

## Az előző előadás folytatása: - fényforrások

Dr.Fidy Judit  
2017 május 3

- 1.Spontán fotonemisszió gerjesztett elektronállapotból:  
**Lumineszcencia**
- 2.Hőmérsékleti sugárzás
- 3.Fény-emisszió indukált emisszió révén: LASER
- 4.LED : elektronok és lyukak elektromos tér által indukált rekombinációja szilárd (kristályos) félvezető diódákban

## Fény-keltő mechanizmusok és fényforrások

### Indukált fényemisszió - lézerek

#### Spontán emissziós fény :

Az egyes elektronátmenetek térben és időben rendezetlenül, véletlenszerűen történnek.  
Az egyes hullámvonulatok fázisa egymástól független.  
A fény „inkohereus”

#### Indukált emissziós fény:

A fényfotonok emisszióját az emittálandó fotonenergiával azonos energiájú foton jelenléte indukálja.  
A kibocsátott hullámvonulat a kiváltóval azonos fázisban lép ki, együtt koherensek

### LASER: **L**ight **A**mplification by the **S**timulated **E**mission of **R**adiation 1961, Rubin-lézer

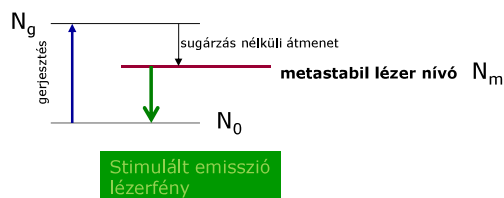
Nemcsak erősítő, hanem speciális fényforrás

#### A lézerek működési elve

##### A lézer anyaga

Gáz, folyadék, szilárd test

Követelmény: a gerjesztési és emissziós elektron-átmenetek **három energiaállapoton belül** történjenek, amelyek közül az egyik magasabb nivónak legyen hosszú az élettartama – **lézer-nívó**



#### A lézerek működési elve

##### A lézer anyag gerjesztése

Az elektronok gerjesztése külső forrásból:  
Pl. gázkisülés, fényimpulzus

Intenzív gerjesztés a felső nívó populálása

átmenet a metastabil nivóra  $N_m$  a hosszú élettartam

miatt megnő, az alsó nívó kiürül:

$$N_m \gg N_0$$

**populáció inverzió: a fényerősítés feltétele**

## A lézerek működési elve

### Fényerősítés indukált emisszióval

Populáció inverzió mellett a rendszer

a  $hf = E_m - E_0$  fotonenergiájú sugárzást

erősíti, ilyen foton **indukálja** az emissziót

$N_m$  nagy  $\longrightarrow$  néhány spontán emisszió  $E_0$ -ra  
 $\longrightarrow$  fényerősítés

### A lézer-fény speciális tulajdonságai

-monokromatikus  $\Delta f/f \sim 10^{-10}$  ( $\longleftrightarrow 10^{-6}$ )

-koherens : nagy a koherencia-hossz ( $10^3$  m  $\longleftrightarrow 10^{-3}$  m)

-kis divergencia (néhány szögperc)  $\longrightarrow$  jól fókuszálható

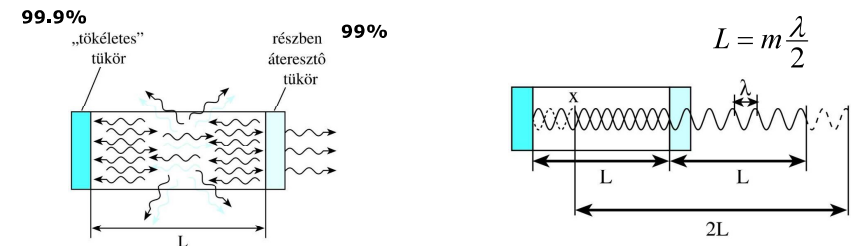
-nagy intenzitás  
 átlagos intenzitás  $\longleftrightarrow$  impulzus-intenzitás

**Szál-optika, fénykés --- orvosi alkalmazások**

## A lézerek működési elve

### Az optikai rezonátor

Erősíti a lézer tengelyével egyirányú sugárzást  
 Leszűkíti az emisszió hullámhossztartományát



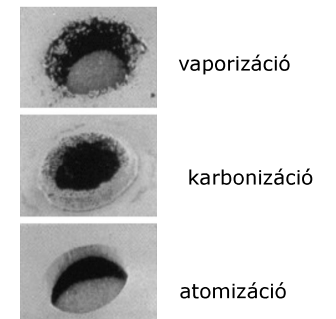
**állóhullámok kialakulása**  
 $\rightarrow$  **sávszélesség csökken**  $\rightarrow$   
**monokromatikus**

### Fény- kés

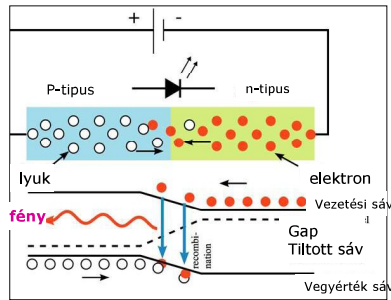
1. Fényelnyelés VIS: festékek, hem-csoport  
 IR: víz (lágy szövetek)
2. Melegedés

T	Hatás
>40 C	Koaguláció -> vérzéscsillapítás Sterilizáció
>100 C	Vaporizáció
>300 C	Karbonizáció $\rightarrow$ égés $\rightarrow$ égéstermékek Atomizáció

**Szövetek eltávolítása  $\rightarrow$  vágó hatás**



## Jelenlegi legmodernebb fényforrás: LED



Elektromos vezetés hatására a p-n határrétegben  
többségbe került elektronok és lyukak rekombinációja →  
→ elektronok energia vesztese fényemisszióval

## Az (N)MR(I) módszer elve és diagnosztikai alkalmazásai

### Az atommag mágneses rezonancia jelensége, és alkalmazása:

- (NMR spektroszkópia)
- MR képalkotó diagnosztikai módszer (MRI)

### I. A mag mágneses rezonancia jelensége

## 1. Történelmi háttér – jelenség és alkalmazások

**NMR** -spektroszkópia Bloch, Purcell, 1946  
1952: Nobel-díj

**MRI**: első élő felvétel 1973  
első rétegvizsgálat 1977  
első emberi agyvizsgálat 1980



Felix Bloch  
1912-1977



Edward Mills Purcell  
1906-1983

**EPR** Electron Paramagnetic Resonance  
**elektron** – spektroszkópai módszer  
magyarul: **ESR** Elektron-Spin Rezonancia-spektroszkópia

## 2. Az atommagok spin-állapottal rendelkeznek, hasonlóság az elektronnal

Az atommagok alkotói:

**protonok és neutronok**  
**P** **N**

Rendeznek saját impulzusmomentummal: **spin**nel

$$S_N = S_P = 1/2$$

**mint az elektron!**

**kvantumszám azonos**

A spin-állapot eredete a nukleonok kvark-szerkezete:

**N** és **P** egyenként 3-3 de különböző kvarkból állnak  
kvarkok:  $\frac{1}{2}$  spin-quantumszámú, tömeggel és elektromos töltéssel bíró alkotók

## 3. A spin-állapot (saját impulzusmomentum/perdület) kvantált viselkedése

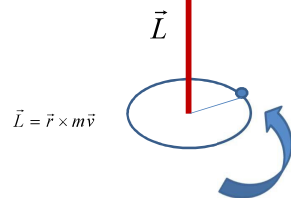
**Modell: elektron**

A saját impulzusmomentum  $\vec{S}$  viselkedése azonos az elektron-pályákhoz tartozó impulzusmomentum  $\vec{L}$  kvantált viselkedésével:

**Nagysága kvantált:** Planck állandó

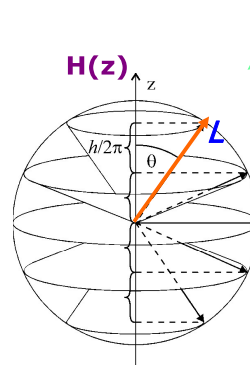
$$|\vec{L}| = L = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)}$$

$l = 0, 1, 2, \dots, n-1$  mellékvantumszám



Modell: pályáján „körbe forgó” elektron  
( $m$  tömeg,  $v$  sebesség,  $r$  pályasugár) mozgásához tartozó impulzusmomentum vektor  
Íránya  
nagysága:  $L = mvr$

**L iránya is kvantált: “iránykvantálás”**



Egy kitüntetett irány –  
pl. **H(z)** mágn. térhez viszonyítva  
csak meghatározott irányok

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

**Pl.  $l = 2$**  • 5-féle irány  
 **$L_x$  és  $L_y$  nem meghatározott**

( $m_l = 0, \pm 1, \dots, \pm l$ )

Mágneses kvantumszám  
 $2l + 1$  -féle

## A spin-momentum hasonlóan kvantált viselkedése

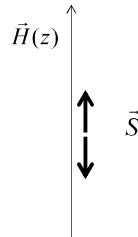
**Nagysága :**

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

**Íránya kvantált:**

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

$m_s$ : spinhez rendelt mágneses kvantumszám  
 $2S+1$ -féle értéket vehet fel → **2-féle beállítás**  
 $m_s = +1/2$  és  $-1/2$



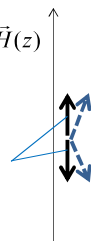
## A spin-mágneses momentum iránykvantáltsága

$$\vec{\mu}_{s,z} = -\frac{e}{2m} 2\vec{S}_z = -\frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} m_s = -\frac{e}{2m} \frac{h}{\pi} m_s$$

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

2 irány  
 z-irányú vetület  
 nagysága azonos

az xy-síkra vett  
 vetülete nem  
 meghatározott!



Az elektron spin állapotához tartozó saját mágneses momentum „z” irányú vetületének nagysága:

**Bohr magneton**  
 $\mu_B$

$$\frac{eh}{4\pi m}$$

elektron töltése  
 elektron tömege

## 4. Impulzusmomentummal rendelkező elektromos töltéssel bíró részecskék mágneses dipólus-momentummal is rendelkeznek

Impulzusmomentum ~ körmozgás → töltés körmozgása = köráram → mágneses dipólus

$$\vec{\mu}_l = -\frac{e}{2m} \vec{L}$$

elektron töltése  
 elektron tömege

**Mágneses momentum vektor**

**Íránya** párhuzamos az impulzusmomentummal, **iránykvantálás**  
 irányítottága ellentétes

## A spin-momentumhoz is tartozik mágneses momentum!

$$\vec{\mu}_s = -\frac{e}{2m} 2\vec{S}$$

$$|\vec{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\vec{S}| = \frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} \sqrt{S(S+1)}$$

## 5. Az atommagok spin-állapotához tartozó mágneses momentum



Irányítottáguk ellentétes, és  $\mu_N < \mu_P$

$$|\vec{\mu}_{e,z}| = 2 * s * \mu_B = \mu_B$$

$$|\vec{\mu}_{N,z}| = 2 * s * (1.91) * \mu_g$$

$$|\vec{\mu}_{P,z}| = 2 * s * (2.79) * \mu_g$$

$$\mu_g = \frac{eh}{4\pi m_n}$$

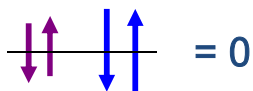
**Girómágneses konstans**

$m_P \sim 1840 m_e$ !!  
 $\mu_g \ll \mu_B$

A nukleonok mágneses momentuma jóval kisebb, mint az elektroné

## Több nukleonból álló atommagok spin-mágneses momentuma

több nukleon, párosával energiaszinteken, ellentétes spinnel



A páros számú nukleonok ellentétes momentumai közömbösítik egymást

$${}^3_1\text{H} \rightarrow \text{két. neutron} \rightarrow \sum \vec{\mu}_N = 0$$

$$\rightarrow \text{egy. proton} \rightarrow \mu_{\text{mag}} = \mu_p = 2.79\mu_N \approx 3\mu_N$$

$$\vec{\mu}_N \approx -\frac{2}{3}\vec{\mu}_p$$

A mag momentuma  $\neq 0$ , ha a protonok v. neutronok száma ptl. szám

## Az élő szervezet atomjainak mágneses momentuma

Milyen atommagoknak lesz jele mágneses kölcsönhatásban?  
Diagnosztika  $\rightarrow$  a szervezetben előforduló atommagok? páratlan atomszámúak?

${}^1\text{H}$   ${}^{13}\text{C}$   ${}^{19}\text{F}$   ${}^{23}\text{Na}$   ${}^{31}\text{P}$

Sok legyen belőle!

Atomok 2/3-a H!  
Nagy mágneses momentum!

Proton-MRI

## A H-atommag (proton) - momentum jelentősége:

$\mu_p$  kiemelkedően nagy

M ag	$I$ h-ban	$\mu$ $\mu_N$ -ben	M ag	$I$ h-ban	$\mu$ $\mu_N$ -ben
n	1/2	-1,91	${}^{12}_6\text{C}$	0	0
p	1/2	+2,79	${}^{13}_6\text{C}$	1/2	+0,7
${}^1_1\text{H}$	1	+0,866	${}^{14}_7\text{N}$	1	+0,4
${}^2_1\text{H}$	1/2	+3	${}^{15}_7\text{N}$	1/2	+0,28
${}^3_2\text{He}$	1/2	-2,1	${}^{16}_8\text{O}$	0	0
${}^4_2\text{He}$	0	0	${}^{17}_8\text{O}$	5/2	-1,9
${}^6_3\text{Li}$	1	+0,8	${}^{19}_9\text{F}$	2	+1,3
${}^7_3\text{Li}$	3/2	+3,2	${}^{21}_{11}\text{B}$	9/2	+5,5
${}^9_4\text{Be}$	3/2	-1,2	${}^{23}_{11}\text{B}$	0	0
${}^{10}_5\text{B}$	3	-1,8	${}^{25}_{13}\text{Al}$	9/2	+4

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

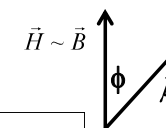
$I$  impulzusmomentum

$\hbar$ -ban van megadva

Az anyagokban igen sok H van  $\rightarrow$  eredő momentum nagy

## 6. A protonok mágneses momentuma mágneses térben iránykvantálást mutat $\rightarrow$ energetikailag is különböző állapotok

Klasszikus viselkedésű mágneses momentum energiája mágneses térben



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

Az energia mágneses tér nélkül

E csökken, ha  $\cos \phi$  nő  $\rightarrow$  a mágneses tér orientálja a momentumot  
parallel irányba

Kvantumos viselkedésű mágneses momentum  $\rightarrow$  kétféle orientáció  
parallel és antiparallel orientációk  $\rightarrow$  energia-különbség

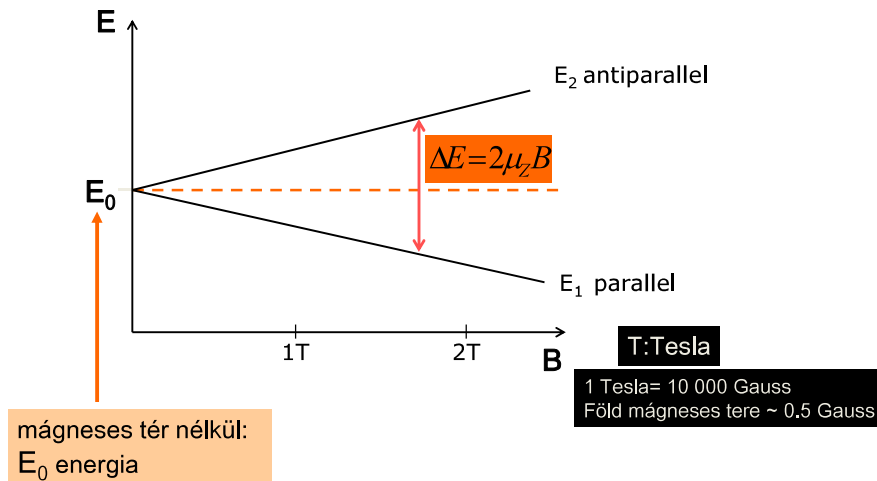
$$\Delta E = E_2 - E_1 = (E_0 - E_{\text{magn.2}}) - (E_0 - E_{\text{magn.1}}) =$$

$$= \mu B \cos \phi + \mu B \cos \phi = 2\mu_z B$$

Zeeman -féle energiafelhasadás

## Zeeman effektus – Zeeman felhasadás

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.

$$\Delta E = 2\mu B = hf$$

Proton-momentum

precesszió frekvenciája  
**Larmor frekvencia**

Egy fontos kérdés és érdekes válasz:

- Milyen frekvenciával gerjeszthető az  $E_1 \rightarrow E_2$  átmenet ?

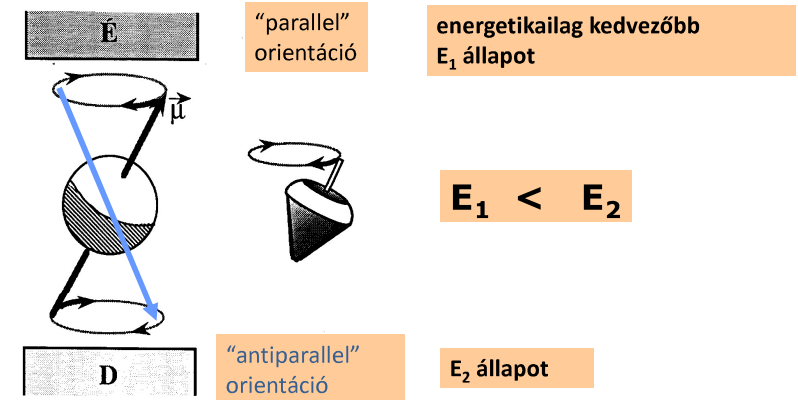
- Válasz:

$$\Delta E = 2\mu B = hf$$

**A gerjesztő fotonenergia frekvenciája azonos a Larmor-frekvenciával!**

## A proton-spin mágnesek orientációja precessziós mozgással történik

Mint az elektron!



## 7. A mágneses térrel parallel és antiparallel orientált momentum vektorok eredője?

Az ellentétes irányú vektorok eredője = 0!

Melyikből van több?  $N_1$  és  $N_2$

**Boltzmann eloszlás:** az alacsonyabb energiájú nívó populációja nagyobb  $\rightarrow N_1 > N_2$

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}}$$

**Nagyon kis szám!**  
 $\sim 0 \rightarrow e^0 = 1!$

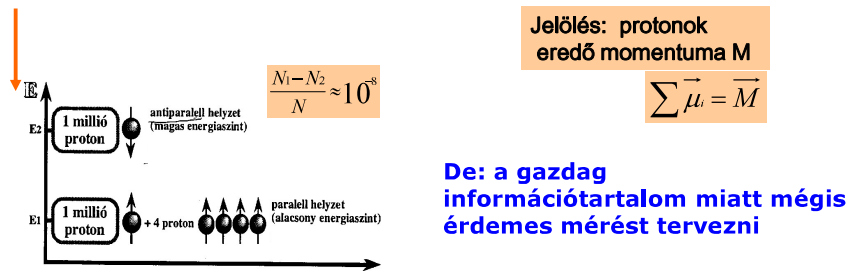
Pl. proton  $\mu$ ,  $B=0.5T$   
 $\rightarrow \Delta E = 2\mu B \approx 10^{-7} \text{ eV}$   
kT (310 K) = 0.027eV

**Az antiparallel orientációk száma alig kisebb, mint a parallel orientációké**

**A mágneses momentumok csaknem teljesen közbömbösítik egymást**

**Az eredő vektor parallel a mágneses térrel és igen kicsi**

Mag-mágneses momentumokra alapozott mérésekben  
igen kis effektus várható



Hogyan növelhetnénk meg az effektust?

A populáció-különbség  $\Delta E$ -től függ. Nagyobb  $\Delta E \rightarrow$  nagyobb eredő vektor

$$\Delta E = 2\mu B$$

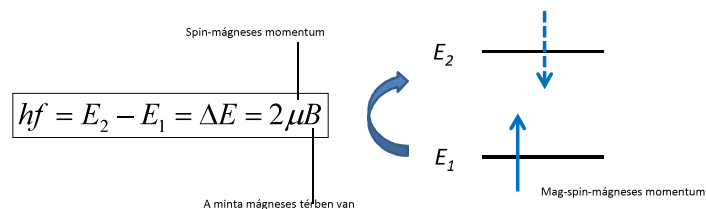
$\Delta E$  a mágneses tér nagyságával növelhető  
 $\rightarrow$  nagyobb vektor  $\rightarrow$  nagyobb effektus!

## Proton- momentumok mágneses térben - összefoglalás

A protonok mágneses momentumai mágneses térben

- $\vec{B}$ -vel parallel és anti-parallel állásúak lehetnek
- a parallel orientációnak kisebb az energiája és nagyobb a populációja
- mindkét orientációban precesszálnak  $f = \frac{1}{h} 2\mu B$  frekvenciával
- a parallel orientációjú energiaállapot  $hf = \Delta E = 2\mu B$  fotonenergiával gerjeszthető (átvihető) antiparalel állapotba
- a két orientáció energiakülönbsége lineárisan nő  $B$ -vel
- az eredő mágneses momentum vektor parallel a mágneses tér irányával és nagysága  $|\vec{B}|$ -vel növelhető

## A mag (spin) mágneses rezonancia jelensége



A mágneses térbe tett mintát besugározzuk olyan fotonenergiájú elektromágneses sugárzással, amely gerjeszti az  $E_1 \rightarrow E_2$  energiaátmenetet

Az energiaátmenet „rezonanciában van” a sugárzás fotonenergiájával

## A mag mágneses rezonancia alkalmazásai

## II. NMR spektroszkópia



## II. Nuclear Magnetic Resonance spectroscopy

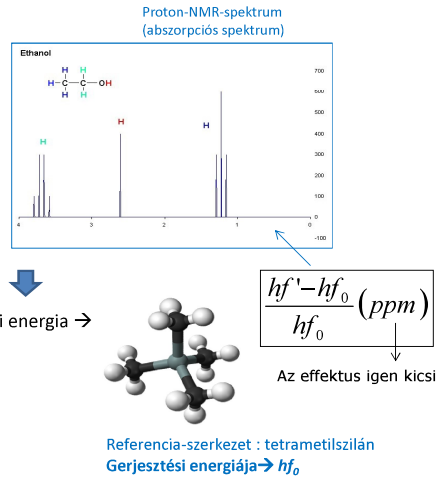
A kiválasztott mag (pl. H) lokális környezete egy kémiai kötésben megváltoztatja az általa érzett mágneses teret → a külső mágneses tér ( $B_0$ ) hatása helyett egy módosított mágneses tér hatása érvényesül → „**kémiai eltolódás**” a gerjesztési fotonenergiában

$$hf' = 2\mu B_0(1 \pm \sigma)$$

Többféle kötés jelenléte → többféle gerjesztési energia → **kémiai molekulaszervezet**

$^1\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{15}\text{N}$ ,  $^{31}\text{P}$  -re alapozott mérések

*In vivo* alkalmazások is



## A mag mágneses rezonancia alkalmazásai

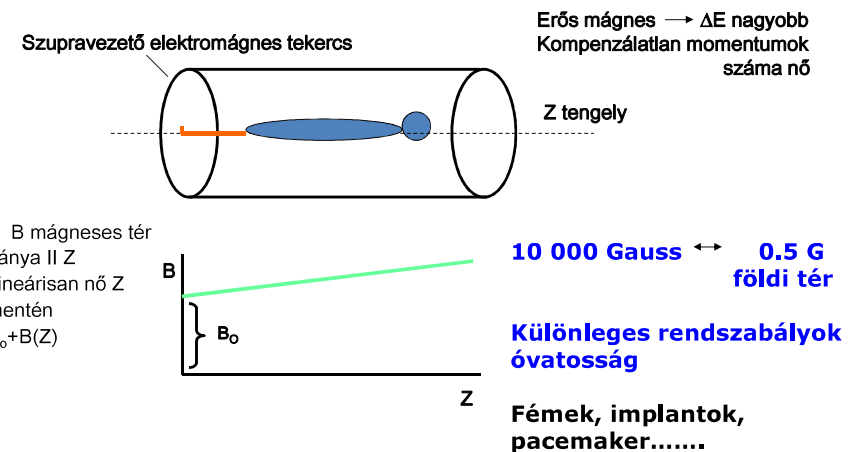
### III. Diagnosztikai képalkotó módszer: MR(I)

#### 1. A diagnosztikai mérés jellemzői

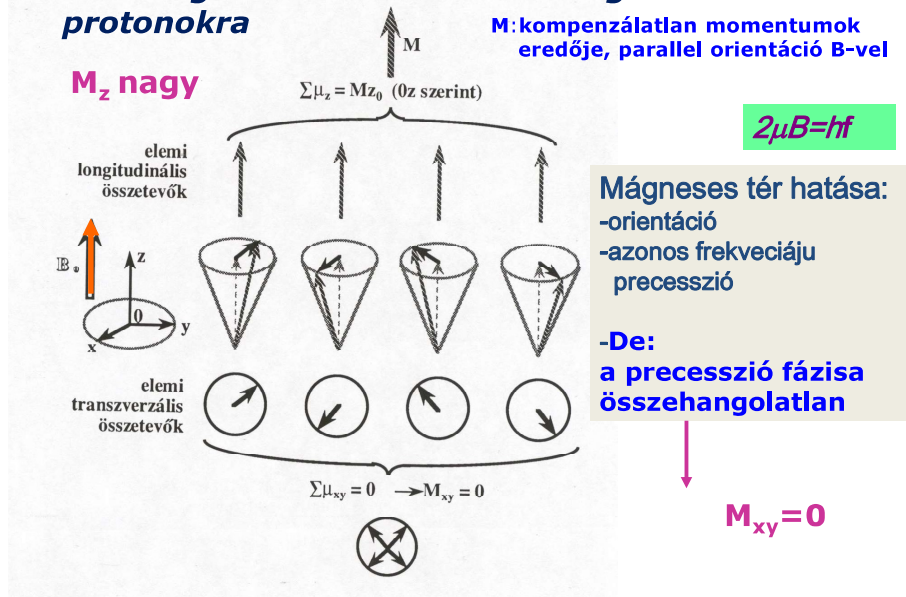
A diagnosztikai kép alapjául szolgáló adatokat

- a gerjesztő sugárzás kikapcsolása után méri

- mialatt a gerjesztett (antiparallel orientált) momentumok visszatérnek az alacsonyabb energiájú, parallel orientációjú állapotba



## 2. A mágneses tér hatása a betegben levő protonokra

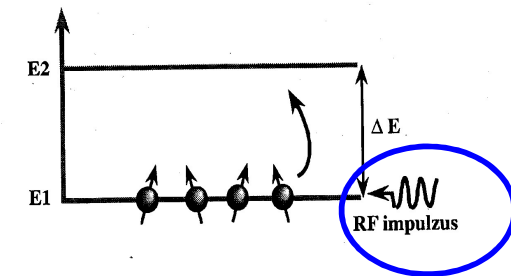


## 3. Megfelelő gerjesztési frekvenciájú sugárzás bekapcsolása: proton-mágneses rezonancia

$\Delta E = 2\mu B(z) = hf$

A vizsgálandó testrészt rádiófrekvenciás sugárzásnak tesszük ki – tekercs AC tere  
RF ~ 20 MHz ( $\leftrightarrow \Delta E$ )

**Z-től függ! →**  
→ vizsgálandó keresztmetszeti szelet kiválasztása a sugárzás frekvenciájával



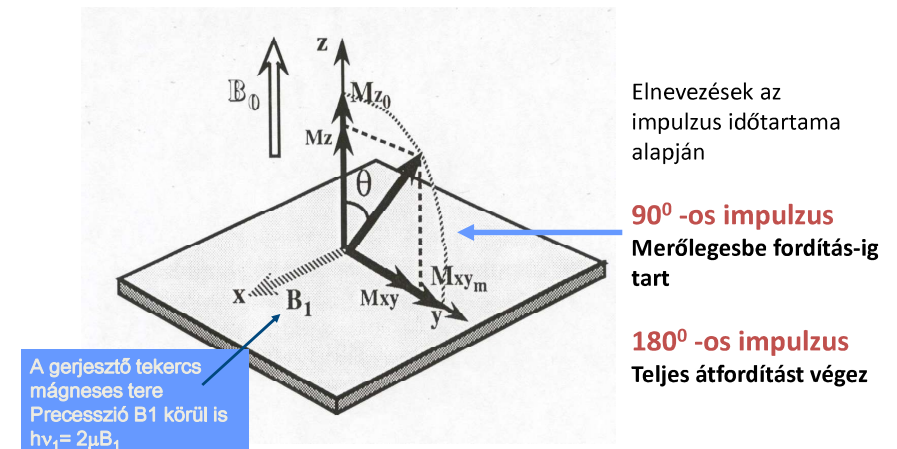
### A gerjesztés hatása:

1. Energiaátmenet **E1 → E2**  
egy adott testszeletben
2. Orientációváltás **parallel → antiparallel**
3. A külső váltakozó feszültség-tér rákényszeríti fázisát a precessziós mozgásra  
a mágneses momentumok együtt forognak

→ **M<sub>xy</sub> ≠ 0**

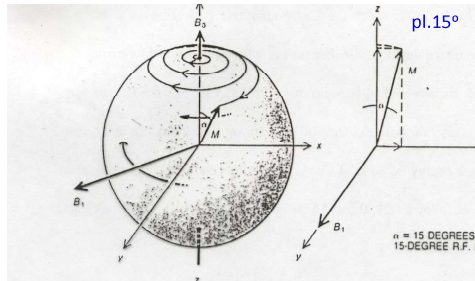
### A gerjesztés impulzus jellegű - időtartamának szerepe

Az orientációváltás időt vesz igénybe!



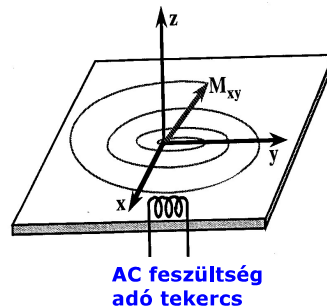
Az orientációváltás precesszáva történik (együttes precesszió)

→  $M_{xy} \neq 0$

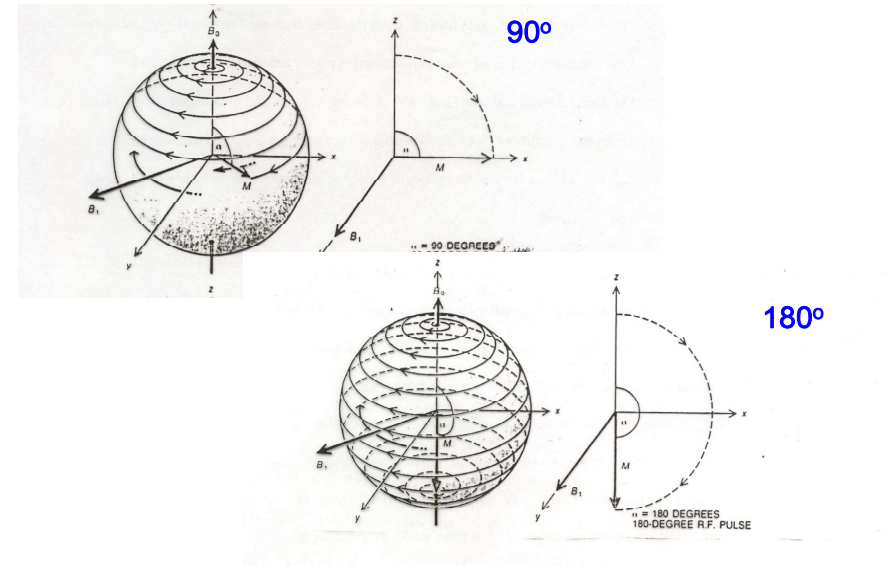


Az X-Y síkban a gerjesztés alatt  
-Növekvő amplitudójú  
-Forgó mágneses momentum

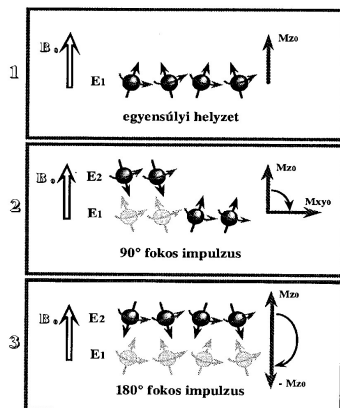
Az együttes precesszió  
Következménye:



A gerjesztés néhány fázisa



Orientációváltás energia-képben



90°-os impulzus  
50%-os orientáció-váltás  
 $M_z = 0$

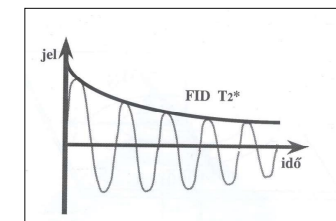
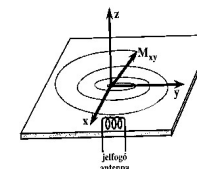
Valódi mérésben : 90 és 180  
fokos jelek kombinációja  
*szekvenciák*

#### 4. Adatgyűjtés – pl. 90 °-os impulzus után

Az MR-kép adatait a gerjesztő impulzus **kikapcsolása utáni relaxáció**  
alatt mérhető jelek jelentik

$M_z$  változik:  $0 \rightarrow \max$   
 $M_{xy}$  változik: körbeforogva csökken  
- orientációváltás  
- precesszió fázisa elhangolódik

Változó mágneses tér az X-Y síkban  
elektromos feszültséget indukál



A mért jel: Free Induction Decay  
FID -->  $M_z$  és  $M_{xy}$  relaxációs ideje

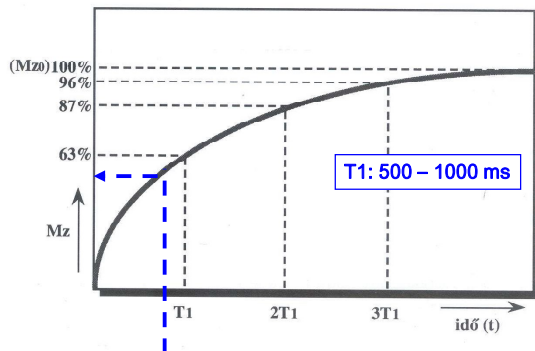
## Mz relaxációs ideje: spin-rács relaxációs idő - T1

Környező  
molekulák

A momentum  $B_0$  irányú  
vetülete a 90°-os impulzus  
után visszatér a „z” irányhoz

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

A  $\rho$  protonssűrűséggel arányos



## T1 értelmezése

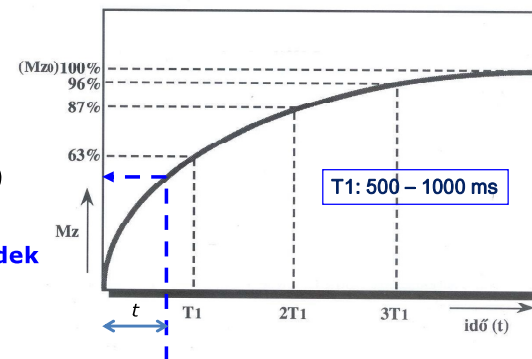
Milyen gyorsan sikerül ütközésekkel  
leadni a  $\Delta E$  energiát a környezetnek?

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

Az energiaátadás feltétele,  
hogy az átvadó molekula  
vibrációs frekvenciája  
rezonanciában legyen a  
Larmor precesszióval

$$f_p \sim f_{mol} \quad (f_{viz} \gg f_p)$$

Nagy molekulák lassú  
rezgése - **fehérjék, lipidek**  
**T1 kicsi**



T1 rövid --- Mz(t) nagy --- fényes pixel --- zsírszövet világos

## Különböző emberi szövetek spin-rács relaxációs idő 100 MHz-nél

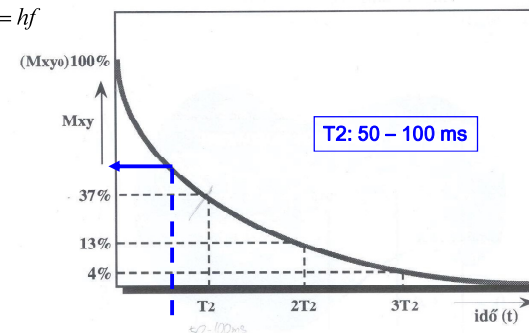
Szövet	$T_1$ (s)
bőr	$0.62 \pm 0.02$
vállizom	$1.02 \pm 0.03$
nyelöcső	$0.80 \pm 0.11$
gyomor	$0.77 \pm 0.07$
máj	$0.57 \pm 0.03$
lég	$0.70 \pm 0.05$
tüdő	$0.79 \pm 0.06$
csont	$0.55 \pm 0.03$
prosztata	$0.80 \pm 0.01$
vese	$0.86 \pm 0.03$
agy	$1.00 \pm 0.02$

## Mxy relaxációs ideje: spin-spin relaxációs idő - T2

A lokális mágneses terek  
miatt a koordinált precesszió  
elhangelődik

$$\Delta E = 2\mu B = hf$$

$$M_{xy} = M_{xy,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

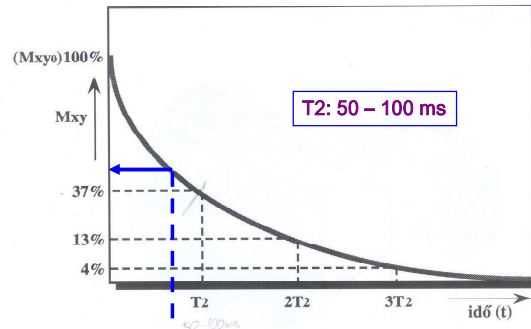


## T2 értelmezése

Környezet: mágneses inhomogenitás

Nagy molekulák -> lassú mozgás  
-> inhomogenitás fennmarad ->  
gyors fázisvesztés ->

### T2 rövid



Nagy molekulák -> T2 rövid ->  $M_{xy}(t)$  kicsi -> pixel sötét

Vizes közeg: inhomogenitások kiátlagolódnak ->  
fázisvesztés lassú -> T2 nagy -> fényes pixel

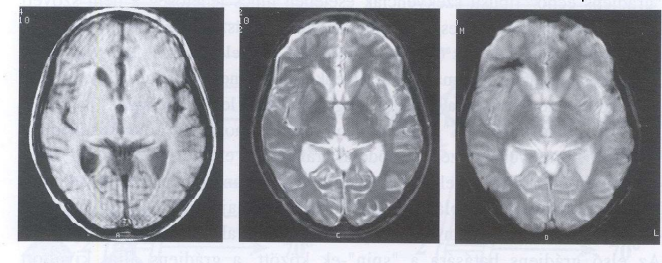
$$M_{XY} = M_{XY,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

T2

A képképzésre használt paraméterek :  $\rho$  (protonsűrűség), T1 és T2

A T1 és a T2 szerinti fényesség-kódolás különböző  
szöveti tulajdonságokat emel ki: pl zsírszövet ellentétes

Nagy molekulák (pl. lipidek)  
T1 rövid -- pixel világos  
T2 rövid -- pixel sötét



T1 szerinti súlyozás  
Világos: fehér állomány

T2 szerinti súlyozás  
Világos: szürke állomány

## 5. A kiválasztott testszeleten belüli felbontás

### 1. A rezonancia állapot gerjesztési frekvenciája kiválaszt egy testszeletet

$$hf = 2\mu B(Z) \quad f \longrightarrow B \longrightarrow Z$$

### 2. Képelemek feloldása az X irányban

A relaxáció alatt X irányban lineárisan változó gradiens tér bekapcsolása

precesszió (=> indukált feszültség) frekvenciája az X mentén változik

$$hf = 2\mu(B + B(X))$$

### 3. Képelemek feloldása az Y irányban

Y mentén lineárisan változó gradiens tér alkalmazása rövid ideig =>

Precesszió fázisának módosítása Y függvényében

Egy szeleten belül a pixelek kijelölése gradiens-terekkel

### 4. A vevőtekercssel mért jel felbontása

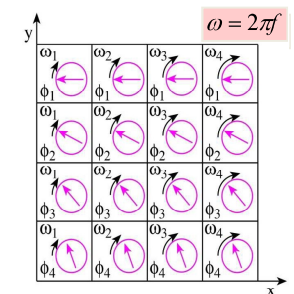
A mért indukált feszültség  
sok frekvenciájú és fázisú jel  
szuperpozíciójának eredménye

Az egyes  $f$  és  $\phi$  komponensek előállítása

Fourier analízissel

$$\longleftrightarrow \rho_{i,j}, \tau_{1,i,j}, \tau_{2,i,j}$$

minden képelemre







### Az MRI mint diagnosztikai módszer

- non-invasive módszer (de: kontrasztanyagok toxicitása?)
- Csont-szövet nem zavar: pl. gerincvelő vizsgálata ↔ UH, rtgCT
- Felbontás: ~5 mm vastag szelet, 1.5x1.5 mm képelem – igen jó  
mint a CT, de a kontraszt élesebb
- 3D rekonstrukció lehetősége
- Lágy szövetek, elsősorban zsírszövetek – agyszövet  
de széleskörű alkalmazás: nyak, mellkas, alhas (máj, lép, hasnyálmirigy, vese..) vázizomzat, ízületek

**De:** - a készülék és a mérés drága

- 3D képhez hosszú adatgyűjtési idő –  
pszichológiai problémák

**Biztonsági szempontok**

erős mágneses tér, indukált áram melegítő hatása,  
hangjelenségek, perifériális idegvégződések  
stimulálása

gerjesztő tér teljesítménye és dB/dt limitek

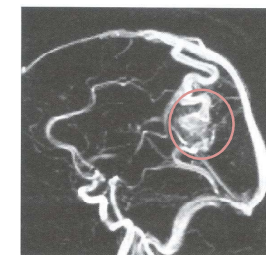
**kontraindikáció:** terhesség első trimer  
pacemaker  
ferromágneses és fém implantok  
(szembe került szilánkok)

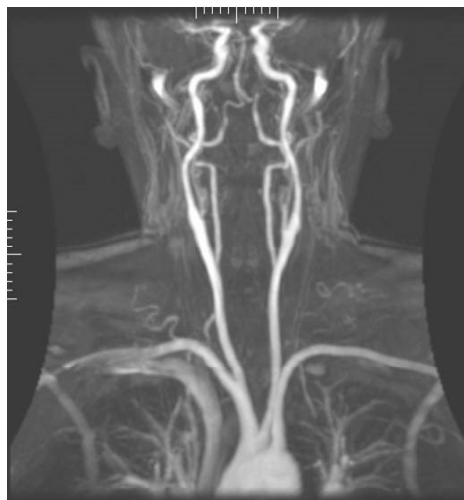
### Speciális MRI technikák – fejlődési irányok

#### 1. Angiográfiai alkalmazások

A mért térfogatba a szeletre merőlegesen ki  
vagy be-áramló vér a sebességprofiltól és az  
áramlási sebességtől függően jelszegény  
vagy jelgazdag tartományhoz vezet

Artéria cerebri média területén  
arterio-venosus malformáció  
-fáziselemzés alapján





érszűkület

értágulat

Gd jelzés

Time of flight

## T2 típusú kontrasztanyagok

ferromágneses: ép szövetekben T2 csökken → T2 kép sötét

szuperparamágneses (Fe-oxid) nanorészecskék: T2-kép sötét

pl. máj: normál szövetek dúsítják, tumor nem

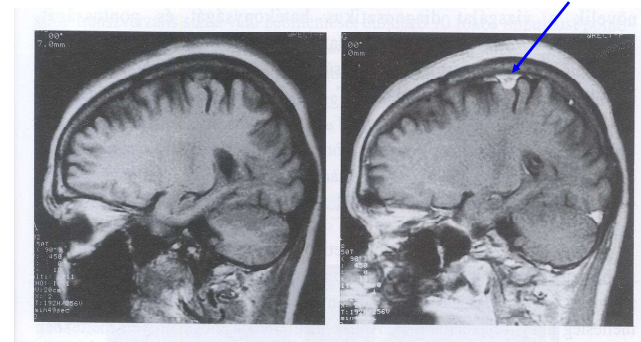
**Víz:** természetes kontrasztanyag

**De:** Gd jelző toxicitása → veseelégtelenség

## 2. Kontrasztanyagok alkalmazása: T1 és T2-kontraszt

**T1 súlyozott kép** meningeoma diagnosztizálásához

Gadolinium kontraszt kiemeli a daganat helyét: világos kép



Paramágneses atomok alkalmazása: T1 rövidül a kóros szövetekben (tér irányába rendeződő momentumok hatására)

Gd, Mn, Ba – farmakonok → beáramlás, ahol a vér-agy gát átjárható (pl.tumor)

## 3. Funkcionális MRI- fMRI

**BOLD : Blood Oxygen Level Dependent signal**

Ogawa, 1990

Alapja:

oxy hemoglobin : diamágneses, nincs mag mágneses momentuma  
deoxy hemoglobin: paramágneses, mágneses momentuma van

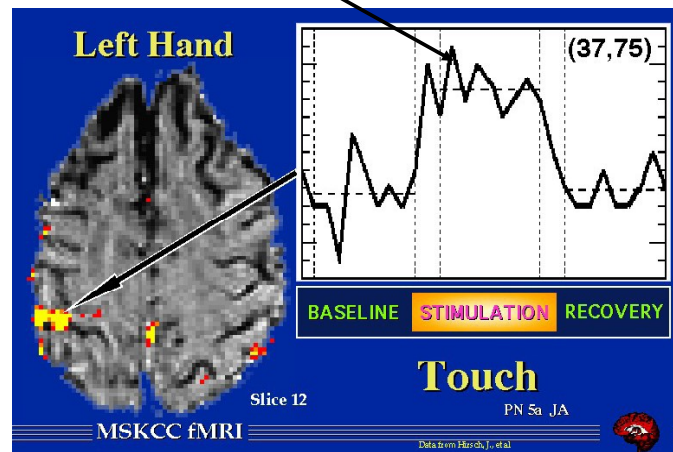
=> **Hb állapota endogén kontraszt-ágens**

**Alkalmazása agyi funkciók vizsgálatában:**

visual cortex, motor cortex, beszéd

Neuron aktivitás ↑ véráramlás ↑ oxyHb ↑ T2 ↑ jelintenzitás ↑

Hemodinamikai válaszfüggvények – rövid mérési idő: 1-2 perc  
alacsony felbontás, gyors szkennelés 1/2-3 sec



fMRI – sebészeti területek és funkcionálisan fontos tartományok  
elkülönítése

