2, He + Ne), **optického rezonátoru,** který je tvořen obvykle zrcadly, mřížkami, světlovodem, a **zdroje budící energie** (proud elektronů, výbojky, jiné lasery, chemická reakce). Základem laserového přístroje je laserová hlava, kde je v optickém rezonátoru umístěno aktivní prostředí, ve kterém vzniká stimulovaná emise záření, budící (čerpací) zařízení a řídící jednotka. Na obrázku 5.6 je znázorněno schéma laserového přístroje.



Obr. 5.6 *Schéma laseru*

V aktivním prostředí laseru vzniká **inverze populace** nositelů náboje neboli nerovnovážné obsazení vyšších energetických elektronových hladin. Znamená to, že dostatečné množství elektronů je vnějším, budícím neboli excitačním polem vybuzeno do vyšších energetických stavů. Foton, který má vhodnou vlnovou délku (energii) a je spontánně (samovolně) generovaný v aktivní oblasti, nebo je dodán z vnějšku, interaguje s vybuzenými elektrony tak, že při přeskocích těchto elektronů zpět na nižší energetické hladiny vzniká nový foton stejných parametrů (barva, směr, polarizace, fáze) jako foton stimulující. V laseru tedy dochází k lavinovitému vzniku identických fotonů, které jsou emitovány stejným směrem a s velmi vysokou hustotou energie. Proces vzniku neboli generace laserového záření je podobný řetězové reakci, může být lavinovitý, vysoce účinný a velmi rychlý. Světlo se nejen zesiluje, ale vystupující svazek záření má specifické vlastnosti. Záření je **vysoce monochromatické, polarizované, prostorově i časově koherentní, úzce směrové (minimální rozbíhavost)** a má **vysokou hustotu energie.** Je emitováno kontinuálně (spojitě) nebo v impulzech. Optický výkon laserů je v rozsahu nW až PW (10^{-9}–10^{15} W). Na obrázku 5.7 je schematicky znázorněn rozdíl ve vlastnostech záření laseru a žárovky.

Nejčastěji rozlišujeme typy laserů podle aktivního prostředí a časového režimu provozu laseru a podle výkonu (resp. hustoty výkonu).

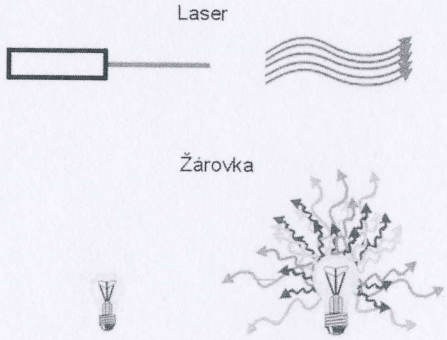
Podle časového režimu provozu laseru rozlišujeme:

- **kontinuální lasery**

- **impulzní lasery**
- **kvazikontinuální lasery**

Laserové záření vzniká v nejrůznějších prostředích zahrnujících pevné látky (krystaly, skla a vlákna), plyny (atomů, iontů, molekul a excimerů), kapaliny (organické a anorganické roztoky) a plazma (lasery pracují v RTG oblasti). Aktivní prostředí lze vytvořit také prostřednictvím energetických hladin elektronů v magnetickém poli, jak je tomu v případě laserů s volnými elektrony. Podle aktivního prostředí dělíme lasery na:

- **pevnolátkové lasery**
- **polovodičové lasery**
- **plynové lasery**
- **kapalinové lasery**
- **plazmové lasery**
- **lasery s volnými elektrony**

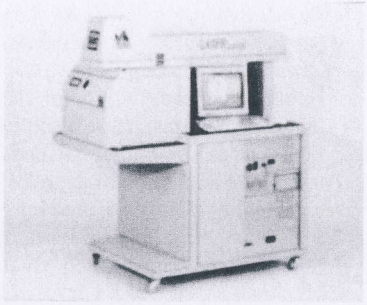


Obr. 5.7 *Srovnání žárovky a laseru*

5.2.5.1 Pevnolátkové lasery

Široce užívaný je zejména **Nd^{3+}:YAG** zářící na vlnové délce 1064 nm (obr. 5.8). Aktivním materiálem je izotropní krystal yttrium aluminium granátu dopovaný neodymem. Při kontinuálním režimu je laser opticky buzen kontinuálně kryptonovou výbojkou a může dosahovat výkonů 100–200 W. Jeho záření se ve tkáni méně rozptyluje a penetruje až do hloubky 2–6 mm, kde vyvolává koagulační nekrózu. Tohoto efektu je využíváno v léčbě některých vaskulárních névů. Laser může koagulovat artérie do průměru 2 mm a vény do průměru 3 mm.

Záření neodymového laseru může při průchodu KTP krystalem pro generování druhé harmonické zdvojnásobit svoji frekvenci. Výsledkem je silný zdroj záření v zelené oblasti spektra na vlnové délce 532 nm, označovaný jako KTP laser.



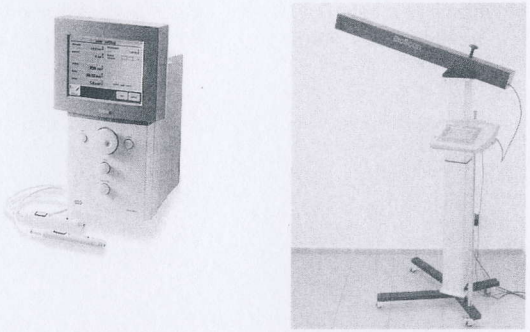
Obr. 5.8 *Nd: YAG laser*

Holmium: YAG laser pracuje v pulzním režimu na vlnové délce 2100 nm. Laserové záření je vedeno flexibilní vláknovou optikou. Termální poškození tkáně je od 0,4 do 0,6 mm. Používá se nejvíce v ortopedii u artroskopických zákroků, ale i v oftalmologii.
Alexandrit: YAG laser září na vlnové délce 760 nm a používá se v pulzním režimu (pulzy 100 ns) především v dermatologii k léčbě tetovéží. Dochází k fragmentaci barev tetováže (černé, modré a zelené) a k jejich následné reabsorpci.
Erbium:YAG laser září na vlnové délce 2940 nm, používá se v oční chirurgii, ve stomatologii k odstranění zubního kazu, i při navození stimulace reparativních procesů a v ortopedii. Jeho záření je velmi silně absorbováno ve vodě bez tepelného poškození přiléhajících tkání. Může být používán k řezání nebo k ablaci kostí i měkkých tkání.

5.2.5.2 Polovodičové lasery

Princip činnosti **polovodičového laseru** (obr. 5.9) je podobný jako u jiných laserů – vytvoření populační inverze, která zajistí převahu stimulované emise nad absorpcí. Inverze populace se obvykle realizuje injekčním elektrickým proudem v diodě, napětí v propustném směru vyvolává injekci párů nosičů do oblasti přechodu, kde rekombinují při stimulované emisi. Polovodičový injekční laser se rovněž nazývá laserová dioda. Laserová dioda (LD) je podobná luminiscenční diodě (LED). V obou součástkách je zdrojem energie elektrický proud injektovaný do přechodu PN. Záření emitované LED je však generováno spontánní emisí, zatímco záření LD vzniká stimulovanou emisí. Jeho výhodou jsou malé rozměry, vysoká účinnost a integrovatelnost s elektro-

nickými součástkami. Laserové diody emitující ve viditelném pásmu se obvykle vyrábějí z GaInP, generují záření s λ_0 = 670 nm. Polovodičové lasery pracují na vlnových délkách od blízké ultrafialové do vzdálené infračervené oblasti. Pracují s výstupními výkony dosahujícími 2 W, našly velké uplatnění i v medicíně a obecně jsou nejpoužívanějšími lasery.



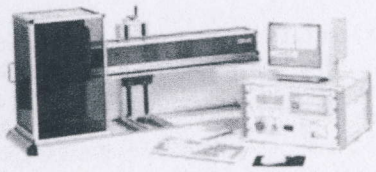
Obr. 5.9 *Polovodičový laser pro bodovou aplikaci a laserový scan*

5.2.5.3 Plynové lasery

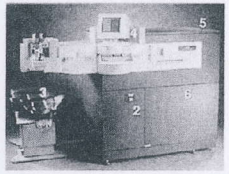
Nejznámější plynové lasery jsou s náplní **He-Ne** nebo **Ar^+** nebo **He-Cd** (červenooranžové, zelené a modré záření). Laser s náplní Kr^+ dává stovky miliwattů optického výkonu na vlnových délkách rozložených od 350 nm v ultrafialové do 647 nm v červené spektrální oblasti. Může pracovat současně na několika frekvencích a vyzařovat „bílé laserové světlo". Plynové lasery mohou pracovat na velkém množství dalších čar. Argonový laser (iontový laser) emituje modré nebo zelené světlo v 6 různých vlnových délkách od 457,9 do 545,5 nm s 80 % energie obsažené ve vrcholech 488 a 514,5 nm. Buzení se uskutečňuje pomocí silnoproudého elektrického výboje. Budícím mechanismem jsou nepružné srážky elektronů s atomy a ionty argonu. Tento laser je velmi často využíván v očním lékařství k fotokoagulacím sítnice. Modrá složka záření argonového laseru je silně absorbována v žlutém pigmentu xantofylu. Dále je využíván rovněž i v dermatologii. Významné kožní chromofory hemoglobin a melanin mají relativně vysoký absorpční koeficient pro vlnové délky argonového laseru. To umožňuje selektivní absorpci světla pigmentovanými tkáněmi s následnou lokalizovanou tvorbou tepla a koagulací proteinů.

Molekulární plynové lasery, jako je CO_2 (obr. 5.10), které pracují ve střední části infračervené oblasti spektra, vykazují vysokou účinnost a mohou vyzařovat velkou energii. Navíc mohou pracovat na většině molekulárních přechodech v infračervené oblasti. Užitím vysokých energií a fokusací paprsku lze získat „**laserový skalpel**" k bezdotykovému řezání tkání.

Nejdůležitějšími plynovými lasery pro ultrafialovou oblast jsou excimerové lasery. Excimery (např. KrF) existují pouze v excitovaných elektronových stavech, protože v základním stavu se jejich složky odpuzují. Dolní laserová hladina je tudíž vždy neobsazená, což má za následek snadné vytvoření inverzního obsazení. Halogenidy vzácných plynů ve vzbuzeném stavu vznikají snadno, protože chemické vlastnosti excitovaného atomu vzácného plynu jsou podobné atomu alkalického kovu, který se snadno slučuje s halogeny. Jejich záření má minimální absorpční hloubku ve tkáni – méně než 10 □m, a proto umožňují odstraňování mikroskopických vrstev tkáně. Za potenciální aplikace jsou považovány precizní mikrochirurgické výkony s minimálním poškozením okolí. V oftalmologii se nejčastěji používá ArF laser (obr. 5.11) zářící na vlnové délce 193 nm k fotorefraktivní keratektomii. Interakce záření excimerových laserů s cílovou tkání se děje na principu fotodekompozice. Při procesu fotodekompozice dochází k vytrhávání molekul nebo jejich shluků z cílové tkáně. Vzniklé plazma je charakteristické pouze pro určitou tkáň, což se nově využívá k fluorescenční spektroskopické analýze ošetřované tkáně. Vzhledem k extrémně krátkému trvání laserových pulzů (14–15 ns) lze za použití vhodného softwaru sledovat na monitoru počítače spektrální složení ošetřované tkáně a při proniknutí do oblasti s jiným složením, reprezentované změnami spektrálních charakteristik, automaticky odpojit laser.



Obr. 5.10 *CO_2 laser*



Excimerový laserový systém
1 Chirurgický mikroskop
2 Nastavení systému
3 Křeslo pro pacienta
4 Řídicí počítač
5 Laserová trubice
6 Laserová skříň

Obr. 5.11 *Excimerový laser*

5.2.5.4 Kapalinové lasery

Aktivním prostředím barvivového laseru je roztok organického barviva v alkoholu nebo ve vodě. Jako budící zdroje se používají speciální výbojky, argonový laser nebo dusíkový laser. Mohou pracovat v pulzním i kontinuálním režimu.Velká výhoda kapalinových barvivových laserů spočívá především v jejich laditelnosti. Polymethinová barviva umožňují generovat záření v červené nebo blízké infračervené oblasti (700–1500 nm), xanthenová barviva pracují ve viditelné části (500–700 nm), kumarinová barviva v modrozelené oblasti (400–500 nm) a scintilátorová barviva v ultrafialové části spektra (< 400 nm). Například rhodamin 6G lze ladit v intervalu vlnových délek od 560 nm do 640 nm. Pulzní barvivové lasery zářící na vlnové délce 540 a 577 nm, která odpovídá absorpčním maximům hemoglobinu, vedou k selektivní destrukci cév bez postižení okolních tkání.

5.2.5.5 Plazmové rentgenové lasery

V posledních letech se podařilo realizovat několik různých typů rentgenových laserů. Dosažení laserové činnosti v rentgenové části elektromagnetického spektra je velmi obtížné. Aktivním prostředím může být například uhlíkový terč, na který se září CO_2 laserem pracujícím v pulzním režimu na vlnové délce 10,6 □m. Tento infračervený impulz trvající 50 ns s energií 300 J je zdrojem tak velké energie, že z některých atomů uhlíku jsou odtrženy všechny elektrony, takže vzniká plazma úplně ionizovaných atomů uhlíku (C^{6+}), které slouží k čerpání. Plazma je radiálně udržováno magnetickým polem. Tento laser pak generuje 20 ns trvající impulzy měkkého rentgenového záření s výkonem 100 kW, energií 2 mJ. Dalším typem gigantického laserového systému je laser NOVA s Nd^{3+} ve skle, který byl využitý k odpaření tenkých fólií z tantalu nebo wolframu.

Rentgenové lasery mají aplikační využití v rentgenové mikrolitografii při přípravě další generace polovodičových čipů a při dynamickém zobrazování a holografii jednotlivých buněčných struktur.

5.2.5.6 Lasery s volnými elektrony

FEL *(free electron laser)* využívají magnetického pole, které je tvořeno periodickou soustavou magnetů střídavé polarity. Aktivním prostředím je svazek relativistických elektronů, které se pohybují v magnetickém poli. Elektrony nejsou vázané na atomy, ale nejsou ani úplně volné, protože jejich pohyb je ovlivňovaný magnetickým polem. Vlnovou délku emise lze v širokém oboru ladit změnou energie elektronů ve svazku a změnou periody magnetického pole. V závislosti na konkrétním provedení mohou FEL emitovat záření o vlnových délkách od ultrafialové až po dalekou infračervenou oblast elektromagnetického spektra.

Laserové systémy využitelné pro medicínské účely prodělaly v posledním desetiletí intenzívní rozvoj. V současné době je většina moderních přístrojů vybavena řídicím počítačem, což velmi usnadňuje a zefektivňuje terapeutické zákroky. Převážná většina laserových přístrojů používaných v medicíně pracuje v optické oblasti elektromagnetického spektra. Optimální využití laserového záření vyžaduje objasnění mechanismů působení záření různých vlnových délek na biologickou tkáň (kapitola 5.5).

V tabulce 5.1 je uveden přehled nejvíce využívaných laserů v medicíně.

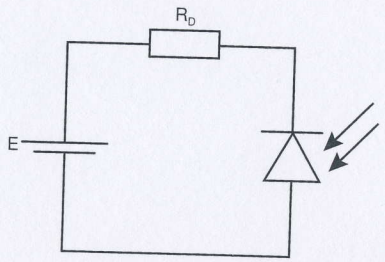
Obecně je při interakci záření a tkáně nutno zvažovat jednak parametry záření – vlnovou délku a výkon zdroje, jednak velikost ozářené plochy a dobu expozice. Neméně významné jsou parametry ozařované tkáně. Výběr laseru pro určité aplikace v medicíně souvisí s požadavky na výsledný terapeutický efekt a s rozdílnými mechanismy účinků jednotlivých typů laserů na biologickou tkáň.

5.2.6 Detektory záření

Detektory optického záření jsou detektory nepřímé, protože v současné době nejsou technické prostředky pro přímou detekci elektromagnetického pole. Po absorpci energie optického záření dochází ke změně fyzikálního stavu detektoru, např. k uvolnění elektronů nebo změně teploty. **Tepelné detektory záření** jsou založeny na transformaci energie optického záření na energii tepelnou. Jsou neselektivní (výstupní hodnota nezávisí na vlnové délce dopadajícího záření) v oblasti 0,2–50 □m. Nejpoužívanější jsou termistory, termočlánky a pyrometry.

Fotoelektrické detektory přímo převádějí energii optického záření na elektrickou energii. Jsou selektivními detektory (výstupní hodnota závisí na vlnové délce dopadajícího záření) v oblasti 0,6–30 □m a jsou založeny na vnitřním a vnějším fotoelektrickém jevu. Nejvíce jsou používané **polovodičové fotodiody**. Máme-li konstruován PN přechod tak, že na něj může dopadat světlo, můžeme diodu využít jako fotocitlivý prvek. Elektron ve valenčním pásu absorbuje foton dopadajícího záření, který mu předá energii dostatečnou k překonání zakázaného pásu. Při ozáření polovodiče zvýšíme tedy jeho vlastní vodivost tím, že zvýšíme koncentraci elektronů ve vodivostním a koncentraci děr ve valenčním pásu. Tomuto jevu se říká vnitřní fotoefekt, neboť elektrony excitované do vodivostního pásu neopouštějí polovodič. Na rozdíl od vnějšího fotoefektu, kdy dopadající foton dodá elektronu energii dostatečnou k překonání tzv. výstupní práce

a elektron opustí látku a přejde do vakua obklopujícího látku. Ozářením přechodu PN se vytvoří dodatečná koncentrace minoritních nosičů, které budou přispívat ke zvýšení proudu fotodiodou v závěrném směru – proud fotodiodou se zvýší a zvýšení bude závislé na intenzitě dopadajícího záření. Je-li, tak jako na obrázku 5.12, v sérii s fotodiodou zapojen odpor, dojde na něm k úbytku napětí průchodem proudu a tento úbytek můžeme využít ke měření intenzity záření.



Obr. 5.12 *Zapojení fotodiody pro měření intenzity záření*

Mezi fotoelektrické detektory patří kromě fotodiody i fototranzistory, fotoodpory, fotoelektrické články a elektrooptická kamera.

Fotochemické detektory záření používají pro detekci fotografické materiály. Mírou absorbované energie je optická hustota vyvolaného fotografického materiálu. Lidské **oko** je selektivní detektor v rozmezí přibližně 400–700 nm s maximální citlivostí pro vlnovou délku 555 nm a je schopno detekovat světelný tok již od několika desítek fotonů za sekundu.

Tab. 5.1 *Přehled laserů používaných v medicíně*

laser	**barva**	**vlnová délka (nm)**
excimerový	ultrafialová	
ArF		193
KrCl		222
KrF		248
XeCl		308
XeF		351
hélium-cadmium		325
barvivový	laditelná	400 – 1000
argon	modrá	488
	zelená	514
rtuťové páry	zelená	511
	žlutá	578
dvojnásobná frekvence YAG (KTP)	zelená	532
krypton	zelená	531
	žlutá	568
	červená	647
zlaté páry	červená	627
hélium-neon	červená	632
barvivový laser	laditelná	400 – 1000
	červená	632
	žluto-zelená	577
diodový	modrá, červená, blízká infračervená	450 – 2700
rubínový	červená	694
alexandrit	blízká infračervená	760
Nd:YAG	blízká infračervená	1064
		1318
thulium: YAG	blízká infračervená	2010
holmium: YAG	blízká infračervená	2100
erbium: YAG	blízká infračervená	2940
CO_2	střední infračervená	10 600

Fotometrie je část optiky, která popisuje světelné zdroje a osvětlení ploch z hlediska vnímání lidským okem. V dalším popisu se omezíme jen na bodové zdroje světla.
Z celkové zářivé energie vysílané bodovým zdrojem se pro vnímání okem uplatňuje pouze **světelná energie** E_S.

Zářivá energie je energie vyslaná, přenesená nebo přijatá formou záření. Ze zdroje se šíří všemi směry rychlostí světla v daném prostředí. Je rozložen na jednotlivé vlnové délky. Nejmenší množství energie – kvantum monochromatického záření – je dáno součinem $h.f$, kde h je Planckova konstanta a f je kmitočet tohoto záření.

Světelný tok je určen světelnou energií ΔE_S, která projde danou plochou v okolí zdroje za dobu Δt:

$$\Phi = \frac{\Delta E_S}{\Delta t} \text{ (lm)}$$

Svítivost zdroje I v daném směru je daná podílem části světelného toku Φ, který vychází ze zdroje do prostorového úhlu o velikosti $\Delta\Omega$:

$$I = \frac{\Delta\Phi}{\Delta\Omega} \text{ (cd)}$$

Svítivost zdroje 1 cd odpovídá přibližně svítivosti plamene svíčky, od které byl název jednotky kandela (latinsky candela – svíčka) odvozen.

Osvětlení E je podíl části světelného toku dopadajícího kolmo na plochu S:

$$E = \frac{\Delta\Phi}{\Delta S} \text{ (lx)}$$

Jednotkou osvětlení je lux (lx).

Osvětlení E uvažované plochy závisí na svítivosti zdroje I, na její vzdálenosti r od světelného zdroje a na úhlu α, pod kterým dopadá světlo na tuto plochu:

$$E = \frac{I\cos\alpha}{r^2} \text{ (lx)}$$

Zdravé lidské oko je schopno registrovat předměty, jejichž svítivost je alespoň 2 nlx. Na toto osvětlení však reagují pouze **tyčinky** oční sítnice. **Čípky**, které umožňují barevné vidění, reagují až na větší osvětlení.

Přehled ostatních fotometrických a radiometrických veličin je uveden v tabulce 12.9.

5.3 Optické metody a přístrojová technika

(Hana Kolářová)

5.3.1 Mikroskopické metody

Mikroskopie je souhrn aplikací optiky, které se využívají k zobrazení struktur, které nejsou viditelné pouhým okem. Oko rozliší strukturu jednotlivých bodů (detailů), které jsou od sebe vzdáleny 0,2 mm a k tomu, aby bylo schopné rozlišit i menší struktury, je nutné zvětšit pozorovací úhel. Různé způsoby mikroskopického zobrazování se rozlišují na základě druhu záření přicházejícího do objektu (světlo, ultrafialové záření, polarizované světlo, infračervené záření apod.), nebo podle způsobu uspořádání optické soustavy (procházející světlo, odražené světlo, emitované fluorescencí apod.). Tam, kde nestačí rozlišovací schopnost světelné mikroskopie (rozliší 200 nm), se používá mikroskopie elektronová nebo mikroskopie atomárních sil, které rozliší detaily na úrovni 0,1 nm.

5.3.1.1 Světelná mikroskopie

Mikroskop se skládá ze tří spojných optických soustav:

- osvětlovací soustava (kondenzor)
- objektiv (o)
- okulár

Osvětlovací soustava slouží k osvětlení předmětové roviny (roviny preparátu) (P). Prohlížený preparát (předmět) se umístí do blízkosti předmětového ohniska objektivu (F_O). Objektiv zobrazí předmět do vzdálenosti větší než je dvojnásobná obrazová ohnisková vzdálenost ($2f_O$). Obraz předmětu je po zobrazení objektivem převrácený, skutečný a zvětšený. Takto vzniklý obraz pozorujeme okulárem jako lupou. Při pozorování okem akomodovaným na nekonečno je obraz v předmětové ohniskové rovině okuláru. Vzdálenost obrazového ohniska objektivu (F_O') a předmětového ohniska okuláru (F_{OK}) se nazývá optický interval mikroskopu Δ. Aperturní clona bývá tvořena u malých zvětšení objímkou objektivu a u větších zvětšení je umístěna v obrazové ohniskové rovině objektivu. Clona, která vymezuje zorné pole, se umisťuje v předmětové ohniskové rovině okuláru.

Výsledný obraz ve světelném mikroskopu pozorovaný okem je zvětšený a převrácený (obr. 5.13).

Zvětšení světelného mikroskopu. Celkové zvětšení světelného mikroskopu je dáno vztahem:

$$\Gamma = Z_O \cdot \beta_{OK} = \frac{\Delta \cdot 250}{f_O \cdot f_{OK}},$$

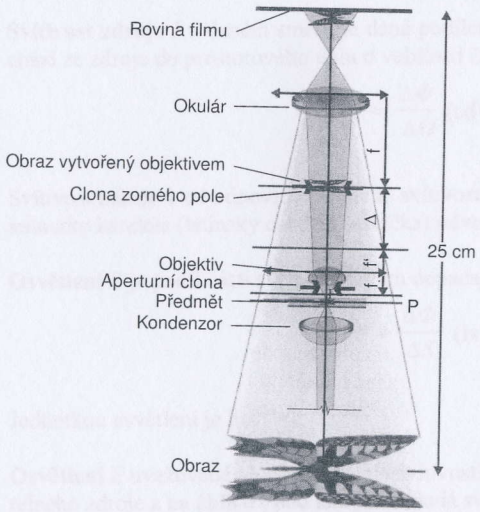
kde Z_O je příčné zvětšení objektivu:

$$Z_O = \frac{\Delta}{f_O}$$

a β_{OK} je úhlové zvětšení okuláru:

$$\beta_{OK} = \frac{250}{f_{OK}},$$

f_O a f_{OK} jsou ohniskové vzdálenosti objektivu a okuláru v (mm) a Δ je optický interval mikroskopu [mm]. Hodnota 250 představuje konvenční zrakovou vzdálenost v mm.



Obr. 5.13 *Zobrazení světelným mikroskopem na základě paprskové optiky*

Vztah pro zvětšení mikroskopu lze odvodit ze zákonů geometrické optiky (obr. 5.13). V praxi lze celkové zvětšení mikroskopu vypočítat pouhým vynásobením údajů o zvětšení na objektivu a na okuláru. Zvětšení je na těchto optických prvcích vždy uvedeno. Maximální užitečné zvětšení světelného mikroskopu je 1500–2000. Větší zvětšení je

označeno jako „prázdné", protože se neobjevují další detaily předmětu. **Rozlišovací schopnost** R představuje míru rozlišení detailů ve sledovaném obrazu.

$$R = \frac{1}{d_{min}},$$

kde d_{min} je rozlišovací mez, která obecně představuje minimální vzdálenost dvou bodů předmětu, které jsou v obraze ještě rozlišitelné.

Existuje několik možností odvození vztahu pro rozlišovací mez. Podle **Abbého teorie** uvažujeme vzorek ve tvaru optické mřížky kolmé k optické ose mikroskopu. Vzdálenost vrypů mřížky je d. Na mřížku dopadá rovnoběžně s optickou osou svazek světelných paprsků a na mřížce se ohýbá do všech směrů. V obrazové rovině objektivu vzniká primární ohybový obraz. V tomto obrazu vzniká interferenční maximum, je-li dráhový rozdíl paprsků vycházejících ze sousedních štěrbin roven celistvému násobku vlnové délky světla:

$$n \cdot d \cdot \sin\alpha = k \cdot \lambda,$$

kde n je index lomu, λ je vlnová délka světla ve vakuu a α je aperturní úhel (úhel odklonu paprsků od optické osy).

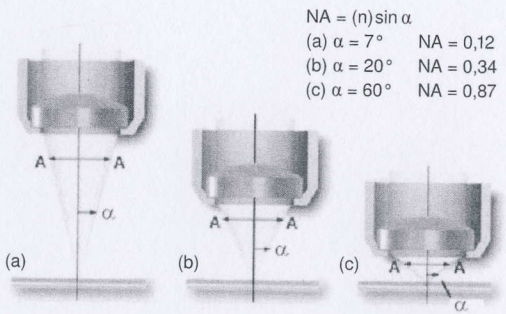
Abbého kritérium říká, že pro rozlišení sekundárního (tj. skutečného) obrazu mřížky musí primární obraz (v obrazové ohniskové rovině objektivu) kromě maxima nultého řádu obsahovat ještě alespoň maximum 1. řádu.

Máme-li tedy aperturní úhel α, který ještě prochází objektivem, pak nejmenší možná vzdálenost dvou sousedních vrypů d je:

$$d_{min} = \frac{\lambda}{n \cdot \sin\alpha} \text{ [mm]}$$

Veličina $A = n \cdot \sin\alpha$ se nazývá **numerická apertura**. Jak vyplývá z těchto vztahů, je rozlišovací mez mikroskopu přímo úměrná numerické apertuře objektivu. Pro dosažení co nejvyšší rozlišovací meze je tedy nutné zajistit maximální hodnoty numerické apertury (obr. 5.14), případně použít nižší hodnotu vlnové délky světla (**ultrafialová mikroskopie**). Vysoké hodnoty aperturního úhlu můžeme dosáhnout vhodnou konstrukcí objektivu (první čočka objektivu je ploskovypuklá). Vyšší hodnotu indexu lomu zajišťujeme v praxi vyplněním prostoru mezi preparátem a objektivem opticky průhlednou látkou o vyšším indexu lomu, např. cedrovým olejem o $n = 1{,}52$ – imerzní metoda. Na jednoduchém příkladu si můžeme ilustrovat obecnou skutečnost, že rozlišovací mez je řádově stejná jako vlnová délka použitého světla. Pro aperturní úhel $\alpha = 90°$, index lomu $n = 1$ pro preparát ve vzduchu a vlnovou délku světla $\lambda = 500$ nm je d_{min} přibližně

500 nm. Předměty o podstatně menších rozměrech než je vlnová délka jsou již nerozlišitelné.



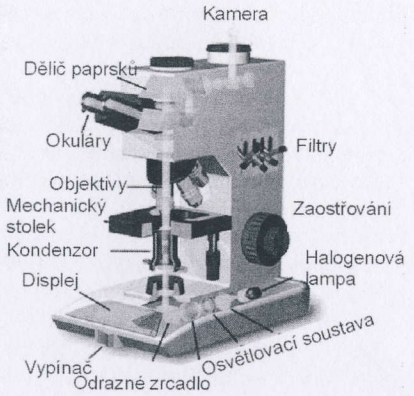
Obr. 5.14 *Numerická apertura*

Hloubkou ostrosti rozumíme optický interval kolmý k optické ose mikroskopu, ve kterém jsou mikroskopem ostře zobrazeny detaily předmětu. Obecně lze říci, že hloubka ostrosti u světelného mikroskopu souvisí nepřímo úměrně s rozlišovací schopností mikroskopu. Čím je menší rozlišovací schopnost, tím je větší hloubka ostrosti (s rostoucím zvětšením a numerickou aperturou hloubka ostrosti klesá). V praxi je tedy nutné volit kompromis mezi rozlišovací mezí a hloubkou ostrosti. Při vysokých hodnotách zvětšení a numerické apertury je zaostřená jen velmi tenká vrstva vzorku. Hloubka ostrosti bývá menší než je tloušťka vzorku (případ tenkých a ultratenkých řezů).

Kontrast obrazu vystihuje zřetelnost obrazu jako důsledek rozdílů intenzit světla v různých bodech obrazu. Kontrast bodů 1 a 2 můžeme definovat vztahem:

$$k = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

Pro dosažení dobře rozlišitelného obrazu je někdy nutné kontrast uměle zvyšovat např. barvením preparátů, kdy dochází k selektivnímu zvyšování absorpce světla.
Osvětlovací soustava v procházejícím světle používá osvětlení vzorku proti směru pozorování. Preparát je tedy prosvětlován a musí být částečně průhledný. Většinou se používá spojné optické soustavy (kolektor a kondenzor), která zlepší kvalitu osvětlení preparátu. Osvětlovací soustava v dopadajícím světle se používá pro neprůhledné vzorky nebo pro studium povrchů. Světlo dopadá na preparát z téže strany, ze které je pozorován.



Obr. 5.15 *Konstrukce světelného mikroskopu*

Nejdůležitějším optickým prvkem je **objektiv**. Podle prostředí mezi preparátem a objektivem je lze dělit na suché a imerzní. Nejdůležitější parametry objektivů jsou ohnisková vzdálenost (1,5–20 mm), zvětšení (největší 150×), numerická apertura NA, světelnost (charakterizuje propustnost pro světlo), korekce optických vad (astigmatismus, koma, zkreslení atd.). Rovněž u okulárů se udává ohnisková vzdálenost (bývá od 10 mm do 50 mm), zvětšení (5–25×) a korekce optických vad.

Světelný kužel paprsků z osvětlovací soustavy prochází preparátem nebo se odráží od preparátu a vstupuje do objektivu. Preparáty se nejčastěji připravují na podložní sklo. K prohlížení preparátů se velmi často používá imerzní metody s prostředím o vysokém indexu lomu mezi preparátem a objektivem. Obvykle se používá imerzní objektiv pro zvětšení 100×. Imerzní objektiv mívá zvláštní označení, např. HI 100, a nelze ho použít pro mikroskopování bez imerzní kapaliny. Příklad konstrukce světelného mikroskopu je uveden na obr. 5.15.

5.3.1.2 Zobrazovací metody ve světelné mikroskopii

Tvorbu obrazu je třeba chápat nejen na podkladě geometrické (paprskové) optiky, ale rovněž z hlediska vlnové optiky. Na základě Abbeovy teorie je vysvětlován vznik obrazu v mikroskopu pomocí jevů, které jsou spjaty s působením předmětu na obraz světelného zdroje vytvářený objektivem. Předmětová rovina je prosvětlena rovnoběžným paprskovým svazkem, na který působí předmět jako plošná nepravidelná mřížka. Proto se v obrazové ohniskové rovině vytvoří obraz světelného zdroje, který je charakterizován řadou ohybových maxim a minim. Tato maxima jsou pak zdrojem sekundárního vlnění, tyto vlny spolu interferují a vytváří tak v obrazové rovině objektu obraz předmětu.

Metoda světlého pole. Světelný kužel paprsků z osvětlovací soupravy prochází preparátem (mikroskopie v procházejícím světle), nebo se odráží od preparátu (mikroskopie v odraženém světle) a vstupuje do objektivu.

Metoda temného pole. Osvětlovací soustava je upravena tak, že paprsky osvětlující preparát nevstupují do objektivu, a proto je zorné pole temné. Osvětlující paprsky se však na struktuře preparátu lámou, odrážejí, rozptylují nebo ohýbají, pak dopadají do objektivu a na temném pozadí jsou patrné obrysy struktur preparátu.

Metoda fázového kontrastu. Tato metoda zobrazení je jednou z nejrozšířenějších při pozorování biologických preparátů. Mikroskopické detaily, které mají být pozorovány, se většinou nepatrně liší svým indexem lomu od indexu lomu okolí. Průchodem světla nativním preparátem dochází ke změně fáze světelné vlny při průchodu malými bezbarvými objekty, oproti světelné vlně procházející okolním prostředím. Zásahem do primárního interferenčního obrazu v obrazové ohniskové rovině objektivu, kdy prostřednictvím např. čtvrtvlnové fázové destičky se vyvolá změna fáze u světelného vlnění způsobujícího jinak intenzivní osvětlení zorného pole. Detaily preparátu budou zvýrazněny světlým obrysem (aureolou), který vzniká kolem neporušeného fázového objektu v důsledku ohybu paprsků na fázové destičce.

Ultrafialová mikroskopie. Využitím ultrafialového mikroskopu lze zvýšit rozlišovací schopnost (zkrácení vlnové délky způsobí zvýšení rozlišovací schopnosti). Lidské oko není citlivé v ultrafialové oblasti, a proto se záznam obrazu provádí fotograficky, případně speciální snímací CCD kamerou. Používá se optika z křemenného skla a jiných materiálů propouštějících UV záření, protože vlnové délky pod 350 nm běžné sklo nepropouští. Jako zdroj světla se používají výbojky s emisí v UV oblasti.

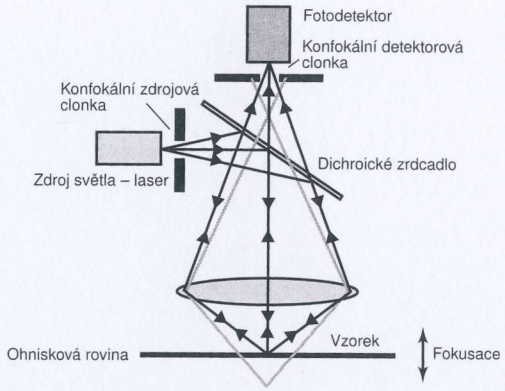
Infračervená mikroskopie. Infračervené záření (IR) v některých případech proniká objekty snadněji než viditelné světlo a lze studovat poměrně silné preparáty. Používá se blízká IR oblast s rozsahem vlnových délek 750–1100 nm, kde již oko rovněž není citlivé. Proto se provádí záznam obrazu na speciální fotomateriály senzibilované pro infračervený obor. Používá se běžná skleněná optika a běžné světelné (tepelné) zdroje.

Polarizační mikroskopie. Řadu informací o preparátu lze získat sledováním jeho vlivu na lineárně polarizované světlo. Projeví se především optická aktivita, tj. stáčení polarizační roviny světla a dvojlomné oblasti preparátu. Polarizační mikroskop je kombinací světelného mikroskopu a polarimetru. V osvětlovací soustavě je zařazen polarizátor a za objektiv se zařazuje analyzátor. Mikroskop je vybaven přesným úhlovým nastavením polarizátoru, analyzátoru a otočného stolku s preparátem. Tak je možné přesně odečíst úhel stáčení polarizační roviny světla v anizotropních oblastech preparátu. Polarizační mikroskop se používá především v mineralogii. V biologii je možné studovat některé anizotropní systémy, např. příčně pruhovaný sval, buněčné stěny, škrobová zrna apod.

Interferenční mikroskopie. V interferenční mikroskopii se jedná o kombinaci mikroskopu s některým typem interferometru. V interferenčním mikroskopu se používá **dvoupaprsková interference**, **vícepaprsková interference**, případně **interferenční fázový kontrast**. V mikroskopech s dvoupaprskovou interferencí je paprsek přicházející k preparátu rozdělen na dva. Jeden prochází preparátem, druhý mimo něj a oba spolu následně interferují. V interferenčním mikroskopu se nejčastěji studují fázové objekty, kdy paprsky procházející různými oblastmi preparátu získávají vůči paprsku, který prochází mimo preparát, různý fázový rozdíl. Tato skutečnost se pak odráží v interferenčním obrazci.

Luminiscenční mikroskopie. Luminiscencí obecně rozumíme proces, při kterém po absorpci kvanta záření látkou (molekulou) je vyzářeno kvantum o jiné, většinou o delší vlnové délce. U biologických objektů pak rozeznáváme tzv. primární luminiscenci (vlastní), kdy je fluoreskující látka přítomná v objektu jako jeho přirozená složka, a sekundární luminiscenci, kdy je aplikována **fluoreskující látka** (fluorochróm) pro znázornění původně nefluoreskujících objektů. Luminiscenční mikroskopy jsou vybaveny intenzivním světelným zdrojem. Obvykle se používají vysokotlaké rtuťové nebo xenonové výbojky. Pro vyčlenění excitační vlnové délky světla se používají optické filtry nebo monochromátory. Excitační filtr se dává před kondenzor osvětlovací soustavy a na preparát dopadá jen zvolené budící záření. U novějších mikroskopů se používá jako zdroj záření laser. Luminiscenční mikroskopy se používají především v imunocytochemii, kde protilátka označená fluorochrómem interaguje s antigenem a umožňuje tak zjistit jeho lokalizaci.

Laserová konfokální skenovací mikroskopie. K novým perspektivním mikroskopickým metodám patří laserová konfokální skenovací mikroskopie. Optické schéma laserového konfokálního mikroskopu je na obrázku 5.16. Při pozorování v konfokálním mikroskopu je studovaný vzorek osvětlen bodovým zdrojem světla, laserovým svazkem, zaostřeným na clonku (tzv. první konfokální bodovou clonku), která je pak objektivem mikroskopu zobrazena do bodu uvnitř vzorku. Odtud pak světlo vzorkem odražené či emitované fluorescencí prochází zpětně objektivem a vytvoří další obraz této bodové clonky v zadní ohniskové rovině, kde je druhá konfokální bodová clonka. Tato clonka zabrání průchodu záření z nezaostřených míst ve vzorku a tím i jeho detekci, neboť detektor (fotonásobič) je umístěn až za clonkou. Obraz roviny zaostření je získán rastrováním zorného pole rozmítáním laserového paprsku.



Obr. 5.16 *Schéma konfokálního mikroskopu*

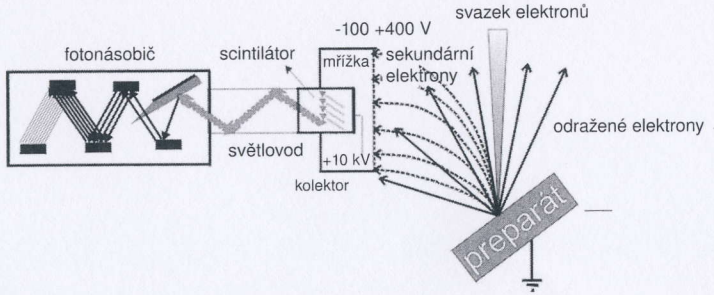
Mezi hlavní přednosti konfokální mikroskopie ve srovnání s klasickou optickou mikroskopií tedy patří vyšší rozlišovací schopnost a potlačení rušivého záření z nezaostřených částí studovaného vzorku. Je proto možné vést i tlustším vzorkem relativně tenké optické řezy a lze zaznamenávat série digitalizovaných řezů vzorkem. Tyto sériové řezy jsou navíc přesně slícované, a tak představují vhodná vstupní data jak pro vizualizaci, tak i měření geometrických charakteristik trojrozměrných objektů (např. objem a povrch buněk), které lze takovou sérií optických řezů celé „prokrájet".

5.3.1.3 Elektronová mikroskopie

U elektronových mikroskopů je funkce světelných paprsků nahrazena svazkem elektronů emitovaných ve vakuu elektronovou tryskou. Skleněná optika používaná u světelných mikroskopů je nahrazena systémem elektromagnetických čoček, jejichž pole působí na procházející elektrony. Vliv magnetického pole elektromagnetické čočky lze srovnat s vlivem lámavosti skleněných čoček. Na elektrony působí magnetické pole silou, která způsobí, že dráha elektronu tvoří prostorovou spirálu. Tím se elektromagnetická čočka liší ve své funkci od čočky skleněné.

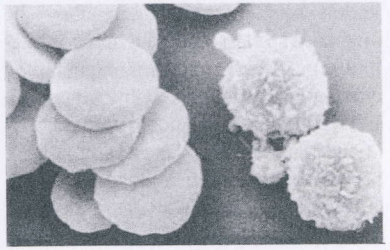
Podobně jako kvalita obrazu zvětšeného objektu a rozlišovací schopnost světelného mikroskopu je závislá na kvalitě optické soustavy a světelného zdroje, kvalita výsledného obrazu v elektronovém mikroskopu a jeho rozlišovací schopnost je dána dokonalostí elektronoptické soustavy, stabilitou zdroje, který vytváří potenciál mezi anodou a katodou, stabilitou proudů budících elektromagnetické čočky a kvalitou vakua v tubusu. V elektronové mikroskopii rozlišujeme podle způsobu zobrazení **transmisní elektronovou mikroskopii** (TEM) a **rastrovací elektronovou mikroskopii** (REM). Transmisní (prozařovací) elektronová mikroskopie je systém přímého pozorování

a snímání obrazu, kdy proud elektronů prostupuje speciálně připraveným objektem a difraktované paprsky na jeho strukturách vytvoří interferencí výsledný obraz na luminiscenčním stínítku, který můžeme pozorovat okulárem nebo jej převést CCD kamerou na monitor, případně snímat fotografickou cestou. Rastrovací elektronová mikroskopie představuje systém nepřímého pozorování a snímání obrazu, kdy objekt je řádkován urychleným elektronovým svazkem a uvolněné elektrony ze vzorku jsou registrovány příslušným detektorem (obr. 5.17). Následně dochází ke zpracování ve výsledný obraz. Obraz může být fotografován přímo z obrazovky nebo po jeho digitalizaci uložen v paměti PC.



Obr. 5.17 *Detektor elektronového mikroskopu*

Předností elektronové mikroskopie je nejen značná rozlišovací mez (TEM řádově 0,1 nm, u REM 1 nm) a velká hloubka ostrosti (u rastrovacích elektronových mikroskopů), ale po připojení speciálních detektorů také možnost získat informace o chemickém složení vzorku, jeho struktuře apod. Při zobrazení v klasickém REM se musí na biologické vzorky nanést vrstva vodivého materiálu, protože se vyznačují špatnou vodivostí a jsou náchylné k poškození elektronovým svazkem. Vodivá vrstva odvádí hromadící se náboj na povrchu vzorku, který zkresluje obraz. Na obrázku 5.18 jsou touto metodou zobrazeny krevní buňky.



Obr. 5.18 *Krevní buňky v klasickém REM*

Nedostatky klasické REM jsou odstraněny v tzv. **environmentální rastrovací elektronové mikroskopii**, kdy je eliminován jev nabíjení preparátu a vzorky není třeba fixovat, vysušovat a pokovovat. Speciálními detektory, které nejsou citlivé na teplo ani světlo, jsou detekovány přímo elektrony a vznikající rentgenové záření. Na obrázku 5.19 je obraz vlhkého vlasu získaný v environmentálním elektronovém mikroskopu.

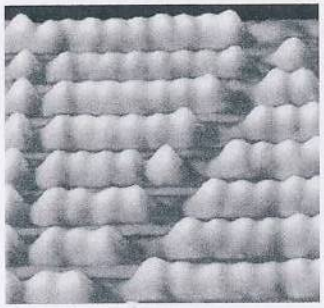


Obr. 5.19 *Vlhký vlas*

5.3.1.4 Mikroskopie atomárních sil (AFM)

AFM *(Atomic Force Microscopy)* patří do skupiny metod tzv. sondové mikroskopie. Obraz povrchu vzorku je snímán po jednotlivých řádcích sondou upevněnou na piezoelektrickém polohovacím zařízení. Vlastní sonda je tvořena hrotem, nejčastěji ve tvaru čtyřboké pyramidy vyleptané z nitridu křemíku, na ploché pružině ze stejného materiálu. Ohyb pružiny způsobený interakcí hrotu s povrchem vzorku je snímán paprskem laseru odráženým pružinou do fotodetektoru. Tak mohou být detekovány nejen ohyby pružiny ve směru kolmém na povrch vzorku, ale i její stranové (laterární) zkrucování. Síly vyvolávající tyto deformace jsou řádově velikosti nanonewtonů. Hrot sondy se pohybuje ve větší vzdálenosti od povrchu vzorku (bezkontaktní režim) v oblasti přitažlivých sil, jakými jsou např. kapilární a van der Waalsovy síly nebo je pružina uvedena do oscilací blízko vlastní rezonanční frekvence. Interakce hrotu s povrchem vzorku je minimální, a proto je tento režim využíván s výhodou pro studium měkkých nebo slabě adhezivních povrchů, jako jsou např. biologické materiály. Další aplikační možností založené na principu rastrovací sondové mikroskopie je např. mikroskopie s magnetickou sondou, která umožňuje zobrazování magnetických domén. Vhodnou chemickou modifikací hrotu lze využít mikroskopie atomárních sil také k selektivní detekci určitých molekul na základě jejich specifické interakce s hrotem sondy apod. Sondová mikroskopie má řadu předností, kterých nelze dosáhnout žádnou jinou metodou. Je možné dosáhnout až miliardová zvětšení, umožňující přímé zobrazení jednotlivých atomů na površích (obr. 5.20). Obrazy jsou třírozměrné a hloubku útvarů, kromě šířky, je možno přímo měřit. Je možné zobrazování v přirozených podmínkách a v různých prostředích, jako je vzduch, kapalina nebo vakuum. Pomocí sondové mikroskopie jsou možná měření fy-

zikálních nebo chemických vlastností povrchů při extrémně vysokém prostorovém rozlišení. Její velkou výhodou je schopnost vytvářet obrazy v libovolném prostředí, což je důležité např. při analýze buněk a biomolekul.



Obr. 5.20 *Počítání atomů s rozměry v nanometrové oblasti*

5.3.2 Metody optické spektroskopie

Optická spektroskopie se zabývá studiem závislosti odezvy zkoumané látky na spektrální složení dopadajícího záření. Látky mohou vyzařovat záření o určitých vlnových délkách (emisní spektrum) nebo mohou také záření určitých vlnových délek absorbovat (absorpční spektrum). Emisní spektrální analýza se používá ke stanovení prvků obsažených v analyzovaném vzorku. Vzorek se nechá při vysoké teplotě vypařit a tím se atomy zkoumaných prvků uvedou do excitovaného stavu. Při deexcitaci se stanou zdrojem záření, kdy každý prvek má své charakteristické čáry odpovídající emitovanému záření. Podle vlnových délek charakteristických emisních čar lze určovat prvky kvalitativně a podle intenzity záření spektrálních čar kvantitativně. V lékařství se využívá emisní spektrální analýzy např. ke stanovení draslíku a sodíku plamennou fotometrií. Světlo z plamene prochází monochromátorem (hranol) na detektor (fotočlánek). Absorpční spektrální analýza využívá skutečnosti, že každá látka absorbuje určité vlnové délky jinak. Složení látky určujeme z polohy tmavých spektrálních pásů, které vznikají vlivem absorpce těchto vlnových délek ve zkoumané látce. Původně spojité spektrum zdroje bude po absorpci ve vzorku obsahovat soustavu barevných a tmavých pásů, jejichž poloha se bude pro různé látky lišit. Spektrální přístroje mají vždy určitou rozlišovací schopnost, která je dána úhlovou disperzí, tj. úhlem, který po výstupu z hranolu spolu svírají paprsky, jejichž vlnové délky se liší o 1 nm. Úhlová disperze závisí na disperzi ($dn/d\lambda$) materiálu hranolu a na velikosti lámavého úhlu. Podle oblasti vlnových délek, ve které se provádí spektrální analýza, se volí materiál pro optické prvky spekt-

rálních přístrojů. Pro viditelnou oblast (VIZ) se používá skleněná optika, pro ultrafialovou (UV) křemenná optika a pro infračervenou (IR) solná optika, protože sklo UV a IR záření absorbuje.

5.3.2.1 Spektrofotometrie

Při průchodu optického záření látkou dochází v důsledku absorpce k postupnému snižování jeho intenzity. Veličina charakterizující míru absorpce v látce se nazývá absorbance a je definovaná vztahem:

$$A = \log \frac{I_0}{I},$$

kde I je intenzita prošlého záření a I_0 je intenzita dopadajícího záření. Absorbance rovněž závisí na tloušťce vrstvy d, ve které se záření zeslabuje a na součiniteli absorpce α (zeslabení), který nezávisí na intenzitě. Pak platí:

$$A = \alpha\, d$$

Častým typem vzorků jsou silně zředěné roztoky jednoho druhu molekul v neabsorbujícím rozpouštědle. Hustota absorbujících molekul je dána molární koncentrací roztoku C [mol.m^{-3}] a pak tedy závisí hodnota součinitele absorpce na koncentraci. Závislost absorpčního koeficientu na koncentraci popisuje **Beerův zákon**:

$$\alpha = \varepsilon\, C,$$

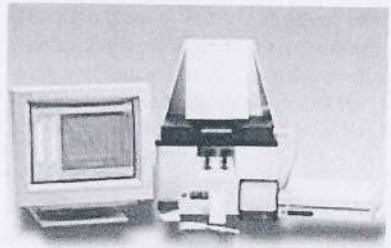
kde ε je molární absorpční (extinkční) koeficient, tedy konstanta charakterizující absorbující látku, která je funkcí vlnové délky procházejícího monochromatického záření.

Sloučením těchto vztahů získáme tzv. **Lambertův-Beerův zákon** ve tvaru:

$$A = \varepsilon\, C\, d$$

Absorpční spektrum je tedy závislost koeficientu absorpce na vlnové délce a charakterizuje vlastnosti prostředí. Nejrozšířenější metodou stanovení absorpčních spekter vzorku je měření **propustnosti záření** T, která je definovaná jako poměr intenzity záření I vystupujícího ze vzorku k intenzitě záření I_0 do vzorku vstupující. ($T = I/I_0$).

Přístroj pro měření absorpčních spekter záření prošlého prostředím se nazývá absorpční spektrofotometr (obr. 5.21). Zaznamenává poměr intenzity záření absorbovaného měřeným vzorkem k intenzitě referenčního (etalonového záření) v závislosti na vlnové délce záření dopadajícího na vzorek. Obvykle se zaznamenávají relativní hodnoty intenzity v rozmezí 0–100 % nebo přímo hodnoty absorbance. Optická část obsahuje zdroj záření (žárovka pro viditelnou oblast, vodíková výbojka pro ultrafialovou oblast), monochromátor (hranol nebo mřížka), detektor (fotočlánek, fotonásobič) a optické prvky. Elektromechanická část zahrnuje pohon ladění monochromátoru, měřič signálu detektoru a výstupní zařízení (počítač). Polychromatické záření zdroje se hranolem nebo mřížkou monochromátoru rozloží na spektrální složky a požadované záření se izoluje štěrbinou, jejíž šířka určuje spektrální čistotu záření. Neabsorbované záření dopadá na detektor. Moderní registrační spektrofotometry zakreslí absorpční spektrum za několik minut. Jako detektor se používá **PDA** (*Photodiode Array Detectors*), což je integrovaný obvod obsahující řadu fotodiod, který je schopný sejmout celé spektrum najednou.



Obr. 5.21 *Spektrofotometr*

5.3.2.2 Spektrofluorimetrie

Spektrofluorimetrie je metoda založená na studiu spektra fluorescence (luminiscence trvající krátkou dobu po skončení buzení 10^{-8} s) částic, atomů, molekul. Vlnová délka luminiscenčního záření je větší nebo rovna vlnové délce budícího záření (**Stokesův zákon**). **Spektrofluorimetr** obsahuje intenzivní zdroj světla v blízké UV a viditelné oblasti spektra (vysokotlaké výbojky Xe, Hg nebo laser). Excitující (budící) záření prochází monochromátorem a křemennou kyvetou propustnou pro UV záření, do které se umísťuje vzorek. Záření emitované vzorkem prochází emisním monochromátorem na fotonásobič. U slabých signálů se používá metoda počítání fotonů. Excitační monochromátor je nastavený na vlnovou délku excitujícího spektra a postupně snímá celé emisní spektrum. Spektrofluorimetrie se používá k měření koncentrace fluoreskujících látek. V ultrafialové oblasti na vlnových délkách 330–350 nm vykazují luminiscenci (fluorescenci) mitochondrie a jadérka, dále aromatické aminokyseliny tryptofan, tyrosin a fenylalanin v bílkovinách. Excitační vlnová délka se volí 280 nm (v absorpčním pásu bílkovin). Vitamin A má intenzivní luminiscenci ve 480 nm a toho lze využít k jeho identifikaci ve tkáních. Červená luminiscence je vázaná na přítomnost porfyrinů v buňkách (cytochromy, peroxidáza, hemoglobin, myoglobin). Při studiu vlastností struktur, které nevykazují vlastní luminiscenci, se používá tzv. fluorescenčních sond,

kdy se naváže původně nefluoreskující látka na sérový albumin, na bílkoviny nebo na biologické membrány, kde se stává intenzivně fluoreskující. Pro studium nukleových kyselin se používá např. etidium-bromid.

Těchto metod lze využít pro studium konformace bílkovin, tloušťky membrán, membránového potenciálu, plazmatické a membránové viskozity apod.

5.3.2.3 Laserová spektroskopie

V moderních aparaturách absorpční a emisní spektroskopie jsou často klasické zdroje záření nahrazovány lasery a tím se zvyšuje spektrální rozlišení.

LIF spektroskopie (*Laser-Induced Fluorescence*) je spektroskopická metoda měřící emisi fluorescenčního elektromagnetického záření atomů v UV–VIZ–IR oblasti spektra po příslušné excitaci pomocí záření laditelného laseru. Výhodou je možnost selektivní excitace atomů, jejichž přechody jsou v rezonanci s vlnovou délkou excitačního záření. Při této metodě musí být případné molekuly rozbity na jednotlivé atomy v plynném stavu, čehož se dosahuje obvykle tepelným rozkladem v plameni nebo pícce při relativně nízké teplotě. Metoda je vhodná na kvalitativní a kvantitativní určování obsahu jednotlivých prvků ve vzorku.

IA spektroskopie (*Intracavity-Absorption*) – metoda pro měření absorbance v UV–VIZ–IR oblasti spektra. Vzorek (kapalina, plyn) je umístěn do dutiny laserového rezonátoru (obvykle laditelný laser) a intenzita výstupního laserového svazku je úměrná absorbanci vzorku.

Metoda je rovněž velmi citlivá a užívá se pro měření velmi nízkých koncentrací vzorků.

5.3.3 Polarimetrie

Polarimetrie je metoda, která využívá polarizačních vlastností vzorků. Obvykle se měří stočení roviny polarizace polarizovaného světla po průchodu vzorkem. Slouží ke studiu opticky **anizotropních materiálů** a měření koncentrace opticky aktivních látek stáčejících rovinu polarizace. Tento jev je způsoben rozdílným indexem lomu pro levotočivě a pravotočivě kruhově polarizované vlnění. Optická aktivita se obvykle vyskytuje u látek s chirálními molekulami s převahou jedné z prostorových konformací nebo u anizotropních krystalických látek. Polarimetr je tvořen dvojicí polarizátorů na společné optické ose, kterou je možné vůči sobě natáčet a úhel vzájemného pootočení se odečítá na stupnici. Pokud jsou polarizátory křížem a tedy jsou jejich optické roviny vzájemně pootočeny o 90°, světlo neprochází. Pokud jsou roviny shodné, světlo prochází v maximální intenzitě. Vložíme-li polarizační trubici naplněnou opticky aktivní látkou mezi polarizátory, změní se propustnost světla na jinou hodnotu. Při následném otáčení jednoho polarizátoru je propustnost minimalizována a měří se úhel vzájemného pootočení polarizátorů, který je mírou optické aktivity měřené látky.

Polarimetr ve spojení s monochromátorem se využívá pro měření spekter optické cirkulární disperze (ORD) opticky aktivních látek.

5.3.4 Nefelometrie a turbidimetrie

Tyto metody shodně využívají rozptylu záření na heterogenních částicích v koloidních roztocích. Velikost částic v roztoku je srovnatelná s vlnovou délkou použitého zdroje. Prochází-li světlo zakaleným prostředím, pak se na malých částečkách ohýbá a rozptyluje a tím se stává cesta světelného svazku viditelnou (**Tyndallův jev**). Rozptýlené záření má stejnou vlnovou délku jako záření dopadající a jeho intenzita I klesá se čtvrtou mocninou vlnové délky λ ($I = C/\lambda^4$, kde C je koncentrace).

Nefelometrie je metoda pro analytické stanovení koncentrace disperzí v kapalinách na základě měření **absorbance** světla, které je disperzí (disperzním podílem) pohlceno nebo rozptýleno. Měří se světlo rozptýlené, které opouští měřenou látku ve směru odlišném od směru dopadu. Porovnání intenzit se provádí obecně v jiném směru než ve směru šíření světla, nejčastěji pod úhlem 90° nebo 45°. Intenzita procházejícího světla se srovnává s intenzitou světla kapaliny o známých vlastnostech. Jako zdroj světla se používá laser. Na podobném principu je založena i turbidimetrie, která je rovněž analytickou metodou pro stanovení koncentrace disperzí (disperzního podílu) v kapalinách na základě měření poměru intenzit světla rozptýleného disperzí k intenzitě světla, které na disperzní látku dopadá.

Metody se využívají velmi často v imunologii, např. ke stanovení albuminu a imunoglobulinů.

5.3.5 Refraktometrie

Refraktometrie je metoda pro měření indexu lomu látek pevných, kapalných i plynných, při které se využívá **mezného úhlu lomu**, respektive úplného odrazu světla. Index lomu je charakteristickou veličinou látek, je znakem jejich čistoty a lze určit i jejich koncentraci, na které index lomu závisí. Přístroje pro měření indexu lomu se nazývají refraktometry a mohou pracovat v procházejícím i odraženém světle. Refraktometr se skládá z osvětlovacího a měřícího hranolu, mezi které se umisťuje tenká vrstva zkoumaného vzorku, z nastavovacího dalekohledu a odečítacího mikroskopu. Přeponová stěna osvětlovacího hranolu je zdrsněna, aby do vrstvy měřené látky přicházelo světlo rozptýlené. Pozorujeme-li odražený nebo lomený světelný svazek dalekohledem, jehož optická osa je rovnoběžná s vystupujícím paprskem, vidíme světlé a tmavé pole, jejichž hraniční čára odpovídá meznému úhlu úplného odrazu. Hraniční linie se nastaví otáčením tělesa hranolu na střed nitkového kříže. V odečítacím mikroskopu se odečítá index

lomu. Vzhledem k tomu, že index lomu závisí i na teplotě, je nutné propojení s termostatem a měření provádět při konstantní teplotě.

Používá se k rychlému stanovení koncentrace, čistoty látky, kvality látek apod.

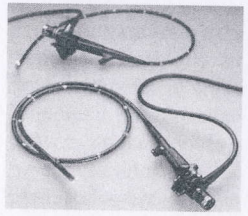
5.3.6 Endoskopie

Endoskopy jsou přístroje sloužící především k vyšetření orgánů a tělních dutin a eventuálně umožňují i léčebný zákrok pod vizuální kontrolou.

První přístroje představovaly neohebné kovové trubice (rigidní endoskopy), ve kterých byl optický systém tvořen objektivem, okulárem a převáděcí soustavou. Aby byla zachována stranová věrnost obrazu, musel být počet převáděcích soustav lichý. K osvětlení vyšetřovaného objektu se používaly miniaturní žárovky umístěné na distálním konci endoskopu. V současné době se rigidní endoskopy používají již jen v několika typech vyšetření. Jedná se o rektoskopii, artroskopii a spíše ojediněle i bronchoskopii.

Modernějším typem jsou **fibroendoskopy**. Konstrukci těchto přístrojů umožnil vývoj vláknové techniky. Spojením velkého počtu tenkých vláken do svazku získáme ohebný optický systém, kterým lze přenášet záření. Přenáší světlo od zdroje, který je umístěn mimo pacienta a zároveň přenáší obraz vyšetřovaného místa do okuláru. Vlákna ve svazku musí být přesně uspořádána, to znamená, že vlákno musí být ve stejné poloze jak na začátku, tak na konci svazku (obr. 5.22). Kvalita obrazu je dána počtem vláken na jednotku plochy svazku, proto se používá 20 000–30 000 vláken. Délka vláken je výrobně omezená asi na 3,5 m, což je pro lékařské účely zcela dostačující. Fibroendoskopy jsou na rozdíl od první skupiny flexibilní, vyšetřující ovládá jejich zakončení. Další technika napojená na fibroskop může pořídit videozáznam, fotografie, nebo odebrat vzorek vyšetřované tkáně či provést léčebný zásah (elektrokauter, drtiče kamenů, laser k zprůchodnění uzavřených dutin).

Konstrukce a délka fibroskopu je určena anatomií vyšetřovaných oblastí. Přístroje označujeme podle oblasti nebo orgánu, pro jejichž vyšetření je určen (bronchofibroskop, gastrofibroskop atd.).



Obr. 5.22 *Fibrogastroskop*

5.4 Oko a oční vady

(Jaroslava Kymplová)

Oční bulby jsou párový orgán a jsou uloženy v očnicích na tukovém polštáři. Přední segment bulbu je chráněn víčky a svlažován slzami, produkovanými slznými žlázami do spojivkového vaku. Přídatné orgány jsou okohybné svaly, víčka, spojivky a slzný aparát.



Obr. 5.23 *Horizontální řez okem*

Lidské oko má přibližně tvar koule (bulbus oculi) o průměru 24 mm. Kulovité pouzdro z pevného vaziva tento tvar udržuje. Stěnu oční koule tvoří tři vrstvy (obr. 5.23):

- tunica fibrosa – rohovka (cornea) a bělima (sclera)
- tunica vaskulosa – živnatka (uvea)
  - duhovka (iris)
  - řasnaté tělísko (corpus ciliare)
  - cévnatka (choroidea)
- tunica nervosa – sítnice (retina).

Pohyby bulbu jsou ovládány šesti okohybnými svaly upnutými k bělimě. Vnější obal tvoří neprůhledná bělima (sclera), která přechází v přední části oka v průhlednou rohovku (cornea). Rohovka má menší poloměr zakřivení než bělima a na bulbus nasedá na způsob hodinového sklíčka. V místě přechodu rohovky v bělimu je proto mělká brázda. Přední viditelná část bělimy je krytá spojivkou (conjuctiva). Stěna oční koule je tvořena třemi vrstvami: bělima, střední cévnatka (choroidea) a vnitřní sítnice (retina). Cévnatka v přední části oka přechází v řasnaté tělísko (corpus ciliare) a duhovku (iris) s kruhovým otvorem – zornicí (pupila). Řasnaté těleso obsahuje akomodační svaly, které napomáhají při akomodaci čočky. Oční čočka (lens crystalina) je zavěšena za du-

hovkou na jemných vláknech, které cirkulárně vycházejí od řasnatého tělesa. Prostor mezi rohovkou a duhovkou se nazývá přední komora oční, jako zadní komora oční je označován prostor mezi zadní plochou duhovky a přední plochou čočky. Nitro oka vyplňuje sklivec (corpus vitreum). Nervová vlákna sítnice se sbíhají do oblasti zadního pólu oka, z něhož vystupuje jejich svazek jako zrakový nerv (nervus opticus). Sítnice obsahuje světločivné buňky tyčinky (75–150 milionů) a čípky (3,5–7,0 milionů). Místo na sítnici, na optické ose, kde je největší koncentrace čípků, se nazývá žlutá skvrna (macula lutea). Anatomickou strukturu na řezu znázorňuje obrázek.

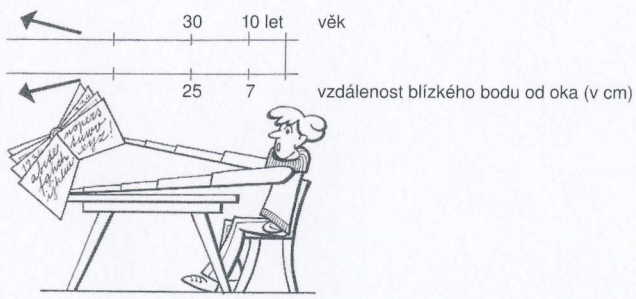
5.4.1 Optický systém oka

Oko obsahuje světlolomný a světločivný aparát. Světlolomný aparát je tvořen rohovkou a čočkou, dále k němu patří komorová voda a sklivec. Optická mohutnost oka je přibližně +60 dioptrií.

Rohovka má přibližně kulový tvar. Odděluje vnitřní prostředí oka od okolního vzdušného prostředí (s indexem lomu 1), což ji činí z celého lomného systému nejúčinnější. Index lomu rohovky je 1,37. Optická mohutnost 42 D.

Čočka je krystalicky čirá struktura, jejíž optická mohutnost je proměnlivá díky její akomodační schopnosti. Vzhledem k heterogenní struktuře čočky neexistuje jednotný index lomu. Pro praktickou potřebu se využívá pouze průměrný index lomu celé čočky 1,42. Optická mohutnost čočky je proměnlivá (17–20 D). Průchod paprsku čočkou tedy není přímočarý. Ciliární aparát, na kterém je čočka zavěšena, má schopnost mechanicky měnit zakřivení přední a zadní strany čočky a tím se mění i její optická mohutnost. Při pohledu do blízka kontrakcí svalů ochabnou vlákna závěsného aparátu čočky, ta se vyklene a její index lomu se zvýší. Rozsah akomodační schopnosti čočky je určen tzv. blízkým a dalekým bodem.

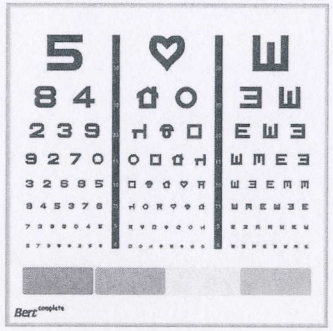
Blízký bod (punctum proximum) je nejbližší bod, který vidí oko ostře při maximální akomodaci. Stářím klesá elasticita čočky a tedy i akomodační schopnost a blízký bod se vzdaluje. U desetiletého dítěte je akomodační šíře asi 15 D a blízký bod ve vzdálenosti 7 cm před okem. U dvacetiletého člověka se sníží akomodační šíře na 10 D (blízký bod je 10 cm před okem. U dospělého mladšího člověka je ve vzdálenosti 25 cm před okem (akomodační šíře 4 D), což je tzv. konvenční zraková vzdálenost. Když se blízký bod dostane přes 25 cm před okem, začínají se objevovat problémy s akomodací na blízko, zejména při čtení. Tato vada se nazývá stařecká vetchozrakokost neboli **presbyopie** (laicky nazývána nemoc krátkých rukou). Kolem 70. roku života čočka ztrácí schopnost akomodace a akomodační šíře je 0 D.



Obr. 5.24 *Změny vzdálenosti blízkého bodu s věkem (nemoc krátkých rukou)*

Daleký bod (punctum remotum) je nevzdálenější bod, který oko vidí ostře bez akomodace a u zdravého oka je v nekonečnu (prakticky považujeme u oka za nekonečno vzdálenost 5 m).

Vizuální osa oka je přímka, která spojuje optický střed oka se žlutou skvrnou. S optickou osou centrovaného systému oka svírá úhel asi 5°, to znamená, že žlutá skvrna není v obrazovém ohnisku oka, ale je od něho odchýlena asi 1,5 mm temporálně.



Obr. 5.25 *Optotyp*

5.4.1.1 Zraková ostrost

Při pozorování určitého předmětu stavíme oči tak, aby obraz předmětu dopadal v každém oku do žluté skvrny. Její anatomické uspořádání s velkou koncentrací čípků zajišťuje vysokou rozlišovací schopnost této části sítnice. K rozlišení tvaru předmětu musí být rozlišeno několik jeho částí. Vzhledem k velikosti fotosenzitivních elementů v sít-

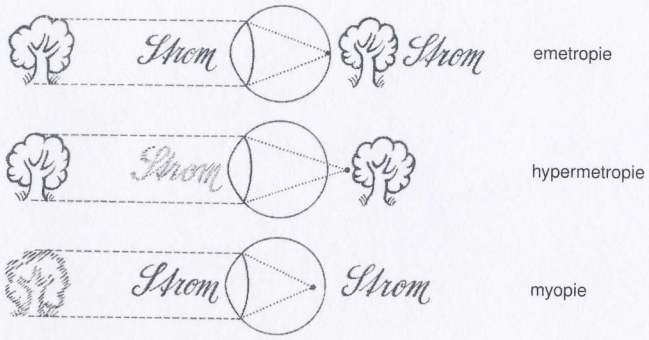
nici činí úhlová vzdálenost dvou bodů, které lze ještě rozlišit, 0,0003 rad, což odpovídá zornému úhlu 1 úhlové minuty. Tento úhel 1′ představuje mez rozlišovací schopnosti oka a byl vzat za základ hodnocení zrakové ostrosti pomocí optotypů (obr. 5.25). Optimální vyšetřovací vzdálenost je 6 metrů, optotyp musí být dostatečně osvětlen a nejprve vyšetřujeme každé oko zvlášť. Pro vyšetření zrakové ostrosti do blízka používáme Jaegrovy tabulky (texty od nejmenších do největších typů tisku) umístěné asi 30 cm před pacienta.

Zorné pole – při pohledu na určitý bod – vnímáme ještě široký prostor kolem. Rozlišovací schopnost od centra k periférii rychle klesá, ale periferie je citlivá k vnímání pohybu.

5.4.1.2 Refrakční vady oka

Normální oko označujeme jako **emetropické**.

Oko, které nesplňuje některou z následujících podmínek, je oko **ametropické**. Pro správné vidění je mimo neporušeného stavu sítnice a optických nervových drah podmínkou, že optický systém je schopen vytvořit na sítnici ostrý obraz pozorovaného předmětu, přičemž je nutné, aby obrazem bodu byl opět bod a aby obraz vznikl na sítnici.



Obr. 5.26 *Refrakční vady*

Sférické ametropie
Krátkozrakost (myopie)
Krátkozraké oko má vzdálený bod v konečné vzdálenosti před okem. Rovnoběžné paprsky přicházející do oka se lámou do ohniska, které je před sítnicí. Jsou dvě příčiny, které vedou ke krátkozrakosti:

- **axiální** – oční koule je příliš dlouhá (je to vrozená vada, vysvětluje se kolísáním rozměrů oka vzniklých v embryonálním vývoji)
- **refrakční** – oční koule má normální délku, ale větší lomivost optických prostředí. Tato příčina krátkozrakosti není tak častá.

Presbyopie (stařecká vetchozrakost, blíže kapitola 5.4.1) nastupuje u myopa později a není tak výrazná, protože ztráta akomodace se zčásti kompenzuje refrakční vadou.

Dalekozrakost (hypermetropie)
Vzdálený bod je v konečné vzdálenosti za okem. Rovnoběžné paprsky vstupující do oka se lámou do ohniska, které je za oční koulí. Příčina vzniku je:

- **axiální** – oční koule je příliš krátká (častější vada, vzniklá v průběhu embryonálního vývoje)
- **refrakční** – oko má menší lomivost optického systému než oko zdravé (setkáváme se s ní po extrakci čočky pro kataraktu – šedý zákal)

U dalekozrakosti se presbyopie projevuje mnohem dříve. S klesající akomodační schopností potřebuje časem hypermetrop i brýle do dálky.

Asférické ametropie
Astigmatismus je způsoben asymetrií optické mohutnosti rohovky, mnohem vzácnější je astigmatismus čočky. U astigmatismu nemá rohovka stejné zakřivení ve všech rovinách procházejících optickou osou. Můžeme tedy rozeznat maximální a minimální zakřivení ve dvou rovinách na sebe kolmých. Tyto roviny nazýváme hlavní meridiány. Rozdíl optické mohutnosti, vyjádřený v dioptriích, mezi oběma meridiány charakterizuje stupeň astigmatismu. Astigmatické oko nevidí ostře ani na na blízko, ani na dálku.

Pravidelný astigmatismus je většinou dědičný, nepravidelný astigmatismus je následkem poranění rohovky.

Keratometr je přístroj pro měření zakřivení rohovky podle zrcadlení testovacích světel na rohovce (obr. 5.27).

5.4.1.3 Korekce refrakčních vad

Pro správné vidění je nutné, aby na sítnici vznikl ostrý obraz dostatečné velikosti pro registraci a aby obrazy vzniklé na sítnicích obou očí měly stejnou velikost. Dobrá korekce má zajistit emetropii při zachování co největších obrazů na sítnici, navíc musí brát v úvahu konvergenci očí, zrakové a zorné pole. Zrakové pole je soubor všech směrů v prostoru, určovaných při pohledu oka na fixní bod a je výrazem citlivosti periferní sítnice. Zorné pole je soubor směrů v prostoru, které může vidět volně se pohybující oko a závisí na pohyblivosti oka kolem jeho geometrického centra.



Obr. 5.27 *Keratometr*

Správnou korekci krátkozrakosti zabezpečuje rozptylka o optimální optické mohutnosti, při které vyšetřovaný vidí ostře do nekonečna. Dalekozrakost se koriguje spojkou o nejmenší optické mohutnosti, při které vyšetřovaný vidí ostře písmena ve vzdálenosti 25 cm.

Korekce refrakčních vad se provádí brýlemi, jejichž čočky jsou umístěny asi 12 mm před rohovkou nebo kontaktními čočkami přiloženými na rohovku. Výhodou kontaktních čoček je rozšíření zorného pole a menší zkreslení při pohledu do stran. Čočky jsou vyráběny z vysoce hydrofilního materiálu. Dnes se využívají především měkké kontaktní čočky na korekci myopie, hypermetropie, astigmatismu (torické) a presbyopie (bifokální). Tvrdé (plynopropustné) kontaktní čočky, které se dříve používaly, jsou dnes indikovány jen v ojedinělých případech. Čočky jsou, podle typu, určeny k různé době nošení. Jsou čočky na denní nošení (do 18 hodin), ale i čočky na kontinuální nošení (až 30 dní nepřetržitě).

Astigmatismus se koriguje torickými (cylindrickými) skly.

Refrakční vady se dají korigovat též operační cestou s využitím vysokovýkonných laserů. U dalekozrakosti se provádí laserová termoplastika, kdy laserem ozářené periferní vlákna rohovky se smršťují, a tím se dosáhne vyklenutí centrální optické zóny. U korekce krátkozrakosti a astigmatismu se využívá zejména excimérových laserů, které dokáží odstranit setiny milimetru tenké vrstvy rohovky (radiální keratotomie), a tím změnit zakřivení přední plochy oka.

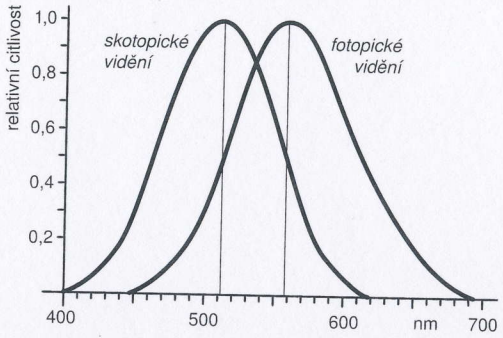
Tvorba obrazu

Biofyzika vidění se zabývá funkcí sítnice spojenou s procesy absorpce světla ve fotoreceptorech sítnice a převodem akčních potenciálů ze sítnice.

Receptory v sítnici jsou tyčinky a čípky, dále navazují bipolární buňky, ekvivalentní druhému neuronu, potom ganliové buňky (třetí neuron), které vedou vzruch do podkorových center a čtvrtý neuron spojující podkoří se zrakovou kůrou. Světelná energie se při dopadu na sítnici absorbuje ve fotoreceptorových buňkách (tyčinky a čípky) a přitom se přemění na energii chemickou.

Sítnice je různě citlivá na různé vlnové délky světla (obr. 5.28), avšak tato citlivost závisí na intenzitě osvětlení. Podle toho se rozlišují tři oblasti vidění:

- **vidění fotopické (denní)** – při dostatečně intenzivním osvětlení je zajišťované čípky, křivka citlivosti má maximum kolem vlnové délky 555 nm a je stabilní
- **vidění mezopické** – při snížené intenzitě osvětlení fungují čípky i tyčinky, křivka citlivosti je nestabilní a citlivost se posunuje směrem ke kratším vlnovým délkám, maximum kolem vlnové délky 509 nm
- **vidění skotopické (noční)** – vidění je zajišťováno jen tyčinkami, dochází ke ztrátě barevného vidění, křivka citlivosti je stabilní, je-li oko adaptováno na tmu



Obr. 5.28 *Spektrální citlivost při fotopickém a skotopickém vidění*

5.4.1.4 Adaptace oka na intenzitu světla

Adaptací rozumíme schopnost zraku přizpůsobit se různým hladinám osvětlení. Je známo, že při přechodu ze světla do tmy lze rozeznávat jednotlivé předměty s dostatečnou citlivostí až po určité době (asi 10–20 min, maximum za 45 min). Za tuto dobu se oko adaptuje na tmu. Dříve jsou rozeznávány předměty, jejichž obraz vzniká v periferních oblastech sítnice. Při přechodu ze tmy do světla potřebuje oko rovněž určitou dobu na adaptaci, tato doba je však podstatně kratší. Po prudkém osvětlení jsou oči oslněny, ale díky rychlé reakci zornic se rychle přizpůsobují.

Čípky a tyčinky mají relativně nezávislé vlastnosti. Při velkých intenzitách zajišťují vidění čípky, při nízkých intenzitách se tyčinky stanou citlivějšími než čípky. Všechny barvy jsou registrovány jak čípky, tak tyčinkami, na červenou barvu jsou citlivé pouze

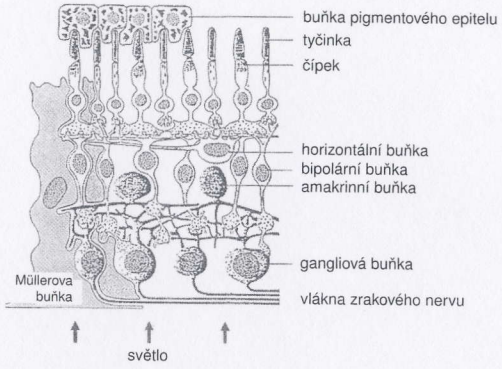
čípky. Tyčinky se nezúčastní na barevném vidění a při malých intenzitách se vidění stává achromatickým.

Hemeralopie (šeroslepost) je snížená adaptační schopnost, může být dědičná nebo vzniknout např. při avitaminóze A. Nevytváří se dostatečné množství rodopsinu, což se projeví poruchou vidění za šera, šeroslepostí.

Funkce tyčinek

Tyčinky mají charakteristický tvar, stejný ve všech částech sítnice. Fotosenzitivní část se nazývá externí segment. Interní část obsahuje jádro receptoru a synaptické spojení s bipolárními buňkami (obr. 5.29).

Tyčinky obsahují pigment rodopsin – tzv. zrakový purpur. Jedná se o chromoprotein složený z proteinu opsinu a z retinalu, který je aldehyd vitamínu A. Působením světla se rodopsin rozkládá na retinal a opsin a mění svoji barvu na žlutou. Tato reakce je reverzibilní a probíhá velmi rychle. Při příliš silném osvětlení se však retinal mění na retinol a jeho barva na bílou a tato reakce je reverzibilní pomalým procesem. Regenerace rodopsinu tedy může probíhat pomalou nebo rychlou cestou. Tím se vysvětlují rozdíly v rychlosti adaptace oka na tmu po předchozím osvětlení.



Obr. 5.29 *Tyčinky a čípky*

5.4.1.5 Funkce čípků

Čípky jsou mnohem tlustší než tyčinky a mají lahvovitý tvar, ovšem tvar se mění podle lokalizace. V centrální jamce již jsou stejně dlouhé nebo i delší než tyčinky. Zúžená část – externí segment – je fotosenzitivní, širší část se nazývá vnitřní segment. Největší koncentraci čípků má žlutá skvrna, v níž je malá jamka (fovea centralis). Je to místo nejostřejšího vidění. Od středu centrální jamky směrem k periferii sítnice jejich hustota postupně klesá. Čípky zajišťují fotopické vidění a jsou do značné míry zodpovědné za zrakovou ostrost. Čípky umožňují rozeznávání jak intenzity světla, tak barvy a jich sytosti.

Barva světla závisí na jeho vlnové délce. Normální oko může rozlišit v oblasti viditelného spektra asi 200 odstínů. Diferenciální citlivost je nejmenší rozdíl ve vlnové délce, který může oko rozlišit. Uprostřed spektra je diferenciální práh velmi malý, zatímco na obou koncích spektra je rozlišovací schopnost pro barvy špatná. Proto například v červené oblasti nejsou rozlišovány vlnové délky v pásmu 680–750 nm.

Mechanismus vnímání barev není doposud zcela objasněn, avšak nejvíce zastánců má trichromatická teorie. Zrakový analyzátor rozlišuje barvy skládáním tří barev.V pojetí tří základních barev není shoda , uvádí se kombinace červené, zelené, fialové (nebo modré) a kombinace červená, žlutá,modrá. V lidské sítnici existují tři druhy pigmentů, jejichž citlivost odpovídá různým vlnovým délkám světla. Předpokládá se, že u všech třech jde o retinal vázaný se třemi různými opsiny, odlišnými od opsinu a rodopsinu (iodopsin). Při poruchách tvorby očních pigmentů může dojít k barvosleposti.

Barvocit lze rychle orientačně vyšetřit pomocí pseudoisochromatických tabulek, kde barevné body tvoří určitý obrazec nebo písmeno, avšak body podobného jasu jej netvoří. Pro barvoslepé jsou body zdánlivě stejné barvy.

Monochromazie je úplná barvoslepost, je spojena s dalšími vadami.

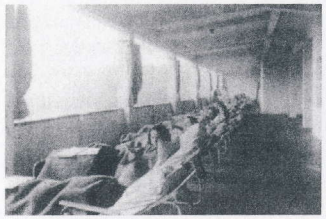
Dichromazie je porucha vnímání barev, některé barevné rozdíly jsou vnímány, jiné vidí v odstínech hnědi. Nejčastěji jde o poruchu vnímání červené (protanopie) nebo zelené barvy (deuteranopie).

5.5 Fototerapie

(Jaroslava Kymplová)

Fototerapie je moderní léčebná metoda, která využívá nejpřirozenější zdroj energie – světlo. Rozvoj lázeňství, budování známých přímořských letovisek a rozvoj lázeňských míst ve vysokohorském prostředí umožnil lékařům doporučovat nemocným dlouhodobé pobyty na horském vzduchu spojené se sluněním jako léčebnou metodou (helioterapie, klimatoterapie) (obr. 5.30).

Dnes využíváme helioterapii především v prevenci. Při léčebném využití slunečního světla nikdy nesmíme zapomínat na účinky ultrafialové (5 %) a infračervené složky (45 %) slunečního záření, i když převážné zastoupení (50 %) má světlo ve viditelných vlnových délkách.



Obr. 5.30 *Helioterapie*

Závislost fototerapie na meteorologických podmínkách vedla k rozvoji umělých zdrojů světla. Jejich vývoj umožnil hlubší studium účinků světelného záření na živou buňku a prokázal závislost mezi vlnovou délkou světelných paprsků a odpovědí organismu.

Moderní fototerapie využívá elektromagnetické záření různých vlnových délek, lišící se účinky na živý organismus. Zatímco některé z nich se používají již desítky let (např. infračervené světlo), jiné využívá medicína teprve v posledních letech. Zde máme na mysli zejména zdroje polarizovaného světla a lasery, jejichž záření má analgetický, protizánětlivý a stimulační efekt.

5.5.1 Fototerapie terapeutickým laserem

Podle výkonu světelného paprsku rozdělujeme lasery na neinvazivní – **terapeutické** (s výkonem do 500 mW) a na invazivní – **chirurgické** (s výkonem nad 1 W). Fyzikální vlastnosti laseru jsou uvedeny v kapitole 5.1.

Lasery jsou konstruovány buď pro bodovou aplikaci, kde paprsek je veden do tužkové sondy nebo ve formě scannerů, ve kterých je paprsek rozkmitáván nad příslušnou oblastí. Laserovým prostředím, ve kterém je paprsek emitován, je polovodič nebo plyn složený z hélia a neonu. S ohledem na průchodnost tkání se lasery o vlnové délce 627–780 nm využívají spíše v dermatologii, gynekologii a stomatologii a lasery o delší vlnové délce v rehabilitaci, balneologii a v neurologii.

5.5.1.1 Chirurgické lasery

Do této skupiny patří lasery, jejichž výkon převyšuje 1 W. Jsou využívány k invazivním zákrokům v různých chirurgických oborech. Vysokovýkonné lasery jsou po fyzikální stránce skupinou značně nehomogenní a samozřejmě i mechanismus působení na živou tkáň je značně odlišný.

V místě absorpce paprsku laseru o vysokém výkonu dochází k nahromadění značného množství energie ve velice malé oblasti. Světelná energie se přeměňuje na energii tepelnou a mechanickou a může indukovat i chemickou reakci.

V závislosti na energii paprsku, délce působení a vlnové délce dochází k různým interakcím laseru a tkáně, jejichž výsledkem je:

- **fotokoagulace** – využívá se při výkonech v bohatě vaskularizovaných tkáních, kde dochází k destrukcím buněk následkem fotochemických reakcí
- **vaporizace** – používá se pro incize a odpaření příslušné tkáně, ve které dojde k lokálnímu zvýšení teploty na 100 °C
- **fotochemická ablace** – pojem popisující neobvykle čistý řez, je umožněna krátkými vlnami excimérového laseru
- **roztržení** – postup, který v zasažené tkáni působením laseru navodí prudké zvýšení teploty až na 1250 °C, a tedy i zvýšení tlaku, jehož následkem je roztržení a devastace tkáně
- **fotochemické interakce** – jsou procesy vázané na vlnovou délku laserového paprsku a využívané zejména ve fotochemoterapii. Ozařovaná tkáň přednostně vychytává fotosenzibilizující látku, podanou zpravidla do žíly, a tato tkáň je následně ozářena laserem. Fotodynamická terapie je využívána především při léčbě nádorů.

Přehled nejpoužívanějších vysokovýkonných laserů:

- **CO_2 laser** – lze ho použít jako laserový skalpel, kdy tkáň je zasažena pouze do hloubky 0,1 mm a řez je tedy velmi tenký. Zároveň dochází k fotokoagulaci drobných vlásečnic a řez tak méně krvácí. Používá se v řadě chirurgických oborů.
- **Neodymový laser** se používá zejména v gastroenterologii, kde je zaváděn endoskopem do trávicí trubice a většinou se používá k zástavě krvácení nebo k zprůchodnění GIT při inoperabilních procesech.
- **Argonový laser** má hlavní uplatnění v oftalmologii. Jeho modré světlo je pohlcováno především krví, a tak se používá zejména pro fotokoagulaci malých cévek a například i při odchlípení sítnice.
- **Barvivové lasery** se používají v dermatologii a gastroenterologii, kdy paprsek barvivového laseru způsobuje fragmentaci žlučníkových a ledvinových kamenů. Barvivové lasery se díky své laditelnosti vlnové délky využívají též v diagnostice, kde vyvolávají fluorescenci, anebo fosforescenci zkoumané molekuly.
- **Excimérové lasery** emitují záření v ultrafialové oblasti a jak již bylo uvedeno, vykazují neobvykle čistý řez. Používají se v angioplastice při zprůchodňování ucpaných cév. V posledních letech však našly velké uplatnění v očním lékařství při korekcích krátkozrakosti a astigmatismu.

5.5.1.2 Fototerapie polarizovaným světlem

Zdroje polarizovaného světla oproti laserům neemitují světlo monochromatické. Emitované polychromatické světlo má nižší energetický výkon a větší rozptyl paprsků. Výhodou léčby polarizovaným světlem je minimum vedlejších účinků.

Na rozdíl od laserů musíme u těchto přístrojů počítat vzhledem k nižšímu výkonu s delší dobou aplikace a s nižší hloubkou průniku do tkání. Tyto přístroje jsou ideální pro domácí léčení kožních onemocnění, jako jsou zánětlivá onemocnění kůže, ekzémy, lupénka, bércové vředy, proleženiny, popáleniny, různé druhy jizev atd.

5.5.1.3 Účinky a využití viditelného záření

Viditelné záření působí na organismus různými mechanismy. Krátkovlnné složky (modrá a fialová oblast) vyvolávají fotochemické účinky, které se mohou projevit na kůži, zejména u citlivějších osob (fotodermatóza), u některých onemocnění (porfýrie) či po podání některých léků (sulfonamidy). Červená oblast blížící se svými účinky infračervenému záření má tepelný efekt, který může způsobit přehřátí organismu.

Světlo má samozřejmě vliv i na periodicitu životních funkcí (tělesná teplota, krevní tlak, spánek, hormonální a metabolické procesy). Psychosomatické vlivy jsou závislé na intenzitě a kvalitě světla, známý je i vliv barev na psychiku a vnímání okolí.

Využití v terapii není velké. Zájem o světlo spadá spíše do oboru hygieny osvětlování, který se zabývá nejen osvětlením pracovišť a domácností, ale i jeho vlivem na psychiku člověka. Viditelné světlo se využívá například při léčbě depresí.

5.5.1.4 Účinky a využití infračerveného záření

Vlastnosti infračerveného světla (IR) závisí do značné míry na jeho energii, proto se dělí do 3 pásem. Krátkovlnné pásmo A zahrnuje vlnové délky 760–1400 nm, střední pásmo B zahrnuje délky 1400–3000 nm a dlouhovlnné pásmo C s vlnovými délkami nad 3000 nm. Přirozeným zdrojem krátkovlnného záření je Slunce, umělým různé typy žárovek, teplomety. Zdrojem IR středního pásma jsou například radiátory ústředního topení.

Nejhlouběji proniká do kůže IR o vlnových délkách kolem 900 nm. IR se velkou měrou podílí na tepelné bilanci organismu. Při absorpci větších intenzit IR se silně dráždí nejprve tepelné receptory a později i kožní receptory pro bolest. Práh bolesti pro zahřívanou kůži je při teplotě 45 °C. Se vzrůstající teplotou se objevuje erytém, a pokud teplota dále stoupá, dochází až k jejímu popálení. IR může poškodit oko, v pásmu 760–2500 nm jsou tzv. penetrující paprsky, které procházejí okem a jsou absorbovány duhovkou, čočkou i sítnicí. Profesionálním onemocněním foukačů skla, slévačů, tavičů je tzv. žárová katarakta (šedý zákal čočky).

Analgetické a spasmolytické účinky IR jsou dány jednak důsledkem přímého působení zvýšené teploty, jednak působením na kožní receptory, které vyvolávají reflexní účinky. IR se využívá v rehabilitační medicíně k odstranění bolestí kloubů při artrózách, bolestí při páteřních syndromech, při neuralgiích. IR příznivě ovlivňuje rychlost absorpce exudátu u zánětlivých procesů (např. u sinusitid, zánětů kůže a podkoží). Někdy je využíváno reflexních účinků k uvolnění spazmů při kolikách (ledvinová, žlučníková kolika).

5.5.1.5 Účinky a využití ultrafialového záření

Podle biologických účinků se ultrafialové záření (UV) dělí na tři pásma: blízké čili dlouhovlnné pásmo UV-A (365–320 nm), střední (erytémové) UV-B (320–280 nm) a vzdálené krátkovlnné (germicidní – největší baktericidní účinky) UV-C (pod 280 nm). Přirozeným zdrojem UV-A a UV-B je Slunce, mezi umělé zdroje patří rtuťové výbojky (v medicíně označované jako germicidní lampy). U germicidních výbojek, které se běžně využívají ke sterilizaci prostředí na operačních sálech a v laboratořích, je dominantní vlnová délka 253,7 nm (UV-C), která je dána vhodnou volbou náplně a materiálu trubice.

Biologické účinky se na kůži projevují erytémem s následnou pigmentací. Erytém nastává s latencí 1–8 hodin. Nejnebezpečnější jsou vlnové délky 297 a 254 nm, proto se v opalovacích krémech používají organické filtry, které tyto dvě části spektra absorbují. U nechráněné kůže může dojít při nadměrné expozici až k zánětu pokožky a následným popáleninám. Podle dávky záření erytém buď po několika hodinách či dnech zmizí, nebo přejde v pigmentaci. Ta je způsobena novotvořením melaninu, pigment pak brání pronikání UV-A do hlubších vrstev. Ochranné krémy pigmentaci neovlivňují. Nejzávažnějším pozdním následkem UV může být karcinom kůže.

UV se aplikuje na obtížně se hojící rány, vředy, proleženiny, v dermatologii potom u některých onemocnění kůže (lupénka). Další využití má UV v prevenci a léčbě křivice, kde se 1–2× týdně provádí celotělové ozáření. UV lze použít i v léčbě osteomalacie, osteoporózy a tetanie. Při všech aplikacích je nutné chránit zrak pacienta speciálními brýlemi.

Literatura

1) Bahaa, E., Saleh, A.: Základy fotoniky. 3. Matfyzpress, Praha 1995
2) Fiala, P., Richter, I., Ryzí, Z.: Optika a moderní technologie. ČVUT Praha (http://www.troja.fjfi.cvut.cz)
3) Kubínek, R., Kolářová, H.: Rychlokurs fyziky. Rubico , Olomouc 1999
4) Moderní fototerapie a laseroterapie (kolektiv autorů, ed. Navrátil, L). Manus, Praha 2000
5) Prosser, V.: Experimentální metody biofyziky. Akademia Praha 1989
6) Smunovic, Z.: Lasers in Medicine and Dentistry. Vitagraf, Rijeka 2000
7) Vrbová, M.: Lasery a moderní optika.Oborová encyklopedie. Prometheus 1994

6 Akustika

(Jana Vackářová, Jiří Vackář, Tomáš Blažek)

6.1 Základní pojmy

Akustikou se původně rozuměla **nauka o slyšitelném zvuku**, to je zvuku o frekvencích v rozmezí 16–20 000 Hz. V širším pojetí akustika zahrnuje i **oblast infrazvuku**, mající frekvence do 16 Hz, a **oblast ultrazvuku**, kam patří vlny o frekvencích vyšších než 20 000 Hz.

Zvukem rozumíme nejen sluchový vjem sluchového orgánu, ale i jeho vnější příčinu, kterou lze fyzikálně popsat jako uspořádaný kmitavý pohyb částic prostředí, kterým se zvuk šíří – např. molekul plynu, kapaliny nebo atomů pevné látky.

Kmitání částic zdroje zvuku se v důsledku vzájemného působení (závislého na druhu prostředí) přenáší s určitým zpožděním na okolní částice, ty se též rozkmitají, a tento proces se pak určitou rychlostí šíří daným prostředím. Vzniká **postupná vlna**, kterou postupuje energie směrem od zdroje zvuku. Toto vlnění nazýváme vlněním mechanickým. Na rozdíl od vlnění elektromagnetického se zvuk jako vlnění mechanické nemůže šířit vakuem.

Základními veličinami, které popisují šíření zvukové vlny prostředím, jsou **frekvence kmitavého pohybu** f a **rychlost šíření** c. Z těchto dvou veličin lze odvodit **vlnovou délku** $\lambda = c / f$, resp. $\lambda = c \cdot T$, kde $T = 1/f$ je perioda kmitavého pohybu.

V celé této kapitole budeme používat symbol c pro označení rychlosti šíření zvuku v daném prostředí (nikoliv pro rychlost světla, pro niž se tento symbol také používá).

Při kmitání prostředí dochází ke změnám vzdáleností mezi částicemi, např. molekulami, tedy v mikroskopickém pohledu ke střídavému zhušťování a zřeďování, a tudíž i k malým tlakovým změnám. Můžeme říci, že přenosem zvuku postupují prostředím drobné deformace.

6.1.1 Rychlost šíření zvukové vlny

Rychlost, se kterou zvuková vlna prostředím postupuje, závisí na druhu prostředí a též na okamžitých podmínkách – na teplotě, tlaku, u vzduchu i na vlhkosti.

Rychlost zvuku v suchém vzduchu (při normálním tlaku 101,3 kPa) roste se zvyšující se teplotou přibližně lineárně a je přibližně popsána empirickým vztahem:

$$c_{\text{vzduch}} = 331{,}5 + 0{,}61 \cdot t \text{, kde } t \text{ je teplota vzduchu ve °C.} \qquad (6.1)$$

Rychlost zvuku ve vzduchu nepatrně roste též se stoupající vlhkostí vzduchu. Ve vzduchu o 100% vlhkosti je přibližně o 0,2 % větší než u suchého vzduchu téže teploty.

Několik příkladů rychlosti šíření zvuku pro různá prostředí je uvedeno v tabulce 6.1.

Tab. 6.1 *Přibližné rychlosti šíření zvukových vln v různých prostředích*

prostředí	rychlost zvuku c (m·s^{-1})
vzduch 0 °C	332
vzduch 20 °C	344
vodík	1270
voda 13 °C	1441
voda 20 °C	1484
led 0 °C	3200
guma[1]	1440
ocel[1]	5000
sklo[1]	6000

Zvuk se šíří převážně vlněním **podélným** (longitudinálním), pouze v pevném skupenství se může šířit i jako vlnění **příčné** (transverzální). Molekuly prostředí mají tedy od své střední polohy výchylky buď ve směru šíření vlny (u vlnění podélného), nebo kolmo ke směru šíření vlny (u vlnění příčného). Zvláštním a poněkud odlišným případem jsou vlny na povrchu kapalin.

V dalším výkladu se budeme věnovat šíření zvukových vln v tekutinách (kapalinách a plynech). Nejprve si připomeneme vztahy, které popisují kmitavý pohyb.

6.1.2 Akustická výchylka, akustická rychlost, akustický tlak

Říkáme, že kmitající bod kmitá harmonicky v závislosti na čase t, můžeme-li jeho **výchylku** a popsat vztahem: [2]

$$a = a_{\max} \cdot \sin(\omega \cdot t) = a_{\max} \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot t), \qquad (6.2)$$

1 Hodnoty rychlostí jsou pouze orientační, záleží na přesném složení a struktuře materiálu.

2 Při kmitání souvisejícím se zvukovou vlnou nazýváme výchylku akustickou výchylkou a užíváme značení a, $a_{\max}$.

kde a_{max} je amplituda kmitavého pohybu a f je frekvence. Veličinu $\omega = 2\pi \cdot f$ nazýváme úhlovou frekvencí. **Harmonické** kmitání je tedy takové, které lze popsat sinusoidou.[3]

Z předchozího lze odvodit, že **okamžitá rychlost** pohybu kmitající částice (nazývaná též akustická rychlost) je dána vztahem:[4]

$$v = v_{max} \cdot \cos(\omega \cdot t) = v_{max} \cdot \cos(2\pi \cdot f \cdot t),$$

kde v_{max} je maximální hodnota okamžité rychlosti.

$$v_{max} = a_{max} \cdot \omega = a_{max} \cdot 2\pi \cdot f \qquad (6.3)$$

Akustická rychlost tedy nabývá jak kladných, tak záporných hodnot z intervalu $\langle -v_{max}, v_{max} \rangle$.

Porovnáním vztahů pro akustickou výchylku a akustickou rychlost[5] zjistíme, že rychlost je oproti výchylce posunuta o čtvrt periody, tedy ve fázi o $\pi/2$. Při maximální výchylce má kmitající bod nulovou rychlost, zatímco při nulové výchylce při průchodu rovnovážnou polohou má rychlost maximální.

Akustickou rychlost kmitavého pohybu v nesmíme zaměňovat s rychlostí šíření zvukové vlny c, kterou se zvuková vlna šíří daným prostředím. V různých publikacích mohou být pro označení těchto veličin použity i jiné symboly.

Jak už jsme uvedli, kmitá-li výše uvedeným způsobem v důsledku šíření zvuku např. molekula vzduchu nebo molekula vody, pak v místě své polohy vyvolá malé **tlakové změny**, tj. odchylky od klidového tlaku, který by v tomto místě byl bez zvukových kmitů, např. od tlaku atmosférického nebo hydrostatického. O těchto tlakových změnách, provázejících šíření zvuku, se obvykle předpokládá, že mají též harmonický průběh

$$p = p_{max} \cdot \cos(2\pi \cdot f \cdot t) \qquad (6.4)$$

Lze odvodit (viz např. 4), že maximální hodnota akustické tlakové změny

3 K popisu harmonického průběhu můžeme ale stejně dobře použít funkci cosinus, neboť má stejný průběh jako funkce sinus, pouze její fáze je posunutá dle vztahu $\cos\alpha = \sin(\alpha + \pi/2)$.

4 Okamžitou rychlost spočítáme jako derivaci výchylky podle času $v = a_{max}\, 2\pi f \cos(2\pi f t)$.

5 $a = a_{max} \sin(\omega t)$,
$v = v_{max} \cos(\omega t) = v_{max} \sin(\omega t + \pi/2) = v_{max} \sin(\omega\ (t + T/4))$

$$p_{max} = \rho \cdot c \cdot v_{max}, \qquad (6.5)$$

kde ρ je hustota prostředí.

Tlakové změny nazýváme **akustickým tlakem**.

Celkový tlak v daném místě je tedy dán součtem klidového tlaku a akustického tlaku a kolísá kolem klidového tlaku se stejnou frekvencí jako akustická výchylka a akustická rychlost.

Šíří-li se prostředím rovinná zvuková vlna harmonického průběhu rychlostí c, lze harmonické kmitání částic v libovolném bodě popsat výše uvedeným způsobem, kde proměnnou t označíme čas od začátku kmitání. Bude-li čas $t = 0$ okamžikem vzniku zvuku, pak místo ve vzdálenosti x od zdroje zvuku začne kmitat až s určitým časovým zpožděním, rovným x/c, a skutečná doba od počátku kmitání v tomto místě je $(t - x/c)$.[6]

Rovnice pro akustickou výchylku v bodě ve vzdálenosti x od zdroje má tedy pro rovinnou vlnu harmonického průběhu tvar

$$a = a_{max} \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot (t - x/c)) \qquad (6.6)$$

Analogicky můžeme upravit rovnice pro akustický tlak a akustickou rychlost v daném bodě ve vzdálenosti x od zdroje zvuku.

Rovinná vlna a **harmonický průběh** jsou určité matematické abstrakce, zjednodušené modely užitečné jako počáteční krok pro komplexnější popis fyzikální skutečnosti. Jak uvidíme později, lze každý periodický průběh rozložit do řady harmonických průběhů. Rovněž každou vlnu lze vyjádřit jako lineární kombinaci (tj. součet řady členů s nějakými koeficienty) rovinných vln. Kromě rovinných vln existují samozřejmě i jiné matematické modely, které v konkrétních případech mohou být příhodnější – to znamená, že modelování reálné situace je s nimi efektivnější, byť se zpočátku zdají být složitější. Jako příklad je vhodné uvést alespoň sférickou vlnu a tlumenou vlnu.

Sférická vlna je vlna šířící se v homogenním prostředí všemi směry z nějakého bodu. Její vlnoplochy mají kulový tvar. Jak vlna postupuje od centra, povrch vlnoplochy se zvětšuje s druhou mocninou vzdálenosti. Protože energie vlny se nemůže zvětšovat, snadno uhodneme, že u sférické vlny bude amplituda i akustický tlak klesat s rostoucí vzdáleností od centra, i když vztah mezi energií vlny na jedné straně a amplitu-

6 Kmitání částice ve vzdálenosti x od zdroje zvuku je o prodlevu x/c zpožděné. V matematické formulaci se to projeví tak, jako kdyby byl v tomto místě o příslušné zpoždění posunutý čas. Tj. místo času t, který platí v počátku, je v bodě vzdáleném x fáze kmitání odvozena od času $(t - x/c)$.

dou a akustickým tlakem na straně druhé bude podrobněji vysvětlen až v následujících odstavcích.

Tlumená vlna popisuje případ šíření akustické vlny v prostředí, ve kterém nastávají ztráty – to znamená, že energie akustické vlny se postupně přeměňuje na jinou formu energie, např. na teplo. Použijeme-li zase určité matematické zjednodušení – idealizaci – můžeme uvážit třeba rovinnou vlnou postupující v lineárním homogenním pohlcujícím prostředí.

Taková vlna ztratí např. v určitém úseku dráhy polovinu své energie, v dalším (stejně dlouhém úseku) zase polovinu energie z té zbylé poloviny – tj. zůstane jí pouze čtvrtina původní energie – atd. Snadno uhodneme, že energie takové vlny bude ubývat exponenciálně (jako $e^{-\alpha x}$) v závislosti na její dráze x, kde α je (v tomto případě) nějaký koeficient tlumení.

Lineární prostředí je rovněž matematickou abstrakcí. Je to takové prostředí, kde objem lineárně závisí na tlaku, tedy i akustická výchylka (amplituda) závisí lineárně na akustickém tlaku. V této kapitole lineární prostředí implicitně předpokládáme[7].

6.1.3 Efektivní akustická rychlost a efektivní akustický tlak

Pro některé úvahy a výpočty nepotřebujeme znát okamžité hodnoty akustické rychlosti a akustického tlaku, a postačí nám nahradit je efektivními hodnotami, podobně jako užíváme efektivní hodnoty elektrického střídavého napětí a elektrického střídavého proudu, jestliže je jejich průběh v závislosti na čase harmonický. Pro **efektivní hodnoty akustické rychlosti a akustického tlaku** obdobně platí:

$$v_{ef} = \frac{v_{max}}{\sqrt{2}} = 0{,}707 \cdot v_{max} \quad \text{a} \quad p_{ef} = \frac{p_{max}}{\sqrt{2}} = 0{,}707 \cdot p_{max} \qquad (6.7)$$

a omezíme-li se pouze na rovinné zvukové vlny, pak pro efektivní hodnoty platí též vztah 6.5, takže

$$p_{ef} = c \cdot \rho \cdot v_{ef} \qquad (6.8)$$

7 Běžné plyny i kapaliny můžeme dobře popisovat jako lineární prostředí, pokud jsou tlaky dostatečně malé. Ve skutečnosti není žádný plyn ani kapalina naprosto ideálně lineární prostředí, což se ale v přírodě projevuje spíše za mimořádných okolností. Příkladem mohou být při zemětřesení vznikající vlny tsunami, které se chovají jinak než běžné vlny na vodní hladině. Matematické modely nelineárních akustických jevů jsou výrazně komplikovanější.

Pro lepší představu o akustickém vlnění si odhadněme několik hodnot akustických veličin.

Příklad 1: Určeme vlnové délky pro horní a dolní mez frekvence slyšitelného zvuku, za předpokladu, že prostředím, kde se zvuk šíří, je vzduch ($t = 20\,°C$).

$c = 344\ m \cdot s^{-1}$

$f_d = 16\ Hz \quad => \quad \lambda_d = c/f_d = (344 / 16)\ m = 21\ m$

$f_h = 20\,000\ Hz \quad => \quad \lambda_h = c/f_h = (344 / 20\,000)\ m = 0{,}017\ m = 1{,}7\ cm$

Příklad 2: Minimální akustický tlak, rozeznatelný sluchovým orgánem při frekvenci 1000 Hz, je $2 \cdot 10^{-5}$ Pa. Naopak tlak 2 Pa vnímáme jako značně hlasitý (100 dB). Spočítejme hodnoty akustické rychlosti a akustických výchylek pro tyto dva akustické tlaky. Předpokládáme, že prostředím je vzduch o teplotě 20 °C.

$v_{ef} = p_{ef} / (c \cdot \rho)$ (ze vztahu 6.8)

$c = 344\ m \cdot s^{-1} \qquad \rho = 1{,}2\ kg \cdot m^{-3}$

$p_1 = 2 \cdot 10^{-5}\ Pa \quad => v_{ef} = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{1{,}2 \cdot 344}\ m \cdot s^{-1} = 5 \cdot 10^{-8}\ m \cdot s^{-1}$

$p_2 = 2\ Pa => v_{ef} = \frac{2}{1{,}2 \cdot 344}\ m \cdot s^{-1} = 5 \cdot 10^{-3}\ m \cdot s^{-1}$

Je-li $v_{ef} = 5 \cdot 10^{-8}\ m \cdot s^{-1}$ (resp. $5 \cdot 10^{-3}\ m \cdot s^{-1}$), pak přibližná maximální hodnota akustické rychlosti je $v_{max} = v_{ef} \cdot \sqrt{2} = 7 \cdot 10^{-8}\ m \cdot s^{-1}$ (resp. $7 \cdot 10^{-3}\ m \cdot s^{-1}$), a můžeme spočítat maximální hodnotu akustické výchylky dle vztahu 6.3:

$$a_{max} = v_{max} / (2\pi \cdot f)$$

Minimální slyšitelný akustický tlak p_1 tedy při frekvenci 1 kHz odpovídá maximální akustické výchylce $a_{max} = (7 \cdot 10^{-8} / (2\pi \cdot 1000))\ m = 10^{-11}\ m$.

Analogicky dopočítáme maximální akustické výchylky pro tlak 2 Pa:

frekvence f	16 Hz	1000 Hz	20 000 Hz
maximální akustická výchylka a_{max}	$7 \cdot 10^{-5}$ m	10^{-6} m	$5 \cdot 10^{-8}$ m

Vidíme, že ve vzduchu v oboru slyšitelných zvuků jsou jak akustické tlaky, tak akustické rychlosti i akustické výchylky velmi malé.

Příklad 3: Analogicky jako v předchozím příkladu vypočteme akustickou rychlost a akustickou výchylku ve vodě. Všimněme si, že v prostředí, které má větší hustotu a větší rychlost šíření, odpovídá danému akustickému tlaku ještě menší akustická rychlost a akustická výchylka.

$v_{ef} = p_{ef} / (c \cdot \rho)$ (ze vztahu 6.8)

$c = 1484\ \mathrm{m \cdot s^{-1}}$ $\rho = 1000\ \mathrm{kg \cdot m^{-3}}$

$p_1 = 2 \cdot 10^{-5}\ \mathrm{Pa}$ => $v_{ef} = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{1000 \cdot 1484}\ \mathrm{m \cdot s^{-1}} = 1{,}3 \cdot 10^{-11}\ \mathrm{m \cdot s^{-1}}$

$p_2 = 2\ \mathrm{Pa}$ => $v_{ef} = \frac{2}{1000 \cdot 1484}\ \mathrm{m \cdot s^{-1}} = 1{,}3 \cdot 10^{-6}\ \mathrm{m \cdot s^{-1}}$

$a_{max} = v_{max} / (2\pi \cdot f)$

frekvence	$f = 16$ Hz	$f = 1$ kHz	$f = 20$ kHz
a_{max} pro $p = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa[8]	$1{,}9 \cdot 10^{-13}$ m	$3{,}1 \cdot 10^{-15}$ m	$1{,}5 \cdot 10^{-16}$ m
a_{max} pro $p = 2$ Pa	$1{,}9 \cdot 10^{-8}$ m	$3{,}1 \cdot 10^{-10}$ m	$1{,}5 \cdot 10^{-11}$ m

6.1.4 Akustická impedance

Zmíněná analogie akustického kmitání se střídavým proudem nás přivádí k definici **akustické impedance** Z (někdy též **akustického vlnového odporu**, nebo zkráceně akustického odporu). Bude-li akustický tlak analogií střídavého napětí a akustická rychlost analogií střídavého proudu, pak Ohmův zákon

$$R = \frac{U_{ef}}{I_{ef}} \quad \text{můžeme v akustice zapsat jako}^9 \quad Z = \frac{p_{ef}}{v_{ef}} \tag{6.9}$$

8 Je ovšem třeba podotknout, že akustický tlak $2 \cdot 10^{-5}$ Pa ve vodě neodpovídá prahu slyšitelnosti.

9 Podobně jako u střídavého proudu, může být i akustická impedance komplexní veličinou. Její imaginární část pak souvisí s fázovým posunutím mezi akustickým tlakem a akustickou výchylkou.

Jednotkou akustické impedance je $\mathrm{Pa \cdot s \cdot m^{-1}}$. S použitím vztahu 6.8 dostaneme

$$Z = c \cdot \rho \tag{6.10}$$

Akustická impedance Z je pro každé prostředí veličina charakteristická a ovlivňuje velikost odrazu akustické energie při dopadu zvukové vlny na rozhraní prostředí o různých akustických impedancích. Tím je tato veličina významná pro ultrazvukové vyšetřovací metody (podrobnější informace najde čtenář v kapitole 9.1).

Při průchodu prostředím se může část energie zvukové vlny absorbovat (přeměnit v teplo, narušit strukturu prostředí), což se projeví zmenšením amplitudy, a tudíž i okamžité akustické rychlosti. Rychlost šíření vlny však zůstane v daném prostředí stejná[10], stejně jako frekvence.

Při průchodu vlny přes rozhraní různých prostředí se zachovává frekvence f a podle prostředí se mění rychlost šíření c a tudíž i vlnová délka λ. Na rozhraní dvou prostředí se může část energie zvukové vlny odrazit (ozvěna), na překážkách dochází i k ohybu vlnění. Tento jev je možno vysvětlit na základě Huygensova principu, který platí v akustice podobně jako v optice. Odrazy i ohyb vlnění jsou rozhodující jevy, které vytvářejí obraz při vyšetřování ultrazvukem.

6.1.5 Intenzita zvuku

Podobně jako u vlnění světelného definujeme pro objektivní měření zvuků veličinu **intenzita zvuku** I jako energii zvukového vlnění, která projde za dobu jedné sekundy plochou 1 m^2 orientovanou kolmo na směr šíření zvuku

$$I = \frac{P}{S}, \tag{6.11}$$

kde P je výkon zvukového vlnění a S je obsah plochy, kterou vlnění prochází. Jednotkou intenzity zvuku I je $\mathrm{W \cdot m^{-2}}$.

Ze vztahu pro energii kmitavého pohybu a posléze užitím vztahu 6.5 lze odvodit, že pro rovinnou zvukovou vlnu je

$$I = \frac{1}{2} p_{max} \cdot v_{max} = \frac{1}{2} v_{max}^2 \cdot \rho \cdot c = \frac{1}{2} \cdot p_{max}^2 / (\rho \cdot c) \tag{6.12}$$

10 Rychlost šíření za normálních podmínek na amplitudě nezávisí, nebo jen velice málo. Rovněž většinou nebereme v úvahu disperzi – závislost rychlosti šíření na frekvenci.

a s užitím efektivních hodnot dostaneme [11]

$$I = p_{ef} \cdot v_{ef} = v_{ef}^2 \cdot \rho \cdot c = p_{ef}^2 / (\rho \cdot c) \qquad (6.13)$$

Za referenční intenzitu zvuku pro lidské ucho pokládáme hodnotu $I_0 = 10^{-12}$ W·m^{-2}, která odpovídá nejnižší (prahové) intenzitě slyšitelné při frekvenci 1 kHz. Jí odpovídá ve vzduchu efektivní akustický tlak $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa, který pokládáme též za referenční hodnotu.

Podíváme-li se nyní znovu na případ sférické vlny šířící se všemi směry z jednoho bodu v homogenním prostředí (viz kap. 6.1.2), ihned vidíme, že intenzita ubývá s druhou mocninou vzdálenosti od centra, protože vlnoplocha zvětšuje svůj povrch (povrch koule) s druhou mocninou poloměru a celkový akustický výkon na zvětšující se vlnoploše musí být zachován. Z toho plyne, že akustický tlak i akustická rychlost u sférické vlny s rostoucí vzdáleností od centra lineárně klesají.

Na závěr této části, věnované intenzitě zvuku, stojí za to ještě se vrátit k otázce dvou různých prostředí, vzduchu a vody. Zejména s ohledem na porozumění funkci sluchového orgánu je užitečné si uvědomit, jak se změní akustická výchylka a akustický tlak, šíří-li se zvuková vlna dané intenzity ve vodě místo ve vzduchu.

Z příkladu 2 a 3 vidíme, že faktor $\rho \cdot c$ se při přechodu ze vzduchu do vody zvětší přibližně 3600×. Ze vztahu 6.11, 6.12 snadno odvodíme, že při stejné intenzitě I je akustický tlak ve vodě přibližně $\sqrt{3600} = 60\times$ vyšší než ve vzduchu, zatímco akustická rychlost i výchylka jsou ve vodě asi 60× menší. Tedy i akustický tlak odpovídající prahu slyšitelnosti je ve vodě asi 60× vyšší než ve vzduchu.

Závěrem však upozorňujeme, že by byla chyba při přestupu zvuku z jednoho prostředí do druhého předpokládat v obou prostředích stejnou intenzitu. Na rozhraní prostředí, v závislosti na konkrétních podmínkách, zpravidla dochází k částečnému odrazu i k dalším jevům (např. při vyšetřování tkání ultrazvukem), takže se pouze část akustického výkonu dostane z jednoho prostředí do druhého.

6.1.6 Vlastnosti zvuku

Jako **hluk** nebo **šum** vnímáme zvuky, jež jsou buzeny nepravidelnými mechanickými rozruchy a v jejichž zvukové vlně kolísá tlak nepravidelně a neperiodicky. Rovněž při řeči se akustický tlak mění neperiodicky. Mění-li se akustický tlak periodicky, např. jestliže zvuk vznikl přísně periodickými pohyby (chvěním) těles, můžeme mluvit o **zvuku hudebním**.[12]

Hudební zvuky subjektivně hodnotíme pomocí výšky (tj. frekvence), barvy a síly tónu.

Barva zvuku

Má-li zvuk přesně harmonický (sinusový) průběh, nazýváme jej čistým nebo jednoduchým tónem. Naprostá většina hudebních zvuků (např. tóny jednotlivých hudebních nástrojů) má průběh periodický, avšak nikoliv harmonický.[13]

Lze však ukázat, že libovolnou periodickou vlnu, která harmonická není, lze složit z řady vln harmonických, z nichž první se nazývá základní a má stejnou frekvenci f jako původní vlna neharmonická, a všechny další mají frekvence rovné celočíselným násobkům f (tedy např. $2f$, $3f$, $4f$, $5f$, …) a nazýváme je vyšší harmonické k dané základní frekvenci f.

Jinými slovy, každý zvuk s periodickou vlnou lze složit z řady jednoduchých (harmonických) tónů – **základní frekvence** udává výšku tónu (zvuku) a přítomnost či nepřítomnost těch kterých **vyšších harmonických frekvencí** (v nahrazujícím harmonickém rozkladu) vytváří různé barvy tónu dané výšky. Jednoduchý tón se tedy barvou lišit nemůže, zatímco všechny ostatní tóny stejné výšky mají různé (už jen periodické) vlny stejné frekvence, jejichž rozklad na harmonické vlny se liší ve vyšších harmonických složkách.

Takový rozklad neharmonického průběhu na řadu průběhů harmonických nazýváme **harmonickým rozkladem** nebo také **Fourierovým rozkladem** (diskrétní Fourierovou transformací). Vlny v rozkladové řadě nemají další společné hodnoty – mohou mít různou amplitudu a mohou být proti sobě fázově posunuty – pouze jejich frekvence musí být celočíselným násobkem základní frekvence.

Matematická operace umožňující určení koeficientů rozkladové řady, tj. určení podílů jednotlivých zastoupení, se nazývá Fourierova analýza. Analýzu komplexního tónu je schopen realizovat i sluchový aparát člověka (rozpoznání hlasu určité osoby, rozeznání hudebního nástroje). Názory na to, jakým způsobem je tato analýza realizována, nejsou doposud jednotné, žádná z teorií nebyla dostatečně experimentálně ověřena.

11 Mimochodem, z tohoto vztahu vidíme, proč definice efektivních hodnot obsahuje faktor $\sqrt{2}$.

12 To neplatí absolutně: zvuk spalovacího motoru nebo turbíny je také periodický.

13 Slovo harmonický užíváme v několika významech – matematicky: harmonický znamená mající sinusový časový průběh (sinusovou časovou závislost); hudebně: souzvuk tónů je konsonantní (harmonický) nebo disonantní podle toho, jaký je poměr jejich frekvencí: např. poměr frekvencí 1:5 nebo 2:3 dává harmonický souzvuk, poměr 10:11 disonantní souzvuk; přeneseně: manželství je harmonické

Výška zvuku

Další vlastnost hudebních tónů – **výška** – je dána **frekvencí tónu**. Slyšíme-li k danému tónu tón dvojnásobné frekvence, vnímáme jej jako o oktávu vyšší. Ke komornímu a^1, které má frekvenci 440 Hz, je tedy oktáva a^2 s frekvencí 880 Hz, zatímco o dvě oktávy vzdálený tón a^3 má frekvenci již 1760 Hz atd. Zapíšeme-li všechny tóny označované písmenem a (A) do tabulky, vidíme, že ač výškový rozdíl dvou sousedních tónů z tabulky vnímáme jako stejný, rozdíly ve frekvencích stejné nejsou. Matematicky vyjádřeno: roste-li subjektivně posuzovaná výška tónu aritmetickou řadou, roste frekvence tónu geometrickou řadou. Nebo také: subjektivně vnímáme logaritmus frekvence. Detailnější vysvětlení je v následující kapitole.

Tab. 6.2 *Výška tónů*

tón	A_2	A_1	A	a	a^1	a^2	a^3	a^4
frekvence (Hz)	27,5	55	110	220	440	880	1760	3520

6.1.7 Hladina intenzity zvuku

Něco podobného pozorujeme i u našeho vnímání síly zvuku, kterou můžeme objektivně fyzikálně měřit pomocí intenzity zvuku I.

Nejtišší zvuk, který můžeme slyšet při frekvenci 1 kHz, má intenzitu I řádově rovnou 10^{-12} W·m^{-2} a leží na tzv. prahu slyšení. Nejsilnější zvuky, které již mohou způsobovat bolest v uších, mají intenzitu I rovnou řádově 1 W·m^{-2}. Mezi nejslabším zvukem (např. šuměním vánku) a nejsilnějším zvukem (např. hlukem leteckého motoru zblízka) je v intenzitě rozdíl dvanácti řádů, tedy poměr intenzit 1 bilión.

Přitom pozorování našich vjemů síly zvuku v závislosti na intenzitě I vedlo k hypotéze, že vnímání rozdílu v síle dvou zvuků odpovídá zhruba logaritmu poměru jejich intenzit. Jinak řečeno: růst intenzity zvuku geometrickou řadou způsobí růst vnímání síly zvuku řadou aritmetickou.

Jinými slovy, snad názorněji: vnímání síly zvuku není analogické např. vnímání délky (vzdálenost 2 m vnímáme jako dvojnásobek vzdálenosti 1 m, 3 m jako trojnásobek apod.) Zkusme si představit, že máme hlasitost nějakého zvuku odpovídající nějaké intenzitě I_A, a druhou hlasitost odpovídají dvojnásobné intenzitě $2I_A$. Rozdíl těchto dvou hlasitostí zvolíme pro tuto chvíli za jednotku rozdílu hlasitosti. Pak zjistíme, že zvuk, který vnímáme jako hlasitější o dvě zvolené jednotky než ten, který měl intenzitu I_A (je subjektivně „trojnásobně" hlasitější), má intenzitu nikoli $3I_A$ (jak by člověk na první pohled čekal), ale $4I_A$. Zvuk subjektivně o další zvolenou jednotku hlasitější bude mít intenzitu opět zdvojnásobenou, tj. $8I_A$. Sluchový orgán tedy vnímá spíše řád intenzity (logaritmus) než její hodnotu.

Z historického hlediska je na místě poznamenat, že tato souvislost subjektivního vjemu a objektivní intenzity zvuku byla formulována jako tzv. **Weber-Fechnerův zákon**[14].

S ohledem na popsaný způsob subjektivního vnímání se v akustice zavádí veličina **hladina intenzity zvuku**. Jako jednotka **rozdílu** hladiny intenzity zvuku je zaveden 1 bel (značí se 1 B), která odpovídá **poměru** intenzit zvuku 1:10. Rozdíl hladin hlasitosti zvuku v belech pak odpovídá dekadickému logaritmu poměru intenzit. Definujeme-li jako referenční úroveň intenzity zvuku výše zmíněnou prahovou intenzitu I_0 (k níž budeme všechny intenzity zvuku vztahovat), můžeme zavést absolutní hladinu hlasitosti jako

$$L_{(B)} = \log_{10} \frac{I}{I_0}, \tag{6.14}$$

kde I je intenzita posuzovaného zvuku a I_0 je intenzita prahu slyšení 10^{-12} W·m^{-2}.

V praxi se více užívá jednotka desetkrát menší, decibel (1 dB), takže

$$L_{(dB)} = 10 \cdot \log_{10} \frac{I}{I_0} \tag{6.15}$$

Zvýšení hladiny intenzity zvuku o 1 dB znamená zvýšení intenzity zvuku přibližně o 26 %[15], což je právě nejmenší rozdíl, který normální ucho ještě postřehne.

Vzhledem ke vztahu 6.13 mezi intenzitou zvuku a efektivní hodnotou akustického tlaku lze hladinu intenzity I spočítat jako

$$L_{(dB)} = 10 \cdot \log \frac{I}{I_0} = 10 \cdot \log \frac{p_{ef}}{p_0^2} = 10 \cdot \log \left(\frac{p_{ef}}{p_0}\right)^2 = 20 \cdot \log \frac{p_{ef}}{p_0},$$

kde $p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Pa. (6.16)

Hladina intenzity zvuku L je, stejně jako intenzita zvuku I, objektivně měřitelnou fyzikální veličinou. Intenzitám zvuku I registrovaným lidským sluchovým orgánem při-

14 Tzv. psychofyzický Weber–Fechnerův zákon říká, že změna počitku, tj. v daném případě hlasitosti ΔH, je přímo úměrná relativní změně popudu, v daném případě intenzity zvuku I: $\Delta H \approx \Delta I / I$. Pro čtenáře, kteří se diví, jak se z relativní změny popudu stal logaritmus, poznamenáváme, že se tak stalo řešením diferenciální rovnice pro velmi („nekonečně") malé změny zmíněných veličin: $dH = dI/I = d(\ln I)$.

15 $1\,\text{dB} + L_1 = L_2$, dosazením z definice $1 = 10 \cdot \log(I_2/I_0) - 10 \cdot \log(I_1/I_0)$, úpravou (počítání s logaritmy) $1 = \log((I_2/I_1)^{10})$, vyřešením logaritmické rovnice $\sqrt[10]{10} = I_2/I_1 = 1{,}26$. Oba symboly log a $\log_{10}$ zde užíváme pro dekadický logaritmus.

bližně v rozmezí 10^{-12} W·m^{-2} až 10 W·m^{-2} přiřazujeme hladiny intenzity zvuku L v rozmezí 0 dB (je-li $I = I_0$) až 130 dB (pro $I = 10$ W·m^{-2}).

Smyslové orgány sluchu a zraku[16] jsou díky řadě adaptačních mechanismů schopny zpracovat obrovské rozsahy podnětů.

6.2 Fyziologická akustika

Vnímání zvuků sluchovým orgánem je individuální a i mezi zdravými lidmi mohou být značné rozdíly; navíc se mění s věkem. Hodnoty, které budou dále uváděny, vznikly spočtením středních hodnot z mnoha měření.

Vnímání zvuku je u člověka omezeno přibližně frekvencemi 16 Hz až 20 000 Hz. Lidský sluchový orgán je nejcitlivější v oblasti frekvencí 1–5 kHz.[17] U každé frekvence je ale odlišný rozsah intenzit, které slyšíme.

Slyšitelná oblast je znázorněna na obr. 6.1; na vodorovné ose je v logaritmickém měřítku frekvence f, na svislé ose je vpravo hladina intenzity zvuku L, vlevo intenzita zvuku I, též v logaritmickém měřítku.[18] Šedou barvou jsou vystínovány oblasti hudby a řeči.

Oblast slyšení je dole omezena **prahem slyšení**, nahoře **prahem bolesti**. U každé slyšitelné frekvence totiž existuje intenzita, při které přestáváme slyšet zvuk a vnímáme bolest.[19]

Jak z obrázku 6.1 vidíme, k vyvolání sluchového vjemu je u frekvence 1 kHz potřebná intenzita zvuku 10^{-12} W·m^{-2}, zatímco u jiných frekvencí jsou příslušné intenzity prahu slyšení jiné.

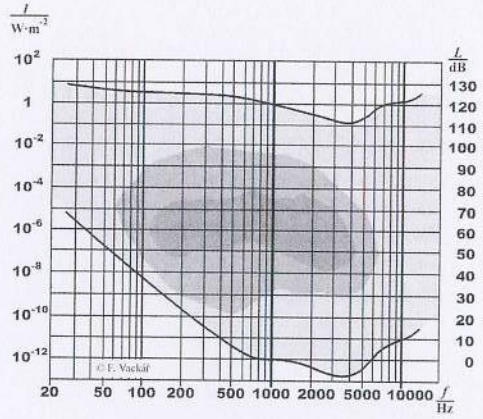
Vzhledem k tomu, že je člověk schopen posoudit, kdy slyší dva zvuky stejně silně, můžeme si do grafu vynést křivky, pro které platí, že body na téže křivce, to jest zvuky příslušné frekvence a intenzity, vnímáme jako stejně silné. Těmto křivkám říkáme **izofóny;** nulová izofóna je práh slyšení, izofóna na hladině 120 je práh bolesti. Křivky z grafu na obrázku 6.2 vznikly z výpočtů středních hodnot z měření u velkého počtu zdravých osob.

16 Obdobné je i naše vnímání jasu světelných zdrojů.

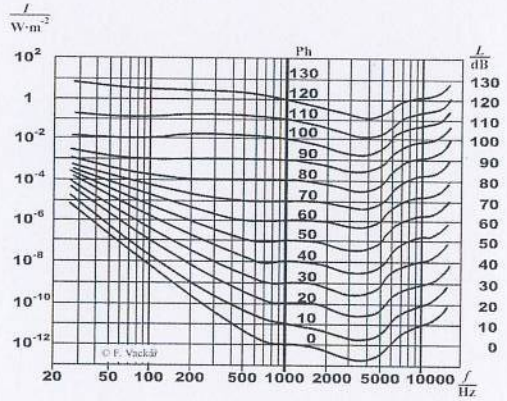
17 1 kHz je frekvence tónu ležícího mezi h^2 a c^3, blíže k h^2.

18 U intenzity I vynášíme dílky nikoli podle hodnot, ale podle exponentu. U hladiny intenzity L vynášíme sice přímo hodnoty, ale logaritmus je v definici této veličiny.

19 Pod prahem bolesti bývá uváděna ještě další křivka – **hmatový práh**. Vysoké intenzity ucho vnímá jako hmatový vjem a ještě vyšší intenzity působí bolest.



Obr. 6.1 *Práh slyšení a bolesti, oblast hudby a oblast řeči*



Obr. 6.2 *Izofóny*

6.2.1 Hladina hlasitosti

Vedle objektivní, fyzikálně změřitelné hladiny intenzity zvuku L byla zavedena ještě další, tentokrát subjektivní a pouze experimentem popsaná veličina – **hladina hlasitosti** A, udávaná ve **fónech** (Ph).

Pro zvuky frekvence 1 kHz se shoduje stupnice hladiny hlasitosti A se stupnicí hladiny intenzity L. (Při frekvenci 1 kHz má zvuk s hladinou intenzity 30 dB hladinu hlasitosti 30 Ph.)

Pro zvuky jiných frekvencí určíme hladinu hlasitosti A z grafu na obr. 6.2 nebo experimentem: porovnáme daný zvuk, co do síly, s řadou různě silných zvuků frekvence 1 kHz a určíme, který zvuk z řady slyšíme stejně silně jako náš zkoumaný zvuk. Pak hladina hlasitosti A ve fónech je rovna hladině intenzity vybraného zvuku. Např. zkoumaný zvuk slyšíme stejně silně jako zvuk frekvence 1 kHz a hladiny intenzity $L = 30$ dB. Pak náš zkoumaný zvuk má hladinu hlasitosti 30 Ph; přitom naměřená hladina intenzity může být např. 40 dB pro frekvenci 300 Hz nebo 60 dB při 80 Hz.

Nejmenší rozdíl hlasitosti, který lidské ucho postřehne při frekvenci 1 kHz, je 1 Ph.

6.2.2 Hlasitost

Protože Weber-Fechnerův zákon nepostihuje naše subjektivní vnímání síly zvuků přesně, byla zavedena ještě další jednotka – **son** – ve snaze snad věrněji zobrazit sílu našich sluchových vjemů. Příslušná veličina se nazývá **hlasitost**. Hodnota hlasitosti pro práh slyšení je 1/16 = 0,06 sonu a hlasitost 1 son mají zvuky ležící na izofóně 40 Ph[20]. V současné době se s hlasitostí v sonech setkáme méně často než s určením hladiny hlasitosti ve fonech.



Wilhelm Eduard Weber (1804–1891)
Vystudoval univerzitu v Halle, ve 27 letech se stal profesorem fyziky v Göttingenu, kde šest let spolupracoval s Gaussem. V tomto období vyvinuli citlivé magnetometry a další přístroje na měření magnetismu. Od roku 1843 učil Weber fyziku na univerzitě v Lipsku, v roce 1848 se vrátil do Göttingenu, kde pracoval až do své smrti. V roce 1850 se Wilhelm Weber stal členem Královské společnosti. Jeho práce z roku 1855 v oblasti elektrodynamiky a elektrostatiky byla důležitá pro vypracování Maxwellovy teorie elektromagnetického pole.

20 Zavedení sonu bylo motivováno faktem, že k vyvolání postřehnutelného rozdílu hlasitostí při nízkých hladinách intenzit je zapotřebí většího rozdílu intenzit než při hladinách vysokých. Základem pro zavedení této jednotky byl experiment provedený s větším počtem osob, který byl zaměřen na schopnost rozlišit malé změny intenzit při různých kmitočtech. Úmluvou byla nastavena hlasitost 1 son a z experimentu vyplynula převodní závislost mezi fóny a sony.

Hladina hlasitosti [Ph]	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130
Hlasitost [son]	1/16	1/8	1/4	1/2	1	2	4	8	16	32	64	128	256	512

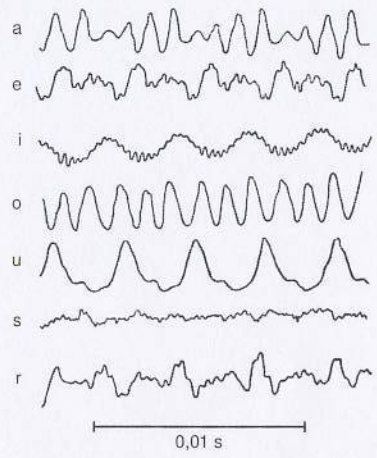


Theodor Gustav Fechner (1801–1887)
Německý experimentální psycholog. Po studiích v Sorau a Drážďanech působil na univerzitě v Lipsku. Ve 34 letech se stal profesorem fyziky. Věnoval se mimo jiné i studiu vnímání barev. Svou pozdější práci zaměřil na matematické vyjádření biologických dějů. Jeho studie jsou považovány za mimořádné. Stal se i členem Královské vědecké společnosti.

6.2.3 Rezonance a její vliv na řeč

Síla jednotlivých frekvenčních složek akustického vlnění (a tedy např. i barva zvuku) je značně ovlivňována rezonancí přilehlých součástí zdroje, např. **dutinami**, které se uplatňují jako **rezonátory**. Příkladem mohou být ozvučné skříňky některých hudebních nástrojů, které způsobují charakteristickou barvu zvuku těchto nástrojů. Rezonanční skříňky a jiné podobné rezonátory způsobují, že se ze zdroje zvuku do okolního prostředí nejsilněji přenášejí ty tóny, které jsou blízké vlastní rezonanční frekvenci (tj. frekvenci vlastního kmitání) rezonátoru.

Podobně je tomu s lidským hlasem: akustické vlnění vzniká prouděním vzduchu z plic štěrbinou mezi hlasivkami. Hlasivky se proudem vzduchu rozechvějí a od nich se rozechvěje i proud vzduchu, který sluchem vnímáme jako hlas. Podoba zvuku, který člověk vydá (řeč, zpěv, pláč, smích), je ovlivněna velikostí štěrbiny (napnutím hlasivek majícím vliv na výšku tónu) a zejména tvary rezonančních dutin, kterými zvuk prochází – rozhodující vliv mají **dutiny hrtanová a ústní**, méně významná je dutina nosní.



Samohlásky mají periodický průběh, takže můžeme harmonickou analýzou určit harmonické křivky jejich rozkladové řady.

Souhlásky mají průběh neperiodický a patří mezi šumy. Některé souhlásky (např. s) se však svým průběhem hudebním zvukům blíží.

Souhlásky vznikají buď jako šelesty způsobené proudem vzduchu zúženým místem (např. sykavky), nebo tím, že rty, zuby nebo jazyk prudce otvírají průchod vzduchu (např. hlásky t, b, p, k,…).

Obr. 6.3 *Charakteristické tvary zvukových vln některých hlásek*

Změna tvaru některé dutiny (otok či např. chybějící zub) se pak projeví charakteristickou změnou barvy hlasu, stejně jako změna tvaru dutin v různých místech dýchacích cest se projeví různě znějícím kašlem.

Pro vyslovování samohlásek jsou rozhodující příslušné tvary ústní dutiny, které způsobí zesílení v pásu frekvencí kolem vlastní frekvence daného tvaru a utlumení jiných frekvencí. Tím je ovlivněna podoba zvukové vlny dané samohlásky – příklad charakteristických tvarů zvukových vln některých hlásek je na obr. 6.3.

Každé samohlásce přísluší tedy jistý tvar ústní dutiny a jeho vlastní frekvence, nazývaná **formant** příslušné samohlásky. Formant ústní dutiny se mění podle polohy jazyka, vzdálenosti zubů a rtů v rozsahu asi od 175 Hz do 3700 Hz. Formant tvarově neměnné hrtanové dutiny je přibližně 400 Hz.

6.2.4 Funkce hrtanu

(Leoš Navrátil)

Původní funkcí hrtanu byl uzávěr dolních cest dýchacích při polykání. V souvislosti s tím se vyvinul kašel, sloužící k čistění tracheobronchiálního stromu. Oba reflexní děje jsou ovládány senzitivně i motoricky n. X. a nervy výdechové svaloviny.

Při volném dýchání jsou hlasivky v abdukčním postavení a vytvářejí spolu se zadní komisurou trojhran, kterým proudí vzduch. Tento trojhran má u mužů plochu asi 1,4 cm^2 a u žen 0,8 cm^2. Tyto rozměry limitují ventilační kapacitu, která může dosáhnout u mužů až 170 l/min. Podstatně menší ventilační kapacita u žen je mj. dávána do souvislosti s menší vytrvalostní fyzickou výkonností.

Mladší funkcí hrtanu je tvorba hlasu. Na ní se podílí též dechové ústrojí a rezonanční prostory. Tvorba hlasu je založena na principu dvou protilehlých, pasivně kmitajících jazýčků – hlasivek. Sevřená glottis je úměrně svému odporu periodicky rozrážena tlakem vzduchu pod hlasivkami. Jakmile dojde k poklesu tlaku pod otevírací hodnotu, proud vzduchu je přerušen. Tento děj se opakuje u základního hlasivkového tónu u mužů asi ve frekvenci 125 Hz a u žen asi 250 Hz. Tón nazvučuje vzdušné prostory dýchacích cest, hltanu a dutiny ústní. V rezonančních prostorách je hlas dynamicky formován tvarováním epiglottis, hltanu a jazyka, měkkého patra a tváří a obohacen o vyšší harmonické frekvence, čímž vzniká individuálně charakteristická barva hlasu. Frekvence kmitů, tj. výška hlasu, je určována délkou, napětím, hmotou a postavením hlasivek a tlakem výdechového vzduchu. Rozsah hlasu se vyvíjí od dětství od několika půltónů až po 2 oktávy, u trénovaných osob až do 5 oktáv. Rozpětí se snižuje při mutaci a ve stáří. Zpěvní hlas je podle výšky označován jako bas, baryton, tenor, alt, mezzosoprán a soprán. Mluvený hlas se pohybuje v dolní třetině hlasového rozsahu, kdy je tvořen s nejmenším úsilím. Vokály jsou tvořeny hlasem do určitým způsobem natvarovaných otevřených prostor mluvidel, naopak konsonanty se tvoří v úžinách nebo uzávěrech určitých etáží mluvidel (kořen jazyka a patro, špička jazyka a patro, horní a dolní ret aj.).

Síla hlasu je dána velikostí rozkmitu hlasivek a ten je určován mohutností výdechového proudu vzduchu. Při tichém hlasu dosahují infraglotické tlaky 0,5 kPa. Přitom rychlost toku vzduchu se zvyšuje ze 3–5 m/s při volném dýchání na 30–40 m/s při křiku. Šepot má intenzitu asi 30 dB, hlasitá řeč 60 dB, křik 85 dB. Z uvedených údajů plynou možnosti hrtanové a hlasové patologie z přetížení nebo nesprávné tvorby hlasu.

Hlas stojí pod kontrolou pontomezencefalických center, která dostávají množství informací z mechanoreceptorů svaloviny, kloubů, šlach a submukózy respiračního, fonačního a artikulačního ústrojí, ze sluchového analyzátoru a paměťových a emočních center.

6.3 Sluchový orgán

Tato partie spadá převážně do oblasti fyziologie. Zde bude podán jen nárys funkce sluchového analyzátoru, který je nutný k ucelení nauky o fyziologické akustice.

Sluchový orgán dělíme na **analyzátor periferní a centrální.**
Periferní analyzátor se anatomicky dělí na zevní, střední a vnitřní ucho (obr. 6.4).

6.3.1 Zevní ucho

Zevní ucho se skládá z boltce a zevního zvukovodu.

Ušní boltec má **směrový účinek** na vnímaný zvuk, jeho ztráta však pro postiženého není výrazná. U člověka jsou svaly boltce rudimentární a boltce jsou jen velmi omezeně pohyblivé, a tak je směrový vliv boltce jen naznačen. Hlavní mechanismy, mající při biaurálním slyšení vliv na **rozlišení směru**, odkud zvuk přichází, jsou **časové zpoždění**, se kterým jedno ucho detekuje zvuk vůči druhému uchu, a dále **zvukový stín**, který se projevuje při krátkých vlnových délkách vzhledem k rozměrům hlavy (např. $\lambda/2_{1\ kHz} = 16{,}6$ cm, $\lambda/2_{1{,}5\ kHz} = 11$ cm), který způsobí, že uši přijímají rozdílnou zvukovou energii.

Zevní zvukovod pak vede zachycené zvuky k bubínku.

6.3.2 Střední ucho

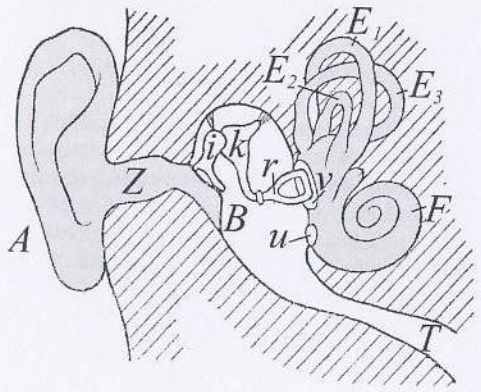
Střední ucho je umístěno ve spánkové kosti a skládá se z bubínku, bubínkové dutiny a převodních nitroušních kůstek – kladívka, kovadlinky, třmínku. Přechod do vnitřního ucha tvoří dvě membránová okénka.

Kladívko je jedním výběžkem připojeno k bubínku a druhým ke kovadlince. Ta je skloubena s třmínkem, který je zasazen do oválného okénka hlemýždě. Funkčně přísluší ke střednímu uchu i Eustachova trubice, která spojuje středouší s dutinou nosohltanu a tím s okolním vzduchem. Eustachovou trubicí se vyrovnávají rozdíly tlaku mezi středním uchem a naším okolím (změny atmosférického tlaku např. při změně nadmořské výšky).

Ve středním uchu jsou drobné středoušní svaly, které svým napětím mění odpor středoušního aparátu a tedy i jeho citlivost.

Zvukové vlny naráží na bubínek a rozechvějí ho. Výchylky bubínku jsou velmi malé (při prahové intenzitě pro 1 kHz řádově 10^{-11} m).

Plocha bubínku je asi 55 mm^2 a plocha membránového okénka 3 mm^2. Kromě rozdílných velikostí ploch bubínku a membránového okénka má význam i kostní aparát středního ucha, který působí jako páka, a tím zvyšuje tlak. Za předpokladu, že energie procházející oběma plochami je stejná, zvětší se akustický tlak na plochu oválného okénka. Toto zvětšení akustického tlaku je nezbytné k překonání akustického odporu tekutiny v hlemýždi (15,7 MPa·s·m^{-1}) ve srovnání s podstatně menším akustickým odporem vzduchu (390 Pa·s·m^{-1}). Ve vzduchu má zvukové vlnění velikou výchylku a malý tlak, v tekutém prostředí malou výchylku a velký tlak. Kdyby výše popsaný převodní mechanismus neexistoval, docházelo by ke značné ztrátě energie (asi 30 dB).



A – boltec
Z – zevní zvukovod
B – bubínek
i – kladívko
k – kovadlinka
r – třmínek
T – Eustachova trubice
v – oválné okénko
u – kruhové okénko
F – hlemýžď
E_1, E_2, E_3 – vestibulární systém

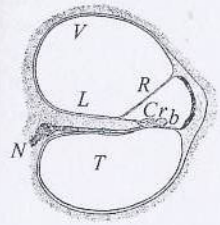
Obr. 6.4 *Lidské ucho*

6.3.3 Vnitřní ucho

Vnitřní ucho je tvořeno blanitým labyrintem uloženým ve skalní kosti. Skládá se z vestibulárního aparátu (statický orgán pro vnímání polohy hlavy vzhledem ke svislému směru) a z hlemýždě (sluchové ústrojí).

Směrem ke střednímu uchu je spojení realizováno oválným okénkem, do kterého je zasazen ze středního ucha třmínek (vstup zvukového vlnění) a okénkem kruhovým[21] (výstup zvukových vln). V obou okénccích je napnuta pružná vazivová membrána.

Vnitřní ucho je vyplněno kapalinou – **endolymfou**. Vzhledem k tomu, že jsou kapaliny obtížně stlačitelné, je pružnost membrány v kruhovém okénku nezbytnou podmínkou šíření zvukových vln v endolymfě. Při přechodu zvuku ze vzduchu do tekutiny uvnitř hlemýždě působí výše zmíněný převodní mechanismus. Mimoto se mohou akustické vlny dostat do endolymfy pomocí kostního vedení, kdy postupují skalní kostí.



V – kanálek (scala vestibuli)
T – kanálek (scala tympani)
L – kostěná lišta (lamina spiralis)
b – bazilární membrána
R – Reissnerova membrána
Cr – Cortiho orgán
N – sluchový nerv

Obr. 6.5 *Řez hlemýžděm*

Hlemýžď je rozdělen podélně na dva kanálky – jeden komunikuje s oválným okénkem a druhý s kruhovým. Oba kanálky jsou spolu spojeny na vrcholu hlemýždě. Od kostěné lišty dělící oba kanálky vybíhají k protější stěně dvě membrány – bazilární a Reissnerova. Bazilární membrána je dlouhá asi 3 cm a její tloušťka je na začátku asi 0,1 mm a na konci asi 0,6 mm. Vlastní smyslové ústrojí – **Cortiho orgán** – se nachází na bazilární membráně. Tlakové změny v endolymfě rozkmitají bazilární membránu, což má za následek podráždění vláskových sluchových buněk Cortiho orgánu a vznik akčních potenciálů, které jsou vedeny sluchovým nervem do centrálního analyzátoru v mozku.



Marquis Alfonso Corti (1822–1876)
Vystudoval medicínu na univerzitách v Padově a ve Vídni, kde se věnoval anatomii až do roku 1848, kdy se vrací do Itálie. V letech 1849–1851 působil na univerzitě ve Würzburgu a věnoval se studiu sluchového aparátu savců. V této době vznikly jeho nejvýznamnější studie.

21 též nazývaným okrouhlým

Různá tloušťka bazilární membrány v různých místech, spolu s proměnným průřezem kanálků hlemýždě, ovlivňuje příčnou vlastní rezonanční frekvenci, a tedy i citlivost membrány na zvukové podněty různé frekvence v různých vzdálenostech od vrcholu hlemýždě. Je pravděpodobné, že se tento mechanismus podílí na harmonické analýze vnímaných zvuků, i když signál ze zvukového nervu je dále zpracováván centrální nervovou soustavou.[22, 23]

6.3.4 Elektrické projevy při podráždění sluchového orgánu

Hlemýžď má vlastní klidový (kochleární) potenciál. Při průchodu zvukových vln endolymfou se objeví změny kochleárního potenciálu – tzv. mikrofonní jev. Tyto změny mohou být registrovány mezi elektrodou, umístěnou na hlemýždi nebo v jeho blízkosti, a indiferentní elektrodou. Patrně jsou generovány deformací výběžků vláskových buněk (analogie piezoelektrického jevu).

Buňky Cortiho orgánu produkují akční potenciály, které jsou vedeny nervovými vlákny do centrálního analyzátoru. Úroveň hlasitosti zvuku se odráží v četnosti akčních potenciálů.

6.4 Poruchy a vyšetření sluchu

(Leoš Navrátil)

Změny mohou postihnout všechny části sluchového orgánu. Pokud je postiženo zevní ucho (např. mazová zátka) nebo střední ucho (zánět, otoskleróza apod.), dochází k poruše převodu zvukových vln a tím ke vzniku **převodní nedoslýchavosti**. Při postižení

22 V počítačové terminologii bychom řekli, že v hlemýždi se zvukový signál analyzuje hardwarově, paralelním datovým kanálem (sluchovým nervem) se přenáší do mozku, a tam se dále softwarově zpracovává.

23 Postupně vznikaly různé teorie vysvětlující mechanismus slyšení a rozlišení tónů o různých frekvencích. Jde zejména o teorii Helmholzovu, Bekésyho a Rankeovu. Podrobněji o těchto historicky zajímavých teoriích viz např. [1]. Současné teorie patří k pozdějším tzv. smíšeným teoriím. Nyní dochází k určité renesanci domněnky biofyzika Thomase Golda z roku 1948 (která v době vyslovení nebyla vůbec brána vážně), totiž že dochází prostřednictvím části vláskových buněk ke zpětnovazebnímu zesílení akustického signálu na retikulární membráně [9].

vnitřního ucha, sluchového nervu nebo dalších částí sluchové dráhy vzniká porucha percepce a tím **percepční nedoslýchavost** (Menièrova nemoc, neurinom akustiku apod.).

Kvalita sluchu se vyšetřuje orientačně hlasitou řečí, šepotem a ladičkami, přesněji audiometrickými přístroji.

Praktickou upotřebitelnost sluchu vyjádřenou vzdáleností v metrech, ze které vyšetřovaný slyší konverzační řeč a šepot vyšetřujícího, zjišťujeme **sluchovou zkouškou hlasitou řečí a šepotem**. Asistent vyšetřujícího zakryje vyšetřovanému oči, aby se tak znemožnilo odezírání ze rtů, při šepotu uzavře vchod do zvukovodu druhého ucha prstem, při zkoušce hlasitou řečí ohlušovačem, aby bylo možné vyšetřit každé ucho zvlášť. K vyšetření se používají běžná slova. Jejich výběrem lze zjistit typ sluchové vady. Špatná slyšitelnost slov jako hůl, kůl, půl (hluboké tóny) ukazuje spíše na vadu zevního nebo středního ucha (převodní vada). Špatná slyšitelnost slov tisíc, měsíc (vysoké tóny) ukazuje většinou na percepční vadu.

Důležitý je rozdíl mezi slyšením hlasité řeči a šepotu. V hlasité řeči převládají hluboké tóny, v šepotu vysoké. Proto při poruše percepční je poměrně dobré slyšení hlasité řeči a špatné slyšení šepotu. Při převodní vadě je tento rozdíl menší.

6.4.1 Vyšetření ladičkami

Sluchové zkoušky ladičkami se provádí, dnes již vzácně, sadou ladiček. Člověk s normálním sluchem slyší všechny ladičky. Ladičkami se vyšetřuje i kostní vedení. V tomto případě se ladička přikládá na processus mastoideus.

Pro orientační zjištění poruchy ve vysokých frekvencích je vhodná ladička c5. Nadále zůstávají důležitými ladičkové zkoušky, jejichž úkolem je rozlišit percepční a převodní nedoslýchavost. Používá se komorní a1 s patkou, která se přikládá na kost lebky. Zkoušky jsou založeny na srovnání délky slyšení kostním a vzdušným vedením.

Weberova zkouška (W) – nazvučenou ladičku stavíme patkou do střední čáry hlavy, zpravidla na temeno, a ptáme se nemocného, ve kterém uchu tón slyší. Jestliže lateralizuje do ucha lépe slyšícího, jde o percepční poruchu ucha horšího. Jestliže lateralizuje do ucha hůře slyšícího, pak jde o převodní vadu tohoto ucha.

Rinneho zkouška (R) – srovnává slyšení kostního a vzdušného vedení téhož ucha. Fyziologicky je kostní vedení asi 30 dB nad prahem vzdušného vedení. Proto zdravé ucho slyší déle ladičku před zvukovodem než po přiložení na planum mastoideum. Rinneho zkouška je pozitivní (R+), stejně je tomu u percepční nedoslýchavosti. Naopak u převodní nedoslýchavosti středního a těžšího stupně slyší nemocný déle kostním vedením a Rinneho zkouška je negativní (R-) a kostně vzdušný rozdíl bude nejméně 20 dB.

Schwabachova zkouška (Sch) – srovnává délku kostního slyšení nemocného a lékaře, má-li lékař normální sluch. Slyší-li nemocný ladičku stejně dlouho z planum mastoideum jako lékař, pak je Schwabachova zkouška normální. Slyší-li lékař déle než nemocný, pak zkoušené ucho nemocného má percepční nedoslýchavost a Schwabachova

zkouška je zkrácená. Naopak slyší-li nemocný déle než lékař, trpí vyšetřované ucho převodní nedoslýchavostí a Schwabachova zkouška je prodloužená. Při praktickém provedení musíme dbát na dostatečné nazvučení ladičky, s jejímž tónem vyšetřovaného nejdříve seznámíme.

6.4.2 Audiometrie

Při **audiometrii** (obr. 6.6) se určuje sluchový práh pro čisté tóny v rozsahu frekvencí 125–8000 Hz v oktávových skocích. Vyšetření se provádí v tzv. tichých komorách, které jsou zvukově izolovány od okolního hluku, zvlášť pro každé ucho. Při měření zesilujeme daný tón z podprahových hodnot. Až vyšetřovaný tón zaslechne, dá vyšetřujícímu znamení tlačítkem. Vyšetřující zaznamená prahovou hladinu intenzity nemocného pro daný tón v decibelech a pokračuje ve vyšetřování dalším tónem při vyšší frekvencí.

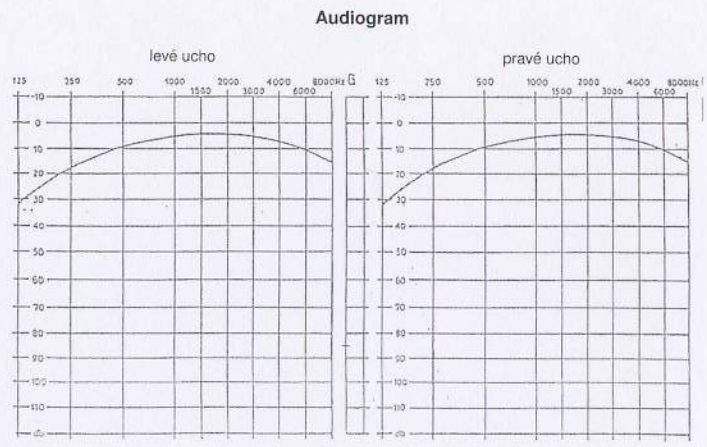
K vyšetření sluchu se používá i **slovní audiometrie**, při které se zjišťuje srozumitelnost vybraných skupin slov, které jsou nahrány a reprodukujeme je různě hlasitě.



Obr. 6.6 *Audiometr*

6.4.2.1 Tónová audiometrie

Tónová audiometrie se provádí přístrojem, který generuje tóny určitého kmitočtu (Hz) a intenzity (dB). Vzniklý tón je veden do vyšetřovaného ucha vzdušným nebo kostním sluchadlem. Přístroj je kalibrován od sluchového prahu (=0) vzdušného a kostního vedení normálně slyšících lidí. Měření se provádí obvykle v rozsahu 125 Hz –10 kHz a od –10 do 100 dB. Počet decibelů je dán desetinásobným logaritmem poměru intenzity vyšetřovaného tónu k intenzitě sluchového prahu. Proto ztráta sluchu 10 dB představuje zesílení vstupního tónu o desetinásobek, ztráta 20 dB o stonásobek, 30 dB o tisícinásobek a 60 dB již o miliónnásobek základní intenzity. Vyšetření má za cíl vyhledání sluchového prahu u nemocného a je subjektivní.



Obr. 6.7 *Audiogram – plná čára označuje záznam ideálního lidského ucha*

Výsledek se zapisuje do **audiogramu** (obr. 6.7). Při větším sluchovém rozdílu obou uší dochází snadno, zejména u kostního vedení, k přeslýchání druhým uchem. Proto je nutné provádět odstupňované zahlušení nevyšetřovaného ucha šumem, který generuje přístroj. Vyšetření lze provádět u mentálně zdravých dětí od tří let.

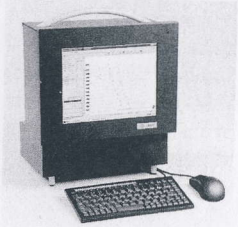
Hodnocení tónového audiogramu – za normální se považuje sluch do 15 dB ztrát. Percepční porucha sluchu se projeví sluchovou ztrátou souměrnou ve vedení kostním a vzdušném (ve skutečnosti je percepční porucha v kostním vedení horší proti vedení vzdušnému o fyziologický rozdíl – 30 dB). Obvykle bývá větší pokles ve vyšších tónech. Převodní nedoslýchavost se projeví ztrátou ve vedení vzdušném, zatímco vedení kostní je normální. Ztráty obvykle bývají v rozsahu celého sluchového pole.

Smíšená nedoslýchavost představuje kombinaci obou předchozích.

6.4.2.2 Objektivní audiometrie

Objektivní audiometrie se uplatňuje tehdy, když pro věk, duševní pohodu nebo jiné, především volní zábrany, nelze provést konvenční audiometrii. Všechna předcházející vyšetření jsou však v podstatě subjektivní, protože lékař je odkázán na údaje nemocného. **Objektivní audiometrie – ERA** *(Electric Response Audiometry)* (obr. 6.8) využívá evokovaných potenciálů. Evokovaný potenciál je drobná elektrická odpověď, která vzniká po podráždění receptoru, ze kterého pokračuje do příslušného korového analyzátoru. Metodou se měří akční potenciály, které vznikají po zvukovém stimulu ve smyslových buňkách a neuronech sluchové dráhy nebo center (akusticky evokované potenciály). Podle toho se rozlišuje **elektrokochleografie (ECPG)**, **kmenová audiometrie**

(BSERA) a **korová audiometrie (CERA)**. Elektrický signál jako odpověď na zvukový podnět je snímán elektroencefalograficky a pomocí počítače je vybrán ze směsice souběžně tvořených akčních potenciálů dalších nervů a mozkových center. Proto se musí akustický podnět téže kvality a intenzity mnohonásobně opakovat a vyšetření je technicky náročné. Metoda přispívá i k topodiagnostice léze. Jako odpověď n. VIII a jednotlivých částí sluchových drah na akustický podnět lze identifikovat 5 vln, na nichž se studuje amplituda a latence: ta se např. významně prodlužuje u kmenových lézí, naopak zůstává normální u léze kochleární.



Obr. 6.8 *Přístroj pro objektivní audiometrická měření*

6.4.3 Vyšetření ultrazvukem

K tomuto vyšetření jsou většinou užívány jednoúčelové přístroje se zobrazením A (viz dále kap. 9.1.2.1). Rychle a poměrně spolehlivě lze zjistit vzdušnost čelistní a čelní dutiny, nelze však spolehlivě rozlišit příčinu nevzdušnosti. Proto dobře nahrazují rentgenovou diagnostiku u dětí, zatímco u dospělých pro možnost záměny zánětu s nádorem je nutné metodu kombinovat s rentgenovým vyšetřením.

6.4.4 Hluk jako noxa

Míra škodlivost hluku se odhaduje na základě měření **třídy hluku**. Třída škodlivosti měřeného hluku je číslo, které udává akustický tlak v měřeném oktávovém pásmu po násobení určitým koeficientem obsaženým v tabulce tříd hluku, která byla vypracována na základě různé škodlivosti zvuků určité frekvence pro sluch. Pro frekvenci 1000 Hz se číslo třídy hluku shoduje s hladinou akustického tlaku. Z těchto výpočtů vycházejí hygienické normy pro práci v hlučných provozech.

Vlivem hlučného prostředí dochází k přechodnému zvýšení prahu sluchu, který se po několika hodinách nebo dnech pobytu mimo hluk vrací k normálním hodnotám. Dalším nefyziologickým drážděním dochází k trvalému zvýšení prahu.

Následkem sluchového traumatu (výbuch, výstřel) nebo vlivem dlouhodobého pobytu v hlučném prostředí dochází ke zvýšení sluchového prahu až hluchotě. Vůči hlukové zátěži existuje variabilní individuální odolnost, kterou lze do jisté míry posoudit – **zkoušky unavitelnosti sluchu**. U pracovníků v hlučných provozech je vypracován systém dispenzarizace a preventivních vyšetření vedoucí ke snížení rizika vzniku profesionální nedoslýchavosti.

Tab. 6.3 *Hladiny hlasitosti různých zvuků*

hladina hlasitosti (Ph)	zdroj hluku
0	práh slyšitelnosti
10	mírný pohyb listí stromů
20	šeptaná řeč, tichá ulice
40	normální hlasitost řeči
50	osobní automobil, normální hlasitost
60	rozhlasové přijímače
70	rušná ulice, křik
80	velmi rušná ulice
90	automobilové signály
110	nýtování
110	pneumatické kladivo na kov
120	hluk letadlového motoru z malé vzdálenosti
130	práh bolesti

Hluk ovlivňuje nepříznivě nejen funkci sluchového systému. Tzv. mimosluchové účinky jsou výsledkem abnormálního dráždění v oblasti mozkové kůry, které se přenáší na jiná místa CNS. Takto je například ovlivňován kardiovaskulární systém (periferní vasokonstrikce, zvýšený svalový tonus), vegetativní nervový systém (zvýšená gastrointestinální motilita, zvýšená aktivace katecholaminového stresového systému). Hluk má nepříznivý vliv na průběh spánku.

Proti poškození organismu hlukem je třeba se bránit. Prevence spočívá v odstranění zdrojů zvuku, v organizaci práce a používání chráničů.

V tabulce 6.3 jsou uvedeny hodnoty hladiny hlasitosti pro různé zdroje zvuku.

6.5 Klinické obory využívající akustiku

Znalost akustiky je potřebná pro pochopení fyziologie, patologie a pro diagnostiku sluchových a řečových vad.

Akustikou hlasu a řeči a jejich poruchami se zabývá **foniatrie**.

Vyšetření sluchu, aplikace sluchadel a kochleárních implantátů (neuroprotéz) patří do oboru ušního, nosního a krčního lékařství (**ORL** – otorinolaryngologie).

Nedoslýchavost je často možné korigovat **sluchadly**. Jsou to elektroakustické přístroje, které zesilují okolní zvuky. Skládají se z mikrofonu, zesilovače, případně kombinovaného s elektronickými obvody umožňujícími složitější zpracování zvuku, a reproduktoru. Zdrojem napětí je baterie. V nejjednodušším případě se zesílený zvuk reprodukuje vzdušnou cestou přes elektroakustický měnič umístěný ve vchodu do zvukovodu. Jinou variantou je umístění piezoelektrického nebo magnetického vibrátoru[24] přímo na kovadlinku nebo třmínek, popřípadě reprodukce přes kostní vibrátor umístěný na processus mastoideus. Pro tyto účely jsou vhodné typy sluchadel sestávající ze dvou oddělených částí, mezi nimiž je energie přenášena elektromagnetickým vlněním bezdrátově přes kůži (transkutánně).

Při nedostatečné prostorové separaci mezi mikrofonem a elektroakustickým měničem bývá sklon ke zpětné vazbě (pískání).

V současné době se stále častěji uplatňuje digitální zpracování zvukového signálu, které umožňuje nastavit frekvenční závislost zesílení individuálně podle potřeb pacienta na základě předchozího měření charakteristiky jeho sluchové vady (audiogramu).

Kochleární implantáty se snaží do jisté míry nahradit funkci vnitřního ucha. Užívají se za předpokladu zaniklé funkce vnitřního ucha (úplná hluchota) a alespoň zčásti zachované funkce sluchového nervu. Kochleární implantát se skládá ze tří částí – kódovače zvuků (digitálního řečového procesoru), stimulátoru a elektrody. Kódovač mění zvuky na elektrické impulzy, které se vedou do stimulátoru, odkud se vysílají stimuly do elektrody. Elektroda je buď zavedena do hlemýždě (endokochleární) do scala tympani nebo pouze přiložena k okrouhlému okénku (extrakochleární). Endokochleární elektrody bývají vícekanálové, zpravidla sestávající z 22 segmentů. Z jednotlivých segmentů jsou vysílány elektrické impulzy, které přímo stimulují vlákna sluchového nervu. Mikrofon a řečový procesor se umísťují extrakorporálně např. ve formě závěsného sluchadla a přenos energie a signálu do voperované části se děje pomocí elektromagnetické indukce, podobně jako u sluchadel sestávajících ze dvou oddělených částí.

24 Piezoelektrický nebo magnetostrikční vibrátor je vlastně speciálním případem reproduktoru, kdy se jako elektroakustického měniče užívá materiálu měnícího tvar pod vlivem elektrického nebo magnetického pole.

Pro mnohé **jiné klinické obory** než je foniatrie a ORL může být akusticky zprostředkovaná informace diagnosticky významná. Důležitou skupinou fyziologických a někdy i patologicky vznikajících zvuků jsou ty, které provází činnost některých tělesných orgánů (srdeční ozvy a šelesty, plicní šelesty, zvukové fenomény vznikající při střevní peristaltice, akustické projevy při pohybu kloubů apod.). Poslech provádíme buď přímým naslouchánim uchem nebo používáme stetoskop či fonendoskop.

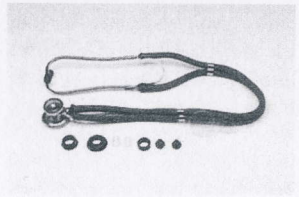
Stetoskop (obr. 6.9) je trubice, která přivádí zvuk přímo do ucha lékaře, a nejčastěji se s ním setkáváme na porodním sále při poslechu srdečních ozev plodu.

Naopak **fonendoskop** (obr. 6.10) používá pružné membrány, která přebírá kmity a vede je gumovými či plastovými trubicemi do obou uší vyšetřujícího.

V **elektrickém stetoskopu** jsou zvuky srdce přeměněny pomocí piezoelektrického krystalu ve slabé elektrické proudy.



Obr. 6.9 *Stetoskop*



Obr. 6.10 *Fonendoskop*

6.6 Infrazvuk

Zvuky o frekvencích menších než 16 Hz nazýváme infrazvukem. Infrazvukové vlnění vzniká např. při práci těžkých stavebních strojů nebo při zemětřesení a šíří se půdou nebo zdivem i do větších vzdáleností. Může též vzniknout, stejně jako akustické vlnění jiných frekvencí, chvěním těles např. při rezonanci. Setkat se s ním můžeme třeba při nárazech silného větru na budovy nebo při silném větru na rozbouřeném moři.

Infrazvuk sice nevnímáme sluchem, ale frekvence kolem 5–7 Hz jsou nám nepříjemné, mohou způsobit bolesti hlavy, náhlé změny hodnot krevního tlaku, či vyvolat panickou hrůzu. Působí negativně na podvědomí a na psychiku.

6.7 Ultrazvuk

Zvuky s frekvencemi vyššími než 20 000 Hz jsou pro člověka neslyšitelné a nazýváme je ultrazvuk (UZ). Někteří živočichové však slyší i vyšší frekvence, např. pes do 35 kHz, kočka do 50 kHz, netopýr do 98 kHz.

6.7.1 Generování ultrazvuku v lékařství

Magnetostrikční generátory vyvolávají ultrazvukové kmity v prostředí kolem feromagnetické tyčinky, umístěné ve střídavém magnetickém poli elektromagnetu. Využívají magnetostrikčního jevu, tj. změny objemu feromagnetické látky vlivem okolního magnetického pole. Tyto generátory mají velký výkon, ale lze jimi generovat ultrazvuk o frekvenci jen asi do 60 kHz. Používají se pouze v zubním lékařství pro odstraňování zubního kamene a kazu.

Piezoelektrické generátory jsou založeny na **nepřímém piezoelektrickém jevu**, tj. na deformaci určitých materiálů vlivem elektrického napětí přivedeného na jejich protilehlé povrchy. Je-li toto napětí střídavé, koná destička z piezoelektrického materiálu pružné kmity v rytmu změn napětí. Napětí se přivádí z generátoru, jehož kmitočet je naladěn na vlastní rezonanční frekvenci destičky (dáno mechanickými vlastnostmi a rozměry destičky – čím je destička tenčí, tím může kmitat s vyšší frekvencí). Tento jev je pozorován u některých krystalů (např. výbrus krystalu křemene, turmalinu, Seignetovy soli) a některých keramických látek. Mechanická energie destičky rozkmitává okolní prostředí. Jelikož je absorpce ultrazvuku způsobená vnitřním třením při stlačování prostředí ve vzduchu veliká, bývá kmitající destička uložena v kapalině, nejčastěji v oleji. Celý zdroj ultrazvuku je chráněn krytem z plastu nebo kovu. Mezi povrchem ultrazvukové sondy a tělesným povrchem musí být ze stejného důvodu zajištěn dobrý akustický kontakt (imerzní prostředí – olej, hydrogely). Používané frekvence bývají v rozsahu 1–20 MHz.

Při detekci ultrazvuku se využívá **přímý piezoelektrický jev** – vznik elektrického náboje na opačných koncích tzv. elektrické osy piezoelektrického materiálu při jeho deformaci.

6.7.2 Biologické účinky ultrazvuku

Biologické účinky ultrazvuku jsou způsobeny absorpcí zvukové energie v tkáni. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a pevných látkách je ve srovnání s absorpcí v plynech menší. Dále absorpce závisí na kmitočtu, resp. vlnové délce. S klesající vlnovou délkou rychle roste absorpce, takže např. pro kmitočet 100 kHz je polopropustná vrstva (PPV)

vzduchu 220 cm a pro kmitočet 1 MHz jen 2,2 cm; ve vodě je PPV pro 100 kHz 4 km, pro 1 MHz 40 m.

Mechanické účinky ultrazvuku. Energie zvukových vln roste se čtvercem frekvence, takže intenzita může dosahovat až několik desítek $W.cm^{-2}$. Zhušťování a zřeďování prostředí vede k rychlým tlakovým změnám při kmitání molekul, a je tak možné dosáhnout přetížení až $10^5\ g$.[25] Rychlým střídáním tlaků v malých objemech může dojít k mechanickému porušení struktury různých materiálů.

Následkem zhušťování a zřeďování kapalného prostředí je **kavitace**, tj. vznik vakuových dutinek. Jako **pseudokavitaci** označujeme uvolňování plynů vázaných v roztocích v podobě bublinek. Protože plyny absorbují energii ultrazvuku více než kapaliny, vzniká v pseudokavitačních dutinkách značné teplo, které vede k expanzi a roztrhnutí pseudokavitačních dutin.

Tepelné účinky vznikají třením kmitajících částic prostředí. K velmi výrazné absorpci s následným uvolněním tepla dochází na rozhraní tkání s různou akustickou impedancí ultrazvuku. Proto např. může vzniknout na rozhraní měkká tkáň – kost tzv. periostální bolest.

Fyzikálně chemické a **disperzní** účinky. Účinkem ultrazvuku může dojít k excitaci molekul, a tím se urychlí chemické reakce. Pomocí ultrazvuku je možné připravit velmi jemné suspenze, emulze, pěny a aerosoly (ultrazvukové inhalační přístroje).

Chemické a elektrochemické účinky. Účinkem ultrazvuku může dojít k depolymerizaci některých vysokomolekulárních látek a ve vodném prostředí vznikají volné radikály. Rovněž může způsobit polymerizaci (využívá se při vytvrzování pryskyřic), zčernání fotografického materiálu a snížení elektromotorického napětí galvanických článků.

Biologické účinky ultrazvuku jsou komplexní a závislé na intenzitě, kmitočtu a trvání expozice. Vznikají kombinací všech výše zmíněných účinků. Výsledně sem patří i strukturální změny (např. rozpad červených krvinek, koagulace bílkovin, rozrušení buněčného jádra).

Mezi nejčastěji uváděné **biologické účinky**, mající význam v medicíně, patří:

- zvýšení membránové **permeability** a tedy zrychlení difúze v tkáních
- porušení **vodivosti** nervových vláken – tlumivý účinek na přenos vzruchů

25 g je tíhové zrychlení na povrchu Země ($9{,}81\ m{\cdot}s^{-2}$)

- změna **pH tkání** – po ozvučení ultrazvukem se pH zvyšuje, po nadměrné intenzitě může prudce klesnout
- **analgetický a spasmolytický účinek** tišení bolesti komplexními přímými i nepřímými mechanismy
- **změkčování** vazivové tkáně změněné chorobnými procesy
- **zlepšení trofiky** zvýšením místního krevního oběhu a zvýšením metabolismu

Účinky ultrazvuku na člověka a ostatní organismy nejsou ještě dostatečně prozkoumané. Všeobecně je možno říci, že intenzity do 1,5 W . cm^{-2} mají účinky biopozitivní. Tyto účinky se týkají funkce tkání, nikoliv jejich struktury. Při vyšších intenzitách (do 3 W . cm^{-2}) se dříve jmenované účinky zvyšují, v cytoplazmě se objevují vakuoly a tukové kapičky. I toto jsou ještě změny **reverzibilní**, které se po určité době po ozvučení mohou upravit. Intenzity vyšší než 3 W . cm^{-2} mají za následek **ireverzibilní** změny spočívající v destrukci buněčného jádra, denaturaci bílkovin (a tedy i enzymů) tepelnými nebo chemickými účinky. Zanedbatelná není ani tvorba volných radikálů. To vše nakonec vede k lokální nekróze tkáně.

6.7.3 Principy diagnostického užití ultrazvuku

Ultrazvuk dobře proniká živou tkání a při vhodně volených intenzitách je zobrazení ultrazvukem bez rizika. Díky nehomogenitě tkání se v nich ultrazvuk na akustických rozhraních zčásti odráží, což umožňuje jejich zviditelnění. Protože interakce ultrazvuku je určována jinými vlastnostmi látek než například u rentgenového záření, zobrazují se ultrazvukem jiné struktury a s jinou rozlišovací schopností než pomocí ionizujícího záření.

Využitím Dopplerova jevu (změna frekvence vznikající v důsledku pohybu) lze dobře sledovat pohybující se akustické rozhraní, např. pohyb srdečních chlopní.

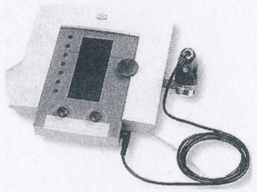
Podrobné informace týkající se ultrazvukových zobrazovacích metod najde čtenář v kapitole 9.1.

Specifickým projevem soudobých snah o zkvalitnění ultrazvukového zobrazení i dopplerovských měření jsou tzv. **ultrazvukové kontrastní prostředky.** Jedná se o farmaka na bázi stabilizovaných plynových mikrobublin nebo emulzí, které jsou injikovány do cév či některých tělesných dutin v průběhu ultrazvukového vyšetření. Takto bylo dosaženo zvýšení odrazivosti struktur, které jsou v popředí diagnostikova zájmu. Je ovšem nutno poukázat na zvýšené nebezpečí vzniku kavitace, protože do tkáně dopravujeme již preformované mikrobubliny, které výrazně snižují kavitační práh. Zde je tedy nutné snížit intenzitu použitých ultrazvukových vln pro zachování bezpečnosti vyšetřované osoby.

6.7.4 Principy terapeutického užití ultrazvuku

K léčbě ultrazvukem (obr. 6.11) jsou používány daleko nižší frekvence než v diagnostice (asi 800–1000 kHz). Intenzita závisí na terapeutickém záměru.

Terapie ultrazvukem patří mezi běžné léčebné postupy v rehabilitačním lékařství. Jeho aplikace zvyšuje membránovou permeabilitu, urychluje difúzi v tkáních, má tlumivý účinek na přenos nervových vzruchů, mění pH tkání. Důsledkem je analgetický a spasmolytický účinek, zvýšení místního krevního oběhu a následně i metabolismu.



Obr. 6.11 *Přístroj pro terapeutické využití ultrazvuku v rehabilitaci*

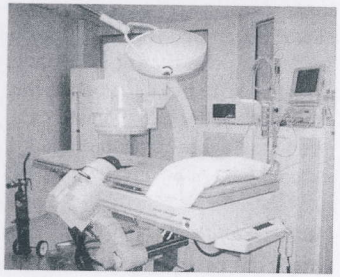
V zubním lékařství je používán tzv. nízkofrekvenční ultrazvuk pro odstraňování zubního kamene (obr. 6.12). Pod pojmem „nízkofrekvenční ultrazvuk" se obvykle myslí akustické kmity o frekvenci 20–30 kHz. Magnetostrikční zdroje kmitů umožňují dosáhnout vysokých hustot toku akustické energie bez fokusace.[26] Navíc, při těchto nízkých frekvencích je podstatně snížena hodnota tzv. kavitačního prahu, tj. intenzity ultrazvuku potřebné k vyvolání destruktivních kavitačních jevů. Právě kavitace hraje významnou roli při odstraňování zubního kamene.



Obr. 6.12 *Přístroj pro odstraňování zubního kamene ultrazvukem*

26 soustředění do ohniska, které je zmíněno v následujícím odstavci

Rázová vlna se liší od vlnění ultrazvukového jednak tím, že se prostředím šíří osaměle jako jediný mohutný tlakový kmit, jednak svým poněkud odlišným časovým průběhem. Trvá kolem jedné mikrosekundy a dosahuje vysokých hodnot kladného okamžitého akustického tlaku, zatímco její záporná tlaková půlvlna je relativně mělká. Rázových vln se užívá pro destrukci konkrementů např. v ledvinách (litotripsi). Praktická aplikace rázových vln je podstatou metody zvané litotripse extrakorporální rázovou vlnou (LERV, anglicky *ESWL – Extracorporal Shock Wave Lithotripsy*). Několik stovek až tisíců rázových vln stačí k tomu, aby se např. žlučníkový nebo ledvinový kámen změnil na písek, který může odejít přirozenými cestami.



Obr. 6.13 *Přístroj pro litotripsii*

Zásadním předpokladem metody LERV je dosažení dostatečného destruktivního účinku na konkrement při minimálním poškození okolní měkké tkáně. Toho se dosahuje v zásadě dvěma způsoby. Prvním je **vhodný průběh rázové vlny**, který maximalizuje absorpci energie rázové vlny na konkrementu, který má odlišnou akustickou impedanci než okolní měkké tkáně (jejichž akustické vlastnosti jsou podobné vodě). Druhým faktorem, který maximalizuje účinek rázové vlny na konkrement, je **fokusace**, tj. koncentrace energie přicházející z různých směrů v jednom bodě. K tomu se užívá elipsoidních zrcadel nastavených tak, že generátor rázové vlny je umístěn v jednom ohnisku elipsoidu a konkrement v druhém.[27] Tím se rázové vlny odražené přes různá místa elip-

27 Elipsa je rovinná křivka, jejíž všechny body mají stejný součet vzdálenosti od obou ohnisek. Podobně elipsoid je prostorová plocha, jejíž všechny body splňují tutéž podmínku. Proto se zvuk (nebo třeba světlo, za předpokladu homogenního prostředí uvnitř elipsoidu) vyslaný z jednoho ohniska kterýmkoli směrem odrazí elipsoidním zrcadlem do druhého ohniska a dorazí tam se stejným zpožděním (tj. se stejnou fází), protože délka jeho dráhy je pokaždé stejná. Tento efekt znaly už některé starověké civilizace a užívaly ho pro kultovní nebo „špionážní" účely: člověk v jednom ohnisku mohl slyšet na značnou vzdálenost i šepot druhého člověka, pokud ten byl přibližně v druhém ohnisku. Některé přírodní útvary, např. propasti, byly pro tento účel zvlášť vhodné.

soidu v druhém ohnisku sčítají. Mezi generátorem, zrcadlem a tělem pacienta musí být vhodné kapalné prostředí. Přesná lokalizace konkrementu do ohniska se zajišťuje sledováním pomocí rentgenových zesilovačů ve dvou rovinách nebo v kombinaci s diagnostickou sonografií.

Rázové vlny mohou být generovány elektrohydraulicky (přeskokem elektrické jiskry), piezoelektricky (rychlou deformací piezokrystalu pod vlivem elektrického pole) nebo elektromagneticky (pohybem membrány spojené s cívkou elektromagnetu). Elektrickou jiskrou generované rázové vlny litotriptorů mají špičkovou hodnotu kladného akustického tlaku kolem 100 MPa, amplituda záporné tlakové půlvlny je zhruba desetkrát menší, přesto však dostatečná k tomu, aby mohla vyvolat expanzi a následný kavitační kolaps přítomných plynových mikrobublin, zejména těch, které se vytvářejí na povrchu kamene, který má být v těle rozrušen. Rázové vlny tedy působí nejen přímo – mechanickým stresem – ale i nepřímo – prostřednictvím kavitace.

Literatura

1) *Hrazdira, I. a kol.: Biofyzika. Avicenum, Praha 1983*
2) *Rakovič, M., Vítek, F.: Základy lékařské biofyziky. SPN, Praha 1987, 2. svazek*
3) *Svoboda, E. a kol.: Přehled středoškolské fyziky. Prometheus 1996*
4) *Horák, Z., Krupka, F.: Fyzika. SNTL, Praha 1976*
5) *Macháček, M.: Encyklopedie fyziky. Mladá fronta 1995*
6) *Sedláček, K.: Základy audiologie. SZN, Praha 1956, str. 423*
7) *Lenhardt, E.: Praxis der Audiometrie. 8. Bearbeite und erweite Auflage. G. Thime Verlag, Stuttgart-New York 2001, ISBN 3-13-369008-6*
8) *Brownell, WE., Outer hair cell elektromotility and otoacoustic emissions. Ear and Hearing 11, 1990, str. 82-92*
9) *II. soubor přednášek 6. až 10. semináře univerzitního Společenství pro studium hlasu a řeči „Psychotrofon 2", redakce Josef Plešák, Universita Palackého v Olomouci 2003, str. 130*

7 Rentgen, radiodiagnostika, radioterapie

(Jozef Rosina, Renata Havránková, Jindřiška Heřmanská)

7.1 RTG záření

8. listopadu 1895 ve večerních hodinách prováděl profesor fyziky na Würzburské univerzitě **Wilhelm Conrad Röntgen** pokusy s katodovým zářením ve skleněné (Crookesově) trubici. Pracoval v zatemněné místnosti a skleněnou trubici uzavřel do černé papírové krabice, aby úplně zamezil přístupu světla. Opodál náhodou ležel papír pokrytý fluorescenční látkou. Ten začal světélkovat, kdykoli v trubici nastal výboj. Po pečlivém a systematickém ověřování vysvětlil profesor Röntgen tento jev jako vyzařování pronikavých „neviditelných paprsků", které procházejí stěnou krabice a vyvolávají fluorescenci. Prokázal, že nové paprsky vznikají vždy, když proud elektronů letící z katody zasáhne kovový terč. Při dalších experimentech zjistil, že objekty s různou tloušťkou mají pro paprsky různou prostupnost, což bylo možné zaznamenat na fotografické desky.

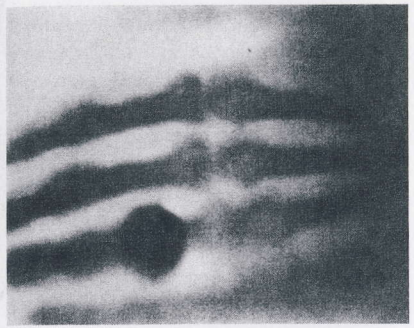
Ještě před koncem roku 1895 odevzdal Röntgen do tisku předběžné sdělení o novém druhu záření, které pro dosud neznámou podstatu nazval „**paprsky X**" (za svůj objev obdržel v roce 1901 Nobelovu cenu za fyziku).



Wilhelm Conrad Röntgen (1845–1923)
Absolvent polytechniky v Curychu, kde přijal místo asistenta, roku 1879 se stal profesorem v Giesenu, posléze v Jeně a v Utrechtu a od roku 1888 do roku 1899 působí na univerzitě ve Würzburgu. Zde 8. listopadu 1895 objevil paprsky X, pojmenované na návrh sjezdu lékařů a přírodovědců roku 1896 jako Röntgenovo záření. Po přechodném působení v Lipsku působil na Univerzitě v Mnichově. V roce 1901 byl prvním nositelem Nobelovy ceny v oboru fyzika. Vzdal se veškerých nároků na patentová práva a jeho život skončil v ústraní a chudobě.

Již v tomto prvním sdělení definoval všechny nejdůležitější fyzikální vlastnosti objeveného záření a poukázal i na možnost jeho praktického využití v lékařství. Tím, že se vzdal patentování svého objevu, umožnil jeho velice rychlou praktickou aplikaci.

Paprsky X téměř okamžitě upoutaly pozornost a zájem lékařů, protože jim umožňovaly „nahlížet do člověka" (obr. 7.1) a hledat zlomeniny, cizí tělesa apod. Již v roce 1896 byla publikována kniha o metodách diagnostiky tuberkulózy pomocí paprsků X. Nikdy předtím nedošlo k praktickému využití fyzikálního objevu v tak krátké době. Objev paprsků X okamžitě vzbudil i naděje na jeho použití v terapii a již v roce 1897 se s jejich pomocí ve Vídni léčila rakovina kůže.



Obr. 7.1 *Snímek ruky paní Röntgenové z 22. prosince 1895; byl to vůbec první pořízený rentgenový snímek a byl otištěn v The New York Times 16. ledna 1896*

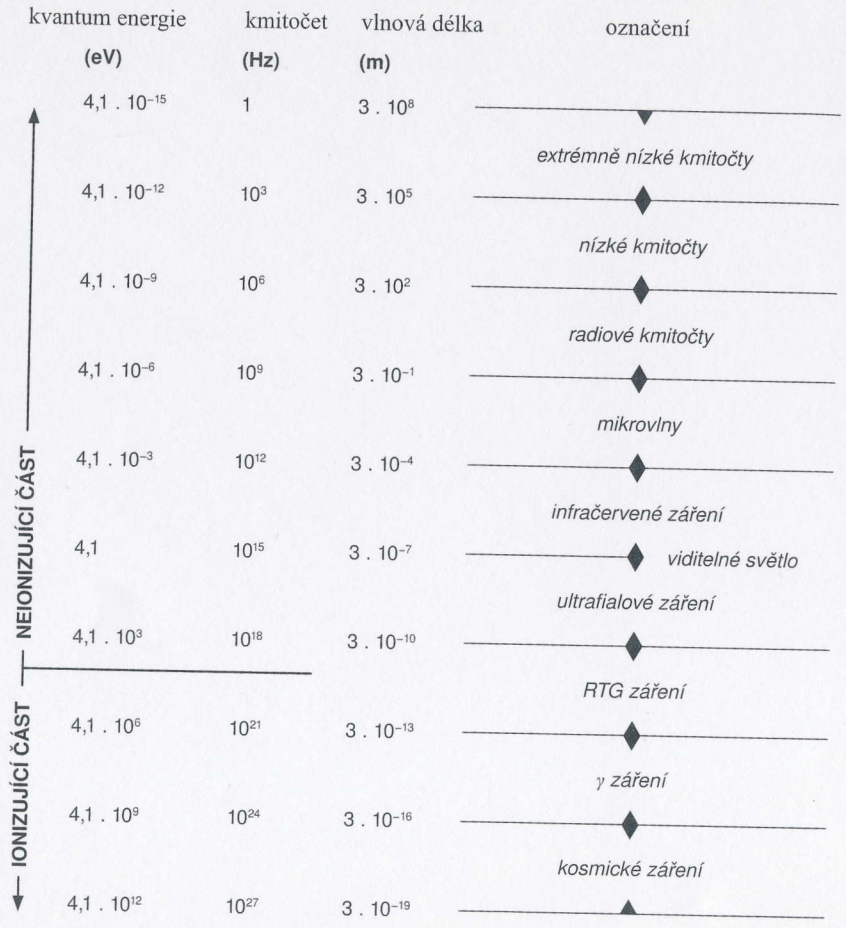
Diagnostické a terapeutické využití záření, označovaného na počest objevitele **zářením rentgenovým**, znamenaly vznik nového, vysoce specializovaného a klinicky významného samostatného oboru – **radiologie**. Ten se rozdělil na obor diagnostický – **radiodiagnostiku** a obor terapeutický – **radioterapii**.

V posledních desetiletích se u rentgenových přístrojů stále více uplatňuje výpočetní technika. Je nutno přiznat, že technický rozvoj radiodiagnostiky ani radioterapie není ještě zdaleka ukončen a další překvapující objevy a kvalitativní změny ve vyšetřovacích (a léčebných) postupech lze očekávat.

Z hlediska fyzikálního je rentgenové záření elektromagnetickým vlněním (obr. 7.2), které se v prostoru šíří rychlostí světla (tvoří jenom úzkou část elektromagnetického spektra, které sahá od kosmických paprsků nejmenších vlnových délek až po rozhlasové vlny mnohakilometrové délky). Přenos energie se děje nespojitě v elementárních energetických kvantech – fotonech. V diagnostice používané rentgenové záření má vlnovou délku v rozmezí 10 nm–50 pm (proti světelnému záření má rentgenové záření asi 10 000× kratší vlnovou délku, a tedy i úměrně větší energii).

Rentgenové záření má řadu fyzikálních vlastností uplatňujících se v diagnostice. Pro vznik obrazu jsou rozhodující:

Přímočaré šíření ze zdroje. Rentgenové záření se šíří do prostoru na všechny strany a jeho intenzita ubývá se čtvercem vzdálenosti. Pro geometrii rentgenového obrazu platí stejná pravidla jako v optice pro viditelné světlo.



Obr. 7.2 *Celkové elektromagnetické spektrum*

Pronikání hmotou. Rentgenové záření může pronikat v různé míře jakoukoli hmotou. Pronikavost závisí na vlastnostech absorbující hmoty a na energii rentgenového záření. Čím má záření kratší vlnovou délku, tím má větší energii a je pronikavější.

Diferencovaná absorpce. Pro vznik obrazu je rozdílné pohlcování rentgenového záření (absorpce) různými tkáněmi lidského těla stejně důležité jako jeho pronikání. Rozdíly v absorpci určují sytost stínů a tím i možnost diferenciace stínů jednotlivých útvarů na rentgenovém obraze. Absorpce přibývá s tloušťkou vrstvy, měrnou hmotností a výší protonového čísla prvků prozařované látky. Různou tloušťku vrstvy, a tím i různou sytost stínů mají např. játra a ledviny. Obsahem prvků s vyšším protonovým číslem se od ostatních tkání v lidském těle liší především kosti, jejichž sytý stín je dán obsahem vápníku a fosforu. Nízkou měrnou hmotností se pro velký obsah vzduchu výrazně od ostatního těla odlišují plíce, které jsou pro rentgenové záření transparentní.

Luminiscenční účinek. Při dopadu rentgenového záření na některé materiály vzniká viditelné záření, jehož intenzita je úměrná množství dopadajícího záření. Světélkování vytváří obraz, který je možno přímo pozorovat při prosvěcování.

Fotochemický účinek. Rentgenové záření má schopnost vytvořit v citlivé vrstvě filmu latentní obraz.

Pro diagnostiku jsou nepříznivými fyzikálními vlastnostmi rentgenového záření:

Rozptyl záření, který snižuje kontrast. Uplatňuje se zejména Comptonův rozptyl, u kterého se při interakci s elektronem spotřebuje pouze část energie fotonu rentgenového záření a paprsek pokračuje v odchýleném směru se zmenšenou energií (tj. s větší vlnovou délkou).

Ionizační účinek je pro diagnostiku nevhodný, protože s ním souvisí škodlivé biologické účinky, které může záření absorbované v tkáních vyvolat.

Praktický význam všech výše popsaných fyzikálních vlastností rentgenového záření bude popsán v následujících částech této kapitoly.

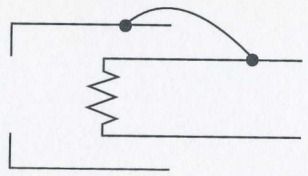
7.2 Zdroje RTG záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách (obr. 7.2) a velké energii. Je to záření nejaderné, vzniká v rentgenkách interakcí z katody letících elektronů s atomy materiálu anody dvojím způsobem, popsaným detailně v částech 7.2.2 a 7.2.3.

7.2.1 Rentgenka a její funkce, chlazení

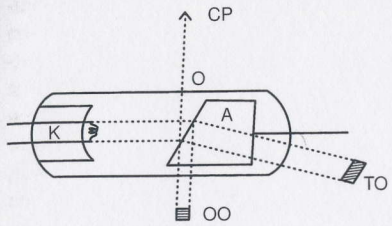
Zdrojem rentgenového záření je **rentgenka** (již jen historický význam mají lampy iontové, ve kterých byly zdrojem elektronů ionizované plyny). Rentgenka je skleněná, vysoce evakuovaná trubice (Coolidgeova lampa). Ve vzduchoprázdném prostoru trubice je zabudována žhavená katoda (ve formě spirály) a anoda. Ta má u rentgenek s pevnou anodou tvar terčíku a u rotačních anod tvar talíře. Katoda a anoda jsou z wolframu (wolfram je kov o vysokém protonovém čísle a vysokém bodu tání, snáší teploty až do 3000 °C a hodí se také k brždění prudce letících elektronů).

Vysoce výkonné moderní rentgenky mají anodu z wolframu, na jehož povrchu je rhenium. Při vyšetřování ženského prsu (mamografie) se užívá anoda z molybdenu. Po nažhavení katody **samostatným** elektrickým obvodem z tzv. žhavícího transformátoru (popsán v 7.2.3), se z ní uvolňuje termoemisí, podle stupně žhavení, různě hustý mrak elektronů. Kolem katody je záporně nabitá molybdenová miska, která soustřeďuje (fokusuje) mrak elektronů tak, že není širší než spirála katody (obr. 7.3).



Obr. 7.3 *Katodová spirála a fokusující molybdenový válec taktéž záporně nabitý*

Vložíme-li mezi katodu a anodu napětí desítek až stovek kV (rychlost elektronů je závislá na napětí mezi elektrodami), vylétnou elektrony z katody a dopadnou prudce na **dopadové ohnisko** anody (více než 99 % jejich kinetické energie se změní v teplo a méně než 1 % v RTG záření brzdné a charakteristické). Dopadové ohnisko je skloněno nejčastěji v úhlu 10° –19° ve směru letících elektronů (obr. 7.4).



Obr. 7.4 *Schéma rentgenky*
K – katoda, A – anoda, O – okénko, CP – centrální paprsek, OO – optické okénko, TO – termické ohnisko

Při tomto uspořádání má ploška, na niž dopadají elektrony, tvar úzkého obdélníku (tzv. **termické ohnisko**) a sklon způsobuje, že termické ohnisko je menší než ohnisko dopadové. **Optické ohnisko** je projekcí termického ohniska ve směru centrálního rentgenového paprsku, je to ploška, ze které vystupuje rentgenové záření podílející se na vzniku rentgenového obrazu. Velikost optického ohniska je jedním z faktorů, který určuje ostrost rentgenového obrazu (s jeho velikostí klesá ostrost obrazu), mělo by být proto co nejmenší, zejména užívá-li se rentgenka pro diagnostické účely. Zmenšování ohniska však omezuje tepelná zatížitelnost anody rentgenky. Zvýšení tepelné zatížitelnosti anody umožňují tzv. **rotační anody**, které rotují během expozice (doby, kdy elektrony dopadají na anodu). Je zřejmé, že čím je průměr anody větší a čím se anoda otáčí rychleji, tím je teoreticky možné ji zatížit tepelně více, protože se u nich při provozu zahřívá celá anoda. Tepelné zatížení se rozloží po celém obvodě otáčejícího se wolframového kotouče, poháněného asynchronním motorem s vysokým počtem otáček (kolem 3000 otáček . min^{-1}). I u nejmodernějších rotačních rentgenek však platí, že u malých ohnisek musí expozice trvat déle než u ohnisek velkých, aby tepelná zatíženost nebyla překročena.

Protože se dopadem elektronů anoda zahřívá, je nutné ji **chladit**. Menší diagnostické rentgenky mají chlazení vzduchové, výkonnější olejové. U některých technických rentgenů, jichž se často používá k experimentálnímu ozařování malých zvířat pro radiobiologické účely, je chlazení kombinované (z rentgenky odvádí teplo proudící olej uváděný v pohyb elektrickou pumpou a z oleje je teplo odváděno pomocí proudící vody). Rentgenky s rotující anodou se nedají uměle chladit.

Aby nedošlo ke zpětné emisi elektronů z anody na katodu, a tím k přepálení katody, je nutné užívat k napájení rentgenky **usměrněné napětí**. Zatížitelnost rentgenek se vyjadřuje v kilowatech, které rentgenka snese po dobu jedné sekundy.

Rentgenka je uložena v kovovém krytu (mezi rentgenkou a krytem je vrstvička oleje, která má dobré izolační vlastnosti). **Kryt** chrání rentgenku před mechanickým poškozením a slouží také k připojení kabelů vysokého napětí, k upevnění primární clony a fil-

tru i k upevnění celého zářiče na příslušné stojany. Chrání také pracovníky před ionizujícím zářením a před vysokým napětím, protože je uzemněn a pohlcuje nevyužitou část rentgenového záření vzniklého na anodě. **Diagnosticky využitelný svazek rentgenového záření vychází výstupním okénkem** v kovovém krytu rentgenky. Beryliová destička tvořící výstupní okénko není prostupná pro elektrony, které se někdy mohou od anody odrazit, avšak pro vzniklé rentgenové záření představuje jen velmi slabý filtr.

Tvar a velikost rentgenek závisí na účelu použití, nejčastěji mají válcovitý tvar, v malých diagnostických přístrojích mají délku jen 10 cm, v největších ozařovacích aparaturách s napětím více než 1 MV až 5 m (při jejich provozu musí být zaručeno vysoké vakuum neustálou činností vývěv).

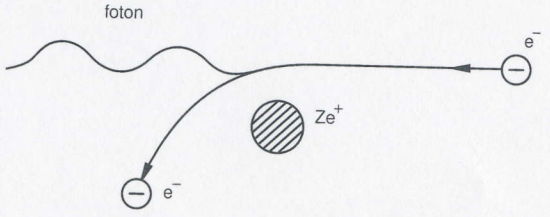
Vlnová délka rentgenových paprsků je **závislá na velikosti potenciálového spádu**, který určuje vysokonapěťový transformátor (popis v 7.2.4). **Intenzita** rentgenových paprsků je závislá na množství elektronů, tj. na **kvalitě katody a jejím žhavení**. Zvyšováním napětí mezi katodou a anodou měníme spektrální složení rentgenového záření, spektrální křivka se posouvá ke kratším vlnovým délkám, záření se stává homogennější. Má větší penetrační schopnost, tj. lépe proniká látkou a je méně pohlcováno. Záření s větší penetrační schopností označujeme jako záření tvrdší. V praxi se běžně udává tvrdost rentgenového záření v kilovoltech (kV) anodového napětí (spolu s údajem filtrace a polovrstvy).

Z hlediska použití rozeznáváme rentgenky diagnostické a terapeutické. Diagnostické rentgenky musí mít co nejmenší ohnisko. Terapeutické rentgenky nemusí mít tak malé ohnisko, avšak rentgenka musí vydržet dlouhou dobu provozu (dokonalé chlazení).

7.2.2 Brzdné rentgenové záření

Rentgenové záření vzniká přeměnou kinetické energie elektronů na anodě rentgenky. Převažuje **pro diagnostiku důležitější brzdné rentgenové záření**.

Brzdné rentgenové záření vzniká náhlou změnou rychlosti (zabrzděním) pohybujícího se elektronu (obr. 7.5).



Obr. 7.5 *Schéma vzniku brzdného záření*

Jestliže se primární elektron letící od katody rentgenky dostane do bezprostřední blízkosti atomového jádra materiálu anody, zakřivuje se jeho dráha a prudce se snižuje jeho rychlost v elektrostatickém poli atomového jádra v důsledku silného působení coulombovských sil. Část (nebo celá) kinetické energie, kterou při zabrždění elektron ztratil, se přemění na foton rentgenového záření o odpovídající energii. Podle popsaného mechanismu vzniku bylo toto záření pojmenováno **brzdným** rentgenovým zářením. Protože většina dopadajících primárních elektronů ztrácí různou část své energie nárazy na periferní elektronové vrstvy atomů anody, do silového pole se dostává směs elektronů o různých energiích. Při zabrždění v elektrostatickém poli jádra ztrácí každý elektron také jiné množství své kinetické energie. Vznikají tudíž současně fotony rentgenového záření s nejrůznějšími vlnovými délkami. Proto je jeho **spektrum spojité**. Brzdné záření vytváří spojité spektrum s ostrým zakončením na krátkovlnné straně a s maximem, které lze měnit regulací vysokého napětí na rentgence. Za předpokladu, že se celá kinetická energie elektronu, daná součinem jeho náboje a urychlovacího napětí ($e \,.\, U$), přemění v rentgenové záření, můžeme maximální frekvenci (nejkratší vlnovou délku) tohoto záření vyjádřit výrazem:

$$h \cdot v_{max} = e \cdot U,$$

kde h je Planckova konstanta, v je kmitočet v Hz, e je náboj elektronu v coulombech, U je napětí rentgenky ve voltech. Z toho pro kmitočet vyplývá

$$v_{max} = \frac{e \,.\, U}{h}$$

Čím je větší energie elektronu, tím větší bude kmitočet vzniklého rentgenového záření. Protože vlnová délka každého typu elektromagnetického záření je dána vztahem

$$\lambda = \frac{c}{v},$$

bude vlnová délka rentgenových paprsků

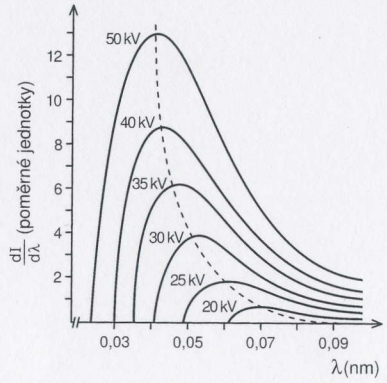
$$\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U},$$

kde c je rychlost světla ve vakuu. Vidíme, že čím větší je energie fotonu, tím kratší je vlnová délka λ_{min}. Veličiny h, c, e jsou konstanty se známými hodnotami, takže po jejich dosazení a úpravě dostáváme vztah:

$$\lambda_{min} = \frac{1{,}24}{U} \text{ (nm; kV)}$$

Jde o **Daune-Hunteův vztah**, λ_{min} je nejkratší vlnová délka brzdého rentgenového záření v nanometrech, U je potenciálový rozdíl mezi katodou a anodou vyjádřený v kV. Při napětí 12,4 kV bude $\lambda_{min} = 0{,}1$ nm, při napětí 124 kV bude $\lambda_{min} = 0{,}01$ nm.

Na rozdíl od charakteristického rentgenového záření nezávisí kvalita brzdného záření na materiálu anody, ale jenom na anodovém napětí. Jak je popsáno výše, čím je vyšší napětí, tím více se λ_{min} a celé spektrum posouvá ke kratším vlnovým délkám (obr. 7.6).



Obr. 7.6 *Energetické spektrum brzdného záření při různém napětí*

7.2.3 Charakteristické rentgenové záření

Anodové napětí nemá vliv na tzv. **charakteristické rentgenové záření**, které vzniká při dopadu rychlých elektronů (elektronů s vysokou energií) na kovovou anodu. Přitom elektrony odevzdávají svoji kinetickou energii některému z elektronů vnitřní slupky elektronového obalu, což vede k jeho přemístění do vyšší energetické hladiny (excitace) nebo k úplnému vyražení z atomu (ionizace). Excitovaný nebo ionizovaný atom je nestabilní a stabilitu získává návratem do základního stavu (přechodem elektronu z vyšší energetické hladiny na uvolněné místo). Při přechodu z vyšší energetické hladiny na nižší energetickou hladinu se musí elektron zbavit přebytku energie. Příslušný rozdíl energie se vyzáří ve formě fotonu elektromagnetického záření, tzv. **charakteristického rentgenového záření** pro danou elektronovou vrstvu. U jiného kovu anody (např. vanadu, mědi) by byla energie jiná. Proto se mluví o záření, které charakterizuje materiál, z něhož je anoda vyrobena. Jeho energie se zvyšuje se zvyšujícím se protonovým číslem kovu anody.

Spektrum tohoto záření se pro svoji diskrétní energii označuje jako čárové. Pro diagnostiku nebo terapii nemá význam, využívá se ale ve fyzice a chemii při rentgenové strukturální analýze.

Podíl charakteristického rentgenového záření na celkovém spektru rentgenových paprsků závisí na anodovém napětí. Při napětí asi 100 kV je asi 30 %, při napětí 200 kV asi 3 %.

Kromě vzniku brzdného a charakteristického rentgenového záření existují při interakci elektronu s materiálem anody ještě dvě možnosti: excitace a ionizace zevních vrstev atomů wolframu.

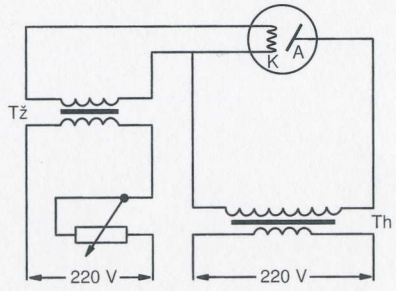
Při excitaci se přenáší pouze malá část energie primárního elektronu na atom wolframu anody ve formě excitační energie. Přitom se přemístí elektron zevní vrstvy na optickou hladinu a energie se odevzdá krystalické mřížce wolframu ve formě tepla.

Při ionizaci zevních vrstev atomů wolframu se vyráží elektron ze zevní vrstvy, přičemž vzniká kladný ion (zbytek atomu) a záporný elektron (tzv. delta elektron) s kinetickou energií několika set elektronvoltů (eV), který dále nárazově ionizuje atomy wolframu, přičemž vzniká teplo.

7.2.4 Zdroj anodového a žhavícího napětí

O výkonnosti přístroje rozhoduje napájecí zdroj. Je to transformátor střídavého proudu ve spojení s různým počtem usměrňovačů.

Všechny rentgenové přístroje mají dva samostatné elektrické obvody: žhavící katodový a vysokonapěťový anodový (obr. 7.7).

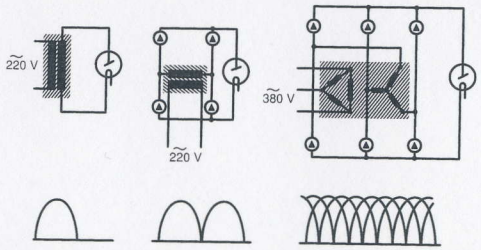


Obr. 7.7 *Schéma zapojení rentgenové lampy do obvodu (půlvlnový přístroj bez usměrňovačů)* Tž – žhavící transformátor, Th – hlavní vysokonapěťový transformátor, K – katoda, A - anoda

Žhavící katodový obvod je napájen ze žhavícího transformátoru, jehož úlohou je transformovat napětí střídavého proudu ze sítě směrem dolů. Primární okruh je napojen na síť jednofázového střídavého proudu o napětí 220 V nebo třífázového o napětí 380 V. Sekundární žhavící okruh transformuje proud na nízké napětí (na úroveň 5–15 V). Tím se současně zvyšuje intenzita proudu na několik ampérů. Intenzitu proudu je možné postupně regulovat posuvným odporem (reostatem). Vysoká intenzita proudu je podmínkou dosažení vysoké teploty žhaveného vlákna katody a termoemise elektronů, které kolem katody vytváří elektronový mrak.

Po nažhavení katody a vytvoření elektronového mraku se zapíná **vysokonapěťový anodový obvod**. Ten se skládá ze sekundární cívky hlavního vysokonapěťového transformátoru a z katody a anody rentgenové lampy. Transformátor transformuje síťové napětí 220 V na vysoké napětí, které u diagnostických přístrojů dosahuje do 150 kV, u terapeutických přístrojů až do 300 kV. Tím se uděluje elektronům vysoká kinetická energie. Elektrony dopadají na anodu a při interakci elektronů a atomy anody vzniká teplo, charakteristické a brzdné rentgenové záření. Protože vysokonapěťový proud dosahuje výše uvedených napětí, musí být veden na větší vzdálenost od transformátoru speciálními kabely. Ty kromě vysokého napětí vedou i žhavicí napětí. Mají silnou izolační vrstvu gumy, v zevní vrstvě je obal z měděného pletiva, který se uzemňuje.

Usměrňovače (obr. 7.8) umožňují využít obou půlvln střídavého proudu. Jejich použitím dosahujeme stability napětí na rentgence, proud elektronů a (tedy i rentgenové záření) je plynulý.



Obr. 7.8 *Zjednodušená schémata zapojení jednopulzního, dvoupulzního a šestipulzního rentgenového přístroje a jejich proudové křivky*

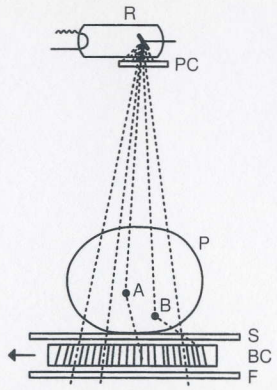
7.2.5 Ovladač

Ovladač je důležitou součástí rentgenového přístroje. Na jeho panelu jsou umístěny všechny řídící prvky. Jsou to: hlavní stykač, přepínač anodového napětí, reostat pro řízení žhavení katody, kilovoltmetr, miliampérmetr, časové relé pro snímkování, usměrňovače, světelné signálky, voliče provozních hodnot a mnoho dalších. Automaticky bývá zajištěna ochrana před nastavením nepřípustných hodnot, které by znamenaly přetížení rentgenky a mohly vést k jejímu poškození. Po zapnutí hlavního stykače je automaticky zapnut i stabilizátor síťového napětí. Na ovladači se může nastavit příslušné pracovní místo a vhodné ohnisko rentgenky.

7.2.6 Štít, clony, filtry

Jsou to zařízení pro úpravu primárního svazku rentgenového záření. Eliminují zbytečnou ionizační zátěž.

Primární svazek záření prochází nejdříve filtrem. **Filtr** je hliníková destička tloušťky kolem 1–4 mm, zabudovaná ve výstupním okénku rentgenky. Zachycuje dlouhovlnnou část rentgenového spektra, která by se pohltila z větší části již v kůži pacienta. Znamenala by jen zbytečnou zátěž ionizujícím zářením, které by se stejně na tvorbě stínového obrazu nezúčastnilo.



Obr. 7.9 *Schématické znázornění primární a sekundární clony*
R – rentgenka, PC – primární clona, P – pacient, S – vyšetřovací stůl, BC – sekundární (Buckyho) clona, F – kazeta s filmem, A, B – místa vzniku Comptonových rozptýlených fotonů

Clony se dělí na primární a sekundární. Úkolem **primární clony,** upevněné rovněž na výstupním okénku rentgenky (obr. 7.9), je zúžení svazku rentgenového záření na odpovídající vyšetřované pole. Slouží tedy k regulaci užitečného svazku rentgenových paprsků, který má být co nejužší. Primární clony jsou účinnou ochranou proti ionizujícímu záření, protože snižují jeho dávku ještě před dopadem na pacienta. Primární clony jsou

složené z několika párů olověných lamel, které se pohybují ve dvou na sebe kolmých směrech a vymezují tak přesné pole, odpovídající zvolenému formátu filmu.

Sekundární clony mají naproti tomu pouze diagnostický význam. Jsou umístěny mezi pacientem a filmem a zachycují sekundární záření, které vzniká v těle pacienta interakcí rentgenového záření s tkáněmi hlavně na principu Comptonova rozptylu (sekundární záření jde všemi směry a značně zmenšuje kontrast obrazu, který vzniká na štítě nebo na filmu). Principem sekundárních clon je pohlcování sekundárního záření v tenkých olověných lamelách, uspořádaných nejčastěji ve směru paprsků primárního svazku, aby jej co nejméně oslabovaly (Buckyho clona).

Tubus se připevňuje na výstupní okénko rentgenky podobně jako primární clona. Bývá zhotoven z olovnatého skla a má nálevkovitý tvar. Tubus vymezuje z primárního svazku rentgenového záření potřebnou část, podobně jako primární clona. Tubusy mají trychtýřovitý tvar a užívají se jen při skiagrafii.

Z výše uvedeného je zřejmé, že úkolem primární clony i tubusu je zúžení svazku primárního záření na rozsah odpovídající velikosti vyšetřovaného pole. Tubusy i primární clony snižují množství ionizujícího záření ještě před dopadem na pacienta.

Prosvěcovací štít převádí pomocí luminiscenční fólie neviditelné rentgenové záření na viditelné světlo a umožňuje pozorování rentgenového obrazu prostým okem. Směrem k vyšetřujícímu je pro jeho ochranu kryta tato fólie olovnatým sklem, které zachycuje celý zbytek primárního svazku záření.

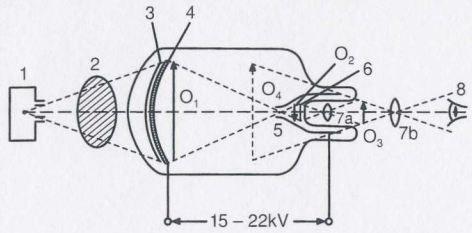
7.2.7 Zesilovač štítového obrazu

Zesilovač štítového obrazu značně usnadňuje a zkvalitňuje prosvěcování (obr. 7.10).

V posledních letech nahradil klasickou skiaskopii. Umožňuje vidět obraz bez adaptace zraku vyšetřujícího, tj. při normálním osvětlení. Tím můžeme snížit intenzitu a také dávku záření. Pokud se skiaskopie provádí, užívá se zesilovače štítového obrazu a televize.

Zesilovač (v podstatě se jedná o vysoce evakuovanou trubici různé velikosti a průměru) se připojuje k vyšetřovací stěně místo prosvětlovacího skiaskopického štítu. Na straně přivrácené k nemocnému je v trubici umístěn primární štít zesilovače, na který dopadají rentgenové paprsky, které prošly vyšetřovaným objektem. Štít se dopadem rentgenových paprsků rozzáří a světlem se uvolní elektrony z nasedající na něj fotokatody. Uvolněné elektrony jsou urychleny v elektrickém poli vysokého napětí a usměrněny na jemnozrnný štít protilehlé anody zesilovače, kde dopadají poměrně velkou rychlostí. Tam vzniká zmenšený obraz, který je mnohotisíckrát jasnější než při klasické skiaskopii. Tento obraz se přenáší přes televizní řetězec na monitor, kde ho opět vidíme

v normální velikosti. Přenos na monitor umožňuje další zesílení jasu i kontrastu, takže je možné vyšetřovat i v plně osvětlené místnosti, např. na operačním sále.



Obr. 7.10 *Schéma zesilovače štítového obrazu*
1 – zdroj rentgenového záření, 2 – vyšetřovaný objekt, 3 – fluorescenční štít, 4 – fotokatoda, 5 – prstenec anody, 6 – fluorescenční stínítko anody, 7 a,b – optika, 8 – oko pozorovatele, O_1, O_2, O_3, O_4 – jednotlivé fáze vzniku obrazu v zesilovači

Plošné zesilovače štítového obrazu, které jsou jen o málo silnější než klasický skiaskopický štít, umožňují pozorovat obraz přímo na zesilovači jako na štítě a nemusíme mít pro sledování televizní monitor.

7.3 Fyzikální principy RTG vyšetřovacích metod

Fotony rentgenového záření (a také fotony záření γ) jsou schopné, na rozdíl od fotonů elektromagnetického záření větší vlnové délky (ultrafialového, viditelného, infračerveného záření atd.), pronikat všemi látkami. Jsou však zároveň při průchodu látkou absorbovány. Právě na schopnosti různých látek pohlcovat v různé míře rentgenové paprsky je postaveno diagnostické využití rentgenového záření. Schopnost absorpce stoupá např. s rostoucím protonovým číslem prvků absorbujících tkání. Díky interakcím se strukturními jednotkami zkoumaného objektu se zeslabuje intenzita rentgenového záření. Toto zeslabení lze vyjádřit vztahem

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d},$$

kde I_0 je intenzita dopadajícího elektromagnetického záření, I je intenzita elektromagnetického záření po průchodu absorbujícím prostředím, e je základ přirozených logaritmů, d je tloušťka absorbujícího prostředí, μ je absorpční koeficient (koeficient zeslabení), který závisí na efektivním protonovém čísle absorbujícího prostředí (u živého

organismu je jím aritmetický průměr atomových čísel přítomných prvků, přičemž se počítá s jejich relativním zastoupením) a na vlnové délce rentgenového záření. Jestliže sledujeme závislost absorpčního koeficientu jednotlivých tkání na kvalitě (tvrdosti) záření, zjišťujeme, že u měkčího záření (asi 50 kV) bude kost absorbovat asi 4× více rentgenových paprsků než voda; naproti tomu u tvrdšího záření (asi 150 kV) je tento rozdíl pouze dvojnásobný. U měkkých tkání závisí absorpční koeficient jenom málo na kvalitě záření, naproti tomu u kostí s rostoucí tvrdostí paprsků koeficient absorpce prudce klesá.

Mechanismus absorpce rentgenového záření je stejný jako u záření γ (podrobně popsán v 8.11.3), v případě rentgenového záření se uplatňuje fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl. Při nízké energii rentgenového záření se absorpce děje téměř výhradně formou fotoelektrického jevu a se stupňující se energií fotonů rentgenového záření se stále více uplatňuje Comptonův rozptyl.

Všechny výše popsané mechanismy interakce záření s hmotou způsobují, že aspoň část kvant ionizujícího záření se při průchodu látkou **absorbuje**. U málo pronikavého záření se pohltí všechno, u pronikavého záření se část kvant pohltí a část projde. Je zřejmé, že množství pohlceného (prošlého) záření závisí v prvé řadě na **hustotě** (ρ) absorbujícího materiálu, **protonovém čísle** (Z) absorbujícího materiálu a výrazně též na **vlnové délce** (λ) RTG záření.

Lineární absorpční koeficient v důsledku fotoefektu můžeme vyjádřit vztahem:

$$\mu = \rho \cdot \lambda^3 \cdot Z^4$$

V rámci ochrany před ionizujícím zářením si před každým rentgenovým vyšetřením musíme uvědomit, zda přínos z diagnostického vyšetření převyšuje riziko možného poškození zdraví právě použitím rentgenového záření. Pro minimalizaci možného poškození je nutné omezit čas expozice a počet snímků na nejnutnější míru, využívat clon, fixačních zařízení, gonádových krytů apod. Pro ochranu zdravotnického personálu mají stěny vyšetřoven baryovou omítku, dveře musí být odstíněny olověnou deskou, personál používá zástěry a rukavice z olovnaté gumy. Také osobní dozimetrie je součástí radiační ochrany.

Základem všech metod rentgenové diagnostické techniky je převod neviditelného rentgenového záření prošlého vyšetřovanou oblastí pacienta do viditelné formy. Děje se tak jednak na principu excitace (zařízení prohlížecí), jednak na principu fotochemických účinků (zařízení záznamové).

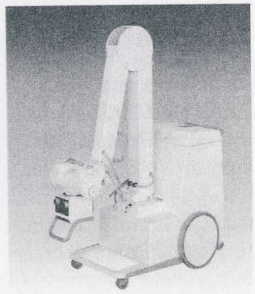
Rentgenový obraz prozářeného biologického objektu vzniká různou absorpční schopností jednotlivých tkání. Nižším napětím na rentgence se tkáně zobrazují kontrastněji a na rentgenovém filmu vznikají větší rozdíly ve stupni zčernání než při vyšším napětí. Na kvalitu rentgenového obrazu mají vliv i technické parametry rentgenky, především velikost ohniska. Zcela ostrý obraz by vznikl pouze za předpokladu bodového ohniska, což v praxi není možné, a proto vzniká neostrost.

Podle způsobu znázorňování stínového obrazu rozdělujeme diagnostické využití rentgenového záření na **skiaskopii** (prosvěcování) a **skiagrafii** (snímkování).

7.3.1 Skiaskopie

Pod názvem **skiaskopie** rozumíme prosvěcování pacienta rentgenovými paprsky při současném pozorování vzniklého obrazu na **prosvěcovacím štítě**. Jde o fluorescenční štít, který je potřen rovnoměrnou vrstvou kyanidu platnatobarnatého, wolframanu vápenatého anebo sulfidu zinečnatokademnatého a po dopadu na něm rentgenové záření vyvolá zelenou fluorescenci (na přední straně je fluorescenční štít pokryt olovnatým sklem, které zachycuje celý zbytek primárního svazku záření a chrání vyšetřujícího lékaře). Čím hrubozrnější je fluoreskující emulze, tím výrazněji bude zářit štít, avšak jeho kresba bude hrubší. Rozlišovací schopnost je vždy menší než u filmu. Pro malou vzdálenost štítu od ohniska lampy (maximálně 35 cm) bývá obraz na štítě zvětšený. Štít je posunovatelný v různých rovinách, což je výhodné pro správné prozáření příslušného orgánu.

Nevýhodou skiaskopie je, že se vyšetřuje v dokonale zatemněné místnosti, takže vyšetřující lékař se musí adaptovat na vidění ve tmě alespoň 20 minut. Důvodem je velmi nízký jas štítu po dopadu rentgenového záření. Zkracováním adaptační doby unikají vyšetřujícímu často rozhodující podrobnosti v rentgenovém obrazu. Adaptační brýle s tmavočervenými skly slouží k zachování adaptace, i když je vyšetřující nucen dočasně opustit místnost a vyjít na světlo. **Hlavní nevýhodou skiaskopie** je daleko vyšší dávka rentgenových paprsků absorbovaná pacientem než při skiagrafii a poměrně malá rozlišovací schopnost štítu, způsobená hrubým zrněním fluoreskující vrstvy. Proto je třeba vyšetřovat pokud možno v nejmenším poli, které se vymezuje primární clonou, aby se snížila kožní dávka a omezilo sekundární záření.



Obr. 7.11 *Pojízdné RTG zařízení k vyšetření nemocného na lůžku*

Výhodou skiaskopie je, že umožňuje prostorovou představu při lokalizování chorobného ložiska, zvláště pak při vhodném natočení nemocného. Umožňuje dále sledování dynamických dějů, např. peristaltiky žaludku, střev, pozorování dýchacích pohybů bránice, pulsace srdce a velkých cév apod.

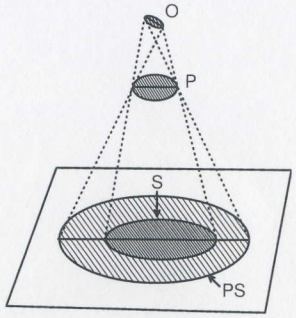
Velkým přínosem pro skiaskopii je použití tzv. zesilovače štítového obrazu (7.2.7), který výrazně zvyšuje jas. Proto je možné podstatně snížit množství rentgenového záření, a takto významně snížit dávku záření absorbovanou pacientem i lékařem.

7.3.2 Skiagrafie

Skiagrafie je rentgenová metoda, při níž se místo štítu používá rentgenového filmu, na němž po expozici vzniká latentní obraz prozářené tkáně. Další postup je stejný jako ve fotografické praxi (vyvolávání, ustalování, sušení).

Bezfóliové filmy se užívají jenom málo, obraz vzniká působením paprsků rentgenového záření na film, který je který je světlotěsně zabalen.

Uplatňují se především jako zubní filmy nebo filmy pro vyšetření prsu. Více než 99% rentgenových vyšetření se provádí na **fóliové filmy**, které jsou uloženy mezi **zesilovacími fóliemi** (je to v podstatě vrstva fluoreskující látky nanesená na fólii a vkládá se do kazety s rentgenovým filmem tak, aby k němu byla obrácena fluoreskující vrstvou). Rentgenové záření dopadající na zesilovací fólii na ní vyvolává fluorescenci, která významně zesiluje celkový účinek rentgenového záření na film, takže se expoziční doba (a tím i ozáření pacienta) výrazně zkracuje. Čím je fólie jemnozrnnější, tím bude obraz ostřejší, ale současně méně zesílený. Bez fólií si prakticky nelze představit snímkování objemnějších částí lidského těla.



Obr. 7.12 *Vznik polostínů u rentgenového obrazu*
O – ohnisko rentgenky, P – předmět, S – stín, PS – polostín

Každý rentgenový snímek je do určité míry neostrý (obr. 7.12). Geometrická neostrost je způsobena tím, že ohnisko rentgenky (O) není bodové, ale je plošné. To má za následek při zobrazení předmětu (P) vznik polostínů (PS). Polostín je tím menší, čím menší je optické ohnisko rentgenky a čím je předmět od něho vzdálenější. Pohybová neostrost je jednak ovladatelná naší vůlí (proto pokyn před expozicí „nehýbat se, nedýchat"), jednak mimovolná (např. srdeční akce). Fotografická neostrost je vyvolána především zrnem zesilovacích fólií.

Poznání podrobností na filmu ovlivňuje nejenom ostrost, ale také **kontrast obrazu**. Kontrastem rozumíme rozdíl ve stupni zčernání dvou míst. Je tím větší, čím je méně sekundárního záření (použití primárních a sekundárních clon, hubený pacient), čím dokonaleji jsou splněny podmínky tzv. fotografického kontrastu (správná expozice a správné zpracování filmu), a čím měkčího záření můžeme použít (hubený pacient).

Nevýhodou snímků je, že zachytí jen výsek děje a nemohou sloužit k přesnému studiu funkce orgánů lidského těla.

Výhodou rentgenových snímků je to, že jsou trvalým dokladem a dovolují studium i malých podrobností, protože rozlišovací schopnost fotografického materiálu je poměrně vysoká.

Tvrdá technika je snímkování napětím vyšším než 100 kV. Šetří rentgenku, snižuje radiační zátěž kůže, umožňuje krátké expozice. Obraz je méně kontrastný. Hodí se především pro snímkování plic.

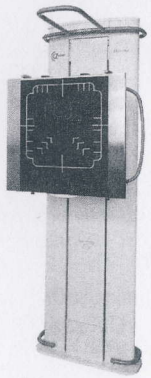
Měkká technika snímkování užívá napětí do 45 kV, je vhodná pro snímkování měkkých tkání, např. prsu.

7.3.3 Snímkování ze štítu

Pod pojmem **snímkování ze štítu (radiofotografie nebo abreografie** podle brazilského lékaře M. de Abreua) rozumíme zhotovování fotografických snímků obrazů vytvořených na fluorescenčním štítě (obr. 7.13). Je to nejrozšířenější způsob nepřímé skiagrafie. Osvědčuje se zejména při hromadném, tzv. řadovém snímkování. Expozice při snímkování ze štítu je delší než jaká je nutná pro zhotovení běžného snímku. Paprsky rentgenového záření, které projdou tělem, dopadnou na štítovou fólii, kterou na zlomek sekundy rozzáří. Vzniklé světlo je systémem čoček (nebo zrcadel) vedeno na film. Rozlišovací schopnost nepřímých skiagramů malých rozměrů se blíží standardním skiagramům na velkém formátu.

Výhodou je, že náklady na filmy jsou mnohem menší než při snímkování na velké formáty. Výhodou je i možnost snímkování velkého množství nemocných v krátké době, např. při hromadném snímkování plic.

Na druhou stranu je nutno připomenout, že nevýhodou je malá světlost stínového obrazu na štítě a také, že z hlediska radiační ochrany je to metoda ne zcela vhodná. Radiační zátěž je v porovnání s přímou skiagrafii asi trojnásobná. Pro snížení potřebné dávky záření se v této metodě uplatňuje použití velkoplošných zesilovačů. Vzhledem k malé světlosti se musí užívat velmi citlivé filmy a speciální objektivy s velkou světelností, aby vyšetřovaní nebyli zatěžováni příliš velkou dávkou záření.



Obr. 7.13 *Snímkovací stojan se sklopnou deskou VERTIGRAF S*

7.3.4 Kymografie

Pojmem **kymografie** označujeme metodu k zobrazení pohybu vyšetřovaného obrazu. Používá se k vyšetření pulzace srdce, je proti skiaskopii nebo kinematografii výhodnější pro objektivní posouzení amplitudy a vzájemného časového vztahu pulzace jednotlivých srdečných oddílů a aorty. Dále má využití ve vyšetřování peristaltiky žaludku a k odlišení pohybujících se orgánů od nepohyblivého pozadí.

Před kazetou s filmem (na straně pacienta) je umístěna pohyblivá mřížka z olověných lamel. Šířka štěrbin mezi lamelami bývá, podle druhu vyšetření, 6–20 mm. Při vyšetření se mřížka posouvá o délku odpovídající vzdálenosti dvou sousedních štěrbin. Tím se na kymografu zobrazují obrysy vyšetřovaného orgánu v podobě zoubkované kontury a výška jednotlivých zubů odpovídá velikosti pohybu orgánu. Nepohybující se orgány mají obrysy hladké, bez zoubkování.

Daleko přesnější informace však přinášejí angiografické metody a ultrazvuková diagnostika, proto se tato metoda v současné době prakticky nepoužívá.

7.4 Vyšetření kontrastní látkou

Jak již bylo popsáno výše, při celé řadě rentgenových vyšetření požadujeme, aby sledovaný orgán vynikl proti svému okolí. Používáme k tomu tzv. **kontrastní látky**, umožňující zobrazení struktur a orgánů, které nativně odlišit nemůžeme, protože mají podobné prvkové složení a tedy i stejnou absorpci rentgenového záření. Použité kontrastní látky však mají oproti vyšetřovaným tělesným tkáním výrazně odlišnou absorpci rentgenového záření. Můžeme je aplikovat perorálně, nebo je podáváme nepřímo cestou krevní. Podle velikosti absorpce rozlišujeme negativní a pozitivní kontrastní látky.

Uvádějí se tři možnosti způsobující nesnášenlivost kontrastních látek. Jsou to: toxicita preparátu, vyšší osmolalita, alergoidní možnosti.

7.4.1 Negativní kontrastní látky

Negativní kontrastní látky pohlcují záření méně než vyšetřovaný orgán. Jsou to nejčastěji plynné látky, jako např. vzduch (používáme jej jako kontrastní látku při náplni mozkových komor, nebo pleurální či peritoneální dutiny), kyslík, oxid uhličitý, rajský plyn (N_2O) apod. Na rentgenových snímcích vyvolávají projasnění.

7.4.2 Pozitivní kontrastní látky

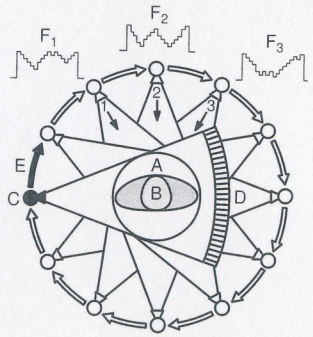
Jsou to látky s vysokou absorpční schopností na bázi prvků s vysokým protonovým číslem a na snímcích dávají sytý stín. Rozlišujeme dvě základní skupiny: baryové a jodové. Baryové kontrastní látky jsou používané pro vyšetření trávícího traktu. Obsahují síran barnatý a jsou připraveny pro podání perorální nebo pro aplikaci per rectum. Jodové preparáty jsou buď nejčastěji vodní (olejové mají uplatnění jenom při lymfografii). Jde o jodované organické sloučeniny ve vodě.

Někdy při vyšetření trávící trubice užíváme současně negativní i pozitivní kontrastní látky – **metoda dvojího kontrastu**.

7.5 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) je po rentgence nejpodstatnějším objevem na úseku rentgenové diagnostiky. Za její objev obdržel v roce 1979 Angličan Hounsfield Nobelovu cenu. Jedná se o matematickou rekonstrukci obrazu z řady rentgenových projekcí získaných postupně z různých úhlů. Výpočetní tomografie neagresivním způsobem zobrazuje měkké tkáně jako je mozek, slezina, pankreas, ledviny, svalstvo. Je nutno konstatovat, že při CT vyšetření lze zjistit jen takové patologické procesy, které se při prostém vyšetření nebo po podání kontrastní látky liší svou denzitou od okolí.

Pomocí výpočetní tomografie pořizujeme u ležícího pacienta transverzální řezy. Pacient je fixován na posuvném lůžku, které postupně prochází snímacím (skenovacím) stojanem. V něm je na jedné straně štěrbinový zdroj rentgenového záření (rentgenka) a na opačné straně sada scintilačních detektorů. U některých tomografů jsou detektory umístěny proti rentgence a pohybují se souhlasně s ní (zdroj rentgenového záření a scintilační detektory jsou pevně spojeny). U nejmodernějších tomografů vytvářejí detektory kolem pacienta úplný prstenec, který se nepohybuje. Pacient je prosvěcován v určité rovině postupně bod po bodu. Rentgenka pracuje pulzně, pulz trvá 1–4 ms. Rentgenové záření prochází pacientem, kde se částečně absorbuje. V dané pozici pacienta je provedena expozice a údaje o míře zeslabení rentgenového záření získané pomocí scintilačních detektorů jsou zaznamenávány do paměti počítače. Potom se systém rentgenka – scintilační detektory pootočí o určitý úhel a celý děj se opakuje. Po proběhnutí všech cyklů skenování pacienta jsou do paměti počítače uloženy všechny údaje z každého scintilačního detektoru. Tyto údaje jsou v počítači zpracovány a výsledný tomograf je dán hodnotami absorpčních koeficientů z jednotlivých míst tkání daného řezu (obr. 7.14).



Obr. 7.14 *Princip měření při pohybu rentgenky a detektorů v gantry*
A – otvor v gantry, B – pacient v otvoru gantry, C – rentgenka, D – systém detektorů, otáčející se současně s rentgenkou, E – směr otáčení, F – jednotlivé absorpční profily

Cílem výpočetní tomografie je zjistit hodnotu absorpce rentgenového záření ve velice malých objemových částečkách – **voxelech**. Voxel je trojrozměrné geometrické primitivum (objemová buňka), které je jednotkou v určitém trojrozměrném rámci a jde tedy analogicky o pixel v planárním obraze.

Transverzální řez je u moderních přístrojů tvořen více než 250 000 voxely. Detektory zjistí vždy součet absorpcí všech voxelů, kterými rentgenový paprsek prošel. Ke zjištění absorpce každého voxelu je zapotřebí, aby záření prošlo každým voxelem opakovaně pod nejrůznějšími úhly. Počítače pracují při zjišťování absorpčních hodnot jednotlivých voxelů na principu Fourierových transformací s postupným skládáním a zpětnou projekcí dílčích dat. Řez pořídí průměrně za 5–7 sekund, tato rychlost výrazně usnadňuje vyšetření některých orgánů (např. střev, kde peristaltika vede k rozostření obrazů) a umožňuje i vyšetření srdce a velkých tepen. Obraz vzniká na monitoru již během řezu a je celý rekonstruován prakticky se skončením řezu. Při rekonstrukci musí počítač provést řadu korekcí, např. odstranění artefaktu, který vzniká na rozhraní kosti a měkkých tkání. Jde o tzv. Hounsfieldův efekt, který je vyvolán tím, že kost absorbuje více měkčí záření a propouští více záření kratších vlnových délek. Po spočtení hodnot absorpce jednotlivých voxelů převede obrazový počítač digitální hodnoty na příslušné stupně šedi. Absorpční vlastnosti různých tkání lidského těla se vyjadřují v relativně v tzv. Hounsfieldových jednotkách (CT-číslech). Dnes u většiny zařízení platí, že vzduch má hodnotu −1000 Hounsfieldových jednotek (HU), kostní tkáň + 1000 a více a voda 0.
Velkou **výhodou počítačové tomografie** je skutečnost, že umožňuje zobrazit a rozlišit málo kontrastní měkké tkáně. To je dáno především dvěma důvody:

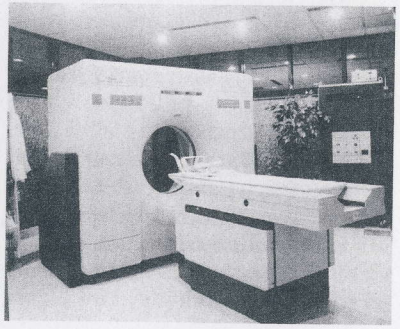
1) scintilační detektory zachycující rentgenové paprsky prošlé tělem pacienta jsou velmi citlivé, citlivější než emulze rentgenového filmu

2) údaje, které poskytují scintilační detektory, velmi rychle zpracovává počítač a vyjadřuje je jako hodnoty absorpčních koeficientů, což mnohonásobně zvyšuje přesnost vyšetření

Geometrická rozlišovací schopnost je u výpočetní tomografie méně než 0,5 mm s výborným kontrastem (kolem 0,5 %).

Před CT vyšetřením i během něj se podává často kontrastní látka, aby se zdůraznily rozdíly mezi normální a patologickou tkání.

Nejmodernější počítačovou tomografickou technikou je **spirální CT**, kde se při vyšetření konstantní rychlostí pohybuje vyšetřovací stůl a kolem něj rotuje vyšetřovací tunel přístroje. Metoda umožňuje během 30 sekund (jedno zadržení dechu) zaznamenat až 30 cm úseku těla.



Obr. 7.15 *Přístroj pro CT vyšetření*

7.5.1 Součásti CT

Součásti CT jsou:

- **vyšetřovací stůl s úložnou deskou** pro nemocného. Deska je posunovatelná, posun lze naprogramovat a řídit počítačem
- **portál** (gantry) je skříň, která obsahuje rentgenku, detektory a celý mechanismus, po němž se rentgenka a event. detektory pohybují kolem nemocného; uprostřed portálu je kruhový otvor, ve kterém se nachází stůl s ložnou deskou pro pacienta
- **vysoce výkonná rentgenka**
- **scintilační detektory**, které musí být elektronicky kalibrovány tak, aby odpověď všech detektorů na náraz fotonů rentgenového záření byla stejnoměrná; detektory musí pracovat rychle, aby se co nejdříve po nárazu fotonů vracely k nulové hodnotě
- **rentgenový generátor**, který musí být vysoce výkonný
- **stůl operátora**, který obsahuje klávesnici a obrazový i textový monitor; klávesnicí můžeme vepsat do paměti počítače všechna potřebná data o pacientovi i o vyšetření a také sdělit počítači nejrůznější příkazy; na textovém monitoru se zobrazí všechny příkazy sdělené počítači a jeho odpovědi; na obrazovém monitoru uvidíme obraz jednotlivých řezů
- **počítače**, které se liší rozsahem matrix, rychlostí rekonstrukce obrazu, rozsahem paměti
- **diagnostický stůl**, který je určen ke studiu obrazů lékařem; lékař může volit oblast zájmu, měřit vzdálenost dvou zvolených bodů; pomocí tzv. okénka může lépe diferencovat kontrasty
- **dokumentace**, tj. záznam, např. na optické nebo magnetické disky, diskety nebo záznam na filmovém materiálu

7.6 Fyzikální principy RTG terapie

Rentgenové záření (produkované rentgenovými přístroji) při průchodu hmotou předává svoji energii hmotě ve smyslu nepřímé ionizace atomů a molekul. Základní fyzikální mechanismus účinků ionizujícího záření je stejný u všech druhů záření (podrobně popsán v části 8.17.1 a celkově v kapitole 8).

Základní pravidlo radioterapie lze vyjádřit takto: dodání dostatečného biologicky účinného množství energie záření do nádorového ložiska, aby byl dosažen letální efekt na nádorovou tkáň při současném minimálním poškození okolních zdravých tkání. Podrobně je celý princip radioterapie popsán v kapitole 8.18.

Kvalita záření v radioterapii závisí na „faktoru kvality", který vyjadřuje poměr biologické účinnosti jednoho druhu záření k jinému druhu záření. Obecně se faktor kvality zvyšuje v závislosti na lineárním přenosu energie (*LET = Linear Energy Transfer*). LET znamená předanou energii ionizujícího záření na jednotce dráhy spotřebovanou na ionizaci a excitaci. Se stoupajícím LET stoupá hustota ionizace a excitace. Hustota ionizace i excitace je přímo úměrná čtverci náboje částice a přibližně nepřímo úměrná čtverci rychlosti částic.

Záření, které vychází z rentgenky, je heterogenní, tj. o různých vlnových délkách. Pro spolehlivý terapeutický účinek používáme však svazek rentgenového záření homogenního. Homogenizaci provádíme pomocí kovového (měděného nebo hliníkového) filtru, který postavíme do cesty rentgenovým paprskům. Filtry hliníkové pohlcují nejměkčí složku záření, filtry měděné propouštějí pouze záření tvrdé. Čím větší je tloušťka filtru, tím více záření pohlcuje.

Kvalita záření se v rentgenové terapii určuje tzv. polotloušťkou. Ta je dána tloušťkou určitého kovu, snižující intenzitu záření na polovinu. Udává se v mm, pro měkké rentgenové záření v mm hliníku (mm Al).

7.6.1 RTG terapie

Podle lokalizace a rozsahu cílového objemu (nádoru), ale i podle radiosenzitivity samotného nádoru i okolní tkáně se volí pronikavost použitého terapeutického záření. Podle těchto kritérií rozeznáváme povrchovou, polohloubkovou, konvenční hloubkovou a vysokovoltážní terapii.

Pro **povrchovou radioterapii** je charakteristický vysoký dávkový příkon na povrchu (kůže, sliznice) se strmým spádem intenzity do hloubky 1–1,5 cm. Pracuje s napětím kolem 50–60 kV.

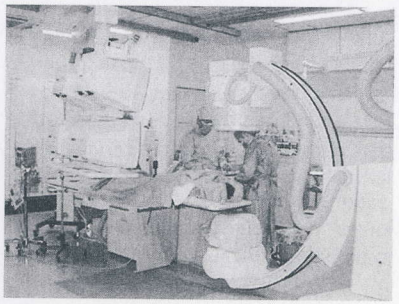
Polohloubková radioterapie se užívá pro terapii nádorů umístěných těsně pod kůží. Do této kategorie patří všechny konvenční rentgenové přístroje s nastavením energie fotonů do 100 keV.

Konvenční hloubková radioterapie se provádí pomocí rentgenových přístrojů s nastavením energie fotonů 200–400 keV. Hodí se na ozařování i hlouběji pod povrchem umístěných nádorů.

Vysokovoltážní radioterapie se užívá při ozařování tumorů uložených v hloubce. Pod pojmem megavoltážní terapie jsou shrnuty všechny přístroje, které produkují fotonové (ale také korpuskulární) záření o energii vyšší než 1 MeV. Čím má záření větší energii, tím hlouběji pronikne pod ozařovaný povrch, a tím větší je hloubková dávka. U vysokoenergetického záření se vytvoří i tzv. nadstavbový efekt, tj. čím je energie fotonů vyšší, tím při interakci záření s tkání dochází více k rozptylu než k absorpci. Nejvýraznější je nadstavbový efekt u rentgenového záření z urychlovačů.

7.7 Intervenční radiologie

Intervenční radiologie je využití rentgenových zobrazovacích metod k léčebným účelům. Díky rychlému rozvoji této techniky stále přibývají nové způsoby léčby, využívající zobrazovacích metod (nejenom rentgenových, ale také např. ultrazvukových) k terapeutickým zásahům, jež zčásti, nebo zcela nahrazují operační výkony. Zobrazovací metody se uplatňují zejména v angiologii, urologii, onkologii a chirurgii.



Obr. 7. 16 *Angiologické vyšetření*

Intervenční postupy jsou výsledkem pokroku zobrazovacích metod a také technik jiných oborů a vzájemné spolupráce.

Např. perkutánní transluminární angioplastika je metoda dilatace stenóz tepen balónkovými katétry.

Perkutánní obliterace je metoda uzávěru pomocí speciálních balónkových katétrů. Balónek je expandován až k místu, kde plánujeme uzávěr. Má otvor, který umožňuje aplikaci kontrastní látky. K uzavření se používá tekutých obliteračních činidel. Výhodou balónkových katétrů je kontrolované propouštění obliteračního činidla, balónek zcela uzavírá lumen a nedochází k ředění přitékající krví.

Tab. 7.1 *Přehled několika indikací a metod intervenční radiologie*

indikace	metody
krvácení	cílená vasokonstrikce, obliterace balónkovým katétrem
cévní uzávěr	dezobliterace pomocí katétru, event. balónkového katétru, aspirací trombu
renovaskulární hypertenze	dilatace stenotické artérie balónkovým katétrem
aneurysma, malformace	obliterace užitím embolu, např. akryláty i balónku
cysty a abscesy	transparietální punkce, aspirace, drenáž
invaginace střeva	dezinvaginace nálevem barya při irrigografii, vodní kontrastní látka při UZ vyšetření
v onkologii jako předoperační i léčebný zákrok	obliterace výživných cév, cílená farmakoterapie, selektivní intravaskulární radioterapie
určení povahy procesu	punkce nebo biopsie

Perkutánní transluminární dilatace se používá k rozšíření stenóz (např. v urologii), kde katetrizačním způsobem zavedeme speciální instrumentárium a provedeme dilataci.

Endoskopická retrográdní cholangio-pankreatikografie (ERCP) je metoda kanylace Vaterovy papily pomocí speciálního duodenofibroskopu a katétru za skiaskopické kontroly. Cílem je zobrazení vývodních systémů (pankreatického a žlučového) kontrastní látkou pro diagnostické a intervenční účely.

Metoda extrakorporálního odstranění konkrementů. Konkrement je lokalizován pomocí rentgenového záření nebo ultrazvuku a pomocí aplikátoru, ve kterém je zabudován ge-

nerátor „rázových vln", je kámen rozrušen. Rázové vlny vznikají na elektromagnetickém principu, při kterém je energie impulzu převedena na energii mechanickou (viz též 6.7.4).

Punkce cyst, které ozřejmíme aplikací kontrastní látky nebo pomocí ultrazvuku. Cysty je pak možno vypustit, sklerotizovat například etanolem.

Literatura

1) *Eliáš, P.: Intervenční radiologie. Nucleus, Hradec Králové, 1998*
2) *Eliáš, P.: Angiologie. Nucleus, Hradec Králové, 1999*
3) *Graham, DI.: Principles of Radiological Physics, 3rd Edition, Churchill Livingston, New York, 1996*
4) *Kolář, P.: Úvod do nových radiodiagnostických metod. Avicenum, Praha, 1984*
5) *Smith, AR.: Radiation Therapy Physics, Medical Radiology: Diagnostic Imaging and Radiation Oncology. Springer Verlag, Berlin, 1995*
6) *Válek, V. a kol.: Moderní diagnostické metody, I.–IV. díly: I. Kontrastní vyšetření trávicí trubice, II. Výpočetní tomografie, III. Magnetická rezonance, IV. Technika a instrumentárium intervenčních výkonů. IDVZP, Brno, 1996*
7) *Vyhnánek, L. a kol.: Radiodiagnostika – Kapitoly z klinické praxe. Grada Publishing, Praha, 1997*
8) *Záškodný, P.: Přehled základů teoretické fyziky. Didaktis s. r. o., Bratislava, 2005*

8 Ionizující záření, radionuklidy, terapie ionizujícím zářením

(Jozef Rosina, Jindřiška Heřmanská, Renata Havránková)

8.1 Charakteristika ionizujícího záření

Radioaktivními atomy nazýváme atomy, jejichž **jádra nejsou v čase stabilní** a samovolně se mění na jádra jiná (která opět mohou být radioaktivní nebo jsou již stabilní). Přeměna nestabilních jader obsahujících nadbytek energie je provázena emisí částice, kvanta elektromagnetického záření nebo zachycením elektronu z elektronového obalu. Snahou radioaktivní přeměny je dosažení stability atomu. Protože procesy probíhají v jádře atomů, není možné rychlost přeměny jádra ovlivňovat žádným fyzikálním nebo chemickým procesem.

Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které mají schopnost ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jejich jádra. Vzniká jako průvodní jev jaderných procesů (u rentgenového záření procesů odehrávajících se v elektronovém obalu atomů). Při těchto procesech se dostává jádro (nebo obal) atomu do excitovaného stavu, stává se energeticky nestabilní. Stabilní stav získá právě vyzářením energie ve formě částic nebo fotonů elektromagnetického záření.

Korpuskulární ionizující záření je charakterizováno elektrickým nábojem, klidovou hmotností a kinetickou energií. Podle hmotnosti dělíme částice na těžké (částice α, protony, neutrony), středně těžké (mezony) a lehké (elektrony, pozitrony).

Fotonové ionizující záření má duální charakter (má vlastnosti jak elektromagnetického vlnění, tak i vlastnosti částic o nulové hmotnosti). Rozeznáváme fotonové záření γ a rentgenové záření. Z fyzikálního hlediska jde o elektromagnetické záření, rozdíl je v tom, že vlnová délka záření γ je menší než vlnová délka rentgenového záření a také v tom, že záření γ vzniká v atomovém jádře (přirozená a umělá radioaktivita) a rentgenové záření vzniká interakcí elektronu z obalu s těžkými atomy v materiálu anody (rentgenové přístroje, betatron, lineární urychlovač).

8.2 Základní zákon radioaktivní přeměny

Jaderná přeměna je proces náhodný, který se uskutečňuje s určitou pravděpodobností. Nejsme schopni předpovědět, které jádro se v daném okamžiku přemění. Pokud je však počet radioaktivních jader dostatečně velký, je možné radioaktivní přeměnu matematicky popsat. Celkový počet N dosud nepřeměněných jader v čase t určíme ze vztahu

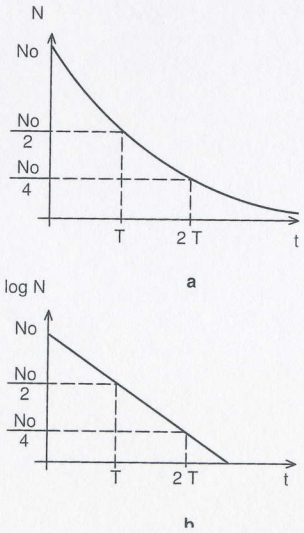
$$N_{(t)} = N_0 \cdot e^{-\lambda t},$$

kde $N_{(t)}$ je počet radioaktivních (dosud nepřeměněných) jader v čase t, N_0 je počet radioaktivních jader v čase $t = 0$, e je Eulerovo číslo, základ přirozených logaritmů (e = 2,71). Pravděpodobnost jaderné přeměny, která je pro každé radioaktivní jádro charakteristická, vyjadřujeme přeměnovou konstantou λ. Je to konstanta úměrnosti mezi úbytkem počtu radioaktivních jader způsobeným samovolnou přeměnou za určitou dobu a celkovým počtem (nepřeměněných) radioaktivních jader. Její rozměr je s^{-1}.

Z rovnice vyjadřující základní zákon radioaktivní přeměny je zřejmé, že počet radioaktivních jader klesá exponenciálně s časem. Pro praktické účely je určení počtu radioaktivních atomů vyjádřené touto rovnicí nevhodné. Zlogaritmováním této rovnice dostáváme

$$\ln \frac{N_{(t)}}{N_0} = -\lambda t$$

Pro grafické vyjádření rovnice je nejvýhodnější použít semilogaritmické souřadnice.



Obr. 8.1 *Počet radioaktivních atomů jako funkce času*
a) osa y lineární, b) osa y logaritmická (čas – stupnice lineární, počet radioaktivních jader – stupnice logaritmická). T znamená fyzikální poločas přeměny, jeho smysl je vysvětlen v kapitole 8.4

V těchto souřadnicích je grafem rovnice přímka se směrnicí – λ. Vezmeme-li za počáteční hodnotu v čase $t = 0$ hodnotu 100 %, je možno z grafu přímo odečítat procento přítomných radioaktivních jader v příslušném čase (obr. 8.1).

8.3 Jednotky v oblasti radioaktivity a ionizujícího záření

Chceme-li charakterizovat účinek ionizujícího záření na biologický objekt, musíme definovat veličiny a jejich jednotky, které udávají míru tohoto účinku.

V oblasti radioaktivity a ionizujícího záření obdržely zvláštní název jednotka aktivity – *becquerel* (Bq), jednotka absorbované dávky – *gray* (Gy), jednotka dávkového ekvivalentu – *sievert* (Sv).



Antoine Henri Becquerel (1852–1908)
Nositel Nobelovy ceny z roku 1903 za objev přirozené radioaktivity společně s Pierrem Curie a Marií Curie-Sklodowskou.



Rolf Maxmilian Sievert (1896–1966)
Absolvent Karolinska Institut a Královského institutu technologie ve Stockholmu, byl průkopníkem měření radioaktivní dávky a radiační ochrany a aktivně se účastnil mezinárodní spolupráce v tomto oboru fyziky. Mezi lety 1920 a 1940 Sievert položil základy výpočtů absorbované dávky nádorem a vyvinul zařízení pro léčebné ozařování a měření. Později se věnoval studiu následků ionizujícího záření na živé organismy (mj. studoval následky nízkých dávek záření).

Stephen Gray (1666–1736)
Anglický badatel, narozen v Canterbury. Ačkoliv neměl univerzitní vzdělání, celý život věnoval studiu astronomie (objevil satelity Jupitera) a elektrotechnice (objevil základní principy elektrické vodivosti a jako první rozlišoval vodiče a izolanty).
Pozn. *Obrázek je z přednášky Graye v Cambridge. Samotná podobizna se nezachovala.*



Veličina charakterizující množství radionuklidu podle četnosti radioaktivních přeměn v něm nastávajících byla nazvána **aktivita**. Je definována jako podíl středního počtu samovolných radioaktivních přeměn z daného energetického stavu za určitou dobu a této doby. Aktivita vzorku klesá exponenciálně s časem, jednotkou je 1 s^{-1}. V květnu 1975 bylo přijato usnesení, že jednotka 1 s^{-1} pro aktivitu se bude nazývat becquerel. Radioaktivní vzorek má aktivitu 1 Bq, přemění-li se v něm 1 radioaktivní jádro za 1 sekundu. V některých případech užíváme jednotku aktivity vztaženou na jednotku hmotnosti (hmotnostní aktivita – Bq . kg^{-1}), objemu (objemová aktivita – Bq . m^{-3}), plošného obsahu (plošná aktivita – Bq . m^{-2}) apod.

S aktivitou radionuklidu úzce souvisí veličina nazývaná **přeměnová konstanta** λ (s^{-1}), na niž dále navazuje **střední doba života** $\tau = 1 \,.\, \lambda^{-1}$ (s).

Zdroj ionizujícího záření obecně charakterizuje podle množství vysílaného záření veličina **emise zdroje**. Je to střední počet částic emitovaných ze zdroje za jednotku času. Přitom zdrojem může být radionuklid, rentgenka nebo i urychlovač a částice mohou pocházet přímo z radioaktivní přeměny, nebo mohou být ve zdroji urychlovány, anebo může jít o sekundární částice vznikající interakcemi. Jednotkou je reciproká sekunda (s^{-1}).

Energie radioaktivních částic nebo záření γ a rentgenového záření se udává v eV.

Obecně **mírou interakce** je **účinný průřez** σ vyjadřující pravděpodobnost určité interakce pro jednu terčovou entitu (atom, elektron, nukleon apod.) připadající na jednotkovou fluenci prošlých částic. Jednotkou účinného průřezu je čtvereční metr (m^2).

Lineární součinitel zeslabení μ je zlomek hustoty proudu částic ve směru svazku záření, odstraněný ze svazku při jeho průchodu vrstvou určité látky s jednotkovou tloušťkou.

Lineární přenos energie L určuje míru hustoty ionizace působené přímo či nepřímo ionizujícími částicemi v biologických objektech. Je to veličina související s brzdnou schopností absorbující látky. Označuje se běžně LET (z anglického *Linear Energy Transfer*). Vyjadřuje velikost energie předané danému prostředí ionizující částicí v jednotce délky její dráhy. Obvykle se udává v keV . μm^{-1}. Význam L spočívá v tom, že je zdůrazněno množství energie skutečně předané částicí, zatímco ostatní pojmy uvažují množství energie ztracené. To je významné především při studiu biologických účinků záření, kde bylo zjištěno, že výsledný efekt absorpce energie závisí též na způsobu, jakým je předaná energie distribuována podél dráhy.

Pole nepřímo ionizujícího záření (fotony, neutrony) lze popsat veličinou, která obdržela název *kerma* (*Kinetic Energy Released in Matter*). Je definována jako podíl součtu

počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nepřímo ionizujícími nenabitými částicemi, v elementu látky a hmotnosti tohoto elementu. Jednotkou této veličiny je joule na kilogram (J . kg^{-1}) se zvláštním názvem gray (Gy).

Mírou účinku ionizujícího záření na látku je **absorbovaná dávka**. Je definována jako podíl střední sdělené energie předané ionizujícím zářením látce v malém prostoru a hmotnosti této látky. Její jednotkou je 1 Gy = 1 J . kg^{-1}.

Biologický účinek ionizujícího záření na živé organismy závisí vedle dávky též na druhu ionizujícího záření a na podmínkách ozáření, tj. na lineárním přenosu energie a na prostorové distribuci dávky. Biofyzikální veličinou, ve které je respektována různá biologická účinnost jednotlivých druhů ionizujícího záření na lidský organismus a která lépe koreluje s velikostí nebo pravděpodobností biologického účinku různých druhů ionizujícího záření, je **dávkový ekvivalent** (H). Je to součin dávky (D) a jakostního činitele (Q,)

$$H = D \,.\, Q$$

Jakostní činitel Q charakterizuje různou kvalitu záření z hlediska jeho biologického účinku. Platí jen pro člověka a má význam v ochraně před zářením. Jeho velikost závisí na hodnotě lineárního přenosu energie L (tab. 8.1).

Tab. 8.1 *Hodnoty jakostních činitelů*

lineární přenos energie L **(keV . μm^{-1})**	**jakostní činitel** Q (L)
méně než 10	1
10 až 100	$0{,}32 \,.\, L - 2{,}2$
více než 100	$300 \,.\, L^{-0{,}5}$

Jednotkou dávkového ekvivalentu je sievert (Sv), veličina má stejný rozměr jako dávka (J . kg^{-1}), neboť jakostní faktor je bezrozměrný.

Vnitřním ozářením rozumíme ozáření osoby z radionuklidů vyskytujících se v těle této osoby, zpravidla jako důsledek příjmu radionuklidu požitím nebo vdechnutím. Pro limitování **vnitřního ozáření radionuklidy a jejich příjmu** se vychází z úvazku efektivní dávky E, popř. úvazku ekvivalentní dávky H_T (Sv), což je časový integrál příkonu efektivní dávky, popř. ekvivalentní dávky po dobu 50 let od příjmu radionuklidu u dospělých a období do 70 let věku pro příjem radionuklidu u dětí.

Ekvivalentní dávka H_T je součin radiačního váhového faktoru (pro fotony a elektrony 1, pro neutrony podle energie od 5 do 20, pro protony 5, pro částice α a těžká jádra 20) a střední absorbované dávky.

Efektivní dávka E je součet součinů tkáňových váhových faktorů (pro gonády 0,2, pro červenou kostní dřeň, plíce, tlusté střevo, žaludek 0,12, pro močový měchýř, játra, štítnou žlázu 0,05 atd.) a ekvivalentní dávky H_T v ozářených tkáních nebo orgánech. Efektivní a ekvivalentní dávka jsou veličiny důležité v radiační ochraně – jsou v nich definovány limity ozáření.

8.4 Fyzikální, biologický, efektivní poločas

Při radioaktivní přeměně se počet aktivních atomů radioaktivního nuklidu neustále zmenšuje. Pro charakteristiku rychlosti radioaktivní přeměny jádra se používá pojem fyzikální poločas přeměny. **Fyzikální poločas** přeměny (T_f) je doba, za níž dojde k přeměně poloviny atomů vzorku radioaktivního nuklidu (viz. obr. 8.1). Rozměr této veličiny je čas a hodnoty fyzikálních poločasů jsou tabelovány podle druhu izotopu ve vhodných časových jednotkách (sekundy, minuty, hodiny, dny, roky). Je nutné si uvědomit, že hodnoty fyzikálních poločasů přeměny se pro jednotlivé radionuklidy značně liší, pro týž nuklid je však fyzikální poločas přeměny konstantou. T_f je svázán s přeměnovou konstantou λ vztahem $T_f = \ln(2)/\lambda$.

Biologický poločas (T_b) je čas, za který se z organismu vyloučí právě polovina množství dodaného radionuklidu. Předpokládáme, že izotop musí být v organismu již rovnoměrně rozdělen a nesmí být do organismu během měření přiváděn.

Efektivní poločas (T_{ef}) je čas, za který klesne celková aktivita radionuklidu vpraveného do organismu v důsledku radioaktivní přeměny a v důsledku biologického vylučování právě na polovinu.

$$\frac{1}{T_{ef}} = \frac{1}{T_f} + \frac{1}{T_b}$$

Kdyby se radionuklid z těla nevylučoval (močí, stolicí apod.), rovnal by se poločas efektivní poločasu fyzikálnímu. V reálných podmínkách je však efektivní poločas přeměny vždy kratší než poločas fyzikální. Efektivní poločas přeměny je také směrodatný pro výpočet dávky záření, kterou obdrží organismus při vnitřním ozáření.

8.5 Izotopy, izobary, izotony, izomery, nuklidy

Jak je zřejmé z první kapitoly učebnice, **jádra** všech atomů jsou tvořeny **nukleony** – protony a neutrony. Protonové (atomové) číslo (Z) udává počet protonů v jádře a postavení prvku v Mendělejevově periodickém systému prvků. Neutronové číslo (N) udává počet neutronů a nukleonové (hmotnostní) číslo (A) udává celkový počet nukleonů v jádře ($A = Z + N$). Izotopové číslo (I) vyjadřuje rozdíl mezi počtem neutronů a protonů v jádru ($I = A - Z$).
Jádra s různým složením se často výrazně liší svými fyzikálními vlastnostmi. Mohou se však shodovat v některých číslech, která je určují. Z této shody vyplývají mezi nimi určité vztahy, vyjádřené těmito názvy:

Izotopy nazýváme atomy téhož chemického prvku, složené se stejného počtu protonů, avšak s různým počtem neutronů (stejná Z, různá A). Např. zatímco jádro $^{31}_{15}\mathrm{P}$ je stabilní, jádro $^{30}_{15}\mathrm{P}$ je radioaktivní. Chemicky se však příslušné atomy chovají jako fosfor. Říkáme, že se jedná o izotopy fosforu, mají stejné chemické vlastnosti a je možné je rozlišit nebo oddělit pouze fyzikálními metodami. Po objevu umělé radioaktivity byly získány izotopy prakticky všech chemických prvků a jejich počet stále roste.

Izobary jsou atomy, jejichž jádra obsahují stejný počet nukleonů, tj. mají stejné hmotnostní číslo, ale mají rozdílný počet protonů, tj. rozdílný náboj (různá Z, stejná A). Patří proto atomům různých chemických prvku. Mezi izobary patří např.: $^{8}_{3}\mathrm{Li}$, $^{8}_{4}\mathrm{Be}$, $^{8}_{5}\mathrm{Be}$ nebo $^{234}_{91}\mathrm{Pa}$, $^{234}_{92}\mathrm{U}$, $^{234}_{93}\mathrm{Np}$ apod.

Izotony jsou atomy, jejichž jádra mají stejný počet neutronů. Mají tudíž stejné neutronové číslo ($N = A - Z$). Jsou to např. jádra $^{24}_{10}\mathrm{Ne} - ^{25}_{11}\mathrm{Na} - ^{26}_{12}\mathrm{Mg} - ^{27}_{13}\mathrm{Al} - ^{28}_{14}\mathrm{Si} - ^{29}_{15}\mathrm{P}$, z nichž každé má 14 neutronů. První dvě a poslední v této řadě jsou radioaktivní.

K dokonalé charakteristice jádra nestačí vždy jen údaj protonového a hmotnostního čísla. Jádra téhož Z i A se mohou od sebe lišit některými důležitými vlastnostmi: obsahem energie, vnitřní strukturou, spinem, radioaktivními vlastnostmi aj.

Izomery nazýváme atomy, jejichž jádra mají stejný počet protonů (stejný náboj) i stejný počet nukleonů (stejná Z i stejná A), liší se však energetickým stavem jádra (jádra mají po určitou dobu, $> 10^{-9}$ s zvýšenou energii) a zejména radioaktivními vlastnostmi, např. poločasem přeměny, energií zářením. Jaderná izomerie byla objevena v roce 1921, u přirozených radioaktivních prvků se vyskytuje v jediném případě, a to u protaktinia: $^{234}_{91}\mathrm{Pa} - ^{234\mathrm{m}}_{91}\mathrm{Pa}$.

Jev jaderné izomerie je charakteristický pro umělé radionuklidy, mezi nimiž se vyskytuje velmi hojně (kapitola 9.3.3). Při jaderné reakci může vzniknout z mateřského jádra radioaktivní prvek nejen ve formě základní, nýbrž i energeticky vzbuzené, která

má měřitelnou délku života, takže se projevuje svým charakteristickým fyzikálním poločasem přeměny. Celkem je dnes známo několik stovek případů jaderné izomerie.

Soubor atomů, které mají stejný počet protonů a stejný počet neutronů (stejné Z, stejné A), a které existují alespoň zlomek sekundy, se nazývá **nuklid**. Tento termín tedy označuje jaderně individuální druh prvku. Nuklid, složený z atomů, jejichž jádra obsahují větší množství energie než jádra stabilních nuklidů (na které se samovolně přeměňují radioaktivní přeměnou), se nazývá **radionuklid**.

Absolutně stabilní je jen takový nuklid, který má nulovou aktivitu, tj. jeho fyzikální poločas je nekonečně velký. Absolutně stabilní jsou nuklidy, jejichž labilita vzhledem ke kterémukoliv spontánnímu procesu (α, β, γ, samovolnému štěpení) je z energetických důvodů předem vyloučena.
V praxi můžeme uvažovat o **prakticky stabilních** nuklidech. Jsou to ve skutečnosti radioaktivní nuklidy, jejichž doba života má sice konečnou hodnotu, avšak tak velikou, že příslušná aktivita je dosavadními detekčními prostředky prakticky zanedbatelná nebo nepostřehnutelná (např. T_f pro $^{238}_{92}U$ je $4{,}51 \cdot 10^9$ roků).

8.6 Přirozená a umělá radioaktivita

Spontánně se měnící jádra, která se vyskytují v přírodě, nazýváme **přirozeně radioaktivními**. K objevu přirozené radioaktivity došlo několik měsíců po objevu rentgenového záření. V roce 1896 přednesl Antoine Henri Becquerel výsledky svých pokusů, ve kterých sledoval, zda některé fluorescenční materiály (sloučeniny uranu) nejsou zdrojem rentgenového záření. Při tom objevil nový druh záření, které bylo spontánně vyzařováno také sloučeninami, které vůbec nefluoreskují, dokonce i kovovým uranem.



Pierre Curie (1859–1906)
Nositel Nobelovy ceny z roku 1903. Základní vzdělání získal v raném věku doma. V roce 1876 se Curie stal v 16 letech bakalářem pařížské Sorbonny a o dva roky později magistrem fyziky. V roce 1895 získal Curie titul doktor věd. Pierre Curie se věnoval výzkumům krystalografie. Spolu se svým starším bratrem Jacquesem objevili v roce 1880 piezoelektrický jev. Pierre Curie zkoumal paramagnetické, diamagnetické a feromagnetické látky. Marie Sklodowska vstupuje do Curieho života v roce 1894, v roce 1895 se vzali. Objevy jeho ženy inspirovaly Curieho k dalším výzkumům. Spolu s manželkou (Marie Curie-Sklodowska) začali hledat další prvky produkující radioaktivní záření. V roce 1898 izolovali Curie a Curie-Sklodowska polonium a v roce 1910 radium. Curie studoval účinky radioaktivního záření na živé organismy. Zahynul 19. dubna 1906 při dopravní nehodě.



Marie Curie-Sklodowska (1867–1934)
Když v roce 1896 objevil Antoine Henri Becquerel neviditelné záření uranu, byla Marie Sklodowská-Curie právě rok vdaná za Pierra Curieho. V roce 1903 získala titul doktora věd pařížské univerzity a o 3 roky později byla jmenována mimořádnou profesorkou fyziky (na místo svého tragicky zemřelého manžela). Byla první ženou, která se stala profesorkou Sorbonny. Dvakrát obdržela Nobelovu cenu: v roce 1903 spolu s manželem a s Becquerelem za fyziku (jako první žena) a roku 1911 za chemii (jako první, kdo obdržel ceny dvě). Účinky záření rádia, s kterými „madame Curie" spojila svůj život, také její život ukončily; 4. července roku 1934 umírá právě na chorobu vyvolanou těmito účinky.

Přirozeně radioaktivní prvky je možno rozdělit na tři skupiny:

a) **Radionuklidy s vysokým protonovým číslem**, tvořící **rozpadové radioaktivní řady**
V nich, z tzv. mateřského radioaktivního prvku, vzniká přeměnou jádra radionuklid dceřiný, který je také radioaktivní, jeho jádro se v čase mění a vzniká tak další radioaktivní prvek. Po mnoha přeměnách končí tyto řady stabilním izotopem olova (každá z nich má tedy svůj počátečný nestabilní nuklid mateřský a konečný stabilní nuklid).

Těžké radioaktivní prvky tvoří 3 rozpadové radioaktivní řady:
1. uranoradiovou (začíná uranem $^{238}_{92}U$ a končí olovem $^{206}_{82}Pb$);
2. aktiniovou (začíná aktinouranem $^{235}_{92}U$ a končí olovem $^{207}_{82}Pb$);
3. thoriovou (začíná thoriem $^{232}_{90}Th$ a končí olovem $^{208}_{82}Pb$).

b) **Přirozené radionuklidy s nižším protonovým číslem**
Po zjištění značného počtu radioaktivních nuklidů v oblasti těžkých prvků bylo samozřejmě pátráno po přirozené radioaktivitě i mezi lehčími prvky. Záhy se ukázalo, že i některé z nich jeví schopnost radioaktivní přeměny, převážně typu β^-. Jejich přeměnou vznikají stabilní jádra.
Největší biologický význam má izotop draslíku s fyzikálním poločasem přeměny asi $1{,}3 \cdot 10^9$ roku.

c) **Lehké přirozené radionuklidy**
Výzkum vedl již od 30. let 20. století ke zjištění, že v přírodě se vyskytují v nepatrném množství i další nuklidy, již dříve známé jako produkty umělých reakcí. Jsou to zejména tritium ^3T ($T_f = 12{,}26$ roku, β^-), uhlík ^{14}C ($T_f = 5730$ let, β^-), které vznikají účinkem neutronové složky kosmického záření na dusík ve vzduchu (reakce $^{14}N\,[n, 3\alpha] \rightarrow {}^3T$; $^{14}N\,[n, p] \rightarrow {}^{14}C$), takže jsou sice nepatrnou, ale stálou složkou zemské atmosféry a biosféry.

Poznatky získané při studiu přirozené radioaktivity vedly jednoznačně k závěru, že z radioaktivního nuklidu vzniká transmutací (spojenou s emisí určitého záření) nový

nuklid, který se může dále přeměňovat, až se nakonec utvoří stabilní produkt. Avšak obrácený postup, tj. vznik radioaktivního nuklidu z neradioaktivního, byl dlouho pokládán za vyloučený. Radikální zásah do atomového jádra, který by vyvolal vlastní jadernou reakci, je možný jedině prostředky poskytujícími mimořádně velké specifické energie řádu milionkrát většího, než jaké znala klasická fyzika a chemie (až do objevení neutronu). Jsou to: bombardování částicemi nebo ozařování fotony γ o energii řádu > 10^6 eV; vysoká teplota řádu > 10^7 K, při níž se atom blíží do stavu úplné ionizace a tepelný pohyb iontů nabývá takové energie, že při srážkách podstatně vzroste pravděpodobnost překonání potenciálové bariery jádra (termonukleární reakce).

Radioaktivní jádra, vyrobená pomocí jaderné reakce v urychlovačích částic nebo v jaderných reaktorech, tedy uměle, nazýváme **uměle radioaktivními**. K objevu umělé radioaktivity došlo v roce 1934. Manželé Fréderic a Irene Joliot-Curieovi objevili, že při některých jaderných reakcích (ozařovali hliník částicemi α) prováděných v laboratoři je získán radioaktivní izotop ($^{27}_{13}Al + {}^{4}_{2\alpha} \rightarrow {}^{30}_{15}P + {}^{1}_{0}n$; ${}^{30}_{15}P \rightarrow {}^{30}_{14}Si + {}^{0}_{+1}\beta^{+}$).

Frédéric Joliot (1900–1958)



Nastoupil roku 1925 jako mimořádný asistent Marie Curie, ředitelky Ústavu rádia. V Ústavu se seznámil s Iréne Curie a roku 1926 se s ní oženil. Z úcty přijal jméno Curie. Od roku 1930 se oba zabývali studiem záření, které vznikalo při bombardování berylia částicemi alfa. Následujícími pracemi změřili hmotnost neutronu. Při ozařování hliníku zářením alfa objevili v roce 1934 umělou radioaktivitu. Tak byl vytvořen první radioaktivní prvek uměle a poprvé byl v laboratorních podmínkách vytvořen pozitron. V roce 1935 se Frédéric Joliot-Curie stal profesorem na Collége de France. Založil novou laboratoř jaderné chemie a vybavil ho prvním urychlovačem částic v Evropě. Svůj život zasvětil nejen vědeckému bádání, ale i boji za zákaz jaderných zbraní. Jako první podepsal Stockholmskou výzvu proti atomové bombě a pracoval jako předseda Světové rady míru. Po smrti své manželky Iréne nastoupil Fréderic už jako těžce nemocný na její místo ředitele Ústavu rádia a zároveň převzal její místo na Sorbonně.

Irène Joliot-Curie (1897–1956)



Narodila se ve dnech základních výzkumů radioaktivity, když její rodiče Marie a Pierre Curie učinili své velké objevy. V roce 1926 se provdala za Frédérica Joliota a začala s ním spolupracovat ve vědeckém výzkumu radioaktivity. Díky své intuici, představivosti a dobrým metodám dospěli počátkem roku 1934 k objevu umělé radioaktivity. Tento objev byl dlouho očekáván a hovořilo se o něm od počátků studia přirozené radioaktivity. Za tento objev Iréne Joliot-Curie a Frédéric Joliot obdrželi v roce 1935 Nobelovu cenu za chemii.

K uskutečnění jaderných reakcí je nutno dopravit částice, které mají s jádrem reagovat, do takové blízkosti jádra, aby na ně mohla působit

vazebná síla jádra. Pravděpodobnost jaderné reakce se určuje účinným průřezem reakce daného izotopu za daných podmínek pro tuto reakci. **Elektron a jádro** se budou sice přitahovat pro nesouhlasnost svých nábojů, ale elektron je jen málo účinný. Musel by nejdříve překonat potenciálovou bariéru obalu a musel by (vzhledem ke své malé hmotnosti) vstoupit do jádra se značnou rychlostí. U všech **částic**, které jsou **nositeli kladného elektrického náboje** a mají značnou hmotnost, by musela být reakce podpořena značnou kinetickou energií, protože v blízkosti jádra musí kladně nabité částice překonat odpudivé Coulombovy síly. Naproti tomu elektricky neutrální **neutrony** mají dostatečně velkou hmotnost a mohou se přiblížit k jádru i bez značné rychlosti, protože na neutrony nepůsobí žádné odpudivé síly. Pravděpodobnost jaderné reakce s neutrony je různá a závisí na energii neutronů. Někdy je tím větší, čím je menší rychlost neutronů (velký účinný průřez daného prvku pro pomalé neutrony).

Při reakcích vznikají nové radioaktivní prvky, které se v přírodě nevyskytují. Pro jejich radioaktivní přeměny platí stejné zákony jako pro přirozeně radioaktivní prvky.

Závěrem lze uvést, že transmutovat (transmutace je reakce, při níž vzniká nové jádro, jehož protonové i hmotností číslo se liší maximálně o několik jednotek od protonového i hmotnostního čísla původního jádra) prvky v současné době lze libovolnými částicemi či fotony, a to nejlépe částicemi urychlenými. Pokroky ve výrobě umělých radionuklidů jsou tak veliké, že lze dnes získat prakticky každý izotop.

Ostřelováním prvků protony mohou vzniknout nejčastěji reakce (p, α), (p, γ), (p, n), (p, d).
Ostřelováním prvku deuterony (jádry vodíku ${}^{2}_{1}H$ = d) vznikají podobné typy reakcí (d, α), (d, n), (d, p); deuterony mají kladný náboj a lze je proto urychlit.
Při ostřelování prvků urychlenými částicemi α se nejčastěji uvolní jeden proton nebo jeden neutron (α, p), (α, n).
Díky urychlovačům je možno transmutovat jádro i **urychlenými elektrony nebo urychlenými ionty**.

Jako velmi účinné se osvědčily **neutrony**, které jsou někdy terčovým jádrem pohlceny bez uvolnění částice, takže vznikne izotop ostřelovaného prvku, který je obvykle radioaktivní (již v roce 1933 zjistil italský fyzik Fermi, že ostřelováním pomalými neutrony je možno přeměnit skoro všechny známé prvky na jejich radioizotopy).

Výsledkem radioaktivní přeměny umělých radionuklidů je většinou stabilní dceřiný nuklid. Avšak i v oblasti umělé radioaktivity byly zjištěny četné případy, kdy vzniklé dceřiné jádro je nestabilní, je mateřským jádrem dalšího dceřiného produktu. Nacházíme tak „genetickou souvislost“ mezi několika nuklidy, které tvoří radioaktivní řadu.

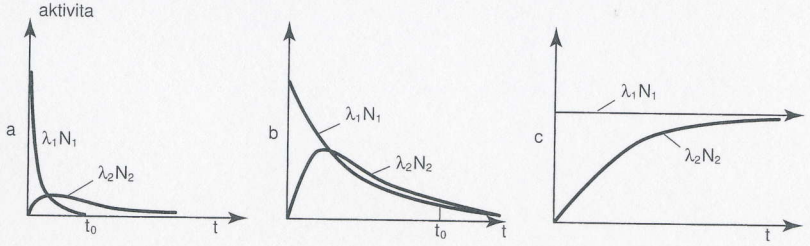
8.7 Radioaktivní rovnováha

Radionuklidy se nejčastěji přeměňují přímo na stabilní nuklidy. V některých případech, popisovaných výše, však přeměnou původního radionuklidu (mateřského) vzniká radionuklid nový (dceřiný). **Radioaktivní rovnováha** je stav, kdy se v řadě radioaktivních atomů přeměňuje za jednotku času stejný počet jader mateřského i dceřiného radionuklidu (obr. 8.2). K trvalé radioaktivní rovnováze může dojít jenom v případě, je-li fyzikální poločas přeměny (T_1) mateřského prvku mnohem delší než poločas přeměny dceřiného radionuklidu (T_2) $T_1 \gg T_2$ (např. ^{226}Ra s T_f = 1622 roků se přeměňuje na ^{222}Rn s T_f = 3,8 dne). V takových případech docházíme k výsledku, že aktivita dceřiného radionuklidu se přiblíží a zůstane trvale rovna aktivitě mateřského radionuklidu a poměr počtu atomů mateřského a dceřiného nuklidu je stálý. Za tohoto stavu je úbytek atomů dceřiného nuklidu v jednotce času vlivem vlastní přeměny právě kompenzován přírůstkem jeho atomů v téže době vytvořených z mateřského nuklidu.

Pokud $T_1 > T_2$, může nastat radioaktivní rovnováha přechodná, v tomto případě nelze zanedbat zmenšení počtu atomů (aktivity) mateřského nuklidu.

Při $T_1 < T_2$ k radioaktivní rovnováze nedojde.

Zejména v praxi nukleární medicíny jsou používány ty generátorové systémy, jež mají dosti dlouhý poločas mateřského radionuklidu (umožňuje dlouhodobé používání generátoru) a krátký poločas radionuklidu dceřiného (nízká radiační zátěž pacienta).



Obr. 8.2 *Časový průběh aktivit mateřského izotopu ($\lambda_1 N_1$) a dceřiného izotopu ($\lambda_2 N_2$)*
a) radioaktivní rovnováha nenastává, b) přechodná radioaktivní rovnováha, c) trvalá radioaktivní rovnováha

8.8 Druhy radioaktivní přeměny

Přeměna radioaktivních jader je provázena emisí částice a popřípadě ještě kvanta elektromagnetického záření γ (čisté zářiče γ pro jsou vesměs jaderné izomery). Ve všech případech jsou zachovány tyto fyzikální veličiny: **elektrický náboj** (algebraický součet nábojů jádra a emitovaných částic je konstantní; je-li např. jádrem emitován elektron nesoucí záporný elementární náboj, přibude v jádru jeden kladný elementární náboj), **počet nukleonů** (počet nukleonů mateřského jádra před transmutací se rovná součtu počtu nukleonů dceřiného jádra a emitovaných nukleonů), **hybnost** (při přeměně jádra podle schématu X → X′ + emitovaná částice je součet hybností dceřiného jádra a emitované částice roven nule) a **energie** (při změně mateřského jádra podle schématu X → X′ + částice + *hν* zůstává celková energie zachována). Přeměnou jader se snaží atomy dosáhnout stabilnějšího stavu.

8.8.1 Přeměna α

Radioaktivní přeměna α je nejdéle známý a také nejčastější případ spontánní emise těžké částice z jádra. Setkáváme se s ní pouze **u těžkých přirozených radionuklidů**, což je vysvětlitelné vzájemným odpuzováním jaderných protonů, tedy účinkem sil, které rychle rostou se stoupajícím protonovým číslem.

Částice α se skládá ze dvou protonů a dvou neutronů, jde tedy o jádro helia. Vzhledem k tomu, že tyto čtyři nukleony mají velkou vazebnou energii, chová se jejich seskupení jako jedna částice. Částice α nese, vzhledem k přítomnosti dvou protonů, dva kladné elementární náboje. Při emisi částice α se mateřské jádro mění podle schématu

$$^{A}_{Z}\mathrm{X} \rightarrow {}^{A-4}_{Z-2}\mathrm{X}' + {}^{4}_{2}\mathrm{He}$$

Po přeměně vzniká dceřiné jádro, které se v Mendělejevově periodickém systému prvků nachází o dvě místa vlevo od původního mateřského jádra. Emitovaná částice má malou hmotnost ve srovnání s hmotností emitujícího jádra, proto je kinetická energie jádra při emisi částice α prakticky zanedbatelná. Kinetická energie emitované částice α se většinou nerovná energii rozpadu, ale je nižší. V tomto případě je dceřiné jádro i po emisi částice excitované, ale prakticky okamžitě přechází do základního energetického stavu emisí kvanta elektromagnetického záření γ. Proto je při tomto typu radioaktivní přeměny emise monoenergetických částic α doprovázena emisí kvant záření γ. Energetické spektrum záření α je čárové, neboť jde o emisi částice z jádra mechanismem tunelování. Rychlost částic α je charakteristická pro radionuklid, který je vysílá, může však dosahovat až rychlostí řádu 10^7 m.s^{-1}.

8.8.2 Přeměna β^+, β^-, elektronový záchyt

Přeměna β je izobarická transformace jádra, při které je zachován počet nukleonů jádra. Setkáváme se s ní **u umělých radionuklidů** a vyskytuje se **zejména v oblasti lehkých jader přirozených radionuklidů. Nestabilita jádra** je způsobena tím, že jádro má buď velký **nadbytek neutronů** (nedostatek kladného náboje), nebo naopak **nedostatek neutronů** (nadbytek kladného náboje). Obor jaderné stability je velmi úzký a jádro si vynucuje jeho dosažení vnitřní reorganizací. Podle Fermiho (1934) si lze tuto přestavbu představit jako přeměnu jednoho nukleonu z neutronového stavu v protonový stav nebo naopak.

a) **Emise elektronu (přeměna β^-).** Jádro mateřského radionuklidu se při emisi elektronu mění podle schématu

$$^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z+1}X' + {}^{0}_{-1}e + \upsilon^{\cdot}_{e}$$

Mateřským jádrem je emitován záporně nabitý elektron a antineutrino. Protonové číslo dceřiného prvku je o jednotku vyšší než protonové číslo mateřského prvku, protože při této přeměně jádra se jaderný neutron mění na proton při současné emisi elektronu a antineutrina ($^{1}_{0}n \rightarrow {}^{1}_{1}p + {}^{0}_{-1}e + \upsilon^{\cdot}_{e}$). Emitované elektrony mají spojité energetické spektrum, protože část energie vzniklé přeměnou jádra odnáší antineutrino.

b) **Emise pozitronu (přeměna β^+)** . Jádro mateřského radionuklidu se při emisi pozitronu mění podle schématu

$$^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z-1}X' + {}^{0}_{1}e + \upsilon_{e}$$

Mateřským jádrem je emitován kladně nabitý pozitron a neutrino. Protonové číslo dceřiného prvku je o jednotku nižší než protonové číslo mateřského prvku, protože při této přeměně jádra se jaderný proton mění na neutron při současné emisi pozitronu a neutrina ($^{1}_{1}p \rightarrow {}^{1}_{0}n + + {}^{0}_{1}e + \upsilon_{e}$).

Emitované pozitrony mají spojité energetické spektrum, protože část energie vzniklé přeměnou jádra odnáší neutrino.

c) **Záchyt elektronu** z elektronového obalu (nejčastěji elektronu ze sféry K) do jádra. Schematicky můžeme tento proces zapsat

$$^{0}_{-1}e + {}^{A}_{Z}X \rightarrow {}^{A}_{Z-1}X' + \upsilon_{e}$$

Při této přeměně se mění jeden jaderný proton v neutron, proto je protonové číslo dceřiného prvku o jednotku nižší (podobně jako u přeměny β^+) než protonové číslo mateřského prvku. Přitom je jádrem vyzářeno neutrino a odnáší transmutační energii

($^{0}_{1}e + {}^{1}_{1}p \rightarrow {}^{1}_{0}n + \upsilon_{e}$). Protože při zachycení elektronu jádrem se uprázdní místo pro jeden elektron v nejnižších energetických hladinách obalu, zaplní se přeskokem elektronu z vyšší hladiny a v ní uvolněné místo přeskokem elektronu z hladiny další atd. Každý přeskok elektronu je spojen s emisí charakteristického rentgenového záření.

U všech tří způsobů přeměny β vzniká většinou dceřiné jádro v excitovaném stavu, které prakticky okamžitě přechází do základního stavu emisí kvanta elektromagnetického záření γ. Proto se v praxi často setkáváme se smíšenými zářiči β a γ a méně často s čistými zářiči β.

Část energie jaderné přeměny, kterou neodnášejí emitovaná kvanta elektromagnetického záření γ nebo emitovaná částice, je někdy předána elektronům elektronového obalu (nejčastěji ze slupky K nebo L (**vnitřní konverze záření**)). Část předané energie se spotřebuje na výstupní práci (uvolnění elektronu z obalu) a zbytek odnáší elektron ve formě kinetické energie. Emise elektronu při vnitřní konverzi je doprovázena také emisí kvant charakteristického rentgenového záření, neboť energetická hladina uvolněného elektronu se zaplňuje některým z elektronů vyšších sfér při současném vyzáření rozdílu jejich energií. Spektrum toho záření je nespojité.

Rychlost částic β je charakteristická pro radionuklid, který je vysílá, může však dosahovat rychlostí řádu 10^{8} m.s $^{-1}$.

8.8.3 Přeměna γ

Jadernou reakcí kteréhokoliv typu zpravidla nevzniká výsledné jádro ve svém **základním** (nejnižším) energetickém stavu. Většinou jak po vynucené, tak i po spontánní přeměně zůstává ve stavu energeticky **vzbuzeném**. Nadbytečné energie se při přímém nebo postupném návratu do základního stavu zbavuje kromě emise částice také emisí jednoho nebo několika fotonů záření γ. Doba existence excitovaného jádra je obecně nesmírně krátká a přímo neměřitelná, takže foton se vyzáří prakticky současně s emisí hmotné částice.

Ionizující záření γ je příbuzné jak např. rentgenovým paprskům, tak i světlu, ovšem s kratší vlnovou délkou (kolem 10^{-13}m). Vzhledem k velice krátkým vlnovým délkám má záření γ velkou energii a tudíž velkou pronikavost. U přirozeně radioaktivních prvků velice často doprovází přechod excitovaného dceřiného jádra do stabilnějšího stavu při přeměně α a β. Vysíláním záření γ se protonové ani hmotnostní číslo prvku nemění.

Jen za určitých podmínek může nabýt doba života vzbuzené formy atomu dostatečně veliké, měřitelné hodnoty. Takové jádro jeví svou vlastní radioaktivitu γ o určitém charakteristickém poločasu. Jde tu o izomerii jádra a přechod metastabilní formy v nižší

nebo základní stav se nazývá **izomerický přechod**. Tento jev se s úspěchem využívá pro některé medicínské aplikace (zejména v oblasti nukleární medicíny), kde je nutné zabezpečit čisté zářiče γ. Ty se dají připravit pomocí jaderné reakce např. v jaderných reaktorech nebo jsou produkovány generátory (kapitola 9.3.3.) apod.

Protože fotony záření γ mají stejnou fyzikální podstatu jako jiné druhy elektromagnetického záření, jejich rychlost se rovná rychlosti světla.

8.9 Neutrony

Až po objevu elementární částice, která se pro svou elektrickou neutralitu nazývá neutron (*Chadwick*, 1932), byla vytvořena domněnka o stavbě jader všech prvků (mimo nejlehčí izotop vodíku) z protonů a neutronů; neutrony přidávají do jádra hmotnost bez náboje. Neutron, nachází-li se mimo jádro atomu, je nestabilní se střední dobou života kolem 10^3 s, jeho hmotnost je jen o málo větší než hmotnost protonu. Jádra přeplněná neutrony se jich mohou zbavovat přeměnou β^- (viz 8.8.2). Podle dnešních představ nelze uvnitř jádra rozlišit, který nukleon je právě bez náboje a který je nositelem kladného náboje. Opustí-li však nukleon jádro, pak je nebo není nositelem náboje. Neutron je tedy nukleon, který v okamžiku, kdy opustil jádro, nebyl nositelem elektrického náboje. Neutrony lze získat jedině jadernými reakcemi a to ve zdrojích rozličného typu. Jsou to např. neutronové generátory, radionuklidové zdroje, jaderné reaktory, jaderné exploze.



James Chadwick (1891–1974)
Anglický fyzik. Studoval fyziku na univerzitě v Manchestru, působil v Říšském fyzikálně technickém ústavu v Berlíně u H. Geigera a na univerzitě v Liverpoolu. V letech 1943–1945 byl vedoucím skupiny anglických fyziků, kteří v Los Alamos pracovali na projektu první atomové bomby. Veškerá Chadwickova vědecká práce se soustředila na výzkum atomového jádra. Chadwickův objev neutronu se stal základem pro pozdější práce v oblasti jaderné fyziky, které vedly ke štěpení atomového jádra uranu, k řetězové reakci a k problému uvolnění jaderné energie. Chadwick je nositelem Nobelovy ceny z roku 1935 za objev neutronu.

8.10 Kosmické záření

Kosmické záření je proud částic velmi vysokých energií (10^{10} až 10^{18} eV), dopadající na zemský povrch z kosmického prostoru.

Primární kosmické záření obsahuje mezony, protony (až 80 %), heliony a jádra těžkých prvků. Přichází z mezihvězdného prostoru a kromě galaktického záření obsahuje i záření z velkých slunečních erupcí, složené hlavně z vysokoenergetických protonů, helionů, elektronů a rentgenového záření. Dávkové příkony se mění jen málo zeměpisnou šířkou, ale výrazně s výškou nad hladinou moře. Do nadmořské výšky asi 20 km se s rostoucí nadmořskou výškou zvyšuje i intenzita kosmického záření (vzhledem k tomu ozáření obyvatel Teheránu a Mexico City je asi 2–3× vyšší než obyvatel na úrovni moře), dalších 20 km se snižuje a ustaluje se na konstantních hodnotách s výjimkou Van Allenových-Vernonových pásů. Jsou to pásma se zvýšeným množstvím protonů ve vzdálenosti 450–8000 km od zemského povrchu a se zvýšeným množstvím elektronů a protonů ve vzdálenosti 15 000–70 000 km od zemského povrchu.

Sekundární kosmické záření vzniká v důsledku různých interakcí vysoce energetického primárního kosmického záření při průchodu zemskou atmosférou. Měkkou složku tvoří elektrony, pozitrony a fotony vysokých energií, ve tvrdé složce jsou mezony, protony, neutrony a jádra lehkých prvků.

Kosmické záření je stálou složkou životního prostředí člověka. Odhad průměrného ročního dávkového ekvivalentu z kosmického záření je asi 280 μSv na úrovni moře. Zemská atmosféra poskytuje dostatečnou ochranu před jeho možnými škodlivými účinky. Bezpečné jsou i lety dopravních letadel ve výškách kolem 10 km, kdy příkon dávkového ekvivalentu je odhadován na 1,35 $\mu Sv \cdot h^{-1}$. V nadzvukových letadlech (výše letu 20 km) činí odhady dávkového ekvivalentu 9 $\mu Sv \cdot h^{-1}$ (celkový dávkový ekvivalent bude však nižší než u obvyklého letadla vzhledem k rychlejšímu překonání trasy nadzvukovými letadly). Biologické účinky kosmického záření se mohou nepříznivě uplatňovat při dlouhodobých kosmických letech. Fyzikální ochrana kosmických lodí je velmi obtížná vzhledem k vysokým energiím kosmického záření a vzhledem k limitující tloušťce ochranného obalu kosmické lodi (např. u kosmonautů při letu 4. výpravy na Saljutu 6 trvajícím 175 dní bylo dosaženo dávkového ekvivalentu 55 mSv).

8.11 Interakce ionizujícího záření s obaly atomů

Ionizující záření ztrácí při průchodu absorbující látkou svou energii. Způsob ztráty energie závisí na druhu ionizujícího záření a na fyzikálních vlastnostech absorbující látky. Pochody, které se podílejí na těchto ztrátách energie při interakci ionizujícího záření s obaly atomů jsou: excitace, ionizace, rozptyl, vznik brzdného rentgenového záření.

Excitace je děj, při kterém se elektron v atomu absorbující látky dostává absorpcí energie ionizujícího záření ze základního stavu (odpovídajícího minimální energii) do exci-

tovaného stavu (vyšší energetická hladina). Atom setrvává v excitovaném stavu krátkou dobu (10^{-5}–10^{-8} s). Při deexcitaci (návratu do základního stavu) je rozdíl příslušných energetických hladin uvolněn ve formě kvanta elektromagnetického záření (charakteristické záření).

Dodáme-li elektronu při jeho interakci s ionizujícím zářením energii větší než vazebnou, pak část této energie se spotřebuje na výstupní práci elektronu a zbytek se projeví jako kinetická energie vyraženého elektronu. **Ionizace** spočívá ve vyražení elektronu z obalu absorbujícího atomu. Z původně elektroneutrálního atomu vzniká kladně nabitý iont (na vytvoření jednoho iontového páru je ve vzduchu třeba energie asi 34 eV, hodnota této energie prakticky nezávisí na druhu a energii částic). Díky interakci s elektronovým obalem ionizující částice postupně snižuje svou kinetickou energii až na hodnoty odpovídající tepelnému pohybu. Ionizující částice s určitou kinetickou energií díky interakci s obalem absorbující látky svoji energii ztratí na určité dráze letu v této látce. Tuto dráhu nazýváme **dosahem částice**.

Primární ionizace je počet iontových párů (iontový pár = kladný iont a elektron) vytvořených ionizující částicí. Některé elektrony uvolněné primární ionizací mohou získat tak velikou energii, že dále samy ionizují prostředí. Tuto ionizaci, způsobenou uvolněnými elektrony, nazýváme **sekundární ionizací**. Celková ionizace je pak dána součtem primární a sekundární ionizace.

Specifická lineární ionizace je úbytek energie nabité částice způsobený ionizací na jednotkové dráze. Při vysokých energiích emitovaných částic jsou měrné ionizační ztráty malé, svého maxima dosahují při malých energiích. To znamená, že při menší energii (malé rychlosti) emitované částice je počet vytvořených iontových párů na jednotce délky větší než při vysokých energiích. Pochopitelně specifická lineární ionizace je funkcí velikosti náboje částice, hmotnosti částice a její energie.

Ke změně směru a k zakřivení drah částic dochází při jejich rozptylu.

8.11.1 Přímo ionizující záření α a jeho interakce s obalem

Vzhledem k velké hmotnosti částice α a vzhledem k tomu, že částice α nese poměrně velký elektrický náboj (dva kladné elementární náboje), jsou ionizační ztráty energie částice při průchodu absorbujícím prostředím velké (platí, že při stejné rychlosti je ionizační schopnost částice tím větší, čím větší má náboj; proto částice α vyvolávají větší ionizaci než protony nebo deuterony). Částice α mají **vysokou specifickou lineární ionizaci** (vznikají řádově desítky tisíc iontů na dráze 1 cm, takže dráha je souvislou stopou). Protože ionizační ztráty jsou velké, dosah částic α je velmi malý; ve vzduchu při

energiích kolem 10 MeV se pohybuje kolem 10 cm. Přibližně **polovina energetických ztrát** ionizující α částice připadá **na ionizaci** a **polovina na excitaci** atomů prostředí. Další interakce záření α, tj. pružné a nepružné srážky, jsou prakticky zanedbatelné.

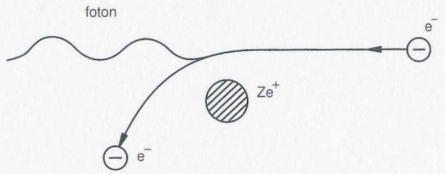
Při dopadu na kůži se záření α absorbuje již v horních vrstvách epidermis (dosah částice α v tkáni řádově jsou mikrometry). Z tohoto důvodu není záření α při vnějším ozáření (snad s výjimkou oka) nebezpečné. Při vnitřní kontaminaci se však energie částic α absorbuje ve velmi malém objemu tkáně, a proto působí biologicky velmi negativně.

Podobně jako záření α se i jiné těžké nabité částice, jako jsou protony, deuterony apod., vyznačují značnou specifickou lineární ionizací.

8.11.2 Přímo ionizující záření β a jeho interakce s obalem

Největší **energetické ztráty elektronu** při jeho průchodu absorbující hmotou připadají na **ionizaci a excitaci**. Ve srovnání se zářením α mají však elektrony menší hmotnost i menší náboj, proto je jejich specifická lineární ionizace mnohem menší ve srovnání se zářením α. Jejich dosah je proto větší. Uplatňuje se též mnohem více pružný **rozptyl elektronů** (skutečná dráha vykonaná elektronem v absorbující látce je asi 4× větší než jeho dosah) a tvorba tzv. **brzdného záření** (v oblasti vlnových délek rentgenového záření).

Brzdné záření je elektromagnetické vlnění vznikající při zabrždění pohybujícího se elektronu v elektrostatickém poli atomového jádra následkem coulombovské interakce. Při zabrždění elektronu je uvolněno elektromagnetické vlnění v původním směru jeho pohybu a jeho intenzita je přímo úměrná protonovému číslu absorbujícího materiálu a energii elektronů. Poměr ztrát energie elektronů brzdným zářením a ionizací (excitací) závisí na energii emitovaných elektronů. Při nízkých energiích jsou ztráty energie v důsledku brzdného záření poměrně malé, uplatňují se až při vyšších energiích emitovaných elektronů. Energetické spektrum brzdného záření je spojité, neboť velikost interakce mezi částicí a jádrem závisí na jejich vzdálenosti (obr. 8.3).



Obr. 8.3 *Schéma vzniku brzdného záření*

Vzhledem k větší průchodnosti brzdného záření absorbující látkou ve srovnání s průchodností emitovaného elektronu je třeba čisté zářiče β skladovat v kontejnerech s nízkým protonovým číslem, abychom omezili tvorbu brzdného záření na minimum.

Intenzita I svazku monoenergetických elektronů při jejich průchodu absorbující látkou klesá podle vztahu

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d},$$

kde μ je lineární součinitel zeslabení, d je tloušťka absorbující vrstvy, na kterou dopadá intenzita svazku I_0. Místo lineárního součinitele zeslabení μ (m^{-1}) se používá často hmotnostní součinitel zeslabení $\mu \cdot \rho^{-1}$, tj. lineární součinitel zeslabení dělený měrnou hmotností absorpčního materiálu. Pak je ovšem nutné ve vztahu místo tloušťky d dosazovat plošnou hmotnost absorbentu R v kg . m^{-2}. Výše uvedený vztah pak můžeme psát ve tvaru

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu R/\rho}$$

Energetické spektrum zářičů β je spojité. Maximální dosah je obvykle udáván plošnou hmotností absorpčního materiálu, která zcela pohltí elektrony daného zářiče. U běžných zářičů β je jejich dosah v měkké tkáni řádově milimetry.

8.11.3 Záření γ a jeho interakce s obalem

Záření γ interaguje s absorpční látkou nepřímo, pomocí fotoelektrického jevu, Comptonova efektu a tvorby elektron-pozitronových párů. Lineární součinitel zeslabení se skládá ze tří složek

$$\mu = \tau + \sigma + \chi,$$

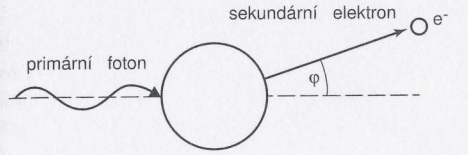
kde τ je lineární součinitel zeslabení pro fotoelektrický jev, σ je lineární součinitel zeslabení pro Comptonův rozptyl a χ je lineární součinitel zeslabení pro tvorbu elektron-pozitronových párů.

Fotoelektrický jev nastává v případech, kdy se celá energie kvanta záření γ předává některému elektronu z elektronového obalu absorbujícího materiálu, případně volnému elektronu (např. v kovech). Část energie fotonu se spotřebuje na uvolnění elektronu (na tzv. výstupní práci W) a zbytek tvoří kinetickou energii vzniklého fotoelektronu (obr. 8.4). Foton záření γ, který způsobil fotoelektrický jev zaniká a jeho energii

získává fotoelektron, který ionizuje své okolí. Elektrická bilance celého jevu je popsána Einsteinovou rovnicí

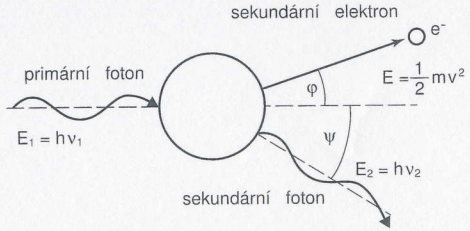
$$h \cdot \upsilon = W + \frac{1}{2} m_e \cdot v^2$$

Atom, ze kterého byl vyražen elektron, je ve vzbuzeném stavu a přechází do základního stavu emisí elektromagnetického záření o frekvenci odpovídající rozdílu energie vzbuzeného a základního stavu.



Obr. 8.4 *Schéma fotoelektrického jevu*

Pravděpodobnost interakce fotoelektrickým jevem roste s rostoucím atomovým číslem absorpčního materiálu a je větší u nízkých energií záření γ. Např. ve vzduchu se fotoefekt uplatňuje prakticky do energií kolem 100 keV. Při energiích vyšších je pravděpodobnost fotoelektrického jevu minimální.



Obr. 8.5 *Schéma Comptonova rozptylu*

Comptonův rozptyl nastává při interakci fotonů záření γ s vyšší energií. Foton záření γ předává při této interakci elektronu absorpčního materiálu jenom část své energie. Elektron při interakci získá kinetickou energii a dá se do pohybu ve směru odchýleném od původního směru dráhy primárního fotonu o úhel φ. Sekundární foton s nižší energií $h\nu_1 < h\nu_2$ (tj. s větší vlnovou délkou) je odchýlen o úhel ψ. Rozptyl sekundárních fotonů kolísá v intervalu 0°–180° a jejich energie je závislá na úhlu rozptylu. Pro úhel $\psi = 180°$, tedy pro zpětný rozptyl, je pokles energie primárního fotonu největší. Děj se

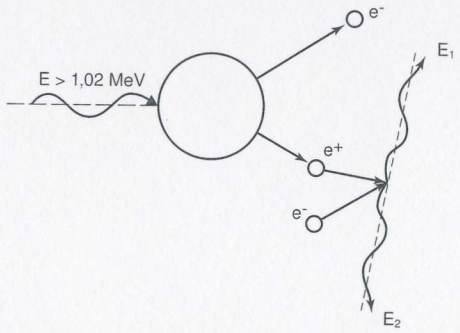
může několikrát opakovat, až foton ztratí tolik energie, že převládne pravděpodobnost jeho zániku fotoelektrickým jevem (obr. 8.5).
Energetická bilance jevu je

$$h\upsilon_1 = h\upsilon_2 + \frac{1}{2} m_e v^2,$$

kde m_e je hmotnost elektronu.

Comptonův rozptyl se uplatňuje především u záření γ s energií asi 0,5 až 5 MeV a v podstatě nezávisí na protonovém čísle absorpčního materiálu.

Tvorba elektron-pozitronových párů (obr. 8.6) se uplatňuje při vysokých energiích záření γ a u absorpčních materiálů s vysokým protonovým číslem. Dochází k tomu, že v blízkosti atomového jádra nebo jiné částice se energie elektromagnetického záření zcela přemění na částice elektron a pozitron s kinetickými energiemi E_e a E_p. Přítomnost jádra nebo třetí částice je nutná k převzetí části hybnosti fotonu, protože součet hybností vzniklého páru elektron-pozitron je menší. Rozdělení kinetických energií mezi elektron a pozitron je libovolné.



Obr. 8.6 *Schéma tvorby elektron-pozitronových párů*

Energetická bilance procesu je

$$h\upsilon = E_e + E_p + 2m_e c^2$$

Z energetické bilance je zřejmá podmínka pro vznik této interakce; energie fotonu záření γ musí být větší než energie odpovídající dvěma klidovým hmotnostem elektronu, tedy větší než 2 . 0,51 MeV = 1,02 MeV. Prakticky však dochází k tomuto typu interakce až při energiích značně vyšších. Vzniklé částice (elektron a pozitron) ztrácejí pak dále svou kinetickou energii ionizací a excitací atomu prostředí. Když pozitron sníží svou energii až na hodnoty odpovídající rychlostem tepelného pohybu, spojí se s libovolným elektronem, přičemž se jejich hmotnost přemění na energii elektromagnetického záření. Nejčastěji vznikají dvě kvanta záření, každé o energii 0,51 MeV, odpovídající energetickému ekvivalentu klidové hmotnosti elektronu. Tato kvanta se pohybují vzájemně opačným směrem. Doba života pozitronu je kolem 10^{-7} s.

Pravděpodobnost výskytu jedné ze tří výše uvedených možností **interakce** záření γ s látkou **závisí na energii záření**. Při nízkých energiích převládá fotoelektrický jev, při vyšších Comptonův rozptyl a u vysokých energií tvorba elektron-pozitronových párů. Záření γ při průchodu absorbujícím prostředím tedy ionizuje nepřímo, prostřednictvím sekundárních elektronů vzniklých při interakci záření γ s prostředím. Měrná ionizační ztráta záření γ je poměrně malá. Proto má záření γ mnohem větší pronikavost než jiné druhy záření. Pro stínění záření γ jsou tudíž nutné materiály s vysokým protonovým číslem.

8.11.4 Neutrony a jejich interakce s obalem

Primární interakce neutronového záření s látkou je zcela jiného druhu než u záření ostatních typů. Jako neutrální částice bez náboje **nemohou neutrony působit na elektronovou oblast** atomů látky, kterou procházejí a jejich **přímé ionizační účinky** jsou zcela **zanedbatelné**. Mechanismus přenosu energie neutronů na látku spočívá prakticky v jaderných reakcích a ve srážkách s jádry atomů prostředí (**nepřímá ionizace**, podrobně v 8.12.1.).

8.12 Interakce ionizujícího záření s jádry atomů

První podmínkou pro uskutečnění reakce je **účinná srážka částice s terčovým jádrem**. Tím je většinou stabilní nuklid (radionuklid jen tehdy, je-li dlouhodobý a musí to být prvek, který nemá stabilní nuklid). Produktem je transmutované jádro a jiná emitovaná částice.

Náboj a hmotnost terčového jádra mají důležitou funkci při realizaci různých typů jaderných reakcí. Zhruba je dělíme na *jádra lehká* ($A < 25$), *středně těžká* ($A = 25$ až 80) a *těžká* ($A > 80$).

Druhou reakční složkou, pomocí které vyvoláváme jadernou reakci, jsou nejčastěji aktivující částice, jakési „jaderné střely" s dostatečně velikou energií. Mohou jimi být:

částice α jako paprsky emitované přirozenými zářiči nebo uměle urychlené jako ionty helia, **protony** a **deuterony** jako urychlené ionty lehkého i těžkého vodíku, **fotony záření γ** jako paprsky emitované přirozenými radionuklidy, tvrdé **rentgenové záření**, uměle získané např. v betatronu a **neutrony**. Ty jako jediné reagují s terčovým jádrem bez energetického omezení ve vztahu k potenciální bariéře. Protože ve svém širokém energetickém spektru mají schopnost vyvolávat velmi rozdílné procesy, třídíme je do několika skupin. Do skupiny pomalých neutronů řadíme např. neutrony tepelné (energie 0,002–0,5 eV; rychlost 2,2 .10^3 m . s^{-1} při 0,025 eV). Neutrony střední energie dosahují energií až 500 keV. Rychlé neutrony jsou v energetickém rozsahu 0,5 až 10 MeV (při energii 1 MeV je rychlost neutronu asi 1,4 . 10^7 m . s^{-1}). Neutrony vysokých energii dosahují hodnot až 50 MeV.

Výsledkem interakce ionizujícího záření s jádry atomů je **nově vytvořené** (transmutované) **jádro**, které může být buď **stabilní nebo radioaktivní,** a **emise částice** (např. α, p, d, n) nebo kvanta **záření γ**.

8.12.1. Interakce neutronů s jádrem

S neutrony reagují v podstatě veškeré stabilní nuklidy (s výjimkou $^4_2$He). Jsou to procesy ze všech jaderných reakcí nejhojnější, protože neutron, na rozdíl od nabitých částic, nemusí překonávat potenciálovou barieru **terčového jádra**, takže do něho snadno proniká a vzniká tak **složené jádro**. Neutron nemůže ionizovat přímo, může však ionizovat nepřímo, a to zejména v prostředí, které obsahuje lehké prvky, především vodík. **Pružnými srážkami** se totiž jádra vodíku uvádějí do pohybu, při kterém ionizují atomy prostředí. Tento nepřímý ionizační účinek neutronů se uplatňuje i v biologických tkáních a tekutinách.

Ozařujeme-li terčové jádro polyenergetickými neutrony, jaké zpravidla poskytují neutronové zdroje, získáme většinou několik produktů, a to jak u lehkých, tak u těžkých terčových jader. Neutron může být působením jaderných sil vychýlen ze své původní dráhy, takže pokračuje v pohybu jiným směrem. Tento způsob interakce se nazývá **potenciálový rozptyl**.

V případě pohlcení neutronu terčovým jádrem je složené jádro ve vzbuzeném energetickém stavu (tento stav trvá pouze 10^{-16} až 10^{-12} s). Nejjednodušší způsob, kterým může složené jádro přejít do energeticky nižšího stavu, je samozřejmě emise neutronu. Jestliže je přitom zachována rovnost součtu kinetických energií jádra a neutronu před reakcí a po ní, mluvíme o **pružném rozptylu** (n, n). Jestliže jádro po emisi neutronu zůstává ve vzbuzeném stavu, nazýváme takovou reakci **nepružným rozptylem** (n, n'). Zbytek kinetické energie jádro vyzáří formou emise elektromagnetického záření.

Složené jádro může do stavu s nižší energií přejít též **vyzářením částice** nebo více částic (n, x). Při reakcích tohoto typu vznikají nuklidy, které se od terčového nuklidu liší hmotnostním nebo protonovým číslem nebo oběma čísly. U těžkých prvků je tento proces méně častý, vzhledem k většinou záporným „energetickým zabarvením" těchto reakcí, které proto vyžadují neutrony vybavené značnou energií, až řádu několika desítek MeV. (Neutron při vniknutí do jádra dodává vazebnou energii E_1, při uvolnění částice musí jádro vydat této částici vazebnou energii E_2. Je-li rozdíl $E_1 - E_2 > 0$, je reakce **exoergická** a může probíhat bez dodání další energie, je-li rozdíl záporný, je reakce **endoergická** a může probíhat pouze tehdy, má-li dopadající neutron dostatečnou kinetickou energii k překonání záporné energie reakce).

Největší výtěžky mají exoergické jaderné reakce typu (n, γ), jež nazýváme **radiační záchyt**. Při této jaderné reakci neutron zůstává ve složeném jádře, to se emisí záření γ snaží zbavit alespoň energie, kterou neutron do jádra přinesl. Reakce tohoto typu mohou probíhat dokonce s největšími výtěžky s neutrony tepelnými. Jsou to nejdůležitější jaderné reakce, kterými lze připravit většinu radionuklidů.

Složené jádro se může také rozštěpit za vzniku dvou jader. Takový proces nazýváme **štěpnou reakcí** (n, f). Počet prvků, jejichž jádra lze štěpit neutrony, je omezený.

Různé druhy interakce neutronu s jádrem mají různou pravděpodobnost. Mírou pravděpodobnosti, že dojde k určité jaderné reakci, je její **účinný průřez** (charakteristika v kapitole 8.3.). Počet reakcí X_i, které při ozáření hmoty obsahující N terčových jader proběhnou za 1 sekundu, je přímo úměrný jednak počtu jader (N), jednak hustotě toku neutronů φ a dá se vyjádřit vztahem

$$X_i = \sigma_i N \varphi \ ,$$

kde konstanta úměrnosti σ_i je účinný průřez dané interakce.

8.12.2 Interakce kladně nabitých částic s jádrem

Reakce částic α s terčovým jádrem jsou nejčastěji typu (α, p), (α, n), (α, 2n). Vesměs jde o reakce syntetické povahy, neboť výsledné jádro je o 2–3 nukleony bohatší než jádro terčové. Náboj jádra vzrůstá o 1–2 jednotky. Z energetických důvodů jsou reakce s částicemi α o malé energii (jaké poskytují přirozené zářiče) omezeny jen na jádra nejlehčích prvků. Teprve umělými paprsky α s větší energií se podařilo uskutečnit i transmutace těžkých prvků.

Reakce deuteronů s terčovým jádrem jsou nejčastěji typu (d, p), (d, n), (d, α). Procesy vyvolané těmito „jadernými střelami" jsou velmi četné, což si lze vysvětlit tím, že jde většinou o reakce silně exoergické. Nejčastější z reakcí je reakce (d, p), výsledné jádro je izotopem jádra terčového.

Reakce protonů s terčovým jádrem jsou nejčastěji typu (p, α), (p, γ), (p, n), (p, d). Tyto reakce však poskytují obecně mnohem menší výtěžky než reakce deuteronů s jádry.

8.12.3 Jaderné reakce záření γ

Procesy interakce záření γ s terčovým jádrem se zpravidla označují jako **fotojaderné reakce**. Dochází při nich k vypuzení jednoho nebo několika nukleonů ze zasaženého terčového jádra: (γ, n), (γ, p), (γ, α), (γ, 2n). Proto musí mít foton záření γ větší energii, než je vazebná energie výsledných částic, jsou to tedy vesměs reakce endoergické. Jejich výtěžky jsou obecně mnohem menší (o 1 až 2 řády) než při reakcích hmotných částic téže energie.

Reakční typ (γ, n) je z fotojaderných reakcí nejčastější a vyskytuje se u lehkých prvků, počínaje již vlastně rozštěpením deuteronu ($^{2}_{1}D + ^{0}_{0}\gamma \rightarrow ^{1}_{1}p + ^{1}_{0}n$). Reakční typ (γ, p) je vzhledem k potenciálovému valu pro emitovaný proton méně častý; reakční typ (γ, α) v souvislosti s ještě větším potenciálovým valem pro částici α je méně častý. Reakce typu (γ, 2n) byla pozorována u některých jader lehkých, středně těžkých i těžkých. Interakce záření γ s terčovým jádrem může probíhat i reakcí typu (γ, γ'). Reakce tohoto typu vede ke vzniku izomerů.

8.13 Zdroje ionizujícího záření

Radiační zátěž obyvatel státu sestává z ozáření z různých zdrojů záření. Obecně může dojít k ozáření organismu z:

- **přírodních zdrojů**
- **umělých zdrojů**

Přírodní expozicí rozumíme expozici člověka **z přírodních radionuklidů** a **kosmického záření** nesouvisející s prací nebo průmyslovou činností nebo léčebnou činností. S výjimkou dávek způsobených vdechováním dceřiných produktů **radonu** ^{222}**Rn** (ozáření ^{222}Rn a jeho krátkodobými dceřinými produkty inhalační cestou v souvislosti s bydlením hraje zcela převládající úlohu ve vnitřním ozáření obyvatel z přírodních radionuklidů) nemůže přírodní expozice vyvolat deterministické účinky (popsány v kapitole 8.17.2). Přírodní expozice byla dlouho kladena mimo rámec ochrany před zářením, i když bylo připuštěno, že odpovídá, při předpokladu bezprahového vztahu dávky a účinku, za část stochastických poškození (popsány v kapitole 8.17.2) pozorovaných v populaci. Většina expozice z přírodních zdrojů je v určitém rozsahu ovlivnitelná, liší se však výrazně rozsahem možného ovlivnění i náklady a obtížemi způsobenými opatřeními k regulaci.

Ozáření lidí **vyšetřovaných nebo léčených** pomocí zdrojů ionizujícího záření je bezpochyby nejvyšším ozářením obyvatel mimo přírodní zdroje. V některých zemích je to dosud prakticky jediné ozáření obyvatel z umělých zdrojů. Dávky z lékařské expozice se u jednotlivých obyvatel neobyčejně liší, od hodnot nulových po hodnoty tisícinásobně převyšující dávky z přírodního pozadí.

Radiační zátěž obyvatel žijících v blízkosti **jaderných elektráren** se prakticky neliší od radiační zátěže ostatních obyvatel, zvýšení roční absorbované dávky se pohybuje jen v desetinách procent celkové dávky z přírodních zdrojů.

Zdroje ionizujícího záření jsou využívány v **předmětech běžného užívání**. Například údaje publikované koncem 80. let ukazovaly na relativně velký (stejně velký jako letecká doprava a čtyřikrát větší než výpusti z jaderné energetiky) roční kolektivní efektivní dávkový úvazek S_E (součet příslušných dávkových ekvivalentů, který obdrželi jednotlivci v uvažované skupině) z hodin s radioaktivními svítícími barvami. V řadě států se používají kouřové detektory požárů se zářiči α, radioaktivní svítivé znaky pro označení východu z budov apod. Jinak však užívání zmíněných zdrojů způsobuje nízkou populační dávku, stejně jako soudobé televizory, které dostatečně omezují vznikající rentgenové záření.

8.13.1 Zdroje kladně nabitých částic

Nejdůležitějším zařízením pro získání protonů vhodných k radioterapii je **urychlovač částic – cyklotron** (popis cyklotronu v 8.18.5.4), kterým urychlujeme **protony** (nebo také **ionty a částice α**) tak, že získají dostatečné množství energie (i více než 250 MeV), aby pronikly do libovolného místa lidského těla (první experimentální léčba **vysokoenergetickými protony** začala již v roce 1954).

Důvody, proč používat v radioterapii protony, spočívají v tom, že distribuce dávky ve tkáni je mnohem příznivější než u fotonů a elektronů. Protony mají dobře definovaný dosah v tkáni a téměř žádný rozptyl do stran; přesně definované a prostorově ohraničené maximum dávky se předává až na konci dráhy (**Braggův pík**) a za Braggovým píkem dochází

k prudkému poklesu dávky, tzn. je velmi malé kolísání dosahu. Hloubka, ve které se nachází Braggův pík, závisí na počáteční energii protonů a na materiálu, kterým procházejí.

Hlavní indikací pro budoucí použití protonové terapie budou nádory v těsné blízkosti nebo dokonce uvnitř životně důležitých struktur a nádory nepravidelného tvaru. Nové postupy v lékařských aplikacích protonových svazků umožňují dnes ozařovat nádory na libovolném místě těla velkými dávkami, zatímco zdravá tkáň zůstává před ozářením do značné míry uchráněna.

Svazky těžkých iontů (ideální jsou ionty uhlíku) jsou zatím nejdokonalejším nástrojem pro externí léčbu hluboko umístěných nádorů. Pohybují se prakticky po přímkách a zastaví se v přesně určené hloubce; co je ještě důležitější, předaná energie vzrůstá s hloubkou proniknutí až po Braggovo maximum, po jehož dosažení prudce klesá na pouhých několika milimetrech.

V několika laboratořích světa dnes pracují urychlovače, které jsou schopny urychlovat ionty všech prvků až po uran na energie dosahující 1 GeV na hmotnostní jednotku, což daleko přesahuje potřeby nádorové terapie.

8.13.2 Zdroje záporně nabitých částic

Zdrojem záporně nabitých částic s velkou energií je **betatron** (popsán v 8.18.5.2). V současných betatronech je možno dosáhnout mezní hodnoty energie elektronu až kolem 300 MeV. Při takové energii hmotnost urychleného elektronu asi 600× převýší hmotnost klidovou. K produkci vysokoenergetických elektronů se používají také **lineární urychlovače** (8.18.5.3).

8.13.3 Zdroje záření γ pro diagnostické účely

Snaha co nejméně zatížit organismus při použití radionuklidů pro diagnostické účely vyvolala potřebu nuklidů s krátkým až velmi krátkým fyzikálním poločasem přeměny. Jako velice výhodné se obecně ukázalo zavedení **generátorů krátkodobých radionuklidů, emitujících záření γ** (popsány podrobně v kapitole „Nukleární medicína" 9.3.3).

8.13.4 Zdroje neutronů

Zdroje neutronů jsou radionuklidové, neutronové generátory, jaderné reaktory. Zvláštními zdroji neutronů jsou nukleární exploze nebo zdroje založené na drolení jader.

Klinické zkoušky na konci 60. let naznačily, že pro léčbu některých zhoubných nádorů je velmi vhodné ozařování rychlými neutrony, které se získávají v zařízeních zvaných **cyklotrony**. Většina z těchto zařízení užívá protonové svazky vyvedené z cyklotronu s energií od 42 do 66 MeV. Protonové svazky se vedou do speciálních léčebných místností, kde se ozařováním beryliových terčíků produkují neutrony (p, n).

Klinické výsledky neutronové terapie jsou velmi povzbudivé v případě některých nádorů umístěných na specifických místech, např. pro léčbu nádoru slinných žláz je považována za nejvhodnější.

Novým slibným směrem je léčba **neutronovým záchytem na bóru**. Využívá se při ní toho, že v některých nádorech (zejména v mozku) se akumulují sloučeniny bóru. Při ozáření se část neutronů zachytí v **jádrech bóru a vznikají částice α** s velkou energií. Ty pak plně odevzdávají svojí dávku záření uvnitř nádoru a nedolétnou do zdravé tkáně. Tímto způsobem lze výrazně zvýšit dávku uvnitř nádoru, zatímco dávka ve zdravé tkáni se nemění.

8.14 Jaderný reaktor

(František Podzimek)

Mezi nejintenzivnější zdroje ionizujícího záření patří jaderný reaktor, který využívá **štěpnou reakci** k uvolnění značného množství energie.

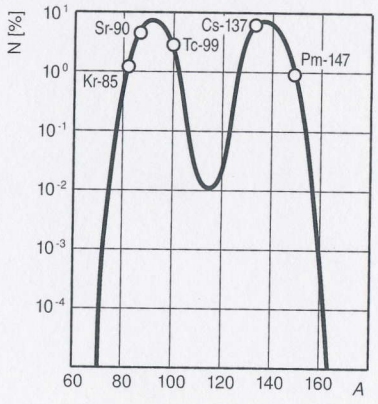
Štěpení jader je ve své obecné podobě jaderná reakce, iniciovaná libovolnou nabitou nebo nenabitou částicí, vedoucí k rozdělení na dvě jádra, která se nukleonovými i protonovými čísly podstatně liší od terčového jádra. Štěpení mohou vyvolat jak tepelné nebo rychlé neutrony, tak rychlé nabité částice či fotony. Největší praktický význam má štěpení neutrony.

Štěpení tepelnými neutrony je nejdůležitější reakcí vedoucí k uvolnění jaderné energie. Probíhá především na jádrech ^{233}U, ^{235}U a ^{239}Pu, která se štěpí na dva fragmenty a několik neutronů. Spektrum nukleonových čísel štěpných produktů má dvě výrazná maxima, jedno kolem nukleonového čísla 95 a druhé kolem 140.

$$^{235}U + {}^{1}n \rightarrow {}^{95}X + {}^{139}Y + 2\,{}^{1}n$$

Jádra X a Y jsou radioaktivní a podléhají další radioaktivní přeměně za vzniku dalších radioaktivních jader. Tyto vzniklé produkty z jaderného štěpení se označují jako **směs štěpných produktů**. Při rozštěpení jednoho jádra ^{235}U se uvolní přibližně 200 MeV energie. Největší část této energie se uvolňuje ve formě kinetické energie štěpných pro-

duktů (170 MeV), další energii pak odnášejí štěpné neutrony, záření gama, emitované elektrony a neutrina. Využitelná část energie, tj. energie odváděná chladivem z jaderného reaktoru, je poněkud menší a činí přibližně 190 MeV.



Obr. 8.7 *Závislost výtěžku štěpných produktů na hmotnostním čísle pro štěpení ^{235}U tepelnými neutrony*

Vedle tepelných neutronů lze ke štěpení využít také neutrony rychlé. Štěpná reakce pak probíhá např. na jádrech ^{232}Th, ^{231}Pa, ^{236}U, ^{238}U a ^{237}Np. Pokud v průměru alespoň jeden uvolněný neutron z každé štěpné reakce vyvolá další reakční proces, udrží se tzv. **řetězová reakce**.

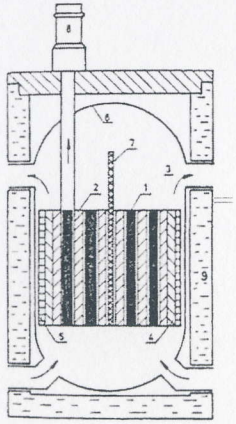
Štěpná řetězová reakce je tedy základním procesem, který probíhá v aktivní zóně jaderného reaktoru. Ten lze definovat jako takové seskupení štěpného materiálu, při kterém probíhá **řízená řetězová reakce**, chladícího systému, který zabezpečuje odvod uvolněného tepla, aniž dojde k poškození reaktoru, a stínění, které zabezpečuje minimalizaci úniku radioaktivity do okolí.

Jaderné reaktory lze třídit podle několika hledisek. Podle způsobu jejich použití lze reaktory rozlišovat na **stacionární energetické** (elektrárny), **transportní** (ponorky, lodě, družice), **výzkumné, školní, produkční** (výroba štěpných produktů) atd. Dále se budeme zabývat problematikou stacionárních energetických reaktorů. Ty lze z fyzikálního hlediska rozdělit podle těchto kriterií:

- **střední kinetická energie neutronů vyvolávající štěpení**
  - tepelné
  - rychlé
- **geometrické uspořádání paliva a moderátoru**
  - homogenní – palivo je rovnoměrně rozptýleno v moderátoru
  - heterogenní – palivo je ve formě palivových článků
- **moderátor**
  - grafitové – C, těžkovodní – D_2O, lehkovodní – H_2O
- **chladivo**
- H_2O, D_2O, C_2O, He, tekuté kovy.

Jaderný reaktor plní vlastně úkol kotle v běžné tepelné elektrárně na fosilní palivo. Chladivo, které odnáší teplo z aktivní zóny, se buď ještě v aktivní zóně mění v páru (u **varných reaktorů**), nebo ohřívá vodu a mění ji v páru ve výměnících tepla – parogenerátorech (**tlakovodní reaktor**). Pára se pak vede na turbínu, která pohání generátor, vyrábějící elektrický proud. K odvodu tepla z reaktoru lze využít i kapalných kovů, které mají vynikající teplonosné parametry, např. sodík. Toho je využito u rychlých reaktorů. Jejich nevýhodou však je bouřlivá reakce při styku s vodou nebo vzduchem.

Pro lékařství má jaderný reaktor největší význam v tom, že je mohutným zdrojem neutronového toku, který umožňuje připravovat značné množství nejdůležitějších radioaktivních izotopů užívaných k diagnostickým i terapeutickým účelům.

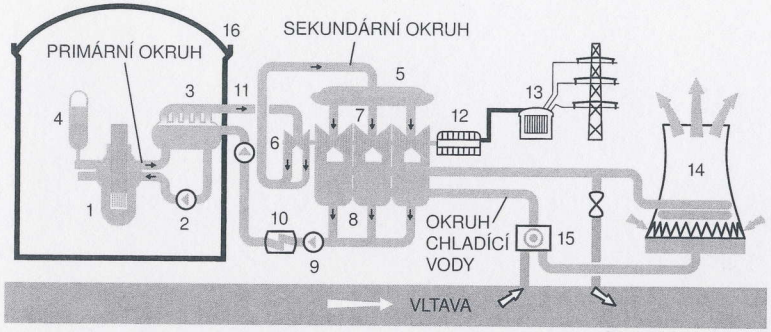


Obr. 8.8 *Principiální schéma tepelného energetického reaktoru*

Na obr. 8.8 je principiální schéma tepelného energetického reaktoru. V **aktivní zóně** jsou uspořádány **palivové články** (1), které obsahují **štěpný materiál**. V nich dochází

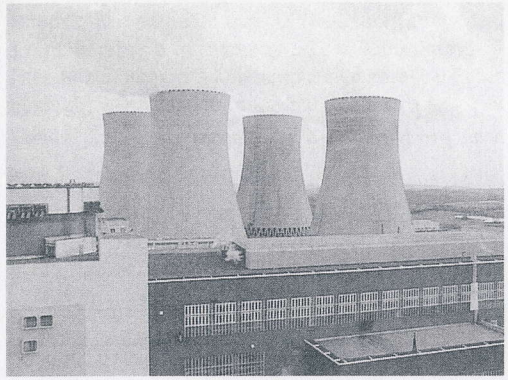
ke štěpné reakci a uvolňuje se teplo. Reaktory využívající štěpení tepelnými neutrony dále obsahují **moderátor** (2), kde dochází ke snižování kinetické energie ve štěpných reakcích uvolněných rychlých neutronů až na tepelné energie. Aktivní zóna je protékána proudem **chladiva** (3), které odvádí teplo k využití do dalších částí energetického zařízení. Zabraňuje tak přehřátí a tepelnému poškození palivových článků. Aktivní zóna je obklopena **reflektorem** (4), který snižuje únik neutronů z aktivní zóny a přispívá k rovnoměrnějšímu rozložení hustoty toku neutronů a aktivní zóně, a tím i k rovnoměrnějšímu prostorovému rozložení štěpné reakce a vývinu tepla. **Tepelné stínění** (5), obtékané rovněž chladivem, snižuje přenos tepla z aktivní zóny do materiálu **reaktorové nádoby** (6) a ven z reaktoru. Reaktorová nádoba je tlaková nádoba, která uzavírá aktivní zónu a některé další části zařízení. K ovládání reaktoru slouží **systém řízení** (7) reaktoru, který dovoluje uvést reaktor do činnosti, regulovat jeho výkon a odstavit jej jak v normálním provozu, tak i v havarijních situacích. Důležitou úlohu má i systém výměny paliva (8), který umožňuje výměnu paliva a přemísťování palivových článků s různým stupněm vyhoření uvnitř reaktoru. Reaktor je obklopen tzv. **biologickým stíněním** (9), které zmenšuje úroveň radiace v okolí reaktoru.

V současné době jsou nejužívanější reaktory vodovodního typu, tj. chlazené a moderované obyčejnou vodou. Do této kategorie patří i reaktory VVER využívané v Dukovanech a Temelíně (obr. 8.9).



Obr. 8.9 *Schéma Jaderné elektrárny Temelín (podle Ing. Jana Matznera, SÚJB, Praha)*

1. reaktor (VVER 1000, 3000 MWt, 912 MWe, výška tlakové nádoby 10,9 m, průměr 4,5 m) aktivní zóna: výška 3,6 m, průměr 3,1 m, 163 palivových kazet, 312 proutků v jedné kazetě, celkem 92 t UO_2 s obohaceným (max. 5%) uranem, čtyřletý palivový cyklus, objem chladiva 337 m^3, tlak 15,7 MPa, teplota vstup/výstup 290/320 °C, 2. hlavní cirkulační čerpadlo (21 200 m^3/h, 4 čerpadla na 1 blok), 3. parogenerátor (4 parogenerátory na 1 blok, pára na výstupu 6,3 MPa/279 °C), 4. kompenzátor objemu, 5. separátor, 6. vysokotlaká část turbíny (1 díl), 7. nízkotlaká část turbíny (3 díly), 8. kondenzátor, 9. čerpadlo kondenzátu, 10. regenerace, 11. napájecí čerpadlo, 12. elektrický generátor (alternátor 1111 MWe, 24 kV, chlazení vodou a vodíkem), 13. transformátor, 14. chladící věž (2 věže na 1 blok, výška 155 m, dolní průměr 131 m, horní průměr 83 m, průtok/odpar vody 17/0,4 m^3/s), 15. čerpací stanice, 16. ochranná obálka – kontejner (výška válce 38 m, vnitřní průměr 45 m, stěna z přepjatého betonu tloušťky 1,2 m, nerezová vnitřní výstelka ocel 8 mm)



Obr. 8.10 *Jaderná elektrárna Temelín*

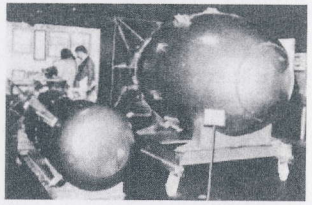
8.15 Jaderné zbraně

(Pavel Kuna)

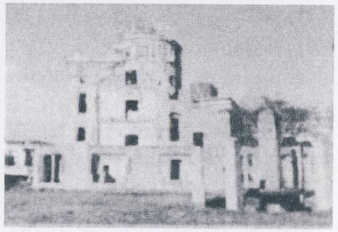
Použití jaderných zbraní americkou armádou v srpnu v roce 1945 na japonská města Hirošimu a Nagasaki bylo triumfem fyziky a současně startem k možnému sebezničení lidstva. V roce 1949 provedl Sovětský svaz první zkoušku vlastní atomové zbraně a bipolárně politicky rozdělený svět zahájil závody ve zbrojení. V roce 1954 pak Sovětský svaz spustil první komerční jadernou elektrárnu v Obninsku. Došlo také k rozvoji mírového využívání jaderné energie, především produkcí elektrické energie v atomových elektrárnách.

Jaderné zbraně (dále JZ) zůstaly ve vlastnictví pěti velmocí (USA, Ruska, Velké Británie, Francie – bývalí spojenci z války proti fašismu, a v Číně). Jsou dále k dispozici nebo ve vývoji v několika sledovaných státech (Indie, Pákistán, Izrael, Severní Korea), které s jejich pomocí chtějí řešit své lokální konflikty (tab. 8.2). Obavy ze zneužití některých JZ, především miniaturizovaných výbušných a hlavně nevýbušných (také ozna-

čovaných izotopických, či špinavých) jaderných zbraní, k teroristickým cílům nás nutí pečlivě studovat jejich účinky a bedlivě sledovat jejich další vývoj.



Obr. 8.11 *Atomové bomby připravené pro Hirošimu a v Nagasaki*



Obr. 8. 12 *Hirošima po 6. srpnu 1945*



Obr. 8.13 *První atomová elektrárna na světě – Obninsk (asi 140 km západně od Moskvy)*

JZ se odlišují od jiných zbraní hromadného ničení (dále ZHN), nyní označovaných jako NBC zbraně, kde N znamená *Nuclear*, B = *Biological* a C pak *Chemical weapons* či *agents* v anglické slovní mutaci. Biologické a chemické látky jsou výhradně určené k ničení biologických objektů a tudíž i lidských bytostí. Jejich dodání na místo stanoveného útoku je relativně snadné, mechanismy jejich biologických účinků dobře prostudované jinými obory, jakými jsou mikrobiologie, epidemiologie, hygiena, chemie, biochemie, farmakologie a toxikologie a některé účinky jsou řadu desetiletí úspěšně diagnostikované a klinicky léčené (infekce).

Jaderné zbraně megatunové jsou nejdestruktivnější známé zbraně současnosti, které představují riziko zničení průmyslových aglomerací a politických center velkoměst. Naopak při miniaturizaci JZ jsou potlačeny destruktivní fyzikální účinky tlakové a tepelné vlny a zvýrazněny ničivé účinky ionizujícího záření na biologické systémy (štěpné zbraně pod 3 kt a neutronové zbraně). Představa obyvatelstva o účincích jaderných zbraní je značně omezená a celá šíře jejich použití v případné jaderné válce neznámá.

Tab. 8.2 *Celkový počet jaderných výbuchů na povrchu zeměkoule (Butomo a kol., 2004)*

země	roky	počet výbuchů
USA	1945–1992	1030
SSSR – Rusko	1949–1991	716
Francie	1960–1997	210
Velká Británie	1950–1960	44
Čína	1964–1996	45
Indie	1974, 1998	6
Pákistán	1998	5

8.15.1 Rozdělení jaderných zbraní

Jaderné zbraně rozdělujeme na **výbušné** a **nevýbušné**. Jejich charakter je určen jadernou náloží, která může být umístněna v různých druzích munice (hlavice rakety, letecká puma, dělostřelecký granát, mina aj.), které jsou pomocí nejvhodnějších zbraňových systémů přiváděny na stanovený cíl, kde dochází k **jadernému úderu**.

K **posuzování ničivého účinku JZ** se vyjadřuje množství energie, uvolněné při výbuchu k ekvivalentnímu množství klasické trhaviny trinitrotoluenu, také nazývaného tritolem (TNT). Jsou k dispozici JZ od desetiny tuny do několika desítek Mt (1 Mt = 10^6 t). Podle hmotnosti tritolového ekvivalentu se JZ rozdělují do následujících skupin:

- velmi malé ráže (mohutnosti) do 1 kt (10^3 t)

- malé ráže 1–10 kt
- střední ráže 10 kt –100 kt
- velké ráže 100 kt–1 Mt
- velmi velké ráže nad 1 Mt

8.15.1.1 Výbušné jaderné zbraně

Výbušné JZ způsobují výbuch jaderné munice, ze které je uvolněna energie **štěpením** těžkých jader uranu (^{235}U) nebo plutonia (^{239}Pu) nebo **syntézou** jader lehkých prvků deuteria (^{2}D) nebo tritia (^{3}T), reakci zkracovanou ve formě (d-t). Pro jadernou výbušnou zbraň je dále charakteristické, v kolika **fázích** jaderné reakce probíhají. Hovoříme pak o JZ jedno-, dvou- a třífázových.

Štěpné nálože jsou ty, ve kterých se při výbuchu uvolní jaderná energie štěpením těžkých jader uranu 235 nebo plutonia 239. K zahájení štěpné reakce je nezbytné:

a) Pohlcení neutronů jádry uvedených prvků. Zdrojem primárních neutronů, které spouštějí **jednofázovou** štěpnou řetězovou reakci, může být například směs rádia a berylia.
b) Dosáhnout nejmenšího nezbytného množství jaderného paliva k zahájení štěpné reakce. Ve štěpných JZ je palivo rozděleno do dvou nebo tří částí jaderné výbušniny, které se v okamžiku výbuchu spojí a vytvoří **nadkritické množství paliva**, v němž již řetězová reakce proběhne.
c) K omezení ztráty neutronů je nezbytný kulovitý tvar jaderné nálože. Dalšímu úniku neutronů se zabraňuje tzv. **reflektorem**. Je to vrstva např. z grafitu uložená na povrchu nálože a vrací část neutronů zpět do jaderné nálože, kde jsou využity k dalšímu štěpení těžkých jader paliva.

Jednorázová řetězová reakce proběhne v nepatrném časovém úseku (ms), za uvolnění obrovského množství energie ve formě **počátečního ionizujícího záření** (neutrony, γ záření), dále neionizujícího záření – elektromagnetického impulzu (EMI) a UV záření, tlakové vlny, světelného a tepelného záření, zvukové vlny a tzv. zbytkového (reziduálního) ionizujícího záření, zahrnující γ záření a částice α a β, které jsou uvolňované při dalším rozpadu štěpných produktů v tzv. **radioaktivní stopě.**

Termonukleární nálož využívá energii, která se uvolňuje při spojování (**syntéze**) jader lehkých prvků deuteria tritia. Aby došlo ke spojení kladně nabitých jader, je nutná vysoká teplota (10^6 až 10^7 K). Jako zdroj tak vysoké teploty slouží malá štěpná nálož, která v tomto případě hraje úlohu iniciátora (rozbušky) termonukleární reakce, při které vzniká teplota několik desítek milionů stupňů C a je emitováno značné množství neutronů, ale netvoří se štěpné produkty (s výjimkou iniciální štěpné reakce), proto je také

nazývaná „čistou" JZ. Termojaderná zbraň je výbušnou JZ evidentně **dvoufázovou,** nemá kritické množství a její ničivý účinek roste s množstvím náplně, které je teoreticky neohraničené.

Představitelem dvoufázové termojaderné zbraně je **vodíková zbraň** (zpravidla megatunová), nebo její miniaturní varianta s ráží obvykle 1 kt nazývaná **neutronová zbraň,** s potlačenými fyzikálními ničivými účinky s minimálním radioaktivním zamořením a se zesílenou radiací. Ničí ozářením živé bytosti, neničí materiální hodnoty (tab. 8.3).

Tab. 8.3 *Podíl energie u štěpné a termojaderné JZ v procentech (Kuna et al., 2003)*

ničivý faktor	podíl uvolněné energie u štěpné zbraně	podíl uvolněné energie u termojaderné zbraně
tlaková vlna	35	8
světelné a tepelné záření	35	8
počáteční ionizující záření	5	70
radioaktivní zamoření	6	0
energie oblaku	19	14

Trojfázové výbušné JZ jsou dalším stupněm v hierarchii použitelných JZ. Trojfázové zbraně nahradily v podstatě vodíkové JZ. Běžné termonukleární zbraně velké a velmi velké mohutnosti výbuchu využívají v **třetí fázi** rychlých neutronů k štěpení přírodního uranu ^{238}U. Obvykle u nich polovina energie výbuchu pochází ze štěpení, polovina z (d-t) reakce syntetické. Využije-li se záchytu rychlých neutronů (d-t) reakce k indukci radioaktivity v kovovém plášti pumy, dojde k rozsáhlé kontaminaci např. ^{24}Na nebo ^{60}Co. Tato kontaminující zbraň sodíková nebo kobaltová ohrožuje obyvatelstvo především gama zářením.

Ničivé faktory výbušných JZ
Dosah ničivých faktorů jaderných výbuchů je určován druhem a konstrukcí JZ, mohutností a výškou výbuchu, charakterem terénu a osídlením a samozřejmě meteorologickými vlivy.

Působí v této časové posloupnosti:

- okamžité n, γ ionizující záření (ns až 10 ms), vyvolávající ionizaci okolních molekul; vysoce energetické elektrony jsou přibrzďovány kladnými jádry v bezprostřední blízkosti za emise spojitého spektra RTG záření řádově v nm; na toto indukované RTG záření zpočátku připadá 75 % energie uvolněné výbuchem;
- elekromagnetický impulz (EMI) a UV neionizující záření (μs);

- iniciální γ záření štěpných produktů, světelné a tepelné záření (ms až 30 s);
- zvukové vlny (několik s);
- tlakové a seismické vlny (sekundy až desítky minut);
- druhotné požáry, ohňové bouře, produkty hoření a hypoxie (minuty až dny);
- reziduální γ (i nevýznamné α a β) záření produktů jaderného výbuchu a radioaktivní kontaminace v radioaktivní stopě (hodiny až měsíce);
- zabudování radionuklidů do potravinových řetězců (roky).

Po jaderném výbuchu dochází k poškození osob buď **ionizujícím zářením** nebo **neionizujícím zářením.**

Ionizující záření vyvolává různé typy radiačního poškození v závislosti na **dávce** a **rozsahu** ozářeného organismu (na tzv. **distribuci** dávky), tj. zda jde o ozáření místní (**lokální**) nebo **celotělové.** V případě rozsáhlého spíše celotělového ozáření se rozvíjí **akutní nemoc z ozáření (ANO),** v případě místního ozáření může jít např. o lokální radiační zánět kůže, případně ztrátu zraku apod.

Poněvadž zpravidla je poškození zevním ozářením kombinováno se zevní a vnitřní kontaminací produkty jaderného výbuchu, hovoříme o **kombinovaném** radiačním poškození. Vzhledem k současnému působení tlakové vlny, tepelného, světelného a UV záření může dojít k tzv. **sdruženému** radiačnímu poškození. Pro tyto nejpravděpodobnější typy poškození organismu po jaderném úderu platí **pravidlo vzájemného přitížení** v průběhu patogenetického rozvoje poškození i v obtížnosti jeho léčby.

Neionizující záření představuje při jaderném výbuchu ničivou sílou nejen vůči všemu živému, ale způsobuje svými destruktivními vlastnostmi značné materiální ztráty. Přibližně 1 % energie výbuchu připadá na elektromagnetický impulz (**EMI**). Výbuch JZ působí jako obrovský vysílač spojitého spektra radiových a radarových vln v průběhu μs. Jejich amplituda je milionkrát větší než u vln obvyklých vysílačů. EMI indukuje parazitární elektrické proudy ve vodičích (antény, telefonní linky, elektrické vedení) a může tak vyřadit vysílače a přijímače, mikroelektronická zařízení a radiometry. Vysoký vzdušný 1 Mt výbuch vyřadí spojení až do vzdálenosti 1000 km od epicentra s nedozírnými důsledky.

Ultrafialové (UV) záření při pohledu do místa výbuchu vyvolává těžké popáleniny vnitřního oka. Dále způsobuje popáleniny nekryté pokožky, které mají obdobný průběh jako popáleniny při nadměrném slunění. Oslnění zábleskem a jasem výbuch vede k funkční slepotě, která za dne odezní do několika minut, za tmy do půl hodiny.

Tepelné ozáření způsobuje profilové popáleniny nebo ožehy. Vznícením hořlavých materiálů dochází k rozsáhlým požárům a tzv. sekundárním popáleninám. Rozpálený prach a horký vzduch mohou navíc vyvolat popáleniny horních cest dýchacích. Dosah UV záření, světelného a tepelného záření je na druhou stranu omezován některými

důsledky výbuchu jako znečištěním vzduchu a některými meteorologickými faktory – sněžením, deštěm, mlhou apod.

Třesk, tlaková a seismická vlna vzniká při expanzi ohnivé koule, která stlačuje okolní plyny řádově na několik TPa. Z místa výbuchu se šíří nárazová vlna. Při vysokých intenzitách zvuku (10^2 až 10^4 W.m^{-2}) vznikají těžké úrazy středního ucha. V případě pozemního výbuchu se vytvoří kráter a ve formě seismických vln se přenáší do okolí. Čelo tlakové vlny se šíří nadzvukovou rychlostí a způsobuje značné materiální škody a poškození osob v místech, kde přetlak překročí 100 kPa (dříve asi 1 atm). Přímý účinek označujeme jako barotrauma a zahrnuje především roztržení dutých orgánů (plic) s následným krvácením a bubínku s poškozením vnitřního ucha. Větší počet úrazu vzniká nepřímým (sekundárním) účinkem tlakové vlny při přetlaku nad 35 kPa (asi 0.35 atm), např. nárazem těla na překážku, jeho zasažením vymrštěnými předměty, zborcenými stavbami apod. Při přetlaku nad 20–30 kPa je člověk sražen k zemi, čemuž lze předejít včasným zalehnutím.

8.15.1.2 Nevýbušné jaderné zbraně

Nevýbušné jaderné zbraně se také nazývají radiologické nebo izotopické zbraně, také špinavé zbraně apod. Jsou určeny k zamoření radioaktivními látkami cílových prostorů nebo objektů, aby v konečné fázi způsobily u osob povrchovou nebo vnitřní kontaminaci radionuklidy. K jejich dopravě na určený cíl napadení se zpravidla používají nejaderné zbraňové systémy. Jsou relativně vhodné i pro **teroristické zneužití** podobně jako chemické nebo biologické zbraně.

Pro riziko možného zneužití radioaktivních látek v podobě špinavé bomby hovoří relativní jednoduchost konstrukce. Špinavá bomba má dvě složky – **konvenční nálož** a **radioaktivní izotopy**, izolované nebo ve směsi. Po výbuchu dojde v závislosti na síle nálože a množství radioaktivních látek k radioaktivnímu zamoření prostoru. Sestrojení tak jednoduché zbraně je omezeno pouze přístupem k radioaktivnímu materiálu. Ten je však velmi obtížný. Radioizotopy používané např. v nukleární medicíně mají velmi nízké aktivity s výjimkou radiojódu, který je používán ve vysokých dávkách při léčbě nádorů štítné žlázy.

Vysoké aktivity vznikají v jaderných reaktorech a zůstávají ve vyhořelých palivových článcích, jejichž uskladnění a střežení patří k nejostřeji sledovaným úkolům jaderných elektráren ve všech zemích s jadernými zařízeními. Proto možnost získat radioaktivní látky k výrobě špinavých bomb z jaderných úložišť je bezpečnostními opatřeními prakticky znemožněna.

8.16 Ochrana před ionizujícím zářením

(František Podzimek)

Vliv kterékoliv škodliviny působící na člověka může být omezován opatřeními u zdroje, kde škodliviny vznikají a odkud se šíří, opatřeními při průchodu škodlivin prostředím a opatřeními u člověka, na kterého negativně působí. Nejúčinnější ochranu představují opatření u zdroje, která jsou svoji povahou však technologicky náročná a dlouhodobá. Opatření při průchodu mají jednak povahu stínících bariér, jednak ovlivňují přenosové řetězce. V pracovním prostředí mají svůj význam opatření u člověka, realizované většinou pomocí individuálních ochranných pomůcek.

Vlastní principy ochrany před ionizujícím zářením lze rozdělit na ochranu před **zevním ozářením**, **povrchovou a vnitřní kontaminací**.

Všechny techniky **ochrany před zevním ozářením** jsou založeny na využití některého z těchto principů nebo na jejich kombinaci. **Ochrana časem**, tj. zkrácení pobytu osob v poli ionizujícího záření, je docilována organizačními opatřeními a nácvikem prováděných pracovních operací s cílem minimalizovat dobu pobytu osob v poli ionizujícího záření. Aplikace **ochrany stíněním** je založena na znalosti fyzikálních zákonitostí, na nichž je stínění založeno. Stínění v prostředí je realizováno stínícími stěnami a závěsy umisťovanými mezi zdroj ionizujícího záření a osoby, které zde musejí pobývat. Význam **ochrany vzdáleností** je patrný z pravidla, že pokles dávky v ozářeném objektu je nepřímo úměrný druhé mocnině jeho vzdálenosti od zdroje.

Jako základní pro **ochranu před vnitřním ozářením** se uvádějí také tři principy. Zpracovávat při jednom úkonu **co nejmenší dostačující aktivitu** radioaktivní látky. **Omezovat rozptyl radioaktivního materiálu** a to vřazováním alespoň dvou bariér. Dodržovat **předepsaný režim práce** zahrnující zejména nošení ochranného oděvu, očistu a monitorování při práci a po jejím ukončení.

Cílem ochrany před ionizujícím zářením je **zcela vyloučit** nežádoucí deterministické účinky a **omezit výskyt** stochastických účinků na tak nízkou úroveň, aby byla přijatelná pro společnost i jednotlivce.

Deterministickým účinkům lze zcela zabránit stanovením tak nízkých limitů dávkového ekvivalentu, aby nebyla dosažena prahová dávka pro jejich vznik ani po celoživotním ozáření. Omezení stochastických účinků na přijatelnou úroveň se zajišťuje uplatněním **systému limitování dávek**. Ten je založen na těchto třech principech. Žádná činnost nesmí být zavedena, nepovede-li k pozitivnímu čistému přínosu (**princip zdůvodnění**). Všechny expozice musí být udržovány tak nízké, jak lze z hlediska ekonomických a sociálních rozumně dosáhnout (**princip optimalizace ochrany před zářením**). Dávkový ekvivalent žádného jednotlivce nesmí překročit limity doporučené pro příslušné podmínky (**princip nepřekročení obecně planých limitů** dávkového ekvivalentu).

K obecně platným základním limitů patří limity základní a limity odvozené. **Základní limity** jsou závazné hodnoty dávkového ekvivalentu, které nesmí být u jednotlivců v jednou kalendářním roce překročeny.

Obecný **roční limit pro pracovníky**, tj. pro profesionální expozice, ve vztahu ke stochastickým účinkům **50 mSv**, je určen v efektním dávkovém ekvivalentu. Pro deterministické účinky dávkový ekvivalent v oční čočce nesmí přesáhnout **150 mSv** a v ostatních orgánech a tkáních **500 mSv.**

Pro obyvatelstvo má **roční limit efektivního dávkového ekvivalentu** vzhledem ke stochastickým účinkům hodnotu **1 mSv**, pro deterministické účinky je limit dávkového ekvivalentu na kůži a v oční čočce **50 mSv**. Limity pro jednotlivce z obyvatelstva se vztahují na průměrné ozáření členů kritické skupiny.

Tyto hodnoty jsou respektovány při výpočtu **odvozených limitů** pro vnitřní ozáření – ročních limitů příjmu radionuklidů.

Z těchto základních limitů jsou pak odvozeny další limity již v jiných veličinách, které umožňují jejich snadnější a operativnější měřitelnost. Odvozeným limitem je např. průměrný příkon dávkového ekvivalentu za jednotku času, průměrná objemová aktivita ve vdechovaném vzduchu nebo v potravinách apod.

Pro vyšetřované osoby neplatí žádná maximálně přípustná hodnota dávkového ekvivalentu. Je povinností vyšetřujícího lékaře, aby se snažil o dosažení co nejmenší hodnoty.

8.17 Biologické účinky ionizujícího záření

Dávka ionizujícího záření absorbovaná v biologickém prostředí zahajuje složitý mechanismus **fyzikálních** (v tomto stádiu dochází k přenosu energie od ionizující částice na atomy prostředí a molekuly; doba trvání kolem 10^{-13} s), **fyzikálně-chemických** (některé vnitromolekulární přenosy energie, excitace a ionizace atomů; délka trvání kolem 10^{-10} s), **chemických** (v tomto stádiu dochází již k primárnímu poškozování biologických struktur; délka trvání asi 10^{-6} s) a **biologických** (poškozené struktury mohou v této fázi reparovat, nebo procesy vedou ke smrti buňky, délka trvání sekundy až roky) **dějů**, které vedou ke konečnému radiobiologickému účinku. Ionizující záření způsobuje poškození a smrt buněk, na straně druhé může vyvolat adaptační a obranné mechanismy.

Patogeneze poškození ionizujícím zářením začíná již ve stádiu fyzikálně-chemických dějů. Vznikají reaktivní látky, které na **úrovni molekulární** vedou k radiačně-chemickým změnám molekul, čímž tyto ztrácejí své specifické vlastnosti. Na **subcelulární úrovni** dochází k odchylkám v průběhu biochemických pochodů. Mění se aktivita enzymů, je narušena fosforylace, syntéza nukleových kyselin, specifických bílkovin apod. **Buněčná úroveň** poškození se projevuje nejdříve v redukci počtu buněk proliferujících buněčných populací. Ztráta specializovaných buněk vede k prohloubení biochemických změn a k narušení funkce životně důležitých orgánů (např. krvetvorné tkáně, střevního epitelu apod.). Důsledkem jsou změny **orgánové a systémové**, které vedou **na úrovni organismu** ke vzniku nemoci z ozáření. Pozdní somatické a také genetické poškození se projevuje **také na úrovni populace**.

Biologický účinek stejných dávek ionizujícího záření se výrazně liší v závislosti na lineárním přenosu energie a na prostorové distribuci dávky. Kritické struktury v buněčném jádře pro účinek ionizujícího záření jsou molekuly DNA, na kterých ionizující záření vyvolává různé změny ve velikosti, ve struktuře a tvaru molekuly.

Pochopení působení ionizujícího záření na buňku je nezbytným předpokladem pro pochopení patogenetických mechanismů způsobujících somatické nebo genetické poškození u člověka.

Jednou z nejdůležitějších vlastností buněk je jejich schopnost dělit se a vytvářet identické dceřiné buňky. Buněčný cyklus sestává ze čtyř fází. První, postmitotická **fáze G_1** (trvá až desítky hodin) začíná bezprostředně po rozdělení buňky a je charakterizována syntézou RNA, proteinů a prekurzorů DNA. V této fázi se rozhoduje, zda buňka bude pokračovat v cyklu dělení, nebo se diferencuje, nebo zaniká, nebo zda se dostává do klidové **fáze G_0**, ve které se nedělí. **Na konci fáze G_1** má buňka **největší radiosenzitivitu** a přechází ve **fázi S** (trvá 5–10 hodin). V této fázi má naopak **nejnižší radiosenzitivitu**. Dochází k duplikaci DNA v jádře a k syntéze jiných specifických bílkovin. Poté následuje **fáze G_2**, která je krátká (asi 1–3 hodiny) a během ní postupně narůstá radiosenzitivita. Fáze G_2 končí v okamžiku další mitózy. **Fáze M (vlastní mitóza)** je sice nejkratší, trvá kolem 0,5 až 1 hodiny (dělí se na čtyři malé fáze – profázi, metafázi, anafázi a telofázi), ale v této fázi je **druhé maximum radiosenzitivity** buňky. Při mitóze se chromozomální DNA rozdělí do dvou jader. Obě obsahují identické kopie genetického materiálu buňky. Okamžitě po ukončení mitózy se rozdělí i samotná buňka a vzniknou tak dvě identické dceřiné buňky.

Buňky v některých tkáních (např. kostní dřeň) projdou buněčným cyklem za svůj život mnohokrát. Vysoce specializované buňky, jako např. neurony, se nedělí vůbec, zůstávají „uvězněny" ve fázi G_0.

Účinky ionizujícího záření na buněčné úrovni mají co do důsledku dvojí charakter. **Ozáření** způsobí buď **zánik buňky**, nebo změní genetickou informaci (**mutace**) při zachované schopnosti dalšího buněčného dělení. V ozářené populaci se mohou vedle sebe uplatňovat oba procesy, tj. část buněk zaniká a jiná část podléhá mutaci či maligní transformaci. Vývoj zhoubného bujení začíná změnami ve funkčních částech chromozomů – genech. Tyto mutace mohou vzniknout samovolně (za lidský život dochází i za normálních okolností ke zhruba 10^{10} samovolným změnám v genomu), počet mutací se však může velice zvýšit působením ionizujícího záření.

Konečný výsledek působení ionizujícího záření na buňku a její komponenty je spoluurčován teprve uplatněním obnovných mechanismů, **reparačních dějů**, které v závislosti na časovém faktoru odstraní část důsledků ozáření. Molekulární úroveň reparace zahrnuje enzymatické procesy, jimiž jsou napravovány poškozené struktury DNA. Pro obnovu funkcí tkání je významná především **obnova cestou proliferace**, buněčného dělení z přežívající frakce kmenových buněk.

8.17.1 Základní mechanismus biologického účinku ionizujícího záření

Při průchodu ionizujícího elektromagnetického záření, nabitých částic i neutronů biologickým prostředím dochází k ionizaci a excitaci (na jednu ionizaci připadají dvě až čtyři excitace) atomů a molekul buněk organismu podél jejich dráhy. Jak bylo popsáno výše, částice s elektrickým nábojem ionizují přímo, elektromagnetické záření a neutrony nepřímo. Ionty i excitované atomy a molekuly způsobují vznik chemicky reaktivních látek, zejména volných radikálů.

Účinek ionizujícího záření je buď **přímý** nebo **nepřímý:**

Při **přímém** účinku ionizujícího záření (u záření s nízkým lineárním přenosem energie je málo pravděpodobný) dochází bezprostředně k absorpci zářivé energie uvnitř jádra buňky. Změny v chemických vazbách způsobují inaktivaci až rozpad zasažené molekuly. Přímý účinek převládá v buňkách s nízkým obsahem vody.

Při **nepřímém** účinku dochází k radiolýze vody s tvorbou agresivních volných radikálů, které jsou odpovědné za radiační poškození důležitých molekul. Absorpce záření v biologickém prostředí je ovlivněna vysokým obsahem vody. Asi 50 % energie ionizujícího záření může být absorbováno ve volné vodě. V ní probíhá tzv. radiolýza vody a primárními produkty jsou volné radikály ($H^{\cdot}$ a $OH^{\cdot}$). Vzniklé radikály pak mohou reagovat s molekulami DNA a vytvářet jednoduché nebo dvojné zlomy na této molekule, a tím i potenciálně letální poškození. Vznikají i tzv. molekulární produkty radiolýzy (H_2, O_2, H_2O_2). Životnost těchto produktů je kolem 10^{-6} s, rychle se rekombinují nebo

migrací energie přecházejí na jiné reaktivní produkty a vyvolávají různé oxidačně-redukční reakce.

V celém řetězci chemických reakcí, které po této radiolýze následují, se jeví **role přítomnosti kyslíku** jako jedna z nejvýznamnějších a kromě kvality záření (podrobně popsána v kapitole 7.6.) je jedním z hlavních faktorů ovlivňujících radiosenzitivitu buněk. Kyslík působí v tomto smyslu jako senzibilizátor záření. Znamená to, že tkáně s menším obsahem kyslíku (např. hypoxické oblasti uvnitř solidních nádorů) mohou být více radiorezistentní. Účinek přítomnosti kyslíku se nejvíce projevuje u záření s nízkým lineárním přenosem energie (rentgenové záření, záření γ, elektrony). Vzhledem k významu přítomnosti kyslíku byl zaveden pojem **kyslíkový poměr**. Je definován jako poměr dávek, jímž se dosahuje stejného účinku u buněk hypoxických a u buněk, jež jsou v rovnováze se vzdušným kyslíkem. Přítomnost kyslíku zvyšuje vznik radikálů a brání reparativním pochodům v buňce. Buňky s dostatečnou saturací kyslíkem jsou 2–3× citlivější na záření. Podíl buněk s malou saturací kyslíku v nádoru se pohybuje od 10 % do 15 %. Tyto buňky rozhodují v konečné fázi radioterapie o dlouhodobých příznivých výsledcích po léčbě zářením.

Energie ionizovaných i excitovaných molekul se mění v energii chemických reakcí, v energii záření vysílaného excitovanými molekulami a v tepelnou energii (ta je biologicky nevýznamná). Dochází k fyzikálnímu i chemickému přenosu energie, k tzv. **migraci energie**.

Podstatou biologického účinku ionizujícího záření je tedy jeho schopnost ionizovat atomy a molekuly ozářeného organismu, včetně biologicky významných makromolekul. Vznikají chemicky vysoce reaktivní látky radikálové povahy. Na primární děje fyzikální a fyzikálně-chemické povahy navazují další reakce, které vedou k poškození ozářeného organismu, projevujícímu se postupně funkčními i morfologickými změnami prokazatelnými na úrovni molekulární, buněčné, orgánové i organismu jako celku (tj. postihující postupně všechny úrovně jeho vnitřní organizace).

Množství iontů vzniklých podél stopy ionizující částice na jednotku dráhy se označuje jako **iontová hustota**. Čím je iontová hustota větší, tím větší je pravděpodobnost zásahu některé důležité molekuly a většího biologického účinku.

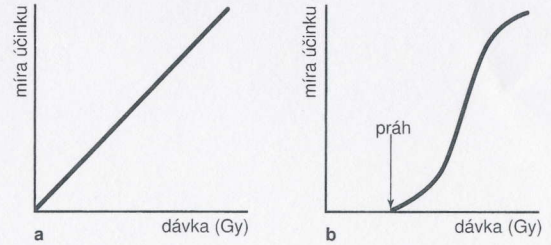
Konečný účinek ionizujícího záření závisí především na těchto faktorech:

- na dávce záření a na dávkovém příkonu, resp. způsobu ozáření (prostorové distribuci dávky)
- na použitém druhu záření
- na metabolickém stavu organismu v době ozáření

8.17.2 Formy poškození zářením

Stochastické účinky ionizujícího záření (obr. 8.14a) jsou takové, pro něž pravděpodobnost, že účinek nastane, je považována za bezprahovou a lineární funkci dávky (i minimální dávka záření je schopna vyvolat patologické změny v organismu). Dělí se na účinky **somatické** (projeví se přímo na ozářeném jedinci) **nebo dědičné** (postihnou potomky ozářeného jedince). Za významné **somatické riziko** při ozáření jedince nízkými dávkami považujeme **vznik nádoru**. Všeobecně můžeme říct, že i minimální dávka záření může vyvolat vznik nádorového onemocnění, a čím vyšší je dávka záření, tím větší je pravděpodobnost, že u ozářeného jedince dojde ke vzniku nádorového onemocnění.

Mezi **deterministické účinky** (obr. 8.14b) řadíme např. **akutní nemoc z ozáření**, která vzniká obvykle po jednorázovém velkém zevním ozáření. **Chronická nemoc z ozáření** vzniká účinkem opakovaného ozařování malými dávkami nebo jako následek překonané akutní formy onemocnění.



Obr. 8.14 *Účinky stochastické (a) a deterministické (b)*

Nemoc z ozáření je komplex patologických změn v organismu vyvolaných účinkem velkých dávek ionizujícího záření. Charakter onemocnění závisí na pronikavosti záření, ionizační hustotě, způsobu expozice, časovém faktoru aj. V závislosti na dávce a radiosenzitivitě převládá postižení různých systémů, přičemž platí, že čím menší je diferenciace buňky a čím vyšší je mitotická aktivita, tím je větší radiosenzitivita.

Akutní nemoc z ozáření má však typický klinický průběh a probíhá obvykle ve čtyřech fázích:

Období počátečních příznaků (prodromální fáze). Tato fáze nemoci je krátkodobá. Hned po ozáření nebo za několik málo hodin se objevuje u postižených celková nevolnost, slabost, nucení na zvracení, zvracení, sucho v ústech, žízeň, bolesti hlavy, při vyšších dávkách zažívací obtíže s průjmy. U některých nemocných byl pozorován obraz podobný šoku, u jiných byly zaznamenány poruchy vědomí a spánku. Zkušenosti

z Černobylu ukázaly, že zvracení u postižených bylo významným ukazatelem prognózy dalšího vývoje nemoci. Čím dříve došlo po celotělovém ozáření ke zvracení, tím byla prognóza dalšího vývoje nemoci horší.

Období bez klinických příznaků (latentní fáze). Tato fáze je různě dlouhá, čím je delší, tím byla dávka ozáření menší. Po krátkodobém trvání počátečních příznaků nastupuje u ozářených osob období bez klinických příznaků. Postižení jsou buď zcela bez obtíží, příznaky prvního období ustupují. Teplota se vrací k normálu, bolesti hlavy se mírní, mizí poruchy vědomí, ustává zvracení. Důvodem přechodného zlepšení je maximální zapojení všech obranných mechanismů organismu. Rozvoj onemocnění však skrytě pokračuje.

Období plného rozvoje nemoci (klinická fáze). Třetí období nastupuje po období latence a vyznačuje se celým souborem obtíží (závislých na velikosti absorbované dávky) spojených s horečkami trvajícími i týdny. Nástup horečky je provázen krvácivými projevy. Dalšími klinickými příznaky v tomto období jsou zánětlivé změny na sliznici dutiny ústní a projevy poškození trávicího traktu. Horečka v tomto stádiu onemocnění je způsobena rozvojem infekce podmíněné zhroucením obranných schopností organismu. Jsou výrazné i kardiovaskulární poruchy (tachykardie, extrasystoly, oběhové selhání apod.). Bariéra střevní stěny proti bakteriální flóře je prolomena, stupňuje se zvracení, průjmy, později se značnou příměsí krve. Průjmy a zvracení vedou k dehydrataci. Funkce ledvin jsou vážně ohroženy. Nemocní prudce ztrácejí na hmotnosti následkem sníženého příjmu potravy. Dochází k poškození jater. Rovněž pohlavní žlázy jsou poškozeny. Výrazně je poškozena tvorba nových krevních elementů. Toto období trvá dva až tři týdny a smrt může způsobit kterákoli z uvedených změn (těžká anemie, infekce a sepse, oběhové selhání, selhání ledvin nebo kombinace těchto změn, mnozí nemocní umírají na pneumonii nebo bronchopneumonii).

Při dávkách kolem 4,5 Gy (LD_{50}) převládá postižení krvetvorby a imunitního systému, se zvyšováním dávky převládá střevní forma onemocnění a následným pronikáním střevní mikroflóry do krevního oběhu. Smrt nastává také v důsledku rozvratu vodního a minerálního metabolismu. Ozáření dávkami kolem 10 Gy, tj. dávkami většími než absolutní letální dávka (ALD = LD_{100}), vede k velmi rychlé centrálně nervové smrti.

Období rekonvalescence. U postižených, kteří nebyli vystaveni smrtelné dávce záření, může nastoupit pozvolna rekonvalescence a nakonec může dojít k částečnému nebo při menších dávkách ozáření i k úplnému uzdravení. Subjektivní stav nemocného se zlepšuje, objektivní příznaky ustupují. Klesá teplota, zlepšuje se chuť k jídlu, obnoví se normální spánkový rytmus. Zvolna se upravuje tvorba nových krevních elementů.

U osob, které přežily akutní nemoc z ozáření, je častější výskyt leukémií i jiných nádorových onemocnění. Většina žen zůstává po ozáření neplodná, u těhotných žen je větší pravděpodobnost potratů a porodů fyzicky nebo mentálně postižených potomků.

Po vniknutí radionuklidů do organismu ingescí (jídlem a pitím), inhalací nebo přes poraněnou kůží dochází k **vnitřní kontaminaci radioaktivními látkami**. Rozpustné látky se resorbují poměrně rychle, dostávají se do krve a jsou rozděleny do orgánů, ve kterých se vychytávají (jednomocné kationy se v organismu rozdělují obvykle rovnoměrně, dvojmocné mají afinitu ke kostní tkáni, trojmocné a vícemocné se rozdělují mezi kosti a lymfatickou tkáň, játra, kostní dřeň).

Účinky vnitřní kontaminace jsou **časné** (zejména postižení gastrointestinálního traktu, radionuklidy jodu poškozují štítnou žlázu) a **pozdní**. Většina účinků vnitřní kontaminace je však pozdních. Dostavují se až za několik roků jako poruchy krvetvorby, leukémie a nádory různé lokalizace.

Cílem ochrany před zářením je zcela zabránit vzniku deterministických účinků a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na co nejnižší úroveň s uvážením hospodářských a sociálních hledisek.

8.18 Principy léčby ionizujícím zářením

Většina onkologických pacientů musí být léčena nejen se zaměřením na primární nádorové ložisko, ale také s ohledem na vzdálené metastázy. To vyžaduje **komplexní léčebný program**, zahrnující kromě chirurgického výkonu a systémové léčby cytostatické nebo hormonální také léčbu ionizujícím zářením. U takřka 80 % onkologických pacientů je v průběhu léčby použita v určité formě radioterapie.

Možnosti léčby ionizujícím zářením (**radioterapie**) jsou určovány citlivostí nádoru na ionizující záření (**radiosenzitivita**), jeho **velikostí** a **lokalizací**. U nádorů citlivých na ionizující záření lze radioterapií dosáhnout kompletní regrese nádorového ložiska. U nádorů omezeně citlivých nebo rezistentních má zevní ozáření jen paliativní význam (zmenšení obtíží), větší význam v těchto případech přináší **brachyterapie**. Zahrnuje radiační techniky, při nichž zavádíme zářiče typu β^- přímo do nádorového ložiska. Výhodou těchto postupů je možnost vpravit do nádoru vysoké dávky záření bez nebezpečí poškození okolních tkání (nejtypičtějším příkladem je uterovaginální aplikace u karcinomů děložního hrdla).

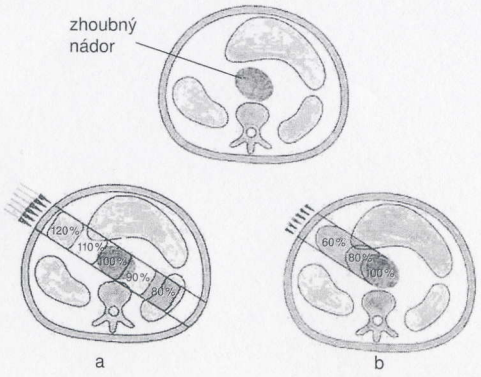
Nicméně dík nejnovější a účinnější terapii, založené na ozařování nádorů svazky protonů a iontů, se mohou zlikvidovat i radiorezistentní, do této doby prakticky neléčitelné typy nádorů. Ozařování těmito svazky částic představuje kvalitativní skok co do možnosti užití i šetrnosti k poškození zdravých tkání. Klinické výsledky neutronové terapie jsou také velmi povzbudivé v případě některých nádorů uložených na specifických místech. Např. pro terapii nádoru slinných žláz je terapie neutrony považována za nej-

vhodnější. Jiné nadějné oblasti jsou pokročilé adenokarcinomy prostaty, některé nádory hlavy a krku, některé druhy plicních nádorů a sarkomů kostních či měkkých tkání.

I sebeúčinnější radioterapie je ale omezena tím, že nejde o léčbu systémovou. **Celotělové ozáření** se užívá u pacientů s hematologickými malignitami a slouží k navození imunosuprese před transplantací kostní dřeně.

Pro pochopení terapeutického účinku je třeba znát biofyzikální principy pro **stanovení optimální hodnoty** a **rozložení absorbované dávky** jak v cílové oblasti (např. nádor), tak v okolní zdravé tkáni. Vzhledem k tomu, že konečný klinický efekt není jen faktor lokálního a časového rozložení dávky, je nutné seznámit se i s radiobiologickými základy, zejména s citlivosti ozářených tkání.

Zásadním problémem při léčbě ionizujícím zářením je dosáhnout **maxima absorbované dávky v oblasti nádoru, aniž by byla poškozena okolní zdravá tkáň**. V případě ozařování elektromagnetickým vlněním (rentgenové záření, záření γ) toho lze docílit jenom částečně, protože značná část záření zasáhne zdravou tkáň před nádorem a také za nádorem. Léčba je proto často omezena tím, jak velikou dávku snese zdravá tkáň v okolí nádoru. Při použití těžkých nabitých částic (např. protony nebo ionty) je profil předávané dávky do tkání takový, že dávka je z největší části absorbována v nádoru, zatímco ve zdravých tkáních před nádorem a za nádorem je výrazně menší. Tím se výrazně zlepšuje účinnost léčby (obr. 8.15).



Obr. 8.15 *Profil předávané dávky do tkání: a) elektromagnetické záření (rentgenové, záření γ), b) těžké nabité částice*

Vzhledem k možným negativním biologickým účinkům se ionizující záření k léčbě nenádorových onemocnění (účinek protizánětlivý, analgetický) prakticky nepoužívá.

Rozeznáváme dva typy radioaktivních preparátů používaných v léčbě ionizujícím zářením:

Uzavřené zářiče (radiofory). Radioaktivní látka je vzduchotěsně uzavřena v kovovém pouzdře (platina, hliník apod.), které slouží jako filtr, propouštějící pouze tvrdší paprsky zářiče, vhodné pro léčebný účinek. Jako radionuklid je nejčastěji používán ^{226}Ra nebo ^{90}Sr. Využití uzavřených zářičů β^- je **při brachyterapii** (např. v gynekologii anebo dermatologii).

Otevřené zářiče (radiofarmaka). Otevřenými zářiči jsou chemické sloučeniny, které obsahují ve své molekule radioaktivní izotop některého prvku. Značkované sloučeniny jsou v organismu metabolizovány a používají se nejenom k funkčním a kinetickým vyšetřením, což je hlavní náplní nukleární medicíny (kapitola 9.3), ale užívají se i v radionuklidové terapii (terapie otevřenými zářiči – např. štítná žláza).

8.18.1 Biofyzikální základy radioterapie

Společné vlastnosti ionizujícího záření jsou: v podstatě přímočaré šíření, úbytek záření se čtvercem vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření (ve vzduchu) a zeslabení (úbytek) záření při průchodu látkou díky interakcím ionizujícího záření s látkou. Úbytek záření při průchodu látkou závisí na druhu a energii ionizujícího záření a na absorpčních vlastnostech látky. Největší úbytek záření je u těžkých nabitých částic, nejmenší u fotonového záření. Úbytek záření s narůstající energií klesá, zvyšuje se však s narůstajícím atomovým číslem a měrnou hmotností absorpčního materiálu.

Podmínkou schopnosti ionizujícího záření vyvolat měřitelné biologické účinky je dostatečná hodnota energie emitovaného záření. Iontový pár může vzniknout buď **přímou interakcí** ozařující částice s elektronem atomového obalu (**částice α, β, protony deuterony, popř. jiné nabité částice**) nebo **zprostředkovaně** nabitými částicemi, uvolněnými při interakci **záření γ, rentgenového záření a** při interakci **neutronů**.

Vztah mezi fyzikálním ozářením (expozicí) a biologickou reakcí je v podstatě přímo úměrný: čím delší bude expozice, tím intenzivnější biologické účinky můžeme očekávat. Kromě expozice budou biologický účinek ovlivňovat ještě: a) činitel časový; b) prostorové rozložení ozáření; c) kvalita záření.

a) O jednorázové expozici hovoříme, jestliže se podá v krátkém čase (řádově minuty), o expozici frakcionované, jestliže se celková expozice rozdělí na frakce, podávané v průběhu několika týdnů (podrobněji popsáno v následující kapitole).
b) Biologický účinek bude u stejných expozic tím větší, čím větší bude ozařovaný objem tkáně.
c) Záření o různé kvalitě bude mít různou ionizační schopnost na délkovou jednotku dráhy a tím i různou biologickou účinnost. Biologicky nejúčinnější jsou ty druhy záření, které mají nejvyšší lineární přenos energie (těžké částice).

8.18.2 Radiobiologické základy radioterapie

Při léčebném použití ionizujícího záření je vždy nutné vycházet z radiobiologických poznatků, že každá dávka ionizujícího záření vpravená do organismu znamená určitou trvalou zátěž, která se během ozařovacích cyklů kumuluje.

Hlavním fyzikálním faktorem ovlivňujícím biologický účinek záření je **absorbovaná dávka** záření (v Gy) v oblasti nádoru. Ozařovací postup je nutno volit tak, aby celé nádorové ložisko bylo pokud možno **homogenně zatíženo maximální dávkou** a všechny zdravé okolní tkáně byly zatíženy dávkou co nejmenší. Účinek dané dávky se však může lišit podle použitého druhu záření a jeho lineárního přenosu energie. Proto byla zavedena tzv. relativní biologická účinnost. Radiobiologicky je definována jako poměr dávky standardního záření k dávce záření s jiným lineárním přenosem energie, jež dosahuje stejného biologického účinku.

V případě ozařování celých tkání se vedle destrukčních a reparačních procesů probíhajících uvnitř buněk uplatňují i procesy proliferační v rámci celých tkání, s jejichž pomocí se nahrazují zničené a již rozpadlé buňky. Různé tkáně vykazují různou rychlost těchto proliferačních procesů. Zatímco u zdravé, normální tkáně jsou tyto procesy řízeny homeostatickou kontrolou, u nádorové populace dochází ke známému neřízenému množení buněk. Biologický účinek záření je závislý nejen na dávce, ale i na časovém faktoru. Proto je v radioterapeutické praxi ozařujeme nádorovou tkáň ne jednorázově, ale **frakcionovaným způsobem**. Stejná dávka rozdělená na několik dílčích dávek aplikovaných v určených časových intervalech má menší účinek než když je aplikovaná jednorázově. Tento jev se vysvětluje schopností tkáně zotavit se z účinku záření (tzv. faktor zotavení). Metoda frakcionovaného ozáření spočívá v tom, že celková potřebná nádorová dávka se rozdělí na sérii dávek dílčích (frakce), které se aplikují denně nebo v jiných pravidelných intervalech (tzv. klasická frakcionace je aplikace 2 Gy denně v cílovém objemu, 5 frakcí týdně, celkem 20–30 frakcí, celková dávka 40–60 Gy). Všechny ostatní frakcionační režimy se obvykle vztahují biologickým ekvivalentem dávky ke klasické frakcionaci. Rozeznáváme např. hypofrakcionační režimy (ozařování méně než 5 frakcí týdně), hyperfrakcionační režimy užívají metod ozařování více frakcemi denně (2–3). Tkáně, které rychle proliferují a rychle regenerují, mají na hypofrakcionaci větší toleranci, zatímco tkáně s pomalou proliferací, reparací a regenerací mají větší toleranci na hyperfrakcionaci.

Frakcionaci vždy volíme tak, abychom vhodnou denní dávkou, celkovou dávkou a počtem frakcí i celkovým počtem dnů, ve kterých je dávka aplikována, ovlivnili výsledný efekt destrukcí celého nádorového ložiska, aniž bychom překročili toleranci zdravých tkání.

Poměr mezi letální nádorovou dávkou a dávkou tolerovanou zdravými tkáněmi se nazývá **terapeutický poměr**. Je-li tento poměr menší než 1, jedná se o situaci příznivou pro radioterapii, neboť může být aplikovaná dávka k destrukci nádorového ložiska, bez významnějšího poškození zdravých struktur. Je-li tento poměr roven 1, jedná se o omezeně citlivý nádor a při léčbě zářením musíme počítat s určitým malým procentem komplikací. V případě, že poměr je větší než 1, je situace pro léčbu zářením nepříznivá.

Zvýšení účinku záření na nádorovou buňku – zvětšení terapeutického poměru lze dosáhnout:

- zvýšeným zásobením kyslíkem nádorové tkáně – kombinace záření s hyperbarickým kyslíkem
- radiosenzibilizátory – jsou to látky, které vykazují kyslíkový efekt. V cílovém objemu dochází ke zvýšení hladiny radikálů a k vazbě vyražených vazebných elektronů, což brání reparačním procesům
- využitím záření o vysokém LET – např. použití svazku rychlých neutronů. Při použití rychlých neutronů je jejich účinek nezávislý na přítomnosti kyslíku. Jde o vysoce ionizující částice přímo letálně poškozující buňky
- kombinace radioterapie s cytostatiky – při aditivním účinku se sčítá letální efekt obou modalit na stejném senzitivním místě buněčného cyklu

8.18.3 Metodika léčby zářením

Metodika léčby je velice složitá a vyžaduje komplexní přístup. Začíná **přesnou lokalizací** nádorového ložiska a **stanovením cílového objemu**. Dalším krokem je **příprava isodozových plánů** (tj. určení velikosti prostorové distribuce dávek, integrální dávky, dávky v cílovém orgánu a v dalších význačných bodech), doby ozařování apod. Všechny důležité parametry charakterizující konkrétní ozařovací plán se pak musí přenést z plánu do **ozařovacího protokolu** tak, aby nastavení jednotlivých polí bylo reprodukovatelné v průběhu celého frakcionovaného ozařování.

Zásadním problémem při léčbě ionizujícím zářením je dosáhnout maxima absorbované dávky v nádorové tkáni, aniž by byla poškozena okolní zdravá tkáň. V případě elektromagnetického ionizujícího záření (jako je rentgenové záření, záření gama nebo vysokoenergetické fotony) toho lze docílit jenom částečně, neboť značná část ionizujícího záření zasáhne zdravou tkáň před a za nádorem. Léčba je proto často omezena tím, jako velkou dávku snese zdravá tkáň v okolí nádoru.

Profil předávané dávky těžkých nabitých částic, jako jsou protony, deuterony nebo ionty, ale také částic bez náboje (neutrony) je však takový, že dávka je z největší části absorbována v nádoru, zatímco ve zdravých tkáních je výrazně menší. Tím jsou dány i perspektivy využití nových zdrojů záření.

V celém průběhu léčby (radioterapie) se lze dopustit chyb systematických a nahodilých. **Systematické chyby** vznikají v průběhu plánování léčby a jsou způsobeny nesprávným určením cílového objemu, nesprávným výpočtem isodozového plánu. **Chyby nahodilé** se vyskytují pouze u každé jednotlivé frakce a jsou způsobeny nesprávným nastavením některých parametrů. Velikost nahodilých chyb nemá zásadní vliv na celkový výsledek léčby.

8.18.4 Klinické problémy radioterapie

Radioterapie patří k účinným nástrojům v léčbě zhoubných nádorových onemocnění. Musí se však používat uvážlivě a s použitím všech fyzikálních i medicínských znalostí. Je nutno si uvědomit, že v některých případech je přímo **kontraindikovaná**. Je to zejména ve velmi pokročilých stavech nádorového nemocnění, u kachektických pacientů, při přidružených jiných závažných nemocích, při rozpadu nádoru, anémii, febrilních stavech apod.

Radioterapeuti sledují pečlivě **časné reakce**, které v průběhu ozařování vznikají. Jsou to zejména **kožní reakce**, při ozařování nádorů uvnitř těla je pravidlem vznik reakcí na **sliznicích** v ozařovaných oblastech. Velkoobjemové ozařování vyvolává **systémovou reakci** (depresi krvetvorby).

Pacienti ozařovaní pro zhoubný nádor zůstávají v trvalém sledování radioterapeutických pracovišť. Proto mohou být sledovány **pozdní poradiační změny**. U dospělých jsou to např. trvalé postižení vlasových folikulů a kožních žláz, atrofii kůže, trofické změny na ozářených sliznicích. Významné **překročení tkáňové tolerance** (ke kterému by při správném plánování léčby nemělo dojít) může mít za následek chronické změny, např. plicní fibrózu, změny jaterního nebo ledvinného parenchymu. Mezi rizikové normální tkáně, které mají jen omezenou toleranci, patří též mícha. V důsledku záření na cévní endotel je přítomna redukce cévní sítě.

Dětští pacienti vyžadují po léčbě dlouhodobé sledování s ohledem na **výraznou radiosenzitivitu normálních vyvíjejících se tkání**. Jako typické pozdní následky můžeme uvést poruchy růstu dlouhých (ale i ostatních) kostí, změny ve vývoji chrupu, hypoplazii svalstva, hypoplazii až aplazii mléčné žlázy apod.

Všechny až dosud zmíněné následky iradiace zahrnujeme do pojmu **poradiačních somatických změn**. Kromě nich je nutno sledovat i genetické a onkogenní účinky radioterapie. **Genetické účinky** se týkají jednak přímo ozařovaných jedinců, jednak jejich potomků. Studie o **onkogenních efektech** záření jsou věnovány sekundární onkogenezi, tj. možnostem vzniku druhých primárních nádorů, růst kterých iniciovalo ionizující záření, použité k léčbě tzv. „prvního primárního nádoru".

8.18.5 Ozařovače využívané v radioterapii

Zdroje záření gama používané v radioterapii (k ozařování zhoubných nádorů) využívají radionuklidy emitující záření gama s vhodnou energií a vhodným fyzikálním poločasem přeměny.

Urychlovače částic jsou zařízení, v nichž dochází k umělému zrychlování elektricky nabitých elementárních částic nebo iontů tak, že získají vysokou kinetickou energii (částice α a ß emitované z jader radioaktivních atomů mají poměrně malou energii, nehodí se k ozařování v radioterapii). Urychlené částice se využívají v radioterapii k výrobě pronikavého záření.

8.18.5.1 Kobaltové a cesiové ozařovače, gama nůž

Kobaltové a cesiové ozařovače jsou zdrojem **záření gama**. Patří mezi zdroje tzv. telecurie-terapie, tj. ozařování radioizotopovými zdroji z dálky. Kobaltové ozařovače označujeme jako ozařovače velké, neboť mají velkou aktivitu zdroje (nejméně $3{,}7 \cdot 10^{13}$ Bq). Jsou určeny **pro hloubkovou radioterapii**. Radioaktivní **kobalt ^{60}Co** (fyzikální poločas přeměny ^{60}Co je 5,29 roku) emituje dvě kvanta záření gama o energiích 1,33 a 1,17 MeV, která mají velkou pronikavost. ^{60}Co bývá uzavřen ve formě plochých kroužků anebo drobných válečků (1×1 mm) v hliníkovém nebo ocelovém kontejneru (24×24 mm). Ochranná hlavice má tvar koule o průměru až 60 cm. Je z olova a uvnitř ní je jádro z wolframové slitiny nebo uranu (mají vyšší absorpci než olovo). Hlavice má kanálový otvor, z něhož vystupuje primární svazek záření γ.

Rozeznáváme dvojí mechanismus ozařování:

a) zdroj setrvává v klidu a primární svazek záření γ propouští pohyblivá clona, umístěná těsně pod výstupním kanálem krytu;
b) zdroj se uvnitř hlavice pohybuje, rotuje nebo je vysouván z centra hlavice nad výstupní kanál.

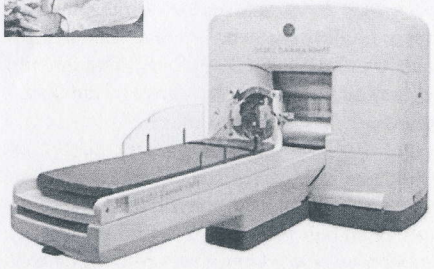
Radioaktivní **cesium** ^{137}**Cs** emituje kvantum záření gama o energii 0,66 MeV. Jeho fyzikální poločas přeměny je 30,4 roku. Užívá se k ozařování patologických ložisek do hloubky maximálně 5 cm.

Díky relativně dlouhým fyzikálním poločasům ^{60}Co a ^{137}Cs klesá intenzita záření γ produkovaného těmito ozařovači s časem velmi pozvolně.

Lars Leksell hledal možnosti, jak vytvořit intrakraniální lézi zcela atraumaticky, tj. bez otevření lebky. K takovému postupu je možné použít záření γ a v roce 1951 ve svém sdělení definoval princip radiochirurgie. Radiochirurgie umožňuje postižení intrakraniálního ložiska poté, co stereotakticky lokalizujeme cílový orgán. Princip je ve své podstatě velice jednoduchý. Polosféricky je umístěn dostatečný počet zdrojů vhodného ionizujícího záření, přičemž svazky paprsků z těchto zdrojů jsou usměrněny kolimátory tak, že se protínají v společném ohnisku uvnitř polosférického prostoru. V případě **gama nože** je to 201 zdrojů záření gama izotopu kobaltu ^{60}Co. Zatímco dávka záření jednotlivého svazku paprsků je relativně malá, v ohnisku, kde se dávky protínají, se tyto dávky sčítají. Dávka v ohnisku je proto vysoká a vyvolává v živé tkáni biologickou odpověď, dávka vyvolaná jednotlivým paprskem signifikantní odpověď nevyvolá. Radiobiologická odpověď ve tkáni trvá několik dní až několik let. Dávkový gradient mimo ohnisko, ve kterém se svazky protínají, v rozmezí několika milimetrů do okolí prudce klesá. Pokud do ohniska umístíme cíl, který chceme při funkční stereotaktické operaci postihnout, vytvoříme při vhodné dávce ostře ohraničenou malou nekrotickou lézi, přičemž okolní tkáň je šetřena.



Lars Leksell (1907–1986)
Švéd, absolvent Karolinska Institut ve Stokholmu, ve spolupráci s fyzikem a radiobiologem Borje Larssonem postavil v roce 1951 koncepci nového oboru radiochirurgie. Na základě řady experimentů i klinických zkoušek sestrojili v roce 1968 první gama nůž.



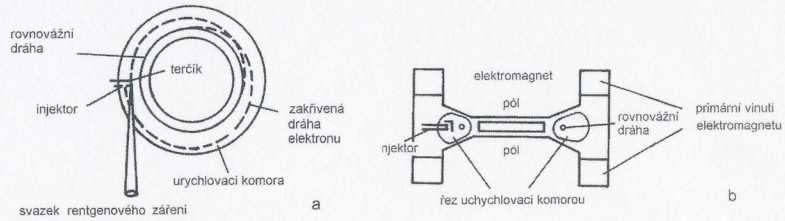
Obr. 8.16 *Gama nůž*

Nejčastějšími indikacemi k radiochirurgické léčbě jsou arteriovenózní malformace, benigní nádory a maligní nádory (zejména cerebrální metastázy).

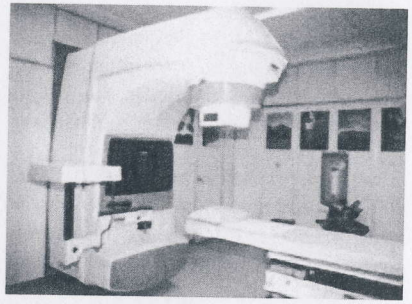
Gama nůž jako léčebná metoda má nulovou mortalitu a malou morbiditu. Představuje eliminaci obávaných rizik konvenční terapie, jako je krvácení, infekce, nutnost pooperační rekonvalescence. Pacient může pokračovat ve svém obvyklém životě následující den po operaci.

8.18.5.2 Betatron

Betatron je zařízení na **urychlování elektronů** (obr. 8.17, 8.18). Mezi dvěma póly elektromagnetu, zapojeného do obvodu střídavého proudu s frekvencí až 500 Hz (primární vinutí transformátoru), je místo sekundárního vinutí vzduchoprázdná trubice ze skla nebo porcelánu (tzv. toroid nebo urychlovací komora). Do ní se tangenciálně v přesných časových intervalech vystřelují elektrony z katodové trubice (tzv. injektor). Tím, že se rychle letící elektrony dostávají do magnetického pole, zakřivuje se jejich dráha a pokračují po kruhové dráze, na niž se pak soustavně urychlují. V evakuované urychlovací trubici nenarážejí na žádný odpor a jejich rychlost se dokonce blíží rychlosti světla. Poté se magnetické a elektrické pole oslabuje, elektrony se začnou pohybovat po spirále směrem vně, kde buď vyletují (terapie rychlými elektrony), nebo dopadají na wolframový terčík, na kterém vzniká zabrzděním rychlých elektronů velmi tvrdé brzdné rentgenové záření, dosahující energie až desítek MeV. Toto záření představuje úzký svazek paprsků s maximem intenzity uprostřed a prudkým poklesem po stranách. Proto se používá tzv. homogenizačních filtrů tvaru disku (jejichž střední část je tlustší a směrem k periferii se ztenčují), které se vkládají se do primárního svazku záření.



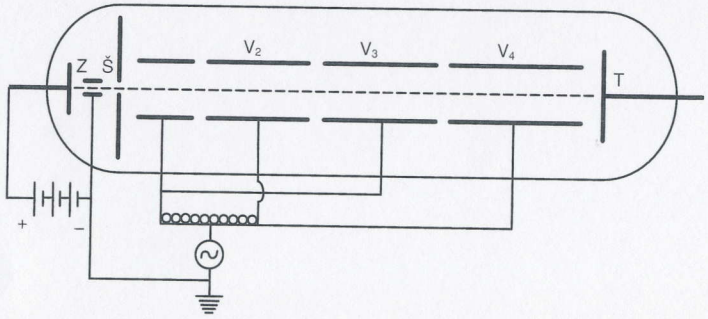
Obr. 8.17 *Schéma betatronu (a,b)*



Obr. 8.18 *Betatron*

8.18.5.3 Lineární urychlovač

Lineární urychlovač (obr. 8.19, 8.20) se používá k **urychlení nabitých částic** účinkem elektrického pole (to může být elektrostatické, indukční a rezonanční). Urychlovač se skládá ze vzduchoprázdné trubice, ve které je soustava válcových elektrod (jejich délka se postupně zvětšuje, kdežto mezera mezi nimi je stále stejně široká).



Obr. 8.19 *Vysokofrekvenční lineární urychlovač*
Z – zdroj, Š – štěrbina, V1, V2, V3, V4 – kovové duté válce, T – terčík, ~ – vysokofrekvenční generátor jako zdroj urychlovacího napětí

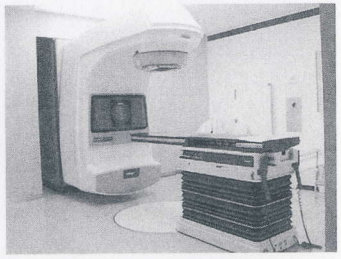
Elektrody jsou připojeny ke zdroji vysokofrekvenčního napětí (tím je vysokofrekvenční generátor s napětím do 40 kV) tak, že sudé elektrody se zapojují k jednomu pólu a liché k druhému pólu generátoru. Elektricky nabitá částice uvolněná ze zdroje (injektoru)

je urychlena stejnosměrným napětím a vstupuje štěrbinou do vzduchoprázdné trubice, ve které je vlastní urychlovací systém tvořený soustavou válcových elektrod. První válcová elektroda za štěrbinou (a každá další lichá elektroda) musí být na počátku urychlovacího procesu nabita opačně než je elektrický náboj emitované částice. Tím je částice letící z injektoru touto elektrodou přitahována a na své dráze částečně urychlována. Setrvačností pak částice proletí uvnitř elektrody rovnoměrným pohybem (konstantní rychlostí), protože uvnitř této elektrody není elektrické pole, které by ji mohlo urychlovat. V mezeře mezi první a druhou válcovou elektrodou (a pak vždy v dalších mezerách) dochází k přepólovaní elektrod právě v okamžiku, kdy elektricky nabitá částice z válce vylétá a vstupuje do mezery. Částice se opět urychluje, protože při přepólovaní dostala prvá elektroda stejný náboj jako elektricky nabitá částice (tj. částici odpuzuje) a druhá elektroda náboj opačný (takže částici přitahuje). Tím se rychlost částice v každé mezeře mezi elektrodami stále zvyšuje, částice získává stále větší kinetickou energii a za stejnou dobu urazí stále delší dráhu. Díky zvyšující se rychlosti se zkracuje i doba průletu elektrodou. Protože však frekvence generátoru je konstantní (frekvence přepólování elektrod je stálá), musí být doba průletu každou elektrodou stejná. Proto je nutné, aby se s rostoucí rychlostí částice zvětšovala i délka elektrod.

Celý urychlovací proces se děje ve vakuu a výsledné urychlení částic je úměrné počtu válcových elektrod, jimiž ionty prochází. Pomocí lineárního urychlovače získáváme částice o energiích až desítek MeV.

V lékařství se urychlených částic používá buď přímo k léčebným účelům, nebo se tyto urychlené částice nechají dopadnout na terčík, kde dochází k získávání velmi tvrdých rentgenových paprsků (nebo i jaderným reakcím).

Z hlediska tvaru dráhy urychlovaných částic kromě lineárních urychlovačů (v nichž dráhy částic odpovídají přímkám), jsou známé také urychlovače cyklické. Dráhy urychlených elektricky nabitých částic v nich mají tvar kružnice nebo spirály.



Obr. 8.20 *Lineární urychlovač CLINAC 2100C na Oddělení radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně*

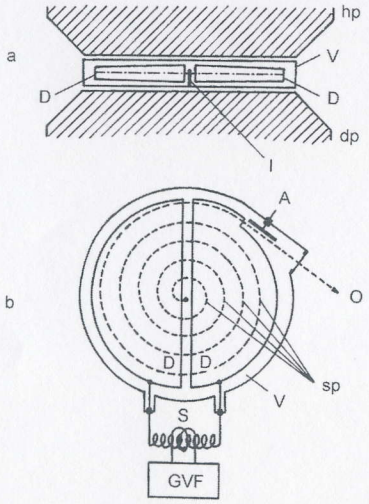
8.18.5.4 Cyklotron

První cyklotron postavil Ernest Orlando Lawrence v Berkeley v roce 1932.



Ernest Orlando Lawrence (1901–1958)
Americký fyzik, studoval na univerzitách v Jižní Dakotě, Minnesotě a Yale. Od roku 1928 byl profesorem fyziky na univerzitě v Berkeley. V roce 1930 přišel Lawrence s návrhem na magnetický rezonanční urychlovač částic, který byl později pojmenován cyklotron, a se svými spolupracovníky zhotovil i jeho první model. Rozpracoval konstrukci betatronu. Společně s J. R. Oppenheimerem, A. H. Comptonem a E. Ferrmim byl Lawrence členem komise atomových fyziků, která během 2. světové války pracovala na projektu atomové bomby, a stál také u zrodu první vodíkové bomby. Je nositelem Nobelovy ceny v roce 1939.

Cyklotron je kruhový urychlovač, který se používá k **urychlení těžkých nabitých částic** (protonů, deuteronů, částic alfa a iontů) po spirální dráze. Princip urychlovacího procesu je v podstatě stejný jako u lineárního urychlovače (obr. 8.21).



Obr. 8.21 *Schéma cyklotronu*
a) urychlovací komora ve vertikálním řezu b) urychlovací komora v horizontálním řezu hp – horní pól, dp – dolní pól, V – vakuová komora, D – duanty, I – zdroj iontů, sp –spirálová dráha iontů, O – výstupní okénko, S – samoindukce, GVS – generátor vysokofrekvenčního napětí

Částice s nábojem se urychlují v mezerách mezi elektrodami, které nazýváme duanty. Duanty si můžeme představit jako dvě poloviny kovové válcové nádoby rozříznuté v ose a poněkud oddálené (mají tvar písmena D). Jsou umístěny ve vzduchoprázdném prostoru mezi dvěma póly elektromagnetu a jsou připojeny na vysokofrekvenční generátor napětí. Silné magnetické pole způsobuje zakřivení dráhy částice, která je emitována ze zdroje a v duantu opisuje půlkruhovou dráhu. Jakmile se částice dostane na okraj jednoho duantu, přitahuje se opačně nabitým druhým duantem. K vlastnímu urychlování částice dochází právě při přechodu od jednoho duantu k druhému. Protože náboj urychlované částice je kladný, musí být změna znaménka náboje na duantech synchronizovaná s pohybem částice. Dostatečně urychlené částice se vychylují záporně nabitou deštičkou ze spirálové dráhy do výstupního okénka cyklotronu.

Literatura

1) Бутомо, Н.В. и другие: Основы медицинской радиобиологии. Фолиант, Санкт-Петербург, 2004
2) Никифоров, А.М. и другие: Патология отдаленного периода у ликвидаторов последствий аварии на Чернобыльской АЭС. Бином, Санкт-Петербург, 2002
3) Österreicher, J., Vávrová, J.: Přednášky z radiobiologie. Manus Praha 2003
4) Podzimek, F.: Biofyzika ionizujícího záření. Vojenská lékařská akademie Jana Evangelisty Purkyně, Hradec Králové 1990
5) Steel, GG. et al.: Basic Clinical Radiobiology. Edward Arnold Publisher, London 1993

9 Zobrazovací a vyšetřovací metody

9.1 Ultrazvukové zobrazovací metody

(Josef Hanuš)

9.1.1 Fyzikální vlastnosti ultrazvuku

Ultrazvuk je mechanické vlnění hmotného prostředí, jehož frekvence je nad horní hranicí rozsahu frekvencí vnímaných zdravým lidským uchem, tj. vyšší než 20 kHz. Energie ultrazvuku se prostředím šíří ve formě vlnění, které může být podélné či příčné v závislosti na tom, jakým způsobem je ultrazvuk generován a zda částice prostředí jsou schopny kmitat kolem své rovnovážné polohy kolmo či paralelně vzhledem ke směru šíření vlny. Podélné vlnění se šíří ve všech skupenstvích, příčné pouze na povrchu kapalin a v pevných látkách. V medicínských aplikacích se využívá vlnění podélné, nejčastěji o frekvencích řádově 10^6–10^7 Hz. Ultrazvukové vlnění v daném prostředí je jednoznačně popsáno frekvencí f (Hz), vlnovou délkou λ (m) a rychlostí šíření c (m/s), které spolu souvisejí vztahem:

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

Rychlost šíření ultrazvuku v biologické tkáni (obecně v pevných látkách a kapalinách) závisí na vlastnostech prostředí, a to na jeho modulu pružnosti K (Pa) a hustotě ρ (kg/m^3) dle vztahu:

$$c = \sqrt{K/\rho}$$

Rychlost šíření ultrazvuku v měkkých tkáních, které jsou zejména předmětem ultrazvukového zobrazování, se pohybuje kolem hodnoty 1500 m/s, což je rychlost šíření ultrazvuku ve vodě. Z energetického pohledu lze ultrazvuk popsat intenzitou (energie procházející jednotkovou plochou za jednotku času) I (W/m^2) nebo efektivním akustickým tlakem p_{ef} (Pa), mezi nimiž platí vztah $p_{ef} = \sqrt{I \cdot \rho \cdot c}$. Ultrazvukové vlnění se daným prostředím nešíří bezeztrátově, nýbrž dochází k interakcím, které jsou buď žádoucí a jsou v různých ultrazvukových diagnostických a terapeutických metodách využívány, nebo jsou z hlediska těchto metod nežádoucí a je třeba je kompenzovat. Ultrazvukové vlnění se odráží na rozhraní dvou prostředí, která se liší svojí akustickou impedancí Z, která je dána součinem rychlosti šíření c a hustoty ρ (kg/m^3) daného prostředí, tj. $Z = c \cdot \rho$. Některé hodnoty akustické impedance Z a rychlosti ultrazvuku c pro vybrané tkáně jsou uvedeny v tabulce 9.1.

Tab. 9.1 *Hodnoty akustické impedance a rychlosti ultrazvuku ve vybraných tkáních*

tkáň	akustická impedance	rychlost
	Z [10^6 kg/m^2.s]	c [m/s]
krev	1,62	1580
kost	3,75–7,38	3360
mozek	1,55–1,66	1538
játra	1,64	1570
sval	1,65–1,74	1568
voda	1,5	1500
vzduch	0,0004	340

Na rozhraní dvou prostředí o impedancích Z_1 před a Z_2 za rozhraním lze poměr intenzit R odražené ku dopadající ultrazvukové vlně vypočítat podle vztahu:

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

a obdobně pro poměr intenzit T procházející ku dopadající ultrazvukové vlně na tomto rozhraní platí: $T = 1 - R$.

Ze vztahu vyplývá:

a) $R = 0$ jestliže $Z_1 = Z_2$ (prostředí je homogenní, k odrazům nedochází)
b) $R \to 0$ jestliže $Z_1 \sim Z_2$ (případ měkkých tkání s podobnou impedancí)
c) $R \to 1$ jestliže $Z_2 >> Z_1$ nebo $Z_1 >> Z_2$ (případ rozhraní měkká tkáň a kost nebo rozhraní vzduch měkká tkáň)

Z bodu c) vyplývají omezení platná pro ultrazvukové zobrazovací metody. Na povrch těla v místě kontaktu se sondou je nutno nanést gel (v nouzi alespoň vodu), který má obdobnou akustickou impedanci jako kůže, aby došlo k impedančnímu přizpůsobení. Bez gelu vznikne mezi ultrazvukovou sondou a povrchem těla vzduchová vrstva, která má podstatně menší akustickou impedanci ve srovnání s kůží a tudíž dochází k velkým odrazům na rozhraní vzduch kůže. Ze stejných důvodů značně rozdílné akustické impedance ve srovnání s měkkými tkáněmi s vysokým obsahem vody je obtížné zobrazovat např. tkáně s vysokým obsahem vzduchu (plíce) nebo struktury kryté kostí. U kosti, kromě odrazu na povrchu, dochází i ke značné absorpci ultrazvuku. Tento efekt se může dokonce projevit jako tzv. periostální bolest, kdy energie ultrazvuku se mění v teplo. Ke ztrátě energie ultrazvuku nedochází pouze na rozhraních, nýbrž i v homogenním prostředí je ultrazvuk postupně absorbován. Míra absorpce závisí nejen na vlastnos-

tech prostředí, ale i na frekvenci ultrazvuku. Přibližně platí, že míra absorpce je přímo úměrná frekvenci, což znamená, že s rostoucí frekvencí ultrazvuku klesá jeho pronikavost. Tato závislost je významná pro volbu vhodné frekvence ultrazvuku při zobrazování hlouběji uložených struktur. S rostoucí frekvencí ultrazvuku se sice zlepšuje kvalita rozlišení detailů, ale klesá jeho pronikavost a opačně. Tento rozpor je prakticky řešen tak, že se používají sondy s přeladitelnou frekvencí. Méně hluboko uložené struktury jsou zobrazovány s větším rozlišením použitím vyšší frekvence a naopak pro pozorování hluboko uložených struktur je využívána nižší frekvence na úkor ztráty rozlišení detailů. Míra absorpce se pro danou tkáň a danou frekvenci ultrazvuku vyjadřuje pomocí absorpčního koeficientu nebo jako polovrstva, tj. vrstva, která absorbuje právě polovinu dopadající ultrazvukové energie. Například pro ultrazvuk o frekvenci 2,5 MHz je polovrstva pro kost 6,5 mm, pro měkké tkáně je v rozsahu 1,5–3 cm.

Jestliže k částečnému odrazu ultrazvukové vlny dochází na rozhraní dvou tkání, které jsou v klidu vzhledem ke zdroji této ultrazvukové vlny, nebudou se frekvence dopadající a odražené ultrazvukové vlny lišit. V případě, že se toto rozhraní bude pohybovat směrem od sondy či směrem k sondě, dojde k tomu, že frekvence odražené ultrazvukové vlny se liší od frekvence vysílané ze sondy. Takto vzniklý frekvenční posun je důsledkem Dopplerova jevu, na jehož základě můžeme za předpokladu, že rychlost ultrazvuku je výrazně vyšší ve srovnání s rychlostí pohybu rozhraní, odvodit jeho velikost dle vztahu:

$$\Delta f = \frac{2 \,.\, v \,.\, f_0 \,.\, \cos\alpha}{c} ,$$

kde Δf je frekvenční posun, tj. rozdíl frekvence ultrazvuku odraženého a dopadajícího na pohybující se rozhraní, v je rychlost pohybu rozhraní, f_0 je původní frekvence ultrazvuku generovaného zdrojem, α je úhel, který svírají vektor rychlosti pohybu rozhraní se směrem šíření ultrazvukové vlny dopadající na toto rozhraní a c je rychlost šíření ultrazvuku v daném prostředí. Tohoto jevu se využívá pro měření rychlosti toku krve, kdy pohybujícím se rozhraním, na kterém dochází k odrazu ultrazvuku, jsou krevní elementy.

V medicínských aplikacích se při generování a detekci ultrazvuku využívá nejčastěji piezoelektrický jev. Vzhledem k tomu, že ve většině zařízení slouží ke generování a detekci ultrazvuku týž element, je tento element obecně označován jako **ultrazvukový měnič**, neboť při generování ultrazvuku mění elektrický signál na akustický a při detekci naopak akustický signál na elektrický. Ultrazvukové sondy se potom skládají z jednoho či více takovýchto měničů. Jako měniče se používají speciálně vybroušené krystaly oxidu křemičitého nebo uměle připravené keramické materiály.

9.1.2 Fyzikální podstata zobrazování ultrazvukem

9.1.2.1 Odraz ultrazvuku na rozhraní a jeho interpretace

Piezoelektrický měnič ultrazvukové zobrazovací jednotky generuje impulzy trvající několik milisekund s opakovací frekvencí 10^2–10^3 Hz. Každý takto generovaný ultrazvukový impulz lze popsat určitou intenzitou, frekvencí a čas vzniku, označme je I_0, f_0 a t_0. Ultrazvukový impulz prochází sledovanými tkáněmi, kde se mimo jiné částečně odráží na každém rozhraní dvou tkání o rozdílných akustických impedancích a odražené vlny jsou tímto měničem opět zaregistrovány. Toto se děje tak dlouho, dokud intenzita odražené vlny není pod prahem citlivosti měniče. Nechť tyto odražené vlny mají intenzitu I_i (W/m^2), frekvenci f_i a k jejich detekci měničem došlo v čase t_i, kde $i = 1, 2, \ldots n$, kde n je počet rozhraní, na kterých došlo k částečnému odrazu vygenerovaného impulzu. Otázkou nyní je, jakou informaci nesou tyto odražené impulzy a jak je můžeme interpretovat. Časové zpoždění mezi generováním a detekcí ultrazvukového impulzu nám za zjednodušujícího předpokladu, že rychlost šíření ultrazvuku v měkkých tkáních je téměř konstantní, umožňuje jednoznačně určit vzdálenost sondy od rozhraní, na kterém došlo k odrazu. Vzdálenost jednotlivých rozhraní od sondy je pak dána vztahem:

$$d_i = 2 \,.\, c \,.\, (t_i - t_0) ,$$

kde $i = 1, \ldots, n$ a $c = 1500$ m/s. Frekvenčním posunem se budeme zabývat v další kapitole v souvislosti s dopplerovskými metodami. Pokles intenzity odražených vln má dva důvody:

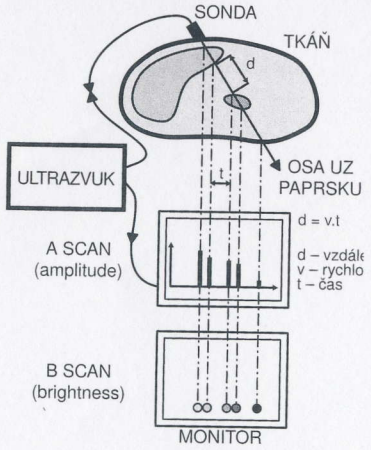
1) Na rozhraní dvou prostředí o rozdílných akustických impedancích se energie dopadajícího ultrazvukového vlnění rozdělí na část odraženou a dále procházející do druhého prostředí podle výše uvedeného vztahu. Tento princip je základem zobrazování měkkých tkání ultrazvukem (echografie = zobrazení odrazů).
2) Intenzita ultrazvuku klesá exponenciálně s hloubkou průniku do tkáně podle vztahu:

$$I = I_0 \,.\, \mathrm{e}^{-\alpha d} ,$$

kde I_0 je počáteční intenzita, α (m^{-1}) je absorpční koeficient a d (m) je tloušťka vrstvy tkáně, za kterou je intenzita I. Toto zeslabení ultrazvuku absorpcí není diagnosticky využíváno a tudíž je třeba jej kompenzovat, což se provádí pomocí speciálních zesilovačů (*Time Gain Compensation* – TGC). Zesilovač pracuje tak, aby kompenzoval ztráty energie dané absorpcí tj. využívá principu, že s čím větším zpožděním byl registrován odražený impulz (z čím větší hloubky se odrazil), o to větší musí být jeho zesílení. V ultrazvukových zobrazovacích přístrojích je toto zesílení nastavováno automaticky, nebo jej nastavuje obsluha subjektivně dle kvality sledovaného obrazu.

Podle způsobu zobrazení ultrazvukovým měničem registrovaných ech (odrazů) rozlišujeme zobrazení A a zobrazení B.

Zobrazení A (A-scan, A-mode, A-scope) je založeno na amplitudové modulaci signálu. Jednotlivá echa registrovaná ultrazvukovou sondou jsou zobrazena na monitoru jako impulzy na časové ose, která bývá ocejchována v jednotkách vzdálenosti (předpokládá se konstantní rychlost šíření ultrazvuku ve sledovaném prostředí). Amplituda jednotlivých impulzů odpovídá intenzitě odražených ultrazvukových vln I_r. Toto zobrazení lze považovat za jednorozměrné a má význam pro sledování vzdálenosti jednotlivých akustických rozhraní, na kterých se odráží procházející ultrazvuková vlna. Tato metoda byla jedním z prvních využití ultrazvuku v medicíně při měření vzdálenosti jednotlivých optických rozhraní v oku. Dnes se uplatňuje zejména v technických aplikacích (ultrazvuková defektoskopie).



Obr. 9.1 *Princip A a B zobrazení*

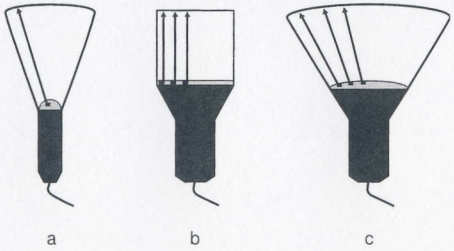
Zobrazení B (B-scan, B-scope, B-mode) využívá jasové modulace (B – brightness = jas). Od A zobrazení se liší tím, že odražené ultrazvukové vlny od jednotlivých rozhraní jsou zobrazovány na monitoru jako body (pixely) o různém jasu. Poloha těchto bodů (stejně jako poloha pulsů v zobrazení A) odpovídá poloze impedančních rozhraní, na nichž došlo k odrazu. Intenzita odražených vln je interpretována jako jas těchto bodů většinou v tom smyslu, že čím větší je intenzita odražené vlny, tím vyšší je jas odpovídajícího bodu (viz. obr. 9.1). Prakticky to znamená, že struktury, které dobře odrážejí ultrazvuk, jsou znázorněny nejjasněji a nazývají se echogenní. Naopak homogenní

struktury, které ultrazvuk tak neodrážejí, jsou znázorněny méně jasně a nazýváme je anechogenní. Zobrazení B je podstatou všech v současné době používaných ultrazvukových echografických metod zobrazujících strukturu měkkých tkání.

9.1.2.2 Ultrazvukové metody zobrazení struktury

2D zobrazení

Výsledkem nejrozšířenějšího tzv. 2D (D – *dimension*) zobrazení je vytvoření dvourozměrného obrazu řezu měkkými tkáněmi těla. Rovina řezu je jednoznačně vymezena tvarem ultrazvukového pole, které je generováno zvoleným typem ultrazvukové sondy. Dvourozměrné ultrazvukové pole je vytvořeno buď mechanicky rotací jednoho ultrazvukového měniče v rovině zobrazení, nebo elektronicky, kdy sonda je tvořena několika miniaturními měniči, jejichž vzájemné uspořádání a synchronizovaná aktivace určují výsledné ultrazvukové pole. Ultrazvukové pole mechanické sondy je vějířovité s úzkou základnou. Elektronické sondy nabízejí více variant, sektorové pole s úzkou základnou, sektorové pole se širokou základnou (konvexní sondy) a lineární ultrazvukové pole. Sonda se sektorovým polem a úzkou základnou je vhodná k zobrazování struktur částečně zakrývaných kostí, např. zobrazení tkání chráněných žebry přiložením takovéto sondy do mezižebří. Pro účely měření je nejvhodnější lineární pole s možností zavedení ortogonálního systému souřadnic. Každá sonda je pak popsána tvarem ultrazvukového pole (rozsahem pohybu měniče či uspořádáním v případě více měničů) a vysílanou frekvencí (u přeladitelných sond rozsahem frekvencí). Nejrozšířenější sondy a jejich ultrazvuková pole jsou znázorněny na obr. 9.2.

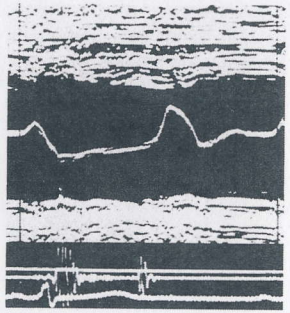


Obr. 9.2 *Ultrazvuková pole různých typů sond*
(a – mechanická se sektorovým polem, b – elektronická s lineárním a c – konvexním polem)

Vzhledem k vysoké rychlosti rotace jednoho měniče v případě mechanických sond či rychlosti elektronického přepínání v případě sond s více měniči se zobrazení 2D nejeví jako sekvence vzájemně posunutých B-zobrazení, kterými ve skutečnosti je, ale

jako obraz celé roviny řezu vytvořený najednou, a proto je často používán místo 2D pojem *real image* (*real mode*). 2D zobrazení je nastaveno jako základní režim zobrazení u všech ultrazvukových zobrazovacích jednotek, vyjma jednoduchých průtokoměrů. Kromě zviditelnění řezu vnitřními strukturami organismu umožňuje 2D zobrazení provádět na daném obrazu různá měření, založená na určování vzdáleností echogenních struktur od sondy. Tímto způsobem lze určovat průřezy cévami, velikost a hloubku uložení sledovaných struktur a podobně.

M – zobrazení (Motion mode, T-M scan)
Jinou modifikací základního B zobrazení je jeho využití při sledování pohybujících se struktur (nejčastější je sledování pohybu srdeční stěny či chlopní, tzv. echokardiografie) – obr. 9.3. Cílem této metody je jednorozměrné zobrazení, tj. zobrazení polohy jednoho bodu (ve skutečnosti vymezené plochy) pohybující se struktury v závislosti na čase. Zobrazení je jednorozměrné, protože tato změna polohy je sledována pouze na přímce dané směrem šíření ultrazvukové vlny ze sondy.



Obr. 9.3 *M – zobrazení pohybu mitrální chlopně*

3D zobrazení
3D zobrazení patří k perspektivám ultrazvukových zobrazovacích metod. Tento způsob zobrazení vyžaduje použití speciálního typu sondy, která je schopna generovat trojrozměrné ultrazvukové pole, tj. klasické 2D ultrazvukové pole je rozvinuto do prostoru („kmitavý pohyb rozvinutého vějíře"). Kvalitní obraz vznikne za předpokladu, že zobrazovaná struktura se po dobu relativně dlouhého snímání (řádově vteřiny) nepohybuje. Výsledný 3D obraz je počítačově rekonstruován z jednotlivých 2D řezů (obr. 9.4).



Obr. 9.4 *Zobrazení 3D*

Speciální metody
Nejčastěji se ultrazvukové vyšetření provádí z povrchu těla, tj. měření je neinvazivní a pacienta minimálně zatěžuje. Navíc není známo, že by ultrazvuk měl při frekvencích a intenzitách používaných pro zobrazení nějaké negativní účinky na lidský organismus. Kromě speciálních sond, kterými lze vyšetřovat i z povrchu tělních dutin, existují dnes i snímače k invazivnímu použití. Jejich typickým příkladem je IVUS (*IntraVascular UltraSound*). Tento miniaturní snímač je určen k zobrazení vnitřního povrchu cév. Vlastní snímač zavedený do cévy katétrem se skládá z měniče a rotujícího tělíska, které odráží ultrazvukové vlny na vnitřní stěnu cévy a zpět do měniče. Tělísko tvaru válce, seříznutého pod úhlem 45°, rotuje působením vnějšího proměnného magnetického pole. Kombinací lineárního posunu celého snímače a rotací tělíska lze zobrazit vnitřní povrch sledovaného úseku cévy.

9.1.2.3 Ultrazvukové metody zobrazení rychlosti toku krve – dopplerovské metody

Dopplerovské metody vycházejí ze vztahu změny frekvence. Jejich cílem je měření rychlosti pohybujících se struktur, zejména pak měření rychlosti toku krve a v kombinaci s 2D zobrazením neinvazivní měření průtoku krve. Dopplerovské metody lze rozdělit do dvou skupin podle toho, zda pracují ve spojitém či pulzním režimu. Oba tyto režimy mají své výhody a nevýhody.

Spojité dopplerovské zobrazení – průtokoměry
Spojité dopplerovské zobrazení se vyznačuje tím, že je nutno použít odděleného vysílače a přijímače ultrazvukového vlnění, které musí být navíc akusticky vhodně odděleny. Jak již název napovídá, vysílač s jedním měničem spojitě generuje akustický signál a nelze ho tudíž přepínat do režimu přijímače. Pro rychlosti toku krve měřitelné

v lidském těle je frekvenční posun ve slyšitelné oblasti a tak jsou dopplerovské průtokoměry vybaveny akustickým výstupem, který velmi významně přispívá k základní orientaci o průtokových poměrech ve sledované části cévního řečiště. Základním výstupem je však zobrazení rychlosti toku krve v závislosti na čase. Výhodou průtokoměrů je jejich jednoduchost a cenová dostupnost. Jejich nevýhodou ve srovnání s pulzními metodami je skutečnost, že nelze zobrazit uspořádání a umístění sledovaných cév, neboť nelze měřit vzdálenosti. Dále měření absolutní velikosti rychlosti je pouze orientační, neboť nelze pro výpočet rychlosti určit úhel alfa. Ze stejných důvodů nerozlišíme v případě dvou překrývajících se cév, ve které rychlost krve vlastně měříme. Průtokoměry jsou využívány zejména ke sledování toku krve v horních a dolních končetinách.

Pulzní dopplerovské metody

Pulzní dopplerovské metody se využívají téměř výhradně v kombinaci s echografickými metodami, neboť používají stejné sondy, které mohou pracovat v různých režimech. Při jejich kombinaci pak mluvíme o duplexních či triplexních režimech zobrazení. Pulzní režim generování ultrazvukových vln umožňuje zároveň sledovat časový i frekvenční posun odraženého vlnění, což vede k tomu, že na monitoru lze zobrazit, jakou rychlost měříme a kde ji měříme. K tomuto účelu jsou ultrazvukové přístroje vybaveny technickými prostředky, které umožňují přímkou zobrazit směr šíření ultrazvukové vlny a stejným způsobem označit směr toku krve, což vede k automatickému odečtu úhlu, který tyto dvě přímky svírají. Navíc lze vymezit oblast, ve které je rychlost měřena, což umožňuje sledovat i rozložení rychlosti např. v cévě. Tato oblast se označuje jako *vzorkovací objem*. Podle toho, jak je změřená rychlost zobrazena na monitoru, rozeznáváme několik režimů pulzního dopplerovského zobrazení.

1) **Dopplerovská metoda mapování průtoku barvou** (*Color Doppler Imaging* – CDI, *Color Flow Mapping* – CFM). Rychlosti toku krve v cévě je přiřazena barva, nejčastěji jsou to odstíny červené, charakterizující různé rychlosti laminárního toku krve směrem k sondě (frekvenční posuv je kladný), naopak odstíny modré vyjadřují totéž v případě toku ve směru od sondy, kdy dopplerovský posuv je záporný (tyto barvy nemají nic společného s rozlišením žilní a tepenné krve). V případě turbulentního proudění nelze směr určit a situace je znázorněna zelenou barvou. Barevné dopplerovské zobrazení se využívá v kombinaci s 2D k barevnému zvýraznění cév ve sledované struktuře, tj. informace o rychlosti je přidána ke stávajícímu 2D obrazu.
2) **Spektrální dopplerovské zobrazení.** Ve zvoleném řezu cévou (vzorkovacím objemu) umožňuje samostatně mimo 2D okno zobrazit graf rozložení celého spektra rychlostí v závislosti na čase. Na svislou osu grafu je vynesena buď frekvence [Hz] nebo přímo rychlost [m/s], popřípadě obojí. Kladné frekvenční posuvy (tok krve k sondě) jsou znázorňovány nad časovou osou a naopak záporné frekvenční posuvy (pohyb od sondy) jsou znázorněny pod časovou osou.

3) **Barevné dopplerovské zobrazení energie** (*Color Doppler Energy* – CDE). Tento způsob zobrazení je obdobou barevného dopplerovského zobrazení s tím rozdílem, že nesledujeme jen rychlost, tj. frekvenční posun, ale i intenzitu a tudíž energii ultrazvukových vln odražených od pohybujících se krevních elementů. Velikost této energie pak odpovídá „hustotě krvinek". Barevný odstín pixelu na monitoru odpovídá velikosti této energie, tj. počtu krvinek, které se sledovaným objemem pohybují. Podrobněji je o této i dalších metodách pojednáno např. v [1].



Christian Andreas Doppler (1803–1853)
Rakouský fyzik, astronom a matematik, narodil se 29. listopadu 1803 v Salzburgu. Od roku 1835 se jeho novým působištěm stala Praha. V roce 1841 byl jmenován profesorem matematiky a geometrie na pražském Polytechnickém institutu, kde již předtím přednášel. V Praze Doppler publikoval v roce 1843 článek „Ueber das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels" (O barevném světle dvojhvězd a určitých jiných hvězdách na nebesích). V tomto článku byl poprvé formulován Dopplerův jev.

9.2 Magnetická rezonance

(Hana Kolářová)

Mezi nejsložitější vyšetřovací metody patří magnetická rezonance (MR nebo-li *MRI–MR imaging*). Principem této metody je počítačové sledování změn chování různých buněk v lidském těle při působení silného magnetického pole. Konstrukce zobrazovacích systémů vychází z fenoménu jaderné magnetické rezonance (JMR) a jaderné magnetické rezonanční spektroskopie.

Jaderná magnetická rezonance byla poprvé ověřena v roce 1946 americkými vědci F. Blochem a E. Purcellem, nositeli Nobelovy ceny za fyziku v roce 1952. V roce 1971 byl získán první *in vivo* tomogram celého lidského těla.



Felix Bloch (1905–1983)
Ve Švýcarsku narozený americký fyzik, který sdílí Nobelovu cenu za fyziku pro rok 1952 spolu s E. M. Purcellem za objevení metody měření magnetického pole atomového jádra pomocí magnetické rezonance. Bloch učil na univerzitě v Lipsku, a to až do roku 1933. Pak emigroval do USA, kde v roce 1939 získal občanství. Na Standfordské univerzitě v Palo Alto navrhl metodu na rozdělení svazků neutronů do dvou složek, která byla založena na dvou možných orientacích spinu neutronů v magnetickém poli. V roce 1939 spolu s Alvarezem změřili magnetický moment neutronu. Během 2. světové války pracoval Bloch v Los Alamos (jaderný výzkum) a na Harvardově univerzitě (vývoj obranných radarů). V roce 1945 se Bloch vrátil do Standfordu spolu s W. W. Hansenem a M. E. Packardem, kde rozvinuli princip magnetické rezonance k zjišťování vztahu mezi magnetickými vlastnostmi jader a krystalickou

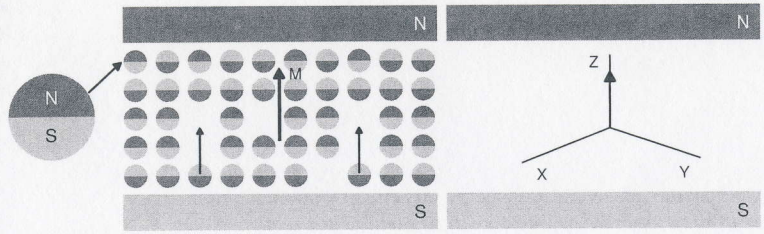
strukturou látek. Jaderná magnetická rezonance se stala významnou metodou sledování složení látek a struktury molekul. Magnetická rezonance nalezla také významné uplatnění v diagnostické medicíně. Bloch byl prvním ředitelem organizace European Organization for Nuclear Research (1954–1955; CERN).



Edward Mills Purcell (1912–1997)
Americký fyzik, který spolu s Felixem Blochem obdržel Nobelovu cenu za fyziku pro rok 1952 za objev magnetické rezonance v jádře atomu. V roce 1946 vyvinul metodu NMR (Nuclear Magnetic Resonance – jaderná magnetická rezonance). Purcell se stal profesorem fyziky na Harvardu v roce 1949 a pomocí radaru citlivého na vlnovou délku 21 cm zachytil záření atomárního neutrálního vodíku z mezihvězdného prostoru. V roce 1960 se stal profesorem na Harvardu a v roce 1980 se stal emeritním profesorem tamtéž. Ten samý rok dostal National Medal of Science.

9.2.1 Magnetické vlastnosti jádra

Atomové jádro se skládá z nukleonů (protonů a neutronů). Protony neustále rotují kolem své vlastní osy a tento pohyb je označován jako spin. Každá nabitá částice, která se pohybuje, vytváří ve svém okolí magnetické pole a vykazuje magnetický moment. Protony si lze tedy představit jako miniaturní magnety. Atomová jádra se sudým nukleonovým číslem se nechovají ke svému okolí magneticky, protože se jejich magnetické momenty ruší a nelze je využít pro MR zobrazování. Atomová jádra s lichým nukleonovým číslem si svůj magnetický moment zachovávají. Charakteristickým zástupcem této skupiny je atom vodíku ^{1}H, který má jeden proton a vykazuje relativně velký magnetický moment. V organismu je více než 60 % vody a ^{1}H je tedy nejvhodnějším objektem pro MR zobrazování. Dalšími zástupci jsou ^{13}C, ^{19}F, ^{23}Na, ^{31}P. Za normálních okolností je orientace rotačních os protonů (jejich magnetických pólů) ve tkáních nahodilá, magnetické momenty jednotlivých jader se tedy navzájem ruší a tkáň se navenek jeví nemagneticky. Vložíme-li tkáň do silného magnetického pole, uspořádají se rotační osy protonů rovnoběžně se siločárami vnějšího magnetického pole. Větší počet z nich je v poloze, kdy jejich magnetický moment je orientován souhlasně (paralelně) s vektorem vnějšího magnetického pole a menší počet protonů je orientován opačně (antiparalelně o 180°) (obr. 9.5). Antiparalelní uspořádání protonů je energeticky náročnější, a proto je jich méně než polovina. Tato „nerovnováha" způsobí, že tkáň vykazuje celkový magnetický moment a navenek se chová magneticky. Tato vlastnost je základním principem MR.



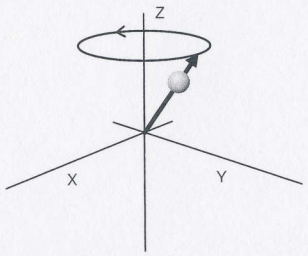
Obr. 9.5 *Magnetický moment tkáně v magnetickém poli*

Jednotlivé tkáně mají různou biochemickou strukturu, tedy různé zastoupení protonů a navenek se projevují různě velikými magnetickými momenty a dávají tak informaci o svém složení. Protony umístěné v magnetickém poli konají kromě svého původního rotačního pohybu (spin) ještě pohyb precesní – po plášti rotačního kužele (obr. 9.6). Frekvence precesního pohybu, tzv. **Larmorova frekvence,** závisí na magnetických vlastnostech daného jádra vyjádřených v tzv. gyromagnetickém poměru a na intenzitě vnějšího magnetického pole.

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 ,$$

kde ω_0 je Larmorova frekvence precesního pohybu protonů [Hz], γ gyromagnetický poměr pro vodíková jádra 42,577 MHz /T a B_0 magnetická indukce [T] související s intenzitou magnetického pole H [A.m^{-1}] vztahem

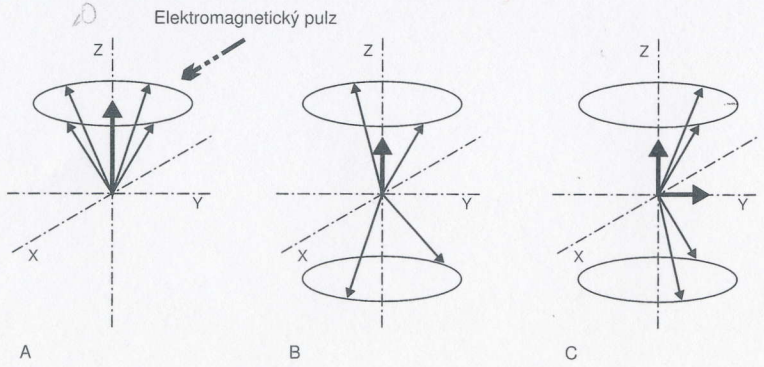
$$B = \mu \cdot H$$



Obr. 9.6 *Precesní pohyb protonů*

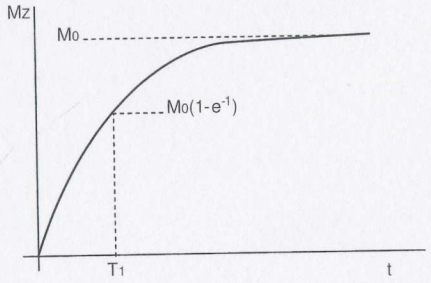
Vektor tkáňové magnetizace je vlivem vnějšího magnetického pole orientován podélně s průběhem siločar vnějšího silného magnetu a jeho měření není možné (obr. 9.7A). Pro měření vektoru tkáňové magnetizace je nutné změnit orientaci magnetického momentu. Do tkáně se dodá energie v podobě elektromagnetického impulzu o frekvenci shodné s frekvencí precesního pohybu protonů – **Larmorovou frekvencí** – a dochází k magnetické rezonanci. Jsou-li obě frekvence totožné, dochází k absorpci elektromagnetického vlnění protony a některé paralelně uspořádané protony přejdou do antiparalelního energeticky bohatšího postavení. Zmenší se tedy rozdíl v počtu paralelních a antiparalelních protonů a tím se zmenší i velikost vektoru podélné magnetizace (obr. 9.7B).

Před vysláním elektromagnetického impulzu byla velikost vektoru příčné tkáňové magnetizace (v rovině kolmé na průběh siločar vnějšího magnetického pole) nulová (9.7A), protože protony vykonávaly precesní pohyb chaoticky a v rovině kolmé na průběh siločar se jejich magnetické momenty navzájem zrušily. Vlivem elektromagnetického impulzu začnou paralelně i antiparalelně uspořádané protony vykonávat svůj precesní pohyb synchronně, ve fázi. Jejich magnetické momenty začnou působit v daném okamžiku jedním směrem a důsledkem je vznik vektoru příčné tkáňové magnetizace, který lze již měřit a který se otáčí kolem siločar pole magnetu frekvencí shodnou s Larmorovou frekvencí (obr. 9.7C). Například pro B_0 = 1,5 T u vodíkových jader je Larmorova frekvence 63,875 MHz – přibližně frekvence radiových vln. Po skončení elektromagnetického impulzu se celý systém postupně vrací ze svého vzbuzeného stavu do stavu základního. Děj se nazývá relaxace. Postupně se obnovuje podélná magnetizace a protony odevzdávají svou přebytečnou energii do strukturní mřížky tkáně.

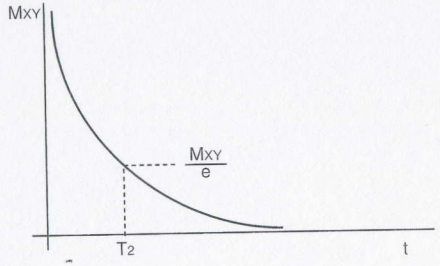


Obr. 9.7 *Úbytek podélné a vznik příčné magnetizace vlivem působení elektromagnetického impulzu*

Proces se nazývá spin-mřížka relaxace a jeho rychlost se označuje **relaxační dobou** T_1 (obr. 9.8). Rychlost postupné ztráty příčné magnetizace popisuje **příčný relaxační čas** T_2 (obr. 9.9), jehož velikost rovněž závisí na chemické struktuře tkáně. Relaxační časy T_1 jsou ve tkáních dvakrát až desetkrát delší než T_2 (T_1 = 300–2 000 ms, T_2 = 30–150 ms).



Obr. 9.8 *T_1 křivka*

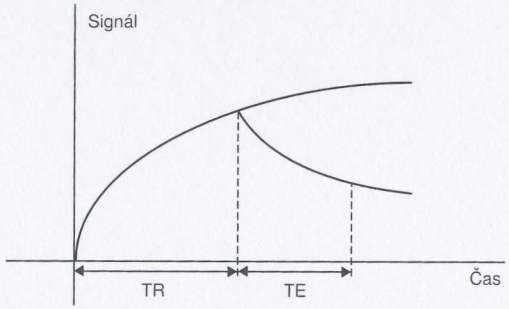


Obr. 9.9 *T_2 křivka*

Pro MR zobrazení se používají různé typy elektromagnetických pulzů, které různým způsobem mění vektor tkáňové magnetizace. 90° pulz otáčí vektor tkáňové magnetizace o 90° a vzniká příčná magnetizace. Po jeho skončení za určitou dobu příčná tkáňová magnetizace vymizí a podélná se obnoví do původní velikosti. Čas mezi jednotlivými pulzy se označuje *TR* (z anglického *Time to Repeat*), tedy **opakovací čas sekvence**. Čas *TR* mezi jednotlivými pulzy se zkracuje tak, aby tkáně po jeho skončení nestačily získat zpět podélnou magnetizaci v plné hodnotě. Přijímaný signál z tkáně se liší tím, jak je velký jejich vektor tkáňové magnetizace v čase vyslání nového impulzu. Čím je vektor podélné magnetizace větší (tím rychleji se mění i velikost vektoru příčné magnetizace), tím rychleji dochází k relaxaci protonů, tím kratší je T_1 a tím silnější je sig-

nál. Rozdíly ve velikostech T_1 se v MR obraze tkáně projeví jako rozdíly ve stupni šedi – v tzv. tkáňovém kontrastu. Vzniklý obraz se nazývá T_1 vážený obraz.

Často se používá vyšetřovací sekvence (tzv. spin-echo sekvence), kdy se kombinují 90° a 180° pulzy. Tato sekvence umožňuje zobrazovat tkáňové struktury podle relaxačních časů T_1 i T_2 , ale i podle protonové hustoty. 90° pulz způsobí, že podélná magnetizace vymizí, objeví se příčná a ihned po skončení pulzu začnou protony ztrácet synchronní pohyb, ztrácí se fázová koherence a následně ubývá příčná magnetizace a tedy se snižuje úroveň měřitelného signálu. V určitém čase označovaném *TE*/2 se vyšle pulz 180°, který změní orientaci protonů o 180°. Protony začnou vykonávat precesní pohyb opačným směrem a původně rychleji precedující protony jsou v tomto okamžiku za protony původně pomalejšími a dosud se zmenšující vektor příčné magnetizace se začne zvětšovat. Za další dobu *TE*/2 budou protony provádět svůj precesní pohyb opět synchronně. Výsledkem bude opětovný nárůst úrovně signálu. Sečtením časů *TE*/2 + *TE*/2 dostaneme *TE* (*Time to Echo*) – **čas ozvěny**. Ozvěnou se rozumí příjem silného signálu, který vzniká po opětovné synchronizaci protonů následkem 180° pulzu. Velikost podélné magnetizace v okamžiku 90° je výchozí hodnotou, od které začíná velikost příčné magnetizace klesat, viz obr. 9.10.



Obr. 9.10 *Grafické znázornění času podélné a příčné magnetizace*

9.2.1.1 Rekonstrukce MR obrazu (obr. 9.11)

Podle velikosti časů *TR* a *TE* mohou vznikat T_1 vážené obrazy (*TR* = 500 ms, *TE* = 15 ms), T_2 vážené obrazy (*TR* = 200 ms, *TE* = 90 ms) nebo obraz vážený podle hustoty protonů (*TR* = 2 000 ms, *TE* = 15 ms). U T_1 váženého obrazu jsou solidní tkáně zobrazeny světleji než tekutiny, tekutina je šedá, hmota mozková je tmavší ve srovnání s bílou hmotou. U T_2 váženého obrazu jsou solidní tkáně tmavší než tekutiny, které jsou zobrazeny bíle. U obrazu váženého podle protonové hustoty se zobrazuje tekutina jako tmavě šedá, šedá hmota je světlejší než bílá, protože obsahuje více vody a signál je silnější.



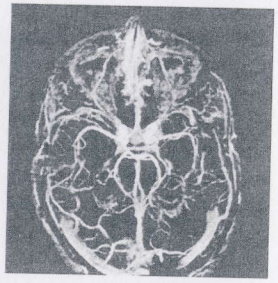
Obr. 9.11 *Rekonstrukce MR obrazu*

Obecně platí, že intenzita přijímaného signálu z tkání klesá s rostoucí T_1 a pohybem tkáně, např. vlivem toku krve (zobrazení tmavě šedé až černé), roste s rostoucí T_2 a s hustotou protonů ve tkáni (zobrazení světle šedé až bílé).

Vyšetření MR tímto klasickým způsobem trvá až několik desítek minut a je velmi nákladné. V dnešní době jsou klasické spin – echo sekvence nahrazovány rychlými sekvencemi, kdy místo 90° pulzu se používá 10°–60°, tím se zachovává trvale složka podélné magnetizace, kterou lze dalšími rychle za sebou následujícími pulzy dále otáčet a získat silný signál i po dalších pulzech s velmi krátkými intervaly *TR*. 180° pulz je nahrazován přídatným magnetickým gradientem, který je na velmi krátkou dobu přidán k základnímu poli MR magnetu a který zvýší magnetické nehomogenity ve tkáni, způsobí rychlejší ztrátu synchronního pohybu protonů a úbytek příčné magnetizace. Po určité velmi krátké době je aplikován gradient znova, ale v opačné orientaci s následkem obnovení synchronizace protonů a nárůstem příčné magnetizace a tedy zesílením signálu. Tyto moderní zobrazovací sekvence se nazývají gradient–echo sekvence a umožňují zkrátit vyšetření na několik sekund. Další zkrácení vyšetřovacího času lze docílit zobrazením ve více řezech najednou (*multi-slice imaging*), kdy v době čekání na relaxaci protonů v jednom řezu získáváme obrazy řezů, které byly ovlivňovány elektromagnetickými pulzy dříve.

9.2.2 MR angiografie

MR obraz je ovlivňován pohybem tkáňových struktur, tedy i tokem tekutin. Pokud vyšleme elektromagnetický pulz do tkáně s cévami, tak v době přijímání signálu budou protony uvnitř cévy ovlivněné elektromagnetickým pulzem mimo rovinu řezu a budou nahrazeny v důsledku rychlosti toku krve protony neovlivněnými. Průřez cévou bude tedy bez signálu a tedy zbarven černě (*flow-void phenomenon*). Časováním vyšetřovací sekvence lze dosáhnout i opačného efektu, kdy signál z cévy kterou protéká krev bude zesílen.



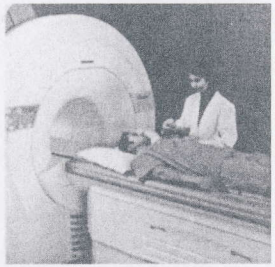
Obr. 9.12 *MR angiografie*

9.2.3 Kontrastní látky

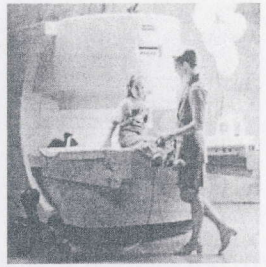
Pro zlepšení kontrastu v MR obraze se používají paramagnetické látky (gadolinium – Magnevist, dále železo, mangan, chróm – vázané ve stabilních sloučeninách), které usnadňují relaxaci protonů a tím zkracují relaxační doby T_1 i T_2. Signál je silnější z těch tkání, kam látka pronikla u T_1 vážených obrazů a slabší u T_2 vážených obrazů. Lze pak zviditelnit i struktury, které nebyly v nativním obraze rozlišitelné.

9.2.4 Funkční magnetická rezonance (fMR)

S progresívním vývojem výpočetní techniky a statistických metod se rozvíjí další perspektivní metoda – funkční magnetická rezonance (fMR) – jako nástroj pro vizualizaci anatomických struktur mozku zapojených do mechanismů vnímání, řízení motoriky a myšlení. Liší se od standardní MR schopností detekovat dynamické změny signálu způsobené lokálním kolísáním poměru oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu v závislosti na neuronální aktivitě (BOLD-*Blood Oxygenation Level Dependent*). Deoxyhemoglobin má podobně jako magnetické kontrastní látky paramagnetické vlastnosti a tedy v místech s jeho vyšší koncentrací dochází ke vzniku magnetických nehomogenit, jejichž důsledkem je rychlejší ztráta energie excitovaných protonů a tím i větší lokální úbytek radiofrekvenčního signálu. K detekci se používá metoda *Echo Planar Imaging* (EPI), která umožní pomocí rychlých změn magnetického pole dekódovat signál z celého řezu nebo objemu po jednom nebo po několika radiofrekvenčních pulzech. Detekovaný signál se pak rozdělí na konečný počet vzorků, které mají v sobě fázově kódovanou informaci o signálu z každého místa řezu. fMR umožňuje zpřesnění diagnostiky některých neurologických i psychiatrických onemocnění a nabízí možnosti plánování chirurgických výkonů.



Obr.9.13a *MR vyšetření*



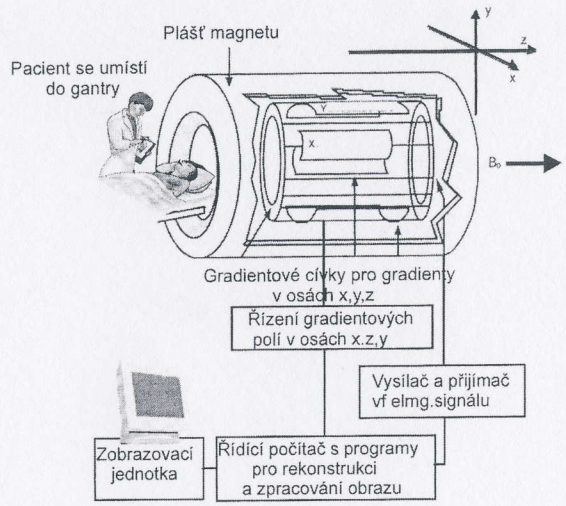
Obr.9.13b *MR vyšetření v otevřeném systému*

9.2.5 Přístrojové vybavení

Pacient se umístí do gantry MR (obr. 9.13a, 9.13b) přístroje, kde je vystaven silnému homogennímu magnetickému poli MR magnetu. Jeho intenzita je všude stejná a nelze získat prostorovou informaci o struktuře vyšetřovaných tkání. Používají se supravodivé magnety s magnetickou indukcí v rozmezí 0,5–2 T. Pro odlišení signálů z různých vrstev tkání je nutné, aby protony vykonávaly v různých vrstvách tkání precesní pohyb o různých frekvencích a emitovaly záření o různých vlnových délkách, a tím by bylo možné určit rovinu, ze které signál vychází. Proto je přidáno další magnetické pole tvořené tzv. gradientovými cívkami, jehož intenzita roste v podélné ose těla a vytváří magnetický gradient (používaný gradient např. nohy 0,45 T až hlava 0,55 T). Tkáňové řezy jsou vystaveny různým intenzitám magnetického pole a tedy i rezonanční frekvence v různých řezech se liší. Pro získání 3D zobrazení je nutné získávat data z celého vyšetřovaného objemu tkáně, nikoliv pouze z řezů o určité tloušťce. Lze pak získat řezy v jakékoliv zvolené rovině a lze zobrazovat i velmi tenké tkáňové vrstvy (menší než 1 mm).

Při vyšetření jednotlivých částí těla se používají povrchové cívky, které slouží pro přijímání signálu v bezprostřední blízkosti vyšetřované oblasti a tím zlepšují kvalitu zobrazení (hlavová cívka má tvar helmy, krční páteřní cívka, ramenní cívka atd.).

Celé vyšetření je řízeno výkonným počítačem a získaná obrazová data jsou zpracovávána programy pro analýzu obrazu. Na obrázku 9.14 je schematicky znázorněno pracoviště magnetické rezonance.



Obr. 9.14 *Schéma zařízení MR*

Pracoviště MR musí být stíněno, aby nedocházelo k rušení vysílacími frekvencemi radiových vln. Stěny vyšetřovací místnosti jsou izolovány pletivem z nemagnetické oceli (Faradayova klec).

9.2.6 Využití MR

MR má výsadní postavení v diagnostice degenerativních onemocněních CNS, cévních příhod, vrozených vad a především nádorů mozku a míchy. Vzhledem k tomu, že z tukové tkáně lze získat pomocí MR velmi silný signál, je možné použít MR k diagnostice kostní dřeně a mediastina. Na rozdíl od CT umožňuje snadné odlišení cév od solidních tkání (lymfatických uzlin, tumorů). Dále lze MR využít při neinvazivní diagnostice nemocí pohybového ústrojí, např. lézí chrupavek. Přínosem je i využití MR u kardiovaskulárních onemocnění pomocí MR angiografie. Nespornou výhodou je skutečnost, že při tomto vyšetření není pacient vystaven ionizujícímu záření. Nemohou však být vyšetřováni pacienti s kardiostimulátory nebo s předměty z magnetických materiálů apod.

Pomocí MR bude výhledově možné provádět rychlý screening rizikových skupin obyvatelstva a diagnostikovat onemocnění v počátečním stádiu, ale cena vyšetření je zatím velmi vysoká, což je určitou nevýhodou MR.

9.3 Nukleární medicína

(Jozef Rosina, Jindřiška Heřmanská)

9.3.1 Úvod

nukleární medicína

- diagnostika
  - *metody in vivo*
    - funkční metody
    - zobrazovací metody
    - diluční metody
  - *metody in vitro*
- terapie
- lékařský výzkum

Základní pojmy:

- **Radionuklidové vyšetřovací metody in vivo** jsou takové metody, při nichž je pacientovi podáno do organismu radioaktivní farmakum. Následně je proměřována radioaktivita buď přímo v pacientovi, anebo je proměřována radioaktivita vzorků biologického materiálu odebraného pacientovi – anebo obojí.
- **Radionuklidové vyšetřovací metody in vitro** jsou takové metody, u nichž je pacientovi odebrán vzorek jeho biologického materiálu (např. krev, moč apod.) a ten je následně zpracován pomocí radioaktivní látky a posléze proměřena jeho radioaktivita. Pacient při těchto vyšetřovacích metodách tedy sám vůbec do styku s radioaktivním zářením nepřijde. Výše uvedené pojmy si nesmíme plést s pojmem měření radioaktivity *in vivo* a *in vitro*.
- **Měření radioaktivity in vivo** znamená, že měříme radioaktivitu v pacientovi, jemuž bylo předtím podáno za diagnostickým účelem do organismu radioaktivní farmakum.
- **Měření radioaktivity in vitro** znamená proměřování radioaktivity ve vzorcích (obvykle biologického) materiálu, ať již předtím bylo radioaktivní farmakum pacientovi podáno (vyšetřovací metody in vivo), anebo byl pomocí radioaktivní látky pacientův biologický materiál pouze zpracován.
- **Radionuklid** je jakýkoliv radioaktivní atom (prvek).
- **Radioaktivní izotop** je jen takový radionuklid, jenž má také alespoň jeden chemicky stejný (tedy stojící na stejném místě v Mendělejově soustavě prvků) nuklid stabilní. Z tohoto hlediska tedy ne všechny radionuklidy jsou současně i radioizotopy, ale naopak, všechny radioizotopy jsou současně v obecném smyslu radionuklidy.

- **Radioaktivní látka** je chemická látka, jejíž alespoň některé molekuly obsahují radioaktivní atom. Používají se např. u radionuklidových vyšetřovacích metod *in vitro*, případně v experimentu na zvířatech (včetně *in vivo*). Nemohou být ale používány při radionuklidových metodách *in vivo* u člověka.
- **Radioaktivní farmakum** je radioaktivní látka splňující mimo vlastní kritéria kvality také kritéria farmaka dle Lékopisu. Pouze radioaktivní farmaka tedy mohou býti aplikována pacientovi (při vyšetřovacích metodách *in vivo* či v terapii radiofarmaky).

Nukleární medicína má své počátky ve světě ve 40. letech 20. století, u nás vznikla v 50. letech 20. století. K jejímu rozvoji nesmírně přispělo jak objevení mnoha umělých radionuklidů, tak i poznatky jaderné fyziky a detekční i jiné technické objevy, jež umožnily, aby se i lékařství podílelo na mírovém využívání jaderné energie. Prudký rozvoj oboru závisel také na vypracování postupu přípravy značených látek použitelných v humánní medicíně, dnes běžně nazývaných radiofarmaka.



Zdeněk Dienstbier (1926)
Dlouholetý přednosta Ústavu a katedry biofyziky a nukleární medicíny fakulty všeobecného lékařství Univerzity Karlovy (nyní 1. LF UK) v Praze, jeden ze zakladatelů oboru nukleární medicíny, uznávaný radiobiolog a onkolog. První předseda Evropské radiobiologické společnosti (ESRB). Řadu let předsedal Společnosti nukleární medicíny a radiační hygieny. Zastával i akademické funkce, proděkan FVL UK a prorektor Univerzity Karlovy.



Bohuslav Vavrejn (1925)
Čestný člen České lékařské společnosti, emeritní ředitel Výzkumného ústavu pro využití radioizotopů v lékařství, bývalý vedoucí subkatedry nukleární medicíny Institutu pro doškolování lékařů a farmaceutů, vedoucí pracovník Mezinárodní agentury pro atomovou energii OSN ve Vídni, přednosta centrálního izotopového pracoviště a bývalý náměstek ředitele Institutu klinické a experimentální medicíny v Praze.

Úkolem nukleární medicíny je využití **otevřených radioaktivních zářičů** zejména v diagnostice, ale také v terapii a v lékařském výzkumu.

Důležitým rysem nukleární medicíny jako diagnostické metody je její neinvazivní charakter a vysoká citlivost.

Diagnostické aplikace otevřených radioaktivních zářičů in vivo znamenají téměř vždy velice **nízkou radiační zátěž** pro pacienta. Používání **krátkodobých generátorových radionuklidů**, čistých zářičů γ, je proto velice výhodné. Ještě výhodnější z hlediska snižování radiační zátěže pacientů mohou být **ultrakrátkodobé cyklotronové radionuklidy** s fyzikálním poločasem radioaktivní přeměny několik minut či jen několik desítek sekund. Jejich širšímu využití v medicíně však brání řada limitujících faktorů, např. jejich velmi omezené spektrum pro využití ve fyziologických a biochemických procesech, jejich příliš krátký fyzikální poločas a také skutečnost, že jde většinou o zářiče pozitronové. Značně limitujícím faktorem je čas potřebný k transportu radiofarmaka od výrobce na diagnostické pracoviště a čas nutný k provedení celé diagnostické studie. Avšak například **pozitronová emisní tomografie**, využívající cyklotronové radionuklidy (např. ^{18}F ve formě fluorodeoxyglukózy) je nejcitlivější technikou pro zobrazování některých procesů v lidském těle na molekulární úrovni (např. metabolismus a viabilita myokardu po infarktu, viabilita, resp. recidiva nádoru po léčbě apod.). Umožňuje kvantitativní měření distribuce metabolických funkcí a základních biochemických reakcí v živém organismu, aniž by je sama nějak ovlivnila.

Rozvoj radionuklidových **diagnostických metod** *in vitro* souvisí zejména s přípravou specifických monoklonálních protilátek hlavně pro onkologickou diagnostiku a screening. Citlivými technikami *in vitro* je vyšetřován biologický materiál odebraný pacientu, aniž on sám přijde do styku se zářením či zářiči.

Pro radionuklidovou diagnostiku *in vivo* i *in vitro* jsou využívány zejména následující **fyziologické principy**:

- **distribuce** – sleduje se distribuce radiofarmaka v různých tkáních a prostorech (srdce, cévy, průtoky, objemy)
- **aktivní transport** – selektivní vychytávání radiofarmaka v orgánech (radioaktivní jod ve štítné žláze, značená DMSA v ledvinách aj.)
- **fagocytóza** – vychytávání značených koloidů v RES pro vyšetření jater, sleziny, kostní dřeně a lymfatického systému
- **metabolismus** – zjištění kinetiky železa, jódu, osteotropní látky ve skeletu apod.
- **radioindikátorová zřeďovací nezobrazovací metoda in vivo** – pro stanovení distribučních prostorů, objemu krve a plazmy, objemu krvinek, distribučního prostoru některých iontů aj.
- **reakce antigen–protilátka** – radioimunoanalytické metody, značené protilátky proti nádorovým antigenům pro diagnostiku nádorů, imunoscintigrafie aj.
- **kapilární blokáda** – diagnostika embolizace plicní

Často se používají kombinace dvou nebo více principů. Vysokou diagnostickou hodnotu mají testy spojující zobrazení s funkčním vyšetřením (štítná žláza, srdce, plíce, játra, ledviny apod.).

Možnosti **terapie** radioaktivními farmaky jsou stále ještě dosti omezené, avšak v některých speciálních indikacích hraje tato terapie roli velice významnou, někdy i nezastupitelnou. Např. po chirurgickém odstranění štítné žlázy (pro nádor) je standardně prováděna u všech pacientů (s výjimkou tzv. mikrokarcinomů, kde postačí léčba su-

presní) léčba radiojodem. Používá se obvykle ^{131}I (smíšený β^- a γ zářič s fyzikálním poločasem přeměny 8,04 dne). Aplikuje se perorálně v anorganické formě. Vysoká akumulace β^- zářiče v tyreoidální tkáni umožňuje dosáhnout vysoké dávky záření (dávka potřebná pro tyreodestrukci je až 800–1200 Gy) bez velkého rizika poškození okolních a vzdálených tkání. Některá radiofarmaka se užívají ke snižování bolestí při generalizaci nádorového onemocnění ve skeletu.

9.3.2 Vyšetřovací metody využívající radionuklidů

Obecně je možno říci, že výsledky poskytované metodikami nukleární medicíny *in vivo* (zejména v oblasti diagnostiky) se získávají na základě **objektivního měření nebo registrace** radioaktivity. Po předchozí aplikaci radiofarmaka do organismu pacienta přístroj zjišťuje distribuci radioaktivity v určitém orgánu na základě měření nebo registrace **záření γ**, které z těla vyšetřovaného září do okolí a je detektorem zachycováno (podobně také na základě objektivního měření vzorků biologického materiálu *in vitro*, u kterých se také upřednostňuje zjišťování radioaktivity záření γ). Proto se **v nukleární medicíně** využívá téměř výhradně **scintilačního principu detekce**, která je pro záření γ velmi citlivá.

Diagnostické metody nukleární medicíny jsou dnes **převážně zobrazovací**. Tvorba obrazů je založena zejména na funkční nebo metabolické aktivitě zobrazovaného orgánu či systému. Tyto metody jsou obvykle velmi citlivé (senzitivní), ale méně specifické.

9.3.3 Fyzikální principy používání radiofarmak

Radioaktivní farmaka používaná k humánní aplikaci se od ostatních farmak liší tím, že v jejich molekulách je zabudovaný radioaktivní atom. Musí proto vyhovovat kromě obecných kritérií bezpečnosti pro pacienta (dle Lékopisu) požadavkům radiochemické čistoty (vyjadřující poměr mezi radionuklidem v požadované chemické formě a týmž radionuklidem v jiných chemických formách) a radionuklidové čistoty (podmínka radionuklidové čistoty je splněna, jestliže je v daném radiofarmaku zabudován pouze potřebný radionuklid bez příměsi radionuklidů jiných) a samozřejmě také čistoty chemické. Jestliže je jen určitá část molekul značená radionuklidem, hovoříme o radioaktivní látce s nosičem; beznosičová radioaktivní látka je taková, kde je radionuklid obsažen ve všech molekulách dané látky. Při diagnostických studiích beznosičový radiofarmakum se po vpravení do organismu smísí s přítomnou neznačenou substancí jako s nosičem. Protože při mnoha metabolických dějích se metabolizují jen nepatrná množství látky, je potřeba k jejich sledování použít beznosičové radiofarmakum, aby se jeho

vpravením do organismu „nezaplavil" sledovaný metabolický děj a neporušily fyziologické podmínky. Používání beznosičových radiofarmak má i další výhodu. Z hlediska hmotnosti nepatrné množství radiofarmak nemá žádné prokazatelné farmakodynamické nebo toxické účinky ani jiné nežádoucí reakce (až na velmi vzácné výjimky), např. projevy alergie. Hmotnosti radiofarmak aplikovaných při diagnostických studiích jsou často na hranici chemické prokazatelnosti nebo chemicky nezjistitelné. Proto se nemohou radiofarmaka dávkovat podle jejich hmotnosti. Jejich „dávku" vyjadřujeme v jednotkách radioaktivity, tedy v becquerelech, resp. v jejich násobcích (kBq, MBq apod.).

V diagnostice jsou radiofarmaka používána jako indikátory kinetiky různých látek nebo jako indikátory distribuce cílové metabolizující nebo funkční tkáně apod. Radiofarmaka jsou otevřenými radioaktivními zářiči, po aplikaci do organismu vstupují do kinetiky či různých metabolických dějů v závislosti na své chemické struktuře. Chemická skladba radiofarmaka tedy určuje jeho začlenění do kinetiky či do metabolických procesů a zabudovaný radionuklid umožňuje buďto zevní detekci nebo sledování jeho radioaktivity v biologických tekutinách či exkretech.

Pro tuto úlohu jsou nejvhodnější radiofarmaka značena čistými zářiči γ. Pronikání záření γ na povrch organismu umožňuje sledovat osud radiofarmaka v organismu jeho zevní detekcí.

Diluční studie využívají spojení metod *in vivo* s měřením aktivity *in vitro*. Rozpustíme-li známou aktivitu radioindikátoru v neznámém objemu, dojde k jeho rozředění úměrně velikosti neznámého objemu:

$$V_1 \cdot c_1 = V_2 \cdot c_2$$

V_1 je objem aplikovaného radioindikátoru
V_2 je neznámý objem
c_1 je koncentrace aplikovaného radioindikátoru
c_2 je koncentrace radioindikátoru v neznámém objemu

$$V_2 = V_1 \cdot \frac{c_1}{c_2}$$

Předpokladem přesnosti měření je konstantní množství indikátoru v měřeném objemu (není metabolizován ani vylučován). U vyšetření, kde v průběhu časového odstupu mezi aplikací radioindikátoru a odběrem krve dochází k vylučování části radioindikátoru ledvinami, musíme tuto část radioaktivity odečíst od radioaktivity aplikovaného radioindikátoru. Praktický výpočet neznámého objemu je pak

$$V_2 = \frac{\textit{aktivita aplikovaná}\ (\text{imp} \cdot \text{min}^{-1}) - \textit{aktivita vyloučená}\ (\text{imp} \cdot \text{min}^{-1})}{\textit{aktivita 1 ml plazmy}\ (\text{imp} \cdot \text{min}^{-1})}$$

Pomocí stanovení distribučního prostoru lze vyšetřit např. distribuční prostor sodíku (pomocí ^{22}Na, nebo ^{24}Na), draslíku (pomocí ^{42}K), chloridů (pomocí ^{82}Br). Při stanovení distribučního prostoru se vychází ze skutečnosti, že aplikovaný radionuklid je vlastně zředěn ve veškerém směnitelném distribučním prostoru iontu přirozeného.

Pro stanovení objemu celotělové vody se používá tritiované vody (THO). Tritiovanou vodu pacient vypije po vyprázdnění močového měchýře a vzorek krve pro stanovení koncentrace THO v plazmě lze odebírat již za 3 hodiny po aplikaci, protože diluce THO probíhá rychle.

Tyto metody se pro klinickou rutinní práci používají vzácně, výsledky jsou však u některých endokrinních onemocnění potřebné a cenné.

Vyšetření resorpce a retence iontů vyžaduje celotělový detekční systém (viz dále). Měří se radioaktivita pacienta asi 3 hodiny po aplikaci příslušného radioaktivního farmaka. Tuto hodnotu považujeme za 100%. K ní je vztahována aktivita retinovaná v organismu sedmý, případně čtrnáctý den po aplikaci. Pro určení aktivity resorbované musíme k aktivitě retinované přičíst aktivitu vyloučenou močí v období mezi aplikací a měřením retinované aktivity. Aktivita přítomná v moči musela být předtím resorbována.

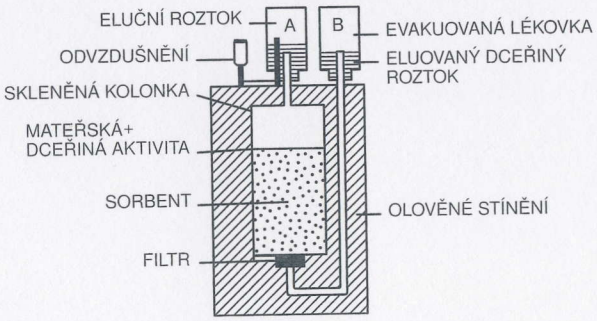
Změny resorpce a retence iontů jsou významným ukazatelem poruchy metabolismu iontů při některých chorobách endokrinních (ionty Na, K, Ca, J), enzymatických (např. Cu u Wilsonovy choroby), hematologických (např. Fe) apod.

Ideální radiofarmakum pro diagnostické metody *in vivo* by mělo splňovat některé vlastnosti: mělo by mít krátký efektivní poločas (kapitola 8.4.), mělo by být čistým zářičem γ (nemělo by mít žádné korpuskulární záření kromě β^+), poměr jeho akumulace v příslušném orgánu k akumulaci v okolí by měl být vysoký apod. Energie radioaktivního záření musí být snadno detekovatelná a dávka absorbovaná v tkáních a orgánech pacienta musí být co nejmenší, aby se dosáhlo co nejnižší radiační zátěže. Radiofarmakon je obvykle z těla vylučováno močí, stolicí, potem a dalšími mechanismy.

V radionuklidové terapii se využívá ionizujícího záření k poškození či destrukci tkáně, nejčastěji nádorové. Tuto úlohu mohou nejlépe plnit radiofarmaka obsahující čistý β^- zářič pro vysokou absorpci tohoto záření ve tkáni. Použitím čistých β^- zářičů ve vhodné chemické formě nedochází k významnému ozařování okolních orgánů a tkání. V léčbě některých onemocnění se nouzově používají i kombinované zářiče (β^- a γ). Složka γ je však terapeuticky nevýznamná, zato má hlavní podíl na ozáření okolí. Naproti tomu však umožňuje zevní detekci.

Některé čisté zářiče γ pro diagnostické účely jsou produkovány radionuklidovými generátory. Tyto jsou konstruovány na principu přeměny mateřského radionuklidu s dlouhým fyzikálním poločasem přeměny na krátkodobý dceřiný radionuklid, jehož se využívá ke značení radiofarmak. Aby bylo možno oba radionuklidy od sebe oddělit, musí mít různé chemické vlastnosti. Dceřiný radionuklid je obvykle metastabilní. Metastabilní radionuklidy jsou takové nuklidy, u kterých po radioaktivní přeměně mateřského jádra zůstává v jádře dceřiného atomu přebytek vazebné energie, jádro je v excitovaném stavu. Přebytečná energie je proto s určitým poločasem z jádra dceřiného radionuklidu vyzářena pouze ve formě záření γ, a to jednoho nebo několika kvant těsně po sobě. Metastabilní radionuklidy jsou proto čisté γ zářiče. Dceřiný metastabilní radionuklid se pak dále mění na nuklid stabilní nebo na radionuklid s enormně dlouhým fyzikálním poločasem, což již nemá prakticky vliv na absorbovanou dávku pacienta.

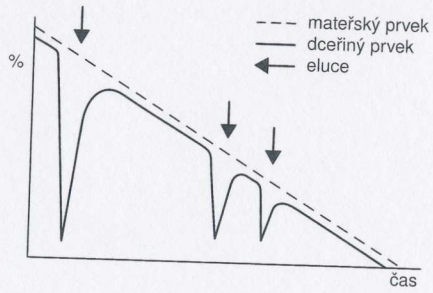
Dnes je nejčastěji používaný generátor techneciový (obr. 9.15).



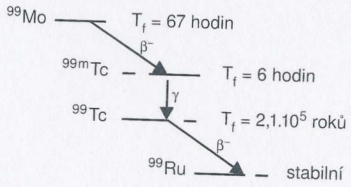
Obr. 9.15 *Schéma generátoru*

Mateřským radionuklidem je zde molybden ^{99}Mo (uložený ve skleněné kolonce a adsorbovaný na vhodné látce – např. Al_2O_3) s fyzikálním poločasem přeměny 2,8 dne. Z ^{99}Mo vzniká β^- přeměnou metastabilní radionuklid ^{99m}Tc, který s fyzikálním poločasem ~ 6 hodin vysílá paprsky γ a izomerním přechodem se mění na ^{99}Tc (také radionuklid, ale jeho fyzikální poločas přeměny je dlouhý – $T_{1/2} \approx 2{,}1.10^5$ roku, $\uparrow\beta^-$). Proto radiační zátěž z něho může být považována za zanedbatelnou. Vzhledem k tomu, že dceřiný radionuklid (^{99m}Tc) má odlišné chemické vlastnosti od mateřského radionuklidu ^{99}Mo a není již adsorbován na oxid hlinitý, dá se získat z generátoru obvykle chemickou cestou, elucí (promytím) generátoru fyziologickým roztokem. Fyziologický roztok se přivádí jedním koncem do kolonky a druhým vytéká eluované technecium v jednoduché chemické formě technecistanu $^{99m}TcO_4^-$. Generátorový eluát nesmí obsahovat ani mateřský radionuklid a ani adsorpční materiál. V kolonce se průběžně stále tvoří další metastabilní radioaktivní technecium, přirozeně v postupně se zmenšujícím množství, jak ubývá mateřského radionuklidu ^{99}Mo (obr. 9.16).

^{99}Mo ($T_{1/2} \approx 67$ hodin, $\uparrow\beta^-$) → ^{99m}Tc ($T_{1/2} \approx 6$ hodin, $\uparrow\gamma$) → ^{99}Tc ($T_{1/2} \approx 2{,}1 \cdot 10^5$ let, $\uparrow\beta^-$) →Ru (stabilní) (obr. 9.17)



Obr. 9.16 *Průběh radioaktivit a elucí v generátoru*



Obr. 9.17 *Schéma radioaktivní přeměny ^{99}Mo přes ^{99m}Tc na stabilní ^{99}Ru*

Jiným rutinně užívaným generátorovým systémem je rubidium ^{81}Rb – krypton ^{81m}Kr generátor. ^{81m}Kr je plyn, který je z generátoru eluován vzduchem. Užívá se pro zobrazení distribuce ventilace plicního parenchymu, nejčastěji v diferenciální diagnostice plicní embolizace. Další je např. ^{113}Sn → ^{113m}In apod.

Kromě generátorů se radionuklidy pro lékařské použití připravují také v **cyklotronu**. K radionuklidům vyráběným v cyklotronu a rutinně užívaným v nukleární medicíně patří ^{67}Ga, ^{123}I, ^{111}In a ^{201}Tl pro jednofotonové zobrazování a krátkodobé radionuklidy ^{11}C, ^{13}N, ^{15}O a zejména ^{18}F pro pozitronové zobrazovací systémy.

Většina radionuklidů pro nukleární medicínu se vyrábí v **jaderném reaktoru**, buď pomocí tepelných neutronů, které reagují s cílovými jádry v reaktorovém obalu, nebo pomocí chemické izolace radionuklidů z vyhořelých palivových tyčí reaktoru. Příkladem klinicky užívaných radionuklidů vyráběných v jaderném reaktoru může být ^{32}P, ^{51}Cr, ^{59}Fe, ^{131}I, ^{133}Xe a další. Izotopy různých prvků jsou oddělovány příslušnými chemickými postupy, ale v důsledku podobného chemického chování bývá obvykle problematické izolovat požadovaný radionuklid v čisté formě.

Radiofarmaka ohrožují vždy pracovníky nejen zevním zářením, ale i možností povrchové nebo vnitřní kontaminace. Vzhledem k vysílanému radioaktivnímu γ záření se radiofarmaka skladují v olovem stíněných kontejnerech či trezorech. Protože 3 mm silná vrstva skla nebo jiného materiálu již pohlcuje i velmi energetické záření β^-, u kombinovaných zářičů doprovázející kvanty záření γ, ohrožují olovem nekryté penicilínky pracovníky jen zářením γ. Penicilínky se přenášejí pomocí vhodně upravených dlouhých kleští (intenzita záření ubývá se čtvercem vzdálenosti), je třeba si promyslet a uspořádat celý pracovní úkon tak, aby byl proveden z hlediska tří faktorů redukujících vlastní ozáření (zkrácení doby expozice, vzdálenost, čas) co nejefektivněji.

9.3.4 Přístroje pro osobní a ochrannou dozimetrii

Detekční technika

- ochranná a osobní
- pro měření aktivity v radioaktivním materiálu
- pro měření aktivity v organismu
  - jednoduchá (nezobrazovací)
  - zobrazovací

Principy detekce

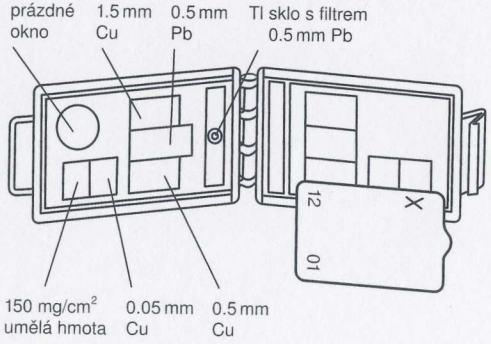
- ionizace
- excitace
- jiné (např. termoluminiscence, fotoluminiscence, fotografické metody)

Naše smysly nemají schopnost vnímat ionizující záření. Zjišťování jednotlivých druhů ionizujícího záření je proto založeno na jejich interakci s vhodnou absorbující látkou – detektorem. Detektor slouží k přeměně energie ionizujícího záření na jinou formu energie, kterou můžeme registrovat. Využívá se zejména **účinků ionizace, excitace, účinků na fotografickou emulzi** aj.

Nejstarším principem detekce ionizujícího záření je **zčernání fotografické emulze**. Tento princip využíváme zejména v **osobní dozimetrii a v autoradiografii** (např. kožních aplikátorů, v experimentálních studiích apod.).

Osobní filmový dozimetr (obr. 9.18) slouží k měření absorbované dávky záření β^-, β^+, γ a rentgenového záření. Rentgenový film velikosti 3×4 cm je citlivý na ionizující záření.

Je zabalen do černého papíru a uzavřen v bakelitovém pouzdře, které má jednu čtvrtinu volnou a další tři čtvrtiny pokryté několika filtry z různě silného měděného a olověného plechu, které slouží pro detekci ionizujícího záření různého druhu a energie. Intenzita zčernání po vyvolání filmu je úměrná absorbované dávce záření. Absorbovaná dávka se určuje srovnáním zčernání se sadou filmů ozářených dávkou známou.



Obr. 9.18 *Filmový dozimetr*

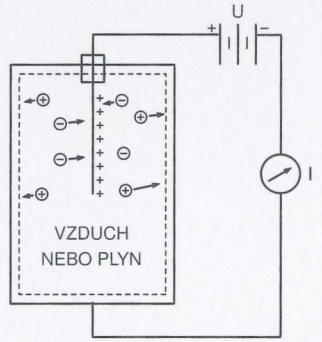
Autoradiografie je metoda, pomocí které zjišťujeme přítomnost a rozložení radioaktivní látky např. ve sledovaném histologickém preparátu. Na preparát se ve tmě přiloží film s fotografickou emulzí (nebo se na preparát přímo fotografická emulze nanese) a preparát se uloží na určitou dobu do temné chladné místnosti. Potom se emulze vyvolá a místa zčernání lokalizují přítomnost a koncentraci radioaktivní látky.

Prstový dozimetr je založen na principu **termoluminiscence**. Některé anorganické krystaly (např. aluminiofosfátové sklo nebo LiF) mohou akumulovat energii ionizujícího záření. Jestliže krystal poté zahřejeme na teplotu 300–400 °C, emitují atomy krystalů akumulovanou energii ve formě viditelného světla v množství úměrnému absorbované energii ionizujícího záření. V prstovém dozimetru je krystal uzavřen v prstenu z umělé hmoty, prsten se nosí krystalem směrem do dlaně. Tento dozimetr dává spolehlivé hodnoty expozice a je možno ho opakovaně použít.

Přístroje pro ochrannou dozimetrii se též používají k měření kontaminace povrchu pracovních ploch, ochranných oděvů i pomůcek a zevní kontaminace pracovníků. Metody detekce jsou založeny na principu přeměny energie ionizujícího záření na elektrický proud či elektrické impulzy. Používají se dva základní způsoby:

- způsoby založené na ionizaci plynů
- způsoby založené na excitaci či ionizaci pevných, tekutých nebo plastických hmot (nazvaných scintilátory), které přeměňují energii ionizujícího záření na energii fotonů viditelného světla. Ty jsou pak přeměněny na elektrické impulzy fotonásobičem (viz. 9.3.5 Scintilační detektor)

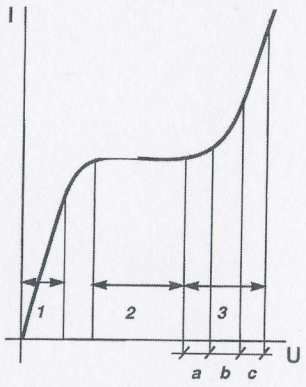
Plynové detektory (obr. 9.19) detegují ionizující záření na základě jeho **ionizačního účinku**. Při normálních hodnotách tlaku a teploty jsou plyny tvořeny elektricky neutrálními molekulami a jejich elektrická vodivost je zanedbatelná. Aby se stal plyn vodivým, musí v něm vzniknout ionty. Jedním z činitelů vyvolávajících ionizaci plynu je radioaktivní záření. **Ionizovaný plyn** se pak chová jako **vodič**. Ty druhy záření, které jsou tvořeny elektricky nabitými částicemi (protony, elektrony, α částice, ionty), ionizují atomy a molekuly plynu přímo. Částice, které nemají náboj (neutrony, záření γ a rentgenové záření), ionizují nepřímo. Výsledkem jejich interakce s atomy a molekulami plynu je často emise nabitých částic, které pak ionizují další molekuly plynu přímo.



Obr. 9.19 *Schéma plynového detektoru (ionizační komůrka)*

V principu se plynové detektory skládají ze dvou kovových izolovaných elektrod připojených ke zdroji stejnosměrného napětí, mezi nimiž je plynné prostředí. Když se mezi elektrodami nachází ionizující záření, jeho interakcí s molekulami plynu dochází ke vzniku částic s elektrickým nábojem, tzv. **iontových párů**. Ty pak slouží jako nosiče elektrického proudu.

Závislost ionizačního proudu I na napětí U mezi elektrodami je tzv. **voltampérová charakteristika** (obr. 9.20).



Obr. 9.20 *Závislost ionizačního proudu I na napětí U*
1 – úsek Ohmova zákona, 2 – úsek nasyceného proudu, 3 – úsek ionizace nárazem, a – úsek plné proporcionality, b – úsek částečné proporcionality, c – úsek Geiger – Müllerových počítačů

Ionty vzniklé účinkem ionizujícího záření získávají jen malou rychlost. Jejich počet se trvale nezvyšuje (jak by tomu mělo být, kdyby jednou vytvořený iont zůstával v plynu neomezenou dobu). Je to způsobeno tím, že ionizací vytvořené ionty mají omezenou dobu života a po určité době se znovu spojují v neutrální molekuly, rekombinují. Proud se zvyšujícím se napětím vzrůstá a tuto část voltampérové charakteristiky označujeme jako **úsek Ohmova zákona**. Pro detekci ionizujícího záření tuto část voltampérové charakteristiky **nepoužíváme**.

Při dostatečně vysokém napětí mezi elektrodami (50–300 V) získávají ionty takovou rychlost, že rekombinace je zanedbatelná a prakticky všechny ionty dopadají na elektrody. Velikost proudu závisí jenom na intenzitě ionizujícího záření a nezávisí na napětí. Tuto oblast nazýváme **úsekem nasyceného proudu** a v tomto úseku pracují s **ionizačními komorami**. K průtoku elektrického proudu slouží pouze primární ionty vytvořené průchodem ionizujícího záření. Detektorem je např. válcová komora s centrálním vodičem vyplněná vzduchem nebo různými plyny.

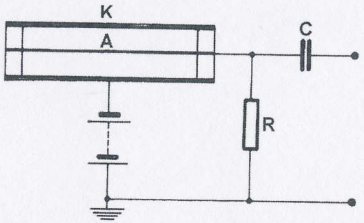
Ionizační komora je tvořena dvěma od sebe i vnějšího prostředí dobře izolovanými elektrodami, mezi nimiž je plynné prostředí. Rozlišujeme ionizační komůrky statické a impulzní. Pomocí statických komůrek měříme ozáření (expozici), a to tak, že měříme celkový průchod proudu komůrkou. Tento proud můžeme při velkých aktivitách měřit galvanometrem, při menších elektrometrem. Při malých aktivitách můžeme detegovat každou jednotlivou částici ionizujícího záření, která vletí do komory tak, že do série s komorou zařadíme pracovní odpor, na kterém vznikne vždy po průletu částice napěťový impulz. Počet impulzů je potom úměrný počtu částic. Z tohoto důvodu hovoříme o impulzních ionizačních komůrkách.

Detektory tohoto typu se přednostně používají **pro měření vzorků o vysoké radioaktivitě**. V praxi nukleární medicíny slouží jako **měřiče** (kalibrátory) **celkové aktivity měřeného vzorku** (v Bq). Měřič celkové aktivity je přístroj užívaný v nukleární medicíně např. pro měření radioaktivity radioaktivních látek a radiofarmak.

Při ještě vyšších napětích mezi elektrodami (**nad 1000 V**) protékající proud nezávisí na počtu iontových párů vytvořených v plynu průchodem ionizující částice. Ionty získávají takovou kinetickou energii, že jsou samy schopny při své cestě k elektrodám ionizovat neutrální molekuly plynu, takže každý primární iont vytváří další sekundární ionty. Tuto oblast voltampérové charakteristiky nazýváme **úsekem ionizace nárazem** a dělíme jí na tři menší úseky:

- úsek úplné proporcionality, kde každý iont vytváří vždy stejný počet dalších iontů
- úsek částečné proporcionality (nevyužívá se pro měření)
- úsek Geiger–Müllerových počítačů. V tomto úseku již i sekundární ionty vznikající nárazem primárních iontů (vzniklých účinkem ionizujícího záření) reakcí s neutrálními molekulami plynu získávají takovou energii, že mohou ionizovat další neutrální molekuly, takže ionizace se lavinovitě rozšiřuje do celého prostoru a celkové množství iontů již nezávisí na počtu primárních iontů

Geiger-Müllerova trubice (obr. 9.21) pracuje na obdobném principu jako ionizační komůrka, ale na elektrody se přivádí takové napětí, které vyvolává lavinovitou ionizaci nárazem (na obrázku 9.20 oblast 3c vyšší než 1000 V). Jediná částice ionizujícího záření vyvolá vznik 10^6–10^8 iontů, takže mezi katodou a anodou proběhne proud (proudový impulz), který zaregistrujeme pomocí čítače. Počet impulzů je přímo úměrný počtu částic, které proletěly trubicí. Aby byla trubice připravena zaregistrovat další částici ionizujícího záření, musíme tento proud co nejrychleji přerušit (zhasit). Časový úsek, v němž detektor není schopen registrovat další záření, se nazývá **mrtvou dobou detektoru**. Zahrnuje čas potřebný k registraci impulzu počínaje interakcí ionizujícího záření v prostředí až po vytvoření, zesílení a registraci impulzu. Mrtvá doba Geiger-Müllerových počítačů je 100–500 μs, scintilačního detektoru s NaI(Tl) krystalem 0,5–5 μs (viz dále). Ztráta registrované četnosti představuje problém při měření zdrojů s vysokou radioaktivitou. Řešení spočívá v korekci registrované četnosti.
V současnosti se používají tzv. **samozhášecí trubice**. K jejich základní náplni, kterou je jednoatomový plyn (např. argon), se přidává 10 % plynu s molekulou tvořenou více atomy (metan).



Obr. 9.21 *Schéma Geiger-Müllerovy trubice*
K – katoda, A – anoda, R – pracovní odpor, C – kondenzátor

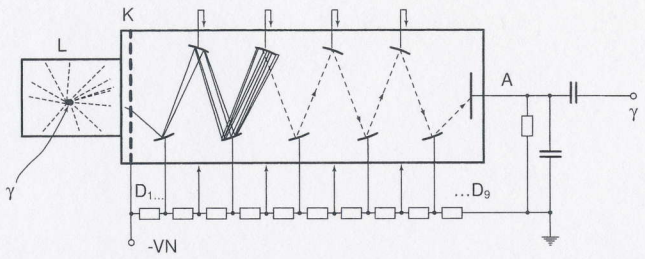
Geiger-Müllerovy trubice se používají např. **k monitorování úrovně radiace** v pracovním prostředí **jako měřiče kontaminace pracovního prostředí a osob**. Jsou používány i v elektronických osobních dozimetrech, jimiž jsou vybavováni někteří pracovníci se zdroji ionizujícího záření. Jsou citlivější než ionizační komory, nemohou však rozlišit záření různých druhů a energií. Jejich účinnost pro korpuskulární záření α a záření β^- je téměř 100%, pro rentgenové a γ záření však pouze 1–2 %.

Hlásiče úrovně radioaktivity v prostředí jsou obdobná zařízení. Jsou konstruována tak, že zvukovým nebo světelným signálem informují o překročení úrovně radiace v prostředí (např. na vyšetřovně nebo v laboratoři). Úroveň, jejíž překročení přístroj hlásí, lze libovolně (avšak účelně) předem nastavit, protože při různých činnostech se používá různě vysokých aktivit a trvalý signál by působil rušivě.

9.3.5 Scintilační detektor

Scintilační detektor (obr. 9.22) se principiálně skládá ze scintilátoru a fotonásobiče. Celá scintilační detekční souprava pak navíc obsahuje předzesilovač, zesilovač, amplitudový analyzátor impulzů a příslušné registrační či paměťové zařízení.

Scintilátor je luminiscenční krystal (nebo jiná vhodná látka), ve kterém dochází k přeměně energie absorbovaného ionizujícího záření ve fotony viditelného světla (procesem excitace elektronů a jejich následné deexcitace). Scintilační (velice slabé) záblesky jsou pak přeměněny fotonásobičem na elektrické impulzy.



Obr. 9.22 *Schéma scintilačního detektoru*
γ – zářič vyvolávající scintilaci, L – luminiscenční krystal, K – fotokatoda fotonásobiče, D_1–D_9 – dynody fotonásobiče, A – anoda fotonásobiče, VN – záporný pól vysokého napětí, √ - měřitelný elektrický impulz na anodě způsobený scintilací

Princip je společný všem scintilačním detektorům, které se v praxi odlišují hlavně složením luminiscenčního krystalu. Pro různé druhy a energie ionizujícího záření se používají různé typy tekutých, plastických nebo pevných scintilátorů. V nukleární medicíně se rutinně užívají zejména pevné anorganické scintilační krystaly, obsahující těžké prvky (hlavně jodid sodný s příměsí thalia). Slouží k detekci záření γ a rentgenového záření. Scintilační krystaly jsou hermeticky uzavřeny v hliníkovém obalu. Jsou velmi křehké a musí se proto s nimi zacházet opatrně. Teplota v místnosti se nesmí rychle měnit, aby nedošlo k rozlomení krystalu a tím k těžkému poškození přístroje.

Fotonásobič transformuje světelné fotony na tok elektronů. Skládá se z **fotokatody** naléhající přes dobrý světlovodič na scintilátor, dále ze **soustavy elektrod (dynod)** uprostřed a z **anody** na konci odvráceném od scintilátoru. Registrace jednotlivých scintilací (světelných záblesků) se uskutečňuje tak, že část fotonů viditelného světla (uvolněných ve scintilátoru) dopadne na fotokatodu fotonásobiče, ze které se uvolní malé množství fotoelektronů. Za fotokatodou následuje několik, vůči katodě kladně nabitých elektrod (tzv. dynod), jejichž kladné napětí se postupně zvyšuje. Protože povrchová vrstva dynod má tu vlastnost, že dopadající elektrony uvolňují z jejího povrchu další elektrony ve větším množství, prvotní malé množství elektronů uvolněných z fotokatody se dopadem z jedné dynody na druhou postupně zmnožuje a to v rozsahu 10^6–10^7násobném. Nakonec dopadne „salva“ sekundárních elektronů na anodu, vytvoří dobře měřitelný elektrický impulz. Mezi fotokatodu a anodu je přivedeno vysoké napětí kolem 1000 V. Vše je uzavřeno v evakuované skleněné světlotěsně uzavřené trubici.

Elektrické impulzy registrované na anodě jsou dále tvarovány v **předzesilovači** tak, aby amplituda elektrického impulzu byla úměrná počtu světelných fotonů dopadajících na fotokatodu a aby tím i počet světelných fotonů byl úměrný energii fotonů (γ nebo rentgenového záření) interagujících se scintilačním krystalem.

Impulzy jsou poté zesíleny v **zesilovači**. Zesilovač zvyšuje signál přicházející z předzesilovače a propouští ho dále do analyzátoru impulzů ke třídění v závislosti na jeho amplitudě. **Jednokanálový amplitudový analyzátor** používá dvou diskriminátorů, a to horního a dolního. Amplitudy impulzů, které projdou amplitudovým analyzátorem, leží mezi diskriminačními úrovněmi obou diskriminátorů. Rozdíl těchto diskriminačních úrovní se nazývá šířkou kanálu nebo pouze kanálem. Celé amplitudové spektrum získaných impulzů lze zjistit tak, že posunujeme diskriminační úrovně (úzkého kanálu) bod po bodu od 0 (eV, keV) a měříme počty impulzů v jednotlivých energetických úrovních. Měření tímto způsobem prováděné je velice zdlouhavé, neboť pro celé spektrum je nutno měřit asi 50 až 100 bodů, aby byl tvar spektra dobře hodnotitelný. Proto byly sestaveny **vícekanálové amplitudové analyzátory**, sestávající v podstatě z mnoha jednokanálových analyzátorů zapojených paralelně, které měří počty impulzů současně, avšak každý v jiném kanálu. Umožňují tak změřit celé spektrum současně.

Analyzátor impulzů tedy propouští pouze impulzy předem zvolené výše, a ty jsou nakonec registrovány v koncové jednotce, jíž může být buď čítač (počet impulzů zaregistrovaných za předvolený čas), integrátor (udávající průměrovanou průběžnou četnost impulzů/čas) **nebo paměťová jednotka**.

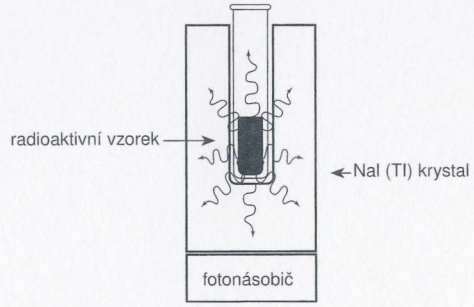
Speciálně vybaveným scintilačním detekčním systémem lze **získat energetické spektrum zářiče**, tj. distribuci četnosti impulzů v závislosti na energii všech registrovaných impulzů. V ideálním případě by energie γ záření tvořila jedno či více čárové spektrum v důsledku registrované energie záření γ. Reálně však vždy místo čáry registrujeme širší fotopík tvaru gaussovské křivky. Je to způsobeno mnoha různými náhodnými procesy v celém průběhu detekce a registrace čar, neboť jak radioaktivní přeměna, tak celý systém detekce má statistický charakter.

9.3.6 Přístroje pro měření radioaktivity látek

Používají se zejména jako přístroje pro měření celkové radioaktivity radiofarmak před jejich dalším zpracováním a použitím (ředění, aplikace) a jako přístroje pro měření vzorků biologického materiálu. Ve druhém případě jsou to jednak metody vyšetření *in vitro*, ale také některé metody *in vivo* v případech, kdy se po aplikaci radiofarmaka pacientovi vyžaduje měření aktivity jeho biologického materiálu (diluční metody, některé metabolické studie, resorpční testy apod.). Také při terapeutických aplikacích radiofarmak je zapotřebí proměřovat pacientovu krev či exkrety z hlediska sledování kinetiky radiofarmaka v organismu i možného rizika pro pacientovo okolí po jeho propuštění z nemocnice.

Automatické měřiče aktivity (v Bq) jsou přístroje založené na principu ionizační komory nebo scintilačního detektoru a jsou určené pro měření celkové aktivity ve vloženém materiálu, obvykle roztoku. Radioaktivní materiál v penicilínce či jiné nádobce se vkládá do měřící komory studnového typu, tlačítkem na ovladači se zadá informace, o jaký radionuklid se jedná a automatické zařízení po určité době měření na číslicovém displeji signalizuje údaj o celkové aktivitě vložené radioaktivní látky v Bq (rozsah měřitelných aktivit je široký, od desítek kBq až po desítky GBq). Známe-li celkovou aktivitu a měřený objem radioaktivní látky, můžeme lehce vypočítat i aktivitu měrnou, tj. aktivitu/ml sledované látky. Přístroj je obvykle kalibrován pro všechny radionuklidy rutinně používané v nukleární medicíně a je vybaven i kalibrační tabulkou, pomocí které můžeme odvodit i aktivitu radionuklidů, pro něž přístroj přesně kalibrován není.

Scintilační studnové detektory (obr. 9.23) jsou soupravy sestávající ze scintilačního detektoru, který je umístěný krystalem vzhůru v silném olověném obalu s tloušťkou stěn asi 5 cm (uprostřed krystalu je vyvrtán otvor pro zasunutí zkumavky s radioaktivním materiálem, tímto způsobem je dosaženo výrazně lepší geometrické účinnosti měření) a z příslušné elektroniky. U maloobjemového detekčního systému se vkládají do měřící studny zkumavky nebo lahvičky s měřeným objemem kolem 1–5 ml, u velkoobjemových až do 500 ml.



Obr. 9.23 *Schéma scintilačního studnového detektoru*

Pro měření ještě větších objemů (do 1000 ml) jsou detekční systémy uspořádány obvykle tak, že se nádoba s radioaktivním materiálem položí buď přímo na krystal či do stíněné komory mezi dva scintilační detektory, jejichž výstupy jdou do společné elektronické jednotky. Tato je vždy sestavena z dvoustupňového zesilovače impulzů, z amplitudového analyzátoru impulzů, čítače impulzů a napájecího zdroje vysokého napětí pro celý systém.

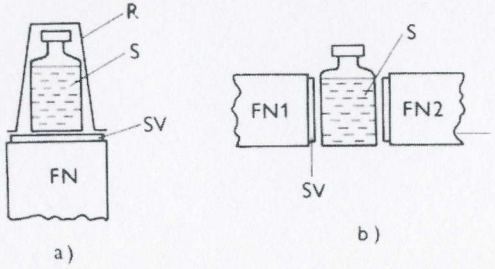
Amplitudový analyzátor impulzů propustí impulzy jen v určitém energetickém rozsahu v tzv. „energetickém okně" (jednokanálový), ve dvou „energetických oknech" (dvou-

kanálový) apod. Lze jím postupně proměřit celé energetické spektrum zářiče γ pro jeho případnou identifikaci.

Čítač impulzů měří počet impulzů prošlých analyzátorem s možností předvolby měřící doby (pro měření vyšších aktivit) anebo naopak, určí měřící dobu (pro měření nízkých aktivit) při předvolbě počtu impulzů. Důvodem je zisk dostatečné statistiky měření.

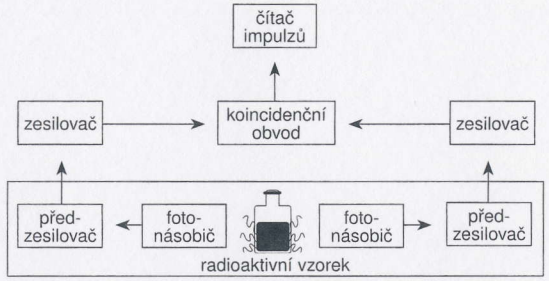
Vzhledem k tomu, že nejenom radioaktivní přeměna, ale také celý systém detekce má statistický charakter, nikdy nemůžeme měřit absolutně přesně, měříme s určitou statistickou chybou měření. Obecně lze říci, že čím je větší je absolutní počet naměřených signálních impulzů (po odečtení impulzů pozadí), tím je měření přesnější. Chceme-li měřit v mezích předem zvolené statistické chyby, můžeme předvolit v závislosti na výši měřené aktivity a pozadí buď počet naměřených impulzů či měřící dobu podle příslušných nomogramů. Měříme-li sérii vzorků o aktivitě přibližně stejného řádu, obvykle předvolíme měřící dobu, měříme-li vzorky značně odlišné aktivity (více řádů), předvolíme počet impulzů.

Při měření radioaktivity vzorků označených radioaktivním vodíkem ^{3}H (tritium), který vysílá z jádra velmi měkké **záření β⁻**, nebo pro měření **velmi měkkého záření γ** (^{125}I) se také používá scintilační detektor, avšak jeho luminiscenční krystal je nahrazen tzv. **tekutým scintilátorem** (obr. 9.24 a 9.25).



Obr. 9.24 *Schéma kapalného scintilátoru*

Dvě možnosti sběru světla z kapalného scintilátoru a) s jedním fotonásobičem b) se dvěma fotonásobiči. S –scintilátor s rozpuštěným radionuklidem, SV – světlovodič (optický kontakt), FN – fotonásobič, R – reflektor



Obr. 9.25 *Schéma měřícího systému kapalného scintilátoru*

Jde o roztok vhodné organické látky (např. 2,5-difenyloxazol rozpuštěný v toluenu nebo xylenu), ve které je možné vyvolat scintilace. Tímto roztokem se plní malé uzavíratelné nádobky. Vhodně upravené vzorky biologického materiálu obsahující tritium či ^{125}I značenou substanci se přidávají přímo do tekutého scintilačního média. Při tomto uspořádání proniká i nejměkčí záření β^- a γ do scintilátoru (radioaktivní látka je v něm vlastně „rozpuštěna") a je registrováno s dostatečně vysokou účinností. Je samozřejmé, že tekutý scintilátor se dá použít jen jednou; po změření se odstraňuje i se vzorkem biologického materiálu do radioaktivního odpadu.

Přístroje s manuální výměnou vzorků se používají jen pro účely identifikace či radionuklidové čistoty zářiče a pro proměřování nevelkých sérií vzorků.

Přístroje s automatickou výměnou vzorků jsou konstruovány pro měření velkých sérií vzorků materiálů, uložených v kazetovém zásobníku. Tyto vzorky jsou proměřovány mnoha detektory při automatické korekci výsledků pro ne zcela stejnou detekční účinnost jednotlivých detektorů. Přístroj automaticky odečítá pozadí a vytiskne číslo vzorku, počet impulzů, popř. měřící dobu. Plně automatizované systémy dokonce zpracují všechny potřebné výpočty včetně změřených vzorků kalibračních a vytisknou spolu s protokolem i závěrečnou hodnotu, např. koncentraci zjišťované látky v roztoku, včetně příslušné statistické charakteristiky.

Výhodou všech scintilačních studnových detektorů je vysoká účinnost měření příslušného záření. Je to proto, že měřený vzorek je ze všech stran (kromě shora) obklopen citlivým detektorem, takže se při měření využívá velké procento, emitovaného měřeným vzorkem. Další výhodou je velmi dobrá reprodukovatelnost měření.

Při **zpracování výsledků** je nutné si uvědomit:

- Není technicky možné úplně potlačit určité „pozadí", proto je třeba před sérií měření zjistit jeho hodnotu v impulzech/čas a po skončení měření ji opět překontrolovat. Abychom získali čistou hodnotu radioaktivity orgánu (nebo vzorku), je třeba obě hodnoty zprůměrovat, přepočítat na čas, po který byla měřena aktivita vzorku a odečíst toto „pozadí" od získaného prvního (hrubého) výsledku.
- Radioaktivní přeměna má, jak je výše uvedeno, statistický charakter, jestliže tedy budeme opakovaně měřit určitý vzorek, vždy po stejně dlouhou dobu, získáme řadu výsledků jevících určitý rozptyl i tehdy, byl-li vliv pozadí dostatečně spolehlivě vyloučen. Čím je radioaktivita měřeného vzorku menší, tím déle je třeba měřit, abychom dosáhli dostatečného počtu naměřených impulzů a tedy i vyhovující přesnosti měření.
- Údaj impulzy/čas je relativní a neříká nic o skutečné hodnotě radioaktivity vyjádřené v becquerelech (Bq). Absolutní hodnotu radioaktivity v Bq všech změřených vzorků však můžeme určit jednoduchým výpočtem, pokud současně s těmito vzorky změříme ještě vzorek, jehož absolutní hodnotu radioaktivity v Bq známe. Tento vzorek nazýváme standardem.

9.3.7 Přístroje pro měření radioaktivity v organismu

Přístroje, které detekují záření vycházející z radiofarmak rozdělených v organismu, jsou prakticky výhradně založeny na scintilačním principu detekce a konstruovány buď pro jednoduchou zevní detekci záření γ vystupujícího z organismu, nebo přístroje zobrazovací, tj. přístroje informující o distribuci radioaktivního zářiče v určité oblasti.

9.3.8 Jednokanálová a vícekanálová souprava pro zevní detekci

Jednokanálová a vícekanálová souprava pro zevní detekci je sestavena z jedné či více kompletních detekčních a měřících jednotek. Zahrnuje detektor ze sadou kolimátorů a stojanem, zesilovač, amplitudový analyzátor impulzů a koncové stupně, čítač anebo integrátor a zapisovač, případně magnetický paměťový systém, zdroj vysokého napětí pro detektor a napájení celé soupravy.

Nejvýznamnější krok ve zpracování elektrických impulzů vzbuzených ve scintilačním detektoru zaregistrováním jednotlivých paprsků γ vykonává **amplitudový analyzátor**. Výška elektrických impulzů (daná elektrickým napětím impulzu snímaného z anody fotonásobiče) je totiž přímo úměrná intenzitě scintilací v luminiscenčním krystalu a ta

zase energii záření γ, absorbované ve scintilačním krystalu. Radionuklid hromadící se ve sledovaném orgánu vysílá sice záření γ o stejné energii, detektor však zachycuje i paprsky jiných energií, pocházející z interakcí záření v těle pacienta (Comptonův rozptyl), z přirozené radioaktivity prostředí a z kosmického záření. Protože by tyto paprsky zkreslovaly výsledky měření, musí být odstíněny. Právě tuto funkci plní amplitudový analyzátor, na kterém je možno libovolně nastavit výšku (napětí) impulzů, které mají projít, zatímco ostatní (nižší i vyšší) jsou zadržené. Amplitudový analyzátor impulzů je tedy schopný elektronicky vybrat z celého spektra záření γ jen paprsky zvolené energie. Po tomto zpracování je možné amplitudovým analyzátorem propuštěné impulzy vyhodnotit dvojím způsobem podle změn kinetiky radiofarmaka ve sledovaném orgánu.

Pro **studie s pomalou kinetikou radiofarmaka** v organismu, vyžadující proměřování jednotlivých oblastí s odstupem jedné či více hodin (případně dnů), se používá jako koncového stupně **čítače impulzů** se stopkami (např. vyšetření kinetiky železa, lokalizace maximální destrukce erytrocytů, vyšetření lymfatické drenáže, vyšetření akumulace radioaktivního jodu ve štítné žláze apod.). Impulzy se po předvolenou dobu elektronicky sčítají a výsledek se vyjádří jako počet impulzů za jednotku času. Změny radioaktivity v orgánu se sledují tak, že ve vhodných časových intervalech se měření opakují a naměřené hodnoty se potom graficky znázorňují. Získaná křivka tedy udává změny radioaktivity ve vyšetřovaném orgánu v závislosti na čase.

Pro **studie s rychlou kinetikou radiofarmaka** v organismu je běžnou výstupní informací křivka udávající měnící se aktivitu v zorném poli detektoru v závislosti na čase (např. nefrografická křivka, diluční anebo clearanční křivka apod.). Toto umožňuje tzv. **integrátor**, který průběžně při předvoleném čase (časová konstanta T) elektronicky průměruje přicházející impulzy a jejich sumací vzniklý plynulý jednosměrný elektrický proud vychyluje ručičku galvanometru zapojeného na výstup integrátoru. Velikost odchylky je tedy přímo úměrná okamžité četnosti impulzů. Pro různé rozsahy registrovaných impulzů, jež se mohou u různých vyšetření lišit až o několik řádů, je integrátor vybaven přepínačem rozsahu (R) s možností registrace impulzů od desítek až po statisíce za sekundu.

Vzhledem k tomu, že pro hodnocení je zapotřebí křivky optimální výšky a standardní předvolba parametrů integrátoru (T, R) a zapisovače ji nemůžou vždy spolehlivě zajistit, je nutné u některých vyšetření velmi rychlých dějů, aby výstup impulzů z analyzátoru byl paralelně zaznamenáván na **paměťovou jednotku**. Ta umožní dodatečné přehrání studie při jiné, vhodnější předvolbě parametrů koncových stupňů (integrátoru a zapisovače). Paměťové zařízení tak ušetří přístrojový čas, aktivitu i ozáření pro pacienta při eventuálním opakování celého vyšetření.

Pokud je pro vyšetření použito vícekanálové detekční soupravy (např. tříkanálové pro radiohippuranovou nefrografii), kde se jednotlivými kanály zjišťuje kinetika radiofar-

maka v různých oblastech – dostačuje samozřejmě několikastopý zapisovač a magnetická páska, u níž každá stopa zaznamenává výstup impulzů z jedné detekční jednotky.

Jednokanálová a vícekanálová souprava pro zevní detekci je v současné době postupně nahrazována modernějšími zobrazovacími detekčními systémy a pomalu se stává historií.

9.3.9 Celotělové detekční systémy

Diagnostické možnosti a spektrum vyšetření výrazně rozšiřují moderní **celotělové detektory**. Tyto systémy měří aktivitu v celém organismu pacienta bez ohledu na její distribuci. Detekční systém tvoří jedna nebo několik detekčních jednotek s velkoobjemovými scintilačními krystaly, na výstupu spojenými do společného koncového stupně – čítače. Pacient obvykle leží mezi detektory buď na pevném nebo podélně se pohybujícím lehátku. Místo pevného scintilačního krystalu lze také použít rozměrného scintilátoru plastického či kapalného v ohebném vaku, na nějž se vyšetřovaný pacient položí. Vzhledem k tomu, že celotělovými detekčními systémy měříme obvykle velice nízké aktivity radionuklidů v organismu, nelišící se příliš od aktivity pozadí, je nutné, aby celý detekční systém i s pacientem byl dobře odstíněn betonovými bloky a ocelí, zhotovenou ze železa vyrobeného před obdobím nukleárních výbuchů (staré lodě, tanky apod.).

Celotělové detekční systémy slouží např. k průkazu a průběžnému sledování kontaminovaných osob (zejména při vnitřní kontaminaci), ale lze je výhodně použít k různým bilančním studiím, pro studium metabolismu např. vápníku, železa a k resorpčním studiím, ke stanovení celotělového draslíku aj. Zařízení má velkou detekční účinnost, což ovšem závisí hlavně na počtu a objemu scintilátorů a případně na rychlosti vzájemného posunu vyšetřovaného vůči detektorům.

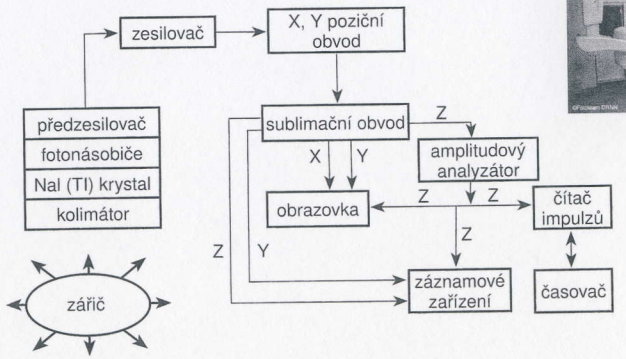
9.3.10 Scintigrafické zobrazovací systémy

Nahromadí-li se radiofarmakum v dostatečném množství ve vyšetřovaném orgánu, je možné pomocí zevní detekce záření γ orgán zobrazit. **Zobrazovací systémy poskytují obraz** a dávají **informaci o distribuci radiofarmaka** v zorném poli detektoru. Princip detekce je též scintilační. Podle způsobu zobrazení je dělíme na planární a tomografické.

Planární scintigrafické systémy zobrazují distribuci radiofarmaka v organismu plošně, dvourozměrně.

Scintilační kamera (gamakamera) (obr. 9.26) představuje současnou, technicky složitější skupinu různých zobrazovacích zařízení. Je proti pohybovým scintigrafům daleko citlivější a vytváří obraz za kratší dobu. I když se obraz přenosem ze scintilačního (luminiscenčního) krystalu na stínítko obrazovky zmenšuje, jsou na něm lépe prokreslené i menší rozdíly v distribuci radioaktivity ve vyšetřované oblasti. Obraz je vytvářen **stacionárním velkoplošným detektorem**. Scintilátorem je velkoplošný obdélníkový nebo kruhový krystal z jodidu sodného, nejčastěji o průměru 40–50 cm a o tloušťce kolem 1 cm. To umožňuje registrovat záření z velké plochy současně (plocha krystalu určuje v podstatě velikost zobrazovaného pole) a tak umožňuje záznam dynamických i statických obrazů z rozsáhlé zájmové oblasti pacienta. Systém mnoha (až 90 i více) fotonásobičů (čím větší je počet fotonásobičů, tím lepší je polohové rozlišení gamakamery jako celku) umístěných za krystalem scintilátoru a příslušné elektroniky vytváří informaci o místu interakce fotonu ve scintilačním krystalu podle osy x a y následujícím způsobem. Každá scintilace, která vznikne v krystalu, osvítí všechny fotonásobiče, intenzita osvětlení jednotlivých fotonásobičů závisí však na poloze scintilace v krystalu. Při dané poloze scintilace vzniknou tedy ve všech fotonásobičích různě velké elektrické impulzy charakteristické pro tuto polohu. Impulzy ze všech fotonásobičů se přivádějí do systému odporů, který se nazývá odporová matrice. Ta vyčlení dva nejvyšší (výsledné) elektrické signály, jejichž velikost určuje souřadnice polohy scintilace v myšleném souřadnicovém systému určeném osami x a y. Tato informace je pak přenesena na horizontální a vertikální vychylovací destičky osciloskopu, které vychýlí elektronový paprsek na stínítko a na obrazovce osciloskopu se poté objeví světelný bod v místě odpovídajícím svojí polohou místu absorpce fotonu v krystalu. Výše popsaným způsobem se tedy zviditelňují scintilace na obrazovce osciloskopu, ze které je lze snímat na fotografický materiál či do elektronické paměti tak dlouho, až se získá dobře prokreslený obraz vyšetřované oblasti.





Obr. 9.26 *Schéma scintilační kamery (gamakamery)*

Celý detekční systém je světlotěsně uzavřený v masivním krytu, který je zhotoven z olova – výjimkou je stěna mezi scintilačním krystalem a fotonásobiči vyrobená ze světlovodivého materiálu, na níž svou dolní plochou přiléhá scintilační krystal.

Je zřejmé, že stejně jako jednoduché scintilační detekční systémy (uvedené výše), obsahuje i scintilační kamera kolimátor, scintilační krystal, fotonásobiče, předzesilovač, zesilovač, amplitudový analyzátor impulzů a záznamové či zobrazovací zařízení. Navíc je však vybavena, jak je popsáno výše, *x*, *y* pozičním obvodem, který vytváří souřadnice místa, v němž došlo k interakci ionizujícího záření s hmotou krystalu. Práce scintilační kamery je obvykle řízena počítačem. Detekční hlava (obsahující kolimátor, krystal, fotonásobiče a zesilovače) je umístěna na stojanu zvaném gantry, který umožňuje nastavení detekční hlavy nad pacientem podle potřeby vyšetření.

Nejdůležitější úprava pro měření *in vivo* spočívá v zajištění „zorného pole" detektoru tak, aby poloha zdroje paprsků γ (vysílaných z těla pacienta) odpovídala poloze maximální registrace scintilace ve scintilátoru. Aby detektor zjišťoval jen aktivitu ve vyšetřovaném orgánu, je před krystal umístěn olověný **kolimátor**, který má stejný tvar i plochu jako scintilační krystal a je vysoký až několik cm. V něm systém paralelních otvorů (až mnoho tisíc) dovolí proniknout do krystalu pouze těm kvantům elektromagnetického záření, které letí z místa vzniku do krystalu kolmo. Kvanta záření γ letící šikmo jsou pohlcena v olověných přepážkách mezi otvory. Obraz vyšetřované oblasti tedy vzniká ve formě scintilací v luminiscenčním krystalu jako mozaika složená z jednotlivých částí zobrazených prostřednictvím kolimátoru. Tam, kde je pod kolimátorem vyšší aktivita, je v příslušné části luminiscenčního krystalu i větší hustota scintilací.

Kolimátory se dělí jednak podle energie záření, pro kterou se dají použít a podle jejich citlivosti a rozlišení (ty jsou dány tloušťkou přepážek mezi otvory, celkovou hustotou otvorů a tloušťkou kolimátoru). Hovoříme o kolimátorech s vysokým polohovým rozlišením, s vysokou citlivostí, pro všeobecné použití s kompromisními parametry, a na druhé straně o kolimátorech pro nízké, střední a vysoké energie. Polohové rozlišení znamená schopnost rozlišit dva blízko umístěné bodové zdroje záření, citlivost znamená schopnost propustit gama fotony do scintilačního krystalu. Polohové rozlišení i citlivost paralelního kolimátoru se zhoršuje s rostoucí vzdáleností zdroje záření od čela kolimátoru. Z tohoto důvodu je třeba vždy provádět záznam dat s minimální vzdáleností čela kolimátoru od povrchu těla pacienta. Kolimátory pro vyšší energie záření jsou tlustší a mají silnější přepážky mezi otvory, aby se zabránilo pronikání gama fotonů skrze tyto přepážky a tím rozmazání obrazu.

Nejvíce se používá **kolimátor s paralelně probíhajícími otvory** (obr. 9.27), jenž umožňuje získat obraz zorného pole velikostí se rovnajícímu přibližně ploše krystalu. Mezi speciální kolimátory patří **kolimátor divergentní** s otvory mírně se rozbíhajícími směrem k objektu, umožní získat obraz většího zorného pole nežli je plocha krystalu (tím se ale snižuje jak citlivost, tak i polohové rozlišení), **kolimátor konvergentní** se sbíhajícími se otvory směrem k objektu, umožňuje zvětšit obraz menšího orgánu (srdce,

mozek, orgány dítěte) tím, že jej rozloží na větší část plochy krystalu (zvýší se tím citlivost i polohové rozlišení). **Jednoděrový kolimátor** (*pin hole*) má nejvyšší polohové rozlišení a vytváří na obrazovce zrcadlový obraz orgánů. Hodí je jenom pro sledování malých orgánů, např. štítné žlázy, varlat, kyčelního kloubu apod. Má však nízkou citlivost, což prodlužuje vyšetřovací dobu.



Obr. 9.27 *Typy kolimátorů*

Přídatné doplňky zobrazovacího zařízení umožňují získat případně různě zvětšený či zmenšený obraz, výřez části obrazu, či celou sérii postupně v čase získaných obrazů na jednu obrazovku a pak také na příslušný záznamový materiál podle předem zvoleného programu.

Současným snímáním aktivity z celého zorného pole pracuje gamakamera daleko rychleji nežli pohybový scintigraf a umožňuje tak provádět i scintigrafie dynamické (tj. studie, u nichž se distribuce radiofarmaka v zorném poli detektoru výrazně mění s časem, např. sledování kinetiky radiofarmaka v ledvinách, v hepatobiliárním systému, v srdci, v mozku, v plicích apod). Při dynamické scintigrafii tedy získáváme celou sérii obrazových záznamů z jedné studie.

Pro sledování velmi rychlých dějů (např. studie krevního oběhu) a pro pozdější kvantifikaci studie by koncové fotografické zařízení nestačilo věrně zachytit celý děj. Pro takové studie je nezbytné použít **elektronické paměťové zařízení**. Scintigrafická data se v průběhu vyšetření automaticky střádají dle předvolených časů do paměti a po ukončení vyšetření lze celou studii z paměti opět vyvolat a různými způsoby jí analyzovat. Paměťové zařízení je běžnou součástí jednoúčelových počítačů, jež jsou napojeny trvale (on-line) na gamakameru. Tyto počítače umožňují provádět podrobnou analýzu kinetiky radiofarmaka ve vyšetřovaném orgánu či systému a získat tak velmi podrobné údaje o činnosti a funkci těchto orgánů. Paměťový systém počítače ukládá kvantifikované obrazy do obrazové matice. Pro statické scintigrafie s vyšším počtem registrova-

ných impulzů v čase se používá matic jemnějších, pro dynamické scintigrafie s nižším počtem registrovaných impulzů v čase, které mají velký počet obrazů, se používá matic hrubších, aby se rychle nevyčerpala celková kapacita paměťového systému.

Dalším úkolem počítače bývá obvykle analyzovat celou studii podle příslušného programu a vypočítat hledané kinetické, funkční či jiné údaje.

Pro některé druhy dynamických studií je nutné použít tzv. **bolusové techniky**, tj. aplikace radiofarmaka, při které se pacientovi rychle vstříkne malý objem radiofarmaka vysoké radioaktivity do silně překrvené žíly. Pohyb radioaktivního bolusu je pak možné sledovat zhotovením série obrazů ve velmi krátkých časových intervalech. Příkladem jsou dynamické studie krevního oběhu, dynamické scintigrafické studie mozku apod.

Celotělový scintigram pacienta (pro vyšetření skeletu, distribuce krvetvorné tkáně) lze získat speciálně uspořádaným systémem gamakamery, kde se pohybuje buď detektor (případně dva detektory) podél pacienta, či naopak, stůl s pacientem mezi detektory a elektronický systém automaticky lokalizuje γ záření vycházející z pacienta na výsledný obraz. Celotělový scintigram tedy informuje výhradně o distribuci radiofarmaka v celém organismu. Nelze jím tedy nahradit celotělový detektor (detekční systém).

9.3.11 Tomografické scintigrafické systémy

U planárních scintigrafických systémů je při tvorbě obrazů díky superpozici dat pominut třetí rozměr prostorových orgánů. Proto se hledala zobrazovací technika, která by umožnila získat scintigrafické řezy orgánů ve více vrstvách (tomografických řezech), jako je tomu u rentgenové transmisní výpočetní tomografii či nukleární magnetické rezonanci.

Dnes se pro prostorové zobrazení orgánů používá výhradně radionuklidová emisní výpočetní tomografie. Při tomto způsobu záznamu je získána projekce zobrazovaného orgánu z mnoha úhlů při rotaci detektoru kolem dlouhé osy pacienta. V počítači potom vytvoří obrazy řezů kolmých k rovině detektoru, transversální řezy, a také obrazy řezů v dalších vzájemně kolmých rovinách.

Protože při zobrazování v nukleární medicíně je zdroj ionizujícího záření v těle pacienta a fotony záření γ jsou z něho emitovány, hovoříme o **emisní počítačové tomografii** (ECT). Podobně jako všechny scintigrafické metody i ECT předpokládá aplikaci radiofarmaka s afinitou k vyšetřovanému orgánu či systému. **Podle druhu použitého radionuklidu** rozlišujeme **dva druhy emisní tomografie**. Použijeme-li **zdroj záření γ** (běžné zářiče, zejména ^{99m}Tc), hovoříme o **jednofotonové emisní tomografii** (SPECT – z anglického *Single Photon Emission Computed Tomography*),

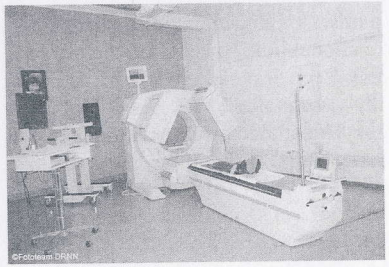
použijeme-li **zdroj pozitronového záření**, hovoříme o **pozitronové emisní tomografii** (PET – z anglického *Positron Emission Tomography*).

Přednosti ECT (SPECT i PET) jsou v možnosti průkazu patologického ložiska překrytého při prosté planární scintigrafii jinými tkáněmi a také v možnosti přesnějšího posouzení tvaru a velikosti ložiska.

Jednofotonová emisní tomografie (SPECT)

Tomografické gamakamery mají principiálně stejný detektor jako planární kamery, avšak konstrukce gantry umožňuje pohyb detektoru kolem těla pacienta v malých úhlových krocích. Dráha detektoru kolem pacienta může být kruhová nebo eliptická, moderní tomografické gamakamery jsou vybavovány zařízením, které automaticky udržuje optimální vzdálenost detektoru od povrchu těla pacienta. Při vyšetření se otáčením jednoho až tří detektorů kolem těla pacienta zhotovuje velké množství projekcí (dat). Střádaná data jsou uchována v paměti počítače pro další zpracování a rekonstrukci obrazů ve třech základní vzájemně kolmých rovinách – transversální, frontální a sagitální.

Pro rekonstrukci obrazů ze zaznamenaných dat existuje několik matematických algoritmů. V současné době je nejčastěji užíván algoritmus zvaný filtrovaná zpětná projekce. Filtry jsou matematické funkce, které zlepšují kvalitu obrazu zesílením informace a potlačením šumu.



Obr. 9.28 *SPECT kamera*

Pozitronová emisní tomografie (PET)

Je to neinvazivní zobrazovací metoda používaná především v neurologii, kardiologii a onkologii. Umožňuje kvantitativní měření metabolických funkcí a základních biochemických reakcí v živém organismu, aniž by je ovlivnila. Má velké prostorové rozlišení.

Radiofarmakum, značené radionuklidem emitujícím pozitrony, je aplikováno pacientovi nitrožilně nebo inhalací. Tomograf pozitronové emise umožňuje sledovat distribuci radiofarmaka, případně její změny v čase, uvnitř těla.

Pozitrony, emitované ze zářiče při přeměně β^+, proletí ve tkáni pacienta nejvýše několik málo milimetrů, interagují s elektronem z okolních atomů. Při každé interakci vznikají ve stejný okamžik dva tzv. anihilační fotony, které mají stejnou energii (511 keV) a jsou emitovány do opačných směrů v úhlu 180°.

Tomograf pro pozitronovou emisi musí obsahovat buď sudý počet (2–8) detektorů rotujících kolem pacientova těla anebo obsahuje velké množství detektorů (sta až tisíce) ve stacionárních prstencích (může jich být až šestnáct) uspořádaných v řadách tak, že každý detektor je spojen s protilehlým detektorem ve stejném prstenci koincidenčním obvodem. Ty registrují pouze páry anihilačních fotonů, jež jsou v časové koincidenci. Trojrozměrná rekonstrukce bodů anihilace se provádí paralelně v síti procesorů, kterým se říká transputery.

Výsledná informace se dále zpracovává, což umožní rekonstrukci přesné polohy bodů, kde došlo k anihilaci. Tak se získá obraz prostorového rozložení radiofarmaka v organismu.

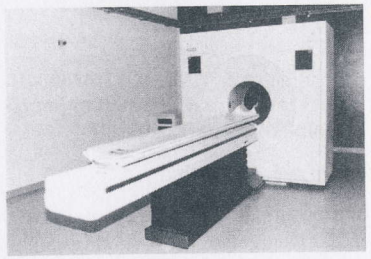
Nejmodernější stacionární PET systémy mají vyšší detekční účinnost nežli SPECT, protože detektory nemusí používat klasických olověných kolimátorů, kolimace je zajišťována elektronicky. Zorné pole je vymezené šířkou kruhů detektorů.

Radiofarmaka pro zobrazování PET jsou obvykle organické sloučeniny, které se aktivně podílejí na základních biologických procesech. K jejich označení se používají některé radioizotopy biogenních prvků emitující pozitrony. Vzhledem k ultrakrátké době života takových radionuklidů musí být přímo na místě v nemocnici k dispozici cyklotron, na kterém se denně připravují pozitronové radionuklidy. I vlastní nosiče pro PET se musejí připravovat přímo na místě s dodržením všech pravidel pro výrobu radiofarmak. Radiochemie a radiofarmakologie mají tedy v technologii PET zásadní význam. Jedinou výjimkou mezi těmito zářiči je ^{18}F, jehož rychlost přeměny umožňuje transport jím označeného radiofarmaka na mírně větší vzdálenosti.

Tab 9.2 *Základní PET izotopy a nosiče*

izotop	poločas přeměny	nosiče
^{11}C	20 minut	mastné kyseliny, aminokyseliny
^{13}N	10 minut	čpavek
^{15}O	2 minuty	voda
^{18}F	110 minut	cukry, aminokyseliny

PET je nejcitlivější a nejselektivnější technika zobrazování procesů a interakcí v lidském těle na molekulární úrovni. Její selektivita umožňuje detekci nesmírně malých (pikomolárních) koncentrací značených sloučenin. Taková množství mohou být vstříknuta bez významného rizika i zdravým lidem při fyziologických studiích in vivo. Velký význam má např. sledování funkční anatomie různých oblastí normálního mozku. PET se užívá zejména k odhalování recidiv nádorů, ale navíc skýtá netušené možnosti při studiu nových mechanismů jejich ničení. Tato metoda poskytuje možnost neinvazivních kvantitativních farmakokinetických a farmakodynamických pozorování. Vhodné užití PET může např. ukázat, že nový lék proniká do nádoru, objasnit rozložení viabilních tkání uvnitř nádoru, demonstrovat ústup nádoru a doložit odezvu léčby.



Obr. 9.29 *PET kamera*

9.4 Denzitometrie

(Josef Hanuš)

Denzitometrie v medicíně je metoda ke kvantitativnímu určování obsahu minerálních látek (vápníku) v kostní tkáni. Metoda je využívána zejména v diagnostice osteoporózy (řídnutí kostí). Podle definice Světové zdravotnické organizace je osteoporóza postupná ztráta hmotnosti kostí s věkem člověka vedoucí ke snížení jejich mechanické odolnosti a s tím spojené náchylnosti ke zlomeninám. Osteoporóza se projevuje zejména u žen po menopauze (přechodu), její výskyt u žen je asi 3× vyšší než u mužů této věkové skupiny.

Vzhledem k použitým diagnostickým metodám se hustota kosti v medicínské praxi udává většinou jako plošná hustota , tj. v jednotkách (g/cm^2) – obr. 9.30 (v praxi se setkáte s názvem BMD – *Bone Mineral Density*), výjimečně jako objemová hustota (g/cm^3). Kvantitativní měření hustoty kostí je fyzikálně založeno na závislosti mezi obsahem minerálních látek v kosti a její schopností pohlcovat ionizující záření (RTG záření) nebo na závislosti mezi mineralizací kosti a rychlosti šíření či mírou absorpce ultrazvuku.

9.4.1 Metody využívající ionizující záření

RA (*Radiographic Absorptionmetry*)
SPA (*Single Photon Absorptionmetry*)
SXA (*Single X-ray Absorptionmetry*)
DXA or DEXA (*Dual X-ray Absorptionmetry*)
QCT (*Quantitative Computed Tomography*)

Ve všech těchto metodách se měří kosti, kde se osteoporóza projevuje nejvýrazněji, tj. oblast kyčelního kloubu, pánve a páteře. Existují však i metody, které k měření používají periferních kostí, např. prsty, zápěstí, předloktí, patní kost a podobně.

9.4.1.1 Princip měření pomocí ionizujícího záření

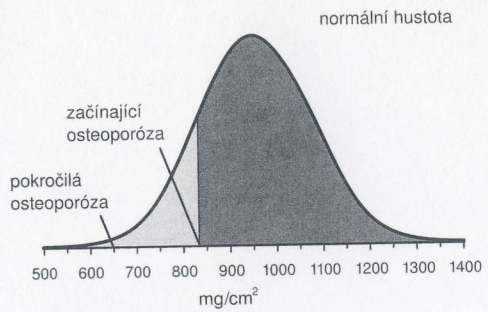
Měření je založeno na vyhodnocení intenzity záření po průchodu vyšetřovanou kostí. Měřicí zařízení se skládá ze zdroje ionizujícího záření (rentgenka nebo vhodný radioizotop, např. ^{153}Gd), detektoru ionizujícího záření resp. jednotky k digitalizaci obrazu, fantomu ke kalibraci a jednotky pro programové zpracování a vyhodnocení. Vzhledem k tomu, že metoda je neinvazivní, byla by vždy zatížena chybou, která je dána tím, že na absorpci se kromě kosti podílí i měkká tkáň, která se v různé míře obklopuje kost. U starších metod se proto absorpce měkkou tkání měřila zvlášť na vzorku či na vodním fantomu a odečetla se od změřené celkové absorpce. U novější metody se porovnává klasický digitalizovaný snímek ruky se snímkem hliníkového klínu. U dnes referenční metody se používá dvou svazků RTG záření o různé energii, z nichž jeden je absorbován převážně měkkou tkání, druhý naopak kostí. Metoda založená na vyhodnocení CT čísel ve sledovaném objemu kosti poskytuje sice trojrozměrný obraz, ale vyznačuje se větší radiační zátěží pacienta.

9.4.2 Metody nepoužívající ionizující záření

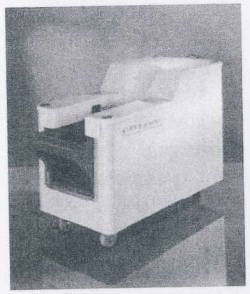
Metoda využívající ultrazvuk – **QUS** (*Quantitative Ultrasound*)

Tato metoda se pro svoji dostupnost a bezpečnost, ale zároveň i malou přesnost, využívá pro plošná preventivní vyšetření nejvíce ohrožených skupin, tzv. screening. K přesnému kvantitativnímu vyhodnocení stupně osteoporózy takto zachycených pacientů dále použijeme některou z metod pracujících s ionizujícím zářením. Ultrazvukové metody určují mechanické vlastnosti kostí z jiných fyzikálních veličin, např. metoda **SOS** (*Speed Of Sound*) je založena na měření rychlosti ultrazvuku v kosti, metoda **BUA** (*Broad band Ultrasound Attenuation*) vychází z měření zeslabení ultrazvuku v kosti v širokém pásmu frekvencí.

K specializovaným měřením hustoty kostí (BMD) lze využít i zobrazení magnetickou rezonancí.



Obr. 9.30 *Referenční hodnoty plošné hustoty kosti*
BMD (bone mineral density) mladé ženy (BMD < 840 mg/cm² – začínající osteoporóza, BMD < 650 mg/cm² – pokročilá osteoporóza)



Obr. 9.31 *UZV denzitometr pro měření a výpočet kostní hmoty vyšetřením patní kosti*

9.5 Termografie

(Josef Hanuš)

9.5.1 Bezkontaktní termografie

Termografie je zobrazovací metoda ke grafickému znázornění rozložení teploty povrchu sledovaného objektu. Podle toho, zda je snímač přiložen přímo na objekt nebo je od

objektu vzdálen, rozeznáváme termografii kontaktní a bezkontaktní. Bezkontaktní termografie je založena na skutečnosti, že povrch každého tělesa o teplotě vyšší než 0 K vyzařuje do prostoru elektromagnetické záření, jehož vlastnosti souvisejí s teplotou povrchu. Podle Stefan-Boltzmannova zákona mezi intenzitou záření E a absolutní teplotou platí vztah:

$$E = \sigma \cdot T^4 \ ,$$

kde $\sigma = 5{,}67 \cdot 10^{-8}\ \mathrm{Wm^{-2}K^{-4}}$ je tzv. Stefan-Boltzmannova konstanta. Tento vztah byl odvozen pro ideální případ absolutně černého tělesa (hypotetické těleso, které dokonale pohlcuje dopadající elektromagnetické záření) s využitím Kirchhoffova zákona, podle kterého intenzita vyzařování absolutně černého tělesa závisí pouze na jeho absolutní teplotě. Tepelné záření každého tělesa o nenulové absolutní teplotě má určité frekvenční spektrum (v případě viditelné části spektra mluvíme o barvě), ve kterém lze nalézt vlnovou délku odpovídající maximu spektrální křivky. Wien odvodil za použití Planckova vztahu mezi energií a frekvencí elektromagnetického záření, že se vzrůstající teplotou se toto maximum posunuje ke kratším vlnovým délkám a to po hyperbole podle vztahu:

$$\lambda_{\mathrm{Peak}} \cdot T = k \ ,$$

kde konstanta $k = 2{,}898.10^{-3}$ m.K. Podle tohoto vztahu (Wienův posuvný zákon) lze přiřadit „barvě" tepelného záření teplotu povrchu absolutně černého tělesa. V případě reálných těles je nutno ověřit jejich zářivost (*emissivity*) srovnáním s vyzařováním absolutně černého tělesa. Zářivost ε je vyjádřena vztahem:

$$\varepsilon = \frac{E_{\mathrm{R}}}{E_{\mathrm{B}}} \ ,$$

kde E_{R} a E_{B} jsou intenzity záření reálného a absolutně černého tělesa pro danou teplotu. Ze vztahu je zřejmé, že pro absolutně černé těleso je tento parametr roven 1 a pro reálná tělesa je menší než 1. Jestliže nyní použijeme Stefan-Boltzmannův vztah pro záření reálného tělesa, bude platit:

$$E_{\mathrm{R}} = \sigma \cdot T_{\mathrm{R}}^4 \ ,$$

kde index R ve vztahu označuje intenzitu záření a teplotu reálného tělesa. Kombinací uvedených vztahů zjistíme, že mezi skutečnou teplotou T a teplotou T_{R} platí vztah:

$$T_{\mathrm{R}} = \varepsilon^{1/4} \cdot T$$

Ze vztahu vyplývá, že nevýhodou metod bezkontaktního měření teploty je závislost naměřené teploty na zářivosti povrchu měřeného objektu. Zářivost epsilon navíc není pro daný materiál konstantou, nýbrž závisí na vlnové délce tepelného záření, což znamená, že se mění s teplotou měřeného objektu. I přes tuto nevýhodu mají bezkontaktní metody měření teploty svůj význam v diagnostice, např. při lokalizaci ložisek patologických změn, které jsou doprovázeny změnou teploty na povrchu těla. Jedná se zejména o různá zánětlivá onemocnění, nádory, onemocnění cévního systému doprovázená výraznou změnou prokrvení, onemocnění nervového systému apod.

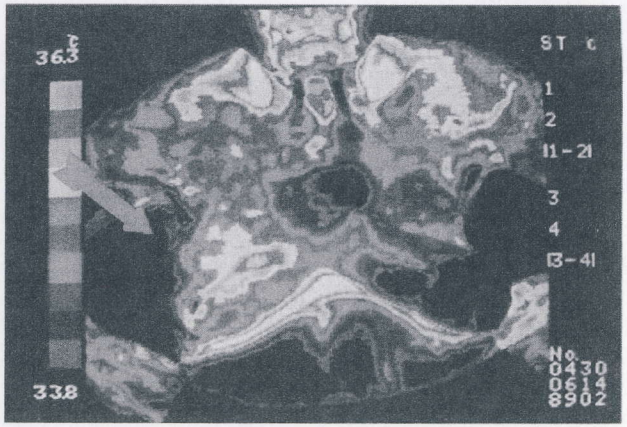
Na principu detekce tepelného záření jsou založeny měřicí přístroje, označované jako radiotermometry, pyrometry nebo termokamery. Přístroj se skládá z optického systému, který soustřeďuje záření na snímací prvek či prvky. Snímací prvek mění na principu fotoemise dopadající záření ve zvoleném frekvenčním spektru na elektrický signál, který je dále zpracován. Z důvodu přesnosti měření musí být detektor udržován na konstantní nízké teplotě. Podle způsobu měření můžeme radiotermometry dělit na širokopásmové, úzkopásmové nebo poměrové (měří se poměr energií pro dvě zvolené vlnové délky záření, který je přímo úměrný teplotě). Výstupem radiotermometru je buď jenom údaj o teplotě přesně lokalizované části povrchu sledovaného objektu nebo a to nejčastěji teplotní obraz sledovaného objektu. Sledovaný objekt je tzv. termokamerou zobrazen obdobně jako u klasické kamery s tím rozdílem, že zobrazované barvy nejsou reálné, nýbrž jsou uměle přiřazeny určitým teplotám jednotlivých částí povrchu objektu. Výsledkem měření je grafické znázornění rozložení teplot na povrchu sledovaného objektu, tzv. termogram, který je vždy doplněn stupnicí přiřazující barevnou škálu číselným hodnotám teploty. Z těžko přístupných a přímo neviditelných míst může být signál veden i pomocí optických vláken.

Přesnost měření radiotermometrů se pohybuje od několika desetin až po jednotky kelvinů v závislosti na rozsahu měřených teplot, u přístrojů kalibrovaných pro určitou teplotu (úzkopásmové radiotermometry) lze dosáhnout maximální přesnosti 0,1 K.

9.5.2 Kontaktní termografie

Kontaktní termografie využívá specifických optických vlastností látek organického původu, označovaných obecně kapalné tekuté krystaly, které svými fyzikálními vlastnostmi tvoří přechod mezi pevnými látkami a kapalinami. Tekutý krystal vypadá jako kapalina, ale vzhledem k tomu, že nemá izotropní uspořádání, vykazuje optické a elektromagnetické vlastnosti jako pevná látka. Jedná se většinou o látky tvořené molekulami tyčinkovitého tvaru, které mohou vykazovat různé formy uspořádání dané vnějším působením. Pro termografii se využívá tzv. cholesterická fáze kapalného krystalu, kdy jsou molekuly uspořádány do vrstev, přičemž v každé z těchto vrstev převažuje

jiná orientace podélné osy tyčinek. Sousední vrstvy jsou vůči sobě pootočeny právě tak, že myšlené vektory popisující převažující směr podélné osy tyčinek v jednotlivých vrstvách tvoří šroubovici, jejíž osa je kolmá na tyto vrstvy. Cholesterický tekutý krystal má tu optickou vlastnost, že z dopadajícího bílého světla nejvíce odráží vlnovou délku, která je rovna stoupání jeho šroubovice. Stoupání šroubovice však závisí na teplotě, tudíž barva (vlnová délka) vrstvy tekutých krystalů je indikátorem jejich teploty. Další úpravou tekutých krystalů (např. tzv. mikrokapsulace) a jejich vazbou na nosiče lze nastavit pro účely měření teploty jejich parametry. Tekutými krystaly lze měřit teploty v rozmezí 10–120 °C, přičemž barevné okno (celé spektrum od červené pro nejstudenější po modrou pro nejteplejší místo) lze dle potřeby volit různě široké. Pro přesná měření volíme tzv. úzké pásmo v rozsahu 1–2 K. V případě tzv. širokého pásma je rozsah 5–20 K. Tekuté krystaly se používají v surovém stavu, ve formě spreje nebo jako termografické desky. Pro medicínské použití převládají termografické desky, které jsou hlavní součástí termografického zařízení, které bývá dále vybaveno světelným zdrojem zajišťujícím reprodukovatelné osvětlení a záznamovým zařízením (např. polaroid, digitální fotoaparát nebo kamera). Indikace jsou obdobné jako u bezkontaktního měření. Výsledkem aplikace v diagnostice je barevné zobrazení rozložení teplot na povrchu těla, které mohou odrážet různé převážně funkční změny v organismu související se změněnou produkcí či distribucí tepla. Nejrozšířenější jsou termogramy prsu při diagnostice nádorových onemocnění, dále pak i termogramy zad, dolních končetin, chodidel, hlavy, rukou apod. První termogramy prsu byly k diagnostickým účelům využity před téměř 50 lety (1956).



Obr. 9.32 *Termogram hrudníku (nádor prsu), vlevo přiřazení barev teplotám* (http://www.millennianet.com/chapman/)

Literatura

1) Bayer, M., Kutílek, Š.: Ultrazvuková denzitometrie patní kosti – přítomnost a budoucnost. Osteologický Bulletin, 1, 1996, č. 1, s. 56–60
2) Blahoš, J.: Osteoporóza. Galén, Praha 1995
3) Broulík, P.: Metabolické kostní nemoci. In: Klener, P. et al.: Vnitřní lékařství, Galén, Praha 1999
4) Eliáš, P., Žižka, J.: Dopplerovská ultrasonografie. Nucleus, Hradec Králové 1998
5) Válek, V., Žižka, J..: Moderní diagnostické metody. III.díl Magnetická rezonance. IDVPZ Brno 1996

10 Fyzikální vlastnosti nových materiálů

10.1 Materiály s tvarovou pamětí

(Josef Hanuš)

10.1.1 Tvarová paměť

Tvarová paměť je specifickou termodynamickou charakteristikou tzv. inteligentních materiálů. Tvarová paměť spočívá v tom, že materiál, který je za studena zdánlivě trvale tvarově zdeformován, se po ohřátí na určitou teplotu vrátí k původnímu tvaru před deformací, který si zapamatoval. Tato výjimečná schopnost je dána tím, že materiál může v závislosti na teplotě existovat v několika formách vnitřního uspořádání, které mu dodávají rozdílné fyzikální vlastnosti. Forma, kterou má při nižší teplotě, se u všech materiálů z historických důvodů nazývá martenzit, forma při vyšší teplotě austenit. K transformaci mezi těmito formami dochází při přechodové teplotě, která je pro každý materiál různá a dá se nastavovat změnou jeho složení.

Tvarovou paměť vykazují některé keramické materiály (ZrO_2, MgO, CeO_2), polyuretany a zejména pak některé kovové slitiny, např. měď-hliník-nikl, měď-zinek-hliník, železo-mangan-křemík a další. Poprvé byla tvarová paměť sledována u mosazi již v roce 1939. Historie velkého zájmu o materiály s tvarovou pamětí však začala až v 60. letech. V roce 1962 objevil William J. Buehler (Naval Ordnance Laboratory ve White Oak, Maryland) mimořádně výraznou tvarovou paměť u ekviatomární slitiny Ni a Ti. Podle složení a místa vzniku byla tato slitina nazvána NITINOL.

Tvarová paměť byla sice zjištěna u více materiálů, nicméně zejména v medicíně si Nitinol uchovává svoje exkluzivní postavení nejen díky mimořádným fyzikálním vlastnostem, ale navíc je i biokompatibilní, tj. nemá toxické účinky, je tkáněmi velmi dobře tolerován a zároveň je dostatečně odolný proti jejich působení. Je to tudíž zatím jediný materiál s tvarovou pamětí používaný v medicíně. Z tohoto důvodu soustředíme dále pozornost jen na Nitinol a jeho význačné vlastnosti, ke kterým patří jednocestná a dvoucestná tvarová paměť a tzv. pseudoelasticita (superelasticita).

10.1.2 Tvarová paměť Nitinolu

Nitinol může existovat ve dvou krystalických formách, které se liší i některými fyzikálními a zejména pak mechanickými vlastnostmi. Jako martenzit, tj. ve formě při nízké

teplotě, vykazuje Nitinol tzv. cik-cak strukturu, tvořenou tzv. vazebními páry mezi atomy, která může mít více variant. V této formě se jeví jako relativně měkký materiál, je snadno deformovatelný, neboť dochází k tzv. nedifuzibilnímu přepárování. Naopak jako austenit zaujímá jedinou velmi stabilní kubickou strukturu, která se navenek vyznačuje značnou tvrdostí a obecně mechanickou odolností materiálu. Přechodové teploty, při nichž jedna forma přechází v druhou, lze nastavit v rozsahu -100–100 °C nevýraznou změnou poměru Ni a Ti či různými příměsemi. V medicínských aplikacích se tato teplota nastavuje na teplotu těla nebo v případě dalšího ohřevu i na teplotu vyšší, většinou však ne vyšší než 40 °C.

Tvarová paměť Nitinolu může být využita pro jednocestnou či dvoucestnou deformaci. V případě jednocestného procesu, který odpovídá pružné deformaci, dosahuje vratná deformace více než 8 %.
Poznámka: Běžné kovy vykazují jednocestnou vratnou deformaci (pružnost) v rozsahu maximálně desetin procenta.

U dvoucestné deformace je třeba materiál nejdříve natrénovat, což se děje tak, že je opakovaně ohříván a ochlazován a zároveň je zamezeno vratné deformaci do původního tvaru. V případě dvoucestné deformace je vratná deformace asi 1 %, ale počet cyklů je prakticky neomezen, aniž by došlo k mechanickému poškození či fyzikálním změnám použitého materiálu.

Tab. 10.1 *Některé fyzikální a mechanické vlastnosti Nitinolu*

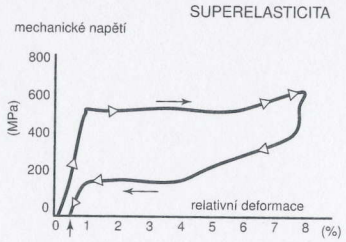
hustota	6450 kg . m^3
teplota tání	1240–1310 °C
měrný elektrický odpor	800 nΩ .m
koeficient tepelné vodivosti	8,6–18 W . m^{-1} . K^{-1}
měrná tepelná kapacita	322 J . kg^{-1} . K^{-1}
mez pevnosti v tahu	754–960 MPa
modul pružnosti (martenzit)	28 GPa
modul pružnosti (austenit)	75 GPa
mez pružnosti v tahu (martenzit)	100 MPa
mez pružnosti v tahu (austenit)	560 MPa

10.1.3 Pseudoelasticita (superelasticita) Nitinolu

Pseudoelasticitu vykazuje Nitinol při mechanickém zatěžování a odlehčování za teploty vyšší než je teplota pro vyvolání tvarové paměti. Za těchto podmínek se materiál po odlehčení ihned vrací do původního tvaru jako při klasické elasticitě, ale s výraznou hysterezí. Tento jev je dán skutečností, že přechodová teplota z formy martenzitu na austenit roste s mírou namáhání materiálu. V okamžiku, kdy materiál přestane být namáhán, chová se při této teplotě jako austenit a důsledkem je návrat do výchozího tvaru.

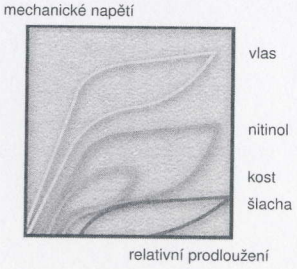
Pseudoelasticita Nitinolu se vyznačuje:

- značným rozsahem deformací (až 10 %)
- výraznou fází plató, kdy při téměř konstantním namáhání nebo při konstantní reaktivní síle lze docílit značného rozsahu deformačních změn (viz. obr. 10.1)



Obr. 10.1 *Typická hysterezní křivka namáhání Nitinolu*

Tímto se Nitinol značně přibližuje vlastnostem některých biologických materiálů, což rozšiřuje jeho aplikovatelnost jako jejich náhrady. Na obr. 10.2 je porovnán vztah napětí a relativního prodloužení pro vybrané biologické materiály a Nitinol.



Obr. 10. 2 *Podobnost mechanických vlastností Nitinolu a biologických materiálů*

10.1.4 Použití Nitinolu v medicíně

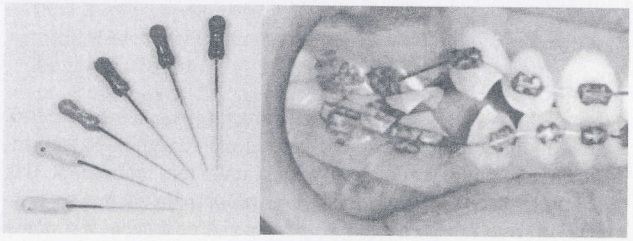
Využití materiálu s tvarovou pamětí v medicíně je omezeno jen na Nitinol, který je považován za biotolerantní materiál.

Poznámka: Je známo, že samotný nikl sice patří k toxickým látkám, bylo však prokázáno, že na povrchu Nitinolu vzniká ochranná vrstva TiO_2, který zaručuje nejen jeho biokompatibilitu, ale i značnou stálost a odolnost proti korozi.

10.1.4.1 Zubní lékařství

Využití Nitinolu v ortodoncii je nejrozšířenější a nejstaršího data. Nejjednodušší a nejběžnější aplikací jsou drátky pro rovnání špatného postavení zubů a zubních segmentů. Využívá se zde efektu pseudoelasticity s širokou hysterezí, která zaručuje, že ve velkém rozsahu vratných deformací vyvíjí ortodontický drát na korigovaný segment zubního oblouku přibližně stejný tlak. U obdobných drátků z klasických materiálů (nerezová ocel) je nutné po malém posunutí zubního segmentu drátky neustále znovu dopružovat. Pseudoelasticita Nitinolu se uplatňuje i u endodontických nástrojů určených k ošetření zubních kanálků. Výhoda spočívá v tom, že nástroj je schopen při vyvíjení stejné síly na jejich stěnu kopírovat kanálky, jejichž tvar může být velmi variabilní, bez toho, že by došlo k zalomení nástroje či k bočnímu proražení kanálku.

Další aplikací ve stomatologii jsou implantáty zubů s nastavitelným sklonem vyčnívající části nebo nitinolové korunky, které po nasazení a ohřátí dokonale obemknou pahýl či nástavbu. Tyto aplikace se však prakticky významně nerozšířily.



Obr. 10.3 *Endodontické ruční nástroje, použití nitinolového drátu v ortodoncii*

10.1.4.2 Ortopedie

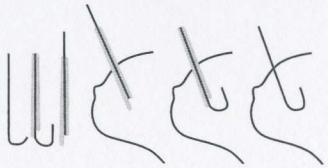
Klasickou aplikací tvarové paměti v ortopedii je konstrukce osteosyntetických skobek (obr. 10.4). Vyrobené skobky požadovaných tvarů se při nízké teplotě (normální teplota v místnosti), kdy jsou v měkké martenzitické formě, roztáhnou, nasadí do předvrtaných otvorů v koncích zlámané kosti a po zvýšení teploty se samovolně stáhnou a tím přitáhnou k sobě a fixují části zlomené kosti. Používají se dva způsoby přípravy materiálu

skobek, buď je teplota sevření dána teplotou těla nebo je vyšší. V prvém případě není třeba umělého ohřívání, druhý způsob má tu výhodu, že sevření skobek je možné řídit přerušením ohřevu a tak nehrozí nebezpečí, že kosti budou drceny nepřiměřeným sevřením. Další aplikací jsou trvalé implantáty ve formě kroužků, vsazované mezi obratle místo poškozené meziobratlové ploténky. Ploténka se chirurgicky odstraní, místo ní se vloží zploštělý kroužek, který se po ohřátí vrátí do původního tvaru a tím fixuje obratle do správné polohy a celý segment se nechá srůst. Porézní Nitinol (porezita až 70 %) se používá kvůli jeho širokému rozmezí elastické deformace jako náhrada kostí.

10.1.4.3 Chirurgie

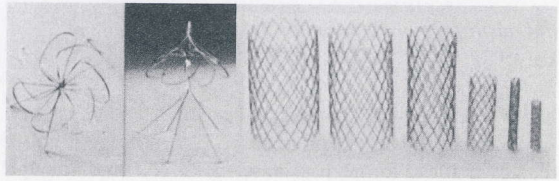
Nejjednodušší aplikací v chirurgii jsou nitinolové drátky k označení a lokalizaci nádorové tkáně v prsu. Drátky jsou zavedeny pomocí jehly pod rentgenem do nádoru. Po vysunutí z jehly drátek vlivem pseudoelasticity zaujme tvar háčku a tím je fixován v nádoru, viz. obr. 10.4. Následný chirurgický zákrok může být dostatečně přesný a tím méně invazivní.

Poznámka: Drátek stejného průřezu z klasického materiálu (ušlechtilá ocel) má minimální poloměr vratného ohnutí 50 mm, Nitinol pouze 9 mm.

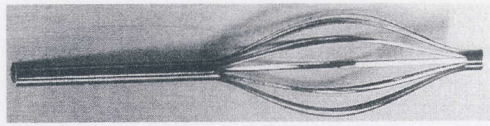


Obr. 10.4 *Nitinolové háčky k označení nádorové tkáně*

Stejný princip pseudoelasticity využívají tzv. zaváděcí drátky (*guide wires*) katétrů. Princip spočívá v tom, že nitinolový drátek ve špičce katétru má vlivem pseudoelasticity stále tendenci vrátit se do původního tvaru, ale síly, které mu v tom brání (např. tlak na stěnu cévy, do které je katétr zasouván), jsou relativně malé a málo závislé na míře ohnutí a tak katétr snadněji kopíruje zakřivení cévy a nedochází k poškození její stěny.



Obr. 10.5 *Filtr k zachycení trombů a stenty různých velikostí*



Obr. 10.6 *Košíček (basket) pro vytahování sedimentů*

10.1.4.4 Miniinvazivní chirurgie

Jako perspektivní se jeví využití Nitinolu v miniinvazivní chirurgii, a to jednak pro výrobu léčebných přípravků, jednak pro výrobu speciálních nástrojů. Při miniinvazivní chirurgii je při chirurgickém zákroku v maximální možné míře využito pro přístup k operovaným tkáním přirozených tělních dutin či vytvořených otvorů minimálních rozměrů (laparoskopie). Miniinvazivních metod je běžně využíváno např. při angioplastikách, odstraňování sedimentů z žlučníku či ledvin, při operacích na zažívacím traktu, méně běžné jsou operace na srdci a podobně. Obecný princip použití je u všech nitinolových léčebných přípravků stejný. Z Nitinolu konstruované přípravky jsou ve stlačené či sbalené formě pomocí zavaděčů zavedeny do místa aplikace, kde po vytlačení a ohřevu na tělesnou teplotu zaujmou s využitím tvarové paměti požadovaný předdefinovaný tvar.

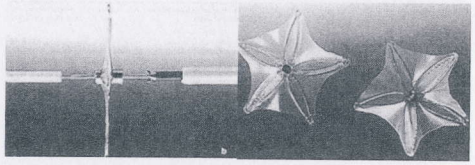
Příkladem této aplikace jsou:

- samoexpandibilní stenty (výztuže) a stentgrafty (potažené stenty) všech typů a určení k řešení stenóz i výdutí (obr. 10.5)
- filtry k zachycení trombů, nejčastěji v dolní duté žíle, které mají zabránit plicní embolii (obr. 10.5)
- urologické „košíčky" (basket) k vytahování kamínků (obr. 10.6)
- „záplaty" k uzavření otvoru v mezisíňovém septu, používané v miniinvazivní kardiochirurgii (obr. 10.7)

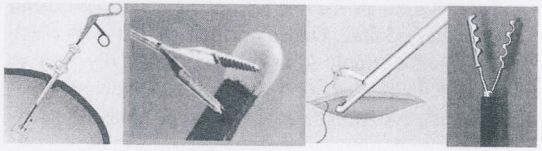
Nástroje vhodné pro miniinvazivní chirurgii (obr. 10.8) se vyznačují těmito základními vlastnostmi:

- jsou konstruovány s minimem mechanických prvků (čepů, kloubů apod.)
- zaujímají minimální pracovní prostor
- vyvíjejí stálou tlakovou sílu v libovolné pracovní poloze
- vykazují velký rozsah deformace
- jsou dostatečně kontrastní pro rentgen
- nejsou feromagnetické, jsou zobrazitelné pomocí MRI

V protetice se využívá i dvoucestné tvarové paměti v konstrukcích ovladačů náhrad ruky či nohy. Ovladače jsou řízeny elektrickými impulzy na úrovni akčních potenciálů, které způsobí jejich deformaci, což má za následek pohyb protézy.



Obr. 10.7 *Záplata do mezisíňového septa (vpravo v rozbalené formě, vlevo sešroubovaná)*



Obr. 10.8 *Nástroje pro miniinvazivní chirurgii*

10.2 Využití biomateriálů na bázi kolagenu v substituční terapii

(Elena Kukurová)

V širokém spektru aplikačních oblastí substituční medicíny se v současnosti stále více využívají přírodní a syntetické polymery. Jedním z nich je **kolagen**.

Je přirozenou součástí tkání živých organismů. Je biokompatibilní, netoxický, s vysokou pevností v tahu a hemostatickými účinky. Je biodegradabilní. Fyzikálně-chemickou úpravou, případně ve směsi s jinými složkami se z něho získávají biomateriály s přesně definovanými fyzikálně-chemickými charakteristikami, kvantitativně vyjadřujícími požadované vlastnosti a formy pro chirurgické nitě, membránové vrstvy, houby, sférické částice, prášek apod. Hemostatické vlastnosti kolagenu se využívají na tamponády, bariérové vlastnosti k překrytí otevřených ran i popálenin. Moderní technologie preferují kolagen jako matrici pro biodegradovatelné implantáty. Jsou jimi např. biosyntetické náhrady kůže. Kolagenové implantáty jako náhrada šlach, vazivových tkání a jiných měkkých tkání mají své využití v ortopedii. Početné vědecké studie se zabývají problematikou využití bovinního perikardia při reparaci hernií, anastomóz, ale i přípravě srdečních chlopní. Jsou známé kolagenové vaskulární protetické materiály, nejnověji i kolagenové trubičky využívané k regeneraci periferních nervů. Do budoucna se uvažuje o širším využití kolagenových lipozomových konjugátů k cílenému transportu a kontrolovanému prolongovanému dávkování léků. Slibné výsledky se v tomto směru získaly odzkoušením aplikace oftalmologik na nosiči z kolagenových filmů a hydrogelů nejen v léčbě glaukomu, ale i u jiných postižení oka. Další z oblastí využití biomateriálů na bázi kolagenu jsou kompozitní materiály, v kombinaci s přírodními nebo syntetickými polymery. Perspektivní se jeví kompozita s hydroxyapatitem. Vyznačují se výrazným osteokonduktivním účinkem. Jsou vhodná k výplním kongenitálních, kraniomaxilofaciálních a ortopedických defektů.

10.2.1 Stručná charakteristika kolagenu

Kolagen je hlavní vláknitá bílkovina pojivové tkáně. Představuje 25–33 % bílkovin nacházejících se v organismu savců. Nejvíc kolagenu obsahují šlachy, kůže, kosti a chrupavky. V menším množství se vyskytuje i v ostatních tkáních, a to kromě některých nižších živočichů a bakterií u všech živočichů.

Nejdůležitější možnosti využití kolagenu vzhledem k jeho fyzikálně-chemické a biologické funkci, již plní v živém organismu, uvádíme v tabulce 10.2.

Tab. 10.2 *Charakteristiky kolagenových biomateriálů*

vysoká pevnost v tahu
vysoká afinita k vodě
nízká antigenicita
absorbování organismem
dobrá kompatibilita s buňkami (adheze, růst a migrace)
urychlení regenerace tkání
vliv na dělení buněk
aktivace trombocytů
možnost kontroly vlastností použitím fyzikální a chemické modifikace
možnost přípravy různých tvarů

Přírodní zdroje kolagenu se stručnou charakteristikou získaných produktů, jejich konkrétní medicínsky využitelné formy v substituční medicíně, současně s metodami přípravy, jsou uvedeny v tabulce 10.3.

Tab. 10.3 *Zdroje kolagenu*

zdroj	proces	produkt a charakteristika
kůže	solubilizace pepsinem	atelokolagen – nejnižší antigenicita, použitelný pro roztoky, gely, membrány, vlákna, tyčinkovité útvary, kontaktní čočky
Achillova šlacha	disperze	vláknitý kolagen – vhodný pro mechanicky pevné materiály, membrány
cévy perikard	odstranění buněčných komponentů sesíťováním	implantáty s přírodní kolagenovou strukturou podobné přírodnímu tkanivu

Od základních charakteristik matrice kolagenu (chemická kompozice, hustota sesíťování, rozměry pórů, procento vysoce krystalické formy kolagenu, obsah vody apod.) se potom odvíjejí možnosti jejich tvarování do potřebných forem. Jednou z nich jsou pórovité membrány. Vyznačují se pevností v tahu, elasticitou a rozměrovou stálostí, zejména v prostředí tělových tekutin. Nejčastější uplatnění mají jako podpůrné materiály k dočasnému překrytí a tím k urychlení hojení rozsáhlých ran na kůži. Kolagenová vlákna dávají takovému kompozitu požadovaný tvar a chrání ho před možným mechanickým poškozením.

Kolagenové matrice s houbovitou strukturou uzavřené pěny (jednotlivé dutinky vzájemně odděluje tenká stěna) jsou vhodné pro přípravu materiálů používaných jako ucpávky. Stupeň chemického síťování matrice podmiňuje pružnost a schopnost vázat kapalinu. Z různých houbovitých materiálů má kolagenová houba největší schopnost vázat kapalinu (1 g houby dokáže vázat 40–60 g vody). Představuje důležitý parametr chirurgických tamponů. Suchá stlačená houba získá navlhčením původní pružnost a geometrii.

Další možné použití jednotlivých kolagenových materiálů uvádí tabulka 10.4.

Tab.10.4 *Aplikace jednotlivých forem kolagenových biomateriálů*

formy	aplikace
roztoky	kosmetika, viskochirurgie, matrice na růst buněk, nosič léčiv, plášťování materiálů, zubní lékařství
membrány	překrytí ran, antiadhézní a propustné membrány, materiály pro hybridní orgány, nosiče léčiv
houby	trojrozměrné materiály vhodné ke kultivaci buněk, překrytí ran, hemostatické činidlo, umělá kůže, materiály pro hybridní orgány
vlákna, chirurgické nitě	sešívání ran
dutá vlákna	materiály pro hybridní orgány
tyčinky	nosiče léčiv
hydrogely	kontaktní čočky, tkáňové implantáty, matrice pro kultivaci buněk
heteroštěpy	kardiovaskulární implantáty, umělé cévy, antiadhézní membrány

10.2.2 Využití gama záření na přípravu biomateriálů

Metoda sesíťování s využitím gama záření je efektivní při přípravě kolagenových čoček s vysokým obsahem vody (94 %). Vyznačují se vysokou pevností v tahu a dobrou propustností kyslíku. Využití gama záření je též vhodnou metodou pro sterilizaci vláknitých kolagenových přípravků. Po sterilizaci gama zářením nebyly zaznamenány žádné změny strukturní stability a teploty bodu smrštění kolagenových implantátů.

10.2.3 Biodegradace kolagenových materiálů

Ve tkáni in vivo se kolagen absorbuje katabolickými procesy včetně enzymatické degradace. Terapeutické postupy, zaměřené na regeneraci tkáně, vyžadují zabezpečení její přenosové charakteristiky a kontrolovanou resorpci. Je podmíněna stupněm chemického sesíťování kolagenové matrice. Resorpce in vivo se zpomaluje se zvýšením stupně chemického sesíťování. Zvyšuje se odolnost materiálu vůči enzymům a snižuje se stupeň nabobtnání. Chemicky modifikovaný materiál musí být cytotoxický a fyziologicky nezávadný.

10.2.4 Biosyntetické náhrady kůže na bázi kolagenu

V substituční medicíně, zejména v plastické chirurgii, existuje řada situací, kdy terapeutické postupy u nemocných jak s rozsáhlými ztrátami kožní tkáně, tak s těžkými popáleninami, vyžadují kromě pokusu o využití jejich vlastních kožních implantátů i využití náhradních materiálů. Jako dočasný kožní kryt může posloužit transplantát z mrtvého dárce, případně plodové obaly. Na povrchové popáleniny stačí na dočasné překrytí – alotransplantát – vepřová dermální náhrada. Umožní pacientům ve většině případů překonat kritické období do nastartování hojivého procesu postupnou náhradou vlastním transplantátem – autotransplantátem (i za cenu imunitní reakce).

Problémy s imunitními postransplantačními reakcemi soustředily pozornost na nové technologie. Vyvíjejí se nebuněčné biologické materiály, zabudovatelné do tkaniva rány, které by nestimulovaly imunitní mechanismy. Předmětem studia se staly biopolyméry. Jsou jimi např. fibrin, fibronektin, kyselina hyaluronová, chitosan a především kolagen. Tento polymer, enzymaticky čištěný a rekonstruovaný do membrán s vynikajícími biologickými vlastnostmi a vysokou mechanickou pevností, je ideální na výrobu implantátů.

Biosyntetická náhrada kůže (implantát kůže) je v podstatě jednoduchý analog matrice nahrazovaného tkaniva. Jeho úlohou je dočasně zabezpečit krycí funkci kůže, včetně komplexní bakteriální ochrany. Podmínkou splynutí s okolím je přilnavost implantátu, jeho vaskularizace, usnadnění prorůstání kultivačních nebo okolních buněk a průběžného rozkládání enzymy.

Jako „syntetická derma" slouží většinou kultury fibroplastů kultivované in vitro na matrici z kolagenu. Fibroplasty se v kolagenové matrici nejdříve množí a později syntetizují, až nakonec rekonstruují svou vlastní kolagenovou matrici. Tímto způsobem možno z malé biopsie tkaniva připravit velké plochy syntetické dermy. Použití vlastních buněk z kůže pacienta umožní okamžité přijímání kultivované dermy organismem.

Jiným typem materiálu je kolagenová matrice ve formě gelu. Vzniká smícháním roztoku kolagenu s fibroplastmi v příslušné zředěné kyselině s následnou neutralizací zásadami. Gelová forma má stejně pozitivní vliv na migraci a růst fibroplastů.

10.2.5 Kompozitní membrány kolagenu s hydroxyapatitem

Rekonstrukční kostní chirurgie, stejně jako stomatochirurgie, se dnes neobejdou bez použití náhradních biomateriálů.

V substituční medicíně roste zájem o biomateriály typu kostních náhrad a výplní, o syntetické materiály na bázi biokeramiky v kombinaci s bioaktivní polymerovou složkou, u nichž se kombinují dobré mechanické vlastnosti jednoho materiálu s chemickými a biologickými charakteristikami jiného materiálu, za předpokladu příznivé odezvy, dlouhodobé funkčnosti a schopnosti nahradit původní součást organické tkáně v případech ztrát při chirurgických výkonech nebo po úraze. Tradiční způsoby reparace využívají většinou kostní náhradu odebranou z jiného místa téhož pacienta. Představuje to chirurgický výkon navíc.

Výzkum se už téměř 20 let soustřeďuje na syntetické výplně kostí. Chemickou strukturu tvoří fosforečnany vápenaté. Mechanická struktura by měla být obdobou přirozené kosti s trabekulární strukturou podobnou houbě. Takový typ struktury mají korály (chemicky uhličitan vápenatý) využívané na přípravu implantační keramiky. Po chemické úpravě jeho otevřená pórovitost umožňuje kosti vrůst do implantátu. Zabezpečí se tak dobrá fixace v defektu. K technologiím přípravy syntetických makroporézních hydroxylapatitových struktur patří postup, u něhož se sublimující složka (amonné soli) nebo polymerní látka (agar) míchá s hydroxylapatitovým práškem.

Hydroxylapatit ve formě granulí, používaný na výplň kostních defektů, může nežádoucně migrovat z výplně překryté jen přirozenou tkání. Proto vývoj nových technologií směřuje k tvorbě kompozitního materiálu, v němž jsou granule hydroxylapatitu zakotveny v matrici polymeru.

Stávající výzkum v oblasti biomateriálů se orientuje převážně na problematiku biokompatibility, orientovanou na snahu napodobovat co nejvěrněji přírodu, např. vytvářením kompozitních struktur, především s využitím identických nebo chemicky podobných složek. Zájem se soustřeďuje na použití biopolymerů. V porovnání se syntetickými materiály je organismus toleruje více, vzhledem na jejich biodegradabilitu. Mechanické vlastnosti biopolymerů je možné zlepšit prosíťováním syntetickými složkami, např. chemickou modifikací povrchu syntetických materiálů biopolymery (heparinizace povrchu, nanesení kolagenové vrstvy na synteticky inertní materiál a podobně).

Polymery, které se používají jako biomateriály nebo na modifikaci syntetických materiálů či v mimetickém kopírování biologických materiálů, jsou glykozaminoglykány (kyselina hyaluronová, chondroitinsulfáty, heparin), deriváty celulózy, algináty, chitosan, mikrobiální polyestery (poly-ß-hydroxyalkanoáty), bioadheziva (fibrin) a další.

11 Fyzikální děje ve stomatologii

(Leoš Navrátil)

Ve stomatologické praxi se dnes neobejdeme bez dokonalé přístrojové techniky, která využívá řadu fyzikálních dějů. Můžeme ji rozdělit do tří skupin:

1. specializovaná stomatologická technika v ordinaci
2. specializovaná stomatologická technika v laboratoři
3. lékařská technika využívaná i ve stomatologické praxi

11.1 Specializovaná stomatologická technika v ordinaci

11.1.1 Zubní vrtačka

Původně byly pro vrtání zubů používány svidříky nebo ruční kolovrátky. Teprve vynález šlapací zubní vrtačky v roce 1872 znamenal výraznou změnu a byl předzvěstí využití nastupující techniky i ve stomatologické ordinaci. V roce 1881 se objevila vrtačka poháněná vodou, o 3 roky později byla k pohonu využita vodní pára a konečně, v roce 1892, elektrický motor, konstruovaný původně pro šicí stroje.

Výhody elektrického motorku pro pohon zubních vrtaček vedly brzy k jejich dalšímu zdokonalování a širokému použití. Zvýšil se výkon motoru a jeho otáčky. Přínosem bylo využití regulátoru otáček. Souběžně se zvýšením výkonu poháněcího ústrojí bylo třeba trvale modernizovat i další součásti zubní vrtačky, jako převodový systém, zubní násadce, vrtáčky, brousky, lešticí nástroje.

Podle druhu použitého zdroje energie je možné rozdělit preparační nástroje do těchto hlavních skupin:

- elektromotorický násadec
- násadec se vzduchovým motorkem
- turbinový násadec
- preparační laser
- trysková nekontaktní abraze

11.1.1.1 Elektromotorický násadec

Snaha po odstranění nevýhodných kladkových převodů, přenášejících potřebnou energii z elektromotoru do zubního násadce, vedla ke konstrukci násadců s vestavěným elektromotorem. Elektromotor má napětí 24 V stejnosměrného proudu a s ohledem na nezbytnost dokonalého vyvážení i malé rozměry a nízkou hmotnost.

Základní frekvence otáčení motoru je regulovatelná a s pomocí nástavců (odlišíme je podle barevného rozlišení) lze dosáhnout plynulé regulace na těchto stupních:

I. (zelená) 600–6000 min^{-1}



II. (modrá) 4000–40 000 min^{-1}



III. (červená) 20 000–200 000 min^{-1}



Výkon motorku odpovídá výkonu konvenční elektrické vrtačky. Při provozu vzniká teplo a proto, s ohledem na výkon a své rozměry, musí být motorek chlazen. Děje se tak stlačeným vzduchem, který je od kompresoru přiváděn pružnou hadicí.

11.1.1.2 Násadce se vzduchovým motorkem

Vzduchové motorky jsou umístěny přímo v zubních násadcích a jsou poháněny vzduchem proudícím pod velkým tlakem. Proti turbínovým motorkům však u nich je buď využito kinetické energie rychle proudícího vzduchu, nebo expanze stlačeného vzduchu ve válcích.

Motorek se roztáčí proudem stlačeného vzduchu, proudícího kanálkem hřídele rotoru a otvorem ve válci, kde se rozepíná a tlačí píst směrem k obvodu rotoru na excentrickou válcovou plochu. Změnou tlaku vzduchu se regulují frekvence otáčení vzduchového motorku. Změnou excentricity vůči rozvodným kanálkům v hřídeli rotoru lze měnit i směr otáčení. Motorek se spouští nožním spínačem, regulace je plynulá. Motorek dosahuje při tlaku 2.10^5 Pa a spotřebě vzduchu 30 $l.min^{-1}$ frekvence otáčení mezi 500–25 000 min^{-1}. Manipulace spojená s výměnou násadců, stejně jako hmotnost celého motorku však práci ošetřujícího ztěžují. I u tohoto typu motorku jsou násadce opatřeny chladícím systémem.

11.1.1.3 Turbínové násadce s přímým pohonem

U tohoto typu je rotor turbíny nasazen na dutém hřídeli, do kterého se rovněž upíná nástroj, takže frekvence otáčení rotoru turbíny souhlasí s frekvencí otáčení turbíny.

Podle používaných druhů kuličkových ložisek se turbínové násadce dělí na typy:

- využívající ocelová ložiska
- využívající keramická ložiska

Princip turbíny spočívá na působení tlaku, který vyvíjí stlačený vzduch, případně jiné médium proudící vysokou rychlostí tryskou do prostředí s nižším tlakem, narážející na lopatky rotoru, které roztáčí. Kinetická energie proudícího vzduchu se tak předává rotoru. Vzduch, který předal energii, vychází z prostoru rotoru vhodným otvorem do okolí.

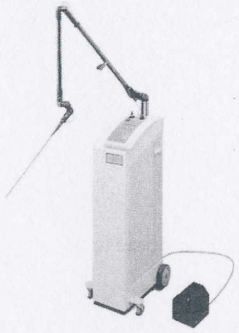
Násadec se skládá ze dvou částí. Uvnitř těla násadce je přívod vzduchu a chladící vody. Rotor turbíny je uložen na hřídeli, neseném dvěma kuličkovými ložisky. Vzduch proudící pod velkým tlakem přiváděný do hlavy obsahuje jemně rozprášenou olejovou mlhovinu, která maže kuličková ložiska. Expandovaný vzduch je veden zpět do násadce a odtud do volného prostoru. Chladící kapalina (destilovaná voda) je vedena pod tlakem ke dvěma šikmým tryskám ve spodní části hlavy tak, aby vystřikovala na konec nástroje (pracovní konec zubního vrtáčku). Hmotnost celého násadce je zhruba 50 g, celková délka 145 mm. Praktický rozsah použitelných frekvencí otáčení je 150 000–370 000 min^{-1}, spotřeba vzduchu je asi 50 $l.min^{-1}$.

11.1.1.4 Preparační laser

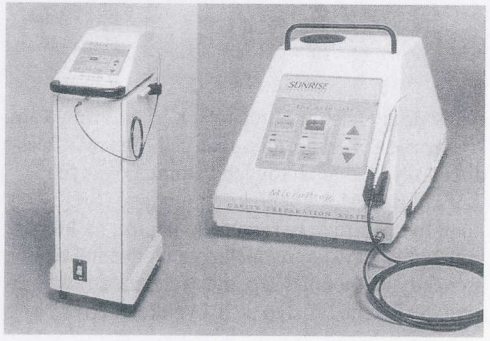
Laserové záření pro preparaci tkáně je emitováno z pevnolátkového erbiového laseru na bázi Ytrium aluminium granátu dopovaného erbiem (Er:YAG). Maximální střední výkon bývá 3 W při opakovací frekvenci 6 Hz, vlnová délka paprsku je 2940 nm. Protože tato vlnová délka leží za hranicí spektra viditelného světla, je dentální laser ještě vybaven zdrojem zaměřovacího paprsku (polovodič), jehož vlnová délka je 670 nm. Laserový preparační a zaměřovací paprsek vycházejí z horní laserové hlavice přístroje a artikulačním ramenem jsou vedeny k preparované tkáni. Koncovka artikulačního ramene umožňuje plynulé otočení o 360°. Je opatřena fokusační čočkou a směšovačem vytvářejícím vodní spray. Chlazení je s ohledem na vysokou teplotu v místě aplikace nezbytné. Energie emitovaná laserem zvyšuje v tkáni teplotu řádově několika set stupňů Celsia a tkáň je vlastně vypařována.

Preparovat lze sklovinu, dentin i cement. Vlastní preparace probíhá několik sekund a je srovnatelná s preparací turbínovou vrtačkou. Preparací se vytváří miskovitá kavita, bez poškození okolní tkáně. Pomocí tohoto zařízení lze odstranit nejenom intaktní tvrdé zubní tkáně, ale i kazivou zubní lézi.

Všechny funkce přístroje jsou plně řízeny centrálním počítačem. LCD displej umožňuje přesné nastavení dávky preparačního paprsku, jeho energii a frekvenci.



Obr.11.1 *Preparační dentální laser*



Obr. 11.2 *Přístroje pro tryskovou nekontaktní abrazi (mobilní jednotka a stolní verze k napojení na kompresor)*

11.1.1.5 Trysková nekontaktní abraze k bezbolestné preparaci tvrdých zubních tkání

Trysková nekontaktní abraze je nejmodernější technologií určenou k bezbolestné preparaci tvrdých zubních tkání. K obrušování zubní tkáně využívá kinetické energie malých částic oxidu hlinitého o průměru 27 μm. Tyto částice jsou aplikovány proudem vzduchu pod tlakem vyšším než 0,5 MPa (obr. 11.2) na preparovanou tkáň. Jedná se o neinvazivní technologii, která je bezbolestná. Abraze přitom probíhá nekontaktně, což

přináší pro pacienta i ošetřujícího lékaře celou řadu výhod. Při preparaci nevznikají vibrace, nedochází k ohřevu tkání, probíhá pod přímou zrakovou kontrolou a je přesná. Odpadá také potenciální nebezpečí vzniku mikrotrhlinek ve sklovině. Metoda je přesná a rychlá, umožňuje preparaci i malých kazů, stejně jako odstraňování starých kompozit. Ofukováním proudem vzduchu neustále čistí pracovní pole, které není třeba chladit vodou.

11.1.2 Rotační nástroje

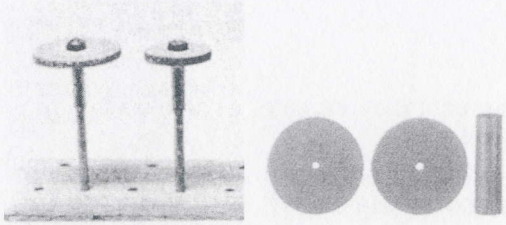
Nástroje používané v násadcích souhrnně označujeme jako rotační. Dělíme je na:

- vrtáčky
- brousky
- disky
- kotouče pryžové, silikonové abrazivní, s rozdílnou hrubostí a tvarem
- frézy
- tvrdokovové frézy
- kořenové nástroje

Do skupiny **vrtáčků** zahrnujeme všechny druhy nástrojů určených k vrtání, frézování, hlazení, rozšiřování kavity a úpravě tvaru zubu. Podle druhu materiálu pracovní části hovoříme o vrtáčcích ocelových, tvrdokovových, diamantových a kombinovaných.

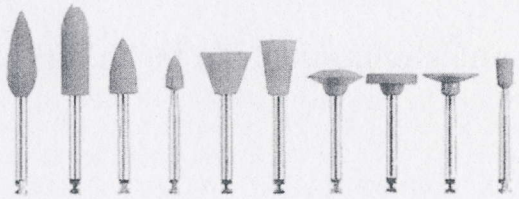
Brousky mohou být diamantové, korundové (Al_2O_3) nebo karborundové (SiC).

Disky (obr. 11.3) pro broušení mohou být papírové (z tvrzeného papíru, na který je naneseno brusivo – sklo, korund) nebo kovové (brusivo natmeleno na jedné nebo obou stranách disku). Pro lepší pružení jsou někdy disky opatřeny otvory kolem středu, případně jsou vyrobeny z drátěného pletiva. Nanesené brusivo se liší velikosti zrn.



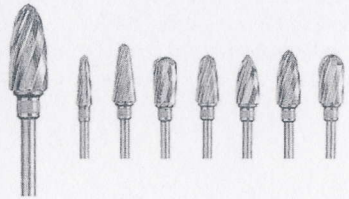
Obr. 11.3 *Příklad rotačního nástroje – disk*

Silikonové abrazivní a pryžové kotouče (obr. 11.4) jsou určeny k úpravě a leštění amalgamových i kompozitních výplní i keramických fazet.



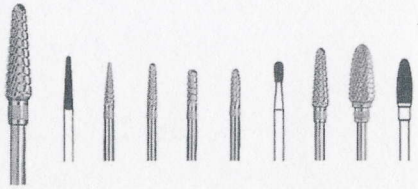
Obr. 11.4 *Příklad pryžových leštících nástrojů*

Frézy (obr. 11.5) jsou určeny pro úpravu sádrových modelů a jsou podobné zubním vrtáčkům. Jsou však větší.



Obr. 11.5 *Jednoduché hrubé břity na plasty*

Tvrdokovové frézy (obr. 11.6) jsou určené pro opracování kovových konstrukcí a k odstranění amalgamových výplní.



Obr. 11.6 *Jemné spirálové břity na slitiny*

Mezi **kořenové nástroje** zařazujeme pronikače, rozšiřovače, protahováky a plniče. Jsou určeny pro ošetřování zubních kanálků.

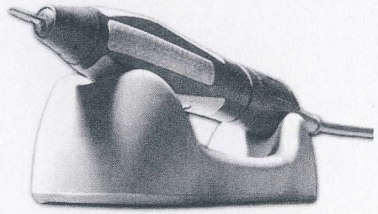
Fyzikálním základům práce s výše uvedenými rotačními nástroji je věnována kapitola 11.6.

11.2 Specializovaná stomatologická technika v laboratoři

11.2.1 Mikromotor

Mikromotor je jednofázový elektrický motor s vysokým kroutícím momentem a tažnou silou. Je spojen s ohebným náhonem, na jehož koncovku se upevňuje technický násadec. Technická vysokofrekvenční vrtačka umožňuje práci při frekvenci otáčení 50 000 min^{-1}.

Technický násadec (násadec pro mikromotor, obr. 11.7) musí odolávat většímu pracovnímu tlaku než ordinační násadec. Turbinové technické násadce umožňují frekvenci otáčení až 120 000 min^{-1}, při spotřebě vzduchu do 220 $l.min^{-1}$ a tlaku 200–300 kPa. Do technických násadců se upínají rotační nástroje obdobného typu užívaného v ordinaci. Pro dosažení maximální přesnosti práce dnes používají někteří výrobci jako naváděcí paprsek laser o vlnové délce 670 nm.



Obr. 11.7 *Násadec pro mikromotor*

11.2.2 Licí přístroje

Licí přístroje (obr. 11.8) rozdělujeme podle způsobu lití do dvou skupin:

- vakuové
- odstředivé

Licí přístroje bez tavení jsou poměrně jednoduché a využívají odstředivé síly nebo pneumatických válců. Předem roztavený kov je silou vháněn do formy, ze které je odsán vzduch, kdy je zaručeno, že se rovnoměrně rozloží i stopové prvky.

Licí aparáty nové generace využívají tepla, které vzniká v důsledku indukce vířivých proudů okolo elektrických vodičů. Tepelný efekt se zvyšuje u vodičů špatných (což kovy používané ve stomatologii jsou) a rovněž při vyšší intenzitě magnetického pole. Rovněž čím nižší je frekvence elektrického proudu, tím větší je penetrace tepla. Pro tavení ve stomatologii používaných slitin jsou nejvhodnější frekvence mezi 100–150 Hz.

V komoře vakuového přístroje se čerpá vakuum. Při vyčerpávání vzduchu se forma odplyní a současně se při lití zajistí rovnoměrné rozložení všech komponent slitiny.

Při odstředivém lití se jednotlivé prvky rozloží podle hmotnosti, a tak nelze zajistit dokonalou homogenitu odlitku a neúspěchy při lití jsou častější.

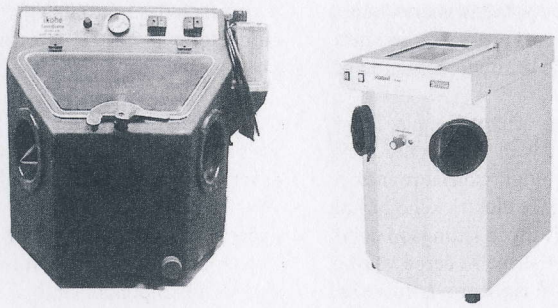
Teplota je kontrolována automaticky. Výhodou metody je, že po zapnutí přístroje vzniká teplo okamžitě, přímo uvnitř taveniny a tím je dosaženo vysoké kvality vzniklé slitiny.



Obr. 11.8 *Licí aparát*

11.2.3 Pískovač

Pískovač (obr. 11.9) slouží k očištění kovových odlitků od zbytků formovacích hmot a povrchové vrstvičky oxidů kovů. Přístroj pracuje na principu vakuového čerpadla. Korundový písek nebo drobné skleněné kuličky jsou nasávány podtlakem 0,4–0,6 MPa zvláštními tryskami přímo na znečištěný odlitek.

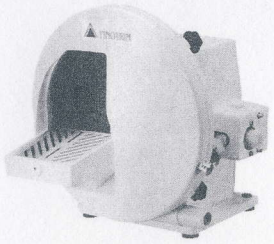


Obr. 11.9 *Pískovače*

11.2.4 Bruska a leštička

Jde o víceúčelové elektrické motory, kde na horizontálním hřídeli motoru je nástavec sloužící k uchycení plstěných kotoučů a kartáčů k leštění. Na druhou stranu hřídele upínáme karborundové a jiné nástroje k obroušení. Pracovní frekvenci otáčení lze regulovat mezi 1400 až 3000 min^{-1}.

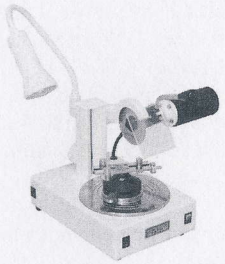
Příkladem může být bruska na sádrové modely (obr. 11.10), u které je elektromotor, k jehož ose je upevněn brusný kotouč o průměru do 340 mm.



Obr. 11.10 *Bruska na sádrové modely*

11.2.5 Dentální pila

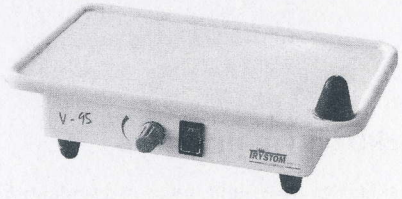
Dentální pila (obr. 11.11) je určena k paralelnímu řezání dentálních sádrových modelů. Je opatřena magnetickým upínačem, pracovním stolkem, odklopným průhledovým štítem, osvětlovací lampou, řezacím diamantovým kotoučem a umožňuje napojení na odsávací jednotku.



Obr. 11.11 *Dentální pila*

11.2.6 Vibrátor

Zpracování sádrových modelů ulehčují vibrátory (obr. 11.12) promícháváním a odvzdušňováním namíchané zatmelovací hmoty nebo sádry. Funkce přístroje je založena na vačkovém principu nebo na principu Wagnerova kladívka. Frekvenci kmitů pracovní desky lze regulovat do 6000 min^{-1}.



Obr. 11.12 *Vibrátor*

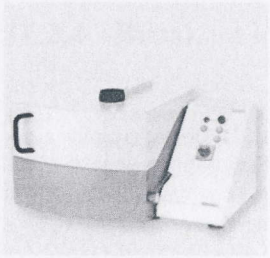
11.2.7 Fletcherova pistole

Fletcherova pistole je speciální hořák používaný k tavení a spájení středně tavitelných slitin. Jde o soustavu trubic tvořících trysku a uspořádaných tak, že zevní přivádí plyn a vnitřní vzduch. Tím lze dosáhnout teploty až 1200 °C.

11.2.8 Přístroj na elektrolytické leštění odlitků (galvanická leštička)

Přístroj (obr. 11.13) pracuje na galvanoplastickém principu. Leštícího efektu se dosahuje odstraňováním mikroskopických nerovností povrchu. Zařízení se skládá ze zdroje, kterým je usměrňovač měnící střídavý proud na stejnosměrný v rozsahu 0–12 V, 0–8 A a z měřicích, spínacích a regulačních prvků. Zařízení doplňuje nádobka na elektrolyt a elektrody. Katoda tvaru dutého válce je umístěna na vnitřním obvodu nádobky. Do středu nádobky umisťujeme anodu s odlitkem určeným k leštění. V současné době se přístroj používá zejména k leštění kovových odlitků z vysokotavitelných slitin obecných kovů. Elektrolytem bývají roztoky anorganických kyselin.

Na stejném principu jsou založena i zařízení, která umožňují úpravu povrchu modelu nebo odlitku galvanoplastickým nanášením mědi, stříbra nebo zlata.



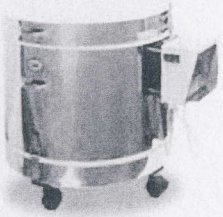
Obr. 11.13 *Galvanická leštička*

11.2.9 Zařízení na sváření elektrickým proudem

Zařízení na sváření elektrickým proudem se skládá ze dvou uhlíkových elektrod o průměru 1,5 cm a délce 30 cm. Teplota elektrického oblouku dosahuje 4000 °C. Bodového svařování se používá hlavně v ortodoncii ke svařování drátu při zhotovování fixních ortodontických aparátů.

11.2.10 Ohřívací (předehřívací) pec

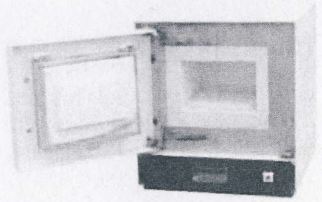
Ohřívací (předehřívací) pece pracují při teplotách do 1100 °C a lze je použít pro předehřívání forem při lití kovů. Zdrojem tepla je odporový drát, kterým prochází střídavý proud. Modernější konstrukce těchto přístrojů využívají infračervené záření. Na obdobném principu pracují **pece na vypalování náhrad z keramických hmot** (obr. 11.14).



Obr. 11.14 *Pec na vypalování náhrad z keramických hmot*

11.2.11 Sušící pec

Sušící pece (obr. 11.15) mají obdobné technické vybavení jako pece ohřívací a pracují při teplotách do 350 °C. Používají se na sušení forem a formovacího materiálu.



Obr. 11.15 *Sušící pec*

11.2.12 Přetlakový polymerátor

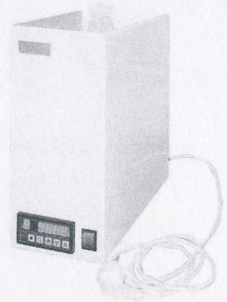
Přetlakový polymerátor (obr. 11.16) je kovová nádoba, hermeticky uzavíratelná, s přívodem stlačeného vzduchu, která polymeruje plasty a umožňuje tak polymeraci zubních náhrad. Polymeraci je možné provádět ve vodě, glycerinu, páře nebo vzduchu. Teplota je regulována mezi 40–120° C, přívod vzduchu je pod tlakem 0,6 MPa, nastavitelná doba polymerace 2–30 minut.



Obr. 11.16 *Přetlakový polymerátor*

11.2.13 Tepelně-tlakový polymerátor

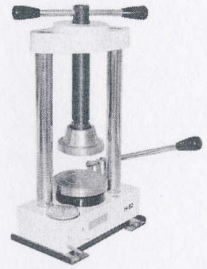
Tepelně-tlakový polymerátor (obr. 11.17) se rovněž užívá pro polymeraci metylmetakrylových pryskyřic. Polymerace probíhá v kapalném prostředí při teplotě 30–45 °C a za tlaku 0,4 MPa. Teplotu je ale možné zvýšit až na 95 °C a tlak na 0,5–0,6 MPa. Přístroj se skládá z tlakové nádoby, regulátoru teploty, časového spínače a manometru. Stlačený vzduch se dodává z kompresoru nebo tlakové láhve.



Obr. 11.17 *Tepelně-tlakový polymerátor*

11.2.14 Lis na kyvety

Lisy na kyvety jsou buď ruční, u kterých lze vyvinout tlak až 300 MPa otáčením dvouramenné páky, nebo hydraulické olejové, schopné vyvinout tlak až 1200 MPa (obr. 11.18).



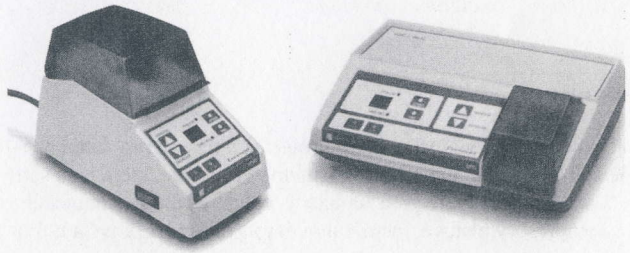
Obr. 11.18 *Hydraulický lis*

11.3 Lékařská technika využívaná ve stomatologické ordinaci

Některé z přístrojů, které se používají ve stomatologické praxi, jsou běžné i v ostatních lékařských oborech. Přístroje používané v zubní ordinaci jsou částečně modifikovány, zvláště tvarově, aby lépe vyhovovaly kladeným nárokům.

11.3.1 Amalgamátory

Amalgamátory (obr. 11.19) jsou přístroje pro přípravu amalgamů. Jejich hlavními částmi jsou pouzdro, vibrátor a časový spínač. Vlastní funkce přístroje je založena na vibraci pouzdra obsahujícího směsi pro přípravu amalgamu. Podle konstrukce vibrátoru je možné amalgamátory rozdělit na elektromagnetické a excentrické.



Obr. 11.19 *Amalgamátory*

Elektromagnetické využívají střídavého elektrického proudu a magnetického pole, ve kterém kmitají kotvičky nesoucí pouzdro s amalgamem. Frekvence kmitání je 50–100 Hz, tj. 3000–6000 kmitů.min^{-1}.

Excentrické mají elektromotor, na jehož hřídeli je nasazen excentr, který s pomocí táhel rozkmitává pouzdro zavěšené na pružinách. Využívají frekvence kmitů 3000–10 000 min^{-1}.

11.3.2 Třepačka na kapsle

Smyslem třepaček na amalgamové, cementové i jiné výplňové kapsle je poskytnout lékaři již předem přesně nadózovaný materiál, kterému pak postačí obsah kapsle promíchat. Z fyzikálního hlediska je zajímavá třepačka (obr. 11.20), která má rotující talíř a opačně rotující držák kapsle. Tento princip zkracuje dobu míchání o 30 %. Po skončení míchací fáze se kapsle asi 3 vteřiny odstřeďuje a tím se odstraní přebytky vzduchu z materiálu, který je tak homogenní.

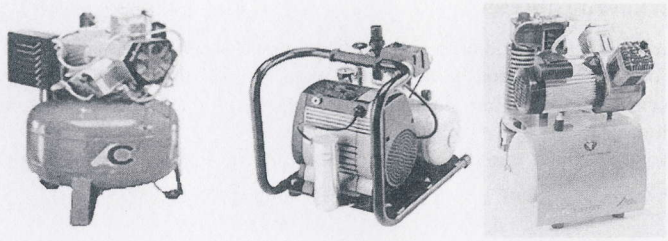


Obr. 11.20 *Souprava ke třepání amalgamových kapslí*

11.3.3 Kompresory

Kompresory jsou zdrojem stlačeného vzduchu, který proudí pod tlakem pro zubní ordinace (obr. 11.21). Podle způsobu jejich umístění rozlišujeme vestavěné, které jsou součástí zubních souprav, a samostatné, které jsou umístěny volně. Podle mechanického uspořádání rozlišujeme kompresory pístové, membránové, rotační, šoupátkové a turbokompresory.

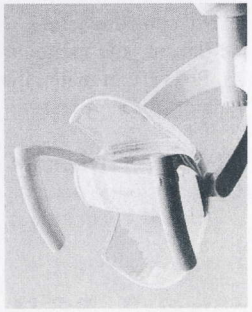
Podle potřeby pracoviště se pohybuje jejich výkon od 0,14 do 4 kW, s výtlakem od 13 do 500 l/minutu.



Obr. 11.21 *Některé z používaných typů kompresorů*

11.3.4 Nástěnná a stojanová zubní svítidla

Hlavice svítidla je opatřena zrcadlovým reflektorem (obr. 11.22), kterým je světlo „vrháno" na osvětlované pole o ploše 10 × 20 cm ve dvou svazcích, aby se tak zabránilo tvorbě stínů. Osvětlení má intenzitu 9000–13 000 lx ve vzdálenosti 1 m od zdroje. Hlavice je opatřena determálním sklem k odfiltrování tepelných paprsků. Aby tvorba tepla byla co nejmenší, používají se nízkovoltové žárovky (12 V), dnes zpravidla halogenové. Proto jsou svítidla doplněna transformátorem, který převádí síťové napětí (220 V) na potřebné nižší.



Obr. 11.22 *Zrcadlový reflektor zubního svítidla*

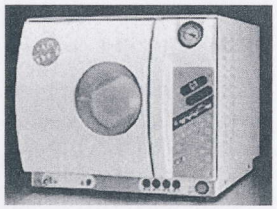
11.3.5 Sterilizátory

V moderních stomatologických ordinacích se v současné době lze setkat pouze se dvěma typy sterilizátorů – horkovzdušným a autoklávem.

11.3.5.1 Horkovzdušný sterilizátor

Jedná se o zařízení (obr. 11.23), kde se ke sterilizaci využívá horký vzduch o teplotě 180–200 °C. Vnitřní prostor sterilizátoru se vyhřívá elektricky a rovnoměrná teplota je zabezpečena cirkulací vzduchu. Vyhřívání se řídí termostatem a kontroluje se zevně umístěným teploměrem.

Doba sterilizace je 20–60 minut. Sterilizujeme především kovové nástroje, porcelán, sklo a kazety.



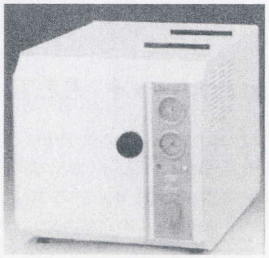
Obr. 11.23 *Horkovzdušný sterilizátor*

11.3.5.2 Autokláv

Sterilizace nasycenou párou pod tlakem je nejspolehlivější. Provádí se ve sterilizátorech (obr. 11.24), což jsou ve své podstatě tlakové kotle s dvojitou stěnou a těsným uzavíratelným víkem. K vybavení patří teploměr, tlakoměr, odvzdušňovací a pojistný ventil.

Podmínkou sterilizace je působení nasycené vodní páry pod tlakem, kde určitému tlaku (mezi 50–253 kPa) odpovídá určitá teplota (110–138 °C). Pro většinu materiálů jsou optimální hodnoty tlaku a teploty 200 kPa a 133 °C. Předměty ke sterilizaci se ukládají do bubnů nebo kazet.

V menších ambulantních provozech (stomatologické nevyjímaje) používáme tzv. stolní typ se zjednodušenou obsluhou a automatizací provozu.



Obr. 11.24 *Autokláv*

11.3.5.3 Sterilizace ionizujícím zářením

Pro sterilizované věci a materiál nejšetrnější, ale z technického hlediska nejsložitější je z fyzikálních metod využití ionizujícího záření a to zejména paprsků γ. Zdrojem záření je nejčastěji izotop ^{60}Co.

11.3.6 Ultrazvukové čističky

Principem technologie je mechanické rozrušení vrstvy nečistot, která je uložena na čištěném předmětu. Vytvořením dutinek (kavit) ztratí povlak svojí intergritu a je lépe odplaven roztokem, do kterého je daný předmět položen. Velikost ultrazvukové čističky (obr. 11.25) je dána potřebou pracoviště.



11.25 *Ultrazvuková čistička*

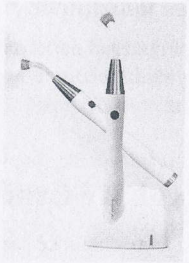
Na stejném principu je založen i ultrazvukový čistič zubního kamene (obr. 11.26), kdy stomatolog jej rozrušuje a ten je pak následně smýván proudem vody nebo vzduchu (více kap.6.7.4).

11.3.7 Polymerační lampa

Ve stomatologii postupně získávají v náhradě za amalgám důležité postavení výplňové hmoty, které jsou méně toxické a nemalou roli hraje i estetický dojem. Jedná se o hmoty fotosenzitivní, kdy dochází k jejich vytvrzení po aplikaci světla v intervalu vlnových délek 400–520 nm. Tato spektrální oblast odpovídá oblasti maximální absorpce všech běžně dostupných kompozit. Zdrojem světelného záření je zpravidla halogenová lampa, nejčastěji o výkonu 75 W, která je součástí polymerizační lampy (obr. 11.27). Pro přesnější práci vybavují výrobci lampy nástavci nejrůznějších tvarů a velikostí.



Obr.11.26 *Ultrazvukový čistič zubního kamene*

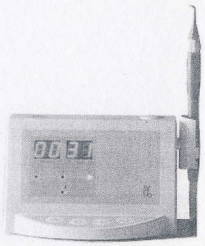


Obr. 11.27 *Příklady polymeračních lamp*

11.3.8 Metoda laserové fluorescence

Princip této metody spočívá v poznatku, že zubní tkáň fluoreskuje při ozáření zubu určitou vlnovou délkou (používá se laserové záření o vlnové délce 655 nm). Přítomnost baktérií v zubním plaku v zubních zářezech žvýkacích ploch zvláště premolárů a molárů fluorescenci mění. Diagnózu zpřesníme změnou intenzity ozáření.

Metodu laserové fluorescence (obr. 11.28) proto používáme jako profylaxi pro preventivní vyhledávání zubního kazu nebo pro záchyt v počátečním stádiu.



Obr. 11.28 *Přístroj pro metodu laserové fluorescence*

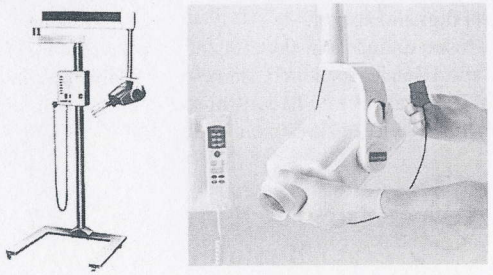
11.4 Rentgenová technika ve stomatologii

Fyzikální podstata RTG záření, jeho zdroje a principy jsou podrobně popsány v 7. kapitole. V této části se zaměříme pouze na odlišnosti v konstrukci rentgenové techniky využívané ve stomatologické praxi.

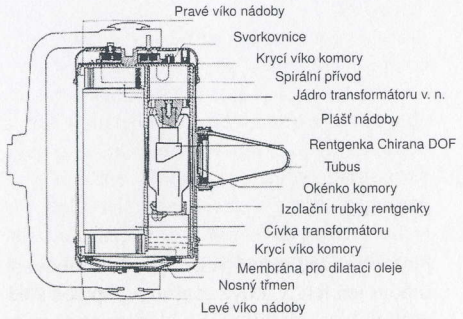
S ohledem na morfologické i topografické zvláštnosti čelistních kostí, alveolu a zubních tkání mají však rentgenové přístroje využívané ve stomatologii specifické zvláštnosti.

11.4.1 Klasický rentgenový přístroj

Rentgenová trubice využívaná v těchto přístrojích emituje elektromagnetické záření v rozmezí vlnových délek 10–0,01 nm. V přístrojích dnes konstruovaných mívá trubice délku do 7 cm, průměr 3 cm, a je umístěna v hlavě přístroje spolu s transformátorem. **Chlazení** je olejové. Ve výstupním okénku je hliníkový kryt o síle několika milimetrů absorbující měkké záření a na okénku je kuželový tubus, jehož středová osa určuje **centrální paprsek**. U báze tubusu je snímatelná primární clona (obr. 11.29).



Obr. 11.29 *Klasický rentgenový přístroj a práce s ním včetně ovládacího panelu*



Obr. 11.30 *Průřez hlavou zubního rentgenového přístroje*

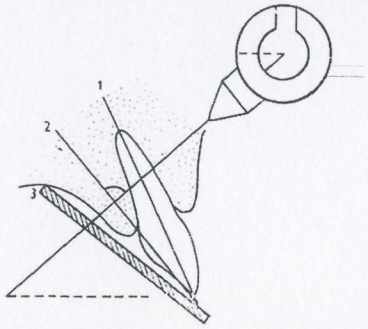
Hlava přístroje (obr. 11.30) je umístěna na systému dvojitých kloubových závěsů umožňující nastavit tubus do potřebné polohy. Přístroj je umístěn na těžkém stojanu, případně je umístěn přímo na tělese stomatologické soupravy. Po stranách hlavy přístroje je úhloměr, na kterém je možné odečíst odklon tubusu (centrálního paprsku) od horizontální roviny.

Zubní RTG přístroj je možné napojit na elektrickou síť o napětí 220 V.

Doba expozice snímku je závislá na výkonnosti přístroje, vzdálenosti snímkovaného předmětu od zdroje záření, kvalitě filmového materiálu a morfologické struktuře snímkované oblasti (u moderních se pohybuje v intervalu 0,01–3,2 sekund). Obvykle používané **napětí** u zubních rentgenových přístrojů je mezi 50 až 70 kV při 2 až 10 mA, vyšší napětí (100–110 kV) umožňuje zkrátit dobu expozice a poskytuje široké spektrum stupňů šedi pro periodontální diagnostiku.

Moderní přístroje již mají uložené programy umožňující rychlé nastavení vhodných fyzikálních parametrů s ohledem na rentgenovaný zub, typ tubusu, indikaci a na to, zda používáme film, paměťovou fólii či digitální senzor.

K fixaci rentgenového snímku v ústní dutině ústní slouží různá zařízení a držáky. Používáme je však zpravidla jen při speciálních projekcích, standardně vystačíme s fixací snímku přímo prstem nemocného. Film zasouváme na vnitřní stranu zubního oblouku a neměl by být deformován, aby nedocházelo ke zkreslování snímku.



Obr. 11.31 *Cieszynského pravidlo*
1 – osa zubu; 2 – osa půlící úhel; 3 – film

Pro kvalitní posouzení by RTG obraz měl být přibližně stejně veliký jako snímkovaný objekt (**izomerický obraz**). Toho lze dosáhnout jen tehdy, když centrální paprsek směřuje kolmo k dlouhé ose zubu a současně kolmo k rovině filmu. S ohledem na poměry v ústní dutině je toto možné v oblasti dolních premolárů a molárů. V horní čelisti nás omezuje klenba patra, ve frontálním úseku dolní čelisti svalové úpony. Přiložený film

proto nemůže být v těchto úsecích paralelní s dlouhou osou zubu, ale svírá s ní určitý úhel, různý podle anatomických poměrů. K získání izomerického obrazu musíme v tomto případě mířit centrální paprsek kolmo k rovině, která zmíněný úhel půlí – **Cieszynského pravidlo** (obr. 11.31). Pokud by byl centrální paprsek kolmý k ose zubu, získáme snímek protažený, **hypermetrický** a naopak při středovém paprsku kolmém k rovině filmu vznikne obraz zmenšený – **hypometrický**.

Při stomatologickém rentgenování platí ještě řada dalších pravidel a používají se různé projekce. Jejich složitost je dána již zmíněnými anatomickými poměry dutiny ústní. Protože tato problematika přesahuje poslání této učebnice, odkazujeme čtenáře na příslušnou odbornou literaturu.

Telerentgenografie

Telerentgenografie je snímek odpovídající téměř skutečné velikosti a tvaru vyšetřovaného objektu. Rentgenka s dostatečnou výkonností je co nejvíce vzdálena od objektu a filmu, přičemž film a objekt jsou co nejblíže. To umožňuje využít pouze úzkého pruhu paprsků, které jsou téměř rovnoběžné se středním (centrálním) paprskem. Dochází tak k minimálnímu zkreslení velikosti obrazu. Obvyklá vzdálenost filmu od zdroje se pohybuje v intervalu 1,5–2,5 m, výjimečně 4 m. K vyloučení pohybu objektu během expozice se používá kefalostat. Telerentgenografie se nejvíce využívá v ortodoncii.

11.4.2 Trojrozměrné rentgenové zobrazení ve stomatologii

Ve stomatologii stejně jako v ostatních medicínských oborech je trojrozměrné zobrazení nezbytností.

Interpretace dvojrozměrných obrazů vyžaduje od ošetřujícího odpovídající představivost, značnou zkušenost, a i tak omezuje možnosti detailní lokalizace a proměření dentálních struktur, zatímco prostorový snímek hodnocení nálezu podstatně zjednodušuje.

Je třeba zdůraznit, že zobrazovací metody používané ve stomatologii se neliší od zobrazovacích technik tak, jak je uvádíme v 7. resp. 9. kapitole. Fyzikální princip je totožný. Pouze přístrojová technika bývá modifikována s ohledem na specifiku anatomických poměrů lebky tak, jak jsme již uvedli výše.

Je obtížné seřadit tyto techniky podle svého významu, jejich pořadí je spíše dáno délkou doby jejich využívání v medicíně a tím i rozšíření odpovídající techniky. Výrazný pokrok a naději pro budoucnost znamená **využití digitálních rentgenových technik**. V současné době se setkáváme s následujícími zobrazovacími trojrozměrnými technikami:

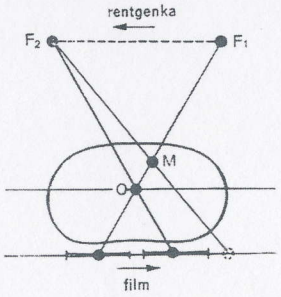
- tomografie, zonografie
- panorální radiografie

- ortopantomografie
- počítačová tomografie
- *Tuned Aperture Computed Tomography* (TACT®), tomosyntéza
- *Digital Volumetomography* (DVT)
- optické povrchová proměřování (například CEREC-camera)

11.4.2.1 Tomografie

Tomografie (obr. 11.32) se ve stomatologii používá především v diagnostice nádorů a zlomenin. Cílem je zobrazení tenké vrstvy části objektu s vyloučením (rozmazáním) okolních struktur, jejichž stíny obvykle rušivě působí na přehledném snímku.

Během expozice se rentgenka pohybuje nad objektem. Proti jejímu směru se současně rovnoměrně pohybuje rentgenový film pod objektem. Osa otáčení rentgenky a filmu je měnitelná a kryje se s výší roviny. Útvary ležící v dané rovině se zachytí na filmu na stejném místě a jsou zřetelné, útvary, které jsou nad nebo pod touto rovinou, mění své místo na filmu a jsou proto rozmazané. Čím větší je úhel kyvu, tím menší je zobrazená plocha.



Obr. 11.32 *Schéma tomografie.*
Během expozice se posunuje zdroj záření (F) v opačném směru pohybu kazety s filmem. Jejich pohyb je kolem osy (O) ležící v rovině vyšetřované vrstvy. Stíny útvarů, které jsou nad ní či pod ní, mění polohu na filmu, jsou proto nezřetelné, případně se promítnou mimo film (M)

11.4.2.2 Zonografie

Zonografie je modifikací tomografie, kdy rozsah pohybu rentgenky je menší, úhel kyvu činí maximálně 10°. Výsledný obraz připomíná sumační snímek.

11.4.2.3 Panorální radiografie

Panorální radiograf (navržený anglickým stomatologem S. Blackmanem) se vyrábí pod značkou Panoramix. Umožňuje zachytit na jeden film panoramatický, dva až dva

a půlkrát zvětšený obraz horního nebo dolního zubního oblouku s přilehlou částí čelisti. Rentgenka Panoramix je vložena do úst nemocného, svazek paprsků vychází z téměř bodového zdroje, má minimální divergenci. Film zasunutý do zvláštní pružné kazety se přikládá zevně k horní nebo dolní čelisti.

Základem přístroje je speciální rentgenka Panoramix, u které je anoda uložena na konci dlouhého skleněného ramene vybíhajícího z rentgenky. Katoda je žhavena nepřímo, zdroj elektronů je homogenní a usměrněn na malou plošku ohniska anody. Napětí používané u tohoto přístroje je asi 60 kV, intenzita 0,5 mA.

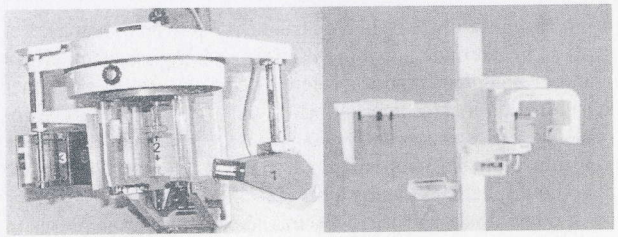
Vyšetření tímto přístrojem nemůže nahradit klasický způsob vyšetření, protože většina zubů na snímku je zachycena v šikmé, excentrické projekci a distální zuby na obou stranách snímku jsou proto zachyceny neostře.

11.4.2.4 Free focus radiography

Jedná se o modifikaci panorální radiografie. Anoda rentgenky se zavádí do úst, je volně posunovatelná. Lze tak zachytit polovinu dolního a horního zubního oblouku i s přilehlým úsekem čelisti.

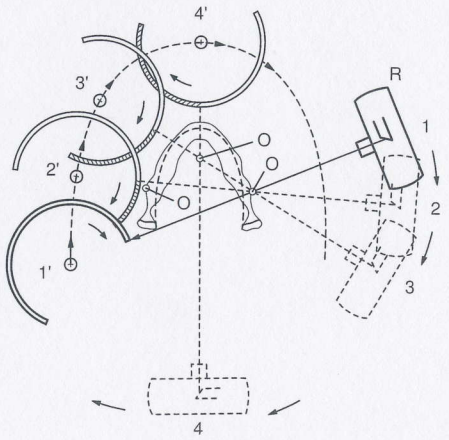
11.4.2.5 Rotační tomografie, ortopantomograf (panoramatická tomografie)

První pokusy o tuto techniku zobrazení byly zaznamenány v Japonsku v roce 1933 a první prototyp zkonstruoval prof. Paatero z Finska v roce 1950. Ten tehdy hovořil o kombinaci scanografie a tomografie na zakřivené plochy. První panoramatický tomograf vyrobený v roce 1960 je znám jako **ortopantomograf (OPG)** (obr. 11.33).



Obr. 11.33 *Ortopantomograf (dřívější a současný typ)*

Ortopantografie využívá 3 rotačních rovin (obr. 11.34), dvě jsou excentrické, jedna koncentrická. Tím je dosaženo, že cesta centrálního paprsku se zdá být kruhová, ale ve skutečnosti sleduje vždy část každé z výše uvedených kružnic, pohybuje se elipsovitě a tak simuluje tvar mandibuly.



Obr. 11.34 *Schéma průběhu expozice při ortopantomografii*
Pohyb rentgenky a kazety s filmem je kolem tří os, aby se přiblížil tvaru dolní čelisti (R– rentgenka, proti ní kazeta s filmem a štěrbinovitou clonou, O – osy otáčení)

Svazek RTG paprsků je omezen štěrbinou kolimátoru (úhel paprsku je maximálně 7°) a film je chráněn olověným pouzdrem s tenkým vertikálním průzorem. Paprsek je dvakrát kolimován, jednou před nemocným, podruhé před filmem.

Rentgenka se pohybuje po kruhové dráze za hlavou pacienta, která je fixována v **kefalostatu**, a před jeho tváří se synchronně pohybuje prohnutá kazeta s filmem. Hlava nemocného je po dobu snímkování opřena bradou a čelem o podpěrky. Pouze malé lineární pole je zobrazováno na film kontinuálně a výsledkem je panoramatický efekt na zakřivené části čelistního oblouku a plošné zobrazení na snímku. Dosahujeme tak hlouby 10 mm v přední části a 30 mm v oblasti temporomandibulárního kloubu. Na snímku jsou zachyceny oba zubní oblouky, čelistní klouby a paranasální dutiny.

Napětí je možné nastavit od 55 do 85 kV, při 15–30 mA. Některé přístroje přerušují expozici v polovině na dobu, po kterou by byla ozařována zezadu krční páteř (u některých přístrojů je zastíněna). Doba expozice se pohybuje okolo 15 sekund.

Přednost ortopantomografického vyšetření spočívá v jednoduchosti vyšetření, krátké expoziční době a v malé dávce radiačního záření.

11.4.2.6 Počítačová tomografie

Ve stomatologii je nezbytná pro diagnostiku nádorů v retromaxilární, faryngeální a parotické oblasti, v traumatologii obličejových kosti a spodiny lební a zjišťování cizích rentgenokontrastních i nekontrastních těles a v diagnostice zánětlivých onemocnění.

Protože ani fyzikální podstata ani vlastní konstrukce přístroje se neliší od běžných přístrojů užívaných i v řadě dalších klinických oborů, odkazujeme čtenáře na kapitolu 7.5.

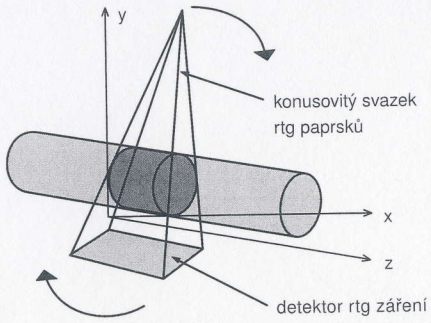
11.4.2.7 Tuned Aperture Computed Tomography (TACT®)

Jde o jednu z nových možností prostorové rekonstrukce obrazu, vyvinutou pro potřeby stomatologie, vycházející z tzv. **tomosyntézy**. Princip metody spočívá v pořízení více snímků jednoho regionu z rozdílných směrů projekce, přičemž vzájemné geometrické uspořádání není předem dáno. Tato technika však dosud nepřekročila práh vývojových laboratoří a univerzitních klinik.

11.4.2.8 Digital Volumetomography (DVT)

Na odlišném principu než CT je založena *Digital Volumetomography* (DVT), metoda vyvinutá speciálně pro stomatologii. Rentgenové záření je zde emitováno do konusovitého svazku (obr. 11.35), který při jednom oběhu prozáří simultánně celý objem snímaného objektu. V porovnání s CT je radiační zátěž nižší. Problémy jsou však dosud se softwarovým zpracováním.

Diagnostika měkkých tkání je ve srovnání s CT obtížnější, značnou předností této techniky je, že není tak náchylná ke vzniku metalických artefaktů jako CT a hodí se proto pro diagnostiku v oblasti protetických kovových náhrad a výplní.



Obr. 11.35 *Princip Digital Volumetomography*

11.4.2.9 Metoda CEREC

Zkratka CEREC je složeninou dvou anglických slov (*CEramic REConstruction*). Tím je dána i náplň této techniky. Došlo k vynikající kombinaci využití výpočetní techniky a možností moderních stomatologických materiálů.

Prvním krokem při použití této techniky (obr. 11.36) je po preparaci kavity její změření malou kamerou. Kavita je nejen proměřena, ale zároveň je analyzována barva zubu, styčné plochy a plošku skusu u okolních zubů. Veškeré potřebné informace jsou matematicky zpracovány, vyhodnoceny, porovnány s paměťovou částí a sofistikovány. Poté předloží počítač návrh na řešení, který stomatolog buď odsouhlasí nebo provede potřebné korekce. Na základě těchto údajů pak přístroj vyrobí celokeramický inlej, inlej nebo částečnou korunku jak pro přední zuby, tak premoláry a moláry. Zhotovená protetická práce je poté do kavity zacementována, tento proces je urychlen speciálním gelem. Výrobci garantují přesnost zhotovené inleje s ohledem na rozměry kavity na mikrometry.

V současné době nachází uplatnění i přístroje založené na stejném principu určené pro dentální laboratoře.



Obr. 11.36 *CEREC systém (pro ordinace na fotografii vpravo, pro laboratoře vlevo)*

Je nesporné, že použití tohoto přístroje výrazně zvyšuje kvalitu ošetření při zkrácení doby ošetření. Přístroj je mobilní, je možné jej používat v rámci oddělení na více pracovištích. Vyžaduje však dostatečné materiální zabezpečení provozu.

11.4.3 Rentgenové filmy využívané ve stomatologii

Zubní filmy jsou zhotovené z transparentní nehořlavé hmoty, která je oboustranně potažena fotografickou emulzí. Ve stomatologické rentgenologické technice se používají vysoce citlivé filmy. Film je chráněn před světlem a vlhkem dvojitým obalem, jehož rohy jsou oblé, aby nezraňovaly měkké tkáně pacienta. Nejčastěji se používá velikost 3×4 cm.

11.4.4 Kontrastní látky a jejich využití ve stomatologii

Rentgenokontrastní látky jsou prostředky, které mají rozdílnou absorpci RTG záření proti okolním tkáním. Umožňují tak sledovat morfologické nebo funkční projevy normálních nebo patologických dutin, vývodů, píštělí, při nástřiku cév (arteriografie). Rozdělujeme je na **pozitivní**, které absorbují více rentgenového záření, a **negativní,** absorbující méně než okolní tkáň.

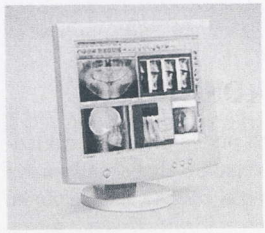
Pozitivními kontrastními látkami jsou zpravidla látky obsahující jod, negativními například vzduch. Kombinace negativní a pozitivní kontrastní látky se používá například k vyšetření čelistního kloubu. **Hovoříme o vyšetření dvojím kontrastem**.

11.4.5 Digitální zobrazovací systémy

Nejen cena fotografického materiálu, ale i stále se zvyšující počet pracovišť vedoucích zdravotní dokumentaci v digitální podobě i její možnost okamžitého přenosu prakticky na kterékoliv místo na světě jsou důvodem rozvoje technologií digitálního zobrazování. U současných digitálních rentgenových přístrojů se v zásadě rozlišují dva základní systémy vzniku digitálního obrazu (obr. 11.37):

- elektronické senzory (většinou na bázi *Charged-Coupled-Device* – CCD senzory)
- paměťové fólie („storage phosphors“)

Další z výhod digitálního zobrazení oproti klasickým ohebným filmům představuje skutečnost, že pevná konstrukce digitálního receptoru neumožňuje deformaci senzoru, a tak nemůže u jednotlivých snímků dojít ke zkreslení vznikajícímu u ohebných filmů.



Obr. 11.37 *Digitálně získaný výsledek RTG vyšetření*

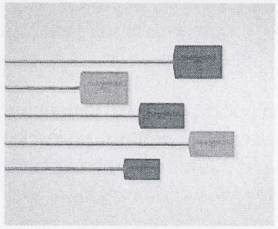
11.4.5.1 Elektronické senzory

CCD senzory, vyrobené na bázi polovodičů, převádí dopadající kvanta energie rentgenového záření proporcionálně v elektrický náboj, který je dále převeden do počítačové

jednotky. Na trhu v současné době existují dva dostupné systémy: CCD senzory a AP (*Active Pixel*) senzory.

U CCD systému jsou náboje pixelů v sloupcích a řádcích celé matrix sesbírány a vzniklý elektrický signál je přes zesilovač převeden ke zpracování dále do počítače. Pro kvalitu získaného obrazu je klíčovým faktorem jak kvalita CCD senzorů (velikost pixelu, barevná hloubka obrazu), tak i kvalitní softwarové vybavení pracoviště. Navíc CCD senzory (obr. 11.38) svou citlivostí výrazně převyšují klasický filmový materiál a tím je výrazně snížena radiační zátěž především nemocného.

U AP senzoru je každý pixel jednotlivě zdrojem signálu s možností individuálního nastavitelný a tím jsou zvýšeny možnosti znázornění.



Obr. 11.38 *CCD senzory*

11.4.5.2 Paměťové fólie

Fólie je složena z aktivátoru a polovodiče. Princip je založen na luminiscenčním a tzv. paměťovém efektu. To znamená, že uchovává absorbovanou energii prostřednictvím aktivovaných elektronů v delším časovém úseku (až 12 hodin). Uložené informace jsou poté přečteny laserovým scannerem.

11.4.6 Digitální subtrakční radiografie (DSR)

Tato technika je založena na posuzování rozdílu hodnot šedi pixelu u snímku základního a snímku rozdílného ve stejném místě. Struktury, které jsou z hlediska absorpce shodné, se zobrazí jako jednotná, neutrální hodnota šedi a na snímku tak identické struktury nejsou patrné. Metoda, která je dosud málo používána, je považována za perspektivní, především pokud se jedná o zobrazení změn ve struktuře kosti nebo tvrdých zubních tkání. Proto nachází největší uplatnění v implantologii. Většímu rozšíření dosud brání nedostatky v softwarovém vybavení pro zjednodušení dodržení shodné geometrické projekce.

11.4.7 Xerografie

Stín vyšetřovaného objektu se nezachycuje na fotografický film, ale na hliníkovou desku pokrytou tenkou vrstvou selenu. Hliníková deska je uložena do světlotěsné kazety a před expozicí nabita vysokým kladným nábojem a tvoří tak plošnou elektrodu. Dopadem rentgenových paprsků se vytváří elektrické proudy a vzniká latentní elektrostatický obraz. Poprášením desky opačně nabitým práškovým pigmentem se obraz stane viditelným a suchou cestou ho lze přenést na teplem preparovaný voskový papír v pozitivu i v negativu, v závislosti na polaritě desky.

Toto vyšetření je výhodné proto, že snímek zachytí jak tvrdé, tak měkké tkáně a protože mezi zachycenými strukturami různé hustoty je hraniční napětí, jejich hranice jsou zřetelnější.

Vyvolávání je rychlé, snímek se prohlíží v denním světle, selénové desky lze použít opakovaně. Nevýhodou je potřeba rentgenového zdroje, alespoň o výkonu 120 kW.

11.4.8 Další zobrazovací techniky používané ve stomatologii

Principy těchto zobrazovacích metod používaných ve stomatologii se pochopitelně neliší od jejich popisů uvedených v předcházejících kapitolách. Jediným rozdílem je pouze lokalita zájmu.

Podrobný popis uvedených metod najde čtenář:

- **scintigrafie** – kapitola 9.3
- **diagnostický ultrazvuk** – kapitola 9.1
- **magnetická rezonance** – kapitola 9.2
- **termografie** – kapitola 9.5

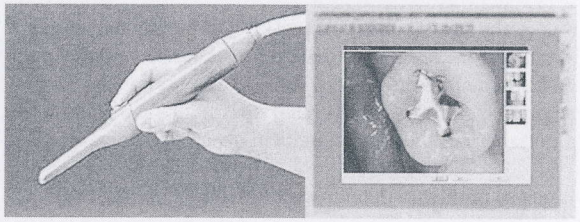
11.4.9 Intraorální kamera

Intraorální kamery slouží především k edukačním účelům nemocného. Smyslem je umožnit ošetřujícímu lékaři demonstrovat samotnému pacientovi jeho vlastní chrup, seznámit jej s jeho stavem a s defekty, jaké výkony jsou nezbytné i jak by měl nemocný dále pečovat o svůj chrup.

Intraorální kamera (obr.11.39) musí být lehká a snadno ovladatelná. Moderní kamery mají ostření v rozsahu od 6 mm do nekonečna, ovladatelné jedním prstem bez nutnosti změny úchopu či jiné náročné manipulace s kamerou. Objektiv s extrémní hloubkou ostrosti omezuje nutnost neustálého zaostřování během vyšetření. V kombinaci s CCD senzorem s vysokým rozlišením pak poskytuje ostrý a barevně věrný obraz – soustava

čoček eliminuje geometrické i chromatické zkreslení. Automatická korekce expozice tlumí oslnění při snímání bílých ploch a rychlých přechodech. Čtyřbodový, snadno vyměnitelný zdroj světla umístěný přímo u objektivu zajišťuje optimální osvětlení snímaných objektů.

Obraz se přenáší na monitor PC a je možné jej uložit a nemocného instruovat v klidu.



Obr. 11.39 *Intraorální kamera a zobrazení obrazu na monitoru*

11.5 Fyzikální podstata materiálů využívaných ve stomatologii

(Leoš Navrátil, Josef Hanuš)

Obdobně jako stomatologická technika využívá řady fyzikálních dějů, probíhá při práci se stomatologickými materiály řada fyzikálních procesů (změna teploty, viskozity, skupenství apod.). Jejich pochopení nám usnadní práci s nimi a zvýší i kvalitu práce.

11.5.1 Otiskovací hmoty

V protetické stomatologii jsou otiskovací hmoty nezbytné k získání modelu snímané oblasti v ústní dutině. Otiskovací hmota musí být zdravotně nezávadná, netoxická a musí být schopna přesně reprodukovat danou oblast. Její příprava má být jednoduchá a doba tuhnutí přiměřeně dlouhá tak, aby ošetřovaný nebyl příliš zatěžován. Otiskovací hmoty nesmí během přechodu ze stadia plastického do stavu pevného podléhat větším objemovým změnám, a to ani v pozdější době. Síla potřebná k vybavení otisku z dutiny ústní by neměla narušit jeho tvar a to ani po dobu jeho uložení.

Podle způsobu jejich přípravy je lze rozdělit do dvou základních skupin:

- **hmoty termoplastické**
- **hmoty chemoplastické**

Termoplastické hmoty jsou tvárné při zahřátí nad určitou teplotu. Zahřátím nemění své složení a lze je proto opětovně používat.

Rozlišujeme pět základních otiskovacích materiálů pro hlavní pracovní otisk:

- silikony A
- silikony C
- polyétery
- polysulfidy
- hydrokoloidy

Jsou to materiály elastické reverzibilní (hydrokoloidní) nebo ireverzibilní (silikony, polysulfidy, polyétery).

Otiskovací materiály dále dělíme podle konzistence na:

- typ 0 – hmota vysoce tuhá – *putty*
- typ 1 – hmota tuhá – *heavy body*
- typ 2 – hmota střední konzistence – *medium body*
- typ 3 – hmota řídké konzistence – *light body*

Dobu zpracování dělíme na:

- dobu od počátku míchání do dosažení homogenní konzistence do 60 s (*mixing time*)
- dobu od počátku míchání do okamžiku ztráty plasticity a vzniku elasticity (*working time*)
- dobu od počátku míchání do okamžiku vyjmutí otisku z úst – 3,5–6 minut (*setting time*)

Materiály můžeme zpracovávat pomocí:

- ručního míchání
- automatického míchání
  - ruční mísící pistole
  - přístroj Pentamix
  - přístroj na automatické míchání tuhých hmot

Při ručním míchání se do materiálu vhánějí bublinky vzduchu a materiál může být makro- nebo mikroporézní.

Automatické mísící přístroje se skládají ze dvou zásobníků, pro bázi a vulkanit. Materiál z tlakové pistole je vytlačován ručně nebo v přístroji Pentamix, DMG je tlak v pístu a následné smísení v koncovce je poháněno elektrickým motorkem. Směšovací

koncovka je opatřena šnekovou vložkou, která zajišťuje promísení obou komponent. Míchání probíhá za zamezení přístupu vzduchu a je tedy dokonale homogenní.

11.5.2 Zatmelovací hmoty

Pod pojmem zatmelovací hmoty rozumíme látky, které se používají k vytvoření formy pro odlévání kovů. Zatmelovací hmota je velmi jemné konzistence a musí vytvořit dokonalou formu původního voskového modelu. Zatmelovací hmota musí vzdorovat vysokým teplotám a musí zůstávat dostatečně mechanicky odolnou. Zatmelovací hmota nesmí obsahovat přísady, které by za vysoké teploty při odlévání reagovaly s tekutým kovem a odlitek znehodnocovaly.

Zatmelovací hmoty musí vyrovnávat smrštění kovů při jejich tuhnutí, musí tedy během zpracování expandovat. Zatmelovací materiály, které tomuto požadavku vyhovují, nazýváme proto **zatmelovacími kompenzačními nebo expanzivními hmotami**.

11.5.3 Brousicí a lešticí hmoty

Broušení a leštění jsou fyzikální děje, které popisujeme v kapitolách 11.7.1 a 11.7.2. Jako brusné prostředky jsou vhodné velmi tvrdé hmoty (karborundum, korund, diamant, arkansas), které lze rozdrtit v zrna ostrých hran, které při dostatečné rychlosti „odřezávají" všechny nad povrchem vystupující nerovnosti. Je důležité, aby tato zrna byla dobře štěpitelná, takže při broušení se otupené hrany odlamují a vznikají opět ostré hrany jednotlivých zrn.

Lešticími prostředky jsou pemza, oxid chromitý, oxid železitý a plavená křída. Proti brusným prostředkům mají výrazně jemnější zrnění.

11.5.4 Hmoty používané ke zhotovování náhrad a jejich zpracování

Nároky kladené na materiál pro umělé zubní náhrady jsou značné a je málo hmot, které se v průběhu let osvědčily. Základními požadavky je chemická stálost, mechanická odolnost proti namáhání v tlaku, tahu a proti otěru. V úvahu přicházejí tři základní skupiny protetického materiálu:

- kovy a kovové slitiny
- keramika
- plastické materiály

11.5.4.1 Kovy a kovové slitiny

Kovy jsou pro své dobré mechanické vlastnosti nejdůležitějším protetickým materiálem. Pro zhotovování zubních náhrad, které jsou vystaveny značné mechanické námaze i trvalému účinku neustále se měnícího prostředí ústní dutiny, se hodí pouze ty kovy, které se vyznačují značnou mechanickou odolností a velkou chemickou stabilitou. Nezbytná je i možnost zpracování běžnými laboratorními metodami.

Z fyzikálních hledisek posuzujeme u kovů jejich tvárnost, kujnost, válcovatelnost, tažnost, tvrdost, pevnost, pružnost, hustotu i jejich barvu. Pro použití kovu v protetice hrají významnou roli i jeho chemické vlastnosti.

Protože ryzí kovy splňují málokdy všechny požadavky pro dentální použití, jsou téměř výlučně využívány jejich slitiny. Jsou připraveny tak, aby měly pro stomatologické účely co nejvhodnější vlastnosti.

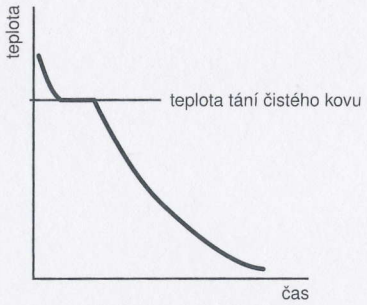
Kovy patří mezi hmoty s krystalickou strukturou, která je u ryzího kovu homogenní. Ve stomatologii se výhradně využívá slitin, které jsou homogenní v každém poměru v pevném i v tekutém stavu. Jedině v těchto slitinách jsou kovy i po ztuhnutí rozděleny zcela rovnoměrně v celé hmotě slitiny, tudíž i uvnitř krystalu. Tyto krystaly nazýváme potom směsnými krystaly a ani mikroskopicky se většinou neodlišují od krystalů jednoduchých kovů. Tyto slitiny jsou proto rovněž naprosto homogenní.

Je nezbytné zdůraznit odlišný mechanismus tavení slitin. Kovy přecházejí ze skupenství pevného do skupenství kapalného po dodání tepelné energie při dosažení určité teploty (teplota tání).

U slitin probíhá přeměna skupenství odlišně. Tání a tuhnutí slitiny nenastává při jediné hodnotě teploty, ale skupenství slitiny se mění postupně při současném růstu či poklesu teploty slitiny. Slitina přechází z pevné fáze do kapalné v určitém teplotním intervalu. Tento interval je omezen teplotními hranicemi, které označujeme jako **solidus** a **liquidus** slitiny. Solidus je teplotní hranice, pod níž je veškerá slitina pouze ve fázi tuhé. Přechod z tuhé fáze do kapalné při této teplotě nenastává ihned, je postupný. Při ochlazování probíhá děj zcela analogicky, ale opačným směrem (obr. 11.40). Výsledné vlastnosti slitin nejsou prostým součtem základních vlastností použitých komponent.

Slitiny využívané v protetické praxi musí být homogenní. Vznikají „difúzí", dějem, kdy dva kovy v těsném styku vytvářejí při vyšší teplotě slitiny vzájemným pronikáním. Difúze je nezbytným faktorem k dosažení homogenity slitiny. Homogenizace difúzí však neprobíhá u všech slitin hladce a může být přerušena náhlým schlazením a slitina se tak stane nestejnorodou, heterogenní. Heterogenita je u stomatologických slitin chybou, protože tyto slitiny jsou méně odolné vůči korozi a ztrácejí i potřebné mechanické vlastnosti. Všechny dnes používané stomatologické slitiny se rozdělují do dvou skupin:

- slitiny ušlechtilých kovů a jejich náhrady
- slitiny kovů obecných s vysokým bodem tání vzdorující korozi



Obr. 11.40 *Křivka chladnutí čistého kovu*

Při práci se slitinami využíváme některé fyzikální veličiny a děje.

Slitina se **mechanicky** upravuje lisováním, ohýbáním či tvarováním. Ke snížení síly potřebné při těchto dějích slouží vhodně tvarované nástroje.

Působením **vysoké teploty** výrazně měníme fyzikální vlastnosti kovů. Kalením, tj. zahřátím na vysokou teplotu a poté náhlým ochlazením, dojde ke změkčení slitiny a zvýšení její tvárlivosti. Naopak vytvrzením, kdy slitiny po předchozím změkčení opět vyhřejeme na vysokou teplotu a následným opatrným vychlazením zvýšíme tvrdost slitiny a zároveň její pružnost a houževnatost.

Protože některé slitiny nejsou stálobarevné, zušlechťují se **galvanickým pokovením** některými kovy. Pokovování se provádí v galvanické lázni (blíže kap. 11.2.8), do které slitinu ponoříme na dobu 15–20 min při teplotě 60 °C, kdy elektrolytem probíhá proud při napětí 0,5–1,0 V. Takto připravenou slitinu vystavíme krátce vysoké teplotě, čímž dosáhneme **difúze**, kdy galvanicky nanesený kov difunduje do povrchu slitiny a naprosto pevně se s ní spojí.

11.5.4.2 Keramické materiály

Pod pojem porcelány zahrnujeme **keramické hmoty**, jejichž hlavní součástí jsou živec, kaolín a křemen. Zatímco v průmyslu jsou využívány porcelány s vysokým obsahem kaolínu (40–65 %) a označujeme je jako tuhé, stomatologické porcelány obsahují kaolínu méně (3–5 %) a označujeme je jako měkké.

Keramické hmoty, z nichž v laboratoři porcelánové práce zhotovujeme, jsou různého složení a podle teploty se dělí na **vysokotavitelné** (nad 1300 °C), **středněTavitelné** (1100–1250 °C) a **nízkotavitelné** (870–1050 °C). Středně a nízkotavitelné postrádají kaolín a mluvíme o **neprůhledných sklech**.

Podle způsobu zpracování dělíme keramiku na keramické materiály s obsahem skla, keramické materiály s obsahem oxidu hlinitého, materiály na bázi leucitových keramických disperzí nebo na bázi zirkonu.

Jsou to tedy materiály, které připravujeme broušením, frézováním, litím, vrstvením a které tvoří konstrukce (místo kovové slitiny), inleje, fazety a korunky.

Konstrukci můžeme připravit obráběním, frézováním (např. systém CEREC, blíže kapitola 11.4.2.9) či broušením (systém Celey) keramických bločků. Pevnost ohybu u bezkovových konstrukcí se pohybuje většinou nad 100 MPa.

Hlavní složkou keramiky pro kovokeramické konstrukce je živec ortoklas, k němuž se přidávají menší podíly albitu, křemene, oxidu bóru a oxidy vybraných kovů v množství potřebném k dosažení požadované barvy a translucence.

Ortoklas je stabilní do teploty 1170 °C. Po jejím překročení se mění na leucit a kapalnou fázi. Přísadou albitu, křemene a dalších složek se teplota tvorby leucitu a kapalné fáze snižuje. Přítomnost krystalů leucitu v kapalné fázi značně zvyšuje viskozitu této směsi. Tím se ztěžuje roztékání keramiky při nejvyšších teplotách vypalování a omezuje možnost změny tloušťky vrstvy keramiky nanesené na povrch kovové korunky. Po ztuhnutí je struktura keramické vrstvy tvořena sklovitou matricí, v níž jsou uloženy krystaly leucitu a póry.

Keramické materiály nabízejí možnost pevné vazby se slitinami kovů. Pro dosažení této vazby je zapotřebí zajistit několik základních podmínek. Slitiny kovů určené k napalování musí vykazovat vysokou tepelnou stabilitu a schopnost vytvořit tenkou vrstvu oxidů pro spojení s keramickými hmotami. Vlhký keramický materiál přilne na čistý odplyněný povrch kovu tak, že se vrstva kysličníků částečně rozpustí ve sklovité substanci při pálení keramiky. Část oxidů zůstává volná a zajišťuje další vazbu na bázi kyslíkových můstků u slitin obecných kovů.

Slitiny s vysokým obsahem ušlechtilých kovů obsahují pro vazbu s keramikou minimálně 84 % ušlechtilých prvků. Vrstva oxidů na povrchu slitiny vytvoří pevný roztok s keramickou substancí, ve které nalezneme atomové vazby mezi oběma materiály. Tento typ slitin obsahuje 2–3 oxidující prvky (např. cín nebo indium atd.), které se podílejí na celém procesu vazby.

Charakter kovové vazby je jednotný, každý atom je obalen vrstvou elektronů, které působí jako lepidlo a zajišťují vysokou pevnost a odolnost vůči frakturám.

Při vypalování keramiky rozlišujeme stádia:

- *sušící*, kdy dochází k odpaření modelačních kapalin a k přežíhání přidaných organických barviv
- *ohřívací*, kterým označujeme proces nárůstu teploty z úrovně vysoušení až na maximální teplotu vypalovací, trvá několik minut
- *slinovací (sintrovací)*, kdy se se zvyšováním teploty v keramické peci začnou natavovat ostré hroty a hrany částic, které se zakulacují a vzájemně spojují tvorbou kvazikapalných můstků a jednotlivé částice srůstají v kompaktní celek. Zvyšováním teploty se proces spojování částic zintenzivňuje. Na začátku procesu vidíme těsné uspořádání stejně velkých kulových částic materiálu. Částice mají shodné chemické

složení. Při slinování se jejich středy vzájemně přibližují, postupně se natavují a slévají v jeden homogenní celek. Ve stomatologii používáme kapalné slinování, kdy je přítomna kapalná fáze, která umožňuje rychlejší průběh reakcí. V kapalné fázi působí na povrchové molekuly kohezní síly směřující do středu, tím dochází k zahuštění a zpevnění materiálu. Proces je logicky provázen kontrakcí. Přenos barvy v této fázi probíhá difúzí nebo tečením:

- *tavící*, které zvyšuje intenzitu zbarvení a dochází dále k natavení amorfní hmoty
- *postupného ochlazování* brání tvorbě vnitřního pnutí a následujícímu popraskání keramické masy. Čím větší je podíl skelné fáze, tím pomalejší musí být ochlazování, protože sklo je horší vodič tepla než kov.

Po vypálení v dentální keramice vedle sebe existují slinutá, roztavená (skelná) a krystalická fáze. Slinutá fáze tvoří předstupeň roztavení, krystalická fáze se tvoří při chlazení.

11.5.4.3 Plastické materiály

Plastické materiály jsou hlavním protetickým materiálem, který slouží pro fixní i snímatelnou protetiku.

Plastické hmoty užívané v protetice jsou složeny z množství makromolekul. Počet atomů v makromolekule je větší než 100 000. Makromolekulární látky vznikají třemi základními reakcemi:

- *polyadice* je reakce, při níž dochází k postupnému spojování nízkomolekulárních látek za přítomnosti katalyzátoru, vzniká jeden homogenní produkt
- *polykondenzace* znamená spojování nízkomolekulárních látek, kdy výsledkem je vznik makromolekul a vedlejšího produktu, většinou vody např. polyamidy, silikony C
- *polymerace* vychází z propojení momomeru v polymer. Schopnost polymerovat jim dává vinylová dvojná vazba –CH=CH–, kdy při polymeraci se vytváří aktivní centrum a z něho vychází další řetězení molekul

Iniciace je aktivována jedním z následujících fyzikálních dějů:

- teplem
- světlem
- chemicky

Korunkové plasty se zpracovávají následujícími postupy, ve kterých rovněž využíváme řadu fyzikálních dějů a to buď lisováním a tepelnou nebo chemickou polymerací, volnou modelací, polymerací v hydropneumatickém přístroji při teplotě 110 °C, tlaku

0,5–0,6 MPa po dobu 10–30 minut nebo polymerující světlem, využívá se modré světlo (nejčastěji stroboskop).

Moderní korunkové plasty obsahují mikroplnidlo s velikostí částic 0,01–0,04 um a bifunkční monomer. Vazba plastu s kovovou konstrukcí je mechanická a zajišťují ji mikro- a makroretence (perly, krystalky, knoflíková retence). Minimální síla plastu musí být 1–1,2 mm, síla kovu 0,35 mm. Mechanická retence může být kombinována s chemickou vazbou na bázi silanizace.

Zvláštní skupinu plastických fazetovacích materiálů tvoří materiály obsahující anorganická plniva – sklo nebo keramika. Účelem anorganického plniva v těchto materiálech je zvýšení tuhosti, pevnosti v tlaku, pevnosti povrchu, snížení kontrakce při polymeraci a zlepšení leštitelnosti. Výhodou této skupiny materiálů je izotropie jejich vlastností. To znamená, že vlastnosti materiálu jsou nezávislé na směru namáhání. Mají však nevýhody podobné materiálům keramickým – malá pevnost v ohybu a relativní křehkost.

Nekovovou konstrukci pro celoplastové náhrady tvoří speciální kompozitní výztuže, *dentapregy*, které jsou z plastů zpevněných vlákny (*fiber reinforced composite*). Vláknový kompozit nemá pastovou konzistenci, materiál je anizotropní, vlastnosti materiálu se při zatížení kolmo na průběh vláken mění oproti vlastnostem kompozitu při zatížení v jiném směru.

11.5.5 Teplotní roztažnost pevných látek

(Josef Hanuš)

Zub i jeho výplně či náhrady jsou vystavovány relativně velkým teplotním změnám a je tudíž žádoucí, aby vykazovaly obdobné tepelné parametry, neboť v opačném případě by mohlo docházet ke vzniku netěsností ve styku zubu s výplní, které mohou být branou k chemickému poškození a infekcím a omezují tak trvanlivost výplně.

Nejjednodušším případem teplotní roztažnosti je teplotní délková roztažnost, kterou uvažujeme u materiálů takového tvaru, kdy délka jednoznačně převládá nad příčným rozměrem (dráty, tyče různého průřezu a podobně). Pro teplotní délkovou roztažnost platí vztah:

$$l = l_0 \cdot (1 + \alpha \cdot \Delta t) \ ,$$

kde l_0 je původní délka, l je délka po zahřátí o teplotu Δt, $\alpha[K^{-1}]$ je teplotní součinitel délkové roztažnosti. Uvažujeme-li u obecného tvaru materiálu o objemové roztažnosti, platí vztah:

$$V = V_0 \cdot (1 + \beta \cdot \Delta t) \ ,$$

kde V_0 je původní objem, V je objem po zahřátí o teplotu Δt, β [K^{-1}] je součinitel teplotní objemové roztažnosti. Vzhledem k malým číselným hodnotám součinitele délkové roztažnosti lze odvodit, že $\beta \approx 3 . \alpha$.

11.5.6 Tepelná vodivost pevných látek

(Josef Hanuš)

Tepelná vodivost pevných látek má význam z hlediska citlivosti zubu na teplotní změny. Každý jistě zažil ten nepříjemný pocit, když prudká teplotní změna v ústní dutině vyvolá nesnesitelnou bolest zubu způsobenou tím, že došlo k teplotnímu podráždění zubní dřeně z důvodů její nedokonalé teplotní izolace, která může být způsobena kazem (narušením dentinu) nebo nevhodně aplikovanou či netěsnou výplní. Pro množství tepla Q [J], které projde vrstvou materiálu o ploše S [m^2] a tloušťce d [m] za čas τ [s] při teplotním rozdílu $t_2 - t_1$ [K], platí vztah:

$$Q = \frac{S . \lambda . \tau . (t_2 - t_1)}{d}$$

V tabulce 11.1 jsou shrnuty součinitele délkové roztažnosti a koeficienty teplotní vodivosti pro různé stomatologické materiály a části zubu. Z pohledu teplotní roztažnosti se nejvíce se zubem shoduje keramika, nejhůře jsou na tom akrylátové pryskyřice. Podle velikosti koeficientu teplotní vodivosti materiály dělíme na dobré vodiče tepla (kovy) a naopak izolanty (korek, polyuretan apod.). Z materiálů ve stomatologii velmi špatně vedou teplo akrylátové pryskyřice, se zubem je srovnatelná keramika a naopak nejvíce teplo vede amalgam, neboť obsahuje kovy.

Tab. 11.1 *Součinitel délkové roztažnosti α a koeficient teplotní vodivosti λ pro vybrané stomatologické materiály a části zubu*

materiál	amalgam	keramika	akrylátové pryskyřice	kompozita	korunka	kořen
α [K^{-1}]×10^{-6}	25	15	76	40	11,4	8,3
λ [W/m.K]	21,6	9,6	1,48	10,4	8,9	5,6

Srovnáme-li mechanické a tepelné vlastnosti materiálů používaných ve stomatologii, zjistíme, že neexistuje materiál, který by byl všemi parametry srovnatelný se zubem. Znamená to tedy, že volba materiálu je vždy kompromisem mezi jeho funkčností, cenou a estetickým hlediskem.

11.6 Elektrochemická koroze kovů v ústní dutině a jiné elektrogalvanické jevy

V klinické praxi musíme počítat s tím, že kovy použité v dutině ústní se za určitou dobu opotřebovávají mechanicky, otěrem (eroze). Tuto dobu lze ovlivnit výběrem vhodného kovu.

Závažnější je porušování kovů chemickými a elektrochemickými vlivy, které nazýváme souborně **elektrochemickou korozí**. Jako korodující činidla přicházejí v dutině ústní v úvahu nejčastěji kyslík a kyseliny obsažené v potravě nebo vznikající jejím rozkladem. Ve stomatologii dnes používáme všeobecně slitin, které jsou proti těmto látkám spolehlivě odolné a prostá chemická koroze je proto vzácným jevem. Chemická koroze v dutině ústní se vždy kombinuje s jevy elektrochemickými, které působení korozního činidla usnadňují a urychlují. Slina je totiž vodivé prostředí – elektrolyt – a kov, ponořený do elektrolytu, se chová jako elektroda, jejíž atomy mají snahu přejít do elektrolytu ve formě iontů. Tento jev označujeme jako **elektrolytický rozpouštěcí tlak kovů**. Naproti tomu se snaží ionty elektrolytu vyloučit na elektrodě v elementární formě s využitím elektronů z elektrody. Tento jev nazýváme **osmotickým tlakem iontů**.

Oba pochody probíhají současně a brzy dosáhnou dynamické rovnováhy. Na rozhraní kovu a elektrolytu vzniká **potenciální rozdíl**, jehož hodnota závisí na tom, který z obou jmenovaných tlaků je vyšší.

Potenciální rozdíly kovů používané při zhotovování zubních náhrad jsou z praktického hlediska velmi důležité, neboť kovy s různým potenciálem, které současně ponoříme do elektrolytu, vytvoří článek, který má tím vyšší elektromotorické napětí, čím více se potenciály obou kovů od sebe liší (tab. 11.2). Při nevhodné kombinaci dvou různých kovů v ústech vznikají galvanické proudy, které mohou být příčinou elektrochemické koroze.

Vznik elektrogalvanických proudů se nemusí projevovat pouze zabarvením nebo porušením kovových prací v ústech, ale může být příčinou i subjektivních pocitů a objektivních změn měkkých tkání dutiny ústní. Častá je v těchto případech kyselá nebo kovová chuť, pálení jazyka a někdy až neuralgiformní bolesti. Mohou se objevit změny na sliznici dutiny ústní jako zarudnutí, zhrubnutí slizničního povrchu, vznikají šedé povlaky a při delším trvání i leukoplakie.

Tab. 11.2 *Příklady potenciálů některých kovů používaných ve stomatologii*

kov	elektrický potenciál (V)
zinek	−0,76
železo	−0,43
kobalt	−0,29
nikl	−0,22
olovo	−0,12
platina	0
rtuť	+0,79
stříbro	+0,8
zlato	+1,3

Stav označujeme jako **stomatitis electrogalvanica**. Je na místě zdůraznit, že uvedené elektrogalvanické jevy se nevyskytují u všech pacientů a většinou ani nevyvolávají typické a trvalé příznaky. Častěji jsou pomíjivého rázu a brzy se oslabují a vyhasínají. Nejtypičtějším takovým jevem je vznik kovové pachuti i pocit přímého elektrického podráždění po zhotovení amalgamové výplně v ústech, jsou-li zde již náhrady z jiného kovu. Zpočátku jsou tyto pocity značně nepříjemné, jakmile se však povrch amalgamové výplně pokryje sulfidy a oxidy stříbra, obtíže mizí. Rozdílnost závažnosti postižení u jednotlivých nemocných si rovněž vysvětlujeme rozdílným individuálním složením slin a jejich reakce.

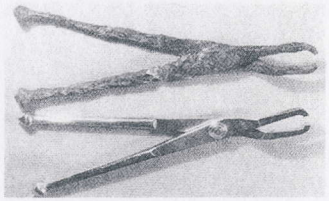
11.7 Extrakční kleště a páky

Některé stomatologické výkony vyžadují od ošetřujícího vyvinutí síly. Nejčastěji se jedná o extrakci zubu. Lékař je přitom omezován nejen vlastními fyzickými schopnostmi, ale i prostorovými možnostmi dané anatomickými rozměry dutiny ústní. Tak jako v jiných oborech, tak i ve stomatologii se proto vyvinuly v průběhu staletí různé nástroje využívající fyzikální principy jednoduchým strojů, a to především jednozvratné či dvouzvratné páky.

Extrakce je chirurgický výkon, jehož cílem je vytažení zubu ze zubního lůžka. Provádí se kleštěmi nebo pákami.

Extrakce zubu je jedním z nejstarších lékařských výkonů, jak o tom svědčí archeologický nález v římské pevnosti (obr.11.41) a Aristotelův (384–323 př. n. l.) spis „Mechanica“, ve kterém obdobné zubní kleště ze železa popisuje. Rovněž Aulus Cornelius

Celsus (25 př. n. l.–50 n. l.) doporučoval kolem roku 25–30 n. l. použití kleští, kdykoliv po vytržení zubu zbude kořen. Je zajímavé, že naopak Claudius Galenus (Galénos, 129–199 n. l.) od použití kleští zrazoval, protože se zub může zlomit a doporučoval jeho vytažení prsty po uvolnění pomocí léčiv.



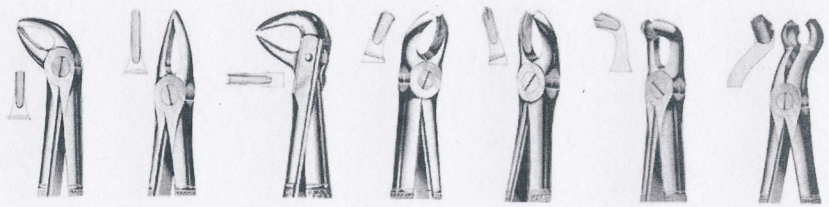
Obr. 11.41 *Originál železných kleští nalezených v římské pevnosti Saalburg (městečko severozápadně od Frankfurtu) a jejich rekonstrukce*

V novověku poprvé roce 1564 popsal francouzský chirurg Ambroise Laré nástroj na vytahování zubů zvaný „Pelikán“, který své jméno dostal podle svého tvaru. Podoba těchto nástrojů se nezměnila až do 19. století.

Mechanismus **extrakce** kleštěmi spočívá v zachycení krčku či kořene zubu chapadly kleští (dlouhá osa chapadel kleští splývá s dlouhou osou zubu), následném uvolnění zubních kořenů v alveolu čelisti přerušením závěsného vazivového aparátu a vybavením uvolněného zubu z lůžka. K uvolnění zubu používáme luxační pohyby vestibulárně a orálně, které se současně kombinují s tahem směrem z alveolu.

Extrakce kořene se výrazněji neliší od extrakce zubu, protože se však kleště po nasazení na kořen často smekají, při počátečních luxačních pohybech silně tlačíme směrem do alveolu a teprve když se podaří kořen uvolnit, vytáhneme ho z lůžka.

Kleště se tvarově liší jak svou pracovní částí, tak rukojetí, podle typu zubu, pro který jsou určeny, jak je patrné z obr. 11.42. S ohledem na anatomii horních molárů jsou kleště k jejich extrakci vždy párové. Je třeba zdůraznit, že někteří výrobci nabízí podstatně širší sortiment extrakčních kleští, které se liší hlavně v pracovní části, s cílem maximálně ulehčit ošetřujícímu jeho práci.

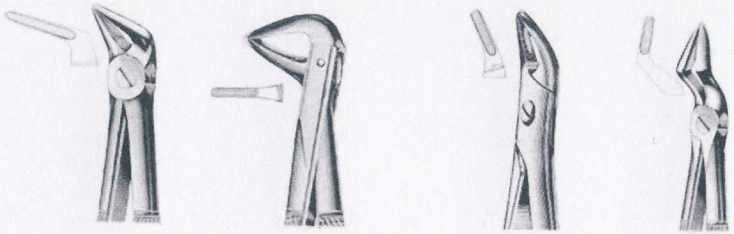


A B C D E F G

Obr. 11.42 *Různé typy extrakčních kleští pro jednotlivé zuby*

a) dolní řezáky
b) horní řezáky
c) dolní moláry
d) levé horní moláry
e) pravé horní moláry
f) dolní zub moudrosti
g) horní zub moudrosti

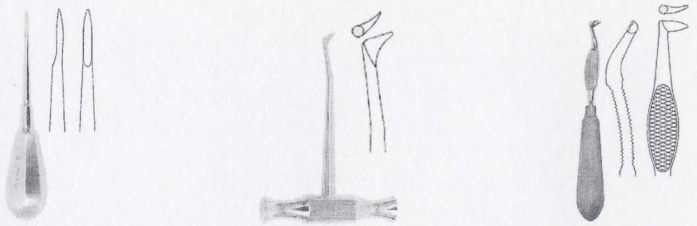
Modifikovaný tvar mají kleště k extrakci kořenů (obr.11.43), u kterých se musí chapadla zcela dovírat, aby tak bylo možné pevné uchycení kořene.



dolní zuby **horní zuby**

Obr. 11.43 *Různé typy kleští pro extrakci kořenů*

K extrakci kořenů zalomených v okrajové třetině až polovině alveolu používáme **extrakční páky** (obr. 11.44). Beinovu páku používáme k pronikání do periodontální štěrbiny na straně vestibulární a orální nebo ve stěrbině vzniklé separací kořenů. Kořeny dolních molárů se vybavují párovými pákami (Barryho nebo Schlemmerová páka) po předchozí separaci kořene, Beinovou se vybavují dolní zuby moudrosti.



Beinova **Barryho** **Schlemmrova**

Obr. 11.44 *Některé extrakční páky*

Pákové kleště se používají v dentální laboratoři, například při protetických pracích.

11.8 Fyzikální principy obrábění využívané ve stomatologii

S rozvojem moderní obráběcí techniky ve stomatologii jsou kladeny na personál stále vyšší požadavky na znalosti fyzikálních principů obrábění zubní tkáně.

11.8.1 Vrtání a broušení

Vrtání a broušení je třískové obrábění. Tříska z opracovávaného objektu se odebírá břitem nástroje, jehož základním tvarem je klín. Geometrie klínu určuje řezné vlastnosti nástroje.

Nejdůležitějším faktorem je **úhel břitu**. Je-li tento úhel menší než 90°, mluvíme o pozitivním úhlu, je-li větší než 90°, mluvíme o negativním úhlu.

Množství odebraného materiálu za jednotku času je dáno **průřezem třísky** (tloušťka třísky násobená šířkou) a **řeznou rychlostí**. Řezná rychlost v je přímo úměrná frekvenci otáčení n a průměru preparačního nástroje d (m):

$$v = \pi \cdot d \cdot n \ (\mathrm{m.min^{-1}})$$

Při zvláště vysokých otáčkách se udává řezná rychlost v $\mathrm{m.s^{-1}}$.

Stejného účinku ve výkonu obrábění se tedy dosáhne velkým průřezem nebo velkou řeznou rychlostí. Důležitým faktorem při obrábění je **řezný odpor** materiálu (je vyšší u skloviny, nižší u dentinu) a vlastní **řezný tlak**, který vyvíjí jednak ošetřující lékař,

jednak závisí na hmotnosti obráběcí soustavy. Stejné fyzikální principy jsou uplatňovány i při práci s materiálem v laboratoři.

Mechanická energie, která je přiváděna na obráběcí nástroj, se z 50 % mění na energii tepelnou v důsledku tření nástroje. Toto teplo se z pracovního místa odvádí do okolí vedením a sáláním. Do obráběcího nástroje přechází asi 20–40 % tepla, do třísek rovněž 20–40 %, do zubu 10–30 % a sáláním do okolí je odvedeno maximálně 5 % tepla. Protože zvýšená teplota zubní tkáně bolestivě dráždí pulpu, je třeba vznikající teplo odvádět. Proto jsou dnes moderní nástroje vybaveny tryskou přivádějící chladící medium (nejčastěji vodu) na ošetřovanou tkáň a na pracovní konec nástroje.

Vrtání je charakterizováno ubíráním materiálu čelem rotačního nástroje, vrtáčku, který je podle potřeby různě tvarován. Označujeme jej jako preparační kovový nástroj. Starší typy byly vyráběny z ocele, nyní se používají wolfram-karbidové typy. Nesmíme zapomenout, že řezné břity nástroje vykazují směrem od osy k obvodu proměnnou rychlost.

Broušení je děj, jehož cílem je základní hrubá úprava povrchu, při níž se současným záběrem velkého počtu ostrých hran brusného kotouče strhávají a odstraňují všechny nerovnosti. Je proto spojeno vždy s velkým úbytkem hmoty. Preparační brusné nástroje jsou rovněž podle potřeby různě tvarovány. Používané brusné hmoty jsme uvedli v kapitole 11.5.3.

11.8.2 Leštění

Leštění je založeno na stejném fyzikálním principu jako broušení, jedná se však o kosmetickou úpravu, při které dochází k malým ztrátám hmoty. Proto lešticí prostředky, které jsme uvedli rovněž v kapitole 11.5.3, mají proti brusným jemné zrnění.

11.8.3 Frézování

Frézování je ve stomatologii vyhrazeno hlavně pro práce spojené s obráběním zubních náhrad. Materiál je zde ubírán břity na obvodu rotačních nástrojů, přičemž tyto břity mají (oproti vrtáčkům) stejnou obvodovou rychlost po celé své délce.

11.9 Zubní náhrady

Zubní náhrady jsou nejběžnějšími umělými náhradami v humánní medicíně. Při jejich zhotovování musíme brát v úvahu mechanické nároky na materiál, který k výrobě použijeme, a na elektrogalvanické jevy (kap. 11.6) v ústní dutině. Opomenout nelze ani funkční, kosmetické a protetické hledisko zubních náhrad, které mají esteticky nahradit vlastní ztracený chrup.

11.9.1 Mechanismus působení žvýkacího svalstva

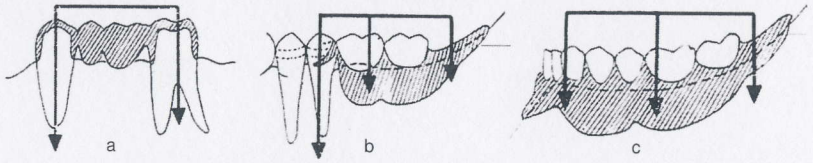
Prvním a nejdůležitějším úkolem zubní náhrady je přenášet a využívat síly vznikající činností žvýkacího svalstva. Síly vyvolané žvýkacím svalstvem se rozloží na žvýkací plochy zubů a vznikající tlak se převádí na kostní podklad.

Doplňujeme-li umělé zuby do chrupu, nejedná se pouze o obnovu kontaktu s antagonisty, ale chrup musíme posuzovat a doplňovat jako funkční celek. Okluzní plošky náhrady musí být vytvořeny tak, aby ve všech případech vyhovovaly přirozené funkci žvýkacího aparátu. Při konstrukci umělé náhrady nesmí tedy nikdy vzniknout překážky přirozených žvýkacích pohybů, naopak objeví-li se, je třeba úpravou konstrukce je odstranit či alespoň zmírnit. Při zhotovování umělé náhrady se zásadně snažíme rekonstruovat jednotnou, funkčně přizpůsobenou žvýkací plochu chrupu a vytvořit volnou artikulaci všech žvýkacích plošek. Nesplní-li se tyto požadavky, vznikají nežádoucí torzní síly, které zbývající členy chrupu nebo slizniční podklad nepříznivě zatěžují.

Funkci náhrady i její zpětné působení na jednotlivé orgány žvýkacího ústrojí určuje především způsob přenosu žvýkacího tlaku. Použijeme-li jej pro klasifikaci tohoto základního kritéria, pak se rozdělují náhrady do tří základních skupin (obr. 11.45):

- **Náhrady dentální**, kde se žvýkací tlak přenáší pouze zbývajícími členy chrupu, tedy cestou prakticky rigidní. Ozubice je jedinou složkou, která teoreticky vykazuje určitý stupeň pružnosti a stlačitelnosti, ale její tloušťka je tak malá a tkáň tak pevná, že k jejím změnám, vznikajícím za přípustného zatížení, není nutno přihlížet a celý systém lze proto pokládat za pevný. Podmínkou je dostatečný počet pilířových zubů s dobrým závěsným aparátem.
- **Náhrady dentomukózní nebo se smíšeným zatížením** jsou takové náhrady, kde se oba způsoby žvýkacího tlaku uplatňují současně. Slizniční plochy, které lze v těchto případech zatížit, jsou příliš malého rozsahu, než aby snesly samy trvalé zatížení náhradou bez současného zatížení zbývajících členů chrupu. Opora o chrup podstatně zvyšuje výkonnost náhrady a snižuje resorptivní procesy v gingiválním oblasti.
- **Náhrady mukózní** zatěžují výhradně slizniční plochu a jsou proto mnohem méně výkonné než obě předcházející skupiny. Resorpce tkání protézního lože jsou tím rychlejší, čím větší je specifické zatížení. Náhrady tohoto druhu jsou tedy nejméně

hodnotné, jak z hlediska funkce, tak i z hlediska profylaxe a uchylujeme se k nim pouze tam, kde zbývající zuby pro svůj malý počet nebo pro svojí špatnou kvalitu nejsou schopné k přenosu žvýkacího tlaku. Okamžité změny sliznice jsou zpravidla reverzibilní a podmíněné pružností těchto měkkých tkání. Míru těchto změn nazýváme **resilienční amplitudou**. Náhrada s mukózním přenosem žvýkacího tlaku projevuje proto při zatížení pohyb ve smyslu resilienční amplitudy. Ta má značný význam zvláště tehdy, kombinují-li se oba (dentální a mukózní) způsoby přenosu žvýkacího tlaku navzájem a je třeba s ním při konstrukci zubní náhrady počítat.

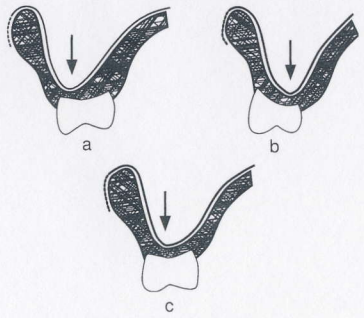


Obr. 11.45 *Způsoby přenosu žvýkacích sil:*
a – dentální přenos fixním můstkem
b – smíšený přenos snímatelnou protézou
c – mukózní přenos celkovou snímatelnou náhradou

Změny trvalé jsou reakcí tkání na zatížení. Nastává přestavba kostního podkladu ve smyslu apozice a resorpce, zmnožení vazivových vláknem podslizničního vaziva. Není-li zatížení nadměrné, tkáně se funkčně do značné míry přizpůsobují změněným poměrům. Při přetížení vznikajícím koncentrací příliš velkého žvýkacího tlaku na malou plochu či proto, že síly působí nesprávným směrem, vznikají převážně změny regresivní, projevující se rychlou atrofií dásňového výčnělku. Proto při konstrukci náhrad používajících přenosu žvýkacího tlaku přes mukózu snižujeme tento efekt pokud možno na nejmenší míru správnou stabilizací náhrady a zatížením co největší plochy.
Rigidní přenos dentální cestou je výkonnější, protože ozubice, je-li zatěžována ve směru dlouhé osy zubu, snáší poměrně značné zatížení a žvýkací tlak lze využít podle současných odhadů asi na 70 %. Přenos přes sliznici je přirozeně mnohem méně účinný a žvýkací tlak se zužitkuje asi na 25 %. Tyto okolnosti mají zásadní význam při plánování a konstrukci zubních náhrad.
Žvýkací tlak nesmíme zaměňovat s efektivností žvýkání, která je teprve praktickým zužitkováním žvýkacího tlaku a je výsledkem složitého komplexu faktorů, mezi nimiž má největší význam celkový stav žvýkací plochy chrupu, spolupůsobící i na celkový stav organismu.

11.9.2 Fyzikální požadavky na sestavení umělého chrupu

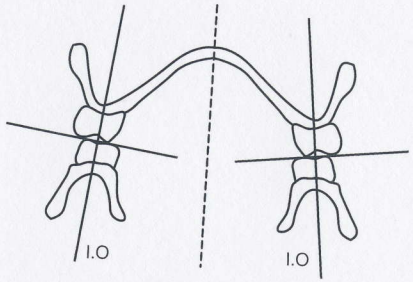
Sestavení náhradního chrupu tak, aby byl funkčně vyhovující a přitom neohrožoval stabilitu protézy, je klíčem úspěchu při konstrukci celkových protéz. Klíčová je záruka přenosu žvýkacích sil na protézní lože tak, aby nejen nedocházelo k dislokaci protézy, ale aby směr zatížení její stabilitu spíše podporoval – sestavení umělého chrupu musíme přizpůsobit způsobu retence a stability celkové protézy. Ta je závislá především na směru působení žvýkacích sil na alveolární hřeben (obr. 11.46). Ideální je, pokud působí kolmo na jeho vrchol. Protože oba protilehlé hřebeny nejsou vlivem atrofie orientovány proti sobě, musíme požadavek kolmého zatížení korigovat ze společného hlediska – tzv. interalveolární osy.



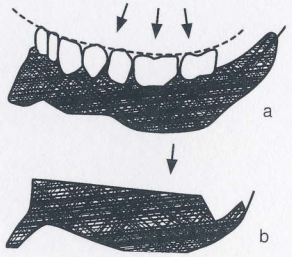
Obr. 11.46 *Stabilita protézy v závislosti na směru působení žvýkacích sil*
a – stabilita bude rušena omezením prostoru pro jazyk
b – stabilita bude značně narušena
c – optimální stav

Interalveolární osa je spojnicí dvou proti sobě ležících míst na horním a dolním alveolárním hřebenu: laterální umělé zuby stavíme tak, že jejich žvýkací plošky stojí za ní kolmo (obr. 11.47). Dodržením pravidla interalveolární osy dosáhneme, že se žvýkací síly budou promítat na nejstabilnější část protézního lože. Mluvíme o **příčné stabilitě protézy**. Tu je nutné doplnit **i podélným stabilizováním** – podélné zakřivení umělého zubního chrupu musí sledovat zakřivení dolní čelisti (obr. 11.47).

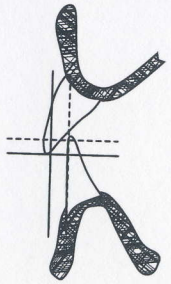
Pro zajištění stability protézy je nutné sestavit zuby tak, aby jejich kontakt při skutečných artikulačních pohybech byl nerušený, s přihlédnutím i k možným posunům protézy po pružném protézním loži. Nerušený kontakt zajišťujeme v rozsahu tzv. volného artikulačního pole (asi 1 mm všemi směry).



Obr. 11.47 *Sestavení zubů podle interalveolární osy (I.O)*



Obr. 11.48 *a – podélná stabilizace protézy; b – postavení postranních zubů podle roviny okluze a zakřiveného dolního hřebene vede k dislokaci protézy*



Obr. 11.49 *Postavení frontálních zubů před alveolární hřeben do překusu a předkusu*

Ze všech uvedených pravidel je však třeba udělat výjimku ve frontálním úseku, kdy sestavení frontálních zubů podle interalveolární osy by zapadnutím rtů zhoršilo vzhled ošetřovaného a klouzavý pohyb frontálních antagonistů po sobě by porušoval stabilitu protézy. Proto musíme zuby stavět před alveolární hřeben do překusu a předkusu (obr. 11.49).

Literatura

1) Adam, M. a kol.: Základy stomatologické propedeutiky. Avicenum, Praha 1979
2) Dostálová, T.: Fixní a snímatelná protetika. Grada Publishing, Praha, 2004, ISBN 80-247-0655-5
3) Hořejší, J.: Stomatologická rentgenologie. Avicenum, Praha 1985
4) Hrazdira, I. a kol.: Biofyzika. Avicenum, Praha 1983
5) Mazánek, J., Urban, F. a kolektiv: Stomatologické repetitorium. Grada Publishing, Praha 2003, ISBN 80-7169-824-5
6) Stuchlík, J.: Digitální rentgenologické techniky I., II. část. www.dentalcare.cz
7) Svoboda, O. a kol.: Stomatologická propedeutika. Avicenum, Praha 1984
8) Švec, Z. a kol.: Stomatochirurgie, oftalmologie, otorinolaryngologie, anesteziologie a resuscitace. Naše vojsko, Praha 1982

12 Suplementum

(Vlastislav Hlavatý, Leoš Navrátil)

12.1 Fyzikální veličiny a jednotky

Fyzikální vlastnosti, stavy fyzikálních objektů a jejich změny, které jsou měřitelné, charakterizujeme **fyzikálními veličinami**.

Podle povahy dělíme fyzikální veličiny do tří skupin:

- **veličiny extenzivní** – určují množství (například hmotnost, délka, objem). Veličiny extenzivní je možné zvětšovat i zmenšovat, dělit na menší části i sdružovat ve větší celky; vždy přitom platí jednoznačné kvantitativní vztahy.
- **veličiny intenzivní** – těmito veličinami popisujeme stavy, pro jejichž velikost neexistuje přímé měřítko. Lze rozeznat nižší stav od vyššího, ale kvantitativní vztahy mezi různými stavy nejsou určeny jejich fyzikální povahou jako u veličin extenzivních. Měření se děje nepřímo pomocí extenzivních veličin. Typickým příkladem intenzivní veličiny je například teplota.
- **veličiny protenzivní** – jsou to veličiny, které se trvale a spojitě mění a u kterých není možnost zpětné reprodukce. Měření se provádí opět pomocí extenzivních veličin. Příkladem protenzivní veličiny je čas.

Základní vlastností fyzikálních veličin je jejich **hodnota**. Srovnáním hodnoty dané veličiny s veličinou stejného druhu (**měřící jednotkou**) získáme **číselnou hodnotu**, která udává, kolikrát je hodnota měřené veličiny menší nebo větší než zvolená měřící jednotka. **Hodnotu dané fyzikální veličiny proto vždy vyjadřujeme její číselnou hodnotou a zákonnou jednotkou.**

V ČR se dnes používají **zákonné jednotky** uvedené v ČSN 01 1300, vycházející z **Mezinárodní soustavy jednotek SI**.

Za zákonné jednotky se považují:

- **základní jednotky**
- **doplňkové jednotky**
- **odvozené jednotky**
- **násobky a díly jednotek**
- **vedlejší jednotky**

12.2 Základní veličiny a jejich jednotky

Tab. 12.1 *Základní veličiny, jejich jednotky a zkratky jednotek*

Název	Jednotka a její zkratka
délka	metr, m
hmotnost	kilogram, kg
čas	sekunda, s
elektrický proud	ampér, A
termodynamická teplota	kelvin, K
látkové množství	mol, mol
svítivost	kandela, cd

12.3 Doplňkové jednotky

Tab. 12.2 *Základní veličiny, jejich jednotky a zkratky jednotek*

Název	Jednotka a její zkratka
rovinný úhel	radián, rad
prostorový úhel	steradián, sr

12.4 Odvozené jednotky a jejich veličiny

Jak vyplývá z názvu, tyto jednotky se odvozují ze základních jednotek pomocí definičních vztahů.

Tab. 12.3 *Zákonné jednotky odvozených veličin prostoru a času*

Název	Jednotka a její zkratka
plošný obsah	čtverečný metr, m^2
objem	krychlový metr, m^3
kmitočet (frekvence)	hertz, Hz
frekvence otáčení	reciproká sekunda, s^{-1}

Tab. 12.4 *Zákonné jednotky odvozených mechanických veličin*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
hustota	kilogram na krychlový metr, $kg.m^{-3}$
rychlost	metr za sekundu, $m.s^{-1}$
zrychlení	metr za sekundu na druhou, $m.s^{-2}$
síla, tíha	newton, N, $kg.m.s^{-2}$
tlak	pascal, Pa, $kg.m^{-1}.s^{-2}$
napětí (mechanické)	pascal, Pa, $kg.m^{-1}.s^{-2}$
dynamická viskozita	pascalsekunda, Pa.s, $kg.m^{-1}.s^{-1}$
kinematická viskozita	metr na druhou za sekundu, $m^2.s^{-1}$
povrchové napětí	newton na metr, $N.m^{-1}$, $kg.s^{-2}$
práce, energie	joule, J, $kg.m^2.s^{-2}$
výkon	watt, W, $kg.m^2.s^{-3}$

Poznámka: V medicíně nepřijaly některé světové organizace lékařů jednotky SI pro vyjadřování krevního tlaku, proto jsou v současné době vyráběné tonometry zpravidla opatřeny dvojí stupnicí vyjadřující tlak jak v kPa, tak v torrech.

Pro usnadnění přepočtu: 1 Torr = 1 mm Hg
100 Torr – 13,3322 kPa
100 mm Hg – 13,3322 kPa.

Tab. 12.5 *Zákonné jednotky odvozených akustických veličin*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
perioda	sekunda, s
frekvence zvuku	hertz, Hz, s^{-1}
intenzita vlnění	watt na čtverečný metr, $W.m^{-2}$, $kg.s^{-3}$
akustický tlak	pascal, Pa, $kg.m^{-1}.s^{-2}$
hladina akustického tlaku	decibel, dB
akustický výkon	watt, W, $kg.m^2.s^{-3}$
intenzita zvuku	watt na čtverečný metr, $W.m^{-2}$, $kg.s^{-3}$
hladina intenzity zvuku	decibel, dB
hladina hlasitosti	fón, Ph
hlasitost	son, son
ztráta sluchu	decibel, dB

Tab. 12.6 *Zákonné jednotky odvozených termických veličin*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
teplo	joule, J, $kg.m^2.s^{-2}$
tepelný tok	watt, W, $kg.m^2.s^{-3}$
hustota tepelného toku	watt na čtverečný metr, $W.m^{-2}$, $kg.s^{-3}$
tepelná kapacita	joule na kelvin, $J.K^{-1}$, $kg.m^2.s^{-2}.K^{-1}$
měrné teplo	joule na kilogram a kelvin, $J.kg^{-1}.K^{-1}$
měrné skupenské teplo	joule na kilogram, $J.kg^{-1}$, $m^2.s^{-2}$
entropie	joule na kelvin, $J.K^{-1}$, $kg.m^2.s^{-2}.K^{-1}$
absolutní vlhkost vzduchu	kilogram na krychlový metr, $kg.m^{-3}$
poměrná vlhkost vzduchu	—, 1

Tab. 12.7 *Zákonné jednotky odvozených veličin molekulové fyziky*

Název	Jednotka a její zkratka
Avogadrova konstanta	reciproký mol, mol^{-1}
poměrná nuklidová hmotnost	—, 1
poměrná atomová hmotnost	—, 1
poměrná molekulová hmotnost	—, 1
molová hmotnost	kilogram na mol, $kg.mol^{-1}$
atomová hmotnost	kilogram na mol, $kg.mol^{-1}$
molový objem	krychlový metr na mol, $m^3.mol^{-1}$
látková koncentrace	mol na krychlový metr, $mol.m^{-3}$
hmotnostní koncentrace	kilogram na krychlový metr, $kg.m^{-3}$

Tab. 12.8 *Zákonné jednotky odvozených elektrických a magnetických veličin*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
elektrický náboj	coulomb, C, A.s
intenzita elektrického pole	volt na metr, $V.m^{-1}$
elektrický potenciál	volt, V
elektrické napětí	volt, V
elektrický odpor	ohm, $V.A^{-1}$
elektrická vodivost	siemens, S, $A.V^{-1}$
elektrická kapacita	farad, F
elektrochemický ekvivalent	kilogram na coulomb, $kg.C^{-1}$, $kg.A^{-1}.s^{-1}$
výkon elektrického proudu	watt, W, $kg.m^2.s^{-3}$
indukčnost	henry, H
magnetický indukční tok	weber, Wb
magnetická indukce	tesla, T

Tab. 12.9 *Zákonné jednotky odvozených optických veličin*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
zářivý tok	watt, W, $kg.m^2.s^{-3}$
hustota zářivého toku	watt na čtverečný metr, $W.m^{-2}$, $kg.s^{-3}$
intenzita vyzařování	watt na čtverečný metr, $W.m^{-2}$, $kg.s^{-3}$
zářivost	watt na steradián, $W.sr^{-1}$, $kg.m^2.sr^{-1}.s^{-3}$
světelný tok	lumen, lm, $cd.sr^{-1}$
osvětlení	lux, lx, $lm.m^{-2}$, $cd.sr^{-1}.m^{-2}$
osvit	luxsekunda, lx.s, $lm.m^{-2}.s$, $cd.s.sr^{-1}.m^{-2}$
jas	kandela na čtverečný metr, $cd.m^{-2}$
ohnisková vzdálenost	metr, m
optická mohutnost	dioptrie, D, m^{-1}

Tab. 12.10 *Zákonné jednotky odvozených veličin atomové fyziky a dozimetrie ionizujícího záření*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
četnost	reciproká sekunda, s^{-1}
přeměnová konstanta	reciproká sekunda, s^{-1}
poločas přeměny	sekunda, s
aktivita	becquerel, Bq, s^{-1}
dávka	gray, Gy, $J.kg^{-1}$, $m^2.s^{-2}$
dávková rychlost	gray za sekundu, $Gy.s^{-1}$, $m^2.s^{-3}$
expozice	coulomb na kilogram, $C.kg^{-1}$, $A.s.kg^{-1}$
expoziční rychlost	ampér na kilogram, $A.kg^{-1}$
dávkový ekvivalent	sievert, Sv, $J.kg^{-1}$, $m^2.s^{-2}$

V tabulce 12.10 uvádíme parametry, jejichž znalost je nezbytná pro lékaře pracující s ionizujícím zářením (radiobiolog, radioterapeut, rentgenolog, specialista v nukleární medicíně, radiohygienik apod.).

Tab. 12.11 *Fyzikální a terapeutické parametry nezbytné v medicíně*

Název	Jednotka, její zkratka a rozměr
Fyzikální parametry	
hustota toku energie	—, $W.m^{-2}$, $kg.s^{-3}$
hustota toku částic	—, $m^{-2}.s^{-1}$
dávkový příkon	D, $Gy.s^{-1}$, $m^2.s^{-3}$
expoziční příkon	X, $A.kg^{-1}$
Terapeutické parametry	
absorbovaná dávka ve tkáni	D, Gy, $m^2.s^{-2}$
hloubka maximální dávky	R_{100}, m
hloubka poloviční dávky	R_{50},m
terapeutický dosah	R_{80}, m
povrchová dávka	D, Gy, $m^2.s^{-2}$

12.5 Násobky a díly jednotek

Základní a odvozené jednotky se souhrnně zpravidla označují jako **jednotky hlavní**. **Násobné a dílčí jednotky** se tvoří z hlavních jednotek násobením nebo dělením vhodnou mocninou deseti.

Tab. 12.12 *Násobky a díly jednotek SI*

Předpona		Znamená násobek
název	**značka**	
exa	E	10^{18}
peta	P	10^{15}
tera	T	10^{12}
giga	G	10^{9}
mega	M	10^{6}
kilo	k	10^{3}
mili	m	10^{-3}
mikro	μ	10^{-6}
nano	n	10^{-9}
piko	p	10^{-12}
femto	f	10^{-15}
atto	a	10^{-18}

12.6 Vedlejší jednotky

Kromě hlavních jednotek a jejich násobků lze používat vedlejší jednotky. Trvale se používají jednotky pro čas – minuta (min), hodina (h), rok (r). Pro objem se užívá trvale jednotka litr (l), pro hmotnost jednotka tuna (t), pro energii jednotka elektronvolt (eV) apod.

12.7 Fyzikální konstanty

Tab. 12.13 *Fyzikální konstanty*

Konstanta	Hodnota
rychlost světla ve vakuu	$c = 2{,}997.10^{8}$ m.s^{-1}
Boltzmannova konstanta	$k = 1{,}380.10^{-23}$ J.K^{-1}
hmotnost lehkého vodíku	$m_H = 1{,}673.10^{-27}$ kg
hmotnost protonu	$m_p = 1{,}672.10^{-27}$ kg
elementární náboj	$e = 1{,}602.10^{-19}$ C
Planckova konstanta	$h = 6{,}626.10^{-34}$ J.s
Avogadrovo číslo	$N_A = 6{,}022.10^{23}$ mol^{-1}
plynová konstanta	$R = 8{,}314$ J.mol^{-1}.K^{-1}
Faradayova konstanta	$F = 9{,}648.10^{4}$ C.mol^{-1}
gravitační konstanta	—, $6{,}672.10^{-11}$ N.m^2.kg^{-2}

Rejstřík

A
Abbého teorie 243
abraze 459
abreografie 321
absorbance 252
absorbovaná dávka 335
absorpce 391
aerosol 42
akomodační kvocient 189
aktivita 334
akustická impedance 276, 391
akustický tlak 273
ametropie 260
– asférická 261
amorfní hmota destičky 164
amplituda 394
analyzátor centrální 287
– periferní 287
angiografie 405
anoda 188
atomové číslo 19
audiogram 293
audiometrie 292–294
austenit 444
autokláv 472

B
barokomora 141
barvocit 265
Beerův zákon 252
Bernoulliův zákon 118
betatron 358, 385
boson 13
brachyterapie 377
Brewsterův (polarizační) úhel 224
broušení 500
Brownův pohyb 37

C
celotělové ozáření 378
celotělový detektor 430
CEREC 481, 482
Cieszynského pravidlo 476, 477
clona primární 315
– sekundární 316
compliance 119, 134
Comptonův rozptyl 351
Cortiho orgán 289
cyklotron 357, 388, 416

Č
částice α 354, 355
čípky 240
číslo atomové 19
– hmotnostní 19
– kvantové 17
– nukleonové 19
– protonové 19

D
Daltonův zákon aditivity parciálních tlaků 27, 138
Daune-Hunteův vztah 312
dávka efektivní 336
– ekvivalentní 335
dávkový ekvivalent 335
– efektivní 371
– odvozené limity 371
– základní limity 371
De Broglieho vlny 221
defibrilace 115, 197
dekompresní syndrom 141
denzitometrie 437
depolarizace 173
detekce 417
detektor 425