

Biofizika vizsga - 2019

↳ Fidy Judit tételso

1. Az EM sugárzás tulajdonságai.

A fény, a röntgensugárzás és a γ -sugárzás összehasonlítása.

Fotóenergiaidő.

EM sugárzás tul.:

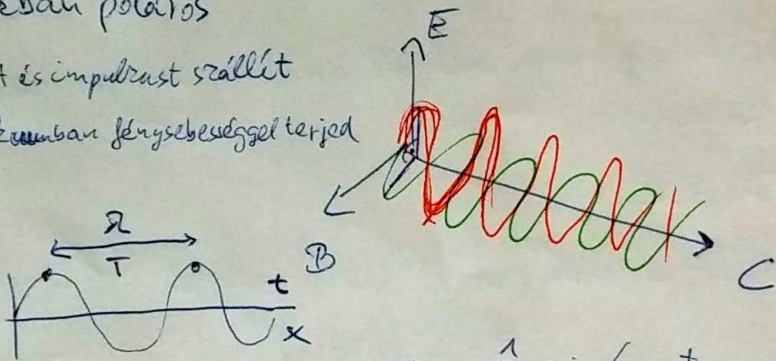
- \vec{E} és \vec{B} \perp -en terjed, időben és térben periodikusan változik
- közegen való áthaladáskor gyengül
- sűrűben poláros
- E-t és impulzust szállít
- vákuumban fénysebességgel terjed

$$I_{ki} = I_{be} e^{-\mu x}$$

$$c = \frac{\lambda}{T} = f \lambda \quad \left[\frac{m}{s} \right]$$

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

$$c = \frac{E}{B}$$



$$E = \underset{\substack{\uparrow \\ \text{amplitúdó}}}{\hat{E}} \sin\left(2\pi \frac{t}{T} + 2\pi \frac{x}{\lambda} + \phi\right)$$

\uparrow
fázis

Fény:

- 400 nm... 800 nm
- 800...400 THz (10^{14})
- nem ionizáló

• **hettős természet** \rightarrow interferencia
 • **diagnosztikai célok,** \rightarrow fotoelektromos hatás
 • **terápia**

• hőmérsékleti sugárzás, LASER, LED, lumineszcencia

Röntgen:

- 10 nm - pm \leftarrow átfedés van \rightarrow
- $3 \cdot 10^{15} - 10^{18}$ Hz

• **ionizáló** \leftarrow egészségeset, rákot, mutációkat okoz \rightarrow

• **diagnosztika,** terápia, **karakt. sz. sugárzással** anyagvizsgálat \rightarrow kristálytan

• **diszkrét atomi e-állapotok** közöti átmenetnél v. nagy E-jü, gyorsan lefejeződő töltéshordozókat esetén ion létre

γ :

- $f > 10^{19}$ Hz

- $\lambda < 20 \dots 30$ pm

- **ionizáló** ($E > 30$ keV)

• **terápia,** radiológia, **anyagvizsgálat**

• **gerjesztett atommagok** alacsonyabb E-jü állapotba történő átmenetkor \rightarrow β -bomlás, magreakció \rightarrow annihiláció

Diasor:

fény

röntgen

fotonE

1,5...3 eV

20...200keV

primer hatás

e^- gerjesztés

e^- ionizáció

elnyelődés

diszkrét fotonenergiaánál

energia folytonos $h\nu - e$

fordása

- diszkrét e^- átmenet
- ↳ spontán v. indukált emisszió
- fekete test sugárzás

- -||-
- e^- szóródése

γ : • eredete: atommag energetikailag magasabb állapotban marad egy részecske kibocsátása után

↳ stabil állapot elérése

↳ γ foton kibocsátása (az E-különbséggel azonos E-jű foton)

• a MeV

↳ elnyelési valószínűség \ll rtg. sug.

↳ a sugárzás a szerkezeten kívül is detektálható (izotópos nyomjelzés)

2. A fényelérés mechanizmusa:

abszorpció, gerjesztés, emisszió

↳ lumineszcencia (fluoreszcencia és foszforeszcencia)

Emissziós spektrumok.

Kirchoff-tör: $\frac{K_{2j}}{a_{2j}} = const$

$$M = \frac{\Delta P}{\Delta A} \text{ (emisszió sebesség)}$$
$$a = \frac{E_{abszorbeált}}{E_{beeső}} \text{ (abszorpció sebesség)}$$

Kéletkezés: • hőmérsékleti sugárzás († abszolút 0 K-nál magasabb hőmérsékletű test kibocsátja)

• lumineszcencia

↳ nem termikus eredetű fény kibocsátás

↳ atom gerjesztett állapotból stabilba kerül, miközben foton sugároz ki (0,1 ns-nál hosszabb idő múlva)

• fluoreszcencia → angiográfia - érfejtés

↳ az anyag elnyeli az EM sugárzást, és ennek hatására fény
 bocsát ki a bejövő sugárzástól független hullámhosszon
 pl.: UV-fényes részlet

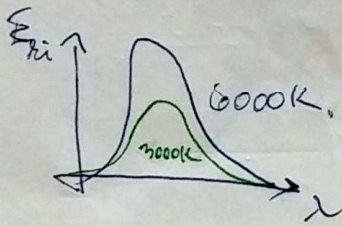
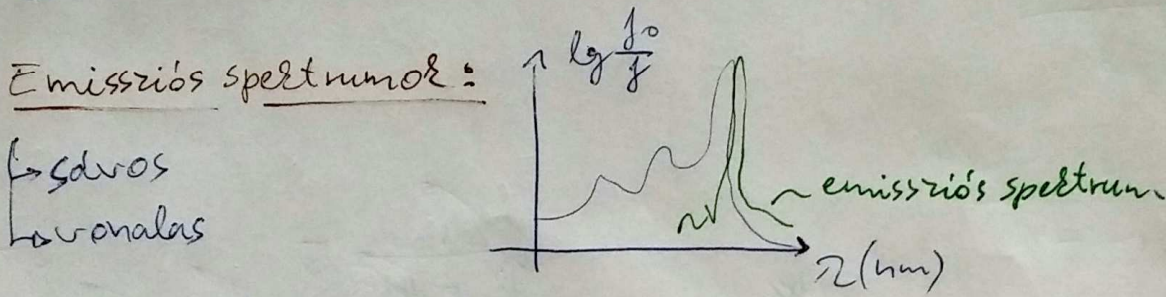
} a gerjesztés
 megszűnése után
 azonnal
 megszűnik

• foszforeszcencia

↳ nem azonnal sugározza ki a korábban elnyelt sugárzást
 ↳ tiltott E -átmenet miatt

} "lassan
 cseng
 le"

Megj: fekete test → $\forall \text{E}$ -t elnyel ($\alpha=1$)

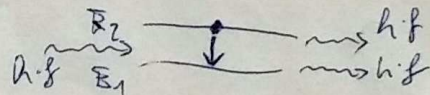


feltétele a gerjesztett állapot

3. Spontán és indukált fényemisszió:

• különbség a fázissal kapcsolatban

↳ indukált: rendezett, koherens folyamat
 ↳ spontán: rendezetlen, inkoherens, külső behatás nélkül



$h.f \text{ E}$ -jú foton hatására E_2 -ről $h.f \text{ E}$ -jú foton kibocsátás mellett visszatér E_1 -re az atom

↳ E_2 -n lévő atom E_1 -re ~~tar~~ vissza, miközben kibocsát egy $h.f \text{ E}$ -jú fotont ($\text{E}_2 > \text{E}_1$)

↳ inkoherens: az egyes e^- átmenetek térben és időben rendezetlenül
 az egyes hullámvonalatok fázisa egymástól független
 törtémenet



indukáltnál a kibocsátott hullámvonalat a kiváltóval azonos fázisban lép ki (3)

4) A hőmérsékleti sugárzás alaptörvényei:

Kirchoff-törvény:

$$\frac{M_{\lambda, i}}{\alpha_{\lambda, i}} = \frac{M_{\lambda, j}}{\alpha_{\lambda, j}} = \text{konst.} \quad \left(\frac{\text{emisszióképesség}}{\text{abszorpcióképesség}} \right)$$

$$\begin{cases} M_{\lambda} = \frac{\Delta P}{\Delta A} \\ \alpha = \frac{E_{\text{abszorbeált}}}{E_{\text{beeső}}} \end{cases} \quad (\text{fekete test: } \alpha = 1)$$

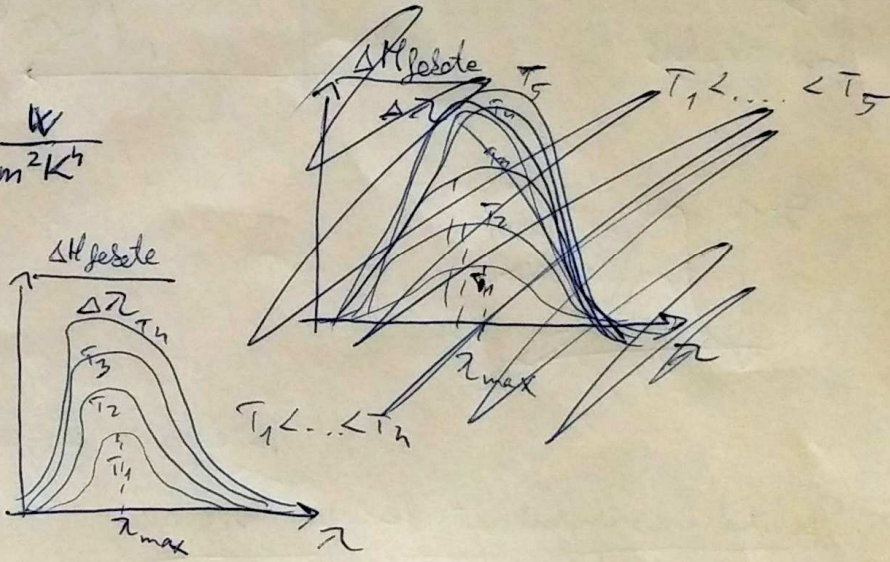
Stefan-Boltzmann-törvény:

$$M_{\text{összes}} = \sigma T^4$$

$$\hookrightarrow \sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{K}^4}$$

Wien-féle eltolódási-törvény:

$$\lambda_{\text{max}} \cdot T = \text{const.}$$



5) Teletermográfia: 400K (130°C) alatt a sugárzás IR tartományba esik

- a test által kibocsátott hőmérsékleti sugárzás detektálása
- gyulladásos göccs, dagasztás kimutatása
- keringési zavarról hőm. csökkenés
- mikrohullámú sugárzás → az emberi test mélyebb szöveteiről ad információt

$$T_{\text{test}} = 307 \text{ K} \Rightarrow \text{Wien-törvény: } \lambda_{\text{max}} = 9,5 \mu\text{m} \Rightarrow \text{IR}$$

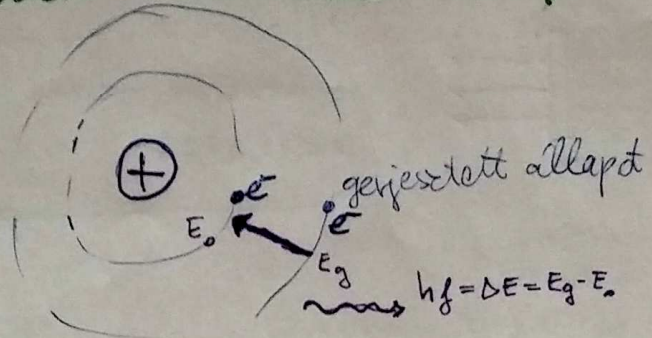
- szűkített hőmérsékleti tartomány

6., A lézer működési elve: → "beerjesztett, pozitív visszacsatolású erősítő"

LASER → Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
(indukált emisszió)

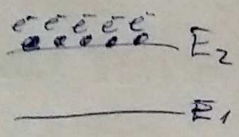
↳ a fény erősítését a hullám indukált emissziója révén valósítja meg

fényforrás + erősítő



- ↳ feltétele:
- lézerezőanyag
 - pumpálás (megvilágítás)
 - visszacsatolás
↳ visszaverődés
 - optikai rezonátor
↳ szűrő

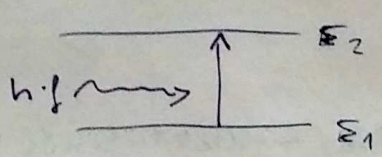
populáció inverzió:



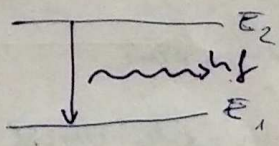
magasabb E állapotban több e-
vagy
↳ E-minimum elvétel elterjed

↳ fényerősítés feltétele

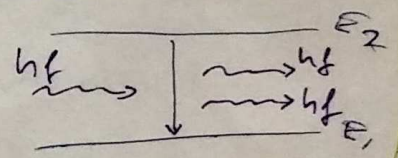
Megj:



abszorpció



(spontán) emisszió



indukált emisszió

↳ azonnal beörvényes

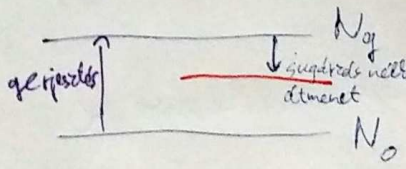
Lézerezőanyag pl:

- szennyezett kristály
- 2v. többgáz keveréke
- több E-nívós festékmolekulák oldata

↳ a metastabil állapot ~10ns-ig is fennállhat

• Évelélmény: gerjesztési és emissziós átmenetek 3 E állapoton belül történjenek

↳ az egyik magasabb nívóra legyen ~~szög~~ hosszú az élettartama
↳ lézer-nívó



metastabil lézernívó (Nm)

↳ kicsi a spontán emisszió valószínűsége (hosszú élettartama miatt)
↳ lehetőség nyílik az indukált emisszióra

A lézer anyag gerjesztése: pl. fényvel

↳ felső nívó populálása → átmenet a metastabil nívóra → $N_m \gg N_0$ a hosszú élettartam miatt

a rendszer a $hf = E_m - E_0$ E-jü sugárzást erősíti
↳ ilyen foton indul el az emisszió

populáció inverzió

Optikai rezonátor: • birtosítja a pozitív visszacsatolást,

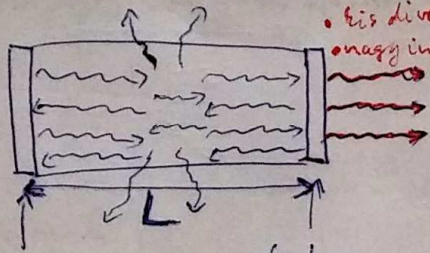
• rezonancia frekvenciát

• monokromatikus

• koherens

• kis divergencia

• nagy intenzitás



tökéletes tükröz

részben átteresztő tükröz (99%-os reflexió)

- ||-os
- azonos optikai tengelyű
- süllyesztő

• a zárt fény f -jét meghatározza a tükrök tulajdonsága és L távolsága

$$2L = m\lambda \quad (m \in \mathbb{Z}^+)$$

• kiválasztható hullámhosszok

↳ a fényhullám egy adott helyről kiindulva, mindkét tükrönél történő visszaverés után ugyanolyan fázisban érjen a kiindulási helyére

↳ állóhullámok (azonos A és f , de ellenkező terjedési irányú hullámok szuperpozíciója)

- Σ :
1. gerjesztés (fénnyel) → felső nívó populációja (populáció inverzió a hosszú élettartam miatt)
 2. spontán emisszió → öngerjesztés, optikai visszacsatolás
 3. indukált emisszió

7) A lézertényező orvosi alkalmazásai. Száloptika.

• mikro sebészet

• fény-kezelés

• megvilágítás, fluoreszcencia gerjesztés száloptikán keresztül

Hőhatás:

• fotokoaguláció → szövet felhevítése, irreverzibilis kémiai változások
↳ helyi égés, sebesedés

• fotovaporizáció → sejtek folyadékainak elpárolgtatása (usztály vérvét oros)

Ionizálóhatás:

• fotodiszrupció → molekulák ionizálódnak → alusztikus közhullám keletkezése →

szétválasztás a szövetet (6)

↳ fókuszállhatóság, kiválasztható λ és teljesítmény

Fotótermiai hatás:

- fotóabláció → hosszú szénláncú óxidmolekulák dekarboxilációja
 - ↳ rövid szénláncú molekulák gázok ugyanazon a hőm.-en
 - ↳ elpárolognak ~~felmelegítés~~ felmelegítés nélkül

• Photodynamic therapy

↳ intravénásan bevitt fotoszenzitiv anyag

↳ daganatos szövetben feloldul

↳ megfelelő lézerfény hatására toxikus anyagokat enged ki

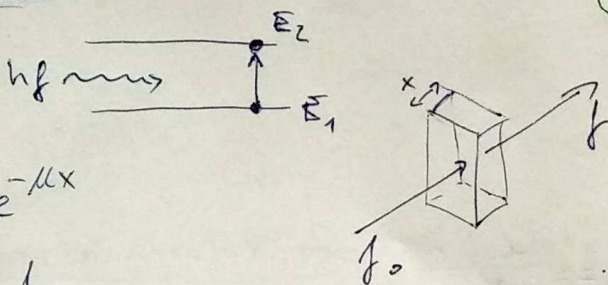
-
- sebészet → koaguláció + 60-90°C között a felétje lécsapódás, koagulált területen hegsvövet képeződik
 - szemészet
 - fogászat
 - bőrgyógyászat → pl: anyajegy eltávolítás

Szálóptika:

- műtét nélküli testreng vizsgálat lehetősége
- rugalmas üvegszálak, rendszeren elhelyezve → a tárgyról érkező fény sugarat visszafelé annak képét
- határközépnél nagyobb beesési szöggel érkezik

8) Fényelnyelés mechanizmusa. Abszorpciós spektroszkópia. Beer-Lambert-tv.

↳ abszorpció:



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

$$A = \lg \frac{I_0}{I}$$

↑
abszorbancia / optikai densitás

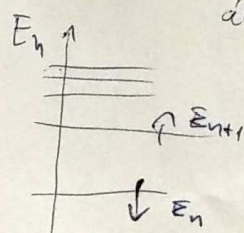
Lambert+Beer:

$$I = I_0 e^{-c \epsilon l}$$

↳ híg oldatokban az abszorbancia arányosa koncentrációval

$$A = \epsilon l c \quad \left| \begin{array}{l} I = I_0 e^{-\mu x} \\ \mu = c \epsilon l \\ \text{oldatban} \\ \epsilon: \text{mólaris abszorpciós egy} \end{array} \right.$$

gerjesztés: fény-foton E-ja magasabb E-jű állapotba visz át egy e-t



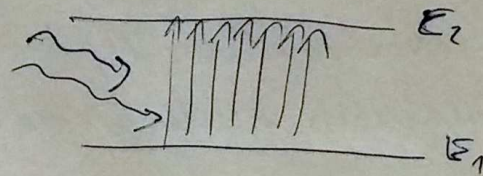
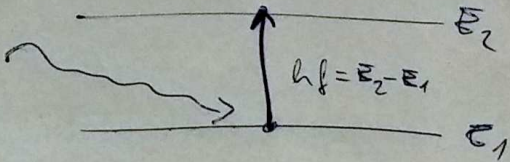
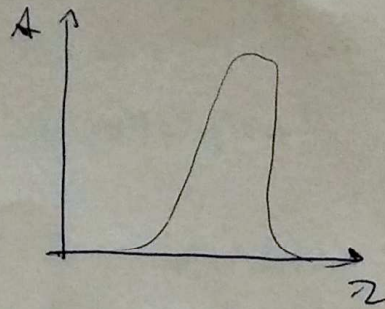
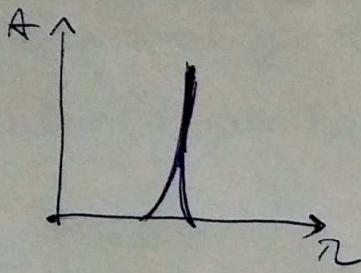
$$E_{n+1} - E_n = h \cdot f = h \frac{c}{\lambda}$$

• molekulák oldatainak spektruma széles sávokból áll

↳ E állapotok sokfélesége, $T > 0K$ (Boltzmann-eloszlás; milyen valószínűséggel fordulnak elő az egyes E-jű állapotok)

egyedülálló atomok

molekulák



Megj:

$$T = \frac{I}{I_0} \text{ (transzmittancia)}$$

$$A = \lg \frac{I_0}{I} = \epsilon(\lambda) c l \text{ (abszorbancia)}$$

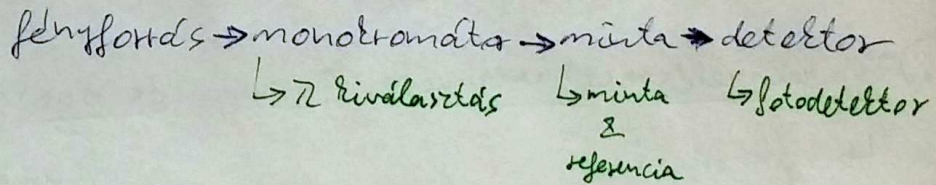
Abszorpciós spektroszkópia:

• abszorbancia hullámhossz függősége

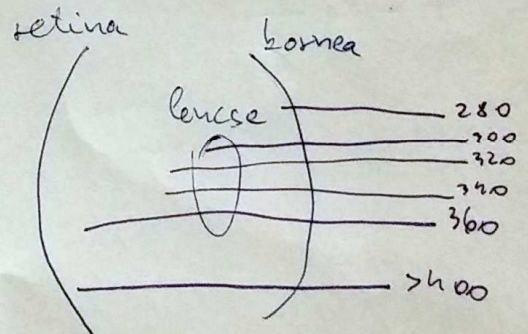
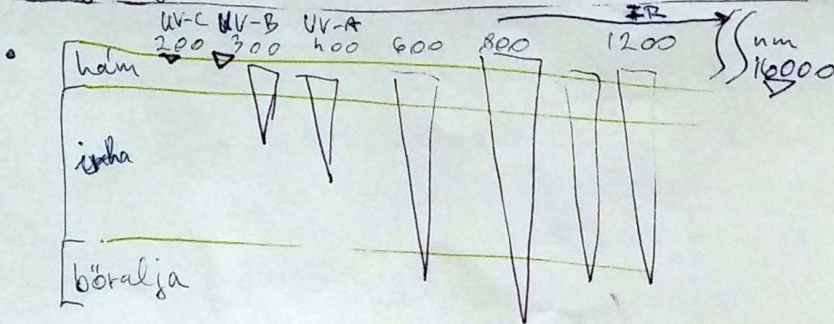
• spektrofotométer

• alkalmazás

- fehérjeterheltség meghatározás
- hemoglobin összetétel
- enzimműködés



3. Fényelnyelés a szemretben. Behatolási mélység. Fotokémiai reakciók.



- behatolási mélységet
- a nukleinsavak és aminosavak befolyásolja (8)
- fénytörés, visszaverődés

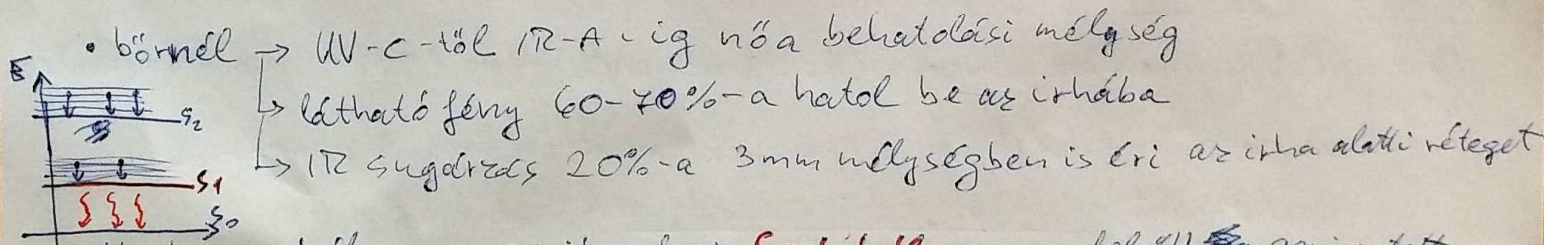
Fotokémiai reakció

↳ a felvett E egy része hővé alakul, egy része kémiai reakciók eredményeként az E leadása 3 módon történhet:

- fény kibocsátás
 - fluoreszcencia
 - foszforeszcencia
- } kvantumhatásfok \rightarrow a 3 folyamat valószínűségét jellemzi

2 típusa:
↳ direkt \rightarrow új kovalens kötés jön létre, vagy bomlik fel a fényt elnyelő molekulában
↳ indirekt $\rightarrow E$ v. e^- átadás a fény által gerjesztett molekulák vagy az az környezetben lévő molekulák között

10) A molekulák környezetével való kölcsönhatásának hatása az abszorpció és emissziós spektrumokra \rightarrow a kiszugrott fény telj. sűrűségének λ -tól való függése



- bőrnél \rightarrow UV-C-től IR-A-ig nő a behatolási mélység
↳ látható fény 60-70%-a hatol be az intohába
↳ IR sugárzás 20%-a 3mm mélységben is éri az intra alatti réteget
- Kasha-szabály \rightarrow emisszió csak az **S_1 nívőről** van, a felsőbb gerjesztett állapotokból nincs átmenet az alapállapotba fotonemisszióval
↳ vibrációs relaxáció: hővé alakul a vibrációs E
- sejtek nukleinsav / aminosav tartalma miatt már a felső rétegben elnyelődik a sugárzás nagy része
- hatás keresztmetszet \rightarrow mennyire hatékony egy λ hullámhosszú fény egy folyamat kiváltásában

- egész szervezetet érintő hatás \rightarrow D-vitamin szintézis
↳ dagasztós megbetegedések
↳ immunrendszer szuppressziója (UV-B) \rightarrow gátolása

• hemoglobin, melanin \rightarrow látható tartományba abszorbeáló

11) Kiválasztási szabályok az e^- átmenetekben. Szingulett és triplett e^- állapotok

~~Spin~~ saját impulzusmomentum

(S)

(T)

S, T:

• a spinállapothoz rendelt mágneses momentummal a mágneses tér irányához képest lehetséges orientációs állapotai számára utal

Szingulett állapot: $\uparrow e^-$ spinje párosított, eredő spin \emptyset

• egy e^- állapotban $\uparrow e^-$ eredő spinkvantumszáma $S = \emptyset$, akkor mágneses térben az orientációs állapotok száma $2S+1 = 1$

↳ pl.: \uparrow nívó 2 ellentétes spinű e^- -vel van betöltve

$$\sum_i s_i = \emptyset$$

→ az atom összes e^- -ja spinkvantumszámának összege

~~Szingulett~~

Triplett állapot: 2 e^- spinje párosítatlan, eredő spin 1

• a mágneses térben 3féle orientációs állapot lehetséges

↳ pl.: 2 azonos spinállapotú e^- található a nívón

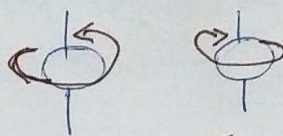
$$\sum_i s_i = 1$$

Kiválasztási szabályok:

• a spektrumban az abszorpció átmenetel nem egyformán valószínű

↳ az e^- átmenetekben a pályák között a kvantumszámok változását kiválasztási szabályok kötik meg.

$$\begin{aligned} \Delta n &= \text{bármennyi} \rightarrow \text{főkvantumszám} \\ \Delta l &= \pm 1 \rightarrow \text{mellék-} \\ \Delta m &= 0 \text{ vagy } \pm 1 \rightarrow \text{mágneses-} \\ \Delta s &= \emptyset \rightarrow \text{az } e^- \text{ spinállapota nem változhat!} \end{aligned}$$



Spin

A valóságban:

- felfelé v. lefelé mutat
- a külső mágneses térhez képest történő elhelyezkedést jelenti

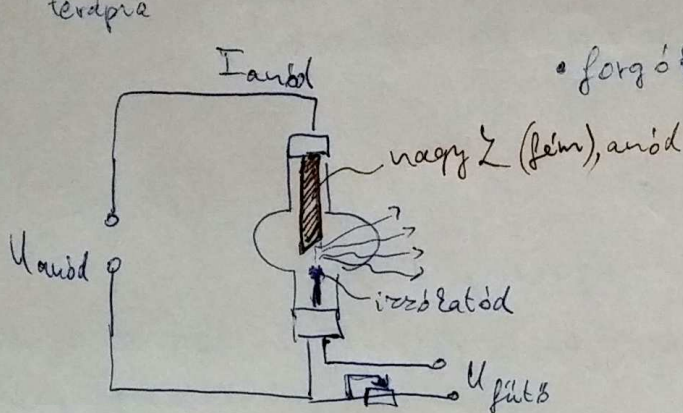
• a felfelé v. lefelé mutató spinnek a mágneses térhez képest ellentétes irányú forgást jelentenek

1) Röntgensugárzás képzésének mechanizmusa és ezek jellemzői:

$(\times 10 \text{ eV} \dots \times 10 \text{ MeV})$ nagy sebességű töltött részecskék lefékezésére (nagy rendszámú anyagban)

↓
diagnostika
↓
terápia

• diszkrét atomi e^- állapotok közötti átmenetéből is származhat



• forgó ~~anód~~ ^{anód} → hűtés

↳ becsapódó e^- ok E^- -jával
99%-a hő lesz!

• a képző sugárzásnak 2 komponense van → karakterisztikus sugárzás
→ félerési sugárzás

$$U_{\text{anód}} = E_{\text{max}} = h f_{\text{max}}$$

$$(hf = h \frac{c}{\lambda})$$

$$\lambda_{\text{min}} = \frac{hc}{e U_{\text{anód}}} \quad \text{Duane-Hunt-tr.}$$

↳ Ha $U_{\text{anód}} \uparrow \Rightarrow \lambda_{\text{min}} \downarrow$

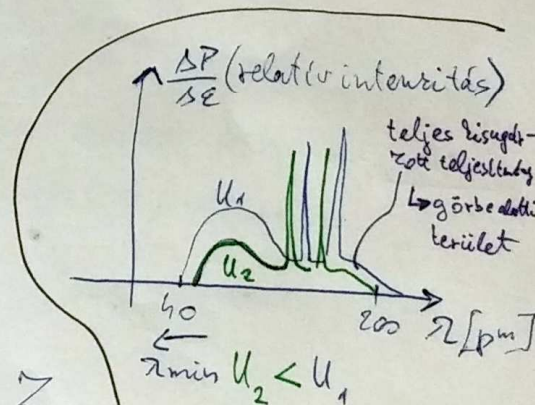
a) félerési Hg. sugárzás → folytonos spektrum

Hg. diagnostika
alapja

$$P_{\text{ö}} = C_{\text{Rtg}} \cdot U_{\text{anód}}^2 \cdot Z \cdot I_{\text{anód}}$$

$$\hookrightarrow 1,1 \cdot 10^{-9} \frac{1}{V}$$

$$\eta = \frac{P_{\text{ei}}}{P_{\text{öe}}} = \frac{C_{\text{Rtg}} U^2 Z I}{U I} = C_{\text{Rtg}} U Z$$



• a félerési sugárzás a vonalak környezetén eltér az eredetétől
↳ a karakt. sugárzást létrehozó e^- ok nem vesznek részt a félerési sugárzásban

b) karakterisztikus - II - : → bizonyos $U_{\text{gyorsító}}$ felett

- ↳ az anód anyagára jellemző emissziós vonalából áll
- ↳ eredete a diszkrét atomi e^- állapotok közötti átmenetéből
- ↳ $E_{\text{kin}} \approx$ a belső héjában keringő e^- ok kötési E^- -jével

↳ belső e^- kiszabad az atommag körüli pályáról → anódtól e^- lép be ide → E^- -jét kisugározza

Megj.: Auger - $e^- \rightarrow$ a foton E -át egy külső héjon keringő e^- -veszti fel és nagy mozgási E -val távozik

13) Az oroszi diagnosztika Hg. forrása és jellemzése: (10-200 keV)

14) Elnyelődése, kontrasztanyagok \rightarrow feketeési Hg. sugárzás

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad \mu = \mu_m \rho \quad (\mu_m \sim Z^3)$$

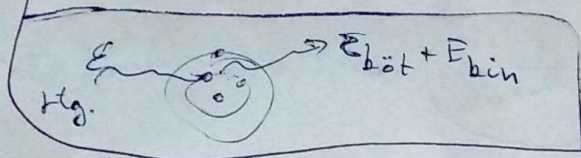
\rightarrow tömeggyengítési eho.

• az elnyelés valószínűsége megnö, ha a foton $E =$ egy alhéj ionizációs energiájával

• Hg. kép kontrasztja függ \rightarrow Σ - negatív kontrasztanyagok
 \rightarrow Σ - pozitív -||-

Megj.: DSA - Digital Subtraction Angiography

\rightarrow kontrasztanyag nélküli Hg., majd kontrasztanyagos Hg.



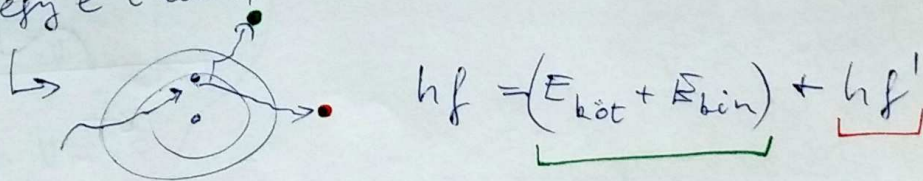
• szövetek elnyelőképességét jellemző összefüggés:

$$\tau_m = C Z^3 \Sigma^3$$

τ_m : fotoeffektus gyengítési együtthatója

Megj.: Compton-szórás

\rightarrow egy e^- -t kilö, de nem a teljes E -ját „veszti el”



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

\rightarrow Compton-szórás tömeggyengítési ehoja.

\rightarrow lineárisan függ Z -től

\rightarrow kontrasztosságban nem játszik szerepet

Kontrasztanyagok: • sugárnyelődés $\tau = \tau_m \rho$ alapján tervezhető

• $\oplus \Rightarrow$ nagy Z (pl.: Ba, I), $\ominus \Rightarrow$ levegő, CO_2 gáz \rightarrow $\rho \downarrow$

15.) A röntgen diagnosztika szempontjai. Szummációs lép. Rtg CT

negatív kontrasztanyag

→ kontrasztanyagok

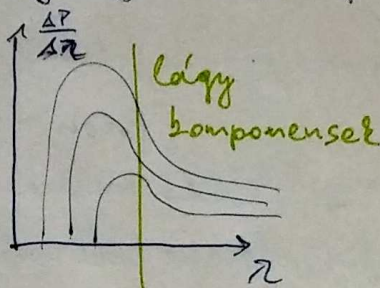
$$\rho_m = C \cdot \pi^3 \cdot Z^3$$

$$I = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-(\rho_m + \rho_m) S x}$$

kontraszt függ a sűrűség-
különbségtől és a rendszer-
különbségtől

↳ pozitív kontrasztanyag

→ nagy sugárdózi komponens csökkentése



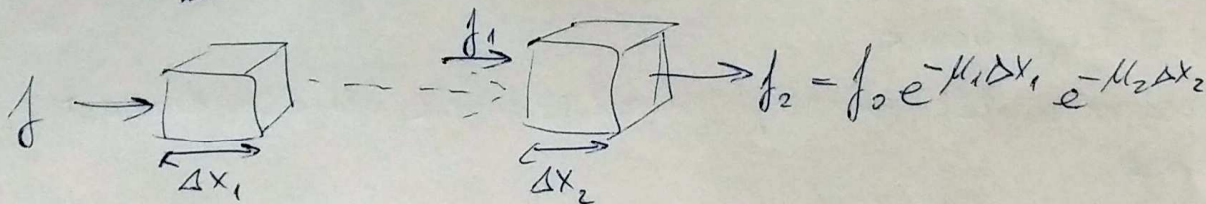
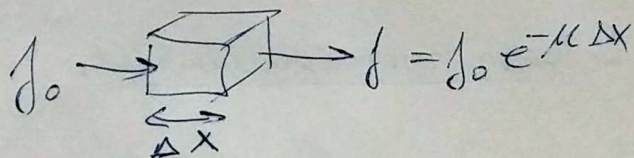
↳ pl. Compton-szórás ablaka
sugárdózis csökkentése

→ sugárterhelés csökkentése, digitalizálás

↳ DSA (előző oldal)

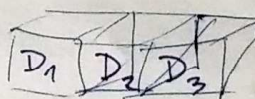
Rtg CT:

• szummációs lép. keletkezik az átvilágításban



$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x_i}$$

$$D = \lg \frac{I_0}{I}$$

denzitásol:  $D = \sum_{i=1}^n D_i$

- sok irányban, egy síkban
- ~ 500-szoros sugárterhelés
- ablakozás → adott tartomány széthúrása a teljes szűrő-szállón

16) α vs γ sugárzás elnyelődése, függése a foton energiától:

↑
 kisebb E, nagyobb elnyelődés

↓
 kis elnyelődés, izotópos nyomjelzésre jó

• α és β bomlás kísérője

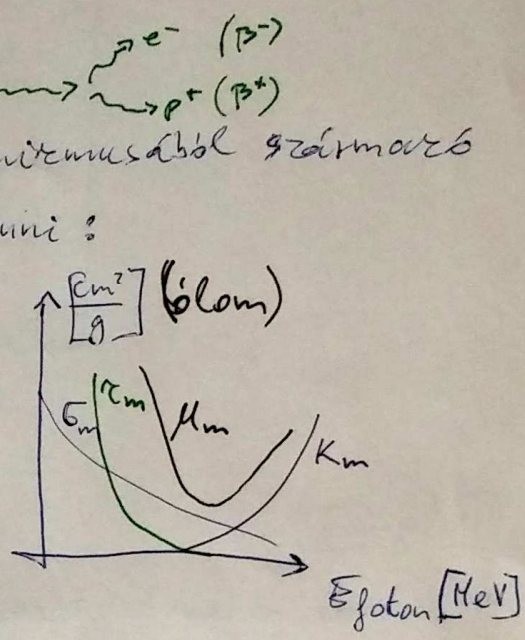
↓
 He^{2+} nagy sebességű e^-

• nagy E-jű foton

> 1 MeV

• γ sugárzás E-jánál már a párdátés mechanizmusából származó intenzitás-gyengülést is figyelembe kell venni:

$$\mu = \Sigma + \sigma + K$$



Pl: Tc- γ sugárzó izotóppal jelölt vesevizsgálat

17) A hang, mint mechanikai hullám. Leírása nyomáshullámként.
A terjedési sebesség közegében.

• kinetikai E terjed benne

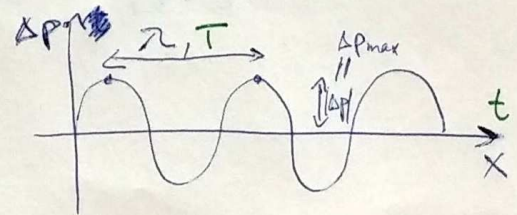
↳ a közeg részecskéi egyensúlyi helyzetük körül vibrációs mozgást végeznek

↳ a mozgásállapot terjed

• hullám → időben és térben periodikusan változik

• rözege van sűrűség → mechanikai E terjed

• nyomásváltozásra felírt hullám-fü.



$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{max} \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) + \phi \right]$$

$$v = f \cdot \lambda$$

↳ Pl:

$$v_{levegő} = 1500 \frac{m}{s}$$

$$v_{levegő} = 330 \frac{m}{s}$$

• longitudinális / transzverzális

↳ a részecskék a terjedés irányába rezegnek

↳ -|| - ⊥ - en -|| -

Közegbeli terjedése:

• sebessége nem függ a f -től, csak a közeg anyagi tulajdonságaitól

↳ diszperzió jelensége nem lép fel

↳ ρ -tól és összenyomhatóságtól függ

↳ $K = \frac{-\Delta V/V}{\Delta p}$ (kompresszibilitás)
 ($p \uparrow \Rightarrow V \downarrow$)

$v = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$

↳ Szilárd anyagokban v nagyobb, mint gázokban

↳ K miatt

↳ légysíveletrre: $1540 \frac{m}{s}$

18.) UH. Akusztikai impedancia. A diagnosztikában használt UH intenzitása, limitációból, a frekvencia szerepe.

$f > 20 \text{ kHz}$

$c_{\text{levegő}} = 340 \frac{m}{s}$

$f_{\text{felső}} \approx [\text{MHz}] \times 100$

Keltése: piezoelektromos jelenség

↳ összenyomhatóságra tölésszétválás lép fel

↳ inverz jelenség

↳ megfelelő f -jú U -val mechanikai hullámot keltünk

Akusztikai impedancia: mennyire áll ellen a közeg annak, hogy a részecskéit mozgásba hozzuk

$Z = \frac{P}{v} = c \rho = \sqrt{\frac{\rho}{K}}$

↳ közegbeli terjedési sebesség

Intenzitás: a sugárzás irányára \perp -en elhelyezett egységnyi felületen

↳ telj. sűrűség időegység alatt áthaladó E [$\frac{W}{m^2}$]

$I = \frac{1}{Z} \Delta P_{\text{eff}}^2 \rightarrow$ adott hangintenzitáshoz adott nyomásingadozás tartozik (15)
 ↳ terápia szorolás UH-val

$f \rightarrow \lambda \rightarrow$ sejtel mérete ($240\text{MHz} \rightarrow \frac{\lambda}{2} = 800-160\mu\text{m}$)

\hookrightarrow terápia: $0,5 - 1\text{MHz}$

\hookrightarrow kisebb intenzitásnál belső súrlódás dominál \rightarrow hőterápia

Limitáció: intenzitásra

\hookrightarrow hőhatás, szövetronsóló hatás

\hookrightarrow Mo.: rövid UH impulzusok \rightarrow fátel \downarrow

f-szerepe:

$$f = f_0 e^{-\mu x} \rightsquigarrow \alpha = 10 \lg \frac{f_0}{f} \text{ dB}$$

\hookrightarrow (μ nő, ha f nő)

\hookrightarrow csillapítási tényező

$$\mu = \text{const} \cdot f^2$$

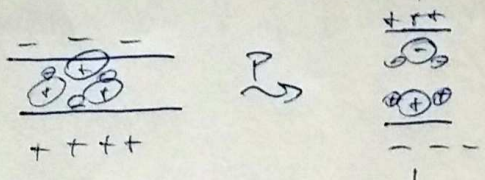
$$\alpha = 10 \mu x \lg e \text{ [dB]}$$

19) UH keltése és detektálása:

\hookrightarrow piezoelektromos jelenség (SiO_2 kristály pl.)

\hookrightarrow feszültség \leftrightarrow mechanikai deformáció konverzió

\hookrightarrow rezonancia \rightarrow a lapka saját f -ja = UH frekvenciájával



\oplus és \ominus töltéssel
súlypontja egybeesik

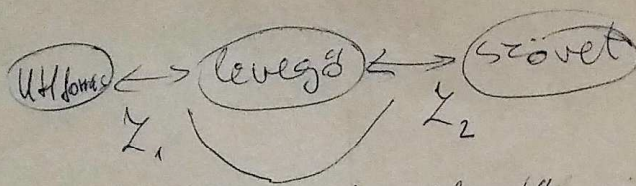
sp.-eltolódás
 \hookrightarrow U keltés

Detektálás: inverz piezoelekt. jelenség

\hookrightarrow hullám U-t kelt

20) A csatoló közeg jelentősége:

- levegő - szövet határon az UH visszaverődik



$$Z_1 \ll Z_2 \quad R = 1 \text{ kerülendő}$$

$$R = \frac{f_{\text{visszavert}}}{f_{\text{bejövő}}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

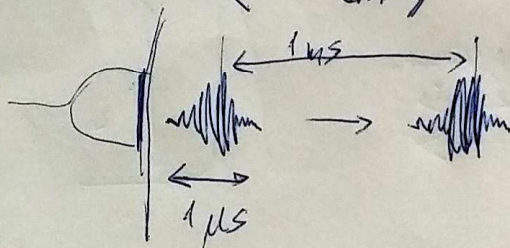
$$Z_{\text{csatoló}} = \sqrt{Z_{\text{forrás}} \cdot Z_{\text{bőr}}}$$

21) A diagnosztikában használt UH impulzus üzemmód jellemzése:

- faté csökkentése

$$\left(10 \frac{\text{mW}}{\text{cm}^2} \right)$$

$$f = 1 - 10 \text{ MHz}$$

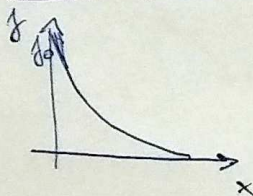


- 2 impulzus között történik a visszavert hullám detektálása

↳ bejutás - visszaverés és közt eltelt idő mérése

- túl nagy nyomásingadozás ellen kell határt szabni f -nek
↳ szövetkárosodás

22) UH elnyelődése. Az abszorpció függése a frekvenciától:



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

$$\alpha = 10 \lg \frac{I_0}{I} \quad [\text{dB}]$$

↓
csillapítási
tényező

$$\mu = \text{konst} \cdot f^k$$

$$\lg \mu = \lg(\text{konst}) + k \cdot \lg f$$

$k = 1 \rightarrow$ lin. kapcsolat

μ a diagnosztikai tartományban nő f -el

$$\alpha_{\text{fa}} = \frac{\alpha}{f x} \rightarrow \text{csak a közegre jellemző}$$

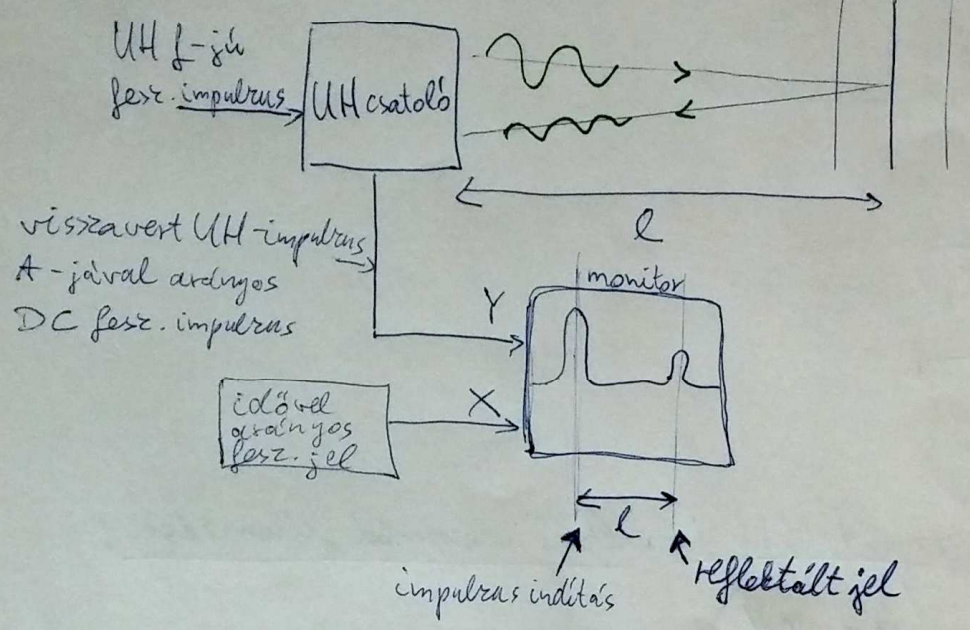
23) UH diagnosztika echo-módszerei. A reflexiókéesség.

A-bép, lineáris és 2D B-bép. TM-bép.

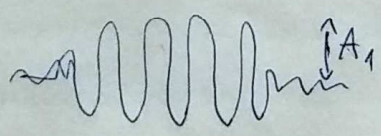
$$R = \frac{f_{visszavert}}{f_{bejoro}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

$R \approx 1 \rightarrow$ teljes visszaverés

Amplitúdó

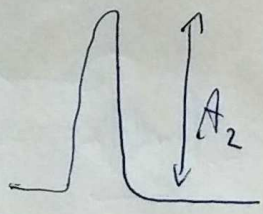


$ct = 2l$
 megkapjuk a visszaverő felület
 l távolságát
 → és a felületek távolságát
 $l_2 = l_2 - l_1$



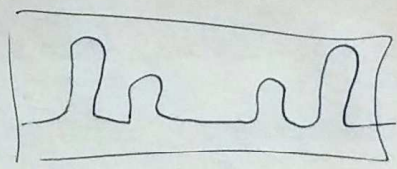
betekelt UH impulzus

egyenir. szűrés erőssége



Lineáris B-bép:

A-bép



B-bép

brightness



2D B-bép:

- mozgatott transzducer → 1D-s B-bépek sorozata
- leggyerő alaku pásztázás
- a ~~mérés~~ pontok a mérési irányban megfelelően kerülnek a kijelzőre
fényes

TM-bép: Time-Motion → a B-bépet x irányban elcsúsztatva helyezett egymás mellett
 → a reflexió mozgó felületről történik (pl.: szénbilleentyű) → mozgást eredményez

24) Doppler effektus és alkalmazása az ultrahang-diagnosztikában.

Doppler-frekvencia és jelentősége. Színbódolás.

hullámforrás és megfigyelő mozognak egymáshoz képest

$$\begin{cases} \rightarrow f \uparrow, \text{ ha közelednek (+)} \\ \rightarrow f \downarrow, \text{ ha távolodnak (-)} \end{cases} \quad f' = f \left(1 \pm \frac{v}{c} \right)$$

Jelentősége ultrahang-nál:

• mozgó struktúrák sebességének meghatározása

• véráramlás vizsgálata

↳ az ultrahang a mozgó alacsony elemeken szóródik

Doppler-frekvencia: $f - f' = \Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$

Megj.: ha $v \ll c \Rightarrow v \cdot \cos \theta$ állandó a képletben

↳ véráramlásnál szögpont

Színbódolás: Δf előjele függ a véráramlás irányától

BART - Blue Away Red Towards

25) A proton-spin mágneses momentuma, tulajdonságai (orientáció, precesszió). Energetikai lehetőségek mágneses térben.

• Spin: saját impulzusmomentuma van az atommagnak

$$(S_N = S_P = \frac{1}{2})$$

↳ ezzel arányos a mágneses momentuma

↳ mágneses tér hatására E-állapotuk küll. Entérvé válik

↳ \neq részecske, aminek spinje van, mágneses dipólusmomentummal is rendelkezik

↳ vektorialis mennyiség

Spin \parallel mágneses momentum

↳ kvantált viselkedés

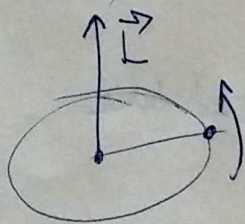
külső mágneses tér (H_0) hatására a p^+ és e^- szintje felhasad 2 F -szintre

$$\hookrightarrow \Delta E = h f_0 = g_N \mu_N H_0$$

↓
mag g faktora

• \vec{L} impulzusmomentum nagysága kvantált:

$$|\vec{L}| = L = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)} \quad l = 0 \dots (n-1) \text{ mellékkvantumszám}$$



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

$$(|L| = mvr)$$

↳ iránya is kvantált

↳ ritüktetett irányhoz képest csak meghatározott irányok

$$L \cos \Theta = L_z = \frac{h}{2\pi} m_l$$

$$\hookrightarrow m_l = 0, \pm 1, \dots, \pm l$$

(mágneses z szám)

↳ $(2l+1)$ féle

• \vec{S} spin-momentum $\sim \vec{L}$:

$$|\vec{S}| = S = \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)}$$

$$S \cos \Theta = S_z = \frac{h}{2\pi} m_s$$

$$H_e = -g \mu_B \sqrt{s(s+1)} \text{ (e spin mág. mom.)}$$

↳ spinhez rendelt mágneses kvantumszám s -vel

$$H_N = g_N \frac{e}{2m} \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)} \text{ (mag-ll-)} \leftarrow$$

↳ 2-féle beállítás:

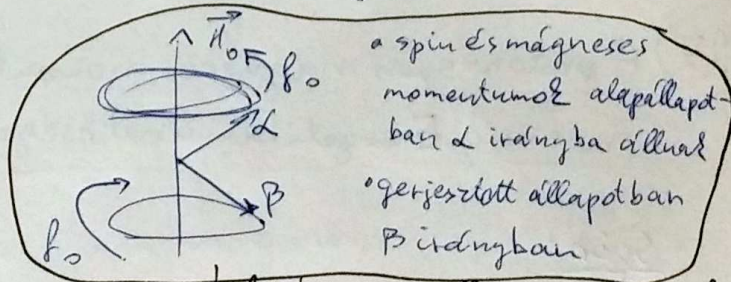
$$m_s = \pm \frac{1}{2}$$

• \vec{L} -el és töltéssel rendelkező

részecskéek mágneses dipólusmomentummal $\rightarrow \vec{\mu}_L = -\frac{e}{2m_e} \vec{L}$ is rendelkeznek

(töltés körmozgása)

↳ $\vec{L} \rightarrow$ körmozgás \rightarrow kördram \rightarrow mág. dipólus



a spin és mágneses momentumok alapállapotban L irányba állnak
gerjesztett állapotban B irányban

↳ körben precessáló mozgást végez f_0

$\vec{\mu}_e \parallel \vec{L}$
(ellentétes irányítottak) (20)

• külső mágneses tér hatására precessziós mozgást végez a „párgö” mag
 ↳ ebből a mozgásból származó mágneses momentum iránya a külső térrel ellentétes

• e^- -ök atommag körüli mozgása: de mi Lördrám
 ↳ dipólmomentum

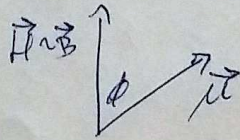
• páros számú nukleonok ellentétes momentumai semlegesítik egymást
 ↳ a mag momentuma $\neq \emptyset$, ha p^+ vagy n^0 -ök száma páratlan

• H-atomnál μ_p kiemelkedően nagy

↳ az anyagban sok H-atom van \rightarrow nagy eredő momentum

26) Larmor-frekvencia, Zeeman-felhasadás: \rightarrow atomot külső mágneses térbe helyezve, az E -szintjei eltolódnak
 • p^+ -ök mágneses térben iránykvantáltságot mutatnak

↳ energetikailag is kil. állapot



$$E = E_0 - |\vec{B}| |\vec{\mu}| \cos \varphi = E_0 - B \mu_z$$

↑
az E mágneses tér nélkül

$E \downarrow$, ha $\cos \varphi \uparrow$

a mágneses tér orientálja a momentumot parallel irányban

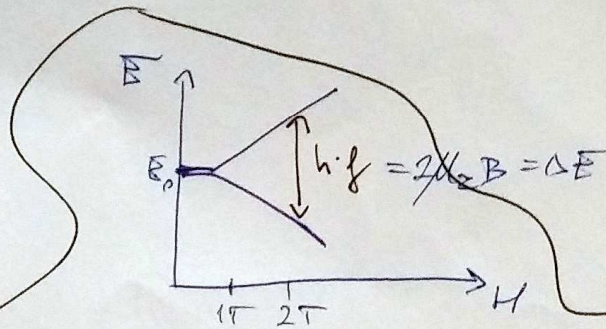
Zeeman-féle E-felhasadás:

$$\Delta E = E_2 - E_1 = (E_0 - E_{\text{magn}2}) - (E_0 - E_{\text{magn}1}) = \mu B \cos \varphi + \mu B \cos \varphi =$$

$$= 2 \mu_z B$$

$$\Delta E = h f_0 = g_N \mu_N H_0$$

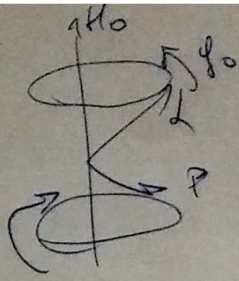
a p^+ által elfoglalt E -szintek között átmenet indokolható f_0 f -jú EM sugárral



a p^+ E -szintjeinek felhasadása külső mágneses térben

↳ rezonanciafeltétel \rightarrow kil. magok adott f -en kil. H_0 -on mutatnak rezonanciát

(20.0.)
(folyt.)



H_0 hatására a nagy μ számú minták (pl. szövetek) rendezett állapotot vesznek fel

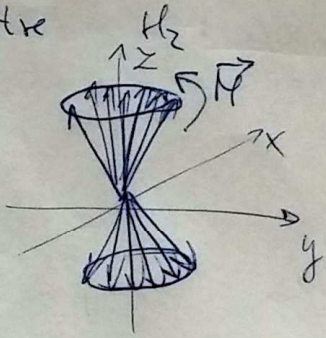
\rightarrow adott hőm.-en a 2 állapot (α, β) között a spinek megoszlását a Boltzmann-eloszlás szabályozza:

$$\frac{N_{\beta}}{N_{\alpha}} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}}$$

pl. \rightarrow éppen x, y síkba forgat be
($90^\circ, 180^\circ$ -os impulzus)

homogén H_0 tér $\rightarrow f_0$ f-jű EM sugárzás

\rightarrow a minta makroszkopikus mágneszettsége (M) a külső térhez párhuzamos, ill. antipárhuzamos beálló magok mágneses momentumainak vektorialis összegéből jön létre



\rightarrow Az eredő vektor párhuzamos H_0 -al és nagyon kicsi

$\rightarrow f_0$ EM sugárzás megszűntekor visszatér H_0 irányába szerint

\rightarrow közben a mágneszettség miatt elektromos feszültséget indukál

\rightarrow exponenciálisan cseng le

$\rightarrow T_2$: spin-spin relaxációs idő

\rightarrow észlelt jel: FID (free induction decay)

(a spinrendszer időtartománybeli válasza)

Fourier-transz.

CW - spectrum (continuous wave)

11

22. oldal a 25)-ös tételhez!

Larmor-f

• precessió f -ja

$$\Delta E = \underset{\substack{\uparrow \\ p^+ \text{ momentum}}}{2\mu B} = h \cdot f$$

• $E_1 \rightarrow E_2$ átmenet ~~is~~ Larmor- f -jú foton- E -val gerjeszhető

• $\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \rightarrow$ a populáció-ról ΔE -től függ

$\Delta E \uparrow \Rightarrow$ nagyobb eredő vektor

27)

Σ : p^+ momentum mágneses térben:

• \vec{B} -vel \uparrow vagy \downarrow ↗ dtörhető $hf = \Delta E = 2\mu B$ ~~is~~ foton- E -val
• kisebb B , nagyobb populáció $\Delta E \sim B$ (lin.)

• precesszió $f = \frac{1}{h} 2\mu B$ -vel

• eredő mágn. mom. $\uparrow \vec{B}$ és nagysága $|\vec{B}|$ -vel növelhető

Megj:

A mágneses térbe tett mintát besugározunk olyan foton- E -jú EM-sugárral, mely gerjeszti az $E_1 \rightarrow E_2$ E -átmenetet és orientáció váltást.

\hookrightarrow E -átmenet rezonanciában van a sugárzás foton- E -jével

28) A mágneses tér nagysága az MRI mérésben és annak jelentősége:

• H hatása:

- orientáció
- azonos f -jú precessió

↳ a precessió fázisa összehangolatlan $\rightarrow M_{xy} = 0$



külső EM-sugárral a fázist összehangoljuk

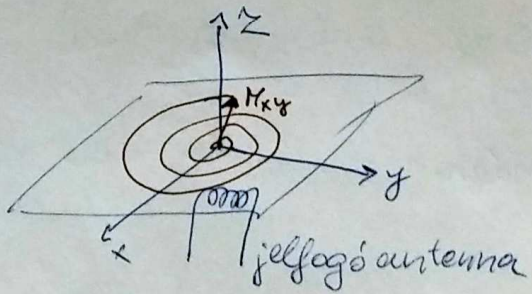
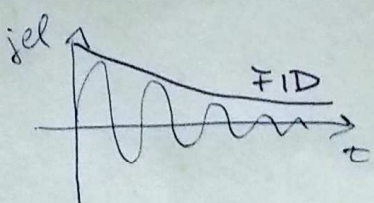
↳ $M_{xy} \neq 0$

29) MRI-bép alapja:

• az MRI-bép adatai: a gerjesztés impulzus kikapcsolása utáni relaxáció alatt mért jelek jelentik

M_{xy} változik \rightarrow változó mág. tér az xy-síkban U -t indukál

A mért jel:



MRI:

1. rezonanciafeltétel: $hf_0 = g_N \mu_N H_0$

↳ csak abból a vékony szeletből detektálható a jel, melyre ez teljesül

2. kontraszt befolyásolása:

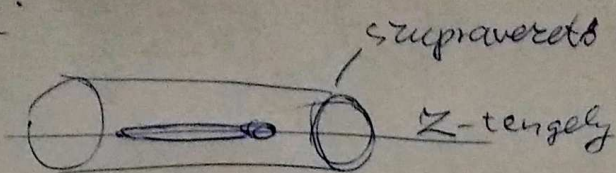
- NMR-paraméterek
- spinexcitáció (p⁺ sűrűség)
- T_1, T_2 relaxációs idő
- impulzussequencia

Megj:

- (dagamatszövetekben megnövekedett T_2 relaxációs idő tapasztalható)
- fMRI \rightarrow vér hemoglobinja oxy- és deoxy állapotban küll. mágneses tulajdon - (2h) számbat mutat

HRI technikája:

1.



↳ ΔE nagyobb
↳ kompenzálatlan
momentumok száma nő

2. \vec{H} bekapcsol

- ↳ orientáció
- ↳ azonos f -jú precessió

↳ de fázis összehangolatlan $\rightarrow M_{xy} = 0$

3. \vec{H} megfelelő f_0 bekapcsol

$$\bullet \Delta E = 2\mu_B B = hf$$

↑
z-től függ
↳ ρ sűrűség

→ vizsgálendő keresztmetszeti szelet kiválasztása a sugárzás f -jával

↳ összehangolja a precessió fázisát
 $M_{xy} = 0$
↳ impulzus jellegű gerj.

Köv.: xy síkban növekvő f -jú forgó mágneses momentum

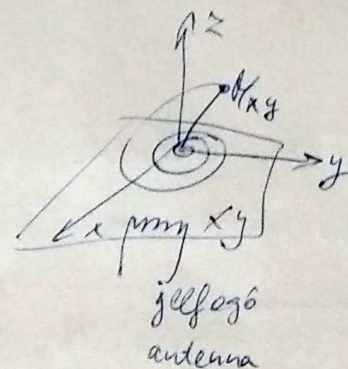
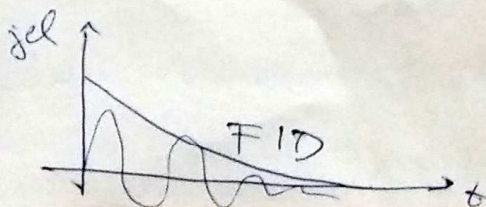
4. Adatgyűjtés:

- gerj. elkapcsol
- relaxáció alatt mért jelet

↳ M_{xy} "visszadől":

- előbb orientációváltás
- precessió fázisa elhangolódik

↳

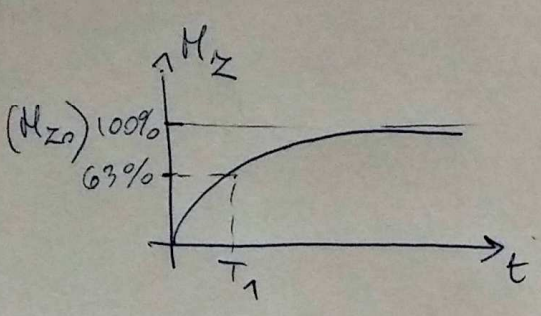


T₁: spin-ides relaxációs idő
 ↑
 környező molekulák

$$M_z = M_{z0} (1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \leftarrow T_1$$

30., T₁ és T₂

↓
Z-vel arányos



T₁ ≈ 500...1000ms

T₁: milyen gyorsan sikerül ütközéssel leadni ΔE E-át a környezethez

← az E-átadás feltétele: az átvevő molekula vibrációs f-ja rezonanciában legyen a Larmor-precesszióval

param.s.	↑↑ külső tétel, nem tartja meg
diam.	↓↓ - -, nem tartja meg
ferrom.	megtartja

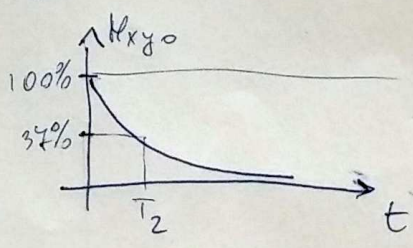
f_p ~ f_{mole}
 ↓
 nagy molekulák lassú mozgásai (fehérjék, lipidek)
 ↳ T₁ kicsi → M_z(t) nagy → fényes pixel → ^{elő-} rövid világos

T₂: spin-spin relaxációs idő

↳ a lokális mágneses terek miatt a koordinált precesszió elhangolódik

$$M_{xy} = M_{xy0} e^{-\frac{t}{T_2}} \leftarrow T_2$$

T₂ = 50...100ms



↳ nagy molekulák → lassú mozgás → inhomogenitás fennmarad → gyors fázisvesztés
 ↳ kontrasztanyaga: ferromágneses → T₂ csökken → T₂ képsötét

Pl.: vízes közeg → inhomogenitás kiátlagolódik ↓
 fényes pixel ← T₂ nagy ← lassú fázisvesztés

↓
 T₂ rövid
 ↓
 M_{xy}(t) kicsi
 ↓
 pixel sötét (26)

Σ : T_1 és T_2 kül. szöveti tulajdonságot emel ϵ_i

5., A kiválasztott testszeleten belüli felbontás:

$\hookrightarrow h_f = 2\mu(B(z)) \quad f \rightarrow B \rightarrow \Sigma \quad f$ kiválaszt egy testszeletet

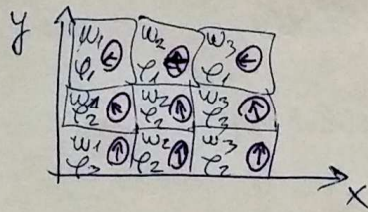
\hookrightarrow képelem feloldása X és Y irányban változó gradiens térrel

precessió f-ja
változik X
irányban

-||- fázisa -||-
Y irányban

\Downarrow

egy szeleten belül pixelek kijelölése gradiens-térrel



$w = 2\pi f$

6., A vevőterecsel mért jel felbontása

fMRI:

oxyHb \rightarrow diamágnes
deoxyHb \rightarrow param.

\hookrightarrow a mért U ind \cos f -as, \cos fázisú jel
szuperpozíciója

\hookrightarrow 2D Fourier-transzformáció

\rightarrow neuron aktivitás \rightarrow véráramlás \rightarrow oxyHb \rightarrow T_2^* \rightarrow jelintenzitást

DWI \rightarrow diffúzió súlyozott MRI
 \hookrightarrow μm -es felbontás-daganat
korai kimérés

Σ : MRI

(+)

- non-invasive
- asztal nem zavar
- jó felbontás (≈ 5 mm)
- 3D rekonstrukció lehetősége
- lágy szövet \rightarrow pl. agyszövet \checkmark
 \hookrightarrow vese, lép, máj, hasnyálmirigy, ürületek, izomzat

(-)

- drága
- 3D soldig tart
- precíz
- teresség
- szorú kerület-sziláról
- hangos
- I ind melegít

31) Fénymikroszkóp képalkotása. A leképezés felbontása:

→ 2 gyűjtőlencse: • **objektív** (tárgyhoz közeli lencse) → felbontást meghatározza
 • **okulár** (szemlencse)

→ a tárgy közel esik a fókuszponthoz

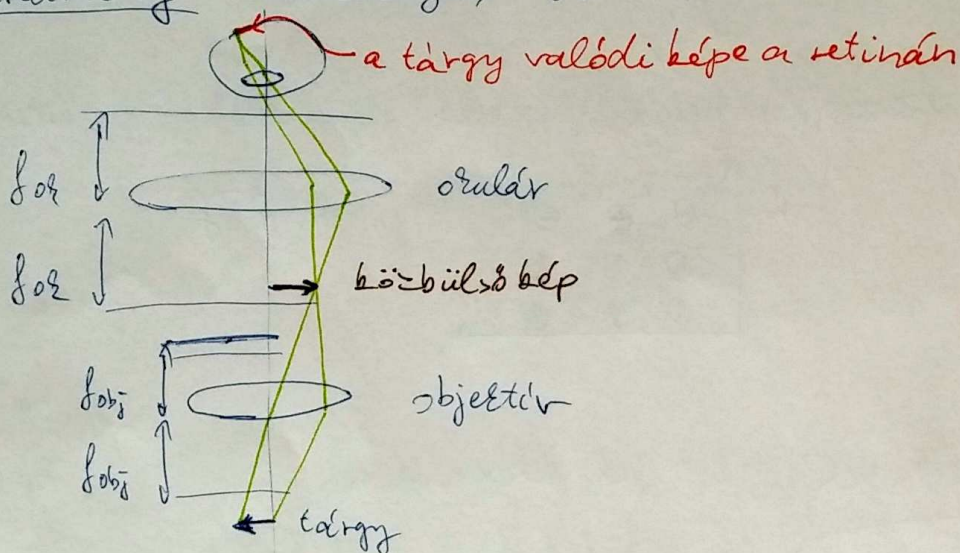
→ valódi, nagyított, fordított állású kép keletkezik az objektív túldoldalán

↳ közbülső kép

↳ az okulár tovább nagyítja

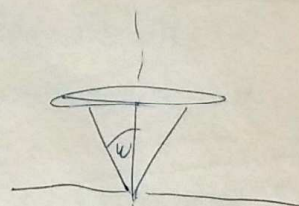
↳ látzólagos, nagyított, egyenes állású kép

Végeredmény: látzólagos, nagyított, fordított állású kép



• felbontóképességet a hullámterjedésség korlátozza

↳ optikai rcs: d - rácsállandó



az objektív nyílásszög elhajlást szenved

Abbe: mikroszkópban csak akkor kapunk képet, ha a tárgyon elhajlott sugarak közül legalább az elsőrendben elhajlottak bejutnak a tárgylencsébe, és részt vesznek a képalkotásban

↳ azaz, ha az objektív fókuszterében a főmaximumon kívül legalább az elsőrendű ^{mellet-} maximumok is létrejönnek

↳ feloldási határ (δ), feloldóképesség: $\frac{1}{\delta}$ (w : félnyílásszög)

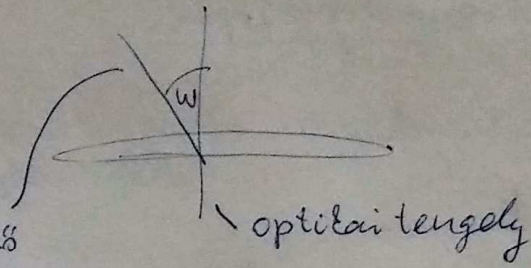
$\delta = \frac{\lambda}{\sin w}$ → n törésmutatójú közeg esetén: $\delta = \frac{\lambda}{n \sin w} A$ (numerikus apertúra) (28)

A lépcsőrendszer kör alakú keresztmetszetét is figyelembe véve:

$$\delta = 0,61 \frac{\lambda}{n \sin w}$$



legnagyobb
nyílás



32) Abbe elve, Airy disk:

↳ • ha a mintánk nem periodikus tárgy (pl.: optikai rács),
akkor az objektív nyílásán elhajló fény sugarak
koncentrikus köröket alkotnak

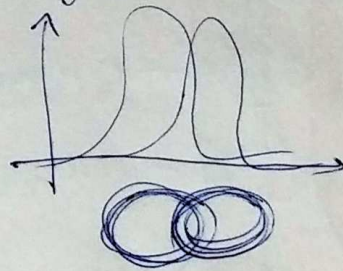
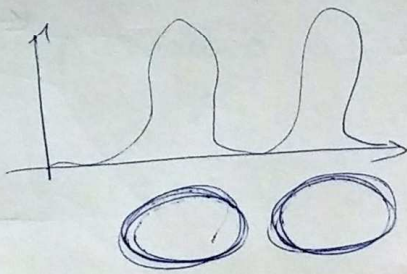
↳ kioltással és erősítési helyekkel
(diffrakciós interferenciamenték)

• Airy-köröneg → egyetlen ^{tárgy-} pont elhajlási képe

↳ $d \downarrow$, ha $NA \uparrow$

• 2 közeli pont még éppen feloldott, ha az egyik Airy-köröneg
maximuma = a másik első minimumával

↳ köztük lévő távolság (d) = Airy-disk sugaraival (r)



megf.:

e^- -mikroszkóp kölcsönhatása az anyaggal.

- Auger e^-
- visszaszórt e^-
- rög-sug.
- katód lumineszcencia
- rugalmas szóródás

33) Transzmissziós elektronmikroszkóp elve és felbontása.

Kris elektronmikroszkópia.

Elektronmikroszkópia: • fénymikroszkóp felbontóképessége véges a látható fény hullámhossza miatt ($\approx 200\text{nm}$)

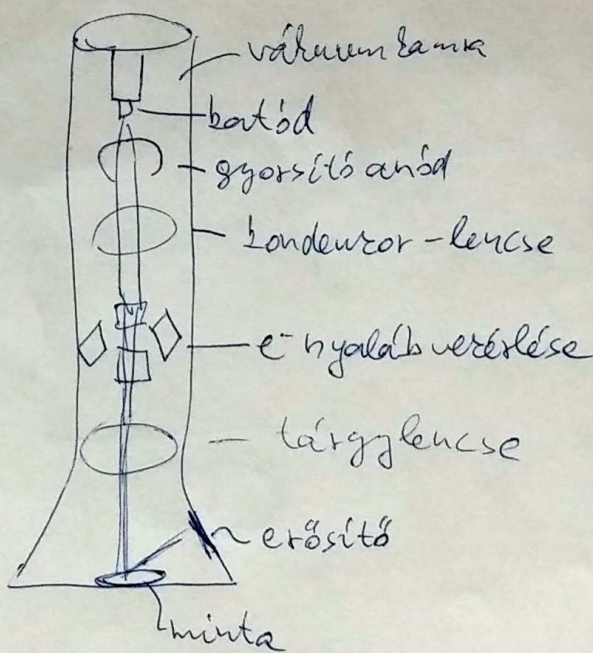
• $\lambda = \frac{h}{mv} \rightarrow U_{\text{gyorsító}} = 10 \dots 100 \text{ kV}$

↳ fénysebesség közeli $v \rightarrow$ tömegnövekedéssel is számolni kell

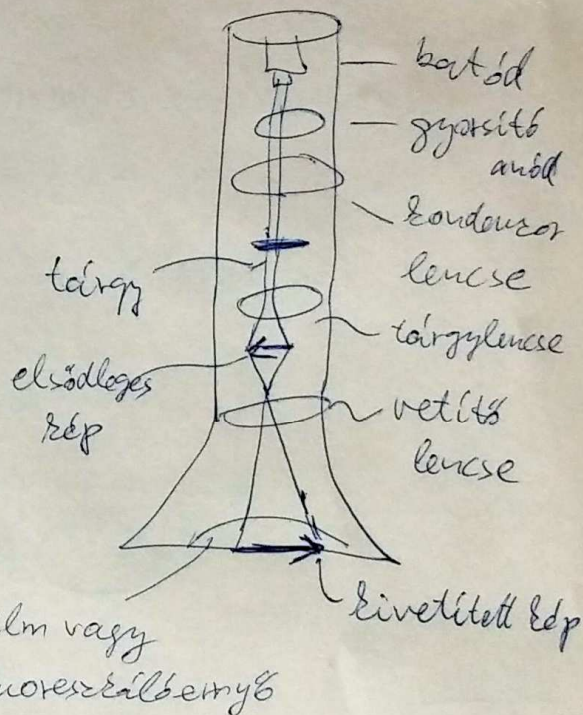
Abbe: $d = \frac{\lambda}{NA}$

↓
 $\approx 0,5 \text{ nm} \rightarrow$ sejten belüli részletek vizsgálata

- a kép a tárgyon elhajlott résznyalábol interferenciája révén jön létre
- vákuumban kell a mintának



SEM



TEM

- 10.-100nm vékony tárgyra \parallel -os sugaraiból álló nyaláb érkezik
- a tárgy atomcsoportjainak e^- felhőin a fellépő E az elhajlást szenvednek (szóródnak)
 ↳ majd kilépnek a tárgy túlsó oldalán (30)

kivetítés
 ernyőre

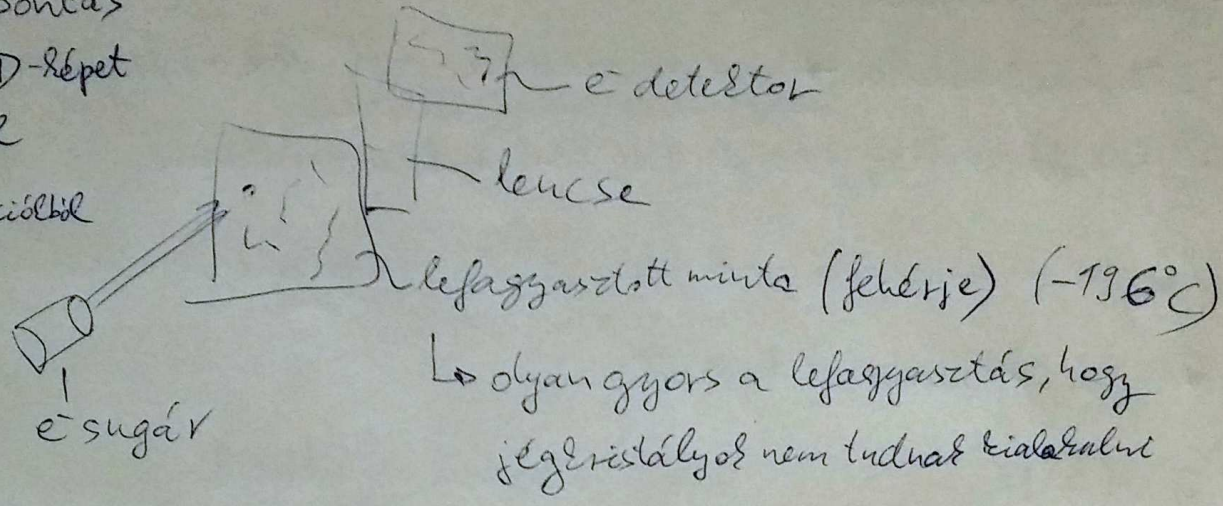
közvetlen kép

Kris - elektronmikroszkópia : .

- atomi felbontás
- SW alkot 3D-képet a fehérjéről

↳ küll. orientációból sugározás

lefagyasztás azért kell, hogy ne mozogjanak, rekonstruálható legyen a 3D-kép



3h) Superrezolúciós mikroszkópiai módszerek. STED mikroszkóp. Multifoton-mikroszkóp.

↳ STimulated Emission Depletion

- feloldó képesség javítása
↳ molekuláris feloldás

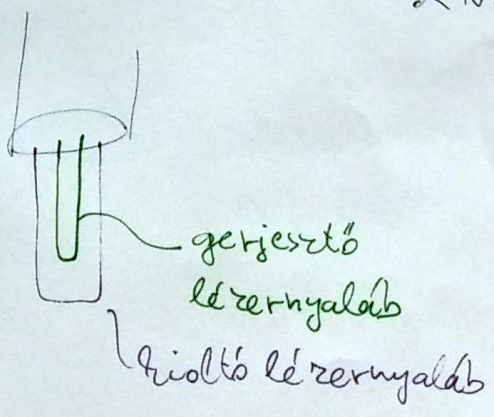
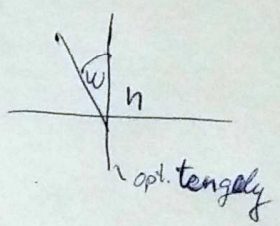
• diffrakciólimitált fókuszpont által gerjesztett molekulásozás mérete összehasonlítható úgy, hogy a fp. síkein lévő gerjesztett állapotú molekulákat stimulált emisszió révén kioltjuk (depletáljuk)

↳ a gerjesztő fénnyalábra areal koncentrikus, gyűrű alakú kioltó fénnyalábot vetítünk

Hell:
$$d = \frac{\lambda}{2 NA \sqrt{1 + I/I_s}}$$

I : depletáló lézer intenzitása
 I_s : stimuláló lézer -||-

$(NA = n \cdot \sin(\omega))$



Rescue STED
• nagy intenzitás \sim MW/cm²
↳ PAM

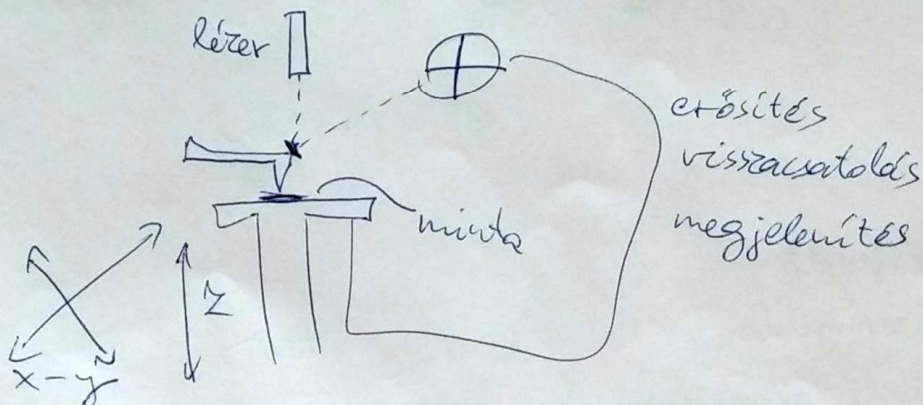
Multifoton mikroszkópia:

- jobban behatol a sejtekbe, szövetekbe (2mm mélyen)
- IR használata → kevésbé szóródik - pl. vesevizsgálatra alkalmas
↳ nagy hullámhossz → jobb behatolás
- fókuszált → nagy fotonűrűség csak a fókuszpontban
- 2-foton gerjesztés → szimultán elnyelődés nagyon kis térfogatban
↳ rövid impulzusokat használ

35) AFM:

vizes közegben is működik

- fiziológiai körülmények között alkalmazható ✓
- tű → 2nm, félgömb, Si-kristály
- letapogatás → felület rekonstrukciója
- optikai diffrakciós határ nem szab korlátot
- atomok közötti kölcsönhatások felmérése
- protein komplexumok szerkezetének tanulmányozása
- rugalmasság mérése
- apró laprugó elhajlását mérjük a közvetlen lézerfényrel
↳ a mintát X-Y-Z ir.-ban pásztázzuk
- VanderWaals - eh. a tű és a minta atomjai között
- felbontó képességet a tű görbületi sugara hat. meg



36) Lézersípész, alkalmazása: fényalább + dielektromos részecske kcsk. - a

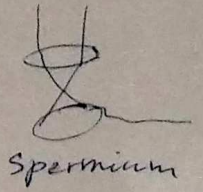
- sejtek mozgataa sérülés nélkül → pl.: spermium petesejtbe juttatása
 - sejtmembránba gyúfódás, anyagcsere vizsgálat
- fókuszált lézersugár a sejteket a fp.-csapdájába ejti

↳ a gradiens-erő tartja fogva a részecskét

↳ az optikai csípész által definiált pot. völgy legalacsonyabb pontján marad (fp.)

↳ ha elmozdul innen, akkor meg tudja mérni a rá ható erőt

↳ erő ~ elmozdulás (~nm)



- dielektromos részecskére fp. közelében erő hat a beeső fotonok impulzusátadása révén

A foton impulzusa:

(Einstein) (I) $E = mc^2$
 (Planck) (II) $E = hf$
 (Maxwell) (III) $c = \lambda f$

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

- fénytörő részecskéket „optikai erővel” megfogható

↳ impulzuscsere a fotonok és a részecske között