

Vypracované otázky z BIOFYZIKY

1. LF UK



I. a) Donnanova rovnováha na buněčné membráně

- je rovnováha mezi roztoky elektrolytů (v intra a extracelulárním prostoru), oddělenými polopropustnou membránou
- roztoky obsahují také ionty vysokomolekulární, které membránou neprocházejí (nízkomolekulární ionty membránou procházejí)
- průnik iontů přes semipermeabilní membránu se děje formou prosté difúze

Buněčné membrány jsou semipermeabilní - polopropustné. Jsou například nepropustné pro koloidní částice - nitrobuněčné proteiny. Příkladem takové membrány je stěna kapilár. Osmotický tlak na vnitřní straně membrány, obsahující proteinové anionty je vyšší a bude snaha jej vyrovnat (snížit) přesunem odpovídajícího množství vody z opačné, vnější strany. Přítomnost makromolekul proteinů uvnitř buňky vyvolá nerovnoměrné rozložení difuzních iontů na obou stranách membrány. Pro dosažení elektroneutrálnosti na obou stranách membrány se vyrovnávají toky difuzibilních iontů K^+ a Cl^- . Nakonec se na membráně ustaví **rovnovážný stav**, vzniká tzv. **Gibbs-Donnanova rovnováha**:

$$\frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} = - \frac{RT}{F} \ln \frac{[Cl^-]_o}{[Cl^-]_i}$$

kde **R** je plynová konstanta (8,31 J/mol K), **T** je teplota ve stupních Kelvina, **F** je Faradayův náboj (96 500 coulombů/mol).

Rovnici lze vyjádřit přímo jako vztah koncentrací:

$$[K^+]_o \times [Cl^-]_o = [K^+]_i \times [Cl^-]_i$$

Platí tedy, že při ustavení elektrochemické rovnováhy jsou násobky koncentrací obou iontů stejné na obou stranách membrány – rovnají se elektrochemické potenciály vně a uvnitř buňky.

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

ATOM – nejmenší částice prvků, která si zachovává všechny chemické vlastnosti prvků

- skládá se ze:
 - záporně nabitého obalu (**elektrony**) – pohybují se kolem jádra pouze po určitých drahách - **orbitalech**
 - kladně nabitého jádra (**protony a neutrony** = *nukleony* → skládají se z kvarků)

HMOTA - látka, ze které jsou složeny veškeré objekty (→ ty jsou složeny ze zákl. stavebních prvků, které nelze dělit)

Rozděluje hmotu do dvou forem:

1) Forma pole

2) Forma látková

- Vyskytuje se ve 3 skupenstvích, nyní se k nim přidává i plazma a kondenzáty
- Skládá se ze dvou skupin fundamentálních částic – z **leptonů** a **kvarků**

LEPTONY

- neinteragují se silnou jadernou silou
- tvoří 3 generace:
 - elektron- elektronové neutrino
 - mion- mionové neutrino
 - tauon- tauonové neutrino

KVARKY

- nejmenší známe částice, elektricky nabitě částice
- má neceločíselný el. náboj
- jsou to elektricky nabitě částice
- dělí se podle **barvy** a **vůně** + podle **částice** a **antičástice**:
 - **barva**: červené, zelené, modré
 - barvy slouží pouze k určitému označení a představují jistý druh náboje (tzv. barevný náboj)
 - kvarky však ve skutečnosti nemají žádnou barvu - jsou mnohem menší než vlnová délka viditelného světla
 - **vůně**: (d-u; c-s, b-t)

Symbol	Vůně	Elektrický náboj	Antičástice
d	dolů (down)	-1/3	d
u	nahoru (up)	+2/3	u
p	podivný (strange)	-1/3	p
c	půvabný (charm)	+2/3	c
b	krásný (beauty)	-1/3	b
t	pravdivý (truth)	+2/3	t

- **částice a antičástice**:
 - ke každé částici existuje antičástice – má opačný spin

Základní charakteristika antičástice:

- Má opačný el. náboj (kladný / záporný)
- Má stejnou hmotnost

- Stejná hodnota spinu (celočíslný/ neceločíslný), ale s opačnou točivostí (levotočivý / pravotočivý)
- Opačný magnetický moment (kladný/ záporný)
- **Částice**- běžná částice
- **Antičástice**- protějšek (se stejnou hmotností a spinem, ale s opačnými vlastnostmi, např. opačným nábojem, nebo antibarvou)
- Kontakt: antičástice + částice = **anihilace** → obě částice zmizí
- Přeměnění se na energii v jiné formě (anihilace el. s antielektronem – pozitronem; uvolní se dva fotony záření γ , každý o $E = m \cdot c^2$)

HADRONY

- Částice složené z kvarků
 - Musí splňovat 2 podmínky:
 - el. náboj = celočíselný
 - barva = bezbarvá
 - **MESONY**- hadrony z 2 kvarků (kvark- antikvark); celočíselný spin
 - **BARYONY**- hadrony z 3 kvarků, různé barvy; neceločíselný spin
- Podle hodnoty spinu můžeme elementární částice dělit na **fermiony** a **bosony**

FERMIONY

- Neceločíselný spin
- Chovají se dle Pauliho principu → nemohou existovat 2 fermiony s úplně totožnou energetickou charakteristikou
- Např. **nukleony, elektrony**
- **Látkové částice** (klidová hmotnost je vždy nenulová → nedosahují rychlost světla)

BOSONY

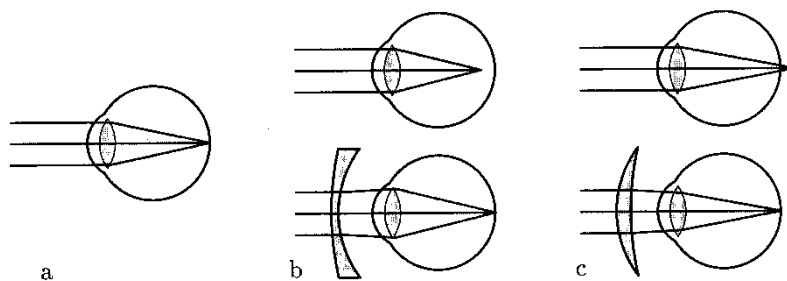
- Celočíslný spin
- Ve stejné energetické úrovni se může vyskytovat neomezené množství těchto částic
- Např. **foton**
- **Polní částice** (klidová hmotnost může být nulová → dosahují rychlost světla)

c) Krátkozrakost a dalekozrakost Krátkozrakost (myopie)

Vzdálený bod je v konečné vzdálenosti před okem. Obraz vzdálenějšího předmětu se vytvoří před sítnicí. Optická mohutnost je příliš velká vzhledem k délce oka. Krátkozrakost se koriguje rozptylkou, brýle jsou umístěny asi 10 mm před rohovkou, nebo kontaktní čočky umístěné přímo na rohovce.

Dalekozrakost (hypermetropie)

Obraz vzniká za sítnicí, optická mohutnost je tedy vzhledem k jeho délce příliš malá. Dalekozrakost se koriguje spojkou.



6-48 Vytváření obrazu velmi vzdáleného předmětu u normálního (a), krátkozrakého (b) a dalekozrakého oka (c)

II.

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.

fotoelektrický jev

- Veškerá energie kvanta záření γ se prodává některému elektronu z elektronového obalu jádra. Část této energie se spotřebuje na uvolnění elektronu z obalu (W - ionizační práce), zbytek tvoří jeho kinetickou energii

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

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

Comptonův rozptyl

- Nastává při absorpci fotonů ve vyšší energetické hladině
- Foton interaguje s volnými elektrony absorbátoru, ale prodává jim jen část své energie
- Zasažený elektron se začne pohybovat v odchylení směru od primárního směru fotonu
- Foton, který ztratil při interakci část své energie, postupuje dále odchylen o úhel θ a menší energií.
- Děj se může několikrát opakovat, až foton ztratí tolik energie, že se zvýší pravděpodobnost jeho zániku Fotoefekty

$$\lambda' - \lambda = \left(\frac{h}{m_e c} \right) (1 - \cos \theta)$$

→ m_e - hmotnost elektronu, c - rychlost šíření elektromagnetického vlnění ve vakuu

- Pokles energie fotonu při rozptylu nezávisí na jeho původní energii, ale jen na úhlu rozptylu

Tvorba elektron - pozitronové páru

- Při vysokých energiích záření γ
- V blízkosti atomového jádra se energie fotonu zcela přemění na vznik elektronu a pozitronu s kinetickými energiemi $E_{k,e}$ a $E_{k,p}$.

$$hf = E_{k,e} + E_{k,p} + 2 m_e c^2$$

- Podmínka pro vznik interakce: energie fotonu musí být větší než energie odpovídající dvěma klidovým (klidový) hmotnostem elektronu (větší než 1,02 MeV)
- Elektron a pozitron ztrácejí svou kinetickou energii ionizací a excitací. Když E_k pozitronu poklesne na energii tepelného pohybu, pozitron se spojí s libovolným elektronem a jejich hmotnosti se přemění na elektromagnetické záření = **anihilace**.

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

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

Povrchové napětí

- je výsledkem vzájemné interakce přitažlivých sil molekul nebo atomů, z nich se skládá povrchová vrstva.
- Definováno je jako síla vztažená na jednotku délky myšleného řezu povrchem kapaliny:

$$\sigma = \frac{\Delta F}{\Delta l}$$

- povrch kapalin se chová jako elastická fólie a snaží se dosáhnout co možná nejhladšího stavu s nejmenší plochou. To znamená, že se povrch tekutiny snaží dosáhnout stavu s nejmenší energií.
- Čím větší je povrchové napětí, tím „kulatější“ je kapička této kapaliny.
- pokud by na kapalinu nepůsobily vnější síly, měla by kulový tvar, protože koule má ze všech těles stejného objemu nejmenší povrch.
- při působení vnějších a jsou-li vnější síly velmi malé proti silám povrchového napětí, bude se kapalina snažit zaujmout přibližně kulový tvar. To se děje např. u drobných kapiček tvořících mlhu, u kapek rtuti apod.

Další definovaná veličina je **kapilární konstanta**

- Definována je jako plošná hustota povrchové energie, tj. jako práce vnějších sil potřebná k zvětšení povrchu kapaliny o 1m².
- Jednotkou této veličiny je tedy joule na m², což je totéž jako newton na metr.
- Je tedy číselné i rozměrově shodná s povrchovým napětím.

$$\sigma = \frac{\Delta E}{\Delta S}$$

Povrchové napětí (povrchová energie) mezi kapalnou a pevnou látkou

- Je daná adhezivními silami, vyjadřují schopnost dvou materiálů spolu přilnout
- Jedná se o mezimolekulární přitažlivé chemické a fyzikální síly na styčných plochách v nerovnostech a pórech materiálů

Povrchové napětí pevné látky ve styku se vzduchem

- Pevné látky v blízkosti bodu tání mají o 10 až 20% vyšší povrchovou energii než látky v kapalném stavu – přibližně v poměru sublimačního a výparného tepla.
- Hodnota povrchové energie odhadnutá při teplotě tání může být pak extrapolována na jinou teplotu.

Látky, které snižují povrchové napětí, se nazývají **povrchově aktivní (saponáty)**.

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

Absorpce

- máme-li určitý roztok, je ve všech jeho částech stejná koncentrace, avšak na fázových rozhraních můžeme pozorovat zvýšení koncentrace daných atomů, molekul nebo iontů, které jsou v roztoku rozpuštěny. Tento děj se nazývá **adsorpce**.
- Je způsoben tím, že adsorpci dané látky na povrchu (fázové rozhraní) se sníží povrchové napětí. Kapalina se vždy snaží zmenšit povrchové napětí a adsorpce povrchově aktivních látek tomuto požadavku vyhovuje. Proti této tendenci působí snaha po vyrovnání koncentrace a snížení koncentračního gradientu, která se projevuje difuzí. Výsledkem je ustavení určité adsorpční rovnováhy, tj. určitého poměru mezi koncentrací látky a v roztoku a na fázovém rozhraní. Tento rovnovážný stav je vyjádřen **Gibbsovou adsorpční rovnicí (izotermou)**, která udává povrchovou koncentraci látky Γ v $\text{mol} \cdot \text{m}^{-2}$ (povrchový přebytek) vztahem:

$$\Gamma = - \frac{c}{RT} \cdot \frac{d\sigma}{dc}$$

Kde c – molární koncentrace, R – plynová konstanta, T – absolutní teplota a $d\sigma/dc$ je derivace povrchového napětí vzhledem ke koncentraci (změna povrchového napětí připadající na nepatrný nárůst koncentrace).

Jedná-li se o **povrchově aktivní látky**, které s rostoucí koncentrací snižují povrchové napětí, pak je $d\sigma/dc < 0$ a povrchová koncentrace vypočtená podle rovnice je kladná.

c) Chemický potenciál

Probíhají-li v systému chemické reakce, mění se jeho složení, a tím se mění jeho stav. Změna složení souvisí se změnou energetickou. Každý druh energie je možné vyjádřit jako součin dvou faktorů – intenzitního a kapacitního. Tímto kapacitním faktorem je v případě chemické energie přírůstek molů dané složky, intenzitním faktorem je její chemický potenciál μ_i .

Většina reakcí probíhá v roztoku při stálém tlaku a teplotě.

Při **konstantním tlaku a teplotě** lze chemický potenciál definovat následovně:

$$\mu_i = \frac{\delta G}{\delta n_i}$$

(Parciální změna volné entalpie, která připadá na malou změnu počtu molů dané látky)
Chemický potenciál je **mírou afinity dané látky** a o tom, jaké reakce budou v systému probíhat a jak rychle, rozhoduje jednak **chemický potenciál**, jednak **množství látek** v systému.

Elektrochemický potenciál

- Potenciální energie, kterou má 1 mol ionizované látky v daném místě (přitom na jednu částici připadá 1 elementární náboj)
- Rozdíl elektrochemických potenciálů mezi dvěma body = **elektrochemické napětí** = membránový potenciál.

Elektrochemické napětí je **práce**, kterou je nutné vykonat pro přemístění 1 molu dané látky z jedné strany biologické membrány na druhou.

III.

a) Účinky střídavého proudu na organismus

- elektrolytické
- dráždivé
- tepelné

Vodné prostředí v organismu (extracelulární tekutina, intracelulární tekutina a tělesné tekutiny) obsahuje ionty → elektrolyt

Stejnoseměrný proud

- Má na organismus elektrolytické účinky
- Hromadění alkalických látek pod katodu a kyselých pod anodu, způsobuje změnu dráždivosti nervů.
- **dráždivý účinek** se projeví pouze při zapnutí a vypnutí, nebo zesílení a zeslabení proudu
- **tepelný účinek** – zanedbatelný, uplatňuje se jenom při vysokých proudech

Nízkofrekvenční střídavý proud

U nízkých frekvencí (do 100 Hz) se **dráždivý účinek** proudu zvyšuje s rostoucí frekvencí. Podráždění svalů se projeví jeho záškubem. Při průchodu srdečním svalem může dojít až k jeho zástavě. Tepelný a elektrolytický proud je zanedbatelný.

Vysokofrekvenční střídavý proud

- Nemá žádné elektrolytické účinky.
- Dráždivé účinky se stoupající f klesají a úplně se přestávají uplatňovat při f nad 100 kHz.
- Plně se zde uplatňují tepelné účinky → prohřívání tkání při aplikaci diatermie

b) Chyby měření fyzikálních veličin, relativní chyba

Fyzikální veličiny vždy měříme s určitou nepřesností. Zdroji této nepřesnosti mohou být: Experimentátor, nepřesné měřicí přístroje, měnící se podmínky jako např.: tlak, teplota, vlhkost atd., ale také venkovní rušivé vlivy, např. magnetické pole, tepelné záření. Skutečnou hodnotu měření veličiny tedy neumíme nikdy přesně určit.

Rozdělení:

a) Náhodné chyby

Vznikají náhodnými rušivými vlivy (otřesy, změnami teplot, tlaku vzduchu atd.) a nedokonalostí našich smyslů. Nahodilou chybu nelze úplně odstranit. Odhadnout ji lze opakovaným měřením a statistickým zpracováním naměřených výsledků.

b) Systematické chyby

Je dána přesností (nedokonalostí) měřicího přístroje a měřicí metody, chyba lze buď korigovat (odstranit), nebo určit nestatistickými metodami (z dokumentace výrobce, odhadem...) Při opakovaném měření za stejných podmínek má stálou hodnotu. Není-li udána, uvažujeme hodnotu jedné poloviny nejmenšího dílku měřidla.

c) Hrubé chyby

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

Absolutní a relativní chyba měření

Chyby charakterizující přesnost měřicího přístroje.

a) Absolutní chyba měření (ukazovaná hodnota - porovnávaná hodnota)

- Algebraický rozdíl mezi ukazovanou hodnotou a porovnávanou hodnotou.

Lze z ní stanovit absolutní hodnotu (velikost) chyby měření konkrétní naměřené hodnoty přímo v jednotkách měřené veličiny. Je-li absolutní hodnota chyby přičtena a odečtena od naměřené hodnoty, definuje interval, ve kterém se nachází skutečná (pravá) hodnota měřené veličiny.

Příklad: Naměříme-li na displeji ohmmetru 1.00Ω . Vypočítaná chyba měření je $\pm(0,02 + 0,05) = \pm 0,07\Omega$. Což znamená, že skutečná (pravdivá) hodnota odporu bude v rozmezí $0,93-1,07\Omega$

b) Relativní chyba měření

- Poměr absolutní chyby k porovnávané hodnotě. Chyba relativní může být udána v několika tvarech, jako bezrozměrné číslo nebo v procentech
- Vyjádření v procentech je nejčastější je dáno vztahem $dx = (Dx / Xs) \cdot (100) [\%]$ Jedná se tedy o procentní vyjádření absolutní chyby k měřené hodnotě.
- Relativní chyba měření je tedy tím vyšší, čím nižší je měřená hodnota. Budeme-li měřit například dokonalý zkrat tedy odpor $0,00\Omega$, relativní chyba měření bude nekonečně velká.

c) Skalární a vektorový součin, moment hybnosti elektronu

Moment hybnosti

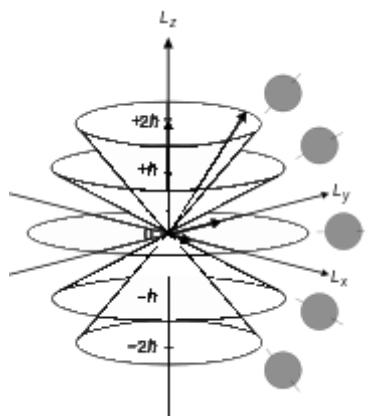
- moment hybnosti kruhového orbitálního pohybu částice může nabývat pouze hodnot, které jsou násobky **Diracovy konstanty** ($\hbar = 1,05 \times 10^{-34} \text{ Js}$)
- podobně je to s průmětem orbitálního momentu hybnosti do souřadnicových os atomů.
- tedy přirozenou jednotkou orbitálního momentu hybnosti je $\hbar$
- velikost orbitálního momentu hybnosti je dána vztahem:

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

$l, \dots, \dots$ vedlejší kvantové číslo (může nabývat hodnot $n-1$, kde n je hlavní kvantové číslo)

$\hbar, \dots, \dots$ Diracova konstanta

- kvantováním orbitálního momentu hybnosti je určeno **vedlejší kvantové číslo**, které určuje tvar a symetrii elektronového oblaku



Vektorový součin

- vektorový součin dvou vektorů se stává opět vektorem
- výsledný vektor je kolmý na rovinu určenou dvěma násobenými vektory
- jeho směr je určen pravidlem pravé ruky

[**Pravidlo pravé ruky** – ruka ve směru prvního vektoru, prsty zahnuté ve směru druhého vektoru, vztyčený palec určuje směr vektorového součinu]

- záleží na pořadí vektorů!!
- **velikost vektorového součinu** = součin velikostí násobených vektorů vynásobeného **sinem úhlu**, který dva dané vektory svírají

[Jako příklad vektorového součinu můžeme uvažovat moment hybnosti. V mechanice je definován jako vektorový součin polohového vektoru a vektoru hybnosti. Při rovnoměrném kruhovém pohybu se směr vektoru hybnosti i polohového vektoru neustále mění, avšak jejich vektorový součin zůstává v čase konstantní jak pro velikost, tak pro směr. Při rovnoměrném kruhovém pohybu jsou si vektor hybnosti i polohový vektor navzájem kolmé, tudíž moment hybnosti je $L = rmv$ (kde r je polohový vektor a mv je hybnost), neboť $\sin 90^\circ = 1$.]

Skalární součin

- definován mezi dvěma vektory, zachycuje vztah mezi dvěma vektory a jejich úhlem
- výsledkem je reálné číslo, ne vektor!!
- skalární součin dvou vektorů $u = (u_1; u_2)$, $v = (v_1; v_2)$ v rovině je číslo $u_1v_1 + u_2v_2$
- pokud je alespoň jeden z vektorů u a v nulový, pak:

$$u \cdot v = 0$$

- pro dva nenulové vektory u, v v rovině nebo v prostoru a jejich odchylku φ platí:
 $uv = |u| \cdot |v| \cos \varphi$, $\varphi \in \langle 0^\circ; 180^\circ \rangle$

IV.

a)Aktivní a pasivní transport buněčnou membránou

AKTIVNÍ A PASIVNÍ TRANSPORT BUNĚČNOU STĚNOU

Aktivní transport

Aktivní transport je čerpání látek směrem jejich stoupající koncentrace. Jedná se o přenos látky přes membránu, který **spotřebovává energii**. Díky tomu, že děj spotřebovává energii, může probíhat transport i proti koncentračnímu spádu. Aktivní transport je selektivní proces, jedním přenašečem může být přenášena jen jedna molekula.

Energie k aktivnímu transportu může být získávána spřažením s chemickou reakcí, obvykle štěpením **ATP**, děj je pak spojen s poklesem volné **entalpie**. Jiné přenašeče využívají jako zdroj energie spřažení s přenosem jiné látky ve směru koncentračního gradientu.

Podle toho, kolik různých molekul je přenášeno, můžeme rozdělit aktivní transport na:

- **uniport** – je přenášena jen jedna molekula,
- **symport** – jsou přenášeny dva typy molekul, oba stejným směrem,
- **antiport** – jsou přenášeny dva typy molekul, přesunují se však opačným směrem

Typickým příkladem aktivního transportu je **sodíko-draslíková pumpa** (alternativně **Na⁺/K⁺ ATPáza**), která udržuje koncentrací rozdíl **sodíku** a **draslíku** mezi intracelulárním a extracelulárním prostředím tím, že vyčerpává sodík z buňky a naopak vychytává draslík. Je značný rozdíl mezi jejich koncentrací vně a uvnitř buňky jsou **Na⁺** (140 mmol/L vně a 10 uvnitř) a **K⁺** (5 vně a 165 uvnitř).

Pasivní transport

Pasivní transport je transport částic (molekul nebo iontů) přes biologickou membránu ve směru klesající koncentrace; nevyžaduje tedy dodávání energie

Některé nízkomolekulární látky (AMK, mono-, disacharidy, fosforečnanové ionty) vytvoří na jedné straně membrány komplex s přenašečem, který difunduje prostředím membrány **ve směru klesající koncentrace**. Na druhé straně membrány se komplex rozpadne a molekula přenášené látky je vypuštěna = **pasivní zprostředkovaný transport**

b)Tepelná kapacita látky, měrná skupenská tepla

Tepelná kapacita

Tepelná kapacita je fyzikální veličina, která vyjadřuje množství tepla, potřebné k ohřátí jednoho kilogramu látky o jeden Kelvin. Tepelná kapacita je určena jako podíl dodaného (nebo odebraného) tepla a teplotní změny, tzn.

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

kde Q značí teplo, které bylo tělesu dodáno nebo odebráno, a ΔT je rozdíl teplot mezi počátečním a konečným stavem, kdy bylo teplo odebíráno nebo dodáváno. Uvedený vztah také můžeme zapisovat jako:

$$C = \frac{dQ}{dT}$$

Jednotkou tepelné kapacity je Joule na Kelvin ($J \cdot K^{-1}$).

Měrná tepelná kapacita

Teplo potřebné k ohřátí tělesa o hmotnosti m o teplotu ΔT lze vypočítat pomocí vztahu.

$$Q = mc\Delta T$$

kde $\Delta T = T_2 - T_1$, T_1 je počáteční a T_2 je konečná teplota tělesa, c je **měrná tepelná kapacita** látky daného tělesa.

Jednotkou měrné tepelné kapacity je Joule na kilogram a Kelvin ($J \cdot kg^{-1} K^{-1}$).

Velikost **měrné tepelné kapacity** je závislá na **teplotě** látky, a **způsobu** jakým je tato látka zahřívána. Děje-li se tak při konstantním tlaku značíme ji **C_p** , je-li při zahřívání udržován konstantní objem, pak ji značíme **C_v** a hovoříme o měrném teple při konstantním tlaku respektive objemu. U látek kapalných a pevných se od sebe hodnoty **C_p** a **C_v** příliš neliší. U plynných látek je však **C_p** větší než **C_v** .

Někdy je **měrná tepelná kapacita** vztahována na jeden mol a pak se jedná tzv. **molární teplo**. Je možné ukázat, že molární měrná tepla plynů spolu souvisejí vztahem **$C_p - C_v = R$** , kde **R** je **molární plynová konstanta**. Jelikož je **měrné teplo** závislé na teplotě, má tatáž látka různé hodnoty měrného tepla při různých hodnotách.

Měrné tepelné kapacity některých látek:

- Voda- $4180 J \cdot kg^{-1} K^{-1}$
- Vzduch- $1009 J \cdot kg^{-1} K^{-1}$
- Ethanol- $2430 J \cdot kg^{-1} K^{-1}$
- Led- $2090 J \cdot kg^{-1} K^{-1}$
- Olej- $2000 J \cdot kg^{-1} K^{-1}$

MĚRNÁ SKUPENSKÁ TEPLA

Měrné skupenské teplo tání

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

Měrné skupenské teplo tání se určí jako podíl skupenského tepla tání L_t a hmotnosti m látky, tzn.

$$l_t = \frac{L_t}{m}$$

Příklady látek:

- Led- 334kJ/kg
- Železo- 239kJ/kg
- Hliník- 399 kJ/kg

Měrné skupenské teplo vypařování

Vypařování kapaliny probíhá za každé teploty. K převedení jednoho kilogramu kapaliny na její nasycenou páru o stejné teplotě je třeba dodat **měrné skupenské teplo vypařování**. Výparné teplo, podobně jako skupenské teplo tání, je závislé na teplotě, při níž dochází k uvažované změně skupenství. Dochází-li k vypařování během varu kapaliny, mluvíme o **měrném skupenském teple varu**, které je ovšem totožné s měrným teplem vypařování při teplotě varu.

Měrné skupenské teplo varu

Měrné skupenské teplo varu se určí jako podíl skupenského tepla varu L_v a hmotnosti m látky, tzn.

$$l_v = \frac{L_v}{m}$$

Příklady látek:

- Hliník- 10 500 kJ/kg
- Železo- 6 340 kJ/kg
- Voda- 2 257kJ/kg

Měrné skupenské teplo sublimační

Pro přechod látky ze skupenství pevného do plynného je třeba dodat **měrné skupenské teplo sublimační**. Všechny druhy měrného skupenského tepla mají jednotku **J/kg**.

Nernstova formulace třetího termodynamického zákona: Není možné konstruovat zařízení, které by mohlo ochladit těleso na absolutní nulu.

c)Elektrické vlastnosti koloidů, elektrokinetický potenciál

KOLOIDY

- Koloid je označení pro disperzní soustavu obsahující částice, které svou velikostí spadají do rozmezí 1 nm až 1000 nm (případně 500 nm)

- částice v tomto rozmezí udělují danému systému specifické vlastnosti, které se v mnoha ohledech nevyskytují u částic s velikostí pod 1 nm (tzv. analytická disperze) a částic nad 1000 nm, event. 500 nm, (hrubá disperze)
- Koloidy jsou viditelné v ultramikroskopu nebo elektronovém mikroskopu, nikoliv však ve světelném mikroskopu
- Částice koloidu jsou často barevné, tvoří průhledné disperzní systémy a v bočním světle opaleskují (tzv. Tyndallův efekt - difúzní rozptyl světla, který vzniká, pokud paprsek prochází prostředím, které málo absorbuje mikroskopické částice, které odklánějí procházející světlo, čímž se procházející paprsky stávají viditelnými v podobě kužel – např. procházející sluneční paprsky mlhou)
- Koloidní částice procházejí filtračním papírem (ale nikoliv už všemi membránami)
- Vykonnávají slabší tepelný pohyb (Brownův pohyb), pomalu difundují a sedimentují, vyvolávají slabší osmotický tlak
- Ovšem nejcharakterističtější vlastností tohoto systému je tvorba gelů (hrubé disperze je tvoří jen výjimečně)
- Koloidy jsou všudypřítomné, nacházejí se např. v lidském těle (koloidní tekutinou je např. krev a mýz+kloubní maz), v koupelně jako prací prášek, mýdlo, zubní pasta apod., a mnohé potraviny jsou koloidní povahy (jogurt, máslo, mléko atd.)
- Částice se neustále neuspořádaně pohybují – **Brownův pohyb**. Při větších velikostech částic se nárazy molekul disperzního prostředí na částici vyrovnávají, ale **u koloidních částic** obvykle jeden směr převládne a podle něj se pak molekula pohybuje

Dialýza – koloidní částice jsou (ne)propustné určitými filtry, a proto je můžeme oddělit od disperzního podílu současně přítomného v roztoku, nebo i od disperzního prostředí

NEJDŮLEŽITĚJŠÍ VLASTNOSTÍ koloidních částic ve vodě je **existence jejich elektrické dvojvrstvy** na povrchu

- Každá kol. částice nese na svém povrchu el. náboj a přiblíží-li se dvě částice k sobě, nemohou se spojit, protože se jejich souhlasné náboje odpuzují
- Povrchový náboj částic je vyrovnáván ekvivalentním množstvím opačně nabitých iontů = protiiontů
- Náboj koloidní částice + obal protiiontů = **ELEKTRICKÁ DVOJVRSTVA**
 - Sternův model elektrické dvojvrstvy
 - Sternova vrstva=vrstva protiiontů těsně přiléhající k povrchu
 - Pohybuje se s koloidní částicí
 - Difúzní vrstva=ionty ve větší vzdálenosti od částice, pohybující se nezávisle na pohybu koloidní částice
 - Pohybové rozhraní, oddělující Sternovu a difúzní vrstvu, vykazuje **ELEKTROKINETICKÝ POTENCIÁL**

Elektrokinetický potenciál (také zeta-potenciál nebo ζ -potenciál)

- Rozdíl potenciálů na pohybovém rozhraní, který se ustavuje při relativním pohybu tuhé fáze s elektrickou dvojvrstvou vůči roztoku
- Znaménko ζ -potenciálu je opačné než znaménko iontů vnější vrstvy elektrické dvojvrstvy
- Elektrokinetický potenciál nebývá vyšší než 0,1 V; je značně ovlivňován přidávkou elektrolytů, a to i v malých koncentracích
- Je příčinou vzniku elektrokinetických jevů
 - Jevy, k nimž dochází při pohybu fáze s elektrickou dvojvrstvou vůči roztoku v důsledku rozdělení elektrické dvojvrstvy a vzniku elektrokinetického potenciálu

- elektroforéza a elektroosmóza, při nichž je mechanický pohyb vyvolán elektrickým polem
- sedimentační potenciál a proudový potenciál – elektrické potenciály, které vznikají v důsledku mechanického pohybu

V.

a) Dynamika krevního oběhu

Krev je nestlačitelná; cévy jsou elastické a mají schopnost aktivní kontrakce

Uplatnění následujících fyzikálních veličin a zákonů:

Tlak:

$$P = \frac{F}{S} (\text{Pa})$$

Pascalův zákon:

- tlak v tekutinách má ve všech směrech stejnou velikost
- tlaky ve všech bodech horizontální roviny jsou stejné
- tlak roste s hloubkou pod volným povrchem

Hydrostatický tlak

$$P = h\rho g$$

Laplaceův zákon: vztah mezi napětím T ($\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$) ve stěně pružné membrány uzavírající objem kapaliny s rozdílem tlaků uvnitř a vně membrány je dán: R jsou poloměry křivosti membrány o pro membránu válce je poloměr nekonečně velký $P = T/R$, koule $P = 2T/R$

rovnice kontinuity

- pro ustálené proudění ideální kapaliny trubicí i nestejném průřezu platí, že součin průřezu S a rychlosti průřezem je konstantní

rovnice Bournoulliho

- zákon zachování energie pro objemovou jednotku ideální nestlačitelné kapaliny:

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

vnitřní tření kapalin – rychlost proudění klesá od středu k okraji

- Rychlost proudění v_r ve vzdálenosti r od středu trubice je dána vztahem, kde v_m je maximální rychlost proudění ve středu trubice:

$$v_r = v_m (1 - r^2/R^2)$$

- Je zřejmé, že rychlost proudění u stěny trubice ($r = R$) je nulová

odpor proudění – při viskozitě závisí na geometrii cév

- *Celkový periferní odpor* – posčítané odpory jednotlivých úseků cévního řečiště
 - 66% - arteriální úsek; 27% - kapilární úsek; 7% - venózní
- tlak v artériích klesá od aorty k arteriolám, v žilách pomalu, až před pravou komorou nejméně

- k arteriálnímu tlaku se přičítá hydrostatický tlak krve (hlava je půl metru nad srdcem)

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

atd.)

- Cévy nejsou pevné trubice a jejich průměr závisí nejen na tlaku, ale též na napětí hladkých svalů v cévní stěně
- Největší celkovou plochu příčného řezu mají kapiláry
- Viskozita krve stoupá s rostoucími hodnotami hematokritu
 - Viskozita krve při 20 °C je kolem 3 mPa.s., viskozita krevní plazmy kolem 1,5 mPa.s.
- Kapilární úsek krevního řečiště je z funkčního hlediska nejvýznamnější, neboť přes stěny kapilár prostupují z krve intersticiální tekutiny živiny a kyslík a opačným směrem zplodiny
- Onkotický tlak je osmotický tlak krevních bílkovin, který působí opačným směrem než hydrostatický tlak krve

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)

Van der Waalsovy síly jsou přitažlivé síly mezi neutrálními molekulami. Jejich podstatou je vzájemné působení molekulových dipólů (které existují kvůli okamžitému nerovnoměrnému rozložení elektronů v molekule).

- *coulombické síly* – jsou vyvolané přitahováním opačně nabitých pólů molekul
- *indukční síly* – polární molekula zpolarizuje nepolární (dipól-indukovaný dip.)
- *disperzní síly* – nejslabší síly, které vznikají na základě nerovnoměrného rozložení elektronů v obalu

Vodíkové můstky

- Podmínky vzniku:
 - 1) Vodík musí být vázán na prvek s vysokou elektronegativitou např. (N, O)
 - 2) V molekule musí být volné elektronové páry
 - ovlivňují fyzikální vlastnosti látek – např. body tání a varu

Síly, které působí ve všech směrech stejné:

$$F = - \Delta U / \Delta r$$

U – potenciální energie

r – vzdálenost mezi částicemi

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

Zásady bezpečné práce:

- **vzdálenost** – co největší vzdálenost od radionuklidu – dávka klesá se čtvercem vzdálenosti
- **čas** – snížení práce s radionuklidem na co nejkratší dobu
- **stínění** – mezi zdroj a sebe umístit překážku, která účinky odstíní
- **pravidelné prohlídky** – krevní obraz
- **nošení filmového dozimetru na hrudi**

Jednotky expozice a dávky záření:

- dávka záření = expozice = náboj, který získá 1 kg hmoty při průchodu ionizujícího záření (viz. využití rtg)
- nelze z ní přímo určit přesnou dávku absorbovanou jiným materiálem, protože absorbovaná dávka závisí na materiálu a typu záření
- expoziční rychlost = přírůstek expozice v časovém intervalu, jednotka: $A \cdot kg^{-1}$, rozměr: $m^2 \cdot s^{-2} \cdot A$
- emise zdroje = počet částic (kvant) emitovaných zdrojem za čas (s^{-1})
- aktivita – u radioaktivního zdroje – počet radioaktivních přeměn v daném množství radionuklidu za jednotku času – jednotka: Bq, rozměr: s^{-1}
- objemová aktivita – podíl aktivity a objemu látky, jednotka: $Bq \cdot m^{-3}$, rozměr: $s^{-1} \cdot m^{-3}$
- absorbovaná dávka – poměr energie ionizujícího záření absorbovaného hmotností látky m, $D=E/m$ – jednotka: $Gy = J \cdot kg^{-1}$ (gray)
- efektivní dávkový ekvivalent (vztahující se k stochastickým účinkům záření) se vyjadřuje v Sievertch [Sv]

-1 Sievert je taková absorbovaná dávka, která při jakémkoliv typu ionizujícího záření vyvolá stejný biologický účinek

VI.

a) Termodynamické věty

Tři základní principy, na nichž je vybudována termodynamika:

I. termodynamický zákon: Celkové množství energie izolované soustavy zůstává zachováno, tzn. nelze sestavit 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. Není možno sestavit stroj, který by konal kladnou práci bez dodání E → nelze sestavit *perpetuum mobile*

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

II. termodynamický zákon: Teplo nemůže při styku dvou těles různých teplot samovolně přecházet z tělesa chladnějšího na teplejší, tzn. nelze sestavit 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)

- Nelze sestavit cyklický tepelný stroj tak, aby v průběhu celého cyklu pouze odebral teplejší lázni teplo a veškeré je změnil na práci (ekvivalentní formulací je princip růstu entropie)

$$\mu = \frac{Q_1 - Q_2}{Q_1} = \frac{T_1 - T_2}{T_1}$$

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

- Žádným konečným pochodem nelze dosáhnout teploty absolutní nuly (ekvivalentní formulace: entropie soustavy při absolutní nule je rovna nule)

+ 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

1. Absorpční fotometrie

- určení koncentrace roztoků na základě měření extinkce (absorbance) při konstantní tloušťce roztoku
- z bílého světla vymezíme pomocí **filtru** danou oblast vlnové délky, které patří barvě doplňkové k barvě roztoku (jelikož tuto barvu roztok nejvíce absorbuje)
- tak dosáhneme toho, že na malou změnu koncentrace připadá největší možná změna extinkce
- k vymezení určité oblasti vlnové délky každý filtr má svou určitou **spektrální charakteristiku** (závislost transparence na vlnové délce)
- měření extinkce: vizuálně nebo některým z fotoelektrických indikátorů (fotonka, fotočlánek)

Fotonka (= fotobuňka, fotocela):

- objektivní indikátor intenzity světla
- evakuovaná baňka skládající se ze **dvou elektrod** – katody a anody se **stejnosměrným napětím**, proud ovšem nemůže procházet, jelikož mezi elektrodami je vakuum;
- situace je jiná, pakliže na katodu dopadne světlo – pak dojde k fotoemisi elektronů, které jsou přitaženy k anodě, tedy mezi elektrodami prochází proud;
- ten je přímo úměrný intenzitě světla dopadajícího na katodu
- shrnutí: princip fotobuňky – fotobuňka pracuje jako **odpor citlivý na ozáření**

Fotočlánek

- skládá se ze dvou vrstev – **vodivé a polovodivé**
- po dopadu světla na vodivou vrstvu vznikne mezi vodivou a polovodivou vrstvou **elektromotorické napětí**
- je-li elektrický obvod uzavřen – vzniká **fotoproud**
- ten je úměrný intenzitě dopadajícího světla

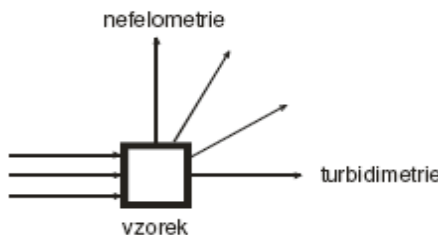
2. Nefelometrie

- měření koncentrace koloidních částic na základě měření **intenzity rozptýleného světla** (podmínka: stálá velikost částic!!)
- princip:
 - koloidní disperze vykazují speciální optické vlastnosti
 - při průchodu světla vzorkem (koloidní disperze) může docházet k jeho rozptylování kolmo na směr šíření, čehož se využívá právě v nefelometriích; tento úkaz se nazývá **Tyndallův jev**
 - Tyndallův jev je definován takto: *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.*
 - měří se intenzita rozptýleného světla vycházejícího z koloidního roztoku kolmo na směr paprsku světla, které rozptýl světla vyvolalo
 - provedení:

-světlem ze zdroje osvětlíme roztok v kyvetě, detektor světla měří intenzitu rozptýleného světla ve směru kolmém na svazek dopadajícího světla

3. Spektrální

- měření **extinkce**
měření koncentrace
- podobný princip jako u používá se obvykle při vlnové délce absorpčního maxima



fotometrie

(absorbance) za účelem

absorpční fotometrie, ale **monochromatické světlo**,

$$A = -\log T = -\log \frac{I}{I_0} = \log \frac{I_0}{I}$$

A...absorbance

T...transmittance

I...intenzita prošlého záření

I₀...intenzita dopadajícího záření

Vyjádříme-li absorbanci **Lambert-beerovým zákonem**, je patrný vztah mezi absorbancí a koncentrací:

$$A = \epsilon \cdot C \cdot d$$

ε. molární absorpční koeficient

C.....molární koncentrace roztoku

d.....tloušťka vrstvy

- měří se pomocí **absorpčního spektrofotometru** - zaznamenává poměr intenzity záření absorbovaného měřeným vzorkem k intenzitě referenčního (ethanolového záření) v závislosti na vlnové délce záření dopadajícího na vzorek
- **části:** zdroj záření, monochromátor (hranol nebo mřížka), detektor (fotočlánek), optické prvky, pohon ladění monochromátoru, měřič signálu detektoru, výstupní zařízení (počítač) Metody, které primárně neslouží k zjištění koncentrace

4. Konduktometrie

- založena na schopnosti roztoku elektrolytu vést elektrický proud
- **měrná vodivost** je přímo úměrná koncentraci rozpuštěné látky (elektrolytu)
- je-li v roztoku rozpuštěna chemicky čistá látka, měrný odpor bude záviset na koncentraci látky
- změříme odpor R a zjistíme experimentální poměr délky vodiče l a průřez vodiče q

$$X = 1/R \cdot 1/S$$

X...měrná vodivost

R....odpor

S....průřez sloupce elektrolytu

5. Polarimetrie

- optická metoda založená na měření **optické stáčivosti** některých látek, prochází-li jimi **polarizované světlo**
- **měrná stáčivost** = úhel stočení roviny polarizovaného světla vydělený tloušťkou vrstvy a objemovou koncentrací $q/100$; q = počet gramů látky obsažený ve 100 ml roztoku

c) Ionizace, excitace

Základní stav atomu = minimální energie, elektrony obsahují energetické hladiny s co nejnižší E

Excitace nebo **vybuzení** je zvýšení energie atomu nad jeho základní energii. Po excitaci je daný systém v tzv. excitovaném stavu

- Nestabilní stav
- Tento stav je nestabilní a atom se obvykle přebytečné energie zbaví tím, že ji vyzáří jako foton
- Trvá krátkou dobu ($10^{-8} - 10^{-5}$ s)
- Přejít elektronů z vyšších do nižších energetických hladin → **luminiscence**

$$\nu = (E_2 - E_1) / h$$

→ frekvence vyzářeného fotonu při přechodě z vyšší energetické hladiny E_1 do nižší energetické hladiny E_2

- Při přechodech se může elektron dostat do takové energetické hladiny, z které je přechod do základního stavu nebude možný = *metastabilní stav* – může trvat delší dobu. Tento jev je podstatou **fotofosforence** a je využíván při konstrukci laserů.

Ionizace

- Dodáme – li množství energie, které postačuje k uvolnění elektronu z atomového obalu, dochází k **ionizaci**
- Nejmenší vazebnou energii mají valenční elektrony, které jsou nejvíce vzdálené od jádra
- Velikost této E je rovna E stavu, ve kterém se elektron nachází
- Ze zákona zachování energie 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

VII.

a) Roultovy zákony, ebullioskopie a kryoskopie

Roultovy zákony

- Roultovy či Raoultovy zákony popisují **koligativní vlastnosti roztoků**
- Tyto vlastnosti závisejí na množství částic disperzního podílu v daném objemu
- **nezávisejí** na povaze těchto částic, čili zda-li jsou to ionty, molekuly či částice koloidní, **nezávisejí** na velikosti, tvaru, ani chemickém chování
- kvantitativně popsány tímto vztahem, z něhož je patrná přímá úměrnost molární koncentraci látky:

$$\Phi = k \cdot c$$

- měřením Φ lze stanovit molární hmotnost rozpuštěné látky

Koligativní vlastnosti

1. Raoultův zákon

- popisuje snížení tenze par nad roztokem

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

Δp změna tlaku nasycené páry nad roztokem

p_0 tlak nasycené páry nad čistým roztokem

n_2 počet částic rozpuštěné látky

n_1 počet částic rozpouštědla

- slovně vyjádřeno: Rozpuštění určité látky v rozpouštědle způsobí, že tenze par samotného rozpouštědla p_0 poklesne na hodnotu tenze par roztoku.
- z toho plyne vztah, že snížení tenze par je přímo úměrné počtu částic v roztoku

2. Raoultův zákon

- popisuje zvýšení bodu varu roztoku (= **ebullioskopie**)

$$\Delta T = K_e \cdot c$$

ΔT změna teploty varu

c koncentrace rozpuštěné látky

K_e**ebullioskopická konstanta**

- vyjádřeno slovně: Zvýšení bodu varu roztoku ve srovnání s čistým rozpouštědlem je přímo úměrné koncentraci rozpuštěné látky.
- ebullioskopická konstanta je:

1. přímo úměrná molární hmotnosti rozpouštědla a druhé mocnině teploty varu čistého rozpouštědla
2. nepřímo úměrná molárnímu skupenskému teplu varu rozpouštědla

3. Raoultův zákon

- popisuje snížení teploty tuhnutí (= **kryoskopie**)

$$\Delta T_v = -K_r \cdot c_m$$

c_m koncentrace rozpuštěné látky

K_r **kryoskopická konstanta** rozpouštědla

- slovně vyjádřeno: Snížení bodu tuhnutí roztoku ve srovnání s čistým rozpouštědlem je přímo úměrné koncentraci rozpuštěné látky.
- kryoskopická konstanta závisí **pouze** na vlastnostech rozpouštědla, **ne** rozpuštěné látky!!

b) Moment hybnosti, spin elektronu, spinové kvantové číslo

SPIN ELEKTRONU, SPINOVÉ KVANTOVÉ ČÍSLO

Moment hybnosti

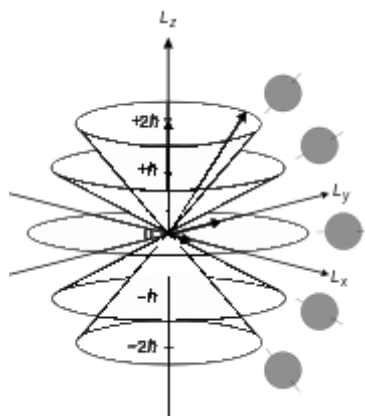
- moment hybnosti kruhového orbitálního pohybu částice může nabývat pouze hodnot, které jsou násobky **Diracovy konstanty** ($\hbar = 1,05 \times 10^{-34}$ Js)
- podobně je to s průmětem orbitálního momentu hybnosti do souřadnicových os atomů.
- tedy přírozenou jednotkou orbitálního momentu hybnosti je **$\hbar$**
- velikost orbitálního momentu hybnosti je dána vztahem:

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

l vedlejší kvantové číslo (může nabývat hodnot $n-1$, kde n je hlavní kvantové číslo)

$\hbar$ Diracova konstanta

- kvantováním orbitálního momentu hybnosti je určeno **vedlejší kvantové číslo**, které určuje tvár a symetrii elektronového oblaku



Vektorový součin

- vektorový součin dvou vektorů se stává opět vektorem
- výsledný vektor je kolmý na rovinu určenou dvěma násobenými vektory
- jeho směr je určen pravidlem pravé ruky

[**Pravidlo pravé ruky** – ruka ve směru prvního vektoru, prsty zahnuté ve směru druhého vektoru, vztyčený palec určuje směr vektorového součinu]

- záleží na pořadí vektorů!!
- **velikost vektorového součinu** = součin velikostí násobených vektorů vynásobeného **sinem úhlu**, který dva dané vektory svírají

[Jako příklad vektorového součinu můžeme uvažovat moment hybnosti. V mechanice je definován jako vektorový součin polohového vektoru a vektoru hybnosti. Při rovnoměrném kruhovém pohybu se směr vektoru hybnosti i polohového vektoru neustále mění, avšak jejich vektorový součin zůstává v čase konstantní jak pro velikost, tak pro směr. Při rovnoměrném kruhovém pohybu jsou si vektor hybnosti i polohový vektor navzájem kolmé, tudíž moment hybnosti je $L = rmv$ (kde r je polohový vektor a mv je hybnost), neboť $\sin 90^\circ = 1$.]

Skalární součin

- definován mezi dvěma vektory, zachycuje vztah mezi dvěma vektory a jejich úhlem
- výsledkem je reálné číslo, ne vektor!!
- skalární součin dvou vektorů $u = (u_1; u_2)$, $v = (v_1; v_2)$ v rovině je číslo $u_1v_1 + u_2v_2$
- pokud je alespoň jeden z vektorů u a v nulový, pak:

$$u \cdot v = 0$$

- pro dva nenulové vektory u , v v rovině nebo v prostoru a jejich odchylku φ platí:
 $uv = |u| \cdot |v| \cos \varphi$, $\varphi \in <0^\circ; 180^\circ>$

spinové magnetické číslo (spin) ...s

- zdvojnásobuje počet kvantových stavů – elektron se chová jako malý magnet, který se v magnetickém poli může orientovat dvojím směrem, ve směru pole a proti směru pole
- hodnoty: $s = \pm \frac{1}{2}$
- charakterizuje **magnetický moment elektronu**
- celkem je $2n^2$ stavů atomu

dělení podle spinu

- nenulový spin (magnetický moment)
 - daný vektorovým součtem spinů jednotlivých nukleonů
 - lichá-lichá jádra = lichý počet protonů a neutronů
 - sudá-lichá jádra = lichý počet nukleonů
 - *nenulový mg. moment* – protony a neutrony jsou systémy vytvářené elektricky nabitými kvarky – chovají se jako rotující magnety
 - př. $^1\text{H}_1$, $^{13}\text{C}_6$, ... (existuje více než 100 stabilních atomů)
- nulový magnetický moment
 - sudá-sudá jádra = sudý počet protonů a neutronů
 - př. $^{12}\text{C}_6$, $^{16}\text{O}_8$, ...

spin může být vyjádřen jako součin jaderného spinového čísla I a Diracovy konstanty $\hbar$

- jádra se sudým hmotnostním číslem ... celočíselný spin (př. ^2D , ^{14}N ... $I = 1$)
- jádra s lichým hmotnostním číslem ... poločíselný spin (př. ^7Li ... $I = 3/2$, ^{127}I ... $I = 5/2$)
- * jádra se spinovým číslem $I \geq 1/2$ mají $(2I + 1)$ stabilních energetických stavů
- * u jader s $I > 0$ mohou být pozorovány jevy nukleární magnetické rezonance

c) Laplaceův zákon

Vyjadřuje vztah mezi napětím T (N/m) v stěně pružné membrány uzavírající objem kapaliny s rozdílem tlaku p vnitru a vně membrány.

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

R_1 , R_2 jsou hlavní poloměry křivosti membrány v daném bodě

Pro membránu válcového tvaru $P = T/R$

Pro kouli $P = 2T/R$

Předměty s vysokým povrchovým napětím a malým poloměrem mají tendenci ke kolapsu (u plicních alveolů, které se zmenšují výdechem, brání kolapsu surfaktant, který povrchové napětí snižuje)

VIII.

a) Koligativní vlastnosti roztoků

- závisí od množství částic rozpuštěných částic disperzního podílu v daném objemu.
- nezávisí od velikosti, tvaru a chemického chování částic disperzního podílu, typu částic (koloidní, ionty, molekuly) a jejich vlastností.

- přímo úměrné molární koncentraci c_m vyjádřené v počtu molů na jednotku objemu $\rightarrow$ disperzní podíl musí být netěkavý a roztok zředěný:

$$\Phi = k \cdot c_m$$

- tyto vlastnosti lze užít k stanovení relativní molekulové hmotnosti M rozpuštěné látky:

$$\Phi = k \cdot c_g/M$$

c_g - hustotní koncentrace vyjádřená v počtu gramů na dm^3

Jsou čtyři: snížení tenze par, ebullioskopie (zvýšení bodu varu), kryoskopie (snížení bodu tuhnutí), osmotický tlak

Snížení tenze par

- rozpuštěním určité látky v rozpouštědle se zmenší parciální tlak par (tlak, který by měla látka sama, kdyby nebyla součástí roztoku) v rozpouštědle z p_0 na p .
- snížení tenze par $\Delta p = p_0 - p$, lze jej vypočítat ze vztahu:

$$\Delta p/p_0 = n_2/(n_2 + n_1) \rightarrow 1. \text{Raoltův zákon}$$

(n_2 – počet částic rozpuštěné látky, v zředěném roztoku můžeme ve jmenovateli zanedbat n_1 – počet částic rozpouštědla)

Ebullioskopie – zvýšení bodu varu

- rozpuštěním netěkavé látky v rozpouštědle se zvýší jeho bod varu:

$$\Delta T = K_e \cdot c_m \rightarrow 2. \text{Raoltův zákon}$$

*(K_e – ebullioskopická konstanta rozpouštědla, hodnoty v tabulkách
 c_m – molární koncentrace rozpuštěné látky)*

Kryoskopie – snížení bodu tuhnutí

- rozpouštěním netěkavé látky v rozpouštědle dojde též ke snížení bodu tuhnutí roztoku oproti bodu tuhnutí čistého rozpouštědla
- přímo úměrné počtu rozpuštěných částic

$$\Delta T = -K_k \cdot c_m \rightarrow 3. \text{Raoltův zákon}$$

(ΔT – snížení bodu tuhnutí, c – koncentrace rozpouštěné látky, K_k – kryoskopická konstanta rozpouštědla, v tabulkách)

Osmotický tlak

(Viz výše)

b) Larmorova frekvence

- souvisí s principem magnetické rezonance
- protony vykonávají rotační pohyb kolem své osy = **spin** – tím vytváří ve svém okolí magnetické pole a vykazují magnetický moment
- protony umístěné v magnetickém poli vykazují ještě pohyb precesní = pohyb po plášti pomyslného kužele, jehož osa má směr magnetické indukce vnějšího pole

- frekvence tohoto pohybu se nazývá Larmorova frekvence

$$\omega = \gamma \cdot B$$

ω = rezonanční frekvence, γ = gyromag. konstanta, B = statické pole

- závisí na **dvou faktorech**:
 - na intenzitě vnějšího magnetického pole
 - na typu atomového jádra – je vyjádřený gyromagnetickým poměrem = konstanta závislá pouze na vlastnostech jádra
- gyromagnetický poměr = poměr mezi magnetickým momentem a momentem hybnosti částice nebo systému (tělesa)

c) Stavové veličiny, vratné a nevratné děje

Stavová veličina neboli veličina kvality je veličina, která popisuje stav termodynamického systému. Stavové veličiny se dělí na **vnější** (extenzivní) a **vnitřní** (intenzivní). Vnější veličiny závisí na velikosti termodynamického systému, vnitřní veličiny jsou na velikosti termodynamického systému nezávislé.

- **Stavové veličiny vnější** jsou: objem, hmotnost, látkové množství, počet částic, vnitřní energie
- **Stavové veličiny vnitřní** jsou: tlak, teplota, hustota, entropie

Stavová funkce: Veličina, popisující stav soustavy, která během termodynamického děje při přechodu z jednoho stavu do druhého nezávisí na způsobu přechodu mezi těmito stavy, bývá označována jako **stavová funkce**. Stavová funkce tedy závisí pouze na počátečním a konečném stavu, ale nikoliv na způsobu, jakým se systém dostal z počátečního stavu do stavu konečného.

Stavové funkce jako jsou vnitřní energie, entropie, entalpie, volná entalpie popisují stav pomocí stavových veličin. Přejde-li systém z jednoho stavu do druhého, je výsledná změna stavové funkce nezávislá na historii procesu, tedy na cestě, kterou se systém z počátečního do konečného stavu dostal a závisí pouze na rozdílu konečné a počáteční hodnoty funkce. Je-li konečný stav systému po proběhnutí termodynamického procesu totožný s počátečním stavem jedná se o **kruhový děj**. Při kruhovém ději je konečná změna všech stavových funkcí i veličin nulová.

Termodynamický děj (též **tepelný děj**) je děj, při kterém se mění stav tělesa (mění se některé ze stavových veličin). Termodynamické děje můžeme dělit na:

Vratné (reverzibilní) děje - Vratné děje jsou takové, u nichž lze původního stavu dosáhnout obrácením pořadí jednotlivých úkonů.

Nevratné (ireverzibilní) děje - Nevratné děje jsou takové děje, které probíhají bez vnějšího působení pouze v jednom směru, tzn. původního stavu nelze dosáhnout přesně stejným

postupem v obráceném pořadí. K dosažení původního stavu je nutno vynaložit určitou energii, která nepatří dané soustavě. V přírodě jsou všechny reálné děje nevratné.

Kruhové děje bývají označovány jako vratné nebo nevratné cykly. Nejznámějším příkladem vratného kruhového děje je Carnotův cyklus.

Mnohé technicky využitelné děje probíhají tak, že některá z termodynamických veličin zůstává během děje **konstantní**. Takové děje bývají označovány speciálními názvy.

- Konstantní teplota- Izotermický děj
- Konstantní tlak- Izobarický děj
- Konstantní objem- Izochorický děj
- Bez tepelné výměny- Adiabatický děj

IX.

a) Osmóza, osmotický tlak

Osmóza – pasivní transportní dej, který probíhá v případě dvou roztoků s různou koncentrací oddělených semipermeabilní membránou z místa s menší koncentrací do místa s vyšší koncentrací.

Osmotický tlak – tlak potřebný k zastavení osmózy (tímto tlakem se mohou uplatnit jen molekuly, které polopropustnou membránou neprojdou, jinak by je jednalo o prostou difúzi)

Roztok o nižším osmotickém tlaku se nazývá **hypotonický**, o vyšším osmotickém tlaku **hypertonický**.

- K osmóze dojde nejen mezi čistým rozpouštědlem a roztokem, ale mezi každými dvěma roztoky o různém osmotickém tlaku. Rozpouštědlo proudí vždy směrem z hypotonického roztoku do hypertonického.
 - Dva roztoky o stejném osmotickém tlaku se nazývají **izotonické**, mezi takovými k osmóze nedochází!!
- Je třeba pamatovat na to, že svým osmotickým tlakem se mohou uplatnit jen molekuly, které neprojdou zvolenou membránou. Tak např. řada jednoduchých anorganických iontů prochází polopropustnými membránami, takže jejich zředění dochází prostou difúzí do rozpouštědla.

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

1) Za konstantní teploty T je osmotický tlak přímo úměrný počtu částic v roztoku, tedy jeho molární koncentraci c_m .

2) Při dané koncentraci se osmotický tlak mění přímo úměrně s teplotou.

Obecně jemožné zapsat závislost osmotického tlaku na koncentraci a teplotě vztahem:

$$\Pi = c_m \cdot R \cdot T$$

(Π je osmotický tlak c je celková koncentrace všech rozpuštěných částic v roztoku T je termodynamická teplota R je univerzální plynová konstanta)

3) Při stejných osmotických tlacích je ve stejných objemech různých roztoku při stejné teplotě 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 ($\rightarrow$ smršťuje se) a v hypotonickém naopak ($\rightarrow$ prasknutí, u erytrocytů hemolýza).

Samovolné osmotické zředování je vždy spojeno s uvolňováním práce, koncentrování s přemáháním osmotického tlaku tedy s **dodáváním práce**.

Osmotický tlak tělních tekutin živočichů má velmi konstantní hodnoty. Orgány jsou totiž schopné velmi účinně osmotický tlak regulovat – **osmoregulace**.

b) Metody osobní dozimetrie

Pracovníci, kteří pracují s radioaktivními látkami nebo ionizujícím zářením musí provádět osobní dozimetrii = měření absorbované dávky záření, které jejich tělo obdrželo po dobu práce

- 1. Dozimetry pracující na základě ionizujících účinků záření (TUŽKOVÉ DOZIMETRY, IONIZAČNÍ KOMŮRKY)
- 2. -/- účinků na fotografickou emulzi (FILMOVÝ DOZIMETR)
- 3. -/- excitačních účinků (TERMOLUMINISCENČNÍ DOZIMETR)

FILMOVÝ DOZIMETR

- 3X4 CM film
- Zabalen do světlotěsného papírového obalu a umístěn v pouzdře z umělé hmoty s okénkem
- Citlivý na ionizující záření
- Kovové filtry na stěnách pouzdra = určují energii záření
- Přijatelná cena, snadná manipulace

TERMOLUMINISCENČNÍ DOZIMETR

- Je založen na citlivosti některých látek na ionizující záření
- Např. krystalická forma fluoridu lithia v prášku nebo jako tyčinky
- Nošeny až po dobu 3 měsíců, vyšší pořizovací cena

c) Šíření akčního potenciálu nervovým vláknem

- Pro funkci nervové buňky nestačí jen vyvolat AP, je potřeba ho po ní co nejrychleji rozšířit
- Axony obalují **Schwannovy buňky**. Ty jsou svým účelem i vzhledem velmi specializované – mají plochý tvar a jsou zhruba čtyřikrát omotány okolo. Pokud by axon sestával pouze z membrány, setkali bychom se s několika značnými nevýhodami. Především by se vzniklý AP zpátky ze značné části "vybíjel" skrz membránu, kde již prošel.
- Schwannovy buňky obsahují velké množství bílkoviny myelinu, který je pro elektrinu nevodivý
- Přesun AP v axonu, obaleném Schwannovými buňkami, je mnohem rychlejší a účinnější než bez nich
- V místě, kde je axon izolován Schwannovou buňkou, se signál šíří rychlostí šíření elektrického pole, tedy skoro rychlostí světla
- Jediné zpomalení nastává na membráně na **Ranvierových zářezích**, kde je původní membrána bez myelinu a na ní se obnoví AP
- Uvádí se, že běžná rychlost je zhruba **7 m/s** (rychlost šíření může být i přes **100m/s**)
- Šíření závisí na výše uvedených faktorech, průměru vlákna (čím větší, tím vyšší rychlost) a teplotě (se zvýšením teploty rychlost vzrůstá, chladem se dá signál přerušit)
- Stručně: Na jednom úseku probíhá výměna iontů napříč membránou. Úsek je opačně nabitý než další úsek a snaží se vyrovnat náboj, takže vedlejší úsek se taky depolarizuje a poklesne potenciál pod prahovou hodnotu. Tím vznikne akční potenciál – šíření podél vlákna
- Závisí na výše uvedených faktorech, průměru vlákna (čím větší, tím vyšší rychlost) a teplotě (se zvýšením teploty rychlost vzrůstá, chladem se dá signál přerušit) o Je dobré si uvědomit, že jenom než první signál dorazí z mozku do nohy na brzdovém pedálu, urazí automobil na dálnici třeba 15 metrů

X.

a) Difuze, I. Fickův zákon

Difuze

- Definice 1: samovolné pronikání částic jedné látky mezi částice látky druhé téhož skupenství, jsou-li tělesa z těchto látek uvedena do vzájemného styku
- Definice 2: pronikání částic jedné látky do druhé se snahou o rovnoměrné rozptýlení po celém objemu
- velmi rychle probíhá u plynů, pomaleji u kapalin a velmi pomalu u pevných látek
- vysvětlujeme ji tepelným pohybem částic: při vyšší teplotě pozorujeme rychlejší průběh, tzn., při vyšší teplotě se částice pohybují rychleji
- princip: pokud navrstvíme na roztok v nádobě rozpouštědlo tak, aby nedošlo k mechanickému promíchání, proniká rozpouštěná látka do rozpouštědla až do úplného vyrovnání koncentrace na obou stranách
- je důsledkem tepelného pohybu částic – neuspořádaný
- následkem existence gradientu koncentrace převládá přechod částic do míst o nižší koncentraci

V nádobě bude klesat koncentrace látky směrem vzhůru (směr x), je-li ve vrstvách vzdálených Δx rozdíl koncentrací Δc označíme koncentrační gradient $\Delta c / \Delta x$, při ploše průřezu nádoby S projde danou vrstvičkou za čas τ (s) n molů rozpouštěné látky

1. Fickův zákon

- hustota difúzního toku je přímo úměrná koncentračnímu gradientu

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

D – difuzní koeficient

- vyjadřuje počet molů rozpuštěné látky, které projdou za jednotku doby jednotkovým průřezem při jednotkovém koncentračním gradientu
- jeho hodnota závisí na teplotě i na koncentraci

Znaménko minus – vyjadřuje skutečnost, že vektor gradientu koncentrace má opačný směr než tok látky

Prostá difuze

- transportované látky se pohybují v důsledku existence koncentračního gradientu ve směru poklesu koncentrace
- transportují se malé molekuly – rozpustné v tucích (mohou volně difundovat membránou díky lipidnímu charakteru)

b) Rozlišovací schopnost optického mikroskopu

Mikroskop se skládá ze tří spojených optických soustav:

- Osvětlovací soustava (kondenzor)
- Objektiv (o)
- Okulár

Osvětlovací soustava

- slouží k osvětlení předmětové roviny, prohlížený preparát (předmět) se umístí do blízkosti předmětového ohniska objektivu (f_0), objektiv zobrazí předmět do vzdálenosti větší než je jeho dvojnásobná obrazová ohnisková vzdálenost, obraz předmětu je po zobrazení objektivem – převrácený, skutečný a zvětšený.
- při pozorování okem akomodovaným na nekonečno je obraz v předmětové ohniskové rovině okuláru, vzdálenost obrazového ohniska objektivu a předmětového ohniska okuláru = optický interval mikroskopu
- aperturní clona bývá tvořena objímkou objektivu a u větších zvětšení je umístěna v obrazové ohniskové rovině objektivu
- clona, která vymezuje zorné pole se umístí v předmětové ohniskové rovině okuláru
= výsledný obraz pozorovaný okem je zvětšený, převrácený

Zvětšení světelného mikroskopu

$$\tau = Z_0 \cdot \beta_{OK} = \frac{\Delta \cdot 250}{f_0 \cdot f_{OK}}$$

Z_0 = příčné zvětšení objektivu: $Z_0 = \frac{\Delta}{f_0}$

B_0 = úhlové zvětšení okuláru: $\beta_0 = \frac{250}{f_{OK}}$

f_0 a f_{OK} jsou ohniskové vzdálenosti objektivu a okuláru

Δ je optický interval mikroskopu

Hodnota 250 – konvenční zraková vzdálenost

Rozlišovací schopnost R

- míra rozlišení detailů ve sledovaném obraze
- d_{min} – rozlišovací mez, která představuje minimální vzdálenost 2 bodů předmětů, které jsou v obraze rozlišitelné

$$R = \frac{1}{d_{min}}$$

Maximální užitečné zvětšení světelného mikroskopu je 1500-2000.

Abbého teorie – vzorek ve tvaru optické mřížky kolmé k optické ose mikroskopu. Vzdálenost vrypů mřížky je d . Na mřížku dopadá rovnoběžně s optickou osou svazek světelných paprsků a na mřížce se ohýbá do všech směrů. V obrazové rovině objektivu vzniká primární ohybový obraz a v něm interferenční maximum, je-li rozdíl paprsků vycházejících ze sousedních štěrbin roven celistvému násobku vlnové délky světla:

$$n \cdot d \cdot \sin \alpha = k \cdot \lambda$$

n = index lomu, λ – vlnová délka světla ve vakuu, α – aperturní úhel (úhel odklonu paprsků od optické osy)

Pro rozlišení sekundárního (skutečného) obrazu mřížky musí primární obraz kromě maxima 0.řádu obsahovat maximum 1. Řádu. Máme-li aperturní úhel, který ještě prochází objektivem, pak nejmenší možná vzdálenost 2 sousedních vrypů d je:

$$d_{min} = \frac{\lambda}{n \cdot \sin \alpha}$$

Hloubka ostrosti

- optický interval kolmý k optické ose mikroskopu, ve kterém jsou mikroskopem ostře zobrazeny detaily předmětu
- čím je menší rozlišovací schopnost, tím je větší hloubka ostrosti (s rostoucím zvětšením a numerickou aperturou hloubka ostrosti klesá)

Kontrast obrazu – zřetelnost obrazu jako důsledek rozdílů intenzit světla v různých bodech obrazu

Pokud je prostor mezi předmětem a objektivem vyplněn vzduchem, index lomu $n \cong 1$ (tzv. suchý objektiv), je nejvyšší hodnota numerické apertury, které lze dosáhnout, rovna jedné, (prakticky nejvýše 0,9). Hodnotu numerické apertury lze zvýšit použitím tzv. imerze. To znamená, že 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 stolkem pro umístění pozorovaného objektu. Tubus má v dolní části v otočném revolverovém měniči objektivu a v horní části okulár. Jeho hrubý a jemný posuv umožňuje makro - a mikrometrický šroub. Pohybovat lze také stolkem mikroskopu pomocí dvou mikrometrických šroubů

Nejdůležitější parametry objektivu:

- ohnisková vzdálenost (1,5-20mm)
- zvětšení (největší 150x)
- numerická apertura NA
- světelnost (propustnost pro světlo)
- korekce optických vad (astigmatismus, koma, zkreslení)

c) Tepelná pohoda, mechanismy odvádění tepla z organismu

Organismus jako otevřený systém je se svým okolím v neustálé interakci, neboť dochází k **výměně** látek, energie a informace

- Za normálních podmínek organismus získává podstatnou část energie z potravy ve formě energie chemické. Malou část energie získané z okolního prostředí tvoří energie chemická, světelná, mechanická a tepelná, energie elektromagnetického záření převážně z infračerveného, ale také viditelného či ultrafialového spektra, která nemusí být v určitých podmínkách při počítání výsledné tepelné bilance organismu zanedbatelná
- celkové množství energie, kterou si takto organismus vymění s okolím, souvisí s povrchem 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.

Katahodnota K je veličina, která vyjadřuje ochlazovací účinek okolního prostředí, definovaná:

$$K = Q / \tau \text{ (W/m}^2\text{)}$$

Q – cejchovní hodnota přístroje (J.m⁻²)

τ – doba poklesu teploty z 38 °C na 35 °C

Katahodnota závisí na teplotě okolního vzduchu, rychlosti proudění vzduchu a teplotě okolních ploch. Katahodnoty optimálních hodnot pro pohodu prostředí jsou následující:

K = 190 W.m⁻² pro člověka v klidu

K = 250 W.m⁻² pro člověka vykonávajícího lehkou práci

K = 340 W.m⁻² pro člověka vykonávajícího těžkou práci

Podmínkou udržení stále teploty v organismu je **rovnost tepla vzniklého metabolickými procesy a tepla odváděného do okolí**

- teplo se odvádí hlavně **kůží a plicemi**, uvnitř těla tepelné výměny zprostředkovává proudění **krve**.

Mechanismy, kterými dochází k tepelným ztrátám z organismu rozdělujeme na **přímé** a **nepřímé**.

Přímé:

- vyzařování (*radiace*)
- vedení (*kondukce*)
- proudění (*konvekce*)

Nepřímé:

- odpařování z plic
- pocení (*evaporace*)

Záření (sálání, radiace)

Každé těleso o teplotě větší než absolutní nula (0 K) **vyzařuje do okolí elektromagnetické záření**, které má vlnové délky v ultrafialovém spektru pro vysoké teploty, ve viditelném pro nižší a v infračerveném pro teplotu, ve které žijeme.

- Stav absolutní nuly nejde prakticky dosáhnout, musel by ustát pohyb molekul elektromagnetické záření vyzařující **každé těleso**, tedy i každý organismus, neustále.

Vedení (kondukce)

Při vedení přechází teplo z míst o vyšší teplotě do míst, kde je teplota nižší. Přechází však pouze teplo, tedy kinetická energie kmitavého pohybu molekul, nikoliv hmota. Tento děj se uskutečňuje pouze přímým stykem.

Proudění (konvekce)

Proudění je spojeno s přenosem energie (=tepla) i látky samotné. Tím je tedy spjato s vedením, kdy je nejdříve teplo předáno tělem do okolního vzduchu pomocí vedení a následně je pomocí proudění tento vzduch odveden pryč

Vypařování vody (evaporace)

Díky vysoké hodnotě skupenského tepla vypařování vody (2,4 MJ/kg) je vypařování vody pro organismus **významné**

- Tvoří až 25 % tepelných ztrát.
- K vypařování dochází dvěma způsoby - **dýcháním a pocením**. Pocení dělíme na neznatelné a znatelné. Neznatelné pocení probíhá procesem přímé difuze molekul vody z epitelových buněk v pokožce ven z těla. Na neznatelném pocení se nepodílejí potní žlázy.

Vypařování se zrychluje se zvyšující tělesnou teplotou, zpomaluje při nasycení vzduchu vodními parami nebo při absenci proudění vzduchu okolo těla

XI.

a) Viskozita a její měření

VISKOZITA = síla tření, která vzniká mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny, je-li rozdíl jejich rychlosti 1 m/s (neboli mezi dvěma vrstvami, které se stýkají plochou 1 m² při jednotkovém gradientu rychlosti)

- charakterizuje vnitřní tření a závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi
 - kapaliny s větší přitažlivou silou mají větší viskozitu, větší viskozita znamená větší brzdění pohybu kapaliny nebo těles v kapalině
 - pro ideální kapalinu má viskozita nulovou hodnotu
 - kapaliny s nenulovou viskozitou se označují jako viskózní (vazké).
- $$\sigma = \eta \Delta v / \Delta x$$
- různé vrstvy kapaliny proudí různou rychlostí v důsledku vnitřního tření
 - rychlost pohybu molekul proudící kapaliny závisí na teplotě > viskozita je funkcí teploty (je zahrnuta v gradientu rychlosti)
 - se stoupající teplotou viskozita klesá – při nižších teplotách se tedy může kapalina shlukovat ve větší celky

JEDNOTKY:

- **dynamická viskozita: η** , jednotkou je Pascalsekunda, Pa.s
 - **kinematická viskozita: ν** , jednotka je m². s⁻¹
- jinou jednotkou je stokes

Mezi dvěma vrstvami vzniká následkem vnitřního tření tečné napětí σ :

$$\sigma = F/A$$

→ platí zde vztah:

$$\eta = \sigma \Delta x / \Delta v$$

η = koeficient tření nebo viskozita, x = směr, $\Delta v / \Delta x$ = vektoru gradientu rychlosti (grad v)

Z toho vyplývá další rovnice: $\eta = \sigma \Delta x / \Delta v$
= takto je popsána **dynamická viskozita**

Pro **kinematickou viskozitu** platí: $\nu = \eta / \rho$

ν = kinematická viskozita, η = dynamická viskozita, ρ = hustota

MĚŘENÍ má význam hlavně pro stanovení molekulové hmotnosti rozpuštěné látky (hlavně makromolekulárních látek, látky s vyšší molekulární hmotností jsou viskóznější)

- viskozita krve je při teplotě 37°C cca 4,5× větší než viskozita vody – to ovlivňují hlavně červené krvinky a změna viskozity indikuje patologické jevy

MEŘENÍ VISKOZITY:

- viskozimetry kapilární, rotační a tělískové

KAPILÁRNÍ VISKOZIMETR: je založen na principu změření doby, za kterou proteče při laminárním proudění danou kapilárou při konstantním přetlaku určitý objem kapaliny

Poiseulleův vztah:

$$\tau = 8VL\eta / \pi R^4 \Delta P$$

τ = doba průtoku, η = dynamická viskozita, L = délka kapiláry, V = objem proteklé kapaliny, R = poloměr kapilár, ΔP = tlakový rozdíl na konci kapiláry

Obvykle se ale měření provádí měření času τ potřebného k průtoku stejného objemu standardní kapaliny (vody) o dané viskozitě (η_s) za stejných podmínek – stejný tlak a teplota

potom platí:

$$\eta / \eta_s = \tau \rho / \tau_s \rho_s$$

ρ = hustota měřené kapaliny, ρ_s = hustota standardní kapaliny

Ostwaldův viskozimetr: kapalina se nasaje z širšího ramene nad horní značku v užším rameni, pak se nechá klesat a změří se doba průtoku od horní ke spodní značce

- naměřené doby pro standardní a měřenou kapalinu jsou přímo úměrné kinematickým viskozitám
= měří kinematickou viskozitu

TĚLÍSKOVÝ VISKOZIMETR: jsou založeny na měření rychlosti pádu nebo naopak vystoupání k hladině zkušební tělesa

- odporovou sílu působící na těleso obtékané kapalinou popisuje **Stokesův zákon**, který má pro obvykle používané kulové těleso o poloměru r , které se pohybuje rychlostí v , tvar:

$$F = 6\pi\eta r v$$

ROTAČNÍ VISKOZIMETR: principem společným je měření momentu síly, který

musí překonávat rotující těleso ponořené do kapaliny. Za ideálních podmínek pro velikost tohoto momentu platí:

$$M = k\omega\eta$$

M = moment síly, k = konstanta přístroje, η = dynamická viskozita, ω = úhlová frekvence rotujícího tělesa



b) Princip funkce hmotnostního spektrometru

- hmotnost atomů (iontů) se určuje metodami hmotnostní spektroskopie
- tyto metody umožňují kromě určení hmotnosti také určení izotopového složení určitého prvku
- k měření hmotnosti prvků se používá – **hmotový spektrograf** – základem jeho funkce je závislost trajektorie nabitých částic na její hmotnosti

Průběh spektroskopické analýzy:

- přeměna sledovaných izotopů na kladné ionty s nábojem q
- získání iontového svazku urychlením iontů v podélném elektrickém poli na hodnotu energie qU
- rozložení tohoto svazku na řadu svazků v závislosti na jejich specifickém (měrném) náboji q/M
- registrace každého svazku a měření jeho intenzity

Sledované izotopy musíme nejdříve přeměnit na ionty s nábojem q .

$$E = \frac{1}{2}mv^2 = qU$$

(q = náboj iontu, U = napětí... součin je celková energie urychlených iontů)

Urychlené ionty **vstupují do magnetického pole** a působí na ně magnetická síla o velikosti:

$$F_{mag} = qvB$$

Dráha iontů se zakřivuje a v magnetickém poli **opisují kružnici o poloměru r** , který můžeme určit z rovnosti magnetické a odstředivé síly:

$$\frac{Mv^2}{r} = qvB \quad \Rightarrow \quad r = \frac{Mv}{qB}$$

Za rychlost dosadíme z prvního vzorce: $r = \frac{\sqrt{2U}}{B} \cdot \sqrt{\frac{M}{q}} = A \cdot \left(\frac{q}{M}\right)^{-\frac{1}{2}}$, kde A nezávisí na hmotnosti, jen na

náboji a proto se ionty **o stejném náboji a různé hmotnosti budou pohybovat po různých kružnicích** (tzv. pomocí detektorů pak rozlišíme od sebe izotopy).

c) Entalpie

Entalpie (tepelný obsah) je veličina vyjadřující tepelnou energii uloženou v jednotkovém množství látky. Jedná se o termodynamickou funkci stavu termodynamické soustavy, která je určena vztahem pro soustavu s neměnným počtem částic, s vnitřní energií U , tlakem p a s objemem V soustavy. Zavádí se v souvislosti s **první termodynamickou větou**.

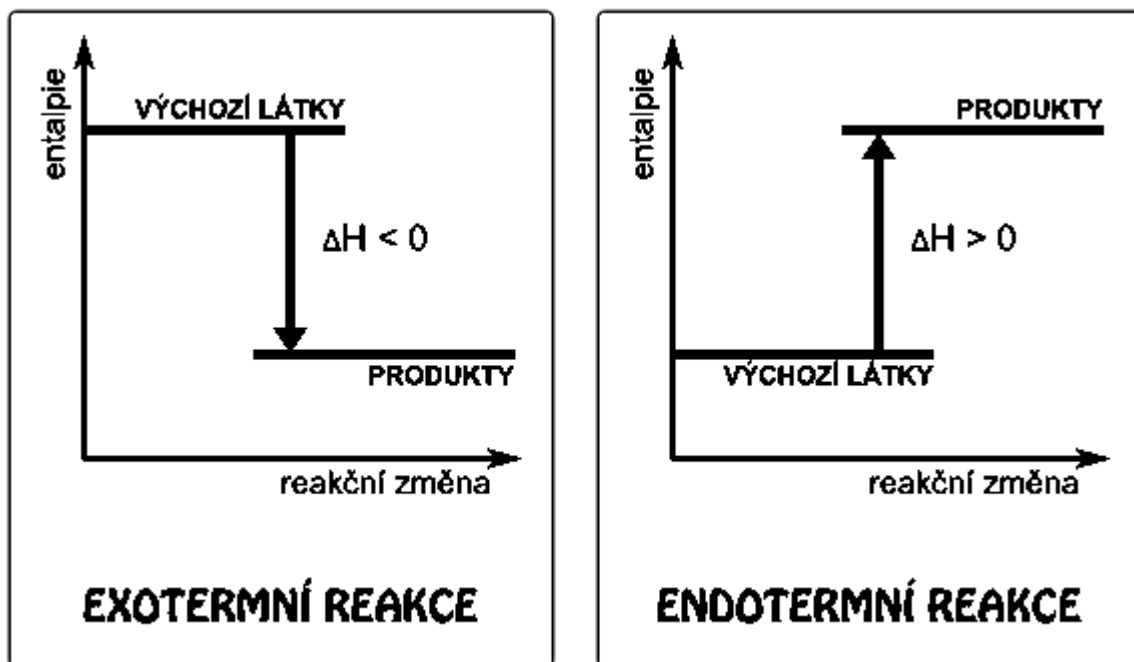
Zvyšuje-li systém svůj objem o dV proti vnějšímu tlaku p , koná při tom mechanickou práci $dW = pdV$. Mnoho reakcí probíhá izobaricky při konstantním tlaku. V tomto případě vzhledem k rovnici $dU = dQ - dW$ psát $dQ = dU + p.dV$. Proto byla zavedena stavová funkce **H**, nazývaná **entalpie** neboli tepelný obsah, která je definována vztahem **$H = U + p.V$** , kde U je vnitřní energie soustavy, p je tlak a V je objem. Rovnice tedy říká, že **entalpie** se rovná vnitřní energii systému zvětšené o součin tlaku systému a jeho objemu. Jednotkou entalpie je **Joule (J)**.

Vztah entalpie k vnitřní energii: Vnitřní energie U je vhodná pro vyjadřování energetických změn dějů probíhajících za **stálého objemu**, entalpie se s výhodou používá pro výpočet energetických změn za stálého tlaku. Jelikož většina chemických procesů probíhá za stálého tlaku, je **entalpie** v chemické termodynamice častěji používanou veličinou než **vnitřní energie**.

Pakliže bychom znali hodnoty entalpií reagujících složek v chemické reakci, byl by výpočet jednoduchý. Problém však nastává v tom, že nedovedeme určit absolutní hodnoty entalpií. Vždy se totiž zjišťuje jen změna této funkce, ke které dochází, když látka přechází z jednoho stavu do druhého (z výchozího do konečného). Proto se zavádí v chemické termodynamice stupnice relativních hodnot entalpií. **Nulová hodnota entalpie** je

entalpie prvků v základním stavu, v jejich stabilní formě - při tlaku 101,325 kPa a při teplotě 298,15 K (25,0 °C). Pouze v tomto stavu lze jejich entalpie změřit.

ΔH , neboli reakční teplo je množství tepla, které soustava při chemické reakci přijímá ($\Delta H > 0$) - jedná se tedy o **endotermickou** reakci nebo odevzdává ($\Delta H < 0$) - jedná se o **exotermickou** reakci.



XII.

a) Disperzní systémy

= soustava, která obsahuje minimálně 2 fáze nebo složky

- jedna složka nebo fáze (**disperzní podíl**) musí být rozptýlena ve druhé fázi nebo složce (**disperzní prostředí**)

- disperzní podíl je tedy nespojitý
- jde o **heterogenní** systém > mezi fázemi existuje určitá hranice
- nebo o **homogenní** systém > obsahuje dvě složky a jednu fázi – rozptýlení je v příliš malých částicích jako atomy, molekuly..., nelze zde určit jasné rozhraní

JEDNOFÁZOVÉ SYSTÉMY = jsou opticky stejnorodé, nelze rozptýlenou složku opticky rozlišit

- mohou obsahovat více než dvě složky

ROZDĚLENÍ DISPERZNÍCH SYSTÉMŮ

Třídí se podle různých kritérií (velikost, skupenství)

Velikost částic se může vyjádřit tzv. **stupněm disperzity** (jednotka m⁻¹)

Monodisperzní systém = systém s částicemi stejných velikostí

Polydisperzní systém = vyskytují se v něm částice s různými velikostmi

DĚLENÍ PODLE VELIKOSTI: neexistují přesné hranice

- 1) ANALYTICKÉ DISPERZE (do 1nm) – nelze je ověřit fyzikální cestou, pouze chemicky
- 2) KOLOIDNÍ DISPERZE (1-1000nm)
- 3) HURBÉ DISPERZE (1μm a větší)

- u částic větších než 1mm nemluvíme o disperzích, je to souvislá hmota

ANALYTICKÉ DISPERZE

- jsou pouze homogenní, disperzní podíl je rozptýlen na molekuly, ionty, atomy

DISPERZNÍ PROSTŘEDNÍ PLYNNÉ, DISPERZNÍ PODÍL PLYNNÁ SMĚS PLYNŮ

- plyny se vyskytují ve formě molekul, mísí se v libovolném poměru, každý se uplatňuje svým tlakem

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

- smíchání k plyných složek, celkový tlak p se rovná součtu parciálních tlaků jednotlivých složek

- parciální tlak = tlak, který by každá složka vykazovala samostatně při daném objemu a teplotě

- předpokládá se ideální chování plynů, platí do tlaku 500 Pa

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

- zákon o parciálních objemech, které by jednotlivé složky zaujímaly při daném tlaku a teplotě, V je výsledný objem směsi

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ PLYNNÉ, DISPERZNÍ PODÍL KAPALNÝ

- pára kapaliny je rozptýlena na molekuly

- daný plyn je schopen pojmout jen omezené množství vodních par dle svého tlaku a teploty

- množství vodních par ve vzduchu se vyjadřuje jako **absolutní vlhkost** ϕ (kg vodní páry/m³ vzduchu)

maximální vlhkost $\phi_{\max}$ = vlhkost při plném nasycení vodními parami

relativní vlhkost $\phi_{\text{rel}} = \phi / \phi_{\max}$

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ PLYNNÉ, DISPERZNÍ PODÍL PEVNÝ

= disperze par tuhých látek v plynu

- disperzní podíl je rozptýlen na jednotlivé molekuly u tuhých organických látek v plynech, nebo na atomy u párů kovů

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ KAPALNÉ, DISPERZNÍ PODÍL PLYNNÝ

= plyny rozpuštěné v kapalině

- pokud je plyn ve styku s kapalinou, tak se v ní rozpouští až dojde k rovnováze

> v **rovnovážném stavu** přechází v časové jednotce stejné množství molekul z daného plynu z plynné fáze do kapalně a obráceně

Henryho zákon = váhové množství plynu rozpuštěné za dané teploty v kapalině je přímo úměrné tlaku plynu nad kapalinou

- pro každý plyn platí tento zákon zvlášť, a je třeba počítat i s parciálním tlakem každého plynu

viz otázka Henryho zákon

- tento zákon neplatí pro plyny, které jsou velmi rozpustné v daném rozpouštědle, protože reagují také chemicky s molekulami vody

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ KAPALNÉ, DISPERZNÍ PODÍL KAPALNÝ

= směsi kapalin

- kapaliny se mísí neomezeně, omezeně, nebo se nemísí

NEOMEZENĚ: homogenní směs, mísení v libovolném poměru

OMEZENĚ: éter-voda, protřepeme-li směs pro nastolení rovnováhy, po ustálení se opět rozdělí do dvou vrstev

- horní vrstva, lehčí, je roztok vody v éteru a spodní těžší vrstva je roztok éteru ve vodě

- někdy s teplotou stoupá vzájemná rozpustnost látek

- neomezeně se mísí až při horní kritické teplotě (fenol + voda)
- NEMÍSÍ SE: nemůže tudíž vzniknout analytická disperze

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ KAPALNÉ, DISPERZNÍ PODÍL TUHÝ

- = pravé roztoky, získáme je rozpuštěním v rozpouštědle, jsou zde ionty, nebo molekuly
- > roztoky molekulární (glukóza ve vodě), roztoky iontové (NaCl ve vodě)
- o rozpustnosti rozhoduje hlavně polarita dané látky a rozpouštědla
- nejběžnější rozpouštědlo je voda

rozpustnost = množství látky v gramech, která se rozpustí ve 100 gramech rozpouštědla na nasycený roztok
 - je závislá na teplotě, zpravidla s teplotou stoupá

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ TUHÉ, DISPERZNÍ PODÍL KAPALNÝ

- většina organických solí potřebuje vodu k vytvoření krystalové mřížky

DISPERZNÍ PROSTŘEDÍ TUHÉ, DISPERZNÍ PODÍL TUHÝ

= tuhé roztoky – sklo

KOLOIDNÍ DISPERZE

- jemné disperzní soustavy, kdy rozptýlené částice jsou tak malé, že je nelze oddělit filtrací a nejsou vidět pod běžným mikroskopem = procházejí filtračním papírem
- rozptýlené částice koloidního roztoku se neusazují a zůstávají rozptýleny v disperzním prostředí
- TVORBA GELŮ (systém, ve kterém porézní síť vzájemně spojených nanočástic zachytí určitý objem tekutiny)

Lyofobní disperze: heterogenní systém, v nichž disperzní podíl a disperzní prostředí představují dvě různé fáze
 - disperzní podíl a disperzní prostředí jsou od sebe odděleny fázovým rozhraním, které výrazně ovlivňuje jejich vlastnosti

- jsou termodynamicky nestabilní, samovolně zanikají
- částice nejeví afinitu ke kapalině.
- na základě skupenství disperzního podílu a disperzního prostředí lze lyofobní disperze dále dělit (aerosol, pěna, lyosoly, tuhá pěna, tuhé soly)

Lyofilní disperze: homogenní koloidní systémy, ve kterém tvoří disperzní prostředí a disperzní podíl jednu fázi

- pravé roztoky makromolekul, které vznikají samovolným rozpouštěním a jsou termodynamicky stálé
- látka jeví afinitu ke kapalině (má tendenci být solvatována).

HRUBÉ DISPERZE

> **SUSPENZE:** Disperzní soustava pevné látky v kapalině

- Rozptýlené částice v suspenzi se samovolně poměrně rychle usazují (sedimentace)
- : atmosféra, částice hlíny v říční vodě

> **EMULZE:** je heterogenní směs dvou kapalin, které se vzájemně samovolně nesměšují

- obvykle jde o kapaliny s různou hustotou a polaritou
- : mléko, máslo

> **PĚNY:** disperzní soustavy plynů v kapalině

- dělí se na **Vlhké** (obsah plynu max. 85% objemu) a **Suché** (plyn více než 85%)
- výborné tepelné i zvukové izolační vlastnosti a nízká hustota

> **AEROSOLY:** Disperzní soustavy pevných látek nebo kapalin rozptýlených v plynech

NAPŘÍKLAD:

- **Mlha** - skládá se z malých kapiček kapaliny rozptýlených v plynu (např. voda ve vzduchu)
- **Dým (kouř)** - obsahuje obvykle bezbarvé plyny a drobné viditelné části - popel, popílek, saze ...

b) Magnetický moment nukleonů

- o velikost mg. momentu jádra μ_j – vyjadřována v jednotkách **jaderného magnetonu**
- o velikost mg. momentu elektronu – **Bohrův magneton** (658x menší než velikost mg. momentu jádra)
- o mg. moment protonu odpovídá 2,8 jaderného magnetonu
- o mg. moment neutronu odpovídá 1,9 jaderného magnetonu

- feromagnetické vlastnosti látek jsou způsobeny magnetickými vlastnostmi nepárových elektronů v atomovém obalu

pokud se jádro s určitým mg. momentem μ ve vnějším mg. poli určené vektorem mg. indukce $B \rightarrow E_p$ je určena skalárním součinem

- na toto jádro působí také otáčivý moment (dvojice sil) určený vektorovým součinem
- výsledek vzájemného působení mg. momentu jádra a vnější mg. indukce = pohyb vektoru mg. momentu kolem směru určeného vektorem vnější mg. indukce

mg. vlastnosti jader jsou základem moderní diagnostické metody = **nukleární magnetické rezonance**

c) Vnitřní energie, volná energie

VNITŘNÍ ENERIE

;

Vnitřní energie je součet pohybových a polohových energií všech molekul v tělese. Značí se U a tvoří ji celková *kinetická energie* pohybu všech částic, celková *potenciální energie* všech částic, energie elektronů v elektronových obalech atomů a iontů, energie jader. Většinou poslední dvě složky vnitřní energie zanedbáváme. Jinak řečeno to je součet všech energií v systému.

Vnitřní energie tělesa U je součet celkové kinetické energie U_k a celkové potenciální energie U_p všech částic tělesa. $U = U_k + U_p$

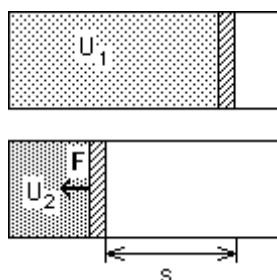
Změna vnitřní energie

a) Konáním práce

- Např. stlačování plynu v pístu, ohýbání drátu, zatloukání hřebíku, míchání kapaliny, tření
- Při všech těchto dějích se zvětšuje potenciální energie částic, změní se tedy i vzdálenosti mezi částicemi, proto se změní i potenciální energie částic.

Při posunutí pístu o vzdálenost se vykoná síla o velikosti F práci $W = Fs$. O stejnou hodnotu vzroste vnitřní energie plynu.

$$\Delta U = U_1 - U_2 = W = Fs$$



b) Tepelnou výměnou

- Např. ohřívání vody na vařiči, chlazení v ledničce
- **Tepelná výměna** - je děj, při kterém pohybující se částice jednoho tělesa narážejí na pohybující se částice druhého tělesa a předávají si energii.
- Tepelná výměna probíhá pouze mezi tělesy, které mají různou teplotu; teplo se značí Q a jednotkou je J (joule).

První termodynamický zákon

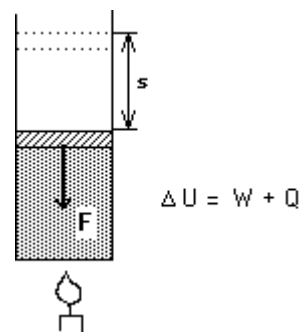
Změna vnitřní energie soustavy je rovna součtu práce W vykonané okolními tělesy působícími na soustavu silami a tepla Q odevzdaného okolními tělesy soustavě.

$$\Delta U = W + Q$$

Jestliže práci koná soustava, označme $-W$ jako W' a první termodynamický zákon ve tvaru

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

Teplu dodané soustavě je rovno součtu změny vnitřní energie soustavy a práce, kterou soustava vykonala.



Perpetuum mobile prvního druhu

Jestliže se soustava dostane do původního stavu, je změna vnitřní energie rovna nule. Dodané teplo Q se musí rovnat vykonané práci W' . Práce nemůže být větší než dodané teplo. Nelze sestavit perpetuum mobile prvního druhu.

VOLNÁ ENERGIE

1) **Helmholtzova volná energie** (též volná energie nebo Helmholtzova funkce) je stavová veličina umožňující určit termodynamickou rovnováhu při izotermicko-izochorickém ději.

- Definována vztahem:

$$F = U - TS$$

kde U je vnitřní energie, T je termodynamická teplota a S je entropie.

Úbytek volné energie se rovná maximální práci, kterou systém vykoná při izotermickém reverzibilním (vratném) ději. Její význam je možné interpretovat tak, že **celková vnitřní energie**, se skládá z **volné energie**, kterou lze při izotermickém reverzibilním ději přeměnit v práci, a z **vázané energie** o velikosti $T \cdot S$, která je izotermicky neužitečná.

Při **nevratném ději**, který v soustavě samovolně probíhá při konstantní teplotě, volné energie ubývá a v rovnováze dosahuje maximální hodnoty.

2) **Gibbsova volná energie** (volná entalpie, Gibbsova funkce) je stavová funkce, která je zpravidla značena písmenem G a popisuje chemické děje za podmínek konstantního tlaku, konstantní teploty a konstantního objemu, kdy entropie jako kritérium samovolnosti děje nevyhovuje.

- Definována vztahem:

$$G = H - TS$$

kde H je entalpie, T termodynamická teplota a S vyjadřuje entropii.

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

XII.

a) Skupenské stavy hmoty, Gibbsův zákon fází

PLYNY

- Velmi dobře stlačitelné
- Dá se předpokládat, že molekuly plynů jsou v prostoru rozloženy tak řídce, že je možné zanedbat jejich vlastní objem a vzájemné přitažlivé síly → *stavová rovnice ideálního plynu*: $pV = nRT$
 - p - tlak (Pa)
 - V - objem (m³)
 - n - počet molů
 - R - plynová konstanta = 8,314 J.mol⁻¹K⁻¹
 - T - teplota (K)
- Při teplotě nižší nebo srovnatelné s kritickou teplotou a při vysokém tlaku se skutečné plyny nechovají podle této rovnice → *stavová rovnice reálného plynu* = van der Waalsova rovnice: $(p + a/V^2)(V - b) = NRT$ → a, b - konstanty
 - tlak i objem korigovány vzhledem k vlastnímu objemu molekul
- Molekuly plynu se volně pohybují různou rychlostí a neustále mění svůj směr. Každá molekula má jinou rychlost a tedy při stejné hmotnosti i jinou kinetickou energii.
- Čím je vyšší teplota, tím rychleji se molekuly pohybují:

$$v_{ef} = \sqrt{\frac{3kT}{m}}$$

Střední kinetické energie:

$$Ek = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{3}{2}kT = \frac{3}{2} \cdot \frac{R}{N_A} \cdot T$$

→ N_A - **Avogadrova konstanta**

→ T - absolutní teplota

→ k - **Boltzmanova konstanta** = R / N_A = 1,38 x 10⁻²³ JK⁻¹

udává změnu střední kinetické energie, připadající na jeden stupeň teplotního rozdílu.

- Rychlost translačního pohybu molekul je velmi vysoká
- Translační pohyb molekul je mezi srážkami přímočarý
- Průměrná délka dráhy mezi jednotlivými srážkami se nazývá střední volná dráha.
- Celková energie postupného pohybu U_p v jednom mole plynu je podle kinetické teorie plynu: $U_p = 3 / 2 RT$
- Pohyby molekul plynu:
 - *Rotace* - kolem os
 - *Vibrace* - podél spojnice atomů - přibližování a vzdalování

KAPALINY

- Nelze zanedbat vzájemná soudržnost molekul
- Jsou nepatrně stlačitelné
- Menší objemová závislost na teplotě
- Při malých vzdálenostech mezi molekulami má význam nejen jejich objem, ale i tvar a polární vlastnosti
- **Izotropní** - běžné kapaliny - mají ve všech směrech stejné fyzikální vlastnosti
- **Anizotropní** - tekuté krystaly / krystalické kapaliny - " Mezomorfni " / " parakrystalické " stavy - obsahují skupiny vzájemně orientovaných molekul.
- Rozeznáváme 2 stavy:
 1. " **Smectický** " (mýdlovitá) stav - molekuly jsou uspořádány do definovaných rovin, které mohou jedna po druhé klouzat
 2. " **Nematický** " (vláknitý) - molekuly tvoří definované roviny, ale zachovávají určitou orientaci.
- Mezomorfni stavy nacházíme i v lidském organismu - např. určité oblasti příčně pruhovaného svalového vlákna (→ dvojloem světla)
- Index lomu krystalických kapalin závisí na teplotě

PEVNÉ LÁTKY

- Atomy, ionty nebo molekuly jsou navzájem pevně spojeny a zabudovány do krystalické mřížky - přesné prostorové uspořádání
- Mřížky:
 1. Iontové - stavební jednotkou jsou ionty (např. NaCl)
 2. Atomové - stavěné z atomů (např. krystal grafitu)
- V krystalech krystalických hydrátů je vázána voda různými způsoby - váže se na anionty nebo na kationty, vstupuje do mezer mezi vrstvami mřížky
- Krystalické struktury kovů tvoří " elektronový plyn " kladně nabitých iontů
- Molekulové krystaly - základní stavební jednotkou molekuly, které nejsou navzájem chemicky vázány.
- Krystaly ledu - významnou roli hrají *vodíkové můstky*

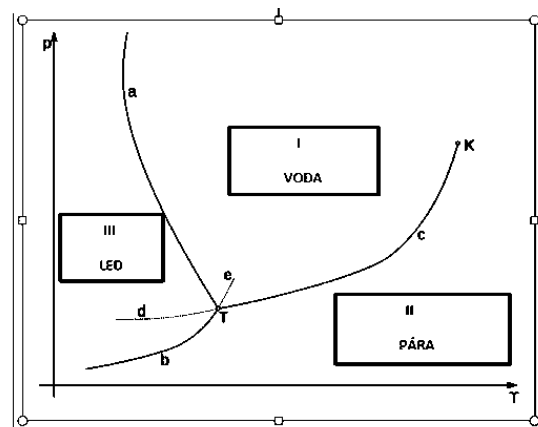
PLAZMATICKÉ SKUPENSTVÍ

- Plazma je tvořena společně neutrálními a elektricky nabitými částicemi
- Podobné plynnému, ale není možné zanedbat silové vzájemné působení jednotlivých částic
- Vzniká z plynného částečnou ionizací - příčiny: vysoká teplota, ionizující záření
- V přírodě se s ní můžeme setkat v podobě blesku, polární záře nebo hvězd
- **Úplně ionizovaná plazma** - neexistují v ní elektricky neutrální částice
- **Neizotermická plazma** - mísí se plazma s ionty zahřátými na velmi vysokou teplotu s ionty s pokojovou (klidovou) teplotou.
- **Degenerovaná plazma** - důsledkem vysokého tlaku dochází ke zhroucení elektronových obalů a zůstanou jen holé jádra → vzniká plazma, jejíž hustota je větší než hustota pevných látek (např. uvnitř hvězd - vysoký tlak a teplota)
- Využití: zářivky, elektronky, iontové zdroje

FÁZOVÝ DIAGRAM VODY

- Na ose x je vynesena teplota, na ose y tlak

- Rovnovážné křivky se protínají v trojném bodě - všechny 3 fáze jsou v rovnováze
- Každý stav je charakterizován tlakem a teplotou
- Fázová energie - energie potřebná k přechodu z jednoho do jiného skupenství



b) Entropie

Entropie je obecně veličina udávající míru neuspořádanosti zkoumaného systému nebo také míru

neurčitosti daného procesu

První termodynamická věta kvantitativně popisuje možnost přeměny tepla v práci, avšak nedefinuje podmínky této přeměny. Je zřejmé, že není možné trvale získávat práci (kruhovými ději) pomocí tepla odebíraného jednomu tepelnému zásobníku o určité teplotě, aniž bychom část tepla neodevzdali druhému zásobníku o teplotě nižší.

Vztah pro **účinnost η tepelného stroje**, který kruhovým reverzibilním dějem odebírá teplo Q_1 z teplejšího zásobníku o teplotě T_1 a předává jeho část Q_2 zásobníku chladnějšímu o teplotě $T_2 < T_1$, přičemž koná práci, odvodil S. Carnot jako $\eta = (Q_1 - Q_2) / (Q_1) = (T_1 - T_2) / (T_1)$. Tento vztah určuje účinnost všech možných **reverzibilních dějů** pracujících při daném teplotním rozdílu. **Účinnost** tepelného stroje je tedy vždy menší než 1. Nejznámější slovní formulace 2. termodynamické věty, tzv. **Kelvinova-Planckova formulace**, říká: *Nelze sestavit cyklický tepelný stroj tak, aby v průběhu celého cyklu pouze odebral teplejší lázni teplo a veškeré je změnil v práci.*

Část tepla, která přešla do chladnějšího zásobníku, pozbyla schopnost se měnit v práci. Toto teplo může být převedeno v práci pouze použitím dalšího chladnějšího zásobníku atd. Určité množství tepla je tedy při vyšší teplotě z hlediska možnosti přeměny v práci cennější než totéž množství při teplotě nižší. V souvislosti s převodem tepla ze systému o vyšší teplotě do systému o nižší teplotě hovoříme o tzv. degradaci energie.

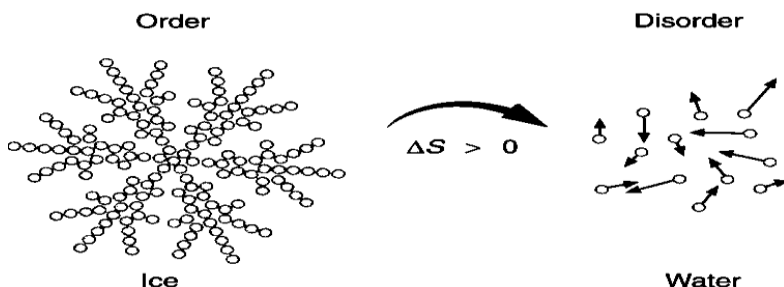
Termodynamická funkce charakterizující míru degradace energie je **entropie**. Entropie S je stavovou funkcí, přičemž je globální veličinou. Při vratných dějích je přírůstek entropie určen vztahem:

$$\Delta S = \frac{\Delta Q}{T} \quad [J \cdot K^{-1}]$$

kde ΔS je změna entropie, ΔQ je množství energie dodané systému zvnějšku a T je absolutní teplota. Jednotkou entropie je $J \cdot K^{-1}$.

Při **adiabatickém** vratném ději, kdy nedochází k výměně tepla s okolím, bude teda $\Delta S = 0$. Při vratném kruhovém ději, kdy se systém dostane do původního stavu, bude výsledná změna entropie také nulová. Při nevratných procesech v izolovaných systémech je vždy $\Delta S \geq 0$. Co je vlastně matematické vyjádření **druhé termodynamické věty**. Při samovolném adiabatickém nevratném ději entropie systému roste. Například při adiabatické expanzi plynu jeho teplota klesne a jeho entropie vzroste. Z toho vyplývá, že **reverzibilní procesy** jsou určitou hranicí procesů, které mohou v přírodě probíhat.

Entropie je také definovaná jako **míra neuspořádanosti systému**. Čím je tedy entropie vyšší, tím více bude systém neuspořádán, bude se jevit jako chaotický a naopak. V každodenním životě se s tímto pojmem téměř nesetkáme a přece je jeho nedílnou součástí.



c) Selektivní a integrální detekce záření ☒

- Scintilační detektory s krystaly se používají v nukleární medicíně pro detekci γ záření
- Amplitudové spektrum impulsů z detektoru je spojitě, volíme dva způsoby detekce:
 - při **integrální detekci** registrujeme všechny impulsy, jejichž amplituda je vyšší než zvolená úroveň
 - Tato situace odpovídá integrální amplitudové diskriminaci
 - při **selektivní detekci** se registrují pouze ty impulzy od určité diskriminační úrovně nastavené horní úrovní
 - detekce ve fotopíku odpovídá diferenciální amplitudové diskriminaci
- Vlastnosti sondy se vyjadřují pomocí *energetické rozlišovací schopnosti R*

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

E...šířka fotopíku v jeho polovině

Es...výška fotopíku

- Vhodnou volbou šířky kanálu a energie, kterou chceme detekovat, můžeme metodou selektivní detekce měřit záření pouze jednoho radioizotopu ze směsi více izotopů, pokud zářiče emitují kvanta γ o dostatečně rozdílné energii, aby se jejich fotopíky nepřekrývaly
- Používá se ve stopovacích metodách za použití dvojitého značení

Speciální detekční soupravy:

- Pro složitější vyšetření se používá například *gama-kamera* nebo *rotační gama kamera* umožňující radioizotopovou tomografii nebo vyšetření funkce srdečního svalu
- PET umožňuje studie metabolismu v mozku pomocí pozitronových zářičů, kdy je detekováno anihilační záření vznikající při zániku páru pozitron-elektron

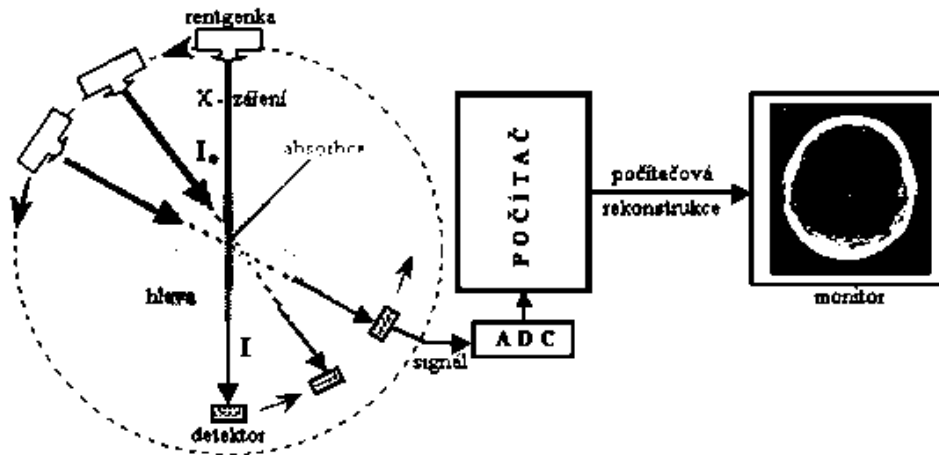
XIV.

a) Princip počítačové tomografie

Počítačová tomografie (CT – computerised tomography) je diagnostická metoda založená na měření intenzity úzkého svazku rentgenového záření prošlého tělem pacienta různým směrem.

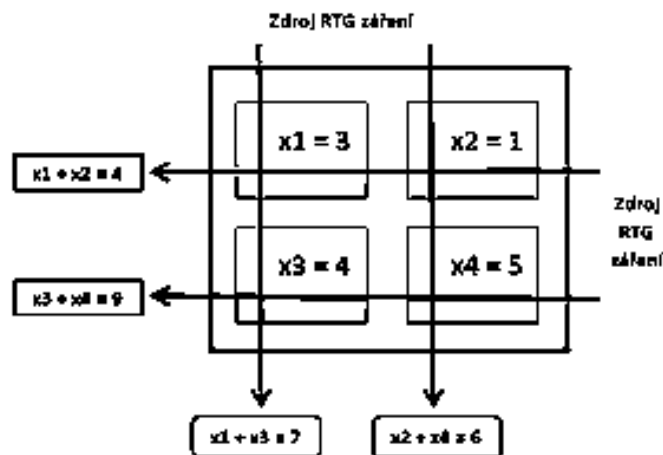
- Klasické RTG-zobrazení je planární → CT je trojrozměrné zobrazení
- Vyšetřovaná část těla je umístěna mezi zdrojem RTG na straně jedné a sadou detektorů s krystaly a fotonásobiči na straně druhé.
- Každý řez těla je prozářen z mnoha směrů a pod řadou různých uhlů (v rozsahu 0-180-360°)
- Vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou rentgenového záření je dán vztahem
$$I = I_0 e^{-\mu x}$$
- Svazek X-záření prozařuje vyšetřovanou tkáň a jeho intenzita je detekována a převáděna do počítače → vypočte hodnotu absorpce v určitém místě a vypočtené hodnoty se zobrazí na displeji určitou barvou nebo jsem

- Na elektrický signál vyhodnocuje se zeslabení paprsku v důsledku absorpce tkání
- Rekonstrukce: vznikne obraz příčného řezu vyšetřovanou oblastí
- Postupným posunem pacienta můžeme vytvořit řadu obrazů příčného řezu (vrstev), které umístěny vedle sebe vytvářejí trojrozměrný tomografický obraz vyšetřované oblasti.
- Nejvíce se záření zeslabuje/absorbuje v kostech, méně v měkkých tkáních např. v játrech nebo ledvinách a nejméně v tukových vrstvách a plicích.



Princip CT:

Máme plochu čtverce rozdělenou na čtyři menší čtverečky označené x_1 , x_2 , x_3 , x_4 . Každý čtvereček je charakterizován určitou hodnotou parametru, například pro x_1 je to 3. My však neumíme změřit hodnotu tohoto parametru v každém čtverečku samostatně, ale jen celkovou hodnotu parametrů v jednotlivých směrech, řádcích a sloupcích. Určíme-li tyto součty pro jednotlivé směry, dostáváme čtyři rovnice pro čtyři neznámé (na obrázku jsou tyto rovnice v červených a modrých příhrádkách, na které ukazují šipky), z kterých bychom dále měli být schopni vypočítat konkrétní hodnoty pro jednotlivé čtverečky. Na stejném principu funguje i počítačová tomografie, rovnic a počítaných hodnot je však mnoho, a právě z tohoto důvodu potřebujeme použít počítač.



Hounsfieldovy

jednotky, vznik obrazu

- Transversální řez je tvořen více než 250 000 **voxely** (= malé jednotky objemu tkáně s různou průměrnou absorpcí a rozptylem použitého RTG záření)
- Ke zjištění absorpce voxelu je třeba, aby jím záření prošlo opakovaně a to pod různými úhly → výsledná hodnota absorpce voxelu je následně vyjádřena pomocí **denzitní jednotky - Hounsfieldovy jednotky [HU]** (CT číslo)

Zpracování CT obrazu

- Pro CT snímek na monitoru lze využít cca 2000 hodnot HU, které mohou být teoreticky převedeny na odpovídající počet odstínů šedé.

- Lidské oko však dovede rozlišit maximálně okolo 250 odstínů. Při zobrazení CT snímku není proto celý rozsah Hounsfieldových jednotek zdaleka využíván.

Výhody CT zobrazení

- Umožňuje zobrazit i málo kontrastní měkkou tkáň včetně nádorů
- Metoda výhodná i pro plánování chirurgických zákroků a radioterapie zhoubných onemocnění
- velmi dobrá rozlišovací schopnost a kontrast → obraz je ostřejší,
- eliminace odrazů a jejich interferencí,
- výsledky se dají uchovat v počítači, část obrazu se dá zvětšit a detailně zkoumat,

Nevýhody CT zobrazení

- Vysoká pořizovací cena zařízení,
- jejich obsluha vyžaduje přítomnost vysoce školeného personálu.

b) Volná entalpie

- značí se **G**, jednotka joule (J)
- definovaná pro **izotermicky** (konstantní teplota) **izobarické** (konstantní tlak) procesy
- **stavová funkce** (popisuje stav termodynamického systému pomocí stavových veličin; závisí pouze na počátečním a konečném stavu, ne na způsobu, kterým se systém dostal z počátečního stavu do toho konečného)
- volná entalpie neboli Gibbsova funkce je definována takto:

$$G = H - TS$$

H.....entalpie (kJ/mol)

T.....termodynamická teplota (K)

S.....entropie (J/K)

- úbytek (- TS) Gibbsovy volné energie $G = \text{maximální užitečná práce}$, kterou systém vykoná
- maximální užitečná práce = celková reverzibilní práce zmenšená o práci proti vnějšímu tlaku

c) Rozpustnost plynů v kapalinách

- probíhá nejčastěji tak, že se částice plynu rozptylují mezi částice kapaliny
- při tomto procesu mezi sebou částice kapaliny a plynu nereagují
- pokud zůstanou nezměněny podmínky, při kterých rozpouštění probíhá (teplota, tlak) bude se plyn rozpouštět tak dlouho, dokud se z kapaliny s plynem nestane **nasycený roztok** = což je takový roztok, který je v rovnováze s nerozpuštěným plynem nad roztokem
- Rozpouštění plynu v kapalině je **exotermický proces** – uvolňuje energii (teplo)
- Rozpustnost plynů v kapalinách závisí na teplotě (s rostoucí teplotou klesá rozpustnost plynu) a na parciálním tlaku (tlak nad povrchem kapaliny).

Rozpustnost obecně udává, jaké množství látky je možné převést do určitého množství rozpouštědla.

Rozpouštění plynů v kapalinách (nejčastěji ve vodě) se řídí Henryho zákonem:

$$K_H x_i = y_i P,$$

kde K_H je **Henryho konstanta** charakteristická pro daný plyn, x_i je **molární zlomek rozpuštěného plynu v kapalině**, y_i je **molární zlomek plynu v plynném skupenství** a P je **celkový tlak plynu nad kapalinou** VIZ OTÁZKA HENRYHO ZÁKON

- tato rovnice vyjadřuje **rovnovážný stav systému** = je takový stav termodynamického systému, kdy neprobíhají žádné toky extenzivních veličin, jako třeba toky tepla, hmoty, energie, náboje
- intenzivní veličiny často bývají v tomto případě v celém systému stejné
- z Henryho zákona vyplývá, že při dané teplotě objem plynu pohlcený jednotkovým objemem kapaliny nezávisí na tlaku
- stejné objemy plynu mají při stejné teplotě, ale při různém tlaku **různou** koncentraci částic
 - čím větší je K_H , tím menší je rozpustnost
 - s teplotou se K_H většinou zvětšuje
 - rozpustnost při bodu varu je nulová
 - rozpustnost se snižuje v roztocích solí
 - Henryho zákon neplatí při reakci plynu s rozpouštědlem (NH_3 , SO_2 ve vodě)

XVII.

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

- založeno na účincích ionizujícího záření – vysoké dávky záření schopny inaktivovat a usmrcovat nádorové buňky
- selektivní likvidace nádorového ložiska při co nejmenším poškození okolních zdravých tkání
- pronikavým zářením gama, vznikajícím jako brzdné záření při dopadu vysokoenergetických elektronů urychlených v betatronu či lineárními urychlovači
- nádorové ložisko se ozařuje svazkem z více směrů tak, aby izocentrum, kde se dávky sčítají, bylo lokalizováno do místa tumoru
- Leksellův gama nůž
- rtg. záření má negativní účinek na živou tkáň – ta část, která se absorbuje, ne ta, která projde
- absorpce závisí na 4. mocnině absorbátoru
- při ozařování kůže používáme dlouhovlnné záření (měkké), při ozařování hloubkových nádorových ložisek krátkovlnné a vysokoenergetické (tvrdé)

- **expozice** = počet vyzařených elektronů v kg
- jednotka: coulomb na kg
- polopropustná vrstva = vrstva absorbátoru, která snižuje intenzitu záření na polovinu (kg/m^2)
- při absorpci záření fotoefektem nebo při jeho interakci Comptonovým rozptylem získávají sekundární elektrony energii, kterou postupně ztrácí ionizací nebo excitací v poměrně malém objemu tkáně
- **Comptonův rozptyl** = jedna ze tří možných interakcí γ -záření s elektronovým obalem atomu
- nastává, když foton předává pouze **část** své energie volnému elektronu nebo elektronu z elektronového obalu atomu absorpční látky ($E = hf$)
- charakteristiku záření měníme zvyšováním napětí
- intenzitu zvyšujeme žhavením

Povrchová a hloubková dávka:

- tři druhy dávek: dopadová, povrchová, hloubková
- dopadová = ionizační komůrka by měla být alespoň 1m od předmětů, kde by mohlo vznikat rozptýlené záření
- povrchová = na kůži, intenzita se zvyšuje s velikostí ozařované plochy a s tloušťkou ozařovaného objektu
- hloubková = hloubková/povrchová * 100% - pro její výpočet je nutné znát hloubku ložiska, vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a kůží pacienta a plochu ozařovaného pole
- $D_d/D_p = OK^2/(OK+d^2)$, OK...kůže pacienta
-

b) Gibbsovo fázové pravidlo, fázový diagram vody

Disperzní systém je soustava obsahující alespoň dvě fáze nebo dvě složky (jedna fáze/složka **disperzní podíl** je rozptýlena v druhé fázi/ve složce **disperzním prostředím**).

Dvoufázový disperzní systém je **heterogenní**, protože jedna fáze tvoří disperzní podíl a druhá disperzní prostředí. Mezi částicemi disp. podílu existují v disp.prostředí jasné hranice.

Např. voda a olej - kapičky oleje (disperz. podíl) ve vodě (disperzní prostředí). Nemají fáze stejný index lomu -> projevují se heterogenně vůči světlu

Systém sestávající se naopak ze dvou složek (disperzní podíl a disperzní fáze) v jedné fázi je **homogenní** (např. cukr rozpuštěný ve vodě) a jeho složky nejsou opticky rozlišitelné.

Gibbsův zákon fází

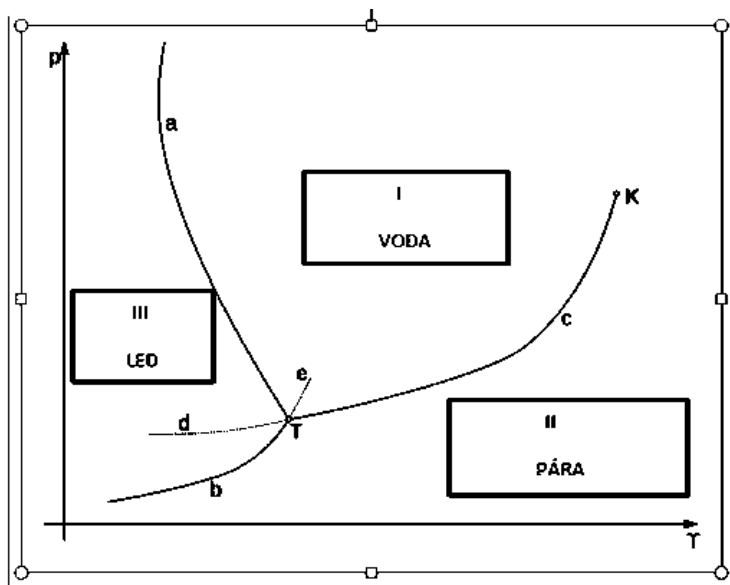
Zákon, který udává vzájemný vztah mezi počtem složek (s), fází (f) a stupňů volnosti (v) heterogenní soustavy, což je počet proměnných, které **definují rovnovážný stav** (tlak, teplota, koncentrace) a které lze nezávisle měnit, aniž se tím změní počet přítomných fází.

→ Gibbsův zákon fází představuje **kritérium rovnováhy** v heterogenních soustavách

$$f + v = s + 2$$

- Kapalina a její pára ($s=1, f=2$) má jeden stupeň volnosti - měnit lze jen tlak nebo jen teplotu
- Pokud chceme měnit teplotu i tlak, musí existovat pouze jedna fáze
- Mají-li se v rovnováze udržet fáze tři, stane se to pouze za dané teploty a tlaku ($v=0$) - v tzv. **trojném bodě**
- U soustav, které obsahují více než jednu složku, se kromě volby teploty a tlaku rozšiřuje počet stupňů volnosti o možnost volby koncentračního poměru
- U jednosložkových soustav mohou být v rovnováze nanejvýše 3 fáze; u dvousložkových 4, atd.
- bude-li bod v oblastech I, II, III znamená to, že systém je ve stavu plynném, kapalném nebo plynném

Rovnovázný p- T diagram jednosložkové soustavy



osa x – teplota
osa y – tlak

T- trojný bod (bod, ve kterém se rovnovážné křivky protínají)

rovnovážné křivky:
a - tání, b – sublimace, c – vypařování

c) Rheobáze, chronaxie

- pomocí těchto veličin můžeme vyjádřit dráždivost
- patří k důležitým charakteristikám vzrušivých membrán
- podráždění elektrickým proudem vzniká až při dosažení prahové hodnoty intenzity proudu působícího po určitou dobu - velikost prahového proudu je závislá na době trvání impulsu
- se snižováním intenzity proudu bude narůstat doba působení podnětu potřebná k vyvolání vzruchu až do okamžiku, kdy sebedelší působení proudu nevyvolá podráždění
- závislost dráždivého proudu I na době jeho trvání t se nanáší na log-log papír a znázorňuje jí tzv. I/t křivka
- pro I/t křivku jsou charakteristické dva základní pojmy – **reobáze** a **chronaxie**
- **reobáze** = prahová intenzita dráždivého impulsu – nejnižší intenzita, kterou můžeme vyvolat podráždění (záškrub) při dostatečně dlouhé době trvání impulsu, tj. 1000 ms.
 - reobáze je odrazem změn dráždivosti - nízká reobáze znamená vysokou dráždivost a naopak
- **chronaxie** = nejkratší doba potřebná k vyvolání podráždění, pokud dráždivý impuls má intenzitu dvojnásobku Reobáze
 - stanovení hodnoty chronaxie svalů u člověka má význam v neurologické diagnostice
 - u rychle reagujících svalů je hodnota chronaxie kratší nežli je tomu u svalů reagujících pomalu → při poruchách svalů nebo nervového systému je patrná změna chronaxie a dochází k deformaci I/t křivky, případně

XVI.

a) Princip nukleární magnetické rezonance

NUKLEÁRNÍ = jde o metodu, týkající se jader atomů (nejedná se o metodu využívající ionizační záření!)

MAGNETICKÁ = pro provedení je nutné generovat velmi silné magnetické pole

REZONANCE = „ohlas“ jader nacházejících se v magnetickém poli na vnější energetický podnět v podobě elektromagnetického záření o určité frekvenci

NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE = je moderní vyšetřovací metoda, která využívá magnetických vlastností atomových jader vodíku pro zobrazení struktury vnitřních orgánů

- využívá se hlavně pro zobrazení mozku a míchy, ale i dalších **měkkých tkání**
- pacient je vystaven silnému magnetickému poli, které nemá na lidské tkáně žádný prokázaný škodlivý účinek

Atomové jádro se skládá z neutronů a protonů, které neustále rotují kolem své vlastní osy v pohybu nazývaném spin. Protony jsou kladně nabitě částice a každá pohybující se nabitá částice vytváří magnetické pole a vykazuje **magnetický moment**.

*(V elektrostatickém poli kladně nabitého jádra se bude záporně nabitý elektron pohybovat po uzavřených trajektoriích (orbitách). Elektron je elektricky nabitý, a proto vytvoří při uvažovaném pohybu po uzavřené trajektorii proudovou smyčku, která je ekvivalentní magnetickému dipólu. Tak vznikne magnetické pole, které je sice velmi slabé, ale přesto bude na elektron působit. Tímto způsobem lze dojít intuitivně k magnetickému momentu elektronu. U ostatních objektů (protony, jádra, atomy) je pak základní myšlenka výkladu magnetického momentu podobná. Veličina se jmenuje **magnetický moment**)*

Každé jádro s lichým počtem nukleonů (X sudá nemají spin) má tedy magnetický moment, který je důsledkem „rotace“ nabitých částic v jádře -jejich spinu.

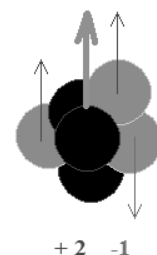
- V lékařství se využívá zejména vodíku ^1H , fosforu ^{31}P i uhlíku ^{13}C , fluoru ^{19}F či sodíku ^{23}Na .

Atomové jádro v magnetickém poli

Vložíme-li jádro do silného magnetického pole, uspořádají se rotační osy protonů rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Větší počet z nich je v poloze, kdy jejich magnetický moment je orientován souhlasně (paralelně) s vektorem vnějšího magnetického pole a menší počet protonů je orientován opačně (o 180° , antiparalelně). Antiparalelní uspořádání protonů je energeticky náročnější, a proto je jich méně než polovina.

Princip magnetické rezonance

Princip NMR spočívá v tom, že je-li rotující jádro umístěno v konstantním magnetickém poli B_0 , dojde ke srovnání magnetických momentů (os rotace) s vnějším magnetickým polem a osa jádra bude lehce rotovat kolem směru působícího pole B_0 . Tento pohyb vzniká při každé změně působícího magnetického pole, dokud se jádro v dané poloze neustálí. Pokud vnější pole přestane působit, vrátí se jádro do své původní klidové polohy.



Pokud se přidá druhé kolmo působící (transverzální) pole BT, začne jádro opět rotovat. Aby byla jádra udržena ve stálém pohybu, používá se vysokofrekvenční magnetické pole, které současně rotuje v rovině XY. Volbou velikosti prvního statického magnetického pole B₀ a volby velikosti pro transversální magnetické pole BT se dá velice přesně určit, která jádra budou v rezonanci. Rezonanci je magnetický moment m jádra překlopen o 90° do roviny XY a osa pak rotuje podle transversálního pole. Pokud je transversální pole odpojeno, rotuje jádro stále v rovině XY. Přiblížením cívky do blízkosti rotujícího magnetického momentu se v ní indukuje napětí, které je následně měřeno. Zjednodušeně je **velikost naměřeného napětí závislá na poloze a typu tkáně.**

Larmorova frekvence

VIZ výše

Rezonance

Jednak se směr magnetického momentu každého jednotlivého precedujícího protonu v čase mění a jednak se protony pohybují v různých fázích, neboli jsou nakloněny v daném čase různým směrem. Tím dochází ke vzájemnému vyrušení jejich vlivu na úhrnný vektor magnetizace tkáně v rovině kolmé na směr magnetického pole. Vektor výsledné tkáňové magnetizace má tedy směr totožný se směrem siločar vnějšího magnetu a v tomto stavu ho není možné měřit. Můžeme říci, že je v zákrytu vnějšího magnetického pole.

Abychom mohli měřit rezonanční frekvenci protonů, tedy jejich spektrum, je nutné vychýlit úhrnný vektor magnetizace z jeho rovnovážné polohy a tím docílit vzniku vektoru příčné tkáňové magnetizace. Jak bylo zmíněno výše, velikost příčného vektoru je nulová z důvodu chaotického pohybu částic. Změny lze dosáhnout dodáním energie v podobě **elektromagnetického impulsu.**

Relaxační časy

Čas, za který dojde po skončení elektromagnetického impulsu k návratu do původního stavu. Relaxační časy jádra atomu závisí nejvíce na složení okolních tkání (protony vody se chovají jinak, jsou-li obklopeny makromolekulami bílkovin nebo pouze molekulami vody)

T1–longitudinální- čas potřebný k návratu “populace” jader do původního „neexcitovaného“ stavu (přesněji 63 %). Je silně ovlivněn interakcí magnetických momentů s magnetickými poli okolních jader, hovoříme o spin-mřížkové relaxaci. V biologickém prostředí má hodnoty 300 až 2000 ms.

T2-transverzální – 2x – 10xkratší než T1. Při přechodu “populace” jader do vyššího energetického stavu došlo k fázovému sladění Larmorovy precese -vektor příčné čili transversální magnetizace nemá nulovou hodnotu svého průmětu do roviny xy, tj. roviny kolmé k B. Transverzální neboli spinspinová relaxace je dobou potřebnou k “rozfázování” precese a obnovení původní nulové hodnoty vektoru transversální magnetizace (přesně k poklesu transversální magnetizace na 37 % maximální hodnoty).

Obecné poznatky o magnetismu:

Magnetická indukce

- Je fyzikální veličina, která vyjadřuje silové účinky magnetického pole na částice s nábojem
- Magnetická indukce je vektorová veličina
- Značka veličiny: B
- Základní jednotka: Tesla, zkratka T
- Magnetickou indukci si představujeme jako sílu, kterou magnetické pole působí na pohybující se elektrický náboj. Velikost magnetické indukce B v určitém místě magnetického pole je definována jako maximální síla $F_{\max}$, kterou působí pole na náboj Q, který se pohybuje rychlostí v, tzn.

$$B = \frac{F_{\max}}{Qv}$$

- Na výpočtu magnetické indukce mezi dvěma rovnoběžnými vodiči s proudem je založena definice 1 ampéru

Magnetický (indukční) tok

- Slouží pro kvantitativní popis elektromagnetické indukce. Vyjadřuje úhrnný tok magnetické indukce procházející určitou plochou.
- Symbol: Φ [f]
- Základní jednotka: Weber, značka jednotky Wb
- Rozměr jednotky: $\text{Wb} = \text{m}^2 \cdot \text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{A}^{-1}$
- Výpočet
 - Je definován jako součin velikosti magnetické indukce B a kolmého plošného obsahu S.

$$\Phi = BS \cos \alpha$$

- kde B je velikost indukce magnetického pole, S je plocha, a α je úhel, který svírá normálový vektor plochy s vektorem magnetické indukce
- **Rotací** jádra prvku kolem své osy (spin) vzniká **magnetické pole** (magnetický moment). Vložíme-li tato jádra do silného magnetického pole, budou všechny **spiny orientovány stejně**.

b) Rtg. diagnostické metody

- diagnostické využití je založeno na různé absorpci v tkáních s různým efektivním atomovým číslem s následným zviditelněním záření prošlého rentgenovaným objektem
- rtg. záření má velké uplatnění v diagnostice kvůli jeho malé absorpci v biologických tkáních (s výjimkou kostí)
- výraznější kontrast se projevuje jen mezi kostmi a měkkými tkáněmi, rentgenologicky nelze rozlišit svalstvo a cévy
- absorpce klesá s rostoucí energií záření → kontrast je vyšší při použití měkkého (dlouhovlnného) RTG záření a při nižším napětí vložném na rentgenku
- snímek zhotovený měkkým rentgenovým zářením = *měkký snímek*
- méně kontrastní snímek při použití více pronikavého záření = *tvrdý snímek*
- příčiny neostrosti obrazu: ohnisko rentgenky není nikdy bodové, a proto vzniká polostín, pohyb pacienta, zesilovací fólie, film

a) skiaskopie

- prosvěcování pacienta RTG zářením a sledování vzniklého obrazu na štítu, které umožňuje prostorovou představu a tedy snadnější lokalizaci patologického procesu
- umožňuje také sledování dynamických dějů, jako je peristaltika nebo pulsace srdce
- vzhledem k menší rozlišovací schopnosti ve srovnání se skiagrafií, není skiaskopie vhodná pro zjišťování strukturních změn skeletu
- při vyšetřování je nutné vymezit primární clonou co nejmenší pole – snížení expozice pacienta, omezení produkce rozptýleného záření
- přímá skiaskopie velmi radiačně zatěžuje, moc se nepoužívá
- nepřímá se provádí na přístrojích vybavených zesilovačem obrazu a elektronickým snímáním obrazu

b) skiografie = snímkování

- místo štítu se použije rentgenový film = fotografický film senzibilizovaný pro oblast rentgenového záření
- na rtg. filmu se po expozici vyvolá obraz prozářené tkáně
- X-záření, prošlé vyšetřovanou tkání, dopadá na fotografický film obsahující halogenidy stříbra, v němž fotochemickou reakcí dochází k uvolňování stříbra z jeho vazby ve sloučenině → vznik latentního obrazu, který je při vyvolání ve vývojce zviditelněn pomocí hustoty zrníček koloidního stříbra
- zbylý bromid stříbra se rozpustí v ustalovači
- hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého X-záření

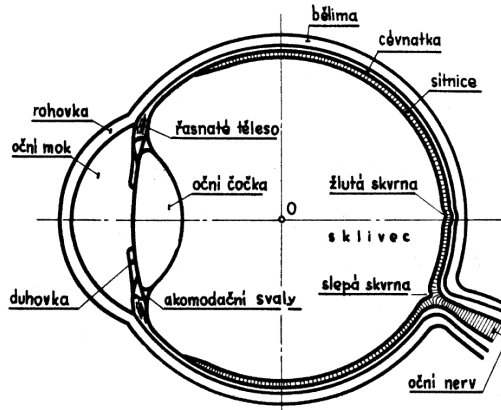
CT = počítačová metoda, využití RTG v diagnostice

c) Oko, blízký a daleký bod

- Oko má přibližně tvar koule o poloměru 12 mm.
- Povrch je tvořen tuhým bílým a neprůsvitným obalem – **bělima** (sclera). V přední části je tento obal průhledný – **rohovka** (cornea)
- Oko je možné považovat za centrovanou optickou soustavu a všechny optické části tvořící oko je možné přirovnat ke kulovým vrchlíkům, jejichž středy leží na tzv. **geometrické ose oka**
- Průměrná optická mohutnost této soustavy je +60D (+3,5D), optická mohutnost čočky je 20D, rohovky 42,4D.
- Světlo přicházející do oka prochází postupně těmito optickými částmi:
 - Rohovka: tvoří přední část, má přibližně kulový tvar a $n=1,377$
 - Přední komora oční: vyplněna očním mokem, průhledným, $n=1,336$ ($\Rightarrow$ rozhraní je tedy možno z optického hlediska zanedbat)
 - Zadní komora oční: prostor mezi zadní plochou duhovky a ciliárním aparátem. Prostor za zadní plochou ciliárního aparátu a oční čočky je vyplněn sklivcem, který obsahuje 99% vody a $n=1,336$

Mezi přední komorou oční a čočkou je umístěná **duhovka** (iris), v jejímž středu je kruhový otvor – **zornice**, jejíž průměr se mění v závislosti na intenzitě světla vstupující do oka.

Čočka má heterogenní strukturu a různý poloměr křivosti přední a zadní stěny (10 a 6mm) $\Rightarrow$ neexistuje jednotné n . Proto je nutné počítat s průměrnou hodnotou $n=1,42 \Rightarrow$ průchod paprsku čočkou nebude přímočarý.



Na sítnici vytvoří oko skutečné, zmenšené a převrácené obrazy vnímaných předmětů. V sítnici jsou dva druhy světlocitlivých buněk. **Tyčinky** jsou orgány citlivé na světlo a umožňují vidění i za šera. **Čípky** umožňují barevné vidění. Největší citlivost oka je ve žluté skvrně (přibližně uprostřed zadní strany komory v sítnici je malá jamka o průměru asi 0,3mm), naopak žádná citlivost není v slepé skvrně.

Přímka spojující střed optické soustavy oka se žlutou skvrnou se nazývá vizuální osa – svírá s optickou osou úhel asi 5° .

Optická mohutnost čočky se může měnit. Schopnost oka měnit optickou mohutnost čočky (čočka je zavěšena na ciliárním aparátu, který mění zakřivení přední a zadní strany a tím tedy optickou mohutnost), čímž je umožněno ostré vidění v různých vzdálenostech, se nazývá **akomodace oka**.

Nejbližší bod, který se ještě zobrazí na sítnici při největší akomodaci oční čočky, se nazývá **blízký bod oka**. Tento bod se s věkem mění (vzdaluje od oka).

Nejvzdálenější bod, který oko vidí ostře bez akomodace, se nazývá **daleký bod oka** (*punctum remotum*). U zdravého oka je tento bod v nekonečnu (prakticky se za nekonečno považuje vzdálenost větší než 5m)

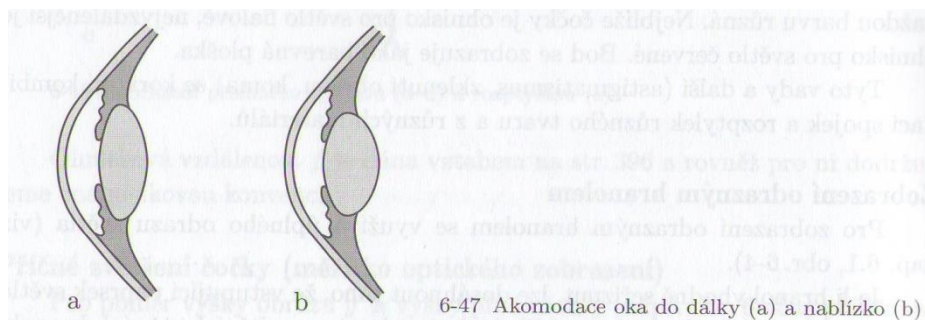
Vzdálenost, ze které můžeme předměty pozorovat bez větší únavy, je **konvenční zraková vzdálenost d**. Dohodou je stanoveno **$d = 25 \text{ cm}$** .

Duhovka působí jako clona, reguluje osvětlení sítnice. Pozorování velmi jasných předmětů (Slunce, svařování) může způsobit trvalé poškození sítnice.

Setrvačnost zrakového vjemu způsobuje, že rozlišíme obrazy s časovým rozestupem alespoň 0,1 s
Binokulární vidění je prostorové vidění. Prostorově vidíme do vzdálenosti asi 450 m.

Akomodační schopnost se snižuje s rostoucím věkem $\rightarrow$ dochází k prodloužení vzdálenosti blízkého bodu. Prodlouží-li se vzdálenost blízkého bodu nad konvenční zrakovou vzdálenost oka = **presbyopie**. U

emotropického oka (normální oko) se to projevuje po 40. roce života. U oka s **myopickou** vadou (viz níže) se ztráta akomodace zčásti kompenzuje refrakční vadou, projevuje se později a není tak výrazná. U hypermetropického oka se naopak se naopak presbyopie projevuje mnohem dříve, neboť se obě vady sčítají.



Zrakové pole = soubor všech směrů v prostoru, které jsou okem registrovány při pohledu na fixní bod. Je výrazem citlivosti periferní sítnice

Zorné pole = soubor všech směrů v prostoru, které může vidět volně pohybující se oko. Je výrazem pohybujícího se oka kolem jeho geometrického centra

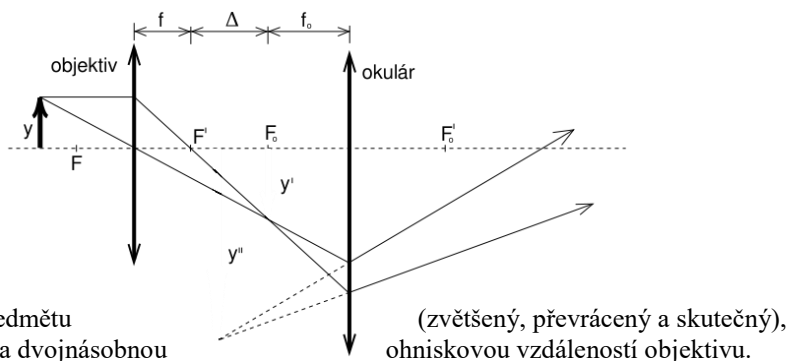
Rozlišovací schopnost oka je nejmenší zorný úhel, pod kterým rozlišíme 2 svítící body ($\tau_{\min} = 1'$) – základ hodnocení zrakové ostrosti pomocí optotypů.

Stereoskopická paralaxa = úhel, který svírají optické osy obou očí při pozorování blízkého předmětu

XVII.

a) Optický mikroskop

Optickou soustavu tvoří objektiv, okulár, které slouží k vlastnímu zobrazování a kondenzor, soustava čoček, upevněná mezi zdrojem světla a preparátem, která zajišťuje správné osvětlení pozorovaného předmětu.



Pomocí objektivu se vytváří obraz předmětu který bývá umístěn mezi ohniskovou a dvojnásobnou Pomocí okuláru se vytváří zvětšený, převrácený a neskutečný obraz.

Pokud je prostor mezi předmětem a objektivem vyplněn vzduchem, index lomu $n \cong 1$ (tzv. suchý objektiv), je nejvyšší hodnota numerické apertury, které lze dosáhnout, rovna jedné, (prakticky nejvýše 0,9). Hodnotu numerické apertury lze zvýšit použitím tzv. imerze. To znamená, že prostor mezi objektivem a krycím sklíčkem preparátu se vyplní prostředím o indexu lomu $n > 1$ (voda, cedrový olej). 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 stolkem pro umístění pozorovaného objektu.

Příčné zvětšení objektivu:

$$Z_{ob} = \frac{f_{ob} + \Delta}{f_{ob}} = \frac{\Delta}{f_{ob}}$$

kde Δ je 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:

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

kde γ je 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:

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

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

Celkové zvětšení Z mikroskopu:

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

Vytváří **převrácený, neskutečný, zvětšený obraz**

Další typy mikroskopů:

- **Stereoskopický mikroskop** – umožňuje prostorové vidění
- **Interferenční mikroskop** – pozorování průhledných objektů, ve kterých nastává fázový posun světla, lidské oko není schopné rozpoznat fázový rozdíl, pouze změnu amplitudy světelné vlny

- **Fázově kontrastní mikroskop** – používá se monochromatické žlutozelené světlo, studium nebarevných histologických preparátů
- **Polarizační mikroskop** – u biologických objektů, kde se vykazuje dvojlom, který není pozorovatelný v normálním světle
- **Fluorescenční mikroskop** – u organických látek, které projevují při osvětlení ultrafialových zářením fluorescenci ve viditelné oblasti vlnových délek. Látky obsahující aromatické nebo heterocyklické sloučeniny.

Elektronový mikroskop - optické čočky jsou nahrazeny elektromagnetickými čočkami a místo fotonů jsou ke zkoumání objektu použity elektrony. S klesající vlnovou délkou použitelného světla klesá velikost použitelného zvětšení optického mikroskopu. Elektronový mikroskop má mnohem vyšší rozlišovací schopnost.

Vlnová délka elektronu je při urychlovacím napětí 10 kV pouze 0,0123 nm.

$$\lambda = \frac{h}{p} = \frac{h}{\sqrt{2meU}}$$

(kinetická energie: $mv^2/2 = eU$)

$p = m \cdot v$ = hybnost, h = Planckova konstanta, m = hmotnost elektronu, e = náboj elektronu, U = urychlovací napětí

Funkci **čoček** v elektronovém mikroskopu zastávají vhodně tvarovaná elektromagnetická pole. Pozorovaný předmět je umístěn ve vakuu a „prosvětluje“ ho svazkem elektronů, který se průchodem **rozptýlí a dopadne na stínítko**.

b) Rtg.kontrast, kontrastní látky

KONTRAST- vztah mezi dvěma **intenzitami** a **jasy** (obvykle sousedních ploch)

- kontrast umožňuje rozlišení oblastí s různou absorpcí záření

$$C = \ln(I_1 / I_2)$$

C =kontrast; $\ln$ = přirozený logaritmus; I_1 =intenzita záření dopadající na určitou plochu štítu; I_2 =intenzita, který dopadá vedle

PACIENT A KONTRAST:

Dopadá-li na pacienta rtg záření, pak na štítě pozorujeme kontrast následujících skutečností:

- Energie kvant rtg záření projde přímočaře pacientem a je absorbovaná ve fluoreskujícím materiálu **štítu** (jen tak ji můžeme detekovat). Pouze to záření, které projde na štít nám přináší informaci o struktuře těla pacienta
 - Energie kvant může být **absorbována** fotoelektrickou interakcí s pravděpodobností danou lineárním koeficientem τ
 - Energie kvantu bude ze svazku **Comptonovým** rozptylem, přičemž část je skutečně absorbována (ta část, kterou získá sekundární elektron) a část je rozptýlená a pokračuje jiným směrem
- v obou posledních případech se díky rozptylu intenzita záření ve svazku sníží a tak přispívá ke vzniku kontrastu
- pak má rozptýlené záření po několikerém rozptylu náhodou takový směr, že **dopadne na štít**, pak **snižuje kontrast**
- Comptonův rozptyl nezhoršuje kontrast, ale může jej snižovat rozptýlené záření

Na snímku ruky jsou nejsvětlejší kosti, které pohltily nejvíce záření, svaly a jiné měkké tkáně zobrazeny šedě a ostatní plocha, na kterou dopadli RTG paprsky přímo je úplně černá

- **Metody pozitivně kontrastní** – využívají látek zvyšujících absorpci RTG záření vyvolávají v RTG obrazech **stín** (na snímku **světlý**)

- **Metody negativně kontrastní**- využívají plynů, snižujících absorpci RTG záření a v RTG obraze způsobí projasnění (na snímku tmavé)
- **Metody dvojího kontrastu**- využívá se látek obojího typu
- většinou se využívají látky obsahující atomy těžkých prvků jako je baryum nebo jód (např. cévy)
- vpravíme-li takovou látku do vyšetřovaného místa – zažívacího traktu, cév, žlučových či močových cest, vykazuje tato struktura výrazně zvýšenou absorpci RTG záření a na RTG obraze je zřetelně a kontrastně zobrazena, včetně případných defektů a anomálií

KONTRASTNÍ LÁTKY

- pro zobrazování struktur vykazujících malý rozdíl v absorpci RTG záření
- jestliže kontrastní látka **pozitivní** nebo **negativní** se určuje podle toho, jestli má větší nebo menší absorpční koeficient než vyšetřovaná struktura
- **pozitivní kontrastní látky**: - síran bárnatý (ve vodní suspenzi) – zobrazování **zažívacího** traktu
- jódované organické sloučeniny – znázornění **cév, žlučových či močových cest**
- **negativní kontrastní látky**: - plyny, vzduch

c) Krevní tlak a jeho měření

Krevní tlak je tlak, kterým působí protékající krev na stěnu cévy. Ve velkých tepnách měříme tlak systolický a tlak diastolický.

Systolický tlak – maximální tepenný tlak na vrcholu vypuzovací fáze a jeho hodnota může být ovlivněna řadou faktorů – mírou kontraktility myokardu levé komory, objemem vypuzené krve.

Diastolický tlak - Nejnižší hodnotu arteriálního tlaku, která je na konci izovolemické fáze, dříve než dojde k uzavření arteriální chlopně. Jeho hodnotu ovlivňuje elasticita stěn velkých tepen.

Střední tlak je průměrný tlak během srdečního cyklu. Protože systola je kratší než diastola, je střední tlak lehce nižší než poloviční hodnota mezi systolickým a diastolickým tlakem.

Hlavními činiteli, které ovlivňují krevní tlak, je síla, kterou je krev během systoly vypuzována z levé komory do velkého krevního oběhu, periferní cévní odpor a množství a viskozita krve.

Tlak v tepnách dosahuje v systole 120 mm Hg (16 kPa), v diastole 70 mm Hg (9,3 kPa). Maximální fyziologická výše systolického tlaku – 130 mm Hg (17,3 kPa) a 85 mm Hg (11,3 kPa) diastolického.

Ve venulách je tlak krve 12-18 mm Hg (1,6-2,4 kPa), ve velkých žilách při vstupu do pravé síně (centrální venózní tlak) je průměrně 4,6 mm Hg (0,6 kPa), kde kolísá s respirací a srdeční akcí.

Tlak v periferních žilách (stejně i v artériích) je ovlivněn gravitací a polohou těla. U stojícího člověka je krevní tlak v dolních končetinách závislý i na jeho výšce (přibližně 1 mm Hg odpovídá 1 cm vzdálenosti „od paty k srdci“), u vysokých lidí je tedy vyšší. V oblasti hlavy mohou být při vzpřímené poloze venózní tlaky negativní. Naopak relativně vysoký žilní tlak v dolních končetinách při dlouhodobém stání může přivodit mdloby a napomáhá tvorbě městnatějších žilních rozšíření (varixy)

Měření tepenného krevního tlaku

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

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

Přístroje pro přímé měření - založeny na hodnocení změny odporu či kapacity tenzometrického drátku v měrné kapsli zavedené do místa měření. Tlak krve v plicním oběhu měříme katetrizací pravého srdce. Pružná

cévka s pevnými stěnami se zavede kubitální nebo podklíčkovou žilou do pravé síně, pravé komory, poplicnice a do menší cévy v plicním řečišti. Napojením na tonometr lze získat tlakové údaje ve všech místech, kam cévka pronikne.

Jaký je převodní koeficient z hodnot v kPa na hodnoty v torrech a obráceně?

$$1 \text{ torr} = 1 \text{ mm Hg} = 133,322 \text{ Pa}; \quad 1 \text{ Pa} = 0,008 \text{ torr}$$

XVIII.

a) Absorpce rtg. záření

Při průchodu RTG záření hmotou dochází k interakci mezi částicemi nebo fotony záření a strukturami okolních atomů, tedy jádrem a elektronovým obalem. Samotný průběh interakce závisí na charakteru záření, jeho kinetické energii a složení látky, ve které interakce probíhá.

Interakce je hodnocena ze dvou pohledů:

- z pohledu záření – změny energie, počtu částic a směru procházejícího záření;
- z pohledu prostředí – přesuny subatomárních částic a na ně navazující reakce.

Podle **interakce** rozdělujeme ionizující záření na:

- přímo ionizující – elektricky nabitě částice – záření α , β^- a β^+ , protony, jaderné fragmenty;
- nepřímo ionizující – elektroneutrální záření – **RTG**, záření γ , neutronové záření.

Podle **místa interakce** dělíme na:

- interagující s jádrem;
- interagující s atomovým obalem.

Celkově lze tedy ionizující záření rozdělit do tří skupin:

- **elektromagnetické** (fotonové) záření – **RTG a γ záření**
- **nabitě částice** – p, α , β
- **nenabitě částice** – neutrony

Interakce rtg. záření v materiálu

Průchod RTG záření materiálem (neuvažujeme krystal) je ovlivňován třemi základními efekty:

- Fotoefekt,
- Comptonův rozptyl,
- Thomsonův rozptyl.

Vzhledem k energiím fotonů RTG záření (70 - 511 keV) používaných k zobrazování v nukleární medicíně přichází v úvahu především interakce **fotoefektem a Comptonovým rozptylem**.

Fotoefekt nastává pokud RTG záření předá **celou** svou energii volnému elektronu, nebo elektronu z elektronového obalu některého atomu. Tento elektron se tak stává **fotoelektronem** a opouští obal atomu, přičemž se svou zbývající energií ionizuje okolí. Atom, ze kterého byl elektron vyražen, je excitovaný a vrací se do stabilního stavu vyzářením elektromagnetického záření, jehož frekvence je rovna rozdílu energie excitovaného a stabilního stavu.

Pravděpodobnost fotoelektrického jevu roste s rostoucím atomovým číslem absorpčního materiálu.

Comptonův rozptyl nastává, když foton předává pouze **část** své energie volnému elektronu nebo elektronu z elektronového obalu atomu absorpční látky. Elektronu je dodána kinetická energie, která umožní opuštění jeho

obalu, přičemž je elektron vychýlen o úhel ϕ oproti dráze původního (**primárního**) fotonu. Foton, který předal část své energie se označuje jako **sekundární** a je vychýlen oproti primárnímu o úhel ψ .

Sekundární foton se vychyluje v intervalu $0-180^\circ$ a na odchylce je závislá jeho energie. Pokud dochází ke zpětnému rozptylu (tj. 180° úhel), má foton nejmenší energii.

Sekundární foton může být schopen znovu opakovat jev, pokud má dostatečnou energii, nebo zaniká fotoelektrickým jevem.

Thomsonův rozptyl, je rozptyl elektromagnetického záření na volných elektronech.

b) Henryho zákon

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

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

Je-li C_{kap} koncentrace plynu v kapalně fázi vyjádřena v počtu molů na litr, platí **$C_{\text{kap}} = a \cdot P$**

m – hmotnost plynu

V_{kap} – objem kapaliny

P – tlak

C_{kap} – koncentrace plynu v kapalně fázi (mol/l)

a – Bunsenův absorpční koeficient

Neplatí pro plyny, které jsou velmi rozpustné v daném rozpouštědle, protože molekuly reagují nejen fyzikálně, ale i chemicky.

Henryho zákon má význam ve **fyzilogii dýchání** – 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

Všechny zákony geometrické optiky, založené na přímočarém šíření světla v izotropním prostředí, vycházejí ze všeobecného FERMATOVA PRINCIPU

- **Fermatův princip:** Světlo se v prostoru šíří z jednoho bodu do druhého po takové dráze, aby doba potřebná k proběhnutí této dráhy nabývala extrémní hodnotu.

LOM SVĚTLA

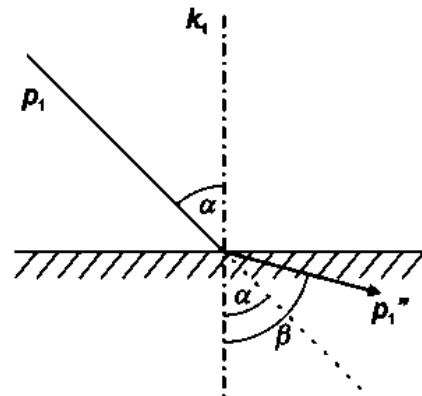
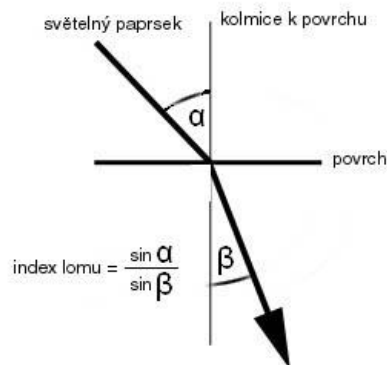
- K lomu světla dochází v důsledku různých šíření světla v různých prostředích
- Platí i pro další elektromagnetické záření
- Když světlo přechází z jednoho materiálu do druhého → frekvence zůstává stejná, ale mění se vlnová délka
- Paprsek lomící se do druhého prostředí, mění na rozhraní svůj směr

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

- v_1 a v_2 jsou rychlosti šíření světla v prostředí 1 a 2
- n_1 a n_2 jsou indexy lomu prostředí
- α_1 = úhel dopadu

- $\alpha_2 (\beta) = \text{úhel lomu}$
- Index lomu
 - Bezrozměrná veličina popisující šíření světla v látkách
 - Specifická pro dané prostředí
 - Index lomu
 - Relativní – **Snellův zákon**

$$n_{12} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$
 - n_{12} = relativní index lomu
 - poměr rychlosti šíření ve 2 PROSTŘEDÍ
 - charakterizuje vlastnosti ROZHRANÍ 2 prostředí
 - Absolutní
 - Poměr rychlosti šíření světla ve VAKUU a rychlosti šíření v daném prostředí
 - $n=c/v$
 - Protože je v každém prostředí rychlost světla nižší než rychlost světla ve vakuu, je absolutní index lomu vždy vyšší než 1
 - Pro prostředí s menším indexem lomu = prostředí opticky řidší, prostředí s větším indexem lomu = prostředí opticky hustší
 - LOM KE KOLMICI
 - Světlo vstupuje z prostředí opticky řidšího do prostředí opticky hustšího
 - $\alpha > \beta$
 - LOM OD KOLMICE



- Z prostředí opticky hustšího do řidšího
- $\alpha < \beta$

MEZNÍ ÚHEL

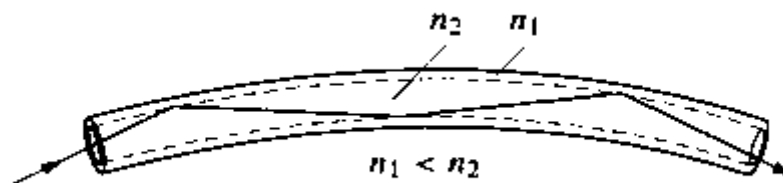
- situace, kdy se při lomu od kolmice úhel lomu rovná pravému úhlu
- největší úhel dopadu, při kterém ještě nastává lom vlnění
- velikost mezního úhlu φ : $\sin \varphi = n_2/n_1$
- **totální odraz** = situace, kdy je úhel dopadu větší než mezní úhel
 - vlnění neprojde do 2.prostředí
 - odráží se zpět do 1.Prostředí

využití: odrazky, optická vlákna, endoskop

OPTICKÁ VLÁKNA

Optické vlákno je skleněné nebo plastové vlákno, které prostřednictvím světla přenáší signály ve směru své podélné osy

- vnitřní část (jádro) – velký index lomu,
- vnější část (plášť) – menší index lomu
⇒ světlo, které se šíří jádrem, se odráží na rozhraní s pláštěm **úplným odrazem** (i když rozdíl indexů je typicky 1%)



Vlákna:

- **jednovidová** – pro jedinou frekvenci, velmi tenké jádro ($8\mu\text{m}$), lepší pro šíření na velké vzdálenosti (telekomunikace)
- **mnohavidová** – pro více frekvencí, tlustší jádro ($50\mu\text{m}$), datové přenosy na menší vzdálenosti

Vlastnosti

- **ÚTLUM**
 - rozdíl síly signálu na jednom konci vedení (popřípadě kabelu) oproti druhému konci
 - Čím nižší bude útlum, tím kvalitnější a přesnější bude přenos signálu
 - Hodnota útlumu u křemenných vláken se řádově pohybuje v desetinách decibelu na kilometr. Plastová vlákna mají útlum přibližně 50–100 dB/km
 - Způsoben: materiálovou absorpcí a rozptylem, ohybem, ztráty při spojování
- **Okna**
 - Úseky s nižším útlumem (vrcholy útlumové charakteristiky)
- **Disperze**
 - Disperze je příčinou zkreslení přenášeného signálu, dochází ke zpoždování impulsů a změně jejich tvaru. Je způsobena různým lomem světla a různou rychlostí světla v daném prostředí
- **Numerická apertura**
 - Bezrozměrná veličina, která vyjadřuje schopnost optického vlákna navázat z okolí do svého jádra optický výkon. S rostoucí NA roste tato schopnost
 - V praxi jsou důležité ztráty numerickou aperturou
 - Ty vznikají na místě spojů mezi dvěma vlákny a mezi vláknem a zdrojem světelného toku
 - Mezi dvěma vlákny dochází k tomu, že pokud vlákno, které přijímá světelný tok, má nižší NA, bude maximální úhel, pod kterým mohou paprsky na vlákno dopadat, menší
 - Paprsky vycházející z prvního vlákna pod úhlem větším, než je daný NA přijímajícího vlákna, nebudou přenesena a můžeme je zahrnout ke ztrátám

Využití:

- Optická vlákna jsou široce využívána v komunikacích, kde umožňují přenos na delší vzdálenosti a při vyšších přenosových rychlostech dat než jiné formy komunikace
- Vlákna se používají místo kovových vodičů, protože signály jsou přenášeny s menší ztrátou a zároveň jsou vlákna imunní vůči elektromagnetickému rušení
- Vlákna se používají také pro osvětlení a jsou pak balena ve svazcích, takže mohou být použita k přenosu obrazů, což umožňuje zobrazení v těsných prostorech

(na podobném principu funguje i **endoskop** - vedení světla ve svazku optických vláken. Použitím mnoha takových vláken lze pak přenést obraz z dutiny až k pozorovateli)

XIX.

a) Rtg přístroj, rentgenová lampa, chlazení, clony

Části:

- 1) zdroj záření (rentgenova lampa)
- 2) zdroj anodového a žhavicího napětí (transformátor – žhaví katodu)
- 3) ovladač (umístěny řídicí prvky RTG)
- 4) štít, clony a ostatní vyšetřovací příslušenství (aby se záření moc nerozptylovalo okolo – tubus před rentgenkou, ochranné clony (Buckyho, Lysholmova)
- 5) chladicí systém

Rentgenova lampa (rentgenka)

- většinou tzv. **Coolidgeova lampa**
- skleněná trubice s katodou a anodou, ve kterých je hluboké vakuum
- katoda je tvořena žhaveným wolframovým vláknem, ze které vylétají elektrony, jsou usměrňovány válcem do jednoho bodu na anodě
- mezi zápornou katodou a kladnou anodou je vysoké napětí a elektrony jsou vysokým napětím urychlovány a velkou rychlostí dopadají na anodu
- při dopadu se jejich kinetická E mění na teplo (více než 99%) a jen nepatrná část se mění na E fotonu rtg záření
- rentgenka je uložena v krytu, kt. ji chrání před mechanickým poškozením (mezi krytem a lampu vrstvička oleje – dobré izolační vlastnosti)
 - **Samoochranné rentgenky** – pokryty olovem, kt. absorbuje vznikající záření ve všech směrech kromě směru výstupního okénka, vytvářeného beryliovou deštičkou. Toto okénko není propustné pro elektrony, ale pro rentgenové záření představuje jen velmi slabou filtraci
 - **Plnoochranné rentgenky** – kryt uzemněn, což vylučuje možnost úrazu vysokým napětím

Chlazení

anoda musí být intenzivně chlazena vzhledem ke značnému množství vyvíjejícího se tepla vodou, vzduchem nebo rotací

- **menší přístroje** – chlazení vzduchové
- **výkonnejší přístroje** – chlazení olejové, někdy kombinované s chlazením vodním

Při použití rentgenky pro diagnostické účely – co nejmenší plocha ohniska (s rostoucími rozměry klesá ostrost rtg obrazu a roste zatížitelnost rentgenky)

Účinnost produkce rtg záření rentgenkou- **výkon / příkon**

Zatížitelnost rentgenky se vyjadřuje v **kW**, které lampa snese po dobu **jedné sekundy**

Clony

zajišťuje vymezení úzkého svazku X- záření, zajišťujícího ostrý obraz

- **Primární clona**
 - umístěna těsně před okénko rentgenky
 - zhotovená nejčastěji z hliníkového plechu
 - pohlcuje nízkoenergetické fotony, kt. nejsou použitelné pro zobrazení (pronikli by pouze do podkoží), ale zvyšovali by radiační zátěž pacienta
- **Sekundární clona**
 - mezi pacientem a filmem
 - tvořená rovnoběžnými absorpčními lamelami (olověnými pásky), které propouštějí pouze záření ve směru původního svazku, zatímco rozptýlené fotony (pohybující se jinými směry) pohlcuje
 - **Buckyho clona, Lysholmova clona** (menší a jemnější lamely, je nepohyblivá)

b) Rozptyl světla

Pokud na rovinné rozhraní dopadá svazek rovnoběžných paprsků budou odražené paprsky zase rovnoběžné. Není-li rozhraní rovinné, odráží se světlo různými směry, říkáme, že dochází k rozptylu světla. Rozptyl je dobře pozorovatelný na kouři (částičky pevné látky v plynu), mlze (kapky vody ve vzduchu), suspenzi (částičky pevné látky v kapalině), emulzi (směs dvou navzájem nemísitelných kapalin) nebo pevné látce typu mléčného skla.

Rozptyl světla neprobíhá pro všechny barvy stejně intenzivně: nejsilnější je pro modré světlo, nejslabší pro světlo červené, protože intenzita rozptýleného světla je nepřímou úměrná čtvrté mocnině vlnové délky. Proto můžeme pomocí rozptylu světla vysvětlit např. barvu kouře (namodralá) nebo oblohy. Kouř i atmosféra se skládají z mikroskopických částic. Když na ně dopadá světlo, část projde skrz, ale část se na drobných částicích odrazí do všech směrů (tzv. Rayleighův rozptyl)

Při průchodu světla zředěným plynem dochází k jeho rozptylu na molekulách plynu.

- **Pružný rozptyl** – nastává na částicích výrazně menších než vlnová délka světla, rozptýlené světlo si zachovává původní vlnovou délku
- **Nepružný rozptyl** – na částicích srovnatelných s vlnovou délkou světla, rozptýlené světlo má v různých směrech různou vlnovou délku.

Zajímavost: **Tyndallův jev** je difúzní rozptyl světla, který vzniká, pokud paprsek prochází prostředím, které obsahuje mikroskopické částičky, které odklánějí procházející světlo, čímž se procházející paprsky stávají viditelnými v podobě kužele.

c) Detektory ionizujícího záření

Radiometrické přístroje a detekční metody jsou založeny na změnách fyzikálních, chemických či jiných vlastností (vznik ionizace, změna vodivosti, teploty, barvy, vznik termoluminiscence či fotoluminiscence) látky tvořící detektor v důsledku interakcí ionizujícího záření s touto látkou. Z naměřených změn pak lze podle typu detektoru kvalitativně, ale i kvantitativně posuzovat vlastnosti (aktivitu, emisi) zdroje záření, pole záření (fluenci, hustotu toku částic) a míru působení ionizujícího záření prostředí, objekty, na něž dopadá (dávku, efektivní dávku).

Využití těchto údajů k získání informace o skutečném radiačním poškození ozářeného organismu nebo materiálu je dalším úkolem, většinou složitějším než vlastní detekce. Navíc je-li detekce zpravidla ryze fyzikálním problémem, je interpretace získaných údajů především na živý organismus na pomezí fyziky, chemie, biologie a medicíny.

- Dozimetr nebo detekční systém se v principu skládají z čidla - detektoru záření, aparatury, zařízení, které odezvu zpracují a převedou do formy použitelné k registraci a interpretaci a registračního zařízení.
- Některé dozimetry jsou konstruovány tak, že různě upravené detekční čidlo je samo vystaveno poli záření a vyhodnocení odezvy se provádí odděleně v měřicím a registračním zařízení (filmový, termoluminiscenční dozimetr)
- jiné dozimetry jsou vystaveny poli záření i s vyhodnocovací aparaturou (některé typy osobních elektronických detektorů).
- Většina laboratorních detekčních systémů (spektrometry různých typů záření) má detekční čidla umístěná ve speciálních stíněních, do nichž se umísťuje měřený objekt (vzorek, ale i měřená osoba v případě celotělové detekce). Čidla jsou pak spojena se složitými měřicími a vyhodnocovacími systémy.

Detektory můžeme rozdělit na dva základní druhy:

- **kontinuální** - podávají průběžnou informaci o okamžité hodnotě detekovaného záření, po ukončení ozařování detektoru klesne výstupní signál na nulovou hodnotu;
- **integrální** - hodnota signálu se zvětšuje s dobou, po kterou je detektor ozařován (tj. úměrně dávce, expozici), po ukončení ozařování zůstává informace v detektoru uchována za celou dobu, po kterou byl detektor vystaven, uplatňují se hlavně v osobní dozimetrii, dozimetrii pracovního a životního prostředí.

Podle účelu lze detekční systémy dělit na:

- **radiometry** - slouží k odhadu dávkových příkonů, dávky), povrchové kontaminace v daném místě, prostoru (zpravidla bez informace o energetické distribuci pole záření);
- **spektrometry** - měří energetickou distribuci dané veličiny (aktivitu, fluenci) ionizujícího záření;

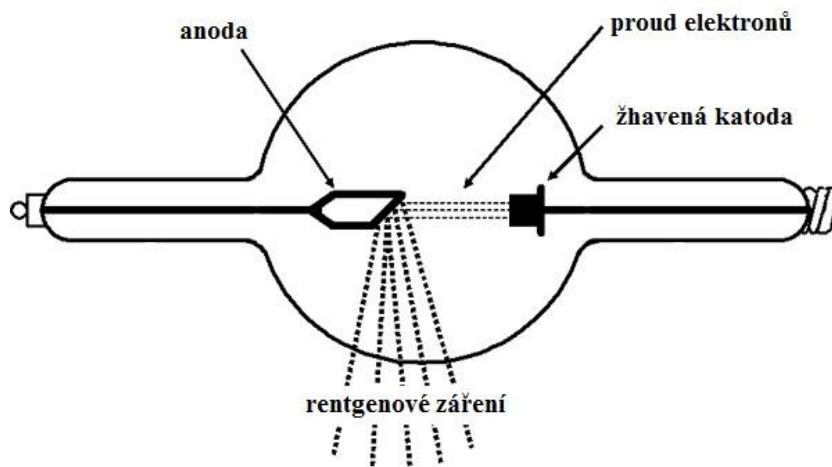
radiometrická zařízení - jsou určena k nejrůznějším, zpravidla k průmyslovým aplikacím radionuklidů, zařízení obsahuje vhodný zdroj záření a detekční (měřicí) aparaturu (vlhkoměry, popeloměry, tloušťkoměry, ...).

XX.

a) Mechanismus vzniku rtg záření, jeho spektra

Rentgenové záření (RZ) je ionizující elektromagnetické záření, proud fotonů, o energii řádově desítek až stovek keV. Typické rozmezí vlnových délek je 10 nanometrů až 1 pikometr.

- Přírodní zdroje - hlavně hvězdy
- Uměle lze RZ získat v rentgenové trubici dopadem urychlených elektronů na anodu rentgentky.



Rentgentka

- skleněná trubice obsahující vakuum
- obsahuje jak wolframovou anodu, tak žhavenou katodu.

Mechanismus vzniku RZ:

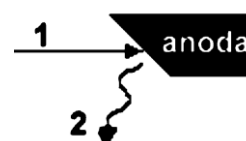
- brzdné záření
- charakteristické záření

Brzdné záření

Na elektrody je přiváděno vysoké napětí (řádově 10-100 kV). Vysoká teplota katody umožňuje termoemisi (vzniká v dostatečně zahřátém kovu, kdy jeho *elektrony* mají dostatečnou energii, aby mohly vylétnout z kovu a volně se pohybovat v prostoru) elektronů, které jsou přiváděným napětím vysoce urychlovány a dopadají na anodu. Tam prudce ztrácejí svou kinetickou energii, která se mění:

a) z 0,1 % v energii emitovaných fotonů rentgenového záření

b) z 99,9 % v teplo



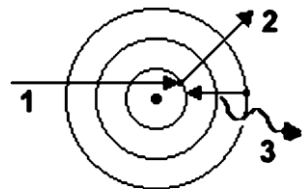
Anoda musí být intenzivně chlazena vodou (pevná anoda) nebo rotací (rotující anoda), při které se neustále mění místo dopadu elektronového svazku. Charakteristický zvuk provázející rentgenové vyšetření je způsobován právě rotující anodou.

- Brzdné záření má spojité energetické spektrum.
- Energie brzdného rentgenového záření nezávisí na materiálu terče (např. anody rentgenové trubice), ale jen na rychlosti elektronů (tedy na velikosti napětí na anodě rentgenové trubice).

Charakteristické záření

Dopadající elektrony mohou vyrazit některý elektron z nejvnitřnějších vrstev K nebo L, čímž vzniká neobsazené místo, které je okamžitě obsazeno jiným elektronem z vnějších vrstev. Při těchto přeskokách je uvolňováno značné množství energie ve formě fotonů rentgenového záření s energií rovné energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami.

- Toto záření má proto čárové energetické spektrum, které je závislé na materiálu anody, kde poloha čar odpovídá uspořádání elektronového obalu atomu a je pro daný kov charakteristická



Výsledné záření reálného zdroje RTG je součtem brzdného a charakteristického záření.

Pronikavost rentgenových paprsků závisí na vlnové délce, a tedy na napětí mezi elektrodami (čím větší napětí, tím kratší vlnová délka), intenzita paprsků závisí na počtu uvolněných elektronů, a tedy na teplotě žhavené katody.

Ozařováním látek primárním rentgenovým zářením je buzeno sekundární (fluorescenční) rentgenové záření. Rentgenové záření působí druhotné záření látek v optickém oboru (luminiscence), zčernání fotografické emulze, ovlivňuje živou i neživou hmotu.

b) Energie vazby atomového jádra, potenciální bariéra

- Vazebná energie atomového jádra charakterizuje jeho stabilitu
- energii vazby jádra je možné určit z celkového úbytku hmotnostního jádra, tzv. **hmotnostního defektu**
 - Hmotnost protonu = m_p , pak hmotnost jádra složeného z protonů a neutronů by měla být dána součtem $Z.m_p + N.m_n$
 - Skutečná hmotnost jádra je menší než vypočtená → rozdíl se nazývá hmotnostní defekt

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

- Energie potřebná k rozložení jádra na jednotlivé nukleony:

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

- Čím je hmotnostní defekt nebo vazebná energie větší tím je jádro stabilnější
- Vazebná energie jádra se vztahuje na všechny jeho nukleony
- Vazebná energie připadající na jeden nukleon je u atomů různá
 - U lehkých a těžkých jader činí měrná vazebná energie 7-7,5 MeV
 - Pro středně těžká jádra je kolem 8,5 MeV → nejstabilnější
 - Přeměna lehkých a těžkých jader na středně těžká je energeticky výhodný proces
- Nitrojaderné síly jsou nasycené – jeden nukleon působí pouze na jeden nebo několik málo nukleonů, ale jistě ne na všechny

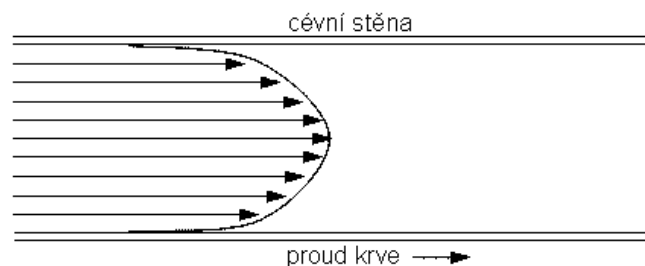
- Atomové jádro má kladný elektrický náboj, který v prostoru vytváří elektrostatické pole s potenciálem
- Přibližuje-li se k jádru kladně nabitá částice, která má dostatečně velkou kinetickou energii, aby překonala odpuzivé coulombické síly, je odpuzována až do okamžiku, kdy u jádra začne převládat přitažlivá silná interakce → přitáhne částici do jádra
 - Ta se dostane do jádra s větší pravděpodobností, má-li energii větší než maximální hodnota potenciálu jádra, tzv. **potenciálová bariéra**

c) Laminární a turbulentní proudění, Reynoldsovo číslo

LAMINÁRNÍ PROUDĚNÍ

Laminární (neboli **proudnicové**) proudění - je způsob pohybu viskózních kapalin, při kterém jsou dráhy jednotlivých částic kapaliny navzájem rovnoběžné.

- Částice se pohybují ve vzájemně rovnoběžných vrstvách, aniž by se navzájem mísily
- Při pohybu viskózní kapaliny v tenké trubici, např. krve v cévě, se jednotlivé vrstvy tekutiny nepohybují stejnou rychlostí. Nejrychleji se pohybuje osová vrstva tekutiny, směrem ke stěně cévy se pohyb jednotlivých vrstev zpomaluje.



Laminární proudění – šipky označují směr pohybu jednotlivých vrstev kapaliny.

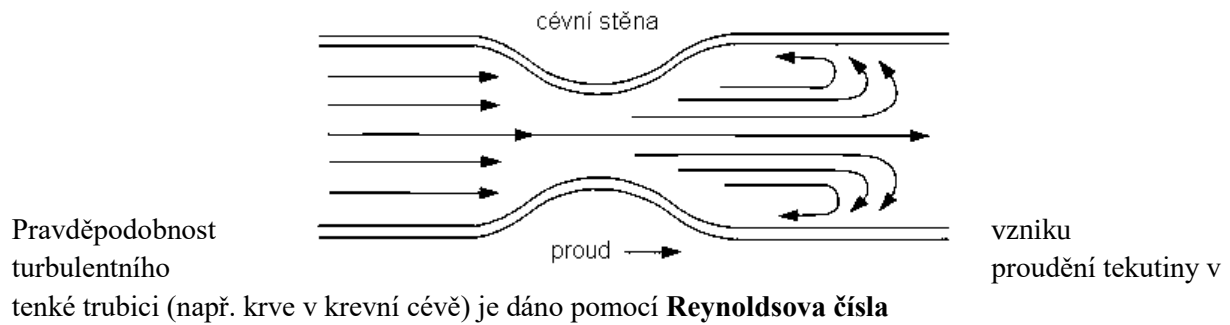
Laminární proudění zůstává zachováno až do tzv. kritické rychlosti, kdy se mění na proudění turbulentní.

- Pravděpodobnost přechodu laminárního proudění na turbulentní je ovlivněno kromě rychlosti proudění ještě průměrem trubice (cévy), viskozity a hustoty kapaliny. Tato pravděpodobnost se vyjadřuje pomocí **Reynoldsova čísla**
- Laminární proudění, na rozdíl od turbulentního, není doprovázeno zvukovými fenomény.

TURBULENTNÍ PROUDĚNÍ

Turbulentní proudění - je způsob pohybu viskózních kapalin (např. krve), při kterém jednotlivé částice kapaliny přecházejí různými vrstvami kapaliny, čímž dochází k promíchávání těchto vrstev.

- Částice kapaliny vykonávají při proudění kromě posouvání i složitý vlastní pohyb, který vede ke vzniku vírů a je doprovázen zvukovými fenomény
- Rychlosti jednotlivých částic kapaliny se nepravidelně mění, tzn. částice již nemají ve všech místech neměnnou rychlost, proudění tedy není stacionární.



Změna laminárního proudění (před zúžením cévy) v turbulentní (za zúžením cévy)

- Turbulence se často objevují při anémii vzhledem ke snížené viskozitě krve
- Zvukových fenoménů doprovázejících turbulentní proudění se využívá při měření krevního tlaku – zúžení artérie pomocí nafouknuté manžety zrychluje proud krve v místě konstriktce, což vede k turbulenci a vzniku zvuků, tzv. **Korotkovových fenoménů**.

REYNOLDSOVO ČÍSLO

- je bezrozměrné číslo charakterizující **chování proudící kapaliny**
- podle jeho hodnoty lze usuzovat na to, zda bude proudění laminární nebo turbulentní.

Vypočte se podle vztahu:

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

Re = Reynoldsovo číslo

ρ = hustota kapaliny

η = viskozita kapaliny

v = rychlost, kterou projde trubicí kapalina

R = poloměr trubice (cévy)

Pro různé typy potrubí a různé typy kapalin se stanovují experimentálně kritické hodnoty Reynoldsova čísla:

- Je-li hodnota Reynoldsova čísla **nižší** než kritická hodnota odpovídající danému uspořádání → je proudění **laminární**.
- Je-li hodnota Reynoldsova čísla **vyšší**, je proudění **turbulentní**.
- V okolí kritické hodnoty, která se v rovných hladkých cévách typicky pohybuje kolem 2000, je **přechodná** oblast **mezi** zjevně **laminárním** a zjevně **turbulentním** prouděním
 - Čím **vyšší** je **Reynoldsovo číslo**, tím **vyšší** je pravděpodobnost **vzniku turbulentního proudění**.

XXI.

a) Radioaktivní rozpad, druhy rozpadu

- **Radioaktivita** neboli **radioaktivní rozpad** je samovolná přeměna jader nestabilních nuklidů na jiná jádra, při níž vzniká ionizující záření. Změní-li se počet protonů v jádře, dojde ke změně prvku
- Radioaktivita se běžně rozděluje na radioaktivitu **přírozenou** a **umělou**.
 - **Přírozeně radioaktivní** – jádra měnící se volně v přírodě
 - Lehké přírozené radioaktivní izotopy - s atomovým číslem $Z \leq 75$; K, Ca
 - Těžké přírozené radioaktivní izotopy – mění se na jiné, opět nestabilní izotopy
 - **Umělé radioaktivní** – ke změně dojde v jaderném reaktoru
- Za časový interval dt dojde k rozpadu dN atomů radioaktivní látky rychlosti λ a tento počet jader bude úměrný celkovému počtu nepřeměněných jader v daném okamžiku

$$dN = \lambda N dt$$

Při počáteční podmínce, že v čase $t=0$ je počet jader N_0 , dostáváme:

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

n ... počet dosud nerozpadlých jader

e ... základ $\ln(2,71)$

λ ... rozpadová konstanta (poměr počtu jader přeměněných za dt k celkovému počtu dosud nepřeměněných)

- **Aktivita A** – počet atomů, které se přemění za jednu sekundu

$$A = \lambda N$$

- Jednotka = bequerel [Bq]
- Klesá exponenciálně s časem
- 1Bq je aktivita vzorku kde se přemění 1 atom za 1s
- Střední doba života – doba, po kterou jádro existuje, než se přemění
- Poločas rozpadu - Doba, za kterou dojde k rozpadu poloviny z původního počtu atomů radionuklidu, se označuje jako poločas rozpadu T .

Druhy rozpadu

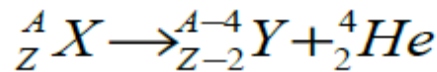
Při rozpadu musí být zachován:

- Elektrický náboj
- Počet nukleonů
- Hybnost
- Energie

Rozpad alfa

- Nejčastější případ přeměny jádra

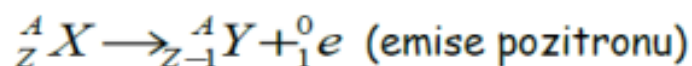
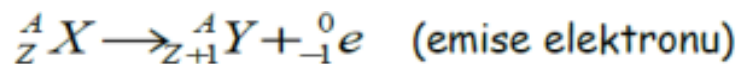
- Setkáváme se u těžkých přirozených radionuklidů
- Částice alfa je složená ze dvou protonů a dvou neutronů (He)
- Při průchodu prostředím částice silně ionizují a excitují → rychle ztrácejí energii → pokles na energii tepelného pohybu
- Záření alfa je málo pronikavé – vzduch jen několik mm, ve vodě μm
- Absorbance kůží, nebezpečné jen při vnitřní kontaminaci organismu
- Ochranou je papír nebo oděv
- Silné ionizační účinky



Rozpad beta

Tři druhy:

- Emise elektronu = záření β⁻ → tvořeno rychle letícími elektrony, které vznikají rozpadem neutronu
 - Emise pozitronu = záření β⁺ → tvořeno kladně nabitými pozitrony (antičástice elektronu), vznikají v jádře rozpadem protonů
 - Záchyt elektronu z elektronového obalu
- Při průchodu ztrácejí energii ionizací a excitací
 - Menší náboj a hmotnost než při záření α → **menší ionizace** → větší dolet
 - Pokud se β-částice pohybují kolmo na magnetické pole, působí na ně Lorenzova síla jako na proud elektronů
 - Spojité energetické spektrum → β-částice vyzařovány z bodového zdroje záření vychylované pod různým úhlem → pohybuje se tedy po křivce, jejíž poloměr závisí na rychlosti částice



Gama záření

- Elektromagnetické vlnění
- Nejpronikavější
- Nelze ho zcela pohltit → neexistuje vzdálenost, kdy by jeho intenzita klesla na 0
- Elektromagnetická vlna, která se skládá z fotonů
- Magnetické vlnění má vliv pouze na trajektorii částic

Polotloušťka – tloušťka materiálu, která zeslabí intenzitu záření na polovinu původní hodnoty; závisí na druhu absorbujícího materiálu a energii záření

b) Audiometrie

Audiometr produkuje tóny, u kterých nastavujeme **frekvenci** a **intenzitu**. Při audiometrii se určuje sluchový práh pro čisté tóny v rozsahu frekvencí 125 až 10 000 Hz v oktákových skocích. Audiometry

jsou standardní výbavou ORL klinik. 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 – vzdušné vedení, 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.

c) Interference a ohyb světla

Interference a ohyb jsou přímými důkazy toho, že světlo má VLNOVOU POVAHU

- **INTERFERENCE SVĚTLA** = skládání vlnění; interferenci světla můžeme pozorovat, pokud spolu interferují 2 koherentní vlny; interferenci se světlo zesiluje nebo zeslabuje
→ *koherentní vlnění* = vlnění stejné frekvence a stejném směru polarizace, jehož kmity se liší pouze stálým (časově neměnným) fázovým rozdílem nebo se stejnou fází
- K interferenci vlnění dochází, jsou-li splněny současně následující podmínky:
 1. máme k dispozici dvě a více vlnění
 2. všechna uvažovaná vlnění mají stejnou vlnovou délku (resp. frekvenci)
 - Mají-li všechna interferující vlnění stejnou vlnovou délku resp. frekvenci, je interference nejvýraznější. K interferenci dochází i u vlnění, která nemají stejnou vlnovou délku (resp. frekvenci), ale pozorovaný interferenční obrazec není tak výrazný
 3. mezi interferujícími vlněními je vytvořen dráhový resp. **fázový rozdíl**
 4. vlnění jsou **koherentní** (vlny se nesmí nijak rozcházet = musí mít stejnou vzdálenost a nesmí být deformovány)

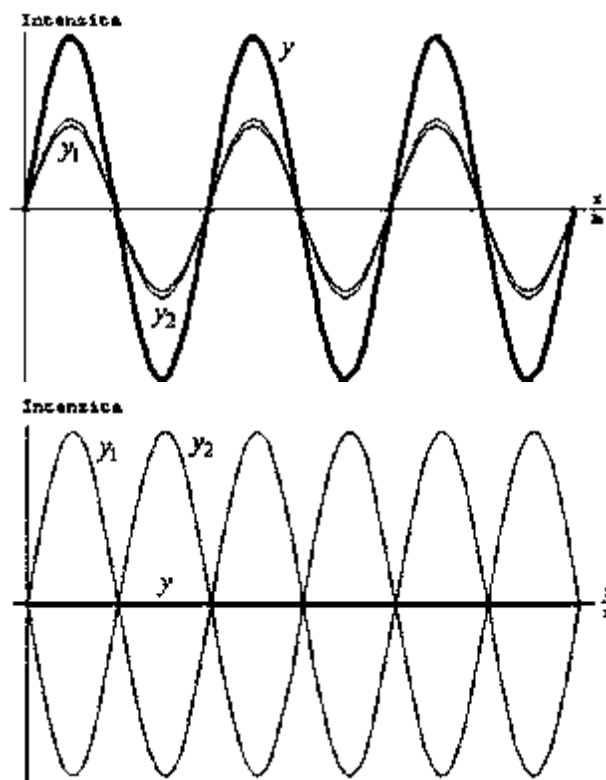
U přirozených zdrojů světla je doba, po kterou lze považovat fázový rozdíl světelných vlnění za konstantní, velmi krátká. Koherence lze ale dosáhnout tím, že paprsek z jednoho zdroje rozdělíme na dva svazky paprsků, které se poté, co urazí různé dráhy, setkají s dráhovým rozdílem Δl

- **Interferenční maximum**

- Vlny se setkávají se stejnou fází a dráhový rozdíl je roven sudému počtu půlvln, vlnění jdou spolu, sečtou se
 - $\Delta d = 2k \cdot \frac{\lambda}{2}, k=1,2,3,\dots$

- **Interferenční minimum**

- Vlnění mají opačnou fázi a dráhový rozdíl je roven lichému počtu půlvln; vlnění jdou proti sobě, navzájem se vyruší
 - $\Delta d = (2k+1) \cdot \frac{\lambda}{2}$



OHYB (DIFRAKCE) SVĚTLA

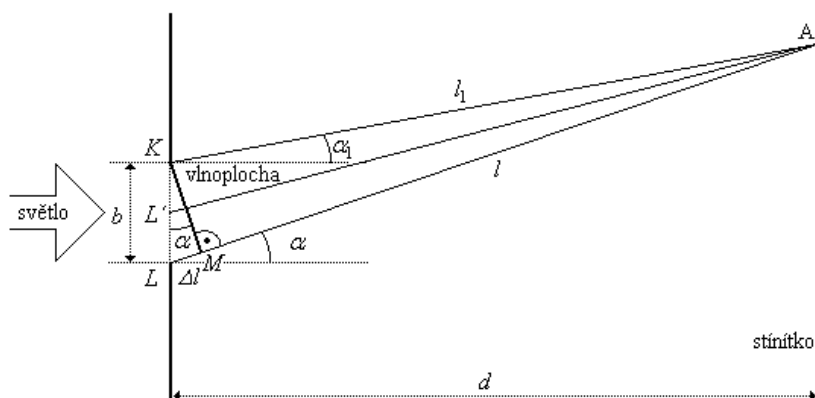
Ohyb světla je jev, kdy je světlo odchýleno od přímočarého směru šíření

→ nastává na překážkách, které mají velikost srovnatelnou s vlnovou délkou světla

Ohyb světla na štěrbině (v praxi nejdůležitější)

- Dopadne-li světlo na štěrbinu, bude se šířit za ní na základě Huygensova principu
 - Z každého bodu se bude světlo šířit v elementárních vlnoplochách - tj. bude se šířit všemi směry
- Svazek paprsků za štěrbinou bude oproti dopadajícímu svazku odchýlen o úhel α

$$\sin \alpha = \frac{\Delta l}{b} \quad \Delta l = \text{dráhový rozdíl obou vln} \rightarrow l-l_1; b = \text{šířka štěrbiny}$$



- paprsky svazku mají v určité vlnoploše mezi sebou fázový rozdíl a dochází k jejich interferenci
- pokud je dráhový rozdíl roven délce vlny, můžeme si štěrbinu představit jako rozpůlenou
 - Potom paprsku v pravé půlce odpovídá paprsek v druhé půlce, který oproti prvnímu paprsku má dráhový rozdíl $\lambda/2$

→ vzájemně se vyruší

→ obecně se navzájem budou rušit paprsky, jejichž dráhový rozdíl je roven celému počtu vln

- Dráhový rozdíl = $b \cdot \sin \alpha$
- Pro všechny úhly α splňující tuto podmínku vzniknou tmavá místa

- hlavní maximum je ve směru kolmém k rovině štěrbiny a vedlejší maxima leží po stranách maxima hlavního
- spojením více šterrbin vzniká OPTICKÁ MŘÍŽKA
 - V praxi je tvořena velkým počtem rovnoběžných vrypů na skle
 - Neporušená místa na skle = šterrbin
 - Vzájemná vzdálenost 2 středů = mřížková konstanta d
 - Při kolmém dopadu světla na mřížku se INTERFERENCÍ ZESILUJÍ paprsky, které vycházejí pod úhlem α
 - ➔ $d \cdot \sin \alpha = k \lambda$, $k=0,1,2,3,\dots$
 - k =ohybové maximum (celé číslo)
 - dopadali na mřížku BÍLÉ SVĚTLO, vzniká pomocí interference ohybové (mřížkové) spektrum
 - liší se od spektra vytvořeného hranolem
 - nejvíce je od původního směru odchýleno světlo s největší vlnovou délkou (červené) a nejméně fialové

Ohyb na překážce

- Opak ohybu na šterrbině
- Když je překážka velká 0,1 mm a víc, za překážkou je tma a kolem je světlo
 - Při zmenšování překážky pod velikost 0,05 mm se rozostřuje hranice světlo-stín a v místě, kde by měl být stín, se objevují proužky světla
- Dopadá-li např. monofrekvenční světelné vlnění na hranu neprůhledné překážky, nevzniká za překážkou ostrá hranice světla a stínu
 - Světlo proniká částečně i za překážku do oblasti geometrického stínu. Zároveň je možné pozorovat v osvětlené části stínítka umístěného za překážkou ohybový (difrakční) **obrazec v podobě světlých a tmavých proužků různé šířky**
 - Tento obrazec vzniká interferencí světelného vlnění, které do uvažovaného místa na stínítku přichází z různých bodů vlnoplochy, a tedy s různým dráhovým rozdílem

XXII.

a) Účinky ultrazvuku, kavitace

Účinky UZ jsou dány absorpcí jeho energie ve tkáni. Energie závisí na prostředí, velikosti plochy, kam dopadá, době po kterou trvá a na frekvenci. Absorpce na prostředí. – v kapalinách a pevných látkách menší než v plynech.

Tepelné

Jsou především následkem absorpce ultrazvuku. K největší absorpci, a tím největšímu zahřátí dojde v plynech. Značná absorpce energie nastává na rozhraní tkání s různou akustickou impedancí. Proto např. při předávkování UZ se na rozhraních měkká tkáň – kost objevuje tzv. periostální bolest.

Mechanické

Zhušťování a zředování prostředí → rychlé tlakové změny při kmitání molekul(až MPa/mm)

Výsledkem zhušťování a zředování prostředí je **kavitace**, tj. vznik vakuových dutinek, které rychle kolabují. Protože plyny absorbují UZ energii více než kapaliny, vzniká v plynových bublinách značné teplo, které vede k expanzi a jejich roztržení.

Následkem kavitace vznikají volné radikály. Má výrazné mechanické účinky na molekulové u buněčné úrovni.

Fyzikálně-chemické

Jsou účinky disperzní, kdy pomocí UZ lze připravit jemné suspenze, emulze, pěny, aerosoly, i účinky koagulační → čištění plynů.

Štěpení některých vysokomolekulárních látek, polymerizace(využívá se při vytvrzování pryskyřic), zčernání fotografického materiálu.

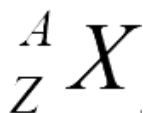
Biologické

Strukturní změny(rozpad erytrocytů, rozrušení buněčného jádra, změny ve složení protoplazmy), zvýšení membránové permeability a difúze ve tkáních, porušení vodivosti nervů, změny v pH tkání, změkčování vazivové tkáně chorobně změněné, zvýšení látkové výměny.

Do intenzity 3 W/cm^2 mají ultrazvuky spíše **biopozitivní** účinky: zrychlení metabolické výměny apod., nad 3 W/cm^2 mají za následek **ireverzibilní morfologické změny** – rozbití buněčného jádra, tepelná koagulace bílkovin. Malé živočichy je možno UZ usmrtit.

b) Atomové jádro, vazebná energie jádra

- průměr $10^{-14} - 10^{-15} \text{ m}$ (jádro je mnohem menší než celkový průměr atomu – 10^{-10} m)
- většina hmotnosti atomu
- velmi vysoká hustota ($10^{17} \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$)
- o jeho existenci víme z r. 1911 (Ernest Rutherford – planetární model atomu)
- tvořeno **protony a neutrony**
 - proton
- hmotnost: $m_p = 1,67\cdot 10^{-27} \text{ kg}$ (asi 2000x hmotnější než elektron)
- nese kladný elementární náboj: $Q_p = +e = +1,602\cdot 10^{-19} \text{ C}$
 - neutron
- hmotnost: přibližně stejná jako p^+
- elektricky neutrální
- → obě částice se liší jen elektrickým nábojem – souhrnně se nazývají **nukleon**
- počet p^+ v jádře odpovídá v základním stavu počtu e^- v obalu



protonové číslo...Z – vyjadřuje počet p^+ v atomovém jádře (a také počet e^- v obalu neutrálního atomu); pořadové číslo chemického prvku v PSP

neutronové číslo...N – udává počet n^0 v atomovém jádře

nukleonové číslo...A – vyjadřuje počet nukleonů ($A = Z + N$)

- zápis protonu: ${}^1_1p$, zápis neutronu: ${}^1_0n$ (zápis elektronu: ${}^0_{-1}e$)
- v jádru může za určitých podmínek dojít k rozpadu protonu na neutron a další částice: ${}^1_1p \rightarrow {}^1_0n + {}^0_{+1}e + \nu_e$
 - produkty rozpadu (β^+ rozpad) jsou neutron ${}^1_0n$, pozitron ${}^0_{+1}e$ a elektronové neutrino ν_e
 - pozitron = v podstatě kladný elektron, přesněji antičástice k elektronu
 - elektronové neutrino = částice bez elektrického náboje se zanedbatelnou hmotností
- přeměna neutronu v proton a další částice: ${}^1_0n \rightarrow {}^1_1p + {}^0_{-1}e + \bar{\nu}_e$ (β^- rozpad)
 - produkty jsou proton ${}^1_1p$, elektron ${}^0_{-1}e$ a tzv. elektronové antineutrino $\bar{\nu}_e$, antičástice k elektronovému neutrinu

prvek = soubor atomů se stejným Z

nuklid = látka tvořená stejnými atomy, tedy atomy se stejným Z a A)

izotopy = atomy téhož prvku se stejným protonovým číslem Z, které se vzájemně liší různým nukleonovým číslem A (liší se počtem neutronů v jádře)

- chemické vlastnosti izotopů stejného prvku se neliší
- fyzikální vlastnosti jsou rozdílné (např. hmotnost atomů)
- např. *vodík*, ${}^1_1H$ se vyskytuje ve 3 izotopech – ${}^1_1H$, tzv. lehký vodík, ${}^2_1H = {}^2_1D$, tzv. těžký vodík neboli deuterium (často se označuje zvláštní chemickou značkou D), ${}^3_1H = {}^3_1T$, tzv. supertěžký vodík neboli tritium (se zvláštní chemickou značkou T; tritium je navíc radioaktivní a jeho hmotnost je třikrát větší než hmotnost obyčejného vodíku); izotopy se vyskytují také u *uhlíku*, ${}^{12}_6C$

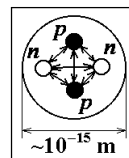
izobary = nuklidy se stejným A a různým Z (${}^3_1H$ – ${}^3_2He$, ${}^{14}_6C$ – ${}^{14}_7N$)

izomery

- Jsou dva atomy, které mají stejné protonové číslo i nukleové číslo
- Liší se jen v energetickém stavu jádra
- Ten, který má vyšší energii, je nestabilní a snaží se přebytečnou energii vyžárit. Prakticky se v nukleární medicíně používá technicium ${}^{99m}_{43}Tc$

silná jaderná interakce

- síly krátkého dosahu (působení do vzdálenosti asi 10^{-15} m)
- nezávisí na druhu nukleonů (p-p, p-n, n-n)
- zásadně přitažlivé
- v jádru jsou mnohem silnější než elektromagnetické síly



slabá jaderná interakce (při β rozpadech) – je blízká elektromagnetické interakci

➔ sjednocení těchto dvou interakcí = tzv. *elektroslabá interakce*

interakce byly popsány jako součást *kapkového modelu jádra* (autor Niels Bohr, 1938)

- jeden z nejjednodušších modelů
- představa, že se jádro podobá kapalině složené z molekul, které na sebe působí kohezními silami

vazebná energie jádra E_j

- = energie, která se uvolní při sloučení jednotlivých nukleonů do jednoho jádra
- její záporná hodnota je rovná práci, kterou musíme vykonat, abychom jednotlivé nukleony z jádra opět oddělili
- **hmotnostní úbytek** – hmotnost libovolného atomového jádra je menší, než prostý součet hmotností jednotlivých nukleonů, které je tvoří
 - je způsoben přeměnou části hmotnosti elementárních částic na energii, jejíž celkové množství je dáno Einsteinovou rovnicí $E = mc^2$
- *atomové jádro*, jako stabilní útvar, má *nižší energii než nukleony*, z kterých je složeno

VAZEBNÁ ENERGIE JÁDRA, POTENCIÁLNÍ BARIÉRA JÁDRA

- Vazebná energie atomového jádra charakterizuje jeho stabilitu
- Energii vazby jádra je možné určit z celkového úbytku hmotnostního jádra, tzv. **hmotnostního defektu**
 - Hmotnost protonu = m_p , pak hmotnost jádra složeného z protonů a neutronů by měla být dána součtem $Z.m_p + N.m_n$
 - Skutečná hmotnost jádra je menší než vypočtená → rozdíl se nazývá hmotnostní defekt

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

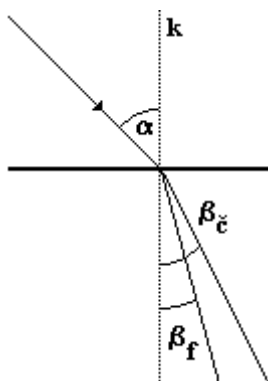
- Energie potřebná k rozložení jádra na jednotlivé nukleony:

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

- Čím je hmotnostní defekt nebo vazebná energie větší tím je jádro stabilnější
- Vazebná energie jádra se vztahuje na všechny jeho nukleony
- Vazebná energie připadající na jeden nukleon je u atomů různá
 - U lehkých a těžkých jader činí měrná vazebná energie 7-7,5 MeV
 - Pro středně těžká jádra je kolem 8,5 MeV → nejstabilnější
 - Přeměna lehkých a těžkých jader na středně těžká je energeticky výhodný proces
- Nitrojaderné síly jsou nasycené – jeden nukleon působí pouze na jeden nebo několik málo nukleonů, ale jistě ne na všechny
- Atomové jádro má kladný elektrický náboj, který v prostoru vytváří elektrostatické pole s potenciálem
- Přibližuje-li se k jádru kladně nabitá částice, která má dostatečně velkou kinetickou energii, aby překonala odpuzivé coulombické síly, je odpuzována až do okamžiku, kdy u jádra začne převládat přitažlivá silná interakce → přitáhne částici do jádra
 - Ta se dostane do jádra s větší pravděpodobností, má-li energii větší než maximální hodnota potenciálu jádra, tzv. **potenciálová bariéra**

c) Disperze světla

Dopadá-li na optické rozhraní dvou prostředí bílé světlo, lomené světlo již není bílé, ale jeho okraje jsou zbarvené (jeden červeně, druhý fialově).



Bílé světlo se tedy při lomu rozkládá na barevné složky → **disperze**

DISPERZE je důsledkem závislosti velikosti rychlosti světla na jeho frekvenci (resp. na vlnové délce)

$$v=f(\lambda)$$

- Velikost rychlosti světla se zpravidla s rostoucí frekvencí zmenšuje a nastává tzv. **normální disperze**.
- Index lomu optického prostředí se při normální disperzi s rostoucí frekvencí zvětšuje, protože pořád platí vztah $n = c/v$



Rychlost šíření elektromagnetických vln ve vakuu:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \cdot \mu_0}}$$

$c = 300\,000\,000 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ fázová rychlost ve vakuu, $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{ F}\cdot\text{m}$ permitivita vakua, $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H}\cdot\text{m}^{-1}$ magnetická permeabilita vakua

Z tohoto vztahu vyplývá, že rychlost světla je ve vakuu pro všechny vlnové délky **stejná** a ve vakuu disperze světla **nenastává**.

- Světelné vlnění určité frekvence se nazývá **monofrekvenční** = monochromatické světlo.
- Vlivem disperze světla se paprsky monofrekvenčního světla různých barev lámou pod různými úhly lomu
- Nejvíce se láme paprsek fialového světla, nejméně pak paprsek světla červeného
- Disperze svědčí o tom, že bílé světlo je složeno z jednoduchých (barevných) světél, které již dále nelze rozložit. Každému monofrekvenčnímu světlu odpovídá určitá barva.
- k rozkladu světla se používají **OPTICKÉ HRANOLY**. Používá se jako monochromátor ve spektrálních přístrojích. Je vyroben z materiálu:
 - sklo – pro UV – VIS oblast
 - křemen pro UV (ultrafialovou oblast)
 - NaCl pro infračervenou oblast

XXIII.

a) Principy použití ultrazvuku v diagnostice, Dopplerův jev

Ultrazvuk je mechanické vlnění a používá se k léčebným nebo diagnostickým účelům.

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 střevch. **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 oftamologii)

Zobrazení B – **statické** – již se nepoužívá- a **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.

Ultrazvukové vyšetření břicha

Sonografie se stala zcela převládající metodou vyšetření žlučníku a žlučových cest.Kameny "vznášející se" v jakoby prázdném žlučníku snadno pozná i laik. Pro lékaře je mimořádně důležitá možnost posouzení šíře žlučových cest. Játra jsou dalšímvděčným objektem ultrazvukového vyšetření. Lze rozpoznat jejich zvětšení, ztuhnutí a také nádory jater včetně druhotných nádorových ložisek, metastáz. Velmi dobře sevyšetřují ledviny. Zato slinivka břišní (pankreas), uložená až hluboko před páteří, je často pro ultrazvuk nedostupná, zvláště u obézních osob. V dutině břišní dále

vyšetřujeme slezinu, velké cévy a ultrazvuk odhalí i poměrně malé množství volné tekutiny v dutině břišní, která bývá přítomna při srdečním nebo jaterním selhání

Dopplerův jev

Dopplerův jev je změna frekvence vln přijímaných pozorovatelem, způsobená relativním pohybem pozorovatele nebo zdroje zvuku. Fyzikální podstatou jevu je skládání rychlosti vlnění s rychlostí vzájemného pohybu zdroje a detektoru. Při pohybu zdroje vlnění k pozorovateli se detekovaná frekvence vlnění zdroje bude jevit větší, než kdyby byl zdroj vůči pozorovateli nehybný, a při oddalování zdroje od pozorovatele se bude frekvence zmenšovat

- Když je pozorovatel v klidu a zdroj se pohybuje rychlostí v_{zdr} , tak pozorovatel přijímá vlnovou délku (znaménko je podle toho, jestli se zdroj vzdaluje nebo přibližuje) v

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

- Když se pohybuje zdroj i pozorovatel pak je pozorovaná frekvence (horní znaménka se užívají, když se vzájemně přibližují a dolní když se oddalují)

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

- Když se zdroj pohybuje rychleji než zvuk, tak za ním zůstává vlna kuželovitého tvaru s vrcholem v bodě, kde je zrovna zdroj – nadzvuková letadla → rázová vlna

V medicíně se Dopplerův jev používá při odrazu ultrazvuku od pohybujících se částic, zejména pak červených krvinek.

b) Magnetický moment elektronu

- o velikost mg. momentu jádra μ_j – vyjadřována v jednotkách **jaderného magnetonu**
- o velikost mg. momentu elektronu – **Bohrův magneton** (658x menší než velikost mg. momentu jádra)
- o mg. moment protonu odpovídá 2,8 jaderného magnetonu
- o mg. moment neutronu odpovídá 1,9 jaderného magnetonu
- o feromagnetické vlastnosti látek jsou způsobeny magnetickými vlastnostmi nepárových elektronů v atomovém obalu

pokud se jádro s určitým mg. momentem μ ve vnějším mg. poli určené vektorem mg. indukce $B \rightarrow E_p$ je určena skalárním součinem

- na toto jádro působí také otáčivý moment (dvojice sil) určený vektorovým součinem
- výsledek vzájemného působení mg. momentu jádra a vnější mg. indukce = pohyb vektoru mg. momentu kolem směru určeného vektorem vnější mg. indukce

mg. vlastnosti jader jsou základem moderní diagnostické metody = **nukleární magnetické resonance**

c) Polarimetrie, Biotův zákon

Polarimetrie

- Metoda založená na optické stáčivosti některých látek pro lineárně polarizované světlo
- **Úhel stáčivosti** je úměrný tloušťce vrstvy a přibližně úměrný čtverci vlnové délky světla
- Stáčení roviny lineárně polarizovaného světla je způsobeno tím, že paprsek se při průchodu látkou rozdělí na 2 paprsky kruhově polarizované ve vzájemně opačných směrech a při výstupu z látky se zase skládají v jeden lineárně polarizovaný
- Optická otáčivost
 - Je úhel stočení roviny polarizovaného světla dělený tloušťkou vrstvy opticky aktivní látky

$$[\alpha] = \frac{100\alpha}{lq}$$

Biotův zákon

Biotovy zákony jsou zákony určující vlastnosti optické otáčivosti. Lze je 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.

XXIV.

a) Ultrazvuk a jeho šíření

Frekvence nad 20 kHz (pro člověka neslyšitelné)

Ultrazvukové kmity se dají získat třemi typy generátorů:

- 1) **Mechanické generátory** (malé ladičky nebo píšťaly) → ultrazvuk nízkých frekvencí i výkonu, nepoužívá se v lékařství.
- 2) **Magnetostrikční generátory** → velké výkony, ale poměrně nízké frekvence (do 100 kHz) - zubní lékařství, ultrazvuková chirurgie
- 3) **Piezoelektrické generátory** - jsou založeny na nepřímém piezoelektrickém jevu, který můžeme pozorovat u některých krystalech

- Ultrazvuk se šíří prostředím stejnou rychlostí jako zvuk slyšitelných frekvencí.
- Ultrazvukové vlny mají mnohem kratší vlnovou délku.
- Na rozhraních mezi tkáněmi s různou rychlostí šíření zvuku dochází ke změně směru šíření ultrazvukové vlny a k její částečnému odrazu → diagnostické účely
- Pro lom ultrazvukové vlny: $\sin\theta_1/\sin\theta_2 = C_1/C_2 \rightarrow \theta_1$ a θ_2 jsou úhly dopadu a lomu zvukové vlny → c_1 a c_2 jsou fázové rychlosti jejího šíření v prostředí 1 a 2

AKUSTICKÁ IMPEDANCE (z) - důležitá charakteristika tkáně

- $z_1 = z_2 \rightarrow$ na rozhraní těchto prostředí nedochází k odrazu
- $z_1 \neq z_2 \rightarrow$ částečné odrazení vlny, úhel dopadu se rovná úhlu odrazu
- Při kolmém dopadu na rozhraní:

$$R = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2} \right)^2$$

R - poměr intenzity odražené vlny k intenzitě vlny dopadající na rozhraní

- K zeslabení intenzity UZ vln procházejících tělem může dojít následkem jejich divergence, rozptylu na objektech s různou akustickou impedancí, které mají velikost srovnatelnou s vlnovou délkou zvukové vlny, nebo částečným odrazem UZ vln na rozhraních s různou akustickou impedancí $\rightarrow$ nedochází k vlastní absorpci zvukové energie

RELAXAČNÍ DĚJE V PROTEINOVÝCH SLOŽKÁCH TKÁNÍ $\rightarrow$ absorpce zvukové energie

- Komponenty biologických makromolekul - proteinů - vykonávají kmitavý pohyb nebo rotují v rámci dané struktury. Energie rotačního pohybu je závislá na tlaku a tlak se během přechodu UZ vlny mění.
- Při malých frekvencích je čas, potřebný k redistribuci energie v molekule, zanedbatelný vzhledem k velikosti periody UZ vlny $\rightarrow$ transport energie bez ztrát.

RELAXAČNÍ PROCES - energie se při určitých hodnotách frekvence vrací do UZ vlny s určitým fázovým zpožděním $\rightarrow$ energetické ztráty.

- Absorpce energie zvuku v prostředí je závislá na frekvenci
- Absorpce zvuku je vyšší v plynech jako v kapalinách
- Koeficient útlumu α - v biologických tkáních je jeho velikost zhruba přímo úměrná frekvenci ultrazvuku
- $[\alpha] = \text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$

b) Struktura el. obalu atomu

- první modely atomu byly založeny na tom, že elektrony obíhají kolem jádra po kruhových drahách tak, že odstředivá síla kompenzuje elektrostatickou přitažlivou sílu $\rightarrow$ trvalé vyzařování E
- tyto modely nedokázaly vysvětlit čárový charakter atomových spekter
- skutečná představa o struktuře atomu = kvantová a vlnová mechanika
- $\rightarrow$ struktura elektronového obalu atomu se vysvětluje s pomocí tzv. **orbitalů**
- **atomový orbital** = geometrické místo bodů, v nichž je pravděpodobnost hustoty elektronů nejvyšší

kvantová čísla – slouží k popisu vlastností elektronu

- hlavní kvantové číslo...***n***
 - rozhoduje o energii atomu, určuje velikost orbitalu
 - hodnoty: $n = 1, 2, 3 \dots$
- vedlejší kvantové číslo...***l***
 - určuje energii a tvar orbitalu
 - hodnoty: $0, 1, 2 \dots (n-1)$
 - $l = 0 \dots$ kulový tvar orbitalu
 - $l > 0 \dots$ kulově nesymetrický tvar orbitalu
 - v chemické fyzice je zásadním parametrem v systematice stavů atomů s větším počtem elektronů
 - $l = 0$ s orbital (sharp)
 - $l = 1$ p orbital (principal)

- $l = 2$ **d** orbital (difuse)
- $l = 3$ **f** orbital (fundamental)
- magnetické kvantové číslo...***m***
 - určuje orientaci orbitalu v prostoru
 - hodnoty: $m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \pm l$
 - pro dané l je celkem $(2l + 1)$ hodnot
- *spinové magnetické číslo (spin) ...***s***
 - zdvojnásobuje počet kvantových stavů – elektron se chová jako malý magnet, který se v magnetickém poli může orientovat dvojím směrem, ve směru pole a proti směru pole
 - hodnoty: $s = \pm \frac{1}{2}$
 - charakterizuje magnetický moment elektronu
 - celkem je $2n^2$ stavů atomu

slupka (vrstva) = soubor elektronů se stejným hlavním kvantovým číslem, n

- značení: $1, 2, 3, \dots$ nebo $K, L, M, \dots$

podslupka – jedna energetická hladina, stejné hlavní a vedlejší kvantové číslo, $n + l$

- značení: kombinace čísla (pro n) a písmene (pro l)
 - s orbital $\rightarrow l = 0$, p orbital $\rightarrow l = 1$, d orbital $\rightarrow l = 2, \dots$
 - např. slupka M ($n = 3$) – energetické hladiny 3s, 3p, 3d

degenerované orbitály – mají stejný tvar, liší se prostorovou orientací (např. d orbital – m : -2, -1, 0, 1, 2 $\rightarrow$ 5x degenerovaný)

Zápis orbitalů, zápis elektronové konfigurace:

- pomocí rámečků: s

--

 p

--	--	--

 d

--	--	--	--	--

 f

--	--	--	--	--	--	--	--
- pomocí hlavního a vedlejšího kvantového čísla: 1s, 2s, 2p, 3s, 3p, 4s, 3d, 4p, 5s, 4d, 5p, 6s, 4f, 5d, 6p, 7s, 6d, 5f,... $\rightarrow$ způsobení periodicity fyzikálních a chemických vlastností prvků

Pravidla pro obsazování jednotlivých orbitalů:

- **výstavbový princip** (orbitály s nižší energií se zaplňují dříve než orbitály s vyšší energií)
 - nejprve se zaplňují orbitály s menším součtem $n + l$, v případě rovnosti součtu se nejdříve obsazují orbitály s menším n
 - energetická posloupnost orbitalů: 1s, 2s, 2p,...
- **Pauliho princip**
 - v atomu nemohou být elektrony, které by měly všechna 4 kvantová čísla shodná
 - v každém orbitalu mohou být nejvýše 2 elektrony, které se liší spinem
- **Hundovo pravidlo**
 - v degenerovaných orbitalech se tvoří elektronové páry teprve po zaplnění orbitalu jedním elektronem
 - nespárované elektrony mají stejný spin
- **uzavřená atomová slupka** = je zcela naplněna elektrony
- **uzavřená podslupka** = obsahuje 2 elektrony; p = 6 elektronů; d = 10 elektronů, f = 14 elektronů
- atom v základním stavu – zaplněny hladiny s nejnižší energií
- při absorpci E může přejít elektron na hladinu s vyšší energií a atom se tak dostane do excitovaného stavu (**excitovaný stav** = stav s vyšší energií než má stav základní)

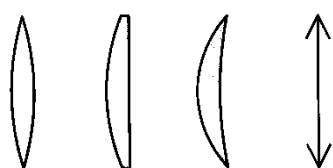
- při přechodu elektronu z hladiny s nižší energií dochází k vyzáření rozdílů energií ve formě 1 nebo více **fotonů** – emisní spektra
 - při těchto přechodech:
 - $n \dots$ může se měnit libovolně
 - $l \dots$ smí se měnit pouze o ± 1
 - např.: z M ($n = 3$) na L ($n = 2$) slupku – možné přechody $3s \rightarrow 2p$, $3p \rightarrow 2s$, $3d \rightarrow 2p$
- v excitovaném stavu atom setrvává jen krátkou dobu ($10^{-5} - 10^{-8}$ s) **X** elektron se při přechodech může dostat do energetické hladiny, ze které je přechod do základního stavu zakázán – v tomto stavu může setrvávat podstatně déle
 - *základy luminiscence* = přechody elektronů z vyšších na nižší energetické hladiny
- **ionizační E** = energie potřebná k odštěpení elektronu (vzniká kation)
 - atomy s mnoha elektrony $\rightarrow$ existují různé hodnoty ionizačních energií – elektrony mají v různých energetických hladinách různé vazebné energie
 - nejmenší energie = **valenční elektrony** (jsou nejvíce vzdáleny od jádra)
 - *ionizovaný atom* – větší energie než atom v základním stavu ... má tendenci vrátit se do základního stavu

c) Čočková rovnice, zobrazování čočkami

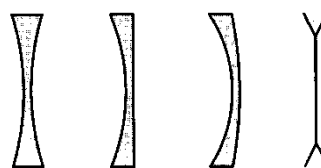
Průhledné stejnorodé těleso, které je zpravidla ohraničeno dvěma kulovými opticky hladkými plochami nebo kulovou a rovinou opticky hladkou plochou a je určeno k optickému zobrazení, se nazývá **čočka**.

- Čočka je nejjednodušší optická soustava obsahující dvě lámavé plochy.
- Čočky zpravidla zhotovujeme ze skla. Je-li okolním prostředím látka s menším indexem lomu, než je index lomu skla, potom **spojné čočky (spojky)** jsou uprostřed nejširší a **rozptylné čočky (rozptylky)** jsou uprostřed nejtenčí.

→ Spojka mění rovnoběžný svazek paprsků na svazek sbíhavý, rozptylka na rozbíhavý.



6-32a Tvary spojek a jejich schematická značka



6-32b Tvary rozptylek a jejich schematická značka

Pro dvojbypuklé a dvojíduté čočky zavádíme tyto pojmy:

Středů optických ploch C_1, C_2 – středy kulových ploch, které ohraničují čočky

Poloměry křivosti optických ploch r_1, r_2 – poloměry kulových ploch, které ohraničují čočky

Vrcholy čočky V_1, V_2

Optický střed čočky O – střed úsečky V_1V_2 , u *tenké čočky* body V_1, V_2 a O jsou velmi blízko u sebe, šířka čočky je zanedbatelná vzhledem k průměru čočky

Předmětový prostor – prostor, ze kterého světlo do čočky vstupuje

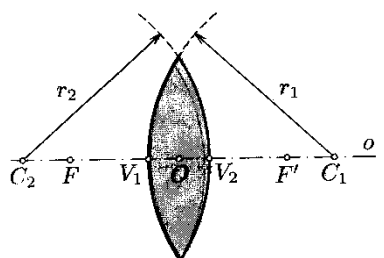
Obrazový prostor – prostor, do kterého světlo po průchodu čočkou vstupuje

Obrazové ohnisko F' – u spojky skutečné, u rozptylky neskutečné

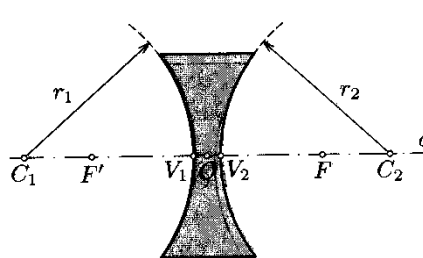
Obrazová ohnisková vzdálenost f'

Předmětové ohnisko F

Předmětová ohnisková vzdálenost f



6-41 Vyznačení základních pojmů u spojky



6-42 Vyznačení základních pojmů u rozptylky

Tenká čočka – čočka, u níž je její tloušťka ve srovnání s její f zanedbatelná

Tlustá čočka – její tloušťka v porovnání s f není zanedbatelná

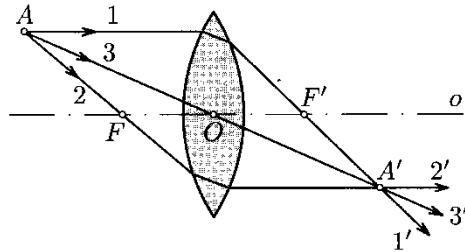
Je-li i za čočkou stejné prostředí jako před ní, je $f = f'$. V tomto případě obě vzdálenosti nazýváme **ohnisková vzdálenost** čočky a označujeme ji f .

Převrácená hodnota ohniskové vzdálenosti f , je **optická mohutnost φ** :

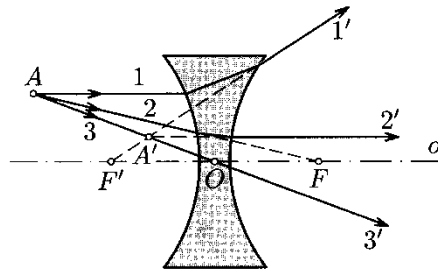
$$\varphi = \frac{1}{f}$$

Jednotkou je **dioptrie (D)**.

Lom parciálních paprsků:



6-43 Lom tří význačných paprsků
spojkou



6-44 Lom tří význačných paprsků
rozptylkou

Vlastnosti obrazu podle polohy předmětu:

Spojka

$$a > 2f \rightarrow f < a' < 2f$$

$$a = 2f \rightarrow a' = 2f$$

$$2f > a > f \rightarrow a' > 2f$$

$$a < f \rightarrow -\infty < a' < 0$$

obraz skutečný, převrácený, zmenšený

obraz skutečný, převrácený, stejně velký

obraz skutečný převrácený, zvětšený

obraz neskutečný, vzpřímený, zvětšený

Rozptylka

$$\infty > a > 0 \rightarrow f < a' < 0$$

obraz neskutečný, vzpřímený, zmenšený

XXV.

a) Biofyzika slyšení, Weber-Fechnerův zákon

Sluch je schopnost živočichů vnímat zvuk pomocí specializovaného smyslového analyzátoru – ucha.

Dochází při něm k převodu signálu a jejich přeměně na nervové vzruchy

2 typy zvukového vedení:

- 1) **vzdušné vedení** - vedení zvuku cestou zvukovod - bubínek - sluchové kůstky - oválné okénko
- 2) **kostní vedení** - rozkmitání tekutiny ve vnitřním uchu přímým přenosem vibrací lebečních kostí
 - sluchový práh pro kostní vedení je u zdravého člověka asi o 40 dB výše než práh vzdušného vedení, proto se kostní vedení uplatňuje především tam, kde je porušeno vedení vzdušné.
 - zdravý člověk využívá kostního vedení při vnímání vlastního hlasu nebo velmi silných zvuků.

Lidské ucho je schopno vnímat zvuky o **frekvenci 16 Hz - 20 kHz**, **hladině 0 dB** (sluchový práh) až **130 dB** (práh bolesti)

Lidské ucho dělíme na:

- **Zevní** – zvuková vlna je směřována ušním boltcem do zevního zvukovodu
- **Střední**
 - obsahuje **bubínek, kladívko, kovadlinku, třmínek** a **Eustachovu trubici**

- o plocha bubínku je asi 55 mm² a plocha membránového okénka na něž jsou kmity přivedeny **pomocíušníchkústek**, je pouhé 3 mm² → akustický tlak se dostává na plochu oválného okénka mnohonásobně větší (asi 20x) → nezbytné k překonání akustického odporu tekutiny v hlemýždi.
 - o jako pomocné systémy se ve středním uchu uplatňují **Eustachovatrubice** a **ušní svaly**, které zevnitř **vyrovnávají tlak** na obou stranách bubínku, aby nedošlo k jeho protržení
- **Vnitřní-** tvořené labyrintem v **os petrosu** (*kosti skalní*), kde jsou uloženy receptory sluchového a vestibulárního analyzátoru. Sluchová část je tvořena **hlemýžděm** (spirálovitě stočený kostěný kanálek).
 - o rozkmitání oválného okénka způsobí **vibracev endolymfě** (nestlačitelná kapalina)
 - o vibrace jsou ještě **zesíleny** vibracemi z **kostního vedení**, jež se sem dostává přes kosti lebky
 - o **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**.

Tlakové změny **rozechvějí membránu** oválného okénka mezi středním a vnitřním uchem a tím **rozkmitají tekutinu** ve vnitřním uchu. Vlnění se **přenáší celým hlemýžděm** až k jeho bazilární membráně, kde jsou **podrážděny** vláskové buňky Cortiho orgánu, vznikne **akční potenciál** a akustickým nervem je tento signál přenesen do analyzátorů v mozku.

Zevní vláskové buňky mají **funkci zesilovače** → při jejich podráždění zde dochází k prodloužení a následnému smrštění buněk → zvyšuje se citlivosti **vnitřníchvláskovýchbuněk** → Tento mechanismus umožňuje **uslyšet velmi tiché zvuky!**

Bioelektrické projevy vnitřního ucha

Tekutiny vnitřního ucha:

- o **Perilymfa**(stejně iont. složení jako mozkomíšni mok + dvojnásobné množství bílkovin)
- o **Endolymfa**(stejně množství bílkovin jako moz. mok, 1/10 Na⁺ iontov, 30x více K⁺ - intracelulární tekutina)
- mezi endolymfou a perilymfou v kosti skalní existuje klidový potenciál +80 mV –**endokochleární potenciál**
- vnitřní prostředí vláskových buněk Cortiho orgánu vykazuje proti perilymfě záporný potenciál - 80mV
- **potenciálový rozdíl** činí mezi endolymfou a vnitřním prostředím recept. buněk okolo 160mV
- při rozkmitání vnitřního ucha sinusovými akustickými kmity(přes oválné okénko), jsou z povrchu hlemýžde registrované střídavé potenciály-**kochleární mikrofonní potenciál**

Akční potenciály-vznikající podrážděním nervových zakončení vláken akustického nervu, jsou hrotové potenciály vedené vlákny akustického nervu.

Weber-Fechnerův zákon v akustice

- vztah mezi podmětem a počítkem: **počítke** – rozpoznání podmětu, jeho typ a síla, **podmět** – musí mít minimální intenzitu
- závislost velikosti počítku na podmětu:
 - o Weberův psychofyzikální zákon (R-response, S-stimulus)

$$R=\log S+k$$

b) Kvantová čísla

- první modely atomu byly založeny na tom, že elektrony obíhají kolem jádra po kruhových drahách tak, že odstředivá síla kompenzuje elektrostatickou přitažlivou sílu → trvalé vyzařování E
- tyto modely nedokázaly vysvětlit čárový charakter atomových spekter
- skutečná představa o struktuře atomu = kvantová a vlnová mechanika
- → struktura elektronového obalu atomu se vysvětluje s pomocí tzv. **orbitalů**
- **atomový orbital** = geometrické místo bodů, v nichž je pravděpodobnost hustoty elektronů nejvyšší

kvantová čísla – slouží k popisu vlastností elektronu

- hlavní kvantové číslo...***n***
 - rozhoduje o energii atomu, určuje velikost orbitalu
 - hodnoty: $n = 1, 2, 3, \dots$
- vedlejší kvantové číslo...***l***
 - určuje energii a tvar orbitalu
 - hodnoty: $0, 1, 2, \dots (n-1)$
 - $l = 0$... kulový tvar orbitalu
 - $l > 0$... kulově nesymetrický tvar orbitalu
 - v chemické fyzice je zásadním parametrem v systematice stavů atomů s větším počtem elektronů

▪ $l = 0$	s orbital (sharp)
▪ $l = 1$	p orbital (principal)
▪ $l = 2$	d orbital (diffuse)
▪ $l = 3$	f orbital (fundamental)
- magnetické kvantové číslo...***m***
 - určuje orientaci orbitalu v prostoru
 - hodnoty: $m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \pm l$
 - pro dané l je celkem $(2l + 1)$ hodnot
- *spinové magnetické číslo (spin) ...***s***
 - zdvojnásobuje počet kvantových stavů – elektron se chová jako malý magnet, který se v magnetickém poli může orientovat dvojím směrem, ve směru pole a proti směru pole
 - hodnoty: $s = \pm \frac{1}{2}$
 - charakterizuje magnetický moment elektronu
 - celkem je $2n^2$ stavů atomu

slupka (vrstva) = soubor elektronů se stejným hlavním kvantovým číslem, n

– značení: $1, 2, 3, \dots$ nebo $K, L, M, \dots$

podslupka – jedna energetická hladina, stejné hlavní a vedlejší kvantové číslo, $n + l$

- značení: kombinace čísla (pro n) a písmene (pro l)
- s orbital → $l = 0$, p orbital → $l = 1$, d orbital → $l = 2, \dots$
 - např. slupka M ($n = 3$) – energetické hladiny 3s, 3p, 3d

degenerované orbitály – mají stejný tvar, liší se prostorovou orientací (např. d orbital – m : -2, -1, 0, 1, 2 → 5x degenerovaný)

Zápis orbitalů, zápis elektronové konfigurace:

- pomocí rámečků: s p d f
- pomocí hlavního a vedlejšího kvantového čísla: 1s, 2s, 2p, 3s, 3p, 4s, 3d, 4p, 5s, 4d, 5p, 6s, 4f, 5d, 6p, 7s, 6d, 5f,... → způsobení periodicity fyzikálních a chemických vlastností prvků

Pravidla pro obsazování jednotlivých orbitalů:

- *výstavbový princip* (orbitaly s nižší energií se zaplňují dříve než orbitaly s vyšší energií)
 - nejprve se zaplňují orbitaly s menším součtem $n + l$, v případě rovnosti součtu se nejdříve obsazují orbitaly s menším n
 - energetická posloupnost orbitalů: 1s, 2s, 2p,...
- *Pauliho princip*
 - v atomu nemohou být elektrony, které by měly všechna 4 kvantová čísla shodná
 - v každém orbitalu mohou být nejvýše 2 elektrony, které se liší spinem
- *Hundovo pravidlo*
 - v degenerovaných orbitalech se tvoří elektronové páry teprve po zaplnění orbitalu jedním elektronem
 - nespárované elektrony mají stejný spin
- **uzavřená atomová slupka** = je zcela naplněna elektrony
- **uzavřená podslupka** = obsahuje 2 elektrony; p = 6 elektronů; d = 10 elektronů, f = 14 elektronů
- atom v základním stavu – zaplněny hladiny s nejnižší energií
- při absorpci E může přejít elektron na hladinu s vyšší energií a atom se tak dostane do excitovaného stavu (**excitovaný stav** = stav s vyšší energií než má stav základní)
- při přechodu elektronu z hladiny s nižší energií dochází k vyzáření rozdílů energií ve formě 1 nebo více **fotonů** – emisní spektra
 - při těchto přechodech:
 - n ...může se měnit libovolně
 - l ... smí se měnit pouze o ± 1
 - např.: z M ($n = 3$) na L ($n = 2$) slupku – možné přechody $3s \rightarrow 2p$, $3p \rightarrow 2s$, $3d \rightarrow 2p$
- v excitovaném stavu atom setrvává jen krátkou dobu ($10^{-5} - 10^{-8}$ s) X elektron se při přechodech může dostat do energetické hladiny, ze které je přechod do základního stavu zakázán – v tomto stavu může setrvat podstatně déle
 - *základy luminiscence* = přechody elektronů z vyšších na nižší energetické hladiny
- **ionizační E** = energie potřebná k odštěpení elektronu (vzniká kation)
 - atomy s mnoha elektrony → existují různé hodnoty ionizačních energií – elektrony mají v různých energetických hladinách různé vazebné energie
 - nejmenší energie = **valenční elektrony** (jsou nejvíce vzdáleny od jádra)
 - *ionizovaný atom* – větší energie než atom v základním stavu ... má tendenci vrátit se do základního stavu

c) Absorpce záření α a β

Absorpce záření

Při absorpci záření hmotou dojde k pohlcení energetického kvanta elektromagnetického záření, což má

za následek změnu energetických stavů valenčních a vazebných elektronů. Absorpci záření tedy dochází ke zvýšení vnitřní energie molekul systému, která se přemění v energii tepelnou. Absorpci světla látkou A popisuje Lambert-Beerův zákon:

$$A = -\log I/I_0 = \epsilon cd$$

kde I je intenzita prošlého záření látkou, I_0 je intenzita dopadajícího světla na látku, ϵ je absorpční koeficient, c je koncentrace látky a d je tloušťka vrstvy, kterou prochází paprsek. Lambert-Beerův zákon je však u koloidních soustav komplikován již zmíněnou závislostí absorpce záření na velikosti částic disperzní fáze, což lze pozorovat zejména u elektricky vodivých koloidních částic (částice kovů).

Při průchodu RTG záření hmotou dochází k interakci mezi částicemi nebo fotony záření a strukturami okolních atomů, tedy jádrem a elektronovým obalem. Samotný průběh interakce závisí na charakteru záření, jeho kinetické energii a složení látky, ve které interakce probíhá.

Interakce je hodnocena ze dvou pohledů:

- z pohledu záření– změny energie, počtu částic a směru procházejícího záření;
- z pohledu prostředí– přesuny subatomárních částic a na ně navazující reakce.

Podle **interakce** rozdělujeme ionizující záření na:

- přímo ionizující– elektricky nabitě částice – záření α , β^- a β^+ , protony, jaderné fragmenty;
- nepřímo ionizující– elektroneutrální záření – **RTG**, záření γ , neutronové záření.

Podle **místa interakce** dělíme na:

- interagující s jádrem;
- interagující s atomovým obalem.

Celkově lze tedy ionizující záření rozdělit do tří skupin:

- **elektromagnetické** (fotonové) záření – **RTG a γ záření**
- **nabitě částice** – p, α , β
- **nenabitě částice** – neutrony

Interakce rtg. záření v materiálu

Průchod RTG záření materiálem (neuvažujeme krystal) je ovlivňován třemi základními efekty:

- Fotoefekt,
- Comptonův rozptyl,
- Thomsonův rozptyl.

Vzhledem k energiím fotonů RTG záření (70 - 511 keV) používaných k zobrazování v nukleární medicíně přichází v úvahu především interakce **fotoefektem a Comptonovým rozptylem**.

Fotoefekt nastává pokud RTG záření předá **celou** svou energii volnému elektronu, nebo elektronu z elektronového obalu některého atomu. Tento elektron se tak stává **fotoelektronem** a opouští obal atomu, přičemž se svou zbývající energií ionizuje okolí. Atom, ze kterého byl elektron vyražen, je excitovaný a vrací se do stabilního stavu vyzářením elektromagnetického záření, jehož frekvence je rovna rozdílu energie excitovaného a stabilního stavu.

Pravděpodobnost fotoelektrického jevu roste s rostoucím atomovým číslem absorpčního materiálu.

Comptonův rozptyl, nastává, když foton předává pouze **část** své energie volnému elektronu nebo elektronu z elektronového obalu atomu absorpční látky. Elektronu je dodána kinetická energie, která umožní opuštění jeho obalu, přičemž je elektron vychýlen o úhel ϕ oproti dráze původního (**primárního**) fotonu. Foton, který předal část své energie se označuje jako **sekundární** a je vychýlen oproti primárnímu o úhel ψ .

Sekundární foton se vychyluje v intervalu $0-180^\circ$ a na odchylce je závislá jeho energie. Pokud dochází ke zpětnému rozptylu (tj. 180° úhel), má foton nejmenší energii.

Sekundární foton může být schopen znovu opakovat jev, pokud má dostatečnou energii, nebo zaniká fotoelektrickým jevem.

Thomsonův rozptyl, je rozptyl elektromagnetického záření na volných elektronech.

XXVI.

a) Sluchové pole, hladiny intenzity zvuku a hlasitosti

Hladina hlasitosti Λ se udává ve fónech(Ph). Je to subjektivní hlasitost, která je vnímána sluchem.

Frekvence 1 kHz se vzala jako základní. Při této frekvenci je počet fónů stejný jako počet absolutních decibelů. → **Jedenfón** lze také definovat jako nejmenší změna hlasitosti, kterou je schopen člověk zaregistrovat. Činí asi 26%.

Jak tedy určíme hladinu hlasitosti??

Intenzitu frekvenčního tónu ($f=1\text{kHz}$) měníme tak dlouho, dokud nemá stejnou hlasitost jako určený tón a počet fónů určovaného tónu se rovná počtu absolutních decibelů frekvenčního tónu.

Sluchové pole

Sluchové pole (oblast slyšitelnosti) je rozsah všech zvuků, které dokáže lidské ucho vnímat. Člověk je schopen vnímat zvuky v intervalu 20 až 20 000 Hz. Horní i dolní hranice jsou individuální a závislé hlavně na věku. Čím je člověk starší, tím více je snížena schopnost vnímat vysoké frekvence. Lidský sluchový orgán je nejcitlivější v oblasti frekvencí 1-5 kHz.

Tvar sluchového pole

Zdola je sluchové pole vymezeno křivkou sluchového prahu= nejmenší intenzitou tónu, kterou je pozorovatel schopen při dané frekvenci vnímat. Shora je omezeno křivkou prahu bolesti. Zvuky nad tímto prahem vyvolávají bolestivý vjem a mohou vést k poškození samotného sluchového orgánu.

Izofóny

Izofóna je křivka stejné hlasitosti. Spojuje zvuky příslušné frekvence a intenzity, které vnímáme jako stejně silné. Nulová izofóna je práh slyšení, izofóna na hladině 130 dB je práh bolesti.

Výška tónu – subjektivní vjem, pomocí kterého odlišujeme zvuky s různou frekvencí

Spektrum zvuku - čisté tony se v přírodě prakticky nevyskytují – spíš šumy nebo složené

b) Kvantové jevy, vlnové vlastnosti částic

Kvantová fyzika zkoumá částicové vlastnosti fotonů a jiných částic. Světlo se šíří nespojitě ve fotonech. Fotony jsou kvanta energie, k jejich existenci se dospělo při pozorování tepelného záření černého tělesa. Tělesa pohlcují i vyzařují energii po určitých kvantech => fotonech.

Foton je objekt mikrosvěta, který má vlnové i částicové vlastnosti (tzv. korpuskulární charakter). Mezi veličiny charakterizující částicové vlastnosti patří energie, hmotnost a hybnost.

- Zavádíme veličinu - **účinek** rozměru [J·s]
- Konstanty:
 - **Planckova konstanta** h $6.63 \cdot 10^{-34}$ J·s
 - **Dirackova konstanta** $\hbar$ ("škrtlé h") $1.05 \cdot 10^{-34}$ J·s
 - Platí: $\hbar = h / 2\pi$
- Jedním z projevů kvantově-mechanických vlastností atomů a molekul je kvantování momentu hybnosti
 - Moment hybnosti L je definován jako vektorový součin polohového vektoru r a vektoru hybnosti $p=mv$, tedy:

$$L = [r \times p]$$

- Současně s orbitálním momentem hybnosti mají částice i vlastní magnetický moment daný rotací kolem vlastní osy – **spin** (*fermiony* – poločíselný, *bozony* – celočíselný)
- Elementární částice mají současně korpuskulární i vlnový charakter
 - To má důsledek, že není možné s libovolnou přesností určit současně polohu částice a její hybnost. Pro neurčitost polohového vektoru r a hybnosti částice p platí **Heisenbergova relace neurčitosti**
- **Energie fotonu** je svázaná s frekvencí a vlnovou délkou hc
 - Platí $E = hf = \frac{hc}{\lambda}$
 - Vlnová délka je vzdálenost, kterou vlnění urazí za dobu periody T , tedy $\lambda = cT = c/f$
- Pohyb částice o hmotnosti m , hybnosti p a energii E je spjatý se šířením hmotnostních vln a nazývá se **de Brogliho vlnová délka**

- Korpuskulárně-vlnový charakter částic má ten důsledek, že není možné s libovolnou přesností určit současně polohu částice a její hybnost. Pro neurčitost polohového vektoru r a hybnosti částice p platí **Heisenbergova relace neurčitosti**

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

- Podobný vztah platí pro neurčitost určení energetické hladiny a času $\Delta E \cdot \Delta t \geq \hbar$

c) Princip elektroforézy

- Elektroforéza patří mezi separační metody. Využívá k dělení látek jejich odlišnou pohyblivost ve stejnosměrném elektrickém poli

- Využívá schopnosti nabitých částic pohybovat se v elektrickém poli
 - rychlost pohybu částic je závislá na:
 - velikosti celkového povrchového náboje
 - velikosti a tvaru molekuly a její koncentraci v roztoku
 - Rychlost elektroforézy lze vyjádřit následujícím vztahem:

$$v = (C \cdot E \cdot \zeta \cdot \epsilon_r \cdot \epsilon_0) / \eta$$

kde

- *Y (malé ypsilon) je lineární rychlost pohybu částice; C je parametr závisející na tvaru částic a tloušťce elektrické dvojvrstvy; E je intenzita elektrického pole; ζ (malá zéta) je elektrokinetický potenciál; ϵ_r je relativní permitivita kapaliny; ϵ_0 je permitivita vakua; η (malá éta) je viskozita prostředí*

Elektroforéza se dělí podle prostředí, ve kterém k separaci dochází:

- **Kapilární zónová elektroforéza (CZE)**
 - druh elektroforézy, při níž jsou nabitě molekuly unášeny elektroosmotickým tokem separačního pufru uvnitř kapiláry až k detektoru
 - Protože tyto ionty migrují v pufru rozdílnými elektroforetickými rychlostmi, dochází k separaci
 - Během jediného experimentu lze dělit a detekovat jak kladně, tak záporně nabitě molekuly (ionty), ale také neutrální částice
- **Kapilární gelová elektroforéza (CGE)**
 - druh elektroforézy, při níž se látky rozdělují na základě pohyblivosti v gelu
 - V kapiláře se nachází gel, jenž maximalizuje rozdíly mezi elektroforetickými rychlostmi velkých iontů různých tvarů, které různě úspěšně migrují póry gelu
 - Gel zabraňuje vzniku elektroosmotického toku, a proto jen jeden druh kladných či záporných iontů putuje směrem k detektoru.
 - Pohyblivost v gelu závisí na
 - náboji separované molekuly a její molekulové hmotnosti
 - intenzitě elektrického pole
 - typu a porozitě gelu (k nejběžnějším gelům patří polyakrylamidový a agarosový gel)
 - může být separován a detekován během jednoho experimentu pouze jeden typ iontů
 - Kapilární gelová elektroforéza se využívá zejména pro velké ionty, jakými jsou sacharidy, peptidy, bílkoviny, sestríhy DNA a RNA.
 - Gelová elektroforéza je v současnosti nejrozšířenější elektroforetickou metodou

XXVII.

a) Zvuk a jeho šíření, akustická impedance

Akustika a její dělení

- **Akustika** = zabývá se fyzikálními ději, které jsou spojeny se vznikem zvukového vlnění, jeho šířením a vnímáním zvuku sluchem
- Akustika se dále dělí podle oblasti zájmu:
 1. fyzikální akustika - studuje způsob vzniku a šíření zvuku.
 2. hudební akustika - zkoumá zvuky a jejich kombinace se zřetelem na potřeby hudby.
 3. fyziologická akustika - se zabývá vznikem zvuku u člověka a jeho vnímáním v uchu.
 4. stavební akustika - zkoumá dobré a nerušené podmínky poslouchatelnosti hudby a řeči v obytných místnostech a sálech.
 5. elektroakustika - se zabývá záznamem, reprodukcí a šířením zvuku s využitím elektrického proudu.

Typy zvukového vlnění:

1. **infrazvuk** -
 2. **zvuk slyšitelný lidským uchem**-
 3. **ultrazvuk** - ; slyšitelný pro některé živočichy (netopýr, delfín, pes, ...)
- Zvuk zprostředkovává informace o okolním světě. Celý děj přenosu informací si lze představit jako přenosovou soustavu složenou z těchto základních částí:
 1. zdroj zvuku
 2. hmotné prostředí, kterým se zvuk šíří

(Pozn: prostředí musí obsahovat nějaké částice, které zvuk přenášejí od jeho zdroje dál)

 3. přijímač zvuku (lidské ucho)

Zvuk

- je každé mechanické vlnění hmotného prostředí, které působí na lidské ucho a vyvolává v něm sluchový vjem
- je mechanické vlnění s frekvencí v intervalu od **16 Hz** do **16 000 Hz**.
- Zdrojem zvuku je chvění pružných těles, které se přenáší do okolního prostředí a vzbuzuje v něm zvukové vlnění.

Dělení zvuku

1. **tóny** (hudební zvuky) - grafem závislosti intenzity (hlasitosti) zvuku na čase je periodická funkce
 - **Jednoduché** - mají harmonický průběh, tj. grafem závislosti intenzity (hlasitosti) zvuku na čase je funkce sinus
 - **Složené** - jejich průběh je periodický, ale už se nejedná o sinusoidu (viz obr). Zvuky obsahují kromě základní frekvence ještě i tzv. vyšší harmonické, na základě nichž dokážeme jednotlivé zdroje zvuku odlišit
2. **hluky** (šumy, praskání, skřípání) - grafem závislosti intenzity (hlasitosti) na čase není periodická funkce (Mezi hluky patří i souhlásky lidské řeči)

Šíření zvuku

Rychlost zvuku

- Zvuk se šíří ze zdroje pouze pružným látkovým prostředím libovolného skupenství
- Nejčastěji se jedná o vzduch – Zde se zvuk šíří jako **podélné postupné vlnění** (dochází totiž k periodickému stlačování a rozpínání vzduchu → projeví se periodickými změnami tlaku vzduchu)
- Ve všech prostředích se zvuk šíří jako postupné **podélné vlnění**

Pozn 1.: v pevných látkách může vznikat vlnění příčné, které má ale jinou rychlost

Rychlost šíření zvukové vlny v plynech:

Kde K je **Poissonova konstanta** vyjadřující poměr měrného tepla při konstantním tlaku ku měrnému teple při konstantním objemu)

Rychlost šíření zvukové vlny v kapalinách a tkáních:

- Nejdůležitější charakteristikou prostředí z hlediska šíření zvuku je velikost rychlosti zvuku v daném prostředí

Pozn 2.: Velikost rychlosti světla je vzhledem k velikosti rychlosti zvuku výrazně větší → lze předpokládat, že světelný vjem zaznamenáme okamžitě, zatímco sluchový s určitým zpožděním.

*Pozn 3: v různých látkách se zvuk sice šíří různou rychlostí. **ale frekvence je stejná!***

Délka zvukové vlny:

- Velikost rychlosti zvuku ve vzduchu závisí na složení vzduchu (nečistoty, vlhkost), ale nejvíce na **teplotě**. Ve vzduchu o teplotě t (ve °C) má zvuk velikost rychlosti:
- V kapalinách a pevných látkách je velikost rychlosti zvuku větší než ve vzduchu.

- Velikost rychlosti šíření zvuku v daném materiálu závisí jednak na hustotě daného materiálu, ale také na jeho **pružnosti**. Pružnost je přitom ovlivněna velikostí **vazebných sil**, kterými jsou jednotlivé molekuly materiálu k sobě vázány.
- Šíření zvuku je dále ovlivněno překážkami, na něž zvukové vlnění dopadá - projevuje se odraz i ohyb zvukového vlnění
- Zvláštním případem odrazu zvuku od rozlehlé překážky (skalní stěna, velká budova) je **ozvěna**.

Ozvěna

- Důsledek vlastnosti lidského sluchu, kterým rozlišíme dva po sobě následující zvuky, pokud mezi nimi uplyne doba alespoň 0,1 s. To je zhruba doba, kterou potřebujeme k vyslovení jedné slabiky a za kterou zvuk urazí (ve vzduchu) zhruba 34 m, tj. 17 m k překážce a 17 m zpět k pozorovateli.
- Pokud je tedy pozorovatel (mluvčí) vzdálen od překážky 17 m, vzniká jednoslabičná ozvěna. Při vzdálenosti větší může vznikat i vícenoslabičná ozvěna.
- Při vzdálenosti od překážky menší než 17m už zvuky neodlišíme, částečně se překrývají a odražený zvuk splývá se zvukem původním. To se projevuje **prodloužením** trvání zvuku a jeho zesílením, což nazýváme **dozvuk**.
- Pozn.: S dozvukem je třeba počítat při projektování velkých místností, koncertních sálů
- Dozvuk působí rušivě - snižuje srozumitelnost řeči, zkresluje hudbu → akustické vlastnosti sálů se zlepšují členěním ploch stěn, závěsy, použitím materiálů pohlcujících zvuk

b) Urychlovače částic

Jsou nezbytným zařízením ve fyzice vysokých energií pro studium zákonitostí stavby hmoty. Potřebné jsou rovněž v jaderné fyzice, zejména pro studium jaderných reakcí a pro přípravu umělých radioizotopů, používaných v analytice, biologii, medicíně.

V základním rozdělení, podle pohybu urychlovaných částic, jsou to urychlovače lineární a cyklické, podle fyzikálního principu činnosti elektrostatické a vysokofrekvenční.

1) Lineární urychlovače elektrostatické

Principiálně nejjednodušší způsob urychlování nabitých částic spočívá v použití statických elektrických polí. Urychlovače tohoto typu se skládají ze zdroje vysokého napětí a urychlovací trubice. Jako zdroj vysokého napětí se nejčastěji používá Van de Graaffův generátor.

2) Lineární urychlovače vysokofrekvenční

- s **elektrodami**:

- v tomto typu urychlovače se nabitě částice urychlují střídavým elektrickým polem. Urychlovač je tvořen soustavou vodivých elektrod ve tvaru trubic, které jsou připojeny ke společnému zdroji střídavého napětí U_a .
- oproti elektrostatickým dosahují tyto urychlovače vyšší energie částic, $E > 20 \text{ GeV}$. Největší lineární urychlovač pracuje ve Stanfordském středisku SLACu, které se rozkládá jižně od San Franciska. Je dlouhý 3 218 m a dosahuje energie 50 GeV. Urychluje elektrony a pozitrony, které po jeho opuštění pokračují k různým terčům či detektorům nebo do dalších urychlovacích prstenců.

- s nosnou vlnou:

- U tohoto typu urychlovače je urychlovací trubice tvořena vlnovodem, kterým se šíří vybuzená postupná vlna unášející částici. Mezi délkou vlny, kmitočtem a rychlostí platí vztah:

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

- Používají se převážně k urychlování elektronů. Maximální energie je 1 MeV.

3) Cyklické urychlovače

a) Betatron

- je to indukční urychlovač elektronů. Skládá se z jádra magnetu s vinutím, uprostřed něhož je urychlovací trubice. Elektrony jsou na dráze s konstantním poloměrem urychlovány silou elektromagnetické indukce. Energie elektronu po n obězích:

$$E = n \cdot e \cdot U$$

- je velmi efektivní zařízení pro urychlování elektronů dosahující energií běžně do 50 MeV.

b) Cyklotron

- skládá se ze dvou dutých polokruhových elektrod tzv. duantů, umístěných v magnetickém poli. Časově neproměnné homogenní magnetické pole drží částice na kruhové dráze. Vysokofrekvenční pole urychluje částice při průchodu štěrbinou mezi duantami.

- synchrotron

- energie částic je zvyšována postupným zvětšováním magnetického pole, při konstantní úhlové rychlosti napětí. Poloměr dráhy částice zůstává pak rovněž konstantní:

$$r = \frac{m_0}{Z_e} \left(1 + \frac{E}{m_0 c^2} \right) \frac{v}{B} = konst.$$

- fázotron

- na počátku urychlování se chová jako klasický cyklotron. Při relativistickém nárůstu hmotnosti částice se začne snižovat frekvence VF generátoru.

$$m_{rel} > m_0 \Rightarrow \omega \text{ klesá}$$

- částice se pohybují po spirále.
- omezení je dáno velikostí magnetu. Jeden z největších je v SÚJV Dubna. Magnet má hmotnost 7000 tun a objem odčerpaného prostoru je 35 m³. Protony dosahují energie 680 MeV.

c) Vady oka, výpočet korekce vidění

Za normálních podmínek a při správném vidění musí optický systém oka být schopen na sítnici vytvořit ostrý obraz. Tuto podmínku lze rozdělit na dvě podmínky – 1) obrazem bodu musí být opět bod; 2) obraz musí vzniknout na sítnici. Podle toho, která podmínka není splněna, rozlišujeme dva typy vad:

a) *sférická ametropie:*

Podle umístění vzdáleného bodu rozeznáváme dva typy sférických ametropií:

Krátkozrakost (myopie)

Vzdálený bod je v konečné vzdálenosti před okem. Obraz vzdálenějšího předmětu se vytvoří před sítnicí. Optická mohutnost je příliš velká vzhledem k délce oka. Krátkozrakost se koriguje rozptylkou, brýle jsou umístěny asi 10 mm před rohovkou, nebo kontaktní čočky umístěné přímo na rohovce.

Dalekozrakost (hypermetropie)

Obraz vzniká za sítnicí, optická mohutnost je tedy vzhledem k jeho délce příliš malá. Dalekozrakost se koriguje spojkou.

Výpočet korekce vidění:

Provádí se pomocí Snellenových optotypů a stanovení vizu – zlomek, kde v čitateli je číselná hodnota vzdálenosti vyšetřovaného od optotypu (nejčastěji 5m) a ve jmenovateli číslo odpovídající nejmenšímu řádku, který vyšetřovaný přečetl bez chyby. Vizus však nevypovídá nic o typu vady, proto se korekce provádí zkusmým přikládáním čoček s vyznačenou optickou mohutností k oku a opětovným vyšetřením.

b) asférická ametropie

Astigmatismus

Bod se v oku nezobrazuje jako bod. Je to způsobené nestejným zakřivením rohovky. Existuje i astigmatismus oční čočky, ten je však vzácný a vždy menší. Dva druhy: nepravidelný (nepravidelné zakřivení v důsledku úrazu, spáleniny,...) a pravidelný (rohovka nemá stejné zakřivení ve všech rovinách procházejících optickou osou – můžeme tedy rozeznat maximální a minimální zakřivení ve dvou rovinách na sebe kolmých – tyto roviny nazýváme hlavní meridiány. Rozdíl optické mohutnosti vyjádřený v dioptriích mezi oběma meridiány charakterizuje stupeň astigmatismu. Jednoduchý astigmatismus korigujeme cylindrickými čočkami, složený sférotorickými. Brýlemi je však možné korigovat pouze pravidelný astigmatismus!

XXVIII.

a) Elektrická vodivost kapalin a její měření

- Vodivost elektrického proudu v kapalinách je možná jen tehdy, vyskytují-li se v kapalině volné částice s elektrickým nábojem. Vodivost způsobují kladné a záporné ionty (**kationty** a **anionty**).
- Elektricky vodivá kapalina se nazývá **elektrolyt**.

Elektrolyt, elektrolýza

- **Elektrolyty** - roztoky kyselin, zásad a solí, které vedou elektrický proud
- Volné nabité částice v kapalině vznikají především disociací molekul na kladné a záporné ionty při rozpuštění nějaké látky v kapalině nebo při vytvoření dostatečně silného elektrického pole v kapalině (tzv. **disociační napětí**).

Příklady:

- 1) disociace kyseliny: $\text{H}_2\text{SO}_4 \rightarrow 2\text{H}^+ + \text{SO}_4^{2-}$; kationt H^+ nemůže v roztoku existovat samostatně - vytváří tzv. oxoniový ion H_3O^+ s molekulou vody
- 2) disociace zásady: $\text{KOH} \rightarrow \text{K}^+ + \text{OH}^-$
- 3) disociace soli: $\text{NaCl} \rightarrow \text{Na}^+ + \text{Cl}^-$, $\text{CuSO}_4 \rightarrow \text{Cu}^{2+} + \text{SO}_4^{2-}$

Usměrněním pohyb kladných iontů (kationtů) k záporné elektrodě (katodě) a záporných iontů (aniontů) ke kladné elektrodě (anodě) vzniká v kapalině elektrický proud. Usměrněný pohyb iontů je vyvolán elektrickým polem, protože na ionty působí elektrická síla.

- Jeho velikost závisí na napětí mezi elektrodami a na množství volných iontů v elektrolytu
- Zvýšená koncentrace iontů u elektrod má za následek vznik tzv. **polarizačního napětí**
- Toto napětí má opačnou polaritu než napětí mezi elektrodami a působí tak proti němu
- Aby elektrolytem protékal elektrický proud, musí být vnější napětí větší než polarizační napětí

Kationty se pohybují směrem ke katodě, anionty k anodě. Na elektrodách odevzdávají ionty svůj náboj a mění se v elektricky neutrální atomy nebo molekuly, které se vylučují na povrchu elektrod nebo chemicky reagují s materiálem elektrody nebo elektrolytem. Látkové změny vyvolané průchodem proudu elektrolytem na elektrodách se nazývají **elektrolýza**.

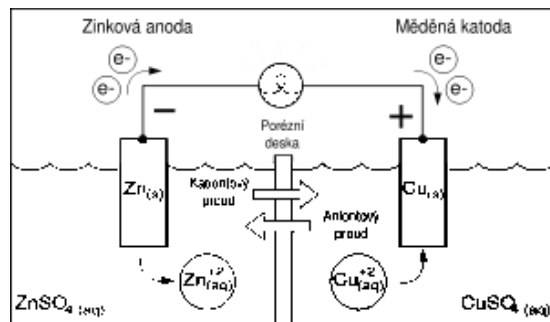
- Využívá se např. k výrobě některých chemických látek nebo v akumulátorech
 - akumulátory - založeny na polarizaci elektrod. Nejrozšířenější je akumulátor olověný používaný v automobilech.
- Naopak samovolné chemické reakce mezi elektrolytem a elektrodami mohou být příčinou vzniku elektrických potenciálů na elektrodách, jejichž rozdíl tvoří elektromotorické napětí používané v galvanických článcích
 - Galvanický článek = chemický zdroj elektrického napětí

Příklady elektrolýzy:

- 1) Elektrolyt: roztok CuSO_4 , elektrody: Cu (anoda), C (katoda); kationty Cu^{2+} přijímají na katodě dva elektrony a vylučují se jako neutrální atomy mědi, anionty SO_4^{2-} reagují s materiálem anody a vytvářejí opět molekuly CuSO_4 . Z anody přechází do roztoku tolik atomů mědi, kolik se vyloučí na katodě - koncentrace roztoku se tedy nemění.

- 2) Elektrolyt: zředěná H_2SO_4 , elektrody: platinové; kationty H^+ přijímají na katodě elektrony a vylučují se jako

plynný vodík, anionty SO_4^{2-} předávají elektrony anodě a reagují s vodou za vzniku nové H_2SO_4 a plynného kyslíku. Počet molekul vodíku vyloučeného na katodě je dvakrát větší než počet molekul kyslíku vyloučeného na anodě. Proto je větší i objem vodíku. Koncentrace roztoku se postupně zvětšuje.



Faradayovy zákony elektrolýzy (nejsou přímo uvedeny jako součást otázky)

První Faradayův zákon určuje hmotnost látky vyloučené na elektrodě nebo v roztoku.

HMOTNOST m VYLOUČENÉ LÁTKY JE PŘÍMO ÚMĚRNÁ NÁBOJI Q , KTERÝ PROŠEL ELEKTROLYTEM:

$$m = AQ = AIt$$

KDE KONSTANTA ÚMĚRNOSTI JE PRO DANOU LÁTKU CHARAKTERISTICKÁ A NAZÝVÁ SE ELEKTROCHEMICKÝ EKVIVALENT LÁTKY; $[A] = \text{kg} \cdot \text{C}^{-1}$.

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:

$$A = \frac{M_m}{F \nu}$$

LÁTKOVÁ MNOŽSTVÍ RŮZNÝCH LÁTEK VYLOUČENÝCH PŘI ELEKTROLÝZE TÝMŽ NÁBOJEM JSOU CHEMICKY EKVIVALENTNÍ. (MOHOU SE NAVZÁJEM NAHRADIT V CHEMICKÉ SLOUČENINĚ NEBO SE MOHOU BEZE ZBYTKU SLOUČIT.)

Počet elektronů, které jsou nutné k vyloučení jedné molekuly látky poznáme toho, o kolikavazný prvek se v dané sloučenině jedná. Tak např. k vyloučení mědi ze síranu měďnatého CuSO_4 jsou zapotřebí 2 elektrony, neboť měď je dvojjazná - vytváří kationty Cu^{2+} . (Jde o síran měďnatý!)

b) Fyzikální, biologický a efektivní poločas

Během radioaktivní přeměny dochází k neustálému zmenšování počtu aktivních atomů radioaktivního nuklidu, dobu rozpadu lze vyjádřit pomocí tří veličin:

- fyzikální poločas
- biologický poločas
- efektivní poločas

Fyzikální poločas (značíme T_f)

- Doba, ve které dojde k přeměně **poloviny** atomů daného radioaktivního nuklidu
- Čas je rozměrem dané veličiny (časové jednotky - minuty, sekundy, hodiny, dny, roky - jsou voleny vzhledem k danému izotopu)
- Hodnoty daného typu poločasu jsou pro jednotlivé radionuklidy značně odlišné. Pomocí hodnoty T_f můžeme zhotovit graf jeho rozpadové křivky.
- Fyzikální poločas je definován:

$$T_f = \ln(2) / \lambda = 0,693 / \lambda$$

λ = přeměnová konstanta, je pro každé radioaktivní jádro charakteristická, hodnoty jsou uvedeny v tabulkách

$\ln(2)$ = hodnota logaritmu

Biologický poločas (značíme T_b)

- Doba, za kterou se vyloučí z organismu polovina množství daného radionuklidu.
- Biologický poločas je různý pro různé látky.

Efektivní poločas (značíme T_{ef})

- Jedná se o kombinaci biologického poločasu a fyzikálního rozpadového poločasu.
- Je-li do organismu dodán radioaktivní izotop, pak jeho poměrná rychlost úbytku z organismu λ_{ef} , bude dána součtem poměrné rychlosti úbytku v důsledku radioaktivního rozpadu a poměrné rychlosti úbytku následkem biologického vylučování
- Vzhledem k radioaktivní přeměně a biologickému vylučování klesne na polovinu. V podmínkách reálných je vždy kratší než poločas fyzikální.
- Efektivní poločas je definován:

$$1/T_{ef} = 1/T_f + 1/T_b$$

c) Princip funkce laseru

- hmotnost atomů (iontů) se určuje metodami hmotnostní spektroskopie
- tyto metody umožňují kromě určení hmotnosti také určení izotopového složení určitého prvku
- k měření hmotnosti prvků se používá – **hmotový spektrograf** – základem jeho funkce je závislost trajektorie nabitě částice na její hmotnosti

Průběh spektroskopické analýzy:

- přeměna sledovaných izotopů na kladné ionty s nábojem q
- získání iontového svazku urychlením iontů v podélném elektrickém poli na hodnotu energie qU
- rozložení tohoto svazku na řadu svazků v závislosti na jejich specifickém (měrném) náboji q/M
- registrace každého svazku a měření jeho intenzity

Sledované izotopy musíme nejdříve přeměnit na ionty s nábojem q .

$$E = \frac{1}{2}mv^2 = qU$$

(q = náboj iontu, U =napětí... součin je celková energie urychlených iontů)

Urychlené ionty **vstupují do magnetického pole** a působí na ně magnetická síla o velikosti:

$$F_{mag} = qvB$$

Dráha iontů se zakřivuje a v magnetickém poli **opisují kružnici o poloměru r** , který můžeme určit z rovnosti magnetické a odstředivé síly:

$$\frac{Mv^2}{r} = qvB \quad \Rightarrow r = \frac{Mv}{qB}$$

Za rychlost dosadíme z prvního vzorce: $r = \frac{\sqrt{2U}}{B} \cdot \sqrt{\frac{M}{q}} = A \cdot \left(\frac{q}{M}\right)^{-\frac{1}{2}}$, kde A nezávisí na hmotnosti, jen na náboji a proto se ionty **o stejném náboji a různé hmotnosti budou pohybovat po různých kružnicích** (tzv. pomocí detektorů pak rozlišíme od sebe izotopy).

XXIX.

a) Spektrum atomu vodíku

- Nejjednodušší systém složený z nukleonů a elektronů je atom vodíku

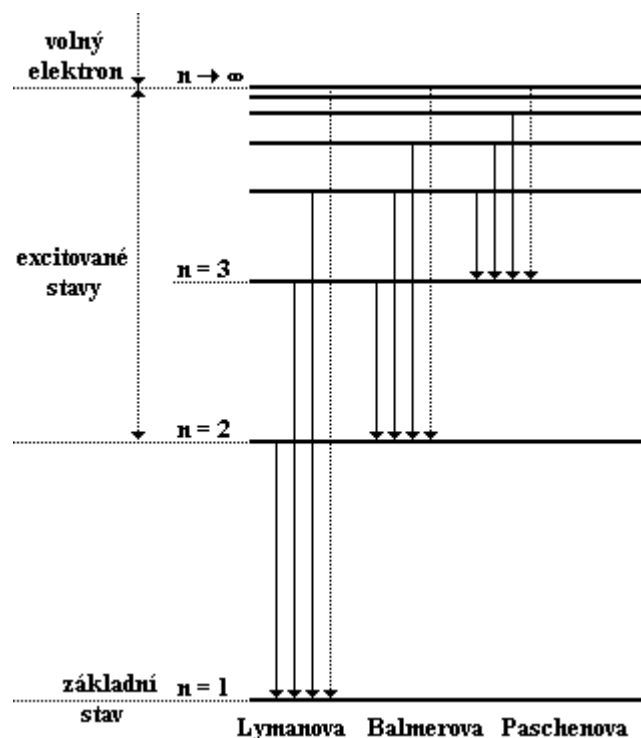
Excitovaný (vyšší energeticky) stav je velmi nestabilní a elektron se rychle vrací na svoji základní hladinu. Připřechodu elektronu (nejen vodíku) ze stavu s vyšší energií (E_2) do stavu s nižší energií (E_1), atom vyzáří přebytečnou energii ve formě fotonu. Rozdíl energií vypočteme jednoduše:

$$E = E_2 - E_1$$

Atom může emitovat záření pouze o zcela určitých energiích (tzv. diskrétní hladiny energie), proto je spektrum emitovaného záření nespojité – čárové.

Emisní čáry spektra tomu vodíku odpovídající přechodům na energetickou hladinu leží v určitých oblastech spektra:

- $n = 1$ – ultrafialová oblast spektra (Lymanova série)
- $n = 2$ – viditelná oblast spektra (Balmerova série)
- $n = 3$ – infračervená oblast spektra (Paschenova série)
- $n = 4$ – infračervená oblast spektra (Brackettova série)
- $n = 5$ – infračervená oblast spektra (Pfundova série)



Existuje mezní energie - **ionizační energie**

→ Po jejímž dodání se elektron zcela odtrhne od atomu (pro H^+ 13,53 eV)

b) Princip funkce osciloskopu

Osciloskop slouží k vizuálnímu pozorování časových změn elektrických dějů nebo jiných dějů, např. tlakových nebo mechanických, které jsou převedeny na děje elektrické

- typy osciloskopu podle technického provedení
 - Analogový (v Benešových skriptech popisovaný jako katodový)
 - Digitální
 - Softwarový

části osciloskopu

1. **Obrazová elektronka**=katodová trubice

- zařízení, v němž elektrony, které jsou emitované žhavenou katodou, vytvářejí světelnou stopu na stínítku, na kterém je nanesená luminiscenční látka
- aby elektronka správně fungovala, je nutné vytvoření úzkého svazku elektronů, který je následně ovlivňován sledovaným elektrickým dějem tak, aby na stínítku ze stopy svazku na stínítku byla zjištěna informace o tomto ději
- zdroj elektronů v obrazovce:
 - Nepřímo žhavená katoda
 - Katoda je obklopena dutým kovovým válcem, který má trvale záporný náboj a slouží k fokusaci emitovaných elektronů a regulaci jejich intenzity
 - Za ním následují **anody**, které elektrony **urychlují**
 - Mezi poslední anodou a stínítkem se nachází **vychylovací systém**

- umístěn zpravidla vně trubice tvoří jej dva páry vychylovacích destiček (u osciloskopu) nebo dva páry vychylovacích cívek (v případě televizní obrazovky)
- jeho je pohybovat elektronovým svazkem v rovině vertikální a horizontální

2. časová základna

- Pro přeběhnutí obrazu po stínítku je třeba v pravidelných časových intervalech svazek elektronů vychýlit z leva do prava. K tomu slouží **Časová základna** – zařízení, kde se vyrábí proud s pilovým napětím. Jeden zub pily je jedno přeběhnutí paprsku po obrazovce.

3. Zdroje žhavicího a anodového napětí pro zesilovač

4. Zdroje vysokého napětí pro obrazovou elektronku

FUNKCE OSCILOSKOPU JAKO CELKU:

- V obrazovce na rozžhavené katodě dojde k **termoemisi elektronů**, které jsou **zaostřeny (fokusovány)** do úzkého svazku
- tento svazek, po **urychlení systémem anod**, dopadá na stínítko a vyvolá světelnou **stopu**
- Znázornění časového průběhu tohoto děje je zajištěno tak, že zkoumané napětí se přivede na vertikální pár **vychylovacích destiček** a pilové kmity z časové základny na horizontální pár vychylovacích destiček (napětí pil.kmitů vychyluje pravidelnou rychlostí elektronový svazek v horizontální rovině)
- Složením těchto dvou vycílený získáme **časový obraz děje**

c) Určení hloubkové dávky při rtg terapii

- hloubková/povrchová * 100%
- Pro výpočet je nutno znát kvalitu použitého záření, hloubku ložiska, vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a kůží pacienta (OK) a plochou ozařovaného pole
- Hloubková dávka roste s velikostí ozařovaného pole, neboť vzrůstá intenzita rozptýleného napětí

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

- K hloubkové terapii se používá pronikavé nebo velmi pronikavé (tvrdé) záření a pokud možno velká vzdálenost OK
- Při hloubkové terapii se absorbuje část záření v kůži a povrchových vrstvách
- Hloubková vrstva má vysoce negativní biologický účinek → ozářením se likviduje nádorová tkáň
- Před hloubkou terapií se provádí často měření dávek na tzv. **fantomu**

XXX.

a) Vedení el proudu v organismu, resistance, kapacitance , induktance

Při průchodu ohmickým odporem platí Ohmův zákon:

$$U = RI$$

Pokud vložíme střídavé napětí U na vodič, bude tento obvod klást proudů zdánlivý odpor (impedance) Z , jenž se skládá ze tří složek: R - ohmický odpor (resistence), $R_C = 1/\omega C$ - kapacitní odpor (kapacitance), $R_L = \omega L$ - indukční odpor (induktance)

- V tkáních organismu je indukance zanedbatelná:

$$Z = \sqrt{R^2} + \sqrt{R_C^2}$$

- Čistý ohmický odpor se uplatní zejména v kapalném prostředí, kde je jak v intracelulárním, tak v extracelulární prostředí dostatek volných iontů, které veden proudů zprostředkují
- V kapalném prostředí se schopnost daného roztoku vést elektrický proud charakterizuje pomocí měrné vodivosti κ , což je převrácená hodnota měrného odporu ρ

$$\kappa = \frac{1}{\rho}$$

- Vlastní hmota biologických membrán se při vedení proudů chová odlišně než kapalně intracelulární či extracelulární prostředí
- Biologické membrány jsou špatně vodivé pro stejnosměrný proud a při průchodu střídavého proudů se bude uplatňovat jejich kapacitance R_C

$$R_C = \frac{l}{2\pi f \epsilon S}$$

Kapacitance je nepřímo úměrná jak frekvenci, tak permitivitě

b) Lambert-Beerův zákon

Prochází-li světlo prostředím, pak část jeho energie je absorbována atomy nebo molekulami prostředí, a proto se intenzita procházejícího světla postupně zmenšuje.

Spektrofotometrie - stanovování vlastností vzorku, např. koncentrace určité látky v roztoku, na základě pohlcování světla v různých vlnových délkách spektra.

Absorbance (extinkce)

- veličina charakterizující míru absorpce v látce.

$$A = \log(I_0 / I)$$

I – intenzita prošlého světla, I_0 – intenzita dopadajícího světla,

Transmitance

$$T = I / I_0$$

I - intenzita záření vystupujícího ze vzorku; I_0 intenzita do vzorku vstupující

- Poměr intenzity záření vstupujícího do a ze vzorku

Lambert – Beerův zákon

Beer – „intenzita je přímo úměrná absorbovanému světlu“

Lambert – intenzita vstupujícího paprsku je větší než intenzita prošlého paprsku tímto prostředím

→ Mezi absorbancí a koncentrací je tedy lineární vztah!

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l$$

ε → molární extinkční (absorbční) koeficient. Má charakteristickou velikost pro daný druh molekul

c → molární koncentrace

l → tloušťka vzorku

Absorpční spektrofotometr

- přístroj pro měření absorpčních spekter záření prošlého prostředím
- skládá se ze 2 částí:

a) OPTICKÁ ČÁST

- zdroj záření (žárovka pro viditelnou oblast, vodíková výbojka pro ultrafialovou oblast)
- monochromátor (hranol nebo mřížka)
- detektor (fotočlánek, fotonásobič)
- optické prvky

b) ELEKTROMECHANICKÁ ČÁST

- pohon ladění monochromátoru
- měřič signálu detektoru
- výstupní zařízení (počítač)

princip:

Halogenová lampa vydává světlo → dopadá na vzorek → rozloženo na monochromatické prvky → dopadají na diodu, které měří jejich intenzitu

Absorpční maximum – vlnová délka při maximální absorpci světla

Absorpční spektrum – vzniklo průchodem bílého světla určitou látkou

c) Energetická spektra záření α , β a γ

ENERGETICKÁ SPEKTRA ZÁŘENÍ α , β , a γ

Energie záření (zářivá energie) je energie, kterou do svého okolí vyzařuje zdroj záření

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**. Pasová spektra jsou obvykle pozorována u molekul.

Alfa záření– čárové

Beta záření– spojité

Gama záření– čárové

XXXI.

a) Použití elektřiny v diagnostice

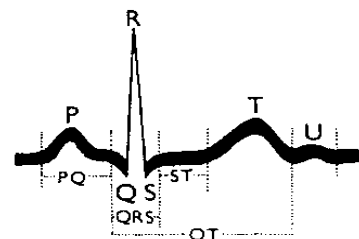
- **elektrokortikografie** = snímání signálů přímo z povrchu obnažené mozkové kůry při mozkových operacích
- **elektromyografie** = potenciály kosterního svalstva, snímá se z elektrod zavedených do svalu nebo z povrchu kůže nad příslušným svaem
- **elektroretinografie** = snímání akčních potenciálů oční sítnice pomocí elektrod přiložených na rohovku a spánek pacienta

EKG

- metoda zevní registrace srdečních potenciálů - změny těchto potenciálů lze na povrchu těla elektrodami snímat a po zesílení registrovat
- principem je snímání elektrické srdeční aktivity – v podobě elektrokardiogramu
- elektrická aktivita srdce je podmíněna aktivitou mechanickou
- elektrody pro snímání el.potenciálů se přikládají na kůži – ta je odmaštěna a potřena slabou vrstvou EKG gel → snížení přechodového odporu
- **svody** = místa kam přikládáme elektrody
- **Einthovenův trojúhelník** – tvořen třemi zapojenými bipolárními svody, v jeho pomyslném těžišti leží srdce = znázorněno elektrickou osou srdeční
- **elektrická osa srdeční** = vektor definující prostorovou orientaci a velikost potenciálu
- princip: během šíření akčního potenciálu myokardem vznikají v oblastech rozhraní rozdílného potenciálu místní elektrické proudy → elektromagnetické pole
- klasické končetinové svody jsou **bipolární** – zaznamenávají rozdíl potenciálů mezi oběma snímanými místy
- **unipolární svody** – zaznamenávají rozdíl potenciálu ze snímaného místa proti nulovému potenciálu - ten vznikne spojením všech tří elektrod do jednoho bodu přes odpor $5k\Omega$ = Wilsonova svorka
- zapojením se získá jen 58% hodnoty napětí ve srovnání s bipolárním zapojením → Wilsonovo unipolární zapojení modifikoval **Goldberger** - odpojí od centrální svorky vždy končetinu zapojenou současně na měřicí elektrodu a z obou dalších končetin odpojí vložený odpor - centrální svorka nemá nulové napětí a je posunuta mezi obě spojené končetiny → napěťový zisk 87%, nazývají se zesílené, augmentované
- v současné době se používá 12-svodové EKG, které sestává z:
 - 3 bipolárních končetinových svodů - I, II, III; 3 unipolárních zesílených svodů - aVR, aVL, aVF a 6 unipolárních hrudních svodů - V1-6
- pripevnění končetinových elektrod:
 - červená – pravé předloktí; žlutá – levé předloktí; zelená – levé hlezno (bérec); černá – pravé hlezno (bérec) - uzemnění

EKG křivka:

- impuls pro kontrakci myokardu vzniká v sinoatriálním uzlu v oblasti pravé předsíně
- Vlna P – znázorňuje depolarizaci síní
- ORS – depolarizační fáze komor
- ST – repolarizační fáze komor
- Vlna T – ukončení repolarizace komor
- Vlna U – nejasný původ
- Kmit R – každý pozitivní kmit QRS komplexu
- Kmit Q – negativní kmit předcházející kmitu R
- Kmit S – negativní kmit následující za kmitem R



- **izoelektrická linie** = vodorovná čára, kterou zapisuje elektrokardiograf běžící na prázdno nebo mezi jednotlivými srdečními revolucemi

b) Princip vzniku rtg obrazu

- obraz je buď přímo viditelný na štítě nebo je vyvolaný v emulzi
- vzniká díky různě absorpci záření tkáněmi
- velký kontrast je vidět mezi měkkými tkáněmi a kosti, ale mezi svařem a tukem skoro
- vůbec při delších vlnových délkách je větší kontrast

Skiografie= prost snímkování

Dopadá X-záření, prošlé vyšetřovanou tkání, na fotografický film obsahující halogenidy stříbra (bromid stříbrný), v němž fotochemickou reakcí dochází k uvolňování stříbra z jeho vazby ve sloučenině - vzniká latentní obraz, který je při vyvolání ve výbojce zviditelněn pomocí hustoty zrníček koloidního stříbra; zbylý bromid stříbra se rozpustí v ustalovači. Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého X-záření.

Skioskopie

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

c) Absorpční fotometrie

- Absorpční fotometrií určujeme koncentrace roztoků na základě měření extinkce při konstantní tloušťce roztoku
- Používáme světlo, které pomocí filtru vymezíme na vlnové délky, které patří barvě doplňkové k barvě roztoku
 - Tím na malou změnu koncentrace připadá co největší změna extinkce
- Extinkci můžeme měřit vizuálně nebo pomocí některého z fotoelektrických indikátorů (fotonka, fotočlánek)
- Fotobuňka
 - Baňka, v níž jsou dvě elektrody, na něž je vloženo stejnosměrné napětí
 - Dopadne-li na katodu světlo, dojde k fotoemisi elektronů, které jsou přitaženy k anodě
 - Proud, který začne procházet, je přímo úměrný intenzitě světla dopadajícího na katodu
- Fotočlánek
 - Nepotřebuje vnější zdroj napětí
 - Dvě vrstvy – vodivá a polovodivá
 - Po dopadu světla na vodivou vrstvu vznikne mezi vrstvami elektromotorické napětí, které dá vznik fotoproudu

XXXII.

a) Použití elektřiny v terapii

- spočívá ve využití jednotlivých účinků různých typů proudu

1. Galvanoterapie

Galvanický proud

- proud o stálé intenzitě, vždy stejnosměrný
- použití k iontoforéze
- využívá se jeho stimulačního nebo tlumivého efektu
- nevýhoda – nebezpečí chemického poškození tkáně elektrodami (příčinou je HCl vznikající pod anodou; NaOH – vznik pod katodou)
- nahrazován proudem galvanickým přerušovaným – stejné účinky, ale díky přerušování intenzity kmitočtem 8kHz je pacienty lépe tolerován

1.1. Galvanizace

- zdrojem proudu je diodový usměrňovač střídavého proudu
- proud se přivádí pomocí elektrod na povrch kůže pacienta
- elektrody se podkládají napuštěným tzv. ochranným roztokem (aby nedošlo k popálení)
- vlastní elektrody – z nerezového plechu, vodivé pryže, jednorázové samolepící elektrody
- hydrogalvan – pro celotělové použití, speciální vana s řadou elektrod umístěných po celé délce vany s možností změny jejich polarity
- průchodem galvanického proudu dojde k zvýšení průtoku krve v místě aplikace proudu, zvýšení látkové přeměny, uvolnění svalového napětí, potlačení bolesti
- léčíme např. poraněné stavy, záněty šlach, bolesti svalů, nervové potíže...

1.2. Iontoforéza

- cílem je vpravování léků v iontové formě do organismu pomocí stejnosměrného proudu
- zdrojem proudu – diodový usměrňovač síťového proudu
- elektroda je podložena mulem napuštěným léčivým roztokem, druhá (neaktivní) mulem s ochranným roztokem
- léky ve formě anionů jsou aplikovány z katody a naopak (léky ve formě kationů z anody)
- po zapnutí dojde k přenosu léčivého iontu přes pokožku do kůže, dostává se do kapilární sítě a do krevního oběhu
- z anody se aplikuje např. magnezium, mezokain
- z katody – brom, jód, salicyl, kyselina askorbová
- používáme ji při znečistlivování kůže při některých kožních onemocněních – ke zlepšení prokrvení končetiny

2. Pulzní, jednocestně nebo dvoucestně usměrněný střídavý sinusový proud (Elektroléčba střídavými a přerušovanými proudy)

- stejnosměrný pulzní proud - proměnná intenzita a jedna polarita
- patří sem: diadynamické proudy, pravoúhlé, šikmé i exponenciální pulzy jedné polarity
- podle použité frekvence a intenzity má účinek: dráždivý, trofický a analgetický
- hlavní účinek je dráždivý efekt manifestující se pod katodou – záporná elektroda

2.1. Diadynamické proudy

- nízkofrekvenční proudy získané buď jednocestným nebo dvoucestným usměrněním střídavého sinusového proudu MF nebo DF
- kombinací získáváme další proudy – CP (impulzy střídající se v krátké periodě), LP (impulzy střídající se v dlouhé periodě), RS (synkopový rytmický proud)
- zdroj: usměrňovač střídavého sinusového proudu
- aktivní elektroda je katoda
- vlivem průchodu DD proudu dochází k rozšiřování kapilár, zvýšení prokrvení léčebné oblasti, relaxaci svalstva, zmírnění bolesti, zvýšení resorpčního efektu
- využívají se k: léčbě otoků, krevních výronů, degenerativních onemocnění kloubů ...

- DF – kmitočet 100Hz, resp. 120Hz – „dvoucestně usměrněný kmitočet sítě“
- MF – kmitočet 50Hz, resp. 60Hz – „jednocestně usměrněný kmitočet sítě“
- CP – DD pulzy vzniklé kombinací typů DF a MF, ke střídání pulzů dochází po 1s u základního kmitočtu 50Hz a po 1,2s u kmitočtu 60Hz
- LP – DD proud s plynulými přechody mezi vlnou DF a MF
- RS – diadynamický proud složený z proudu MF a pauzy

2.2. Träbertovy proudy

- nízkofrekvenční pulzní obdélníkové proudy o kmitočtu 142Hz
- analgetický účinek
- modifikované Träbertovy proudy - spasmolytický účinek a na napětí svalů uvolňující efekt
- použití: u chronických zánětů kloubů, degenerativních onemocnění malých i velkých kloubů, nervových a svalových bolestí

2.3. Alternativní proudy

TENS (transkutánní elektrická nervová stimulace)

- nízkoeenergetické, minimalizováno riziko elektrického poškození tkáně
- určeny k dráždění nervových kmenů, popř. nervových vláken
- uplatnění v tlumení bolesti
- využívají se sinusové, pulzní jednosměrné s ostrým nástupem, neofaradické a pilovité proudy
- zdroj: nízkofrekvenční oscilátory ve formě integrovaných obvodů
- používané kmitočty: od 1 do 200Hz, šířka pulzu 0,05 až 1ms
- potlačení bolestivých stavů pohybového aparátu, udržování svalového napětí poraněných nebo dočasně denervovaných svalů

Elektrostimulace

- využívá dráždivého účinku nízkofrekvenčních pulzních nebo sinusových proudů
- objektem dráždění: periferní motorický neuron, příčně pruhované nebo hladké svalstvo
- zdroj: elektronické nízkofrekvenční generátory
- aktivní elektroda – menší plocha, někdy ve tvaru kuličky na izolačním držáku
- pasivní elektroda – větší plocha
- dráždění motorického přírodního nervu = „nepřímé“
- dráždění břiška vlastního svalu = „přímé“ dráždění
- pulzní proudy s rychlým nástupem – použití pro elektrogymnastiku (cvičení zdravých svalů) nebo pro udržování dočasně denervovaných kosterních svalů
- pulzní proudy s pomalým nástupem – u tzv. selektivní elektrostimulace denervovaných svalů

Kardiostimulace

- lze udržet srdeční rytmus ve fyziologických hodnotách v případech, kdy dojde k poruchám převodu srdeční automacie
- zevní stimulace – používá se pro krátkodobé výkony a převažuje stimulace vnitřní, kdy je elektroda katétrem zavedena žilní cestou do srdce s použitím implantovaného kardiostimulátoru pod kůži na hrudníku
- dnes se používají takové, které se sami zapojí, dojde-li ke zpomalení srdeční frekvence pod nastavenou hodnotu a opět vypnou při obnově rychlejší srdeční akce (pacemaker on demand)
- dočasná kardiostimulace – při takových poruchách srdečního rytmu (infarkt myokardu), při kterých lze v budoucnu očekávat normalizaci
- trvalá kardiostimulace – kdy lze očekávat trvalou poruchu srdečního rytmu nejobvyklejší je katetrizační zavedení stimulační elektrody do pravé srdeční komory, stimulátor s vlastním zdrojem

se implantuje pod kůži, opět přicházejí v úvahu stimulatory s pevnou frekvencí nebo typu „on demand“

- Urostimulatory – elektrická stimulace močového měchýře, při poruchách močového měchýře, elektrostimulace má vyvolat koordinovaný stah hladkého svalstva moč. měchýře
- Elektrostimulace střeva – krátkodobě, ke zvládnutí ileózních stavů
- Elektrostimulace periferních nervů – trvalá elektrostimulace, způsobuje stah určitých svalů, např. při chůzi, kdy umožňuje pohyb v kotníku

Defibrilace

- nejefektivnější a mnohdy jediná život zachraňující terapie fibrilace komor
- elektrický výboj depolarizuje současně všechny buňky myokardu a tím navodí podmínky pro uplatnění fyziologických center tvorby a šíření vzruchu
- vlastní defibrilátor – přístroj, ve kterém se nabíjí kondenzátory ; před aplikací se nabíjecí část odpojí a kondenzátory se pomocí elektrod spojí s pacientem
- elektrody umísťujeme vpravo od sternu pod klíční kost a vlevo od axiální čáry v úrovni prsní bradavky
- elektrody musí mít při defibrilaci dokonalý vodivý kontakt s kůží, jinak dojde k jejímu popálení
- po zapnutí obvodu nastává výboj, který trvá 8-12ms
- energie zvolená k ukončení fibrilace musí mít neprahovou hodnotu

3. Středně frekvenční střídavé proudy

Interferenční proudy

- vzájemné působení (interference) 2 středněfrekvenčních kmitočtů sinusového průběhu o nestejných frekvencích
- 4 elektrody jsou rozmístěny křížem
- nosná vlna – kmitočet, který u dvoupólové interference do tkáně „dopravuje“ nebo vytváří nízkofrekvenční terapeutickou vlnu
- do tkáně jsou přiváděny 2 středněfrekvenční signály s různou frekvencí, jejich složením ve tkáni dochází ve středu kříže ke vzniku nízkofrekvenční proudové vlny

4. Vysokofrekvenční proudy

- vhodné k prohřívání organismu
- tímto zahříváním se dosáhne zvýšení biochemických reakcí, dilatace cév a tím zlepšení prokrvení a zrychlení přísunu živin a odplavení zplodin metabolismu, změkčení a odplavování jizevnatého vaziva a starých srůstů

Elektrochirurgie

- řezání a koagulace tkání v chirurgii
- výhoda – zástava krvácení v řezné ploše
- nevýhoda – horší pevnost rány po zhojení

b) Záření těles, Stefan-Boltzmannův a Wienův zákon

- všechna tělesa emitují zářivou energii (elektromagnetické záření v důsledku tepelné excitace atomů)
- **excitace** (atomů nebo molekul) = proces, který je následkem tepelného pohybu v látce a jenž se projevuje zvýšením celkové energie elektronů atomových obalů

- **deexcitace** = proces, při kterém je energie popsaná výše vyzařena ve formě kvanta elektromagnetického záření
- pevné látky emitují spojité spektrum záření (= obsahuje elektromagnetické vlny všech vlnových délek)

Těleso může záření:

1. vysílat
 2. absorbovat
- energie absorbovaného záření se mění především na energii tepelnou
 - **pohltivost** (koeficient absorpce) A_λ = bezrozměrný koeficient; poměr energie absorbované k energii, která dopadla na povrch tělesa
 - **absolutně černé těleso** = těleso, jehož pohltivost je rovna 1 pro všechny vlnové délky, nezávisle na jeho teplotě; ideální případ – dokonale pohlcuje dopadající elektromagnetické záření

Kirchhoffův zákon

$$\frac{H_\lambda}{A_\lambda} = f(\lambda, T)$$

H_λ intenzita vyzařování energie

A_λ pohltivost

$f(\lambda, T)$ funkce vlnové délky a absolutní teploty tělesa

- z tohoto vztahu lze spočítat intenzitu vyzařování každého tělesa, známe-li jeho pohltivost
- čím větší je u tělesa pohltivost v oboru viditelného světla, tím tmavší se jeví jeho povrch při osvětlení
- podle tohoto zákona intenzita vyzařování absolutně černého tělesa závisí pouze na jeho absolutní teplotě (Čím více záření černé těleso pohltí, tím více se zvětší jeho teplota a černé těleso bude vyzařovat tepelné záření.)

Stefanův – Boltzmanův zákon

$$M_e = \sigma T^4$$

M_e (někde se uvádí jako H) intenzita záření

σ koeficient úměrnosti (= Stefan-Boltzmanova konstanta)

T absolutní teplota tělesa

- pomocí tohoto zákona lze určit teplotu tělesa, je-li alespoň částečně „černé“

Stefan-Boltzmannova konstanta

- $\sigma = 5,67 \times 10^{-8} \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$

Wienův zákon

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

λ_{max} vlnová délka

b..... konstanta; $b = 2,898 \times 10^{-3} \text{ mK}$

T.....absolutní teplota tělesa

- Wienův posuvný zákon udává, že vlnová délka λ_{max} nejvíce zastoupená ve spojitém spektru absolutně černého tělesa je nepřímo úměrná jeho absolutní teplotě.
- Z toho plyne, že se vzrůstající teplotou se maximum vyzařování posouvá ke kratším vlnovým délkám.
- Podle tohoto vztahu lze také přiřadit „barvě“ (frekvenční spektrum) tepelného záření teplotu povrchu absolutně černého tělesa.

Planckův zákon

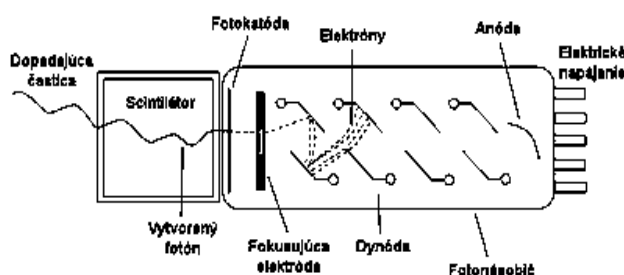
- tvar funkce $f(\lambda, T)$ Planck odvodil na základě kvantové teorie záření

c) Scintilační detektor

Skládá se z 3 částí:

- 1) SCINTILATOR, ve kterém se energie záření mění na světelné záblesky (jev zvaný scintilace)
- 2) FOTONÁSOCIČ slouží k registraci těchto světelných záblesků
- 3) MECHANICKÉ ČÁSTI, kde jsou umístěny obvodové prvky fotonásobiče

Jako scintilátor je používá například krystal jodidu sodného, který je aktivovaný thaliem, dále se používají například plastické nebo kapalně scintilátory



- Při průchodu částice nebo fotonu záření gama scifi. Dochází k excitaci některých jeho atomů. Při deexcitaci se vyraží foton viditelného světla
- Detekční účinnost pro záření gama je u scintilačních detektorů okolo 30-60%
- Pro detekci měkkých zářičů beta je používají tekuté scintilátory (roztok p-terfenylu v xylenu) → všechna vyzařovaná energie je absorbována detektorem

Úloha fotonásobiče je znásobit a transformovat paprsky viditelného světla na elektrický impuls, sestávající z velkého množství elektronů. Děje se tak při dopadu světelných záblesků z krystalu na **fotokatodu**. Z fotokatody se tak uvolní velmi malé množství elektronů, které interagují s **dynodami**

(elektrodami), jejichž povrchová úprava umožňuje násobení impulsu. Uvolňuje se tak stále více elektronů (ke konci řádově 10^6 – 10^7), které jako salva dopadají na **anodu** fotonásobiče. Vytvoří tak měřitelný elektrický impuls, který se zpracovává v zesilovací soustavě

Mezi fotokatodu a anodu je přivedeno vysoké napětí o velikosti asi 1000 V. Prostředí fotonásobiče je udržováno ve vakuu.

Zesilovací soustava se skládá z **předzesilovače**. V předzesilovači se amplituda elektrických impulzů upravuje přímo úměrně ve vztahu k počtu světelných fotonů dopadajících na fotokatodu. Zároveň je i počet světelných fotonů z krystalu úměrný energii fotonů na krystal dopadajících. V **zesilovači** se signál impulsu z předzesilovače zvyšuje a propouští se do **analyzátoru impulsů**. Analyzátor impulsy třídí v závislosti na amplitudě. Rozlišuje se analyzátoru.

Scintilační detektor se využívá v mnoha diagnostických oborech, zejména v [nukleární medicíně](#). Lze zde využít jako měřič [radioaktivity](#) látek, zejména tedy [radiofarmak](#) nebo **aktivity biologických materiálů** (např. v těle pacienta). Stanovení aktivity se používá jako běžný postup před dalším zpracováním radiofarmak (tj. ředěním, aplikací) a je proto zásadní v oboru nukleární medicíny.

XXXIII.

a) Účinky elektrického proudu na organismus

- elektrolytické
- dráždivé
- tepelné

Vodné prostředí v organismu (extracelulární tekutina, intracelulární tekutina a tělesné tekutiny) obsahuje ionty → elektrolyt

Stejnoseměrný proud

- Má na organismus elektrolytické účinky
- Hromadění alkalických látek pod katodu a kyselých pod anodu, způsobuje změnu dráždivosti nervů.
- **dráždivý účinek** se projeví pouze při zapnutí a vypnutí, nebo zesílení a zeslabení proudu
- **tepelný účinek** – zanedbatelný, uplatňuje se jenom při vysokých proudech

Nízkofrekvenční střídavý proud

U nízkých frekvencí (do 100 Hz) se **dráždivý účinek** proudu zvyšuje s rostoucí frekvencí. Podráždění svalu se projeví jeho záškubem. Při průchodu srdečním svalem může dojít až k jeho zástavě. Tepelný a elektrolytický proud je zanedbatelný.

Vysokofrekvenční střídavý proud

- Nemá žádné elektrolytické účinky.
- Dráždivé účinky se stoupající f klesají a úplně se přestávají uplatňovat při f nad 100 kHz.

- Plně se zde uplatňují tepelné účinky → prohřívání tkání při aplikaci diatermie

b) Intenzita zvuku, zvukový tlak

Intenzita zvuku

Je definována jako energie zvukového vlnění, která projde za dobu jedné sekundy plochou 1 m^2 orientovanou kolmo na směr šíření zvuku.

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

Kde P je výkon zvukového vlnění a S je obsah plochy, kterou vlnění prochází. [$I = \text{W} \cdot \text{m}^{-2}$]

Má-li zvuk intenzitu I , pak v logaritmické stupnici lze vyjádřit hladinu intenzity zvuku L vztahem, kde I_0 je **prahová intenzita zvuku**, která pro frekvenci 1 kHz má hodnotu 10^{-12} W/m^2

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

Př. 1

$I = 10^{-5} \text{ Wm}^{-2}$, Kolik je to decibelů?

$$\log \left(\frac{10^{-5}}{10^{-12}} \right) = 10^7 = 70 \text{ db}$$

Př. 2

Převed' 40 db na Wm^{-2}

$$40 = 10 \log \frac{I}{10^{-12}}$$

$$\log 10^4 = \log \frac{I}{10^{-12}}$$

$$10^4 = \frac{I}{10^{-12}}$$

$$\underline{\underline{I = 10^{-8} \text{ Wm}^{-2}}}$$

Intenzitu je možné vyjádřit jako součin efektivní akustické rychlosti a tlaku.

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

Akustický tlak

V místě amplitudy akustické rychlosti částic prostředí je maximální akustický tlak způsobený periodickým zhušťováním a zředováním prostředí.

$$p = p_{max} \sin \left(2\pi f t + \frac{\pi}{2} \right)$$

Akustický tlak se při šíření deformační vlny superponuje na ustálený barometrický tlak p_0 . Měří se mikrofony. V praxi se používá, podobně jako např. v elektrotechnice, hodnota tlaku efektivního.

$$p_{ef} = 0,7 p_{max} \quad P_{ef} = \frac{\sqrt{2}}{2} p_{max} = 0,7 p_{max}$$

V prostředí o hustotě ρ je v případě volného šíření (bez překážek) efektivní zvukový tlak úměrný efektivní akustické rychlosti.

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

Akustická rychlost je rychlost kmitavého pohybu částic v prostředí, kterým se zvuk šíří rychlostí c .

Prahová hodnota efektivního akustického tlaku ve vzduchu, kterou jsme schopni vnímat při frekvenci zvuku 1 kHz (referenční ton ve fyzikální akustice), činí $2 \cdot 10^{-5}$ Pa.

S akustickou rychlostí v a akustickým tlakem p spojen veličinou **akustická impedance Z** , která je charakteristikou prostředí:

$$Z = \frac{p_{ef}}{v_{ef}} = \rho c \quad [Z] = \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$$

c) Fotoluminiscence

Zdroje světla:

- vlastní – samy vysílají záření
- nevlastní – tělesa odrážející světlo

Luminiscence = vyzařování světelné energie za normální teploty a nastává u luminiscenčních látek schopných přeměnit absorbovanou energii ve viditelné světlo

- druhy absorbované energie:
 - zářivá
 - chemická
 - mechanická
 - další
- podle druhu energie hovoříme o fotoluminiscenci, chemiluminiscenci,
- **chemiluminiscence** vznikají v živém organismu → název bioluminiscence (světlušky)
- **Luminofory** = látky s luminiscenční schopností
- **fotoluminiscence** = látkou pohlcená vyzářená energie se přemění na nové záření o větší vlnové délce - to buď zaniká téměř současně s přerušením budoucího záření = **fluorescence**, anebo trvá podstatně déle = **fosforescence** – může přetrvávat i několik dní po ozáření
- dosvit fluorescence je $10^{-8} - 10^{-5}$
- energie vyvolaná fotoluminiscencí je energie elektromagnetického záření – záření viditelné, ultrafialové, rentgenové nebo γ -záření
- využití fotoluminiscence: zviditelnění neviditelného záření (UV, RTG,..)
- energie absorbovaná atomem látky v základním energetickém stavu přivádí tento atom do vzbuzeného stavu – zde se elektrony, které byly v energetických hladinách odpovídajících základnímu stavu, dostávají na vyšší energ.hladinu → vzroste energie elektronu: $\Delta E = hf$ (f- frekvence absorbovaného záření)
- při deexcitaci je tato energie opět vyzářena (deexcitace = převedení vzbuzeného stavu atomu do základního stavu)
- rezonanční fluorescenční záření = elektron se okamžitě vrátí na svou původní energetickou hladinu a vyzáří světlo stejné frekvence jako mělo světlo absorbované
- existuje možnost postupného obsazování energ.hladin –dochází k tomu jsou-li mezi energetickými hladinami, mezi kterými došlo k přeskočení elektronu, ještě hladiny jiné
- pravděpodobnosti přechodů mezi jednotlivými energetickými hladinami jsou různé
 - přechod zakázaný – přechod s malou pravděpodobností
 - přechod dovolený
- při fluorescenci neexistuje žádný dovolený přechod z hladiny excitované na základní, proto může elektron v této vyšší energetické hladině setrvat delší dobu

XXXIV.

a) Cyklus excitability nervového vlákna

- do axonu vstupuje dendrit, axon je výběžek k vedení vzruchu
- **Transpolarizace** = vnitřek buňky se stává kladným
- podráždění → otevření iontových kanálků → vzroste propustnost především pro Na^+ (600x) → rychlejší tok iontů dovnitř → vyrovnání náboje (až transpolarizace) → vnitřek kladný → propustnější membrána pro K^+ → rovnovážný potenciál

- celý děj netrvá déle, než 1ms

b) Optické vlastnosti koloidních roztoků

Dopadá-li světelný paprsek na koloidní soustavu, dochází současně k pravé absorpci a rozptylu dopadajícího záření. Podle charakteru koloidní soustavy (chemické složení disperzní fáze, velikost částic) pak jeden z uvedených jevů převládá. Tyto efekty jsou výrazně (a nelineárně) závislé na velikosti přítomných částic v koloidní soustavě.

Absorpce záření

Při absorpci záření hmotou dojde k pohlcení energetického kvanta elektromagnetického záření, což má za následek změnu energetických stavů valenčních a vazebných elektronů. Absorpcí záření tedy dochází ke zvýšení vnitřní energie molekul systému, která se přemění v energii tepelnou. Absorpci světla látkou A popisuje Lambert-Beerův zákon:

$$A = -\log I/I_0 = \epsilon cd$$

kde I je intenzita prošlého záření látkou, I_0 je intenzita dopadajícího světla na látku, ϵ je absorpční koeficient, c je koncentrace látky a d je tloušťka vrstvy, kterou prochází paprsek. Lambert-Beerův zákon je však u koloidních soustav komplikován již zmíněnou závislostí absorpce záření na velikosti částic disperzní fáze, což lze pozorovat zejména u elektricky vodivých koloidních částic (částice kovů).

Rozptyl záření

U rozptylu záření na rozdíl od absorpce nedochází při pohlcení kvanta světelné energie ke změně energetických stavů valenčních resp. vazebných elektronů, ale kvantum přijaté energie je následně vyzářeno náhodně všemi směry beze změny vlnové délky. Tento efekt lze v podstatě nazvat jako elastický odraz fotonu od částice. Rozptyl záření je složitý jev, který zahrnuje podle okolností odraz, lom, ohyb a interferenci světla.

Mechanismus rozptylu záření spočívá v indukci elektrického dipólu v částici vlivem elektromagnetického pole dopadajícího záření, přičemž tento indukovaný dipól emituje záření o stejné vlnové délce jako mělo záření dopadající. Mimo to dochází také k částečné polarizaci odraženého světelného paprsku. Kvantitativně se podíl rozptylu světla na zeslabení intenzity dopadajícího záření ve směru pozorování popisuje zákonem obdobným Lambert-Beerovu:

$$-\log I/I_0 = \tau d$$

kde τ je turbidita soustavy. Turbidita je mírou úhrnné energie, která se při průchodu světelného paprsku vrstvou suspenze o jednotkové tloušťce rozptýlí na všechny strany od tohoto paprsku. Turbidita je značně závislá na stupni disperzity (obr. 9), na vlnové délce dopadajícího záření a na optických vlastnostech koloidní soustavy.

Pro poměr intenzity světla rozptýleného v určitém směru k intenzitě dopadajícího světla platí, že $I/I_0 = k \cdot M^2/\lambda^4$ (konstanta k je závislá na koncentraci částic a úhlu, pod kterým je prováděno měření)

Rozptyl světla roste s klesající vlnovou délkou ($\sim 1/\lambda^4$) a s rostoucí velikostí koloidní částice ($\sim R^6$).

Z měření rozptylu světla tak lze získat informace o koncentraci a velikosti částic v disperzní soustavě. Ve velké míře se metodou statického rozptylu světla určovala průměrná relativní molekulová hmotnost M makromolekulárních látek

Nahradíme-li klasický zdroj světla (žárovka, výbojka) laserem (zdroj koherentního záření), dochází v určitých směrech k interferenci rozptýleného záření. Interference pak způsobuje zesílení intenzity rozptýleného záření. Tento efekt je velmi významně ovlivňován difúzním pohybem částice, který způsobuje kolísání intenzity rozptýleného záření v čase okolo průměrné hodnoty – jedná se o tzv. dynamický rozptyl světla. Z časového průběhu kolísání intenzity rozptýleného záření lze měřit rychlost pohybu částice prostředím a z ní pak lze určit rozměr částice, která rozptyluje záření. Na principu dynamického rozptylu světla (DLS – Dynamic Light Scattering) dnes pracuje celá řada přístrojů pro stanovení velikostní distribuce koloidních částic.

Optickými metodami nelze přímo pozorovat koloidní částice, jelikož jejich malý rozměr je pod rozlišovací schopností optických mikroskopů. Teoreticky lze dokázat, že rozlišovací schopnost optického mikroskopu odpovídá zhruba polovině vlnové délky

použitého světla. Optickým mikroskopem při použití obyčejného světla (o vlnové délce 400 – 700 nm) lze tedy teoreticky rozlišit částice o velikosti 200 nm, v praxi však optické mikroskopy umožňují pozorovat částice o velikosti řádově v jednotkách μm . V ultrafialovém světle (200 – 400 nm) lze fotograficky zachytit ještě částice o velikosti do 100 nm.

Na principu využití optických vlastností koloidních soustav (rozptylu záření) pracuje i speciální mikroskop, kterého lze použít k nepřímému pozorování koloidních částic. V ultramikroskopu nejsou přímo pozorovány částice, ale je pozorováno světlo rozptýlené koloidními částicemi. Jednotlivé částice se jeví jako světlé body na temném pozadí.

c) Tepelná kapacita

Tepelná kapacita

Tepelná kapacita je fyzikální veličina, která vyjadřuje množství tepla, potřebné k ohřátí jednoho kilogramu látky o jeden Kelvin. Tepelná kapacita je určena jako podíl dodaného (nebo odebraného) tepla a teplotní změny, tzn.

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

kde Q značí teplo, které bylo tělesu dodáno nebo odebráno, a ΔT je rozdíl teplot mezi počátečním a konečným stavem, kdy bylo teplo odebíráno nebo dodáváno. Uvedený vztah také můžeme zapisovat jako:

$$C = \frac{dQ}{dT}$$

Jednotkou tepelné kapacity je Joule na Kelvin ($\text{J} \cdot \text{K}^{-1}$).

Měrná tepelná kapacita

Teplo potřebné k ohřátí tělesa o hmotnosti m o teplotu ΔT lze vypočítat pomocí vztahu.

$$Q = mc\Delta T$$

kde $\Delta T = T_2 - T_1$, T_1 je počáteční a T_2 je konečná teplota tělesa, c je **měrná tepelná kapacita** látky daného tělesa.

Jednotkou měrné tepelné kapacity je Joule na kilogram a Kelvin ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$).

Velikost **měrné tepelné kapacity** je závislá na **teplotě** látky, a **způsobu** jakým je tato látka zahřívána. Děje-li se tak při konstantním tlaku značíme ji **C_p** , je-li při zahřívání udržován konstantní objem, pak ji značíme **C_v** a hovoříme o měrném teple při konstantním tlaku respektive objemu. U látek kapalných a pevných se od sebe hodnoty **C_p** a **C_v** příliš neliší. U plynů látek je však **C_p** větší než **C_v** .

Někdy je **měrná tepelná kapacita** vztahována na jeden mol a pak se jedná tzv. **molární teplo**. Je možné ukázat, že molární měrná tepla plynů spolu souvisejí vztahem **$C_p - C_v = R$** , kde **R** je **molární plynová konstanta**. Jelikož je **měrné teplo** závislé na teplotě, má tatáž látka různé hodnoty měrného tepla při různých hodnotách.

Měrné tepelné kapacity některých látek:

- Voda- 4 180 $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
- Vzduch- 1 009 $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
- Ethanol- 2 430 $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$

- Led- $2\,090\text{ Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$
- Olej- $2\,000\text{ Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$

XXXV.

a) Akční potenciál a jeho snímání

Dráždivost je obecnou vlastností všech živých organismů. **Vzrušivost** je schopnost buněk odpovědět na dráždění (podnět). Jednou ze základních změn je změna elektrického stavu buněčné membrány. Snížíme-li depolarizací hodnotu klidového potenciálu pod určitou prahovou hodnotu (tzv. **prahový potenciál**), odpoví nervové vlákno (obdobně i svalové buňky nebo buňky myokardu) vznikem **akčního potenciálu**.

Vznik akčního potenciálu se vysvětluje tak, že následkem podráždění se otevrou iontové kanály a tak se změní propustnost membrány pro některé ionty. Propustnost pro ionty K^+ vzroste pouze málo, avšak **propustnost pro ionty Na^+ vzroste např. 600krát**. To má za následek podstatně rychlejší tok kladných iontů Na^+ z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než iontů K^+ naopak. Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty klidového potenciálu k nulové hodnotě a dokonce dojde k **transpolarizaci** (nitro buňky se stává kladným). V další fázi (klesající) se membrána stává opět propustnější pro ionty K^+ než pro ionty Na^+ a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě.

Akční potenciál vznikne v buňce v případech, že je vyvolán podnětem, který právě stačí snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového potenciálu (**prahový podnět**), nebo jakýmkoliv silnějším podnětem (**nadprahový podnět**). Fyziologové vyjadřují tuto skutečnost jako platnost zákona „vše nebo nic“, tj. buď je podnět dostatečný k vyvolání akčního potenciálu, nebo ne.

Proces vzniku akčního potenciálu je spojen jen s nepatrnými energetickými nároky. Také doba, po kterou jsou otevřeny iontové kanály, je velmi krátká (kratší než 1 ms).

Po proběhnutí akčního potenciálu následuje ve fázi **repolarizace** krátká, asi 1 ms trvající doba, tzv. **absolutní refrakterní perioda**, po kterou nelze nový akční potenciál vyvolat. Poté následuje **relativní refrakterní perioda** (trvající 10-15 ms), po kterou lze vyvolat potenciál, ale pouze nadprahovým podnětem.

Průběh akčního potenciálu na membráně nervového vlákna

Funkcí nervového vlákna není jen umožnit vznik akčního potenciálu, ale i jeho šíření. Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném úseku nervového vlákna, které nemá myelinový obal, dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu je podmíněno mechanismem tzv. místních proudů. Tyto místní proudy vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se však polarizace membrány obrací, vnější strana je 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.

Rychlost šíření akčního potenciálu je pro dané nervové vlákno konstantní veličinou a závisí na struktuře a elektrických vlastnostech buněčné membrány, vnitřního a vnějšího prostředí. V myelinizovaných nervových vláknech se šíří rychlostí kolem 100 m/s. Zvětšuje se, je-li průměr vlákna větší.

V myelinizovaných nervových vláknech je šíření akčního potenciálu oproti vláknům, které nemají myelinizovaný obal, rozdílné. Tato vlákna jsou obalena myelinovou pochvou, která je přerušovaná v 1-3 mm vzdálenostech Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede elektrický proud. Místní proudy proto nemohou procházet přes myelinový obal, uzavírají se mezi jednotlivými Ranvierovými zářezy. Vsruch se šíří od jednoho zářezu k druhému (saltatorické šíření). Tvar akčního potenciálu je v místě zářezu stejný jako u nemyelinizovaného, ale vsruch se po vlákně šíří až 10krát rychleji.

Průběh akčního potenciálu na membráně kosterního 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. Různé axony jsou svým zakončením připojeny na různé počty svalových vláken. Svalová vlákna ovládaná jedním axonem tvoří tzv. motorickou jednotku. Ta pracuje, podobně jako nervové vlákno, v souladu s pravidlem „vše nebo nic“, takže všechna vlákna jedné motorické jednotky jsou aktivována téměř současně. Různého napětí (tonusu) svalu se dosahuje buď změnou frekvence akčních potenciálů nebo změnou počtu motorických jednotek uváděných v činnost.

Průběh akčního potenciálu na membráně srdečního svalu

U buněk srdečního svalu je klidový membránový potenciál (během diastoly) okolo -80 až -90 mV. V průběhu systoly vzniká akční potenciál, který, na rozdíl od potenciálu nervového vlákna, má charakteristické plató. Fáze depolarizace je velmi rychlá, repolarizace naopak pomalá. Celý průběh akčního potenciálu a tím i refrakterní perioda (absolutní i relativní část) je řádově delší než u kosterního svalu. Při depolarizaci se, podobně jako u nervové buňky, uplatní hlavně rychlý průnik sodných kationů iontovými kanály dovnitř buňky. V oblasti plata se uplatňují odlišné mechanismy. Jednak se zvýší propustnost membrány pro vápenaté ionty, které pak působí podobně jako sodné ionty, takže přispějí (spolu s ionty Na^+ , které mohou dále pronikat spolu s nimi nespecifickým kanálem) k udržení stavu depolarizace, jednak se během akčního potenciálu snižuje propustnost membrány pro ionty K^+ , což brání repolarizaci. Teprve po snížení zvýšené permeability pro ionty Ca^{2+} se zvýší permeabilita pro ionty K^+ a dojde k repolarizaci a ustanovení klidového potenciálu. V srdci jsou centra automacie, ve kterých jsou buňky schopné spontánní depolarizace. Spontánní depolarizace je základem srdeční automacie.

Průběh akčního potenciálu na membráně 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.

Tkáň ve které probíhá akční potenciál (vznikem akčních potenciálů se zabývali A. L. Hodgkin a A. F. Huxley), lze považovat za elektrický dipól, který kolem sebe vytváří elektrické pole.

b) Akční potenciál a jeho snímání

Dráždivost je obecnou vlastností všech živých organismů. **Vzrušivost** je schopnost buněk odpovědět na dráždění (podnět). Jednou ze základních změn je změna elektrického stavu buněčné membrány. Snížíme-li depolarizací hodnotu klidového potenciálu pod určitou prahovou hodnotu (tzv. **prahový potenciál**), odpoví nervové vlákno (obdobně i svalové buňky nebo buňky myokardu) vznikem **akčního potenciálu**.

Vznik akčního potenciálu se vysvětluje tak, že následkem podráždění se otevrou iontové kanály a tak se změní propustnost membrány pro některé ionty. Propustnost pro ionty K^+ vzroste pouze málo, avšak **propustnost pro ionty Na^+ vzroste např. 600krát**. To má za následek podstatně rychlejší tok kladných iontů Na^+ z extracelulárního prostředí dovnitř buňky než iontů K^+ naopak. Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál stoupá od původní záporné hodnoty klidového potenciálu k nulové hodnotě a dokonce dojde k **transpolarizaci** (nitro buňky se stává kladným). V další fázi (klesající) se membrána stává opět propustnější pro ionty K^+ než pro ionty Na^+ a potenciál membrány se vrací ke klidové hodnotě.

Akční potenciál vznikne v buňce v případech, že je vyvolán podnětem, který právě stačí snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu prahového potenciálu (**prahový podnět**), nebo jakýmkoliv silnějším podnětem (**nadprahový podnět**). Fyziologové vyjadřují tuto skutečnost jako platnost zákona „vše nebo nic“, tj. buď je podnět dostatečný k vyvolání akčního potenciálu, nebo ne.

Proces vzniku akčního potenciálu je spojen jen s nepatrnými energetickými nároky. Také doba, po kterou jsou otevřeny iontové kanály, je velmi krátká (kratší než 1 ms).

Po proběhnutí akčního potenciálu následuje ve fázi **repolarizace** krátká, asi 1 ms trvající doba, tzv. **absolutní refrakterní perioda**, po kterou nelze nový akční potenciál vyvolat. Poté následuje **relativní refrakterní perioda** (trvající 10-15 ms), po kterou lze vyvolat potenciál, ale pouze nadprahovým podnětem.

Průběh akčního potenciálu na membráně nervového vlákna

Funkcí nervového vlákna není jen umožnit vznik akčního potenciálu, ale i jeho šíření. Při vzniku a průběhu akčního potenciálu na podrážděném úseku nervového vlákna, které nemá myelinový obal, dochází k iontovým tokům napříč membránou. Šíření akčního potenciálu je podmíněno mechanismem tzv. místních proudů. Tyto místní proudy vznikají mezi vzbuzeným a nevzbuzeným místem membrány. V místě podráždění se však polarizace membrány obrací, vnější strana je 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.

Rychlost šíření akčního potenciálu je pro dané nervové vlákno konstantní veličinou a závisí na struktuře a elektrických vlastnostech buněčné membrány, vnitřního a vnějšího prostředí. V myelinizovaných nervových vláknech se šíří rychlostí kolem 100 m/s. Zvětšuje se, je-li průměr vlákna větší.

V myelinizovaných nervových vláknech je šíření akčního potenciálu oproti vláknům, které nemají myelinizovaný obal, rozdílné. Tato vlákna jsou obalena myelinovou pochvou, která je přerušovaná v 1-3 mm vzdálenostech Ranvierovými zářezy. Myelin má dobré izolační vlastnosti a nevede elektrický proud. Místní proudy proto nemohou procházet přes myelinový obal, 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 10krát rychleji.

Průběh akčního potenciálu na membráně kosterního 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. Různé axony jsou svým zakončením připojeny na různé počty svalových vláken. Svalová vlákna ovládaná jedním axonem tvoří tzv. motorickou jednotku. Ta pracuje,

podobně jako nervové vlákno, v souladu s pravidlem „vše nebo nic“, takže všechna vlákna jedné motorické jednotky jsou aktivována téměř současně. Různého napětí (tonusu) svalu se dosahuje buď změnou frekvence akčních potenciálů nebo změnou počtu motorických jednotek uváděných v činnost.

Průběh akčního potenciálu na membráně srdečního svalu

U buněk srdečního svalu je klidový membránový potenciál (během diastoly) okolo -80 až -90 mV. V průběhu systoly vzniká akční potenciál, který, na rozdíl od potenciálu nervového vlákna, má charakteristické plató. Fáze depolarizace je velmi rychlá, repolarizace naopak pomalá. Celý průběh akčního potenciálu a tím i refrakterní perioda (absolutní i relativní část) je řádově delší než u kosterního svalu. Při depolarizaci se, podobně jako u nervové buňky, uplatní hlavně rychlý průnik sodných kationů iontovými kanály dovnitř buňky. V oblasti plata se uplatňují odlišné mechanismy. Jednak se zvýší propustnost membrány pro vápenaté ionty, které pak působí podobně jako sodné ionty, takže přispějí (spolu s ionty Na^+ , které mohou dále pronikat spolu s nimi nespecifickým kanálem) k udržení stavu depolarizace, jednak se během akčního potenciálu snižuje propustnost membrány pro ionty K^+ , což brání repolarizaci. Teprve po snížení zvýšené permeability pro ionty Ca^{2+} se zvýší permeabilita pro ionty K^+ a dojde k repolarizaci a ustanovení klidového potenciálu. V srdci jsou centra automacie, ve kterých jsou buňky schopné spontánní depolarizace. Spontánní depolarizace je základem srdeční automacie.

Průběh akčního potenciálu na membráně 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.

Tkáň, ve které probíhá akční potenciál (vznikem akčních potenciálů se zabývali A. L. Hodgkin a A. F. Huxley), lze považovat za elektrický dipól, který kolem sebe vytváří elektrické pole.

c) Generátory ultrazvuku

PIEZOELEKTRICKÝ GENERÁTOR ULTRAZVUKU

Piezoelektrický generátor ultrazvuku je založen na nepřímém piezoelektrickém jevu, který je možno pozorovat u některých krystalů (např. výbrus krystalu křemene). Přímým piezoelektrickým jevem nazýváme vznik kladného a záporného náboje na opačných koncích tzv. elektrické osy krystalu při jeho **deformaci**. Piezoelektrický jev je tedy schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformování, popřípadě jev opačný, kdy se krystal v elektrickém napětí deformuje. Piezoelektrickým měničem je destička z křemene nebo jiného vhodného materiálu opatřená na protilehlých koncích elektrodami, na které je přiváděno vysokofrekvenční střídavé napětí. Destička mechanicky kmitá s frekvencí, která závisí na frekvenci střídavého napětí. Je tedy měničem energie elektrické na mechanickou. Mechanická energie destičky rozkmitá okolní prostředí. Intenzity zvuku dosahované piezoelektrickým generátorem činí až $10 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ a jsou dostačující i pro terapeutické aplikace ultrazvuku.

XXXVI.

a) Klidový membránový potenciál

Na membránách buněk vzrušivých tkání se v podmínkách fyziologického klidu vytváří tzv. membránový potenciál, který je dán nerovnoměrným rozdělením základních fyziologických iontů (patří sem zejména ionty *draselné, sodné, chloridové, vápenaté*) po

obou stranách buněčné membrány. Membrána nervové buňky je v klidovém stavu podstatně propustnější pro draselné kationty, než pro ostatní ionty přítomné v ECT a ICT prostředí.

Klidový membránový potenciál je třeba chápat jako **výsledek rovnováhy**, která se ustaví na základě koncentračního a elektrického gradientu jednotlivých iontů. Uvnitř buňky je značné množství bílkovin, které nemohou procházet přes membránu a které nesou záporný náboj. Hodnota klidového membránového potenciálu je odlišná podle typu buněk a pohybuje se v širokém rozmezí od **-30 mV do -90 mV**.

Na vzniku a udržení záporného klidového membránového potenciálu se podílejí tyto fenomény:

- Prostřednictvím aktivního transportu jsou ionty Na^+ trvale čerpány z buňky ven a ionty K^+ dovnitř (jako pumpa se uplatňuje tzv. **$\text{Na}^+ - \text{K}^+ - \text{ATPáza}$**). Pumpa nepracuje jenom v režimu 1:1, ale např. také v režimu 3:2, tj. z buňky se dostává více kladných iontů sodíku než do buňky iontů draslíku.
- Za klidových podmínek je buněčná membrána jen málo propustná pro ionty Na^+
- Pro negativní nabitě bílkoviny a organické fosfáty nacházející se uvnitř buňky je buněčná membrána mimořádně **málopropustná**.
- Membrána klidové buňky je pro K^+ relativně dobře propustná. Vzhledem ke značnému koncentračnímu rozdílu difundují ionty z intracelulárního prostoru do prostoru extracelulárního. Nakonec se ustaví rovnovážný potenciál pro K^+ a podle tzv. **Nernstovy rovnice** platí:

$$U_{mem.} = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \left[\frac{K^+}{K^+} \right]_{ex}^{in} \text{ obecně: } U_{mem.} = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{c_{ex}}{c_{in}}$$

kde U_{mem} je rovnovážný potenciál (draselných iontů), R univerzální plynová konstanta, T absolutní teplota, F Faradayova konstanta, $\ln$ přirozený logaritmus poměru koncentrací (draslíku) ve vnějším prostředí a ve vnitřním prostředí buňky.

Přesná měření prokázala, že hodnota membránového potenciálu se poněkud liší od hodnoty rovnovážného potenciálu draselných iontů. Na velikost membránového potenciálu mají totiž vliv i další ionty. Buněčná membrána je v klidových podmínkách propustná, i když s velkým omezením, např. i pro sodné ionty, lépe pro chloridové ionty. Zatímco klidový membránový potenciál vykazují všechny živé buňky, vzrušivé buňky (nervové, svalové) mají schopnost reagovat na podnět změnami propustnosti membrány i pro ionty, což má za následek významné změny potenciálu.

Přesněji určuje hodnotu klidového membránového potenciálu E_m vztah zvaný **Goldman-Hodgkin-Katzova rovnice**:

$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_K [K^+]_o + P_{Na} [Na^+]_o + P_{Cl} [Cl^-]_i}{P_K [K^+]_i + P_{Na} [Na^+]_i + P_{Cl} [Cl^-]_o}$$

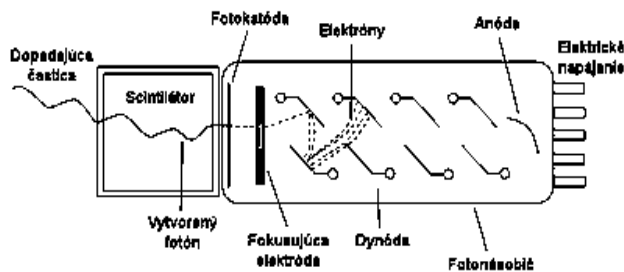
kteřý bere v úvahu i transport Cl^- aniontů z buňky i slabou propustnost membrány pro Na^+ kationty. P vyjadřuje koeficienty propustnosti membrány pro jednotlivé ionty.

b) Scintilační detektor

Skládá se z 3 částí:

- 4) SCINTILATOR, ve kterém se energie záření mění na světelné záblesky (jev zvaný scintilace)
- 5) FOTONÁSOCI slouží k registraci těchto světelných záblesků
- 6) MECHANICKÉ ČÁSTI, kde jsou umístěny obvodové prvky fotonásobiče

Jako scintilátor je používá například krystal jodidu sodného, který je aktivovaný thaliem, dále se používají například plastické nebo kapalně scintilátory



- Při průchodu částice nebo fotonu záření gama scifi. Dochází k excitaci některých jeho atomů. Při deexcitaci se vyraží foton viditelného světla
- Detekční účinnost pro záření gama je u scintilačních detektorů okolo 30-60%
- Pro detekci měkkých zářičů beta je používají tekuté scintilátory (roztok p-terfenylu v xylenu) → všechna vyzařovaná energie je absorbována detektorem

Úloha fotonásobiče je znásobit a transformovat paprsky viditelného světla na elektrický impuls, sestávající z velkého množství elektronů. Děje se tak při dopadu světelných záblesků z krystalu na **fotokatodu**. Z fotokatody se tak uvolní velmi malé množství elektronů, které interagují s **dynodami** (elektrodami), jejichž povrchová úprava umožňuje násobení impulsu. Uvolňuje se tak stále více elektronů (ke konci řádově 10^6 – 10^7), které jako salva dopadají na **anodu** fotonásobiče. Vytvoří tak měřitelný elektrický impuls, který se zpracovává v zesilovací soustavě

Mezi fotokatodu a anodu je přivedeno vysoké napětí o velikosti asi 1000 V. Prostředí fotonásobiče je udržováno ve vakuu.

Zesilovací soustava se skládá z **předzesilovače**. V předzesilovači se amplituda elektrických impulzů upravuje přímo úměrně ve vztahu k počtu světelných fotonů dopadajících na fotokatodu. Zároveň je i počet světelných fotonů z krystalu úměrný energii fotonů na krystal dopadajících. V **zesilovači** se signál impulsu z předzesilovače zvyšuje a propouští se do **analyzátoru impulsů**. Analyzátor impulsů třídí v závislosti na amplitudě. Rozlišuje se analyzátoru.

Scintilační detektor se využívá v mnoha diagnostických oborech, zejména v [nukleární medicíně](#). Lze zde využít jako měřič [radioaktivity](#) látek, zejména tedy [radiofarmak](#) nebo **aktivity biologických materiálů** (např. v těle pacienta). Stanovení aktivity se používá jako běžný postup před dalším zpracováním radiofarmak (tj. ředěním, aplikací) a je proto zásadní v oboru nukleární medicíny.

c) Kosmické záření

- proud částic velmi vysokých energií (10^{10} - 10^{18} ev), dopadající na zemský povrch z kosmického prostoru
- definice č. 2: proud vysokoenergetických částic, zejména protonů (někdy i jader prvků s malou atomovou hmotností), dopadajících na Zemi z kosmického prostoru
- pravděpodobně vzniká při procesech, při nichž se během krátké doby uvolňuje velká energie, např. při výbuchu supernovy
- je stálou složkou životního prostředí člověka – zemská atmosféra poskytuje dostatečnou ochranu před jeho možnými škodlivými účinky
- intenzita je závislá na nadmořské výšce a zeměpisné šířce (viz dále)
- význam pro nukleární medicínu – podílí se na nulovém chodu detektorů ionizujícího záření, tzv. pozadí – vliv snižujeme stíněním detektorů – nelze je však kompletně odstínit vzhledem k jeho vysokým energiím

Primární kosmické záření

- obsahuje: mezony, protony, heliony, jádra těžkých prvků

- přichází z mezihvězdného prostoru a kromě galaktického záření obsahuje záření velkých slunečních erupcí – složené z vysokoenergetických protonů, helionů, elektronů a rent. záření
- dávkové příkony se mění výrazně s výškou nad hladinou moře – tzn.:
 - do nadmořské výšky 20km se s rostoucí nadm. výškou zvyšuje i intenzita kosmického záření
 - dalších 20km se snižuje a ustaluje se na konstantních hodnotách – výjimka: *Van Allenovy-Vernonovy pásy* – pásma se zvýšeným množstvím protonů ve vzdálenosti 450-8000km od zemského povrchu a se zvýšeným množstvím e^- a p^+ ve vzdálenosti 15 000-70 000km od zemského povrchu
- nepřišlo do styku se zemskou atmosférou

Sekundární kosmické záření

- vzniká v důsledku různých interakcí vysoce energetického primárního kosmického záření při průchodu zemskou atmosférou
- měkká složka: elektrony, pozitrony, fotony vysokých energií
- tvrdá složka: mezony, protony, neutrony, jádra lehkých prvků

XXXVII.

a) Klidový membránový potenciál

Na membránách buněk vzrušivých tkání se v podmínkách fyziologického klidu vytváří tzv. membránový potenciál, který je dán nerovnoměrným rozdělením základních fyziologických iontů (patří sem zejména ionty *draselné, sodné, chloridové, vápenaté*) po obou stranách buněčné membrány. Membrána nervové buňky je v klidovém stavu podstatně propustnější pro draselné kationty, než pro ostatní ionty přítomné v ECT a ICT prostředí.

Klidový membránový potenciál je třeba chápat jako **výsledek rovnováhy**, která se ustaví na základě koncentračního a elektrického gradientu jednotlivých iontů. Uvnitř buňky je značné množství bílkovin, které nemohou procházet přes membránu a které nesou záporný náboj. Hodnota klidového membránového potenciálu je odlišná podle typu buněk a pohybuje se v širokém rozmezí od **-30 mV do -90 mV**.

Na vzniku a udržení záporného klidového membránového potenciálu se podílejí tyto fenomény:

- Prostřednictvím aktivního transportu jsou ionty Na^+ trvale čerpány z buňky ven a ionty K^+ dovnitř (jako pumpa se uplatňuje tzv. **$Na^+ - K^+ - ATPáza$**). Pumpa nepracuje jenom v režimu 1:1, ale např. také v režimu 3:2, tj. z buňky se dostává více kladných iontů sodíku než do buňky iontů draslíku.
- Za klidových podmínek je buněčná membrána jen málo propustná pro ionty Na^+
- Pro negativní nabitě bílkoviny a organické fosfáty nacházející se uvnitř buňky je buněčná membrána mimořádně **málopropustná**.
- Membrána klidové buňky je pro K^+ relativně dobře propustná. Vzhledem ke značnému koncentračnímu rozdílu difundují ionty z intracelulárního prostoru do prostoru extracelulárního. Nakonec se ustaví rovnovážný potenciál pro K^+ a podle tzv. **Nernstovy rovnice** platí:

$$U_{mem.} = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \left[\frac{[K^+]_{ex}}{[K^+]_{in}} \right] \text{ obecně: } U_{mem.} = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{c_{ex}}{c_{in}}$$

kde U_{mem} je rovnovážný potenciál (draselných iontů), R univerzální plynová konstanta, T absolutní teplota, F Faradayova konstanta, $\ln$ přirozený logaritmus poměru koncentrací (draslíku) ve vnějším prostředí a ve vnitřním prostředí buňky.

Přesná měření prokázala, že hodnota membránového potenciálu se poněkud liší od hodnoty rovnovážného potenciálu draselných iontů. Na velikost membránového potenciálu mají totiž vliv i další ionty. Buněčná membrána je v klidových podmínkách propustná, i když s velkým omezením, např. i pro sodné ionty, lépe pro chloridové ionty. Zatímco klidový membránový potenciál vykazují

všechny živé buňky, vzrušivé buňky (nervové, svalové) mají schopnost reagovat na podnět změnami propustnosti membrány i pro ionty, což má za následek významné změny potenciálu.

Přesněji určuje hodnotu klidového membránového potenciálu E_m vztah zvaný **Goldman-Hodgkin-Katzova rovnice**:

$$E_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_K [K^+]_o + P_{Na} [Na^+]_o + P_{Cl} [Cl^-]_i}{P_K [K^+]_i + P_{Na} [Na^+]_i + P_{Cl} [Cl^-]_o}$$

kteřý bere v úvahu i transport Cl^- aniontů z buňky i slabou propustnost membrány pro Na^+ kationty. **P** vyjadřuje koeficienty propustnosti membrány pro jednotlivé ionty.

b) Detektory ionizujícího záření

Radiometrické přístroje a detekční metody jsou založeny na změnách fyzikálních, chemických či jiných vlastností (vznik ionizace, změna vodivosti, teploty, barvy, vznik termoluminiscence či fotoluminiscence) látky tvořící detektor v důsledku interakcí ionizujícího záření s touto látkou. Z naměřených změn pak lze podle typu detektoru kvalitativně, ale i kvantitativně posuzovat vlastnosti (aktivitu, emisi) zdroje záření, pole záření (fluenci, hustotu toku částic) a míru působení ionizujícího záření na prostředí, objekty, na něž dopadá (dávku, efektivní dávku).

Využití těchto údajů k získání informace o skutečném radiačním poškození ozářeného organismu nebo materiálu je dalším úkolem, většinou složitějším než vlastní detekce. Navíc je-li detekce zpravidla ryze fyzikálním problémem, je interpretace získaných údajů především na živý organismus na pomezí fyziky, chemie, biologie a medicíny.

- Dozimetr nebo detekční systém se v principu skládají z čidla - detektoru záření, aparatury, zařízení, které odezvu zpracují a převedou do formy použitelné k registraci a interpretaci a registračního zařízení.
- Některé dozimetry jsou konstruovány tak, že různé upravené detekční čidlo je samo vystaveno poli záření a vyhodnocení odezvy se provádí odděleně v měřicím a registračním zařízení (filmový, termoluminiscenční dozimetr)
- jiné dozimetry jsou vystaveny poli záření i s vyhodnocovací aparaturou (některé typy osobních elektronických detektorů).
- Většina laboratorních detekčních systémů (spektrometry různých typů záření) má detekční čidla umístěná ve speciálních stíněních, do nichž se umísťuje měřený objekt (vzorek, ale i měřená osoba v případě celotělové detekce). Čidla jsou pak spojena se složitými měřicími a vyhodnocovacími systémy.

Detektory můžeme rozdělit na dva základní druhy:

- **kontinuální** - podávají průběžnou informaci o okamžité hodnotě detekovaného záření, po ukončení ozařování detektoru klesne výstupní signál na nulovou hodnotu;
- **integrální** - hodnota signálu se zvětšuje s dobou, po kterou je detektor ozařován (tj. úměrně dávce, expozici), po ukončení ozařování zůstává informace v detektoru uchována za celou dobu, po kterou byl detektor vystaven, uplatňují se hlavně v osobní dozimetrii, dozimetrii pracovního a životního prostředí.

Podle účelu lze detekční systémy dělit na:

- **radiometry** - slouží k odhadu dávkových příkonů, dávky), povrchové kontaminace v daném místě, prostoru (zpravidla bez informace o energetické distribuci pole záření);
- **spektrometry** - měří energetickou distribuci dané veličiny (aktivitu, fluenci) ionizujícího záření;
- **radiometrická zařízení** - jsou určena k nejrůznějším, zpravidla k průmyslovým aplikacím radionuklidů, zařízení obsahuje vhodný zdroj záření a detekční (měřicí) aparaturu (vlhkoměry, popeloměry, tloušťkoměry, ...).

c) Dozimetrické jednotky

- **Expozice** (dávka záření) je náboj, který získá 1 kg hmoty při průchodu ionizujícího záření. Jednotkou expozice je coulomb na kilogram ($C \cdot kg^{-1}$).
- **Expoziční rychlost** je expozicí vztaženou na jednu sekundu. Jednotkou je coulomb na kilogram a sekundu ($C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$).
- **Absorbovaná dávka** je energie dodaná jednomu kilogramu hmoty průchodem příslušného záření. Jednotkou absorbované dávky záření je gray (Gy), rozměrově jde o joule na kilogram. Starší jednotkou je rad, platí $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$.
- **Biologický ekvivalent (Dávkový ekvivalent)** je biofyzikální veličinou, která vedle fyzikálních účinků zohledňuje i biologický účinek záření. Dávkový ekvivalent se z dávky spočítá vynásobením údaje faktorem kvality záření. Poněvadž se faktor kvality u rentgenového, beta a gama záření rovná jedné, je v těchto případech 1 Gy roven 1 Sv . Starší jednotkou je *rem*, platí $100 \text{ rem} = 1 \text{ Sv}$.
- **Radiační ochrana** je činnost, které se snaží minimalizovat rizika spojená s pobytem člověka na místech nějakým způsobem zasaženými ionizujícím zářením. Jejím úkolem je tedy nalezení a popis zdroje záření, ocenění případné zdravotní újmy a vytvoření pravidel pro pobyt v monitorovaném prostoru nebo pro práci s příslušným zdrojem ionizujícího záření.

