

Biofyzika

Anotace předmětu:

Předmět je koncipován jako teoreticko-praktický. Seznamuje studenty se základy biofyziky a jejím využitím v oblasti medicínských diagnostických a léčebných metod. Studenti získají základní informace o fyzikálních odlišnostech jednotlivých metod a jejich biologických účincích. Seznámí se s jednotlivými druhy těchto metod a přístroji, kterými jsou tato vyšetření prováděna.

Garant předmětu:

prof. MUDr. RNDr. Jiří Beneš, DrSc.

1 Stavba hmoty

1.1 Elementární částice, formy hmoty

Objekty (i vesmír) sestávají ze základních stavebních prvků, které nelze chemicky dělit. Nejmenší částicí prvku, zachovávající si chemické vlastnosti, je atom. Atom má vnitřní strukturu; je tvořen jádrem (o průměru řádově 10^{-15} m) a obalem (o průměru řádově 10^{-10} m). Jádro, ve kterém je soustředěna takřka celá hmotnost atomu, je tvořeno **nukleony**, což jsou kladně nabitě **protony** a elektricky neutrální neutrony. Obal atomu je tvořen záporně nabitými **elektrony**, které se pohybují kolem jádra pouze po určitých dráhách, tzv. orbitalech, daných elektronovou konfigurací. Nukleony se dále skládají z kvarků, které nemají vnitřní strukturu a patří tak mezi nejmenší známé částice.

Každá částice má charakteristické vlastnosti, jako je např. klidová hmotnost, elektrický náboj nebo spin. Velikost náboje protonů a elektronů je $1.602 \cdot 10^{-19}$ C. Spin je vlastní moment hybnosti elementárních částic způsobený jejich rotací a podle jeho hodnoty můžeme elementární částice dělit do dvou velkých skupin – první představují **fermiony**, které jsou charakterizovány neceločíselným spinem a mezi fermiony patří například nukleony a elektrony. Jejich základní vlastností je, že se chovají podle tzv. Pauliho vylučovacího principu, tj. nemohou existovat v jednom systému dva fermiony s úplně totožnou energetickou charakteristikou. To např. vysvětluje, proč se všechny elektrony v atomu nenacházejí v nejnižší energetické hladině, ale s rostoucí hodnotou náboje jádra postupně zaplňují i vyšší energetické hladiny, které jsou vzdálenější od jádra atomu.

Druhá skupina, *bosony*, má spin celočíselný. Mezi bosony patří například *foton*. Pro bosony je typické, že ve stejné energetické úrovni se může vyskytovat neomezené množství těchto částic.

Ke každé částici existuje antičástice. Například pozitron je antičástice elektronu, antiproton je antičástice protonu. Pokud částice s antičásticí interagují, dojde k jejich zániku (tzv. anihilaci) a vznikají jiné částice.

Látková forma se vyskytuje typicky ve třech různých skupenstvích a to pevném, kapalném a plynném. Nyní se k nim přidává i plazma (ionizovaný plyn), která je nejrozšířenější formou látky ve vesmíru. Vlastnosti fyzikálních polí můžeme popisovat pomocí fyzikálních veličin. Pro formu polní je charakteristické vzájemné silové působení zdrojů jednotlivých druhů fyzikálních polí, která jsou ve fyzice známa čtyři: gravitační, elektromagnetické a dvě pole jaderná, silné a slabé.

1.2 Energie

Energií charakterizujeme schopnost hmoty konat práci. Celková energie E částice (nebo systému částic) nacházející se v silovém poli je dána součtem klidové energie E_0 , **kinetické energie** E_k a **potenciální energie** E_p , tedy

$$E = E_0 + E_k + E_p$$

kde E_0 je energie svázaná s klidovou hmotností m_0 známým **Einsteinovým vztahem**

$$E_0 = m_0 c^2$$

kde c je rychlost šíření světla ve vakuu. Je to nejvyšší rychlost, kterou se může šířit energie. Její velikost je $3 \cdot 10^8 \text{ ms}^{-1}$. Rychlost světla v látkovém prostředí je vždy menší než rychlost světla ve vakuu a je dána poměrem c/n , kde n je index lomu příslušného prostředí.

Kinetická energie E_k je definována známým vztahem

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

kde $p = mv$ je hybnost, a může nabývat nulových (při $v = 0$) nebo kladných hodnot.

Hodnota potenciální energie E_p částice nebo tělesa závisí na tom, kde je zvolena její nulová hladina. V mechanice hmotného bodu jste se setkali s výrazem $E_p = mgh$ pro mechanickou potenciální energii a její hodnota byla kladná či záporná podle toho, kde byla definována její nulová hladina (např. povrch Země). Pro centrální pole sil newtonovského typu, tj. takových, jejichž velikost závisí na kvadrátu vzdálenosti (např. Newtonův gravitační zákon nebo Coulombův zákon pro silovou interakci elektrických nábojů) se ukazuje výhodnější definovat nulovou hladinu potenciální energie „v nekonečnu“, tj. v takové vzdálenosti, kde síla vzájemné interakce klesá na nulovou hodnotu. Při takto definované nulové hladině potenciální energie (v nekonečnu) je její hodnota v konečné vzdálenosti záporná. Je rovna práci, kterou musíme vynaložit, abychom vzájemně se přitahující částice (nebo tělesa, elektrické náboje) vzdálili tak, aby jejich vzájemné silové působení bylo nulové (nebo zanedbatelné).

Jednotkou energie je v soustavě jednotek SI joule (J), který se definuje jako práce, kterou vykoná síla 1 N působící po trajektorii 1 m. V atomové fyzice a fyzice záření se energie většinou vyjadřuje v jednotkách elektronvolt (eV). Jeden eV je energie, kterou získá elektron urychlený potenciálním rozdílem jednoho voltu. Jelikož $1 \text{ J} = 1 \text{ C} \cdot 1 \text{ V}$ a náboj 1 C je roven celkovému náboji přibližně $6 \cdot 10^{18}$ elektronů, je převodní vztah $1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J}$, tedy stejný jako převodní vztah mezi nábojem jednoho elektronu a coulombem.

V živé i neživé přírodě platí při všech interakcích zákon zachování energie, který říká, že energie může přecházet z jedné formy do druhé, nicméně v uzavřené soustavě její celkové množství zůstává stejné.

1.3 Kvantové jevy

Zákony klasické fyziky nepostačují pro popis jevů probíhajících v mikrosvětě atomů nebo molekul a při interakcích částic. V této oblasti přírody se setkáváme s fyzikálními veličinami, u kterých lze stav spočítat pouze v rámci určité pravděpodobnosti, jejich hodnoty se mění nespojitě. Je to dáno tím, že systémy z nich utvářené, tj. atomy nebo molekuly mají částicový i vlnový charakter. Tento korpuskulárně-vlnový dualismus byl experimentálně ověřen například na vlastnostech světla. Interference a difrakce světla prokazují, že světlo je vlnění. Naopak fotoefekt prokazuje, že se šíří v kvantech energie, nazývaných fotony.

V kvantové fyzice se často setkáme s fyzikální veličinou nazývanou účinek, jejíž fyzikální rozměr je dán součinem energie a času a jejíž jednotka je tedy Js. Podobně jako v teorii relativity je základní konstantou rychlost světla ve vakuu c , je v kvantové mechanice základní konstantou kvantum účinku $\hbar = 1,05 \cdot 10^{-34}$ Js, nazývané **Diracova konstanta**. Diracova konstanta je svázána s Planckovou konstantou $h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ Js převodním vztahem $\hbar = h/2\pi$. Tyto konstanty vystupují v důležitých vztazích, které kvantitativně spojují částicový a vlnový charakter hmoty.

Jedním z takových je vztah mezi energií E fotonu a frekvencí f světelné vlny a její vlnové délky λ

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}$$

kde c je rychlost šíření světla ve vakuu.

Elektromagnetické spektrum je vlnění od radiových vln, mikrovln, vlnění tepelné, což je infračervené vlnění až do ultrafialové části spektra, RTG a gama. Uvážíme-li, jak moc se liší energie, pak je také její detekce je rozdílná. Vlnění s frekvencí řádu 10^5 - 10^{10} Hz se detekuje pomocí radiotechnických metod jako je např. elektromagnetická indukce. Jelikož fotony mají při těchto frekvencích poměrně malou energii, je toto záření neškodné pro biologickou tkáň. Proto se tyto frekvence v hojné míře využívají třeba pro přenos radiových nebo televizních signálů a v lékařské diagnostice u magnetické rezonance. S frekvencemi řádu 10^{11} - 10^{14} Hz je spojeno infračervené záření, které vysílá každé těleso s teplotou vyšší než absolutní nula v závislosti na své teplotě (vyzařovací frekvence roste s teplotou). Toto záření se registruje tepelnými metodami (člověk může toto záření vnímat jako teplo) nebo fotograficky. V lékařství se využívá např. pro neinvazivní detekci zánětů. Následuje úzké frekvenční pásmo pro viditelné světlo - vlnové délky 780 nm (červená barva) a 400 nm (fialová barva). S fialovou barvou hraničí ultrafialové záření s frekvencemi 10^{15} - 10^{17} Hz, které je generováno tělesy s vysokou teplotou (např. Slunce). Od tohoto záření má světelná vlna ionizační účinky, protože fotony nesou již dostatečnou energii potřebnou k ionizaci.

Korpuskulárně-vlnový charakter částic má ten důsledek, že není možné s libovolnou přesností určit současně dvě konjugované veličiny, např. polohu částice a její hybnost (rychlost) nebo energetické hladiny a čas. Tuto vlastnost vyjadřuje tzv. Heisenbergova relace neurčitosti, která stanovuje nejmenší možnou chybu popisu částice. Díky malé hodnotě Planckovy konstanty **Heisenbergova relace neurčitosti** nepředstavuje téměř žádné omezení pro popis těles v makrosvětě, na rozdíl od atomární úrovně, ale filozofický dopad na pojem poznatelnosti světa je značný.

1.3.1 Kvantová čísla

Podle kvantově-mechanických představ se elektrony v silovém poli jádra atomu nepohybují v určitých trajektoriích, ale každý elektron vytváří určitý oblak, jehož tvar je závislý na celkové energii elektronu a dále na dalších parametrech, jako jsou orbitální moment hybnosti, magnetický moment a spin. Místo výskytu elektronu popsané rozdělením hustoty pravděpodobnosti výskytu se nazývá **orbital**. Jeho stav tedy může být určen 4 parametry, tzv. **kvantovými čísly**. Kvantová čísla jsou s výjimkou spinového čísla přirozená čísla a určují geometrický tvar a symetrii oblaku elektronu.

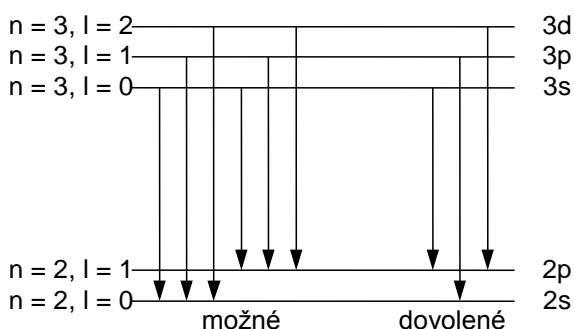
Hlavní kvantové číslo n určuje celkovou energii elektronu. Jeho existence je důsledkem řešení Schrödingerovy rovnice pro elektron v poli jádra. Hlavní kvantové číslo je přirozené číslo a může nabývat hodnot $n = 1, 2, 3, \dots$. Jeho hodnota zároveň určuje i slupku, ve které se elektron v elektronovém obalu jádra nachází. Hodnotám $n = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$ odpovídají slupky K, L, M, N, O, P a Q.

Vedlejší (orbitální) kvantové číslo nabývá pro elektron ve slupce určené hodnotou hlavního kvantového čísla n hodnot $l = 0, 1, 2, \dots, (n - 1)$. Určuje tvar i symetrii elektronového oblaku. Je určeno kvantováním orbitálního momentu hybnosti

Magnetické kvantové číslo m může nabývat hodnot $m = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots, \pm l$ a určuje směr vektoru orbitálního momentu hybnosti v prostoru, tedy polohu orbitalu v prostoru. Elektron je elektricky nabitá částice. Proto, má-li orbitální moment hybnosti, musí existovat i magnetický moment, neboť pohyb elektrického náboje dává vznik magnetickému poli.

Elektron má vlastní, vnitřní moment hybnosti, spin, který vyplývá z jeho rotačního pohybu a je nezávislý na jeho orbitálním momentu hybnosti. Má však též určitý magnetický moment svázaný s tímto vnitřním momentem hybnosti. **Spinový moment** spinového momentu hybnosti tedy může mít ve vnějším magnetickém poli dvě orientace, popsané dvěma hodnotami spinového magnetického kvantového čísla $\pm 1/2$. Složka vlastního momentu hybnosti elektronu ve směru vnějšího magnetického pole je určena spinovým magnetickým číslem, takže její velikost je $\pm \hbar/2$.

Kvantový stav elektronu v atomu je tedy plně určen souborem 4 kvantových čísel, n, l, m a s . Elektronové konfigurace atomů s více elektrony se podřizují Pauliho vylučovacímu principu. To znamená, že žádné dva elektrony v atomu nemohou existovat ve stejném kvantovém stavu a každý elektron v daném atomu musí tedy mít jiný soubor kvantových čísel. Při přechodu elektronů z jedné energetické hladiny do jiné následkem absorpce nebo emise energie jsou možné ty přechody, při kterých se hlavní kvantové číslo může měnit libovolně, ale vedlejší kvantové číslo se může měnit jen o ± 1 . Takového přechody nazýváme „dovolené“, ostatní jsou tzv. „zakázané“ (viz obr. 1.2).



Obr. 1.2: Přechody elektronů z orbitu s $n = 3$ do orbitu s $n = 2$

1.4 Atom vodíku spektrum

Nejjednodušším systémem složeným z nukleonů a elektronů je atom vodíku. V něm se pohybuje jeden elektron v silovém poli jednoho protonu. Vzdálenost od jádra, ve které se elektron vyskytuje s největší pravděpodobností. Vyšší energetický stav elektronu je časově nestabilní. Elektron rychle přechází do nižšího nebo základního energetického stavu za současné emise fotonu. Přejde-li elektron ze stavu s energií E_k do stavu s energií E_n , $k > n$, pak je emitováno kvantum záření o energii rovné rozdílu energie těchto hladin. Frekvence nebo vlnová délka tohoto záření je dána rovnicí. Vzhledem k diskrétním hladinám energie může atom emitovat záření pouze o zcela určitých energiích (frekvencích, vlnových délkách). Proto je spektrum emitovaného záření nespojité, čárové. Emisní čáry spektra atomů vodíku odpovídající přechodům na základní energetickou hladinu s $n = 1$ (tzv. Lymanovy série) leží v oblasti ultrafialové části spektra. Přechody elektronů na energetickou hladinu s $n = 2$ (tzv. Balmerova série) emitují záření ve viditelné části spektra. Spektrální čáry odpovídající přechodům na hladinu s $n = 3$ a vyšším pozorujeme v oblasti infračerveného světla.

1.5 Struktura elektronového obalu těžších atomů

Elektronová struktura atomu s více elektrony je určena dvěma základními pravidly:

1. Systém částic je stabilní, jestliže jeho celková energie je minimální.
2. V každém jednotlivém kvantovém stavu může v atomu existovat jen jeden elektron.

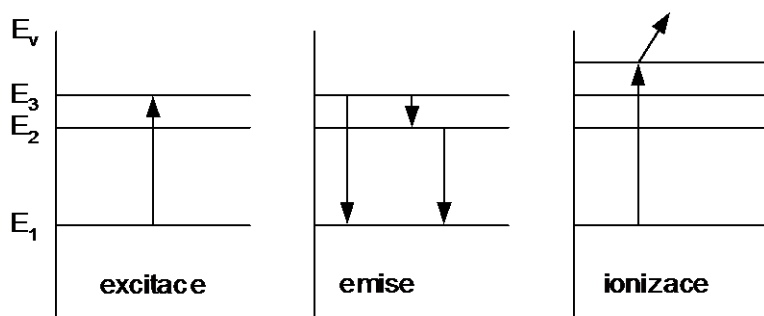
Podobně jako v atomu vodíku je stav elektronu v atomovém obalu těžších prvků popsán dříve popsanými kvantovými čísly. Všechny elektrony se stejným hlavním kvantovým číslem se vyskytují zhruba ve stejné vzdálenosti od jádra a tudíž interagují v podstatě se stejným elektrickým polem a mají podobné energie. Říkáme, že obsazují stejnou slupku označenou písmenem K, L, M.

Kromě Pauliho vylučovacího principu se při obsazování elektronových slupek uplatňuje tzv. Hundovo pravidlo. To určuje, že elektrony v atomu obecně zůstávají nespárované, tj. mají rovnoběžné spiny. Důvodem je vzájemné odpuzování elektronů v atomu. Elektrony s paralelními spiny jsou tudíž v prostoru více navzájem odděleny, než kdyby byly spárované a toto uspořádání, které má nižší energii, je proto stabilnější. Např. v atomu železa má pět ze

šesti elektronů podslupky d rovnoběžné spiny (tzv. nepárové elektrony), takže atom železa má velký výsledný magnetický moment, který způsobuje jeho feromagnetické vlastnosti.

1.6 Excitace, emise a ionizace, vazebná energie elektronu

Stav atomu odpovídající jeho minimální energii se nazývá **základní**. Stavům, které mají vyšší energii, říkáme **vybuzené, excitované stavy**. Do excitovaného stavu se atom dostane absorpcí energie, pohlcením fotonů. Podle rovnice atom absorbuje takovou energii, která odpovídá rozdílu základní a některé vybuzené hladiny. (viz obr. 1.4).



Obr. 1.4: Schéma a) excitace, b) emise fluorescenčního záření, c) ionizace

To vysvětluje, proč jsou absorpční spektra plynů čárová. Atom setrvává v excitovaném stavu krátkou dobu (10⁻⁸ až 10⁻⁵ s). Při přechodu do některé z nižších energetických hladin je vyzářen rozdíl energií ve formě jednoho nebo více fotonů podle toho, uskuteční-li se přechod přímo na základní hladinu nebo po etapách. Např. při přechodu zpět na základní energetickou hladinu při situaci odpovídající obr. 1.5b může být emitován foton.

Při těchto přechodech se elektron může dostat do takové energetické hladiny, ze které je přechod do základního stavu tzv. „zakázán“. V tomto tzv. **metastabilním stavu** pak může setrvávat podstatně delší dobu. Deexcitace je vždy provázena emisí záření. Relativní šířka spektrální čáry je vnitřní vlastností atomu, přesněji řečeno těch energetických hladin, které se na přechodu zúčastní. Přechody elektronů z vyšších na nižší energetické hladiny jsou podstatou **luminiscence**.

Energie vazby částice v systému je obecně práce, kterou musí vnější síly vynaložit, aby tuto částici vzdálily ze systému. V tomto smyslu je vazebná energie elektronu v atomu rovna energii, kterou musíme elektronu dodat, abychom jej vzdálili z dosahu působení elektrostatických sil jádra do místa nulové hladiny („nekonečna“), kde tyto síly již nepůsobí. Dříve bylo ukázáno, že celková energie E elektronu nacházejícího se v poli jádra je záporná a největší (nulové) hodnoty nabývá pro $n = \infty$.

Energie vazby elektronu v poli jádra je tedy číselně rovna jeho celkové energii. Vazebnou energii nazýváme též **výstupní prací** nebo ionizačním potenciálem. Je to energie, kterou je nutno dodat na odtržení elektronu z atomu. U atomu s více elektrony existují různé hodnoty ionizačních energií, neboť elektrony mají v různých energetických hladinách různé vazebné energie. Pochopitelně nejmenší vazebnou energii mají valenční elektrony, které jsou ve vnější slupce nejvíce vzdálené od jádra.

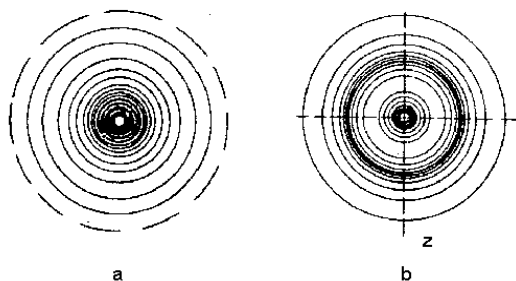
Ionizací vzniká z elektricky neutrálního atomu kladný iont, neboť převládá kladný náboj jádra. Ionizací se též zvýší celková energie soustavy jádro-elektrony (ubyla záporná energie vyraženého elektronu). Byl-li vyražen elektron z některé z vnitřních slupek, atom se zbavuje energie postupným zaplňováním nižších energetických hladin elektrony z hladin vyšších při současné emisi energetických rozdílů ve formě **fluorescenčního záření**.

Elektrony jsou v atomu udržovány přitažlivými silami kladného jádra. Toto silové pole přitahuje také volný elektron, jestliže se nachází v blízkosti atomu. Tento elektron je však současně odpuzován ostatními elektrony obalu atomu.

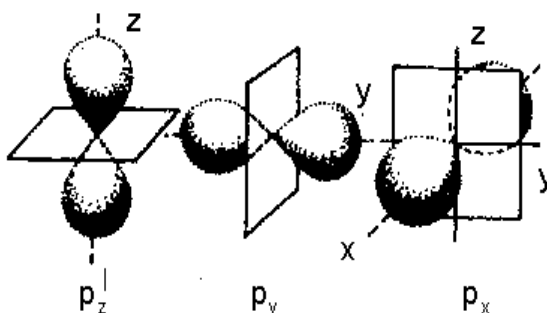
Změna, která nastane v obalu těžšího atomu po absorpci energie, je závislá na její velikosti. Je-li absorbovaná energie malá, řádově eV, dochází k excitaci nebo ionizaci slabě vázaných elektronů. Elektrony vnitřních slupek jsou u těžkých atomů vázány mnohem silněji, jejich vazebné energie pro slupku K jsou řádově až desítky keV a více. Jsou-li excitovány nebo ionizovány elektrony těchto vnitřních slupek těžkých atomů, jsou pak při deexcitaci emitována kvanta záření o energii (vlnové délce) odpovídající rentgenovému záření. Obecně může být excitovaným atomem emitováno záření, jehož vlnové délky přísluší oblastem infračerveného, viditelného, nebo ultrafialového světla i rentgenového záření, podle velikosti rozdílu energetických hladin při deexcitaci.

1.7 Vlnově mechanický model atomu

V kvantové mechanice, která vychází z představ L. de Broglieho o vlnových vlastnostech částic (viz část 1.3), je stav elektronu v atomu popsán Schrödingerovou rovnicí. Řešení této rovnice vede k závěru, že stacionární stavy jsou pouze ty, kterým odpovídá stojaté vlnění. Elektron se podle těchto představ vyskytuje ne na dráhách, ale v prostorových útvech, které mohou mít různé tvary, vzniklé jako statistický výsledek z místa na místo rychlých přeskoků rozkmitaného stavu ve vakuu. Tyto kmity se skládají ve výsledné vlnění. Výsledné vlnění se může šířit v atomu jednak radiálně, jednak tangenciálně v uzavřených drahách kolem jádra, kdy se po obvodu střídavě vytváří kmitny a uzly. Tvar „oblaku“ elektronu, orbitalu, pak závisí na tom, kolik z celkového počtu vlnových délek stojatého vlnění je rozloženo po obvodu a kolik radiálně.



Obr. 1.5: Diagram elektronové hustoty orbitalů 1s (a) a 2s (b)



Obr. 1.6: Obrysové znázornění orbitalu 2p

Hlavní kvantové číslo n udává počet vlnových délek stojatého vlnění v atomu, vedlejší kvantové číslo l pak udává počet vlnových délek připadajících na obvod. Nejmenší možné vedlejší kvantové číslo je $l = 0$. V tomto případě nepřipadá na oběh kolem jádra žádná vlna, po obvodu se nestřídají kmitny a uzly, hustota oblaku je po obvodu všude stejná. Stavům s ($l = 0$) tedy odpovídá kulová symetrie orbitalu, který pojme dva elektrony s magnetickými spinovými kvantovými čísly $\pm 1/2$. Orbital 1s je znázorněn na obr. 1.5a, orbital 2s na obr. 1.5b, kdy dvě kmitny elektronem vytvářené jsou odděleny uzlovou plochou, kde je hustota oblaku nulová.

1.8 Jádro atomu

Vlastnosti atomů jsou velkou měrou určovány vlastnostmi jader. Jádra atomů jsou tvořena nukleony - protony a neutrony. Mezi základní charakteristiky jádra patří: **atomové číslo Z** , které udává počet protonů v jádře, **hmotnostní číslo A** , které udává celkový počet nukleonů a **neutronové číslo N** , udávající počet neutronů.

Tedy platí $A = Z + N$.

Jelikož jsou atomy elektricky neutrální, udává atomové číslo také počet elektronů v elektronovém obalu neionizovaných atomů.

V jádře je soustředěna převážná část hmotnosti atomu, neboť hmotnost protonu je asi 1840krát větší než hmotnost elektronu. Atomová hmotnost se obvykle vyjadřuje v hmotnostních jednotkách. 1 hmotnostní jednotka (h.j.) je 1/12 hmotnosti izotopu uhlíku ^{12}C .

Izotopy nazýváme atomy se stejným nábojem, ale různou hmotností jádra (stejná Z , různá A). V přírodě se vyskytuje přibližně 280 stabilních izotopů. Spolu s uměle vyrobenými převyšuje jejich počet 1100.

Izobary jsou atomy, jejichž jádra obsahují stejný počet nukleonů, ale mají rozdílný náboj (různý Z , stejná A).

Izomery nazýváme atomy, jejichž jádra mají stejný počet nukleonů, která však mají po určitou dobu zvýšenou celkovou energii. Proto také nejsou v čase stabilní. Jádra izomerů přebytečnou energii po určité době vyzáří ve formě částice nebo fotonu a přejdou na stabilnější energetickou hladinu.

Nitrojaderné síly jsou projevem silné interakce a působí pouze v jádře atomu a jsou nezávislé na elektrickém náboji nukleonů; mezi dvěma protony (po odečtení coulombických sil) působí

stejná síla jako mezi dvěma neutrony. Působí do vzdálenosti řádově 10^{-15} m a při těchto vzdálenostech jsou to nejsilnější síly, které v přírodě známe.

1.8.1 Vazebná energie jádra

Vazebná energie atomového jádra charakterizuje jeho stabilitu. Energii vazby jádra je možné určit z celkového úbytku hmotnosti jádra, tzv. **hmotnostního defektu**. Označíme-li hmotnost protonu m_p , hmotnost neutronu m_n , pak hmotnost jádra složeného z protonů a neutronů by měla být dána součtem $Z \cdot m_p + N \cdot m_n$. Z měření hmotnosti jader $m_{\text{jádro}}$ však vyplývá, že skutečná hmotnost jádra je o něco menší než teoreticky vypočtená. Rozdíl mezi hmotností vypočtenou a skutečnou (měřenou) se nazývá hmotnostní defekt Δm :

$$\Delta m = (Zm_p + Nm_n) - m_{\text{jádro}}$$

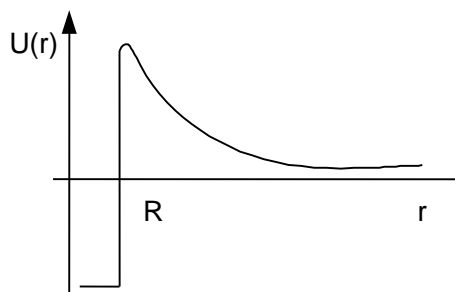
Z existence hmotnostního defektu vyplývá, že část klidové energie nukleonů reprezentované jejich klidovou hmotností se přeměňuje na vazebnou energii, která drží tento systém nukleonů pohromadě.

K rozpadu je nutné dodat energii

$$\Delta E = \Delta m \cdot c^2$$

Z tohoto vztahu též vyplývá, že čím je hmotnostní defekt nebo vazebná energie větší, tím je jádro stabilnější.

Atomové jádro má vzhledem k přítomnosti protonů kladný elektrický náboj o velikosti $Z \cdot e$, který v prostoru kolem jádra vytváří elektrostatické pole s potenciálem, jehož velikost je funkcí vzdálenosti r od jádra. Přibližuje-li se k jádru kladně nabitá částice (proton, deuteron, částice α), která má dostatečně velkou kinetickou energii, aby překonala odpudivé coulombické síly, je odpuzována až do okamžiku, kdy se dostane k jádru tak blízko, že začne převládat přitažlivá silná interakce. Silná interakce je při velmi malých vzdálenostech silnější než interakce elektromagnetická; proto přitáhne částici do jádra. Tato částice se tedy dostane do jádra s větší pravděpodobností tehdy, má-li energii, která je větší než určitá maximální hodnota potenciálu jádra, tzv. **potenciálová bariéra**. Průběh potenciálu jako funkce vzdálenosti od jádra je graficky znázorněn na obr. 1.8.



Obr. 1.8: Potenciální bariéra atomového jádra

1.8.2 Magnetické vlastnosti jader

Jak již bylo zmíněno, mají nukleony vlastní magnetický moment, spin, jehož hodnota je $1/2$ \hbar . Proto jádra atomů, která obsahují lichý počet protonů, neutronů (lichá-lichá jádra) nebo

lichý počet nukleonů (jádra sudo-lichá), mají výsledný spin (daný vektorovým součtem spinů jednotlivých nukleonů) nenulový. Tato jádra mají též vlastní nenulový magnetický moment, neboť jak protony, tak neutrony, jsou systémy vytvářené elektricky nabitými kvarky a chovají se jako rotující magnety.

Velikost magnetického momentu jádra μ_j je vyjadřována v jednotkách **jaderného magnetonu** definovanému jako $e\hbar/2m_p$ analogicky k Bohrovu magnetonu pro magnetický moment elektronu ($e\hbar/2m_e$), kde e je elementární náboj elektronu. Je zřejmé, že jaderný magneton je menší než Bohrov magneton v poměru hmotnosti elektronu a protonu m_e/m_p , který činí $1/1836$.

Nachází-li se jádro s určitým magnetickým momentem μ ve vnějším magnetickém poli určeném vektorem B magnetické indukce, pak je jeho potenciální energie určena skalárním součinem $(\mu, B) = \mu B \cos\theta$, kde θ je úhel, který tyto vektory svírají. Kromě toho působí na toto jádro otáčivý moment určený vektorovým součinem $[\mu \times B]$. Tomuto účinku klade odpor mechanický moment, neboť jádro se chová jako setrvačnick. Výsledkem vzájemného působení magnetického momentu jádra a vnější magnetické indukce je precesní pohyb vektoru magnetického momentu kolem směru určeného vektorem vnější magnetické indukce. Magnetické vlastnosti jader jsou základem moderní diagnostické metody, nukleární magnetické rezonance.

1.9 Síly působící mezi atomy

Souběžně s poznáváním struktury elektronového obalu se vyvíjela představa, že spojování atomů v molekuly je zprostředkováno elektrony. Platí obecný postulát, že: Mezi atomy se vytváří chemické vazby jen tehdy, nastane-li jejich spojením ve vnějších elektronových vrstvách takové přeskupení valenčních elektronů, jemuž přísluší větší stabilita než elektronovým seskupením v atomech. Vnitřní elektrony zůstávají zpravidla chemickou vazbou nedotčeny.

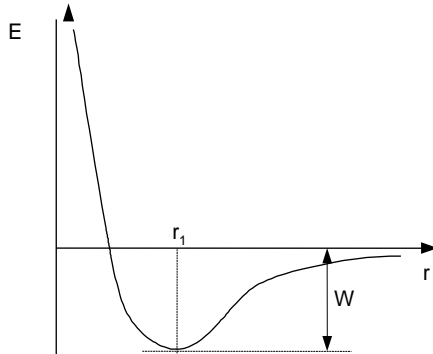
Molekuly existují jako stabilní útvary proto, že energie spojeného, společného systému atomů je nižší, než energie systému oddělených atomů.

Iontová vazba. Při vzájemném přiblížení může jeden nebo více elektronů přejít z jednoho atomu do druhého a takto vzniklé kladné a záporné ionty se navzájem přitahují. Tato vazba je tedy vytvářena coulombickými silami. Je to vazba na větší vzdálenost než vazba kovalentní a vzdálenost mezi atomovými jádry iontů je při iontové vazbě větší než součet poloměrů atomů. Iontová vazba je kulově symetrická a nejsou při ní určité směry nebo polohy preferovány. Je to vazba nenasyčená, tzn., že počet iontů, které se mohou navzájem přitahovat, v podstatě není omezen. Látky s iontovou vazbou obvykle vytvářejí krystaly. Typickými představiteli iontové vazby jsou vazby sloučenin kovů s halogeny, např. Na^+ s Cl^- . Ovšem, jakmile se krystaly pevné látky nacházejí v polárním rozpouštědle, dochází k vytrhávání iontů z krystalu a rozpouštění látky.

Kovalentní vazba. Kovalentní vazba je následkem kvantově-mechanického jevu, nazývaného výměnný jev. Je projevem výměnných sil, které vznikají při vzájemném působení mezi dvěma nebo více atomy, které vede k tzv. **sdílení elektronů**, kdy jedna nebo více dvojic elektronů patří společně oběma atomům. K čistě kovalentní vazbě dochází v molekule vodíku H_2 .

Kovalentní vazba se uplatňuje na krátkou vzdálenost a je nejsilnější ze všech vazeb. Mezi dvěma atomy, které vytvářejí molekulu, existuje určitá vzdálenost, ve které se přitažlivé a odpudivé síly vyrovnávají, při které je potenciální energie soustavy minimální (viz obr. 1.9).

Vzdálení nebo přiblížení atomů pak není možné bez dodání vnější práce na zvýšení energie systému. Vazebná energie W je pak podle rovna rozdílu potenciálů ve vzdálenosti r_1 a $r \rightarrow \infty$. Je také ovšem rovna energii, která se vytvořením molekuly uvolní.



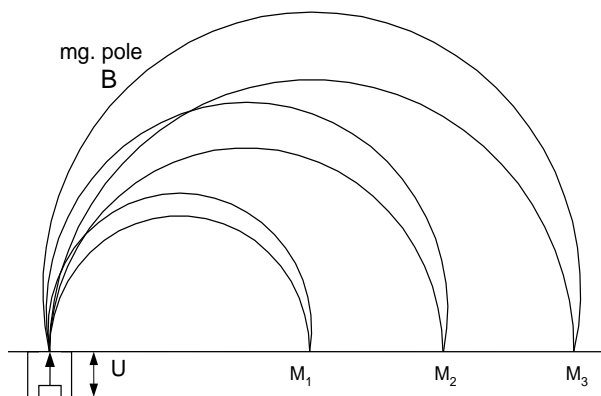
Obr. 1.9: Potenciální energie soustavy atom atom jako funkce vzdálenosti mezi atomy

1.10 Hmotnostní spektroskopie

Zařízení k měření hmotnosti prvků se nazývá hmotnostní spektrograf. Hmotnostní spektroskopická analýza je založena na ionizaci zkoumané látky (tím získá molekula elektrický náboj). Pak se v elektrickém poli urychlí.

Tyto ionty, urychlené na stejné hodnoty kinetické energie, vstupují do magnetického pole o indukci B , jehož siločáry jsou kolmé na směr vstupu iontů (na obr. kolmé k rovině obrázku). Na ionty pak působí magnetická síla F_{mag} (tzv. Lorentzova síla), jejíž velikost je úměrná vektorovému součinu vektoru rychlosti a magnetické indukce a náboji.

Proto se ionty mající různou hmotnost a stejný náboj budou pohybovat po kružnicích o různém poloměru. Jestliže na přímce o jdoucí kolmo na letící částici, rozložíme detektory iontů, dopadnou při konstantním urychlovacím napětí ionty různých izotopů na různá místa. Pokud bychom měnili urychlovací napětí, pak na detektor v určitém místě (představovaný např. kovovou destičkou spojenou s elektrometrem) budou při různých napětích dopadat ionty s různým specifickým nábojem; takto je možné měřit např. procentuální zastoupení různých izotopů v jejich směsi.



Obr. 1.10: Schéma hmotnostního spektrografu

2 Molekulární biofyzika

Molekula je vícejaderná částice složená z atomů nebo iontů. Molekulární fyzika obecně pojednává o fyzikálních dějích a vlastnostech hmoty z hlediska pohybu molekul, respektive částic, ze kterých se hmota skládá.

Biochemici a fyzikové pronikají k menším stavebním jednotkám, k molekulám a k jejich biologickým funkcím, které ovlivňují životní procesy. Vznikl tak nový obor - molekulární biologie, který používá analytických metod biofyziky a biochemie.

Zvláštní význam na tomto poli mají velké molekuly s velkou molární hmotností - makromolekuly. Ty mají zásadní význam pro životní procesy. Jsou to hlavně molekuly bílkovin a nukleových kyselin. Při odkrývání vlastností makromolekul se biofyzika vyvíjí společně s biochemií. Biochemie určuje chemické složení a vybudovala strukturní chemii makromolekul; biofyzika zjišťuje pomocí fyzikálních a fyzikálně-chemických metod detailní konfiguraci molekulárních řetězců, z nichž jsou makromolekuly stavěny. To je nezbytné k výzkumu sil působících mezi makromolekulami a mezi makromolekulami a ostatními molekulami a ionty, které existují v protoplazmatickém prostředí (tj. v metabolicky aktivní živé hmotě) uvnitř buňky.

2.1 Síly působící mezi molekulami

Všechny síly působící mezi atomy, molekulami a ionty, jsou v podstatě elektrostatické povahy (coulombické přitahování nesusledných a odpuzování souhlasných nábojů). Mechanismy vzniku elektrostatického působení jsou různé a existuje u nich různá závislost velikosti sil na vzdálenosti (síly klesají úměrně různým mocninám vzdálenosti). Často se shrnují pod pojmem *van der Waalovy síly*, který shrnuje všechny typy přitažlivých sil mezi neutrálními molekulami. Tyto síly jsou poměrně slabé (v porovnání např. s kovalentní vazbou), mají dosah zhruba 200-400 pm. Z těchto důvodů mají molekulární krystaly nízký bod tání a varu. *Van der Waalovy síly* jsou např. příčinou vzniku povrchového napětí u kapalin a hrají důležitou roli při utváření fázových rozhraní ve složitých systémech, jako jsou živé organizmy.

2.2 Skupenské stavy hmoty

Látka se podle svého stavu, charakterizovaného pomocí některých fyzikálních veličin, především teplotou a tlakem, může vyskytovat v různých skupenstvích (fázích), ale i ve stavech, které mají charakter přechodu mezi nimi. Tato skupenství jsou: plynné, kapalně, pevné a plazmatické. Změnou fyzikálních veličin můžeme dosáhnout přechodu mezi jednotlivými skupenstvími

2.2.1 Plyny

U plynů jsou jejich molekuly v prostoru rozloženy tak řídké, že lze zanedbat jejich vlastní objem a vzájemné přitažlivé síly mezi nimi. Toto zjednodušení platí zvláště za nízkých tlaků. Za tohoto předpokladu také platí známá stavová rovnice ideálního plynu $pV = nRT$, kde p – tlak (Pa), V – objem (m^3), n – počet molů, plynová konstanta $R = 8,314 \text{ J}\cdot\text{mol}^{-1}\text{K}^{-1}$ a T teplota (K). Skutečné plyny se podle této rovnice nechovají a je nutné použít stavovou rovnici reálných plynů.

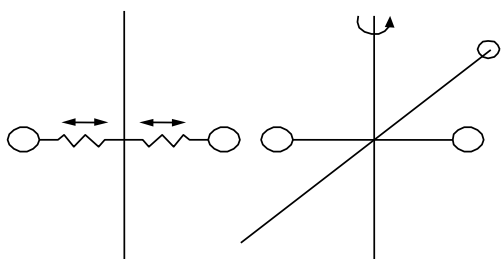
Molekuly plynů se volně pohybují různou rychlostí, přičemž neustále mění svůj směr následkem vzájemných srážek i srážek se stěnami nádoby, které vymezují uvažovaný plynný

system. Každá molekula má obecně jinou rychlost v a tedy při stejné hmotnosti m i jinou kinetickou energii. Rozdělení rychlostí náhodného pohybu molekul je popsáno funkcí zvanou Maxwellovo-Boltzmannovo rozdělení. Její matematický tvar přesahuje rámec tohoto textu. Rozdělení rychlostí molekul v plynu závisí na teplotě.

U monoatomických plynů je situace nejjednodušší, protože molekuly tohoto plynu, tvořené jedním atomem, vykonávají pouze translační pohyb. U molekul složených z více atomů se dodávaná tepelná energie spotřebuje též na jiné druhy pohybu, na rotace a vibrace.

Na obr. 2.1a je znázorněn model kmitavého pohybu biatomické molekuly. Při vibraci dochází ke kmitavému pohybu podél spojnice atomů, tj. ke vzájemnému přibližování a vzdalování atomu. Rotaci si můžeme představit jako otáčení molekuly kolem určitých os.

Na obr. 2.1b je znázorněn nejjednodušší případ biatomické molekuly se dvěma osami rotace a naznačen způsob otáčení.



Obr. 2.1: Znázornění vibračního (a) a rotačního pohybu (b) biatomické molekuly

2.2.2 Kapaliny

U kapalin, na rozdíl od plynů, nelze zanedbat vzájemnou soudržnost molekul a jejich vlastní objem projevující se v hustším vyplnění prostoru. Molekuly kapaliny kmitají kolem rovnovážných poloh, které se v čase mění. Působí-li na kapalinu vnější síla, dějí se přesuny molekul převážně ve směru působící vnější síly, a proto jsou kapaliny tekuté a nezachovávají si svůj tvar. Zatímco plyny jsou velmi dobře stlačitelné, jsou kapaliny stlačitelné jen nepatrně. Rovněž oproti plynům jeví menší objemovou závislost na teplotě. Při malých vzdálenostech mezi molekulami má význam nejen jejich objem, ale i jejich tvar a polární vlastnosti.

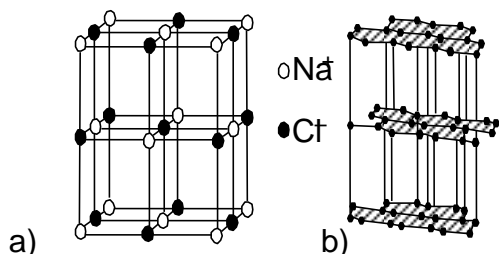
Běžné kapaliny jsou izotropní, to znamená, že mají ve všech směrech stejné fyzikální vlastnosti. Naproti tomu krystaly, v nichž jsou molekuly určitým způsobem navzájem uspořádány, představují prostředí anizotropní.

2.2.3 Tuhé látky

Atomy, nebo molekuly tuhé látky jsou navzájem pevně spojeny a jsou zabudovány do krystalické mřížky, která vykazuje přesné prostorové uspořádání. Mřížky, jejichž základní stavební jednotkou jsou ionty, nazýváme iontové. Mřížky stavěné z atomů, které jsou navzájem vázány chemickými vazbami, se nazývají mřížky atomové. V krystalech krystalických hydrátů je vázána voda, a to různým způsobem: váže se buď na kationty nebo anionty, vstupuje do mezer mezi vrstvami mřížky, apod. Krystalická struktura kovů je

charakterizována tím, že zde mřížku tvoří kladně nabitě ionty kovů svázané navzájem elektrony, které tvoří „elektronový plyn“.

Pro představu, jak jsou jednotlivé základní stavební jednotky sestaveny ve vrstvy a jak je stavěn celý krystal, uvádíme dva nejzákladnější typy mřížek, iontové na příkladu krystalu NaCl (obr. 2.2a) a na příkladu krystalu grafitu (obr 2.2b).



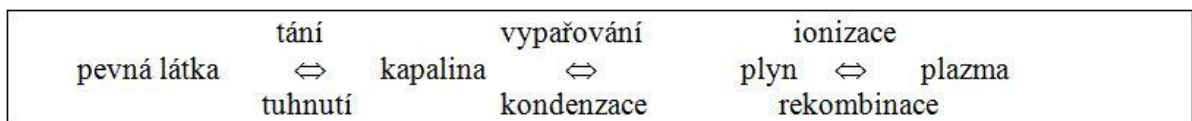
Obr. 2.2: Krystalická mřížka a) chloridu sodného
b) grafitu

2.2.4 Skupenství plazmatické

Plazma je tvořeno společně neutrálními a elektricky nabitými částicemi. Z hlediska pohyblivosti částic je plazmatické skupenství podobné plynnému, není v něm však splněna podmínka o zanedbatelném silovém vzájemném působení jednotlivých částic. Plazmatické skupenství vzniká z plynného částečnou ionizací molekul plynu. Příčinou může být vysoká teplota, působení ionizujícího záření, apod.

2.2.5 Změny skupenství

Změny skupenství chemicky čisté látky způsobené postupným dodáváním nebo odebíráním energie lze schematicky shrnout následovně:



Tání a tuhnutí. Jednotlivé ionty, atomy nebo molekuly v krystalické mřížce nemohou svoji polohu natrvalo měnit, vykonávají ve vymezeném prostoru kmity následkem tepelného pohybu. S rostoucí teplotou jejich kinetická energie, projevující se těmito kmity, stoupá a při určité teplotě dosáhne takové hodnoty, že částice opouští svá místa ve mřížce a mřížka se rozpadá. To se navenek projeví přechodem ze skupenství tuhého do kapalného. Tomuto přechodu říkáme tání. Teplota, při níž došlo k tání, se nazývá teplota (bod) tání. Pro danou látku je při daném tlaku charakteristickou veličinou.

Naopak, ochlazujeme-li kapalinu, mělo by při teplotě tání dojít k opačnému jevu, tuhnutí, protože při této teplotě již může existovat krystalický stav. Proto teplotu tání nazýváme též teplotou (bodem) tuhnutí.

Vypařování a kondenzace. Uvažujme v uzavřené nádobě kapalinu a nad ní její vlastní páry. Molekuly kapaliny vystupují do prostoru nad kapalinou a současně se jiné molekuly vracejí zpět z plynné fáze do kapalné. Převládá-li při dané teplotě pohyb molekul z kapalné fáze do plynné, znamená to, že dochází k vypařování. Přitom roste tlak par nad kapalinou. V okamžiku, kdy dojde k rovnováze mezi kapalinou a její párou, přechází stejný počet molekul ve směru kapalina – pára jako ve směru opačném. Pára v tomto stavu, který je dán jejím tlakem a teplotou, se nazývá *nasycená pára*. Dochází-li ke změně fáze v celém objemu, jedná se o **var**.

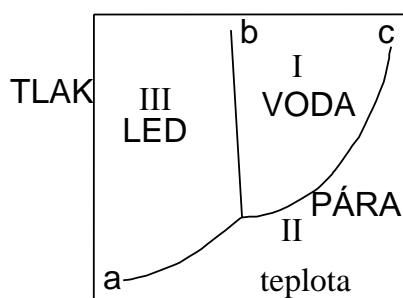
Sublimace. Při určitém tlaku a teplotě může docházet i k přechodu molekul z tuhé fáze do plynné. Rovnovážný stav mezi pevnou a plynnou fází určité chemické látky je opět definován tlakem nebo teplotou.

2.3 Disperzní systémy

Disperzním systémem rozumíme soustavu, která obsahuje alespoň dvě fáze nebo dvě složky (chemické individuality), přičemž jedna fáze nebo složka tzv. *disperzní podíl* (*dispersum*) je více nebo méně rozptýlena ve druhé fázi nebo složce v tzv. *disperzním prostředí* (*dispersens*).

Například jednosložková soustava obsahující kapalinu a její páru (*fáze 2*), může být v rovnováze při teplotách od bodu tuhnutí kapaliny až do kritického bodu. Volbou teploty v této oblasti je jednoznačně určen rovnovážný tlak páry, ale i naopak zvolenému tlaku rovnovážné soustavy odpovídá zcela určitá teplota. Tuto teplotu a tlak udává průsečík křivek sublimace, tání a vypařování, tedy trojný bod.

Rovnovážný *diagram* jednosložkové soustavy je znázorněn na obr. 2.3. Bod, ve kterém se rovnovážné křivky protínají, se označuje jako *trojný bod* (pro vodu tato rovnováha nastává při tlaku 610,6 Pa a teplotě 273,16 K 0,01 °C).



Obr. 2.3: Rovnovážný p-T diagram jednosložkové soustavy

2.3.1 Klasifikace disperzních systémů

Různí autoři rozdělují disperzní systémy podle stupně disperzity do různých skupin. Pochopitelně neexistují přesné hranice mezi takovými skupinami.

Podle velikosti částic zhruba rozeznáváme:

- a) **disperze analytické** (do 1 nm). Jejich název plyne z toho, že částice nemůžeme fyzikální cestou detekovat, můžeme je identifikovat pouze chemicky, analyticky;
- b) **disperze koloidní** (1–1000 nm);
- c) **disperze hrubé** (1 μm a větší).

Jsou-li částice větší než 1 mm, potom již nemluvíme o disperzích, ale považujeme je za souvislou hmotu.

Tabulka 2.1: Klasifikace disperzních systémů:

Disperzní prostředí	Disperzní podíl	Disperze hrubé	Disperze koloidní	Disperze analytické
plynné	plynný	–	–	směsi plynů
	kapalný	děšť, mlha	aerosoly	páry kapaliny v plynu
	pevný	prach, dým	aerosoly	páry tuhé látky v plynu
kapalně	plynný	bubliny, pěny	pěny	roztoky plynů v kapalinách
	kapalný	emulze	lyosoly	roztoky mísitelných kapalin
	pevný	suspenze	lyosoly	pravé roztoky tuhých látek
pevně	plynný	tuhé pěny, bubliny plynů v pevných látkách	tuhé pěny	plyny rozpuštěné v pevných látkách
	kapalný	pevné látky s uzavřenými kapičkami	tuhé pěny	voda vázaná na krystalickou sůl
	pevný	tuhé směsi	tuhé soly	tuhé roztoky, směsné krystaly

2.3.2 Analytické disperze

Všechny analytické disperze jsou homogenní, disperzní podíl je v disperzním prostředí rozptýlen na molekuly, ionty, případně atomy.

Disperzní prostředí plynné, disperzní podíl plynný směsi plynů

Plyny se vyskytují ve formě molekul. Mohou se mísit v libovolném poměru. Ve směsi se každý plyn uplatňuje svým tlakem. Smícháme-li navzájem k plynných složek v objemu V , potom platí, že celkový tlak p plynné směsi se podle Daltonova zákona rovná součtu parciálních tlaků p , jednotlivých složek, tedy kde parciální tlaky p_1, p_2, \dots, p_k jsou tlaky, které by jednotlivé složky vykazovaly v daném objemu a při dané teplotě samostatně (vzduch).

Disperzní prostředí plynné, disperzní podíl kapalný – páry kapaliny v plynech

Disperzní podíl, pára kapaliny, je rozptýlen na molekuly. Daný plyn je schopen pojmout určité omezené množství vodních par podle svého tlaku a teploty. Z těchto disperzí má biologický význam hlavně disperze vodních par ve vzduchu. Množství vodních par ve vzduchu, absolutní vlhkost φ , se vyjadřuje jako počet kilogramů vodní páry obsažených v 1 m³ vzduchu. Maximální vlhkost vzduchu φ_{max} je absolutní vlhkost vzduchu při nasycení vodními parami. Relativní vlhkost φ_{rel} je dána poměrem absolutní vlhkosti k maximální vlhkosti, tedy $\varphi_{rel} = \varphi/\varphi_{max}$. Vynásobením tohoto zlomku faktorem 100 obdržíme relativní vlhkost vzduchu v procentech.

Disperzní prostředí kapalně, disperzní podíl plynný – plyny rozpuštěné v kapalině

Je-li plyn ve styku s kapalinou, rozpouští se v ní (absorbuje) tak dlouho, až dojde k rovnováze. V rovnovážném stavu přechází v časové jednotce stejné množství molekul daného plynu z plynné fáze do kapalně a naopak. Henryho zákon říká, že váhové množství plynu rozpuštěné za dané teploty v kapalině je přímo úměrné tlaku plynu nad kapalinou. Uvažujeme-li existenci

směsi plynů nad kapalinou, platí Henryho zákon pro každý plyn zvlášť a je třeba u každého plynu uvažovat jeho parciální tlak nad kapalinou.

Henryho zákon lze matematicky formulovat různě, ale platí, že s narůstající tlakem se rozpustí více plynu při konstantní teplotě. Je vhodné zdůraznit to, co často není ihned patrné, že rozpustnost plynů v kapalině s rostoucí teplotou klesá.

Henryho zákon má význam ve fyziologii dýchání. Při některých zaměstnáních se pracuje v prostředí, kde musí být větší tlak vzduchu, než je tlak atmosférický. Při dýchání se vzdušný dusík dostává difuzí do kapilár, které obemykají alveoly, a v krvi se pak absorbuje úměrně svému atmosférickému tlaku. Kdyby tlak vzduchu náhle klesl na normální hodnotu, uvolnila by se příslušná část dusíku z krve ve formě bublinek, které by mohly ucpat některé kapiláry. Došlo by k dusíkové embólii, ke vzniku tzv. kesonové nemoci nebezpečné především u potápěčů při rychlém vynoření z hloubky. Proto dělníci, pracující pod vyšším tlakem, musí být z kesonů vytahováni po etapách tak, aby se okolní tlak vzduchu snižoval jen zvolna. Potom dokáže organismus přebytečné množství dusíku z krve vydýchat. Také u letců se mohou objevit příznaky podobné kesonové nemoci při náhlých změnách tlaku vzduchu.

Disperzní prostředí kapalné, disperzní podíl kapalný – směsi kapalin

Pro jednoduchost budeme uvažovat dvě kapalně složky. Při mísení dvou kapalin mohou nastat tři případy: kapaliny se mísí neomezeně, omezeně, nebo se nemísí

Disperzní prostředí kapalné, disperzní podíl tuhý – pravé roztoky

Pravé roztoky pevných látek získáme jejich rozpouštěním v rozpouštědle. V roztoku jsou buď jednotlivé ionty – *roztoky iontové* (například roztok chloridu sodného ve vodě) nebo molekuly – *roztoky molekulární* (například roztok glukózy ve vodě).

Nejběžnějším rozpouštědlem je voda. Přidáme-li k danému množství vody přebytek dané pevné látky a umožníme ustavení rovnováhy, rozpustí se určité množství látky. Před ustavením rovnováhy přechází více molekul (iontů) pevné látky do roztoku než opačným směrem. Od ustavení rovnováhy se pohyb částic v obou směrech vyrovná, látka se přestane rozpouštět. Množství látky v gramech, které se rozpustí ve 100 gramech rozpouštědla na nasycený roztok, se nazývá rozpustnost.

Rozpustnost je závislá na teplotě. Rozpustnost pevných látek ve vodě zpravidla stoupá s rostoucí teplotou.

2.3.3 Koloidní disperze

Disperzní prostředí kapalné – lyosoly (koloidní roztoky)

Koloidní roztoky lze dělit na *lyofilní* a *lyofobní* podle jejich vztahu k rozpouštědлу. Koloidní částice mohou být tvořeny buď makromolekulami nebo micelami. Makromolekuly jsou molekuly vysokomolekulárních polymerů, které vznikají tak, že se jednotlivé menší molekuly navzájem chemicky spojí ve velké celky o vysoké molekulární váze. Například spojováním molekul aminokyselin vznikají makromolekuly bílkovin. Micely jsou shluky, molekul obsahující hydrofobní a hydrofilní oblasti zaujímající ve vodném prostředí dvojvrstvený útvar a které nejsou navzájem chemicky vázány.

Sedimentace

Částice o hustotě ρ v kapalině (disperzním prostředí) o hustotě ρ_0 a viskozitě η je vystavena vlivu gravitačního pole. Má-li větší hustotu než kapalně prostředí, tedy je-li $\rho > \rho_0$, pak klesá (sedimentuje) a je-li $\rho < \rho_0$, potom naopak stoupá směrem vzhůru.

Na kulovou částici v kapalině o poloměru r působí tíhová síla a odporová síla, která je dána *Stokesovým zákonem*. Pro sedimentační rychlost v kulové částice platí vztah

$$v = \frac{2}{9} \cdot \frac{(\rho - \rho_0)gr^2}{\eta}$$

Klesání částic ve směru působením gravitačního pole se nazývá **sedimentace**.

Dialýza

Velmi důležitou vlastností koloidních částic je jejich prostupnost nebo neprostupnost určitými filtry. Princip hemodialýzy spočívá v difuzi rozpuštěných látek přes semipermeabilní membránu (polopropustný filtr). Používá se tzv. protisměrný (protiběžný) tok, kdy dialyzační roztok (obvykle o průtoku 500-800 ml/min) protéká podél membrány v opačném směru, než jakým teče krev, při němž nastává největší lokální rozdíl koncentrací a dialýza je tak nejúčinnější.

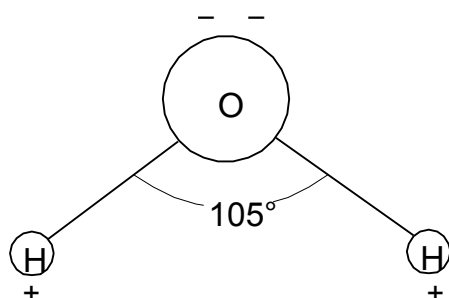
2.4 Voda jako rozpouštědlo

Biologicky nejdůležitějším rozpouštědlem je voda. Lze říci, že ve vodním prostředí probíhá většina životních procesů. Voda tvoří disperzní prostředí pro makromolekuly, molekuly a ionty v buňkách a umožňuje tak jejich vzájemné interakce.

2.4.1 Polární chování vody

Atom kyslíku má původně 6 valenčních elektronů, atom vodíku jeden. Tím, že každý vodík bude sdílet svůj elektron s jedním atomem kyslíku, dosáhne vodík elektronové konfigurace vzácného plynu helia a kyslík konfigurace vzácného plynu neonu.

Předpoklad, že každá z elektronových dvojic je rovnoměrně rozdělena mezi kyslík a vodík, je však částečně formální. Kyslík má větší afinitu k elektronům, a proto nebudou sdílené elektronové dvojice rozděleny symetricky mezi kyslík a vodík, ale budou posunuty směrem ke kyslíku. Následkem toho vznikne na atomu kyslíku záporný, a na atomech vodíku kladný náboj. Kromě toho nejsou atomy v molekule vody v jedné přímce, ale leží v rozích rovnoramenného trojúhelníku, v němž obě vazby svírají úhel 105° , jak je naznačeno na obr. 2.7. Proto si můžeme molekulu vody představit jako částici, která na straně kyslíku nese záporný, na straně vodíku kladný elektrický náboj. Má tedy charakter dipólu. Elektron vodíku může být sdílen s atomem kyslíku jiné molekuly vody. Umožňuje tak vedlejší vazbou vzájemné spojení obou molekul. Tato vzájemná vazba se nazývá **vodíkový můstek**. Energie této vazby se blíží energii slabších kovalentních vazeb ($10\text{--}45 \text{ kJ}\cdot\text{mol}^{-1}$). Touto vazbou může být svázáno více molekul.



Obr. 2.7: Valenční úhel v molekule vody

Voda je tedy schopna pomocí vodíkových můstků vytvářet celé řetězce, které na jednom konci nesou kladný, na druhém záporný náboj. Proto je voda polárním rozpouštědlem. Mechanismus rozpouštění iontového krystalu ve vodě spočívá v tom, že kladné konce řetězců vody se orientují k záporně nabitým iontům a naopak záporné konce ke kladně nabitým iontům a vytrhnou ionty z krystalové mřížky. Podobně je tomu u polárních sloučenin vázaných chemickou vazbou (např. organické sloučeniny), které, podobně jako voda, se skládají z molekul, u nichž v jednom místě převládá kladný, ve druhém záporný náboj. Také zde se řetězce vody orientují svými konci k opačně nabitým místům molekuly, obalí molekulu a umožní tak její uvedení do pravého roztoku.

2.4.2 Voda v organismu

Voda obsažená v organismu slouží zčásti k rozpouštění látek (volná voda) a částečně je vázána jako hydratační voda, která je fixována hlavně na hydrofilní koloidy. Tím je i poněkud stlačená a má větší hustotu a menší tlak nasycených par. Tak např. 1 g albuminu a globulinu průměrně váže 1,3 g vody, 1 g škrobu 0,8 g vody. Hydratační voda je v rovnováze s volnou vodou, takže se molekuly hydratační vody neustále vyměňují s molekulami volné vody.

Voda je nezbytná pro život a existuje neustálá potřeba její neustálé výměny, například pro odvádění produktů látkové výměny. Čím intenzivnější jsou životní pochody, tím větší je výměna vody. S tím souvisí i rezistence organismu proti nedostatku vody. Nedostatek potravin vydrží člověk až 60 dní, ale není-li mu dodávána voda, klesne její obsah za 6-7 dní asi o 11 % a nastane smrt. Při nedostatku vody se odčerpává z orgánů, které jsou pro život méně důležité, například z vazivové tkáně, ze svalů nebo z tukové tkáně. Naopak při nadbytku vody se voda v těchto tkáních ukládá.

Kromě výše zmíněné funkce rozpouštědla a disperzního prostředí pro chemické reakce v těle i účasti na těchto reakcích, má voda též význam pro fyzikální transport v těle, termoregulaci, i vytváření struktur, zvláště v interakcích s biopolymery.

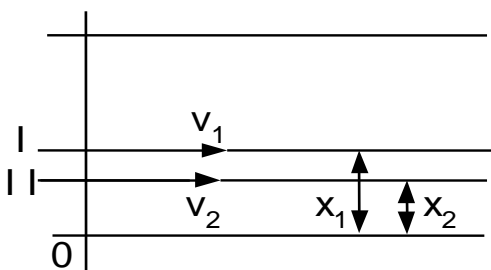
2.5 Transportní jevy

Transportní jevy představují děje, které probíhají v daném prostředí v důsledku pohybu a vzájemné interakce molekul (částic) a dochází k přenosu některé molekulární veličiny. Z tohoto hlediska lze na **viskozitu** pohlížet jako na transport hybnosti, na **vedení tepla** jako na transport kinetické energie a konečně na **difuzi** jako na transport samotných molekul.

Viskozita

Viskozita je veličina charakterizující vnitřní tření a závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi. Kapaliny s větší přitažlivou silou mají větší viskozitu, větší viskozita znamená větší

brzdění pohybu kapaliny nebo těles v kapalině. Předpokládejme, že kapalina proudí trubicí naznačeným směrem (viz obr. 2.8). Různé vrstvy kapaliny proudí různou rychlostí v důsledku vnitřního tření. Uvažujme dvě velmi blízké vrstvy I a II vzdálené od sebe o $\Delta x = x_1 - x_2$ (m), ve kterých se rychlost proudění liší o $\Delta v = v_1 - v_2$ (ms^{-1}). Stýkají-li se tyto dvě vrstvy o celkové ploše A (m^2), vzniká mezi nimi následkem vnitřního tření tečné napětí σ (Pa).



Obr. 2.8: K výkladu viskozity

Viskozitu lze definovat jako sílu tření, která vzniká mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny, které se stýkají plochou 1 m^2 při jednotkovém gradientu rychlosti, tj. je-li rozdíl jejich rychlostí 1 ms^{-1} .

$$\eta = \sigma \cdot \frac{\Delta x}{\Delta v}$$

Kromě této tzv. *dynamické viskozity* η , se též užívá *kinematická viskozita* ν , definovaná jako dynamická viskozita dělená hustotou ρ .

Jelikož rychlost pohybu molekul kapaliny závisí na teplotě, je viskozita funkcí teploty.

Látky o vyšší molekulární hmotnosti mají vyšší viskozitu. Značný biologický význam má viskozita krve. Její hodnota je při 37°C je asi 4,5 krát větší než viskozita vody při dané teplotě. Ovlivňují ji hlavně červené krvinky.

Podle principu, na jehož základě viskozitu měříme, rozlišujeme viskozimetry kapilární, rotační a tělískové.

Difuze

Difuze je proces rozptylování se částic v prostoru. Tento transportní jev, kdy částice jedné látky proniká do látky druhé s nižší koncentrací těchto částic se snahou o dosažení rovnoměrné koncentrace v celém objemu, který je k dispozici, se nazývá difuze. Dochází k ní vždy tam, kde existuje gradient koncentrace difundující látky. Má-li koncentrace (vyjádřená v molech na jednotku objemu) ve vrstvičce ve výšce dané souřadnicí x_1 hodnotu c_1 a ve výšce x_2 hodnotu c_2 , pak rozdíl koncentrací $\Delta c = c_1 - c_2$, připadající na rozdíl souřadnic $\Delta x = x_1 - x_2$ určuje koncentrační gradient, který je dán poměrem $\Delta c / \Delta x$ při $\Delta x \rightarrow 0$ a $\Delta c \rightarrow 0$. Je-li plocha celkového průřezu nádoby A (m^2), projde danou vrstvičkou za velmi malý časový úsek τ (s) n molů rozpuštěné látky. Pro hustotu difuzního toku (n/A), vyjádřenou v molech na m^2 za sekundu, pak platí

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

Tento vztah se nazývá **1. Fickův zákon**, který říká, že hustota difuzního toku je přímo úměrná koncentračnímu gradientu. Konstanta D se nazývá difuzní koeficient ($\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$). Vyjadřuje počet molů dané látky, rozpuštěné v daném rozpouštědle, které projdou za dobu 1 s průřezem 1 m^2 při jednotkovém koncentračním spádu. Proto difuze závisí na velikosti částic rozpuštěné látky. Jelikož rychlost pohybu částic závisí také na teplotě, mění se hodnota difuzního koeficientu s teplotou. Při vyšší teplotě je difuze rychlejší. Jinak závisí hodnota difuzního koeficientu též na koncentraci. To je způsobeno jednak zvýšením viskozity, jednak snížením solvatace při vyšší koncentraci. Znaménko – je v rovnici proto, že směr vektoru gradientu koncentrace směřuje od nižších koncentrací k vyšším, zatímco tok látky probíhá ve směru opačném, z míst o vyšší koncentraci do míst o koncentraci nižší.

Difuze je jedním z nejdůležitějších fyzikálních procesů, který umožňuje pohyb látek uvnitř buněk s látkovou výměnou. V živých organizmech je ovlivněna mnoha faktory, které znemožňují přesný výpočet její rychlosti, přesto však můžeme z hodnot difuzních koeficientů usuzovat na rychlost četných životních procesů.

Vedení tepla

Vedení (kondukce) tepla je jeden ze způsobů šíření tepla v tělesech, při kterém částice látky v oblasti s vyšší střední kinetickou energií předávají část své pohybové energie prostřednictvím vzájemných srážek částicím v oblasti s nižší střední kinetickou energií. Částice se přitom nepřemísťují, ale kmitají kolem svých rovnovážných poloh.

Označíme-li teplo Q (J), je hustota tepelného toku (Q/A) myšlenou plochou A (m^2) za dobu τ (s), vyjádřená v Wm^{-2} , úměrná gradientu teploty ($\Delta T/\Delta x = (T_1 - T_2)/(x_1 - x_2)$) při $\Delta T \rightarrow 0$ a $\Delta x \rightarrow 0$ a je dána formálně podobnou rovnicí jako u difúze, tedy

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

kde Q je teplo (J) a λ je **koeficient tepelné vodivosti**, nebo **tepelná vodivost**. Udává množství tepelné energie procházející jednotkovým průřezem při jednotkovém spádu teploty za jednotku času. Její jednotkou je $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$.

2.6 Koligativní vlastnosti roztoků

Existují čtyři vlastnosti roztoků, které závisejí na tom, kolik částic disperzního podílu je v daném objemu rozpuštěno. Naproti tomu tyto vlastnosti nezávisejí na velikosti, tvaru a chemickém chování částic disperzního podílu, ani na tom, jsou-li to částice koloidní, ionty nebo molekuly, ani na jejich jiných vlastnostech. Jedná se o *snížení tenze par*, *ebulioskopii*, *kryoskopii* a *osmotický tlak*.

2.6.1 Snížení tenze par

Rozpuštěním určité látky v rozpouštědle se zmenší parciální tlak par v rozpouštědle z původní hodnoty p_0 na hodnotu p . Rozdíl těchto dvou hodnot, snížení tenze par, označíme jako $\Delta p = p_0 - p$. Pokud n_2 a n_1 značí počet částic rozpuštěné látky a rozpouštědla, pak závislost se jmenuje *1. Raoultův zákon*. Ve zředěném roztoku lze zanedbat v součtu ve jmenovateli n_2 vůči n_1 a lze tedy zjednodušeně psát

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

tedy, že snížení tenze par je přímo úměrné počtu rozpuštěných částic v roztoku.

2.6.2 Zvýšení bodu varu – ebullioskopie

Rozpuštěním netěkavé látky v rozpouštědle se též zvýší jeho bod varu. Pro zvýšení bodu varu ΔT_v platí vztah $\Delta T_v = K_e c_m$, kde K_e je tzv. ebullioskopická konstanta rozpouštědla a její hodnotu lze nalézt v tabulkách, c_m je molární koncentrace rozpuštěné látky.

2.6.3 Snížení bodu tuhnutí – kryoskopie

Rozpuštěním netěkavé látky v rozpouštědle dojde též ke snížení bodu tuhnutí roztoku oproti bodu tuhnutí (tání) čistého rozpouštědla. Snížení bodu tuhnutí je též přímo úměrné počtu rozpuštěných částic. Analogicky lze psát

$$\Delta T_t = -K_k \cdot c_m$$

kde ΔT_t je snížení bodu tuhnutí, c je koncentrace rozpuštěné látky (mol/kg) a K_k je tzv. kryoskopická konstanta daného rozpouštědla (solení silnic v zimě).

2.6.4 Osmotický tlak

Osmóza je pasivní transportní děj, který probíhá, jsou-li se dva roztoky s různou koncentrací rozpuštěných částic odděleny polopropustnou membránou, kterou může procházet rozpouštědlo, ale nemůže procházet daná rozpuštěná látka. Taková blána se jmenuje polopropustná (semipermeabilní). Tento děj se nazývá osmóza.

Voda totiž proudí do nádoby působením osmotického tlaku. Proti němu působí hydrostatický tlak a v okamžiku, kdy roztok dosáhl takové výšky, že hydrostatický tlak se vyrovnal s daným osmotickým tlakem, dojde k zastavení osmózy. Osmotický tlak lze tedy definovat jako tlak potřebný k zastavení osmózy.

Roztok o nižším osmotickém tlaku se nazývá *hypotonický*, o vyšším osmotickém tlaku *hypertonický*. Rozpouštědlo proudí vždy směrem z hypotonického roztoku do hypertonického. Dva roztoky o stejném osmotickém tlaku se nazývají *izotonické*; mezi takovými k osmóze nedochází.

Velikost osmotického tlaku vystihují kvantitativně *van't Hoffovy zákony*, které říkají, že za konstantní teploty T je osmotický tlak přímo úměrný počtu částic v roztoku, tedy jeho molární koncentraci c_m . To je opět závislost charakteristická pro všechny koligativní vlastnosti roztoku. Při dané koncentraci c_m se osmotický tlak zvyšuje se vzrůstající teplotou t . Obecně je možné zapsat závislost osmotického tlaku na koncentraci a teplotě vztahem

$$\Pi = c_m RT$$

Při stejných osmotických tlacích je ve stejných objemech různých roztoků při stejné teplotě stejný počet molekul rozpuštěných látek.

Protože o hodnotě osmotického tlaku rozhoduje počet částic v roztoku a nikoliv jejich velikost, budou pravé roztoky vykazovat vyšší osmotický tlak než koloidní roztoky, protože koloidní částice jsou sice relativně velké, avšak jejich koncentrace bývá většinou nižší než koncentrace molekul nebo iontů v pravých roztocích. U iontových roztoků, dokonale

disociovaných, se každý iont uplatňuje jako samostatná částice, takže například zředěný roztok chloridu sodného dané molární koncentrace má stejný osmotický tlak jako roztok glukózy dvojnásobné molární koncentrace, protože každá molekula chloridu sodného se v roztoku rozpadne na dva ionty.

Význam osmotického tlaku pro živý organismus

Živá buňka má cytoplazmu, v níž je určitý osmotický tlak, a obal – buněčná membrána se chová jako semipermeabilní membrána. Proto buňka může osmoticky vyměňovat vodu s prostředím, v němž se nachází. V hypertonickém prostředí propouští blána vodu z buňky ven, buňka zmenšuje svůj objem, smršťuje se. V hypotonickém prostředí naopak buňka přijímá vodu a zvětšuje svůj objem, což může vést k jejímu prasknutí. U červené krvinky mluvíme v tomto případě o hemolýze.

V organismu dochází stále k novým biochemickým pochodům, takže stále probíhají koncentrační změny a látky procházejí stěnami buněk. Až po smrti dojde k úplnému vyrovnání osmotických tlaků.

Osmotický tlak tělních tekutin výše organizovaných živočichů mívá velmi konstantní hodnoty. Orgány jsou totiž schopné velmi účinně osmotický tlak regulovat – tento děj se nazývá *osmoregulace*. Největší úloha při osmoregulaci přísluší ledvinám. Vylučováním moče, často silně hypertonické vůči krvi, se udržují tělní tekutiny na konstantní hodnotě osmotického tlaku.

2.7 Jevy na rozhraní fází

Povrchové napětí

Molekuly v kapalinách na sebe navzájem působí soudržnými silami. Uvnitř kapaliny jsou všechny molekuly obklopeny stejnými molekulami, na každou z nich působí tyto síly ze všech stran stejně, takže jsou navzájem vyrovnány. Jiné jsou však poměry na rozhraní fází, tj. v místě, kde se kapalina stýká s pevnou nebo plynnou fází nebo s jinou kapalinou, s níž se nemísí.

Výsledkem tohoto působení sil na povrchu kapaliny, která má tendenci se smršťovat, je snaha kapaliny zaujmout co nejmenší povrch. Tak například kapička, vznášející se v jiné kapalině, zaujme tvar koule (platí v beztížném stavu, v gravitačním poli je koule deformovaná), protože koule je těleso, které má při daném objemu nejmenší povrch.

Povrchové napětí na rozhraní kapalina – plyn je síla, která působí kolmo na jednotku délky povrchu kapaliny. Jednotkou je $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ Jde o tečnou sílu k povrchu kapaliny.

U roztoku ovlivňuje rozpuštěná látka hodnotu povrchového napětí. Látky, které snižují povrchové napětí kapalin, se nazývají *povrchově aktivní*.

Povrchové napětí se uplatňuje na všech fázových rozhraních živých organismů. Má velký význam při některých životních dějích, například dýchání, neboť stěny plicních váčků (alveolů) jsou vlhké.

Na základě sil působících mezi molekulami dochází na fázovém rozhraní mezi pevnou a kapalnou či plynnou fází ke změnám koncentrace a ke vzniku povrchového napětí kapaliny. Jak vyplývá z molekulárně-kinetických představ, jsou oba tyto jevy závislé na teplotě.

3 Bioenergetika a termodynamika v lékařství

Bioenergetika se zabývá studiem energetických přeměn v živé hmotě. V přírodě se setkáváme s různými druhy energie (tepelná, mechanická, chemická, elektromagnetická apod.), které se mohou vzájemně transformovat. Vždy však platí (v mikrosvětě v souvislosti

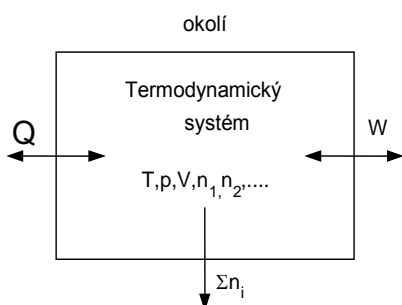
s možnou vzájemnou přeměnou hmotnosti a energie), že součet energie a hmotnosti v uzavřeném systému je konstantní, ať uvnitř tohoto systému probíhá jakýkoli fyzikální nebo chemický děj. Živý organismus ovšem není systémem izolovaným od svého okolí, naopak je se svým okolím provázaný, a proto je systémem otevřeným, protože jeho existence je podmíněna neustálým dodáváním energie zvenčí a její spotřebou (tj. vykonávání práce) na udržování uspořádané struktury systému (uspořádání makromolekul, bílkovin, udržování fázových rozhraní) a jeho životních funkcí.

Metodou vhodnou ke studiu a popisu energetických přeměn je termodynamika, neboť tento fyzikální obor se zabývá teplem a jevy s ním spojeným. Změny energie jsou popsány třemi termodynamickými větami (zákon zachování energie, zákon růstu entropie určující směr procesů probíhajících v izolovaných systémech, chování látek v blízkosti absolutní termodynamické nuly). Klasická termodynamika, kterou se v této kapitole budeme převážně zabývat, popisuje makroskopický stav systému, není tedy nutná detailní znalost jeho vnitřní struktury. Systém se popisuje pomocí stavových veličin jako je např. tlak, teplota, objem nebo stavových funkcí jako je např. vnitřní energie nebo entropie.

Matematický aparát termodynamiky, zvláště pak termodynamiky ireverzibilních procesů (matematická analýza funkcí více proměnných, parciální derivace apod.) přesahuje rámec tohoto textu a proto budou uvedeny pouze některé z základních principů. Termodynamika nerovnovážných stavů, ireverzibilních procesů a molekulární statistika jsou úzce spjaty prostřednictvím entropie s informačním obsahem daného systému. Např. buňky jsou díky vysokému obsahu informace schopné reprodukce a reparace případného poškození.

3.1 Základní termodynamické pojmy

Termodynamický systém je určitá ohraničená část prostoru, která je předmětem zájmu a kterou je možno rozdělit na libovolný počet podsystémů. Od okolního prostředí je oddělen skutečnou nebo myšlenou hranicí, viz obrázek 3.1. Podle prostupnosti hranice systému pro **teplo Q , práci W** (např. mechanickou nebo elektrickou), látku i popsanou počtem molů n_i , je tento systém uzavřený izolovaný ($\Delta Q = 0, \Delta W = 0, \Sigma n_i = 0$), kde nedochází k výměně hmoty ani tepla s okolím; uzavřený neizolovaný ($\Delta Q \neq 0, \Delta W = 0, \Sigma n_i = 0$), kde nedochází k výměně hmoty s okolím, pouze je možná výměna tepla s okolím; nebo otevřený ($\Delta Q \neq 0, \Delta W \neq 0, \Sigma n_i \neq 0$), kde dochází k výměně hmoty s okolím. Biologické systémy jsou přirozeně otevřené.



Obr. 3.1: Termodynamický systém a jeho okolí

Stavové funkce jsou takové funkce stavových proměnných, jejichž hodnota nezávisí na historii procesu a nezávisí ani na způsobu přechodu mezi těmito stavy. Vrátil-li se systém po vykonání určitého děje do původního stavu, vykonal *kruhový* děj. Stavové veličiny pak budou mít výchozí hodnoty a tedy při kruhovém ději je výsledná změna stavové funkce nulová. Stav,

do kterého termodynamický systém dospěje, vyvíjí-li se izolován od svého okolí, je tzv. *rovnovážný stav*.

Termodynamický proces je spojen s vývojem termodynamického systému v čase a je popsán hodnotami termodynamických funkcí, jejichž průběhy splňují zákony zachování energie, elektrického náboje, hmotnosti, hybnosti a zákony evoluce systému obsažené ve stavových rovnicích.

Můžeme uvažovat *vratný (reverzibilní)* a *nevratný (ireverzibilní)* průběh termodynamického procesu. Vratným procesem rozumíme proces, u kterého docílíme původního stavu obrácením pořadí jednotlivých úkonů. U vratného děje můžeme nekonečně malou změnou určité stavové veličiny dosáhnout změny směru jeho průběhu. Např. uvažujeme zahřátý plyn v trubici uzavřené závažím. Objem plynu je funkcí teploty, jak vyplývá ze stavové rovnice ideálního plynu, $pV = nRT$. Byla-li na počátku teplota T_1 větší než teplota T_2 okolí, pak se při postupném ochlazení plynu jeho objem zmenšuje až při teplotě T_2 bude $V_2 < V_1$. Plyn přitom prochází řadou rovnovážných stavů odpovídajících jeho teplotě v daném okamžiku. Dodáme-li během tohoto procesu plynu nepatrné množství tepla, můžeme směr změny jeho objemu obrátit. Proto také vratné děje odpovídají rovnovážným stavům, zatímco nevratné stavům nerovnovážným. Skutečné procesy probíhající v přírodě jsou ovšem nevratné.

Nevratné procesy probíhají bez vnějšího působení pouze v jednom směru, tzn. původního stavu nelze dosáhnout přesně stejným postupem v obráceném pořadí. Při studiu libovolného nevratného děje probíhajícího v makroskopickém systému se setkáváme se dvěma typy fyzikálních veličin, charakterizujících tento proces. Tak např. tok difundující látky je podmíněn existencí gradientu koncentrace, tok elektrického náboje gradientem potenciálu, tepelný tok gradientem teploty. *Gradient* určité fyzikální veličiny je vektor udávající směr a velikost změny této veličiny, orientovaný ve směru od nižších k vyšším hodnotám této veličiny. Tak např. gradient teploty má směr normály k ploše spojující místa o stejné teplotě a je orientován ve směru rostoucí teploty. Jeho velikost udává teplotní spád. Gradienty koncentrace, teploty, apod., které způsobují transport látky, tepla, apod., se nazývají *termodynamické síly*.

3.2 Práce a teplo

Předání energie z jednoho tělesa do druhého při vykonání práce je spojeno se změnou vnějšího stavu, tj. s přemístováním tělesa nebo jeho částí. Mechanická práce je mírou předávání mechanické energie z jednoho tělesa na jiné. Předávání energie výměnou tepla však nesouvisí se změnou vnějšího stavu a s přemístováním těles. Tepelným množstvím ΔQ se rozumí množství energie tepelného pohybu molekul předávané z jednoho tělesa do druhého výměnou tepla. Makroskopicky je teplo ΔQ určeno změnou teploty kalorimetrickým vztahem $\Delta Q = mC \cdot \Delta T$, kde m (kg) je hmotnost, C ($J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$) je měrné teplo a ΔT (K) je změna teploty. Experimentálně byla zjištěna ekvivalence tepla a práce a proto tyto veličiny vyjadřujeme ve stejných jednotkách (joulech J). Přesto je nutné tyto formy předávání energie rozlišovat.

Teplo je fyzikální veličina, kde mírou je vnitřní energie, kterou teplejší těleso odevzdá tělesu studenějšímu bez konání práce. Fyzikální podstatou tepla je předávání kinetické energie neuspořádaného pohybu molekul v plynech a kapalinách nebo vibračního pohybu atomů nebo iontů kmitajících v mřížkách krystalů pevných látek. Je to mikrofyzikální, neuspořádaná forma výměny energie mezi systémy nebo jejich komponentami.

Práce je makrofyzikální, uspořádaná forma předávání energie ze systému, který práci koná, do systému, který ji získává. Práce se může spotřebovat na zvýšení obsahu jakéhokoli druhu energie, zatímco teplo, pokud se nepřevéde v práci, se může spotřebovat pouze na zvýšení vnitřní energie systému. Proto nelze tyto veličiny ztotožňovat.

Je třeba zdůraznit, že teplo i práce nejsou stavovými veličinami, protože jejich změna nezávisí pouze na počátečním a konečném stavu systému, ale také na ději, který v něm proběhl.

3.3 Stavové funkce

Stavové funkce jako jsou vnitřní energie, entropie, entalpie, volná entalpie popisují stav systému pomocí stavových veličin. Pro každý proces, při kterém je systém v počátečním stavu popsán hodnotami stavových veličin tlaku, p_1 , teploty, T_1 , objemu, V_1 , a počtem molů chemických látek, $(\sum n_i)_1$ přecházející do stavu určeného hodnotami p_2 , T_2 , V_2 , $(\sum n_i)_2$. Přejde-li systém z jednoho stavu do druhého, je výsledná změna stavové funkce nezávislá na historii procesu, tedy na cestě, kterou se systém z počátečního do konečného stavu dostal, a závisí pouze na rozdílu konečné a počáteční hodnoty. Je-li konečný stav systému po proběhnutí termodynamického procesu totožný s počátečním stavem, jedná se o kruhový děj. Při kruhovém ději je konečná změna všech stavových funkcí i veličin nulová.

3.3.1 Vnitřní energie

Vnitřní energie ovlivňuje vlastnosti a stav látky a její skupenství. Např. kinetická energie částic se na tělese projevuje jako teplota tělesa, tzn. čím rychlejší pohyb částic, tím vyšší je teplota tělesa.

Teplo Q a práce W dodané systému v průběhu určité reakce jsou obecně závislé na reakční cestě a nejsou stavovými veličinami. Stavovou veličinou je však vnitřní energie U , která je jejich lineární kombinací $\Delta U = Q - W$. Teplo je považováno za kladné, je-li systémem přijímáno a za záporné, je-li systémem uvolňováno. Práce je kladná, je-li systémem konána a záporná, je-li vykonávána pro systém. Vnitřní energie U je součet všech druhů energie v systému (tepelné, potenciální energie struktury, energie vazby, atd.). Kinetická a potenciální energie, kterou má systém jako celek, se do vnitřní energie nezahrnuje. Dodáním tepla dQ a práce $-dW$ se zvýší vnitřní energii o dU a platí

$$dU = dQ - dW$$

Rovnice je matematickým vyjádřením *I. termodynamické věty* a vyjadřuje zákon zachování energie, který říká, že různé formy energie se mohou vzájemně přeměňovat, ale celková energie systému je pořád stejná. To znamená, že systém může konat práci jen tehdy, poklesne-li jeho vnitřní energie nebo je-li mu dodáno teplo. Stroj, který by vykonával mechanickou práci, aniž by spotřeboval odpovídající množství jiné formy energie, by byl v rozporu s *I. větou termodynamickou* a nazývá se *perpetuum mobile*.

3.3.2 Entalpie

Zvyšuje-li systém svůj objem o dV proti vnějšímu tlaku p , koná přitom mechanickou práci $dW = pdV$. Mnoho reakcí probíhá izobaricky při konstantním tlaku.

V tomto případě můžeme podle rovnice (3.2) psát

$$dQ = dU + p.dV$$

Proto byla zavedena stavová funkce H , nazývaná *entalpie* nebo tepelný obsah, jejíž jednotkou je joule J a je definovaná vztahem

$$H = U + pV$$

Její změna ΔH spojená s přechodem systému z referenčního stavu do jiného při konstantním tlaku, $p = \text{konstanta}$, představuje množství tepla, které soustava přijímá nebo odevzdává. Při samovolně probíhající exotermní chemické reakci se energie uvolňuje ve formě tepla, entalpie soustavy klesá a dosahuje minima při konečném rovnovážném stavu. Např. při tvorbě glukózy během fotosyntézy z oxidu uhličitého a vody podle rovnice - $6\text{CO}_2 + 6\text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{C}_6\text{H}_{12}\text{O}_6 + 6\text{O}_2$

je změna entalpie $\Delta H = 2,81 \cdot 10^3 \text{ kJ/mol}$. $\Delta H > 0$ značí, že při izobarické reakci v uvedeném směru je toto množství energie spotřebováno (*endotermní reakce*), zatímco při opačném směru (přes mnohé další mezistavy), je stejné množství energie uvolněno (*exotermní reakce*).

3.3.3 Entropie

Možnost přeměny tepla na práci a zvýšení vnitřní energie systému je konstatována v I. termodynamické větě. Ale ani I. termodynamická věta, ani její matematický popis však nedefinují podmínky této přeměny. Ty definuje 2. termodynamický zákon. Jeho Clausiova formulace zní: *Teplo samovolně přechází pouze z tělesa teplejšího do tělesa chladnějšího*. Proto není možné trvale (kruhovými ději) získávat práci pomocí tepla odebraného jednomu tepelnému zásobníku o určité teplotě, aniž je část tohoto odebraného tepla předána jinému tepelnému zásobníku (okolí) o teplotě nižší.

Jinak to popisuje tzv. Kelvinova-Planckova formulace II. věty termodynamické: *Nelze sestavit cyklický tepelný stroj tak, aby v průběhu celého cyklu pouze odebral teplejší lázni teplo a veškeré je změnil v práci*.

Teplo může být tedy přeměněno na práci jen pomocí dalšího chladnějšího zásobníku. Schopnost systému konat práci v souvislosti s převodem tepla z vyšší na nižší teplotu charakterizuje termodynamická stavová funkce *entropie* S . Jednotkou entropie je $\text{J} \cdot \text{K}^{-1}$. Systémy s nízkou entropií mají větší pravděpodobnost konat práci než systémy s vysokou entropií.

Entropie je globální (aditivní) veličinou a setkáváme se s ní všude tam, kde hovoříme o pravděpodobnosti možných stavů určitého systému. Lze ji definovat různými způsoby. Při vratném izotermickém ději je nekonečně malý přírůstek entropie dS definován jako přírůstek tepla dQ dodaného do systému, dělený absolutní teplotou T , tedy

$$dS = \frac{dQ}{T}$$

Při adiabatickém (tj. kdy nedochází k tepelné výměně mezi soustavou a okolím) reverzibilním ději, bude tedy $\Delta S = 0$. Při vratném kruhovém ději, při kterém se soustava dostává zpět do výchozího stavu, je výsledná změna entropie podobně, jako ostatních veličin a termodynamických funkcí, též nulová. Při nevratných termodynamicky ireverzibilních dějích probíhajících v přírodě, které jednoznačně směřují k určitému konečnému stavu a není možno jejich průběh obrátit opačným směrem do původního stavu pomocí energie uvolněné

při jejich průběhu, je změna entropie kladná, **entropie roste, $\Delta S > 0$** , a dosahuje svého maxima v rovnovážném stavu.

Při reverzibilních procesech zůstává entropie konstantní, $\Delta S = 0$. V rovnovážném stavu tedy nabývá entropie maximální hodnoty.

Jak jsme už zmínili v souvislosti se schopností systému konat práci, lze na entropii pohlížet jako na funkci, která má statistický charakter. Samovolně probíhající ireverzibilní děj znamená přechod soustavy ze stavu méně pravděpodobného do stavu s větší pravděpodobností. Vzrůst entropie při tomto ději je tedy možné vyjádřit jako funkci *termodynamické pravděpodobnosti* P soustavy, která je určena vztahem

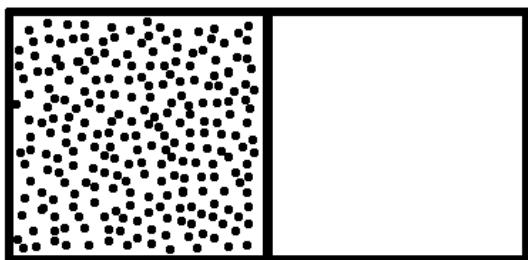
$$S = k \ln P$$

kde $k = R/N_A = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$ je Boltzmanova konstanta, $R = 8,314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$ je plynová konstanta, Avogadrova konstanta $N_A = 6,023 \cdot 10^{23} \text{ mol}^{-1}$, a \ln je přirozený logaritmus. Termodynamická pravděpodobnost je určena počtem možných stavů termodynamického systému. Pro změnu entropie ΔS při přechodu soustavy ze stavu 1 s pravděpodobností P_1 do stavu 2 s pravděpodobností P_2 tedy platí $\Delta S = S_2 - S_1$, tedy vzhledem k

$$\Delta S = k \cdot \ln(P_2 / P_1)$$

Statistický charakter entropie si můžeme objasnit na příkladu, který ilustruje obr. 3.3. Uvažujme 1 mol plynu, který se nachází v jedné polovině uzavřené nádoby rozdělené přepážkou na dvě poloviny. Pravděpodobnost, že po odstranění přepážky se všechny molekuly budou nacházet jen v jedné polovině nádoby současně, je , pravděpodobnost, že budou distribuovány v celém objemu je samozřejmě $P_2 = 1$, neboť jinde být nemohou. Počítáme-li změnu entropie, dostáváme $\Delta S = (R/N_A) \cdot N_A \cdot \ln 2 = R \cdot \ln 2 = 8,314 \cdot 0,693 = 5,76 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$.

Samovolný přechod soustavy ze stavu méně pravděpodobného do stavu s větší pravděpodobností je spojen se zvýšením neuspořádanosti soustavy. Proto můžeme entropii považovat za ***míru neuspořádanosti systému***, s přihlédnutím na její statistický charakter. Například ideálnímu krystalickému stavu, který je vysoce uspořádaný, odpovídají při nízkých teplotách malé hodnoty entropie. Zvyšováním teploty se vlivem tepelného pohybu porušuje uspořádanost krystalického stavu a entropie roste. Přechody ze skupenství pevného do kapalného a dále z kapalného do plynného jsou spojeny s dalším růstem entropie systému, neboť molekuly látky jsou rozmístěny v celém objemu, který je k dispozici, pohybují se chaoticky, systém je neuspořádaný.



Obr. 3.3. Molekuly plynu se nachází pouze v jedné polovině nádoby, kterou rozděluje překážka. Pravděpodobnost, že po odstranění přepážky se všechny molekuly budou

nacházet v celém objemu, je rovna 100% ($P_2 = 1$). Systém v tomto případě bude nejeuspořádanější a jeho entropie bude proto minimální.

3.3.4 Volná energie

Další stavovou funkcí, která umožňuje určit termodynamickou rovnováhu, je volná energie, nebo *Helmholtzova funkce* F , definovaná vztahem

$$F = U - TS$$

Její úbytek se rovná maximální práci, kterou systém vykoná při izotermickém reverzibilním ději. Její význam je možné interpretovat tak, že celková *vnitřní energie* se skládá z *volné energie*, kterou lze při izotermickém reverzibilním ději přeměnit v práci, a z *vázané energie* o velikosti $T \cdot S$, která je izotermicky neužitečná. Při nevratném ději, který v soustavě samovolně probíhá při konstantní teplotě, volné energie ubývá a v rovnováze dosahuje minimální hodnoty.

3.3.5 Volná entalpie

Podobně je možné pro izotermicky izobarické procesy definovat další stavovou funkci, *volnou entalpii* G , tzv. *Gibbsovou funkci*. Je definována vztahem

$$G = H - TS$$

Její úbytek při izotermicky izobarickém ději se rovná maximální užitečné práci, kterou systém vykoná. Pod pojmem maximálně užitečné práce se rozumí celková reverzibilní práce, zmenšená o práci proti vnějšímu tlaku (např. elektrická práce v galvanickém článku). Samovolný izotermicky-izobarický děj je provázen úbytkem volné entalpie, která opět v rovnováze dosahuje svého minima.

3.3.6 Chemický potenciál

Probíhají-li v systému chemické reakce, mění se jeho složení, a tím se mění jeho stav. Proto je stav většiny systémů dostatečně definován dvěma ze stavových veličin a navíc počtem molů n_1, n_2, \dots jednotlivých látek. Změna složení souvisí se změnou energetickou. Většina reakcí probíhá v roztoku při stálém tlaku a teplotě. Při konstantním tlaku a teplotě lze chemický potenciál jako veličinu, která spojuje změnu počtu molů (Δn_i) dané látky, označené indexem i , s energií (ΔE) uvolněnou nebo vyžadovanou pro danou chemickou reakci, tedy $= \Delta E / \Delta n_i$, když ostatní stavové veličiny systému (tlak, teplota) zůstávají konstantní. O tom, jaké reakce a jak rychle budou probíhat v systému, rozhoduje jednak chemický potenciál, jednak množství látek v systému. Chemický potenciál je mírou afinity dané látky.

3.3.7 Měrná tepelná kapacita

Stejná množství různých látek potřebují k ohřátí o 1 K různá množství tepla. To charakterizuje *tepelná kapacita* C neboli *měrné teplo* definovaná jako množství tepla potřebné k ohřátí 1 kg látky o 1 K. Je definována vztahem

$$C = \frac{1}{m} \cdot \frac{dQ}{dT}$$

a je vyjádřena v $J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$. Její velikost závisí na teplotě látky a způsobu, jakým je tato látka zahřívána. Někdy je vztahována energie na 1 mol a pak se jedná o tzv. *molární teplo*.

Dodáváme-li teplo pevné látce, stoupá její teplota až k bodu tání. Potom látka začne tát a teplota zůstává konstantní, dokud všechna tuhá látka nezmění skupenství. Teplo, které je třeba dodat (odebrat) 1 kg pevné látky, aby změnil skupenství z pevného na kapalné (z kapalného na pevné) se nazývá *skupenské teplo tání (tuhnutí)*.

Vypařování kapaliny probíhá za každé teploty, proto např. je možné usušit vyprané prádlo i v zimě při teplotách pod bodem mrazu. K převedení 1 kg kapaliny na její nasycenou páru o stejné teplotě je třeba dodat měrné *skupenské teplo vypařování*. Naopak při kondenzaci par se stejné množství tepla uvolňuje. Výparné teplo, podobně jako skupenské teplo tání, je závislé na teplotě, při níž dochází k uvažované změně skupenství. Dochází-li k vypařování během varu kapaliny, mluvíme o *měrném skupenském teple varu*, které je ovšem totožné s měrným teplem vypařování při teplotě varu.

3.4 Tepelné ztráty

Na rychlost průběhu chemických reakcí, které v těle probíhají, má vliv tělesná teplota. U teplokrevných (homoiotermních) živočichů se udržuje tělesná teplota na určité výši (u člověka kolem 36,9 °C). Podmínkou pro udržení stálé teploty je, aby se množství tepla vzniklé metabolizováním živin a svalovou prací rovnalo množství tepla odváděného do okolí. Tato rovnováha se udržuje převážně regulací rychlosti odvádění tepla a jen málo regulací množství produkovaného tepla. Teplo je odváděno kůží a plícemi. Uvnitř těla je výměna tepla zprostředkována převážně prouděním krve. Tepelná vodivost tkání má pro výměnu tepla podružný význam. Na tepelných ztrátách se podílejí různou měrou čtyři procesy: záření (sálání), proudění a vedení tepla a vypařování vody.

Každě těleso, mající určitou teplotu, vyzařuje energii ve formě elektromagnetického záření. Jeho vlnové délky většinou spadají do infračerveného záření při teplotách odpovídajících teplotám prostředí, ve kterém žijeme. U vyšších živočichů mají tepelné ztráty **zářením** rozhodující podíl a činí kolem 40–60 % celkových tepelných ztrát, které pochopitelně **závisejí** na teplotě a vlhkosti okolního vzduchu. Množství vyzářené energie je regulováno především změnami prokrvení a tím i teploty kůže a změnou velikosti jejího povrchu. Toto množství se značně snižuje oděvem.

Výdej tepla vedením a prouděním se těžko rozlišuje. Obvykle se oba způsoby měří a vyhodnocují společně.

Vedení tepla spočívá v tom, že teplo přechází z místa teplejšího na chladnější tak, že molekuly teplejšího místa odevzdávají svou kinetickou energii sousedním molekulám, které se nacházejí v místech s teplotou nižší. Odvádění tepla **prouděním** vzniká při proudění plynu nebo kapaliny kolem tělesa. Při těchto způsobech transportu a distribuce tepla v organismu má opět velký význam krevní oběh. Z hlediska tepelných ztrát je zřejmé, že množství vyměněného tepla mezi organismem a okolím bude opět přímo úměrné velikosti povrchu těla a že přítomností oděvu se toto množství podstatně snižuje. Podíl tepelných ztrát vedením a prouděním je nižší než u ztrát sáláním a činí kolem 15–30 % všech tepelných ztrát.

Významnou úlohu při tepelných ztrátách má **vypařování** vody z povrchu těla, díky vysoké hodnotě skupenského tepla vypařování vody, které činí při teplotě povrchu těla $2,4 \text{ MJ/kg}$. Množství tepla odváděné z organismu vypařováním je kolem 20–25 % celkových tepelných ztrát. K vypařování dochází během dýchání a pocení. Při zvýšení tělesné teploty, za vyšší teploty vzduchu a při tělesném pohybu se produkce potu zvyšuje. Při jeho odpařování se významně uplatňuje relativní vlhkost vzduchu. Při jeho nasycení vodními parami odpařování zcela ustává. Podobně při nedostatečném pohybu vzduchu se vodní páry dostávají z vrstvičky nasycených par těsně u tělesného povrchu do okolí pouze volnou difuzí a odpařování je tak zpomaleno, zatímco při proudění vzduchu kolem těla je tato vrstvička strhávána a nahrazována vzduchem obsahujícím méně vodních par.

Celková tepelná pohoda organismu tedy závisí na následujících faktorech: teplotě vzduchu, vlhkosti vzduchu a proudění vzduchu.

3.5 Léčebné užití tepla

Tepelná energie může být organismu dodávána, nebo naopak odebírána z léčebných důvodů. Tento způsob léčby spadá do fyziatrie a balneologie.

Teplu může být přiváděno nebo odváděno různými způsoby. Především v podobě lázní a obkladů, ať celkových nebo částečných. Velikost dráždivého účinku lázně závisí na rozdílu teploty mezi povrchem těla a lázní, tepelné vodivosti lázně, tepelné kapacity lázně, době trvání lázně, velikosti ponořené části a kontaktem mezi lázní a ponořenou částí. Teplu přivádíme též parní lázní, pomocí obkladů vlhkých nebo suchých, pískových, bahenních nebo parafinových, nebo pomocí dlouhovlnné a krátkovlnné diatermie, světelné žárovkové lázně nebo infračerveným zářením. Sem patří infračervené lampy, jako solux, což jsou v podstatě žárovky, jejichž vlákno je podžhaveno, a proto ve spektru převládají delší vlnové délky viditelného světla, hlavně červená barva, a spektrum, je zvláště bohaté na infračervené záření. Absorpcí v ozařovaném objektu se infračervené záření mění v teplo.

Diatermie bude podrobněji zmíněna v kapitole 4.

3.6 Měření a regulace teploty

Teplota je objektivní míra tepelného stavu látky. Označíme-li jednotlivé tepelné stavy čísly, dostaneme stupnici teplot, kde se musí definovat základní bod stupnice a jednotka teplotního rozdílu. Jednotkou teploty je 1 kelvin (K), který je jednou ze základních jednotek soustavy SI. Je definovaný jako $\frac{1}{273,16}$ díl teplotního rozdílu mezi absolutní nulou a teplotou trojného bodu vody ($T_{troj.bod} = 273,16 \text{ K}$), což je základní bod stupnice. Teplota T vyjádřená v kelvinech souvisí s Celsiovou teplotou t_C vyjádřenou ve $^{\circ}\text{C}$ vztahem

$$T \text{ (K)} = 273,15 + t_C \text{ (}^{\circ}\text{C)}$$

Teplota se měří teploměry, které využívají závislosti určitých fyzikálních veličin na teplotě (délková a objemová roztažnost, změny elektrického odporu, vznik elektromotorického napětí v termočláncích, svítivost rozžhavených látek apod.).

3.6.1 Kapalinové teploměry

V laboratorní praxi se nejčastěji používají teploměry využívajícími tepelnou roztažnost kapaliny. Většinou se jako měřící kapalina užívá rtuť, protože je neprůhledná a má dobrou tepelnou vodivost. Tlustostěnná kapilára k se na dolním konci rozšiřuje v tenkostěnnou

válcovou nádobku n naplněnou rtutí, jejíž hladina je v kapiláře. Ve zbytku kapiláry je vyčerpán vzduch. Stupnice je vyryta ve skle kapiláry.

Lékařský teploměr. Jedná o rtuťový teploměr, zařízený na určení maximální teploty. Hladina rtuti zůstává na nejvyšší naměřené hodnotě a před dalším použitím je nutné ji sklepat, protože kapilára je nad nádobkou se rtutí zúžena, takže se v tomto místě při poklesu teploty rtuťový sloupec přetrhne. Používá se obvykle v provedení s tenkostěnnou kapilárou na podložce z mléčného skla. Stupnice má rozsah 35 až 42 °C a je dělena po 0,1 stupně. V současné době se více uplatňují bezrtuťové nebo digitální teploměry.

3.6.2 Kalorimetrický teploměr

Kalorimetr je tepelně izolovaná nádoba, která umožňuje stanovit tepelnou výměnu mezi tělesy. Kalorimetrický teploměr slouží k měření malých změn teploty v omezeném rozsahu stupnice. Jeho kapilára je na dolním konci rozšířena, čímž se podstatně zkrátí délka teploměru při zachování podrobného dělení stupnice v okolí obou základních bodů, které při kalorimetrickém měření potřebujeme.

3.6.3 Termistor

Termistor je polovodičová součástka (rezistor), u které je elektrický odpor značně závislý na teplotě.

3.6.4 Termočlánky

Termoelektrické články měří teplotu na základě termoelektrického (Peltier-Seebeckův) jevu, který popisuje vznik napětí při teplotních rozdílech mezi dvěma rozdílnými kovy nebo polovodiči. Jestliže vodivý pruh tvořený dvěma dráty z různých kovů zahříváme v jednom místě spojení, vzniká v obvodu rozdíl potenciálů, který je přímo úměrný rozdílu teplot obou spájených míst.

3.6.5 Regulace teploty

V laboratorní i lékařské praxi se setkáváme s řadou přístrojů na udržování konstantní teploty jako různé druhy termostatů, sušáren, sterilizátorů, inkubátorů a různých chladících zařízení. Regulace teploty se provádí automaticky tak, že přístroj pro měření teploty sám přes pomocné zařízení (relé) podle potřeby zapíná nebo vypíná vytápění nebo chlazení.

Ke hrubé regulaci teploty (například v sušárnách a sterilizátorech) se dobře hodí bimetalický teploměr. Je založen na tepelné roztažnosti pevných látek. Dva proužky kovu o různé tepelné roztažnosti jsou po celé své délce spojeny v jeden útvar, který se pak na jednom konci upevní. Zahříváním dochází k roztahování obou kovů, přičemž se bimetalický pásek ohýbá směrem ke kovu s menší roztažností. Volný pásek lze spojit s mechanickým převodem jednak s ukazatelem na stupnici, jednak lze umístit do určité vzdálenosti mechanické spínací zařízení, které při doteku mechanického pásku vypíná topení. Nastavením tohoto vypínače do různé vzdálenosti od pásku lze měřit regulovanou teplotu. Hodí se jen k hrubé regulaci v rozmezí několika stupňů.

3.7 Tepelná zařízení

3.7.1 Termostaty

Jsou zařízení, kde vnitřní prostředí zachovává volitelnou teplotu s minimálními odchylkami. Užívají se v laboratořích a dělí se na vodní a vzduchové. U obou druhů jde o skříň, případně komoru s dvojitými stěnami, které jsou vyplněny vzduchem nebo jiným izolačním médiem. Skříň je vyhřívána elektrickými topnými tělesy. Rozdíl mezi vodním a vzduchovým termostatem spočívá v různé tepelné setrvačnosti vodního a vzduchového pláště. Termostat se vzduchovou vrstvou je lehčí, levnější, rychleji se vyhřeje, lze jej konstruovat ve větších rozměrech, ale stabilita teploty je menší.

3.7.2 Sterilizátory a autoklávy

Sterilizátory a autoklávy jsou přístroje ke sterilizaci nástrojů, obvazového materiálu a jiného textilu pomocí tepla. Nejdokonalejší sterilizace se docílí v autoklávech s proudící přehřátou párou. Autokláv je hluboká nádoba, ve které se docílí přetlaku vodní páry kolem 0,2 MPa a teploty asi 120 °C. Autokláv je opatřen manometrem, pojistným přetlakovým ventilem, vodoznakem a regulačními kohouty. Všechny nástroje ovšem nesnášejí tento způsob sterilizace.

4 Biofyzika elektrických projevů a účinků, elektrické metody

Elektrické signály jsou jednou z forem projevů činnosti organismu. Jedná se buď o spontánní aktivity živého organismu, nebo jeho reakce na vnější podněty. Mezi spontánní aktivity patří např. signál způsobený srdeční aktivitou. Do druhé kategorie patří například evokované signály. Elektrické signály jsou generované buňkami (např. nervovými) jako výsledky procesů uvnitř buněk a mezi buňkami. Pokud takovou buňku stimulujeme způsobem, že překročíme prahovou hodnotu podnětu, buňka vygeneruje akční potenciál.

Celkový akční potenciál lze měřit pomocí nitrobuněčných elektrod; změny v mezibuněčných potenciálech se snímají elektrodami na povrchu daného orgánu nebo organismu. Toho se využívá zejména k diagnostickým metodám. Pro správné měření a interpretaci těchto biosignálů je nutné rozumět základním pojmům a fyzikálním zákonům elektrického pole.

4.1 Základní pojmy a definice

Elektrické jevy pozorujeme v přítomnosti elektrického náboje. Základní vlastností elektrických nábojů je jejich vzájemné silové působení. Existují dva druhy elektrických nábojů; pokud jsou souhlasně nabité, tak se odpuzují, v opačném případě se přitahují. Elementárním nábojem je náboj elektronu, který nese záporný náboj. Proton, který je v jádru atomu, má kladný náboj o stejné absolutní hodnotě. Tělesa, ve kterých se náboj šíří, nazýváme vodiči (např. Ag, Cu). Tělesa, ve kterých se náboj nešíří, neobsahují volné náboje, nazýváme izolanty. Opět platí zákon zachování energie, tj. při nabíjení a vybíjení těles je v izolované soustavě celkový elektrický náboj konstantní. Náboje ani nevznikají ani nezánikají, pouze se přemisťují mezi jednotlivými tělesy nebo pouze v rámci jednoho tělesa. Jednotkou elektrického náboje je *coulomb* C, který je definován jako elektrický náboj, který proteče vodičem při konstantním proudu 1 A za 1 s.

4.1.1 Coulombův zákon, permitivita látek a hydratace

Silové účinky dvou nábojů jsou ovlivněny mnoha faktory jako je např. prostředí, tvar a velikost těles, které jsou elektricky nabitá. Pro zjednodušení budeme uvažovat bodový náboj, který

má zanedbatelně malé rozměry vzhledem ke vzdálenosti, ve které silově působí. Podle Coulombova zákona na sebe působí dva souhlasné (nesouhlasné) náboje q_1 a q_2 odpudivou (přitažlivou silou), jež je přímo úměrná jejich součinu a nepřímo úměrná čtverci jejich vzdálenosti r

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon} \cdot \frac{q_1 q_2}{r^2}$$

Konstanta ϵ se nazývá permitivita a představuje lineární koeficient úměrnosti mezi elektrickou indukcí a intenzitou. V izolátorech nastává dielektrická polarizace (odtud izolátor – dielektrikum), která zeslabuje silové působení mezi náboji. V tabulkách bývají často uvedeny relativní permitivity (dielektrické konstanty) $\epsilon_{rel} = \epsilon/\epsilon_0$, které ukazují, kolikrát se původní pole v dielektriku zeslabilo. Relativní permitivita závisí nejen na druhu dielektrika, ale i na fyzikálních veličinách (např. teplota a tlak) a také na frekvenci f (pokud je dielektrikum zapojeno do obvodu se střídavým napětím). Všechny látky mají $\epsilon_{rel} > 1$, pro ilustraci uvádíme některé relativní permitivity v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1: Relativní permitivity některých prostředí

Prostředí	ϵ/ϵ_0	Prostředí	ϵ/ϵ_0
vakuum	1	porcelán	5 – 6
vzduch	1,0006	slída	6 – 8
parafínový olej	2,2	sklo	5 – 10
parafín	1,8 – 2,3	voda	78,5

4.1.2 Elektrický potenciál, potenciály na fázovém rozhraní

Uvažujme elektrické pole v okolí elektricky nabitého vodiče. Chceme-li přenést určitý souhlasný náboj q z nekonečna až do místa uvažovaného vodiče, musíme vykonat práci W . Tato práce se jeví jako potenciální energie uvažovaného náboje q , protože nezávisí na dráze, po které se náboj pohybuje, ale pouze na velikosti náboje a jeho počáteční a konečné poloze v daném elektrickém poli. Proto potenciální energie jednotkového náboje označujeme jako potenciál v daném místě. Potenciál v okolí kladného náboje je kladný a kolem záporného náboje záporný. Závislost mezi elektrickým potenciálem ϕ , prací W a elektrickým nábojem q udává vztah

$$\phi = \frac{W}{q}$$

Jednotkou elektrického potenciálu je *volt* (V), přičemž platí $V = J/C$. Rozdíl potenciálů dvou různých míst se nazývá elektrické napětí U .

Potenciál daného místa nemůžeme číselně vyjádřit, pokud se nerozhodneme, ve kterém místě považujeme potenciál za nulový. V našich dosavadních úvahách byl nulový potenciál v nekonečné vzdálenosti od uvažovaného elektrického vodiče (bodového náboje). V praxi je dostatečná taková vzdálenost, kde lze působení elektrostatické síly zanedbat.

Dosud jsme hovořili o přenosu "náboje". Je však třeba si uvědomit, že přenos náboje je zprostředkováván přenosem zcela určitých elektricky nabitých částic, tj. iontů nebo elektronů. Z chemie víme, že například přijetím elektronů se látka redukuje, tj. podléhá chemické reakci. Chemický potenciál sice opět změřit nelze, avšak lze změřit elektrochemický potenciál jako

práci potřebnou k přenesení jednotkového náboje, zahrnující chemickou i elektrickou složku práce. Označíme-li elektrochemický potenciál $\tilde{\mu}_i$, a chemický potenciál μ_i pak pro 1 mol i -té složky, účastníci se přenosu náboje a zmíněné chemické změny, lze napsat

$$\tilde{\mu}_i = \mu_i + z_i F \varphi$$

kde F je Faradayova konstanta, definovaná jako elektrický náboj 1 molu látky úplně disociované nebo ionizované na částice s elementárním nábojem (hodnota Faradayovy konstanty $F = 96\,485\text{ C/mol}$), z je počet elektronů, které jsou potřeba při vyloučení jedné molekuly. Hodnota elektrického náboje φ je v rovnici násobena $z_i F$ proto, aby druhý člen na pravé straně vyjadřoval práci vztaženou na 1 mol částic přenášejících náboj, neboť hodnoty elektrochemického potenciálu a chemického potenciálu jsou rovněž vztaženy na 1 mol.

4.2 Elektrické projevy v živém organismu

Uvedené fyzikálně-chemické poznatky lze aplikovat i v živých buňkách, zejména na membránový potenciálový rozdíl v buňkách vzrušivých tkání (svalová tkáň, nervová tkáň). Membrána tvoří fázové rozhraní a obecně má vlastnost, že některé ionty propouští a jiné nikoliv. Prostupuje-li některý iont buněčnou membránou, znamená to, že přes ni protéká elektrický proud. Membránový potenciál je obecná vlastnost všech živých buněk, ale u vzrušivých tkání je možné i jeho šíření, přenos a změny.

4.2.1 Klidový membránový potenciál buňky

Ion, který přechází přes membránu, přenáší náboj. Protože ion s opačným nábojem membrána nepropouští, fázové rozhraní (vnitřek buňky a její bezprostřední vnější okolí) se postupně polarizuje. Polarizace zastaví další transport iontů v okamžiku ustanovení rovnováhy mezi ionty s kladným a záporným nábojem. Membránový potenciálový rozdíl je tu dán poměrem aktivit iontu, který přechází nebo je transportován přes fázové rozhraní, v jedné (vnitřek buňky) a druhé (vnější okolí buňky) fázi.

Pokud vyjdeme z maximálně zjednodušujícího předpokladu, že buněčná membrána je propustná pro jeden druh iontu (i -tý iont), a že v rovnovážném stavu platí rovnost elektrochemických potenciálů, kde horní index in značí uvnitř a ex značí vně buňky, pak membránový potenciálový rozdíl $\Delta\varphi_{mem}$ je rozdíl elektrického náboje uvnitř a vně buňky a platí

$$\Delta\varphi_{mem} = \frac{RT}{z_i F} \cdot \ln \frac{a_i^{ex}}{a_i^{in}}$$

Tento membránový potenciál se někdy nazývá Donnanův potenciál. Membrána nervové buňky je v klidovém stavu podstatně propustnější pro draselné kationty než pro ostatní ionty přítomné v intracelulárním a extracelulárním prostředí. Propustnost pro ionty K^+ je například 40-krát vyšší než pro ionty Na^+ . V první aproximaci lze tedy příspěvek ostatních iontů ke klidovému potenciálu nervové buňky zanedbat a uvažovat tento klidový potenciál jako potenciální rozdíl $\Delta\varphi_{mem}$, kde i -té ionty jsou ionty K^+ . Víme, že díky aktivnímu transportu je uvnitř buňky koncentrace draselných iontů zhruba 35-krát vyšší než vně buňky. Jestliže aktivity a_i nahradíme koncentracemi, obdržíme pro napětí U mezi vnitřním a vnějším povrchem membrány

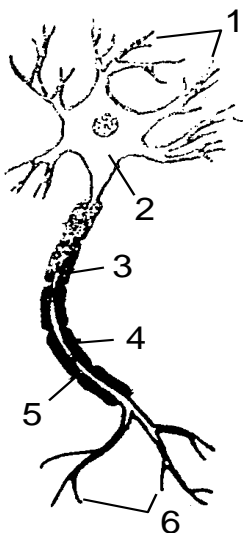
$$U_{mem} = \frac{RT}{F} \cdot \ln \frac{c_i^{ex}}{c_i^{in}}$$

protože pro univalentní ionty K^+ je $z = 1$. Po dosazení příslušných konstant a poměru koncentrací vně a uvnitř 1/35 obdržíme hodnotu membránového potenciálu -94 mV . Vnitřek buňky je oproti vnějšku záporný. Vypočtená hodnota je skutečně blízká naměřenému potenciálnímu rozdílu, takže klidový potenciál buňky lze skutečně zhruba považovat za membránový potenciálový rozdíl pro ionty K^+ . Současná technika umožňuje tyto membránové potenciální rozdíly měřit pomocí mikroelektrod. Jsou to skleněné kapiláry, vytažené tak, aby průměr jejich hrotu byl okolo $1 \mu\text{m}$, naplněné nasyceným roztokem chloridu draselného.

4.2.2 Akční potenciál nervového vlákna

Akční potenciál je podstatou neuronálních funkcí, protože umožňuje přenos informace. To je způsobeno otevřením membránových kanálů především pro sodíkové ionty, které mohou vstupovat dovnitř buňky. Z hlediska fyziky se jedná o **depolarizaci membrány**. Původní stav, tedy polarizace membrány, se po krátké době obnoví Na^+-K^+ pumpou.

Pro pochopení akčního potenciálu uvažujme klidový membránový potenciálový rozdíl (zkráceně „klidový potenciál“), vzniklý na membráně nervového vlákna na základě mechanismů popsaných v předchozí kapitole. Nervové vlákno (neurit, axon) je součástí nervové buňky (neuronu), jež je základní jednotkou nervové soustavy (obr. 4.1).



Obr. 4.1: Nervová buňka (neuron)

- 1 - dendrity
- 2 - tělo buňky (soma) obsahující jádro s jadérkem a protoplasmu
- 3 - osové vlákno (axon)
- 4 - myelinová pochva
- 5 - Ranvierův zářez
- 6 - zakončení axonu

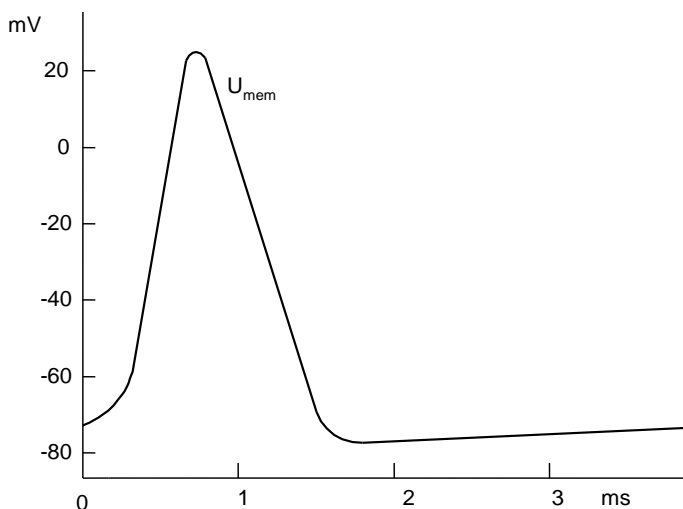
Vstupní části neuronu jsou dendrity, výstupní části jsou zakončení axonu. Axon je specializovaný výběžek neuronu sloužící k vedení vzruchu. Označení axon pro neurit je poněkud nepřesné, protože se tak původně označovala jen osová část neuritu bez tzv. gliových pochev. Během doby se však název axon vžil a často se používá pro celý neurit (nervové vlákno). U běžných nervových buněk je průměr axonu okolo $0,1$ až $20 \mu\text{m}$. Byly však objeveny „obří“ axony u sepie o průměru až $10^3 \mu\text{m}$, které umožnily provést první pokusy zaměřené na sledování elektrických procesů, probíhajících při vedení vzruchu. Nervovou buňku lze dráždit různými podněty (mechanickými, tepelnými, chemickými, elektrickými,

atd.). Použití elektrického způsobu dráždění umožnilo provést pokusy s příslušnými kvantitativními závěry.

Připomeňme si, že klidový potenciál je dán převážně rozdílem koncentrací draselných iontů, případně při účasti ostatních iontů, a že činí obvykle okolo -50 až -90 mV. Vnitřek buňky je záporný. Uvažujme dále, že přivedeme na axon napětí ze zdroje pomocí dvou elektrod, kde jedna je přiložena na vnější povrch membrány a druhá je zavedena dovnitř. Je-li vnější elektroda kladná, zvětšujeme tak kladný náboj na povrchu - způsobujeme „hyperpolarizaci“. Bude-li kladná vnitřní elektroda, způsobíme naopak „depolarizaci“.

Snížíme-li depolarizací absolutní hodnotu klidového potenciálu pod určitou prahovou hodnotu (tzv. prahový potenciál), odpoví nervové vlákno vznikem tzv. akčního potenciálu. Rozdíl mezi prahovým a klidovým potenciálem činí většinou 5 až 15 mV. Je-li tedy klidový potenciál např. -70 mV, může prahový potenciál činit -60 mV.

Vznik akčního potenciálu 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 zhruba 600krát. To má za následek podstatně rychlejší tok kladných iontů z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než naopak. Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty klidového potenciálu k nulové hodnotě (viz vrchol křivky na obr. 4.2) a dojde k transpolarizaci (vnitřek buňky se stává kladným). V další fázi (klesající část křivky) se membrána stává opět více propustnější pro ionty K^+ než pro ionty Na^+ a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě, jež je blízká k rovnovážnému potenciálu pro ionty K^+ .



Obr. 4.2: Akční potenciál na membráně nervového vlákna

Akční potenciál má pro danou nervovou buňku vždy stejnou hodnotu, bez ohledu na to, je-li vyvolán podnětem, který právě stačí snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového potenciálu (prahový podnět), anebo silnějším podnětem (nadprahový podnět). Fyziologové vyjadřují tuto skutečnost jako platnost zákona „vše nebo nic“. Díky tomu akční potenciál umožňuje přenášet informace bez přítomnosti šumu na, z hlediska buňky, veliké vzdálenosti.

Množství iontů prošlých membránou v průběhu akčního potenciálu je velmi nízké - asi $3 \cdot 10^{-12}$ až $4 \cdot 10^{-12}$ molů na 1 cm^2 plochy membrány. Proto je proces vzniku akčního potenciálu a opětovného ustavení klidového potenciálu 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 ionty Na^+ , který se nestačí plně ustavit.

Po určitou dobu (10-15 ms) po proběhnutí akčního potenciálu nelze prahovým podnětem vyvolat nový akční potenciál; lze jej však vyvolat nadprahovým podnětem. Tato doba se jmenuje „**relativní refrakterní perioda**“. Existuje však velmi krátká doba (asi 1 ms) tzv. „**absolutní refrakterní perioda**“, po kterou nelze po proběhnutí jednoho akčního potenciálu vyvolat následující akční potenciál ani nadprahovým stimulem .

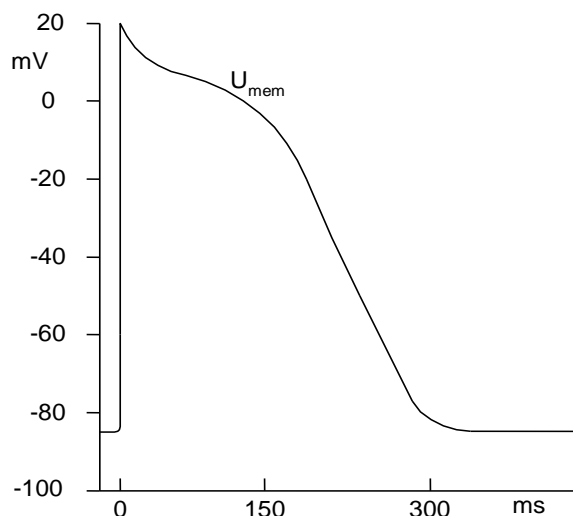
Funkcí nervového vlákna ovšem je nejen vznik akčního potenciálu, ale i jeho šíření. Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném krátkém úseku nervového vlákna docházelo k iontovým tokům napříč membránou. Proto je podrážděný úsek v této době opačně nabitý než sousední úsek. Snaha po vyrovnání nábojů 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 postupně šíří podél vlákna Rychlost šíření je asi 10 m/s, ale na axonu dosahuje až do 100 m/s.

4.2.3 Potenciály na ostatních biologických membránách

Z dalších membrán, na kterých se vytvářejí elektrické potenciální rozdíly, je třeba uvést především membrány svalových buněk. Přitom je třeba uvažovat tři typy buněk - kosterního svalu, hladkého svalu a srdečního svalu.

Klidový potenciál membrány buňky *kosterního svalu* se ustavuje podobně jako klidový potenciál membrány nervového vlákna. Za jeho vznikem jsou opět odpovědné převážně ionty K^+ . Během činnosti tohoto vlákna v něm vzniká a šíří se akční potenciál, opět podobným způsobem a na základě podobného mechanismu (tj. především zvýšením propustnosti pro ionty Na^+ otevřením příslušných iontových kanálů). Akční potenciál má také podobný průběh a způsob šíření jako v nervovém vláknu. Povel k činnosti vlákna kosterního svalu přicházejí od zakončení axonu motorického nervu. Různé axony jsou svými zakončeními připojeny na různé počty svalových buněk. 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 uvedena v činnost současně. Různého napětí svalu se dosahuje buď změnou frekvence akčního potenciálu, anebo změnou počtu motorických jednotek uváděných v činnost.

U buněk *srdečního svalu* je v klidu (během diastoly) klidový potenciál okolo -80 až -90 mV, daný opět ionty K^+ . V průběhu systoly vzniká akční potenciál, který, na rozdíl od potenciálu nervového vlákna, má charakteristické plató (obr. 4.4).



Obr. 4.4: Akční potenciál na membráně srdečního svalu

Fáze depolarizace je rychlá, repolarizace naopak pomalá. Průběh akčního potenciálu a tím i refrakterní perioda je řádově delší než u nervového vlákna. Při depolarizaci se, podobně jako u nervové buňky, uplatní hlavně rychlý průnik sodných kationtů iontovými kanály. V oblasti plató se uplatňují odlišné mechanismy. Jednak se zvýší propustnost membrány pro vápenaté ionty, které pak působí podobně jako ionty sodné, takže přispějí (spolu s ionty Na^+ , které mohou dále pronikat spolu s nimi nesespecifickým kanálem) k udržení stavu depolarizace, a 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 ustavení klidového potenciálu. V srdci je centrum automacie (prvotní podnět vzniká v sinusovém neboli sinoatriálním uzlu při ústí horní duté žíly do pravé síně), kde jsou buňky schopné spontánní depolarizace. Spontánní depolarizace je základem srdeční automacie.

Membrány buněk hladkého svalu mají poměrně nižší klidový potenciál (okolo -50 mV), což je způsobeno poměrně vyšší propustností pro ionty Na^+ ve srovnání např. s membránou nervového vlákna.

4.3 Použití elektřiny v lékařské diagnostice

Měření elektrických projevů biosignálů je složité, protože obecně se jedná o slabé signály, které mohou být rušeny pohybem svalů, dýcháním, elektronickým šumem apod.

Průběhy akčních potenciálů nervových či svalových vláken jsou rozdíly potenciálů na vnitřní a vnější straně membrány na čase během činnosti vlákna. Tyto závislosti byly měřeny experimentálně na izolovaných vláknech. U běžných impulsů tkání směr nepravidelný, proto záznam biosignálu svalů či dokonce mozku nemá charakteristický záznam. U myokardu dochází jakého biologické synchronizaci šíření „vlny“ depolarizace a tím je umožněna sumace těchto malých potenciálů na aktivitu, kterou jsme již schopni detekovat na povrchu těla.

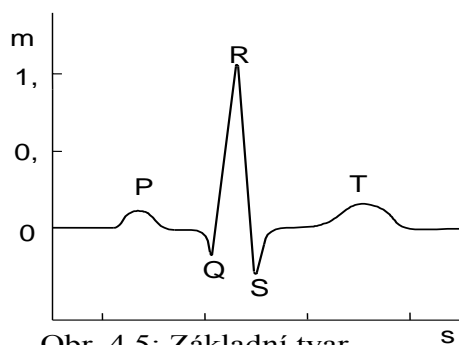
Získaný záznam se nazývá elektrogram, který je obrazem dějů probíhajících ve sledovaných orgánech. Elektrogram můžeme dostat buď v *unipolárním*, nebo *bipolárním* uspořádání. V unipolárním uspořádání je jedna (aktivní) elektroda přiložena na dané místo tkáně. Druhá je

elektroda referenční o konstantním známém potenciálu (zemnicí). V bipolárním uspořádání jsou obě elektrody aktivní - přiloženy na dvě různá místa téže tkáně.

Orgán (tkáň), ve kterém probíhají akční potenciály, můžeme považovat za elektrický dipól. Ten kolem sebe vytváří elektrické pole. Různá místa daného elektrického pole mají v daném čase různé potenciály, takže určité potenciálové rozdíly (napětí) lze naměřit nejen na povrchu uvažované tkáně, ale i mezi dvěma libovolnými body v okolí. Pro diagnostiku je pochopitelně nejschůdnější provádět měření na povrchu těla, a to opět v uspořádání unipolárním, kde jedna elektroda je aktivní (snímací) a druhá referenční, anebo obě aktivní.

4.3.1 Elektrokardiografie

Záznam akčních potenciálů dosáhl největšího praktického využití v kardiologii v diagnostice srdečních chorob. Principem je sledování časových změn elektrického potenciálu způsobeného srdeční aktivitou. Akční potenciál v myokardu vzniká spontánně (tj. spontánní depolarizací) nejprve v tzv. splavovém (sinoatriálním) uzlu. Šíří se potom v koncentrických kruzích dále směrem z předsíně do komor. Akční potenciály ve vláknech komor i síní mají podobný průběh, jak jej známe z obr. 4.4, avšak ve vláknech komor jsou časově zpožděny oproti vláknům síní. Měříme-li potenciální rozdíl v závislosti na čase mezi dvěma body na povrchu těla, po dobu 1 periody činnosti srdečního svalu, obdržíme křivku, kde každý bod odpovídá superpozici potenciálů membrán svalových vláken v různých částech tohoto svalu v daném čase. Takto získaná křivka se nazývá *elektrokardiogram* (EKG). Její základní tvar je na obr. 4.5. Podává nám informaci o frekvenci, rytmu, původu a způsobu šíření dráždivého podnětu.



Obr. 4.5: Základní tvar elektrokardiografického záznamu

Jednotlivá maxima a minima křivky jsou označena písmeny P, Q, R, S, T. Vlna P u zdravého člověka má kladnou amplitudu do 0,3 mV s dobou trvání do 100 ms a odpovídá depolarizaci předsíní, úsek PQ zpoždění převodu vzruchu mezi předsíněmi a síňokomorovým (atrioventrikulárním) uzlem. Na úseku QRS s dobou trvání 50-110 ms se podílí hlavně depolarizace komor (tyto části se nazývají kmity). Q vlna je první vlna se zápornou výchylkou. Normální vlna Q má amplitudu v rozsahu až 25% vlny R, její doba trvání nepřesahuje 30 ms. Amplituda u R vlny je závislá na místě snímání. Může dosahovat až několik mV, její doba trvání je do 100 ms. S vlna je druhá s negativní amplitudou a následuje po vlně R. Chybí-li vlna R, označujeme tuto výchylku jako QS. U zdravého člověka má S vlna amplitudu do -0.8 mV a dobu trvání do 50 ms. Úsek ST odpovídá repolarizaci komor. Pro T vlnu ukazují tabulky elektrokardiografických měření proměnlivý rozsah amplitud až do 8,8 mV, její doba trvání u zdravého člověka je od 100 do 250 ms. Je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny. Jednotlivé časové intervaly jsou mimo jiné závislé na fyzické aktivitě.

Z povrchu těla se snímají potenciály elektrodami, jejichž povrch je kovový. Přechodový odpor mezi elektrodou a povrchovou vrstvou kůže se snižuje nanesením vodivé pasty. Potenciály se nesnímají z libovolných, ale pouze ze standardně zavedených míst. Podle standardních metodik je jich celkem dvanáct, šest na končetinách a šest na hrudníku. Pro speciální vyšetření se používají i další místa.

Nejběžnější místa pro umístění snímacích elektrod tvoří tzv. *Einthovenův trojúhelník*: pravé předloktí (R), levé předloktí (L), levý bérec (F). Pravý bérec je přitom připojen k zemníci svorce. Znamená to, že v tomto trojúhelníku lze získat tři záznamy ze tří bipolárních svodů: svod I - RL, svod II - RF a svod III - FL. Každý z těchto svodů lze samostatně hodnotit. Z hodnot amplitud v jednotlivých svodech lze určit elektrický směr srdeční osy.

Každý z bodů R, L, F lze také snímat unipolárně, tj. měřit potenciálový rozdíl mezi tímto bodem a referenční elektrodou. V současné době užívanou modifikací unipolárních končetinových svodů jsou tzv. *zesílené Goldbergerovy svody*, označované aVR, aVL a aVF, a jde pouze o jiná zapojení.

Jak jsme již zmínily, kromě výše uvedených standardních končetinových svodů se používá pro zpřesnění diagnostiky a lokalizace poruch též 6 hrudních svodů.

4.3.2 Ostatní metody

Z ostatních elektrodiagnostických metod má praktický význam *elektroencefalografie* (EEG), která registruje potenciály (velikost snímaných potenciálů je v řádu μV) vznikající v mozku. Potenciály se snímají z neporušené kůže na hlavě. Kontakt je zajištěn pomocí tkaniny navlhčené fyziologickým roztokem. Zatím neexistuje výklad mechanismu, který by vysvětloval tvary jednotlivých vln vznikajících za fyziologických či patologických stavů. Neurolog hodnotí tyto vlny na základě empirických poznatků.

Elektrokortikografie je metoda, při které se snímají potenciály pomocí nepolarizovatelné elektrody (stříbrná elektroda pokrytá vrstvičkou chloridu stříbrného) přímo z povrchu obnažené kůry mozkové. Tato metoda přichází v úvahu při mozkových operacích.

Elektromyografie se používá na snímání akčních potenciálů kosterního svalstva pomocí dvou jehlových elektrod zavedených pod kůži přímo do svalu. Snímat lze i z povrchu kůže nad příslušným svalem.

Elektroretinografie se zabývá snímáním akčních potenciálů oční sítnice pomocí nepolarizovatelných elektrod, přiložených na rohovku a spánek pacienta. Přitom se na různá místa sítnice vrhá úzký kolimovaný svazek světla.

Existují i speciální metody, založené na sledování akčních potenciálů hladkého svalstva (střeva, močového měchýře, dělohy).

4.4 Elektrický proud

Elektrický proud I (jednotka *ampér A*) je jednou ze základních fyzikálních veličin soustavy SI. Definuje se jako celkový elektrický náboj, který projde průřezem vodiče za jednotku času a je charakterizován amplitudou, periodou nebo frekvencí, polaritou a tvarem průběhu amplitudy během jedné periody. Základní dělení je podle směru toku v čase na stejnosměrný a střídavý proud. Stejnosměrný proud v čase nemění směr svého toku, ale velikost proudu se měnit může. Střídavý proud mění velikost a směr v čase s určitou periodou. Jednotlivé proudy se mohou vzájemně skládat. Aby mohl protékat elektrický proud, musí být uzavřený obvod.

4.4.1 Vedení proudu v organismu

Připomeňme si, že při průchodu stejnosměrného proudu ohmickým odporem platí Ohmův zákon $U = RI$. Je-li střídavé napětí U na vodiči, který se kromě ohmického odporu vyznačuje i svou určitou kapacitou C a vlastní indukcí L , bude takto vzniklý obvod klást průchodu proudu zdánlivý odpor (impedance) Z , jenž se skládá ze tří složek: R – ohmický odpor (resistance), $R_C = 1/\omega C$ - kapacitní odpor (kapacitance), $R_L = \omega L$ - indukční odpor (induktance), kde úhlová frekvence $\omega = 2\pi f = 2\pi/T$, kde f je frekvence a T je perioda.

Tento zdánlivý odpor můžeme naměřit a platí pro něj Ohmův zákon, tedy $U = ZI$. Vztah mezi zdánlivým odporem a jeho složkami je

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}$$

Čistý ohmický odpor (R) se uplatní zejména v kapalném prostředí, kde je jak v intracelulárním, tak v extracelulárním prostředí dostatek volných iontů, které vedení proudu zprostředkují.

Vlastní hmota biologických membrán se při vedení elektrického proudu chová zcela odlišně než kapalně intracelulární či extracelulární prostředí. Buněčné membrány mají značnou kapacitu - okolo $1 \mu F cm^{-2}$. Jejich odpor je zhruba o 8 řádů vyšší než odpor protoplasmatického prostředí. Proto jsou biologické membrány špatně vodivé pro stejnosměrný proud a při průchodu střídavého proudu se uplatňuje jejich kapacitance R_C . Buněčnou membránu si můžeme z elektrického pohledu zjednodušeně představit jako kondenzátor. Kapacita C kondenzátoru tvořeného dvěma deskami o ploše S umístěnými od sebe ve vzdálenosti l je dána jako

$$C = \frac{\epsilon S}{l}$$

4.4.2 Účinky různých druhů proudu na organismus

Elektrické proudy se v živém organismu uplatňují třemi typy účinků. Jsou to účinky **elektrolytické, dráždivé a tepelné**. Přitom záleží na druhu proudu. Je třeba připomenout, že uvažujeme účinky elektrického proudu na živý organismus. Například tepelné účinky se pochopitelně musí projevit při každém průchodu elektrického proudu vodičem, avšak v živém organismu je u některých druhů proudu nemůžeme uvažovat, neboť k jejich uplatnění by bylo třeba užít takového proudu, že by došlo k poškození jinými účinky.

Vodné prostředí v organismu (extracelulární tekutina, intracelulární tekutina a tělesné tekutiny) obsahuje ionty, a proto se chová jako elektrolyt. Je tedy pochopitelné, že *stejnoseměrný proud* má na živý organismus *elektrolytické účinky*. Tepelné účinky není třeba z výše uvedených důvodů uvažovat.

Dráždivost tkání (například určitých svalů) můžeme vyjádřit pomocí určitých veličin zvaných **reobáze a chronaxie**. Jestliže totiž dráždíme sval pravoúhlými proudovými impulsy, existuje určitá hodnota proudu, pod kterou nelze podráždění vyvolat. Ta se nazývá reobáze. Chronaxie je pak **doba trvání impulsu** nutná k podráždění svalu proudem rovným **dvojnásobku** reobáze.

Střídavý nízkofrekvenční proud (50-500 Hz) má pouze slabé elektrolytické účinky, protože polarita elektrod se při jeho průchodu mění. Během jedné půlperrody je jedna elektroda anodou a nastává na ní anodická oxidace, zatímco na druhé probíhá katodická redukce. V další půlperiodě se polarita obrátí a produkty předchozí anodické oxidace se katodicky zredukuje a naopak. Slabé elektrolytické účinky se mohou projevit jen při nízké frekvenci, kdy se produkty elektrodových dějů vzdálí difúzí z dosahu elektrody dříve, než dojde ke změně její polarity. U střídavého nízkofrekvenčního proudu jsou však význačné **účinky dráždivé**. Dráždivý účinek roste se stoupající frekvencí asi do frekvence 100 Hz. S dalším zvyšování frekvence se dráždivý účinek snižuje, takže nad 100 Hz je prahová hodnota dráždivého proudu přímo úměrná druhé odmocnině frekvence. Podráždění svalu se projeví jeho záškubem. Při průchodu srdečním svalem může dojít k poruše až k zástavě jeho činnosti se smrtelnými následky. Tepelné účinky opět nemá význam uvažovat vzhledem k převládajícím účinkům dráždivým. V rámci úrazů elektrickým proudem ovšem může dojít k popálení v místě kontaktu.

Střídavý vysokofrekvenční proud nemá žádné elektrolytické účinky. Dráždivé účinky se stoupající frekvencí klesají a úplně se přestávají uplatňovat při frekvencích nad 100 kHz: u vysokofrekvenčního proudu se tedy mohou plně uplatnit *tepelné účinky*. Proto se těchto vysokofrekvenčních proudů využívá k prohřívání tkání při aplikaci *diatermie*.

4.5 Využití elektřiny v terapii 4.6 Měření elektrických veličin

Použití elektřiny v terapii v podstatě spočívá ve využití jednotlivých účinků různých typů proudu, které byly popsány v předchozí části.

4.5.1 Galvanoterapie

Účinků stejnosměrného proudu lze využít pro vpravování iontů do organismu pomocí stejnosměrného proudu. Jedná se především o kontaktní elektroterapii intoforézu a galvanizaci.

lontoforéza se používá k vpravování léků s elektrickým nábojem působením galvanického proudu. Využívá se principu odpuzování stejně nabitých částic, kationy se aplikují z anody a anionty z katody. Ve formě kationtů se aplikují například vápník, měď, zinek, chinin, kokain, histamin, akonitin, ve formě aniontů jód, salicyl, atofan, streptomycin, atd.

Klidová galvanizace využívá hloubkový i povrchový účinek nepřerušovaného galvanického proudu. Jedná se především o polarizaci tkání, kde dochází ke změně koncentrací iontů v extracelulárním i intracelulárním prostředí, protože dlouhodobým průchodem proudu dochází k postupné depolarizaci membrán a změně propustnosti pro sodíkové kationy, čímž klesá odpor. Galvanizace se využívá zejména k tlumení bolesti a léčení zánětů.

4.5.2 Elektroléčba střídavými a přerušovanými proudy

Různé tvary střídavých či přerušovaných proudů lze využít díky jejich dráždivým účinkům na nervy a svaly. Některé dříve používané metody mají dnes již jen historický význam.

V současné době je běžné použití tzv. **diadynamických proudů**. Přístroj k léčení diadynamickými proudy poskytuje jak nepřetržitý proud sinusového průběhu o frekvenci 50 a 100 Hz, tak jednotlivé vlny, kde se může nastavit trvání, počet a frekvence impulsů.

4.5.3 Elektrostimulace

K terapeutickým účelům se tkáň stimulují nejčastěji pravoúhlými impulsy o době trvání desetin až jednotek *ms*, které se opakují s frekvencí jednotek až desítek *Hz*. Proud bývá řádu desítek *mA*, napětí okolo 10 *V*. V klinické praxi se lze setkat se stimulací srdce (kardiostimulace), periferních nervů, mozku, míchy, močového měchýře či střeva.

Dočasná kardiostimulace se používá při takových poruchách srdečního rytmu (například při infarktu myokardu), při kterých lze v budoucnu očekávat normalizaci. Nejvhodnější je katetrizační zavedení stimulační elektrody do pravé srdeční komory. Existují jednak stimulatory s pevnou frekvencí, jednak stimulatory typu „on demand“, jejichž činnost je podle potřeby inhibována biopotenciálem srdečních komor.

Trvalá kardiostimulace se používá v případech, kdy lze očekávat trvalou poruchu srdečního rytmu. Nejobvyklejší je opět katetrizační zavedení stimulační elektrody do pravé srdeční komory. Stimulátor s vlastním zdrojem se implantuje pod kůži. Opět přicházejí v úvahu stimulatory s pevnou frekvencí anebo stimulatory typu „on demand“.

Urostimulatory slouží k elektrické stimulaci močového měchýře. Používají se při poruchách funkce močového měchýře (například při úrazech míchy). Elektrostimulace má v tomto případě vyvolat koordinovaný stah hladkého svalstva močového měchýře. Přitom nesmí být podrážděny svěrače močové trubice, jež by zabránily vypuzení moče.

Elektrostimulace střeva se aplikuje krátkodobě, zejména ke zvládnutí ileózních stavů.

Elektrostimulace periferních nervů se používá u částečně ochrnutých osob. Jde o trvalou elektrostimulaci, která způsobuje stah určitých svalů, například při chůzi, kdy elektrostimulace například umožňuje ohyb v kotníku. Dnes jsou již hlášeny velké skupiny nemocných, u kterých se elektrostimulací periferních nervů podařilo podstatně zlepšit či normalizovat chůzi. Elektrostimulace má uplatnění i v jiných oblastech jakou je například *kochleární implantát*, nazývaný je též "elektronické ucho"; mohou částečně vrátit sluch některým neslyšícím osobám. Elektroda či systém elektrod je implantován pacientovi extra- nebo intrakochleárně. Jde potom o extra- nebo intrakochleární stimulaci.

4.5.4 Defibrilace

Defibrilace (depolarizace) srdce je jednorázový zákrok k záchraně lidského života v případě fibrilace komor, která mohla nastat v souvislosti s úrazem elektrickým proudem, s infarktem myokardu či z jiných příčin. Účelem je vyvolat současnou depolarizaci všech srdečních vláken. Pro tento účel jsou vhodné pravoúhlé anebo mírně zaoblené proudové impulsy o době trvání 5-8 *ms*. U fibrilace se používá na zrušení srdeční arytmie elektrošoky od 50 *J* až po 300 *J*. U fibrilace síní je nutné aplikaci elektřiny synchronizovat s R vlnou na zapisovaném EKG. Tato terapie elektřinou se označuje jako kardioverze a má význam při srdeční zástavě a následné kardiopulmonální resuscitaci.

4.5.5 Vysokofrekvenční terapie

Pro své převládající tepelné účinky je vysokofrekvenční proud vhodný k prohřívání organismu. Tímto zahříváním se dosáhne zvýšení rychlosti biochemických reakcí, dilatace

cév a tím zlepšení prokrvení a zrychlení přísunu živin a odplavení zplodin metabolismu, změkčení a odplavování jizevnatého vaziva a starých srůstů, odplavování usazených solí, případně v některých případech útlum přecitlivělosti.

4.5.6 Elektrochirurgie

Vysokofrekvenčního proudu lze též využít k řezání a koagulaci tkání v chirurgii. V podstatě lze vysokofrekvenční chirurgie užít pro většinu řezů prováděných jinak skalpelem. Výhodou je zástava krvácení v řezné ploše, nevýhodou je někdy horší pevnost rány po zhojení. Lze nastavit různé režimy jejich provozu - například řezání, koagulaci anebo kombinaci těchto procesů (řezání se zvýšeným koagulačním efektem). Aktivní elektroda slouží jako vlastní chirurgický nástroj. Druhá, neutrální elektroda se umísťuje pod tělo pacienta a kontakt je zajišťován pomocí roušky nasáklé fyziologickým roztokem. Aktivní elektrody jsou dispoziční v různých tvarech. Nejčastěji se užívá elektroda ve tvaru úzké ploché čepele. Hodí se jak k řezání, tak ke koagulaci cév.

K řezu dochází tak, že průchodem proudu se zvýší teplota a tím dojde k odpaření vody v tkáni. Napětí mezi elektrodami musí být dostatečně velké, aby se přítomná vodní pára ionizovala a tím se stala vodivou. Tím dochází k uvolňování malých částí tkáně a vzniká trhlinka. Pro koagulaci se používají proudy s malou střední hodnotou. V tomto případě teplota není dostatečná k odpaření vody, ale způsobuje srážení tkáně.

5 Biomechanika

Biomechanika je nauka o pohybu živého organismu a o pohybu, který živý organismus vyvolává. Zkoumá se především vliv vnitřních a vnějších sil, které ovlivňují mechanické vlastnosti živého organismu nebo jeho částí. Silami vnitřními nazýváme síly, které vznikají v živém organismu. Vnější síly mají svůj původ mimo tento organismus. Biomechanika je transdisciplinární obor, protože mechanické vlastnosti tkání souvisí úzce nejen s pohybovým ústrojím, ale i například s krevním oběhem nebo dýcháním.

5.1 Mechanické vlastnosti tkání

Mechanické vlastnosti živých tkání jsou rozdílné od vlastností pevných nebo koloidních látek. Jsou především dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem jsou vlákna elastinu a kolagenu (nerozpustné proteiny přibližně vláknitého tvaru). Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací (až 150%), kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Pevnost charakterizuje strukturní odolnost látky vůči působení vnější síly, pružnost (elastická) definuje schopnost tělesa vrátit se do původního tvaru, roztlačnost (distenzibilita) určuje poddajnost látky vůči působení vnější síly a tvárnost (plasticita) je schopnost měnit trvale svůj tvar vlivem vnější síly. Dynamickou vlastností je vazkost (viskozita). U jednotlivých tkání se tyto vlastnosti projevují v různém stupni.

5.1.1 Deformace kostí

Kost může být z mechanického hlediska chápána jako komplexní biomateriál, který z mechanického hlediska vykazuje různé mechanické vlastnosti podle své struktury, lokality, směru zatížení, apod. Pro kost je typická strukturální nehomogenita a anizotropie. Minerální látky, především vápník, dodávají kosti tvrdost a křehkost. Proto je

demineralizovaná kost měkká a poddajná. Naopak deproteinizovaná kost je tvrdá, křehká a snese jen nízké zatížení v tahu.

Pružná tělesa, mezi která řadíme i kosti, se působením síly deformují, mění svůj tvar. Přitom v nich vznikají napětí nebo tlaky. Pro malé deformace platí *Hookův zákon*: *Pokud je deformující síla malá, pak deformace je úměrná této síle.*

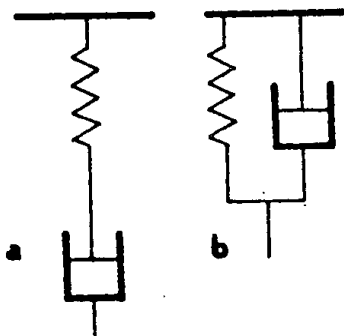
Mezi deformace patří *natažení, stlačení a ohyb*. Působí-li na tyč o délce l a průřezu S síla F v podélném směru, pak natažení (nebo stlačení) Δl je přímo úměrné působící síle a délce tyče a nepřímo úměrné jejímu průřezu:

$$\Delta l = \frac{lF}{ES}$$

kde E je Youngův modul pružnosti. Pro daný materiál je konstantou a je vyjadřován v jednotkách síly na jednotku plochy ($N.m^{-2}$), tedy v pascálech Pa .

5.1.2 Deformace měkkých tkání

Měkké tkáně lidského těla mají vlastnosti viskózně elastické, neboť jejich deformace je funkcí nejen působícího napětí, ale také času. Jejich chování lze modelovat pomocí pružiny a pístu, pohybujícího se ve viskózní kapalině (viz obr. 5.1). *Maxwellův prvek* (obr. 5.1 a) sestává ze sériového zapojení pružného a viskózního členu. Při rychlém prodloužení dojde nejprve k protažení pružiny a vzniklá síla způsobí pohyb pístu v tlumícím členu, čímž se napětí v pružině zmenšuje při jejím současném zkracování. Napětí (síla na plochu) nebo při obráceném postupu tlak v takovémto systému klesá exponenciálně s časem. *Voigtův prvek* (obr. 5.1 b) sestává z paralelního zapojení pružiny a pístu. Proto neumožňuje náhlá prodloužení. Je-li však k němu v sérii zapojena další pružina, umožňuje tento systém modelovat okamžité prodloužení a napětí v něm neklesá na nulu. Tyto prvky plně nesimulují chování přirozeného svalu.



Obr. 5.1: Mechanický model svalu; a) Maxwellův prvek, b) Voigtův prvek

Významnou úlohu v dynamice krevního oběhu mají pružné deformace cévních stěn. Pružnost cév vyrovnává pulzní charakter toku krve v cévách. Část kinetické energie proudící krve se během systoly mění na potenciální energii roztažitelných vláken elastinu a kolagenu, které jsou pružnými komponentami v cévní stěně. Spolu s vlákny hladkého svalstva vytvářejí elastické napětí cévní stěny. Stěny artérií jsou elastická tělesa s anizotropními vlastnostmi (různá pružnost v různém směru). Proto je nutné rozlišovat ve válcové stěně trubice modul pružnosti v tangenciálním (obvodovém), podélném a radiálním směru. Z nich má pro

závislost objem – tlak a pro popis šíření vln po stěnách trubice největší význam tangenciální složka modulu pružnosti.

5.2 Biofyzika svalů

V motorickém orgánu, svalu, se energie chemických vazeb mění v teplo a mechanickou práci. Mechanická práce je důsledkem kontrakce svalových vláken. Svalové vlákno o průřezu asi $50 \mu\text{m}$ a délce několika centimetrů se skládá ze svazků myofibril o průměru asi $5 \mu\text{m}$. Myofibrily jsou vytvářeny dvěma druhy filament. Silnější (průměr $10\text{--}15 \text{ nm}$) jsou převážně tvořeny myozinem, slabší ($5\text{--}6 \text{ nm}$) jinou strukturní bílkovinou, aktinem. Podle Huxleyovy a Hansenovy teorie spočívá podstata svalového stahu v relativním pohybu těchto filament, v zasouvání slabších vláken aktinu mezi silnější vlákna myozinu. Energie, potřebná pro tento pohyb, je uvolňována hydrolýzou (štěpení ATP). Po nadprahovém podráždění stahové napětí svalového vlákna rychle roste do maxima během 50 ms , a pak v průběhu dalších $100\text{--}150 \text{ ms}$ klesá.

Při kontrakci vyvíjí sval sílu na své úpony. Kontrakcí přitom rozumíme stav, který se projeví buď zkrácením svalu, nebo vznikem svalového napětí, nebo obojím. Svalové napětí, které sval vyvíjí, je jeho základní funkční vlastností. Sval se přitom může zkracovat a prostřednictvím pák působit pohyb pohyblivých částí těla. Jelikož přitom síla působí po určité dráze, je konána mechanická práce. Tato kontrakce se nazývá *izotonická*. Kontrakce, při níž sval nemění svou délku, se nazývá *izometrická*. Síla, vyvinutá svalem při izometrické kontrakci, je použita pro vyrovnání jiných vnějších sil, obvykle tíhových, nebo pro zabránění pohybu. Druhy kontrakce a jejich souvislost s mechanickou prací ukazuje tabulka 5.1.

Tabulka 5.1: Kontrakce svalů

Typ kontrakce	Funkce	Velikost vnější síly působící na sval	Mechanická práce konaná svalem
zkrácení	zrychlení	malá	kladná
izometrická	fixace	větší	žádná
prodloužení	zpomalení	velká	záporná

Kosterní, srdeční a hladké svaly jsou pružně roztahitelné. Nestimulovaný kosterní sval v těle vykazuje určité napětí. Velikost svalového napětí je závislá na délce svalu v okamžiku dráždění. Klidová délka svalu je taková, při níž může být vyvinuto maximální napětí. Pružné napětí svalu je funkcí celkového počtu svalových vláken a je vyjadřováno jako síla na jednotku plochy kolmou na směr svalových vláken. Silové působení, které lidský sval může vyvinout, je kolem 40 N.cm^{-2} . Pro konání vnější práce se sval musí zkrátit, a proto je velikost práce funkcí délky svalových vláken a celkového průřezu svalu. Rychlost a stupeň zkrácení svalu závisí na jeho zátěži. Rychlost krácení svalu je největší na počátku a postupně klesá k nule při maximálním zkrácení, kdy se vyvíjí největší izometrické napětí. Největší sílu vyvíjí sval při izometrické kontrakci. Rychlost zkracování svalů v těle je ovlivněna setrvačností jednotlivých částí těla.

Síla, vyvíjená při kontrakci, působí v těle prostřednictvím pák. Nejčastěji se jedná o páky jednozvrtné.

Účinnost svalové práce je nízká, maximálně 40 %. Při svalovém stahu se energie E uvolněná hydrolýzou ATP mění na aktivační teplo W_a (projev chemických změn, které přivádějí sval z klidového stavu do pohybu), zkracovací teplo W_z (úměrné zkrácení) uvolněné během zkracování a mechanickou práci W .

5.3 Mechanická práce srdce

Srdeční sval vykonává mechanickou práci, která umožňuje distribuci krve krevním řečištěm. Práce je postupně rozptýlena do organismu ve formě tepla, vznikajícího třením.

Střední tlak však není aritmetickým průměrem systolického a diastolického tlaku. Při normální tepové frekvenci je jeho hodnota přibližně určena vztahem $P_{stř} = (\text{systolický tlak} + 2 \cdot \text{diastolický tlak})/3$. Dosadíme-li za střední tlak $P_{stř} @ 1,33 \cdot 10^4 \text{ Pa}$ a za objemovou rychlost průtoku $V = 5 \text{ l/min} = 5 \cdot 10^{-3} \cdot (1/60) = 8,33 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$, dostáváme pro výkon levého srdce hodnotu $1,1 \text{ W}$. Je-li střední tlak v pravé komoře asi 20 % tlaku v levé komoře, pak při stejné objemové rychlosti průtoku krve činí výkon pravé komory asi $0,2 \text{ W}$ a celkový výkon srdečního svalu můžeme odhadnout na $1,3 \text{ W}$ při normální frekvenci 70 tepů za minutu. Při těžké tělesné práci převyšuje minutový srdeční výdej asi 4krát normální hodnoty a střední tlak se zvyšuje asi o 50 %, takže celkový mechanický výkon srdce dosahuje asi šestinásobku klidových hodnot.

Energetická spotřeba srdečního svalu je součtem dvou komponent. Prvá je ekvivalentní vykonané mechanické práci. Energetické nároky na druhou komponentu, tzv. vnitřní srdeční práci, vznikají tím, že srdeční svalové buňky vyvíjejí značné napětí i v těch fázích srdečního cyklu, kde se nekoná zevní srdeční práce, tj. v průběhu diastoly a izovolumické fáze systoly. Srdeční sval potřebuje energetický příkon úměrný vyvíjenému napětí nezávisle na tom, zda koná vnější práci. Druhá komponenta je tedy dána časovým integrálem svalového napětí.

Mechanická účinnost srdce, tj. poměr vykonané mechanické práce ku celkové energetické spotřebě, je velmi malá a pohybuje se v klidu kolem 3 % a i v případě zvýšené tělesné námahy, kdy podíl mechanické práce roste, nepřesahuje 15 %.

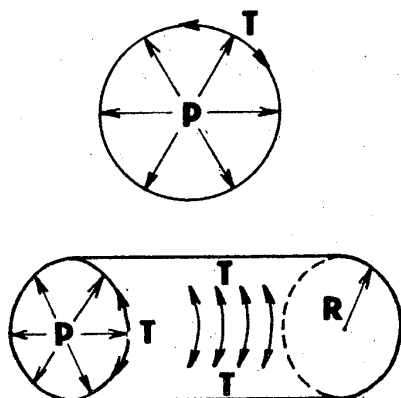
5.4 Biofyzika krevního oběhu

Srdeční sval je motorickým orgánem, který vytlačuje prakticky nestlačitelnou krev do rozvodného systému tvořeného cévami. Proudění krve je způsobeno tlakovými rozdíly mezi tepennou a žilní částí cévního systému. Cévy jsou elastické a roztažitelné a mají schopnost aktivní kontrakce. Hlavní fyziologickou funkcí krve je přivádět do tkání kyslík a výživné látky a odvádět z nich oxid uhličitý a další produkty tkáňového metabolismu.

Nejprve si definujeme *tlak*. Působí-li na plochu S tlaková síla F (kolmo a rovnoměrně), pak skalární veličinu P definovanou vztahem

$$P = \frac{F}{S}$$

nazýváme tlakem. Jednotkou tlaku je pascal (Pa) = $\text{N} \cdot \text{m}^{-2}$.



Obr. 5.3: Schéma působení tlaku P a tečného napětí T na stěnu pružné trubice

Pascalův zákon říká, že tlak vyvolaný vnější silou působící na povrch kapaliny je všude stejný. Je důležité si uvědomit, že Pascalův zákon neříká, že tlak je v celé kapalině stejný, ale hovoří o rovnoměrném šíření tlaku v kapalině. Například tlak vzrůstá s hloubkou pod volným povrchem. Stlačováním kapaliny vzrůstá tlak ve všech místech stejně, ale rozdíly tlaku v různých hloubkách zůstávají zachovány. To popisuje tzv. *hydrostatický tlak*.

Hydrostatický tlak P sloupce kapaliny o hustotě $\rho = m/V$ ($kg \cdot m^{-3}$) v hloubce h (m) pod volným povrchem v tíhovém poli o tíhovém zrychlení g ($m \cdot s^{-2}$) je definován vztahem

$$P = h\rho g$$

Jedná se v podstatě o tlak vyvolaný vlastní tíhou kapaliny, který závisí pouze na hustotě kapaliny ρ a hloubce h pod hladinou. Pro úplnost si ještě uvedeme jednotku tlaku nejčastěji používanou v medicíně: $1 \text{ Torr} = 1 \text{ mm Hg}$.

Velikost hydrostatického tlaku plynů je ovlivněna skutečností, že hustota plynu je funkcí výšky, $\rho = \rho(h)$. Atmosférický tlak je určen výškou vzdušného obalu Země a u hladiny moře činí 10^5 Pa .

Vztah mezi napětím T ($N \cdot m^{-1}$) ve stěně pružné membrány uzavírající objem kapaliny s rozdílem tlaků P (Pa) uvnitř a vně membrány popisuje *Laplaceův zákon*:

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

kde R_1 a R_2 jsou hlavní poloměry křivosti membrány v daném bodě. Pro membránu válcového tvaru (viz obr. 5.3) je jeden poloměr křivosti nekonečně velký a proto $P = T/R$. Pro kouli o poloměru R je $R_1 = R_2 = R$ a proto $P = 2T/R$.

Pro ustálené proudění ideální kapaliny trubicí o nestejném průřezu, kterým můžeme zjednodušeně popsat průtok krve cévním systémem (zanedbáváme např. tření), platí **rovnice continuity**. Ta říká, že součin průřezu trubice S a rychlosti v průtoku kapaliny tímto průřezem je konstantní. Při rozvětveném toku je nutno brát za plochu průřezu součet všech ploch, tedy

$$\sum_i S_i v_i = konst$$

Z rovnice kontinuity vyplývá, že se při pohybu kapaliny z místa s větším průřezem do místa s menším průřezem zvyšuje rychlost kapaliny. Opět platí zákon zachování energie, který formuluje **Bernoulliova rovnice**: při ustáleném proudění dokonalé kapaliny je součet kinetické, tíhové potenciální a tlakové potenciální energie objemové jednotky všude v kapalině konstantní. Zákon zachování energie pro objemovou jednotku ideální nestlačitelné kapaliny můžeme formulovat ve tvaru

$$\frac{1}{2} \rho v^2 + h \rho g + P = konst$$

kde v je rychlost proudění, P je tlak a ρ je hustota. Je-li ρ vyjádřena v $kg.m^{-3}$ a rychlost v v $m.s^{-1}$, pak kinetická energie objemové jednotky kapaliny má rozměr tlaku. První člen rovnice vyjadřuje kinetickou energii, druhý tíhovou potenciální a třetí tlakovou potenciální energii. Z Bernoulliovy rovnice pro vodorovné proudění plyne, že v místech, kde je tlak vyšší, je rychlost kapaliny nižší.

Pro ustálené proudění zahrnující viskozitu kapaliny platí Poiseuilleův – Hagenův zákon. Ten říká, že objem kapaliny ΔQ , který protéká přímou trubicí o poloměru R , délce L při tlakovém spádu ΔP za čas Δt je dán vztahem

$$\frac{\Delta V}{\Delta t} = \Delta P \cdot \frac{\pi}{8} \cdot \frac{1}{\eta} \cdot \frac{R^4}{L}$$

Objemový tok $Q = \Delta V/\Delta t$ ($m^3.s^{-1}$) je tedy přímo úměrný tlakovému spádu (rozdílu tlaku na začátku a na konci trubice) a čtvrté mocnině jejího poloměru. Závislost na čtvrté mocnině poloměru způsobuje, že například zmenšení průřezu arteriál následkem kontrakce hladkých svalů v jejich stěnách o 19 % způsobí snížení průtoku krve zhruba na polovinu.

Odpor proudění R_p následkem vnitřního tření kapaliny při průtoku newtonovské kapaliny pevnou trubicí je definován jako poměr tlakového spádu k objemovému toku, tedy podle rovnice

$$R_p = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{8}{\pi} \cdot \eta \cdot \frac{L}{R^4}$$

Jeho jednotkou je $Pa.s.m^{-3}$. Z rovnice (5.19) je zřejmé, že při dané viskozitě závisí odpor proudění především na geometrii cév. Odpory jednotlivých úseků cévního řečiště se sčítají a vytvářejí **celkový periferní odpor**. Z celkového periferního odporu připadá na úsek arteriální 66 % (z toho na arterioly kolem 40 %), na úsek kapilární 27 % a na úsek venózní 7 %. Celkový periferní odpor se počítá ze středního tlakového rozdílu mezi aortou a pravou předsíní, který za předpokladu, že tlak v pravé předsíni se blíží nule, je $\Delta P = 13,3$ kPa, a z klidového minutového objemu srdečního ($Q = 8,3 \cdot 10^{-5} m^3.s^{-1}$). Velikost periferního odporu je asi $1,5 \cdot 10^5$ kPa.m⁻³.s.

Tabulka 5.2: Některé parametry cévního systému

Céva	Tlak (kPa)	Poloměr	Tečné napětí (N.m ⁻¹)	Tloušťka	Celkový průřez (cm ²)
aorta a velké artérie	13,3	1,3 cm nebo méně	170	2 mm	4,5
malé artérie	12	0,5 cm	60	1 mm	20
arterioly	8	0,15–0,06 mm	1,2–0,5	20 μm	400
kapiláry	4	4 μm	$1,6 \cdot 10^{-2}$	1 μm	4500
žilky	2,6	10 μm	$2,6 \cdot 10^{-2}$	2 μm	4000
žilky	2	200 μm a více	0,4	0,5 mm	40
vena cava	1,3	1,6 cm	21	1,5 mm	1,8

Aplikace fyzikálních zákonů dynamiky kapalin na krevní oběh přináší řadu obtíží, neboť krev má nenormální viskózní vlastnosti, cévy nejsou pevné trubice a jejich průměr závisí nejen na tlaku, ale též na napětí hladkých svalů v cévní stěně, a konečně tok krve není ustálený, ale má pulzní charakter. Tyto skutečnosti způsobují odchylky hodnot měřených u člověka od výše zmíněných fyzikálních zákonů.

Geometrický průřez jednotlivých celků cévního řečiště je značně rozdílný (podobně jako je rozdílná tloušťka cévních stěn) a mění se v rozmezí od řádově cm^2 u aorty po μm^2 u kapilár. Z tabulky 5.2 vidíme, že největší celkovou plochu příčného řezu mají kapiláry. Z čistě fyzikálních příčin tedy rychlost proudění krve v kapilárách musí mít nejmenší hodnotu. Nicméně experimentální měření a existence kritického uzavíracího tlaku kapilár ukázaly na značné odchylky skutečných hodnot průtoku krve kapilárami při daném tlakovém spádu, způsobené viskozitou krve a pružností cévních stěn. Laplaceův zákon zároveň vysvětluje, že tenké stěny kapilár snesou poměrně vysoký krevní tlak uvnitř kapilár (4 kPa) díky jejich malému poloměru. S růstem poloměru při přechodu od kapilár k žilám celkové napětí ve stěnách roste, ačkoliv krevní tlak klesá; to vysvětluje přítomnost elastických tkání ve stěnách různých cév. Elastická tkáň udržuje prakticky bez spotřeby energie napětí ve stěně cévy potřebné pro vyrovnání vnitřního tlaku, který má tendenci ji roztahovat, na rozdíl od hladkých svalů, které pro kontrolu průtoku krve potřebují neustálé dodávání energie.

Odchyly od teoretických hodnot počítaných z Poiseuilleovy – Hagenovy rovnice jsou dále způsobeny specifickou viskozitou krve. Krev je suspenzí krvinek v plazmě. Viskozita krve stoupá s rostoucími hodnotami hematokritu (procento objemu krve zaujímané červenými krvinkami). Viskozita obecně je teplotně závislá, to platí i u krve. Viskozita krve při 20 °C je kolem 3 mPa.s, viskozita krevní plazmy kolem 1,5 mPa.s.

Kapilární úsek krevního řečiště je z funkčního hlediska nejvýznamnější, neboť přes stěny kapilár prostupují z krve do intersticiální tekutiny živiny a kyslík a opačným směrem zplodiny látkové výměny a oxid uhličitý. Kapilární stěna má charakter dialyzační membrány s póry o různé velikosti (svalové kapiláry 3 nm, kapiláry glomerulů ledvin 10 nm). Látky prostupují kapilární stěnou mechanismy difúze a filtrace. Zatímco rychlost difúze závisí především na koncentračním gradientu, velikost a směr filtrace závisí na filtračním tlaku. *Filtrační tlak* je určen hydrostatickým tlakem krve v kapiláře zmenšeným o součet hydrostatického tlaku v intersticiální tekutině (0,15 kPa) a onkotického tlaku (3,3 kPa). Onkotický tlak je osmotický tlak krevních bílkovin, který působí opačným směrem než hydrostatický tlak krve. Je-li průměrný tlak na arteriálním konci kapiláry 4,6 kPa a na venózním konci 2,2 kPa, bude filtrační tlak na arteriálním konci $4,6 - (3,3 + 0,1) = 1,2$ kPa a na venózním konci $2,2 - (3,3 + 0,1) = -1,2$ kPa. Proto tekutina je v arteriální části vytlačována filtračním tlakem přes kapilární

stěnu do intersticiální tekutiny a ve venózní části, kde je onkotický tlak větší než hydrostatický tlak, a tedy filtrační tlak je záporný, je nasávána do kapiláry. Filtrační tlaky v různých orgánech mají různé hodnoty, ale princip zůstává stejný. Tekutina z intersticiálních prostorů se vrací do krve lymfatickými cévami. Z výše uvedeného je zřejmé, že zvýšení filtračního tlaku, snížení onkotického tlaku, zvýšení permeability kapilárních stěn nebo nedostatečná lymfatická cirkulace má za následek zvýšení objemu intersticiální tekutiny a vznik edémů. Při větších rychlostech proudění se i v rovné trubici laminární proudění stává turbulentním. Přejít od laminárního k turbulentnímu charakterizuje hodnota tzv. Reynoldsova čísla (Re). Proudí-li kapalina o hustotě ρ a dynamické viskozitě η přímoú trubicí o poloměru R průměrnou rychlostí v , pak je Reynoldsovo číslo určeno vztahem

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

Experimentálně bylo zjištěno, že pokud Re je menší než 1000, je tok laminární, a je-li Re větší než 3000, je turbulentní (zvuky vznikající při turbulentním proudění krve v arterii usnadňují měření tlaku).

5.5 Krevní tlak a jeho měření

V předchozí části pojednávající o krevním oběhu bylo ukázáno, že tlaková síla vznikající činností srdečního svalu je hnací silou krevního oběhu a spolu s onkotickým tlakem podmiňuje výměnu tekutiny v kapilárách. Hodnoty středního tlaku v jednotlivých částech cévního řečiště byly uvedeny v tabulce 5.2. Obecně hodnota tlaku krve na stěnu cévy závisí na periferním cévním odporu, množství a viskozitě krve a tlakové síle srdce. Rozdíl mezi systolickým tlakem a diastolickým tlakem se nazývá tlaková amplituda. Systolický tlak slouží k vytažení krve do aorty a k udělení potenciální energie elastické deformace stěně aorty a dalším tepnám, diastolický tlak k pohánění krve v periferní části krevního oběhu. Ve stáří cévy ztrácejí svou pružnost aterosklerotickým procesem, a proto se hodnota diastolického tlaku zvyšuje, protože diastolický tlak závisí na elasticitě cévních stěn. Při tělesné námaze stoupá systolický tlak, diastolický by měl zůstat stejný nebo se pouze mírně zvýšit. Normální hodnoty systolického tlaku krve v dospělosti v klidu jsou 110–139 *Torr* a diastolického 60–89 *Torr*.

Tlak krve lze měřit přímo invazivním způsobem (tzv. krvavá metoda) nebo neinvazivním způsobem nepřímým, obvykle rtuťovým tonometrem. Obě metody měří tlak v místě nejbližšího větvení nad místem, kde se vpichuje jehla nebo přikládá manžeta.

Při metodě nepřímé se tlak obvykle měří v a. brachialis, kdy paže má být ve výšce srdce, aby se vyloučil vliv hydrostatického tlaku krve. Paže se obemkne dutou manžetou, do které se vhná vzduch. Vnitřek manžety je spojen se rtuťovým manometrem. Do manžety se vhná vzduch balónkem s uzávěrem, až se dosáhne takového tlaku, který postačí k uzavření tepny. Při vypouštění vzduchu tlak v manžetě poklesne na hodnotu otevírající tepny a sluchově se fonendoskopem zjistí, kdy začala procházet krev. Jedná se o tzv. Korotkovy ozvy, které jsou způsobeny turbulentním prouděním krve v důsledku zúžené cévy. Hodnota odečtená na manometru odpovídá systolickému tlaku. Při dalším vypouštění vzduchu je tep stále zřetelnější, až dosáhne maxima, po kterém zase klesá na hodnoty méně slyšitelné, až zmizí v okamžiku, kdy vnější tlak nestačí k uzavření tepny ani během diastoly. Turbulentní proudění

krve se změní v laminární, a proto Korotkovy ozvy vymizí. V okamžiku přechodu se odečítá na manometru diastolický tlak. Tato metoda měření není příliš přesná, je však vzhledem k dalším metodám nepřímého měření nejvýhodnější pro svou jednoduchost a přístrojovou nenáročnost.

Krevní tlak v žilách se měří obvykle krvavou metodou, kdy je krev žíly vpichem jehly propojena s manometrem naplněným fyziologickým roztokem (s přísadou citronanu sodného).

5.6 Biofyzika dýchání

Dýcháním rozumíme příjem kyslíku z vnějšího prostředí a jeho transport do tkání a odvádění oxidu uhličitého, vznikajícího jako produkt oxidačních dějů, směrem opačným. Obvykle se dělí dýchání na vnější (výměna O_2 a CO_2 mezi alveolárním vzduchem a krví) a vnitřní (výměna O_2 a CO_2 mezi krví a tkáněmi).

Transport těchto plynů se uskutečňuje následujícími mechanizmy:

1. *Konvektivní transport v dýchacích cestách.* Při vdechu se kyslík dostává do alveolů, zatímco CO_2 je vydechovaným vzduchem transportován do vnějšího prostředí.
2. *Difúzní výměna mezi alveoly a krví v plicních kapilárách.* Za normálních podmínek difunduje kyslík z alveolů do krve, kde se jeho větší část váže na hemoglobin v erythrocytech. Část je fyzikálně rozpuštěna v krevní plazmě a erythrocytech. Oxid uhličitý difunduje opačným směrem z krve do alveolárního vzduchu.
3. *Konvektivní transport krevním řečištěm.* Kyslík je krví transportován do levé srdeční komory a systému artérií, odkud jsou zásobovány jednotlivé orgány a tkáně. CO_2 je transportován z tkáňových kapilár žilním systémem do pravé srdeční komory a plic.
4. *Difúzní výměna mezi kapilárami v tkáních a buňkami.* Kyslík difunduje z kapilární krve do buněk, kde je spotřebováván při oxidačních dějích a CO_2 , vzniklý během procesu látkové výměny difunduje z buněk do krve proudící kapilárami.

Plicní ventilace je podmíněna rozdílným tlakem vzduchu v alveolech a vnějším prostředím. Ten je zajištěn rytmickým zvětšováním a zmenšováním objemu hrudníku, čímž se mění objem plic a tím i jejich tlakové poměry. Při normálním dýchání je tlak vzduchu v alveolech na konci vdechu (inspirace) a výdechu (expirace) rovný atmosférickému tlaku vzduchu. Během nádechu je slabě záporný (menší než atmosférický) a během výdechu slabě vyšší. K podtlaku v alveolech dochází v důsledku negativního nitrohrudního tlaku během nádechu. Nádech je aktivní děj, podmíněný činností svalů měnících objem hrudníku, zatímco výdech je pasivní (při normálním dýchání). Ke změně objemu plic následkem tlakových změn dochází proto, že plíce jsou elastickým orgánem.

Veličina, která charakterizuje elastickou roztažnost plic a udává změnu objemu dV v závislosti na změně tlaku dp , se nazývá *kompliance C* a je tedy definována vztahem

$$C = -\frac{dV}{dp}$$

Nejvyšších hodnot compliance dosahuje v oblasti středních hodnot tlaku, kdy malá změna tlaku způsobí velkou změnu objemu plic, a tedy energetické nároky na dýchání jsou minimalizovány.

Podtlak ve štěrbině mezi pohrudnicí a poplicnicí během dýchání kolísá od nejvyšší negativní hodnoty -1 kPa na konci vdechu po $-0,3 \text{ kPa}$ na konci výdechu. Tento podtlak je pro funkci

plic nutný. Pokud dojde k vyrovnání tlaku v tomto interpleurálním prostoru s atmosférickým tlakem například v důsledku poranění, uplatní se výše zmíněná retrakční síla a plíce přestanou plnit svou funkci. Tento stav se nazývá pneumotorax.

Při výměně plynů v alveolech se uplatňují fyzikální zákony plynů (Boyle – Mariottův, Guy Lussacův, stavová rovnice). Jelikož dýcháme směs plynů, má značný význam Daltonův zákon, podle něhož součet parciálních tlaků jednotlivých složek je roven celkovému tlaku. Známe-li složení směsi a celkový tlak, je možné snadno určit parciální tlak určité složky. Je-li například složení suchého vzduchu: N_2 78,03 %, O_2 20,99 %, atd., pak při normálním barometrickém tlaku 101,3 kPa je parciální tlak dusíku $p_{N_2} = 0,7803 \cdot 101,3 = 79,04$ kPa, $p_{O_2} = 21,3$ kPa, apod. Při atmosférickém tlaku např. 66,5 kPa, který odpovídá nadmořské výšce kolem 4000 m při jinak stejném složení vzduchu, a při přítomnosti vodních par o parciálním tlaku 2,63 kPa bude parciální tlak kyslíku p_{O_2} pouze $0,2099 \cdot (66,5 - 2,65) = 13,4$ kPa a organismus může trpět nedostatkem kyslíku.

Rozpustnost plynů v kapalině popisuje Henryho zákon: Při konstantní teplotě je množství plynu fyzikálně rozpuštěného v kapalině přímo úměrné parciálnímu tlaku plynu v plynné fázi. Při rovnovážném stavu je počet molekul plynu vstupujících a opouštějících kapalnou fázi za jednotku času stejný a každá změna parciálního tlaku v plynné fázi způsobí odpovídající změnu rovnovážného stavu. Plyn má v kapalně fázi též svůj parciální tlak a ten je v rovnováze stejný jako parciální tlak plynné fáze. Při parciálních tlacích odpovídajících alveolárnímu prostoru obsahuje např. krev 0,25 ml O_2 , 2,69 ml CO_2 a 1,04 ml N_2 fyzikálně rozpuštěného ve 100 ml krve. Uvedené objemy odpovídají hodnotám objemů, které by tyto plyny zaujímaly, kdyby byly z krve uvolněny, vysušeny a změřeny při normálním tlaku 101,3 kPa a teplotě 0 °C. Přirozeně je množství kyslíku i oxidu uhličitého cirkulující v krvi mnohem větší než množství odpovídající jejich fyzikální rozpustnosti, neboť oba plyny jsou též chemicky vázány a plyn chemicky vázaný nepřispívá k hodnotě parciálního tlaku. Koeficient rozpustnosti α udává objem plynu při dané teplotě a jednotkovém tlaku v jednotkovém objemu. Jeho hodnoty pro krevní plazmu při teplotě 37 °C jsou pro kyslík $\alpha_{O_2} = 0,021$ a pro oxid uhličitý $\alpha_{CO_2} = 0,515$. Fyzikální rozpustnost plynu má velký význam při přechodu z vyššího do nižšího tlaku, který se musí dít postupně a pomalu, aby se stačily plyny rozpuštěné v krvi, zvláště N_2 , vydýchat a nezpůsobily ucpání kapilár bublinami, embolií.

Transport plynů z alveolárního vzduchu do krve a z krve do mezibuněčné kapaliny a konečně přes buněčnou membránu do buňky se uskutečňuje difúzí. Jelikož pro parciální tlak P , který je v rovnováze s koncentrací c , platí Henryho zákon

$$c = \alpha P$$

kde α je Bunsenův koeficient rozpustnosti. Přibližné parciální tlaky O_2 a CO_2 ve vzduchu, alveolárních prostorech, krevním oběhu a buňce udává tabulka 5.3.

Tabulka 5.3: Parciální tlaky p_{O_2} a p_{CO_2}

Prostředí	p_{O_2} (kPa)	p_{CO_2} (kPa)
vnější prostředí	21	0,04
alveolární vzduch	13,3	5,3
arteriální krev	12	5,3

smíšená venózní krev	5,3	6,1
tkáň	2,7	6,6

Z tabulky je zřejmé, že parciální tlak kyslíku klesá ve směru vnější prostředí – buňka a parciální tlak CO_2 směrem opačným. Koeficient rozpustnosti CO_2 je asi 20krát větší než O_2 , takže CO_2 difunduje mnohem rychleji než kyslík. Ovšem, vzhledem k většímu tlakovému spádu kyslíku, je udržována dynamická rovnováha výměny obou plynů.

Difúzní výměna O_2 a CO_2 alveolokapilární stěnou je velmi rychlá. Krev protéká plicní kapilárou asi 0,3 s a za tuto dobu dochází k vyrovnání parciálních tlaků $p\text{O}_2$ z 5 na 13 kPa a již za 0,1 s dochází ke zvýšení na zhruba 10 kPa. Podobně postačuje malý tlakový spád 6,1–5,3 = 0,8 kPa k vyrovnání $p\text{CO}_2$ vzhledem k větší hodnotě difúzního koeficientu pro CO_2 a krev odtéká z plicních kapilár se sníženým $p\text{CO}_2$. Uvědomíme-li si, že celkový počet alveolů u člověka činí kolem 300 milionů s celkovou plochou povrchu 50–100 m^2 , jsou potřeby organismu z hlediska výměny plynů dostatečně zajištěny.

Plicní ventilace souvisí i s energetickou bilancí organismu jako celku. Jelikož je vdechovaný vzduch obvykle chladnější než je teplota těla a není nasycen vodními parami, zatímco vydechovaný vzduch má teplotu těla a je nasycen vodními parami, podílí se dýchání zahříváním vzduchu a vypařováním vody asi 10% na výměně tepla s okolím.

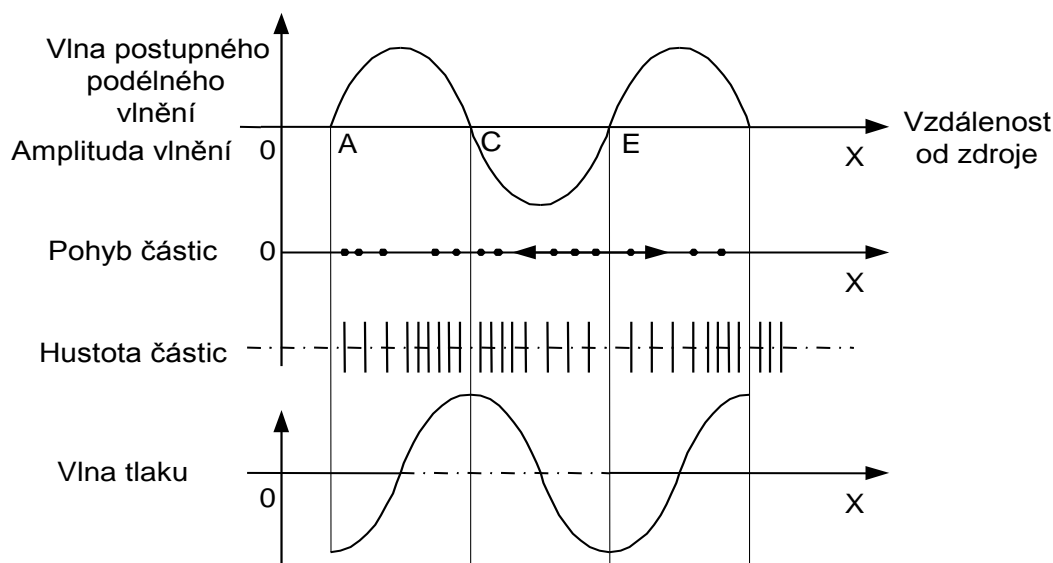
Výkon spojený s činností dýchacích svalů při normální dechové frekvenci 12 až 16 min^{-1} a minutovém objemu 7 litrů je kolem 0,05–0,13 W a podílí se asi 3 % na energetické spotřebě organismu.

6 Bioakustika

6.1 Základní pojmy a veličiny

Akustika je obor fyziky, který se zabývá studiem zvuku. Zvuk jsou vibrace pružného prostředí ve frekvenčním rozsahu lidského ucha, tj. od **16 Hz do asi 20 kHz**. Vibrace pružného prostředí s frekvencí nižší než 16 Hz se nazývají **infrazvuk**, vibrace s frekvencemi nad 20 kHz pak **ultrazvuk**.

Fyzikální akustika se zabývá fyzikálními zákonitostmi šíření zvuku. Fyziologická akustika je akustika sluchu a řeči. Zatímco fyzikální akustika pojednává o intenzitě zvuku, frekvenci apod., fyziologická akustika se zabývá hlasitostí, výškou zvuku, apod. tedy subjektivním odrazem zvukových podnětů v našem mozku a vlivem jednotlivých částí ucha na slyšení



Obr. 6.1: Schéma šíření zvuku a tlakových změn v prostředí

Zvukové vlnění je deformace, která se šíří prostředím; nedochází při ní k transportu částic prostředí, ale pouze k jejich kmitavému pohybu (obr. 6.1). V prostředí plynném nebo kapalném se zvuk šíří jako vlnění podélné (longitudinální), v prostředí tuhém se šíří jako postupné vlnění podélné i příčné (transverzální), přičemž jejich rychlost šíření je různá; podélné vlnění v tuhém prostředí má vyšší rychlost šíření než vlnění příčné.

Rychlost šíření zvukové vlny. Vlnění se šíří od zdroje určitou rychlostí, která závisí na vlastnostech prostředí (tlaku, hustotě, teplotě). Rychlost šíření zvuku v různých látkách ukazuje tabulka 6.1.

Tabulka 6.1: Rychlost šíření zvuku v různém prostředí

Prostředí	Rychlost zvuku (m.s ⁻¹)	Prostředí	Rychlost zvuku (m.s ⁻¹)
vzduch 20 °C	344	měkké tkáně	1400-1600
plíce	700-1200	kost	2800-4800
voda 21,5 °C	1484	sklo	5000

Délka zvukové vlny. Vlnová délka λ souvisí s rychlostí šíření c a s frekvencí f vztahem

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

Akustická výchylka. Částice prostředí vykonávají při šíření zvuku kmitavý pohyb, jehož okamžitá výchylka v čase t může být popsána rovnicí sinusoidy:

$$a = a_{\max} \sin(\omega t) = a_{\max} \sin(2\pi f t)$$

kde a_{\max} je amplituda výchylky a ω je úhlová frekvence, která souvisí s frekvencí známým vztahem $\omega = 2\pi f$. Akustické výchylky jsou ve vzduchu menší než vlnová délka viditelného světla.

Akustická rychlost. Z rovnice pro akustickou výchylku můžeme derivací podle času vypočítat okamžitou hodnotu akustické rychlosti v , tedy rychlosti kmitavého pohybu částic prostředí. Dostáváme tak

$$v = v_{\max} \cdot \sin \left(2\pi f t + \frac{\pi}{2} \right)$$

kde v_{\max} , značí maximální hodnotu akustické rychlosti (její amplitudu). Pro efektivní hodnotu akustické rychlosti v_{ef} platí $v_{\text{ef}} = 0,7 v_{\max}$.

Akustický tlak. V místě amplitudy akustické rychlosti částic prostředí je maximální akustický tlak způsobený periodickým zhušťováním a zředováním prostředí. Proto je akustický tlak ve fázi s akustickou rychlostí a pro efektivní hodnotu akustického tlaku $p_{\text{ef}} = 0,7 \cdot p_{\max}$ platí

$$p_{\text{ef}} = v_{\text{ef}} \rho c$$

kde ρ je hustota prostředí a c rychlost šíření zvuku v daném prostředí.

Akustický odpor. Akustická impedance z prostředí je pro rovinnou zvukovou vlnu určena poměrem mezi efektivním akustickým tlakem a efektivní akustickou rychlostí v daném prostředí (analogie s Ohmovým zákonem, považujeme-li akustický tlak za veličinu obdobnou napětí a akustickou rychlost za obdobu proudu). Tedy použitím rovnice

$$z = \frac{p_{\text{ef}}}{v_{\text{ef}}} = \rho c$$

Z výše uvedeného vztahu je zřejmé, že jednotkou akustické impedance je $\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ a její rozměr je $\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Intenzita zvuku. Ze zdroje zvuku o určitém akustickém výkonu (W) se zvuková energie šíří prostředím do okolí. Intenzitou zvuku I rozumíme energii, která projde jednotkovou plochou orientovanou kolmo na směr šíření zvuku za jednotku času, a proto ji vyjadřujeme ve $W \cdot \text{m}^{-2}$ (je to jednotka intenzity každého vlnění). Je možné ji vyjádřit jako součin efektivní akustické rychlosti a tlaku, tedy použitím rovnice (6.9)

$$I = v_{\text{ef}} p_{\text{ef}} = \frac{p_{\text{ef}}^2}{\rho c}$$

V daném prostředí je tedy intenzita zvuku úměrná druhé mocnině efektivního akustického tlaku. **Prahová intenzita zvuku** o frekvenci 1 kHz, tj. taková intenzita, kterou zdravé lidské ucho již slyší, je $10^{-12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$.

Jelikož se fyzikální intenzita slyšitelného zvuku mění v rozsahu několika řádů (10^{12}), vyjadřuje se *hladina intenzity zvuku* v relativních jednotkách, v *belech* (B) nebo *decibelech* (dB). Hladina intenzity v belech je určena dekadickým logaritmem poměru intenzity, jejíž hladinu

určujeme, k určité intenzitě I_0 , kterou bereme za základ (nulovou hladinu). Tedy hladina L v belech nebo decibelech je dána vztahy

$$L = \log \frac{I}{I_0} \text{ (B)} = 10 \log \frac{I}{I_0} \text{ (dB)}$$

Dopplerův jev. Dopplerův jev se nazývá změna frekvence vln přijímaných pozorovatelem, způsobená relativním pohybem pozorovatele vzhledem k prostředí, v němž se vlny šíří, nebo též relativním pohybem zdroje zvuku vůči pozorovateli, který je v klidu. Je-li pozorovatel v klidu a zdroj, který emituje vlnění o vlnové délce $\lambda_0 = c/f_0$ se pohybuje rychlostí v_{zdr} , pak pozorovatel přijímá vlnovou délku λ danou vztahem

$$\lambda = \lambda_0 \pm \frac{v_{zdr}}{f_0}$$

Znaménko + nebo – platí podle toho, zda se zdroj vzdaluje nebo přibližuje. V obecném případě, když se vůči prostředí, ve kterém se zvuk šíří rychlostí c , pohybuje jak zdroj rychlostí v_{zdr} , tak pozorovatel rychlostí v_{poz} , je pozorovaná frekvence f dána vztahem

$$f = f_0 \frac{c \pm v_{zdr}}{c \mp v_{poz}}$$

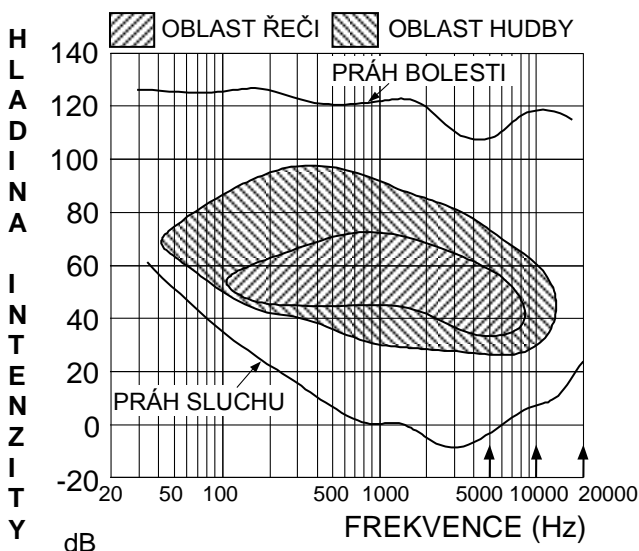
Horní znaménka se použijí, když se zdroj a pozorovatel přibližují, dolní znaménka když se navzájem vzdalují. Tohoto jevu je např. využíváno v ultrazvukové diagnostice při měření průtoku krve velkými cévami, neboť erytrocyty jsou unášeny krví a na rozhraní erytrocyty–krev se ultrazvuková vlna odráží, takže se vlastně pohybuje zdroj odraženého zvuku.

Při pohybu zdroje vyšší rychlostí než je rychlost zvuku v daném prostředí, pak jím generované rozruchy podél jeho trajektorie zůstávají za zdrojem a vytvářejí vlnu, jejíž čelo má tvar kuželové plochy s vrcholem v bodě, v němž se právě zdroj nachází. Proto při pohybu např. letadla nadzvukovou rychlostí vzniká v ostrém úhlu tzv. *rázová vlna*, jejíž čelo vytváří kuželovou plochu. V této vlně se skokem mění tlak a hustota. Rázových vln, vznikajících výbojem v kapalném prostředí, je využíváno na specializovaných pracovištích k rozrušování struktury ledvinových nebo žlučových kamenů.

Vztah mezi podnětem a počítkem. Zvuk je vnímán sluchovým smyslem, který je jedním z celkem pěti smyslů umožňujících interakci s okolním prostředím (další čtyři smysly jsou zrak, chuť, čich a hmat; někdy se přidává ještě další smysl umožňující vnímání rovnováhy). Mnohé vlastnosti jsou společné všem smyslům, k nim patří i vztah mezi podrážděním a odpovědí. Rozpoznání, vjem smyslového podnětu, jeho typ a sílu nazýváme *počítek*. Počítek se uskutečňuje v mozkové kůře a pro zmíněné smysly si za určitých okolností počítek uvědomujeme. *Podnět* musí mít pro každý smysl určitou minimální intenzitu, které říkáme intenzita prahová (práh slyšení). Na druhém konci rozsahu intenzit je tzv. práh bolestivosti, kdy intenzity větší než je tento práh vyvolávají vjem bolesti a nikoliv adekvátní smyslovou odpověď.

Sluchové pole. Zvukovou energii vnímá člověk jako sluchový vjem (subjektivní). Dané intenzitě zvuku o určité frekvenci tak přiřazujeme určitou hlasitost. Sluchový orgán člověka je

však na různé frekvence zvuku různě citlivý. Každé slyšitelné frekvenci odpovídá určitá prahová intenzita (prahová změna zvukového tlaku, která postačuje k vyvolání sluchového počítku). Oblast frekvencí a intenzit, které lidské ucho vnímá jako zvuk, je ukázána na obr. 6.3. Na tomto obrázku je frekvence zvuku uváděna v logaritmické stupnici, hladina intenzity v absolutních decibelech. Dolní hranice této oblasti odpovídá křivce *sluchového prahu*, tzv. *nulové izofóně* (izofóny jsou křivky stejné hladiny hlasitosti). Z obrázku je patrný význam prahové intenzity při frekvenci 1 kHz, která byla dohodou zvolena za základ relativní stupnice a odpovídá tedy 0 dB. Pro frekvence nižší než asi 900 Hz a vyšší než asi 5 kHz je práh slyšení vyšší. Je tedy třeba vyšších intenzit nebo akustických tlaků k vyvolání sluchového vjemu. Vysoké hladiny intenzit vnímáme jako hmatový vjem a působí též vjem bolesti. Proto o intenzitách kolem $10 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$ odpovídajících hladině kolem 130 dB hovoříme jako o *prahu bolesti* a tvoří horní hranici sluchového pole.



Obr. 6.3: Sluchové pole

Sluchový vjem je závislý na frekvenci. K vyvolání postřehnutelného rozdílu hlasitosti je při nízkých hladinách intenzit zapotřebí většího rozdílu intenzit než při intenzitách vyšších. Současně existuje frekvenční závislost citlivosti lidského ucha. Nejcitlivější slyšení je při 1–5 kHz.

Pro kvantitativní vyjádření hlasitosti byla zavedena jednotka fón (Ph). Tato jednotka byla určena proměřením *křivek stejné hladiny hlasitosti – izofón* u souboru zdravých osob, jak ukazuje obr. 6.3. Každá křivka na obr. 6.4 odpovídá stejnému sluchovému vjemu při různých frekvencích. Každá křivka tedy odpovídá určité hladině hlasitosti. Počet fónů byl každé křivce (každé hlasitosti) přiřazen podle počtu decibelů při frekvenci 1 kHz. Při frekvenci 1 kHz je počet fónů stejný jako počet absolutních decibelů.

Tabulka 6.2: Hladiny hlasitosti některých zvuků

Druh zvuku	Hladina hlasitosti (Ph)
šepot	10 – 20
normální hovor	40 – 60
pouliční hluk	60 – 90
sbíječka	100 – 110
tryskový motor	120 – 130

Výška tónu je subjektivní vjem, podle kterého odlišujeme zvuky s různou frekvencí. Absolutní výška je dána frekvencí jednoduchého tónu, o němž zdravý pozorovatel usoudí, že má stejnou výšku jako zkoumaný tón. Protože vjem výšky tónu je různý pro různé hlasitosti téhož kmitočtu, provádí se srovnání při 40 Ph. Relativní výška tónu je dána poměrem jeho frekvence k určité frekvenci základní. Oktáva představuje poměr frekvencí 2:1.

Spektrum zvuku. Při pojednání o fyzikálních a fyziologických veličinách jsme uvažovali vždy o jednoduchém tónu s určitou frekvencí. Čisté tóny se však v přírodě prakticky nevyskytují. Téměř všechny zvuky jsou komplexní, složené. Jsou to buď neperiodické šумы, nebo periodické, složené zvuky. Periodický zvuk označujeme jako tón.

Přítomnost vyšších harmonických tónů ve zvuku určuje jeho tzv. *zabarvení zvuku (témbr)*. Zabarvení tónu umožňuje rozlišit zdroj hudebního tónu o stejné výšce. Poznáme, zda byl zahrán na klavír, housle, trubku apod. Harmonické tóny se seskupují do určitých skupin, které např. odpovídají rezonancím dutin v mluvidlech (jsou to tzv. *formanty*).

Samohlásky jako komplexní tóny mají proto čárové akustické spektrum a formanty určité samohlásky jsou pro ni charakteristické. Souhlásky nemají periodický charakter, patří mezi šумы, a jejich akustické spektrum je spojitě.

6.2 Biofyzika slyšení

Člověk vnímá zvukové vlnění šířící se okolním prostředím pomocí sluchového analyzátoru. V něm dochází k převodu zvukových signálů a jejich přeměně na nervové vzruchy. Periferní součástí sluchového analyzátoru je ucho. Z anatomického hlediska se lidské ucho skládá z ucha zevního, středního a vnitřního. Zevní ucho slouží k zachycování zvukových signálů z okolí, střední ucho k převodu do vnitřního ucha, kde se jejich energie podráždí sluchové buňky (následek je vznik akčních potenciálů vedených dále do mozku) – schéma na obr. 6.6. *Zevní ucho*, vytvářené boltcem a zevním zvukovodem slouží k zachycování zvukových signálů. Zvuková vlna, zachycená ušním boltcem, je vedena k bubínku. Zevní zvukovod má funkci rezonátoru s rezonanční křivkou zesilující frekvence 2–6 kHz s max. v oblasti 3–4 kHz, kde zesílení činí asi 12 dB.

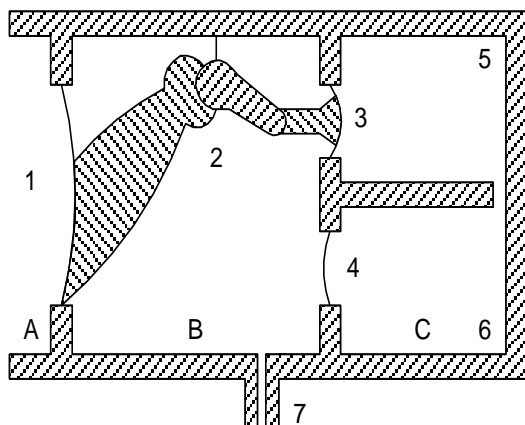
Střední ucho je uloženo v bubínkové dutině ve skalní kosti. Skládá se z bubínku - pružné vazivové blány o ploše kolem 55 mm², mírně vypouklé směrem dovnitř, a tří sluchových kůstek, kladívka, kovadlinky a třmínku. Funkčně přísluší střednímu uchu i Eustachova trubice, která zprostředkuje spojení středního ucha s dutinou nosohltanu, a tím napomáhá vyrovnávat případné rozdíly tlaku na obou stranách bubínku. Kladívko přirostlé na vnitřní straně bubínku přes pohyblivé kůstky kovadlinku a třmínek převádí chvění bubínku na membránu oválného okénka o ploše asi 3 mm².

Vnitřní ucho je tvořeno labyrintem uloženým ve skalní kosti, ve kterém jsou uloženy receptory sluchového a vestibulárního analyzátoru. Sluchová část labyrintu je tvořena spirálově stočeným kostěným kanálkem, dlouhým asi 35 mm, který se nazývá hlemýžď (cochlea). Směrem ke střednímu uchu je spojení realizováno jednak oválným okénkem, do jehož membrány je přirostlý třmínek, jednak kruhovým okénkem, které je též kryto pružnou membránou, která je však volná. Hlemýžď je po délce rozdělen na dvě části podélným kostním výběžkem (lamina spiralis) a pružnou blanou, která se upíná na tento výběžek a nazývá se membrána basilaris.

Vlastní smyslové ústrojí, Cortiho orgán, se nachází na bazilární membráně, kde je dvěma řadami uloženo asi 30 000 vláskových buněk, z nichž každá má asi 120 ciliárních výběžků. Na tyto výběžky naléhá tzv. tektoriální membrána.

Tlakové změny na membráně oválného okénka rozechvívají tekutinu vnitřního ucha. Vlnění se přenáší z oblasti horního patra hlemýždě přes bazilární membránu do dolního patra hlemýždě a membrána kruhového okénka kompenzuje svou pružností tlakové změny v tekutině. Rozechvěním bazilární membrány dochází k relativnímu pohybu ciliárních výběžků vláskových buněk vůči tektoriální membráně, což má za následek podráždění těchto receptorových buněk a vznik akčních potenciálů, které jsou pak odváděny akustickým nervem do centrálního analyzátoru v mozku.

Na rozlišení směru, odkud zvuk přichází, se při binaurálním slyšení uplatňují dva faktory. Zvukový stín, který se projevuje při vlnových délkách zvuku krátkých vzhledem k rozměru hlavy (tj. při vyšších frekvencích) a který způsobuje, že uši přijímají rozdílnou zvukovou energii, a dále časové zpoždění, se kterým jedno ucho vůči druhému přijímá zvuk.



Obr. 6.7: Schéma sluchového orgánu:
 A - vnější ucho, B - střední ucho, C - vnitřní
 1 - bubínek, 2 - sluchové kůstky, 3 - oválné okénko,
 4 - kruhové okénko, 5 - scala vestibuli,
 6 - scala tympani, 7 - Eustachova trubice

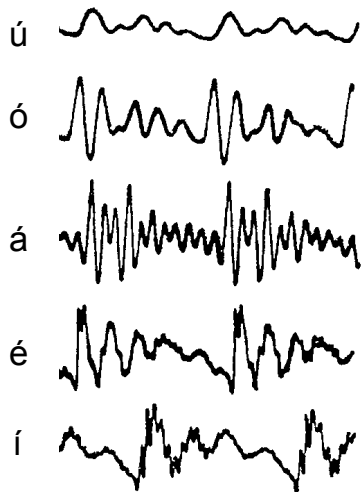
6.3 Akustika hlasu a řeči

Hlasové ústrojí člověka se skládá ze tří částí: ze systému dýchacího, z hrtanu, který je vlastním zdrojem zvuku, a z nástavní trubice. Dýchací ústrojí, tj. plíce, průdušky a průdušnice, tvoří zásobník vzduchu a dýchací svalstvo, svaly hrudního koše a bránice, způsobují a regulují přetlak potřebný ke vzniku hlasu v hrtanu.

Hrtan pracuje na principu píšťaly s protiraznými jazýčky. Jazýčky tu zastupují dvě hlasivky, ovládané svaly. Při dýchání jsou hlasivky rozevřeny, při tvorbě hlasu (fonaci) se k sobě působením svalů přiloží a rozezvoučí se proudem vzduchu hnaného pod určitým tlakem z plic. Mezi tlakem vzduchu a přítlačnou silou hlasivek musí být správný poměr, při kterém tlak hlasivky poněkud rozevře a vzduch vyrazí hlasovou štěrbinou mezi hlasivky vzhůru do hltanu. Tím se tlak vzduchu v místě hlasivek sníží a ty se znovu k sobě přiloží a celý cyklus se opakuje.

Frekvence hlasu závisí na tlaku vzduchu a na napětí přiložení hlasivek a dosahuje u muže asi 120 Hz a u ženy asi dvojnásobek (při průměrné konverzační hlasitosti). U zpěvních hlasů

se dociluje daleko vyšších frekvencí, a to u muže asi do 500 Hz (tenorové c) a u žen až do 1 kHz (vysoké sopránové c).



Obr. 6.9: Tvar vlny samohlásek;
vertikálně - zvukový tlak,
horizontálně - čas

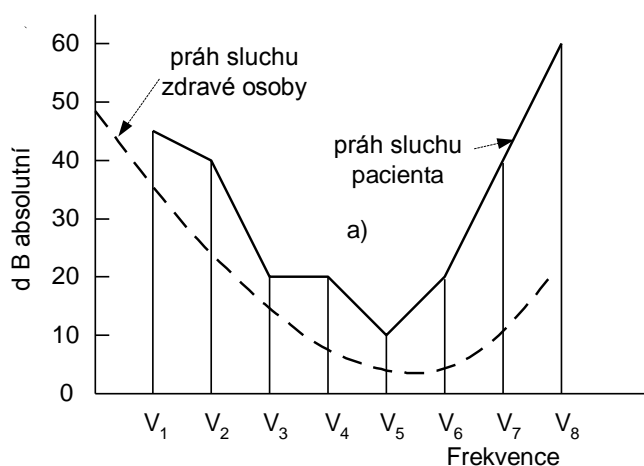
Hlas vycházející z hrtanu, tzv. primární tón, nemá vůbec barvu lidského hlasu. Tu získává průchodem nástavní trubici hlasovou, což je hltan, dutina ústní, nosohltan a částečně i dutiny nosní. Pohyby mluvidel (čelisti, jazyka, stěn hltanu, zubů a rtů) se mění tvar a velikost tohoto prostoru a v jednotlivých dutinách se zesilují různé frekvenční oblasti a vzniká tak různé zabarvení zvuku hlasu.

Řeč je po stránce akustické rychlé střídání zvuků periodických (samohlásek) a neneperiodických šumů (souhlásek). Samohlásky vznikají modifikací hrtanového hlasu rezonancí nástavní trubice. Pro vznik samohlásek jsou důležité zvláště dvě rezonanční dutiny; hltan se zadní částí dutiny ústní a přední část dutiny ústní před jazykem. V těchto dvou dutinách vznikají dvě nejhlubší a nejvýznamnější rezonance ve zvuku hlásek, které se nazývají formanty hlásek, neboť tvoří podstatu hlásek a podle nich jsou také samohlásky rozpoznávány. Souhlásky vznikají jako šumy, šelesty (třené hlásky jako například s, š, f, v) nebo výbuchy (p, t; k, g) v závěrových úžinách, které se vytvářejí na různých místech v nástavní trubici. Tvar vlny jednotlivých hlásek je znázorněn na obr. 6.8, odkud je také patrné, že jde o zvuky velmi složité. Při souvislé řeči pak vznikají mezi některými hláskami souvislé přechody, které jsou pro poznání dotyčných slov rovněž stejně charakteristické jako vlastní formanty hlásek.

6.4 Vyšetření sluchu

Nejpřesnější výsledky při vyšetřování sluchu dává vyšetření audiometrické. Audiometry jsou přístroje, které vyrábějí slyšitelné tóny s nastavitelnou frekvencí a intenzitou. Obě veličiny jsou kalibrovány v hudební stupnici a v decibelech. Zdrojem kmitů je generátor sinusových kmitů. Jeho frekvence je kalibrována tak, že můžeme odečíst výšku, kterou testujeme.

Součástí každého audiometru je dělič kalibrováný v absolutních decibelech, kterým po skocích 2 nebo 5 dB řídíme hladinu intenzity. Děliče umožňují snížení hladiny i pod práh sluchu, většinou na -10 až -20 dB. Vyskytují se totiž případy, kdy vyšetřovaný sluchový orgán má, nižší práh sluchu odpovídající průměrným hodnotám a 0 dB. Zvukovou energii přenáší do ucha sluchátka. Součástí audiometru je též tzv. ohlušovač, což je elektronické zařízení mající za úkol pomocí šumu vyloučit spoluúčast nevyšetřovaného ucha na vnímání signálu, neboť zvláště při vyšetřování ucha se sníženým sluchem může zdravé ucho zkreslit výsledek vyšetřování. V šumovém generátoru je šum vytvářen směsí všech možných slyšitelných frekvencí. Intenzitu šumu lze rovněž nastavit děličem kalibrováním v dB.



Obr. 6.10: Audiogram v hladině intenzity zvuku

Kromě sluchátka je možné použít kostního vibrátoru, kde se sinusovými kmity rozechvívá tyčinka, kterou lze přiložit například na processus mastoides a vyšetřovat audiometricky kostní vedení.

Z naměřených hodnot se sestrojuje grafický záznam zvaný audiogram. Existují dva způsoby záznamu audiogramu. První způsob zaznamenává audiogram v hladině intenzity zvuku. Do sítě audiogramu musí být nejprve zakreslena křivka průměrného sluchového prahu. Tento typ záznamu je znázorněn na obr. 6.10. Jeho nevýhodou je nenázornost sluchové vady.

Křivky obou typů audiogramů vyznačují prahové hodnoty hladiny intenzity zvuku, které vyšetřované ucho vnímá. Registruje se především vedení vzduchové. Ve zkráceném frekvenčním rozsahu je též možno registrovat i vedení kostní.

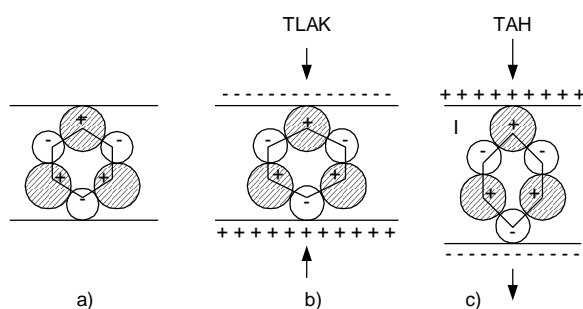
Audiogram druhého typu se většinou vynáší v opačném směru, než je u fyzikálních měření zvykem, tj. hlasitost roste směrem dolů, jak je též na obr. 6.11 ukázáno. Audiometry, které jsou již sestrojeny tak, že záznam lze provádět v hladině nad prahem sluchu, jsou sice složitější, ale tímto způsobem získané audiogramy jsou z hlediska klinického použití výhodnější.

6.5 Ultrazvuk

Zvuky o frekvencích nad 20 kHz jsou pro člověka neslyšitelné. Někteří živočichové vnímají i mnohem vyšší frekvence, například pes vnímá akustické vibrace do frekvencí 30 kHz, kočka

do 50 kHz a netopýr do asi 100 kHz. Ultrazvukové kmity lze získat třemi typy generátorů: mechanickými, magnetostrikčními a piezoelektrickými.

Mechanickými generátory (malé ladičky nebo píšťaly) lze získat ultrazvuk pouze nízkých frekvencí i výkonů a proto se v lékařství nepoužívají. *Magnetostrikční generátory* vyvolávají ultrazvukové kmity v prostředí kolem tyčinky z ferromagnetické látky (železo, nikl) umístěné v magnetickém poli elektromagnetu. Je-li elektromagnet napájen střídavým proudem, pak tyčinka mění svůj tvar se stejnou frekvencí (magnetostrikce). Těmito generátory lze dosáhnout velkých výkonů, ale poměrně nízkých frekvencí (do 100 kHz). Používají se v zubním lékařství a ultrazvukové chirurgii.



Obr. 6.12: Schéma piezoelektrického jevu

Obr. 6.1: Schéma piezoelektrického jevu

Piezoelektrické generátory jsou založeny na nepřímém piezoelektrickém jevu, který je možno pozorovat u některých krystalů (například výbrus krystalu křemene, turmalínu, Siegetovy soli). Přímým piezoelektrickým jevem nazýváme vznik kladného a záporného náboje na opačných koncích tzv. elektrické osy krystalu při jeho deformaci (obr. 6.1). Piezoelektrickým měničem je destička z křemene nebo jiného vhodného materiálu opatřená na protilehlých koncích elektrodami, na které je přiváděno vysokofrekvenční střídavé napětí. Destička mechanicky kmitá s frekvencí, která závisí na frekvenci střídavého napětí. Je tedy měničem energie elektrické na mechanickou. Mechanická energie destičky rozkmitá okolní prostředí. Intenzity zvuku dosahované piezoelektrickým generátorem činí až $10 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ a jsou dostačující i pro terapeutické aplikace ultrazvuku.

6.5.1 Fyzikální vlastnosti ultrazvukových vln

Ultrazvuk se šíří prostředím stejnou rychlostí jako zvuk slyšitelných frekvencí. Ovšem vzhledem k vysokým frekvencím mají ultrazvukové vlny mnohem kratší vlnovou délku. Jelikož je rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních kolem $1500 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, je vlnová délka při frekvenci 1 MHz vzhledem k rovnici (6.3) 1,5 mm a při frekvenci 10 MHz pouze 0,15 mm.

V nejjednodušším případě, kdy neuvažujeme rozptyl a divergenci vlny, je snížení amplitudy ultrazvukové vlny pouze funkcí vzdálenosti, kterou urazila v absorbujícím prostředí. Proto se zeslabení intenzity dá vyjádřit koeficientem zeslabení (útlumu) v jednotkách $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$. Označíme-li tento koeficient α , pak intenzita vlny po průchodu tloušťkou d absorbujícího materiálu bude o $\alpha\cdot d$ decibelů nižší než před průchodem.

Absorpce energie zvuku v prostředí je závislá na frekvenci. Pro názornost uvádíme tloušťku vrstvy prostředí, která zeslabí intenzitu zvuku o různé frekvenci na polovinu původní hodnoty ve vzduchu a ve vodě.

Tabulka 6.3: Vrstva zeslabující intenzitu zvuku na polovinu

Prostředí	10 kHz	100 kHz	0,5 MHz	1 MHz
Vzduch	220 m	220 cm	4,8 cm	2,2 cm
Voda	400 km	4 km	100 m	40 m

Z výše zmíněné závislosti absorpce na frekvenci je zřejmé, že tento koeficient zeslabení závisí na frekvenci a že absorpce zvuku v plynech je podstatně vyšší než v kapalinách.

6.5.2 Účinky ultrazvuku

Ultrazvuk má z fyzikálního hlediska účinky tepelné, mechanické a fyzikálně chemické, jejichž kombinací jsou účinky biologické.

Tepelné účinky. Energie ultrazvukové vlny je přímo úměrná kvadrátu její frekvence. Při absorpci energie akustické vlny dochází k jejímu předávání molekulám prostředí. Zvětšení kinetické energie molekul se projeví zvýšenou teplotou. Tímto mechanismem ztrácí ultrazvuková vlna asi 30 % své energie.

Mechanické účinky. Průchod ultrazvukové vlny prostředím má za následek lokální tlakové změny, které mohou dosahovat řádově až MPa/mm. Následkem zhušťování a zředování prostředí je tzv. kavitace, tj. vznik dutinek, které však rychle kolabují. Pseudokavitací nazýváme uvolňování plynů vázaných v roztocích ve formě bublinek. Následkem kavitace vznikají volné radikály. Kavitace má výrazné mechanické účinky na molekulové i buněčné úrovni.

Fyzikálně–chemické účinky jsou účinky disperzní, kdy pomocí ultrazvuku lze připravit jemné suspenze, emulze, pěny nebo aerosoly, i účinky koagulační, spočívající například k čištění plynů. Ultrazvuk též vyvolává štěpení některých vysokomolekulárních látek a polymerizaci molekul.

Biologické účinky jsou pak kombinací dříve uvedených. Patří mezi ně například strukturní změny (rozpad červených krvinek, rozrušení buněčného jádra, změny ve složení protoplazmy), zvýšení membránové permeability a difúze v tkáních, porušení vodivosti nervů, změny v pH tkání, analgetické a spasmolytické účinky, změkčování vazivové tkáně chorobně změněné, zvýšení látkové výměny.

6.5.3 Terapeutické využití ultrazvuku

V léčbě pomocí ultrazvuku se nejčastěji používá ultrazvuk s frekvencí 0,8 až 1 MHz a intenzitou 0,5 až 3 W.cm⁻² při době expozice 10 minut. K ozvučení se používá zařízení, které se skládá ze zdroje vysokofrekvenčního napětí (oscilátor) a ozařovací hlavičky, ve které je uložen piezoelektrický měnič. Hlavička, uzavřená kovovou membránou, se přikládá na ozvučovaná místa potřena parafínovým olejem, aby mezi kůží a hlavicí nebyla vrstva vzduchu.

Léčebné účinky spočívají v hloubkovém tepelném účinku, tišení bolesti přímými i ne- přímými mechanismy, spasmolytickém účinku, tj. uvolnění dlouhotrvajícího lokálního zvýšení svalového napětí, tlumivém účinku na přenos nervových vzruchů (relaxace) a konečně ve

zvýšení místního krevního oběhu a zvýšení metabolismu. Ultrazvuk se především používá u kloubních a nervových zánětů.

V zubním lékařství se používá mechanických kmitů s vysokou frekvencí k odstraňování zubního kamene pomocí magnetostrikčního generátoru. Amplituda kmitů je velmi malá, řádově setiny mm.

6.5.4 Využití ultrazvuku v diagnostice

Diagnostické přístroje pracují na frekvencích od 3 MHz do 10 MHz a využívají pro výpočet odrazů podobné rychlosti zvuku pro nevzdušné měkké tkáně.

Ultrazvukové přístroje generují akustický puls piezoelektrickými krystaly, které elektrickým pulsem vytvoří stejně rychlý mechanický kmit. Tento puls (echo) se šíří rychlostí zvuku v daném prostředí a při dopadu na rozhraní se může část energie kmitu odrazit.

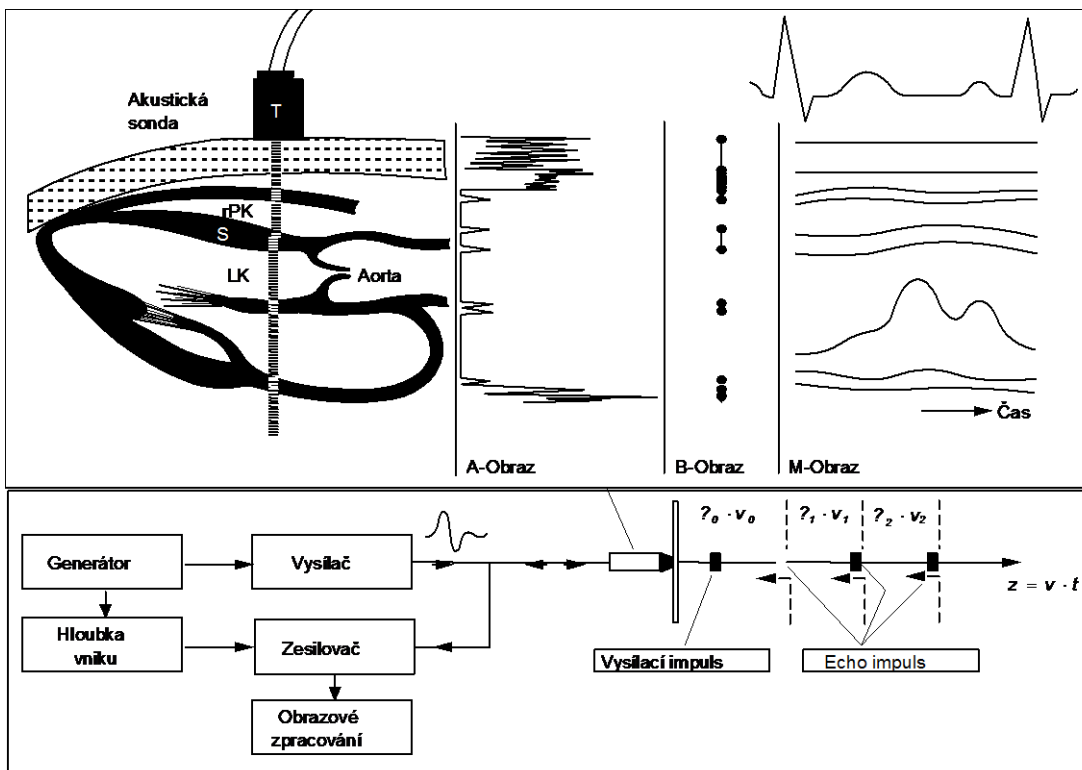
Budeme uvažovat jeden krystal - sondu, která má funkci jak vysílače, tak i přijímače odražených mechanických kmitů. Krystal detekuje odrazy vyslaného signálu a určí velikost echa. Z jeho časového zpoždění určí hloubku odrazu.

Prvním sonografickým záznamem je lineární záznam odrazů v závislosti na hloubce tento záznam je označován jako A-obraz (Mod) (obr.6.2).

Na spodní části schématu sonda vyšle krátký signál a tři rozhraní, které v různých vzdálenostech odrazem pošlou signál zpět k sondě. Tím vznikne A-mod - tedy závislost velikosti echa na hloubce.

B-obraz vznikne záznamem, při kterém velikost echa v určité hloubce je úměrná sytosti bodu na obrazovce (lze si představit, jakoby se A-obraz otočil o 90 stupňů). Jde o první krok k dosažení dvourozměrnému obrazu. Představíme-li si několik rovnoběžných přímků blízko sebe, pak složením těchto bodů vzniká dvourozměrný obraz. Přímků jsou těsně vedle sebe (podobně jako řádky v televizi). Elektronicky lze takto vytvořit obraz mnohokrát za vteřinu, a tím obraz také v reálném čase - tedy v čase pohyblivý.

TM-obraz-(mod) lze odvodit od B-obrazu kde sytost jednotlivých bodů lze zaznamenávat v čase na běžící papír. Sytost bodu (úměrná velikosti odrazu) je nahrazena sytostí čáry na záznamu. Pod zapisovačem běží papír (podobně jako při záznamu elektrických potenciálů při EKG) a promítá se pohyb bodů v čase. Tento získaný záznam je důležitý v kardiologii pro hodnocení pohyblivosti jednotlivých úseku srdce včetně pohybu chlopní.



Obr. 6.2: Schéma vzniku obrazu A, B a TM

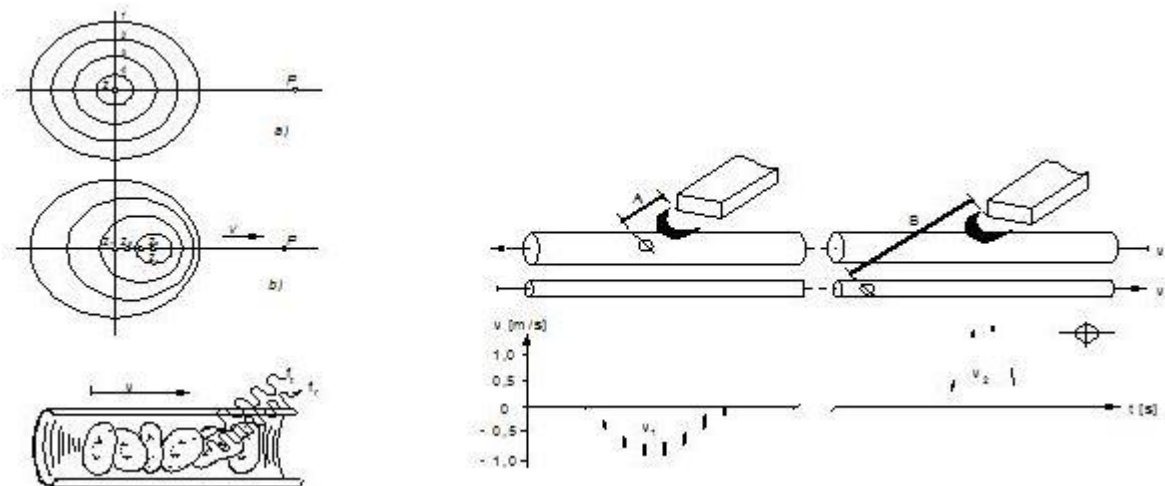
Zjednodušený výklad vzniku obrazu je orientační a mnoho technických a fyzikálních problémů nepopisuje. Mezi nejdůležitější opomínuté faktory, kterými není výklad komplikován, je korekce, které musí vyhodnocující procesor provést, aby započítal absorpci signálu. Korekce na tento útlum představuje matematickou funkci, která zesiluje vzdálenější signály - odrazy.

Dvourozměrného obrazu lze docílit sondou, která má jednotlivé piezokrystalické elementy pevně vázané na sondě jednu vedle druhé. Každý krystal jako by pak představoval řádku obrazu. Taková sonda je nazývá **lineární**. Její konstrukce je pro orientační výklad vzniku složenější a jednodušší. Další možností vytvoření dvourozměrného obrazu jsou sondy **sektorové**. U těchto sond je obraz vytvářen rotací jednoho (většinou více) piezokrystalických krystalů. Sonda nejprve provede obraz jedné přímky, pak se pootočí o velmi malý úhel a opět zopakuje zobrazení.

Obrazy se řídí určitými zákonitostmi v klinické práci. S vyšší frekvencí se zkracuje vlnová délka a je vyšší rozlišení. S nárůstem frekvence rychleji stoupá absorpce, a tedy snižuje se hloubka, do které je možné zobrazení.

Používají sondy od 3 do 5 MHz, při zobrazení podkožních struktur (uzliny, štítná žláza) jsou vhodnější frekvence okolo 7 MHz, kde je vyšší rozlišení. Ultrazvukové sondy mohou být zabudovány na konci endoskopického přístroje. Mají ještě vyšší frekvence okolo 10 MHz a obraz (endosonografie) prezentuje detailně krátký úsek stěny gastrointestinálního traktu. Sonografie klade značné nároky na prostorovou představivost lékaře a edukaci. Po zobrazení nalezení jednoduchých dutých orgánů může vzniknout dojem, že metoda není interpretačně náročná. Například podstatná je informace o poloze sondy pro interpretaci obrazu. Při kolmém zobrazení aorty vznikne obraz kruhu, zatímco po otočení o 90 stupňů jsou obrazem aorty dvě rovné linie. Podobně je tomu i s označením směrů známých z anatomie jako je poloha ventrální dorzální, kraniální a kaudální, mediální a laterální. Významnou aplikací ultrazvuku je měření rychlosti pohybů dopplerovským způsobem. Lze

měřit rychlosti toku v cévách, ale i v srdečních komorách. Při Dopplerově jevu se mění frekvence odraženého zvuku, změnou způsobenou rychlostí pohybující se partikulí (v krvi krevní buněčné elementy).



Obr. 6.3: Dopplerovské měření toku, odraz na krevních elementech, které se vůči sondě pohybují

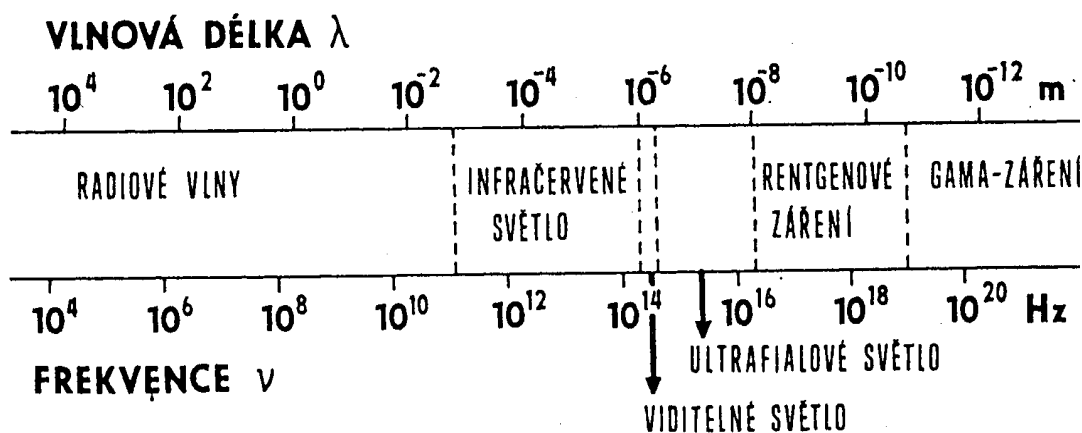
Základní rozdíly mezi rentgenovým zobrazením a sonografií jsou v eliminaci radiační zátěže, snadnější dostupnosti sonografie, nenáročnost a neinvazivnost pro nemocného i lékaře, možnost vyšetření častěji opakovat.

7 Fyzikální základy použití optiky v lékařství

Optika v užším smyslu slova je nauka o světle, elektromagnetickém vlnění o vlnových délkách v rozmezí 380–760 nm, které působí na fotoreceptory lidského oka a vyvolává zrakový vjem. V širším smyslu zahrnujeme do optiky studium infračerveného záření o vlnových délkách delších než 760 nm a ultrafialového záření o vlnových délkách kratších než 380 nm, které sousedí s oborem viditelného světla ve spektru elektromagnetického vlnění, jehož celkový přehled udává obr. 7.1. Účinky elektromagnetického záření na živý organismus jsou závislé na energii. Proto, vzhledem k odlišnému energetickému rozsahu jednotlivých druhů záření, jsou rozdílné.

7.1 Světlo

Geometrická optika je nejstarším oborem optiky. Je založena na přímočarém šíření světla. Pomocí jejích zákonů je možné vysvětlit průchod světla rozhraním prostředí s různou optickou hustotou. Ohyb světla, difrakční jevy na mřížkách nebo objektech rozměrů srovnatelných s vlnovou délkou světla nemůžeme popsat zákony geometrické optiky, ale při jejich popisu je třeba vycházet z vlnových vlastností světla. To je náplní vlnové optiky.



Kvantová optika vychází ze skutečnosti, že zářivá energie je atomy či molekulami emitována v

Obr. 7.1: Spektrum elektromagnetického vlnění

energetických kvantech, jejichž nositeli jsou fotony o energii E , kdy platí

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad (7.1)$$

kde $h = 6,6 \cdot 10^{-34}$ J.s je Planckova konstanta, f je frekvence, l je vlnová délka a $c = 3 \cdot 10^8$ m.s⁻¹ je rychlost šíření elektromagnetických vln vakuem.

7.1.1 Záření látek

Všechna tělesa emitují zářivou energii. Následkem tepelného pohybu v látce dochází k excitaci jejich atomů nebo molekul, projevující se zvýšením celkové energie elektronů atomových obalů. Při deexcitaci je tato energie vyzářena ve formě kvanta elektromagnetického záření. Spektrum záření emitovaného pevnými látkami je spojitě.

Stefanův – Boltzmannův zákon říká, že celková intenzita záření H v oboru všech vlnových délek je úměrná čtvrté mocnině absolutní teploty tělesa, tedy

$$H = \sigma T^4 \quad (7.3)$$

Wienův zákon udává, že vlnová délka λ_{\max} nejvíce zastoupená ve spojitěm spektru absolutně černého tělesa je nepřímo úměrná jeho absolutní teplotě, tedy

$$\lambda_{\max} = \frac{b}{T} \quad (7.4)$$

Energie světla. Energie světla je v závislosti na jeho frekvenci nebo vlnové délce definovaná rovnicí (7.1). Energie fotonu viditelného světla zelené barvy o vlnové délce 555 nm a frekvenci $f = 5,4 \cdot 10^{14}$ Hz je velmi malá a podle rovnice (7.1) činí $3,6 \cdot 10^{-19}$ J = 2,25 eV. Přesto však lidské oko dokáže za vhodných podmínek registrovat již energii několika fotonů.

7.1.2 Zdroje světla

Zdroje světla dělíme na vlastní a nevlastní. Vlastní jsou ty, které samy vysílají záření. Naproti tomu tělesa, která světlo odrážejí, se nazývají nevlastní zdroje. Vlastní zdroje můžeme třídit podle způsobu, jakým je vyzařování buzeno. Emise záření může být vyvolána vysokou teplotou nebo absorpcí jiného druhu energie.

Luminiscenční zdroje

Luminiscence, vyzařování světelné energie za normální teploty, nastává u luminiscenčních látek, které jsou schopny přeměnit absorbovanou energii ve viditelné světlo. Absorbovaná energie může být různého druhu – zářivá, chemická, mechanická atd. a podle toho hovoříme o fotoluminiscenci, chemiluminiscenci, triboluminiscenci, atd.

Energie, která vyvolává fotoluminiscenci, je energie elektromagnetického záření. Může to být záření viditelné, ultrafialové, rentgenové nebo záření γ . Fotoluminiscenci dělíme na *fluorescenci* a *fosforescenci*. Rozdíl mezi nimi je v době, po kterou luminiscence přetrvává, poté co přestane působit záření, které ji vyvolává.

Výbojové zdroje

U plynů, zvláště jsou-li zředěné, je možno budít záření elektrickým polem. Za určitých podmínek vzniká výboj, který je provázen zářením plynu. Vzniklé světlo se nazývá „studené“. Zvláště v posledních letech našly výbojové zdroje světla široké uplatnění především díky vyšší účinnosti.

Lasery

Lasery (z anglického Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation – zesílení světla stimulovanou emisí záření) jsou zdroje emitující vysoce koherentní světlo. Koherentní světlo je elektromagnetické vlnění, jehož vlny mají konstantní, časově neproměnný fázový rozdíl. Činnost laseru je založena na vynucené emisí záření. Již dříve bylo známo, že excitované atomy nebo molekuly mohou emitovat nejen spontánně, ale též vynuceně vlivem vnějšího elektromagnetického pole, jehož frekvence je stejná jako frekvence záření odpovídajícího přechodu elektronu z některé vyšší do základní energetické hladiny.

7.1.3 Fotometrie

Fotometrie je ta část nauky o světle, která definuje světlo z hlediska energetického, posuzuje světelné vlastnosti různých zdrojů světla a zjišťuje osvětlení ploch.

Zářivá energie se šíří ze zdroje do všech směrů. Za jednotku času projde určitou plochou část zářivé energie, kterou označujeme jako *zářivý tok* Φ . Je to vlastně výkon přenášený zářením a měříme jej ve wattech. *Intenzita záření* je energie, která projde jednotkou plochy orientovanou kolmo na směr šíření za jednotkovou dobu; měří se proto ve $W \cdot m^{-2}$.

Lidské oko je různě citlivé na záření o různé vlnové délce. Infračervené a ultrafialové světlo nevyvolávají zrakový vjem ani při vysokých intenzitách. Ke vjemu světla dochází v rozmezí vlnových délek 380–760 nm a oko je nejcitlivější na vlnové délky ležící asi uprostřed tohoto intervalu (žlutozelené světlo o vlnové délce 555 nm). Výkon zářivé energie, zhodnocený podle světelného vjemu, který vyvolává, se nazývá *světelný tok* Φ_s . Jeho jednotkou je lumen (lm). Světelný tok 1 lm je vysílán bodovým zdrojem o svítivosti 1 cd do prostorového úhlu 1 steradiánu.

Svítivost S světelného zdroje je světelný tok, který zdroj vysílá do jednotkového prostorového úhlu. Je tedy definována vztahem

$$S = \frac{d\Phi_s}{d\omega}$$

Jednotkou svítivosti je kandela (cd), která je jednou ze základních jednotek soustavy SI. Je definována jako svítivost zdroje v daném směru, který vysílá monochromatické záření s kmitočtem $540 \cdot 10^{12}$ Hz a má v tomto směru zářivost $1/683$ W/steradián.

7.2 Interakce světla s prostředím

Prochází-li světlo určitým prostředím, dochází k různým druhům interakce elektromagnetické vlny s částicemi prostředí. Jelikož různá prostředí mají různou optickou hustotu, světlo se v nich šíří různou fázovou rychlostí, různě se absorbuje, případně rozptyluje, mění svou vlnovou délku nebo polarizaci, na rozhraních mění svůj směr apod. V této části budou probrány tyto jednotlivé druhy interakce.

7.2.1 Fermatův princip

Všechny zákony geometrické optiky, založené na přímočarém šíření světla v izotropním prostředí, ze kterých dále vyplývají zobrazovací rovnice, vycházejí z obecného *Fermatova principu*: Světlo se šíří v prostoru z jednoho místa do druhého po nejkratší dráze - Skutečná dráha světelného paprsku mezi dvěma body A a B v optickém prostředí o indexu lomu n je taková, že tzv. optická dráha, tj. součin dráhy a indexu lomu, je nejmenší.

Zákon odrazu světla. Dopadá-li světlo na rozhraní dvou opticky různých prostředí, tj. takových, ve kterých se světlo šíří různou rychlostí, dochází k odrazu (reflexi) a lomu (refrakci) světla. Při odrazu se světelný paprsek částečně vrací zpět do prostředí, ze kterého přichází. Pro úhel dopadu α a úhel odrazu β platí $\alpha = \beta$.

Zákon lomu světla. Paprsek, který se lomí do druhého prostředí, mění na rozhraní svůj směr (viz obr. 7.4). Jsou-li v_1 a v_2 rychlosti šíření světla v prostředí 1 a 2 s absolutními indexy lomu n_1 a n_2 a úhel dopadu (měřený od kolmice v místě dopadu) je α , pak pro úhel lomu β platí:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1} = n_{12}$$

kde n_{12} je relativní index lomu. Absolutní index lomu n je definován jako poměr fázové rychlosti světla ve vakuu k fázové rychlosti světla v , kterou se světlo šíří daným prostředím, tedy

$$n = \frac{c}{v}$$

Přichází-li paprsek z prostředí o větším indexu lomu a láme se do prostředí s menším indexem lomu, pak podle rovnice $n_2 > n_1$ musí být $\sin \alpha > \sin \beta$ a také $\alpha > \beta$. Světlo se tedy láme od kolmice. V okamžiku kdy β je 90 stupňů, pak odpovídá úhel α označujeme jako mezní úhel. Za tímto mezním úhlem již dochází k úplnému odrazu světla (totální reflexi), kdy se světlo úplně odráží zpět do prostředí s větší hodnotou indexu lomu. Úplný odraz vzniká pro všechny úhly α , které jsou větší, než tzv. mezní úhel α_m . Totálního odrazu se využívá v optických přístrojích, například v refraktometru k měření indexu lomu, ale také v optických vláknech, používaných např. v endoskopech.

7.2.2 Disperze světla

Disperzí světla rozumíme závislost fázové rychlosti šíření světelné vlny na její vlnové délce, kterou zapisujeme symbolicky jako $v = f(\lambda)$.

Disperzí látek u nazýváme veličinu určující rychlost změny indexu lomu v závislosti na vlnové délce. Pro všechna průhledná prostředí index lomu světla s klesající vlnovou délkou roste (fialové světlo se láme od původního směru více než červené), proto tedy index lomu s rostoucí vlnovou délkou klesá.

7.2.3 Absorpce světla

Prochází-li světlo určitým prostředím, pak část jeho energie je absorbována atomy nebo molekulami prostředí a proto se intenzita svazku procházejícího světla postupně zmenšuje. Je možné ukázat, že prochází-li světlo o původní intenzitě I_0 vrstvou průhledné látky o tloušťce d , pak intenzita prošlého světla I je dána vztahem

$$I = I_0 e^{-\alpha d}$$

kde α je koeficient absorpce.

Koeficient absorpce je funkcí vlnové délky. Proto je absorpce světla selektivní. Například voda silně pohlcuje infračervené světlo, normální sklo dobře propouští viditelné světlo, ale silně absorbuje infračervené a zcela absorbuje světlo ultrafialové, apod.

Při průchodu světla roztokem o koncentraci c ($\text{mol}\cdot\text{m}^{-3}$), je koeficient absorpce úměrný koncentraci roztoku, $\alpha = \varepsilon c_m$, kde ε ($\text{mol}^{-1}\cdot\text{m}^2$) je tzv. *molární extinkční (absorbční) koeficient*. Molární extinkční koeficient má určitou charakteristickou velikost pro daný druh molekul a dané rozpouštědlo a je přirozeně též funkcí vlnové délky použitého monochromatického světla.

Veličinu E , definovanou vztahem

$$E = \varepsilon c_m d$$

nazýváme *extinkcí* (absorbancí) a tento vztah se nazývá *Lambert – Beerův zákon*. Poměr I/I_0 se nazývá *transmittance* T .

7.2.4 Polarizace světla

Ve svazku přirozeného světla vycházejícího ze zdroje jsou kmity vektoru intenzity elektrického pole E a intenzity magnetického pole H rozloženy rovnoměrně ve všech rovinách protínajících se v přísmce totožné se směrem šíření paprsku, protože elementární pochody vyzařování světla probíhají v různých atomech nezávisle na sobě a osy oscilátorů jsou orientovány neuspořádaně. Proto je přirozené světlo nepolarizované.

Světelný paprsek, v němž probíhají kmity vektorů E a H v určitých, vzájemně kolmých rovinách, se nazývá lineárně polarizovaný. Rovina, v níž kmitá vektor E se nazývá kmitová rovina a rovina, v níž kmitá vektor H , se nazývá polarizační rovina.

Polarizací světla nazýváme vydělení paprsků, které jsou polarizovány jen v určité rovině, ze svazku přirozeného světla. K polarizaci dochází při průchodu světla polarizačním filtrem, při odrazu, lomu, dvojlomu, absorpci a rozptylu přirozeného světla.

Dopadá-li na polarizační destičku nepolarizované světlo, pak prochází jen vlny, které kmitají v polarizační rovině destičky a vystupuje z ní lineárně polarizované světlo, jehož intenzita je právě polovina intenzity dopadajícího světla.

7.3 Vlnová optika

Za přímý důkaz toho, že světlo má vlnovou povahu, můžeme pokládat jevy, které jsou charakteristické pro jakýkoliv druh vlnění. Je to skládání vlnění (interference) a ohyb (difrakce).

7.3.1 Interference světla

Interferenci světla můžeme pozorovat za předpokladu, že spolu interferují dvě koherentní vlny. Koherentní vlnění je vlnění stejné frekvence, jehož kmity se liší pouze stálým, časově neměnným fázovým rozdílem.

Je-li vlnová délka světla ve vakuu λ_0 a jeho rychlost šíření c , pak v prostředí o indexu lomu n je vlnová délka tohoto světla $\lambda = \lambda_0/n$ a jeho fázová rychlost šíření je $v = c/n$. Je tedy roven rozdílu optických drah násobeném číslem $2\pi/\lambda_0$.

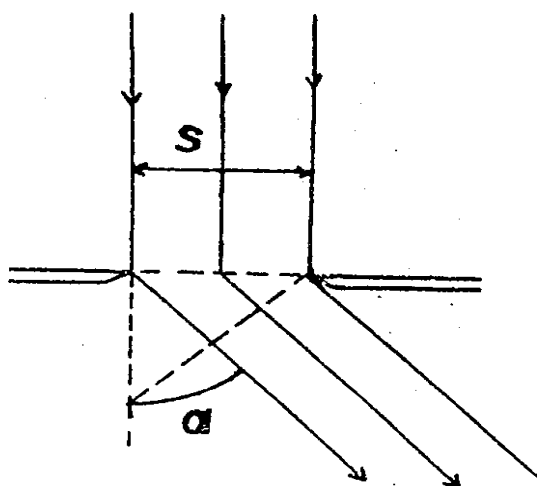
Interferenci se světlo zesiluje nebo zeslabuje. Amplituda světelné vlny je při interferenci maximální, je-li dráhový rozdíl roven sudému počtu půlvln,

$$\Delta d = 2k \cdot \frac{\lambda}{2}, \quad k = 1, 2, 3, \dots$$

K destruktivní interferenci dochází, je-li dráhový rozdíl roven lichému počtu půlvln, $(2k+1) \cdot \lambda/2$. Prochází-li tenkou vrstvou bílé světlo, pozorujeme maxima a minima pro každou barvu zvlášť ve vzdálenostech, odpovídajících příslušné vlnové délce. V přírodě se setkáváme s interferencí například jako s duhovým zabarvením tenkých vrstev oleje na vodě, nebo na mýdlových bublinách.

7.3.2 Ohyb světla

Ohyb (difrakce) světla se nazývá jev odchýlení světla od přímočarého směru šíření. Ohyb nastává na překážkách, které mají velikost řádově srovnatelnou s vlnovou délkou světla. Ohybové jevy jsou způsobeny právě interferencí. Důležitý je případ ohybu světla štěrbinou. Štěrba šířky s se podle Huygensova principu stává zdrojem elementárních vln. Výsledná vlnoplocha, kam se světlo rozšíří za určitou dobu, je dána obalovou plochou elementárních vlnoploch.



Obr. 7.9: Ohyb světla při průchodu štěrbinou

Optická mřížka je v praxi tvořena velkým počtem rovnoběžných vrypů na skle (bývá jich až 1000 na 1 mm). Neporušená místa na skle představují štěrbinu, vrypy tvoří mezery mezi štěrbinami. Vzájemná vzdálenost středů dvou sousedních štěrbin se nazývá mřížková konstanta d . Tato mřížková konstanta je tedy celková šířka štěrbinu a vrypu. Při kolmém dopadu světla na mřížku se interferencí zesilují paprsky, vycházející pod úhlem α , pro který platí

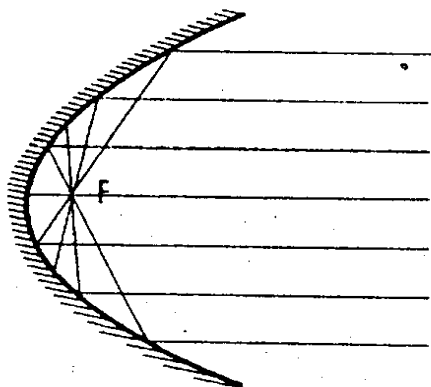
$$d \cdot \sin \alpha = k\lambda, \quad k = 0, 1, 2, \dots$$

Celé číslo k se nazývá řád ohybového maxima.

7.4 Optické zobrazování

Účelem optického zobrazování je učinit předmět viditelný na jiném místě, stejně velký nebo ve zvětšeném či zmenšeném měřítku. Toho dosáhneme optickou soustavou. Zobrazením vznikne obraz; může to být skutečný (reálný) obraz předmětu, jestliže se po průchodu optickou soustavou paprsky vyšlé z předmětového bodu sbíhají a protínají v bodu obrazovém, nebo obraz zdánlivý (neskutečný), když po průchodu soustavou vznikne rozbíhavý svazek paprsků, který se protíná jedině v prodloužení do opačného směru, než je šíření světla.

Optická soustava je tvořena souhrnem rozhraní, na kterých nastává lom nebo odraz světla. V praxi se nejčastěji používají rozhraní kulová nebo rovinná a nejvýhodněji jsou uspořádána tak, že středy křivosti jednotlivých ploch leží na jedné přímce – *optické ose soustavy*. Takto uspořádaná soustava se nazývá centrovaná. Základní body optické soustavy jsou ohniska (předmětové a obrazové). *Ohnisko* je bod na optické ose soustavy, ve kterém se protínají po průchodu soustavou paprsky, které vstupovaly do optické soustavy jako rovnoběžné. Vzdálenost předmětového nebo obrazového ohniska od středu soustavy se nazývá *předmětová* nebo *obrazová ohnisková vzdálenost soustavy* (f, f').



Obr. 7.11: Schéma reflektoru

Jsou-li udána ohniska optické soustavy a jejich ohniskové vzdálenosti, stanoví se k předmětovému bodu obrazový bod buď konstrukcí nebo pomocí zobrazovací rovnice. Jelikož velikost obrazu je obecně jiná než velikost předmětu, je tato změna popsána zvětšením.

Rozeznáváme zvětšení *osové* (x/x'), zvětšení *úhlové* (u'/u) a zvětšení *příčné* (y'/y) (kde veličiny bez čárky přísluší předmětu a s čárkou obrazu).

7.4.1 Zobrazení odrazem

Je-li k zobrazení použit jedině odraz světla, mluvíme o zrcadlení. Zrcadlo je plocha, která odráží většinu světelných paprsků, které na ni dopadají. Její tvar může být různý a podle něho dělíme zrcadla na rovinná, kulová, parabolická atd.

Zobrazovací rovnice pro kulové zrcadlo má tvar

$$\frac{1}{a} + \frac{1}{a'} = \frac{1}{f} = \frac{2}{r}$$

kde r je poloměr křivosti kulové plochy, a je vzdálenost předmětu a a' je vzdálenost obrazu od vrcholu kulové plochy.

Zobrazením v kulovém dutém zrcadle vzniká skutečný nebo zdánlivý, zvětšený nebo zmenšený, přímý nebo převrácený obraz podle toho, v jaké vzdálenosti se nachází předmět před zrcadlem. Zrcadlením ve vypouklém kulovém zrcadle vzniká vždy zdánlivý, přímý a zvětšený obraz za zrcadlem.

Běžné je použití zrcadel v oftalmologii a laryngologii. Dutá kulová zrcadla se používají v zubním lékařství. K osvětlovacím účelům se používají parabolická zrcadla, která vytvářejí z rozbíhavého svazku paprsků vycházejícího z ohniska svazek rovnoběžný s optickou osou. Používají se jako reflektory (u operačních lamp), zdroj světla se umísťuje do ohniska parabolického zrcadla.

7.4.2 Zobrazení lomem

K zobrazení lomem se nejvíce využívá čoček. Čočka je průhledné prostředí (nejčastěji sklo), které je omezené dvěma plochami, obvykle kulovými. Čočka je nejjednodušší optická soustava obsahující dvě lámavé plochy. Čočka se nazývá tenká, je-li její tloušťka malá ve srovnání s poloměrem jejich kulových povrchů. Nachází-li se čočka v homogenním prostředí, platí pro ni $f = f'$. Místo ohniskové vzdálenosti f se může lámavá schopnost čočky vyjadřovat veličinou D zvanou optická mohutnost, definovanou vztahem

$$D = \frac{1}{f}$$

je-li f vyjádřeno v metrech. Jednotkou optické mohutnosti je *dioptrie*, D .

Polohu obrazu, který vznikne při zobrazení čočkou, určíme zobrazovací rovnicí. Značí-li x vzdálenost předmětu a x' vzdálenost obrazu od středu čočky, má tato rovnice pro tenké čočky tvar

$$\frac{1}{x} + \frac{1}{x'} = \pm \frac{1}{f}$$

a nazývá se *čočková rovnice*. Kladné znaménko odpovídá spojkám, záporné rozptylkám.

Při zobrazení spojkou může vzniknout obraz skutečný nebo zdánlivý, zmenšený nebo zvětšený, přímý nebo převrácený podle toho, v jaké poloze se nachází zobrazovaný předmět vzhledem k ohnisku čočky. Při zobrazení rozptylkou vznikají obrazy zdánlivé, zmenšené a přímé.

Vady čoček

Při použití čoček se setkáváme s jejich vadami, které je nutné korigovat. Příčiny jejich vzniku jsou tyto:

- Rovnoběžný svazek paprsků se neláme přesně do ohniska jako jednoho bodu, ale protíná se ve více průsečících. Vzniklá vada se nazývá *vada kulová (sférická)*.
- Prochází-li čočkou světlo bílé, nastává na čočce rozklad světla, protože pro každou vlnovou délku je index lomu jiný. Rovnoběžný svazek se láme do několika ohnisek odpovídajících jednotlivým barvám. Nejvíce se láme světlo fialové, nejméně červené. Obraz vzniklý čočkou při zobrazování bílým světlem je duhový. Popsaná vada se nazývá *vada barevná, chromatická*.
- Zobrazuje-li se bod, který je ve větší vzdálenosti od optické osy, takže paprsky dopadají značně šikmo na zobrazovací soustavu, vzniká *vada astigmatická*. Obrazem takového bodu není bod, ale dvě krátké úsečky, fokály.

7.5 Optické přístroje a metody

7.5.1 Lupa

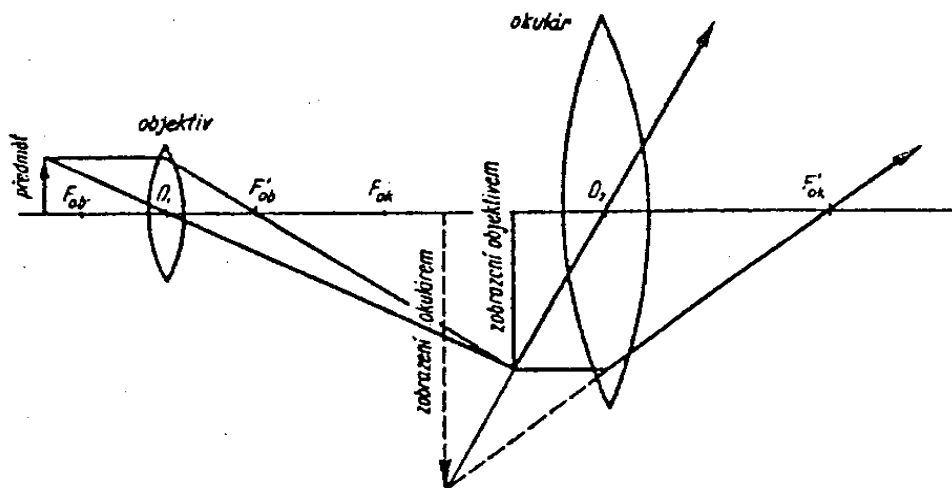
Lupa je dvojbypuklá čočka s ohniskovou vzdáleností 1–10 cm. Umísťuje se do blízkosti oka a předmět mezi lupu a její ohnisko; zdánlivý, zvětšený a přímý obraz pak vzniká v konvenční zrakové vzdálenosti $\delta = 0,25$ m. Zvětšení lupy je dáno vztahem

$$Z = \frac{\delta + f}{f} \cong \frac{\delta}{f}$$

7.5.2 Mikroskop

Mikroskop je optický přístroj, používaný pro zvětšování okem neviditelných objektů. Skládá se z optické soustavy, osvětlovací soustavy a mechanického zařízení. Optická soustava se

skládá z objektivu, okuláru, které slouží k vlastnímu zobrazování, a kondenzoru, který zajišťuje správné osvětlení pozorovaného předmětu.



Obr. 7.12: Schéma zobrazení v mikroskopu

Vznik obrazu v mikroskopu ukazuje schématicky obr. 7.11. Pomocí objektivu se vytváří obraz předmětu, který bývá umístěn mezi ohniskovou a dvojnásobnou ohniskovou vzdáleností objektivu. Tento obraz je zvětšený, převrácený a skutečný a prohlížíme ho okulárem jako lupou, tj. obraz vytvořený objektivem je mezi okulárem a jeho ohniskovou vzdáleností. Pomocí okuláru se pak vytváří zvětšený, převrácený a neskutečný obraz pozorovaného předmětu. Toto je však přibližné a schématické vysvětlení vzniku obrazu v mikroskopu. Ve skutečnosti jsou poměry poněkud složitější a lze je vysvětlit na základě ohybu a interference světla.

Je-li prostor mezi předmětem a objektivem vyplněn vzduchem s indexem lomu $n = 1$ (tzv. suchý objektiv), je nejvyšší hodnota numerické apertury, které lze dosáhnout, rovna jedné, prakticky nejvýše 0,9. Její hodnotu lze zvýšit použitím tzv. *imerze*, která spočívá v tom, že prostor mezi objektivem a krycím sklíčkem preparátu se vyplní prostředím o indexu lomu $n > 1$ (voda, cedrový olej, monobromnaftalén). Pak nenastává u paprsku vycházejícího z krycího sklíčka lom od kolmice a do objektivu se dostanou paprsky, které by se tam nedostaly. Má-li být plně využito numerické apertury objektivu, je nutné použít osvětlovacího zařízení, kondenzoru

Kondenzor je soustava čoček, upevněná mezi zdrojem světla a preparátem, která soustřeďuje světlo ze zdroje na vyšetřovaný objekt a zajišťuje, aby svazek světla vstupující do objektivu odpovídal jeho numerické apertuře.

Při mikroskopování je možné předmět prozářit a pozorovat v procházejícím světle, nebo, zejména v případě neprůhledných preparátů, pozorovat pomocí odraženého světla. Pokud je osvětlení zařízeno tak, že do objektivu nevstupují paprsky maxima nultého řádu, pozorujeme světlé obrazy na tmavém pozadí, jinak jsou pozorovány tmavé obrazy na světlém pozadí.

Stereoskopický mikroskop má dvě samostatné optické soustavy, jejichž optické osy svírají úhel kolem 13° , což umožňuje prostorové vidění. Používá se jako mikroskop operační a proto jsou mezi objektiv a okulár zařazeny hranoly, které převrátí obraz vytvořený objektivem. Výsledkem je, že obraz ve stereoskopickém mikroskopu je přímý.

Interferenční mikroskop slouží k pozorování průhledných objektů, ve kterých nastává fázový posun světla.

Polarizační mikroskop využívá skutečnosti, že řada biologických objektů pozorovaných v mikroskopu vykazuje dvojlom, který však v normálním světle není pozorovatelný. Při použití polarizovaného světla však dochází v objektech s dvojlomem k otočení roviny lineárně polarizovaného světla. Proto má polarizační mikroskop v soustavě kondenzoru umístěn polarizační filtr, který propouští na pozorovaný objekt lineárně polarizované světlo, a mezi objektivem a okulárem další filtr (analyzátor), pomocí kterého se dá určit úhel stočení roviny polarizovaného světla.

Flourescenční mikroskop využívá skutečnosti, že řada organických látek projevuje při osvětlení ultrafialovým světlem fluorescenci ve viditelné oblasti vlnových délek. Tímto mikroskopem lze pozorovat látky obsahující aromatické nebo heterocyklické sloučeniny.

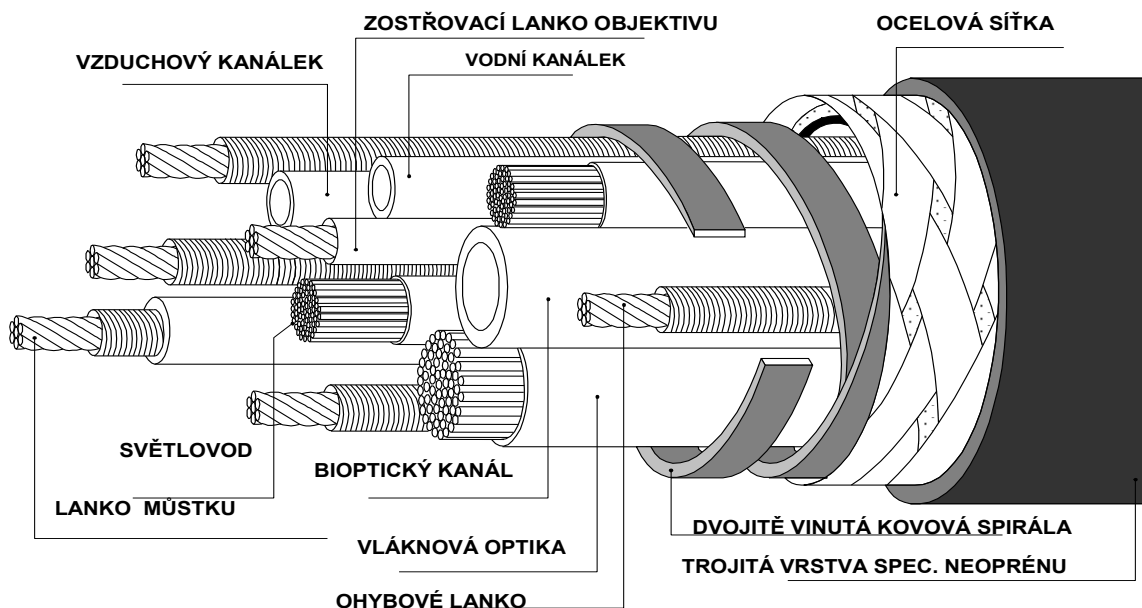
7.5.3 Endoskop

Endoskopy umožňují vizuální diagnostiku a terapii v tělních dutinách. K osvětlení pozorovaného místa jsou endoskopy vybavené intenzivním osvětlováním pomocí optických vláken. Přístroje jsou flexibilní a mají optiku ve směru postupu (prográdní) nebo boční (laterální).

Endoskopy používají vláknové optiky, založené na vedení světla optickým vláknem. Tato vlákna jsou velmi tenká (μm) skleněná vlákna s obalem, který má index lomu n_2 menší než index lomu skla, n_1 , tedy $n_2 < n_1$. Paprsek světla, který vstoupí do vlákna pod úhlem α odpovídajícím podmínce totálního odrazu vláknem bez ztrát při těchto odrazech. Vláknová optika umožňuje konstrukci ohebných optických systémů pro přenos světla. V případě přenosu obrazu je však nutná uspořádanost vláken ve svazku a jejich malý průměr, neboť kvalita přenosu je určena počtem vláken na jednotku plochy svazku. Optická vlákna v endoskopech jsou tedy vyrobena jako dvousložkové sklo o odlišných indexech lomu. Tím se světlo ve vnitřním svazku vzhledem k úhlům dopadu dostává do totální reflexe a nedochází ke ztrátám tak, jak by tomu bylo u jednosložkového vlákna. Ani ohyb vlákna nemění podmínku úplného odrazu. Zdroje jsou většinou halogenové i rtuťové lampy o výkonu 180 až 220 W.

Řez přístrojem (obr. 7.14) ukazuje mechaniku a optiku soustředěnou do malého průřezu. Endoskopem prochází bioptický kanál, svazek pro osvětlení, svazek obrazový, pak vedení odsávání kapaliny, vzduchu a 4 až 5 mechanických lanek.

KONSTRUKCE BĚŽNÉHO FIBROSKOPU



Akcesoria jsou další terapeutické instrumenty, prochází bioptickým kanálem a umožňují získat vzorky tkáně (klíšťky pro biopsii), klička umožňuje elektrickým proudem snést polyp, papilotom, košíček extrahuje kameny, injektor aplikuje látky do sliznice.

Zatímco diagnostika endoskopie ustupuje, význam léčebných aplikací endoskopie narůstá. Příkladem je endoskopická papilotomie, což je otevření žlučových cest, které umožňuje řadu výkonů, a nahrazuje chirurgická řešení.

7.5.4 Absorpční fotometrie

Absorpční fotometrií určujeme koncentrace roztoků na základě měření extinkce při konstantní tloušťce roztoku. Nepoužívá se světlo bílé, ale vymezíme z něho pomocí filtru oblast vlnové délky, které patří barvě doplňkové k barvě roztoku (tuto barvu roztok nejvíce absorbuje). Tím na malou změnu koncentrace připadá největší možná změna extinkce. Každý filtr má svou určitou spektrální charakteristiku, tj. závislost transparence na vlnové délce. Extinkci lze měřit vizuálně nebo některým z fotoelektrických indikátorů (fotonka, fotočlánek).

Spektrální fotometrie

Při spektrální fotometrii rovněž měříme extinkci za účelem zjištění koncentrace. Na rozdíl od absorpční fotometrie se však používá monochromatické světlo, obvykle při vlnové délce absorpčního maxima. Ve spektrálním fotometru musí být proto navíc monochromátor, hranol, případně mřížka.

7.5.5 Spektrální analýza

Spektrum je soubor vysílaných (emisní spektrum) nebo absorbovaných (absorpční spektrum) kmitočtů (vlnových délek). Spektra dále rozlišujeme jako čárová a pásová (spojitá). Čárová spektra vysílají atomy v plynném stavu, pásová spektra vysílají kapaliny a pevné látky. Ve skutečnosti i pásová spektra jsou složena z velkého počtu čar, které však prakticky nelze

rozišit. Při spektrální analýze rozkládáme elektromagnetické vlnění podle jeho vlnových délek. Rozložení (disperze) záření podle jeho vlnových délek lze dosáhnout pomocí hranolu nebo mřížky.

Emisní spektrální analýza slouží ke stanovení prvků. Prvky obsažené v analyzovaném vzorku se při vysoké teplotě vypaří, jejich atomy se uvedou do excitovaného stavu a stanou se při deexcitaci zdrojem záření pro spektrální přístroj.

Absorpční spektrální analýza. Kdybychom chtěli zjistit, jaké emisní spektrum by vysílala například nějaká organická látka, vzniká možnost, že látka se chemicky rozloží dříve, tj. při nižší teplotě, než při jaké by byla schopna emitovat záření. Můžeme však využít zkušenost, že látka absorbuje ty vlnové délky, jaké by sama vysílala v rozžhaveném stavu. Proto danou látku umístíme nejčastěji ve formě roztoku mezi zdroj a štěrbinu spektrálního přístroje.

Volíme zdroj se spojitým spektrem. Každá vlnová délka bude danou látkou jinak absorbována. Při absorpční spektroskopii vidíme v okuláru celé spojité spektrum použitého zdroje jako barevné pásy, které na sebe navzájem navazují a jsou přerušovány tmavými absorpčními pruhy v oblastech těch vlnových délek, ve kterých daná látka absorbuje. Z polohy absorpčních pruhů můžeme usoudit na složení absorbující látky.

7.6 Účinek různých druhů světla na organismus

Zrakem člověk vnímá pouze velmi úzký obor spektra elektromagnetického záření (viz obr. 7.1). Smysly vnímáme také tepelné záření, které vydávají tělesa s teplotou asi do 560 °C, při vyšších teplotách pak vzniká infračervené a viditelné záření. O ostatních druzích elektromagnetického záření se přesvědčujeme pouze nepřímě.

7.6.1 Infračervené záření

Účinky infračerveného (IR) záření a jeho průchodnost látkami závisí na jeho vlnové délce (energii). Toto záření je emitováno atomy nebo molekulami látky jako důsledek vibračních a rotačních energetických stavů atomů a molekul. Podle vlnových délek rozdělujeme obor infračerveného záření do následujících tří pásem: blízké pásmo (IR–A) o vlnových délkách 0,76–1,4 μm , střední pásmo (IR–B) s rozsahem 1,4–3,0 μm , vzdálené pásmo (IR–C) s vlnovými délkami nad 3 μm .

Infračervené záření blízkého pásma má největší energii a proto proniká nejhluběji do tkání. Je též poměrně málo absorbováno vodou. Je obsaženo ve slunečním spektru. Záření středního pásma je již silně pohlcováno vodou, ale ještě proniká sklem. Jeho zdrojem mohou být různé typy žárovek a zářivek. Záření vzdáleného pásma je silně absorbováno vodou i sklem.

Vzhledem k absorpci infračerveného záření vodou je toto záření převážně absorbováno pokožkou a pouze nejpronikavější část blízkého pásma proniká do podkoží. Expozice infračerveného záření způsobuje místní vazodilataci, která se projevuje tepelným erytémem. Reflexně působí expozice i vazodilataci vzdálenějších, hlubších oblastí pod povrchem.

Při zahřívání kůže se objevuje bolest při 45 °C. Pro terapeutické využití infračerveného záření se používá různých druhů infrazářičů.

7.6.2 Viditelné světlo

Viditelné světlo zaujímá poměrně úzké pásmo s vlnovými délkami 380–760 nm. Ideálnímu zdroji bílého světla by nejvíce odpovídalo absolutně černé těleso o teplotě 5000–6000 K.

Účinnost produkce světelného toku by byla v optimálním případě $220 \text{ lm}\cdot\text{W}^{-1}$. Žárovky a jiné osvětlovací zdroje mají nižší účinnost ($15\text{--}20 \text{ lm}\cdot\text{W}^{-1}$).

Energie viditelného světla je kolem 3 eV při krátkovlnné hranici světla, což je postačující hodnota pro vyvolání fotochemických účinků. V biologii spočívá hlavní význam viditelného světla ve fotosyntéze, tj. schopnosti rostlin syntetizovat cukry z CO_2 a vody za přítomnosti světla. Viditelné světlo má pro člověka význam též z hlediska periodičnosti mnohých funkcí závislých na střídání dne a noci. Specifické účinky má světlo laseru, díky jeho vysoké intenzitě.

7.6.3 Ultrafialové záření

Ultrafialové (UV) záření s vlnovými délkami kratšími než má viditelné světlo dělíme též do tří pásem: blízké pásmo (UV–A) o vlnových délkách 320–380 nm, střední pásmo (UV–B) s rozsahem 280–320 nm, a vzdálené pásmo (UV–C) s vlnovými délkami kratšími než 280 nm. Přírodním zdrojem ultrafialového záření je slunce. Proniká k zemskému povrchu atmosférou i při zatažené obloze, i když samozřejmě se jeho intenzita snižuje asi na polovinu. Umělými zdroji jsou tepelné zářiče, obloukové lampy a výbojky. Sklo těchto zdrojů musí být křemenné, aby propouštělo ultrafialové záření. UV záření je součástí emisního spektra u většiny výbojkových zářičů.

Vzhledem ke své energii působí ultrafialové světlo nejen excitací, ale má též ionizační účinky. Maximální baktericidní účinky má při vlnových délkách 250–270 nm, vzhledem k selektivní absorpci těchto vlnových délek v deoxyribonukleových kyselinách.

Jeho působení na kůži se projevuje erytémem s následnou pigmentací způsobenou tvorbou melaninu v pigmentových buňkách. Pigment pak brání pronikání energetického UV–A do hlubších vrstev kůže. Preventivní účinek ochranných krémů spočívá v tom, že absorbují UV–B a neovlivňují pigmentaci.

Významným účinkem ultrafialového záření o vlnových délkách kratších než 300 nm je to, že způsobuje tvorbu vitamínu D z jeho prekurzorů. Proto se UV záření využívá při prevenci křivice. Uplatňuje se též při hojení ran. K jeho negativním účinkům patří zánět spojivek i rohovky a proto je třeba při používání UV zářičů a baktericidních zářivek chránit oči před těmito negativními účinky. Vysoké dávky UV záření mohou též mít jako pozdní následky degenerativní změny na kůži, až karcinom kůže.

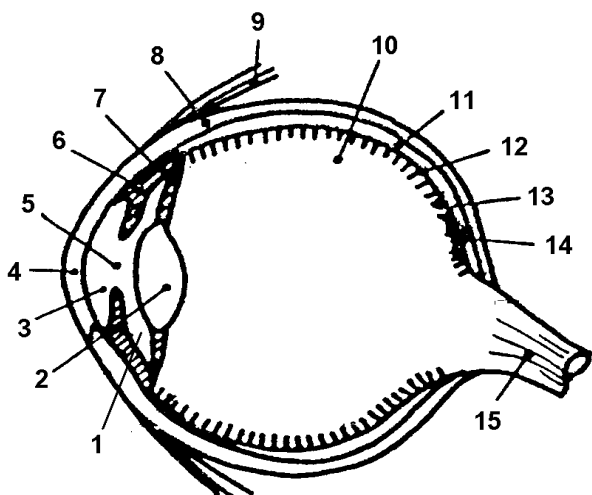
V biochemické laboratoři se UV záření, látek díky jeho fotoluminiscenčním účinkům, využívá k detekci některých organických.

7.7 Optika lidského oka

Oko má přibližně tvar koule o poloměru 12 mm, která je tvořena tuhým bílým a neprůsvitným obalem, jehož horní vrstvu tvoří bělima (sclera). Na přední straně oční koule je vypouklina ve tvaru kulového vrchlíku o poloměru 7–8 mm. V této části je obal průhledný a nazývá se rohovka (cornea). Přímka procházející středy obou koulí je *geometrická osa oka*. Vnitřek oka je zcela průhledný a je rozdělen oční čočkou (lens cristallina) na dvě části.

7.7.1 Hlavní optické části oka

Světlo přicházející do oka prochází postupně těmito transparentními optickými částmi. Rohovka tvoří přední část očního bulbu, má přibližně kulový tvar a index lomu 1,377. Poloměr přední strany je 7,8 mm, zadní strany 6,5 mm.



I: Scheme of human eye

1 - anterior chamber, 2 - lens, 3 - anterior chamber, 4 - cornea, 5 - ciliary muscle, 6 - iris, 7 - ciliary body, 8 - sclera, 9 - rectus tendon, 10 - vitreous humor, 11 - chorioid, 12 - pigment layer, 13 - retina, 14 - optic nerve, 15 - optical nerve

Přední komora oční je naplněna očním mokem (humor aquaeus), zcela průhledným, s indexem lomu 1,336. Rozhraní tvořené zadní stěnou rohovky a očním mokem je tedy možno z optického hlediska zanedbat.

Zadní komora oční je prostor mezi zadní plochou duhovky a ciliárním aparátem. Prostor za zadní plochou závěsného aparátu a oční čočky je naplněn transparentním gelem zvaným sklivce (corpus vitreum), který obsahuje 99 % vody a má index lomu 1,336.

Mezi přední komorou a čočkou je umístěna *duhovka* (iris), v jejímž středu je kruhový otvor (zornice), jehož průměr se může reflexně měnit rozmezí 2–8 mm. Velikost zornice se mění při akomodaci a při různých intenzitách světla vstupujícího do oka.

Oční čočka má nehomogenní strukturu a různý poloměr křivosti přední a zadní stěny (10 a 6 mm). Vzhledem k heterogenní struktuře čočky neexistuje jednotný index lomu.

Optická mohutnost čočky se může měnit. Čočka je zavěšena na svalovém ciliárním aparátu, který má schopnost měnit zakřivení přední i zadní strany čočky a měnit tak její optickou mohutnost. Této vlastnosti čočky se říká *akomodace*.

Optická soustava oka

Oko je možno považovat za centrovanou optickou soustavu. Všechny optické části tvořící oko je možno přirovnat ke kulovým vrchlíkům, jejichž středy jsou na jedné přímce, tzv. *geometrické ose oka*.

Průměrná optická mohutnost této centrované soustavy je +60 D ($\pm 3,5$ D). Tato hodnota platí pro normální lidské oko v klidu, ve kterém vzniká obraz předmětu umístěného v nekonečnu na sítnici. Optická mohutnost čočky je 20 D. Optická mohutnost rohovky je 42,4 D.

Přibližně uprostřed zadní strany komory je v sítnici malá jamka o průměru asi 0,3 mm. Zde, v místě, zvaném *žlutá skvrna*, je zrková ostrost a rozlišovací schopnost oka největší. Zde také vzniká obraz předmětu pozorovaného okem.

7.7.2 Refrakční vady oka

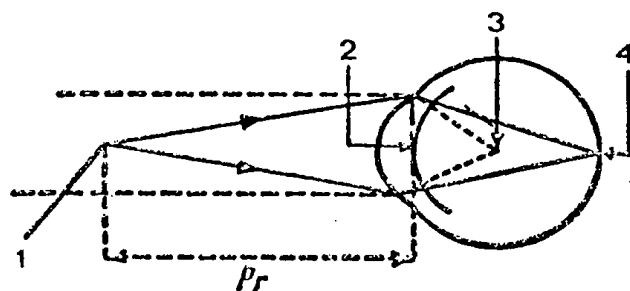
Optický systém oka je schopen vytvořit na sítnici ostrý obraz pozorovaného předmětu. Tuto podmínku je možno rozdělit na dvě podmínky, a sice že obrazem bodu musí být opět bod, a že obraz musí vzniknout na sítnici. Není-li splněna první podmínka, mluvíme o astigmatickém oku. Tato vada bývá zpravidla způsobena tím, že rohovka nemá přesně kulový tvar.

Při plnění druhé podmínky se setkáváme s pojmem vzdáleného bodu (punctum remotum). *Vzdálený bod* je vzdálenost od oka, ve které oko vidí ostře bez akomodace. *Blízký bod* (punctum proximum) je vzdálenost při které oko ostře vidí při maximální akomodaci. U normálního oka je vzdálený bod v nekonečnu (prakticky považujeme u oka za nekonečno vzdálenost větší než 5 m). V takovém případě mluvíme o oku emetropickém. Je-li vzdálený bod v konečné vzdálenosti, jde o tzv. sférickou ametropii. U této vady není optická mohutnost oka v souladu s polohou sítnice.

Sférická ametropie

Podle umístění vzdáleného bodu rozeznáváme dva typy sférických ametropií: *krátkozrakost* (myopie) a *dalekozrakost* (hypermetropie).

U krátkozrakosti je vzdálený bod v konečné vzdálenosti před okem. Je tedy reálný. Krátkozraké oko může vidět ostře jen předměty umístěné v konečné vzdálenosti menší, než je vzdálenost vzdáleného bodu. U předmětů vzdálenějších vzniká obraz před sítnicí.

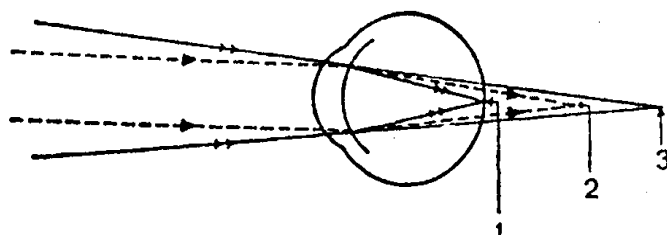


Obr. 7.25: Krátkozraké oko.

1 - vzdálený bod, 2 - redukované oko, 3 - ohnisko, 4 - sítnice

Při dalekozrakosti je vzdálený bod v konečné vzdálenosti za okem a je tedy virtuální. Následkem toho vzniká obraz předmětů umístěných v nekonečnu za sítnicí.

U obou vad platí, že čím blíže je vzdálený bod oku, tím větší je vada. Většina sférických vad oka je vrozená a tyto vady se během života zpravidla nevyvíjejí. Vážnější jsou vady skutečně patologické, způsobené poruchou vývoje oka, které je příliš dlouhé nebo krátké. Tyto vady se zpravidla během života dále vyvíjejí a zhoršují.



Obr. 7.26: Dalekozraké oko.

1 - sítnice, 2 - ohnisko, 3 - vzdálený bod

Astigmatismus (ametropie asférická)

Astigmatické je takové oko, ve kterém se bod nezobrazuje jako bod. Je to způsobeno asymetrií optické mohutnosti oka. Příčina bývá nejčastěji v rohovce, zatímco astigmatismus oční čočky je vzácnější a vždy menší. Rozeznáváme dva druhy astigmatismu; nepravidelný astigmatismus, způsobený nepravidelným zakřivením rohovky v důsledku úrazu, spáleniny apod. a pravidelný astigmatismus.

Akomodace oka

Emetropické i ametropické oko může plynule měnit svou optickou mohutnost změnou optické mohutnosti oční čočky. Mírou akomodační schopnosti oka je tzv. blízký bod (punctum proximum). Je to nejmenší vzdálenost na optické ose oka, ve které se předmět zobrazí ostře na sítnici při maximální akomodaci.

Akomodační schopnost oka je podmíněna změnami zakřivení přední stěny oční čočky. To je možné dokázat pomocí tzv. Purkyňových obrázků. Světlý předmět se odráží v oku tak, že získáme jeho tři různé obrázky, vzniklé odrazem na přední stěně rohovky, na přední stěně čočky a na zadní stěně čočky.

Akomodační schopnost oka se snižuje s rostoucím věkem. Toto zmenšení akomodační schopnosti nezávisí na tom, je-li oko emetropické nebo ametropické a projevuje se prodloužením vzdálenosti blízkého bodu. Poloha vzdáleného bodu naproti tomu na věku nezávisí. Prodlouží-li se vzdálenost blízkého bodu nad konvenční zrakovou vzdálenost (0,25 m), projeví se to jako refrakční vada charakterizovaná hlavně únavou oka při čtení. Tento stav se nazývá presbyopie. Oko nevidí ostře předměty v konvenční zrakové vzdálenosti 0,25 m.

7.8 Biofyzika vidění

Biofyzika vidění se zabývá funkcí sítnice a procesy fotofyzikálními a fotochemickými spojenými s mechanismem absorpce světla ve fotoreceptorech sítnice. Převod akčních potenciálů vzniklých v sítnici a další zpracování vizuálních informací optickými nervovými centry patří do oboru fyziologické optiky.

7.8.1 Struktura sítnice

Ve vrstvě fotoreceptorů, která je nejperifernější vrstvou sítnice, rozeznáváme čípky a tyčinky. Tyčinky mají charakteristický tvar, stejný pro všechny tyčinky v sítnici. Fotosenzitivní část se nazývá externí segment, je dlouhá 60 μm a silná 2 μm . Externí segment je kolmý na pigmentovou vrstvu, se kterou sousedí. Interní část obsahuje zejména jádro receptoru a synaptické spojení s bipolárními buňkami. Čípky jsou obecně mnohem tlustší než tyčinky a mají lahvovitý tvar. Zúžená část -externí segment, je fotosenzitivní, širší část se nazývá vnitřní segment.

Čípky jsou mnohem více polymorfní než tyčinky (obr. 7.22); čípky tvořící centrální jamku jsou stejně dlouhé nebo i delší než tyčinky.

Podle rozložení čípků a tyčinek na sítnici je možné rozeznat část centrální a část periferní.

7.8.2 Biofyzika tyčinek

Sítnice je selektivní receptor elektromagnetických vlnění v rozmezí vlnových délek 380–760 nm. Mimo toto pásmo je sítnice na elektromagnetické vlnění necitlivá. Ale i uvnitř viditelného pásma není citlivost receptorů stejná pro všechny vlnové délky.

Ke zvláštnostem sítnice patří její nestabilita, tzn. že její percepční vlastnosti se mohou měnit v závislosti na čase (adaptace) a podle stupně osvětlení (Purkyňův efekt), neboť za soumraku se zvyšuje citlivost oka pro kratší vlnové délky, tj. červenou barvu rozeznáváme hůře než modrou.

Citlivost a adaptace oka

Křivka citlivosti má maximum u vlnové délky 555 nm a považujeme-li její výšku za jednotkovou, klesá na hodnoty menší než tisícina u vlnových délek kratších než 400 a delších než 750 nm. To však platí pouze v případě, že citlivost byla měřena při dostatečně velkých intenzitách světla. Je možné definovat tři následující oblasti vidění:

1. Oblast denního, *fotopického* vidění při dostatečném osvětlení ($\text{jas} > 10^2 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$). Odpovídající křivka citlivosti pro různé vlnové délky je stabilní a má maximum u vlnové délky 555 nm. Adaptace oka na světlo je rychlá a je jí dosaženo po 20–60 sekundách. Vidění je barevné a je zajištěno převážně čípkami.

2. Oblast nočního, *skotopického* vidění ($\text{jas} < 10^{-3} \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$). Křivka citlivosti pro různé vlnové délky je opět stabilní, ale její maximum je posunuto zhruba o 50 nm směrem ke kratším vlnovým délkám. Vidění je zprostředkováno pouze tyčinkami a dochází ke ztrátě barevného vidění, jsou vnímány pouze změny v intenzitě světla. Adaptace na tmou je pomalá a maxima adaptace je dosaženo až po 40 – 60 minutách.

3. Oblast *mezopického* vidění (jas mezi 10^{-3} až $10^2 \text{ cd}\cdot\text{m}^{-2}$). V této oblasti citlivost závisí na osvětlení a nelze zkonstruovat její křivku. Vidění je zprostředkováno oběma druhy fotoreceptorů.

Čípkami a tyčinkami mají poměrně nezávislé vlastnosti. Při velkých intenzitách světla zajišťují vidění čípkami. Při malých intenzitách světla citlivost čípků klesá a citlivějšími se stávají tyčinky, které zajišťují skotopické vidění. Tyčinky se na barevném vidění nepodílejí, a proto se při malých intenzitách světla vidění stává achromatickým.

7.8.3 Biofyzika čípků

Čípkami zajišťují fotopické vidění a jsou do značné míry odpovědné za zrakovou ostrost, protože ve žluté skvrně, která je složena převážně z čípků, je místo nejostřejšího vidění. V tomto místě inervuje každá gangliová buňka jen malý počet čípků. Čípkami umožňují rozeznávání jak intenzity světla, tak barvy.

Oko rozlišuje barvy na základě tzv. trichromatického systému. Jeho podstatou je možnost napodobit kteroukoliv barvu kombinací tří základních barev, červené, zelené a modré v různém poměru. Trichromatická teorie vychází z předpokladu, že v sítnici existují tři druhy čípků s různou spektrální citlivostí. Rovnoměrné podráždění všech tří druhů má za následek vjem bílé barvy, podráždění jen některého má za následek vjem příslušné základní barvy. Proměřením absorpčních křivek čípkových segmentů lidské sítnice bylo skutečně zjištěno, že sítnice obsahuje tři druhy čípků, jejichž citlivost odpovídá vlnovým délkám 440, 535 a 577 nm. Je zajímavé, že pigment citlivý na červenou barvu má své absorpční maximum v oblasti barvy žluté, nicméně je na červenou barvu mnohem citlivější než ostatní pigmenty.

Barvocit, tj. schopnost vnímání barev lidským okem, je u určitého procenta populace narušena a způsobuje *barvoslepost*, která může být úplná nebo částečná, kdy není vnímána jedna ze základních barev. Znemožňuje výkon povolání, při kterých je třeba rozeznávat barevné signály.

8 Fyzikální základy použití rentgenového záření v lékařství

8.1 Vznik a absorpce rentgenového záření

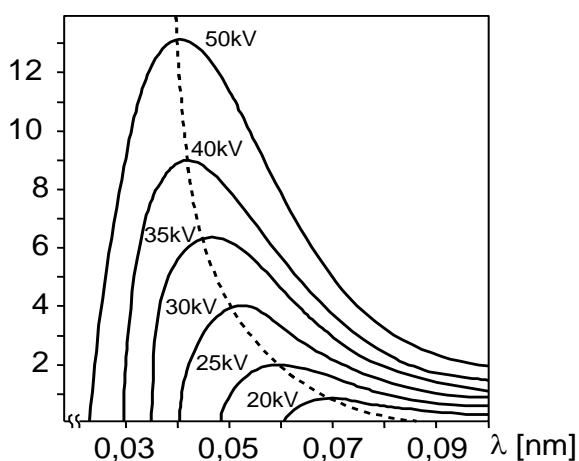
Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění vlnové délky v rozsahu 5 až 100 pm. Podstatné vlastnosti rentgenového záření z hlediska jeho použití v medicíně jsou: a) vysoká pronikavost látkami, b) způsobuje ionizaci a excitaci atomů absorptoru, c) v určitých materiálech vyvolává fluorescenci, d) působí na fotografickou emulzi, a konečně e) má biologické účinky.

Rentgenové záření vzniká na anodě rentgenové lampy dvojitým způsobem. Jednak přechody elektronů ve vnitřních slupkách elektronových obalů atomů s vysokým atomovým číslem (charakteristické záření), jednak jako záření doprovázející zabrzdění elektronů s vysokou kinetickou energií v elektrostatickém poli jádra atomů anody (brzdné záření).

8.1.1 Brzdné rentgenové záření

Brzdné záření vzniká následkem elektromagnetické interakce rychlých elektronů v elektrostatickém poli jader atomů anody. Výsledek této interakce je změna směru dráhy elektronu a jeho zpomalení při emisi elektromagnetického záření. Brzdné záření má spojitě energetické spektrum, neboť vzájemné působení pohybujícího se elektronu s elektrostatickým polem jádra závisí na jejich náhodné vzdálenosti.

Potenciální energie elektronu o náboji e , který se nachází v poli o potenciálu U , se rovná součinu náboje a potenciálu, tedy eU . Nejkratší vlnová délka produkovaného záření, tedy krátkovlnná hranice jeho spojitěho spektra, může být určena z podmínky, že veškerá energie elektronu se přemění na energii záření hf , tedy, kde h je Planckova konstanta, f_{max} je frekvence záření s největší možnou energií.



Obr. 8.1: Energetické spektrum brzdného rentgenova záření generované při různých napětích

Elektrony dopadající na anodu však část své energie ztrácí interakcí s elektrony elektronového obalu atomů anody a do oblasti silového působení jádra se tedy dostává směs různě energetických elektronů, které proletí v různých vzdálenostech od jader. Proto je také

energie vzniklých kvant záření různá a tento typ záření nemůže být monochromatický. Tvar jeho spektra též nijak nesouvisí se strukturou atomů anody, jak je tomu u charakteristického rentgenového záření.

Spojité energetické spektrum je závislé na napětí, jak schematicky ukazuje tvar spektrálních křivek při různých napětích na obr. 8.1. Čím vyšší je potenciální rozdíl mezi katodou a anodou, tím více je spektrální křivka posunuta směrem ke kratším vlnovým délkám. Pronikavější RTG záření je krátkovlnnou (tzv. „tvrdší“) a dlouhovlnnou (tzv. „měkčí“)

Pronikavost (energie, vlnovou délku) rentgenového záření regulujeme potenciálním rozdílem mezi katodou a anodou (na řídicím panelu nastavujeme kV). Čím vyšší napětí, tím pronikavější a současně homogennější záření vzniká při celkově vyšší intenzitě.

Intenzitu rentgenového záření regulujeme změnou žhavení rentgenky, anodovým proudem (na řídicím panelu nastavujeme mA).

8.1.2 Charakteristické rentgenové záření

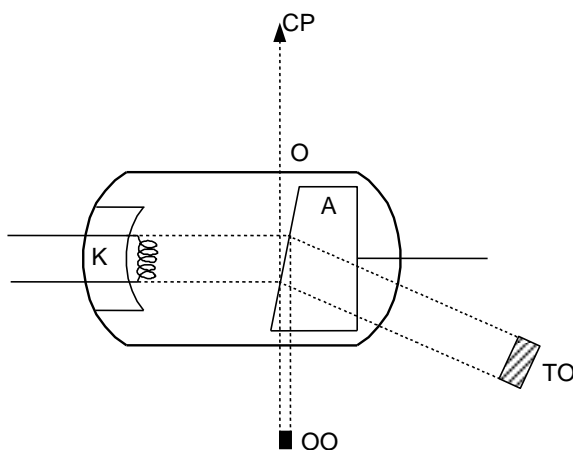
Jsou-li elektrony, emitované v důsledku termoemise ze žhavené katody rentgenové lampy, urychleny potenciálním spádem mezi katodou a anodou na energie větší, než jsou vazebné energie elektronů vnitřních sfér atomů anody, mohou ionizovat atomy anody na těchto vnitřních slupkách. Na uvolněné místo pak přichází elektron z některé vyšší energetické hladiny nebo volný elektron, a rozdíl energií se vyzáří ve formě fotonu. Jelikož se jedná o značné energetické rozdíly, má toto záření vlnové délky odpovídající rentgenovému záření. Atom každého prvku má své charakteristické hodnoty energetických hladin elektronů obalu; proto má každý prvek pro něho typické čárové spektrum, podle kterého může být identifikován. Proto se také toto rentgenové záření s čárovým spektrem nazývá charakteristické.

8.2 Rentgenový přístroj

Jako zdroje záření se používá evakuovaná skleněná nádoba se zabudovanými elektrodami, anodou a katodou. Katoda je tvořena wolframovou spirálou umístěnou v kovové misce záporně nabitě. Katoda je žhavena a elektrony, uvolněné termoemisí, jsou touto miskou odpuzovány a soustřeďovány na malou plošku na anodě, ke které jsou následkem vysokého potenciálního rozdílu vložené mezi elektrody přitahovány a urychlovány. Anoda je vyrobena, většinou wolframu. Necelé 1 % energie dopadajících elektronů se transformuje na rentgenové záření, zatímco zbytek se mění v teplo, kterým se anoda zahřívá a musí být odvedeno.

Menší přístroje mají chlazení vzduchové, výkonnější olejové, někdy kombinované s chlazením vodním.

Rentgenka je uložena v krytu z kovového materiálu, který ji chrání před mechanickým poškozením.



K- katoda, A- anoda, O- okénko, OO -optické ohnisko,
TO - termické ohnisko, CP - směr centrálního paprsku

Obr. 8.2: Schéma rentgenové lampy

8.2.1 Zdroje anodového a žhavicího napětí

Zdrojem anodového napětí pro rentgenku je transformátor. Používaná napětí se pohybují v rozmezí 30–200 kV. Zdrojem napětí pro žhavenou katodu je malý transformátor, kde se mění katodový proud v rozmezí několika ampérů při napětí 5–15 V.

8.2.2 Ovladač

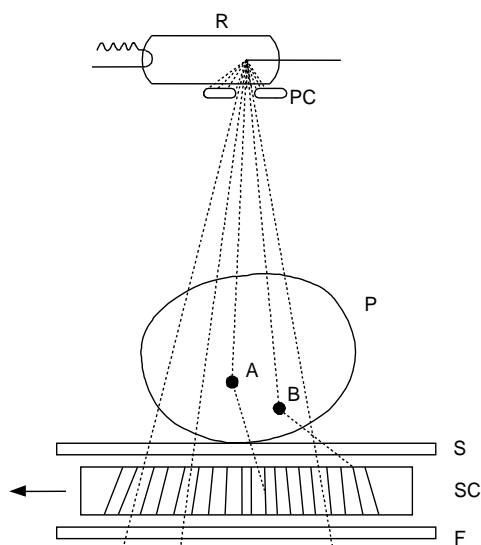
Na ovladači jsou umístěny všechny řídicí prvky rentgenového přístroje. Hlavní vypínač, přepínač anodového napětí, řízení žhavení katody, kilovoltmetr, miliampérmetr, časové relé pro snímkování, atd., podle typu přístroje. U moderních přístrojů se při volbě expozice při zvoleném napětí automaticky určuje intenzita anodového proudu tak, aby nedošlo k přetížení rentgenky.

8.2.3 Clony

Primární clona vymezuje nejen prostorový úhel pro záření, ale provádí i filtraci delších vlnových délek elektromagnetického spektra.

Při průchodu rentgenového záření hmotou vzniká rozptýlené sekundární záření, které má jiný směr šíření než dopadající primární svazek. Tím by se snižovala kvalita rentgenového obrazu.

Sekundární clona je umístěna mezi pacientem a filmem nebo štítem a je tvořena řadou tenkých olověných plíšků, které se sbíhají směrem k ohnisku rentgenky. Primární svazek záření proto prochází štěrbinami mezi lamelami. Sekundární rozptýlené záření má odlišný směr s primárním svazkem a je lamelami absorbováno.



Obr. 8.3: Schéma primární clony (PC) a sekundární clony (SC)

8.3 Absorpce rentgenového záření

Při nepřítomnosti absorbující látky se rentgenové záření šíří jako jiná elektromagnetická vlnění. Je-li emitováno bodovým zdrojem, pak jeho intenzita (energie, prošlá jednotkovou plochou za jednotku času) klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje.

Prochází-li svazek záření absorbující látkou, dochází k interakci kvant záření s atomy nebo elektrony látky a intenzita svazku klesá. Ke snížení intenzity svazku dochází následkem fotoefektu a Comptonova rozptylu.

Při fotoefektu foton primárního záření zaniká a jeho energie se spotřebuje na výstupní práci elektronu z atomu a na udělení kinetické energie tomuto sekundárnímu elektronu. Sekundární elektron pak ztrácí svou energii na poměrně malém úseku dráhy v absorbátoru ionizací a excitací atomů prostředí. Pravděpodobnost absorpce kvanta rentgenového záření fotoefektem silně závisí na atomovém čísle absorbátoru, roste úměrně Z^4 .

Comptonův kvantový rozptyl se liší od klasického rozptylu záření tím, že při něm klesá energie sekundárního fotonu, respektive roste vlnová délka rozptýleného záření. Při této interakci primární foton předává část své energie volnému elektronu prostředí. Pravděpodobnost interakce Comptonovým rozptylem při vyšších energiích záření prakticky nezávisí na atomovém čísle absorbátoru (je tedy stejná jak v kostech, tak v měkkých tkáních) a závisí především na energii primárního fotonu. Podíl kvantového rozptylu na celkové absorpci roste s rostoucí energií rentgenového záření.

Celkový lineární absorpční koeficient μ je součtem lineárních absorpčních koeficientů pro fotoefekt (τ) a pro Comptonův rozptyl (σ), $\mu = \tau + \sigma$

8.4 Použití rentgenového záření v diagnostice

Diagnostické využití rentgenového záření je založeno na jeho různé absorpci v tkáních s různým efektivním atomovým číslem s následným zviditelněním záření prošlého rentgenovaným objektem.

Rentgenový obraz prozářeného objektu, ať již přímo viditelný na štítě, nebo latentní ve fotografické emulzi a viditelný po jejím vyvolání, tedy vzniká díky různé absorpční schopnosti jednotlivých tkání.

8.4.1 Skiaskopie

Skiaskopii se rozumí prosvěcování vyšetřované osoby rentgenovým zářením a pozorování vzniklého obrazu.

Skiaskopie umožňuje sledování dynamických dějů, například peristaltiky jícnu, žaludku, střev, pozorování dýchacích pohybů, pulzace srdce, apod. Vzhledem k menší rozlišovací schopnosti ve srovnání se skiagrafií, není skiaskopie vhodná pro zjišťování strukturních změn skeletu. Při vyšetřování je nutné vymezit primární clonou co nejmenší pole, aby se snížila expozice pacienta a omezila produkce rozptýleného záření.

8.4.2 Skiografie

Skiografie čili snímkování je rentgenová diagnostická metoda, při níž se místo štítu použije rentgenový film (fotografický film senzibilizovaný pro oblast rentgenového záření), na němž po expozici vzniká latentní obraz prozářené tkáně. Další postup je stejný jako ve fotografické praxi (vyvolání, ustálení, usušení).

Rentgenové záření na ní vyvolává fluorescenci fialové barvy. Fólie se vkládá do kazety s filmem tak, aby byla k němu obrácena fluoreskující vrstvou. Obvykle se užívají dvě fólie z obou stran.

8.4.3 Počítačová tomografie

Počítačová (výpočetní) tomografie (CT – z computerised tomography) je diagnostická metoda založená na měření intenzity úzkého svazku rentgenového záření prošlého tělem pacienta různým směrem. Z naměřených hodnot prošlé intenzity je vypočítáván obraz pomocí počítače.

Např. celotělový počítačový tomograf pracuje tak, že zdroj RTG rotuje a tím se vypočítá hustota rozložení absorpce RTG v každém 1x1 mm ploše a dnešní CT přístroje umí i současný posun a tím se matice mění matematicky na digitalizaci 1x1x1 mm³ a je možné pak získání libovolných pohledů, řezů a rovin.

Při lineárním posuvu se řez proměňuje při otáčení o úhel 10° při celkovém úhlu 180°. Při zvýšené přesnosti měření se získává matice absorpčních hodnot obsahující 103 400 čísel, z nichž každé představuje plochu 0,75 x 0,75 mm² původního řezu.

Hlavní výhody spočívají v tom, že detektory záření jsou velmi citlivé a umožňují tak rozlišení většího počtu intenzit rentgenového záření. Vypočítaný obraz proto umožňuje rozlišení více detailů, menších absorpčních rozdílů, než je možné rozlišit na filmu. Vypočítaný obraz je ostřejší. Výsledky se dají uchovávat v paměti počítače, část původní zobrazované plochy se dá zvětšit na plochu celé obrazovky a detailně zkoumat.

8.5 Použití rentgenového záření v terapii

Rentgenové záření se využívá nejen k diagnostickým účelům, ale vzhledem k jeho ionizačním účinkům i k terapii. Toto záření má výrazné negativní biologické účinky a poškozuje živé tkáně.

9 Radioaktivita a ionizující záření

9.1 Přirozená a umělá radioaktivita

Radioaktivními nazýváme takové atomy, jejichž jádra nejsou v čase stabilní. Radionuklid se mění na jiný, který může být opět radioaktivní, nebo již stabilní. Spontánně se měnící jádra, která se vyskytují v přírodě, nazýváme přirozeně radioaktivní. Jádra, vyrobená jadernými reakcemi v urychlovačích částic nebo ozařováním v atomovém reaktoru, tedy uměle, nazýváme uměle radioaktivní. Přirozeně radioaktivní izotopy se dělí na dvě skupiny:

Lehké přirozeně radioaktivní izotopy s atomovým číslem $Z \leq 75$, například ^{14}C , ^{40}K , ^{115}In , ^{139}La , aj. Lehké přirozeně radioaktivní izotopy netvoří rozpadové řady, tzn., že jejich transmutací vznikají již stabilní jádra. Z těchto lehkých přirozeně radioaktivních izotopů má největší biologickou důležitost draslík ^{40}K a uhlík ^{14}C .

Těžké přirozeně radioaktivní izotopy se mění na jiné opět nestabilní izotopy a vytvářejí tak tři rozpadové řady: urano–radiovou, aktiniovou a thoriovou (viz dále část 9.1.3). Radioaktivní izotop, ze kterého vzniká jiný radioaktivní izotop, nazýváme *mateřský*, vznikající izotop pak nazýváme *dceřinný*.

Prakticky od všech prvků existujících v přírodě byly vyrobeny pomocí jaderných reakcí umělé radionuklidy ostřelováním terčových jader vhodnými částicemi. Využití umělých radionuklidů v mnoha oborech lidské činnosti včetně medicíny je v současné době významnější ve srovnání s využitím přirozených radionuklidů.

9.2 Radioaktivní rozpad

Radioaktivní přeměna jádra je děj náhodný v tom smyslu, že nejsme schopni předpovědět, které jádro se v daném okamžiku přemění. Nicméně pokud je počet jader dostatečně velký, je možné počet radioaktivních přeměn matematicky popsat

$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

kde N je počet radioaktivních (dosud nerozpadlých) jader v čase t , e je základ přirozených logaritmů ($e = 2,71\dots$), kde N_0 je počet radioaktivních atomů v čase $t=0$. Konstanta λ se nazývá rozpadová konstanta.

Z rovnice vidíme, že počet radioaktivních jader klesá exponenciálně s časem,

Aktivitou A radioaktivního preparátu rozumíme počet atomů, které se přemění za jednu sekundu, tedy rychlost přeměny. Podle rovnice vidíme, že tato rychlost přeměny je dána součinem počtu atomů a rozpadové konstanty, tedy $A = \lambda N$. Z rovnice rovněž vyplývá, že také aktivita radioaktivního preparátu klesá exponenciálně s časem, neboť vynásobením obou stran faktorem λ a označením aktivity v čase $t = 0$ jako $A_0 = \lambda N_0$ dostáváme rovnici pro aktivitu formálně shodnou s rovnicí. **Jednotkou aktivity je becquerel (Bq)**. Vzorek má aktivitu 1 Bq, jestliže se v něm za 1 s přemění 1 atom.

Rozpadová konstanta λ má pro každý radioizotop určitou charakteristickou hodnotu. Dosud nebyly zjištěny dva radioizotopy, které by měly stejnou hodnotu rozpadové konstanty.

Protože nejsou hodnoty rozpadových konstant určujících rychlost přeměny radioaktivních izotopů dostatečně názorné, pro popis rychlosti přeměny radioaktivních atomů se používá jiná konstanta, tzv. fyzikální poločas rozpadu.

Fyzikální poločas rozpadu T_f je doba, za kterou se rozpadne právě polovina všech přítomných atomů radioaktivního izotopu. Rozměr této konstanty je čas a podle daného radionuklidu se udává ve vhodných časových jednotkách (sekunda, minuta, hodina, den, rok). Mezi poločasem rozpadu a rozpadovou konstantou platí vztah $\lambda = 0,693/T_f$.

Biologický poločas T_b určitého prvku je doba, za kterou se z organismu vyloučí právě polovina jednorázově podaného původního množství. Přitom se nepředpokládá, že daný prvek (i stabilní) musí být v organismu již rovnoměrně rozdělen a že není během měření opět do organismu dodáván. Pak můžeme předpokládat, že poměrná rychlost λ_b odvádění prvku z organismu je svázána s jeho biologickým poločasem analogickým vztahem jako jsou svázány rozpadová konstanta s poločasem rozpadu.

Efektivní poločas T_{ef} . Je-li do organismu dodán radioaktivní izotop, pak jeho poměrná rychlost úbytku z organismu, λ_{ef} , bude dána součtem poměrné rychlosti úbytku v důsledku radioaktivního rozpadu a poměrné rychlosti úbytku následkem biologického vylučování. Tedy

$$\lambda_{ef} = \lambda + \lambda_b$$

Definujeme-li efektivní poločas analogicky jako v rovnici pomocí poměrné efektivní rychlosti λ_{ef} a dosadíme-li do rovnice, dostáváme po vydělení obou stran této rovnice číslem 0.693 vztah

$$\frac{1}{T_{ef}} = \frac{1}{T_f} + \frac{1}{T_b}$$

Tato rovnice udává vzájemný vztah efektivního, fyzikálního a biologického poločasu. Je zřejmé, že pokud se například radioizotop v organismu kumuluje a vůbec nevylučuje, pak jeho biologický poločas roste nade všechny meze a jeho převrácená hodnota se blíží nule; v tomto speciálním případě se tedy poločas efektivní rovná poločasu fyzikálnímu. Z toho je též zřejmé, že hodnota efektivního poločasu je ve většině případů menší než poločasu fyzikálního. Při výpočtu absorbované dávky záření v organismu po podání radionuklidu je nutné uvažovat právě tento efektivní poločas.

9.2.1 Radioaktivní rovnováha

Radioaktivní rovnováha je stav, kdy se za jednotku času přeměňuje v řadě radioaktivního izotopů stejný počet atomů mateřského i dceřiného izotopu. Předpokládejme, že z mateřského radionuklidu A s fyzikálním poločasem rozpadu T_1 a s rozpadovou konstantou λ_1 vzniká radionuklid B s poločasem rozpadu T_2 a rozpadovou konstantou λ_2 , ze kterého dále vzniká nuklid C . Tedy schematicky $A \rightarrow B \rightarrow C$. Při trvalé radioaktivní rovnováze je poměr počtu atomů mateřského a dceřiného radionuklidu roven poměru jejich poločasů. V poslední větě nahradit použité symboly šipkami.

9.2.2 Radioaktivní řady

Přirozeně radioaktivní prvky s vysokým atomovým číslem vytvářejí radioaktivní řady. To znamená, že z mateřského prvku vzniká transmutací prvek dceřiný, který je opět radioaktivní a rozpadá se na další radioaktivní, atd. Tři přírodní rozpadové řady začínají prvky s velmi dlouhým fyzikálním poločasem rozpadu. Jsou to:

1. Uran–radiová řada. Jejím mateřským prvkem je uran $^{238}_{92}\text{U}$ ($T_f @ 4,56 \cdot 10^9$ roků). Tato řada končí stabilním izotopem olova $^{206}_{82}\text{Pb}$. Tato řada je z hlediska využití přirozeně radioaktivních prvků v medicíně nejdůležitější, neboť obsahuje radium a radon, prvky, které jsou terapeuticky využívány (např. v balneologii).

2. Aktiniová řada. Mateřským prvkem je aktinouran $^{235}_{92}\text{U}$ ($T_f @ 8,5 \cdot 10^8$ roků). Tato řada končí stabilním izotopem olova $^{207}_{82}\text{Pb}$.

3. Thoriová řada. Thorium $^{232}_{90}\text{Th}$ ($T_f @ 1,39 \cdot 10^{10}$ roků) je prvním členem řady *thoriové*, která končí stabilním izotopem olova $^{208}_{82}\text{Pb}$.

9.3 Druhy radioaktivního rozpadu

Rozpad radioaktivního jádra, provázený emisí částice a popřípadě ještě emisí kvanta elektromagnetického vlnění, probíhá různým způsobem, podle energetických podmínek v daném jádru a počtu protonů a neutronů. Při radioaktivní přeměně jádra jsou však vždy zachovány tyto fyzikální veličiny: elektrický náboj, počet nukleonů, hybnost a energie.

Zákon zachování elektrického náboje. Algebraický součet nábojů jádra a emitovaných částic je konstantní.

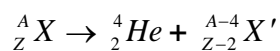
Zákon zachování počtu nukleonů. Počet nukleonů mateřského jádra X před transmutací se rovná počtu nukleonů dceřiného jádra X' a emitovaných nukleonů.

Zákon zachování hybnosti.

Zákon zachování energie. Při změně mateřského jádra X podle schématu $X \rightarrow X' + \text{částice} + \text{kvantum o energii } h\nu$

Rozpad α

U těžkých přirozeně radioaktivních prvků se často setkáváme s takovou přeměnou jádra, při které je emitována částice α . Tato částice se skládá ze dvou protonů a dvou neutronů, jedná se tedy o jádro helia. Vzhledem k velké vazebné energii těchto čtyř nukleonů se toto jejich seskupení chová jako jedna částice. Při emisi částice α se mateřské jádro mění podle schématu:



Vzniká tedy dceřiné jádro, které se v periodickém systému prvků nachází o dvě místa vlevo od původního mateřského jádra.

Při tomto druhu rozpadu jsou emitovány monoenergetické částice α . Někdy se však kinetická energie emitované částice nerovná energii rozpadu Q ale je menší. V tomto případě vzniká excitované dceřiné jádro, které prakticky okamžitě přechází do základního energetického stavu emisí jednoho nebo více kvant záření g .

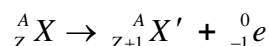
Velikost kinetické energie částic α je řádově MeV, což odpovídá rychlostem kolem 10^4 km/s, tedy rychlostem nerelativistickým (menším než 1/10 rychlosti světla ve vakuu).

Experimentálně bylo pozorováno, že jádra s krátkým poločasem rozpadu emitují částice a o velké energii a naopak.

Rozpad β

Rozpad β je izobarická transformace jádra, je tedy při něm zachován počet nukleonů jádra. Existují tři druhy rozpadu β .

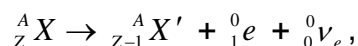
a) **Emise elektronu.** Při emisi elektronu se v jádře mění neutron na proton a elektron, jádro mění podle schématu



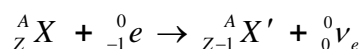
Mateřským jádrem je emitován záporně nabitý elektron a elektronové antineutrino. Atomové číslo dceřiného prvku je o jednotku vyšší než mateřského prvku.

b) **Emise pozitronu.** Při tomto druhu rozpadu se jaderný proton mění v neutron při současné emisi pozitronu a elektronového neutrina podle schématu

Při emisi pozitronu se jádro mění podle schématu:



c) **Záchyt elektronu z elektronového obalu** (nejčastěji se slupky *K*). Tuto přeměnu jádra můžeme zapsat schematicky:



Atomové číslo mateřského prvku se při této přeměně zmenšuje o jednotku podobně jako při rozpadu β^+ . Vzhledem k tomu, že při této přeměně je uprázdňeno místo pro jeden elektron v nejnižších energetických hladinách elektronového obalu, je tato změna jádra provázána emisí charakteristického elektromagnetického vlnění z elektronového obalu atomu.

Záření γ

Záření γ jsou kvanta elektromagnetického vlnění emitovaná jádry atomů při jejich radioaktivní přeměně. Energetické spektrum záření γ je čárové, neboť kvanta odnášení z jádra zcela určitou energii, odpovídající přechodům mezi energetickými stavy jádra.

Kobaltová bomba je zdrojem záření γ používaným v radioterapii. Speciální kontejner se plní radionuklidem ${}^{60}\text{Co}$ o aktivitě řádově 10^{11} – 10^{12} Bq emitujícím monoenergetická kvanta záření γ o energii přes 1 MeV. Vzhledem k poměrně dlouhému poločasu ${}^{60}\text{Co}$ (kolem 5 roků), klesá intenzita záření produkovaná tímto zdrojem jen pomalu s časem a po dobu několika let zajišťuje dostatečný dávkový příkon. Používá se pro hloubkovou terapii zářením.

Kromě kobaltového zářiče je pro terapii nádorů též používán *cesiový zdroj* záření plněný ${}^{137}\text{Cs}$ s energií 0,66 MeV a poločasem rozpadu 30,1 roků.

Spontánní štěpení

Z typů radioaktivních přeměn, které mají praktický význam, je třeba pro úplnost přehledu uvést spontánní štěpení jader, které je známo např. u transuranu california. Štěpení jader je velmi rychlý proces, při které se těžké jádro, obsahující velký počet neutronů, rozštěpí na dvě jádra (fragmenty) při současné emisi několika neutronů a záření γ . Jelikož lehčí jádra mají

větší hmotnostní defekt (viz část 1.8), dochází při štěpení vždy k uvolnění energie. Štěpení jader uranu se využívá v atomových reaktorech.

9.4 Druhy ionizujícího záření a jejich zdroje

Pro vytváření radioaktivních izotopů pro lékařství se využívají nejčastěji lineární, nebo kruhové urychlovače.

Lineární urychlovače

Lineární urychlovače mohou být elektrostatické nebo vysokofrekvenční, podle zdroje elektrické energie užití k urychlování částic. Zdrojem energie u elektrostatického typu je van de Graafův generátor. Zdrojem vysokofrekvenčního napětí může být vhodný generátor. Urychlování částic probíhá v urychlovací trubici nebo ve vysokofrekvenčním urychlovači. Díky vysokým frekvencím mohou urychlovat i elektrony.

Kruhové urychlovače

K urychlení těžších částic – protonů, deutronů, částic a nebo iontů různých atomů se používá *cyklotron*. V prostoru mezi pólovými nastavci magnetu o určitém průměru je umístěna vakuová komora, ve které jsou uloženy duanty. Ty si můžeme představit jako dvě poloviny válcové nádoby rozříznuté v ose a poněkud oddělené. Mezi duanty se střídají polarity elektrického pole k urychlení částic a magnetické pole je tam pro otočení dráhy částic stejně jako koleje či svodidla. Jak se zvyšuje rychlost mezi duanty, zvyšuje se poloměr zakřivení.

9.4.1 Záporně nabitě částice – elektrony

Zdrojem elektronů jsou čisté nebo smíšené zářiče β , tepelné zdroje nebo urychlovače částic. V případě zářičů β jsou elektrony emitovány jádry radioaktivních prvků.

Betatron je zařízení na urychlování elektronů. Urychlení se děje v evakuovaném prstenci ze skla nebo porcelánu (toroid), který je možno považovat za sekundární vinutí transformátoru. Toroid je umístěn na pólových nastavcích elektromagnetu, kde se periodicky mění magnetická indukce vyvolávající časově proměnný magnetický tok, který urychluje elektrony. Proto je betatron pulzním urychlovačem.

9.4.2 Neutrony

V této části se soustředíme na způsoby získávání neutronů, tedy na zdroje neutronů. Rychlost neutronů, a tedy i jejich kinetická energie, může být značně rozdílná. Jelikož neutrony nemají výsledný elektrický náboj, nelze je urychlovat, lze je jen zpomalovat. Z praktických důvodů se používají různé názvy pro skupiny neutronů, jejichž energie se pohybuje v určitých mezích, i když ostré hranice mezi těmito skupinami neexistují. Nejhrubší rozdělení je na *rychlé* neutrony s energií větší než 0,5 MeV a *pomalé*, s energií menší.

Jaderný reaktor poskytuje nejsilnější toky neutronů. V reaktoru je *palivo*, kterým je nejčastěji izotop uranu $^{235}_{92}\text{U}$, jehož štěpení je zdrojem energie. Vnikne-li do jádra uranu neutron, vznikne složené jádro, které se rozštěpí na dvě řádově stejně těžká jádra, tzv. fragmenty štěpení. Při štěpení jádra $^{235}_{92}\text{U}$ se uvolňuje značné množství energie (kolem 200 MeV), převážně ve formě kinetické energie fragmentů. Ty se brzdí v okolním prostředí za vzniku

tepla, které je odváděno chlazením. Kromě toho se část energie vyzáří ve formě kvant záření γ a konečně při rozštěpení jednoho jádra vznikají 2–3 neutrony.

9.4.3 Elektromagnetické záření

Ze spektra elektromagnetického záření má významné ionizující účinky rentgenové záření a záření gama. Mírné ionizující účinky lze pozorovat i u ultrafialového světla. Vlastnosti jednotlivých druhů záření jsou popsány v příslušných kapitolách.

9.4.4 Kosmické záření

Kosmické záření je ionizující záření, které dopadá na Zemi ze světového prostoru. Má primární a sekundární složku.

Intenzita kosmického záření je závislá na nadmořské výšce a zeměpisné šířce. Se stoupající výškou jeho intenzita roste asi do výšky 20 km, pak do 50 km klesá a ve větších vzdálenostech je celkem konstantní. Na Zemi je nebezpečí ozáření velkými dávkami kosmického záření prakticky vyloučeno právě díky ochrannému působení zemského magnetického pole, které usměřňuje tok elektricky nabitých částic k pólům. V kosmickém prostoru jsou ovšem vystaveny jeho působení osádky družic. Převažuje elektronové a protonové záření ze slunečních erupcí.

Pro nukleární medicínu má toto záření zcela konkrétní význam. Podílí se na nulovém chodu detektorů ionizujícího záření, tzv. pozadí. Jeho vliv snižujeme stíněním detektorů, ale vzhledem k jeho vysokým energiím, je nelze kompletně odstínit.

9.5 Interakce záření s hmotou

Jaderná záření ztrácí při průchodu absorbatorem svou energii. Způsob ztráty energie závisí na druhu záření a absorbatoru. Pochody, které se podílejí na těchto energetických ztrátách, jsou: ionizace, excitace, rozptyl a buzení brzděného záření, popřípadě jaderné interakce.

9.5.1 Interakce záření α

Vzhledem k poměrně velké hmotnosti částic α a k tomu, že nese poměrně velký náboj (2 kladné elementární náboje), jsou ionizační ztráty energie částice při průchodu absorbatorem velké. Částice α ztrácejí zhruba polovinu své energie ionizací a polovinu excitací. Dolet částic α ve vzduchu je velmi malý. Částice α má dolet kolem 10 cm ve vzduchu a papír ji zastaví.

9.5.2 Interakce záření β

Největší energetické ztráty elektronů při jejich průchodu absorbatorem připadají na ionizaci a excitaci. Jejich dolet je větší.

Kromě ztrát připadajících na ionizaci a excitaci se při interakci elektronů uplatňuje tvorba tzv. brzděného záření.

Celkově klesá intenzita I svazku monoenergetických elektronů při průchodu absorbatorem tloušťky d přibližně podle vztahu

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

kde m je lineární absorpční koeficient (udává se v recipročných délkových jednotkách) a I_0 je dopadající intenzita (před průchodem).

Půlčí tloušťka (polotloušťka) $D_{1/2}$ je taková tloušťka absorbátoru, která zeslabí intenzitu záření na polovinu. Dolet záření b v měkké tkáni činí u běžných zářičů řádově milimetry.

9.5.3 Interakce záření γ

Interakci záření γ průchodu absorbátorem koeficient zeslabení se skládá ze tří komponent, odpovídajících absorpci fotoefektem, t , Comptonovým rozptylem, s , a tvorbou elektron–pozitronových párů.

Fotoelektrický jev

Při této interakci se předává všechna energie kvanta záření γ některému elektronu z elektronového obalu jádra. Část této energie se spotřebuje na uvolnění elektronu z obalu (výstupní nebo ionizační práce W), zbytek tvoří jeho kinetickou energii. Energetická bilance celého procesu je dána vztahem

$$hf = W + E_k \quad (9.30)$$

Foton, který způsobil fotoelektrický jev, zaniká. Jeho energii přebírá uvolněný elektron, který pak ionizuje prostředí.

Comptonův rozptyl

Comptonův (kvantový) rozptyl nastává při absorpci fotonů o vyšší energii. Foton interaguje s volnými elektrony absorbátoru, ale předává jim však pouze část své energie. Při tomto vzájemném působení fotonu s elektronem musí být zachována energie. Zasažený elektron se dá do pohybu ve směru odchýleném od primárního směru fotonu s kinetickou energií; foton, který ztratil při interakci část své energie, postupuje dále odchýlen s menší energií.

Tvorba elektron–pozitronových párů

Při vysokých energiích záření γ se uplatňuje další typ interakce, se kterým jsme se při interakci rentgenového záření s absorbátorem nesetkali. Je to tvorba párů elektron–pozitron. Při vysokých energiích záření γ (energie rentgenového záření vytvořeného rentgenovým přístrojem není postačující) dochází k tomu, že v blízkosti atomového jádra nebo jiné částice se energie fotonu zcela přemění na vznik elektronu a pozitronu s kinetickými energiemi $E_{k,e}$ a $E_{k,p}$.

9.6 Detekce ionizujícího záření

9.6.1 Ionizační komory

Ionizační komory pracují na principu vhodně upraveného kondenzátoru připojeného na určité pracovní napětí. Vnikne-li nabitá částice do komory, ionizuje na své dráze molekuly plynu náplně komory. Tím vznikají iontové páry (kladný ion a elektron), které jsou následkem vloženého napětí přitahovány k opačně nabitým elektrodám. Komorou začne procházet velmi slabý ionizační proud, který je možno registrovat.

Komory pro měření záření a mají zpravidla takové rozměry, aby se v plynové náplni veškeré částice absorbovaly. Maximální doběh částic a z běžných radioizotopů ve vzduchu je asi 10 cm, takže stačí komory s tímto rozměrem.

Komory pro detekci záření b nelze konstruovat tak, aby se v nich veškerá energie záření b absorbovala, neboť doběh záření b ve vzduchu jsou řádově metry. Měřený preparát může být umístěn i vně komory.

Při konstrukci komor pro měření záření g a jejich užití záleží na materiálu, z něhož jsou zhotoveny, protože proud uvnitř komory vzniká převážně působením sekundárních elektronů vyražených zářením g ze stěn komory.

Často se používají ionizační komory ve tvaru tužky, tzv. tužkové dozimetry, které nosí pracovníci v radioizotopových laboratořích v pracovních pláštích pro kontrolu osobní dávky záření.

9.6.2 Geiger–Müllerovy počítače

Geigerovy–Müllerovy počítače, popřípadě trubice (GMT) se více používají pro měření aktivity zářičů b, zatímco pro měření aktivity zářičů g se v současné době používají hlavně scintilační detektory vzhledem k nízké detekční účinnosti GMT pro záření g. Katoda je tvořena buď tenkým válcovitě stočeným plechem, nebo ji představuje pokovení vnitřní stěny trubice. Anodu tvoří axiálně napnuté wolframové vlákno připojené ke kladnému pólu vysokého napětí. Elektrody mají vývody. Z trubice je vyčerpán vzduch a nahrazen obvykle směsí 90 % monoatomického plynu (nejčastěji argonu) a 10 % polyatomického plynu (například etanolových par).

Pro měření záření b a též a se používají okénkové trubice. Trubice je na jedné straně uzavřena okénkem o velmi malé plošné hmotnosti.

Mezi katodu a anodu ve vloženo vysoké napětí (řádu 10^2 – 10^3 V). Pronikne-li do trubice elektricky nabitá částice, může ionizovat některý z atomů argonu. Kladný argonový iont je přitahován k záporné elektrodě a elektron ke kladné, přičemž je silně urychlován vysokým potenciálním rozdílem mezi katodou a anodou.

9.6.3 Scintilační počítače

Scintilační detektor se skládá ze tří částí: 1) Scintilátoru, ve kterém se energie záření mění na světelné záblesky (scintilace), 2) fotonásobiče, který slouží k registraci těchto záblesků, a 3) z mechanických částí, ve kterých jsou umístěny obvodové prvky fotonásobiče.

Jako scintilátor se nejčastěji používá krystal jodidu sodného aktivovaný thaliem, NaI(Tl). Méně časté je použití plastických, kapalných nebo jiných scintilátorů.

Při průchodu částice nebo fotonu záření g scintilátorem dochází k excitaci některých jeho atomů. Při deexcitaci se vyzáří foton viditelného světla. Scintilační fotony dopadají na katodu fotonásobiče, kde dojde k fotoemisi elektronu. Fotoelektrony uvolněné z katody jsou fokusačním systémem usměrněny tak, že dopadnou na první dynodu, fotonásobiče. Celkové zesílení fotonásobiče je řádu 10^5 – 10^7 .

9.7 Základní dozimetrické veličiny

Chceme-li charakterizovat účinek ionizujícího záření na biologický objekt, musíme definovat veličiny a jejich jednotky, které definují míru účinku. Omezíme se proto jen na základní veličiny, běžně používané v biologii a nukleární medicíně.

Základní veličinou charakterizující zdroj záření je **emise** zdroje. Emise je definována jako počet částic (kvant) záření emitovaných zdrojem za jednotku času. Její rozměr je s^{-1} .

Jde-li o radioaktivní zdroj, je emise obsahově spojená s **aktivitou** A zdroje, která udává počet radioaktivních přeměn v daném množství radionuklidu za jednotku času. Jednotkou aktivity je 1 becquerel (Bq) odpovídající jedné radioaktivní přeměně za 1 s. Její rozměr je s^{-1} . Před zavedením SI systému jednotek byl pro jednotkou aktivity používán počet přeměn v 1 g ^{226}Ra za 1 s, 1 Ci (curie). $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$.

Objemová aktivita $a_V = A/V$ je podíl aktivity a objemu V určité látky. Hlavní jednotkou je $\text{Bq} \cdot \text{m}^{-3}$. Její rozměr je $s^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$.

Při dodávce radioaktivního preparátu od distributora radioaktivních látek je současně s izotopem dodáváno jeho osvědčení, v němž jsou uvedeny údaje o aktivitě preparátu s datem, ke kterému tyto údaje platí. Proto je snadné z rozpadové křivky vypočítat aktivitu ke dni aplikace. S rostoucím časem od dodávky izotopu jeho objemová aktivita klesá a zvyšuje se objem, který je třeba pacientovi aplikovat pro podání požadované aktivity, aby byla možná detekce emitovaného záření s požadovanou chybou měření. To je často u krátkodobých radionuklidů (s krátkým poločasem rozpadu) používaných k diagnostickým účelům jedním z limitujících faktorů, protože v řadě případů nesmí objem látky injikovaný pacientovi přesáhnout určitou hodnotu.

Charakteristikou pole záření γ nebo rentgenového záření je **expoze** (ozáření). Tato veličina je definována pomocí ionizačního účinku záření v daném prostředí. Za standardní látku je považován vzduch. Hlavní jednotkou expoze je $1 \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$, rozměr expoze je $\text{kg}^{-1} \cdot \text{s} \cdot \text{A}$. Dříve používanou jednotkou byl 1 R (rentgen) = $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$.

Expoziční rychlost nebo **expoziční příkon** dX/dt je definován jako přírůstek expoze v časovém intervalu, tedy $dX/dt = DX/Dt$. Hlavní jednotkou je $\text{A} \cdot \text{kg}^{-1}$, rozměr $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{A}$.

Absorbovaná dávka D je poměr střední energie DE ionizujícího záření absorbované objemovým elementem látky o hmotnosti Dm látky v tomto objemovém elementu, $D = DE/Dm$. Její jednotkou je 1 gray (Gy) = $1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$. Její rozměr je $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$. Dříve používanou jednotkou byl 1 rad = 10^{-2} Gy .

Pro účely radiační hygieny se užívá veličina zvaná **dávkový ekvivalent** H . Tato veličina má význam modifikované dávky, $H = D \cdot Q \cdot N$, která lépe koreluje s velikostí biologického účinku různých druhů ionizujícího záření. Q je tzv. jakostní faktor (faktor kvality), který charakterizuje kvalitu záření z hlediska jeho biologického účinku, N je součin dalších faktorů charakterizujících podmínky ozáření. Veličina H má jednotku 1 sievert (Sv), rozměr má stejný jako absorbovaná dávka záření, tedy $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$.

9.8 Osobní dozimetrie

Osoby pracující s radioaktivními látkami nebo ionizujícím zářením jsou povinny provádět osobní dozimetrii, měřit absorbovanou dávku záření, kterou jejich tělo obdrželo během pracovního procesu. K osobní dozimetrii se používají dozimetry pracující na základě ionizačních účinků záření (tužkové dozimetry nebo kapesní ionizační komůrky popsané v části 9.4.1), účinků na fotografickou emulzi (filmové dozimetry) nebo excitačních účinků (termoluminiscenční dozimetry).

Filmový dozimetr je podobný rentgenovému filmu používanému v zubním lékařství o rozměrech 3x4 cm. Je zabalen do světlotěsného papírového obalu a umístěn v pouzdře

z umělé hmoty s okénkem na přední části. Tento film je zvláště citlivý na ionizující záření. Hustota zčernání filmu po jeho vystavení účinkům záření a vyvolání je úměrná jeho expozici. Kovové filtry, většinou z hliníku a mědi, umístěné na stěnách pouzdra umožňují určení energie záření, kterým byl film exponován. Pro přesné určení absorbované dávky je nutná pečlivá kalibrace a vyhodnocování zčernání pomocí standardů. Vyhodnocování expozice pod $5\text{mC}\cdot\text{kg}^{-1}$ není zvláště přesné. Film se nosí na přední straně pracovního pláště okénkem vpředu po dobu jednoho měsíce a pak se odesílá k centrálnímu vyhodnocení.

Výhodou filmových dozimetrů je nízká cena, snadná manipulace a dostatečná přesnost. Nevýhodou je omezená životnost, protože se na starším filmu vytváří závoj, citlivost na vlhkost a vyšší teploty; u takto znehodnocených filmů by byly výsledky vyhodnocení expozice falešně vyšší.