

## Biofizika: Fidy tétel kidolgozás

---

### 1. Az elektromágneses sugárzás tulajdonságai. A fény, a röntgen sugárzás és a gamma sugárzás összehasonlítása. Fotoenergiák.

- Elektromágneses sugárzás:
  - ionizáló (rtg, gamma)
  - nem ionizáló (fény, hang, UH)
- Fény: látható elektromágneses sugárzás
- Foton jellemző paraméterei:
  - hullámhossz:  $\lambda$  (m)
  - periódus idő:  $T$  (s)
  - frekvencia:  $f$  (Hz)  $f = \frac{1}{T}$  (vagy van, hogy  $\nu$ -vel jelölik  $\rightarrow$  (1/s))
  - terjedési sebesség:  $c$  (m/s)  $c = \lambda \cdot f = \frac{\lambda}{T} = \frac{E}{B}$
  - intenzitás:  $I$  (W/m<sup>2</sup>)  $I \sim E_0^2$
- Az elektromágneses hullám transzverzális
- Hullám és részecske természetű
  - **Hullám:** Kül. zavarok térbeli terjedése
    - Hullámforrás: ahol a zavar létrejött
    - longitudinális: A zavar vektor iránya  $\perp$  a terjedés irányára (kifeszített kötélben zavart keltünk)
    - transzverzális: A zavar vektor iránya  $\parallel$  a terjedés irányára (Függőlegesen rögzített rugót lefelé meghúzzunk)
    - hullámfüggvénnyel írjuk le (hely és időfüggő) jele:  $\Psi$ (psi)
    - **Huyges elv:** Egy hullámfront minden pontján elemi gömbhullámok indulnak ki, és a mindenkor új hullámfrontot az elemi gömbhullámok burkolófelülete adja. (Hullám visszaverődésnél, törésnél)
    - **Huyges-Fresnel elv:(= fényelhajlás = diffrakció)** Az új hullámot nem az elemi hullámok burkolófelületeként, hanem az elemi hullámok interferenciájaként értelmezzük (Hullám elhajlásnál)
    - **interferencia:** Ha a tér 1 pontján 2 hullám van jelen, akkor a hatásuk vmilyen módon összegződik.
    - A hullámok térben és időben periodikusak
    - **szuperpozíció elve:** 2 hullám találkozásakor a hullámok hullámfüggvénye összeadódik.
    - fázissebesség: harmonikus hullám terjedési sebessége
    - inkoherens: Ha két fényhullám találkozásánál interferencia nem lép fel, akkor azt mondjuk, hogy a két hullám nem koherens, vagy inkoherens.
    - koherens: Két azonos frekvenciájú hullám akkor mondható koherensnek, ha fáziskülönbségük egy adott helyen időben állandó, vagy nagyon lassan változik.
  - **Részecske** természetű:
    - energiája (Fotoenergia):  $E_f = hf = h \frac{c}{\lambda}$   $h$  = Plack állandó
    - tömege nincs, helyette impulzusa van
    - foton = 1 kvantum

- részecske természetéből fakadó jelenségek:
  - Fotoelektromos hatás
  - Compton effektus
- Planck-féle sugárzási hipotézis 1:
  - Az EM sugárzást kis rezgő oszcillátorok hozzák létre, melynek energiái csak diszkrét értékeket vehetnek fel.
  - Egy oszcillátor n-edik állapotának energiája:  $E_n = n \cdot E$
- Planck-féle sugárzási hipotézis 2:
  - Az oszcillátorok az egyik lehetséges állapotból a másikba ugrásszerűen mennek át, miközben a megfelelő energia különbséget emittálják(visszaverik) vagy abszorbeálják(elnyelik).
  - A sugárzó energia emissziója vagy abszorpciója tehát energiaadagokban vagy más szóval energiakvantumokban következik be.
  - Az energiakvantum: arányos a kisugárzott vagy elnyelt rezgés frekvenciájával
    - $E = h \cdot \nu$ 
      - $h$  = Planck-állandó = hatáskvantum  $\rightarrow h = 6,626176 \cdot 10^{-34} J \cdot s$
      - $\nu$  = frekvencia (1/s)
- Fotoenergia:
  - Abszorpció = atom elnyel egy hf energiájú fotont, és az alacsonyabb E1 energiszintről a magasabb E2-re jut.
  - Visszaverődés = reflexió
  - A foton energiáját általában eV-ban adjuk meg.
  - A foton energiájának fontos aspektusa, hogy az energia a sugárzás áthatoló képességével szorosan összefügg.
  - Az alacsony energiájú röntgen- fotonokat lágy, míg a nagyobb energiájú fotonokat kemény sugárzásnak is nevezik.
  - Legtöbb esetben a nagy energiájú röntgensugárzásnak nagyobb az áthatoló képessége, mint a lágy sugárzásoké.

---

## 2. A fénykeltés mechanizmusa: lumineszcencia (fluoreszcencia és foszforeszcencia). Emissziós spektrumok.

- **Abszorpció** = fényelnyelés, ilyenkor az elektroneloszlás a molekulában femtoszekundumnyi ( $10^{-15}$  s) idő alatt átrendeződik,
  - és a molekula az első elektrongerjesztési állapotba jut, olyan vibrációs szintre, amely nem felel meg a környezettel való termikus egyensúlynak (forró állapotba került).
  - elektron spinállapota nem változik, (ha pl. szingulett volt, az is marad)
- A lumineszkáló anyagot jellemzi:
  - az abszorpciós spektruma
  - fluoreszcencia spektruma
  - foszforeszcencia emissziós spektruma
  - foszforeszcencia gerjesztési spektruma
  - sugárzás kvantumhatásfoka
  - gerjesztett állapot élettartama
  - emisszió polarizációfoka (anizotrópiája)
- Lumineszcencia létrejöttének előfeltétele: A gerjesztett elektron állapot, amely több úton történhet:

- fotonabszorpció → fotolumineszcencia
- elektromos térrel gyorsított töltéshordozókkal való ütköztetés → elektrolumin.
- kémiai/biológiai reakció energiája → kemo/bio-lumin.
- magasabb hőmérséklet → termolumin.
- Termikus relaxáció: (= vibrációs relaxáció ( $k_v$ ))
  - Az abszorpciónál hosszabb idő alatt,
  - a forró molekula és a környezet közötti hőcsere.
  - A molekula az első elektrongerjesztési állapotban a termikus energiának megfelelő vibrációs szintre kerül.
- A gerjesztett állapot energetikai okokból nem stabil.
  - Több lehetőség kínálkozik a megszűnésére
    - fluoreszcencia (kf): a különbségi energiát foton formájában bocsátja ki
    - belső konverzió: hővé alakul a gerjesztési energia
    - rendszerek közti átmenet: állapot jellege megváltozik → szingulett állapotból triplett állapotba megy át. ( $S_1 \rightarrow T_1$ )
- Fluoreszcencia és foszforeszcencia különbségek:
- vagy spektrumuk vagy időbeli lecsengésük különbözősége alapján lehet elkülöníteni.
  - fluoreszcencia: (kf): a különbségi energiát foton formájában bocsátja ki.
    - $S_1 \rightarrow S_0$
    - kilépő foton energiája nagyobb
    - kisebb hullámhosszak felé tolodó spektrum
    - az abszorpciós spektrumhoz képest viszont a nagyobb hullámhosszak felé tolódik el — > Stokes-féle eltolódás
    - élettartama kisebb
    - gyakorlatban:
      - fénycsövek
      - fény-gőz lámpák
      - fluorescens fénymikroszkópia
      - szuper rezolúciós mikroszkópia
  - foszforeszcencia ( $k_{ph}$ ): Triplet állapot → Alapállapot megengedett, de kis valószínűségű → tehát a gerjesztés sokáig tart → hosszú távú fény kibocsátás
    - $T_1 \rightarrow S_0$  kis valószínűségű átmenet
    - kilépő foton energiája kisebb
    - nagyobb hullámhosszak felé tolodó spektrum (vörös oldal)
    - élettartama nagyobb → metastabil állapot
    - a gerjesztett e- spin állapota változik
    - a gerjesztett elektronállapot energiája csökken
    - szobahőmérsékleten csak kristályos anyagokban
- Az emittált foton energiája (tehát színe) meghatározott → **emissziós spektrumok**
- Az **emissziós spektrum** a kisugárzott fény teljesítménysűrűségének hullámhossztól való függését kifejező függvény.
- A foszforeszcenciaspektrum a (fényel való) gerjesztés hatására kibocsátott foszforeszcencia intenzitásának ( $\Delta E/\Delta \lambda$ ) a hullámhossztól való függését

---

### 3. Spontán és indukált fényemisszió, a gerjesztett állapot élettartama

- A **gerjesztett állapot élettartamát** a radioaktív anyagok jellemzésére szoktuk használni
  - Eszerint, ha a gerjesztés után  $N_0$  részecske került gerjesztett állapotba, akkor  $t$  idő elteltével már csak  $N(t) = N_0 e^{-(t/\tau)}$  marad ott.
  - Így, ha az alapállapotba történő átmenet „megengedett“, akkor a gerjesztett állapot élettartama ( $\tau$ ) rövid (fluoreszcencia),
  - ha pedig „tiltott“ (kis valószínűségű), akkor hosszú (foszforeszcencia). Ez az alapja annak a megfigyelésnek, hogy foszforeszcencia esetén a fénykibocsátás a gerjesztés megszűnte után is tart.
- Az S1 állapot élettartama rövid, kb:  $10^{-9}$  s
- A T1 állapot élettartama hosszú, kb:  $\mu$  s
- foton gerjesztése után az emittált fény intenzitása exponenciálisan csökken az idő előrehaladtával.
- **Gerjesztett állapot élettartama** = fluoreszcencia-élettartam, vagyis az az idő, amely alatt a gerjesztett állapotban található molekulák száma e-ed részére csökken
- $$\tau = \frac{1}{k_f + k_{nr}}$$
- **Abszorpció:** az atom elnyel egy hf (hatáskvantum) energiájú fotont, és az alacsonyabb E1 energiaszintről a magasabb E2 energiaszintre kerül.
- **Spontán emisszió:** a magasabb E2 energiaszinten lévő atom minden külső behatás nélkül visszatér az alacsonyabb E1 energiaszintre, miközben kibocsát egy hf energiájú fotont.  
$$E_2 \rightarrow E_1 + hf$$
- **Indukált emisszió:** a magasabb E2 energiaszinten lévő atom egy hf energiájú foton hatására, hf energiájú foton kibocsátása mellett visszatér az alacsonyabb E1 energiaszintre.  
$$E_2 + hf \rightarrow E_1 + hf$$

---

### 4. A hőmérsékleti sugárzás alaptörvényei

- fény kétféleképpen keletkezhet: vagy hőmérsékleti sugárzással, vagy lumineszcencia útján.
- A hőmérsékleti sugárzás mindig elektromágneses sugárzás
  - a kisugárzó test hőmérsékletétől függően akár fényt is tartalmazhat.
- A sugárzó test jellemzésére a **kisugárzott felületi teljesítményt** (M) használhatjuk
  - A hőmérsékleti sugárzásnál függ:
    - test hőmérsékletétől
    - a test egyéb sajátosságaitól
      - felület érdességétől
      - színétől, stb.
  - Gustav Robert Kirchhoff megfigyelése: hogyha egy test „erősebben“ sugároz, akkor ugyanezt a sugárzást jobban el is nyeli.
  - A testre jellemző elnyelés mértékét = **abszorpciós tényezővel** ( $\alpha$ ) jellemzik
    - $\alpha = E_a/E_{\text{ö}}$ .
    - időegységenként a test által elnyelt sugárzási energia ( $E_a$ )
    - testet érő összes sugárzási energia ( $E_{\text{ö}}$ )
    - $\lambda \rightarrow$  egy adott hullámhossz körüli szűk hullámhossztartományt figyelembe véve

- **Kirchhoff sugárzási törvénye:**  $\frac{M_{\lambda i}}{\alpha_{\lambda i}} = \frac{M_{\lambda j}}{\alpha_{\lambda j}}$  (i,j indexek a különböző testeket jelentik.)

- tehát Kirchhoff szerint minden testnek egyforma a teljesítmény/abszorpció hányadosa
- De létezik egy olyan ideális test, amelynek a kisugárzott felületi teljesítménye maximális, azaz nagyobb, mint minden más valódi testté:
  - Ez az **abszolút fekete test** amelyre  $\alpha = 1$ , tehát, ami minden ráeső sugárzási energiát elnyel
  - $M_{\lambda i} = \alpha_{\lambda i} \cdot M_{\lambda, fekete}$
  - az emberi test 95%-ban fekete test

- **A feketetest-sugárzás törvényei:**

- Stefan–Boltzmann törvény:
  - fekete test által kisugárzott összteljesítmény a hőmérséklet negyedik hatványával arányos:
    - $M_{összes} = \sigma \cdot T^4$
    - $\sigma = 5,7 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 \cdot K^4}$  = Stefan–Boltzmann állandó
- Wien-féle eltolódási törvény:
  - A feketetest sugárzással kapcsolatban felmerülő egyik legfontosabb kérdés az volt, hogy milyen ennek a sugárzásnak a színképe (spektruma)
    - A spektrum folytonos (átmenet a vasrúd színében ha hevítjük (piros → fehér)), de minden hőmérséklethez (T) tartozik egy jellegzetes hullámhossz ( $\lambda_{max}$ ), amelyen minden más hullámhosszhoz képest intenzívebb a sugárzás.
      - $\lambda_{max} T = \text{allando}$

- Planck-féle sugárzási törvény:

- Az anyagra érkező sugárzás hatására a megfelelő sajátfrekvenciájú rezgő töltések = oszcillátorok rezonancia folytán erős rezgésbe jönnek, tehát a sugárzásból energiát nyelnek el, amely vagy ismét kibocsátódik, vagy ütközések útján hővé alakul.
- Egy adott f frekvenciájú oszcillátor esetén a legkisebb energia adag az ún. hatáskvantum, ami hf-fel egyenlő, ahol h a Planck-állandó.
- Célunk a feketetest sugárzás spektrumának, illetve, az ezzel arányos  $J'E(f,T)$  relatív energiaáram-sűrűség függvény meghatározása. ( $J'$ )
- Feltételünk: hogy az azonos atomokból álló feketetest, ami minden ráeső sugárzást elnyel, saját sugárzásával egyensúlyban van.
  - két kiválasztott energiaszintre:  $E_2 - E_1 = hf$
  - Ebben a rendszerben 3 elemi folyamat fordulhat elő:
    - **Abszorpció**
      - $B_{12}$  = Az esemény bekövetkezésének valószínűsége
    - **Spontán emisszió**
      - $A$  = Az esemény bekövetkezésének valószínűsége
    - **Indukált emisszió**
      - $B_{21}$  = Az esemény bekövetkezésének valószínűsége
  - $\Delta N_a = K_1 \cdot B_{12} \cdot N_1 \cdot J' \cdot \Delta t$
  - $\Delta N_{se} = K_1 \cdot B_{12} \cdot N_1 \cdot J' \cdot \Delta t$
  - $\Delta N_{ie} = K_1 \cdot B_{21} \cdot N_2 \cdot J' \cdot \Delta t$

- N = atomok száma (a = abszorpciók, se = spontán emissziók, ie = indukált emissziók száma)
- K = arányossági tényező

---

## 5. Teletermográfia

- A **termográfia** a testfelszín hőmérsékletének pontról pontra történő változásáról ad felvilágosítást, 2 féle módon:
  - **Kontakt- vagy lemeztermográfia:** a test felszínére koleszterikus folyadékkristályos filmet helyeznek.
    - A film színéből az alatta levő terület hőmérséklete meghatározható
  - A **teletermográfia** (termovízió): a test által kibocsátott hőmérsékleti sugárzás detektálásán alapul
  - Emberi test hőmérsékletén a hőmérsékleti sugárzás emissziós maximuma 10  $\mu\text{m}$  körül van  $\rightarrow$  ezt a hullámhosszt alkalmazzák az **infravörös termográfiánál**.
    - gyulladáscsökkentő góccok, daganatok kimutatására
      - hőmérséklete magasabb, mint a környezetüké.
    - Keringési zavar esetében
      - hőmérséklet csökken
  - **mikrohullámú termográfia:**
    - emlőrák diagnosztikája
    - nagyságrendekkel kisebb a mikrohullámú tartományban emittált sugárzás intenzitása  $\rightarrow$  érzékenyebb detektorokra van szükség
    - A mikrohullámok behatolási mélysége a testszövetekbe jóval nagyobb, mint az infravörös sugárzásé  $\rightarrow$  így a mélyebben fekvő szövetek hőmérsékletéről is több információt lehet nyerni  $\rightarrow$  de romlik a térbeli felbontóképesség.
    - Ezért érdemes lenne a 2 módszert egyszerre, összehangoltan alkalmazni.

---

## 6. A lézerek működési elve

- A lézer és az elektromos szinuszoszcillátor hasonló
- A lézer egy olyan „adó”, oszcillátor (rezgés-keltő), ami meghatározott tulajdonságú elektromágneses hullámot (esetünkben fényt) bocsát ki.
- A lézer nem más, mint egy „begerjesztett” pozitív visszacsatolású erősítő.
  - Az erősítő kimenőteljesítményének egy részét pozitívan vissza kell csatolni, azaz azonos fázisban vissza kell juttatni a „bemenetre”
  - amitől az erősítő rezgésbe jön, „begerjed”.
  - Ha ennek az oszcillátornak előre meghatározott frekvencián kell rezegnie, akkor még egy rezonátort kell közbeiktatnunk.
- A lézerek a fényforrások egy speciális csoportja.
  - lézer nemcsak fényt erősít, hanem fényt állít elő
- A lézer (lézeroszillátor) készítéséhez négy dolog szükséges:
  - megfelelő lézeranyag
    - lehet gáz, folyadék, szilárd
    - legalább 3 energianívós rendszer legyen
      - A felső energiaszintek közül legalább egynek hosszú élettartamúnak (=lézernívó) ( $\eta$ ) kell lennie  $\rightarrow$  indukált emisszió
  - intenzív elektrongerjesztés

- áram, itenzív megvilágítás
- pozitív visszacsatolás
- optikai rezonátor
  - 2 egymással szemben elhelyezett síktükör
- Folyamat:
  - pumpálással inverziót hozunk létre
  - spontán emisszióval kibocsátott fénycsomagok indulnak ki
  - ezek indukált emisszió révén lavinaszerűen felerősödnek
  - jelentős része kilép a lézertestből és eltávozik a rezonátorból
  - A csomagok, amelyek a rezonátor hossz tengelyének irányában haladnak, a tükrökről visszaverődve visszajutnak a lézertestbe → ott tovább erősödnek.
  - A visszaverődések folyamatos megismétlődésével → a fény intenzitása növekszik addig, amíg eléri egy maximális telítési értéket.
  - A rezonátor belsejében kialakul egy önfenntartó sugárzás.
  - A lézertest kilépését a rezonátorból úgy biztosíthatjuk, ha az egyik tükör teljes mértékben visszaveri a fényt, de a másik csak 99%-ban reflektál és 1%-ban átengedi.
  - Azt, hogy a rezonátor melyik frekvenciát emeli ki a lézertestben belül, (tehát hogy a lézertestből milyen hullámhosszú fény lép ki)
    - a tükrök spektrális tulajdonsága és távolsága ( $L$ ) szabja meg
    - Ilyen jó minőségű tükröket szűk frekvenciatartományon belüli reflexiókra lehet készíteni → ez önmagában kiválasztást biztosít
    - A kifestett húr kialakuló rezgésekhez hasonlóan a tükrökkel határolt rezonátorban is csak bizonyos feltételeket kielégítő ún. sajátrezgések valósulhatnak meg.
    - Rezonancia feltétel a lézertestben:  $2L = m\lambda$ ,
      - ahol  $L$  a rezonátor hossza
      - $\lambda$  a hullámhossz az adott közegben
      - $m$  pedig tetszőleges + egész szám

## 7. A lézertest orvosi alkalmazásai. Száloptika

- Száloptika:
  - Orvosi diagnosztikában műtét nélkül lehet testüregek (tüdő, gyomor stb.) belsejét megfigyelni.
  - vékony, rugalmas üvegszálak rendezett kötege
  - A szálak végének sík lapjára kis beesési szög alatt eső fénycsugár a szálba bejutva, a falhoz mindig a határszögnél nagyobb beesési szöggel érkezik így teljes visszaverődést szenved.
  - Sok teljes visszaverődés után éri el a szál másik sík lapját, ahol kilép.
  - A szálak vékonyak, ezért az egy szálban végigfutó fénycsugár a tárgy kis területéről származik.
  - A szálak rendezettsége pedig lehetővé teszi, hogy a kilépésnél a sötét és világos szálak elrendezése a tárgynak megfelelő legyen, így a tárgy képét lássuk.
- Lézertest orvosi alkalmazása:
  - Monokromatikusság előnye, hogy megválasztható az az optimális hullámhossz, ami a célzott szövetben jó hatással elnyelődik, de a környező szövetek átengedik
    - jól fókuszálható (pl. vágás)
  - kölcsönhat a szövetekkel

- koaguláció: 60-90°C -> feh. kicsapódás-> sejtek elpusztulása (vérzéscsillapítás)
- vaporizáció: 100°C fölé-> szövetben lévő víz forr-> szétrobban (metszés)
- karbonizáció: 300 °C fölé-> szövetek elszenesednek (vágás)

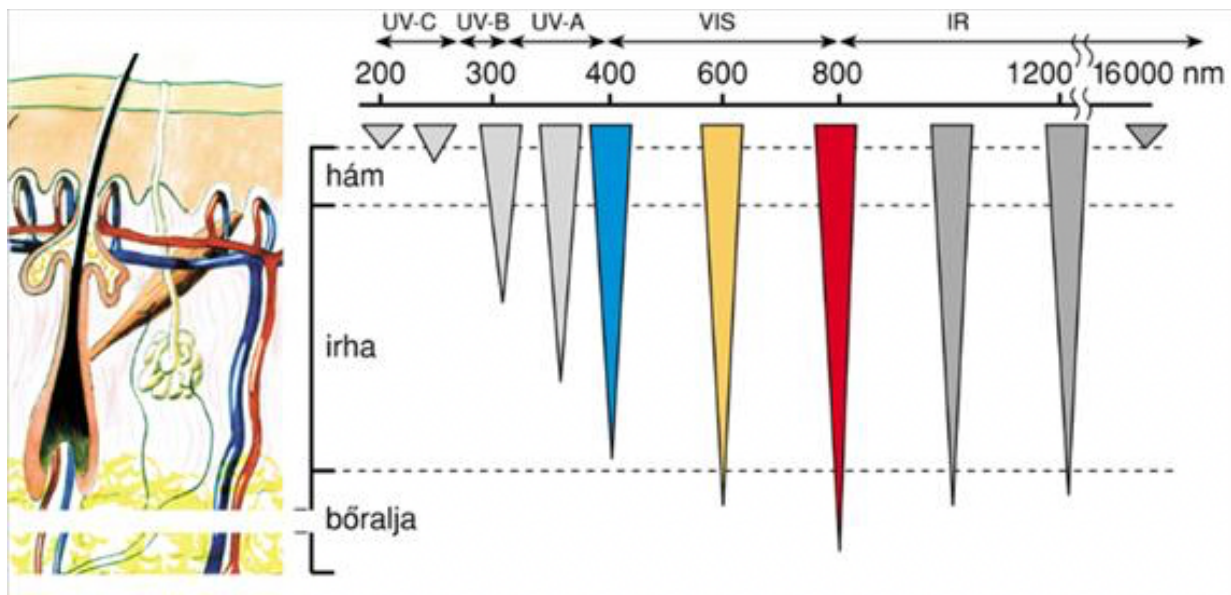
## 8. A fényelnyelés mechanizmusa, abszorpciós spektroszkópia, Beer-Lambert törvény

- Egy mintán áthaladó fény intenzitása csökken (fotonok vesznek el a sugárzásból)
- Abszorpció
- Fényelnyelődés mindig fellép, csak van olyan, hogy annak mértéke elhanyagolható = reflexió/visszaverődés
- A biológiai hatás létrejöttének feltétele az, hogy a fény az élő anyagban elnyelődjék.
  - Az elnyelődött fény által a molekula gerjesztett állapotba kerül.
  - 7eV(elektronvolt)-nál nagyobb energia elnyelése ionizációhoz vezet.
- Az **abszorpciós spektroszkópia** a fényabszorpció jelenségét használja fel híg oldatok minőségi és mennyiségi vizsgálatára.
- Az abszorbeáló részecskék mennyiségét = c-vel, minősége =  $\epsilon^*(\lambda)$ ,  $\lambda$  = anyagra jellemző együttható. Az általános abszorpciós törvény híg oldatok fényabszorpciójára érvényes formáját:
  - Lambert-Beer törvény:  $J_E = J_{E_0} \cdot e^{-c \cdot \epsilon^*(\lambda) \cdot l}$
  - Gyakorlati szempontból alkalmasabb formája:  $J_E = J_{E_0} \cdot 10^{-\epsilon(\lambda) \cdot c \cdot l}$
  - ahol az  $\epsilon(\lambda) = \lg e \cdot \epsilon^*(\lambda)$  a moláris extinkciós együttható
  - A fény abszorpciójának mértékét az **áteresztőképességgel** (T) jellemezzük
    - \_ az áthaladó és beeső fény intenzitásának hányadosa:  $T = \frac{J}{J_{E_0}}$
  - Elterjedtebben használatos másik paraméter az **optikai sűrűség** (optikai denzitás: OD) vagy **abszorbancia** (A), ami az alábbi módon definiálható:
 
$$A = \log_{10}\left(\frac{J_{E_0}}{J_E}\right) = \epsilon(\lambda) \cdot c \cdot l$$

## 9. Fényelnyelés a szervezetben, behatolási mélység, fotokémiai reakciók

- A fényfotonok nem azonos eséllyel vesznek részt biológiai folyamatok kiváltásában. Ennek egyik oka az, hogy a szervezetet felépítő molekulák különböző hullámhossztartományokban abszorbeálnak, vagyis rájuk jellemző abszorpciós spektrummal rendelkeznek. A kölcsönhatás kialakulásának valószínűségét befolyásolja továbbá az a körülmény, hogy a fény különböző hullámhosszúságú tartományai különböző mélységbe képesek behatolni szövetekbe. Mivel természetes körülmények között a fény szemünkön és bőrünkön keresztül juthat szervezetünkbe, tekintsük át a különböző hullámhossz-tartományú sugárzások bőrben és szemben tapasztalható behatolási mélységét.
- Nagyobb fotoenergia —> nagyobb áthatoló képesség —> mélyebb behatolás
- Biológiai hatás:

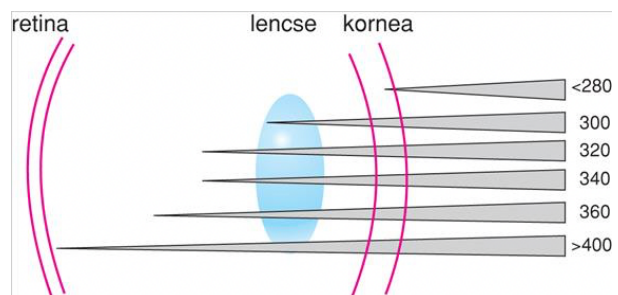




- molekulák amelyek elnyelik a fényt, más más hullámhosszt eltérő optikai denzitással nyelnek el.
  - 400nm körül magas a hemoglobin, mioglobin elnyelés
  - 500nm körül magas a  $\beta$ -karotin elnyelés
  - minél nagyobb a hullámhossz, annál kevesebb a melanin rel. opt. denzitása
    - melanocitákban: tirozin oxidáció hatására  $\rightarrow$  barna, fekete, vörös granulumok keletkeznek  $\rightarrow$  UV védelmet okoz
  - DNS bázisai jobban a fehérjék kevésbé nyelik el

- szem:

- A szem esetében az UV-C és az UV-B rövidebb hullámhosszúságú része, valamint az IR-B és IR-C sugárzások már a szaruhártyában elnyelődnek. Az UV-B és az UV-A rövidebb hullámhosszúságú része a szaruhártyában és a szemlencsében nyelődik el.



- A fényelnyelés során felvett energia leadása többféle módon lehetséges. A gerjesztett elektron alapállapotba való visszatérését kísérheti **fény kibocsátása**, (fluoreszcencia vagy foszforeszcencia). A felvett energia egy része termikus energiává alakulhat, továbbá kémiai reakciót eredményezhet, amit ebben az esetben **fotokémiai reakciónak** hívunk.
- A kvantumhatásfok adja meg, hogy milyen folyamat indul meg a gerjesztés hatására
- Fotokémiai reakciók 2 típusa:
  - direkt fotokémiai reakció: kovalens kötés jön létre, vagy bomlik fel (DNS bázisokban)
  - indirekt fotokémiai reakció: energia, vagy elektronátadás történik  $\rightarrow$  reaktív termékek, gerjesztett molekulák, vagy szabadgyökök képződhetnek (nagyon reaktív O $^-$ ).
- Fény biológiai hatásai:
  - pigmentképződés
  - bőrpír  $\rightarrow$  égés  $\rightarrow$  gyulladás
  - szemlencsehomály
  - rosszindulatú daganatok (pl.: DNS bázisra hatás miatt pontmutáció)

---

## 10. A molekulák környezettel való kölcsönhatásának hatása az abszorpciós és emissziós spektrumokra.

- Láttuk, hogy az oldatok abszorbanciája függ a megvilágító fény hullámhosszától.
- Különböző hullámhosszú fényt alkalmazva tanulmányozható az abszorbancia hullámhosszfüggése, amit **abszorpciós spektrumnak** nevezünk.
  - A spektrum értékes információt szolgáltat az atomi, molekuláris és szupramolekuláris rendszerek elektronszerkezetéről, annak változásairól. Azok a hullámhosszak (fotonenergiák), amelyeknél az abszorbancia nagy értékkel rendelkezik, egy-egy nagy valószínűséggel bekövetkező diszkrét elektronátmenetnek felelnek meg.
  - Különböző abszorpciós spektrumot mutató komponensek koncentrációja a megfelelő mérési hullámhosszak megválasztásával szelektíven és nagy érzékenységgel meghatározható a komponensek szétválasztása nélkül.

---

## 11. Kiválasztási szabályok az elektronátmenetekben, szingulett és triplett elektronállapotok

- A szingulett és triplett elnevezések a **spinállapothoz** rendelt mágneses momentumnak a mágneses tér irányához képest lehetséges **orientációs állapotai** számára utalnak.
- Amennyiben egy elektronállapotban az atom/molekula összes elektronjának eredő spinquantumszáma  $S = 0$  (pl. minden nívó két ellentétes spinű elektronnal van betöltve), akkor mágneses térben az orientációs állapotok száma  $2S + 1 = 1$ . Ezt nevezzük **szingulett** állapotnak.
- Ha azonban a nívókon ( pl. két azonos spinállapotú elektron található, és) a többi elektron spinállapota kompenzálja egymást, az eredő spinquantumszám  $S = 1$ . Ebben az esetben mágneses térben 3-féle orientációs állapot lehetséges. Az ilyen állapotot **triplett** állapotnak nevezzük.
- A gerjesztés hatásának megszüntetése céljából létrejöhet a „rendszerek közti átmenet“: az állapot jellege megváltozik  $\rightarrow$  szingulett állapotból triplett állapotba megy át. ( $S1 \rightarrow T1$ )

---

## 12. Röntgensugárzás keletkezésének mechanizmusai és ezek jellemzői

- A röntgen vagy X-sugárzás nagy energiájú elektromágneses sugárzás, mely akkor jön létre, ha elég nagy sebességű elektronok valamilyen testbe ütköznek, és abban lefékeződnek.
- Lehet lumineszcencia keltő, ionizáló, kémiai, biológiai (élő sejtekben morfológiai, funkcionális változások), fotolemezt feketít.
- Primer hatás:
  - gerjesztés, ionizálás.
    - függ az elnyelt foton energiájától
    - diagnosztikai (200keV(kilo-elektrovolt)), terápiai alkalmazás (10MeV)
- Szekunder hatás:
  - fotográfiai, kémiai, biológiai hatások során
    - a röntgensugárzás energiája más energiává alakul.
    - mindig fellép másodlagos sugárzás is, a szóródás miatt.
- A röntgensugárzás tartománya az elektromágneses sugárzások között az optikai tartománynál néhányszor 10 eV-tal nagyobb fotonenergiáknál kezdődik, és a terápiás röntgensugárzásokat is tekintve egészen a több 10 MeV-ig tarthat.
- Röntgencső: rotor, anód, katód, vákuumcső, izzító fűtőáramkör(katód izzítás)
  - A katód a fűtőáramtól (I fűtő) függően folyamatosan elektronokat bocsát ki.
  - A katódból kilépő elektronok a katód és az anód közé kapcsolt nagyfeszültség (U anód) hatására felgyorsulnak,
  - majd becsapódnak az anódba.
  - Ebből lép ki a röntgensugárzás, amelynek energiatartományát az elektronok kinetikus energiája szolgáltatja.
  - A becsapódó elektronok energiájának legnagyobb része azonban (> 99 %) hővé alakul, ezért szükséges az anód hűtése
- A kilépő elektromágneses sugaraknak két különböző komponense van
  - karakterisztikus:
    - A felgyorsított elektron ütközési folyamat révén egy másik elektront szabadít ki az atom egyik belső héjáról. Egy betöltetlen hely, vakancia keletkezik. Ez azonban számos elektronugrást idéz elő az atomban.
    - Az egyes héjak betöltődésekor felszabaduló energiától az atom különböző energiájú röntgen fotonok emissziójával szabadul meg. Mivel az atomokban a lehetséges energiaértékek diszkrétak,
    - így a létrejövő sugárzás vonalas szerkezetű lesz.
  - fékezési sugárzás:
    - az elektron behatol egy nehéz atommag Coulomb-terébe, ott eltérül és lefékeződik. A fellépő energiavesztést egy röntgen foton formájában kisugározza
    - folytonos spektrum

---

## 13. Az orvosi diagnosztika röntgenforrása és jellemzése

- FOTOEFFEKTUS: Röntgensugárzás és az elnyeli anyag kölcsönhatásának egyik lehetséges folyamata, melynek során az anyagba behatoló röntgensugárzás fotonja az egyik atom belső elektronjával kölcsönhatásba lépve elnyelődik, az elektron pedig a felvett energia segítségével kilép az atomból. (tehát karakterisztikus röntgen sugárzás)
  - Az orvosi diagnosztikai röntgentartományban ez a legfontosabb kölcsönhatási típus.
    - A közel azonos sűrűségű, de különböző rendszámú (Z) szövetek kontrasztos képe ugyanis a fotoeffektusnak köszönhető, mert a fotoeffektusból származó

tömeggyengítési együttható ( $\tau_m$ ) nagyon erősen függ az elnyelő atom rendszámától:  
 $\tau_m \sim Z^3$ .

- A röntgendiagnosztikában két abszorpciós folyamat számottevő, a fotoeffektus és a Compton-szórás, így a tömeggyengítési együttható is két tagból áll:
  - $\mu_m = \tau_m + \sigma_m$
- Míg a Compton-szórás tömeggyengítési együtthatója ( $\sigma_m$ ) gyakorlatilag nem függ a rendszámától, a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatója ( $\tau_m$ ) annál erősebben, a rendszám köbével arányos, vagyis a fotoeffektus tömeggyengítési együtthatója a sugárzás hullámhosszának és az abszorbens rendszámának harmadik hatványával arányos (C egy arányossági együttható).
  - $\tau_m = C \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$
- Gyakorlatban:
  - CT (Computer Tomographia)
  - Hagyományos röntgen felvételek
  - DSA (Digital Subtraction Angiography)
    - kontrasztanyaggal és a nélkül alkotott 2 kép különbsége

---

## 14. A röntgensugárzás elnyelődése, kontrasztanyagok

- A röntgensugárzás elnyelődését az exponenciális sugárgyengítési törvény írja le.
  - $J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$ 
    - $J_0$  a planparallel síkokkal határolt, homogén,
    - $x$  vastagságú abszorbens réteggént elképzelt elnyelő közegre merőlegesen beeső sugárnyaláb intenzitása,
    - $J$  a réteg után, a belépő nyaláb irányában tapasztalható intenzitás és
    - $\mu$  a gyengítési együttható.
      - $\mu = \mu_m \cdot \rho$
- Az abszorpció során a röntgensugárzás intenzitáscsökkenése különböző típusú kölcsönhatások révén jöhet létre. A röntgensugárzás az „ionizáló” sugárzások közé tartozik, azaz a primer és szekunder energiaátadási mechanizmusok, töltéshordozók keltésével járnak. A röntgendiagnosztikai alkalmazásokban (10-200 keV) az elnyelődés vezető primer folyamata a **fotoeffektus**.
- **Fotoeffektus.** A röntgenfoton ilyen esetben teljes energiáját átadja a közeg atomi kötélekéhez tartozó és a belső pályák egyikén található elektronnak. Ennek hatására az utóbbi kiszakad atomi kötélekéből. A beeső foton teljes energiája ( $\varepsilon = hf$ ) részben a kiszakított elektron kötési energiáját, részben az így felszabadult elektron mozgási energiáját ( $E_{kot} + E_{mozgasi}$ ) fedezi, mint ezt az alábbi egyenlet kifejezi:
  - $\varepsilon = E_{kot} + E_{mozgasi}$
- **Compton-effektus.** A valamely közegen áthatoló röntgenfoton gyakran az atomi kötélekhez tartozó elektronok közül a külsőkkel lép kölcsönhatásba. Ez a folyamat úgy zajlik, hogy a röntgenfoton nem a teljes  $hf$  energiáját adja át az elektronnak, amellyel ilyen kölcsönhatásba kerül, hanem annak csak egy részét. Az átadott energiahányad fedezi az elektron kiszakításához szükséges munkát ( $E_{kot}$ ) és a mozgásához szükséges (kinetikai) energiát ( $E_{mozgasi}$ ).
- A maradék  $hf'$  energiát hordozó foton a beeső foton pályájával  $\phi$  szöget bezáró útvonalon halad tovább. (Vagyis a beeső,  $hf$  energiájú foton megszűnik létezni, helyébe az ennél kisebb  $hf'$  energiájú szórt foton lép.)

- „Lágy” és „kemény” röntgensugárzás
  - a röntgensugárból kilépő fékezési sugárzás hosszú hullámhosszúságú (kis fotonenergiájú) részét „**lágy**” röntgensugárzásnak nevezik.
    - mivel a sugárzás nem tud áthatolni a közegen
  - A „**kemény**”-nek nevezik a nagy fotonenergiájú részt
    - nagy az áthatolóképességére .
- Pozitív és negatív kontrasztanyagok
  - A kontrasztanyagok abszorpcióképessége elűt a lágy szövetek abszorpcióképességétől, és ezért az általuk feltöltött testüreg (pl. bélcsatornák) alakja a röntgenképen a kontrasztkülönbség alapján megállapítható,
  - vizsgálhatóak az:
    - elzáródások,
    - lerakódások
  - A pozitív kontrasztanyagok nagy rendszámú atomokat tartalmaznak (pl. Ba, I)
  - A negatív kontrasztanyagok kis sűrűségű közegeket jelentenek (pl. levegő, CO<sub>2</sub>-gáz)

## 15. A röntgendiagnosztika szempontjai. Szummációs kép, rtgCT

- Lágy, kemény rtg (14.es tétel)
- +, - kontrasztanyagok (14.es tétel)
- Szummáció: —> CT kép keletkezése
  - több oldalról sok sok rtg kép készítése
  - majd ezek tárolása és összedolgozása —> 3D-s kép
  - magasabb információ tartalom
  - rendkívül nagy sugárterheléssel jár

## 16. A röntgen- és gamma-sugárzás elnyelődésének összehasonlítása. Az elnyelődés mechanizmusának függése a foton-energiától.

- Röntgen sugárzás:
  - A  $\beta$ -bomlásnak két fajtája van: a **negatív** és a **pozitív**.
    - A **negatív**nál egy neutron protonná alakul:
      - úgy, hogy kibocsát magából egy elektront.
      - Ez az elektron mint  $\beta$ -részecske távozik a magból. (Az átalakulás során az elem rendszám nő eggyel.)
      - neutron felesleggel rendelkező elemekre jellemző.
    - A **pozitív** bomlásnál:
      - egy proton bocsát ki magából pozitront és így alakul neutronná.
      - (pozitron = + töltésű elektron)
      - a rendszám eggyel csökken
      - protonfelesleggel rendelkező elemekre jellemző
  - **Gerjesztés:** Ha a becsapódó elektron energiája nem elég az atom elektronjának kiszakításához —> többletenergia keletkezik —> gerjesztett állapot
  - **karakterisztikus röntgensugárzás :**
    - többletenergiától (gerjesztéstől) való megszabadulás

- a kibocsátott röntgensugárzás annyi energiát hordoz, amennyi a különbség a gerjesztett elektron két pályája között.
- **fékezési röntgensugárzás :**
  - A  $\beta$ -részecske az atomok között mozogva folyamatosan fékeződik
  - a csökkenő energiája **ékezési röntgensugárzás** formájában távozik
- **A gamma-sugárzás:**
  - nagyfrekvenciájú elektromágneses hullámokból (30-50 keV felett) álló sugárzás
  - atommag átalakulás során keletkezik
  - gamma bomláskor keletkezik:
    - a gerjesztett atommagok alacsonyabban fekvő állapotba történő átmenete
    - átfedés a **röntgen-** és a **gamma-**sugarak között
  - Az instabil mag fölös energiájától elektromágneses sugárzás formájában szabadul meg
  - hasonló a röntgensugárzáshoz, csak
    - nagyobb az energiája
    - az atommagban keletkezik, (a röntgensugárzás az elektronhéjakon)
  - gamma-s. csoportosítása:
    - **Fotoeffektus:** a kis energiájú gammasugárzás az atom belső elektronhéján keringő elektronnak adja át az energiáját, és ezáltal megszűnik. Az energiát kapó elektron kiszakad az atommag vonzásából és távozik, így egy pozitív ion marad hátra.
    - **Compton-szórás:** a közepes energiájú gammasugárzás a külső elektronhéjon lévő lazán kötött elektronoknak adja át energiájának egy részét. A kölcsönhatás következményeként egyrészt az elektron kiszakad az atomból, másrészt létrejön egy „szóródott” gammasugárzás, melynek az energiája kisebb, és az iránya is más, mint az érkező volt.
    - **Párkeltés:** a nagy energiával rendelkező gamma részecskék az atommagok közelében egy elektron és pozitron párrá alakulnak. Az atommag nem vesz részt az átalakulásban, csak katalizálja azt.
    - **Magfotoeffektus:** nagyon nagy energiával rendelkező gammasugárzás az atommagban hal el. Energiájával gerjeszti a magot, aminek következménye neutron, vagy ritkább esetben proton kibocsátás.

## 17. A hang, mint mechanikai hullám. Leírása nyomáshullámként. A terjedési sebesség közegekben.

- 1 tétel hullám ide tartozó részei.
- A hang mechanikai hullám, amely rugalmas közeg nélkül nem jön létre és nem terjed
- A hullám jellemzői:
  - Amplitúdó: A (m)
  - Hullámhossz:  $\lambda$  (m)
  - Periódusidő: T (s)
  - Rezgésszám = frekvencia: f (1/s = Hz)
- **Terjedési sebesség:** c (m/s)  $c = \lambda \cdot f = \frac{\lambda}{T} = \frac{\Delta S}{\Delta T}$ 
  - levegőben: kb 340 m/s, vízben: 1500 m/s
  - a közvetítő közeg tulajdonságaitól függ
  - lágyszövetben 1540m/s
- 20Hz és 20kHz közötti hanghullámokat hallunk
- folyadék és gáz közegben csak longitudinális lehet

- hangmagasság: függ az amplitúdótól és a frekvenciától
- hangszín: összetételről, spektrumtól függ
- hangmagasság: alaphangmagassággal függ össze
- leírása **nyomáshullámként**:
  - longitudinális hullámoknál a terjedés iránya mentén sűrűség kül. jön létre → ebből fakadóan nyomáskülönbség is
  - a nyomáskülönbségeket a hely (x) és az idő (t) periodikus függvényeként adjuk meg

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

- $\Delta p_{max}$  = maximális nyomásváltozás
- T = periódus idő (1/f)
- $\lambda$  = hullámhossz

## 18. Ultrahang. Akusztikai impedancia. A diagnosztikában használt UH intenzitása, limitációk, a frekvencia szerepe.

- A hallható hang és az UH fizikailag azonos típusú, csak frekvenciában különböznek
- UH 20kHz fölött (pár száz MHz-ig)
- (20Hz-nél kisebb = infrahang) → infrahang < hallható hang < ultrahang
- UH terjedési sebessége nem függ a frekvenciától, csak a közeg tulajdonságaitól
  - sűrűségétől
  - összenyomhatóságától = kompresszibilitás ( $\kappa$ )

$$\kappa = \frac{-\Delta V/V}{\Delta p}$$

- **Akusztikus impedancia** (jele: Z, mértékegysége:  $\left[ \frac{kg}{m^2 \cdot s} \right]$ )

- impedancia = általánosított ellenállás

- nyomás és a részecske sebességének hányadosa:  $Z = \frac{p}{v} = c \cdot \rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$

- $\rho$  = közeg sűrűsége, c = terj. sebesség

- Megmutatja, hogy mennyire áll ellen a közeg annak, hogy a részecskéit mozgásba hozzuk, azaz, hogy akusztikus szempontból mennyire „kemény“ → akusztikus keménység = ak. imp.

### - Intenzitás:

- A hanghullámban a részecskék mozgásállapota és egyben a mozgási energiája is továbbadódik.
- Az energiaterjedés jellemzésére használt mennyiség = intenzitás (J)
  - másnéven: energiaáram sűrűség / teljesítménysűrűség
- sugárzás irányára merőlegesen elhelyezett egységnyi felületen időegység alatt áthaladó energiát jelenti

- jele: J, mértékegysége:  $W/m^2$

- Arányos az amplitúdó négyzetével:  $J \sim (\Delta p_{max})^2$       $J = \frac{1}{2Z} \Delta p_{max}^2$

### - Orvosi alkalmazás:

- Egy hangintenzitáshoz adott mértékű nyomásingadozás tartozik, a közeg anyagi minőségétől függően

- A nyomásingadozás mértéke fontos, hiszen akár szöveti károsodáshoz is vezethet.
- Ezért vannak humán alkalmazásra előírt intenzitás határértékek
  - $2-3 \text{ W/m}^2$
- Terápiában: alja az UH elnyelődés → kisebb intenzitás → belső súrlódás dominál → hőterápia
- Diagnosztikában: alja az UH reflexió
- Az orvori alkalmazásban az intenzitást limitálni kell!!
  - max felső határ:  $1 \text{ W/m}^2$ 
    - viszont a képképzéshez kb  $10 \text{ W/m}^2$  kell → ezért rövidebb UH impulzusokat alkalmaznak → átlagos intenzitás ezzel lecsökken
  - veszélyek: kavitáció, kémiai reakció

---

## 19. Ultrahang keltése és detektálása.

- UH előállítás:
  - piezoelektromos kristályból (pl. kvarc) (vagy hasonló tulajdonságú anyagból)
  - piezoelektromos jelenség:
    - piezoelektromos lapka kristály felületén töltésszétválás tapasztalható, ha azt mechanikailag deformálják
    - ezért feszültség keletkezik
    - ha a lapkára váltakozó feszültséget kapcsolunk → a vastagság változás periodikusan követi a fesz. változást (ugyanazzal a frekvenciával természetesen)
    - ha ez a frekv. UH tartományba esik → UH-ot bocsát ki a kristálylapka
    - UH detektálásra is alkalmas:
      - a közegből visszaverődött UH-rezgésre elektromos feszültségjellel válaszol
      - a jelet erősítése, feldolgozása → UH kép
  - inverz piezoelektromos hatás: ugyanaz visszafelé:
    - elektromos térben a feszültség hatására → megváltozik a lapka vastagsága
- Közegek határán lejátszódó jelenségek
  - Két különböző akusztikus impedanciájú tartomány határán új jelenségek léphetnek fel (reflexió, törés)
  - A ferde beesés:
    - ha a határfelületre a sugárzás nem erőlegesen, hanem a szöget bezáróan érkezik
      - a másik közeg eltérő akusztikus impedanciája miatt irányváltatáshoz vezet
    - a visszavert jelek felfogása ugyanazon elemmel történik, amivel az UH jel kibocsátódott
    - képi megjelenítés alapja:
      - az észlelt visszavert impulzusjelek nagysága
      - és a beérkezés ideje
    - Az egyes határfelületek helye a képen a beérkezési idők alapján alakul ki
    - Ha a jel irányváltozásokat szenved a határfelületeken:
      - a jelfeldolgozás során ezek a határfelületek a képen nem a valóságnak megfelelően fognak kialakulni.
- Az UH-diagnosztika az UH-hullámok visszaverődésén alapul.
- Az impulzus-echo-módszerekkel nyert diagnosztikai felvételeken csak olyan részletek jelennek meg, amelyek határfelületén az UH visszaverődik. A reflexió mértékét a **reflexióképességgel** (R) jellemezzük, amely a reflektált intenzitás (JR) és a beérkező intenzitás (JO) hányadosa.
- visszaverődés akkor tapasztalható, ha a két közeg akusztikus impedanciája különbözik



---

## 20. A csatoló közeg jelentősége

- Ha a különbség nagy ( $Z_1 \gg Z_2$ , vagy  $Z_2 \gg Z_1$ ), akkor a formulában a nagyobb érték mellett a kisebb elhanyagolható, és  $R \approx 1$ . Ez a **teljes visszaverődés**.
- a levegő-szövet határon az UH teljesen visszaverődik, azaz a sugárzás nem jut túl ezen a felületen egyik irányban sem.
- az UH-sugárzásnak a forrásból a testszövetbe ill. a reflektált jelnek a testszövetből a detektorba való eljuttatásának feltétele, hogy a forrás és a test között **csatolóközeg** helyezkedjen el.
- Általános elvként elfogadható, hogy a csatolóként használt gél akusztikus impedanciáját a forrás anyagára és a bőr-, zsírszövetre jellemző impedanciákhoz illesszék
- vizes közeg is megfelelő
- A csontok, gázok, ill. légyszövetek erősen eltérő akusztikus impedanciájából következik, hogy csontokba, ill. gázterekbe és azok mögé nem „láthatunk“ UH segítségével

---

## 21. A diagnosztikában használt UH-impulzus üzemmód jellemzése.

- Diagnosztikában: alapja az UH reflexió
- Diagnosztikai mérés: —> anatómiai információ
  - irány kiválasztása
  - UH impulzus szervezetbe juttatása
  - mérni kell a bejuttatás és a visszaverődés között eltelt időt—> ismert terjedési sebesség
  - reflektáló terület távolsága meghatározható

---

## 22. Az UH elnyelődése, az abszorpció függése a frekvenciától

- Az UH-ban energia terjed
- ez súrlódás, hőfejlődés miatt (a terjedés közben) veszteséget szenved —>UH intenzitása csökken
- **abszorpció** = a közeg energiafelvétele
  - itt exponenciális sugárgyengülés figyelhető meg:
    - $J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$
  - $J_0$  a megfigyelés kezdőpontjában, J pedig a közegben x távolság megtétele után mért intenzitás.
  - közeg abszorpcióképessége függ:
    - anyagi minőségtől
    - hanghullám frekvenciájától
  - minél nagyobb a frekvencia, annál nagyobb az energiaveszteség
    - mivel adott idő alatt több rezgőmozgás játszódik le —> több súrlódásos hőveszteség
- Csillapítás: jele:  $\alpha$ , mértékegysége: dB
  - $\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J}$
  - gyakorlati alkalmazás, az intenzitásgyengülés jellemzésére használják
- A csillapításösszefügg az abszorpciók együtthatóval
  - $\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \log_{10} e$

- Ebből következően az  $\alpha(f, x)$  mennyiség egy a frekvenciától független, az adott anyagra jellemző állandó, az ún. **fajlagos csillapítás**.
  - pl a szövetek abszorpciós tulajdonságát ezzel jellemzik.

---

## 23. Az UH diagnosztika echo módszerei. A reflexióképeség. A-kép, lineáris és 2D B-kép, TM-kép

- Az UH diagnosztika **echo** módszerei:
  - a sugárzás impulzusokat (UH rezgés csomagokat) tartalmaz
    - rövid
    - periodikusan előállított
  - impulzusok után szünet
    - ez alatt a testből visszaérkező jelek felfogása történik → majd újabb impulzus
  - majd visszaverő felület távolságának meghatározása
- UH **impulzus**
  - impulzus hossz ( $\mu\text{s}$ -os)
  - szünet hossz (ms-os), tehát nagyságrendekkel nagyobb
  - diagnosztikában leggyakrabban az 1–10 MHz
- UH kép megjelenítés:
  - hagyományosan katódsugárcsővel
    - az  $x$  eltérítő lemezpárra (periodikus, lineáris felfutású) ún. fűrészfeszültséget kapcsolnak
    - így a lumineszkáló ernyőn a világító pont egyenletesen balról jobbra halad
    - majd a kép jobb széléről visszaugrik az elejére
    - ez a mozgás periodikusan ismétlődik
    - ezzel egyidejűleg a megjelenítendő jelet az  $y$  eltérítő lemezpárra kapcsolják.
    - 2D megjelenítés:
      - az  $x$  irányú lemezpárra kapcsolt fűrészfeszültség mellett az  $y$  irányú lemezpárra lépcsős fűrészfeszültséget kapcsolnak.
      - a világító pont így sorról sorra végigpásztázza a teljes képernyőt.
      - a 2Ds kép a világító pont fényességének változtatásával valósul meg
        - bistabil a kép: ha a képpontok fényessége csak kétféle érték lehet
        - szürketonusos: ha a katódsugár intenzitása több fényességfokozatot tesz lehetővé.
  - Egydimenziós **A-képek**:
    - a készülék detektor oldala (jel amplitúdóval arányos amplitúdójú) egyenfeszültség impulzusokat állít elő
    - ezek vezérlik a katódsugárcső katódsugarának  $y$  irányú kitérését
    - a mérés:
      - keskeny nyalábot előállító
      - rögzített helyzetű UH- fejjel történik
    - az UH-impulzussal szinkronban indul a katódsugár  $x$  irányú eltérítése.
    - megjelenés:
      - $x$  irány mentén
      - egymás után jelennek meg
      - a kül mélységű felületről érkező impulzusok
    - az egyes echojelek visszaérkezési ideje közvetlenül leolvasható a készülék képernyőjéről.
    - A mérés fő információtartalma:

- egyes echojelek beérkezési ideje ( $t_1, t_2, \dots$ )
- az impulzusok nagyságából az egyes echojelek amplitúdójára is következtethetünk, ami függ:
  - a közegek akusztikus impedanciájától
  - a szóródási jelenségektől
  - az abszorpció mértékétől
- az echót okozó felületek egymástól mért távolsága  $\rightarrow d_{12} = d_2 - d_1$ .
- **Egydimenziós B-kép**
  - B = brightness
  - ebben az esetben a visszavert UH- impulzusok nagysága a képpont fényességét határozza meg (nem a katódsugár kitérését)
  - önállóan nem használjuk
  - csak továbbfejlesztve  $\rightarrow$  TM-mód, 2D
- **TM-mód** (Time Motion)
  - pl.: kardiológiai alkalmazások
  - olyan vizsgálati irány, a reflexió (a mérési irányba eső) mozgó felületről, pl. szívbillentyűről
  - a visszaverő felület mozgása láthatóvá tehető  $\rightarrow$  diagnosztikai célra felhasználható.
  - Az eljárásban B-képet készítenek.
  - A következő B-képet az előzőkhöz képest  $x$  irányban elcsúsztatjuk, és így tovább..
  - így reális időskálán kirajzolódik a reflektálófelület mérési irányba eső mozgása.
  - A kiértékelés segítésére az UH-felvétellel párhuzamosan EKG- görbét is regisztrálhatunk + megjeleníthetünk
- **Kétdimenziós B-kép**, UH-tomográfia
  - egydimenziós B-képek sorozata
  - ebben a módszerben az UH segítségével a test valamely síkmetszetéről készítenek képet
  - a kiválasztott síkban különböző irányokban egydimenziós echomérést végzünk, azaz valamilyen elv szerint „végigpásztázzuk“ ezen metszeti síkot.
  - Az egyes mérési irányokban kapott echosorozatokat 1D-s B-képként jelenítjük meg.
  - Az egymás után következő mérési irányok B-képei olyan alakban jelennek meg, amilyen alakban az UH- nyalábbal a test adott síkját végigpásztáztuk.

---

## 24. Doppler effektus és alkalmazása az UH-diagnosztikában. Doppler-frekvencia és jelentősége. Színkódolás.

- Doppler-effektus
- Doppler jelenség: ha a hullámforrás és a megfigyelő mozognak egymáshoz képest, akkor a megfigyelő az eredeti frekvenciától különböző frekvenciát észlel.
  - elektromágneses hullámoknál és mechanikai hullámoknál is
  - frekvencia növekszik: ha a hangforrás és a megfigyelő közelednek egymáshoz
  - frekv. csökken: ha távolodnak
- a mozgó forrás – álló megfigyelő és az álló forrás – mozgó megfigyelő esetét leíró képlet eltérő  $\rightarrow$  nem elegendő a 2 fél relatív sebességét figyelembe venni
- Ha a forrás és a megfigyelő egymáshoz viszonyított relatív sebessége ( $v$ ) lényegesen kisebb, mint a hullám terjedési sebessége ( $c$ )  $\rightarrow$  két képlet eltérése annyira kicsi, hogy a gyakorlatban mind2 használható.
  - Az UH-diagnosztikában ez a feltétel mindig teljesül.

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{v}{c} \right)$$

- Doppler eltolódás ( $f_D$ ) = Doppler frekvencia : észlelt frekv. ( $f'$ ) és forrás  $f$  ( $f$ ) közötti különbség  $f_D = f' - f = \frac{\pm v}{c} f$

- Mozgó reflektáló test

- Ha egy test  $v$  sebességgel mozog az álló forráshoz képest majd pedig ugyanezen test visszaveri a hangot, mint  $v$  sebességgel mozgó másodlagos forrás, akkor ez a Doppler-eltolódásnál  $2v$  látszólagos relatív sebességnek felel meg, azaz  $|f_D| = (2v/c)f$ . Ha a  $v$  és  $c$  irányok egymással  $\Theta$  szöveget zárnak be, akkor az eltolódás mértéke csökken:  $v$ -nek csak a  $c$  irányába eső vetülete számít, azaz  $v$  helyére  $v \cdot \cos\Theta$  kerül:

$$f_D = \frac{2v \cdot \cos\Theta}{c} f, \text{ ill. } v = \frac{c}{2f \cdot \cos\Theta} f_D$$

- UH frekvenciájának Doppler- eltolódásából  $\rightarrow$  mozgó struktúrák sebességének meghatározása
- véráramlás vizsgálata:
  - diszperz folyadékban van UH-reflexió, mint pl vér
  - a vér UH- szórócentrumai a vörösvértestek
  - A Doppler-effektus gyakorlati felhasználása
- Duplex kép: 2D-s B-kép és a Doppler-görbe együttes ábrázolása
  - magzati és placentáris keringés tanulmányozásában egyedülálló szerepe van
- **Színkódolt** Doppler-módszer
  - A 2D-s szűrkeskálás B-kép + Doppler-információ
  - meleg szín: ha egy területen belül transzducer felé való mozgás (pl. véráramlás) történik
  - hideg szín: ha a transzducertől távolodó irányú mozgás történik
  - információt ad a sebesség nagyságáról
    - kisebb sebességeknek sötétebb,
    - nagyobb sebességeknek világosabb árnyalatok felelnek meg

## 25. A proton-spin mágneses momentuma, tulajdonságai (orientációja, presszió, energetikai lehetőségek mágneses térben)

- Atommag: proton + neutron ( + elektron is feles spinű)
- Spin: elemi részecskék, és együtteseik saját perdülete (impulzusmomentuma)
- Jellemzése: pörgettyű-modell
- impulzusmomentum a fogó mozgással hozható összefüggésbe
- Bonyolult molekulák egyszerű meghatározása -> Pauli elvhez hasonló szabály (kül. energiaszinteken lévő nukleonok számát befolyásolja) -> páratlan tömegszámú mag rendelkezik spinnel; spin értéke 1/2
- Páros tömegszámú: nincs spin, ha a megtöltés páros, egészszámú ha megtöltés páratlan
- Magok töltése és spinje -> mágnesesmomentum megjelenése (spin nagyságától függ)
- neutronok is rendelkeznek spinnel-> kvarkok töltésének forgástengelyéből számított egyenlőtlen térbeli eloszlás
- Elektronspin mágneses momentuma-> Bohr- magneton  $M_e = -g \cdot \mu_B \cdot \sqrt{S(S+1)}$
- negatív előjel: elektron negatív töltése
- mag spin kvantumszáma: +/- 1/2

- Külső mágneses tér hatására: proton energiaszintje kettéhasad-> alacsonyabbik részecske az alap, a magasabb a gerjesztett állapotú (energetikailag kül, és alapállapotban a saját impulzusmomentummal rendelkező proton helyzetét leíró spin, ill. mágneses momentum vektork a külső mágneses térhez képes párhuzamosak, míg gerjesztett állapotban ellentétesek; precesszáló mozgást végeznek: forgó tárgy forgástengelyének megváltozása külső mágneses térbe)
- proton által elfoglalható energiaszintek között átmenet indukálható

---

## 26. Larmor frekvencia, Zeeman felhasadás

- **Zeeman effektus:** az a jelenség ha egy atomot külső mágneses térbe helyezünk, az energiaszintjei eltolódnak, az eredetileg degenerált szintjei felhasadhatnak
- Az atom foton kibocsátásával képes energiát leadni. **Foton** energiája az atom kezdeti és végállapotbeli energia szintjeinek különbsége lesz-> egy vonalat jelent a spektrumban.
  - Amennyiben a kezdeti vagy végállapot rendelkezik mágneses momentummal úgy az atomot mágneses térbe helyezve ez a **vonalt több vonalra hasad**-> szimmetrikusan helyezkednek el.
  - A frekvencia eltolódás -> vagyis a színeképvonalak távolsága **arányos a mágneses tér nagyságával**.
  - Az atomban keringő e- nak, mint köráramnak a mágneses momentuma arányos a pályá-impulzusmomentummal  $\mu_L$ .
  - A teljes mágneses momentumba beleszámít még az elektronspinhez rendelt  $\mu_S$  mágneses momentum is.
  - A **felhasadás mértéke** függ az alkalmazott **mágneses térerősségtől** -> **iránykvantálást mutat**
- A felhasadást az atomi mágneses momentumok ( $\sim\mu$ ) és a külső mágneses tér ( $B$ ) kölcsönhatásaként fellépő energia okozza:  $E = -\mu \cdot B$
- a skalárszorzat függ a mágneses tér és a mágneses momentum relatív irányától
- A Kvantumos viselkedésű spin-mágneses momentumok mágneses térben kétféle orientációt vesznek fel, ezek energiában különböző állapotok, és az energiakülönbség lineárisan nő a mágneses tér nagyságával
- A precesszió frekvenciáját a Zeeman felhasadás nagysága ( $\mu$  és  $B$ ) határozza meg -> **A gerjesztő fotonenergia frekvenciája azonos a Larmor-frekvenciával!**
- Az állapotváltozást előidéző elektromágneses hullám frekvenciája a Larmor-frekvencia, amely függ az atommag tömegétől, spinjétől és egyenesen arányos a külső mágneses térrel
- Az energiaátadás feltétele, hogy az átvevő molekula vibrációs frekvenciája rezonanciában legyen a Larmor precesszióval.

---

## 31. Az AFM technika, piezoelektromos hatás vizsgálati jelentőségek, korlátok

- elektromosan nem vezető anyagok vizsgálatát is lehetővé teszi
- atomok, molekulák topográfiája
- ELVE: egy közel atomi méretre kihegyezett tűt mozgatunk pásztázó- transzducerek segítségével atomok, molekulák vagy nagyobb objektumok felett a felszíntől igen kis távolságra, és a tű felfüggesztése olyan, hogy az atomokat nem tudja egymástól elszakítani, mert ahhoz gyenge a felfüggesztés rugóállandója

- plazmamembrán alatti struktúrák vizsgálatára is képes
- pásztázóberendezés + tű +sztaniollemez -> a vizsgált felszínt nem szakítja szét a pásztázó tű és a felszín klcsh-a .
- Mérési elmélet: Pauli-féle kizárási elv miatt a tű és a vizsgált anyag elektronfelhőinek taszítóereje, és a gyenge rugóállandó, ami nem engedi, hogy a tű behatoljon az anyagba; de a sztaniol rugóállandója elég erős ahhoz, hogy a tűt a felszínhez nyomja. Lézerfényvel leképezett, felszíni topográfiát követő lézersugár-kitéréseket elektronikai úton vissza lehet csatolni a piezoelektromos transzducerek mozgására is, ami számos mérési változatot tesz lehetővé (felszín atomi, molekuláris struktúra, citoskeleton, sejtmag szerkezete vizsgálható)
- **ELŐNYE:** (közel) fiziológiás körülmények közötti méréseket tesz lehetővé; vizes közegben is lehet dolgozni; 3D-s kép; nem szükséges bonyolult előkészítés
- **AKADÁLYA:** a sejtek igen változatos domborzatú felszíne. Minél laposabb annál jobban vizsgálható; csak nagyon kis felületekről lehet képet készíteni; több percre van szükség a pásztázásra; kicsi felbontóképesség

---

27. Proton-spin mágneses momentumok viselkedése mágneses térben. Az eredő momentum iránya és nagysága.

---

28. A mágneses tér nagysága az MRI mérésben és ennek jelentősége.

---

29. A diagnosztikai kép alapja az MRI mérésben. A Mag Mágneses Rezonancia jelensége és technikai megvalósítása.

---

30. A T1 és T2 paraméterek jellemzése, mérése és diagnosztikai értéke

---

32. Fehérjék szerkezeti adatainak elérése és felhasználása adatbázisok segítségével. A számítógépes molekuladiagnosztikai modellezés alapjai.

---

33. Mikroelektronika, technikai elvárások. Biomolekulák mikroelektronikában alkalmazható tulajdonságai. Konkrét pl.