

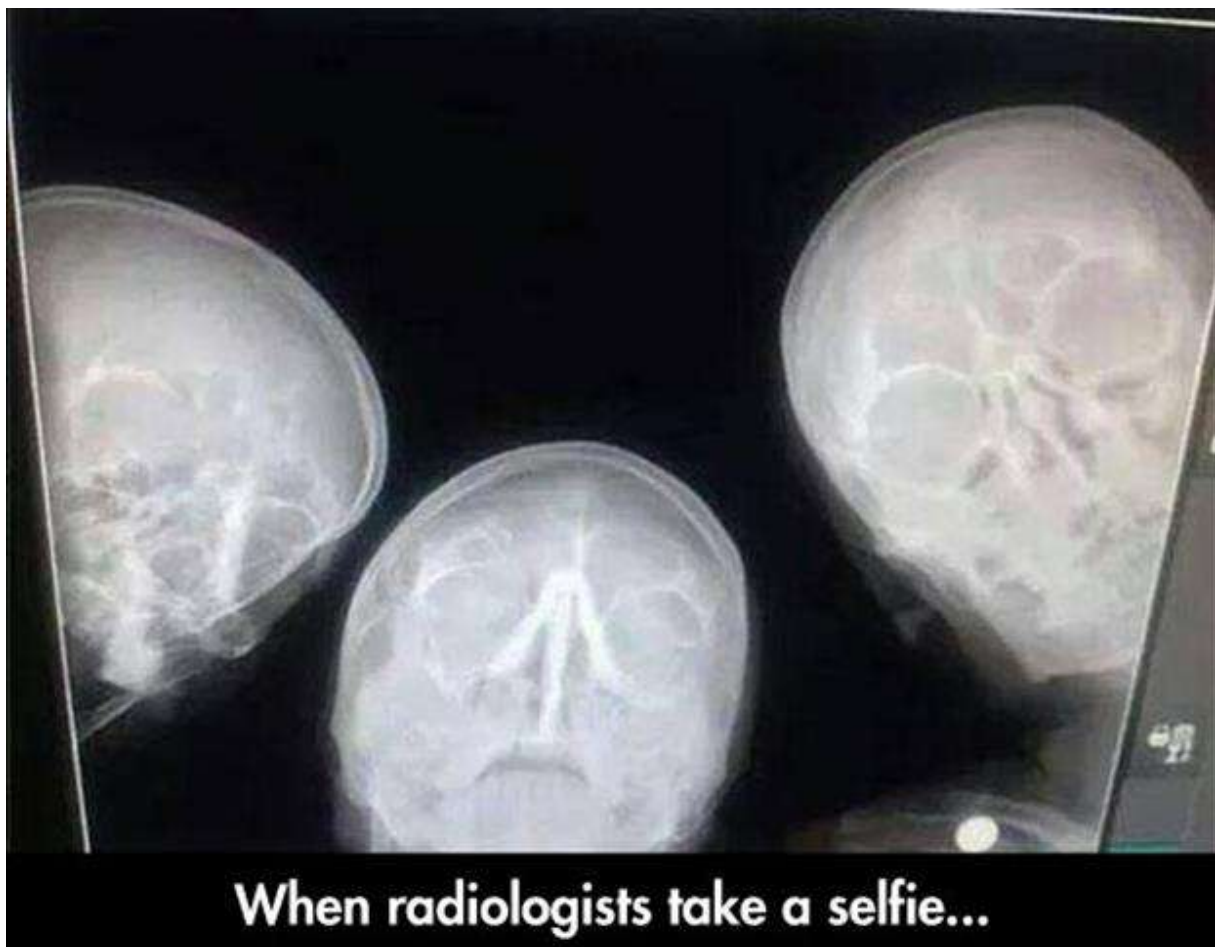
BIOFYZIKA

VYPRACOVANÉ OTÁZKY KE ZKOUŠCE NA 1. LF UK

podle tripletů

2014/2015

© KM & MN, 1005



1. a) Donnanova rovnováha na buněčné membráně

Donnan poukázal na vliv nabitých makromolekul, které se nacházejí na jedné straně polopropustné membrány, na rozdělení malých iontů na obou stranách membrány.

Systém - makromolekuly s nábojem (M-n) nacházející se na jedné straně polopropustné membrány a volně difundující ionty A⁺ a B⁻. V rovnovážném stavu se rovnají elektrochemické potenciály vně i uvnitř.

Na obou dvou stranách membrány platí podmínka elektroneutrality:

$$[A^+]_I = [B^-]_I \text{ a } [A^+]_{II} = [B^-]_{II} + n [M-n]$$

Pro elektrický potenciál na membráně za daných okolností platí:

$$\Delta \varphi_{\text{mem}} = - (R.T/F) \cdot \ln (a_i^{\text{ex}}/a_i^{\text{in}})$$

Gibbsova - Donnanova rovnováha

- Popisuje vztahy mezi koncentracemi kationtů a aniontů v plazmě a intersticiální tekutině a ukazuje míru kompenzace nábojů nedifuzibilních aniontů (proteinů) přesunem difuzibilních (nízkomolekulárních) látek přes membránu oddělující tyto prostory
- Základní vlastností membrány, pro kterou se Gibbsova-Donnanova rovnováha uplatňuje, je prostupnost pro ionty elektrolytu a neprostupnost pro koloidy (proteiny) s nábojem
- Příkladem takové membrány je stěna kapilár
- Podkladem dějů je zejména přítomnost proteinových aniontů v plazmě. Při běžném pH převládají na proteinech záporné náboje. Z tohoto důvodu se ustanovuje iontová rovnováha mezi intersticiální tekutinou a plazmou v tom smyslu, že je vyšší koncentrace kationtů (Na⁺ a K⁺) v plazmě a vyšší koncentrace aniontů (Cl⁻ a HCO₃⁻) v intersticiu (kde se proteinové anionty za normálních okolností nevyskytují)

Donnanova rovnováha – je-li na jedné straně semipermeabilní (polopropustné) membrány nedifuzibilní aniont (např. protein) a membrána je pro ostatní ionty volně propustná, pak je rozmístění iontů následovné:

1. součet kationtů a aniontů musí být v roztocích na obou stranách membrány stejný.
2. na straně membrány, kde je roztok s proteinem, to znamená při obvyklém pH plazmy, kdy je bílkovina aniontem, dosahují koncentrace difuzibilního aniontu vyšších hodnot.
3. onkotický tlak (osmotický tlak bílkovin) je vyšší na straně, kde protein chybí.

b) Elementární částice

Hmotu rozdělujeme do dvou forem:

- | | | |
|-----------------------------|---|------------------------|
| • Forma látková – částicová | x | Forma pole – interakce |
|-----------------------------|---|------------------------|

Forma látková se typicky vyskytuje ve třech různých skupenstvích, fázích, nyní se k nim přidává i plazma a kondenzáty.

- Skládá se ze dvou skupin fundamentálních částic – leptony a kvarky
- Všechny částice jsou charakterizovány neceločíselným spinem $\pm \frac{1}{2}$
- Ke každé částici → antičástice

- Stejná hmotnost, stejná velikost spinu, opačná točivost a opačný magnetický moment

Kontakt částice s antičásticí – anihilace - obě částice "zmizí" - přemění se na energii v jiné formě (anihilace el. s antielektronem -pozitronem se uvolní dva fotony záření γ , každý o energii $E = m_e c^2$)

Leptony

Neinteragují se silnou jadernou silou

1. Generace	Elektron – e	Elektronové neutrino ν_e
2. Generace	Mion – μ	Mionové neutrino ν_μ
3. Generace	Tau(on) – τ	Tauonové neutrino ν_τ

Kvarky

Generace kvarků se dělí podle vlastnosti, které se říká vůně (flavor). Každý kvark má neceločíselný elektrický náboj a barvu červenou, zelenou nebo modrou.

	Vůně	Náboj
1. Generace	d (down)	- 1/3
	u (up)	+ 2/3
2. Generace	c (charm)	- 1/3
	s (strangeness)	+ 2/3
3. Generace	b (bottom)	- 1/3
	t (top)	+ 2/3

Mohou se skládat v částice složené = hadrony → 2 podmínky: celočíselný el. náboj, bezbarvá barevná kombinace, bílá.

- Toho lze dosáhnout dvěma způsoby:
 - Složení ze 2 kvarků – kvarku a antikvarku = mesony, celočíselný spin
př. π (pion) π^0 kvarky u a antiu
 - Složení ze 3 kvarků různé barvy = baryony, neceločíselný spin
př. Proton u+u+d, neutron u+d+d

Podle hodnoty spinu můžeme elementární částice (fundamentální hadrony a kvanta fyzikálních polí) dělit do dvou velkých skupin – fermiony a bosony

Fermiony

Mají neceločíselný spin, chovají se podle tzv. Pauliho vylučovacího principu – nemohou existovat dva fermiony s úplně totožnou energetickou charakteristikou. (Fermiho-Diracova statistika)

Bosony

Mají celočíselný spin, ve stejné energetické úrovni se může vyskytovat neomezené množství těchto částic. (Einstein-Boseova statistika)

c) Krátkozrakost a dalekozrakost

Fyziologický stav – optický systém oka je schopný vytvořit na sítnici ostrý obraz předmětu. K tomu je třeba splnit dvě podmínky:

- obrazem bodu je bod

Porucha této podmínky = **astigmatismus** (ametropie asférická). Způsobeno asymetrií optické mohutnosti oka (příčinou je nejčastěji rohovka, která je nepravidelně zakřivená – i pravidelně), takže paprsky se neprotnou v jednom ohnisku, ale ve dvou úsečkách.

- obraz vznikne přesně na sítnici (u zdravého, emetropického oka)

Vzdálený bod – vzdálenost, ve které oko vidí ostře bez akomodace (norm. nekonečno). Pokud je vzdálený bod ve vzdálenosti konečné, podle umístění vzdáleného bodu rozeznáváme dva typy sférických ametropií:

- **krátkozrakost** (myopie)

vzdálený bod je v konečné vzdálenosti před okem, tzn. takové oko vidí ostře jen předměty ve vzdálenosti menší, než je vzdálený bod, protože u větších vzdáleností vzniká obraz předmětu před sítnicí (optická mohutnost je příliš velká).

- **dalekozrakost** (hypermetropie)

vzdálený bod je v konečné vzdálenosti za okem, obraz předmětů umístěných v nekonečnu vzniká za sítnicí (optická mohutnost je příliš malá).

Oko mění svou optickou mohutnost pomocí zakřivení čočky. Mírou zakřivení je tzv. blízký bod = vzdálenost, kterou oko vidí ostře při maximální akomodaci čočky. Schopnost akomodace se snižuje s věkem. Prodlouží-li se vzdálenost blízkého bodu nad konvenční zrakovou vzdálenost ($d = 25\text{cm}$), projeví se tento stav únavou oka při čtení – **presbyopie**.

Korekce vad se provádí pomocí brýlí nebo kontaktních čoček. Korekce myopie – rozptylky, hypermetropie – spojky, presbyopie – spojky, astigmatismus lze korigovat pouze pravidelný – pomocí cylindrických skel se snažíme, aby obě ohniska splynula.

2. a) Druhy interakce záření gama

Záření gama reaguje s materiály třemi hlavními způsoby: fotoelektrickým jevem, Comptonovým jevem a vznikem elektron-pozitronového páru. Z nich první dva způsobují ionizaci atomů, s nimiž se kvanta dostanou do interakce.

Lineární koeficient zeslabení se skládá ze 3 komponent – absorpce fotoefektem τ , Comptonovým rozptylem σ a tvorbou elektron-pozitronových párů κ :

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

Planckova konstanta
 $6,63 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$

Fotoelektrický jev – všechna energie kvanta záření γ se předává některému elektronu z obalu jádra (výstupní nebo ionizační práce W), zbytek tvoří jeho kinetickou energii. $hf = W + E_k$

Foton, kt. způsobil fotoefekt, zaniká. Jeho energii přebírá uvolněný elektron, který pak ionizuje prostředí. Pravděpodobnost absorpce záření γ fotoefektem je přímo úměrná Z^4 a nepřímo úměrná E^3 . Nejvíce se uplatňuje v absorbátorech s vysokým atomovým číslem a u fotonů s nižší energií.

Comptonův kvantový rozptyl nastává při absorpci fotonů o vyšší energii. Foton interaguje s volnými elektrony absorbátoru, ale předává jim pouze část své energie. Při tomto vzájemném působení fotonu s elektronem musí být zachována energie a hybnost. Zasažený elektron se dá do pohybu ve směru odchýleném od primárního směru fotonu o úhel φ a s kinetickou energií. Foton postupuje dále s menší energií, odchýlen o úhel θ . Pokles jeho energie nezávisí na jeho původní energii, ale pouze na úhlu rozptylu (největší při 180° , neboť $\cos 180^\circ$ je -1). Děj se může opakovat několikrát, až foton ztratí tolik energie, že se zvýší pravděpodobnost jeho zániku fotoefektem.

$$\lambda - \lambda' = h/m_e c (1 - \cos \theta)$$

$h/m_e c \rightarrow$ Comptonova vlnová délka

$$hf = hf' + m_e v^2/2$$

Pravděpodobnost absorpce rentgenového záření Comptonovým rozptylem nezávisí na atomovém čísle, ale na energii primárního fotonu.

Tvorba elektron-pozitronových párů – při vysokých energiích záření γ dochází k tomu, že v blízkosti atomového jádra nebo jiné částice se energie přemění na vznik elektronu a pozitronu s kinetickými energiemi $E_{k,e}$ a $E_{k,p}$. Energetická bilance procesu je: $hf = E_{k,e} + E_{k,p} + 2m_e c^2$

Elektron a pozitron ztrácí svou kinetickou energii ionizací a excitací. Když pozitron ztratí svou $E_k \rightarrow$ spojí se s libovolným e^- , jejich hmotnost se přemění na elmag. záření. Nejčastěji vznikají 2 kvanta, opačného směru = ANIHILACE.

Specifická lineární ionizace záření gama je nízká a proto se energie kvant vyčerpá až na delší dráze. Proto má záření vyšší pronikavost než ostatní – stínění materiály s vysokým atomovým číslem s dobrými absorpčními vlastnostmi.

b) Jevy na rozhraní fází (povrchové napětí, adsorpce)

Hranice mezi dvěma fázemi = fázové rozhraní

Povrchové napětí

Molekuly na rozhraní fází mají odlišné vlastnosti než molekuly uvnitř fáze. Van der Waalovy a další síly krátkého dosahu působící zevnitř fáze $\rightarrow$ vznik síly působící kolmo na jednotku délky povrchu fáze = **povrchové napětí**, γ (Nm^{-1}). Kromě tohoto se definuje **kapilární konstanta** = plošná hustota

povrchové energie neboli práce, kterou je třeba vykonat pro zvětšení povrchu kapaliny o 1 m^2 , značí se σ (Jm^{-2} , neboli Nm^{-1}). S rostoucí teplotou povrchové napětí klesá, nezávisí na velikosti povrchu.

Povrchové napětí má snahu snižovat povrchovou plochu fáze (př. kapička vznášející se v tekutině zaujímá tvar koule). Látky rozpuštěné v kapalině, které snižují povrchové napětí kapalin, se nazývají *povrchově aktivní*. Povrchové napětí má význam např. **při dýchání** (vlhké stěny alveolů).

Adsorpce

= hromadění plynné nebo kapalné látky na povrchu jiné tuhé nebo kapalné látky v důsledku výhodnějšího energetického uspořádání soustavy. Rozdělujeme ji na fyzikální adsorpci a chemisorpci.

Fyzikální adsorpce – způsobena intermolekulárními silami, částice povrchu i adsorbující se látky si zachovávají svoje individuální vlastnosti.

Chemisorpce – způsobena silami, jež se uplatňují u vzniku chemické vazby, silnější vazba než u fyz. adsorpce.

Množství adsorbované látky – stoupá s klesající t a rostoucím P v příp. plynu nebo koncentrací v příp. roztoku. Gibbsova adsorpční izoterma (v povrchové vrstvě se budou hromadit látky, které s rostoucí c snižují povrchové napětí roztoku):

$$G = - c/RT \cdot d\sigma/dc$$

G = povrchová koncentrace látky (molm^{-2}), c – molární koncentrace, R – plynová konstanta, T – absolutní teplota, $d\sigma/dc$ – derivace

c) Chemický potenciál

Chemické reakce jsou spojeny se **změnou složení** a změna složení souvisí s **energetickou změnou**. Každý druh energie je možné vyjádřit jako součin intenzitního (μ_i – chem. potenciál) a kapacitního (Δn_i – přírůstek molů dané složky i) faktoru. Přírůstek energie je tedy $\Delta E = \mu_i \Delta n_i$. Při konstantním tlaku a teplotě lze chemický potenciál definovat následovně:

$$\mu_i = \frac{\delta G}{\delta n_i} \quad (\text{změna molární Gibbsovy energie})$$

=Parciální změna volné entalpie, která připadá na malou změnu počtu molů dané látky=parciální molární volná entalpie.

Chemický potenciál je mírou afinity dané látky (míra schopnosti látky chemicky reagovat) a o tom, jaké reakce budou v systému probíhat a jak rychle, rozhoduje jednak chemický potenciál, jednak množství látek v systému.

$$\Sigma = \mu_i dn_i \quad \begin{array}{l} dn_i > 0 \text{ pro vznikající produkty} \\ dn_i < 0 \text{ pro látky do reakce vstupující} \end{array}$$

Celková změna entropie $T \cdot dS = dU + p \cdot dV - \Sigma \mu_i \cdot dn_i$

Tato rovnice vyjadřuje závislost změny entropie rovnovážného systému na změnách vnitřní energie, objemu a počtu molů jednotlivých chemických složek.

3. a) Účinky střídavého proudu na organismus

V živém organismu se uplatňují 3 typy účinků elektrických proudů: elektrolytické, dráždivé a tepelné.

Střídavý nízkofrekvenční proud (50-500 Hz) má pouze slabé elektrolytické účinky, protože polarita elektrod se při jeho průchodu mění. Během jedné půlperiody – anoda + anodická oxidace, katoda + katodická redukce → obráceně. Význačné **dráždivé** účinky. Rostou s frekvencí do 100 Hz, pak klesají (prahová hodnota přímo úměrná druhé odmocnině f). Při průchodu srdcem – porucha až zástava činnosti.

Střídavý vysokofrekvenční proud nemá žádné elektrolytické účinky. Dráždivé účinky se stoupají s f klesají. Plně uplatnění **tepelných** účinků – proto využití při diatermii – prohřívání tkání.

b) Chyby měření fyzikálních veličin, relativní chyba

Chyba měření je rozdíl mezi skutečnou hodnotou měřené veličiny a hodnotou zjištěnou měřením. Každé měření je zatíženo určitou chybou a ke správné hodnotě se pouze přibližuje. Během měření se uplatňují vlivy, které se projeví odchylkou mezi skutečnou a naměřenou hodnotou reálně měřené veličiny. Do jaké míry je rozdílnost správné a naměřené hodnoty závisí na přesnosti měřicího přístroje a přesnosti měřicí metody.

Hrubá chyba (nadměrná)

Hrubá vzniká nepozorností nebo přehlédnutím, poruchou měřicího přístroje, nevhodnou metodou měření, apod. Korigování chyby není možné nebo je neekonomické, je vždy třeba opakovat měření.

Soustavná chyba (systematická chyba)

Soustavná je dána přesností (nedokonalostí) měřicího přístroje a měřicí metody, chybu lze buď korigovat (odstranit), nebo určit nestatistickými metodami. Při opakovaném měření má stálou hodnotu. Není-li udána, uvažujeme hodnotu jedné poloviny nejmenšího dílku měřidla.

Náhodná chyba měření (statistická)

Náhodná chyba měření vzniká náhodnými rušivými vlivy (otřesy, změnami teplot, tlaku vzduchu atd.) a nedokonalostí našich smyslů. Nelze úplně odstranit. Odhadnout ji lze opakovaným měřením a statistickým zpracováním naměřených výsledků. Statistický odhad reliability testu (náhrada).

Relativní chyba

Relativní chyba δ přibližného čísla a se nazývá poměr absolutní chyby Δ k absolutní hodnotě příslušného přesného čísla A . ($A \neq 0$)

$$\delta = \Delta / |A|$$

Absolutní chyba Δ přibližného čísla a se nazývá absolutní hodnota rozdílu přesného čísla A a přibližného čísla a

$$\Delta = |A - a|$$

c) Skalární a vektorový součin, moment hybnosti elektronu

Skalární součin

Skalární součin se definuje mezi dvěma vektory a zachycuje vztah mezi velikostí vektorů a jejich úhlem. Skalární součin definujeme mezi dvěma vektory. Značíme ho jako běžný součin, středovou tečku: $\vec{u} \cdot \vec{v}$. Výsledkem skalárního součinu je reálné číslo, není to vektor. Máme-li dva vektory $\vec{u} = (u_1, u_2)$ a $\vec{v} = (v_1, v_2)$, pak jejich skalární součin je roven:

$$\vec{u} \cdot \vec{v} = u_1 v_1 + u_2 v_2$$

Vektorový součin

Vektorový součin je operace v prostoru mezi dvěma vektory, která nám vrátí nový vektor, který je na tyto dva vektory kolmý. Výsledkem vektorového součinu vektorů $\vec{u}$ a $\vec{v}$ je vektor $\vec{w}$, který má tyto vlastnosti:

$$|\vec{w}| = |\vec{u}| \cdot |\vec{v}| \cdot \sin \alpha,$$

kde α je úhel mezi vektory $\vec{u}$ a $\vec{v}$. Dále je vektor $\vec{w}$ je kolmý k oběma vektorům $\vec{u}$ a $\vec{v}$. Výsledný směr se pak řídí pravidlem pravé ruky (ruka ve směru prvního vektoru, prsty zahnuté ve směru druhého vektoru a vztyčený palec ukazuje směr výsledného vektoru). Abychom odlišili vektorový součin od skalárního, používáme u vektorového znaménko $\times$: $\vec{u} \times \vec{v}$.

Moment hybnosti elektronu

Orbitální moment hybnosti elektronu (též dráhový moment hybnosti) souvisí s pohybem elektronu v prostoru a je klasicky definován vztahem $\vec{l} = \vec{r} \times \vec{p}$, kde $\vec{r}$ je polohový vektor a $\vec{p}$ hybnost. V kvantové mechanice nelze určit všechny tři jeho složky, ale pouze jeho velikost a některou ze složek (volí se z-ová složka), jejichž dovolené hodnoty jsou určeny hodnotami vedlejšího kvantového čísla a magnetického kvantového čísla.

Vedlejší (orbitální) kvantové číslo l určuje tvar i symetrii e^- oblaku $(n - 1)$. Je určeno kvantováním orbitálního momentu hybnosti L . Velikost orbitálního momentu hybnosti elektronu je dána vztahem:

$$L = \hbar \sqrt{l(l + 1)}$$

Udává, kolik uzlových ploch vlnové funkce prochází jádrem. Hodnoty $l = 0, 1, 2, 3, 4, 5 \sim s, p, d, f, g, h$.

4. a) Aktivní a pasivní transport buněčnou membránou

Aktivní transport je přesun látek přes membránu proti jejich chemickému koncentračnímu gradientu nebo (v případě iontů) proti jejich elektrickému gradientu. Tento systém transportu vyžaduje přísun energie, nejčastěji ve formě ATP. Pokud je energie využívána přímo pro transport, jedná se o primární aktivní transport (např. na Na⁺-K⁺-ATPáza, která současně čerpá sodík z buňky a draslík do buňky). Sekundární aktivní transport nastává, pokud je přesun jedné látky proti koncentračnímu či elektrickému gradientu spojen s pasivním přesunem druhé látky. Jako zdroj energie je využito spřažení s přenosem jiné látky ve směru koncentračního gradientu. Energie uložená v gradientu, který následuje pasivně přenášená částice, je využita k přenosu druhé částice proti směru koncentračního spádu. Gradient pro pasivní přestup druhé látky je vytvořen primárně aktivním transportním mechanismem na jiném místě membrány. Pro sekundárně aktivní transport se rovněž používá termín kotransport. Pokud jsou při sekundárně aktivním transportu látky přesouvány přes membránu stejným směrem, jedná se o *symport*, jsou-li látky přesovány opačným směrem, jedná se o *antiport*.

$$W = nRT \cdot \ln(c_2/c_1) \quad \text{velikost práce, která látky „nutí“ k pohybu}$$

Na⁺ (140 mmol/L vně a 10 uvnitř) a K⁺ (5 vně a 165 uvnitř) – sodno-draselná pumpa.

Při přenosu iontů/částic s el. nábojem přes elektricky polarizovanou membránu, pak celková práce W se skládá z práce vykonané vzhledem ke koncentračnímu gradientu a práce vzhledem k el. gradientu:

$$W = nRT \cdot \ln(c_2/c_1) \pm nFz(E_1 - E_2) \quad F \text{ je Faradayova konstanta, } z \text{ je valence iontů, } \pm (ne)souhlasný \text{ směr el. g. } G.$$

Pasivní transport je přesun látek přes membránu ve směru koncentračního nebo elektrického gradientu. Narozdíl od aktivního transportu není zapotřebí přísun energie. Mezi pasivní transport se řadí: difúze, facilitovaná difúze (látky přechází po směru gradientu pomocí přenašečů zabudovaných do membrány), osmóza.

b) Tepelná kapacita látky, měrná skupenská tepla

Tepelná kapacita

Stejná množství různých látek potřebují k ohřátí o 1 K různá množství tepla. Měrné teplo (tepelná kapacita) C je množství tepla potřebné k ohřátí 1 kg látky o 1 K:

$$C = 1/m \cdot dQ/dT$$

- Někdy je vztahována na 1 mol a pak se jedná o molární teplo
- Molární měrná tepla plynů spolu souvisejí vztahem $C_p - C_v = R$

Měrná skupenská tepla

K vyvolání přechodu nějaké složky z jedné fáze do jiné fáze je nutné látce dodat (popř. odebrat) určité množství tepla. Toto množství tepla, které je nutné přidat nebo odebrat látce se nazývá skupenským teplem.

Skupenské teplo tání je teplo, které přijme pevná látka při přechodu na kapalinu během tání.

Skupenské teplo tuhnutí je teplo, které odevzdá kapalina při přechodu na pevnou látku během tuhnutí.

Skupenské teplo varu (vypařování) je teplo, které přijme kapalina při přechodu v plyn při vypařování během varu.

Skupenské teplo sublimace je teplo, které odevzdá pevná látka při přechodu v plyn během sublimace (tedy bez předchozího tání).

c) Elektrické vlastnosti koloidů, elektrokinetický potenciál

Nejdůležitější obecnou vlastností koloidů ve vodném prostředí je existence jejich **elektrické dvojvrstvy**. Dvě koloidní částice se nemohou spojit, neboť nesou na svém povrchu souhlasný elektrický náboj – el. dvojvrstva je na povrchu částice. Tato dvojvrstva může vzniknout: iontovou adsorpcí nebo elektrolytickou disociací. Vlastností koloidních částic je jejich pohyb ve stejnosměrném elektrickém poli.

Elektrokinetický potenciál

= potenciální rozdíl mezi rozhraním přilínajícího kapalného filmu (+) a mezi ostatní kapalnou fází (-). Velikost tohoto potenciálu je rozhodující pro pohyb částice v elektrickém poli. Pokud vystavíme roztok obsahující částice s určitým elektrokinetickým potenciálem vlivu stejnosměrného elektrického pole – ponoříme-li do něj katodu a anodu – začnou se částice pohybovat různou rychlostí k opačně nabitým elektrodám. Takové uspořádání se nazývá **volná elektroforéza**. Tímto způsobem lze oddělovat jednotlivé složky roztoku, ale nejedná se o dokonalé oddělení. K dokonalému rozdělení se využívá *elektroforéza na nosičích* (agarový gel, silikagel, hedvábí,...). Nejobecnější použití – *elektroforéza na papíře*.

Dělení (elektroforézou) je založeno na tom, že částice nesoucí různě velký náboj a mají různou velikost putují v elektrickém poli různou rychlostí.

5. a) Dynamika krevního oběhu

Definování mechanické činnosti srdce pomocí fyzikálních veličin

Práce

Srdce v organismu funguje jako pumpa a vykonává tedy určitou práci. Tu můžeme vypočítat jako součet práce kinetické (vynaložené na předání určitého zrychlení) a práce tlakově-objemové (která posunuje daný objem krve proti odporu v cévách).

$$W = W_k + W_p$$

Tlakově-objemová práce – různé fyziologické hodnoty v pravé a levé části

$$W_p = pV$$

Tlak v levé komoře – 120 mm Hg = 120·133 Pa

Tlak v pravé komoře – 15 mm Hg = 15·133 Pa

Práce způsobující zrychlení

- m = hmotnost tepového objemu = 74 g = 0,074 kg
- $v = 0,5$ s

$$W_k = \frac{1}{2} \cdot mv^2 \cdot 2 = 0,018 \text{ J}$$

Účinnost myokardu = 30 %

Účinnost celého srdce = 10 % (při zátěži vzrůstá)

Efektivní výkon srdeční činnosti

Efektivní srdeční výkon je výkon, který je třeba k vykonání určité práce. Obvykle se vztahuje k množství vypuzené krve během jedné systoly do velkého krevního oběhu. Proto k jeho vypočítání slouží porovnávání pulzového (tepového) a komorového reziduálního objemu.

- **Pulzový (tepový) o.** = množství krve vypuzené systolou do aorty, přirozený = 70–90 ml
- **Komorový reziduální o.** = množství krve, které po systole zůstává v komoře, přirozený = okolo 50 ml

Hodnoty efektivního srdečního výkonu

- přirozené – mezi 0,55–0,67
- jednoznačně snížené – menší než 0,4

$$EF = (eDV - eSV)/eDV$$

EF = efektivní výkon, eDV = objem komory na konci diastoly, eSV = objem komory na konci systoly, eDV - eSV = komorový reziduální objem

Minutový objem = množství krve vypuzené za jednu minutu

- průměrně – 5000–9000 ml/min

$$V_{60} = V_p \cdot P_{60}$$

V_{60} = minutový objem, V_p = tepový objem, P_{60} = počet pulzů za minutu

Proudění v cévách

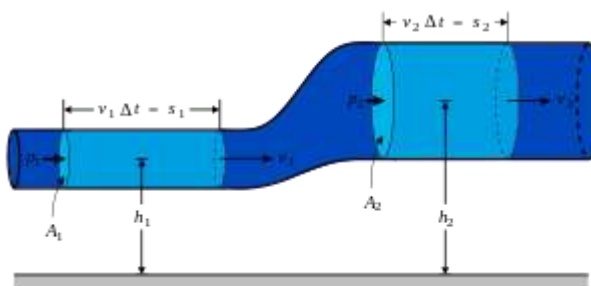
S ohledem na individualitu každého jedince je těžké přesně charakterizovat vlivy působící na jednotlivé děje, proto říkáme, že zde platí fyzikální zákony biomechaniky kapalin aproximálně. Při proudění krve se v cévách uplatňuje zejména Bernoulliův zákon a Hagen-Poiseuillův zákon.

Bernoulliův zákon

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

v = rychlost proudění, P = tlak, ρ = hustota, g = gravitační zrychlení

V místě s **větším průřezem** má proudící kapalina **vyšší tlak**, ale **nižší rychlost**, zatímco v místě s **menším průřezem** má **nižší tlak**, ale **vyšší rychlost**. Tlak proudící kapaliny tedy klesá s její rostoucí rychlostí.



Hagen-Poiseuillův zákon

$$Q = \frac{\Delta P \pi r^4}{8L\eta}$$

Q = objemový tok, ΔP = rozdíl tlaku na začátku a na konci trubice, η = dynamická viskozita kapaliny, r = poloměr trubice, L = délka trubice.

$$Q = \Delta V / \Delta t$$

Laminární a turbulentní proudění

Za normálních podmínek je proudění krve v cévách laminární, přičemž se vrstvička krve těsně při stěně cévy téměř nepohybuje a směrem do středu cévy rychlost proudu vzrůstá.

Reynoldsova číslo – udává hranici mezi turbulentním a laminárním prouděním, změna okolo 2000

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

kde R je Reynoldsovo číslo, ρ je hustota kapaliny, d je průměr trubice, v je rychlost proudění, η je viskozita kapaliny

Elasticita stěn cév

Míru elasticity cévní stěny udává koeficient objemové roztažnosti (elasticity) E, který je definován jako:

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V}$$

p = tlak, V = objem.

Převrácená hodnota se udává jako **compliance** C (poddajnost), tu udává vztah:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p}$$

Laplaceův zákon

$$P = T (1/R_1 + 1/R_2)$$

R_1, R_2 – poloměry křivosti membrány

Rovnice kontinuity

$$\sum S_i v_i = \text{konst.}$$

Pascalův zákon – tlak v tekutinách má ve všech směrech stejnou velikost, tlaky ve všech bodech jedné horizontální roviny jsou stejné, tlak vzrůstá s hloubkou pod volným povrchem.

b) Síly působící mezi molekulami

Všechny síly působící mezi atomy, molekulami a ionty, jsou v podstatě elektrostatické povahy – coulombické přitahování nesouhlasných a odpuzování souhlasných nábojů.

$$F = - dU/dr$$

U – potenciální energie, r – vzdálenost mezi uvažovanými částicemi

Často se shrnují pod pojmem **van der Waalsovy síly** – všechny typy přitažlivých sil mezi neutrálními molekulami. Jejich podstatou je vzájemné působení molekulových dipólů (které existují kvůli okamžitému nerovnoměrnému rozložení e^- v molekule).

- **orientační síly** působí mezi trvalými dipóly (dipól-dipól)
- **indukční síly** – polární molekula zpolarizuje nepolární (dipól-indukovaný dip.)
- **disperzní síly** – molekuly kmitají a občas se náhodně vytvoří dipól, který interaguje s ostatními molekulami

Vodíkové můstky

Jsou speciálním typem dipól-dipól interakce mezi polárními vazbami obsahujícími vodík kovalentně vázaný na elektronegativní prvek (např: kyslík, dusík, fluor). Vodík poté interaguje s volným elektronovým párem v blízkosti elektronegativního prvku v jiné molekule (intermolekulární interakce) nebo v původní molekule (intramolekulární

interakce). Typickou sloučeninou tvořící vodíkové můstky je voda. Na základě vodíkových můstků se vysvětlují některé vlastnosti vody, (popř. i jiných sloučenin) jako je její relativně vysoký bod varu oproti ostatním hydridům 6. hl. skupiny periodické tabulky.

c) Zásady bezpečnosti práce s radioizotopy, jednotky dávky a expozice

Ochrana pře zevním ozářením:

Vzdálenost – co největší vzdálenost od radionuklidu – pokles dávky je nepřímo úměrný druhé mocnině vzdálenosti od zdroje

Čas – snížení práce s radionuklidem na co nejkratší dobu

Stínění – mezi zdroj a sebe umístíme překážku, která účinky odstíní

Ochrana před vnitřním ozářením:

Zpracovávat co nejmenší dostačující aktivitu radioaktivní látky.

Omezovat rozptýl radioaktivního materiálu – vřazováním alespoň 2 bariér.

Dodržovat předepsaný režim práce – ochranný oděv, monitorování při práci a po ní.

(+pravidelné prohlídky – krevní obraz, nosit filmový dozimetr na hrudi)

Jednotky dávky, expozice

Absorbovaná dávka D

$E = \Delta E / \Delta m$ E – střední energie ionizujícího záření absorbovaná objemovým elementem látky

Jednotkou je 1 gray (Gy) = 1 J/kg – rozměr $m^2 s^{-2}$

Dávkový ekvivalent H

$H = DQN$ Q – jakostní faktor (f. kvality), N- součin dalších faktorů charakterizujících podmínky ozáření

Jednotkou je 1 sievert (Sv), rozměr $m^2 s^{-2}$.

Gray je mírou fyzikálních účinků ionizujícího záření, která nevyjadřuje jeho účinky na živé organismy. Naproti tomu sievert (Sv) je jednotka, která vyjadřuje biologické účinky záření, v závislosti na druhu záření a jeho energii.

Expozice X – definována pomocí ionizačního účinku záření v daném prostředí.

$X = \Delta Q / \Delta m$

ΔQ – el. náboj, který nesou ionty vytvořené ve vzduchu úplným zabrzděním korpuskulárního záření (e^- , e^+)

Jednotkou je 1 C/kg, rozměr $kg^{-1} sA$ (dříve používanou jednotkou – 1 R |rentgen| = $2,58 \cdot 10^{-4}$ C/Kg)

6. a) Termodynamické věty

I. termodynamický zákon

Celkové množství energie izolované soustavy zůstává zachováno, tzn. nelze sestrojít stroj, který by trvale dodával mechanickou energii, aniž by spotřeboval odpovídající množství energie jiného druhu. Systém může konat práci jen tehdy, poklesne-li jeho vnitřní energie nebo je-li mu dodáno teplo.

$$\Delta U = \Delta Q + W$$

II. termodynamický zákon

Teplo nemůže při styku dvou těles různých teplot samovolně přecházet z tělesa chladnějšího na teplejší, tzn. nelze sestrojít periodicky pracující tepelný stroj (perpetuum mobile druhého druhu), který by trvale konal práci pouze tím, že by ochlazoval jedno těleso a k žádné další změně v okolí by nedocházelo. (viz *entropie*)

III. termodynamický zákon

Při absolutní nulové teplotě ($T=0K$) je entropie čisté látky pevného nebo kapalného skupenství rovna nule. Čistou pevnou látku nelze konečným pochodem ochladit na absolutní nulovou teplotu.

tzv. nultý termodynamický zákon

Jsou-li dvě a více těles v termodyn. rovnováze s dalším tělesem, jsou všechna tato tělesa v rovnováze.

b) Fyzikální metody měření koncentrace roztoků

Kolorimetrie - Určování koncentrace roztoků, vycházející z porovnávání extinkce, používá se bílé světlo.

Absorpční fotometrií určujeme koncentraci roztoků na základě měření extinkce při konst. tloušťce roztoku. (viz otázka 31)

Spektrální fotometrie – používá se monochromatické světlo při vln. délce absorpčního maxima

Refraktometrie - index lomu roztoku závisí na jeho koncentraci

Nefelometrie

Koloidní roztoky jeví při průchodu světlem opalescenci = rozptyl světla způsobený malými částicemi v průhledné látce. Rozptyl světla – zahrnuje podle velikosti částic lom, odraz i ohyb světla. Pokud jsou indexy lomu částic a rozpouštědla dostatečně odlišné, uplatní se rozptyl světla do té míry, že je světlo pozorovatelné i v jiném směru než ve směru šíření. Tento jev se nazývá **Tyndallův jev**.

Měření může být použito při stálé velikosti částic ke stanovení jejich koncentrace a při stálé koncentraci ke stanovení jejich velikosti.

c) Ionizace, excitace

Základní stav

- Stav s co nejnižší energií, elektrony obsazují en. hladiny s co nejnižší E
- O atomu, jehož elektrony mají nejnižší možnou E, řekneme, že je v zákl. stavu

Excitace

- Dodáme atomu vnější energii, energie se může předat elektronu, který se přesouvá na vyšší energetickou hladinu
- Atom, který má obsazené vyšší energetické hladiny, ale alespoň jedna nižší energetická hladina obsazená není, je v excitovaném stavu
- Tento stav je nestabilní a atom se obvykle přebytečné energie zbaví tím, že ji vyzáří jako foton – deexcitace je vždy provázena emisí záření
- Proces probíhá velmi rychle (až 10^{-5} sekund).
- Přechody e^- z vyšších na nižší energetické hladiny jsou podstatou *luminiscence*
- Při přechodu z hladiny o energii E_2 na hladinu o (nižší) energii E_1 , lze určit
- frekvenci ν ("ný") vyzářeného fotonu: $\nu = (E_2 - E_1) / h$
- Může se stát, že se elektron dostane do takového stavu, že přechod do základního stavu nebude možný. V takovémto stavu pak může setrvávat relativně dlouho. Tento děj je podstatou fosforescence a je využíván při konstrukci laserů

Ionizace

- Dodáme-li množství energie, které postačuje k uvolnění elektronu z atomového obalu, dochází k ionizaci
- Velikost této E je rovna E stavu, ve kterém se elektron nachází
- Ze ZZE vyplývá Einsteinův vztah pro fotoefekt:

$$hf = E_v + \frac{1}{2}mv^2$$

(jde o takovou práci, kterou bychom museli vynaložit, abychom přenesli elektron z jeho současné pozice do nekonečné vzdálenosti od atomového jádra)

- Tuto práci (energii) nazýváme vazebná energie, ionizační energie nebo výstupní práce
- Protože na vazebné energii se podílí především překonání elektrostatických sil mezi jádrem a elektronem - její velikost je přímo úměrná druhé mocnině protonového čísla
- Ionizací vzniká kladný iont, zvýší se celková energie soustavy jádro-elektrony – ionizovaný atom má větší energii a je v čase **nestabilní**

Vyrazí-li se elektron z nižší slupky, atom se energie zbaví zaplněním nižších hladin elektrony z hladin vyšších za současné emise fotonů -> **fluorescenční záření**.

Vyrazí-li se valenční elektron, energie se sníží připoutáním volného elektronu z okolí.

7. a) Raoltovy zákony, ebullioskopie, kryoskopie

Snížení tenze par

Rozpuštěním určité látky v rozpouštědle se zmenší jeho parciální tlak par z hodnoty p_0 na hodnotu p , rozdíl lze zapsat:

1. Raoultův zákon

$$\Delta p/p_0 = n_2/n_2 + n_1$$

n_2 a n_1 = počet částic rozpuštěné látky a rozpouštědla

Resp.:

$$\Delta p = p_0 \cdot n_2/n_1$$

Ebullioskopie (Zvýšení bodu varu)

Rozpuštěním netěkavé látky v rozpouštědle se zvýší jeho bod varu. Pro zvýšení bodu varu ΔT_v platí vztah:

2. Raoultův zákon

$$\Delta T_v = K_e \cdot c_m$$

K_e = ebullioskopická konstanta rozpouštědla

Pokud je K_e v $\text{kg} \cdot \text{K} \cdot \text{mol}^{-1}$ → místo molární koncentrace nutno užít hustotní koncentraci v kgm^{-3}

Kryoskopie (Snížení bodu tuhnutí)

Rozpuštěním netěkavé látky v rozpouštědle dojde též ke snížení bodu tuhnutí roztoku proti bodu tuhnutí čistého rozpouštědla. Snížení bodu tuhnutí je přímo úměrné počtu rozpuštěných částic:

3. Raoultův zákon

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

K_k = kryoskopická konstanta daného rozpouštědla

b) Moment hybnosti, spin elektronu, spinové kvantové číslo

Moment hybnosti je vektorová fyzikální veličina, která popisuje rotační pohyb tělesa. Moment hybnosti se určuje vzhledem k bodu nebo ose. Moment hybnosti bývá také označován jako kinetický moment, impulsmoment nebo točivost.

$$\vec{L} = \vec{r} \times \vec{p} \quad \vec{p} = m\vec{v}$$

$$L = r \cdot p \cdot \sin \alpha \rightarrow \text{při } \sin 90^\circ = 1 \rightarrow L = rmv$$

Podle kvantově-mechanických představ může moment hybnosti L kruhového orbitálního pohybu částice nabývat pouze hodnot, které jsou násobkem Dirackovy konstanty ($\hbar = 1,05 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$) ($\hbar = h/2\pi$ – souvislost Diracovy konstanty s Planckovou h .)

Spin elektronu

Elementární částice mají současně s orbitálním momentem hybnosti i vlastní magnetický moment i magnetický moment daný rotací částice kolem vlastní osy – spin. Částice s poločíselným spinem =

fermiony, s celočíselným = bozony.

Spin elektronu = $\frac{1}{2}$

Spinové kvantové číslo s

Elektron má vlastní, vnitřní moment hybnosti, spin, který vyplývá z jeho rotačního pohybu a je nezávislý na jeho orbitálním momentu hybnosti.

c) Laplaceův zákon

Vztah mezi napětím T (Nm^{-1}) ve stěně pružné membrány uzavírající objem s rozdílem tlaků P (Pa) uvnitř a vně membrány je dán vztahem:

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

R_1, R_2 = hlavní poloměry křivosti membrány

Pro membránu válcového typu: $P = T/R$ (jeden R je nekonečně velký)

Pro kouli: $P = 2T/R$

8. a) Koligativní vlastnosti roztoků

Existují čtyři vlastnosti roztoků, které závisí na tom, kolik částic disperzního podílu je v daném objemu rozpuštěno. Tedy jedná se vlastnosti zředěných roztoků, které nezáleží na rozpuštěné látce, ale pouze na její koncentraci v roztoku (obecně $\Phi = k \cdot c_m$).

- Snížení tenze par (viz otázka 7)
- Ebulioskopie – zvýšení bodu varu (7)
- Kryoskopie – snížení bodu tání (7)
- Osmotický tlak (9)

b) Larmorova frekvence

=frekvence precesního pohybu p^+

Protony vykonávají rotační pohyb kolem své osy neboli spin. Tím vytváří ve svém okolí magnetické pole a vykazují magnetický moment. Mimo to protony umístěné v magnetickém poli vykazují ještě pohyb precesní. Ten si lze představit jako pohyb po plášti pomyslného kužele (ještě názornějším příkladem nám může být pohyb káči). Frekvence tohoto pohybu se nazývá Larmorovou frekvencí. Ta závisí na dvou faktorech:

1. na intenzitě vnějšího magnetického pole,
2. na typu atomového jádra, vyjádřeném gyromagnetickým poměrem (konstanta závislá pouze na vlastnostech jádra).

Vložíme-li jádra s nenulovým magnetickým momentem do vnějšího silného stacionárního (a homogenního) magnetického pole o indukci B , budou mít snahu orientovat svůj vlastní magnetický moment ve směru (nebo proti směru) vektoru indukce B . Tato změna orientace vyvolá krouživý moment, který se projeví precesí jader. Osa rotace jader, přesněji vektor jejich momentu hybnosti i

magnetického momentu, počnou konat stejný pohyb jako osa setrvačníku, která byla vychýlena ze svého původního směru. Vektory magnetických momentů jader začnou opisovat plášť kužele, jehož osa má směr magnetické indukce vnějšího pole. Frekvence tohoto precesního pohybu -Larmorovy precese –je označována jako Larmorova frekvence ω a je dána výrazem:

$$\omega = \gamma \times B_0$$

ω = rezonanční frekvence, γ = gyromagnetická konstanta, B_0 = statické pole

c) Stavové veličiny, vratné a nevratné děje

Stavová veličina neboli veličina kvality je veličina, která popisuje stav tělesa nebo soustavy těles. Není podstatné jakým způsobem se soustava do těchto stavů dostala.

Mezi stavové veličiny patří:

- Objem
- Tlak
- Teplota
- Vnitřní energie
- Počet částic

Termodynamické děje lze rozdělit na:

- **Vratné (reverzibilní) děje**

Proběhne-li v dané soustavě rovnovážný děj v jednom směru a pak ve směru opačném a soustava se dostane zpět do původního stavu, aniž nastanou v okolních tělesech změny, nazýváme takový proces **vratný děj**. Skutečné děje se ideálnímu vratnému pouze přibližují, jestliže probíhají dostatečně pomalu. Vratné děje jsou takové, u nichž lze původního stavu dosáhnout obrácením pořadí jednotlivých úkonů (nepatrnou změnou nějaké veličiny můžeme obrátit/změnit směr průběhu reakce).

Vratné děje odpovídají stavům rovnovážným.

- **Nevratné (ireverzibilní) děje**

Všechny skutečné děje jsou **nevratné**. V jednom směru probíhají samovolně bez vnějšího působení a k tomu, aby děj probíhal v opačném směru, je nutno dodat energii z vnějšího zdroje.

Nevratné děje odpovídají stavům nerovnovážným.

9. a) Osmóza, osmotický tlak

Osmóza – děj probíhající v případě, jsou-li dva roztoky s různou koncentrací rozpuštěných částic odděleny polopropustnou membránou.

Osmotický tlak – tlak potřebný k zastavení osmózy (svým osmotickým tlakem se ale mohou uplatnit jen molekuly, které neprojdou zvolenou membránou).

Hypotonický/Hypertonický/Izotonický roztok

Velikost osmotického tlaku kvantitativně vystihují *van't Hoffovy zákony*:

1. Při konstantní teplotě je osmotický tlak přímo úměrný počtu částic.

$$\Pi = k \cdot c_m$$

2. Při dané koncentraci se osmotický tlak mění s teplotou.

$$\Pi = \Pi_0 (1 + \gamma t)$$

$$\Pi = c_m RT$$

3. Při stejných Π , stejné teplotě je ve stejných objemech různých roztoků stejný počet molekul rozpuštěných látek.

Význam pro živý organismus: cytoplazmatická membrána je semipermeabilní a buněčná cytoplasma má určitý osmotický tlak (Π), takže buňka si může vyměňovat vodu s prostředím, ve kterém se nachází. V hypertonickém prostředí vypouští vodu ven (-> smršťuje se) a v hypotonickém naopak (-> prasknutí, u erytrocytů hemolýza). Osmotický tlak tělních tekutin živočichů má stálou hodnotu, největší úlohu při jeho regulaci hrají ledviny (vylučování moče).

b) Metody 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 osob. dozimetrii se používají dozimetry pracující na základě *ionizačních účinků záření* (tužkové dozimetry, kapesní ionizační komůrky), *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. Tento film je citlivý na ionizující záření. Film se nosí na přední straně pracovního pláště okénkem vpředu po dobu jednoho měsíce a pak se odesílá k centrálnímu vyhodnocení. Výhoda: nízká cena, snadná manipulace, přesnost. Nevýhoda – omezená životnost, citlivost na vlhkost a vyšší teploty.

Termoluminiscenční dozimetr je založen na citlivosti některých látek na ionizující záření. Je to např. krystalická forma fluoridu lithia. Výhoda – jednoduchost, větší citlivost a přesnost, mohou být nošeny až 3 měsíce. Nevýhoda – drahé, citlivost na viditelné a ultrafialové světlo.

Tužkové dozimetry jsou ionizační komory ve formě tužky.

Slepé dozimetry jsou malé komůrky ovoidního či zaobleného tvaru. Dozimetry je možné rozšroubovat a nabít na zvolené napětí. Po určité době působení záření elektrometr změří úbytek napětí i elektrostatického náboje, který je úměrný ozáření komůrky.

c) Šíření akčního potenciálu nervovým vláknem

Funkcí nervového vlákna není jen umožnit vznik akčního potenciálu, ale i jeho šíření. Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném úseku nervového vlákna dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu je podmíněno mechanismem tzv. místních proudů. Tyto místní proudy vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se však polarizace membrány obrací, vnější strana je nabitá záporně, vnitřní kladně. Podrážděný úsek v této chvíli je opačně nabitý než sousední. Snaha po vyrovnání náboje vede k podélným iontovým tokům, jež způsobí v sousedním úseku depolarizaci a tím pokles potenciálu pod prahovou hodnotu a vznik akčního potenciálu. Tak se akční potenciál šíří podél vlákna.

V myelinizovaných nervových vláknech je šíření akčního potenciálu rozdílné. Tato vlákna jsou obalena myelinovou pochvou, která je přerušovaná v 1–3 mm vzdálenostech Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede elektrický proud. Místní proudy proto nemohou procházet přes myelinový obal a uzavírají se mezi jednotlivými Ranvierovými zářezy. Vzruch se šíří od jednoho zářezu k druhému (saltatorické šíření). Tvar akčního potenciálu je v místě zářezu stejný jako u nemyelinizovaného a šíří se až desetkrát rychleji.

10. a) Difuze, 1. Fickův zákon

Pronikání částic jedné látky do látky druhé, snaha o dosažení rovnoměrné koncentrace v celém objemu. Difuze probíhá i v plynech, a to mnohem rychleji, neboť mají molekuly vysokou rychlost translačního pohybu.

Je to jeden z nejdůležitějších fyzikálních procesů; umožňuje pohyb látek uvnitř buněk s látkovou výměnou. V živých organismech je přesný výpočet její rychlosti složitý.

1. Fickův zákon

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

n/A = hustota difúzního toku, τ = časový úsek, D = konst. (difúzní koeficient), Δc = rozdíl koncentrací připadající na Δx = rozdíl souřadnic

Difúzní koeficient – počet molů rozpuštěné látky, které za 1 s projdou průřezem 1 m^2 při jednotkovém koncentračním spádu. Znaménko – vektor gradientu směřuje od nižších c k vyšším, tok látky obráceně.

b) Rozlišovací schopnost optického mikroskopu

Při průchodu světla preparátem dochází k ohybu světla, podobně jako na mřížce, a výsledný obraz je výsledkem interferenčních jevů. Tyto ohybové jevy omezují možnost rozlišení dvou sousedních bodů.

Rozlišovací mez mikroskopu = nejmenší vzdálenost dvou bodů, které lze rozlišit:

$$d = 0,61 \frac{\lambda}{A}$$

A = numerická apertura

$$A = n \cdot \sin u$$

u = polovina úhlu, pod kterým paprsky vycházející z bodu P vstupují do objektivu

c) Tepelná pohoda, mechanismy odvádění tepla z organismu

Teplo v organismu vzniká jako vedlejší produkt chemických reakcí. Fyziologicky je teplota organismu udržována jako stálá hodnota různými regulačními mechanismy (termoregulace).

Tepelná pohoda organismu je ovlivňována těmito vnějšími fyzikálními faktory:

1. teplotou okolního vzduchu
2. prouděním vzduchu
3. vlhkostí vzduchu
4. sáláním okolních předmětů
5. barometrickým tlakem (velmi nepatrně)

Tepelnou pohodu organismu lze měřit Hillovým katateploměrem, kterým se měří výsledný ochlazovací účinek prostředí, rychlost proudění vzduchu a při použití dvou katateploměrů s rozdílnými povrchy, teplotu okolních ploch.

Odvádění tepla z organismu

Uvnitř těla je výměna tepla zprostředkována prouděním krve. Na tepelných ztrátách se podílejí různou mírou 4 procesy:

1. Záření (sálání)

Každé těleso o určité teplotě vyzařuje elmag. záření, které má vlnové délky v ultrafial. spektru pro vysoké teploty, ve viditelném pro nižší a v infračerveném pro teplotu, ve které žijeme. Množství tělesem vyzařené energie je přímo úměrné rozdílu čtvrtých mocnin absolutních teplot těla a okolí. Vyšší živočichové ztrácejí až 60% tepla zářením.

2. + 3. Proudění a vedení tepla

Ztráta tepla prouděním – proudění kapaliny nebo plynu kolem tělesa.

Ztráta tepla vedením – molekuly teplejšího místa odevzdávají svou kinetickou energii sousedním chladnějším molekulám.

U obou má význam krevní oběh a jsou úměrné povrchu těla a představují až 20% tep. ztrát.

4. Vypařování vody

Vypařování – díky vysoké hodnotě skupenského tepla vypařování vody (2,4 MJ/kg) je pro organismus významné – 20% odváděného tepla. K vypařování dochází během dýchání a pocení, zrychluje se se zvyšující se tělesnou teplotou, zpomaluje při nasycení vzduchu vodními parami nebo při neproudění vzduchu okolo těla.

11. a) Viskozita a její měření

Viskozita je fyzikální veličina, která udává poměr mezi tečným napětím a změnou rychlosti v závislosti na vzdálenosti mezi sousedními vrstvami proudící kapaliny. Jedná se o veličinu, která charakterizuje vnitřní tření kapaliny a závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi. Kapaliny s větší přitažlivou silou mezi částicemi mají větší viskozitu, větší viskozita zpomaluje pohyb kapaliny nebo těles v kapalině.

Dynamická viskozita:

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

η = koeficient tření, viskozita, σ = tečné napětí $\sigma = F/A$ (Pa), Δx = vzdálenost vrstev, Δv = rozdíl rychlostí

Kinematická viskozita:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho}$$

Viskozita kapalin se stoupající teplotou klesá, při nižších teplotách se mohou molekuly shlukovat ve větší celky. Velký biologický význam má viskozita krve – díky erytrocytům má krev 4,5x větší viskozitu než voda.

Měření viskozity

1. **rotační viskozimetr** – pouze k technickým účelům
2. **kapilární viskozimetr** - Měří dobu, za kterou proteče kapilárou při konstantním přetlaku laminárním prouděním určitý objem kapaliny.
3. **tělískový viskozimetr** - Měří se doba pádu tělíska nebo výstupu vzduchové bubliny trubicí naplněnou měřenou kapalinou. Založeno na platnosti Stokesova vztahu.

$$F_{\text{odpor}} = 6\pi\eta r v$$

b) Princip funkce hmotnostního spektrometru

Hmotnostní spektrometrie slouží pro měření hmotnosti atomů. Tato metoda umožňuje také určení izotopového složení určitého prvku. Základ: závislost trajektorie nabitě částice na její hmotnosti. Vzorek je ionizován, ionizované částice se separují podle m/Q – nebo q/M poměru v elektrickém nebo v magnetickém poli a výsledné spektrum je sejmuta detektorem. Pustíme urychlené ionty do magnetického pole kolmo na siločáry. Jejich dráha se zakříví a oni dopadají na různá místa, v závislosti na své hmotnosti. Můžeme měnit urychlovací napětí a sledovat kolik iontů dopadne na určité místo.

Sledované izotopy musíme nejdříve přeměnit na ionty s nábojem q .

$$E = \frac{1}{2} m v^2 = q \cdot U$$

Urychlené ionty vstupují do mag. pole a působí na ně mag. síla o velikosti $F_{\text{mag}} = qvB$.

Vlivem této síly se dráha iontů zakřivuje a ionty opisují v mag. poli kružnici o poloměru r , kterou můžeme určit z rovnosti odstředivé síly $F_{\text{odstř}} = Mv^2/r$ a mag. síly, tedy:

$$Mv^2/r = qvB$$

Za rychlost dosadíme z prvního vzorce:

$$r = \frac{\sqrt{2 \cdot U}}{B} \cdot \sqrt{\frac{M}{q}} = A \cdot \left(\frac{q}{M}\right)^{-1/2},$$

kde A nezávisí na hmotnosti, jen na náboji a proto se ionty o stejném náboji a různé hmotnosti budou pohybovat po různých kružnicích (tzn. pomocí detektorů pak rozlišíme od sebe izotopy).

c) Entalpie

Zvyšuje-li systém svůj objem ΔV proti vnějšímu tlaku p , koná při tom mechanickou práci $\Delta W = p \cdot \Delta V$.

Vzhledem k předchozí rovnici můžeme psát, že $Q = \Delta U + p \cdot V$.

Proto byla definována stavová funkce H (entalpie, tepelný obsah): $H = U + p \cdot V$ (kJ/mol)

ΔH je množství tepla, které soustava při chemické reakci přijímá ($\Delta H > 0$ – endotermický děj) nebo odevzdává ($\Delta H < 0$ – exotermický děj).

Entalpie (tepelný obsah) je veličina vyjadřující tepelnou energii uloženou v jednotkovém množství látky.

12. a) Disperzní systémy

Disperzní systémy lze třídit podle různých kritérií, jako je velikost částic nebo skupenství disperzního prostředí a podílu. Velikost částic se dá vyjádřit stupněm disperzity (m^{-1}) – převrácená hodnota průměru částice.

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

Klasifikace:

- Monodisperzní – částice disperzního systému stejné velikosti
- Polydisperzní – různá velikost
- Analytické disperze (do 1 nm) – částice nelze fyzikální cestou zjišťovat, pouze chemicky
- Koloidní disperze (1-1000 nm))
- Hrubé disperze (1 μm a větší)

(Pokud jsou částice větší než 1 mm → souvislá hmota)

Analytické disperze

Všechny analytické disperze jsou **homogenní**.

Disperzní prostředí plynné, disperzní podíl plynný – směsi plynů

Daltonův zákon: $p = p_1 + p_2 + p_3 + \dots + p_k$

Amagatův zákon: $V = V_1 + V_2 + V_3 + \dots + V_k$

Disperzní prostředí. plynné, disp. podíl kapalný – páry kapaliny v plynech

Relativní vlhkost: $\varphi_{\text{rel}} = \varphi/\varphi_{\text{max}}$

Disperzní prostředí. plynné, disp. podíl pevný – disperze par tuhých látek v plynu

Disperzní prostředí. kapalné, disp. podíl plynný – plyny rozpuštěné v kapalině

Henryho zákon: váhové množství plynu rozpuštěné za dané teploty v kapalině je přímo úměrné tlaku plynu nad kapalinou – $m/V_{\text{kap}} = kP$

$C_{\text{kap}} = \alpha^* \cdot P$ α^* = Bunsenův absorpční koeficient (koeficient rozpustnosti)

Při vyšším P se rozpustí kyslík i dusík více – kesonová nemoc.

Disperzní prostředí. kapalné, disp. podíl kapalný – směsi kapalin

Kapaliny se mísí neomezeně (homogenní směs), omezeně (éter-voda), nebo se nemísí.

Disperzní prostředí. kapalné, disp. podíl tuhý – pravé roztoky

Roztoky iontové (NaCl ve vodě) x roztoky molekulární (glukóza ve vodě). O rozpustnosti rozhoduje polarita dané látky a rozpouštědla.

Disperzní prostředí. tuhé, disp. podíl kapalný – voda vázaná na krystalickou sůl

Disperzní prostředí. tuhé, disp. podíl tuhý – tuhé roztoky (př. sklo)

Koloidní disperze

Disperzní prostředí kapalné – lyosoly

- Lyofilní
- Lyofobní

Koloidní částice:

- Makromolekuly – chemické spojení menších molekul
- Micely – shluky částic, které nejsou chemicky vázány

Brownův pohyb – důsledek narážení molekul disperzního prostředí na koloidní částice; rychlost závisí pouze na teplotě daného systému

b) Magnetický moment nukleonů

Nukleony mají vlastní magnetický moment - spin ($1/2 \hbar$). Jádra s lichým počtem protonů a neutronů (lichá-lichá jádra) nebo nukleonů (suda-lichá) mají výsledný spin různý od nuly a tedy nenulový magnetický moment, protože jak protony, tak neutrony jsou utvářeny el. nabitými kvarky a chovají se jako rotující magnety.

Jádra suda-sudá mají výsledný spin nulový. Spin jádra může být vyjádřen jako součin jaderného spinového čísla I a Dirackovy konstanty, jádra se spin. číslem $I \geq 1/2$ mají $(2I+1)$ stabilních energetických stavů. U jader s $I > 0$ můžeme pozorovat jevy nukleární magnetické rezonance.

Velikost magnetického momentu jádra vyjadřujeme v jednotkách **jaderného magnetonu** ($e\hbar/2m_p = 5,05 \cdot 10^{-27} \text{ Am}^2$), který je 658x menší než Bohrov magneton (magnetický moment e^-)

Protože je proton složen z kvarků, jeho magnetický moment je 2,8 jaderného magnetonu (neutron 1,9).

Feromagnetické vlastnosti látek jsou způsobeny magnetickými vlastnostmi nepárových elektronů v atomovém obalu.

c) Vnitřní energie, volná energie

Vnitřní energie

Teplo Q a práce W dodané systému jsou závislé na reakční cestě a nejsou stavovými veličinami. Stavovou veličinou je jejich lineární kombinace, neboť zvyšuje přírůstek vnitřní energie systému:

$$\Delta U = Q - W \quad (dU = dQ - dW)$$

Jde o matematické vyjádření 1. termodynamické věty – zákon zachování energie. Systém může konat práci jen tehdy, poklesne-li jeho vnitřní energie nebo je-li mu dodáno teplo.

Volná energie (Helmholtzova funkce F)

$$F = U - TS$$

Celková vnitřní energie se skládá z volné energie, kterou lze při izotermickém reverzibilním ději přeměnit v práci, a z vázané energie o velikosti TS , která je izotermicky neužitečná (uniklé teplo). Při nevratném ději volné energie ubývá, v rovnováze dosahuje minimální hodnoty.

13. a) Skupenské stavy hmoty, Gibbsův zákon fází

Plyny

Stavová rovnice: $pV = nRT$ $R = 8,314 \text{ J mol}^{-1} \text{ K}^{-1}$

Molekuly jsou rozloženy řídce → lze zanedbat jejich objem a vzájemné přitažlivé síly.

$$v_{\text{mp}} = \sqrt{\frac{2kT}{m}} \quad \text{nejpravděpodobnější rychlost}$$

$$v_{\text{av}} = \sqrt{\frac{8kT}{\pi m}} \quad \text{průměrná rychlost}$$

$$v_{\text{ef}} = \sqrt{\frac{3kT}{m}} \quad \text{střední kvadratická rychlost}$$

Střední kinetická energie:

$$E_k = \frac{3}{2} kT$$

$k = R/N_A$ $N_A = \text{Avogadrova konstanta}$, $k = \text{Boltzmannova konstanta}$ ($1,38 \times 10^{-23} \text{ J K}^{-1}$)

Celková energie postupného pohybu U_p v jednom molu plynu:

$$U_p = \frac{3}{2} RT$$

Pohyby molekul plynu:

- Monoatomické – translační
- Víceatomické – rotace, vibrace

Stupeň volnosti i – rozložení energie na jednotlivé stupně volnosti (podle Maxwella):

- Jednoatomové plyny – $i = 3$
- Dvouatomové plyny – $i = 5$
- Tří- a víceatomové plyny – $i = 6$

Kapaliny

Nelze zanedbat vzájemnou soudržnost molekul, jejich objem, nepatrně stlačitelné, menší objemová závislost na teplotě. Běžné kapaliny jsou izotropní = mají ve všech směrech stejné fyzikální vlastnosti. Oproti tomu anizotropní kapaliny mají v různých směrech různé fyzikální vlastnosti. Anizotropní kapaliny obsahují skupiny orientovaných molekul – krystalické kapaliny nebo kapalně krystaly. Převážně molekuly s protáhlým tvarem, rozeznávají se dva stavy: **smectický** („mýdlovitý“) – molekuly jsou uspořádány do rovin, mohou po sobě klouzat - a **nematický** („vláknitý“) – molekuly netvoří roviny, ale zachovávají určitou orientaci.

Tuhé látky

Atomy, ionty nebo molekuly jsou navzájem pevně spojeny a zabudovány do krystalické mřížky vykazující určité prostorové uspořádání.

- Molekulové krystaly (jod, metan) – molekuly látek drží pohromadě pomocí van der Waalových sil

- Iontové krystaly (NaCl, AgBr, PbS) – kationty a anionty poutané elektrostatickými silami iontové vazby
- Atomový krystal (diamant) – obrovská makromolekula – jednotlivé atomy vázány kovalentními vazbami

Plazmatické skupenství

Plazma je tvořeno neutrálními a elektricky nabitými částicemi. Vzniká ze skupenství plynného ionizací molekul plynu, příčinou může být vysoká teplota, působení ionizujícího záření apod. Silové působení jednotlivých částic není zanedbatelné, pohyblivost částic je obdobná jako u plynného skupenství. Široké tepelné rozmezí molekul, atomů, iontů i volných e^- v plazmatu. Při velmi vysokých teplotách (10^6 - 10^8 °C) se v plazmatu nachází pouze atomová jádra a „elektronový plyn“. Při tomto stavu může dojít ke srážkám jader.

Změny skupenství

Tání a tuhnutí – s rostoucí teplotou roste kinetická energie částic v krystalové mřížce, po rozpadnutí mřížky přechází látka ze skupenství tuhého do kapalného; teplota tání (tuhnutí)

Vypařování a kondenzace – kapalina a její páry v uzavřené nádobě, molekuly kapaliny vystupují do prostoru nad kapalinou a jiné molekuly se současně vrací do kapaliny. Převládá-li pohyb z kapalné fáze do plynné = vypařování. Dosažení rovnováhy → nasycená pára; teplota varu (rovnovážný tlak páry nad kapalinou se rovná vnějšímu atmosférickému tlaku)

Sublimace – přechod molekul z tuhé fáze do plynné

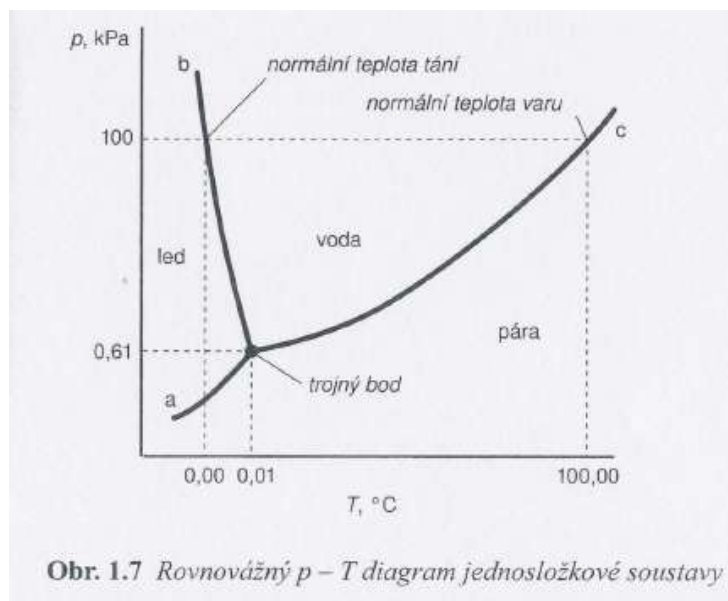
Gibbsův zákon

Zákon určující počet volně proměnných veličin daného systému. Počet stavových veličin, které lze nezávisle měnit při zachování počtu fází, se nazývá **počet stupňů volnosti (v)**:

$$f + v = s + 2$$

f = počet fází systému, s = počet přítomných složek při rovnováze

Gibbsův zákon je využíván ve farmakologickém průmyslu při přípravě vhodných lékových forem.



Obr. 1.7 Rovnovázný $p - T$ diagram jednosložkové soustavy

b) Entropie

= míra degradace energie (míra neuspořádanosti struktury)

Stavová veličina, při vratném ději v uzavřeném systému se nemění, při nevratných dějích vždy roste. Samovolně probíhající nevratný děj – přechod soustavy ze stavu méně pravděpodobného do stavu s větší pravděpodobností, což je spojeno se zvýšením neuspořádanosti soustavy. Makroskopicky je stav systému v rovnováze popsán veličinami, submikroskopicky vlastnostmi (polohou, rychlostí) jeho stavebních prvků (atomů, molekul); jednomu makrostavu může odpovídat obecně několik mikrostavů, počet těchto mikrostavů = **termodynamická pravděpodobnost w** .

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

k = Boltzmannova konstanta

Při vratném ději:

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

c) Selektivní a integrální detekce záření γ

Existují 2 způsoby detekce:

Při **integrální detekci** registrujeme pomocí čítače nebo integrátoru měřící soupravy všechny impulsy, jejichž amplituda je vyšší než zvolená úroveň – tzv. diskriminační hladina. Integrální amplitudová diskriminace. Celkový počet zaregistrovaných impulsů je úměrný ploše omezené osou energie a křivkou počtu impulsů.

Při **selektivní detekci** (detekce ve fotopíku) se registrují pouze ty impulsy od určité diskriminační úrovně k nastavené horní diskriminační úrovni – určitý energetický rozsah. Detekce ve fotopíku odpovídá diferenciální amplitudové diskriminaci. Tato detekce je výhodná pro zlepšení směrových charakteristik i pro snížení pozadí detektoru.

Vlastnosti scintilační sondy se vyjadřují pomocí energetické rozlišovací schopnosti R

$$R = \Delta E / E_s \cdot 100 (\%)$$

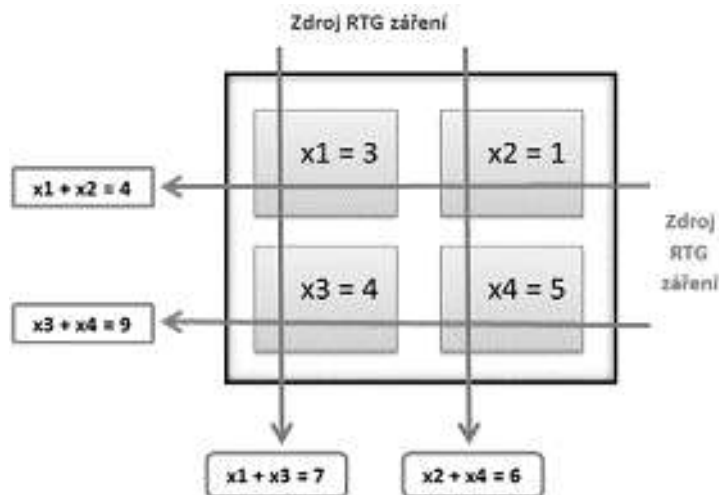
ΔE = šířka křivky fotopíku, E_s = střední energie kanálu

14. a) Princip počítačové tomografie (CT)

CT (zkr. computed tomography) je diagnostická metoda, kde měříme **intenzitu úzkého svazku rentgenového záření**, které prošlo tělem pacienta různými směry. Z naměřených hodnot počítač vypočte obraz.

Zdroj záření se postupně po malých úhlech otočí o 180° okolo pacientova těla, takže je každý řez prozářen z mnoha směrů. Počítač poté vypočte hodnoty absorpce v určitém místě roviny prozařování a na displeji hodnoty zobrazí určitou barvou nebo jasně.

Detektory záření jsou v CT zařízení velmi citlivé a rozlišují velký počet intenzit záření, tzn. obraz je kvalitnější.



Volná entalpie

Stavová funkce, tzv. *Gibbsova funkce*.

$$G = H - TS$$

H = energie soustavy a podmínky okolí potřebné na vytvoření systému, TS = max. energie, kterou můžeme na vytvoření systému vytěžit z okolí, G = výsledná energie potřebná na vytvoření systému

Úbytek při izotermicky izobarickém ději se rovná maximální užitečné práci, kterou systém vykoná. Maximální práce je celková reverzibilní práce zmenšená o práci proti vnějšímu tlaku. V rovnováze dosahuje minima, samovolný izot.-izob. děj je provázen úbytkem volné entalpie.

b) Rozpustnost plynů v kapalinách

Rozpustnost plynů v kapalině s rostoucí teplotou klesá. Rozpustnost lze definovat pomocí Henryho zákona:

Váhové množství plynu rozpuštěné za dané teploty v kapalině je přímo úměrné tlaku plynu nad kapalinou:

$$c = \alpha \cdot P$$

c = koncentrace plynu v kapalině, α = Bunsenův absorpční koeficient (rozpustnost plynu závisí na teplotě, se zvyšující se teplotou rozpustnost klesá), P = tlak

Henryho zákon má význam ve **fyzilogii dýchání** (kesonová nemoc) – ohrožuje lidi pracující pod vyšším než atmosférickým tlakem, kteří rychle přejdou do tlaku normálního (horníci, potápěči), protože se jim do krve uvolní *bublinky dusíku*, který se tam předtím dostal difúzí.

15. a) Terapeutické využití rtg záření, expozice, povrchová a hloubková dávka

Vzhledem k ionizačním účinkům rtg záření se toto záření využívá k terapeutickým účelům. Má výrazné negativní biologické účinky a poškozuje živé tkáně, přičemž negativně působí ta část celkové energie záření, která se v tkáni absorbuje.

Jedná se o záření fyzikálně shodné s klasickým rentgenovým zářením používaným při běžném snímkování. V případě terapie jsou ovšem používány jiné energie, doby ozařování a další parametry radiačního pole než při snímkování.

Povrchová radioterapie

- Vysoký dávkový příkon na povrchu (kůže, sliznice), strmý spád intenzity do hloubky 1-1,5 cm, napětí kolem 50-60 kV
- Dlouhovlnné záření, nižší energie, větší absorpce – málo pronikavé (měkké) rtg záření

Polohloubková radioterapie

- Pro terapii nádorů umístěných těsně pod kůží, všechny konvenční rtg přístroje s nastavením energie fotonů do 100 keV

Konvenční hloubková radioterapie

- Energie fotonů 200-400 keV, ozařování nádorů hlouběji pod povrchem

Vysokovoltážní radioterapie

- Tumory uložené v hloubce, megavoltážní terapie – přístroje s fotonovou energií záření vyšší než 1 MeV

Čím vyšší je energie záření, tím hlouběji pronikne. U hloubkových terapií se užívá pronikavé nebo velmi pronikavé (tvrdé) rtg záření a velká vzdálenost OK (2 m i více) – krátkovlnné záření, velká energie, menší absorpce.

OK = vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a kůží pacienta

Při rtg. terapii se rozlišují 3 druhy dávek (nebo expozic) – dopadová D_{vzd} (vzduchová), účinná D_p (povrchová), hloubková D_d (ložisková).

Povrchová dávka – měří se na kůži pacienta, vyšší než dávka dopadová (způsobeno zpětně rozptýleným zářením)

Hloubková dávka – (záření v hloubce d pod povrchem)

$$D_d (\%) = (D_d/D_p) \cdot 100 (\%)$$

- pro výpočet je nutno znát kvalitu použitého záření, hloubku ložiska, OK a plochu ozařovaného pole:

$$D_d/D_p = OK^2/(OK + d)^2$$

Expozice X (ozáření)

$X = \Delta Q/\Delta m$ jednotkou je 1 Ckg^{-1} , rozměr kg^{-1}sA (dříve Rentgen – $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Ckg}^{-1}$)

b) Gibbsovo fázové pravidlo, fázový diagram vody

Disperzní systém – soustava, která obsahuje alespoň dvě fáze nebo dvě složky

- Jedna fáze nebo složka, disperzní podíl, je více nebo méně rozptýlena v druhé fázi/složce, disperzním prostředí

Obsahuje-li disperzní systém dvě fáze, existuje mezi nimi určitá hranice, říkáme, že systém je **heterogenní** (nestejnorodý)

Obsahuje-li disperzní systém dvě složky a jen jednu fázi, je obvykle složka disperzního podílu tak rozptýlena v disperzním prostředí, že zde nelze mluvit o žádném rozhraní, systém je **homogenní**.

- Např. cukr ve vodě – je jednofázový, homogenní, dvousložkový systém
- Vícefázové systémy jsou zpravidla i vícesložkové
- Dvufázový jednosložkový systém – chladnoucí tavenina

Zákon určující počet volně proměnných veličin daného systému. Počet stavových veličin, které lze nezávisle měnit při zachování počtu fází, se nazývá **počet stupňů volnosti** (v):

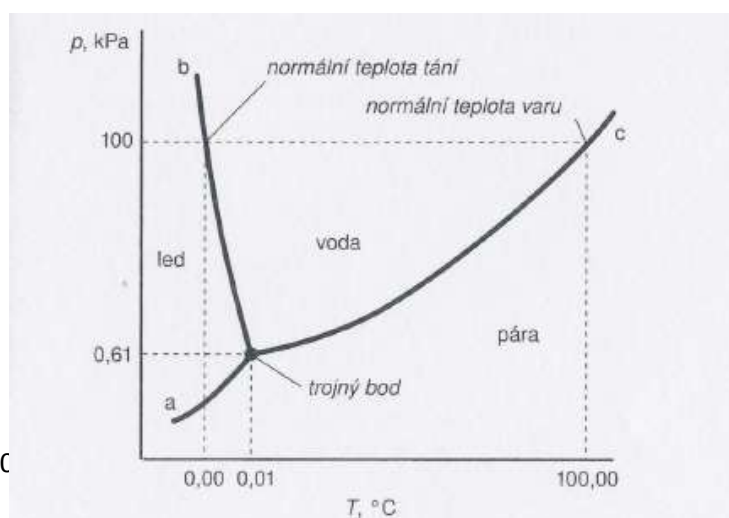
$$f + v = s + 2$$

f = počet fází systému, s = počet přítomných složek při rovnováze

Gibbsův zákon je využíván ve farmakologickém průmyslu při přípravě vhodných lékových forem.

Fázový diagram vody

Bod, ve kterém se rovnovážné křivky jednosložkové soustavy (vody) protínají, se označuje jako **TROJNÝ BOD**.



Obr. 1.7 Rovnovážný $p - T$ diagram jednosložkové soustavy

- na ose X je vynesena teplota, na ose Y tlak
- každý stav je charakterizován tlakem a teplotou (bodem v diagramu)
- v trojném bodě jsou v rovnováze všechny tři fáze vody (plynná, kapalná i tuhá)
- fázová E – je to E potřebná k převedení z jednoho do jiného skupenství

c) Rheobáze, chronaxie

Dráždivost tkání můžeme vyjádřit pomocí dvou veličin:

Reobáze = hodnota proudu, pod kterou nelze dráždění vyvolat; nejmenší intenzita proudu, která vyvolá kontrakci

Chronaxie = doba trvání impulsu nutná k podráždění svalu proudem rovným dvojnásobku reobáze; čas, za který dojde ke kontrakci svalu při dvojnásobné reobázi

16. a) Princip nukleární magnetické rezonance

Principem této metody je počítačové sledování změn chování různých buněk v lidském těle při působení silného magnetického pole.

Každé atomové jádro se skládá z protonů a neutronů = nukleonů. Protony neustále rotují kolem své osy – tento pohyb = spin. Každá nabitá částice, která se pohybuje, vytváří magnetické pole a vykazuje magnetický moment.

Protony = „miniaturní magnety“; atomová jádra se sudým Z → ne magnety (vzájemné rušení magnetických momentů) – nepoužitelné pro MR; jádra s lichým Z si svůj magnetický moment zachovávají.

- ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{31}P

Za normálních okolností je orientace rotačních os protonů ve tkáních nahodilá, magnetické momenty se navzájem ruší a tkáň se jeví nemagneticky.

Vložíme-li tkáň do silného magnetického pole → uspořádání rotačních os rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole.

- Větší počet – magnetický moment orientován souhlasně s vektorem vnějšího magn. pole
- Menší – opačně (antiparalelně o 180°), energeticky náročnější, proto méně než polovina
- Tato „nerovnováha“ → tkáň vykazuje celkový magnetický moment, navenek se chová magneticky → ZÁKLADNÍ PRINCIP MR

Protony umístěné v magnetickém poli konají kromě svého rotačního pohybu (spin) ještě pohyb precesní – po plášti rotačního kužele. Frekvence precesního pohybu (**Larmorova**) závisí na magnetických vlastnostech daného jádra vyjádřených v tzv. gyromagnetickém poměru a na intenzitě vnějšího magnetického pole:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

ω_0 = Larmorova frekvence (Hz), γ = gyromagnetický poměr pro vodíková jádra 42,577 MHz/T, B_0 = magnetická indukce (T)

Vektor tkáňové magnetizace je vlivem vnějšího magnetického pole orientován podélně s průběhem siločar vnějšího magnetu. Změnou orientace magnetického momentu → možnost změřit vektor TM. Do tkáně se dodá energie v podobě elmag. impulzu o frekvenci shodné s **Larmorovou** frekvencí → dochází k magnetické rezonanci.

- Totožné frekvence → absorpce elmag. vlnění p^+ → některé paralelní p^+ → antiparalelní → zmenšení rozdílu v počtu par. a antipar. p^+ a tedy i zmenšení velikosti vektoru podélné magnetizace

Před vysláním elmag. Impulzu – velikost vektoru příčné tkáňové magnetizace 0 – precesní pohyb p^+ byl chaotický, magnetické momenty se navzájem rušily (v rovině kolmé na průběh siločar). Vlivem elmag. impulzu → synchronní precesní pohyb paralelních i antiparalelních p^+ , magnetické momenty působí jedním směrem → vznik vektoru příčné tk. magnetizace (lze měřit, otáčí se f shodnou s ω_0).

Po skončení impulzu → návrat ze vzbuzeného do základního stavu = RELAXACE, postupná obnova podélné magnetizace, p^+ odevzdávají přebytečnou energii do strukturní mřížky tkáně. Proces se nazývá **spin-mřížka relaxace**, jeho rychlost = **relaxační doba T_1** .

Příčný relaxační čas T_2 = rychlost postupné ztráty příčné magnetizace.

T_1 2x-10x delší než T_2 (T_1 = 300-2000 ms, T_2 = 30-150 ms)

Různé typy elmag. pulzů – různým způsobem mění vektor tkáňové magnetizace.

- 90° - otáčí o 90° a vzniká příčná magnetizace
- Po skončení – po určité době vymizení příčné m. a obnovení podélné
- Čas mezi jednotlivými pulzy TR = **opakovací čas sekvence**
 - Zkracuje se, aby tkáně nezískaly podélnou magnetizaci v plné hodnotě

Čím větší vektor podélné magnetizace → rychlejší relaxace p^+ , kratší T_1 , silnější signál. Rozdíly ve velikostech T_1 → rozdíly ve stupni šedi na MR – v tzv. tkáňovém kontrastu – vzniklý obraz – T_1 vážený obraz.

Často se používá tzv. spin-echo sekvence – kombinace 90° a 180° pulzů:

- 90° pulz – vymizení podélné magnetizace → objeví se příčná, po skončení pulzu p^+ ztrácí synchronní pohyb, ztráta fázové koherence, úbytek příčné magn., snížení úrovně měřitelného signálu.
- V čase TE/2 se vyše pulz 180° - změna orientace p^+ o 180° → precesní pohyb p^+ opačným směrem, zvětšení vektoru příčné magnetizace.
- Za další TE/2 p^+ - opět synchronní pohyb, narůst úrovně signálu
- TE/2 + TE/2 = TE = **čas ozvěny** (ozvěnou se myslí příjem silného signálu vzn. po opětovné synchronizaci p^+ 180°).

Podle velikosti TR a TE mohou vznikat:

- T_1 vážené obrazy (TR = 500 ms, TE = 15 ms)
 - Tkáně světlejší než tekutina, tekutina je šedá, hmota mozková tmavší (ve srovnání s bílou hmotou)
- T_2 vážené obrazy (TR = 200 ms, TE = 90 ms)
 - Tkáně tmavší, tekutiny bílé
- Obraz vážený podle hustoty p^+ (TR = 2000 ms, TE = 15 ms)
 - Tekutina tmavě šedá, šedá hmota je světlejší než bílá (obsahuje více vody, silnější signál)

Intenzita přijímaného signálu z tkání klesá s rostoucí T_1 a pohybem tkáně, např. vlivem toku krve (tmavě šedé až černé zobr.), roste s rostoucí T_2 a s hustotou p^+ ve tkání (světle šedé až bílé zobr.).

Tato metoda je velmi nákladná, trvá několik desítek minut → rychlé sekvence – místo 90° se používá $10-60^\circ$, tím se zachovává trvale složka podélné magnetizace – tu lze dalšími rychle za sebou následujícími pulzy dále otáčet – získat tak silný signál. 180° pulz nahrazen přídatným magnetickým gradientem – na krátkou dobu přidán k zákl. poli MR – zvýší magnetické nehomogenity ve tkáni – způsobí rychlejší ztrátu synchronizace a úbytek příčné magnetizace. Po krátké době opět gradient – ale opačná orientace → synchronizace p^+ , narůst příčné magnetizace, zesílení signálu. = GRADIENT-ECHO SEKVENCE (zkrácení vyšetření na několik sekund)

Další možností zkrácení – zobrazení ve více řezech najednou – zatímco se čeká na relaxaci p^+ v 1 řezu, získáváme obrazy řezů, které byly ovlivňovány elmag. pulzy dříve.

b) RTG diagnostické metody

Skioskopie

Prosvěcování pacienta rtg paprsky při současném pozorování vzniklého obrazu na **prosvěcovacím štítě**. Umožnění prostorové představy a lokalizace patologického procesu, sledování dynamických dějů – peristaltika jícnu, žaludku, střev, dýchací pohyby, pulzace srdce-

Přímé vizuální pozorování obrazu prošlého rtg záření na fluorescenčním stínítku ("štítě"). Přímá skioskopie se dříve využívala velmi často, avšak vzhledem k vysoké radiační zátěži vyšetřujícího rentgenologa (a též pacienta) se od ní již ustoupilo. Nepřímá skioskopie se provádí na přístrojích vybavených zesilovačem obrazu a elektronickým snímáním obrazu. Tato nepřímá skioskopie se nyní používá k vyšetřování dynamických dějů.

Skiografie

= diagnostická metoda pro zobrazení tvrdých i měkkých lidských tkání, která využívá rentgenové záření. Funguje na principu rozdílné hodnoty pohlcení procházejícího svazku RTG záření v různých tkáních. Výsledný obraz je zachycován na citlivý materiál – rentgenový film či detekční systém přístroje (tímto se právě metoda odlišuje od skioskopie, kde je daný obraz pouze pozorován, avšak není zachycen na záznamové médium). Z obrazu poté můžeme odhadnout vnitřní stavbu či poranění vyšetřovaného orgánu nebo struktury. Nejčastěji se tato metoda používá k vyšetření kostí, zubů a kloubů, ale lze jí zobrazit i měkké tkáně jako jsou např. svaly či plíce. Je to jedna z prvních diagnostických metod u většiny onemocnění.

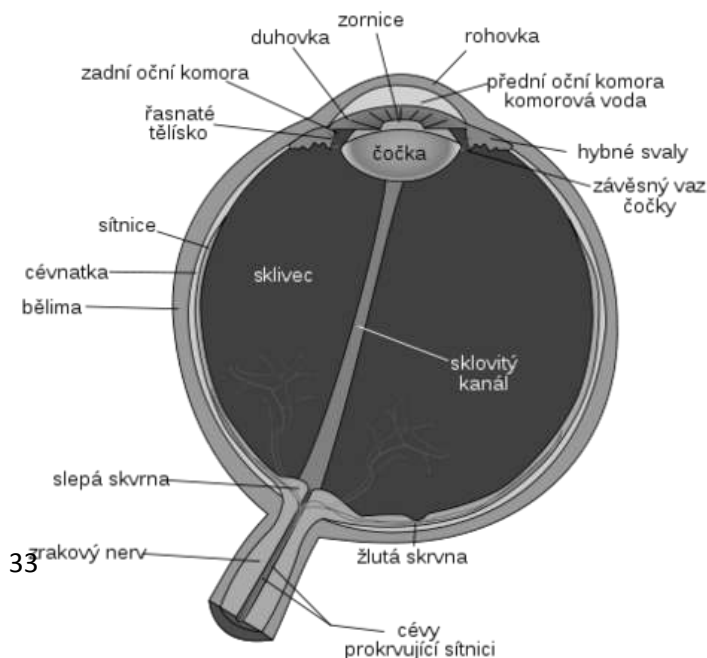
CT viz 14

c) Oko, blízký a daleký bod

Oko – tvar koule o $r = 12\text{mm}$, tvořena tuhým bílým a neprůsvitným obalem – horní vrstva je bělma. Na přední straně – vypouklina ve tvaru kulového vrchlíku ($r=7-8\text{mm}$) – v této části je obal průhledný = rohovka (2 mm tloušťka).

Geometrická osa oka – přímka procházející středy obou koulí.

Průchod světla okem:



1. Rohovka – index lomu 1,377
2. Přední komora oční – oční mok, index lomu 1,336
3. Zadní komora oční – sklivec, mezi duhovkou a ciliárním aparátem, $n = 1,336$
4. Duhovka – kruhový otvor = zornice - průměr se mění 2-8 mm při akomodaci a různých intenzitách světla
5. Oční čočka – nehomogenní struktura, různý poloměr křivosti přední a zadní stěny, neexistuje jednotný index lomu (1,42)

Akomodace = schopnost ciliárního aparátu měnit zakřivení přední i zadní stěny čočky → měnit její optickou mohutnost.

Optická soustava

- Optická mohutnost +60 D ($\pm 3,5$ D)
- Čočka – 20 D
- Rohovka – 42,4 D
- Žlutá skvrna – největší zraková ostrost a rozlišovací schopnost oka, zde vzniká obraz předmětu pozorovaného okem
- Vizuální osa = přímka spojující střed optické soustavy oka se žlutou skvrnou

Blízký bod = nejbližší bod, který oko vidí ostře, při maximální akomodaci, 25 cm u dospělého

Daleký bod = vzdálenost od oka, ve které vidí ostře bez akomodace, v nekonečno

17. a) Optický mikroskop

Optickou soustavu tvoří objektiv, okulár, které slouží k vlastnímu zobrazování, kondenzor, který zajišťuje správné osvětlení pozorovaného předmětu.

Pomocí objektivu se vytváří obraz předmětu (zvětšený, převrácený a skutečný), který bývá umístěn mezi ohniskovou a dvojnásobnou ohniskovou vzdáleností objektivu. Tento obraz prohlížíme okulárem jako lupou, tj. obraz vytvořený objektivem je mezi okulárem a jeho ohniskovou vzdáleností.

Pomocí okuláru se vytváří zvětšený, převrácený a neskutečný obraz. 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.

Základními parametry objektivu jsou jeho ohnisková vzdálenost f_{ob} , příčné zvětšení Z_{ob} a numerická apertura A. Příčné zvětšení objektivu je dáno vztahem:

$$Z_{ob} = f_{ob} + \Delta / f_{ob} \cong \Delta / f_{ob}$$

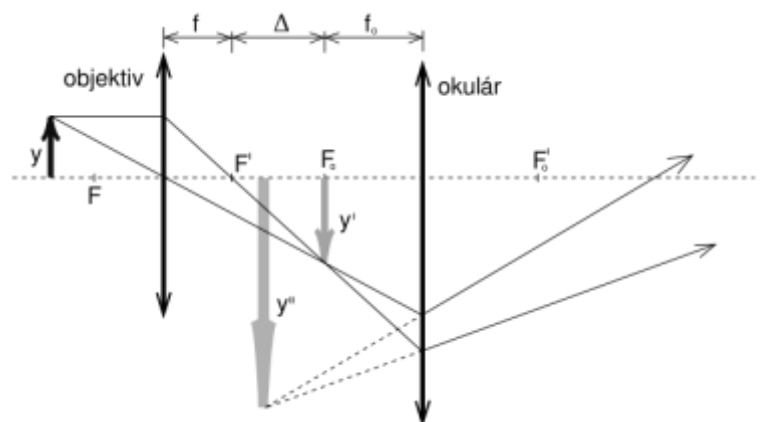
Δ = optický interval mikroskopu (vzdálenost ohnisek objektivu a okuláru)

Optický interval bývá kolem 15 - 20 cm, f_{ob} kolem 1,5 mm. Proto maximálně dosažitelné zvětšení objektivu je kolem 100.

Numerická apertura je dána vztahem:

$$A = n \cdot \sin \gamma$$

γ = polovina úhlu pod kterým paprsky vycházející z bodu preparátu P ležícího na optické ose, vstupují do objektivu a n je index lomu prostředí mezi preparátem a objektivem



Zvětšení okuláru Z_{ok} je dáno vztahem:

$$Z_{ok} = \delta / f_{ok}$$

δ = konvenční zraková vzdálenost (25 cm) a f_{ok} = ohnisková vzdálenost okuláru (v mm)

Celkové zvětšení Z mikroskopu vyjadřuje vztah:

$$Z = Z_{ob} \cdot Z_{ok} = \Delta \delta / f_{ob} f_{ok}$$

Rozlišovací schopnost mikroskopu (nejmenší vzdálenost dvou bodů, které rozlišíme):

$$d = 0,61 \frac{\lambda}{A}$$

λ = vlnová délka použitého světla; čím kratší λ a čím větší numerická apertura $\rightarrow$ lepší rozlišovací schopnost

Pokud je prostor mezi předmětem a objektivem vyplněn vzduchem, index lomu $n \cong 1$ (tzv. suchý objektiv) $\rightarrow$ nejvyšší hodnota numerické apertury, které lze dosáhnout, rovna jedné, (0,9). Hodnotu numerické apertury lze zvýšit použitím tzv. **imerze**. Prostor mezi objektivem a krycím sklíčkem preparátu se vyplní prostředím o indexu lomu $n > 1$ (voda, cedrový olej, monobromnaftalén). U paprsku vycházejícího z krycího sklíčka pak nedojde k lomu od kolmice a do objektivu se dostanou paprsky, které by se tam nedostaly.

Mechanickou část mikroskopu tvoří stativ, spojený s držákem tubusu a stolem pro umístění pozorovaného objektu. Tubus má v dolní části v otočném revolverovém měniči objektivy a v horní části okulár. Jeho hrubý a jemný posuv umožňuje makro - a mikrometrický šroub. Pohybovat lze také stolem mikroskopu pomocí dvou mikrometrických šroubů.

b) RTG kontrast, kontrastní látky

Kontrast umožňuje rozlišení oblastí s různou absorpcí rtg záření na rtg obrazu.

$$C_r = \ln I_1 / I_2$$

I_1 = intenzita záření dopadajícího na určitou plochu na štítě, I_2 = intenzita dopadající na okolí této plochy

Pokud dopadá svazek záření na pacienta, pak pozorujeme **kontrast**, protože:

- Energie kvant rtg záření projde přímočaře pacientem, je absorbována ve fluoreskujícím materiálu štítu; pouze záření, jež dojde na štít, poskytuje info o struktuře těla pacienta.
- E kvant může být absorbována fotoelektrickou interakcí, s pravděpodobností danou τ .
- E kvant ubude ze svazku Comptonovým rozptylem, část je skutečně absorbována (tu získal sekundární e^-) a část je rozptýlena, pokračuje jiným směrem.

Linerární absorpční koeficient

V posledních dvou případech – snížení intenzity záření díky rozptylu $\rightarrow$ vzniká kontrast. Ale pokud má rozptýlené záření po několika rozptylech takový směr, že dopadne na štít $\rightarrow$ snižuje kontrast – jedná se o energii, která nepochází přímo ze zdroje na štít a nemá tedy vztah ke struktuře těla pacienta.

$$C_r = - (\mu_0 - \mu) \Delta x$$

μ_0 = lineární absorpční koeficient látky vložené ve vyšetřované tkáni, μ = lin. abs. koef. vyšetřované tkáně, Δx = tloušťka vložené látky

Kontrastní látky

Negativní

Pohlcují záření méně než vyšetřovaný orgán → na rtg snímcích vyvolají projasnění (na snímku tmavé).
Př. Plyné látky – vzduch (kontr. - náplň mozkových komor, pleurální, peritoneální dutiny), kyslík, CO_2 .

Pozitivní

Látky s vysokou absorpční schopností na bázi prvků s vysokým protonovým číslem – na snímcích dávají sytý stín.

- Baryové – vyšetření trávicího traktu, $\text{Ba}(\text{SO}_4)_2$, aplikace perorální nebo per rectum
- Jodové – nejčastěji vodní, jodované organické sloučeniny ve vodě

Někdy se při vyšetření trávicí trubice používá současně negativní i pozitivní kontrastní látky – **metoda dvojího kontrastu**.

c) Krevní tlak a jeho měření

Ve velkých tepnách měříme tlak systolický a tlak diastolický. **Systolický** tlak je maximální tepenný tlak na vrcholu vypuzovací fáze, který slouží k vytlačení krve do aorty a k udělení potenciální energie elastické deformace stěně aorty a dalším tepnám. **Diastolický** tlak je nejnižší hodnota arteriálního tlaku, na konci izovolemické fáze, sloužící k pohánění krve v periferní části krevního oběhu.

V tepnách dosahuje tlak v systole 120 mm Hg, v diastole 70 mm Hg, maximum 130/85. Ve venulách 12-18 mm Hg, ve velkých žilách 4,6 mm Hg.

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

Nepřímá metoda spočívá na principu zevního zúžení průtoku tepnou nafukovací manžetou, napojenou na rtuťový tonometr. Po nahuštění manžety na systolický tlak se postupně vypouští vzduch z manžety. Při vyrovnání tlaku v manžetě se systolickým tlakem v tepně začne krev přerušovaně proudit v pulzním rytmu do dolní paže, krev naráží na stěny před tím vyprázdněné – Korotkovy fenomény – což je slyšet ve sluchátku fonendoskopu. Zvuky se oslabí ve chvíli, kdy v manžetě klesne pod diastolický tlak a krev začne opět proudit.

18. a) Absorpce RTG záření

Při průchodu svazku 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, jeho energie se spotřebuje na výstupní (ionizační) práci elektronu z atomu a na udělení kinetické energie tomuto sekundárnímu e^- . Ten pak ztrácí energii na malém úseku dráhy absorbátoru ionizací a excitací atomů prostředí.

- Pravděpodobnost roste úměrně Z^4 , tedy silně závisí na atomovém čísle absorbátoru
- Kost absorbuje podstatně více než měkké tkáně (díky Ca, F) – $Z_{\text{ef,kost}} = 13,8 \times Z_{\text{ef,sval}} = 7,6$

- Pravděpodobnost klesá s E^3 (roste s λ^3)

$$\tau = k \rho \lambda^3 Z^4$$

τ = lineární absorpční koeficient, ρ = hustota absorbátoru

Comptonův kvantový rozptyl – klesá při něm energie sekundárního fotonu, resp. roste vlnová délka rozptýleného záření. Primární foton předává část své energie elektronu prostředí.

- Pravděpodobnost – při vyšších E záření nezávisí na Z absorbátoru, ale především na E primárního fotonu

Celkový lineární koeficient μ :

$$\mu = \tau + \sigma$$

σ = lineární absorpční koeficient Comptonova rozptylu

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

I_0 = původní intenzita, I = intenzita úzkého svazku rtg záření po průchodu absorbátorem tloušťky d , e = základ přirozených logaritmů

Intenzita svazku může být vyjádřena pomocí expoziční rychlosti (Akg^{-1}) Expozice = velikost el. Náboje uvolněného ionizací následkem absorpce rtg záření v jednotce hmotnosti absorbátoru (Ckg^{-1}). Absorbovaná dávka záření.

b) Henryho zákon

Souvisí s disperzními systémy – disperzní prostředí kapalina, disperzní podíl plyn – plyny rozpuštěné v kapalině. V rovnovážném stavu přechází v časové jednotce stejné množství molekul daného plynu z plynné fáze do kapalně a naopak.

Tento zákon říká, že váhové množství plynu rozpuštěné za dané teploty v kapalině je přímo úměrné tlaku plynu nad kapalinou:

$$m/V_{\text{kap}} = kP$$

$$C_{\text{kap}} = \alpha^* \cdot P$$

c = koncentrace plynu v kapalině, α^* = Bunsenův absorpční koeficient (rozpuštnost plynu závisí na teplotě, se zvyšující se teplotou rozpuštnost klesá), P = tlak

Henryho zákon má význam ve **fyzilogii dýchání (kesonová nemoc)** – ohrožuje lidi pracující pod vyšším než atmosférickým tlakem, kteří rychle přejdou do tlaku normálního (horníci, potápěči), protože se jim do krve uvolní *bublínky dusíku*, který se tam předtím dostal difúzí.

c) Lom světla, mezní úhel, optická vlákna

Lom světla

Dopadá-li světlo na rozhraní dvou různých optických prostředí, dochází k jeho **odrazu** (paprsek se vrací do prostředí, ze kterého přišel pod stejným úhlem a ve stejné rovině) a **lomu** (paprsek se lomí do druhého prostředí). Při lomu světla paprsek dopadající pod úhlem α od kolmice na optické rozhraní mění svůj směr a láme se pod úhlem β se změnou rychlostí, charakteristickou pro druhé prostředí.

Dle Snellova zákona platí:

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

Prostředí o menším indexu lomu se označuje jako prostředí opticky řidší, prostředí o indexu lomu vyšším se označuje jako prostředí opticky hustší.

Pokud je úhel dopadu α větší než úhel β , hovoříme o lomu **ke kolmici**. Tato situace nastává v případě, že světlo vstupuje z prostředí opticky řidšího do prostředí opticky hustšího. V případě, že je úhel β větší než úhel α , hovoříme o lomu **od kolmice**. Zcela analogicky toto nastává, pokud světlo postupuje z prostředí opticky hustšího do prostředí opticky řidšího.

Mezní úhel

Dochází-li k lomu od kolmice, může při určitém úhlu dopadu nastat situace, že procházející paprsek bude kolmý na kolmici, tedy měl by procházet právě rovinou rozhraní. Tento úhel nazýváme **mezní úhel**. Pro paprsky, které při dopadu na rozhraní svírají s kolmicí úhel větší než mezní, se rozhraní chová jako zrcadlo a dochází k **totálnímu odrazu** (synonymně se používá tvar *úplný odraz*). Velikost mezního úhlu ϕ závisí pouze na indexu lomu:

$$\sin \phi = \frac{n_2}{n_1}$$

Optická vlákna

Velmi tenká (μm) skleněná (plastová) vlákna s obalem, který má index lomu n_2 menší než index lomu skla n_1 , tedy $n_2 < n_1$. Paprsek světla vstupující do vlákna pod úhlem α odpovídající podmínce $\alpha < \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$ se šíří vláknem úplnými odrazy a na jeho konci, v případě sudého počtu odrazů, vystoupí pod stejným úhlem. Vláknová optika umožňuje konstrukci ohebných optických systémů pro přenos světla.

Optická vlákna se využívají v endoskopii, kde jsou vyrobena jako dvousložkové sklo o odlišných indexech lomu. Tím se světlo ve vnitřním svazku vzhledem k úhlům dopadu dostává do reflexe a nedochází ke ztrátám tak, jak by tomu bylo u jednosložkového vlákna.

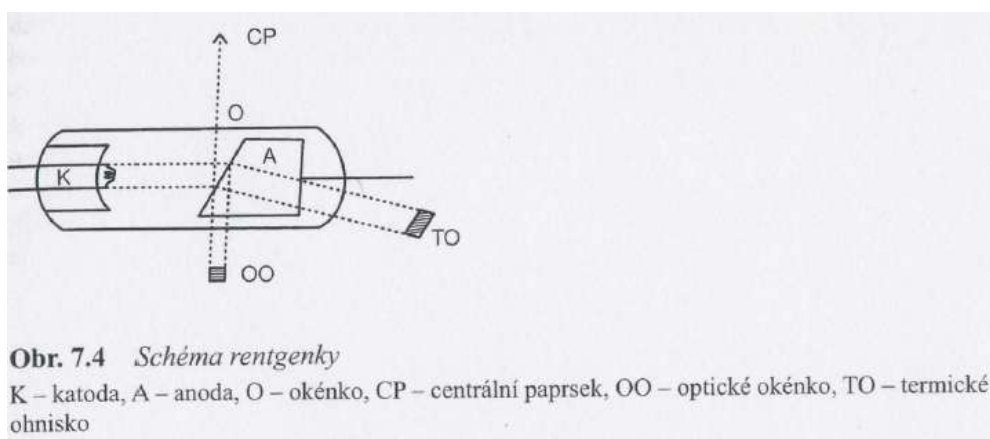
V případě přenosu obrazu vlákny je však nutná uspořádanost vláken ve svazku a jejich malý průměr – kvalita přenosu je určena počtem vláken na jednotku plochy svazku.

19. a) Rtg přístroj, rentgenová lampa, chlazení, clony

Kromě malých přenosných rentgenových přístrojů se každá rentgenová aparatura skládá z těchto částí:

1. zdroj záření (rentgenová lampa)
2. zdroj anodového a žhavicího napětí
3. ovladače
4. štítu, clony a ostatního vyšetřovacího příslušenství
5. chladičského systému

1. ZDROJ RTG ZÁŘENÍ: rentgeka (skleněná, vysoce evakuovaná trubice – Coolidgeova lampa)



Ve vzduchoprázdném prostoru trubice je zabudována:

1. žhavená katoda (ve formě spirály)
2. anoda
 - a) u rentgenek s pevnou anodou – tvar terčíku
 - b) u rotačních anod – tvar talíře

Obě jsou z wolframu (kov o vysokém protonovém čísle a vysokém bodu tání – snáší teploty až do 3000 °C a hodí se k brždění prudce letících elektronů).

Moderní vysoce výkonné rentgenky mají anodou z wolframu – na povrchu je rhenium. Při mamografii se používá anoda z molybdenu.

Nažhavení katody **samostatným** elektrickým obvodem z tzv. žhavicího transformátoru → termoemisí se podle stupně žhavení uvolňuje různě hustý mrak elektronů. Záporně nabitý molybdenová miska, která je umístěná vedle katody, soustřeďuje mrak elektronů tak, aby nebyl širší než spirála katody.

Když vložíme mezi katodu a anodu napětí desítek až stovek kV, tak vylétnou z katody elektrony a prudce dopadnou na **dopadové ohnisko** anody. Více než 99 % kinetické energie se změní na teplo a méně než 1 % v RTG záření brzděné a charakteristické. Dopadové ohnisko je skloněno v úhlu (10° - 19°) ve směru letících elektronů.

V takovémhle uspořádání má ploška, na kterou dopadají elektrony, tvar úzkého obdélníku – **termické ohnisko**. Právě sklon způsobuje, že je termické ohnisko menší než dopadové ohnisko.

Projekcí termického ohniska ve směru centrálního rentgenového paprsku je **optické ohnisko**. Je to ploška, z které vystupuje rentgenové záření, které se podílí na vzniku rentgenového obrazu. Velikost optického ohniska je jedním z faktorů, které určuje ostrost rentgenového obrazu – s jeho

velikostí klesá ostrost – proto by mělo být co nejmenší, zvláště pokud se používá rentgenka pro diagnostické účely. Zmenšování ohniska však omezuje tepelná zatížitelnost anody rentgenky.

Rotační anody umožňují zvýšení tepelné zatížitelnosti. Rotují během expozice – doby, kdy elektrony dopadají na anodu. Čím je větší průměr anody, tím se anoda otáčí rychleji a tím je možné ji tepelně více zatížit – při provozu se zahřívá celá anoda. Tepelné zatížení se rozloží po celém obvodu wolframového kotouče, který se otáčí za pohonu asynchronního motoru s vysokým počtem otáček (3000 otáček/min). U malých ohnisek musí expozice trvat déle než u ohnisek velkých, aby tepelná zatíženost nebyla přetížena.

Dopadem elektronů se **anoda** zahřívá – je nutné ji **chladit**. Menší diagnostické rentgenky mají chlazení vzduchové, výkonnější poté olejové.

K napájení rentgenky je potřeba užívat **usměrněného napětí**, aby nedošlo ke zpětné emisi elektronů z anody na katodu – a tím k přepálení katody.

Rentgenka je uložena v kovovém **krytu** (mezi rentgenkou a krytem je vrstvička oleje – má dobré izolační vlastnosti), který:

- chrání ji před mechanickým poškozením
- slouží k připojení kabelů vysokého napětí
- slouží k upevnění primární clony a filtru
- slouží i k upevnění celého zářiče na příslušné stojany
- chrání pracovníky před ionizujícím zářením vzniklého na anodě.

Výstupním okénkem v kovovém krytu rentgenky vychází **diagnosticky využitelný sazek** rentgenového záření. Beryliová destička, která tvoří výstupní okénko, není prostupná pro elektrony, které se někdy mohou od anody odrazit. Pro vzniklé rentgenové záření je velmi slabým filtrem.

Tvar a velikost rentgenek: závisí na účelu použití.

- nejčastěji mají válcovitý tvar
- v malých diagnostických přístrojích: délka jen 10 cm
- v největších ozařovacích aparaturách s napětím více než 1 M: délka až 5
(pro jejich činnost musí být zajištěno vysoké vakuum neustálou činností vývěv)

Vlnová délka RTG paprsků: závisí na velikosti potenciálového spádu (ten určuje vysokonapěťový transformátor)

Intenzita RTG paprsků: závisí na množství elektronů – na **kvalitě katody a jejím žhavení**

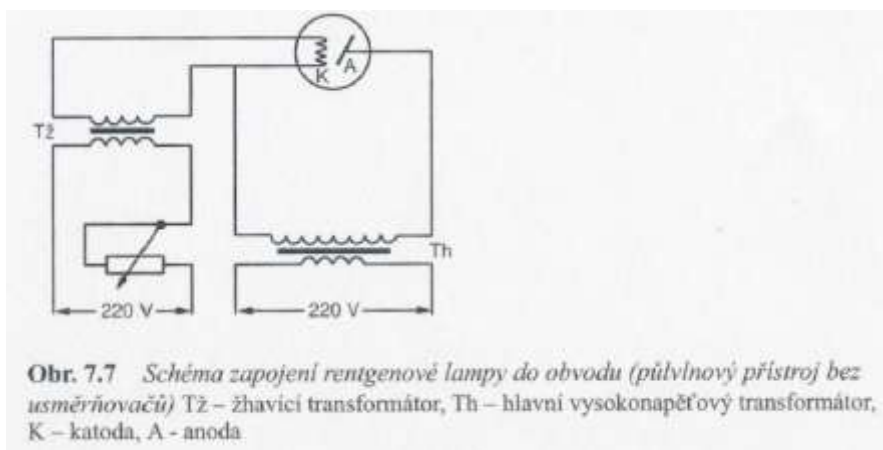
Zvyšováním napětí mezi katodou a anodou měníme spektrální složení rentgenového záření - spektrální křivka se posouvá ke kratším vlnovým délkám – záření je homogennější, má větší penetrační schopnosti (= lépe proniká látkou a je méně pohlcováno).

Dělení rentgenek:

- diagnostické: musí mít co nejmenší ohnisko
- terapeutické: nemusí mít tak malé ohnisko, avšak musí vydržet dlouhou dobu provozu (dokonalé chlazení)

2. ZDROJ ANODOVÉHO A ŽHAVÍČÍHO NAPĚTÍ

O výkonnosti přístroje rozhoduje napájecí zdroj – transformátor střídavého proudu ve spojení s různým počtem usměrňovačů.



Všechny rentgenové přístroje mají 2 samostatné elektrické obvody:

a) žhavicí katodový

Je napájen ze žhavicího transformátoru – jeho úkolem je transformovat napětí střídavého proudu ze sítě směrem dolů.

Primární okruh:

- napojen na síť jednofázového střídavého proudu o napětí 220 V
- napojen na síť třífázového napětí 380 V

Sekundární žhavicí okruh: transformuje proud na nízké napětí 5 - 15 V.

Současně se tím zvyšuje intenzita proudu na několik ampérů. Intenzitu proudu je možné postupně regulovat posuvným odporem – reostatem. Vysoká intenzita proudu je podmínkou dosažení vysoké teploty žhaveného vlákna katody a termoemise elektronů, které kolem katody vytváří elektronový mrak.

Po nažhavení katody a vytvoření elektronového mraku se zapíná:

b) vysokonapěťový anodový

Skládá se ze sekundární cívky hlavního vysokonapěťového transformátoru a z katody a anody rentgenové lampy.

Transformátor transformuje síťové napětí 220 V na vysoké napětí

- u diagnostických přístrojů dosahuje do 150 kV
- u terapeutických přístrojů dosahuje až do 300 kV

→ Elektronům se uděluje vysoká kinetická energie, dopadají na anodu a při interakci elektronů s atomy anody vzniká teplo, charakteristické a brzdné rentgenové záření.

Vysokonapěťový proud musí být veden na větší vzdálenost od transformátoru speciálními kabely, které vedou i žhavicí napětí. Mají silnou izolační vrstvu gumy a v zevní vrstvě je obal z měděného pletiva, který se uzemňuje.

Funkce usměrňovačů: umožňují využít obou půlvln střídavého proudu – jejich použitím dosahujeme stability napětí na rentgence – proud elektronů (a tedy i rentgenového záření) je plynulý.

3. OVLADAČ

Důležitou součástí rentgenového přístroje – na jeho panelu jsou umístěny všechny řídicí prvky:

- hlavní stykač

- přepínač anodového napětí
- reostat pro řízení žhavení katody
- kilovoltmetr
- miliampérmetr
- časové relé pro snímkování
- usměrňovače
- světelné singálky
- voliče provozních hodnot a mnoho dalších.

Automaticky bývá zajištěna ochrana před nastavením nepřístupných hodnot, které by zaznamenaly přetížení rentgenky a mohly vést k jejímu poškození. Po zapnutí hlavního stykače je automaticky zapnut i stabilizátor síťového napětí. Na ovladači se může nastavit příslušné pracovní místo a vhodné ohnisko rentgenky.

4. ŠTÍT, CLONY, FILTRY

Zařízení pro úpravu primárního svazku rentgenového záření, eliminují zbytečnou ionizační zátěž.

Primární svazek záření prochází nejprve filtrem.

FILTR – hliníková destička tlustá 1-4 mm, která je zabudovaná ve výstupním okénku rentgenky.

Funkce: zachycuje dlouhovlnnou část rentgenového spektra, která by se pohltila z větší části již v kůži pacienta (znamenal by jen zbytečnou zátěž ionizujícím zářením – na tvorbě stínového obrazu by se stejně nezúčastnilo)

CLONY

a) primární

Umístění: na výstupním okénku rentgenky

Funkce: zúžení svazku rentgenového záření na odpovídající vyšetřované pole – regulace užitečného svazku RTG paprsků – má být co nejužší → účinná ochrana proti ionizujícímu záření (snižují jeho dávku ještě před dopadem na pacienta)

Stavba: složeny z několika párů olověných lamel. Ty se pohybují ve dvou na sebe kolmých směrech – vymezují tak přesné pole, které odpovídá zvolenému formátu filmu.

b) sekundární

Umístění: mezi pacientem a filmem

Funkce: pouze diagnostická

Zachycují sekundární záření, které vzniká v těle pacienta. interakcí RTG záření s tkáněmi hlavně na principu Comptonova rozptylu (sekundární záření jde všemi směry a značně zmenšuje kontrast obrazu, který vzniká na štítě nebo filmu) **(!)** *Kde vzniká sekundární záření?: V těle pacienta.*

Princip: Pohlcování sekundárního záření v tenkých olověných lamelách, uspořádaných nejčastěji ve směru paprsků primárního svazku, aby jej co nejméně oslabovaly (Buckyho clona)

TUBUS

Umístění: připevněn na výstupním okénku rentgenky, podobně jako primární clona

Složení: z olovnatého skla nálevkovitého tvaru

Funkce: vymezuje z primárního svazku rentgenového záření potřebnou část, podobně jako primární clona

Pozn.: mají trychtýřovitý tvar, užívají se jen při skiagrafii

PROSVĚCOVACÍ ŠTÍT

Funkce: převádí pomocí luminiscenční fólie neviditelné rentgenové záření na viditelné světlo a umožňuje pozorování rentgenového obrazu prostým okem. Směrem k vyšetřujícímu je pro jeho ochranu kryta tato fólie olovnatým sklem – zachycuje zbytek primárního svazku záření.

b) Rozptyl světla

Při průchodu světla zředěným plynem dochází k jeho rozptylu na molekulách plynu. Intenzita elektrického pole elektromagnetické vlny indukuje oscilující magnetický moment, který emituje elektromagnetickou vlnu stejné frekvence a vlnové délky.

1. Pružný rozptyl

Nastává na částicích výrazně **menších než vlnová délka světla** (o rozměrech asi $\frac{\lambda}{20}$), rozptýlené světlo si zachovává původní vlnovou délku.

Intenzita světla rozptýleného do všech směrů je velmi nízká – asi 10^{-5} (část původní intenzity). I přesto je nositelem informace o rozptylujících objektech a může být využita v biofyzikální laboratoři.

Pro poměr intenzity světla rozptýleného v určitém směru I_r ku intenzitě dopadajícího záření I_0 platí:

$$\frac{I_r}{I_0} = k \cdot \frac{M^2}{\lambda^4}$$

k .. konstanta (její hodnota je závislá na koncentraci částic a na úhlu, pod kterým se provádí měření) ;
 M .. molární hmotnost

Použití: Při použití monochromatického světla je možné měřením intenzity rozptýleného světla určit molární hmotnost látky ve zředěných roztocích, je-li známa její koncentrace.

2. Nepružný rozptyl

Nastává na částicích srovnatelných s vlnovou délkou světla, rozptýlené světlo má v různých směrech různou vlnovou délku.

Použití:

- k měření velikosti rozptylujících molekul (pokud nejsou podstatně menší než vlnová délka použitého světla)
- k určení velikosti difúzního koeficientu: čas t , který potřebuje molekula v roztoku, aby difundovala do vzdálenosti l , je dán vztahem:

$$t = \frac{l^2}{D} \quad D \text{ .. difúzní koeficient}$$

Intenzita rozptýleného světla je **nepřímo úměrná** čtvrté mocnině jeho vlnové délky, tzn. obloha se nám jeví jako **modrá**, protože krátkovlnné záření má největší intenzitu. Obsahuje-li atmosféra více větších částic (prach), rozptylují se všechny složky světla stejně a obloha je **bílá**. Při svítání je dráha slunečních paprsků nejdelší a je tedy rozptylem ovlivněna nejvíce. V této chvíli atmosférou nejlépe (přímo) prochází **červené světlo**.

c) Detektory ionizujícího záření

Detekční technika

- ochranná a osobní
- pro měření aktivity v radioaktivním materiálu
- pro měření aktivity v organismu
 - jednoduchá (nezobrazovací)
 - zobrazovací

Principy detekce

- ionizace
- excitace
- jiné (např. termoluminiscence, fotoluminiscence, fotografické metody)

Naše smysly nemají schopnost vnímat ionizující záření, proto je zjišťování jednotlivých druhů ionizujícího záření založeno na jejich interakci s vhodnou absorbující látkou – detektorem. Ten slouží k přeměně energie ionizujícího záření na jinou formu energie. Takovou, kterou můžeme registrovat. Využívá se hlavně účinků **ionizace, excitace, účinků na fotografické emulzi** aj.

Podle typu interakce rozlišujeme např. :

- detektory, v nichž částice ionizují detekční látku, kterou je plyn : v plynovém počítači, v mlžné komoře

Grieger-Müllerův počítač je plynový počítač částice obsahující plyn o nízkém tlaku. Prolétající částice ionizuje molekuly plynu, vzniklé elektrony jsou elektrickým polem mezi katodou K a anodou A urychleny a nárazem ionizují další molekuly. Vznikne proudový impuls, který je registrován elektrickým zařízením EZ. GM počítač počítá jednotlivé impulsy a podle jejich černosti je určována intenzita záření.

Mlžná komora obsahuje přesycenou páru. Proletí-li tímto prostředím částice záření, ionizuje molekuly páry a ionty se stávají kondenzačními jádry. Na nich se vytvářejí mikroskopické kapičky a ty vyznačují trajektorii částice.

kapalina : v bublinové komoře

Bublinová komora obsahuje přehřátou kapalinu, která začne podél dráhy částice vřít (v důsledku ionizace molekul) a stopa částice je vyznačena bublinkami páry.

- detektory, v nichž dopadající částice zvyšují počet nosičů elektrického náboje např. v polovodičovém detektoru
- detektory, v nichž částice vyvolávají chemické změny detekční látky např. zčernání jaderné fotografické emulze
- scintilační detektory, v nichž dopadající částice vyvolávají světelné záblesky – scintilace

Podle účelu detekce částic rozlišujeme :

- **počítače částic** : detektory registrující počty dopadajících částic např. plynový, polovodičový, scintilační detektor

- **dráhové detektory** : zobrazující stopu dráhy prolétávající částice
např. mlžná komora, bublinová komora, jaderná fotografická emulze

Jaderná emulze je citlivá fotografická emulze, v níž prolétávající částice způsobí chemickou změnu bromidu stříbrného. Tlustá vrstva emulze umožňuje zjišťovat dráhu částic.

20. a) Mechanismus vzniku rtg záření, jeho spektra

Rentgenové záření je elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách a velké energii. Je to záření nejaderné, vzniká v rentgenkách interakcí z katody letících elektronů s atomy materiálu anody dvojitým způsobem:

a) Brzdné rentgenové záření

Rentgenové záření vzniká přeměnou kinetické energie elektronů na anodě rentgenky. Převažuje **pro diagnostiku důležitější brzdné rentgenové záření**.

Vznik: Brzdné rentgenové záření vzniká náhlou změnou rychlosti (zabrzdním) pohybujícího se elektronu.

Jestliže se primární elektron letící od katody rentgenky dostane do bezprostřední blízkosti atomového jádra materiálu anody, zakříví se jeho dráha a prudce se snižuje jeho rychlost v elektrostatickém poli atomového jádra důsledkem silného působení coulombovských sil.

Část (nebo celá) kinetická energie, kterou při zabrzdění elektron ztratil, se přemění na foton RTG záření o odpovídající energii. Podle předepsaného mechanismu vzniku bylo toto záření pojmenováno **brzdným** rentgenovým zářením.

Protože většina dopadajících primárních elektronů ztrácí různou část své energie nárazy na periferní elektronové vrstvy atomů anody, do silového pole se dostává směs elektronů o různých energiích. Při zabrzdění v elektrostatickém poli jádra ztrácí každý elektron také jiné množství své kinetické energie. Vznikají tedy současně fotony rentgenového záření s nejrůznějšími vlnovými délkami – proto je jeho **spektrum spojitě**.

Brzdné záření vytváří spojitě spektrum s ostrým zakončením na krátkovlnné straně a s maximem, které lze měnit regulací vysokého napětí na rentgence.

Za předpokladu, že se celá kinetická energie elektronu, daná součinem jeho náboje a urychlovacího napětí ($e \cdot U$), přemění v rentgenové záření, můžeme maximální frekvenci (nejkratší vlnovou délku) tohoto záření vyjádřit výrazem:

$$h \cdot \nu_{\max} = e \cdot U$$

h .. Planckova konstanta, ν .. kmitočet v Hz, e .. náboj elektronu v C, U .. napětí rentgenky ve V

Pro kmitočet tedy vyplývá:

$$\nu_{\max} = \frac{e \cdot U}{h}$$

Čím je větší energie elektronu, tím větší bude kmitočet vzniklého rentgenového záření.

Protože vlnová délka každého typu elektromagnetického záření je dána vztahem:

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

bude vlnová délka rentgenových paprsků:

$$\lambda_{max} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U}$$

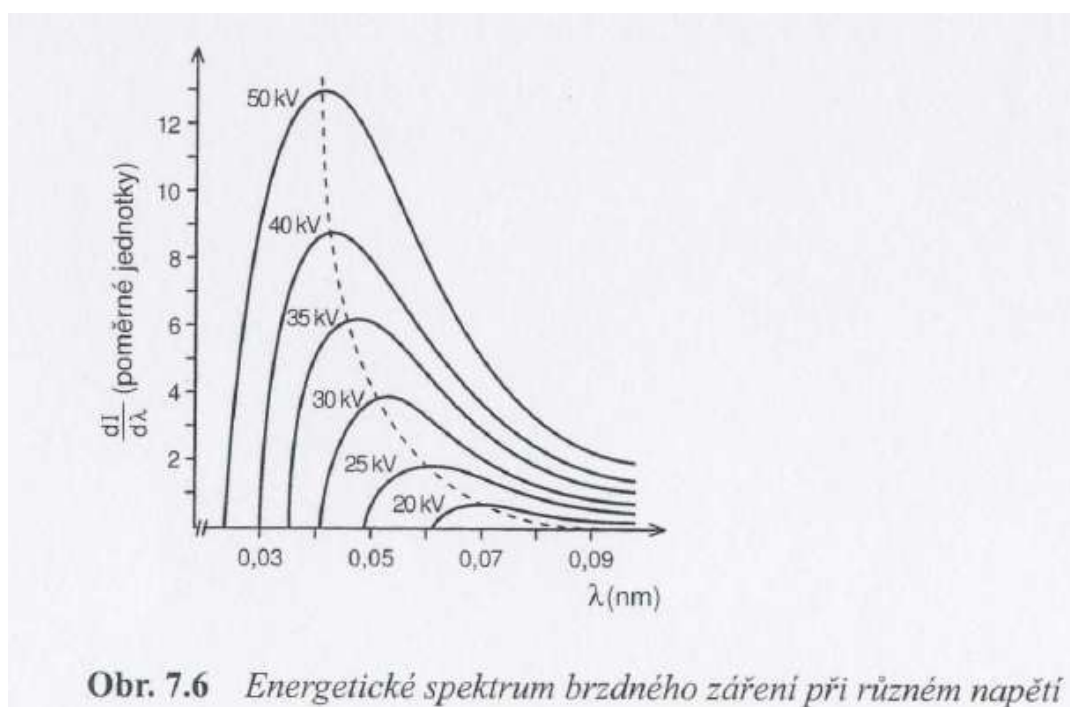
c .. rychlost světla ve vakuu

Čím větší je energie fotonu, tím kratší je vlnová délka λ_{max} . Veličiny h, c, e jsou konstanty se známými hodnotami, takže po jejich dosazení a úpravě dostáváme vztah:

$$\lambda_{min} = \frac{1,24}{U} \text{ (nm; kV)}$$

Jde o **Daune-Hunteův vztah**, λ_{min} je nejkratší vlnová délka brzdného rentgenového záření v nanometrech, U je potenciálový rozdíl mezi katodou a anodou vyjádřený v kV. Při napětí 12,4 kV bude $\lambda_{min} = 0,1 \text{ nm}$, při napětí 124 kV bude $\lambda_{min} = 0,01 \text{ nm}$.

Na rozdíl od charakteristického rentgenového záření nezávisí kvalita brzdného záření na materiálu anody, ale jenom na anodovém napětí. Jak je popsáno výše, čím je vyšší napětí, tím více se λ_{min} a celé spektrum posouvá ke kratším vlnovým délkám.



b) Charakteristické rentgenové záření

Anodové napětí na něj nemá vliv. Charakteristické rentgenové záření vzniká při dopadu rychlých elektronů (elektronů s vysokou energií) na kovovou anodu. Přitom elektrony odevzdávají svou kinetickou energii některému z elektronů vnitřní slupky elektronového obalu – to vede k přemístění do vyšší energetické hladiny = excitace nebo k úplnému vyražení z atomu = ionizace. Excitovaný nebo ionizovaný atom je nestabilní a stabilitu získává návratem do základního stavu (přechodem elektronu z vyšší energetické hladiny na uvolněné místo). Při přechodu z vyšší energetické hladiny na nižší energetickou hladinu se musí elektron zbavit přebytku energie. Tento rozdíl energie se vyzáří ve formě fotonu elektromagnetického záření – **charakteristické rentgenové záření** pro danou elektronovou vrstvu. U jiného kovu anody (např. vanadu, mědi) by byla energie jiná. Proto se mluví o záření, které charakterizuje materiál, z něhož je anoda vyrobena. Jeho energie se zvyšuje se zvyšujícím se protonovým číslem kovu anody.

Spektrum tohoto záření se pro svoji diskrétní energii označuje jako **čarové**. Pro diagnostiku nebo terapii nemá význam – využívá se ale ve fyzice a chemii při **rentgenové strukturální analýze**.

Podíl charakteristického rentgenového záření na celkovém spektru rentgenových paprsků závisí na anodovém napětí. Při napětí asi 100 kV je asi 30%, při napětí 200 kV je asi 3%.

Kromě vzniku brzdného a charakteristického rentgenového záření existují při interakci elektronu s materiálem ještě 2 možnosti: excitace a ionizace zevních vrstev atomů wolframu.

Při excitaci se přenáší pouze malá část energie primárního elektronu na atom wolframu anody ve formě excitační energie. Přitom se přemístí elektron zevní vrstvy na optickou hladinu a energie se odevzdá krystalické mřížce wolframu. ve formě tepla.

Při ionizaci zevních vrstev atomů wolframu se vyraží elektron ze zevní vrstvy, přičemž vzniká klaný ion (zbytek atomu) a záporný elektron (tzv. delta elektron) s kinematickou energií několika set elektronvoltů (eV), který dále nárazově ionizuje atomy wolframu, přičemž vzniká teplo.

b) Energie vazby atomového jádra, potenciální bariéra

Jaderné síly jsou přitažlivé síly působící mezi nukleony v jádře atomu, drží pohromadě atomové jádro. Jaderné síly:

- působí mezi všemi nukleony, tj. mezi 2 protony, mezi protonem a neutronem i mezi 2 neutrony
- jsou mnohem větší než odpuzivé elektrostatické síly mezi protony
- jsou silami velmi krátkého dosahu srovnatelného s velikostí jádra (asi 10^{-15} m).
- projevují vlastnost nasycení, tj. působí pouze na malý počet okolních nukleonů.

Hmotnostní schodek B (též hmotnostní úbytek) je rozdíl mezi součtem klidových hmotností $Z \cdot m_p + N \cdot m_n$ všech nukleonů tvořících jádro nuklidu ${}^A_ZX$ a skutečnou hmotností jádra m_j , tj.

$$B = Z \cdot m_p + N \cdot m_n - m_j \quad N \dots A - Z$$

Vazební energie jádra E_j je energie, kterou je třeba jádru dodat, aby se rozdělilo na jednotlivé nukleony. Je to současně energie, která by se uvolnila při vzniku jádra z volných nukleonů. Platí:

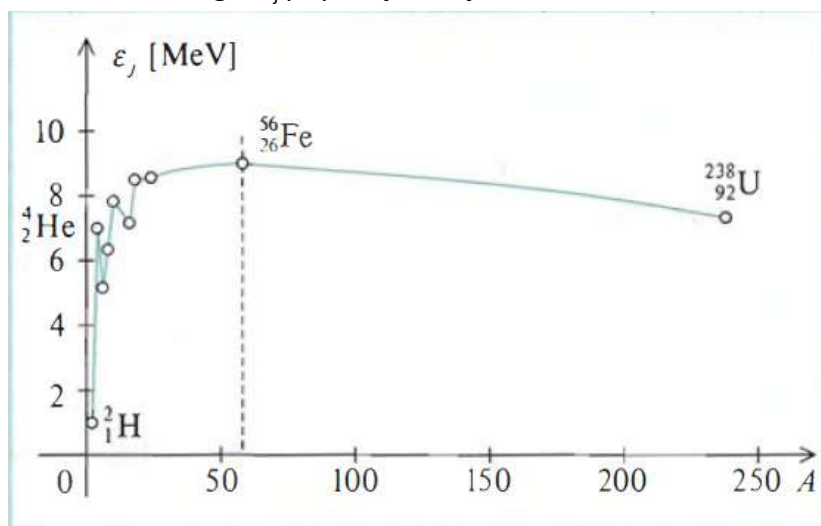
$$E_j = B \cdot c^2$$

B .. hmotnostní schodek

Vazební energie na jeden nukleon ε_j je definována vtahem:

$$\varepsilon_j = \frac{E_j}{A}$$

Závislost vazební energie ε_j připadající na jeden nukleon na nukleovém čísle A.



Pro nukleové číslo $A < 56$ můžeme spojováním (syntézou) dvou lehčích jader vytvářet jádro těžší, které je ve většině případů stabilnější, a uvolňovat přitom jadernou energii. Naopak štěpením jader těžkých prvků vznikají lehčí stabilnější jádra a opět se uvolňuje energie.

- Stav atomu o minimální energii = **základní stav**.
- Stav o vyšší energii = **excitované, vybuzené stavy**, do kterých se atom dostane absorpcí energie o rozdílu základní a některé vyšší hladiny (čárová absorpční spektra).

Při přechodu do nižší energetické hladiny je **vyzařen rozdíl energií** ve formě fotonu (nebo fotonů, je-li přechod po etapách, z $n=3$ na $n=2$ a pak na $n=1$). Tento děj je podstatou **luminiscence**.

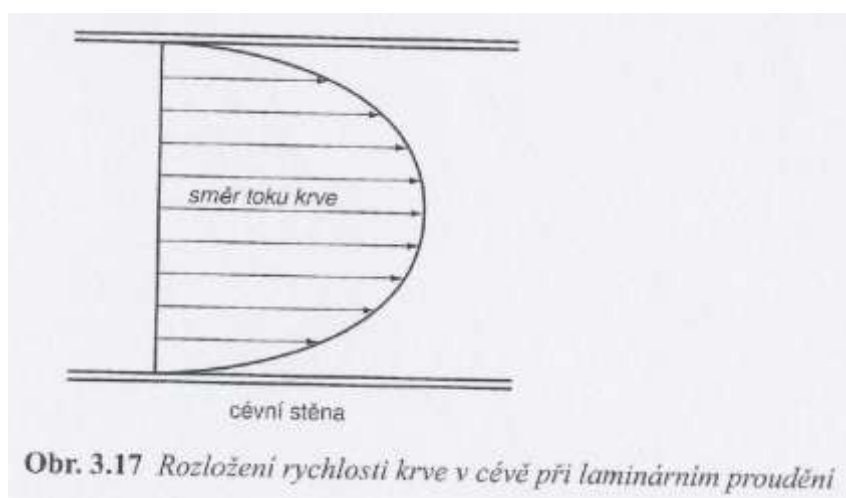
- **Energie vazby (Ev)** je práce, kterou je nutno vynaložit pro vzdálení částice do nekonečna (kde na ni nebude působit žádná jaderná síla).

$$E_v + E = 0 \Rightarrow E_v = -E$$

- Největší vazebnou energii mají elektrony s nejmenším n , které jsou nejbližší jádru.
- **Vazebná energie = ionizační potenciál**, tzn. energie, kterou je nutno dodat pro výstup elektronu z atomu. Získá-li elektron takovou energii (např. ozáření), pak část energie je spotřebována pro výstupní práci a zbytek se přemění na kinetickou energii vyraženého elektronu: $h \cdot f = E_v + \frac{1}{2} m v^2$ (Einsteinův vztah pro fotoefekt).
- Ionizací se zvýší celková energie atomu (bude záporná energie elektronu) – **nestabilita**.
- Vyrází-li se **elektron z nižší slupky**, atom se energie zbaví zaplněním nižších hladin elektrony z hladin vyšších za současné emise fotonů -> **fluorescenční záření**.
- Vyrází-li se **valenční elektron**, energie se sníží připojáním volného elektronu z okolí.
- **Potenciální bariéra** = maximální hodnota potenciálu jádra. Vyjadřuje se v elektronvoltech (eV).

c) Laminární a turbulentní proudění, Reynoldsovo číslo

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



Obr. 3.17 Rozložení rychlosti krve v cévě při laminárním proudění

Laminarita se

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

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

R .. Reynoldsovo číslo, ρ .. hustota kapaliny, d .. průměr cévy, v .. rychlost proudu, η .. viskozita kapaliny

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

Míru elasticity cévní stěny udává koeficient **objemové roztažnosti (elasticity) E**:

$$E = \frac{\Delta p}{\Delta V}$$

p .. tlak, V .. objem

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

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta p}$$

p .. tlak, V .. objem

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

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

Stěny cév a kapilár jsou tenké při relativně vysokém tlaku krve, a přesto nedochází za fyziologických podmínek k jejich ruptuře. Ochranný vliv je vysvětlován **Laplaceovým zákonem**, který stanoví, že roztaživý tlak P působící na stěnu cévní je z rovnovážného stavu roven napětí ve stěně T dělenému dvěma hlavními poloměry křivosti předmětu R1, R2:

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

21. a) Radioaktivní rozpad, druhy rozpadu

Jaderná přeměna je proces náhodný, který se uskutečňuje s určitou pravděpodobností. Nejsme schopni předpovědět, které jádro se v daném okamžiku přemění. Pokud je však počet radioaktivních jader dostatečně velký, je možné radioaktivní přeměnu matematicky popsat.

Celkový počet N dosud nepřeměněných jader v čase t určíme ze vztahu:

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

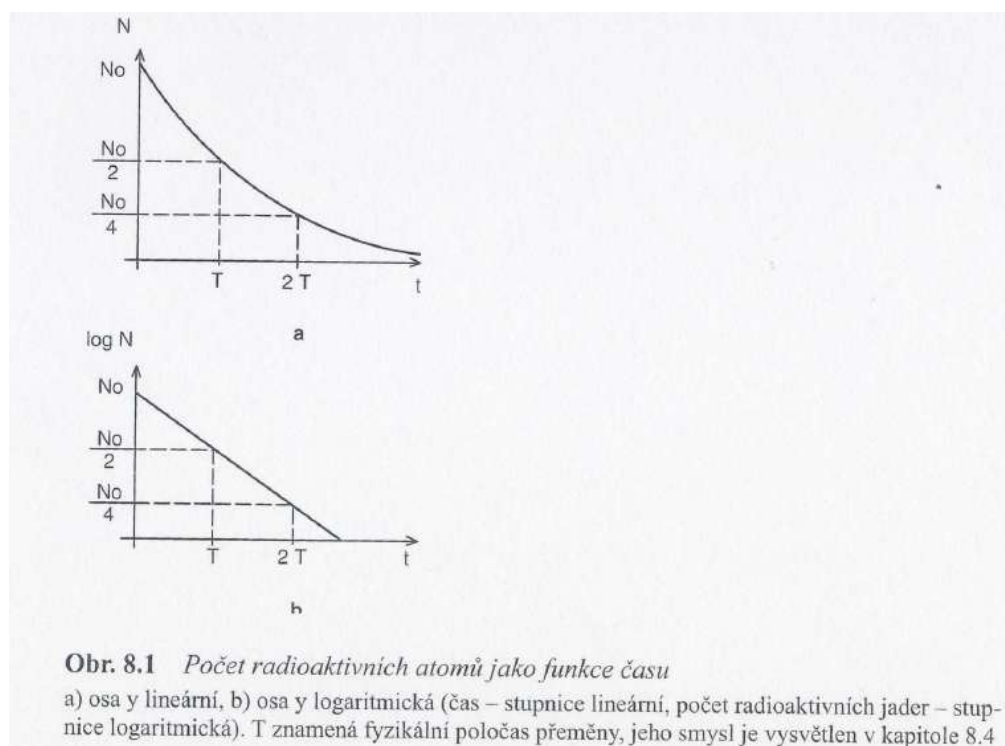
$N(t)$.. počet radioaktivních (dosud nepřeměněných jader) v čase t , N_0 .. počet radioaktivních jader v čase $t=0$; e .. Eulerovo číslo, základ přirozených logaritmů ($e=2,71$)

Pravděpodobnost jaderné přeměny, která je pro každé radioaktivní jádro charakteristická, vyjadřujeme přeměnovou konstantou λ – konstanta úměrnosti mezi úbytkem počtu radioaktivních jader způsobeným samovolnou přeměnou za určitou dobu a celkovým počtem (nepřeměněných) radioaktivních jader. Její rozměr je s^{-1} .

Z rovnice vyjadřující základní zákon radiativní přeměny je zřejmé, že počet radioaktivních jader klesá exponenciálně s časem. Pro praktické účely je určení počtu radioaktivních atomů vyjádřené touto rovnicí nevhodné. Zlogaritmováním této rovnice dostáváme:

$$\ln \frac{N(t)}{N_0} = -\lambda t$$

Pro grafické vyjádření rovnice je nejvhodnější použít semilogaritmické souřadnice. V těchto souřadnicích je grafem rovnice přímka se směrnici $-\lambda$. Vezmeme-li za počáteční hodnotu v čase $t=0$ hodnotu 100%, je možno z grafu přímo odečítat procento přítomných radioaktivních jader v příslušném čase.



Jednotky v oblasti radioaktivity:

aktivita	<i>becquerel</i>	<i>Bq</i>
absorbovaná dávka	<i>gray</i>	<i>Gy</i>
dávkový ekvivalent	<i>sievert</i>	<i>Sv</i>

Druhy radioaktivní přeměny:

Přeměna radioaktivních jader je provázána emisí částice a popřípadě ještě kvanta elektromagnetického záření γ . Ve všech případech jsou zachovány tyto fyzikální veličiny:

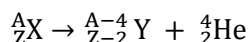
- elektrický náboj
- počet nukleonů
- hybnost
- energie

Přeměnou jader se snaží atomy dosáhnout stabilnějšího stavu.

Radioaktivita je samovolný jaderný rozpad nestabilního izotopu určitého prvku na izotop jiného prvku, která je doprovázena emisí radioaktivního záření. Podle typu emitovaného záření mluvíme o rozpadu α , rozpadu β a rozpadu γ . Nestabilní prvky, které projevují radioaktivitu, se nazývají radionuklidy. Rozlišujeme přirozené radionuklidy vyskytující se v přírodě (je jich asi 50) a umělé radionuklidy připravené člověkem pomocí jaderných reakcí (je jich kolem 1500). Podle toho rozlišujeme přirozenou nebo umělou radioaktivitu.

Přeměna α

Nejčastější případ spontánní emise těžké částice z jádra, setkáváme se s ní pouze u **těžkých přirozených radionuklidů**. Záření α je tok jader helia ${}^4_2\text{He}$, nazývaných též částice α , s kladným nábojem, přičemž kinetická energie všech částic je pro daný rozpad konstantní. Při vyzáření α částice z jádra dojde k jaderné přeměně:



Dceřiné jádro Y se nachází v periodické tabulce o **dvě místa vlevo**.

Energetické spektrum záření α je **čarové** – jde o emisí částice z jádra mechanismem tunelování.

Rychlost částic α je charakteristická pro radionuklid, který je vysílá, dosahuje až rychlostí řádu **10^7 m.s^{-1}** . Záření α se pohltí tlustým **papírem** nebo **vrstvou vzduchu** několik centimetrů silnou. Záření α se v elektrickém i magnetickém poli vychyluje.

Přeměna β^+ a β^-

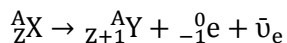
Je to izobarická transformace jádra, při které je zachován počet nukleonů jádra. Setkáváme se s ní u **umělých radionuklidů** a vyskytuje se **zejména v oblasti lehkých jader** přirozených radionuklidů.

Nestabilita jádra je způsobena:

- jádro má velký **nadbytek neutronů** (nedostatek kladného náboje)
- jádro má **nedostatek neutronů** (nadbytek kladného náboje)

a) Přeměna β^- , emise elektronu

Je emitován záporně nabitý elektron a antineutrino.



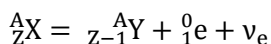
$\bar{\nu}_e$... elektronové antineutrino

Protonové číslo dceřiného prvku je o jednotku vyšší, protože se jaderný neutron mění na proton při současné emisi elektronu a antineutrina (${}_0^1n \rightarrow {}_1^1p + {}_{-1}^0e + \bar{\nu}_e$). –Vzniklý prvek se nachází v periodické tabulce o **jedno místo napravo**.

Emitované elektrony mají **spojité** energetické spektrum, protože část energie vzniklé přeměnou jádra odnáší antineutrino.

b) Přeměna β^+ , emise pozitronů

Je emitován kladně nabitý pozitron a neutrino.

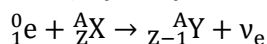


ν_e ... elektronové neutrino

Protonové číslo dceřiného prvku je o jednotku nižší, protože se jaderný proton mění na neutron při současné emisi pozitronu a neutrina (${}_1^1p \rightarrow {}_0^1n + {}_1^0e + \nu_e$). – Vzniklý prvek se nachází v periodické tabulce o **jedno místo nalevo**.

Emitované pozitrony mají **spojité** energetické spektrum, protože část energie vzniklé přeměnou jádra odnáší neutrino.

c) Záchyt elektronu z elektronového obalu (nejčastěji ze sféry K) do jádra



Protonové číslo se zmenší o jedno, stejně jako u β^+ .

Jaderný proton se mění v neutron, přitom je jádrem vyzářeno neutrino a odnáší transformační energii (${}_1^0e + {}_1^1p \rightarrow {}_0^1n + \nu_e$). Protože při zachycení elektronu jádrem se uprázdní místo pro jeden elektron, v nejnižších energetických hladinách obalu, zaplní se přeskokem elektronu z vyšší hladiny a v ní uvolněné místo přeskokem elektronu z hladiny další atd. Každý přeskok elektronu je spojen s emisí charakteristického rentgenového záření.

Pozn.: U všech tří způsobů přeměny β vzniká většinou dceřiné jádro v excitovaném stavu, které prakticky okamžitě přechází do základního stavu emisí kvanta elektromagnetického záření γ . Proto se v praxi často setkáváme se smíšenými zářiči β a γ a méně často s čistými zářiči β .

Rychlost částic β je charakteristická pro radionuklid, může však dosahovat rychlostí řádu **10^8 m.s^{-1}** . Záření β lze pohltit **hliníkovým** plechem. Záření β se v elektrickém i magnetickém poli vychyluje.

Přeměna γ

je elektromagnetické záření s velmi krátkou vlnovou délkou, kolem 10^{-13} m . Je ze všech záření nejpronikavější. Nemění se ani protonové, ani hmotnostní číslo prvku. Na zeslabení a pohlcení záření γ se používají silné vrstvy materiálů obsahujících těžké prvky, např. **olovo**. Záření γ se nevychyluje ani v magnetickém, ani v elektrickém poli.

(Neutronové záření) je proud letících neutronů. Toto záření nenese náboj, proto je také velmi pronikavé. Neutronové záření nejlépe pohlcují materiály, které obsahují jádra srovnatelné hmotnosti,

jako má neutron, např. voda (H). Neutronové záření se nevychyluje ani v magnetickém, ani v elektrickém poli.)

b) Audiometrie

V oboru otorinolaryngologie se často setkáváme s nutností přesného vyšetření sluchové funkce. Toto vyšetření je nezbytným požadavkem při nástupu do některých profesí, kde je neporušená funkce sluchového aparátu předpokladem, popřípadě je někdy požadováno při posuzování možného poškození sluchu jako choroby z povolání. Nejpřesnější výsledky při vyšetření sluchové funkce dává vyšetření audiometrické. Audiometry jsou přístroje, které generují slyšitelné tóny s nastavitelnou výškou a hladinou intenzity. Vztah mezi hladinou intenzity L , jejíž jednotkou je decibel (dB) a mezi intenzitou tónu I (W/m^2) je dán vztahem:

$$L = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

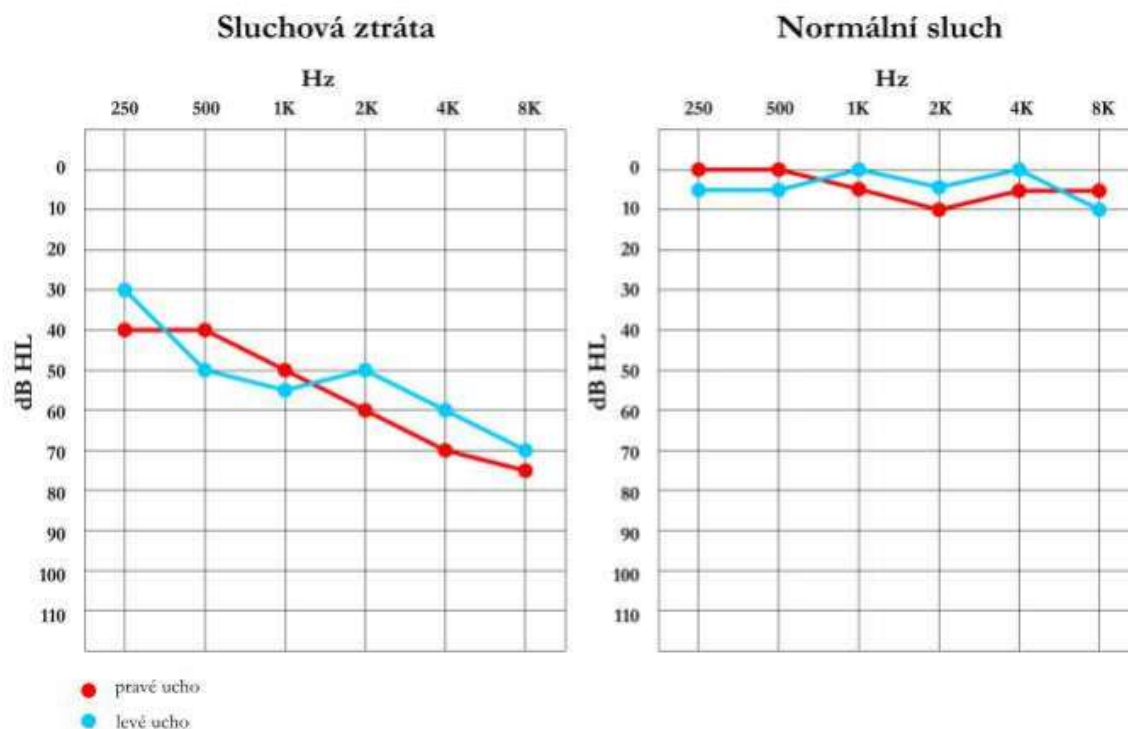
I_0 je prahová intenzita, která pro frekvenci 1 kHz má hodnotu $10^{-12} W/m^2$

Audiometr produkuje tóny, u kterých nastavujeme frekvenci a intenzitu. Při audiometrii se určuje sluchový práh pro čisté tóny v rozsahu frekvencí 125 až 8 000 Hz v oktávových skocích. Audiometry jsou standardní výbavou ORL klinik a audiologických center. Vyšetření se provádí v tzv. tichých komorách, zvukově izolovaných od okolí. Každé ucho se vyšetřuje zvlášť. Součástí audiometru je též tzv. ohlušovač, což je zařízení které pomocí šumu vylučuje spoluúčast nevyšetřovaného ucha na vnímání signálu, protože při vyšetřování ucha se sníženým sluchem může zdravé ucho zkreslit výsledek vyšetřování. Šum je vytvářen směsí všech možných slyšitelných frekvencí v šumovém generátoru.

Při vlastním měření zesilujeme daný tón z podprahových hodnot. Když vyšetřovaný pacient tón zaslechne, vyšetřujícímu dá znamení pomocí signalizačního tlačítka. Zdrojem kmitů je generátor sinusových kmitů, jehož frekvence je kalibrována tak, že můžeme odečíst výšku, kterou testujeme. Součástí audiometru je dělič kalibrováný v absolutních decibelech, kterým se po skocích 2 nebo 5 dB řídí hladina intenzity. Obě veličiny jsou kalibrovány v hudební stupnici a v decibelech. Děliče umožňují snížení hladiny i pod práh sluchu, většinou na -10 až -20 dB, protože může nastat i situace, kdy vyšetřovaný sluchový orgán má nižší práh sluchu než je norma.

Zvukovou energii přenáší při audiometrickém vyšetření do ucha sluchátko, nebo se používá také **kostního vibrátoru**, v němž se sinusovými kmity rozechvívá tyčinka. Kostní vibrátor se přikládá většinou na processus mastoideus a slouží k vyšetření kostního vedení.

Audiogram je grafický záznam sestavený z naměřených hodnot. Registruje se především vedení vzduchové, ale je též možno registrovat i vedení kostní.



Audiogramy pro sluchovou ztrátu a normální sluch

Ztráta sluchu:

- normální sluch - sluch do 15 dB ztrát,
- percepční porucha - ztrátou symetrická ve vedení kostním i vzdušném,
- převodní nedoslýchavost - ztráta ve vedení vzdušném, zatímco vedení kostní je normální.

Míra ztráty sluchu:

1. Mírně těžká ztráta sluchu = 25–40 dB,
2. Středně těžká ztráta sluchu = 41–65 dB,
3. Těžká ztráta sluchu = 66–90 dB,
4. Velmi těžká porucha včetně hluchoty = 90 a více dB.

Popis přístroje:

Audiometr MA 50 má zabudovaný tónový generátor, jehož sinusové signály jsou vedeny buďto do sluchátek, nebo do vibrátoru. Výška tónu, daná jeho frekvencí se volí v rozsahu 125 Hz - 8 kHz nespojitě po skocích (125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz, 1 kHz, 1,5 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz). Hladina intenzity tónu se reguluje plynule v rozsahu 0 - 110 dB.

c) Interference a ohyb světla

Interference světla – skládání světla

Výrazným projevem vlnových vlastností světla, zejména projevem monochromatického, je **interference** světla – skládání vlnění. Jev spočívá ve skládání různých příspěvků vlnění v daném místě (v případě světla jsou to příspěvky elektrického a magnetického pole). Projevem interference je vznik interferenční struktury.

U monochromatického světla - vznik světlých a tmavých proužků, u bílého světla - „vznik duhy“.

Pro pozorování interference je důležitá **koherence světla** - světlo z různých zdrojů má v daném místě **stejnou fázi**, která se s časem nemění. U přirozených zdrojů se vlastnosti světla nezmění (světlo

zůstane koherentní) jen na velmi krátké vzdálenosti (0,01mm). Až s objevem laseru bylo umožněno pozorování interference při větších dráhových rozdílech (až několik metrů).

Interferenci lze pozorovat např. při Youngově pokusu – světlo z bodového zdroje dopadá na dvojici štěrbin. Při malé vzdálenosti štěrbin dochází k interferenci za štěrbinami, na stínítku se pozoruje interferenční obrazec,

- maxima vznikají v místech, kde mají světelná vlnění stejnou fázi
- minima vznikají v místech, kde mají světelná vlnění opačnou fázi

Interferenci lze také pozorovat na tenké vrstvě (Newtonova skla). Je významná při záznamu a uchovávání třídímní informace – v holografii.

Interferenční maximum při interferenci koherentního světelného vlnění o vlnové délce λ vzniká, když je **dráhový rozdíl** Δl :

$$\Delta l = 2k \frac{\lambda}{2}$$

a **interferenční minimum** při splnění podmínky:

$$\Delta l = (2k + 1) \frac{\lambda}{2} \\ k=0,1,2,\dots$$

Pro vznik interferenčního maxima a minima u světelného vlnění platí stejné podmínky jako pro mechanické vlnění. Obecně: jsou-li kdekoli v prostoru přítomny dvě nebo více vln, výsledná vlna je součtem jednotlivých vln. To platí jen v rámci **lineární optiky** – prostředí neinteraguje a není ovlivňováno vlnou samo o sobě.

Pokud dochází ke změnám v prostředí (např. pro dostatečně silné optické vlny srovnatelné s vnitřními poli mezi jednotlivými stavebními částicemi látky), není už možné vlny jednoduše skládat – tyto vlastnosti jsou studovány pomocí **nelineární optiky**.

V nelineární optice se index lomu prostředí mění podle charakteru dopadajícího světla. I samotné světlo se může při průchodu nelineárním prostředím změnit – např. mění svou frekvenci (červené se změni na zelené apod.). Záření je ovlivněno zářením, přes interakci s prostředím, které generuje záření nové – to se skládá se zářením původním.

Podle toho, jaký je vztah mezi polem vybuzeným a polem dopadajícím, mluvíme o nelineárních jevech určitého řádu.

Např. mezi **jevy druhého řádu** (kvadratické) patří :

- zdvojnásobování frekvence světelné vlny (generace druhé harmonické)
- směšování dvou vln a generování součtových nebo rozdílových frekvencí
- zesílení třetí vlny pomocí dvou vln – parametrické zesílení

Jevu interference využívají optické přístroje – **interferometry**. Ty detekují intenzity superpozic dvou vln, které urazily různé vlastnosti – a mají tedy různou fázi.

Ohyb světla (difrakce)

Další významný projev vlnových vlastností světla. V důsledku difrakce se světlo nešíří přímočaře, ale i do oblasti geometrického stínu vzniklého za překážkami. Pokud je světlo koherentní,

pozorujeme ohybový (difrakční) obrazec jako výsledek interference vlnění přicházejících z různých směrů - a tedy s různými dráhovými rozdíly.

Kdyby se světlo šířilo jen paprskově, byl by difrakční obrazec pouze geometrický stín clony s příslušným otvorem – aperturou. Díky vlnovému charakteru světla se však difrakční obrazec liší od stínu clonky – zejména v závislosti na délce světla.

Při ohybu na mřížce, která má vzdálenost dvou sousedních štěrbin b , nastává interferenční maximum, je-li splněna podmínka:

$$b \sin \alpha = k\lambda$$

Optická mřížka umožňuje separaci světla (obecně elektromagnetického záření) na složky podle vlnové délky na základě interferenčního jevu. Zejména je realizována jako zrcadlo s hustou sítí vrypů. Vzdálenost vrypů je menší než vlnová délka použitého světla. Používá se jako monochromátor ve spektrálních přístrojích.

22. a) Účinky ultrazvuku, kavitace

Biologické účinky ultrazvuku jsou způsobeny absorpcí zvukové energie v tkáni. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a pevných látkách je ve srovnání s absorpcí v plynech menší. Dále absorpce závisí na kmitočtu, resp. vlnové délce.

S klesající vlnovou délkou rychle roste absorpce :

- např. pro kmitočet 100 Hz je polopropustná vrstva (PPV) vzduchu 220 cm
- pro kmitočet 1 MHz je polopropustná vrstva (PPV) vzduchu jen 2, 2cm
- pro kmitočet 100 Hz je polopropustná vrstva (PPV) ve vodě 4 km
- pro kmitočet 1 MHz je polopropustná vrstva (PPV) ve vodě 40 m

Mechanické účinky ultrazvuku: Energie zvukových vln roste se čtvercem frekvence, takže intenzita může dosahovat až několik desítek $W \cdot cm^{-2}$. Zhušťování a zředování prostředí vede k rychlým tlakovým změnám při kmitání molekul, a je tak možné dosáhnout přetížení až 10^5 g. Rychlým střídáním tlaků v malých objemech může dojít k mechanickému porušení struktury různých materiálů.

(g .. tíhové zrychlení)

Následkem zhušťování a zředování kapalného prostředí je **kavitace** = vznik vakuových dutinek. Jako **pseudokavitaci** označujeme uvolňování plynů vázaných v roztocích v podobě bublinek. Protože plyny absorbují energii ultrazvuku víc než kapaliny, vzniká v pseudokavitačních dutinkách značné teplo, které vede k expanzi a roztrhnutí pseudokavitačních dutin.

Tepelné účinky vznikají třením kmitajících částic prostředí. K velmi výrazné absorpci s následným uvolněním tepla dochází na rozhraní tkání s různou akustickou impedancí ultrazvuku. Proto např. může vzniknout na rozhraní měkká tkáň – kost tzv. periostální bolest.

Fyzikálně chemické a disperzní účinky: Účinkem ultrazvuku může dojít k excitaci molekul – tím se urychlí chemické reakce. Pomocí ultrazvuku je možné připravit velmi jemné suspenze, emulze, pěny a aerosoly (ultrazvukové inhalační přístroje).

Chemické a elektrochemické účinky: Účinkem ultrazvuku může dojít k depolymerizaci některých vysokomolekulárních látek a ve vodném prostředí vznikají volné radikály. Rovněž může způsobit polymerizaci (využívá se při vytvrzování pryskyřic), zčernání fotografického materiálu a snížení elektromotorického napětí galvanických článků.

Biologické účinky ultrazvuku jsou komplexní a závislé na intenzitě, kmitočtu a trvání expozice. Vznikají kombinací všech výše zmíněných účinků. Výsledně sem patří i strukturální změny (např. rozpad červených krvinek, koagulace bílkovin, rozrušení buněčného jádra).

Mezi nejčastěji uváděné **biologické účinky**, mající význam v medicíně, patří:

- zvýšení membránové **permeability** a tedy zrychlení difúze v tkáních
- porušení **vodivosti** nervových vláken – tlumivý účinek na přenos vzruchů
- změna **pH tkání** – po ozvučení ultrazvukem se pH zvyšuje, po nadměrné intenzitě může prudce klesnout
- **analgetický a spasmolytický účinek** tišení bolesti komplexními přímými i nepřímými mechanismy
- **změkčování** vazivové tkáně změněné chorobnými procesy
- **zlepšení trofiky** zvýšením místního krevního oběhu a zvýšením metabolismu

Účinky ultrazvuku na člověka a ostatní organismy nejsou ještě dostatečně prozkoumané.

- Do intenzity do $1,5 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ mají účinky biopozitivní – týkají se funkce tkání, nikoliv jejich struktury.
- Při vyšších intenzitách (do $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$) – účinky se zvyšují, v cytoplazmě se objevují vakuoly a tukové kapičky – stále **reverzibilní změny** – po určité době po ozvučení se mohou upravit.
- Při intenzitách vyšších než $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ – **ireverzibilní změny** – destrukce buněčného jádra, denaturace bílkovin (a tedy i enzymů) tepelnými nebo chemickými účinky; tvorba volných radikálů → to vše nakonec vede k lokální nekróze tkáně.

b) Atomové jádro, vazebná energie jádra

Jádro se skládá z **nukleonů** (určených hmotnostním číslem A): **protonů** (atomové číslo Z) a **neutronů** (neutronové číslo N). Platí $A=Z+N$. Číslo Z také udává počet elektronů (atom je el. neutrální).

Celkový **náboj jádra** je $Z = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$.

Atomová hmotnost se vyjadřuje v hmotnostních jednotkách: $1 \text{ h} = 1,66 \cdot 10^{-27} \text{ kg}$.

- **izotopy** jsou atomy se stejným Z a různým A.
- **izobary** jsou atomy se stejným A a různým Z.
- **izomery** jsou atomy se stejným A a s dočasně zvýšenou celkovou energií - tzn. nestabilní.
-

Poloměr jádra vypočítáme podle vzorce: $R_A = 1,23 \cdot 10^{-15} \cdot A^{\frac{1}{3}} \text{ (m)}$

Nitrojaderné síly jsou projevem **silné jaderné interakce**, působí pouze v jádře na vzdálenost cca 10^{-15} m jsou to nejsilnější síly, jaké v přírodě známe.

Vazební energie jádra E_j je energie, kterou je třeba jádru dodat, aby se rozdělilo na jednotlivé nukleony. Je to současně energie, která by se uvolnila při vzniku jádra z volných nukleonů. Platí:

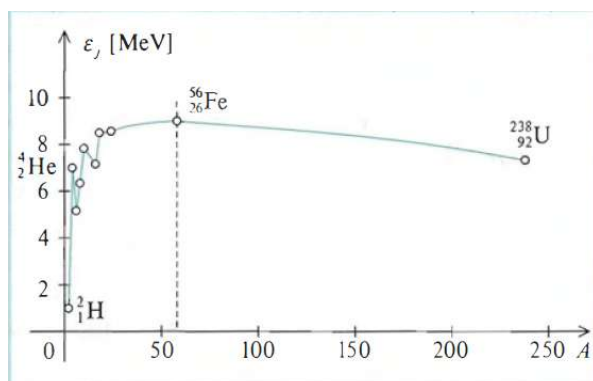
$$E_j = B \cdot c^2$$

B .. hmotnostní schodek

Vazební energie na jeden nukleon ε_j je definována vtahem:

$$\varepsilon_j = \frac{E_j}{A}$$

Závislost vazební energie ε_j připadající na jeden nukleon na nukleovém čísle A .



Pro nukleové číslo $A < 56$ můžeme spojováním (syntézou) dvou lehčích jader vytvářet jádro těžší, které je ve většině případů stabilnější, a uvolňovat přitom jadernou energii. Naopak štěpením jader těžkých prvků vznikají lehčí stabilnější jádra a opět se uvolňuje energie.

c) Disperze světla

Fázová rychlost světla v prostředí, kde $n > 1$ není konstantní, je závislá na frekvenci světla. Tento jev se nazývá **disperze světla**. Disperze světla umožňuje rozložit bílé světlo, v němž jsou zastoupena světelná záření všech frekvencí, na monofrekvenční (monochromatická) světla.

K rozkladu světla se používají :

1. Optické hranoly - bílé světlo se při lomu rozloží na barevné složky:

červenou – nejmenší index lomu
 oranžovou
 žlutou
 zelenou
 modrou
 fialovou – největší index lomu

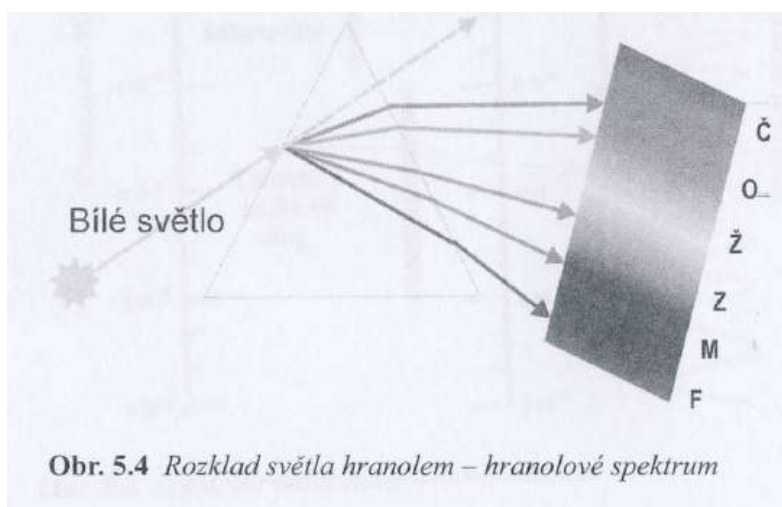
Optický hranol je vyroben z materiálu:

- sklo pro UV-VIS oblast
- křemen pro ultrafialovou oblast
- NaCl pro infračervenou oblast

Má pro použité světlo optimální parametry (propustnost, disperze).

Použití: monochromátor ve spektrálních přístrojích.

2. **Hranolové spektrum** je uspořádáno tak, že nejméně je odchýlená červená spektrální složka (nejdelší λ) a nejvíce fialová (nejkratší λ).



23. a) Principy použití ultrazvuku v diagnostice, Dopplerův jev

Principy diagnostického užití ultrazvuku (více o ultrazvuku 24 a)

Ultrazvuk dobře proniká živou tkání a při vhodně volených intenzitách je zobrazení ultrazvukem bez rizika. Díky nehomogenitě tkání se v nich ultrazvuk na akustických rozhraních zčásti odráží, což umožňuje jejich zviditelnění. Protože interakce ultrazvuku je určována jinými vlastnostmi látek než například u rentgenového záření, zobrazují se ultrazvukem jiné struktury a s jinou rozlišovací schopností než pomocí ionizujícího záření.

Využitím Dopplerova jevu (změna frekvence vznikající v důsledku pohybu) lze dobře sledovat pohybující se akustické rozhraní, např. pohyb srdečních chlopní.

Specifickým projevem soudobých snah o zkvalitnění ultrazvukového zobrazení i dopplerovských měření jsou tzv. **ultrazvukové kontrastní prostředky**. Jedná se o farmaka na bázi stabilizovaných plynových mikrobublin nebo emulzí, které jsou injikovány do cév či některých tělesných dutin v průběhu ultrazvukového vyšetření. Takto bylo dosaženo zvýšení odrazivosti struktur, které jsou v popředí diagnostického zájmu. Je ovšem nutno poukázat na zvýšení nebezpečí vzniku kavitace, protože do tkáně dopravujeme již performované mikrobubliny, které výrazně snižují kavitací práh. Zde je tedy nutné snížit intenzitu použitých ultrazvukových vln pro zachování bezpečnosti vyšetřované osoby.

Dopplerův jev nastává při relativním pohybu zdroje zvuku a pozorovatele, který zvuk přicházející od zdroje vnímá. Pozorovatel slyší zvuk jiné frekvence, než je frekvence zdroje, a to vyšší, jestliže se zdroj zvuku a přijímač zvuku přibližují, a nižší, jestliže se zdroj zvuku a přijímač zvuku navzájem vzdalují.

Pro frekvenci f_1 přibližujícího se zdroje zvuku Z platí vztah:

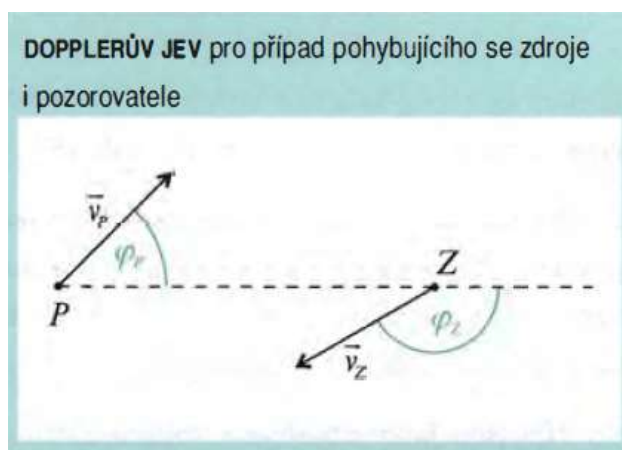
$$f_1 = f \frac{v}{v - v_z}$$

f .. frekvence zdroje Z; v_z .. rychlost zdroje; v .. rychlost zvuku

Pro frekvenci f_2 vzdalujícího se zdroje zvuku Z platí vztah:

$$f_2 = f \frac{v}{v + v_z}$$

f .. frekvence zdroje Z; v_z .. rychlost zdroje; v .. rychlost zvuku



b) Magnetický moment elektronu

Elektron je elektricky nabitá částice. Proto, má-li orbitální moment hybnosti, musí existovat i magnetický moment, neboť pohyb elektrického náboje dává vznik magnetickému poli.

Magnetický orbitální moment

$$\vec{\mu} = - \left(\frac{e}{2m_e} \right) \cdot \vec{L}$$

m_e .. hmotnost elektronu

$\frac{e}{2m_e}$ se nazývá gyromagnetický poměr

- m určuje směr vektoru L (jeho složku ve směru vnějšího mag. pole)
- jednotkou je Bohrov magneton ($e\hbar/2m_e = 0,927 \cdot 10^{-23} \text{ A} \cdot \text{m}^2$)
- magnetický moment má opačný směr než orbitální moment hybnosti

Z rovnice je zřejmé, že magnetický moment má opačný směr než orbitální moment hybnosti.

c) Polarimetrie, Biotův zákon

Světlo je vlnění, kde vektor jeho intenzity (E) leží v rovině kolmé na paprsek světla. Nepolarizované světlo má směr vektoru **zcela nahodilý** (a), zatímco pokud vektor E kmitá v jedné přímce, je světlo **lineárně polarizované** (b).

Světlo můžeme polarizovat:

- odrazem:** odražené světlo je polarizované jen při určitém úhlu daném indexem lomu prostředí, na kterém se světlo odráží (polarizační, Brewsterův, úhel)
- dvojlomem:** některé krystaly (islandský vápenec) jsou anizotropní a když na takový dopadne světlo, nastane dvojlom paprsku na řádný a mimořádný paprsek, přičemž oba jsou lineárně polarizované a jejich vektory E jsou na sebe kolmé.
- polaroidem:** filtr ze dvou vrstev plastického materiálu, mezi nimiž jsou krystalky hepatitu (vykazuje dvojlom). Z polaroidu vychází jen světlo mimořádného polarizovaného paprsku.

Polarizátor: přístroj vyrábějící polarizované světlo.

Analyzátor: přístroj, který polarizované světlo rozliší pro lidské oko, popř. zobrazí rovinu polarizace.

V praxi používáme **dva polaroidy**, kdy pootáčením analyzujícího zjistíme, že v světlo prochází jen v některých jeho polohách.

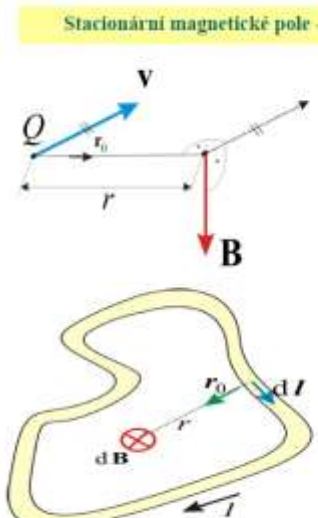
Opticky aktivní látky: látky se schopností stáčet kmitovou rovinu polarizovaného světla (roztok cukru, některé bílkoviny a oleje...). Jejich koncentraci tak můžeme měřit měřením intenzity polarizovaného světla (využíváme v polarometrii).

Biotův zákon

Biotův-Savartův zákon (také někdy nazývaný Biotův-Savartův-Laplaceův zákon) popisuje magnetickou indukci, která vzniká díky pohybujícímu se náboji.

Pojmenován byl podle dvou francouzských matematiků - Jean -Baptiste Biotovi a Félixi Savartovi. Společně s Ampérovým zákonem o síle působící na náboj v magnetickém poli je základním zákonem magnetostatiky.

Stacionární magnetické pole – Biotův-Savartův zákon



Magnetická indukce vybuzená nábojem, který se pohybuje rychlostí $\underline{v}$:

$$\underline{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{Q}{r^2} (\underline{v} \times \underline{r}_0)$$

Magnetická indukce buzená proudovou smyčkou v určitém bodě:

$$d\underline{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{dQ}{r^2} (\underline{v} \times \underline{r}_0) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \frac{(d\underline{l} \times \underline{r}_0)}{r^2}$$
$$\underline{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \oint_l \frac{(d\underline{l} \times \underline{r}_0)}{r^2}$$

24. a) Ultrazvuk a jeho šíření

Ultrazvuk je mechanické vlnění a používá se k léčebným nebo diagnostickým účelům. Frekvence UZ je nad 20 000 Hz, při jeho aplikaci neprochází tkáněmi žádný elektrický proud.

Při použití terapeutického ultrazvuku **dochází k mikromasáži** a lokálnímu zvýšení teploty tkání. To má za následek řadu fyziologických účinků:

- zlepšení metabolismu
- zvýšení propustnosti kapilár
- pokles aktivity sympatiku = zlepšení prokrvení a tím lepší svalová relaxace
- zlepšení regeneračních schopností tkání

Zobrazování ultrazvukem

Vyšetřování ultrazvukem je v současnosti základní a pravděpodobně i nejrozšířenější zobrazovací diagnostickou metodou. Navíc lze, je-li to potřeba, vyšetřovat přímo u lůžka nemocného. Vyšetření je možno dokumentovat jednotlivými záběry na speciální papír nebo zaznamenat celý průběh na datový nosič. Ultrazvukem lze vyšetřovat i bez přípravy, ale u vyšetření břišních orgánů je výsledek mnohem lepší, pokud je vyšetřovaná osoba nalačno. Lépe se vyšetřují osoby štíhlé.

Princip vyšetřování ultrazvukem

Zvukové vlnění o frekvenci 2,5 - 10 MHz vychází z piezoelektrického měniče (sondy) přístroje a proniká do určité hloubky tkání (zhruba 4-25 cm). Měkkými tkáněmi prochází jen s malými ztrátami, nejlépe se šíří tekutinou. Na rozhraních tkání se odráží, nejvíce po dopadu na povrch kostí a podobných struktur, například ledvinových kamenů. Stejnou překážkou pro ultrazvuk je ovšem i vzduch obsažený v žaludku nebo ve střevech. Přítomnost vzduchu spolykaného při jídle nebo přítomného při zvýšené plynatosti je také největším problémem této vyšetřovací metody. Obraz je získáván zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů odražených od tkáňových rozhraní zpět do sondy. Každé prostředí tedy i tkáň se liší rychlostí šíření ultrazvuku, akustickou impedancí a útlumem (ten je závislý na kmitočtu ultrazvukových kmitů).

Typy UZ zobrazení

Zobrazení A – jednorozměrné – odrazy modulují amplitudu výchylek (dnes se využívá jen v oftalmologii)

Zobrazení B – statické – již se nepoužívá
– dynamické – vytváří se série obrazů vyšetřované oblasti, která umožňuje její přehlednost a i sledování pohybu

Zobrazení M – bylo vyvinuto pro potřeby kardiologického vyšetření, při zachycení pohybující se struktury A-obrazem se na obrazovce objeví tzv. plovoucí echo, ze kterého je možné rozeznat hranice pohybu.

Harmonické zobrazení – do tkáně je vyslán intenzivní UZ impuls o základní frekvenci f_0 , přijímač však nezachycuje odrazy této základní frekvence, ale kmity o frekvenci $2f_0$. Lze tak vyšetřit i pacienty jinak UZ obtížně vyšetřitelné za krátkou dobu a u běžných pacientů je přínosem zvýšení kontrastu obrazu.

b) Struktura el. obalu atomu

- obsahuje elektrony, mají záporný náboj
- elektron se řadí mezi fermiony (= částice, které mají poločíselný spin) - také protony, neutrony opakem fermionů jsou bosony (=částice s celočíselným spinem) - např. fotony
- systém elektronů vázaných k jádru atomu, zaujímá většinu prostoru v atomu
- je tvořen pouze elektrony, proto má záporný elektrický náboj, ten je neutralizován kladným nábojem jádra
- elektron - částice s nejmenším elektrickým záporným nábojem = elementární náboj
 - $-e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$ (Coulomb)
 - značí se e^-
 - pro elektricky neutrální atom zjistíme počet elektronů z protonového čísla
- elektrony, které se nacházejí nejbližší k povrchu elektronového obalu, zároveň jsou tedy nejdál od jádra, se nazývají valenční elektrony
- Schrödingerova rovnice - popisuje stojaté vlnění elektronu
- pro popis elektronů a jejich orbitalů se používají kvantová čísla
- elektrony se umísťují do orbitalů → místo, kde se na 95-98% nachází elektron

c) Čočková rovnice, zobrazování čočkami

Zobrazení čočkami

Tenká spojka: je taková, u níž je její tloušťka zanedbatelná ve srovnání s její ohniskovou vzdáleností f . V opačném případě hovoříme o tlusté čočce.

Je-li před čočkou a za čočkou stejné prostředí, potom $f = f'$. Ohniskovou vzdálenost **tlusté** čočky můžeme vypočítat ze vztahu:

$$\frac{1}{f} = \left(\frac{n_2}{n_1} - 1 \right) \cdot \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right)$$

n_1 .. index lomu prostředí, ve kterém je čočka; n_2 index lomu skla, z něhož je čočka vyrobena;
 r_1 a r_2 .. poloměry křivosti

Bereme-li v úvahu znaménkovou konvenci, jsou poloměry křivosti čočky kladné pro vypuklé plochy a záporné pro duté plochy. Je-li $n_2 > n_1$ (např. pro čočku ve vzduchu), platí pro spojky $f > 0$, pro rozptylky $f < 0$.

Převrácená hodnota ohniskové vzdálenosti f se nazývá optická mohutnost φ :

$$\varphi = \frac{1}{f} \text{ (D)}$$

Dioptrie 1 D je optická mohutnost čočky s ohniskovou vzdáleností 1m.

Obvykle používáme pro popis zobrazení **tenkých čoček**.

Zobrazovací rovnice pro tenkou čočku při dodržení znaménkové konvence:

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

Příčné zvětšení čočky je popsáno analogickými vztahy jako u kulového zrcadla:

$$Z = \frac{y'}{y} = -\frac{a'}{a}$$

Z následujícího přehledu jsou patrné vlastnosti obrazu podle polohy předmětu.

Pro spojku:

$a > 2f \rightarrow f < a' < 2f$	obraz skutečný, převrácený, zmenšený
$a = 2f \rightarrow a' = 2f$	obraz skutečný, převrácený a stejně velký
$2f > a > f \rightarrow a' > 2f$	obraz skutečný, převrácený, zvětšený
$a < f \rightarrow 0 < a' < \infty$	obraz neskutečný, přímý a zvětšený

Pro rozptylku:

$\infty > a > 0 \rightarrow a' < f $	obraz neskutečný, přímý a zmenšený
---	------------------------------------

Základní pomůckou pro korekci ametropií jsou brýle. Skládají se ze dvou částí – obruby (mechanická část) a vlastních skel (optická část). Brýle mohou nahradit kontaktní čočky.

25. a) Biofyzika slyšení, Weber-Fechnerův zákon

Průběh slyšení:

Člověk vnímá zvukové vlny šířící se prostředím pomocí sluchového analyzátoru, kde se vlny převedou na nervové vzruchy.

Lidské ucho dělíme na:

- **zevní** – zachycování signálů z okolí, zesílení
- **střední** – obsahuje bubínek, kladívko, kovádlíku, třmínek, Eustachovu trubici k vyrovnání tlaku na obou stranách bubínku. Střední ucho přenese signály ze vzduchu do kapalného prostředí ve vnitřním uchu.
- **vnitřní** – tvořené labyrintem v **os petrosus (kosti skalní)**, kde jsou uloženy receptory sluchového a vestibulárního analyzátoru. Sluchová část je tvořena **hlemýžďem** (spirálovitě stočený kostěný kanálek).

Zvuková vlna je směřována ušním boltcem do zevního zvukovodu. Ušní boltec, jak již bylo zmíněno, je rudimentární, a jeho ztráta zásadně neovlivní slyšení. Zevní zvukovod přivádí zachycené zvuky k bubínku, které do něj naráží a rozechvívají ho.

Výhybky bubínku jsou velmi malé (při frekvenci 1 kHz, asi 10–11 m). Plocha bubínku je asi 55 mm² a plocha membránového okénka na něj jsou kmity přivedeny pomocí ušních kůstek, je pouhé 3 mm². Předpokládáme-li, že energie procházející oběma plochami je stejná, akustický tlak se dostává na plochu oválného okénka mnohonásobně větší (asi 22x). To je nezbytné k překonání akustického odporu tekutiny v hlemýždi. Jako pomocné systémy se ve středním uchu uplatňují Eustachova trubice a ušní svaly, které zevnitř vyrovnávají tlak na bubínek, aby nedošlo k jeho protržení.

Rozkmitání oválného okénka způsobí vibrace v endolymfě (nestlačitelná kapalina), které jsou ještě zesíleny vibracemi z kostního vedení, jež se sem dostává přes kosti lebky. Endolymfa svými vibracemi rozkmitává membrana tectoria, která následně dráždí stereocilie vnitřních vláskových buněk. Ty uvolňují malé množství mediátoru (pravděpod. glutamátu) v bazální části buňky, čímž vzniká nervový signál.

Zevní vláskové buňky mají funkci zesilovače. Při jejich podráždění zde dochází k prodloužení a následnému smrštění buněk, čímž se zvyšuje citlivosti vnitřních vláskových buněk. Tento mechanismus umožňuje slyšet velmi tiché zvuky.

Weber-Fechnerův zákon:

Počitek : rozpoznání typu a síly smyslového podnětu

Podnět musí mít pro každý smysl minimální intenzitu – **prahový podnět**, na druhém konci **práh bolestivosti**. Rozsah vnímatelných intenzit sluchových podnětů je 10^{12} až 10^{14} .

Velikost počítka je stejná, jestliže poměr změny ve velikosti podnětu je konstantní. Tuto skutečnost můžeme vyjádřit pomocí logaritmického vztahu mezi velikostí odpovědi smyslového orgánu a velikostí působícího podnětu.

Závislost se nazývá psychofyzikální zákon Weberův a Fechnerův podle autorů, kteří ji formulovali v polovině 19. století: **$R = \log S + k$** .

Zákon uspokojivě popisuje vztahy mezi odpovědí (R – response) a podnětem (S – stimulus), pokud je změna rozsahu velikosti podnětu o 3-4 řády.

b) Kvantová čísla

Kvantová čísla popisují chování kvantového systému. Matematicky jde o řešení Schrödingerovy rovnice příslušného systému. Toto řešení se obvykle značí $\Psi(r,t)$ a nazýváne **vlnová funkce**. Druhá mocnina vlnové funkce má význam pravděpodobnosti výskytu elektronu.

Atomový orbital

Vlnová funkce Ψ popisující konkrétní elektron konkrétního atomu se označuje jako **atomový orbital** (AO); stejný výraz je v přeneseném slova smyslu používán i pro **prostor**, v němž se elektron **s největší pravděpodobností vyskytuje**. Elektron se totiž okolo jádra pohybuje po trajektorii, kterou ovšem vzhledem k Heisenbergovu principu neurčitosti nelze dostatečně zjistit. Zvolením určité hladiny pravděpodobnosti lze pomocí vlnové funkce vymezit a matematicky popsat část prostoru, v níž se bude elektron s danou pravděpodobností nacházet. Pro zjednodušení namísto se tento popis neuvádí ve formě konkrétních vlnových funkcí, ale pouze ve formě parametrů, po jejichž dosazení do obecného řešení bychom získali konkrétní vlnovou funkci. Parametry se nazývají **kvantová čísla**.

Řešení Schrödingerovy rovnice (a tím i vlnová funkce Ψ a atomový orbital) je kompletně určeno třemi kvantovými čísly n , l , m . Elektron v daném orbitalu může navíc nabývat dvou kvantových stavů, proto se popisuje ještě dalším kvantovým číslem m_s . Elektronu samotnému je mezi elementárními částicemi přiřazeno kvantové číslo s .

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

Hlavní kvantové číslo, energie elektronu:

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

Vedlejší kvantové číslo:

$$L = \hbar \cdot \sqrt{l(l+1)}$$

Konstanta $\hbar$ se nazývá redukovaná Planckova konstanta a platí pro ni:

$$\hbar = \frac{h}{2\pi}$$

Moment hybnosti spinového čísla:

$$S = \hbar \cdot \sqrt{s \cdot (s+1)}$$

c) Absorpce záření α a β

Interakce záření α :

Vzhledem k poměrně velké hmotnosti částic α a k tomu, že nese poměrně velký náboj, jsou ionizační ztráty energie částice při průchodu absorbatorem velké.

Energie potřebná k vytvoření 1 iont. páru ve vzduchu je asi 34 eV a nezávisí na druhu částice a prakticky na celé její energii. Částice α ztrácí zhruba polovinu své energie ionizací a polovinu excitací. Dolet částic α je ve vzduchu pomalý.

Záření α těžkých přirozeně radioaktivních prvků, které se dostanou do organismu následkem inhalace nebo ingesce působí biologicky velmi negativně, neboť předává malému objemu tkáně velkou energii.

Interakce záření β :

Největší energetické ztráty elektronů při jejich průchodu absorbatorem připadají na ionizaci a excitaci. Ve srovnání se zářením α mají elektrony menší hmotnost i elektrický náboj. Proto je jejich specifická lineární ionizace mnohem menší, než jsme ukázali výše pro záření α . Proto je jejich dolet větší. Uplatňuje se též víc pružný rozptyl částic, proto je dráha vykonaná elektronem 4krát větší než činí jeho dosah.

Kromě ztrát ionizací nebo excitací se při interakci elektronů uplatňuje brzdné záření. Brzdné záření je elektromagnetické vlnění, které vzniká následkem zabrzdění pohybujícího se elektronu v elektrostatickém poli atomového jádra v důsledku coulombické interakce. Intenzita brzd. záření je přímo úměrná atomovému číslu absorbatoru a energii elektronů. Tento proces se uplatňuje při vzniku rentgenového záření se spojitým spektrem v rentgenové lampě.

26. a) Sluchové pole, hladiny intenzity zvuku a hlasitosti

Dané intenzitě zvuku o určité frekvenci přiřazujeme hlasitost. Sluchový orgán člověka je na různé frekvence různě citlivý (nejvíce na 1-5 kHz), takže každé frekvenci odpovídá určitá prahová intenzita, která postačuje ke vnímání sluchového počítka.

Sluchové pole: všechny slyšitelné zvukové vjemy

Práh sluchu: křivka spojující prahové intenzity různých frekvencí.

Práh bolesti: vysoké hladiny intenzit vnímáme jako hmatový vjem, až bolest.

Hladina intenzity zvuku L je veličina udávající intenzitu zvuku v jednotkách decibel (dB) a platí pro ni převodní vztah

$$L = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

Ucho je schopno vnímat zvuk o hladině intenzity 0 – 120 dB, kdy 0 dB je práh slyšení a 120 dB je práh bolesti.

Intenzita zvuku je veličina objektivní. Kromě toho existuje i podobná, ale subjektivní veličina, tzv. hlasitost zvuku.

Dané **intenzitě zvuku** o určité frekvenci přiřazujeme **hlasitost**. Pro kvantitativní vyjádření hlasitosti se používá jednotka **fón (Ph)**, která byla určena měřením křivek stejné hladiny hlasitosti (izofóny) u zdravých osob. Každá křivka odpovídá **stejněmu** sluchovému vjemu při **různých** frekvencích. Počet fónů byl každé křivce přiřazen podle počtu dB při frekvenci **1 kHz**. Hladinu hlasitosti tedy u libovolného tónu určíme tak, že intenzitu referenčního tónu ($f = 1 \text{ kHz}$) měníme tak dlouho, dokud nemá stejnou hlasitost jako určovaný tón a počet fónů určovaného tónu **se rovná počtu** absolutních dB referenčního tónu.

Největší citlivost lidského ucha je při frekvencích 700 Hz až 6 000 Hz, pod 500 Hz se citlivost s klesající frekvencí snižuje, nad 6000 Hz je také menší.

b) Kvantové jevy, vlnové vlastnosti částic

V kvantové mechanice je základní konstantou kvantum účinku, tzv. **Diracova konstanta** $\hbar = 1,05 \cdot 10^{-34}$ J.s. S Planckovou konstantou ($h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ J.s) souvisí vztahem $\hbar = h/2\pi$.

Moment hybnosti kruhového orbitálního pohybu částice může nabývat pouze hodnot, které jsou násobky Diracovy konstanty.

Magnetický moment daný rotací částice okolo své osy je **spin** (fermiony X bosony).

Elementární částice mají zároveň korpuskulární i vlnové vlastnosti.

Pohyb každé částice je tedy spjat s **šířením hmotnostních vln** :

$$\lambda = \frac{h}{m \cdot v} = \frac{h}{\sqrt{2mE}} \quad \text{de Broglieho vlnová délka.}$$

Energie fotonu je svázána s vlnovou élkou světelné vlny vztahem

$$E = h \cdot f = \frac{hc}{\lambda}$$

Korpuskulárně-vlnový charakter částic má ten důsledek, že není možné přesně určit současně polohu částice a její hybnost: **Heisenbergova relace neurčitosti**

$$\Delta r \cdot \Delta p \geq \hbar$$

Také platí, že čím déle existuje příslušný energetický stav, tím přesněji můžeme určit jeho energii:

$$\Delta E \cdot \Delta t \geq \hbar$$

Zákony pohybu v kvantové mechanice jsou popsány **Schrödingerovou rovnicí**, jejíž druhá mocnina její absolutní hodnoty = hustota pravděpodobnosti výskytu částice.

Vlnová délka je vzdálenost, kterou světlo urazí za dobu jedné periody

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

Elektron urychlený potenc. rozdílem 1V má energii 1eV: $1J = 1C \cdot 1V \Rightarrow 1eV = 1,6 \cdot 10^{-19}J$

c) Princip elektroforézy

Vlastností koloidních částic je jejich pohyb v stejnosměrném elektrickém poli

- Využívá se existence elektrické dvojvrstvy u koloidů
- Tohoto se využívá při elektroforéze
- Částice, které nesou různý náboj mají různou velikost a putují různou rychlostí v el. poli

- Důležitou roli hraje **elektrokinetický potenciál**
- Je potenciální rozdíl mezi rozhraním přilínajícího kapalného filmu a ostatní kapalnou fází
- Dáme-li do roztoku, který obsahuje částice s určitým elektrokinetickým potenciálem stejnosměrný proud – ponoříme anodu a katodu – začnou se částice pohybovat různou rychlostí k opačně nabitým elektrodám
- **Volná elektroforéza**
 - Lze oddělovat složky roztoku, oddělení není však dokonalé a ostré
- **Elektroforéza na nosičích**
 - Slouží k dokonalému rozdělení, jako nosiče se používají silikagely, hedvábí, celulóza, škrob, papír

27. a) Zvuk a jeho šíření, akustická impedance

Zvuk je mechanické vlnění látkového prostředí, které je člověk schopen vnímat sluchem. Jeho frekvence je přibližně v rozmezí 16 Hz – 20 kHz. Zvuk se šíří v plynech, kapalinách i pevných látkách. Ve vakuu se zvuk nešíří. Fyzikálními ději, které vznikají při přenosu zvuku se zabývá **akustika**.

Rychlost šíření zvukové vlny

Rychlost, se kterou zvuková vlna prostředím postupuje, závisí na druhu prostředí a též na okamžitých podmínkách – na teplotě, tlaku, u vzduchu i na vlhkosti.

Rychlost zvuku v suchém vzduchu (při normálním tlaku 101,3 kPa) roste se zvyšující se teplotou přibližně lineárně a je přibližně popsána empirickým vztahem:

$$c_{\text{vzduch}} = 331,5 + 0,61 \cdot t \quad t \text{ .. teplota vzduchu ve } ^\circ\text{C}$$

Rychlost zvuku ve vzduchu nepatrně roste též se stoupající vlhkostí vzduchu. Ve vzduchu o 100% vlhkosti je přibližně i 0,2 % větší než u suchého vzduchu téže teploty.

Několik příkladů rychlosti šíření zvuku: ve vzduchu **332 m/s**, ve vodě **1500 m/s**.

Zvuk se šíří převážně vlněním **podélným** (longitudinálním), pouze v pevném skupenství se může šířit i jako vlnění **příčné** (transverzální). Molekuly prostředí mají tedy od své střední polohy výchylky buď ve směru šíření vlny (u vlnění podélného), nebo kolmo ke směru šíření vlny (u vlnění příčného). Zvláštním a poněkud odlišným případem jsou vlny na povrchu kapalin.

Akustická impedance

Akustická impedance Z (někdy též akustický vlnový odpor nebo zkráceně akustický odpor):

$$Z = \frac{P_{ef}}{v_{ef}} [\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}]$$

$$Z = c \cdot \rho$$

Akustická impedance Z je pro každé prostředí veličina charakteristická a ovlivňuje velikost odrazu akustické energie při dopadu zvukové vlny na rozhraní prostředí o různých akustických impedancích. Tím je tato veličina významná pro ultrazvukové vyšetřovací metody.

Při průchodu prostředím se může část energie zvukové vlny absorbovat (přeměnit v teplo, narušit strukturu prostředí) což se projeví zmenšením amplitudy, a tudíž i okamžité akustické rychlosti. Rychlost šíření vlny však zůstane v daném prostředí stejná, stejně jako frekvence.

Při průchodu vlny přes rozhraní různých prostředí se zachovává frekvence f a podle prostředí se mění rychlost šíření c a tudíž i vlnová délka λ . Na rozhraní dvou prostředí se může část energie zvukové vlny odrazit (ozvěna), na překážkách dochází i k ohybu vlnění. Tento jev je možno vysvětlit na základě Huygensova principu, který platí v akustice podobně jako v optice. Odrazy i ohyb vlnění jsou rozhodující jevy, které vytvářejí obraz při vyšetřování ultrazvukem.

b) Urychlovače částic

Urychlovače částic jsou zařízení, kterými je možno urychlovat elektricky nabitě částice, takže získávají vysokou rychlost a tím i velkou kinetickou energii.

Mikročástice (obvykle protony, elektrony, deuterony nebo částice α) urychlené v urychlovačích narážejí na pevný terčik nebo se srážejí se vstřícným svazkem částic, které jsou také urychleny. Při srážkách vznikají různé jiné elementární částice, které jsou detekovány pomocí detektorů. Tímto způsobem fyzika objevuje nové elementární částice a studuje jejich vlastnosti.

Princip urychlovače: Mikročástice s elektrickým nábojem Q se nechá prolétnout mezi místy s potenciálním rozdílem U , což zvýší její kinetickou energii o hodnotu QU . Pro získání dostatečně vysoké energie se částice nechá procházet místem s rozdílem potenciálů U mnohokrát.

Urychlovače dělíme podle urychlované částice na urychlovače urychlující:

1. **Kladně nabitě částice**
2. **Záporně nabitě částice**
3. **Neutronů**

Podle typu dráhy urychlované částice:

a) **lineární** – trajektorií částice je přímka

Je tvořen trubicí obsahující řadu válcových elektrod připojených k vysokofrekvenčnímu generátoru. Postupující elektromagnetická vlna tlačí nabitě částice vpřed (podobně jako mořská vlna surfaře) a zvyšuje jejich rychlost.

b) **kruhové** – trajektorií částice je kružnice nebo spirála

Cyklotron je kruhový urychlovač. Částice se pohybují mezi póly velkého magnetu, jehož magnetické pole je udržuje na kruhové dráze. Mikročástice jsou urychlovány elektrickým polem mezi půlkruhovými elektrodami (duanty), k nimž je připojeno střídavé napětí. Konstantní frekvence je volena tak, aby napětí změnilo polaritu přesně za dobu, kterou částice potřebuje na prolétnutí polokruhové dráhy od jedné štěrby ke druhé. Protože rychlost částice se zvyšuje, její trajektorie (od zdroje částice až po opuštění urychlovače) je spirálová.

Hranice urychlení u protonového cyklotronu je přibližně 50 MeV, protože relativistická hmotnost částice roste v důsledku rychlosti blížící se rychlosti světla a frekvence obíhání se mění. Proto moderní urychlovače – synchotrony a fázotrony – používají proměnné frekvence střídavého urychlovacího napětí, mají tvar prstence a proměnná je i velikost magnetického pole udržujícího částice na kruhové dráze.

c) Vady oka, výpočet korekce vidění

Normální oko je **emetropické** pokud je:

1. neporušený stav sítnice a optických nervových nervů
2. optický systém je schopen vytvořit na sítnici ostrý obraz pozorovaného předmětu
 - obrazem bodu je opět bod
 - obraz vznikl na sítnici

Refrakční vady oka – ametropie

Korekce vad se provádí pomocí brýlí nebo kontaktních čoček.

1. Sférické ametropie

a) Krátkozrakost (myopie)

Vzdálený bod je v konečné vzdálenosti před okem

tzn. takové oko vidí ostře jen předměty ve vzdálenosti menší, než je vzdálený bod, protože u větších vzdáleností vzniká obraz předmětu před sítnicí (optická mohutnost je příliš velká).

2 příčiny vzniku:

- I. **axiální:** oční koule je příliš dlouhá
- II. **refrakční:** oční koule má normální délku, ale větší lomivost optických prostředí

Korekce: rozptylka.

Presbyopie (stařecká vetchozrakost) nastupuje u myopa později a není tak výrazná, protože ztráta akomodace se zčásti kompenzuje refrakční vadou.

b) Dalekozrakost (hypermetropie)

Vzdálený bod je v konečné vzdálenosti za okem, obraz předmětů umístěných v nekonečnu vzniká na sítnici (optická mohutnost je příliš malá).

2 příčiny vzniku:

- I. **axiální:** oční koule je příliš krátká
- II. **refrakční:** oko má menší lomivost optického systému než oko zdravé

Korekce: spojka.

U dalekozrakosti se presbyopie projevuje mnohem dříve. S klesající akomodační schopností potřebuje časem hypermetrop i brýle do dálky.

2. Asférické ametropie – astigmatismus

Není zachováno bodové zobrazení. Způsobeno asymetrií optické mohutnosti oka (příčinou je nejčastěji rohovka, která je nepravidelně zakřivená), takže paprsky se neprotnou v jednom ohnisku, ale ve dvou úsečkách. Astigmatické oko nevidí ostře ani na blízko, ani na dálku.

Korekce: cylindrická čočka (snažíme se, aby obě ohniska splynula)

Oko mění svou optickou mohutnost pomocí zakřivení čočky. Mírou zakřivení je tzv. **blízký bod** = vzdálenost, kterou oko vidí ostře při maximální akomodaci čočky. Schopnost akomodace se snižuje s věkem. Prodlouží-li se vzdálenost blízkého bodu na konvenční zrakovou vzdálenost ($d = 25 \text{ cm}$), projeví se tento stav únavou oka při čtení, vetchozrakos – **presbyopie**.

Výpočet korekce vidění:

Optická mohutnost φ je převrácená hodnota ohniskové vzdálenosti čočky f . Pro optickou mohutnost platí:

$$\varphi = \frac{1}{f} = \left(\frac{n_2}{n_1} - 1 \right) \cdot \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right)$$

n_1 .. index lomu okolního prostředí – bývá nejčastěji vzduch, proto $n_1=1$

n_2 .. index lomu čočky

Jednu dioptrii mají čočky s ohniskovou vzdáleností 1 metr.

Optická mohutnost

- spojka – kladná – spojky mají kladné dioptrie
- rozptylka – záporná – rozptylky mají záporné dioptrie

Zobrazovací rovnice pro tenkou čočku umístěnou ve vzduchu pro zobrazení v paraxiálním prostoru:

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

Příčné zvětšení tenké čočky:

$$Z = \frac{y'}{y} = -\frac{a'}{a} = \frac{a' - f}{f} = -\frac{f}{a - f}$$

Korekce vetchozrakosti (presbyopie)

$$K = 4 - \frac{1}{a'}$$

28. a) Elektrická vodivost kapalin a její měření

Taveniny, roztoky kyselin, zásad a solí, které vedou elektrický proud, se nazývají **elektrolyty**. Vodivost elektrolytu způsobují kladné a záporné ionty (kationty + a anionty -), uváděné do pohybu elektrickým polem, které vzniká mezi elektrodami ponořenými do elektrolytu (mezi anodou a katodou).

Elektrolytická disociace je děj, při kterém nastává rozpad látky na ionty způsobený rozpouštědlem.

Elektrolýza, Faradayovy zákony pro elektrolýzu:

Elektrolýza je jev, kdy průchodem proudem elektrolytem dochází na elektrodách k látkovým změnám. Ionty, poté co dorazí k elektrodě, odevzdávají svůj náboj, mění se na atomy nebo molekuly, které se

mohou buď vyloučit na povrchu elektrody, nebo chemicky reagovat s materiálem elektrody (popř. elektrolytu).

1. **Faradayův zákon pro elektrolýzu:** Hmotnost m vyloučené látky je přímo úměrná náboji Q , který prošel povrchem elektrody:

$$m = A \cdot Q = A \cdot I \cdot t$$

A ... elektrochemický ekvivalent

Elektrochemický ekvivalent A je veličina vyjadřující hmotnost látky vyloučené při elektrolýze nábojem $1C$.

Pro elektrochemický ekvivalent platí:

$$A = \frac{m}{Q} = \frac{M_m}{F \cdot z}$$

M_m .. molární hmotnost; z .. počet elementárních nábojů, které nese daný iont;

F .. **Faradayova konstanta**, $F = N_A \cdot e = 9,64853 \cdot 10^4 C \cdot mol^{-1}$.

N_A .. Avogadrova konstanta; e .. elementární náboj.

2. **Faradayův zákon pro elektrolýzu:** Látková množství různých látek vyloučených při elektrolýze týmž nábojem jsou chemicky ekvivalentní.

- Obsahuje-li roztok jednu rozpuštěnou látku je měrná vodivost přímo úměrná koncentraci této látky
- odpor R , který klade daný vodič průchodu el. proudu je dán vztahem

$$R = \rho \cdot \frac{l}{q}$$

l .. délka vodiče; q .. průřez vodiče; ρ ... měrný odpor vodiče

- Je-li v roztoku rozpuštěna chemicky čistá látka, bude měrný odpor záviset na koncentraci látky
- Prakticky se měření realizuje pomocí vodivostní nádoby, která obsahuje dvě platinové elektrody
 - Nádobku s měřeným roztokem zapojíme na neznámý odpor do můstku a změříme odpor.
- K měření vodivosti se užívá střídavého, nejlépe vysokofrekvenčního proudu

Faradayovy zákony elektrolýzy

- **První Faradayův zákon určuje hmotnost látky vyloučené** na elektrodě nebo v roztoku.
- Hmotnost m vyloučené látky je přímo úměrná náboji Q , který prošel elektrolytem:

$$m = A \cdot Q = A \cdot I \cdot t$$

kde konstanta úměrnosti A je pro danou látku charakteristická a nazývá se **elektrochemický ekvivalent látky**; A ($kg \cdot C^{-1}$)

Faradayovy zákony elektrolýzy

- **Druhý Faradayův zákon** zpřesňuje výpočet **konstanty A**, která vystupuje v prvním zákoně.
- **Elektrochemický ekvivalent látky A** vypočteme, jestliže její **molární hmotnost** dělíme **Faradayovou konstantou** a počtem **elektronů nutných k vyloučení** jedné molekuly:

$$m = N \cdot m_0 = \frac{Q \cdot M_m}{e \cdot z \cdot N_A} = \frac{M_m \cdot Q}{e \cdot z \cdot N_A} = \frac{M_m \cdot Q}{F \cdot z} = A \cdot Q$$

$$F = e \cdot N_A$$

$$A = \frac{M_m}{F \cdot z}$$

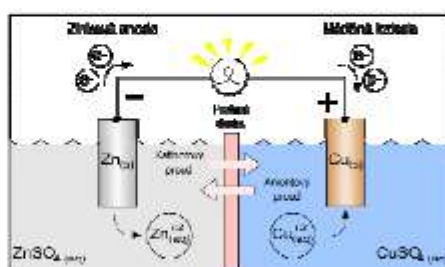
eni jedné molekuly

- kde M_m ($\text{kg}\cdot\text{mol}^{-1}$) je molární hmotnost látky,
- z je počet elementárních nábojů potřebných k vyloučení jedné molekuly
- F je Faradayova konstanta ($9,64 \cdot 10^4 \text{ C}\cdot\text{mol}^{-1}$)
- N je počet molekul,
- m_0 je hmotnost jedné molekuly
- N_A je Avogadrova konstanta ($6,022 \cdot 10^{23} \text{ mol}^{-1}$)
- e je elementární náboj ($1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C}$)

Projekt „Společně 21. století“ reg. č. CZ.1.07/2.4.00/17.0114 je spolufinancován z Evropského sociálního fondu a státního rozpočtu České republiky

Galvanický člunek

- Chemický zdroj elektrického napětí
- Napětí na galvanickém článku vzniká z rozdílu potenciálů na elektrodách. Tyto rozdílné elektrické potenciály jsou důsledkem chemických reakcí mezi elektrodami a elektrolytem
- Daniellův článek:



Preprint 2: <https://doi.org/10.1101/2020.04.15.041111>

- **Akumulátor** – zvláštní druh galvanického článku, je to **polarizační článek**, který se stává zdrojem napětí po **předcházejícím průchodu el. proudu elektrolytem** akumulátoru, neboli **nabíjením** (kapacita Ah)

b) Fyzikální, biologický a efektivní poločas

Při radioaktivní přeměně se počet aktivních atomů radioaktivního nuklidu neustále zmenšuje. Pro charakteristiku rychlosti radioaktivní přeměny jádra se používá pojem fyzikální poločas přeměny.

Fyzikální poločas přeměny (T_f):

je doba, za níž dojde k přeměně poloviny atomů vzorku radioaktivního nuklidu.

Rozměr je čas a hodnoty fyzikálních poločasů jsou tabelovány podle druhu izotopu ve vhodných časových jednotkách (s, min, hod, dny, roky). Hodnoty fyzikálních poločasů přeměny se pro jednotlivé radionuklidy značně liší, pro týž nuklid je však fyzikální poločas přeměny konstantou.

T_f je svázán s přeměnovou konstantou λ vztahem :

$$T_f = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

Biologický poločas (T_b) je čas, za který se z organismu vyloučí právě polovina množství dodaného radionuklidu. Předpokládáme, že izotop musí být v organismu již rovnoměrně rozdělen a nesmí být do organismu během měření přiváděn.

Efektivní poločas (T_{ef}) je čas, za který klesne celková aktivita radionuklidu vpraveného do organismu v důsledku radioaktivní přeměny a v důsledku biologického vylučování právě na polovinu.

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

Kdyby se radionuklid z těla nevylučoval (močí, stolicí apod.), rovnal by se poločas efektivního poločasu fyzikálnímu. V reálných podmínkách je však efektivní poločas přeměny vždy kratší než poločas fyzikální. Efektivní poločas přeměny je také směrodatný pro výpočet dávky záření, kterou obdrží organismus při vnitřním ozáření.

c) Princip funkce laseru

Laserový paprsek se v medicíně využívá v rámci tzv. fototerapie k mnoha zákrokům, mezi které se řadí například korekce vad zraku či vyhlazování mikrojizev.

Laser je tvořen aktivním prostředím, rezonátorem a zdrojem energie.

Zdrojem energie, který může představovat například výbojka, je do aktivního média dodávána ("pumpována") energie. Ta energeticky vybudí elektrony aktivního prostředí ze základní energetické hladiny do vyšší energetické hladiny, dojde k tzv. excitaci. Takto je do vyšších energetických stavů vybudena většina elektronů aktivního prostředí a vzniká tak tzv. inverzní populace

Při opětovném přestupu elektronu na nižší energetickou hladinu dojde k vyzáření (emisi) kvanta energie ve formě fotonů. Tyto fotony následně interagují s dalšími elektrony inverzní populace, čímž spouštějí tzv. stimulovanou emisi fotonů, se stejnou frekvencí a fází, i u nich.

Díky umístění aktivní části Laseru do rezonátoru, tvořeného například zrcadly, dochází k odrazu paprsku fotonů a jeho opětovnému průchodu prostředím. To dále podporuje stimulovanou emisi, a tím dochází k exponenciálnímu zesilování toku fotonů. Výsledný světelný paprsek pak opouští tělo Laseru průchodem skrze polopropustné zrcadlo

$$f_{nm} = \frac{E_n - E_m}{h}$$

V základním stavu mají atomy nejnižší energii, kdy mohou pouze absorbovat elmag. záření. Vlivem vnějšího záření se atomy mohou dostávat do excitovaných stavů, ze kterých mohou do stavu základního přecházet spontánně (na sobě nezávislé přechody, nekoherentní záření) nebo vynuceně (vlivem vnějšího elmag. záření, emitované záření má frekvenci stejnou jako vnější záření).

Účinky: tepelné, nárazové, tvorba volných radikálů (závislé na vlnové délce záření, délce pulzu, intenzitě záření a vlastnostech biologického objektu).

Použití:

- medicína (oční lékařství, chirurgie)
- řízená termionukleární reakce (vytváří vhodné fyz. podmínky v řádech milionů K pro jadernou syntézu)
- urychlování částic (hlavně elektronů - bodový zdroj rentgenového záření).

29. a) Spektrum atomu vodíku

Přejde-li elektron ze stavu E_k do E_n , kdy $k > n$, je emitováno kvantum záření, o energii rovné rozdílu energie těchto hladin.

$$E = \frac{m_e \cdot e^4}{32\pi^2 \cdot \epsilon_0^2 \cdot h} \cdot \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right)$$

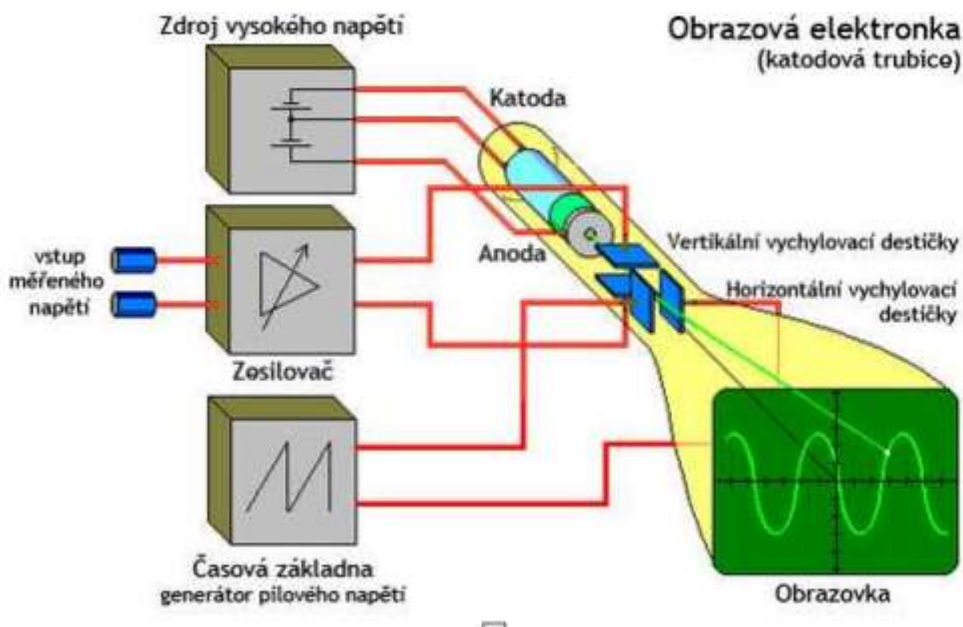
Frekvence záření je dána vzorcem $E = h \cdot f$. Vzhledem ke kvantování energie je záření nespojitě a tvoří tzv. série čar.

- **Lymanova série** leží v ultrafialové části spektra a odpovídá přechodu elektronů na základní energetickou hladinu $n=1$.
- **Balmerova série** je přechod na $n=2$ a je ve viditelné části spektra.
- Další série ($n=3$ apod.) jsou v infračervené části spektra.

b) Princip funkce osciloskopu

Osciloskop je elektrický měřicí přístroj, který umožňuje zobrazení průběhu napětí v čase. Osciloskopy podle technického provedení dělíme na **analogové, digitální a softwarové**.

Schéma analogového osciloskopu



Základní princip analogového osciloskopu je na přiloženém obrázku. Elektrony emitované žhavou katodou jsou po urychlení vychylovány a nakonec dopadají na konci trubice na stínítko s luminiscenční látkou a vytvářejí tak **světelnou stopu**.

Osciloskop se skládá z obrazové **elektronky** (katodová trubice), **časové základny**, **zdroje žhavicího napětí** pro generování elektronů na katodě, **anodového napětí** pro zesilovače a **zdroje vysokého napětí** pro urychlování elektronů letících obrazovou elektronkou.

Hlavní součástí osciloskopu je katodová trubice. Ta se v případě monitorů nazývá CRT obrazovka (Cathoda Ray Tube). Tato obrazovka je v obou případech vakuová trubice, ve které jsou elektrony nejprve urychlovány a potom vychylovány pomocí elektrického pole.

Za zdrojem elektronů je umístěn kovový válec, trvale záporně nabitý, který **usměrňuje** elektrony. Za ním následují anody, které elektrony **urychlují**. Mezi poslední anodou a stínítkem se nachází **vychylovací systém**. Je umístěn zpravidla vně trubice tvoří jej dva páry vychylovacích destiček (u osciloskopu) nebo dva páry vychylovacích cívek (v případě televizní obrazovky).

Pro přeběhnutí obrazu po stínítku je třeba v pravidelných časových intervalech svazek elektronů vychýlit zleva doprava. K tomu slouží **Časová základna** – zařízení, kde se vyrábí proud s pilovým napětím. Jeden zub pily je jedno přeběhnutí paprsku po obrazovce.

Funkce osciloskopu: v obrazovce na rozžhavené katodě dojde k **termoemisi elektronů**, které jsou **zaostřeny** do úzkého svazku a ten po **urychlení** dopadá na stínítko a vyvolá světelnou stopu. Znázornění časového průběhu tohoto děje je zajištěno tak, že zkoumané napětí se přivede na

vertikální **vychylovací destičky**. Na horizontálních vychylovacích destičkách je "pilové napětí" časově základny. Složením těchto dvou působení získáme **časový obraz děje**.

c) Určení hloubkové dávky při rtg terapii

Při rentgenové terapii rozlišujeme tři druhy dávek (expozic): vzduchová, povrchová a hloubková.

Hloubková dávka Dd – (záření v hloubce d pod povrchem)

- pro výpočet hloubkové dávky musíme znát kvalitu záření, hloubku ložiska, vzdálenost Mezi ohniskem rentgenky a kůží pacienta (OK) a plochu ozařovaného pole
 $Dd/Dp = OK^2 / (OK + d)^2$
- má vysoce negativní biologický účinek – ozářením se má zničit nádorová tkáň – musí být vysoká. Proto kožní dávky se pohybují na hranici únosnosti.

30. a) Vedení el proudu v organismu, resistance, kapacitance , induktance

Elektrický proud je usměrněný pohyb částic s elektrickým nábojem. Do organismu se elektrický proud dostává ze zevních zdrojů, ale vzniká i v živém organismu jako produkt dějů na membránách buněk vzrušivých tkání a orgánů. Elektrické vlastnosti všech tkání a orgánů člověka se proto studují ze dvou aspektů:

- 1. pasivní elektrické vlastnosti:** chování tkání a orgánů v elektrickém poli
- 2: aktivní elektrické vlastnost:** sledují se jevy, které vznikají na membránách excitabilních buněk (nervových a svalových)

Pasivní elektrické vlastnosti

Jsou určeny přítomností částic nesoucích elektrický náboj. Živá tkáň se v elektrickém poli chová jako zvláštní druh vodiče. Od kovových vodičů i od elektrolytů ji odlišuje její makroskopická i mikroskopická nehomogenost.

Elektrický proud se dostává do organismu přes kůži cestou nejmenšího odporu – přes vlasové folikuly nebo vývody potních žláz. V organismu (v tkáních a orgánech) prochází prostředím různého chemického složení a různé struktury (mezibuněčným prostředím, buněčnými membránami, cytoplazmatickými strukturami apod.). Každé z těchto prostředí je charakterizováno určitou **měrnou vodivostí** – veličinou charakterizující lokálně – v jednotlivých místech – elektrickou vodivost).

$$\sigma = \frac{l \cdot G}{S} = \frac{1}{\rho} \left[\frac{S}{m} \right]$$

ρ .. rezistivita [$\Omega \cdot m$]

Průchodu stejnosměrného proudu tkání kladou odpor zejména buněčné membrány. Měrná vodivost buněčných membrán je významně (10^6 - 10^8) nižší než měrná vodivost mezibuněčného prostředí i cytoplazmy buněk. Z celkového proudu prochází buněčnými membránami jen asi 2-3%

stejnosemného (nebo nízkofrekvenčního střídavého proudu). Projevuje se zde především kapacitní složka impedance. Výrazně lepším vodičem je mezibuněčná tekutina, kterou lze spolu s cytoplazmou buněk přirovnat k vodičům druhého řádu, v nichž se vedení elektrického proudu děje pomocí iontů – **elektrolyticky**. Tkáň má tím menší odpor – vodivost – čím více elektrolytů obsahuje.

př. odpor vztažený na jednotku plochy suché pokožky (plošný odpor), dosahuje až $200 \Omega \cdot \text{m}^{-2}$
odpor navlhčené kůže se výrazně snižuje – až na $2 \Omega \cdot \text{m}^{-2}$

Stejnosemný proud prakticky nepropouštějí: vazivové blány, tuková tkáň.

Nejlepšími vodiči stejnosměrného proudu: krev, mozkomíšní mok a svaly.

Při průchodu stejnosměrného proudu organismem se uplatňují nejvíce elektrolytické účinky. Dráždivý účinek se projeví pouze při zapnutí nebo při vypnutí, případně při rychlém zesílení nebo zeslabení proudu. Tepelný účinek stejnosměrného proudu je zanedbatelný. Uplatňuje se jenom při velkých proudech.

Elektrický odpor tkání závisí také na jejich funkčním stavu. Nedostatek kyslíku (anoxie) vede k vzestupu odporu, který je zpočátku reverzibilní. Zástava životních pochodů má za následek pokles odporu a jeho konečná hodnota u mrtvé tkáně odpovídá řádově elektrickému odporu cytoplazmy, což svědčí o rozpadu buněčných membrán.

Průchodu střídavého proudu tkání kladou odpor zejména buněčné membrány. Ukázalo se však, že odpor buněčných membrán vůči průchodu elektrického proudu klesá se vzrůstající frekvencí střídavého proudu buněčnou membránou – že se membrány chovají jako biologické kondenzátory. Proto když mluvíme o odporu buněčných membrán vůči střídavému proudu, mluvíme o tzv. **impedanci** membrány, která má dvě složky:

$$Z = \frac{U}{I} = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2} \quad [\Omega]$$

Induktance je ve tkáních organismu zanedbatelná:

$$Z = \sqrt{R^2 + R_C^2}$$

1. **rezistenci** (odpovídá odporu v obvodu stejnosměrného proudu): její velikost na frekvenci střídavého proudu nezávisí
2. **kapacitanci** (membrána se chová jako kondenzátor): s rostoucí frekvencí se zmenšuje

Většina buněk v lidském těle má charakter dielektrika. V něm nejsou náboje volně pohyblivé, jsou vázány na atomy a molekuly. Dipólové molekuly jsou neuspořádané a vzhledem k jejich různé orientaci se účinek jejich elektrického náboje navenek ruší. Působením vnějšího elektrického pole se dipóly orientují, dochází k polarizaci dielektrika. Vzniká vnitřní elektrické pole opačné polarity než vnější pole. Pohybem elektrických nábojů v dielektriku vzniká posuvný proud. Právě střídavý elektrický proud je veden přes tkáň převážně jako proud posuvný.

Účinky střídavého elektrického proudu při průchodu organismem závidí zejména na jeho frekvenci. Dráždivý účinek střídavého proudu se zvyšuje s rostoucí frekvencí asi do 100 Hz, u vyšších frekvencí

postupně klesá a kolem 10 kHz se dráždivý účinek přestává projevovat. Střídavý proud o frekvenci vyšší než 100 kHz již nemá žádné dráždivé účinky. Účinky těchto vysokofrekvenčních proudů jsou pouze tepelné. Střídavý proud nemá elektrolytické účinky.

b) Lambert-Beerův zákon

Mezi absorbancí A a koncentrací c disperzního podílu platí lineární vztah, zvaný Lambert-Beerův zákon:

$$A = k \cdot c \cdot l$$

k ... extinkční koeficient, jehož hodnota je charakteristická pro danou látku v roztoku a pro danou vlnovou délku světla (jednotkou k je)

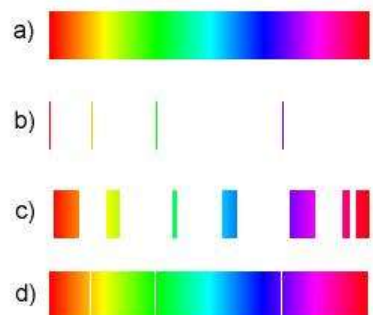
c .. molární koncentrace látky (mol/l)

l .. tloušťka vzorku disperze (cm)

Absorpční fotometrie slouží ke stanovení koncentrací jak bezbarvých, tak i barevných analytických disperzí. U bezbarvých roztoků se používá monochromatické světlo z UV oblasti (200-380 nm), u barevných roztoků se může použít jak UV, tak i viditelná oblast světla (380-760 nm). Rozhodujícím kritériem při volbě vlnové délky je co nejvyšší citlivost měření. To znamená nalezení takové vlnové délky, při které malé změně koncentrace odpovídá největší změna absorbance. Tomuto požadavku odpovídá vlnová délka absorpčního maxima; v případě většího počtu absorpčních maxim pak vlnová délka absorpčního maxima s největší absorbancí.

c) Energetická spektra záření α , β a γ

- a) spojité spektrum
- b) čárové (emisní) spektrum
- c) pásové spektrum
- d) absorpční čárové spektrum



Spektrum obsahující vlnové délky v určitém rozsahu se označuje jako **spojité spektrum**

Spektra atomů plynů často obsahují pouze sadu ostrých čar, mezi kterými se nachází tmavé (neosvětlené) pásy - **čárová**.

Pokud spektrum obsahuje sadu širších pruhů, hovoří se o **pásovém spektru**. Pásová spektra jsou obvykle pozorována u molekul.

Alfa záření – čárové

Beta záření – spojité

Gama záření – čárové

31. a) Použití elektřiny v diagnostice

Snímání akčního potenciálu

Elektrodiagnostika se zabývá registrací elektrických potenciálů vznikajících při činnosti excitabilních orgánů a tkání při diagnostických vyšetřeních.

Diagnostické metody využívající hodnocení akčních potenciálů:

název vyšetření	zkratka	cíl vyšetření
elektrokardiografie	EKG	srdeční činnostní potenciály
elektroencefalografie	EEG	mozkové činnostní potenciály
elektrokortikografie	ECG	mozkové činnostní potenciály
elektromyografie	EMG	svalové činnostní potenciály
elektrogastrografie	EKG	potenciály hladké svaloviny žaludku
elektroretinografie	ERG	sítnicové činnostní potenciály
elektrohysterografie	EHG	děložní činnostní potenciály

Více viz. 35 a)

b) Princip vzniku rtg obrazu

RTG paprsky z rentgenové lampy procházejí tkáněmi pacienta, přičemž narážejí na elektrony tkáně. Vznikají fotoelektrony (fotoefekt, Comptonův rozptyl a tvorba elektron-pozitronových párů) a ty umožňují vznik obrazu tkání. Fotony RTG záření procházejí přes stěnu lampy, potom jsou nízkoenergetické fotony absorbované v primární cloně (hliník) a po průchodu orgánem jsou absorbované v tzv. Buckyho cloně (tenké olovené pásy), uložené těsně před filmem.

Tkáně jako jsou svaly a tukové tkáně se znázorňují velice špatně, naopak kostní tkáň, ale i vzduchová bublina, např. v žaludku, se zobrazí velmi kontrastně. Proto měkké tkáně jako jáce, střevo, žlučník, vidíme na RTG snímku špatně. Pokud je chceme zviditelnit, podáváme do těla RTG kontrastní látky, např. baryt (tzv. pozitivní kontrast), jodové kontrastní látky na vyšetření štítné žlázy, thorium; kontrastní látkou ale může být i vzduch, případně kyslík nebo helium (tzv. negativní kontrast), při zobrazení mozkových komor apod.

RTG obraz je stínový obraz určitého orgánu, přičemž černo-bílý kontrast obrazu velmi závisí na odstupňované absorpci RTG záření tkání, což má za následek odstupňované zčernání RTG filmu. Závisí také na charakteru tkáně, na jeho tloušťce, ale také na zmiňované tvrdosti či měkkosti RTG záření, dále na fotografické emulzi, kvalitě a zpracování filmu.

Roční dávka RTG záření je max. 5 mSv pro chronické, rakovinné účinky, 50 mSv pro akutní, orgánové účinky.

c) Absorpční fotometrie

Absorpční fotometrie slouží ke stanovení koncentrací jak bezbarvých, tak i barevných analytických disperzí. U bezbarvých roztoků se používá monochromatické světlo z UV oblasti (200-380 nm), u barevných roztoků se může použít jak UV, tak i viditelná oblast světla (380-760 nm). Rozhodujícím kritériem při volbě vlnové délky je co nejvyšší citlivost měření. To znamená nalezení takové vlnové délky, při které malé změně koncentrace odpovídá největší změna absorpce.

Tomuto požadavku odpovídá vlnová délka absorpčního maxima; v případě většího počtu absorpčních maxim pak vlnová délka absorpčního maxima s největší absorbancí.

Dá se například použít moderní typ spektrofotometru (Biochrom Libra S6), který umožňuje rychlé změření absorpčního spektra v širokém rozsahu vlnových délek. Jako zdroj světla slouží halogenová lampy s wolframovým vláknem, která vydává světlo v celé šíři viditelného spektra. Toto bílé světlo je kolimováno, dopadá kolmo na vzorek, a po průchodu vzorkem je ohybem na optické mřížce rozloženo na monochromatické paprsky. Tyto dopadají na soustavu fotodiod, které měří intenzitu jednotlivých paprsků. Přístroj tedy neobsahuje žádné pohyblivé části, a umožňuje simultánní měření absorbance pro až 65 různých vlnových délek.

32. a) Použití elektřiny v diagnostice

Snímání akčního potenciálu

Elektrodiagnostika se zabývá registrací elektrických potenciálů vznikajících při činnosti excitabilních orgánů a tkání při diagnostických vyšetřeních.

Diagnostické metody využívající hodnocení akčních potenciálů:

název vyšetření	zkratka	cíl vyšetření
elektrokardiografie	EKG	srdeční činnostní potenciály
elektroencefalografie	EEG	mozkové činnostní potenciály
elektrokortikografie	ECG	mozkové činnostní potenciály
elektromyografie	EMG	svalové činnostní potenciály
elektrogastrografie	EKG	potenciály hladké svaloviny žaludku
elektroretinografie	ERG	sítnicové činnostní potenciály
elektrohysterografie	EHG	děložní činnostní potenciály

viz. 35 a)

b) Záření těles, Stefan-Boltzmannův a Wienův zákon

Tepelné záření je optické záření emitované (vysílané) látkou v důsledku tepelné excitace atomů, při které atomy zahřívané látky srážkami získávají vyšší energii, a tu pak vyzařují ve formě elektromagnetického záření.

Kirchhoffův zákon vyzařování říká, že zářivost tělesa při dané frekvenci záření je úměrná jeho absorpční schopnosti, t.j. schopnosti pohlcovat záření této frekvence. Spojité spektrum, které vyzařuje reálná tělesa, nezávisí tedy jenom na jejich teplotě, ale také na dalších vlastnostech, např. na jejich absorpční schopnosti. Proto se k popisu vyzařování těles zavede model tzv. černé těleso, které dokonale pohlcuje veškeré dopadající elektromagnetické záření. Vyzařování černého tělesa pak závisí jen na jeho termodynamické teplotě.

Stefan-Boltzmannův zákon:

Intenzita vyzařovaného tělesa M_e je úměrná čtvrté mocnině termodynamické teploty T černého tělesa, t.j.

$$M_e = \sigma \cdot T^4$$

$$\sigma = 5,6075 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4} \dots \text{ Stefan-Boltzmannova konstanta}$$

Wienův zákon:

Maximum spektrální intenzity vyzařování připadá na vlnovou délku $\lambda_{\max}$, která se s rostoucí termodynamickou teplotou T posouvá ke kratším vlnovým délkám, t. j.

$$\lambda_{\max} = \frac{b}{T}$$

$$b = 2,898 \cdot 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K}$$

c) Scintilační detektor

Složení: scintilátor a fotonásobič.

Scintilační detekční souprava obsahuje:

předzesilovač, zesilovač, amplitudový analyzátor impulzů a příslušné registrační či paměťové zařízení

Scintilátor:

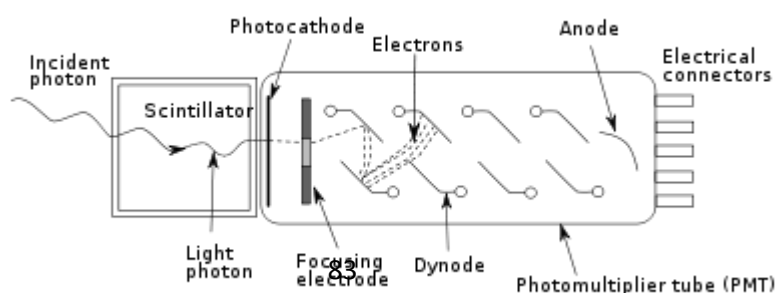
Luminiscenční krystal (nebo jiná vhodná látka), ve kterém dochází k přeměně energie absorbovaného ionizujícího záření ve fotony viditelného světla (procesem excitace elektronů a jejich následné deexcitace). Scintilační (velice slabé) záblesky jsou pak přeměněny fotonásobičem na elektrické impulzy.

Fotonásobič obsahuje:

- fotokatody, která naléhá přes dobrý světlovodič na scintilátor.
- soustavy elektrod (dynod) uprostřed
- anoda, která je na konci odvráceném od scintilátoru

Princip:

Scintilační detektor je nejpoužívanější detektor záření gama. Skládá se ze scintilátoru a fotonásobiče. Ve scintilátoru (v našem případě NaI/Tl - krystal) dojde po vniknutí fotonů gama k excitaci atomů krystalu. Při deexcitaci těchto atomů se vyzáří scintilační fotony, které dopadají na fotokatodu fotonásobiče. Fotokatodu tvoří atomy s vysokým účinným průřezem pro vznik fotoelektrického jevu. Po dopadu a absorpci fotonů se uvolní fotoelektrony, které se z fotokatody urychlují systémem elektrod (dynod), takže každý elektron vytvoří na cestě mezi dynodami 10-100 elektronů. Na anodě fotonásobiče tyto elektrony způsobí vznik elektrického impulzu, jehož výška je úměrná energii kvanta (částice), která vstoupila do scintilátoru. Elektrický impulz se dále elektronicky zpracuje (tvaruje, zesílí) a je detekován čítačem impulzů.



33. a) Účinky elektrického proudu na organismus

druh proudu	elektrolytické účinky	dráždivé účinky	tepelné účinky
stejnosměrný	+	jen při náhlé změně I, zapnutí nebo vypnutí	-
střídavý nízkofrekvenční	slabé	+	-
střídavý vysokofrekvenční	-	-	+

- Vodné prostředí organismu obsahuje ionty – elektrolyt. **Stejnosměrný proud** má tedy na organismus **elektrolytické účinky** a proudové hustoty okolo 0,5mA na cm² mohou způsobit vážné poškození tkáně.
- **Střídavý nízkofrekvenční (50-500Hz)** proud má pouze slabé elektrolytické účinky, protože polarita elektrod se periodicky střídá. Má však výrazné **dráždivé účinky**, které se na svaly projeví jeho záškubem (a při průchodu srdečním svalem může způsobit jeho zástavu).
- **Střídavý vysokofrekvenční** proud nemá elektrolytické účinky a při frekvencích nad 100kHz už se vůbec neuplatňují ani dráždivé. Plně se zde uplatňují **tepelné účinky**.

b) Intenzita zvuku, zvukový tlak

1. Intenzita zvuku I

je energie zvukového vlnění, která projde za dobu jedné sekundy plochou 1m² orientovanou kolmo na směr šíření zvuku.

$$I = \frac{P}{S} \quad [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}]$$

P .. výkon zvukového vlnění [W] ; S .. obsah plochy, kterou vlnění prochází [m²]

Rovinná zvuková vlna:

$$I = p_{\text{ef}} \cdot v_{\text{ef}} \quad [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}]$$

Prahová intenzita zvuku: I₀ je nejnížší ještě registrovatelná intenzita čistého tónu o frekvenci 1 kHz:

$$I_0 = 10^{-12} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$$

2. Zvukový tlak

v místě amplitudy akustické rychlosti částic prostředí je maximální akustický tlak způsobený zhušťováním a zředováním prostředí

$$p = p_{\text{max}} = \sin(2\pi ft + \frac{\pi}{2})$$

c) Fotoluminiscence

je proces, při kterém po absorpci kvanta záření látkou (molekulou) je vyzářeno kvantum o jiné, většinou o delší vlnové délce.

34. a) Cyklus excitability nervového vlákna

Dráždivost: obecná vlastnost všech živých organismů.

Vzrušivost: schopnost buněk odpovědět na dráždění (podnět).

Jedna ze základních změn je změna elektrického stavu buněčné membrány. Snížíme-li depolarizaci hodnotu klidového potenciálu pod určitou prahovou hodnotu – pod **prahový potenciál** – odpoví nervové vlákno (obdobně i svalové buňky nebo buňky myokardu) vznikem **akčního potenciálu**. Rozdíl mezi prahovým a klidovým potenciálem je většinou **5 – 15 mV**. - Je-li klidový potenciál např. -70mV, může prahový potenciál činit -60 mV.

Vznik akčního potenciálu

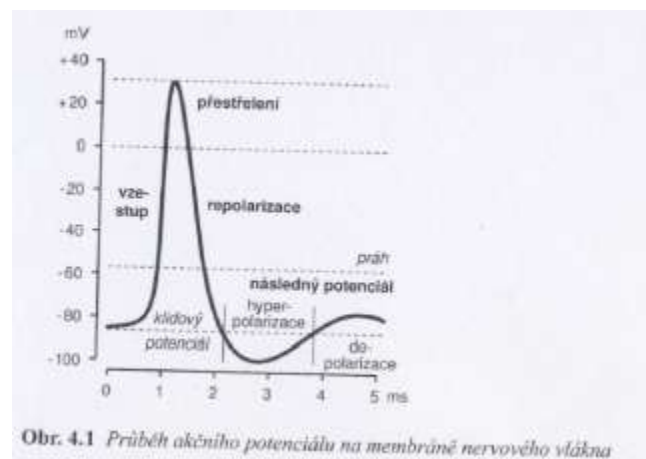
Následkem podráždění se otevřou iontové kanály - změní se propustnosti membrány pro některé ionty. Propustnost pro ionty K^+ vzroste pouze málo, pro ionty Na^+ vroste např. 600x - podstatně rychlejší tok kladných iontů Na^+ z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než iontů K^+ a naopak.

Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty klidového potenciálu k nulové hodnotě a dokonce dojde k transpolarizaci (= nitro buňky se stává kladným). V další fázi (klesající) se membrána stává opět propustnější pro ionty K^+ než pro ionty Na^+ a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě.

Akční potenciál vznikne v excitabilní buňce v případech, že je vyvolán podnětem, který právě stačí snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového potenciálu – **prahový podnět**, nebo jakýmkoliv silnějším podnětem – **nadprahový podnět**. Fyziologové to vyjadřují jako platnost zákona „vše nebo nic“ – buď je podnět dostatečný k vyvolání akčního potenciálu nebo ne.

Množství iontů prošlých membránou v průběhu akčního potenciálu je nízké, asi $3 \cdot 10^{-12}$ až $4 \cdot 10^{-12}$ molů na 1 cm^2 plochy membrány. Proces vzniku akčního potenciálu je spojen jen s nepatrnými energetickými nároky. Doba, po kterou jsou otevřeny iontové kanály, je velmi krátká (kratší než 1 ms). Proto se akční potenciál hodnotou svého maxima pouze přiblíží rovnovážnému membránovému potenciálnímu rozdílu pro Na^+ , který se nestačí plně ustavit.

Po proběhnutí akčního potenciálu následuje ve fázi repolarizace krátká, asi 1 ms trvající doba - **absolutní refrakterní perioda**, po které nelze nový akční potenciál vyvolat. Poté následuje **relativní refrakterní perioda** - trvající 10-15 ms, po kterou lze vyvolat potenciál, ale pouze nadprahový podnětem.



Šíření akčního potenciálu nervovým vláknem

Funkce nervového vlákna: vznik akčního potenciálu + jeho šíření.

Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném úseku nervového vlákna, které nemá myelinový obal, dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu je mechanismem tzv. místních proudů – ty vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se polarizace membrány obrací – vnější strana je nabitá záporně, vnitřní kladně. Podrážděný úsek je tedy v této chvíli opačně nabitý než sousední. Snaha pro vyrovnání náboje vede k podélným iontovým tokům – způsobí v sousedním úseku depolarizaci – pokles potenciálů pod prahovou hodnotu a vznik akčního potenciálu. Tak se šíří akční potenciál podél vlákna.

Rychlost šíření akčního potenciálu – konstantní veličina, závisí na struktuře a elektrických vlastnostech buněčné membrány, vnitřního a vnějšího prostředí. V myelinizovaných nervových vláknech se šíří rychlostí kolem 100 m.s^{-1} . S větším průměrem vlákna se zvětšuje.

V myelinizovaných nervových vláknech je šíření akčního potenciálu oproti vláknům, které nemají myelinový obal, rozdílné. Vlákná jsou obalena myelinovou pochvou - je každé 1-3 mm přerušovaná Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede el. proud – místní proudy nemohou procházet přes myelinový obal a uzavírají se mezi jednotlivými Ranvierovými zářezy. Vzruch se šíří od jednoho zářezu k druhému (saltatorické šíření). Tvar akčního potenciálu je v místě zářezu stejný jako u nemyelinizovaného, ale vzruch se po vlákně šíří až **10x rychleji**.

b) Optické vlastnosti koloidních roztoků

Turbidimetrie a nefelometrie

Kromě absorpce může při průchodu světla vzorkem docházet k jeho rozptylování, pokud jde o disperzní nebo koloidní soustavu. Toho se využívá v technikách **nefelometrie** (řecky nefelé = mrak), kdy se měří intenzita světla rozptýleného pod určitým úhlem, a **turbidimetrie** (anglicky turbid = zakalený), měří-li se intenzita světla procházejícího vzorkem v původním směru. Obě metody jsou vzájemně „zrcadlové“, budeme se proto dále zabývat jen turbidimetrií: lze ji uskutečnit pomocí obvyklého fotometrického vybavení a úbytek světla rozptylem při průchodu vzorkem se dá snadno popsat pomocí absorbance a dalších veličin obvyklých ve fotometrii.

Množství rozptýleného světla závisí na:

1. koncentraci částic. V širokém rozsahu koncentrací jde přitom o závislost lineární, takže lze pracovat zcela analogicky fotometrickým metodám s využitím Lambertova-Beerova zákona. Veličina odpovídající absorbanci se jmenuje **turbidita**.
2. velikosti částic. Množství rozptýleného světla je přibližně nepřímo úměrné molekulové hmotnosti částice.
3. vlnové délce světla. Čím kratší je vlnová délka, tím větší podíl světla bude rozptýlen (Tyndallův jev), intenzita rozptýleného světla roste přibližně se čtvrtou mocninou převrácené hodnoty vlnové délky. V praxi se jako nejvýhodnější používají vlnové délky od 340 do 450 nm. Krátkovlnnější světlo bývá

pohlčeno bílkovinami, které jsou v biologických vzorcích zpravidla přítomny.

4. Při turbidimetrických metodách bývá nejobtížnější vytvořit dostatečně stabilní suspenzi, která by byla stálá po celou dobu měření. Proto se do reakčních směsí přidávají ochranné koloidy, nejčastěji polyetylenglykol.

Turbidimetrie a nefelometrie se používají nejčastěji v imunochemických metodách k vyhodnocování imunoprecipitačních reakcí, kde zákal tvoří komplexy antigen-protilátka.

c) Tepelná kapacita

je množství tepla, kterým se teplo ohřeje o 1 K.

$$C = \frac{Q}{\Delta T} \quad \left[\frac{\text{J}}{\text{K}} \right]$$
$$\Delta T = T_2 - T_1$$

(Tepelná kapacita C tělesa je konstanta úměrnosti mezi množstvím tepla Q dodaného tělesu (nebo odevzdaného tělesem) a tím způsobenou změnou jeho teploty. Platí tedy:

$$Q = C (T_2 - T_1)$$

T_1 .. počáteční teplota tělesa; T_2 .. konečná teplota tělesa)

35. a) Akční potenciál a jeho snímání

Dráždivost: obecná vlastnost všech živých organismů.

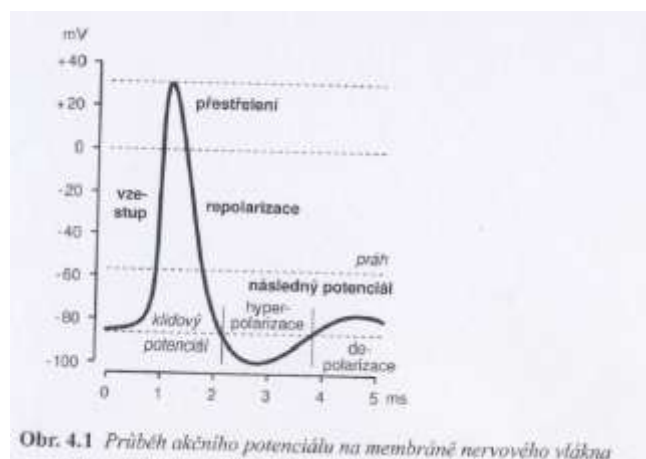
Vzrušivost: schopnost buněk odpovědět na dráždění (podnět).

Jedna ze základních změn je změna elektrického stavu buněčné membrány. Snížíme-li depolarizaci hodnotu klidového potenciálu pod určitou prahovou hodnotu – pod **prahový potenciál** – odpoví nervové vlákno (obdobně i svalové buňky nebo buňky myokardu) vznikem **akčního potenciálu**. Rozdíl mezi prahovým a klidovým potenciálem je většinou **5 – 15 mV**. - Je-li klidový potenciál např. -70mV, může prahový potenciál činit -60 mV.

Vznik akčního potenciálu

Následkem podráždění se otevřou iontové kanály - změní se propustnosti membrány pro některé ionty. Propustnost pro ionty K^+ vzroste pouze málo, pro ionty Na^+ vrostou např. 600x - podstatně rychlejší tok kladných iontů Na^+ z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než iontů K^+ a naopak.

Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty



Obr. 4.1 Průběh akčního potenciálu na membráně nervového vlákna

klidového potenciálu k nulové hodnotě a dokonce dojde k transpolarizaci (= nitro buňky se stává kladným). V další fázi (klesající) se membrána stává opět propustnější pro ionty K^+ než pro ionty Na^+ a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě.

Akční potenciál vznikne v excitabilní buňce v případech, že je vyvolán podnětem, který právě stačí snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového potenciálu – **prahový podnět**, nebo jakýmkoliv silnějším podnětem – **nadprahový podnět**. Fyziologové to vyjadřují jako platnost zákona „vše nebo nic“ – buď je podnět dostatečný k vyvolání akčního potenciálu nebo ne.

Množství iontů prošlých membránou v průběhu akčního potenciálu je nízké, asi $3 \cdot 10^{-12}$ až $4 \cdot 10^{-12}$ molů na 1 cm^2 plochy membrány. Proces vzniku akčního potenciálu je spojen jen s nepatrnými energetickými nároky. Doba, po kterou jsou otevřeny iontové kanály, je velmi krátká (kratší než 1 ms). Proto se akční potenciál hodnotou svého maxima pouze přiblíží rovnovážnému membránovému potenciálnímu rozdílu pro Na^+ , který se nestačí plně ustavit.

Po proběhnutí akčního potenciálu následuje ve fázi repolarizace krátká, asi 1 ms trvající doba - **absolutní refrakterní perioda**, po které nelze nový akční potenciál vyvolat. Poté následuje **relativní refrakterní perioda** - trvající 10-15 ms, po kterou lze vyvolat potenciál, ale pouze nadprahový podnětem.

Šíření akčního potenciálu nervovým vláknem

Funkce nervového vlákna: vznik akčního potenciálu + jeho šíření.

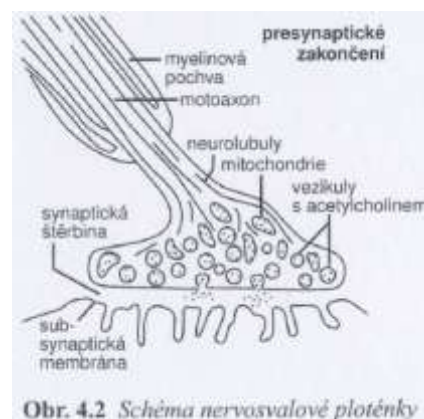
Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném úseku nervového vlákna, které nemá myelinový obal, dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu je mechanismem tzv. místních proudů – ty vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se polarizace membrány obrací – vnější strana je nabitá záporně, vnitřní kladně. Podrážděný úsek je tedy v této chvíli opačně nabitý než sousední. Snaha pro vyrovnání náboje vede k podélným iontovým tokům – způsobí v sousedním úseku depolarizaci – pokles potenciálů pod prahovou hodnotu a vznik akčního potenciálu. Tak se šíří akční potenciál podél vlákna.

Rychlost šíření akčního potenciálu – konstantní veličina, závisí na struktuře a elektrických vlastnostech buněčné membrány, vnitřního a vnějšího prostředí. V myelinizovaných nervových vláknech se šíří rychlostí kolem $100 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. S větším průměrem vlákna se zvětšuje.

V myelinizovaných nervových vláknech je šíření akčního potenciálu oproti vláknům, které nemají myelinový obal, rozdílné. Vlákná jsou obalena myelinovou pochvou - je každé 1-3 mm přerušovaná Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede el. proud – místní proudy nemohou procházet přes myelinový obal a uzavírají se mezi jednotlivými Ranvierovými zářezy. Vzruch se šíří od jednoho zárezu k druhému (saltatorické šíření). Tvar akčního potenciálu je v místě zárezu stejný jako u nemylinizovaného, ale vzruch se po vlákně šíří až **10x rychleji**.

Potenciály na kosterním svalu

Klidový potenciál membrány kosterního svalu se ustavuje podobně jako klidový potenciál membrány nervového vlákna. Během činnosti svalu v něm vzniká a šíří se akční potenciál podobným způsobem a na základě podobného mechanismu jako u nervových buněk. Pověly k činnosti kosterního svalu přicházejí od zakončení axonu motorického nervu, viz. obr. Různé axony jsou svým zakončením



připojeny na různé počty svalových vláken. Svalová vlákna ovládaná jedním axonem tvoří **motorickou jednotku**. Ta pracuje podobně jako nervové vlákno v souladu s pravidlem „vše nebo nic“ – všechna vlákna jedné motorické jednotky jsou aktivována téměř současně. Různého napětí - tonusu - svalu se dosahuje změnou frekvence akčních potenciálů nebo změnou počtu motorických jednotek uváděných v činnost.

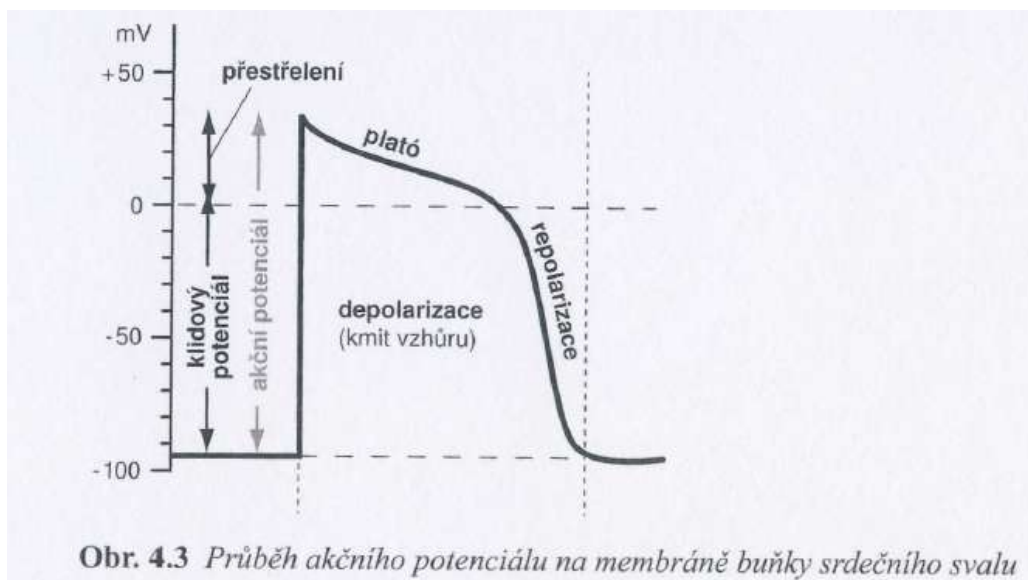
Potenciály na srdečním svalu

U buněk srdečního svalu je klidový membránový potenciál během diastoly okolo -80 až -90 mV. V průběhu systoly vzniká akční potenciál, který má (na rozdíl od potenciálu nervového vlákna) charakteristické plató, viz. obr. Fáze depolarizace je velmi rychlá, naopak fáze repolarizace pomalá. Celý průběh akčního potenciálu (i refrakterní perioda – její absolutní i relativní část) je řádově **(100x) delší** než u kosterního svalu.

Při depolarizaci se (podobně jako u nervové buňky) uplatní hlavně rychlý průnik sodných kationtů iontovými kanály dovnitř buňky. V oblasti plata se uplatňují odlišné mechanismy :

1. zvýší se propustnost membrány pro vápenaté ionty, které pak působí podobně jako sodné ionty – přispějí (spolu s ionty Na^+ , které mohou dále pronikat spolu s nimi nespecifickým kanálem) k udržení stavu depolarizace
2. během akčního potenciálu se snižuje propustnost membrány pro ionty K^+ - to brání repolarizaci

Teprve po snížení zvýšené permeability pro ionty Ca^{2+} se zvýší permeabilita pro ionty K^+ a dojde k repolarizaci a ustanovení klidového potenciálu. V srdci jsou centra automacie, ve kterých jsou buňky schopné spontánní depolarizace - spontánní depolarizace je základem srdeční automacie.



Potenciály hladkého svalu

Membrány buněk hladkého svalu mají nižší klidový potenciál – okolo -50 mV, což je způsobeno vyšší propustností pro ionty Na^+ . U některé hladké svaloviny je průběh akčního potenciálu charakterizován přítomností plata, podobně jako u srdečního svalu.

Snímání akčního potenciálu

Elektrodiagnostika se zabývá registrací elektrických potenciálů vznikajících při činnosti excitabilních orgánů a tkání při diagnostických vyšetřeních.

Diagnostické metody využívající hodnocení akčních potenciálů:

název vyšetření	zkratka	cíl vyšetření
elektrokardiografie	EKG	srdeční činnostní potenciály
elektroencefalografie	EEG	mozkové činnostní potenciály
elektrokortikografie	ECG	mozkové činnostní potenciály
elektromyografie	EMG	svalové činnostní potenciály
elektrogastrografie	EKG	potenciály hladké svaloviny žaludku
elektroretinografie	ERG	sítnicové činnostní potenciály
elektrohysterografie	EHG	děložní činnostní potenciály

Časovou závislost změn potenciálů sledujeme:

- na membráně nervové nebo svalové buňky
- na povrchu těla

Tkáň, ve které probíhá akční potenciál, lze považovat za elektrický dipól, který kolem sebe vytváří elektrické pole. Různá místa daného elektrického pole mají v daném čase různé potenciály, takže určité potenciální rozdíly (napětí) lze naměřit nejen na povrchu uvažované tkáně, ale i mezi dvěma libovolnými body v okolí.

Získaný záznam se nazývá **elektrogram**. Získáváme ho:

1. unipolárně = jedna (aktivní) elektroda je přiložena na dané místo tkáně, druhá elektroda je referenční o stálém potenciálu
2. bipolárně = obě elektrody jsou aktivní a jsou přiložené na dvě různá místa téže tkáně

Současná medicína využívá hodnocení akčních potenciálů v širokém spektru diagnostických metod. Technický rozvoj umožňuje citlivé snímání elektrických potenciálů a tím kvalitativní rozvoj těchto neinvazivních metod.

Elektroencefalografie, EEG

Diagnostická metoda používaná k záznamu elektrické aktivity mozku. Řadí se mezi neinvazivní metody. Změny v polarizaci neuronů jsou snímány povrchovými elektrodami („čepička se spousta elektrodami“). Získané výsledky zaznamenává do grafu. Aktivita mozku se liší frekvencí a amplitudou vln. Mezi základní typy aktivit (rytmy EEG) patří:

typ rytmu	rozsah frekvence	stav
delta	3 Hz a méně	hluboký spánek, v bdělosti patologické
theta	3,5 – 7,5 Hz	kreativita (přemýšlení), usínání
alpha	8 – 13 Hz	relaxace, zavřené oči
beta	14 – 30 Hz	koncentrace, logicko-analytické myšlení, neklid
gamma	30 Hz a více	extrémní koncentrace, hluboká meditace

Použití: v neurologii a v psychiatrii. Monitorování a vyšetření chorob jako je epilepsie (zjistit, jaká ložiska vyvolávají záchvat, v kterém laloku), kóma, migrény.

Elektromyografie, EMG

Je to elektrodiagnostická metoda, která slouží především k diagnostice poruch nervosvalového aparátu. Podstatou je měření elektrických potenciálů vzniklých v důsledku činností kosterní svaloviny.

Zjišťuje se funkce nervů (přerušení zcela, částečně ..), svalů a nervosvalové ploténky. Využívají to neurologové. Už je méně příjemná – 2 elektrody: jedna stimulační - plochá nalepovací, druhá snímací – jehlová elektroda, zapíchne se do svalu pacienta).

Syndrom karpálního tunelu – kostěný karpální tunýlek je zmenšený důsledkem otoku, přetížení – nervy a cévy utlačeny – brnění – diagnostikuje se, zdali je problém přímo v karpálním kanálku, nebo v krční páteři.

PolyEMG vyšetření – centrální problémy, distonie (imobilizace) – svaly z různých etází.

Složitě vyšetření – všechny otřesy se zaznamenávají.

Elektrokardiografie, EKG

Vodivý systém srdeční:

Rychlost a pravidelnost srdeční činnosti je řízena sinoatriálním uzlem Keith -Flackovým (S - A), který je lokalizován v pravé síni, vpředu a vpravo od ústí horní duté žíly. Přibližně 70-krát za minutu se tento uzel samovolně vybije a způsobí excitační vlnu, která se šíří do všech směrů oběma síněmi. V blízkosti ústí koronárního sinu je atrioventrikulární uzel Tawarův (A - V). Ten vytváří elektrické impulzy v pomalejším sledu tak, že je předčasně vybit excitační vlnou, vycházející ze sinoatriálního uzlu. Elektrický impuls se potom šíří směrem dolů Hisovým svazkem, který prostupuje membránou částí mezikomorové přepážky, kde se rozděluje v pravé a levé raménko Tawarovo. Levé raménko se dělí dále na dvě menší větve. Tato raménka směřují kaudálně a rozpadají se v síť Purkyňových vláken, která přenášejí excitaci do subendokardiálního myokardu.

Fyziologie vedení podráždění:

Vlákno prochází postupně fázemi:

- polarizace, kdy povrch vlákna je nabit kladně;
- depolarizace, při které dochází ke změně polarity vlákna;
- transpolarizace, kdy povrch vlákna je nabit záporně;
- repolarizace, při které dochází k návratu k původní polaritě.

U buněk srdečního svalu je hodnota klidového membránového potenciálu (během diastoly) v rozmezí -80 až -90 mV (obr. 7). Jeho hodnota je dána především nerovnoměrným zastoupením K⁺ iontů vně a uvnitř buňky. V průběhu systoly vzniká akční potenciál. Fáze depolarizace je velmi rychlá, repolarizace naopak velmi pomalá (vzniká charakteristické plató). Celý průběh akčního potenciálu a tím i refrakterní fáze je o dva řády delší než u nervového vlákna. Při depolarizaci se podobně jako u nervové buňky uplatní hlavně rychlý průnik sodných kationtů iontovými kanály. V oblasti plata se uplatňují odlišné mechanismy. Jednak se zvýší propustnost membrány pro vápenaté ionty, takže přispívají k udržení stavu depolarizace, jednak se snižuje propustnost membrány pro draselné ionty, což brání repolarizaci. Teprve po snížení zvýšené permeability membrány pro vápenaté ionty se zvýší permeabilita pro ionty draselné a dojde k repolarizaci a ustavení klidového

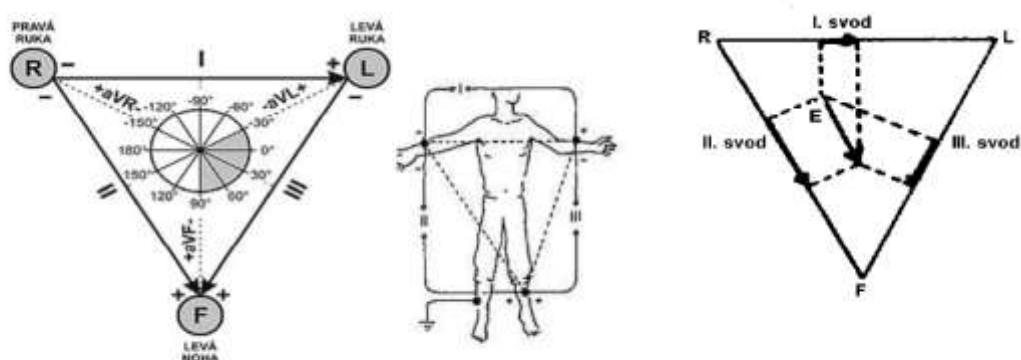
potenciálu.

Snímání elektrické aktivity srdeční

Elektrokardiografie je metoda zevní registrace srdečních potenciálů. Změny těchto potenciálů lze na povrchu těla elektrodami snímat a po zesílení registrovat.

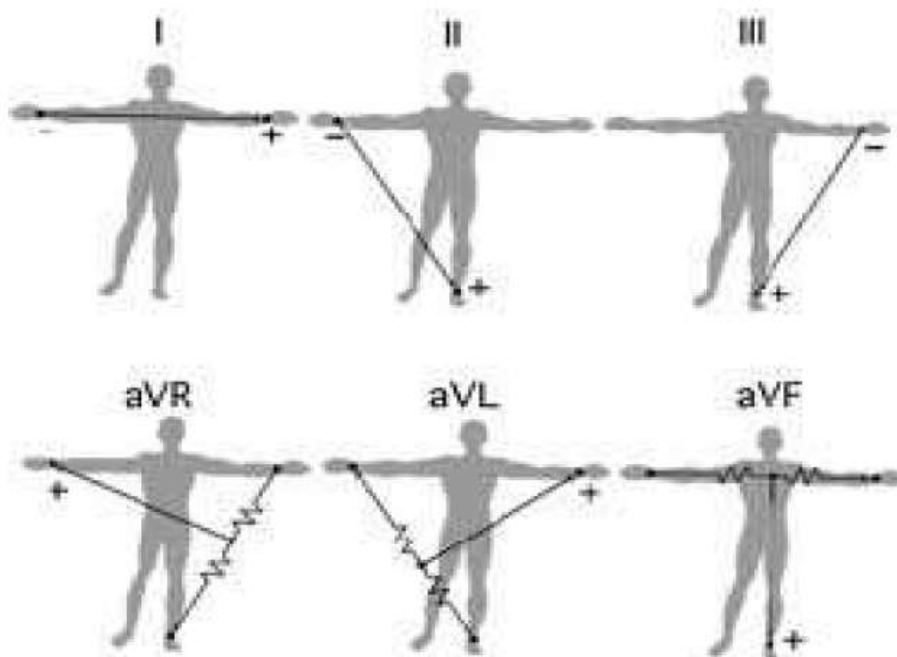
Elektrody pro snímání srdečních potenciálů se přikládají na kůži, která je pro snížení přechodového odporu odmaštěna a potřena slabou vrstvou EKG gelu. Vlastní elektrody jsou ke kůži připevněny buď gumovými manžetami, nebo pomocí přísavek. Používají se i samolepící elektrody, případně elektrody z vodící pryže. Místa, kam elektrody přikládáme, se nazývají **svody**.

Představíme-li si člověka s upaženými pažemi, kterému přiložíme snímací elektrody na obě zápěstí a kotník levé nohy, vytvoříme rovnostranný trojúhelník, který je nazýván **Einthovenův**. Srdce je přibližně v jeho středu. Na obrázku je srdce znázorněno srdeční osou. Svody označujeme jako končetinové a značíme je římskými číslicemi **I, II, III**.



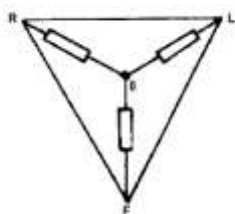
Obr.1 Einthovenův trojúhelník

L – svod na levé ruce;
R – svod na pravé ruce;
F – svod na levé noze;
E – elektrická osa srdce, vektor definující prostorovou orientaci



Obr. 2 Bipolární svody I, II a III. Unipolární svody aVR, aVL, aVF.

Klasické končetinové svody jsou bipolární, zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi oběma snímanými místy. Unipolární svody zaznamenávají rozdíl potenciálu ze snímaného místa proti nulovému potenciálu, který vznikne spojením všech tří elektrod do jednoho bodu přes odpor 5 k Ω (**Wilsonova svorka – obr.3**). Tyto svody označujeme mezinárodně písmenem V a specifikací příslušné elektrody. Běžně jsou snímány na obou horních a levé dolní končetině a na hrudníku, kde je zpravidla snímáme ze šesti předem daných míst. Při některých speciálních vyšetřeních jsou svody přikládány i na záda do celkového počtu 12 nebo i do dalších lokalizací (jícnové, nitrosrdeční).



Obr. 3. Wilsonova svorka

Protože končetinové unipolární svody mají malou výchylku, Goldberger modifikoval jejich zapojení zesílením. Dosáhl tak zvětšení amplitudy o 50 procent. Tyto svody označujeme jako „zvětšené unipolární končetinové svody“, případně „**Goldbergerovy svody**“ a označujeme je **aVR, aVL, aVF** (a= augment - zvětšit). Svod z jedné končetiny je snímán proti zbývajícím dvou svodům, které jsou spojeny. Tak například u aVR je pravá horní končetina proti spojeným svodům levé horní a levé dolní končetiny. Vzhledem k poměrně nízkému potenciálnímu rozdílu akčních proudů v srdečním svalu (0,1 - 1 mV) je nutno provést poměrně značné **zesílení srdečních potenciálů**. V současné době se k tomuto účelu ještě někde používají elektronkové zesilovače, častěji se však již setkáváme se zesilovači polovodičovými (tranzistorovými) a zesilovači třetí generace sestavenými z integrovaných obvodů.

Umístění svodů při registraci EKG křivky:

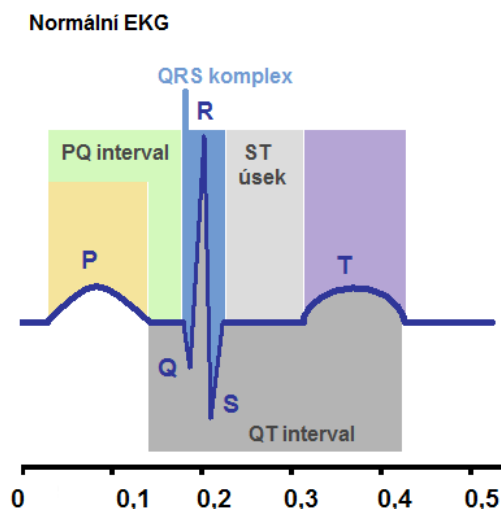
(!) 12 svodů, ale pouze 10 kabelů

mezinárodní označení svodu	Umístění – barva elektrody
V _R	pravá ruka – červená
V _L	levá ruka – žlutá
V _F	levá noha – zelená
V ₁	2. mezižebří při pravém okraji sterna
V ₂	2. mezižebří při levém okraji sterna
V ₃	mezi V ₂ a V ₄
V ₄	5. nebo 6. mezižebří v medioklavikulární čáře
V ₅	na úrovni V ₄ v přední axilární čáře vlevo
V ₆	na úrovni V ₄ ve střední axilární čáře vlevo
Uzemnění	pravá noha - černá

Hodnocení grafického zápisu elektrické činnosti srdečního svalu se provádí na základě znalostí fyziologického průběhu elektrokardiografické křivky, její voltáže a trvání jejích jednotlivých úseků.

Na průběhu křivky popisujeme vlnu P, komplex QRS a vlnu T. Vlnu U vidíme zřídka. Patologická křivka se vyznačuje změnou voltáže, deformacemi některých vln nebo časovými změnami.

Vlna P znázorňuje depolarizaci síní, **komplex QRS** (komorový soubor) představuje depolarizační fázi komor. **Úsek ST** je repolarizační fázi komor, **vlna T** znamená ukončení repolarizace komor. Původ **vlny U** je nejasný. Repolarizace síní není na záznamu EKG patrná, je překryta komplexem QRS.



Časové hodnoty jednotlivých částí EKG záznamu odečítáme pomocí časové mřížky. Ta je vytisknuta na registračním papíru a platí pro určitou rychlost posuvu papíru. Vzdálenost dvou silných svislic mřížky představuje při rychlosti posuvu papíru 25 mm/s dobu 0,2 sekundy. Tuto vzdálenost dělí čtyři tenčí svislé čáry na 5 dílků po 0,04 sekundách. Kromě těchto svislic jsou na registračním papíru vodorovné linie k odečítání výšky (amplitudy) jednotlivých úseků EKG křivky.

Vlna P trvá 0,06 - 0,11 s a odpovídá depolarizaci síní.

Interval PQ trvá 0,12 - 0,20 s a odpovídá převodu vzruchu ze sinoatriálního uzlu převodním systémem do svaloviny komor.

Komplex QRS trvá 0,06 - 0,10 s a odpovídá depolarizaci komor.

Interval QT trvá 0,32 - 0,42 s a postihuje celkovou dobu elektrické aktivity komor.

Izoelektrická linie je vodorovná čára, kterou zapisuje elektrokardiograf běžící „na prázdko“, nebo mezi jednotlivými srdečními revolucemi. (Do této linie se běžně promítají i úseky PQ a ST.)

Popis křivky :

Vlny P i T mohou být jak pozitivní tak negativní, fyziologicky je negativní vlna P i T např. ve svodu aVR .

Kmit Q je první negativní kmit (může být pouze negativní).

Kmit R je pozitivní kmit a můžeme vidět více kmitů R ,pak se označují např. R¹, R² ,r,R.

Kmit S je první negativní kmit za R (může být pouze negativní).

b) Akční potenciál a jeho snímání

viz. 35 a)

c) Generátory ultrazvuku

Magnetostrikční generátory vyvolávají ultrazvukové kmity v prostředí kolem feromagnetické tyčinky, umístěné ve střídavém magnetickém poli elektromagnetu. Využívají magnetostrikčního jevu, tj. změny objemu feromagnetické látky vlivem okolního magnetického pole.

Výhoda: mají velký výkon.

Nevýhoda: lze jimi generovat ultrazvuk o frekvenci jen asi do 60 kHz.

Použití: se pouze v zubním lékařství pro odstraňování zubního kamene a kazu.

Piezoelektrické generátory jsou založeny na **nepřímém piezoelektrickém jevu** – na deformaci určitých materiálů vlivem elektrického napětí přivedeného na jejich protilehlé povrchy. Je-li toto napětí střídavé, koná destička z piezoelektrického materiálu pružné kmity v rytmu změn napětí. Napětí se přivádí z generátoru, jehož kmitočet je naladěný na vlastní rezonanční frekvenci destičky (dáno mechanickými vlastnostmi a rozměry destičky – čím je destička tenčí, tím může kmitat s vyšší frekvencí).

Tento jev je pozorován u některých krystalů (např. výbrus krystalu křemene, turmalinu, Seignetovy soli) a některých keramických látek. Mechanická energie destičky rozkmitává okolní prostředí. Jelikož je absorpce ultrazvuku způsobená vnitřním třením při stlačování prostředí ve vzduchu velká, bývá kmitající destička uložena v kapalině, nejčastěji v oleji. Celý zdroj ultrazvuku je chráněn krytem z plastu nebo kovu. Mezi povrchem ultrazvukové sondy a tělesným povrchem musí být ze stejného důvodu zajištěn dobrý akustický kontakt (imersní prostředí – olej, hydrogely). Používané frekvence bývají v rozsahu 1-20 MHz.

Při detekci ultrazvuku se využívá **přímý piezoelektrický jev** – vznik elektrického náboje na opačných koncích tzv. elektrické osy piezoelektrického materiálu při jeho deformaci.

36. a) Klidový membránový potenciál

Vzniká v podmínkách fyziologického klidu na membránách buněk vzrušivých tkání. Je dán **nerovnoměrným rozdělením základních fyziologických iontů** (zejména draselné, sodné, chloridové, vápenaté) **po obou stranách buněčné membrány**.

Hodnota klidového membránového potenciálu u svalových nebo nervových buněk: **-50 mV až -100 mV**, v závislosti na typu buňky. Nitro buňky je negativní.

Princip:

Prostřednictvím aktivního transportu jsou ionty Na^+ trvale čerpány z buňky ven a ionty K^+ dovnitř (pumpa je tzv. $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ - ATPáza). Pumpa nepracuje jen v jednom režimu 1:1, ale i např. v režimu 3:2 = z buňky se dostává více kladných iontů sodíku než do buňky iontů draslíku.

Pro ionty Na^+

V klidu je buněčná membrána jen málo propustná pro ionty Na^+ - koncentrační gradient Na^+ nemůže být pasivní zpětnou difúzí ihned zrušen.

Buněčná membrána je velmi málo propustná pro negativně nabitě bílkoviny a organické fosfáty nacházející se uvnitř buňky.

Pro ionty K^+

Membrána klidové buňky je pro K^+ velice dobře propustná. Díky značnému koncentračnímu rozdílu difundují ionty z intracelulárního prostoru do prostoru extracelulárního. Již difúze malého počtu iontů K^+ má vzhledem k pozitivnímu náboji K^+ za následek narušení náboje na membráně – difúzní potenciál. Proti difúzi K^+ se vzrůstající měrou uplatňuje vznikající potenciál, až se ustaví rovnovážný potenciál pro K^+ :

$$V_K = U_{membr.} = (\varphi^{in} - \varphi^{ex}) = \frac{RT}{F} \cdot \ln \frac{c^{ex}}{c^{in}}$$

V_K ... rovnovážný potenciál draselných iontů; R ... plynová konstanta; T ... absolutní teplota;

F ... Faradayova konstanta; $\ln$... přirozený logarismus poměru koncentrací draslíku

ve vnějším prostředí c^{ex} ($[K^+]_e$) a ve vnitřním prostředí c^{in} ($[K^+]_i$) buňky.

Přesná měření ukázala, že se hodnota membránového potenciálu liší od hodnoty rovnovážného potenciálu draselných iontů – na velikosti membránového potenciálu mají vliv i další ionty.

Buněčná membrána je v klidu propustná, ale s velkým omezením – př. pro sodné ionty, lépe pro chloridové ionty.

Klidový membránový potenciál je vytvářen přispěním všech difuzibilních iontů. Vykazují ho všechny živé buňky, vzrušivé buňky (nervové, svalové) mají schopnost reagovat na podnět změnami propustnosti membrány pro ionty – následek: významné změny potenciálu.

b) Scintilační detektor

viz. 32 c

c) Kosmické záření

je ionizující záření, proud částic velmi vysokých energií (10^{10} až 10^{19} eV), dopadající na zemský povrch z kosmického prostoru.

Primární kosmické záření:

- kosmické záření, které nepřišlo do styku se zemskou atmosférou

Obsah: mezony, protony (až 80%), heliony a jádra těžkých prvků.

Přichází z mezihvězdného prostoru.

Složení : 1. galaktické záření

2. záření z velkých slunečních erupcí (hlavně z vysokoenergetických protonů, helionů, elektronů a rentgenového záření).

Dávkové příkony: mění se jen málo zeměpisnou šířkou, výrazně s výškou nad hladinou moře

- do 20 km nad mořem – s rostoucí nadmořskou výškou se zvyšuje intenzita kosmického záření (př. ozáření obyvatel Teheránu a Mexico City je asi 2-3x vyšší než obyvatel na úrovni moře)
- dalších 20 km – snižuje se a ustaluje se na konstantních hodnotách, s výjimkou Van Allenových-Vernorových pásů
= pásma se
 - a) zvýšeným množstvím protonů ve vzdálenosti 450 – 8 000 km od zemského povrchu
 - b) zvýšeným množstvím elektronů a protonů ve vzdálenosti 15 000 – 70 000 km od zemského povrchu

Sekundární kosmické záření

- vzniká interakcí primárního záření se zemskou atmosférou

vzniká v důsledku různých interakcí vysoce energetického primárního kosmického záření při průchodu zemskou atmosférou.

Měkká složka: elektrony, pozitrony a fotony vysokých energií.

Tvrdá složka: mezony, protony, neutrony a jádra lehkých prvků.

Kosmické záření je stálou složkou životního prostředí člověka. Odhad průměrného ročního dávkového ekvivalentu z kosmického záření je asi 280 μSv na úrovni moře.

Zemská atmosféra poskytuje dostatečnou ochranu před jeho možnými škodlivými účinky. Bezpečné jsou i lety dopravních letadel ve výškách kolem 10km, kdy příkon dávkového ekvivalentu je odhadován na $1,35 \mu\text{S} \cdot \text{h}^{-1}$.

V nadzvukových letadlech (výše letu 20 km) činí odhady dávkového ekvivalentu $9 \mu\text{S} \cdot \text{h}^{-1}$ (celkový dávkový ekvivalent bude však nižší než u obvyklého letadla vzhledem k rychlejšímu překonání trasy nadzvukovými letadly).

Biologické účinky kosmického záření se mohou nepříznivě uplatňovat při dlouhodobých kosmických letech. Fyzikální ochrana kosmických lodí je velmi obtížná vzhledem k vysokým energiím kosmického záření a vzhledem k limitující tloušťce ochranného obalu kosmické lodi (např. u kosmonautů při letu 4. výpravy na Saljutu 6 trvajícím 175 dní bylo dosaženo dávkového ekvivalentu 55 mSv).

37. a) Klidový membránový potenciál

viz. 36 a)

b) Detektory ionizujícího záření

viz. 19 c)

c) Dozimetrické jednotky

Základní veličina charakterizující zdroj záření je **emise** zdroje. Emise je definována jako počet částic 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 se používala veličina 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. Jednotkou je $\text{Bq} \cdot \text{m}^{-3}$. Její rozměr je $s^{-1} \cdot \text{m}^{-3}$.

Expozice (ozáření) X je charakteristikou pole záření γ nebo rentgenového záření.

$X = \Delta Q / \Delta m$ poměr elektrického náboje a hmotnosti elementu vzduchu

- jednotkou je $\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ (dříve byla používaná jednotka 1 R (rentgen) = $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$), rozměr expozice je $\text{kg}^{-1} \cdot \text{s}$

Expoziční rychlost je přírůstek expozice v časovém intervalu. $\Delta X / \Delta t$.

- 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 ΔE ionizujícího záření absorbované objemovým elementem látky o hmotnosti Δm látky v objemovém elementu

$$D = \Delta E / \Delta m$$

- jednotkou je gray (Gy) = $1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$, rozměr je $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$

(dříve používanou jednotkou byl 1 rad = 10^{-2} Gy).

Dávková rychlost je střední přírůstek dávky ΔD v časovém intervalu Δt .

$$\Delta D / \Delta t$$

- jednotkou je $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$

Dávkový ekvivalent H – se užívá pro účely radiační hygieny

- má význam modifikované dávky, $H = D \cdot Q \cdot N$, která koreluje s velikostí biologického účinku různých druhů ionizujícího záření

Q ...jakostní faktor (faktor kvality), charakterizuje kvalitu záření z hlediska jeho biologického účinku

N ...je součin dalších faktorů charakterizujících podmínky ozáření

- jednotkou je 1 sievert (Sv), rozměr má stejný jako absorbovaná dávka záření $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$

- expozice 1 $\text{C} \cdot \text{kg}^{-1}$ odpovídá ve vzduchu dávce 34 Gy, v tkáni 36 Gy.

23 c) POLARIMETRIE, BIOTŮV ZÁKON

POLARIMETRIE

= optická metoda založená na měření optické stáчивosti některých látek, kterou projevují, prochází-li jimi literárně polarizované světlo

- v závislosti na tom, z jakého místa pozorovatele nastává stáčení polarizační roviny vdaném opticky aktivním prostředím máme prostředí
 - PRAVOTOČIVÉ - roztok třtinového a řepného cukru
 - LEVOTOČIVÉ - roztok hroznového cukru
- stočení roviny lineárně polarizovaného světla v opticky aktivní látce je způsobeno tím, že lineárně polarizovaný paprsek s epři průchodu rozdělí na dva, kruhově poalrizované, ve vzájemně opačných směrech, které se při výstupu z látky opět skládají v jeden lineárně poalrizovaný
- optická stáчивost
 - úhel stočení a roviny polarizovaného světla dělený tloušťkou vrstvy opticky aktivní látk
 - měrná specifická stáчивost ej úhel stočení roviny polarizovaného světla dělený tloušťkou vstvy a objemovou koncentraví q/100:
$$[\alpha] = 100\alpha/lq$$

q je zde počet gramů látky obsažený ve 100ml roztoku. Jendotkou měrné stáчивosti je $^{\circ}.\text{ml.g}^{-1}.\text{dm}^{-1}$

OPTICKÁ OTÁČIVOST

Optická otáčivost (též **optická aktivita**) je schopnost chirálních látek stáčet rovinu polarizovaného světla.

Jako jeden z prvních pozoroval optickou otáčivost Jean Baptista Biot na počátku 19. století.

Optická aktivita souvisí s chiralitou molekul.

- Symbol veličina: α
- Jednotka: stupeň, značka jednotky: $^{\circ}$

Opticky aktivní látky

Látky vyznačující se optickou aktivitou se označují jako **opticky aktivní**.

Mezi opticky aktivní látky patří některé krystaly (např. křemen) a některé kapaliny (různé organické kapaliny, např. roztok třtinového cukru).

Samotné stáčení polarizační roviny se označuje jako **rotační polarizace**. Pro rotační polarizaci platí tzv. Biotovy zákony.

Kromě velikosti otáčivosti se určuje i směr. Rozeznáváme tak opticky aktivní látky *pravotočivé*, které stáčejí polarizační rovinu ve směru chodu hodinových ručiček, a *levotočivé*, které ji stáčejí proti směru chodu hodinových ručiček. Existuje tak např. levotočivý a pravotočivý křemen apod. Směs stejných množství pravotočivé a levotočivé látky vytváří **opticky neaktivní (inaktivní) látku**, tedy látku, která polarizační rovinu nestáčí.

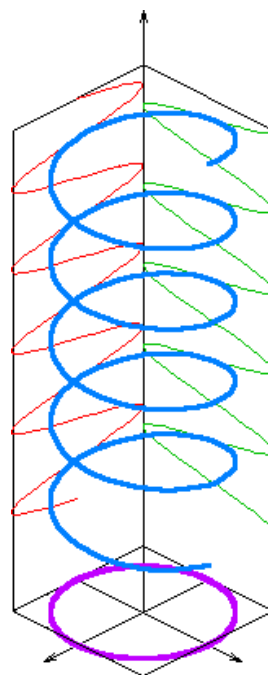
Příkladem může být opticky neaktivní kyselina hroznová, což je směs stejných množství pravotočivé a levotočivé kyseliny vinné (molekuly kyseliny levovinné a pravovinné jsou svými zrcadlovými obrazy). Kyselina hroznová se též označuje pojmem racemát.

Levotočivé látky se nazývají *levo*-izomery a označují jako (*l*) a nebo (-), zatímco pravotočivé izomery jsou nazývány jako *dextro*-izomery a označovány jako (*d*) a nebo (+).

Obvykle se uvažuje lineárně polarizované světlo; rovina polarizace se po průchodu chirální látkou změni o úhel, který je úměrný délce dráhy, kterou světlo v látce urazilo. Optická otáčivost závisí na vlnové délce (označuje se jako disperze optické otáčivosti), teplotě a koncentraci. Pro měření je běžně používáno světla (D-linie) ze sodíkové výbojky o vlnové délce 589,3 nm.

Využití[editovat | editovat zdroj]

Závislosti optické otáčivosti na koncentraci opticky aktivní látky je využíváno v analytické chemii při stanovení koncentrace. Optická otáčivost se měří pomocí polarimetrů, koncentrace se vypočítá dle vzorce



$$c = \frac{100\alpha}{l \cdot [\alpha]_D^{20} \cdot \sigma_{20}},$$

kde c je koncentrace v procentech, α úhel otočení ve stupních při teplotě $(20 \pm 0,5)^\circ\text{C}$, l délka polarimetrické trubice v decimetrech a σ hustota při 20°C v g/cm^3 .

Poslední Biotův zákon umožňuje odlišit pravotočivou látku od levotočivé. Sled barev získaných rozkladem bílého světla levotočivou látkou, který pozorujeme při otáčení analyzátoru, je opačný než v případě látky pravotočivé.

Z Biotových zákonů vyplývá, že složené světlo se rotační polarizací rozkládá na jednotlivé barvy. Tento jev je označován jako **rotační disperze (rozklad) světla**. Rotační disperzi lze popsat vztahem

$$\alpha = \frac{A}{\lambda^2},$$

kde A je konstanta a λ je vlnová délka světla. Tento vztah platí poměrně přesně s výjimkou oblastí, v nichž je pozorována anomální disperze. V takovém případě je třeba použít složitější výraz

$$\alpha = \sum_i \frac{A_i}{\lambda^2 - \lambda_i^2},$$

kde λ_i jsou vlnové délky, při kterých je světlo v látce pohlcováno.

Rotační polarizaci lze objasnit na základě předpokladu, že opticky aktivní látka rozloží lineárně polarizovanou vlnu na dva eliptické kmity, v nichž amplitudy rotují v opačných směrech. Ve směru optické osy jsou obě takto vzniklé světelné vlny kruhově polarizované, přičemž postupují různými rychlostmi. Pokud je rychlost pravotočivého kmity větší než rychlost kmity levotočivého, vznikne mezi oběma kruhovými kmity takový fázový rozdíl, že výsledný kmit se stočí vpravo, tzn. látka je pravotočivá. Podobně je tomu u levotočivých látek.

Vlastnosti

Opticky aktivní je libovolná látka vložená do magnetického pole. Je-li směr magnetického pole rovnoběžný se směrem šíření světla, nastává tak tzv. Faradayův jev.

BIOTŮV ZÁKON

- **Biotovy zákony** jsou zákony určující vlastnosti rotační polarizace.
- Biotovy zákony lze pro rotační polarizaci formulovat následujícím způsobem:
 - Velikost stočení polarizační roviny je úměrná vzdálenosti, kterou světlo v látce urazilo.
 - Velikost pravotočivého a levotočivého stočení stejné látky se odlišuje pouze znaménkem.
 - Velikost stočení způsobené několika vrstvami látky se algebraicky sčítá.
 - Velikost stočení klesá s rostoucí vlnovou délkou světla úměrně druhé mocnině.

29 a) SPEKTRUM ATOMU VODÍKU

ATOM VODÍKU

- nejjednodušší systém z nukleonů a elektronů je atom vodíku
- je zde jeden elektron, který se pohybuje v silovém poli jednoho protonu
- vzdálenost od jádra, ve které se elektron vyskytuje s největší pravděpodobností ej možné určit z

$$\Delta r \cdot \Delta p \geq \hbar$$

probíhá -li pohyb ve vzdálenosti r od jádra, pak neurčitost určení vzdálenosti elektronu můžeme považovat za rovnu právě r . dále tak pro neurčitost hybnosti dosáváme rovnici pro p : $\Delta p = \hbar/r$

- energie elektronu v poli je dána součtem kinetické a potenciální energie, kde je hmotnost elektronu - m_e :

$$E_k = p^2/2m_e = \hbar^2/2m_e r^2$$

- potenciální energie ve vákuu je záporná
- největší (nulové) hodnoty nabývá v "nekonečné" vzdálenosti od jádra (silové působení nábojů jádra a elektronu jsou zanedbatelné)
- pro celkovou energii elektronu v poli jednoho protonu tak dostáváme:

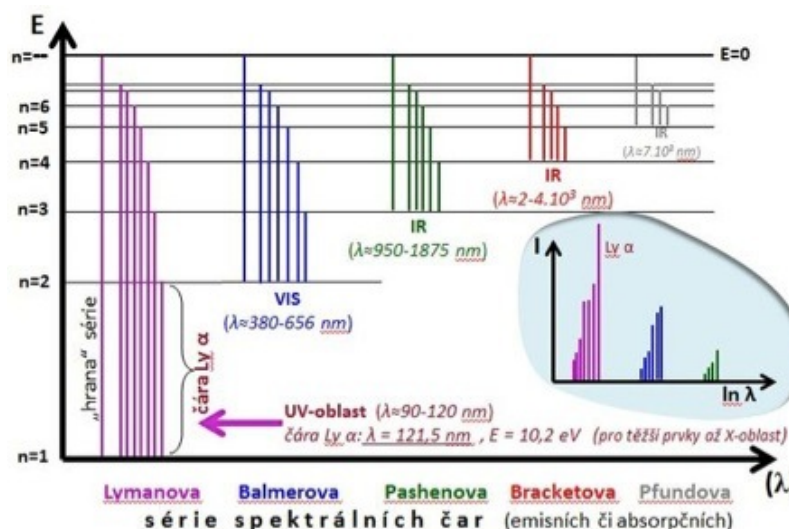
$$E = E_k + E_p = \hbar^2/2m_e r^2 - e^2/4\pi \epsilon_0 r$$

- Bohrov poloměr = $5,29 \cdot 10^{-11} \text{ m}$
- je možné ukázat, že hodnotám energetických hladin E_n odpovídají nejpravděpodobnější vzdálenosti r_n elektron od jádra, dané vztahem $r_n = n^2 \cdot r_0$
- elektron se může od jádra pohybovat nekonečně dlouho, aniž by vyzařoval energii za předpokladu, že jeho dráha obsahuje celočíselný počet de Broglieho vlnových délek elektronu, kdy n je hlavní kvantové číslo, tedy platí-li

$$n\lambda = 2\pi \cdot r_0$$

SPEKTRUM ATOMU VODÍKU

- vyšší energetický stav elektronu je časově nestabilní
- elektron rychle přechází do energetického stavu za současné emise fotonu
- spektrum emitovaného záření je nespojité, čárové
- při přechodech elektronů z vyšších energetických hladin na určitou hladinu nižší, odpovídající určitému hlavnímu kvantovému číslu a , dostáváme tzv. **sérii čar** >
- největší energetické rozdíly existují mezi základní hladinou a vyššími hladinami
- emisní čáry spektra atomů vodíku odpovídající přechodům na základní energetickou hladinu s $n=1$ leží v oblasti ultrafialové části spektra a tvoří LYMANOVU SÉRII.
- BALMEROVA SÉRIE - dostáváme pro $n=2$ a nachází se ve viditelné části spektra
- PASCHENOVA SÉRIE - dostáváme u spektrálních čar odpovídajícím přechodům na hladinu s $n=3$, pozorujeme oblast infračerveného záření



a) Použití elektřiny v diagnostice

Snímání akčního potenciálu

Elektrodiagnostika se zabývá registrací elektrických potenciálů vznikajících při činnosti excitabilních orgánů a tkání při diagnostických vyšetřeních.

název vyšetření	zkratka	cíl vyšetření
elektrokardiografie	EKG	srdeční činnostní potenciály
elektroencefalografie	EEG	mozkové činnostní potenciály
elektrokortikografie	ECG	mozkové činnostní potenciály
elektromyografie	EMG	svalové činnostní potenciály
elektrogastrografie	EKG	potenciály hladké svaloviny žaludku
elektroretinografie	ERG	sítnicové činnostní potenciály
elektrohysterografie	EHG	děložní činnostní potenciály

Časová závislost rozdílu potenciálu můžeme sledovat na povrchu celého nervu či svalu. Získaný záznam se nazývá elektrogram.

elektrogram můžeme získat v :

- unipolárním uspořádání
 - jedna elektroda (ta aktivní) přiložena na místo tkáně a druhá elektroda (referenční) - o konstattním potenciálu
- bipolárním uspořádání
 - zde jsou obě elektrody aktivní (jsou položena na dvě různá místa téže tkáně)

elektrický dipól

- můžeme za něj považovat orgán či tkáň, kde probíhají akční potenciály
- vytváří kolem sebe el. pole
 - > různá místa daného el. pole mají v daném čas různé potenciály (můžeme tak naměřit rozdíly napětí - nejen na povrchu tkáně, ale i mezi dvěma libovolnými body v okolí)

Pro diagnostiku je nejlepší měřit na povrchu těla - v unipolárním uspořádání (jedna elektroda aktivní-snímácí, druhá referenční)

ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie (EKG) patří mezi základní vyšetřovací metody v kardiologii, poskytuje nám grafický záznam elektrické aktivity srdeční jako průvodní projev činnosti srdečních buněk. Souvisí s jejich vzrušivostí a přenosem podráždění. Meldováním změn lze získat informace o poruchách vzniku a šíření podráždění v srdeční svalovině. Je úzce spojena s činností mechanickou.

Elektrokardiografickou křivku je možno vysvětlit na základě vědomosti o elektrických vlastnostech srdce, tj. o vzniku elektrických potenciálů a o postupu aktivace jednotlivých oddílů srdce.

Předpokládá se, že potenciály snímávané z povrchu těla vznikají na rozhraní mezi polarizovanou a nepolarizovanou částí myokardu, to znamená, že křivka EKG popisuje postup této vlny. Nepodrážděný nebo úplně podrážděný myokard nezpůsobuje žádnou potenciální změnu viditelnou na EKG.

Srdce je obklopeno různorodým prostorovým vodičem tělních tkání a tekutin. Proto dochází ke složitým změnám projevů vlastní elektrické aktivity srdce na cestě od buněk srdečního svalu k místu, kde ji nejčastěji sledujeme – na povrchu těla. Ovlivňuje ji také změna polohy srdce při dýchání, náplň srdečních komor krví, srdeční hypertrofie a řada dalších faktorů.

Převodní systém

Srdce se skládá z několika typů buněk, u kterých pozorujeme buď elektrickou, nebo současně i mechanickou činnost. Buňky charakteristické pouze elektrickou aktivitou (nepodléhající kontrakci) tvoří koordinačně řídicí systém specializovaný na vznik a přenos podráždění, tzv. převodní systém. Patří k němu:

- **S-A uzel (sinusový uzel)** – nacházejí se v pravé síni při ústí horní duté žíly a je primárním centrem činnosti srdce. AP 70 – 80 min⁻¹
- **A-V uzel (atrivektrikulární uzel)** – nacházející se při pravém sinuatriálním ostiu. Způsobuje atrioventrikulární zpoždění (AP se šíří nejpomaleji) a tím synchronizuje kontrakci síní a komor. AP 50 - 60 min⁻¹
- **Hissův svazek** – nacházející se v pars membranacea septi. Tvoří jediné vodivé spojení síní a komor (AP se šíří rychleji než v AV uzlu). AP 30 - 40 min⁻¹
- **Tawarova raménka** – jsou důležitá pro rychlý převod AP po komorách (AP se šíří stejně rychle jako v Hissově svazku).
- **Purkyňova vlákna** – jsou důležitá pro rychlý převod AP do svaloviny komor, způsobují dlouhou fázi plató. AP trvá 250 ms - téměř synchronní kontrakce. Dlouhá refrakterní fáze. AP 20 min⁻¹.

Při poruchách může dojít k **tachykardii**, kdy tepová frekvence nabývá hodnot nad 100 tepů/min. Nebo naopak k **bradykardii**, kdy tepová frekvence dosahuje méně než 50 tepů/min.

V průběhu postupu předního rozhraní vlny depolarizace srdečním svalem vznikají různé potenciály, které se liší jak svojí velikostí tak i směrem. Takové orientované veličiny jsou obecně označovány jako vektory. Lze je graficky zobrazit jako šipky, přičemž délka šipky vyjadřuje délku potenciálu. Sčítáním těchto vektorů získáme sumační vektor. Sumační vektor se při aktivaci srdce mění v průběhu podráždění jak co do velikosti, tak i směru. Špička sumačního vektoru tedy opisuje během podráždění srdce dráhu smyčky.

Metody snímání elektrické aktivity srdeční

Spaciokardiogram – tvůrce Vilém Laufberger. Spaciokardiogram tvoří potenciálové změny na povrchu těla vyvolané elektrickou aktivitou srdce registrované v prostoru systému tří souřadnic (Frankův systém souřadnic). Je to dráha, kterou opíše koncový bod srdečního vektoru během jednoho srdečního cyklu v prostoru.

Vektokardiogram - tvoří potenciálové změny na povrchu těla vyvolané elektrickou aktivitou srdce měřené v rovině v systému dvou souřadnic. Je to dráha, kterou opíše koncový bod srdečního vektoru během jednoho srdečního cyklu v prostoru do zvolené roviny (nejčastěji rovina frontální nebo horizontální).

Elektrokardiogram

Snímání elektrické aktivity se provádí speciálními elektrodami buď z povrchu těla, jícnu nebo nitrosrdčně.

Při snímání z povrchu těla přikládáme elektrody na kůži, která je pro snížení přechodového odporu odmaštěna a potřena slabou vrstvou EKG pasty. Vlastní elektrody jsou ke kůži připevněny buď gumovými manžetami nebo pomocí přísavek. Dnes se zvláště na jednotkách intenzivní péče nebo u rychlé záchranné pomoci používají samolepící elektrody, případně elektrody z vodící pryže. Záznam z jícnu nebo dutin srdečních získáme pomocí speciálních katétrů.

Představíme-li si člověka s upaženými pažemi, kterému přiložíme snímací elektrody na obě zápěstí (R, pravé, L levé) a levý bérce (F), vytvoříme rovnostranný **trojúhelník**, označovaný jako **Einthovenův**. Svody, které charakterizují rozdíl potenciálu mezi danými elektrodami, označujeme jako končetinové a značíme je římskými číslicemi **I (RL)**, **II (RF)**, **III (FL)**. **Elektrická osa srdeční** je v praxi určena směrem maximálního vektoru ve frontální rovině. Fyziologicky je v rozmezí 0° - 90° .

Protože končetinové bipolární svody mají malou výchylku danou malým rozdílem potenciálů snímaných na jednotlivých elektrodách, Goldberger modifikoval jejich zapojení zesílením. Dosáhl tak zesílení amplitudy o 50 %. Tyto svody označujeme jako „zvětšené unipolární svody“, případně „**Goldbergerovy svody**“ a označujeme je **aV_R** , **aV_L** , **aV_F** . svod z jedné končetiny je snímán proti zbývajícím dvěma svodům, které jsou spojeny. Tak například u **aV_L** je levá horní končetina snímána proti spojeným svodům pravé horní a levé dolní končetiny.

Klasické končetinové svody jsou bipolární, zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi oběma snímanými místy. Unipolární svody zaznamenávají rozdíl potenciálu ze snímaného místa proti nulovému potenciálu, který vznikne spojením všech tří elektrod do jednoho bodu přes odpor 5 k Ω (**Wilsonova svorka**). Tyto svody označujeme mezinárodně písmenem V a specifikací příslušné elektrody. Běžně jsou snímány na obou horních a levé dolní končetině a na hrudníku, kde je zpravidla snímáme ze šesti předem daných míst (1 vpravo od sternu a 5 vlevo od sternu) Při některých speciálních vyšetřeních jsou svody přikládány i na záda do celkového počtu 12 nebo i do dalších lokalizací (jícnové, nitrosrdeční).

Při natáčení EKG křivky leží pacient v naprostém klidu, aby akční potenciály nebyly rušeny a deformovány akčními potenciály kosterního svalstva. Výjimkou je sledování změn elektrokardiografické křivky při zátěži (ta se realizuje na šlapacím kole – **bicykloergometru**, nebo **na pohybujiícím se gumovém pásu**).

Informaci o počtu a závažnosti ischemických epizod a o případném výskytu poruch srdečního rytmu získáme jedno- či více denním ambulantním **monitorováním EKG (podle Hotlera)**. Tento přístroj zaznamenává, na rozdíl od klasických přístrojů, pouze patologické nálezy.

Vzhledem k nízkému potenciálnímu rozdílu akčních proudů v srdečním svalu (0,1 - 1 mV) je nutné provést pro kvalitní záznam poměrně značné **zesílení srdečních potenciálů**. Zesílení se provádí pomocí polovodičových (tranzistorových) zesilovačů nebo pomocí zesilovačů sestavených z integrovaných obvodů.

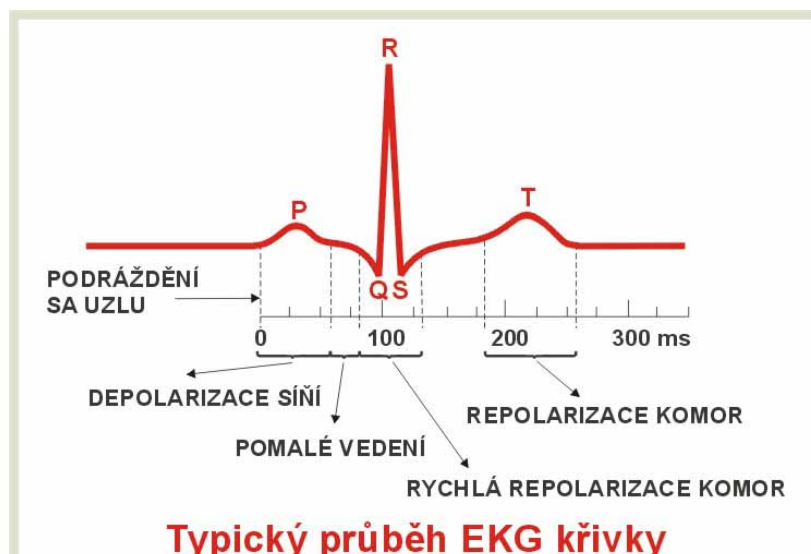
Podle počtu svodů, které EKG přístroj současně zaznamenává, rozdělujeme je na **jednosvodové, třísvodové, čtyřsvodové, šestisvodové, případně dvanáctisvodové**.

Záznamy EKG křivky jsou zaznamenávány na pohybujiícím se papír pomocí **pisátka** a speciálního **rychleschnoucího inkoustu**. Někde se používá rovněž registrace elektrokardiogramu **na obrazovku osciloskopu** nebo **monitoru počítače (kardioskop)**. Počítač současně vyhodnocuje počet srdečních tepů, poruchy srdečního rytmu a další údaje a v případě potřeby upozorní zvukovým a světelným signálem ošetřující personál případně vyšetřujícího na patologické změny, jejichž parametry jsou do počítače vloženy.

EKG je cenným pomocníkem lékaře při diagnostice koronárních chorob s ohledem na jeho dostupnost a citlivost. Pro přesnou diagnózu onemocnění je třeba jej mnohdy doplnit o další vyšetření. Při některých diagnózách – jako je ischemická choroba srdeční nebo poruchy srdečního rytmu, je však EKG dosud nenahraditelné.

Hodnocení grafického zápisu elektrické činnosti srdečního svalu se provádí na základě znalostí fyziologického průběhu elektrokardiografické křivky, její voltáže a trvání jednotlivých úseků.

Na obrázku je zobrazen průběh fyziologické křivky a vyznačeny intervaly a úseky, které jsou na



úsek křivky	vlna P	úsek PQ (PR)	komplex QRS	úsek ST	úsek QT
doba trvání (s)	0,08	0,2	0,1	není konstantní	0,35

křivce hodnoceny, jejich fyziologické hodnoty jsou uvedeny v tabulce.

Na průběhu křivky popisujeme vlnu P, komplex QRS a vlnu T. U vidíme zřídka. **Vlna P** vzniká depolarizací síní, **komplex QRS** (elektrofyzilogicky komorový soubor) představuje depolarizační fázi komor. **Úsek ST** vzniká depolarizační fází komor, **vlna T** znamená ukončení depolarizace komor. Původ **vlny U** je nejasný. Depolarizace síní není na záznamu EKG patrná, je překryta komplexem QRS. Patologická křivka se vyznačuje změnou voltáže, deformacemi některých vln nebo časovými změnami.

K usnadnění vyhodnocení srdeční frekvence i časového průběhu jedné srdeční akce se používá pro zápis speciální EKG rastrovací papír. Rychlost běžného zápisu je 25 mm/s. Pouze při některých patologických stavech se používá vyšší rychlost 50 mm/s. I když moderní přístroje již dnes potřebné údaje vypočítají, zkušení lékaři se stále při hodnocení opírají o tento rast a případně používají jednoduché speciální EKG pravítko.

OSTATNÍ METODY:

- **ELEKTROENCEFALOGRAFIE** - metoda, co registruje potenciály (velikost snímaných potenciálů je v řádu mikrovoltů) vznikající v mozku. Snímá se z neporušené kůže na hlavě a kontakt je zajištěn pomocí tkaniny, jenž je namočena ve fyziologickém roztoku.
- **ELEKTROKORTIKOGRAFIE** - snímají se potenciály pomocí nepolarizované elektrody (stříbrná elektroda pokrytá vrstvičkou chloridu stříbrného), přímo z povrchu kůry mozkové. Metoda se používá při mozk. operacích
- **ELEKTROMYOGRAFIE** - na snímání akč. potenciálů kost. svalstvapomocí dvou jehlových elektrod (zavedených přímo kůží do svalů nebo lze snímat i z povrchu kůže těsně nad svalem)
- **ELEKTRORETINOGRAPHIE** - zabývá se snímáním akč. potenciálů oční sítnice pomocí nepolarizovaných elektrod, přiložených na rohovku a spánek pacienta (přitom se na sítnici vrhá z různých míst světlo)

+ existují další metody založené na sledování akčních potenciálů hl. svalstva (střevo, moč. měchýře či dělohy)

32) VYUŽITÍ ELEKTRINY V TERAPII

spočívá na využití jednotlivých účinků různých typů proudu

IONTOFORÉZA

- vpravovat ionty do organismu lze pomocí stejnosměrného proudu
- umožňuje dát vysoké dávky léčiv do dané oblasti
- daný ion se aplikuje pod souhlasně nabitou elektrodou:
KATIONTY se aplikují pod kladně nabitou anodou - putují tak k anodě, do správné oblasti
př. vápník, měď, zinek, chinin, kokain, histamin
ANIONTY naopak aplikujeme pod katodu
př. jód, streptomycin

GALVANIZACE

- využívá se také stejnosměrného proudu
- jde o využití změn pod anodou a katodou
- využívá se zejména ke tlumení bolesti a léčení zánětů

ELEKTROLÉČBA STŘÍDAVÝMI A PŘERUŠOVANÝMI PROUDY

- různé tvary střídavých a přerušovaných proudů lze využít díky jejich dráždivým účinkům na nervy a svaly
- v současné době je běžné využití tzv. DIADYNAMICKÝCH PROUDŮ
tento přístroj poskytuje
 - nepřetržitý proud sinusového průběhu o frekvenci 50 a 100 Hz
 - ale i jednotlivé vlny, kde se může nastavit trvání, počet a frekvence impulzů

ELEKTROSTIMULACE

- k terapeutickým účelům se tkáň stimulují pravoúhlými impulsy - doba trvání v řádech ms, které se opakují ve frekvencích jednotek až desítek Hz
- napětí většinou bývá kolem 10V
- v klinické praxi se dá setkat se stimulací srdce, perif. nervů, mozku, míchy, moč. měchýře či střeva
- termíny:
 - *kardiostimulace*
 - **dočasná kardiostimulace**
 - používá se např. při infarktu myokardu, používá se při takových poruchách srdečního rytmu, u nichž se dá v budoucnu očekávat normalizaci
 - nejvhodnější je katetrizační zavedení stimulační elektrody do pravé srdeční komory
 - existují jak stimulátory s pevnou frekvencí, tak i stimulátory, jejichž činnost je dle potřeby inhibována biopotenciálem srdečních komor - "on demand"
 - **trvalá kardiostimulace**
 - používá se tehdy, kdy lze očekávat trvalou poruchu srdečního rytmu
 - nejvhodnější je opět katetrizační zavedení stimulační elektrody do pravé srdeční komory
 - stimulátor s vlastním zdrojem se implantuje pod kůži
 - opět dva druhy stimulátorů
 - *urostimulátor*
 - slouží k elektrické stimulaci moč. měchýře, používá se např. při úrazech míchy
 - elektrostimulace má v tomto případě vyvolat koordinovaný stah hladkého svalstva moč. měchýře - nesmí být však při tom podrážděny svěrače moč. trubice, jež by zabránily vypuzení moče.

- *elektrostimulace střeva*
 - aplikuje se krátkodobě, zejména ke zvládnutí ileózních stavů (= náhlé příhody břicha)
- *elektrostimulace perif. nervů*
 - používá se u částečně ochrnutých osob
 - jde o trvalou elektrostimulaci, která způsobuje stah určitých svalů
např. při chůzi, kdy elektrostimulace způsobuje ohyb kotníku
- *kochleární neuroprotézy = "elektronické ucho"*
 - mohou částečně vrátit sluch některým neslyšícím osobám
 - elektroda či systém elektrod je pacientovy implanován extra či intrakochleárně (dle toho pak název stimulace)

DEFIBRILACE

- také depolarizace srdce
- jednorázový zákrok v případě fibrilace komor, který mohl nastat v případě zásahu el. proudem s infarktem myokardu aj.
- účelem je vyvolat současnou depolarizaci všech srdečních vláken
- pro tento účel jsou vhodné pravoúhlé anebo mírně zaoblené proudové impulsy o době trvání 5-8ms
- na zrušení arytmie se používají elektrošoky od 50 J do 300 J
- u fibrilace síní je nutné elektřinu synchronizovat s R vlnou na EKG
- tato terapie má význam při srd. zástavě a následné kardiopulmonární resuscitaci

VYSOKOFREKVENČNÍ TERAPIE

- vhodný k prohřívání organismu
- zahříváním se docílí zvýšení rychlosti biochem. reakcí, dilatace cév a tak se zlepší prokrvení a zrychlení přísunu živin + odplaví zplodiny metabolismu, jizevnaté vazivo a staré srůsty, usazené soli a v některých případech jde i o útlum přecitlivělosti

VYSOKOFREKVENČNÍ ELEKTROCHIRURGIE

- vysokofrekv. proud lze též využít k řezání a koagulaci tkání v chirurgii = tato chirurgie lze použít u všech řezů, které jsou normálně prováděny skalpelem
- výhodou je zástava krvácení v řezné ploše, nevýhodou je někdy horší pevnost rány po zahojení
- lze nastavit různé režimy: řezání, koagulace, či kombinace těchto procesů (řezání se zvýšeným koagulačním efektem)
- aktivní elektroda slouží jako vlastní chirurgický nástroj, druhá (neutrální) elektroda se umísťuje pod tělo pacienta
- jsou různé tvary elektrody, nejčastěji tvar úzké ploché čepele (hodí se jak k řezání tak ke koagulaci cév)
- může zde být pacient ohrožen popálením - při poruše neutrální elektrody či při náhodném dotyku malé plochy těla s uzemněnými předměty, nebo při nedostatečně zajištěnému kontaktu mezi kůží a interní elektrodou
- dále mnohem závažnější mohou být popáleniny vnitřních orgánů, např. střev