

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

***Dr.Fidy Judit  
2019 április 17***

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

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

***Ábrák: Kastler–Patay: MRI orvosoknak, Folia Neuroradiologica, 1993***

Eladó: Dr. Juriga Dávid  
E-mail: [juriga.david@med.semmelweis-univ.hu](mailto:juriga.david@med.semmelweis-univ.hu)

# ***I. A mag mágneses rezonancia jelensége***

# 1. Történelmi háttér – jelenség és alkalmazások

**NMR** –spektroszkópia:

- Pauli: 1924 elméleti alapok
- Rabi: 1936 Mágneses magrezonancia (1937:Nobel-díj)
- Bloch, Purcell: 1946 első kísérletek → 1952: Nobel-díj



**EPR** -Electron Paramagnetic Resonance

- **elektron** – spektroszkópiai módszer

- magyarul: **ESR** Elektron-Spin Rezonancia-(spektroszkópia)

**MRI**-Magnetic Resonance Imaging

Damadian: 1969 rákos és egészséges szövet

Lauterbur: 1973 első élő felvétel

Damadian: 1977 első rétegvizsgálat

1980: első emberi agyvizsgálat



Felix Bloch  
1912–1977



Edward Mills Purcell  
1906–1983



Első ismert emberi MR kép  
1977. Minkoff

# 2. Az elektron impulzusmomentumának kvantált viselkedése

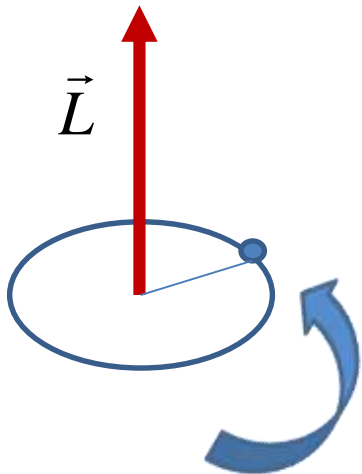
**Nagysága kvantált:**

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

h: Planck állandó  
 $l = 0, 1, 2, \dots, n-1$  mellékkvantumszám

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

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

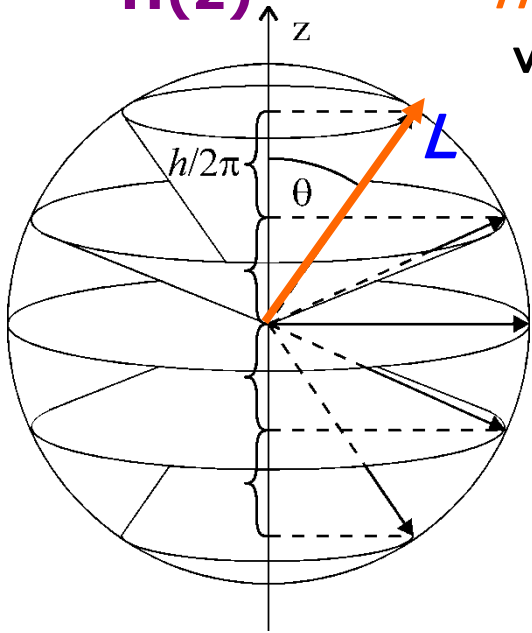


**L iránya is kvantált:**

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

Mágneses kvantumszám  $2l+1$  -féle  
( $m_l = 0, +1, -1, \dots, +l, -l$ )

**H(z)**

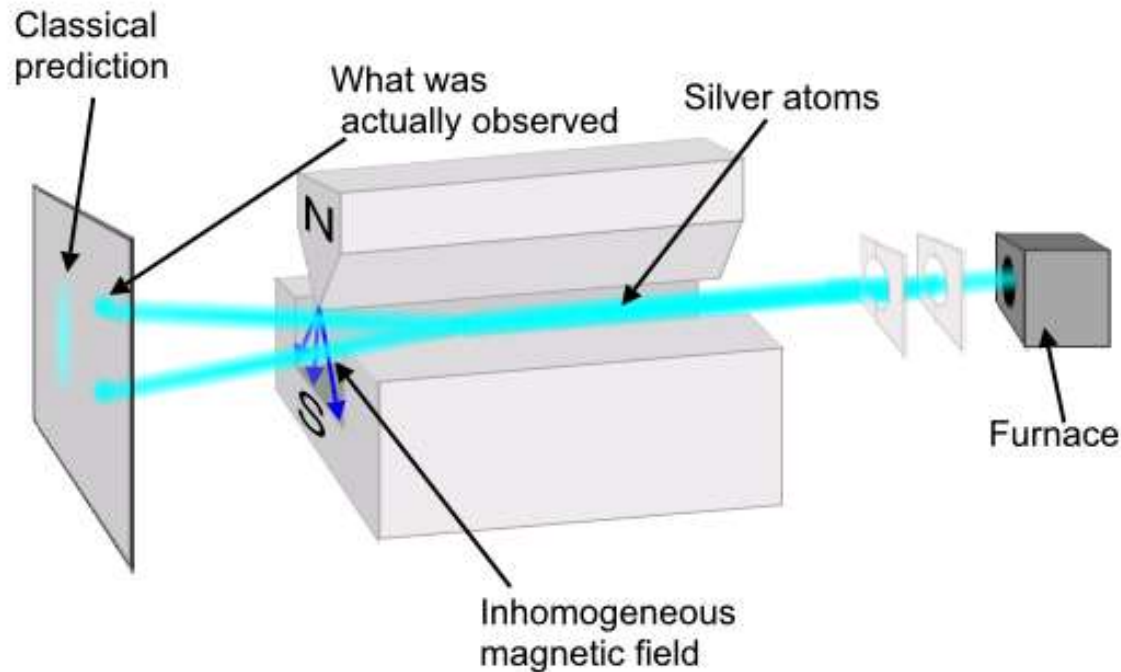


**H(z)** mágn. térhez viszonyítva csak meghatározott irányok

Pl.  $l = 2 \rightarrow 5$ -féle irány  
 $L_x$  és  $L_y$  nem meghatározott

## 2. Az elektron spin kvantumszáma

### Stern-Gerlach kísérlet



Részecskék belső impulzusmomentummal rendelkeznek

# 3. A spin-momentum viselkedése

A saját impulzusmomentum (spin-momentum)  $\vec{S}$  viselkedése azonos az elektron-pályákhoz tartozó impulzusmomentum  $\vec{L}$  kvantált viselkedésével

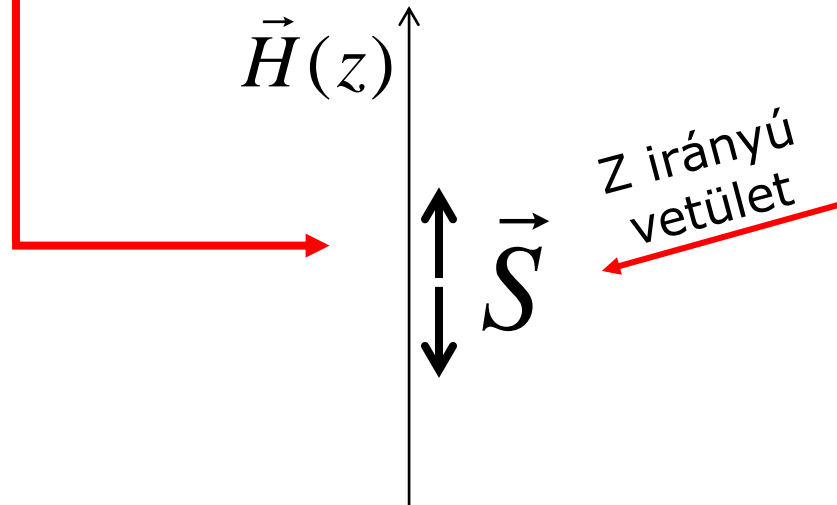
**Nagysága :**

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

**Íránya kvantált:**

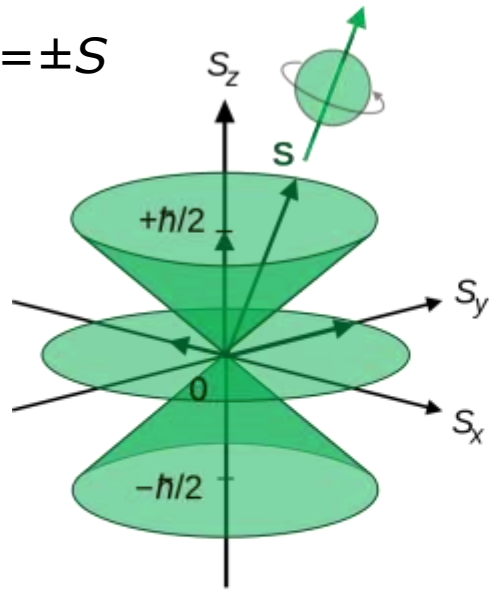
$$S \cos \Theta = S_z = \frac{h}{2\pi} m_S \quad m_S = \pm S$$

**$m_S$ :** spinhez rendelt mágneses kvantumszám  $2S+1$ -féle értéket vehet fel  $\rightarrow$  **2-féle beállítás**

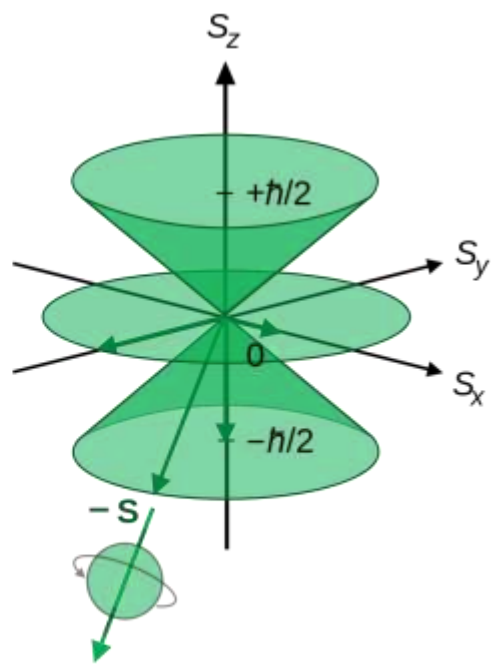


Töltött részecskék

**Mágneses momentum!**



$$|\uparrow\rangle \equiv \left| +\frac{1}{2} \right\rangle$$



$$|\downarrow\rangle \equiv \left| -\frac{1}{2} \right\rangle$$

## 4. Mágneses dipólus-momentum leírása töltéssel rendelkező részecskénél

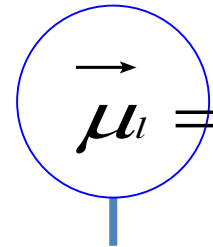
Impulzusmomentum  $\sim$  körmozgás

Töltés körmozgása = köráram

Mágneses dipólus

e: elektron töltése

m: elektron tömege


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

Mágneses momentum vektor

**Iránya** párhuzamos az impulzusmomentummal, de  
**Iránykvantálás** irányítottsága ellentétes

**A spin-momentumhoz is tartozik mágneses momentum!**

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

g: g-faktor

Elektron esetében 2

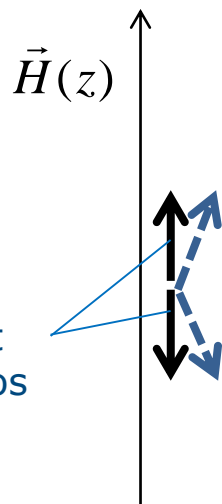
$$|\vec{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\vec{S}| = \frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)}$$

s: 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 elektron spin állapotához tartozó saját  
mágneses momentum „z” irányú  
vetületének nagysága **Bohr magneton**:

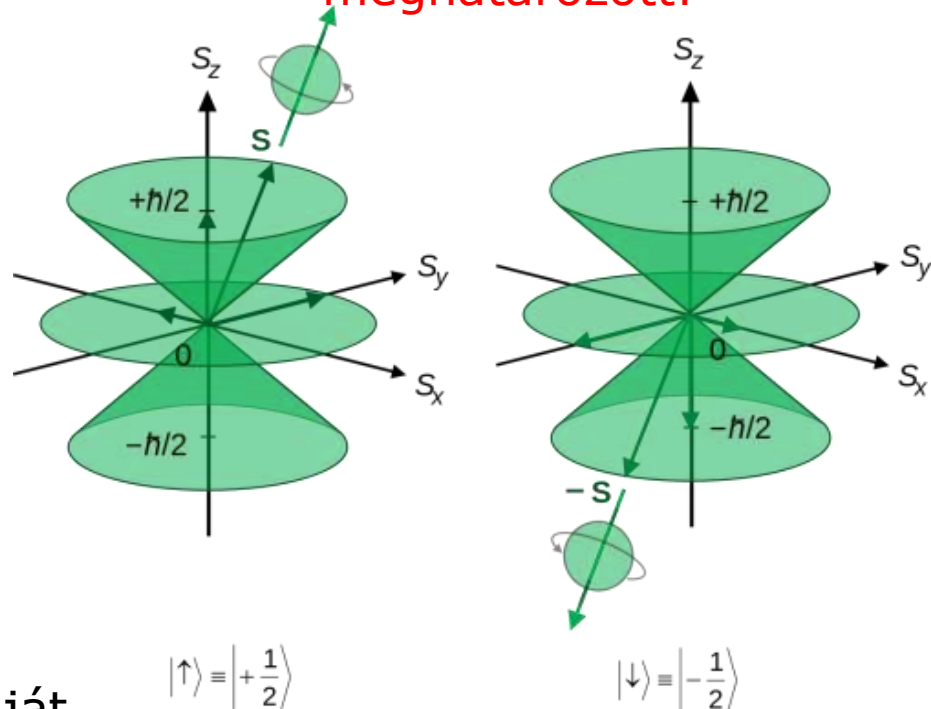
$$\mu_B = \frac{e\hbar}{2m_e}$$

$e$ : elektron töltése

$\hbar$ : redukált Planck-konstans

$m_e$ : elektron tömege

xy-síkra vett vetülete nem  
meghatározott!





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

Elektron saját impulzusmomentuma: **Spin!** ( $S_e = \pm 1/2$ )

Az atommagok alkotói:

**protonok és neutronok**

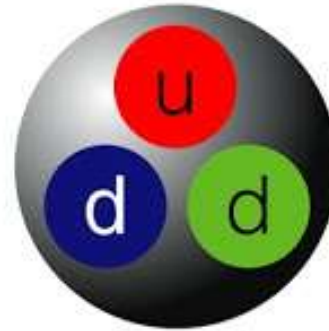
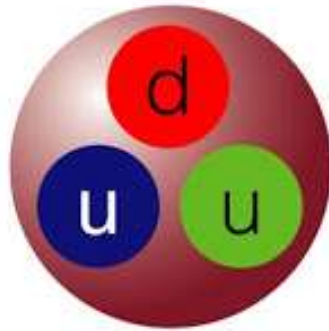
**P**

**N**

$$S_N = S_P = 1/2$$

*A proton is composed of 2 up quarks (u) and 1 down quark (d).*

*A neutron is composed of 1 up quark (u) and 2 down quarks (d).*



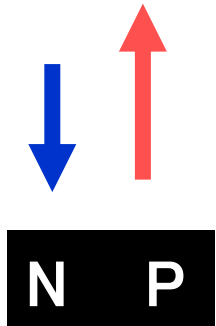
*Total charge:*  
 $+ 2/3 + 2/3 - 1/3 = +1$

*Total charge:*  
 $+ 2/3 - 1/3 - 1/3 = 0$

kvarkok:  $1/2$  spin-kvantumszámú, tömeggel és elektromos töltéssel bíró alkotók

# Az atommagok spin-állapotához tartozó mágneses momentum

## Neutron és Proton mágneses momentuma



Írányitottságuk ellentétes, és  $\mu_N < \mu_P$

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

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

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

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

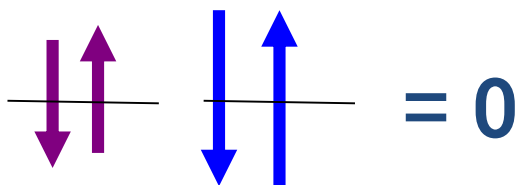
**Giromágneses  
konstans**

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

*A nukleonok mágneses momentuma jóval kisebb, mint az elektroné*

# Több nukleonból álló atommagok spin-mágneses momentuma

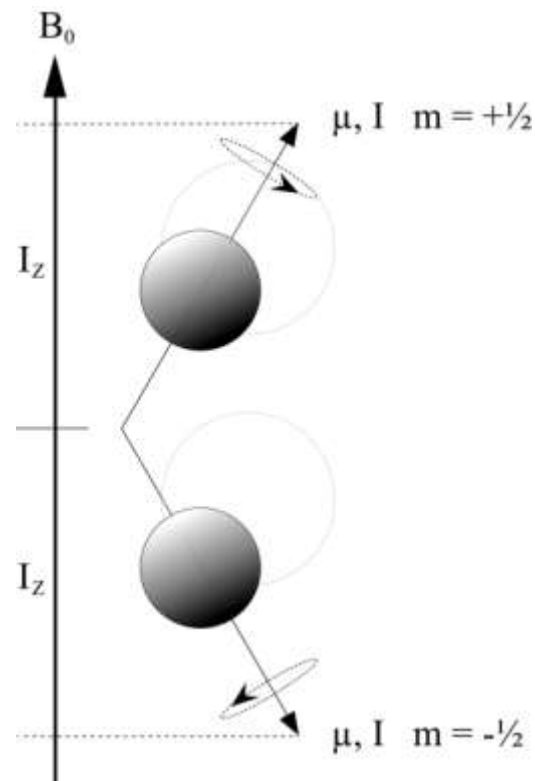
több nukleon, párosával  
energiaszinteken,  
ellentétes spinnel



${}^3_1\text{H} \rightarrow \text{két.} \cdot \text{neutron} \rightarrow \sum \vec{\mu}_N = 0$   
 $\rightarrow \rightarrow \text{egy.} \cdot \text{proton} \rightarrow \mu_{\text{mag}} = \mu_P = 2.79\mu_g \approx 3\mu_g$

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

A páros számú nukleonok ellentétes  
momentumai közömbösítik egymást



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

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

*$\mu_p$  kiemelkedően nagy*

Atommag	Előfordulás	Spin S	Mágneses dipól-momentum	Relatív MR érzékenység
$^1\text{H}$	99.985%	1/2	2.79	1
$^2\text{H}$	0.015%	1	0.85	0
$^{12}\text{C}$	98.89	0	-	0
$^{13}\text{C}$	1.11	1/2	0.7	0.016
$^{14}\text{N}$	99.63	1	0.4	0.001
$^{19}\text{F}$	100	1/2	2.63	0.83
$^{16}\text{O}$	99.759	0	-	0
$^{31}\text{P}$	0.037	1/2	1.13	0.066

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

## ***Az élő szervezet atomjainak mágneses momentuma***

*Milyen atommagoknak lesz jele mágneses kölcsönhatásban?  
Diagnosztika → 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**

## 6. A protonok mágneses momentuma mágneses térben iránykvantálást mutat → 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

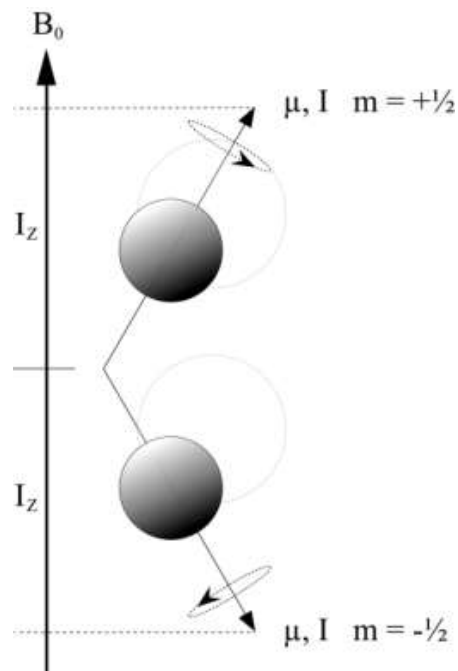
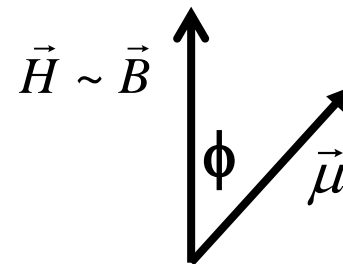
E csökken, ha  $\cos \phi$  nő → a mágneses tér orientálja a momentumot **parallel irányba**

**Kvantumos** viselkedésű mágneses momentum kétféle orientáció

**parallel és antiparallel** orientációk → energia-különbség

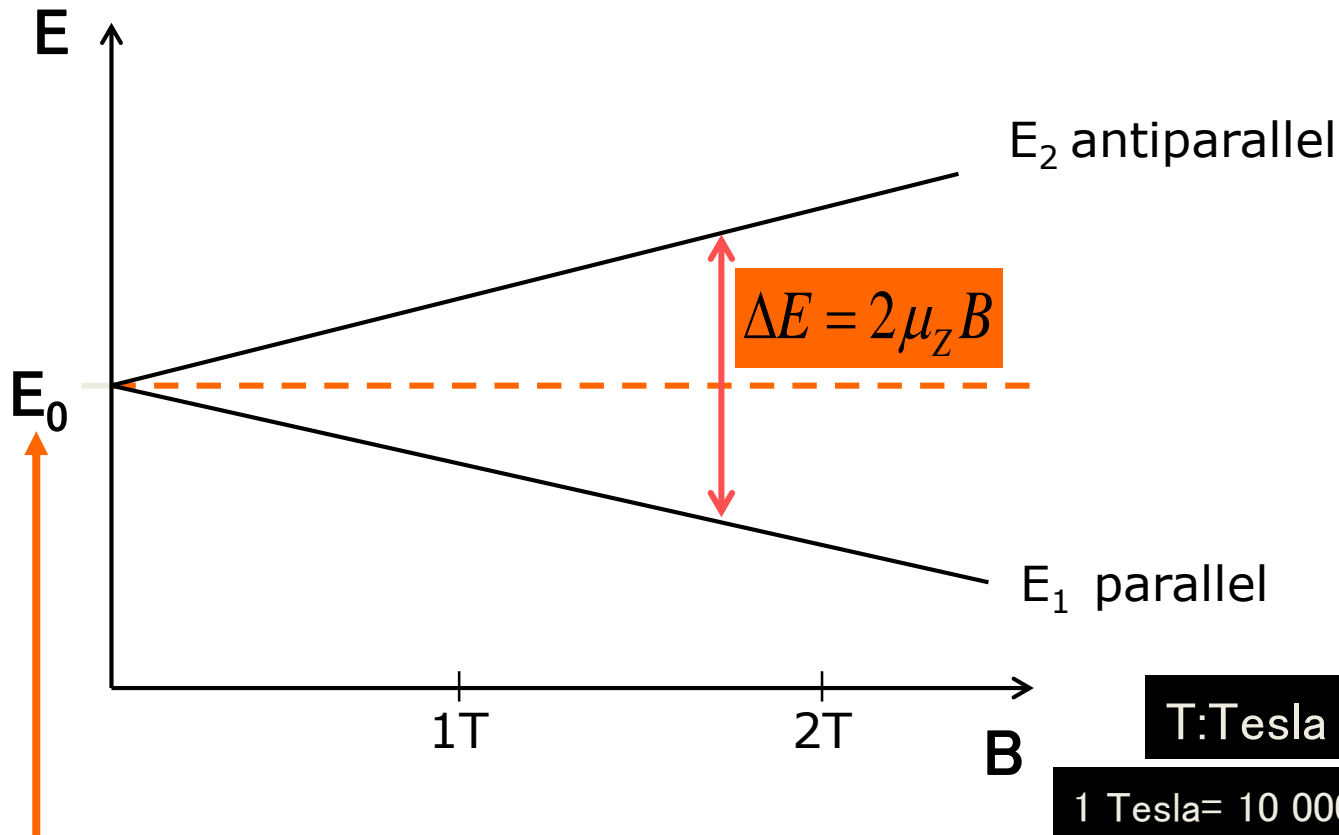
$$\begin{aligned} \Delta E &= E_2 - E_1 = (E_0 - E_{\text{mágn.2}}) - (E_0 - E_{\text{mágn.1}}) = \\ &= \mu B \cos \phi + \mu B \cos \phi = 2\mu_z B \end{aligned}$$

**Zeeman –féle energiefelhasadás**



# Zeeman effektus – Zeeman felhasadás

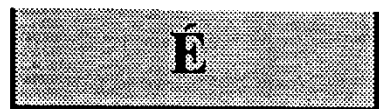
Kvantumos viselkedésű spin-mágneses momentumok mágneses térben kétféle orientációt vesznek fel, ezek energiában különböző állapotok, és az energiakülönbség lineárisan nő a mágneses tér nagyságával



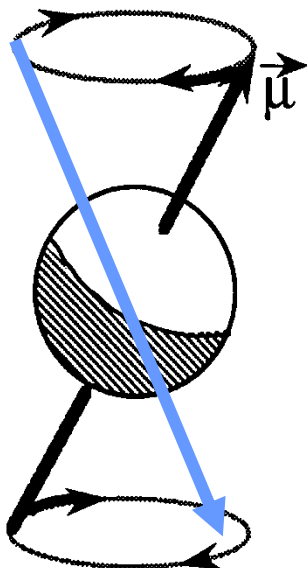
1 Tesla = 10 000 Gauss  
Föld mágneses tere  $\sim 0.5$  Gauss

mágneses tér nélkül:  
 $E_0$  energia

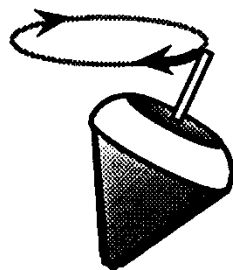
# A proton-spin mágnesek orientációja **precessziós** mozgással történik



“parallel”  
orientáció



$E_1$  állapot



$E_2$  állapot



“antiparallel”  
orientáció

energetikailag kedvezőbb  
 $E_1$  állapot

$$E_1 < E_2$$



Due to this, they have a magnetic field and can be seen as little bar magnets.

(<https://www.youtube.com/watch?v=p3WnFYBnghU&t=1s>)



***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  $E1 \rightarrow E2$  átmenet ?***
- ***Válasz:***

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

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

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

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

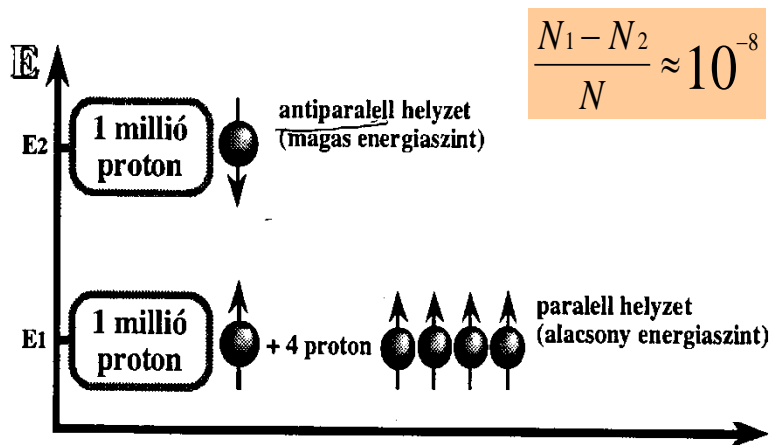
**A mágneses  
momentumok csaknem  
teljesen közömbösítik  
egymást**



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

(<https://www.youtube.com/watch?v=p3WnFYBnghU&t=1s>)

# Mag-mágneses momentumokra alapozott mérésekben **igen kis effektus várható**



$$\frac{N_1 - N_2}{N} \approx 10^{-8}$$

Jelölés: protonok  
eredő momentuma  $M$

$$\sum \vec{\mu}_i = \vec{M}$$

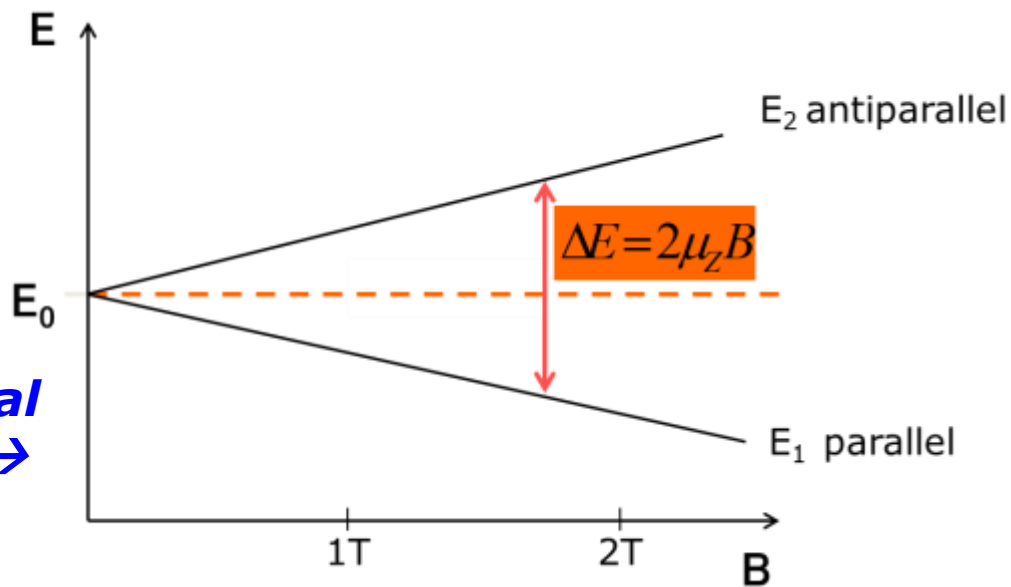
**De: a gazdag  
információtartalom miatt mégis  
értelmes mérést tervezni**

## 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!**

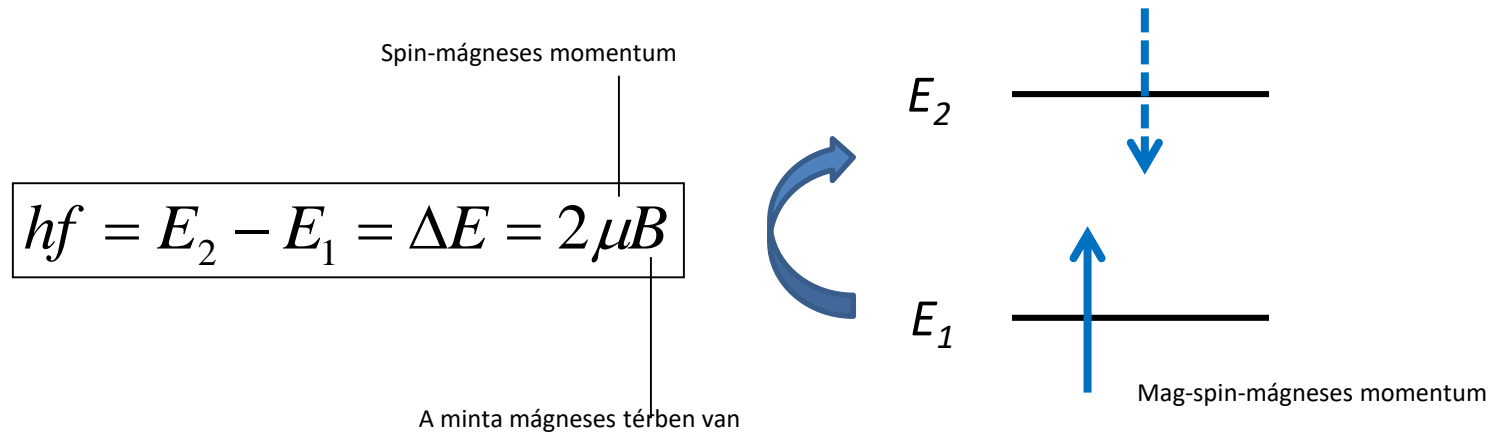


# ***Proton- momentumok mágneses térben - összefoglalás***

A protonok mágneses momentumai mágneses térben

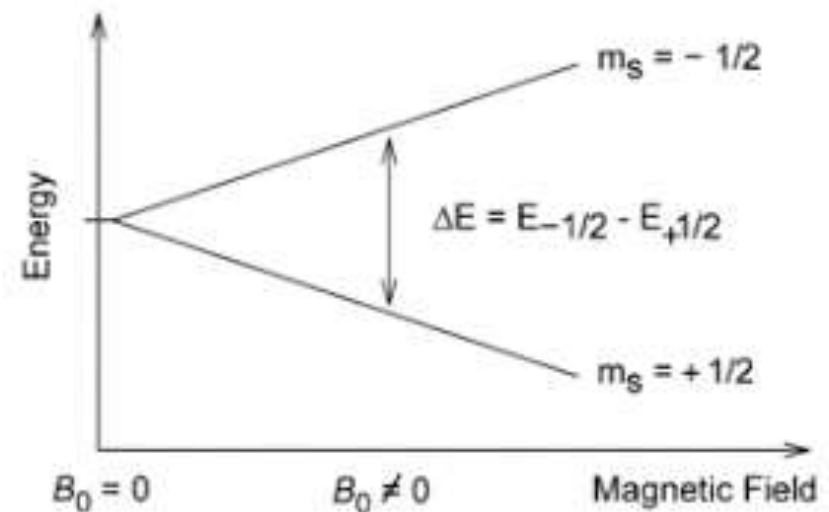
- $\vec{B}$  -vel parallel és anti-parallel állásúak lehetnek
- a parallel orientációnak kisebb az energiája és nagyobb a populációja
- mindkét orientációban precesszálnak  $f = \frac{1}{h} 2\mu B$  frekvenciával
- a parallel orientációjú energiaállapot  $hf = \Delta E = 2\mu B$  fotonenergiával gerjeszthető (átvihető) antiparallel 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

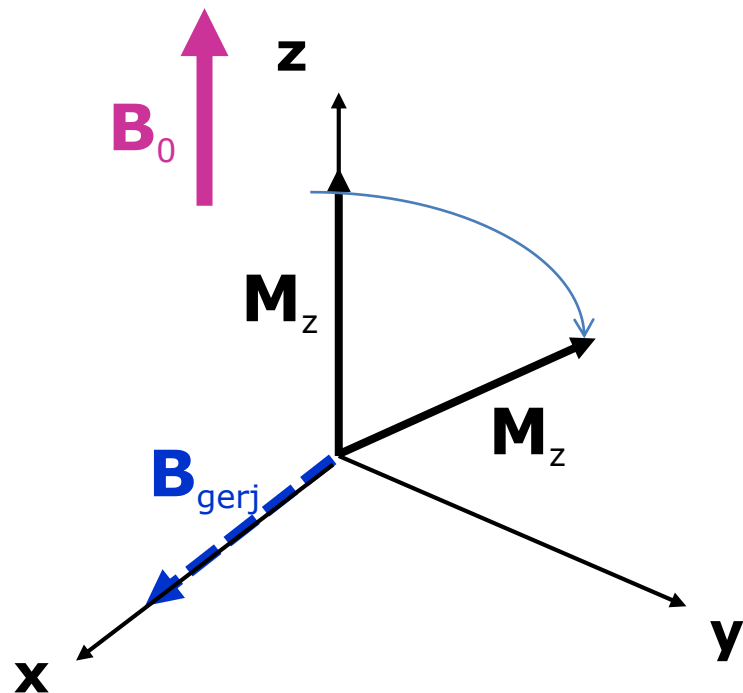
# A mag (spin) mágneses rezonancia jelensége



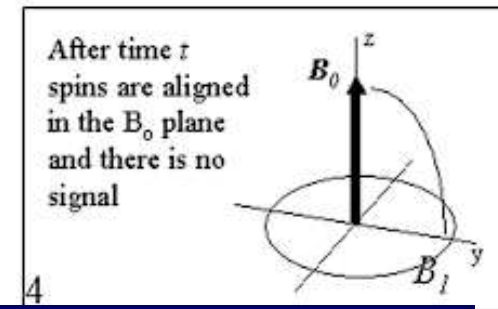
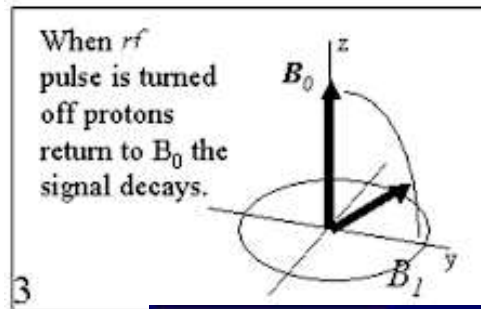
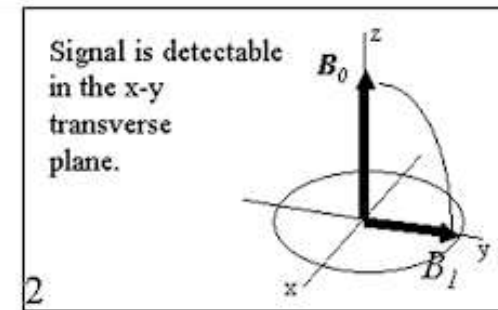
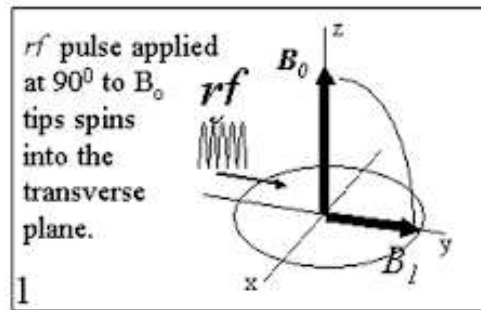
A mágneses térbe tett mintát besugározzuk olyan fotonenergiájú elektromágneses sugárzással, amely gerjeszti az  $E_1 \rightarrow E_2$  energiaátmenetet és orientáció-váltást

Az energiaátmenet „*rezonanciában van*” a sugárzás fotonenergiájával





A gerjesztő tekercs mágneses tere a „z” tengelyre merőleges – az M vektor átfordulása a „zy” síkban történik



# ***A mag mágneses rezonancia alkalmazásai***

## ***II. NMR spektroszkópia***

## II. Nuclear Magnetic Resonance (NMR) spektroszkópia

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

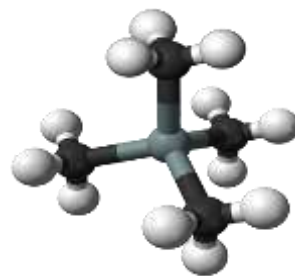
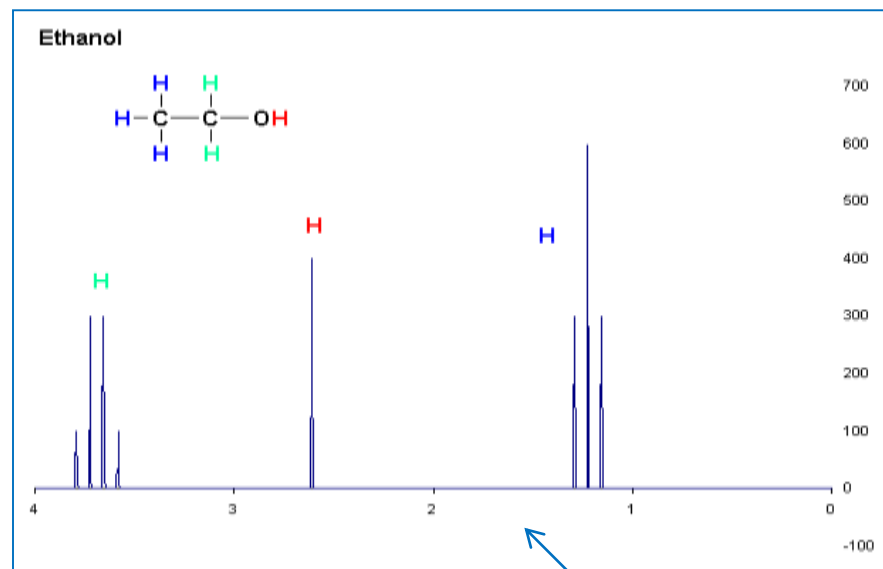
$$hf' = 2\mu B_0(1 \pm \sigma)$$

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

Proton-NMR-spektrum (abszorpciós spektrum)



Referencia-szerkezet : tetrametilszilán  
Gerjesztési energiája →  $hf_0$

$$\frac{hf' - hf_0}{hf_0} \text{ (ppm)}$$

Az effektus igen kicsi



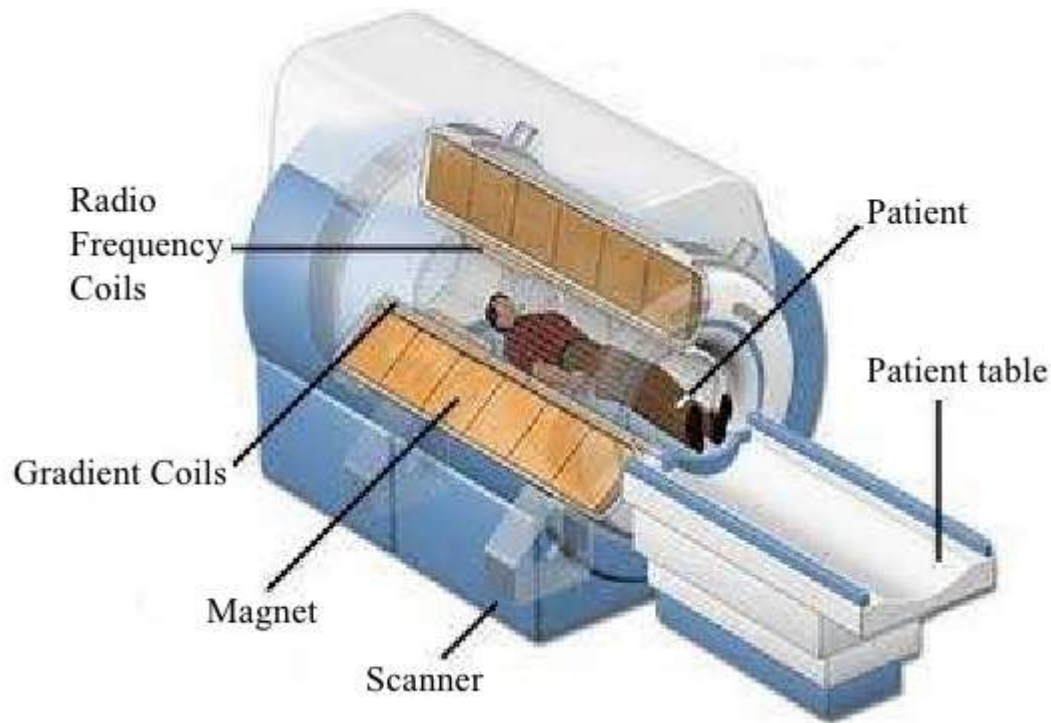
# ***A mag mágneses rezonancia alkalmazásai***

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

*A diagnosztikai kép alapjául szolgáló adatokat*

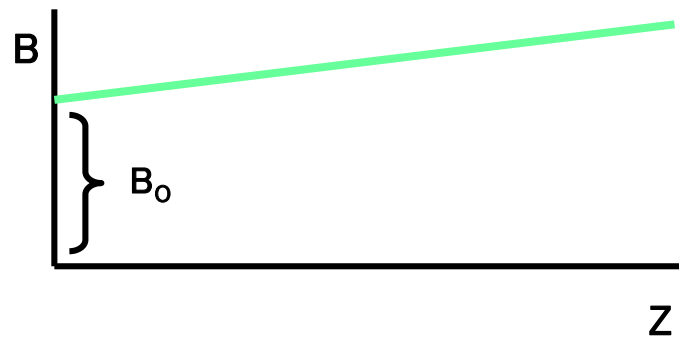
- a gerjesztő sugárzás kikapcsolása után mérik*
- mialatt a gerjesztett (antiparallel orientált) momentumok visszatérnek az alacsonyabb energiájú, parallel orientációjú állapotba*

# 1. A diagnosztikai mérés jellemzői



Erős mágnes  $\rightarrow \Delta E$  nagyobb  
Kompenzálatlan momentumok  
száma nő

A B mágneses tér  
iránya  $\parallel Z$   
Lineárisan nő  $Z$   
mentén  
 $B_0 + B(Z)$



**10 000 Gauss  $\leftrightarrow$  0.5 G**  
**földi tér**

**Különleges rendszabályok  
óvatosság**

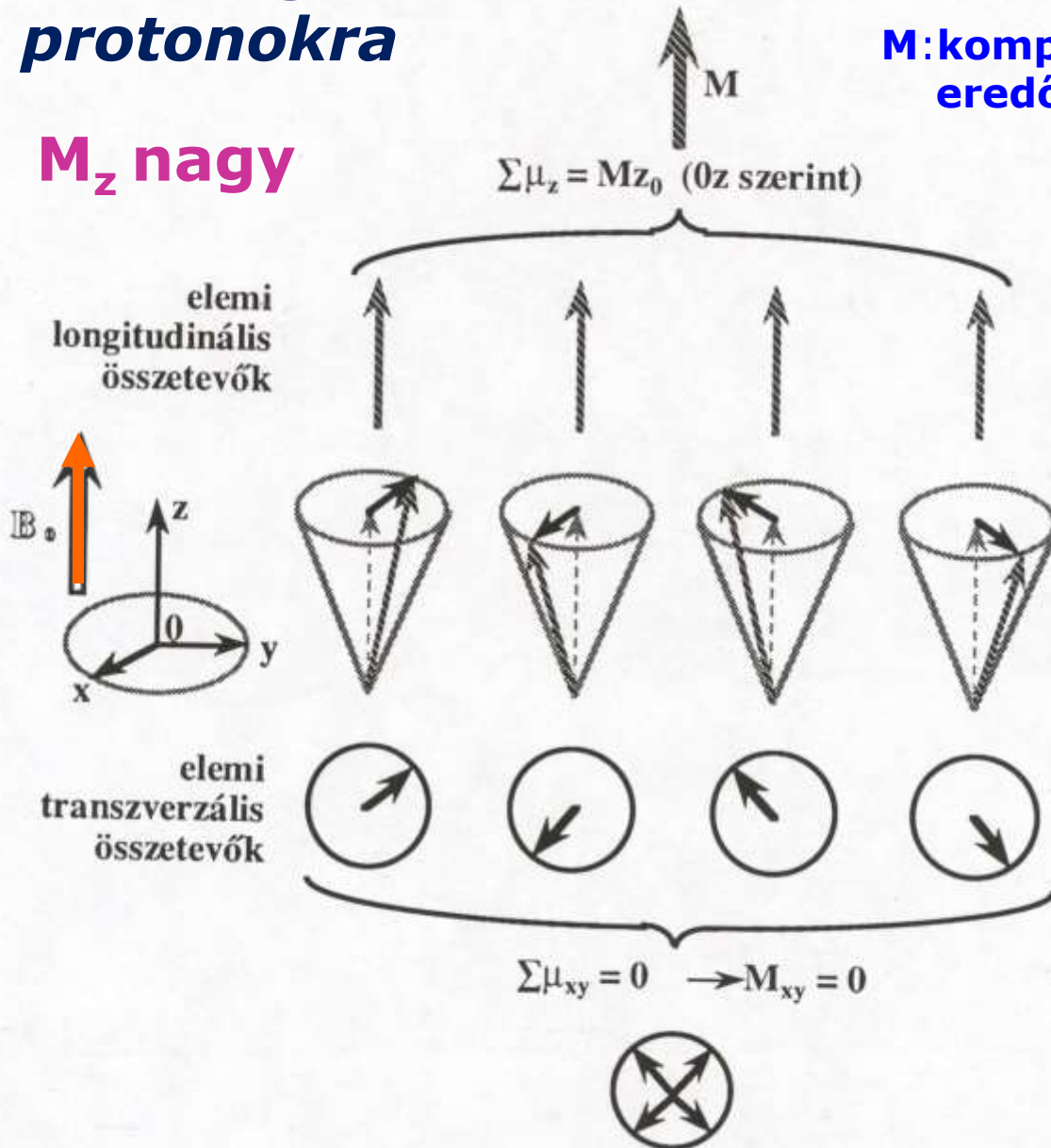
**Fémek, implantok,  
pacemaker.....**

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

**M:**kompenzálatlan momentumok  
eredője, parallel orientáció B-vel

**$M_z$  nagy**

$$2\mu B = hf$$



**Mágneses tér hatása:**

- orientáció
- azonos frekvenciájú precesszió

–**De:**  
a precesszió fázisa  
összehangolatlan

$$M_{xy} = 0$$

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

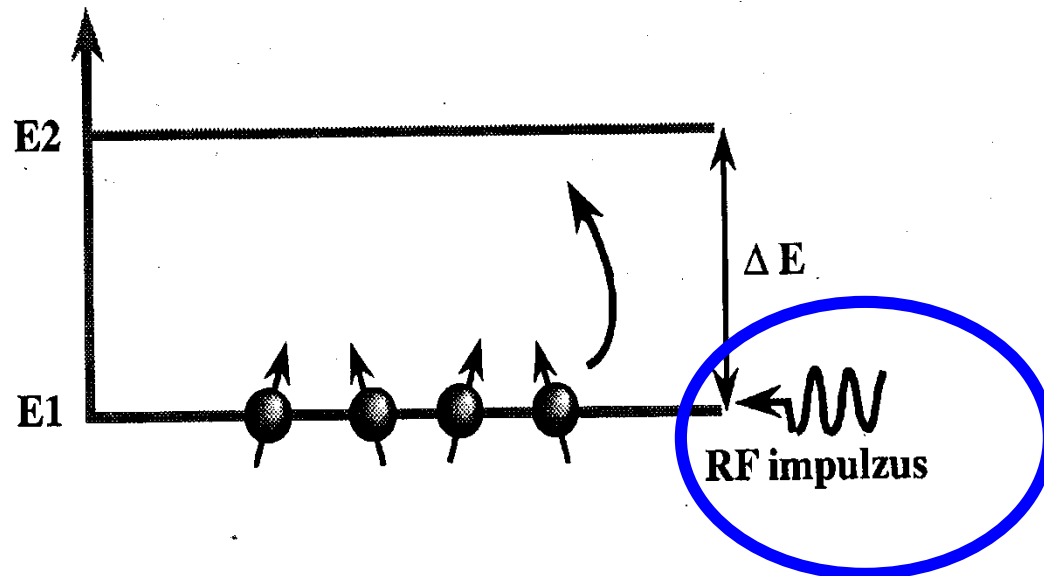
$$\Delta E = 2\mu B(z) = hf$$

↑

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

**Z-től függ! →**

**→ vizsgálandó keresztmetszeti szelet kiválasztása a sugárzás frekvenciájával**



# A gerjesztés hatása:

1. Energiaátmenet  $E1 \longrightarrow E2$

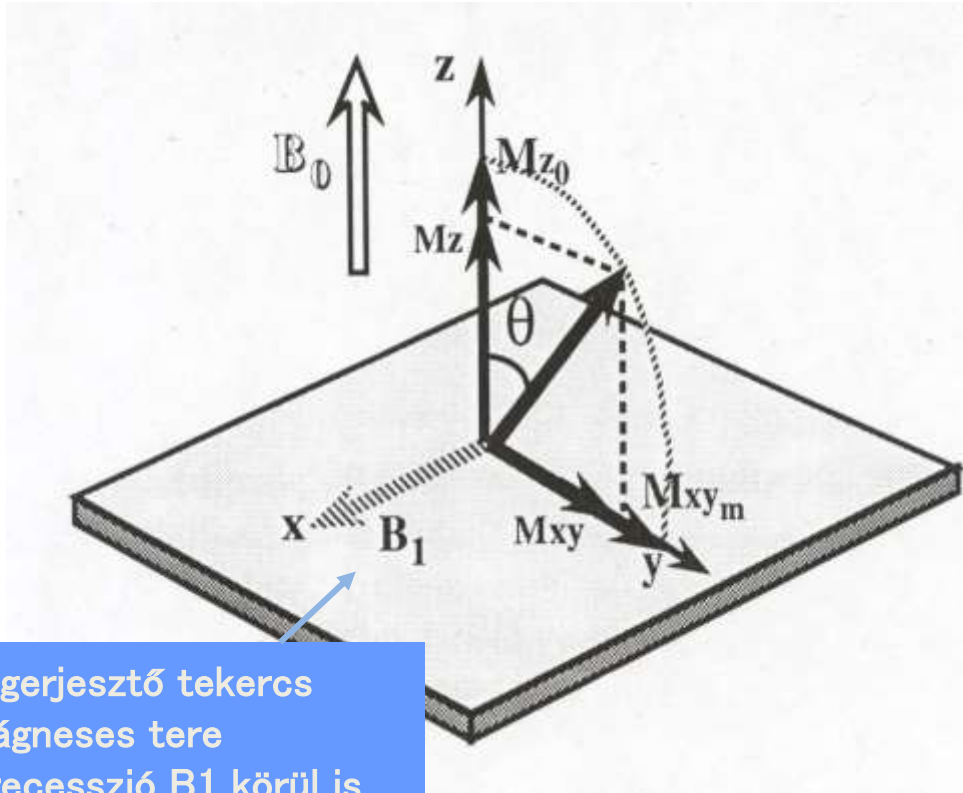
egy adott testszeletben

2. Orientációváltás **parallel**  $\longrightarrow$  **antiparallel**

3. A külső váltakozó feszültség-tér rákényszeríti fázisát a precessziós mozgásra

a mágneses momentumok együtt forognak

$$M_{xy} \neq 0$$



90°-os impulzus

Merőlegesbe fordítás-ig tart

A gerjesztő tekercs  
mágneses tere  
Precesszió  $B_1$  körül is  
 $\hbar \nu_1 = 2\mu B_1$

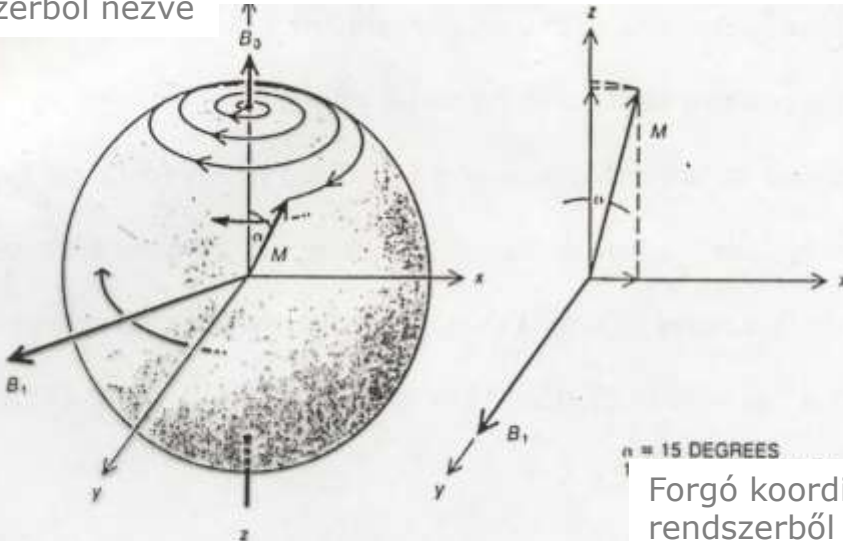
# Az orientációváltás precesszávalva történik (együttes precesszió)



$$M_{xy} \neq 0$$

Álló koordináta-  
rendszerből nézve

pl. 15°



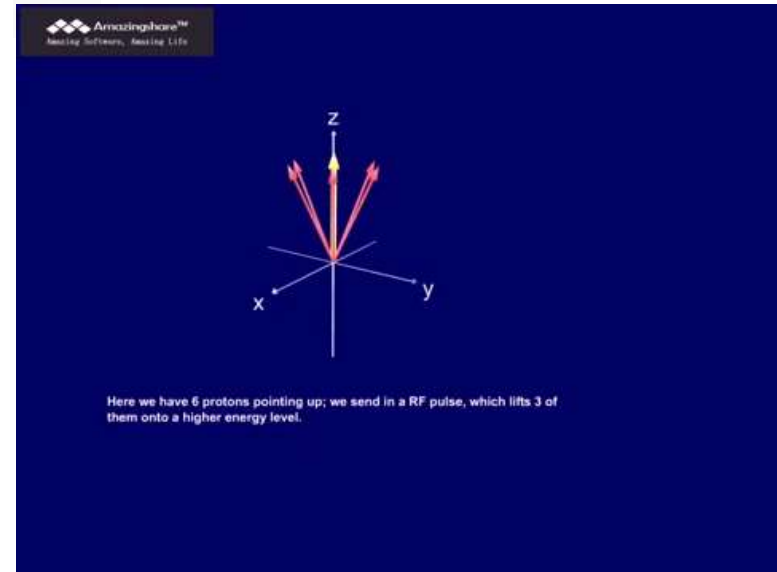
Forgó koordináta-  
rendszerből nézve

## Az együttes precesszió Következménye:

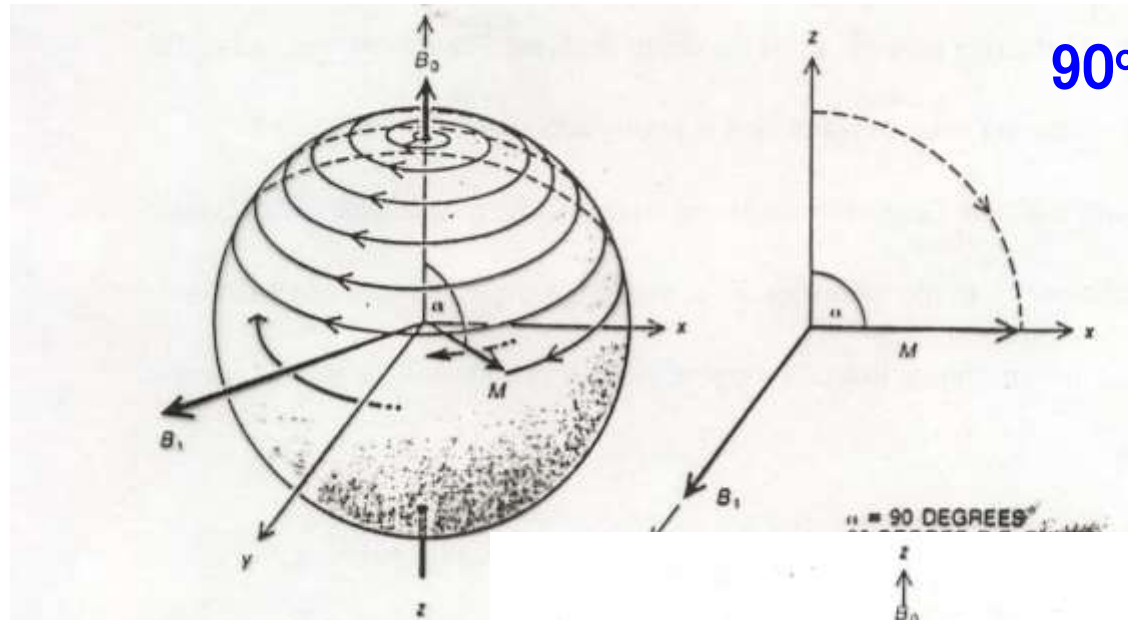
Az X-Y síkban a gerjesztés alatt

-Növekvő amplitudójú

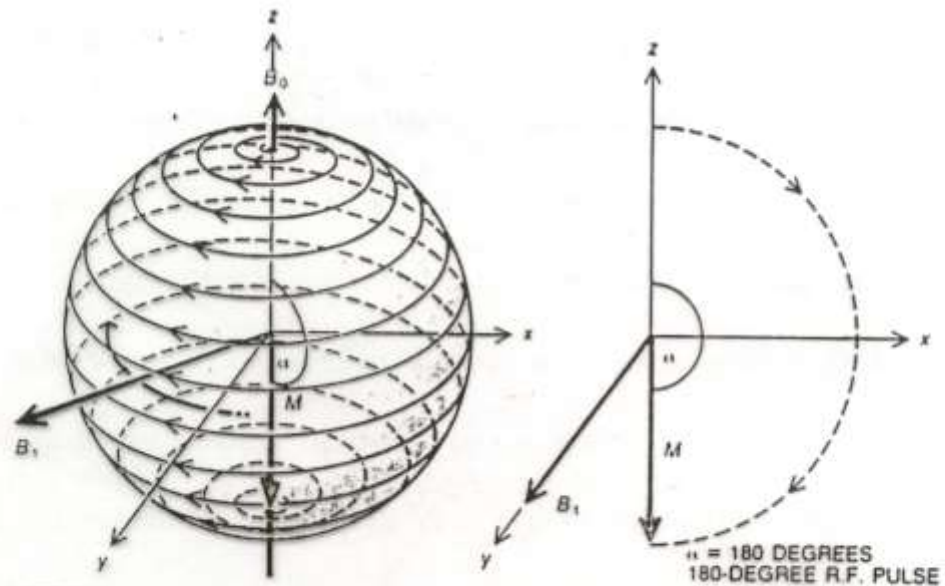
-Forgó mágneses momentum



## A gerjesztés néhány fázisa

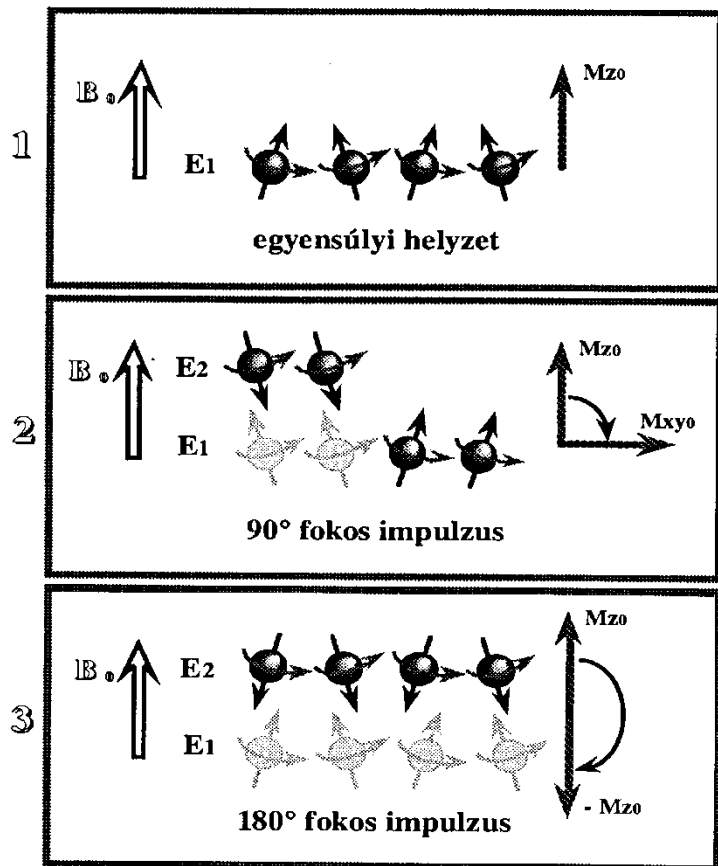


90°



180°

## 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

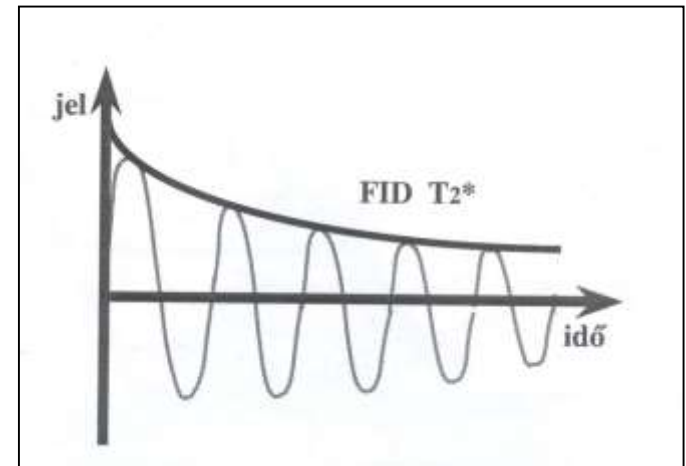
Az MR-kép adatait a gerjesztő impulzus **kikapcsolása utáni relaxáció alatt mért jelek jelentik**

Mz változik: 0  $\longrightarrow$  max

Mxy változik: körbeforogva csökken

- orientációváltás
- precesszió fázisa elhangolódik

**Változó mágneses tér az X-Y síkban elektromos feszültséget indukál**



A mért jel: Free Induction Decay  
FID --> Mz és Mxy relaxációs ideje

<https://www.youtube.com/watch?v=FueeNmksewE&t=305s>

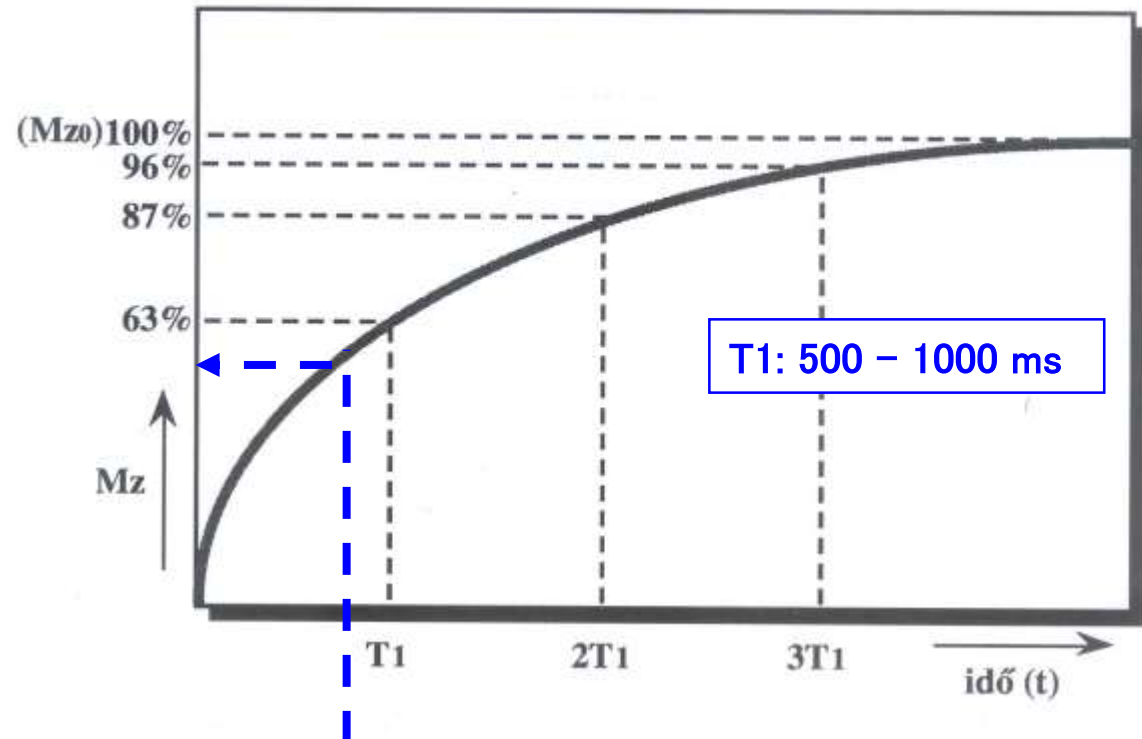
## Mz relaxációs ideje: spin-rács relaxációs idő - T1

Környező  
molekulák

A momentum  $B_0$  irányú  
vetülete a  $90^\circ$ -os impulzus  
után visszatér a „Z” irányhoz

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

A  $\rho$  proton-sűrűséggel arányos



# T1 értelmezése

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

A  $\rho$  protonszűrűséggel arányos

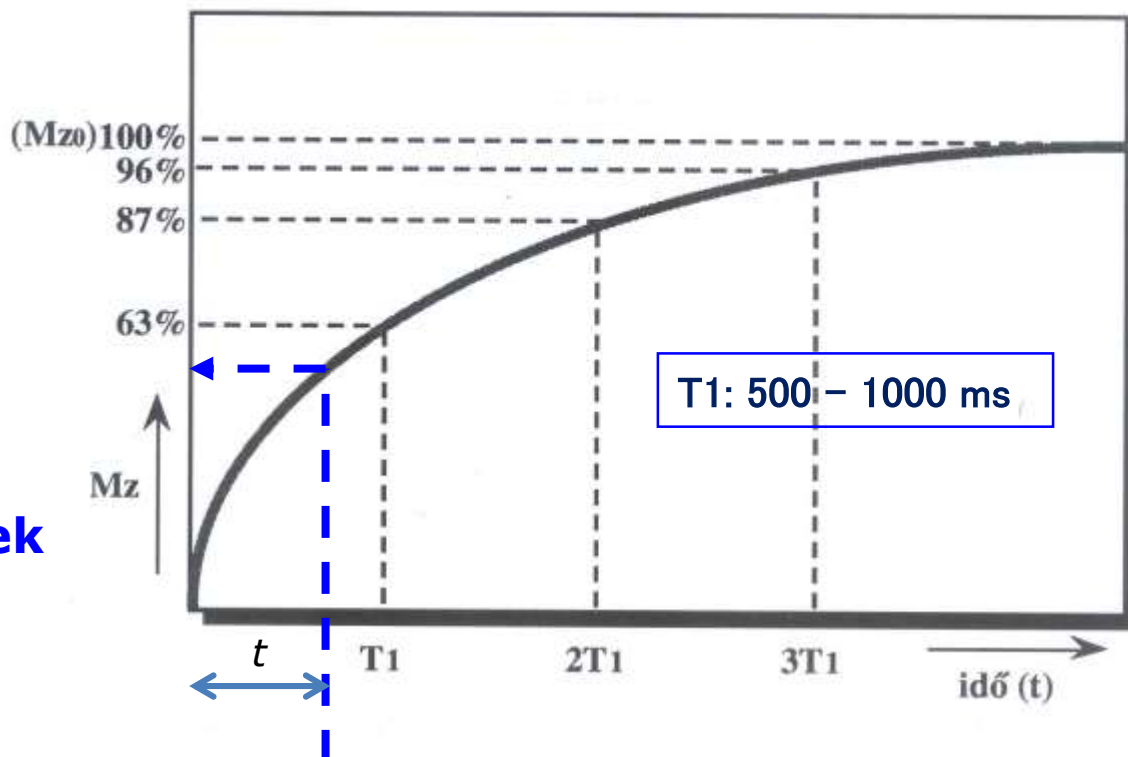
$$M_z = M_{z0} \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right)$$

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

$$f_p \sim f_{\text{mol}}$$

$$(f_{\text{viz}} \gg f_p)$$

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



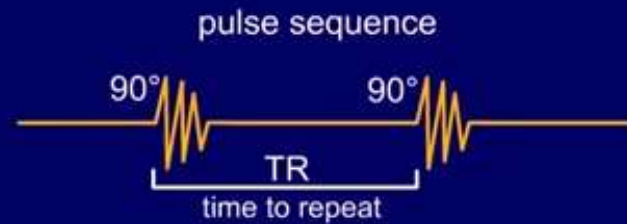
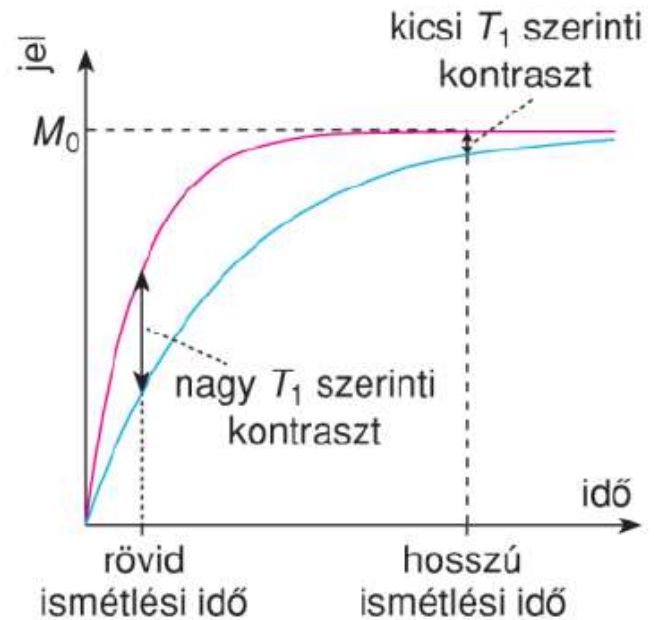
**T1 rövid ---  $M_z(t)$  nagy --- fényes pixel --- zsírszövet világos**

*Különböző emberi szövetek spin-rács relaxációs  
idői 100 MHz-nél*

<i>Szövet</i>	<i>T<sub>1</sub> (s)</i>
bőr	0,62 ± 0,02
vállizom	1,02 ± 0,03
nyelöcső	0,80 ± 0,11
gyomor	0,77 ± 0,07
máj	0,57 ± 0,03
lép	0,70 ± 0,05
tüdő	0,79 ± 0,06
csont	0,55 ± 0,03
prosztata	0,80 ± 0,01
vese	0,86 ± 0,03
agy	1,00 ± 0,02



We send in an  $90^\circ$  RF pulse, switch it off and wait a certain time  $TR_{\text{long}}$  (we will explain later why we use the term TR).



This was repeated after a certain time, which is called TR = time to repeat.

<https://www.youtube.com/watch?v=wq6MwwHfR1c&t=10s>

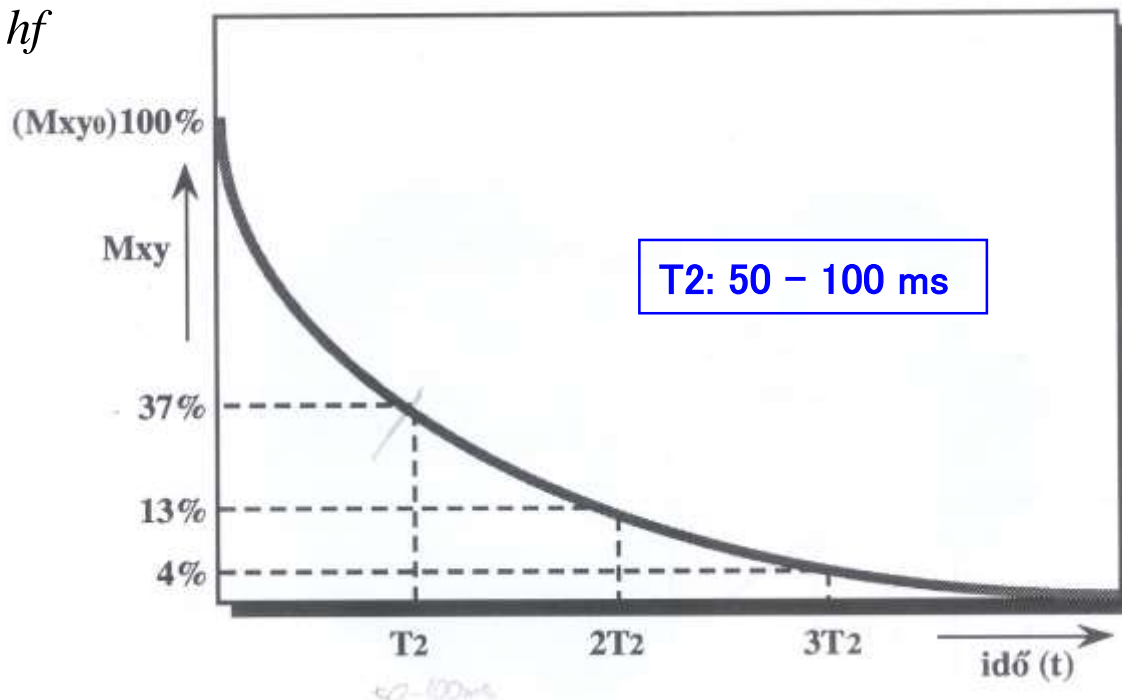
## *Mxy relaxációs ideje: spin-spin relaxációs idő – T2*

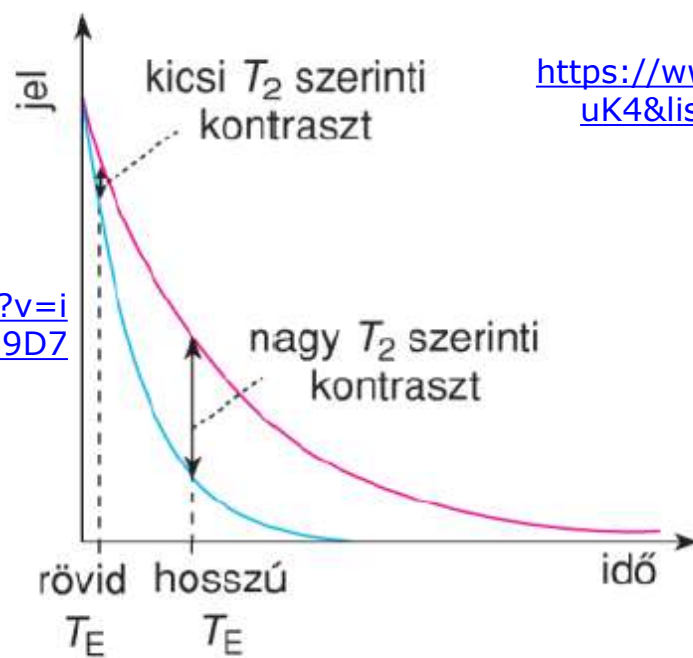
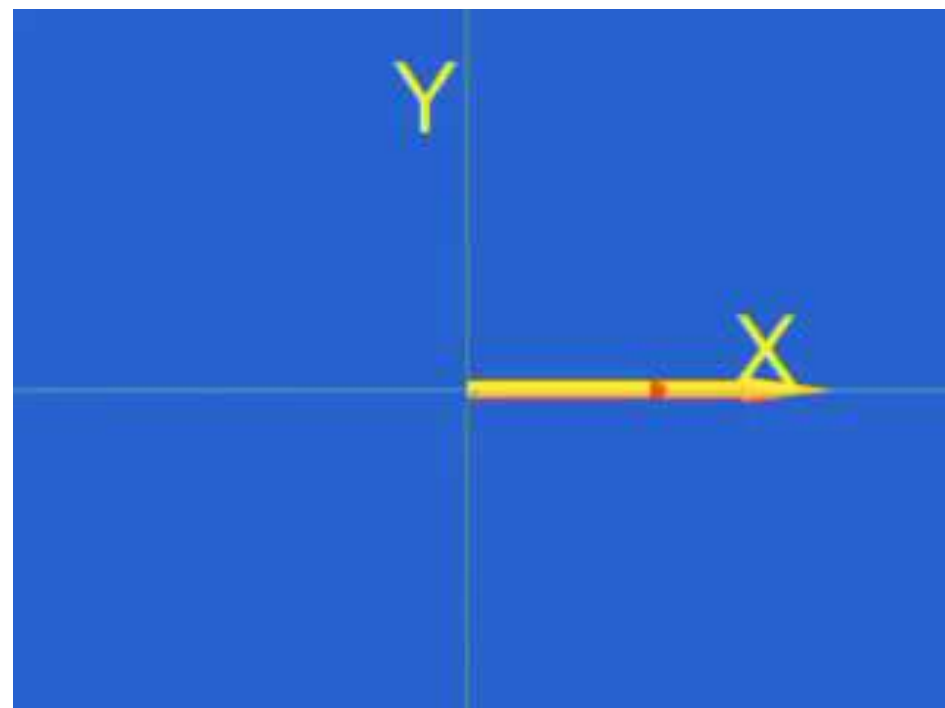
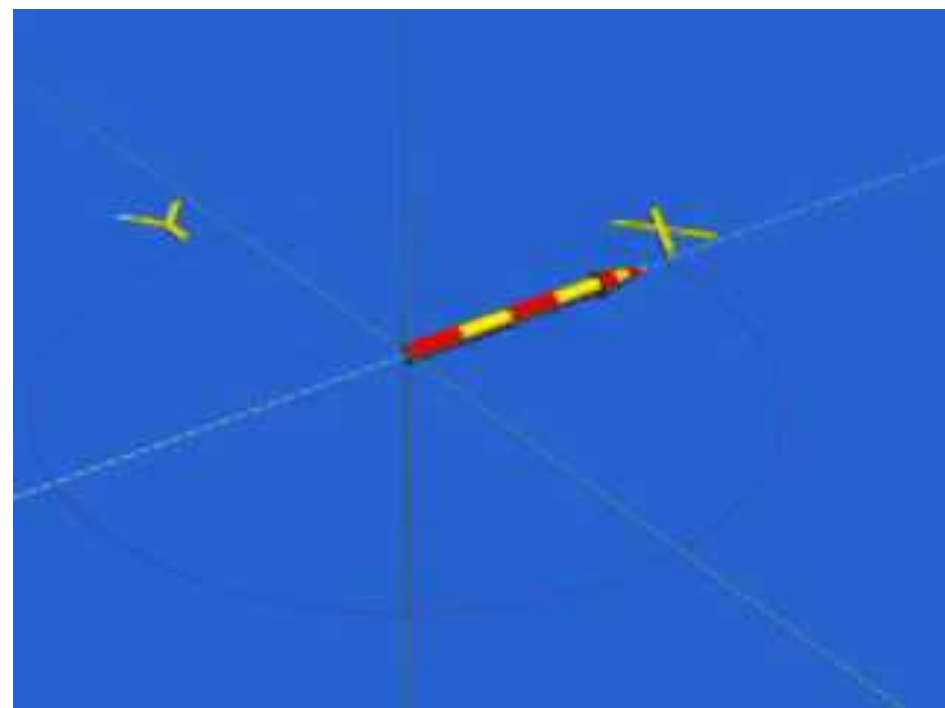
A lokális mágneses terek  
miatt a koordinált precesszió  
elhangelődik

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

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

T2





<https://www.youtube.com/watch?v=7oZMA0OuK4&list=PL40F1EE0DF59D777A&index=3>

<https://www.youtube.com/watch?v=is8TscwFOvM&list=PL40F1EE0DF59D777A&index=2>

# T2 értelmezése

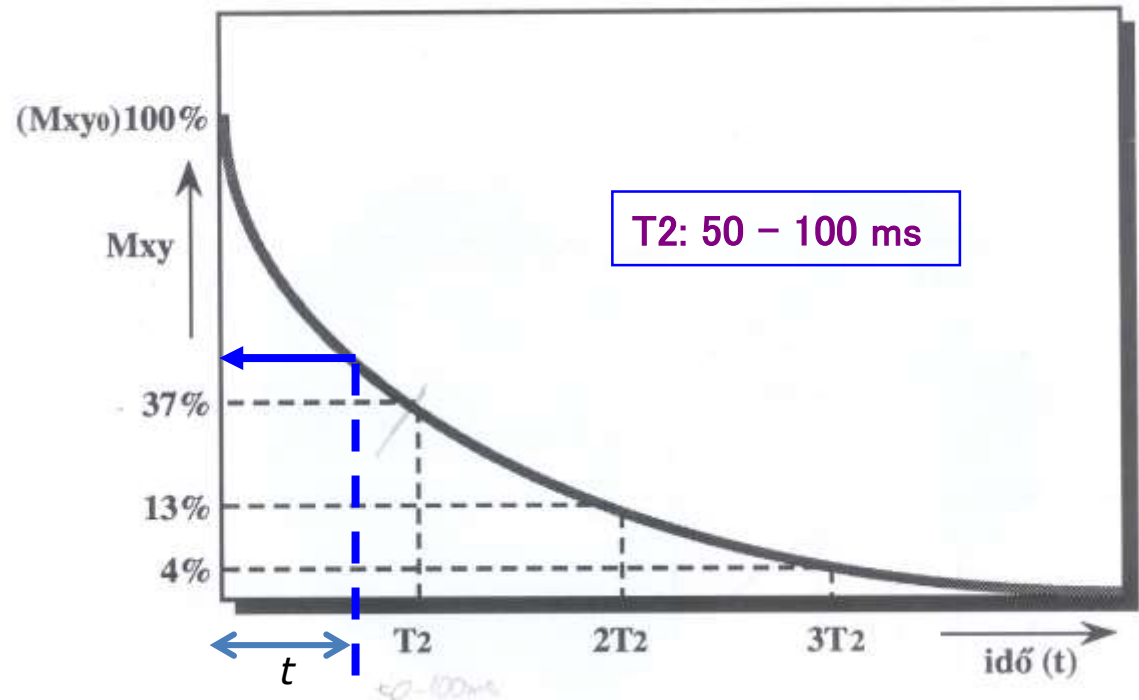
$$M_{XY} = M_{XY,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

Környezet: **mágneses inhomogenitás**

T2

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

**T2 rövid**

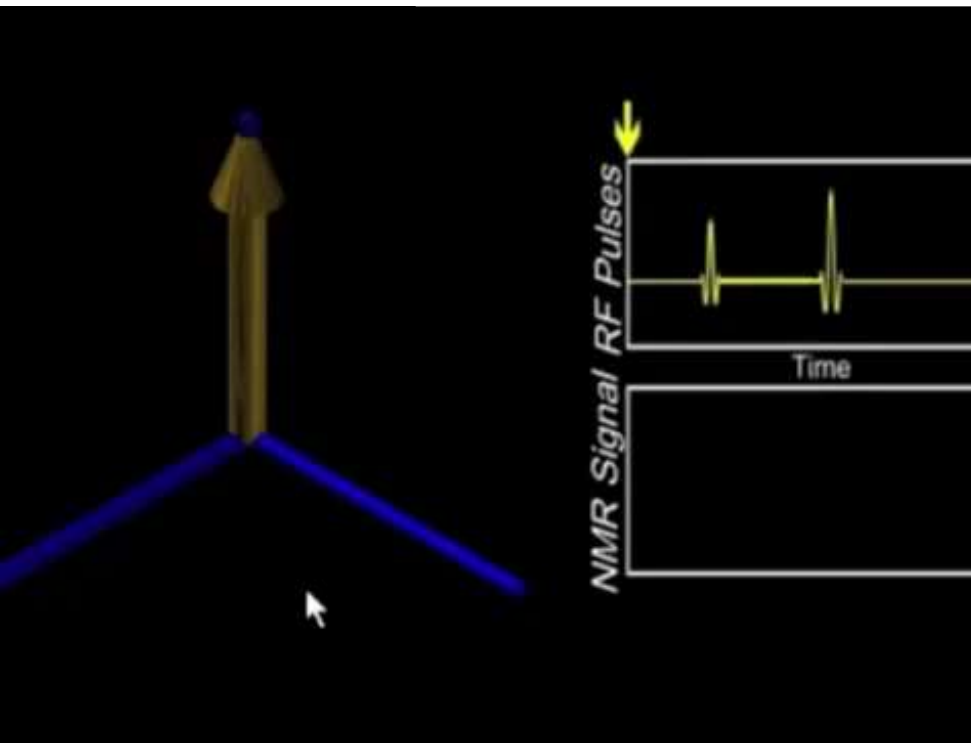
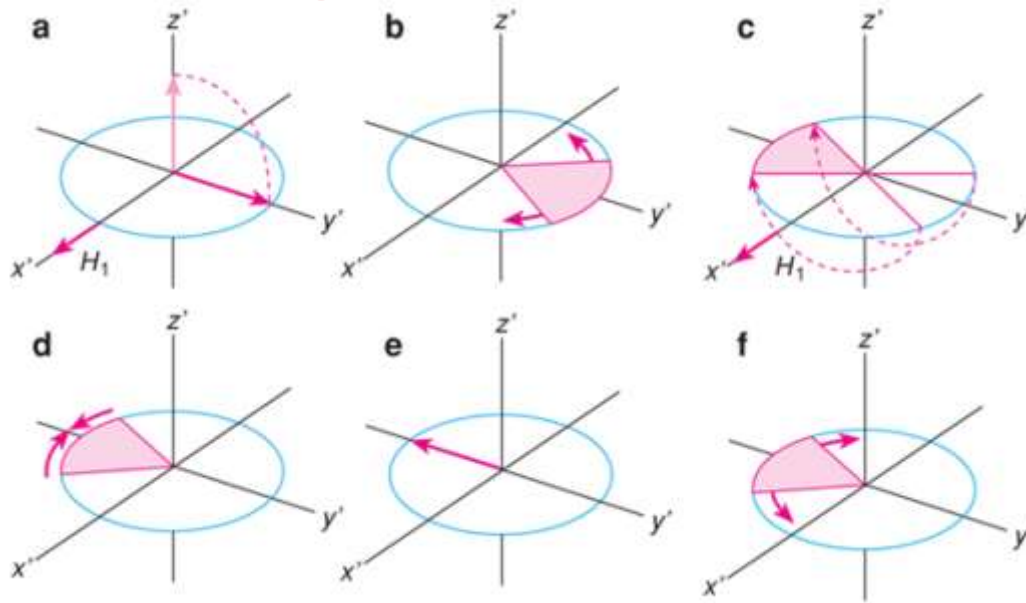


**Nagy molekulák -> T2 rövid ->  $M_{xy}(t)$  kicsi -> pixel sötét**

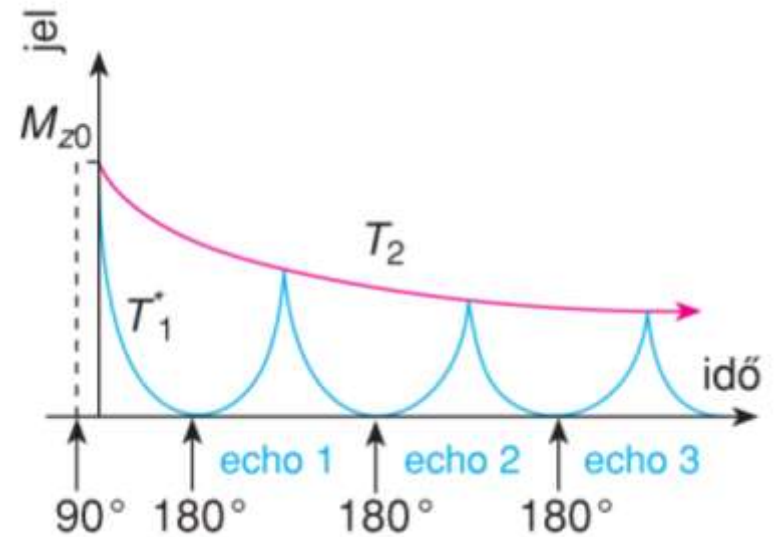
**Vizes közeg: inhomogenitások kiátlagolódnak ->**  
**fázisvesztés lassú -> T2 nagy -> fényes pixel**



# Spin echo elve



<https://www.youtube.com/watch?v=yKmEbCPV4Cg>



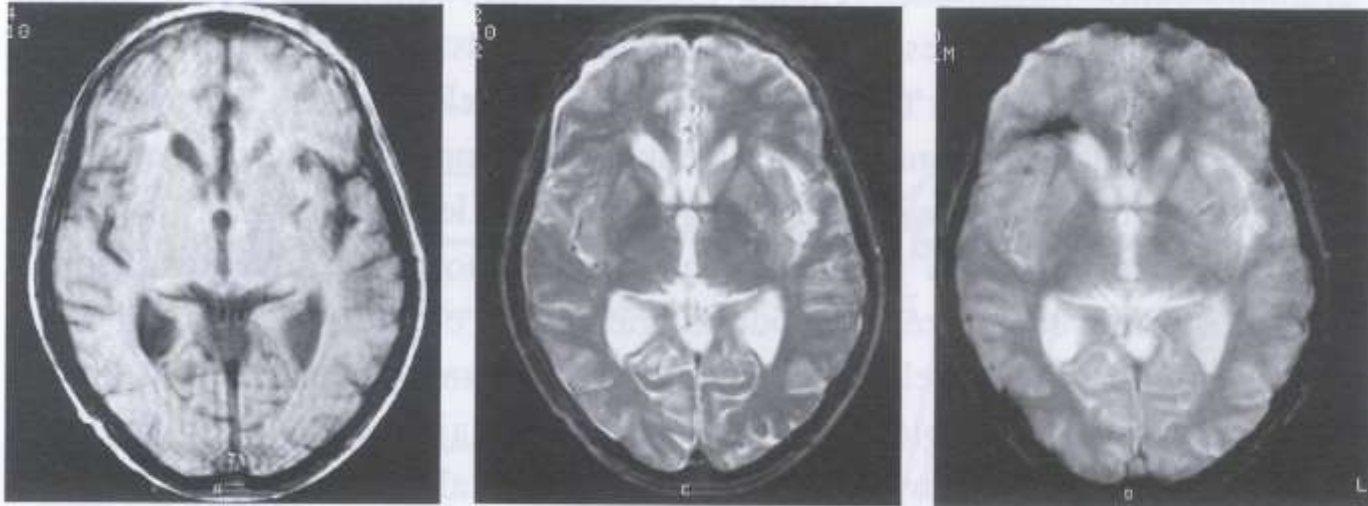
A képalkotásra használt paraméterek :  $\rho$ (protonsűrűség), T1 és T2

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

Nagy molekulák (pl. lipidek)

T1 rövid -- pixel világos

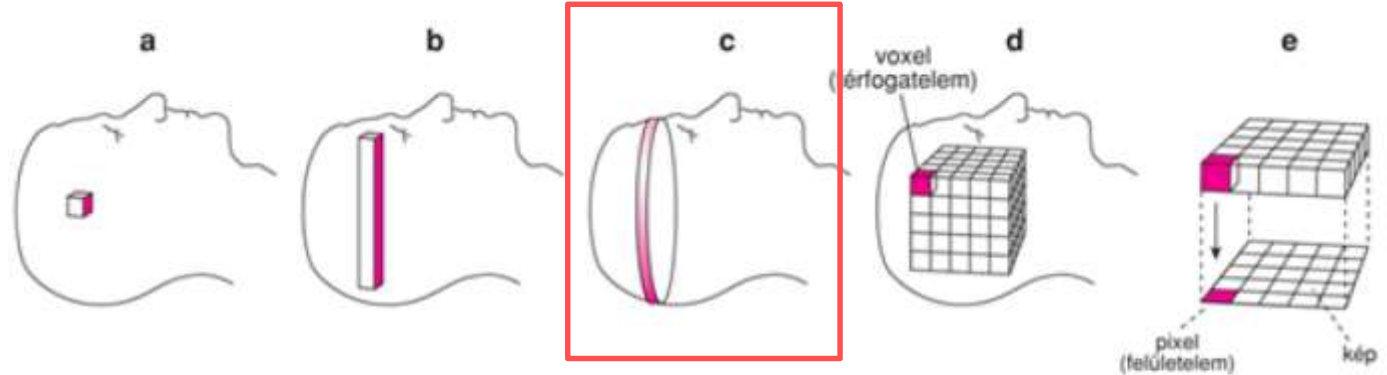
T2 rövid -- pixel sötét



**T1 szerinti súlyozás**  
Világos: *fehér állomány*

**T2 szerinti súlyozás**  
Világos: *szürke állomány*

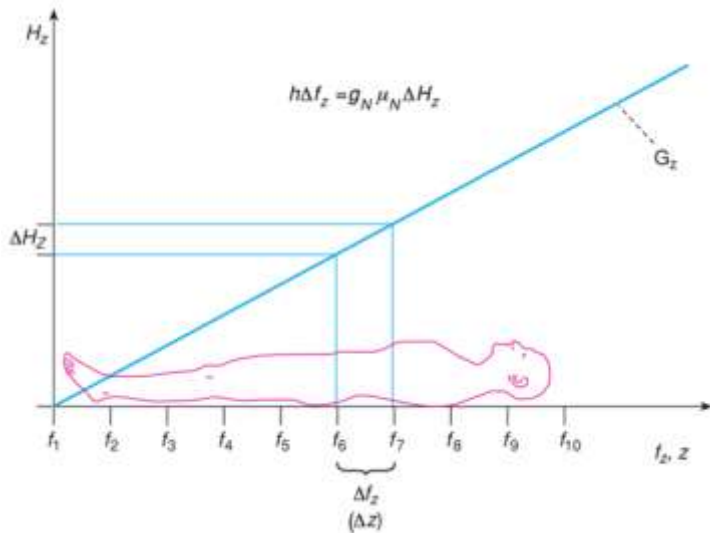
# 5. A kiválasztott testszeleten belüli felbontás (2DFT MRI)



1. A rezonancia állapot gerjesztési frekvenciája kiválaszt egy testszeletet

$$hf = 2\mu B(Z)$$

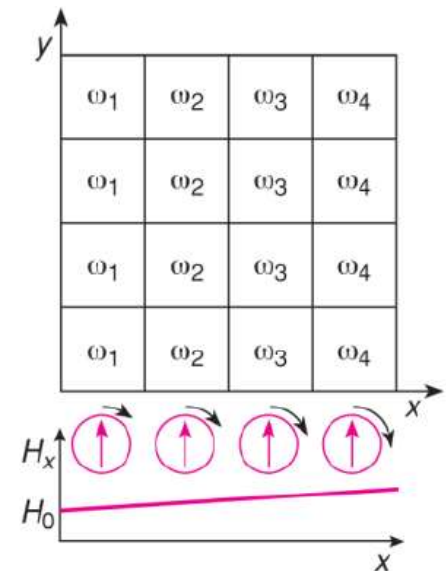
$$f \longrightarrow B \longrightarrow Z$$



2. Képelemek feloldása az X irányban

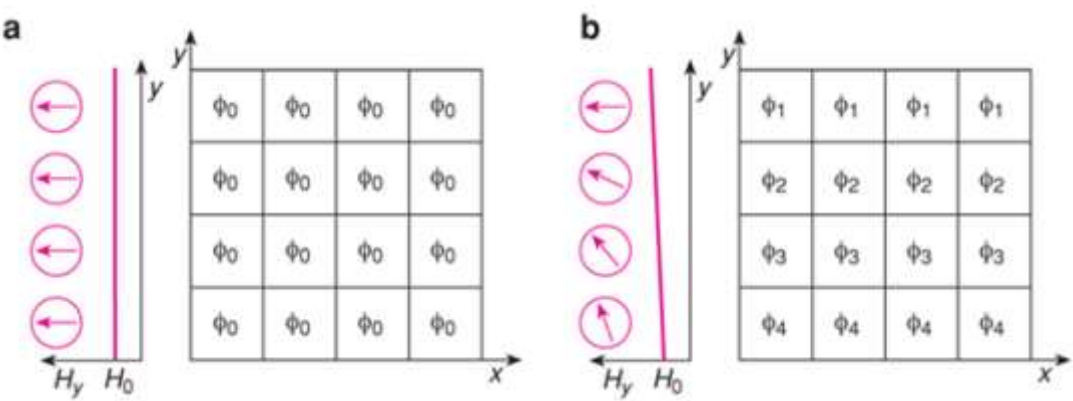
A relaxáció alatt **X irányban lineárisan változó gradiens tér**  
precesszió ( $\Rightarrow$  indukált feszültség) **frekvenciája**  
az X mentén változik

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



### 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

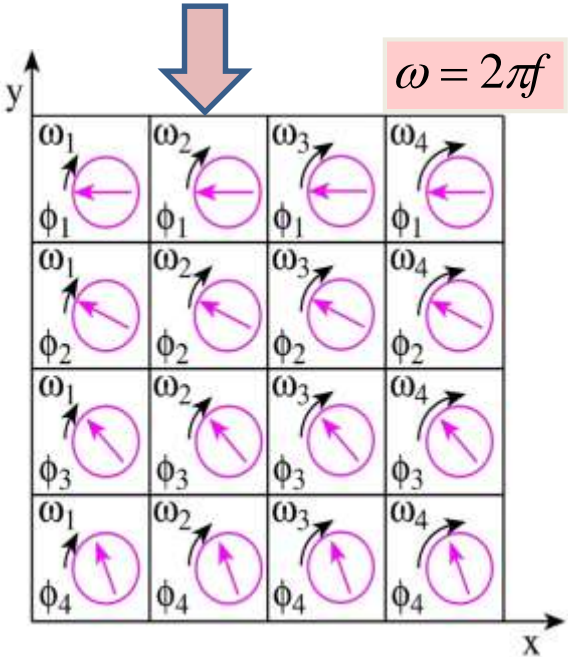
### 4. A vevőtekerccsel mért jel felbontása

A mért indukált feszültség sok frekvenciájú és fázisú jel szuperpozíciójának eredménye

Az egyes  $f$  és  $\phi$  komponensek előállítására **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, CT
- 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 idegvégződés  
stimulálása

gerjesztő tér teljesítménye és dB/dt limitek

**kontraindikáció: terhesség első trimer**

**pacemaker**

**ferromágneses és fém implantok**

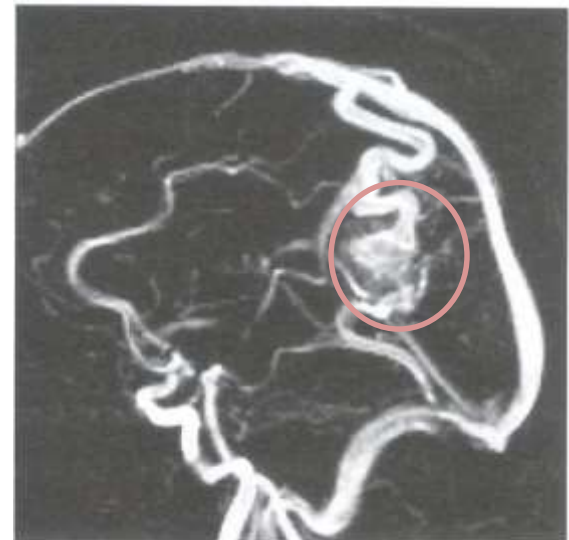
(pl. szembe került szilánkok)

# 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





## ***Kontrasztanyagok használatához***

Paramágneses anyagok:

Külső mágneses térbe helyezve mágneseződnek, úgy hogy a külső térrel paralelek lesznek. A külső tér megszűnése után mágnesezettségüket elvesztik.

Diamágneses anyagok:

Külső mágneses térben mágneseződnek, de úgy hogy a külső térrel antiparallelek. A tér megszűnése után elveszik mágnesezettségüket.

Ferromágneses anyagok:

Állandó mágnes lesz egy külső mágneses tér hatására, és megtartja a mágnességét akkor is, ha a külső mágnesező teret eltávolítottuk a környezetéből. Spontán mágneses tulajdonságokat mutat



Gd – jelzés

érszűkület

értágulat

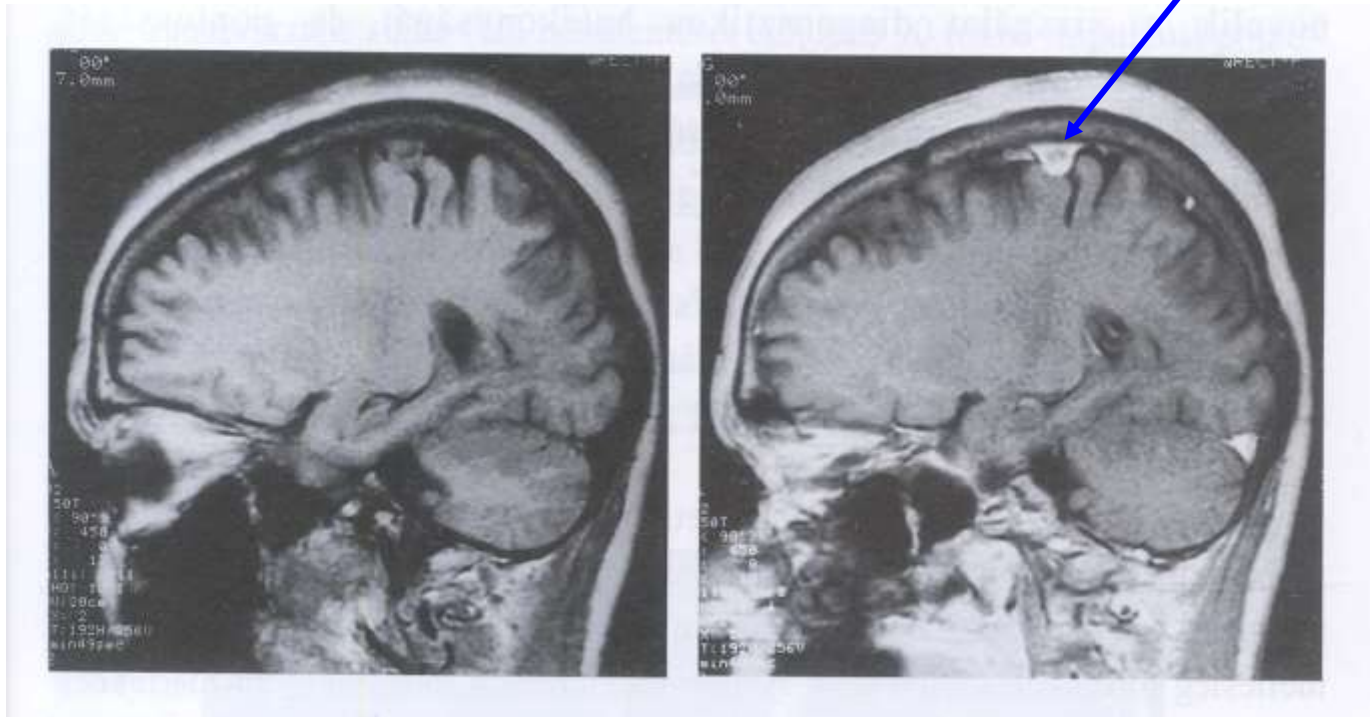
Time of flight – hatás

A kontraszt a vizsgált  
testszeletekre merőlegesen  
átáramló folyadék sebességétől  
függ – sebességprofil szerepe.

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

T1 súlyozott kép meningeoma diagnosztizálásához

Gadolinium kontraszt kiemeli a daganat helyét: világos képlet



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)

## ***T2 típusu 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 (T1) toxicitása → veseelégtelenség**

### 3. Funkcionális MRI- fMRI

**BOLD : Blood Oxygen Level Dependent signal**

Ogawa, 1990

Alapja:

oxy hemoglobin : diamágneses, nincs atomi mágneses momentuma  
deoxy hemoglobin: paramágneses, mágneses momentuma van  
(kompenzálatlan spinű elektron-pálya)

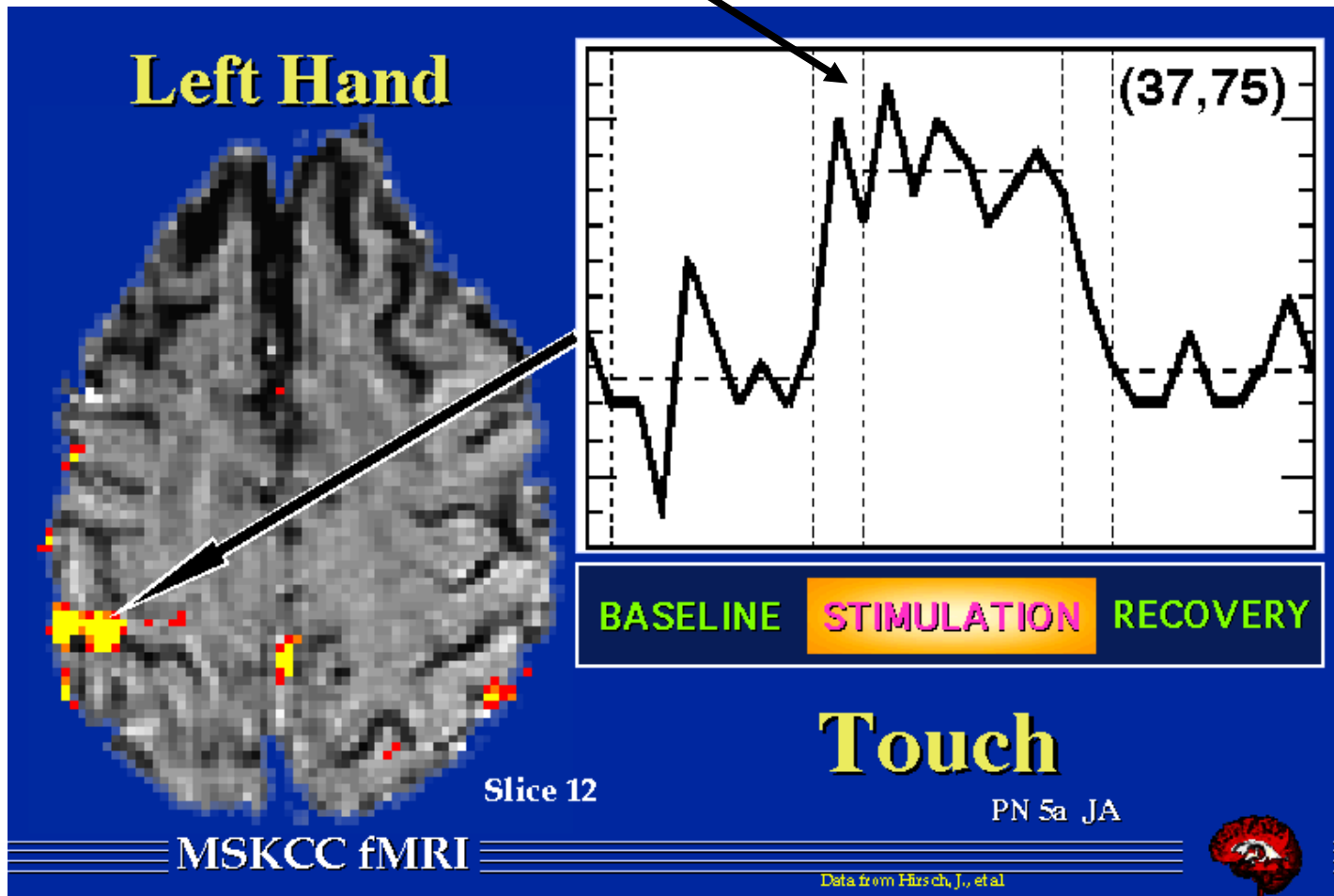
=> *Hb állapota endogén kontraszt-agens*

**Alkalmazása agyi funkciók vizsgálatában:**

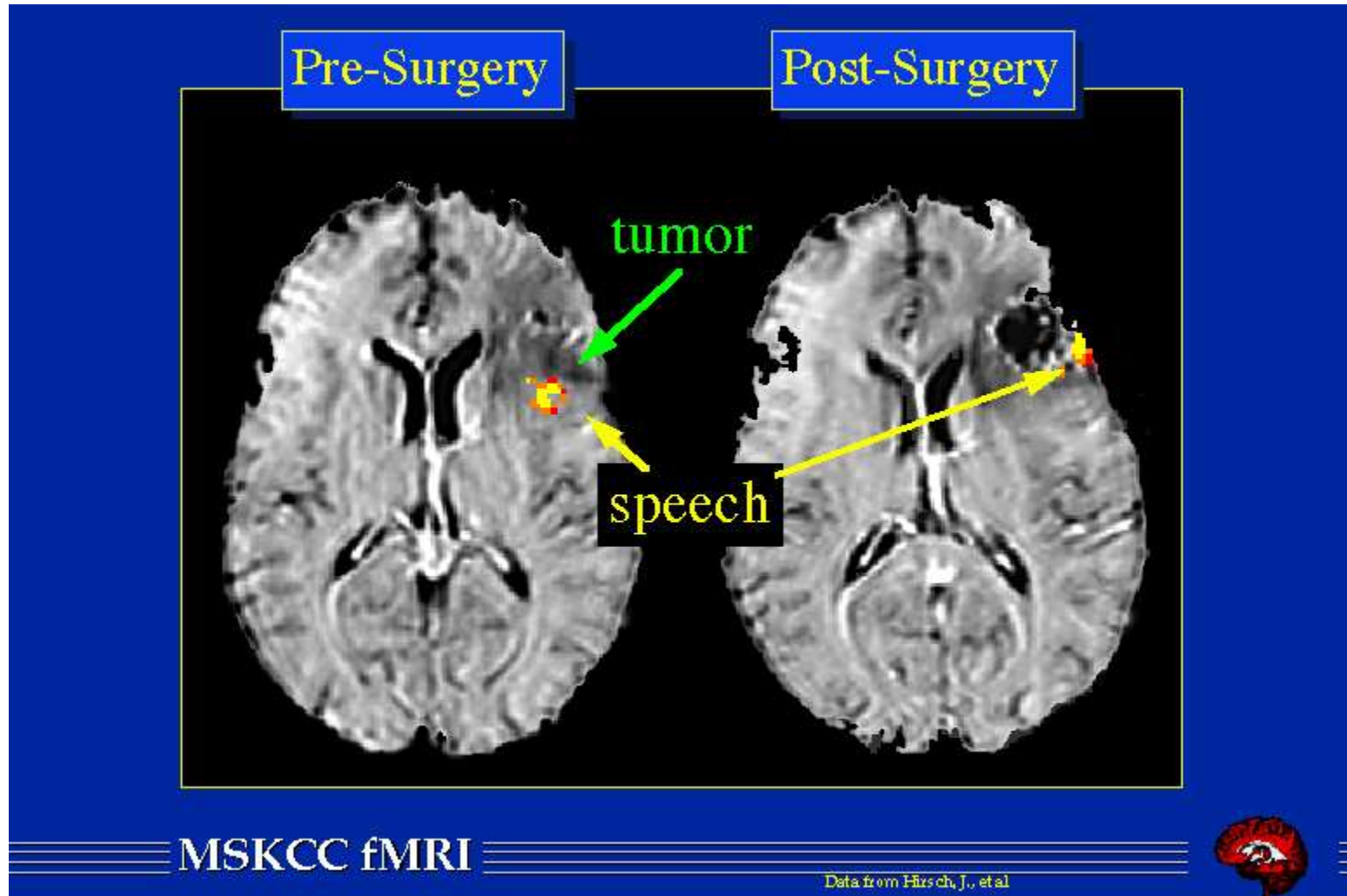
**visual cortex, motor cortex, beszéd**

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



#### *4. DWI – diffúzió-súlyozott MRI*

A szövetekben diffundáló víz molekulák diffúziós együttthatójával súlyozott képalkotás. A víz diffúziós mozgása a szöveteket mikrométer-felbontásban monitorozza, szemben az MRI mm-skálájú felbontásával. Különösen alkalmas **tumoros szövetek korai felismerésére**.



