

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

Az atommag mágneses rezonancia jelensége, és alkalmazása:

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

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

Eladó: Dr. Jedlovsky-Hajdú Angéla
E-mail: hajdu.angela@semmelweis.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** – spektroszkópai módszer
- magyarul: **ESR** Elektron-Spin Rezonancia- (spektroszkópia)

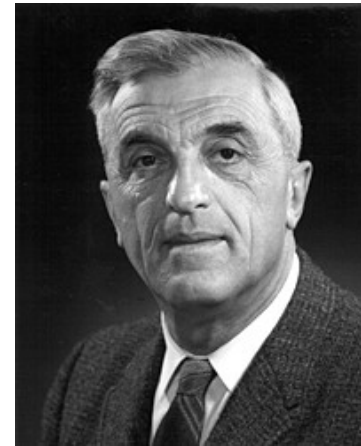
MRI-Magnetic Resonance Imaging

Damadian: 1969 rákos és egészséges szövet

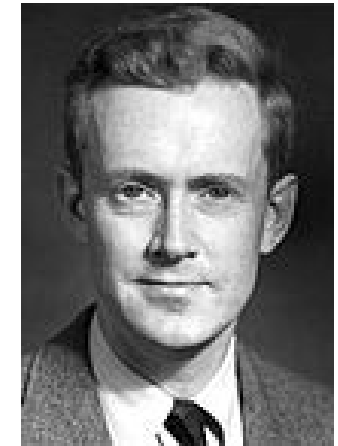
Lauterbur: 1973 első élő felvétel

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:

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

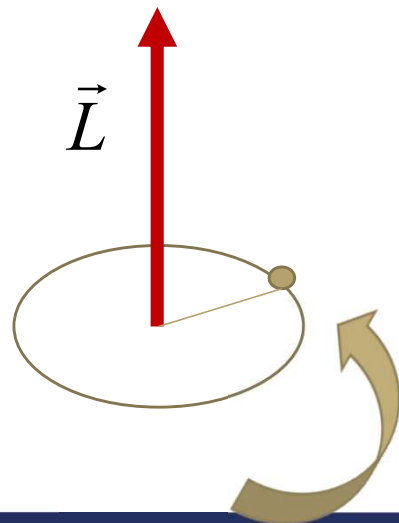
h : Planck állandó

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

mellékkvantumszám

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

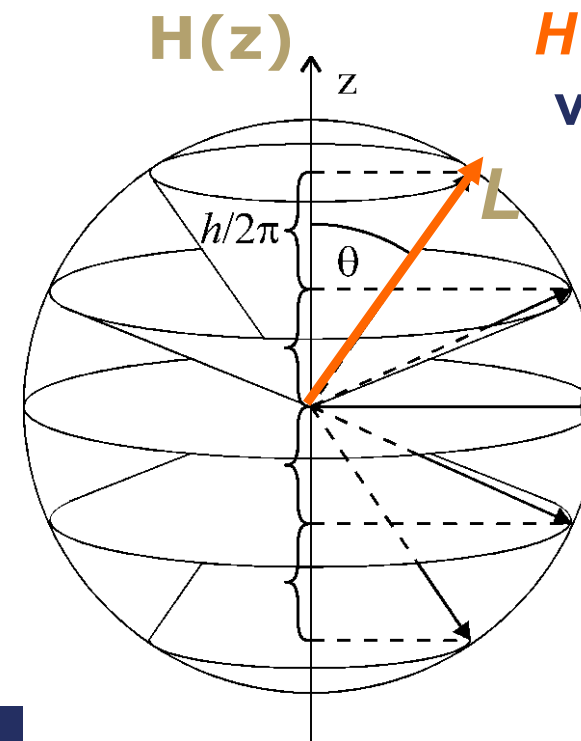
$$\vec{L} = \vec{r} \times m\vec{v}$$



L iránya is kvantált:

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

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

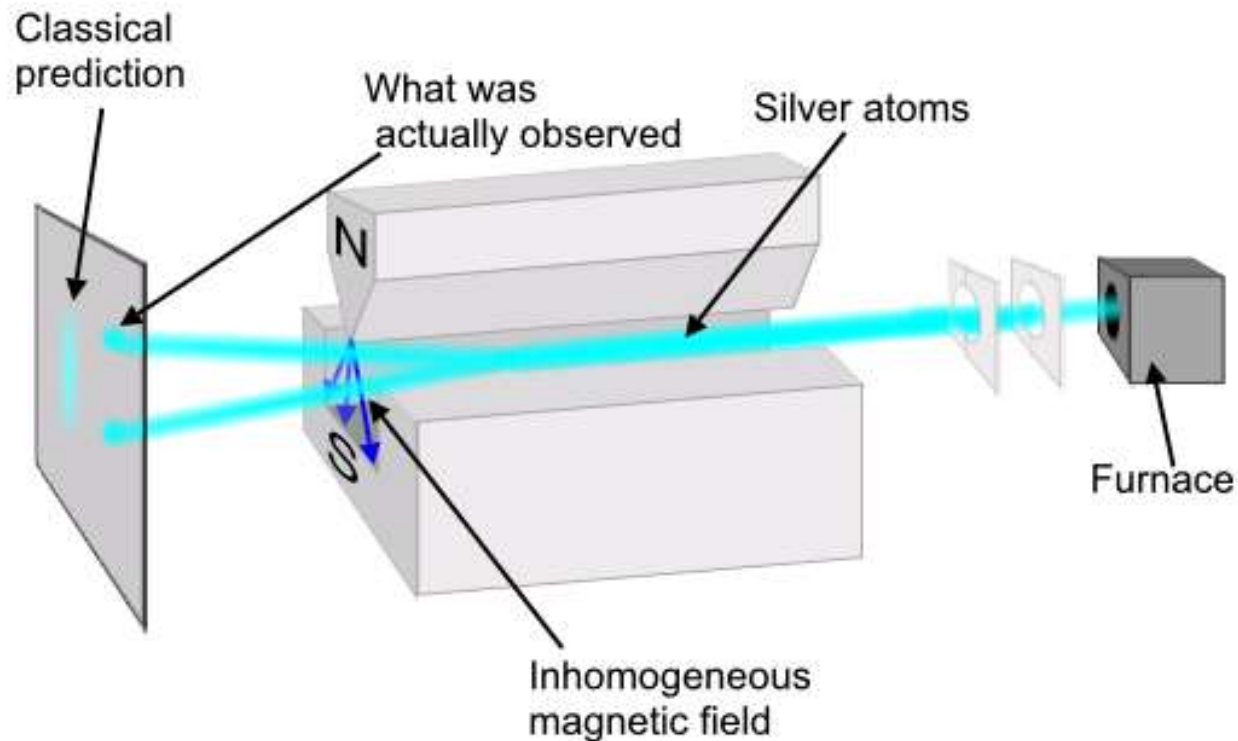


**$H(z)$ mágn. térhez
viszonyítva csak
meghatározott
irányok**

**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:

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

$\vec{H}(z)$

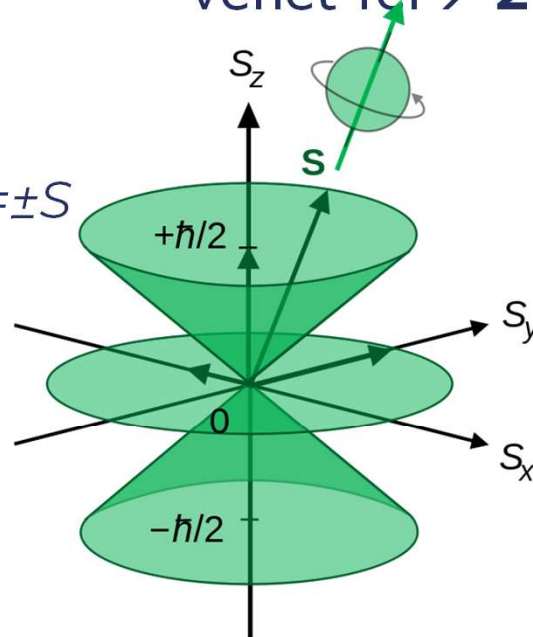
$\vec{S}$

Z irányú
vetület

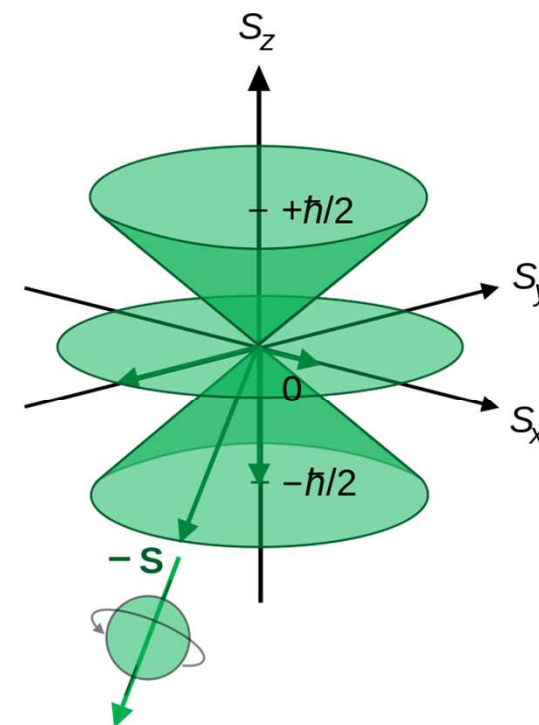
Töltött részecskék

Mágneses momentum!

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



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



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

4. Mágneses dipólus-momentum leírása töltéssel rendelkező részecskéknél

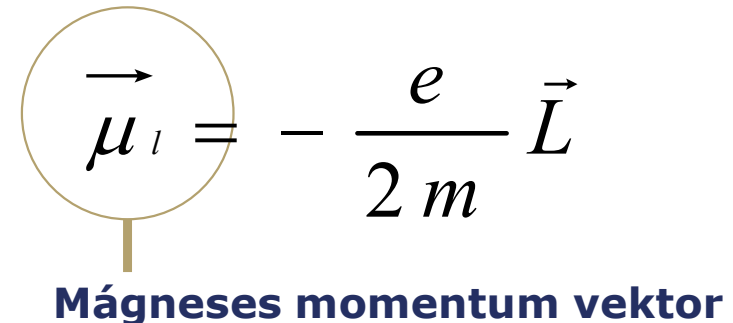
e: elektron töltése

m: elektron tömege

Impulzusmomentum ~ körmozgás

Töltés körmozgása = köráram

Mágneses dipólus


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

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

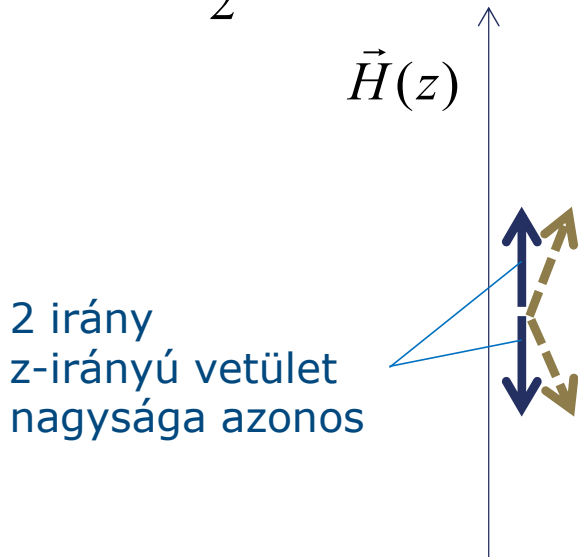
$$|\vec{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\vec{S}| = \frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)}$$

s: 1/2

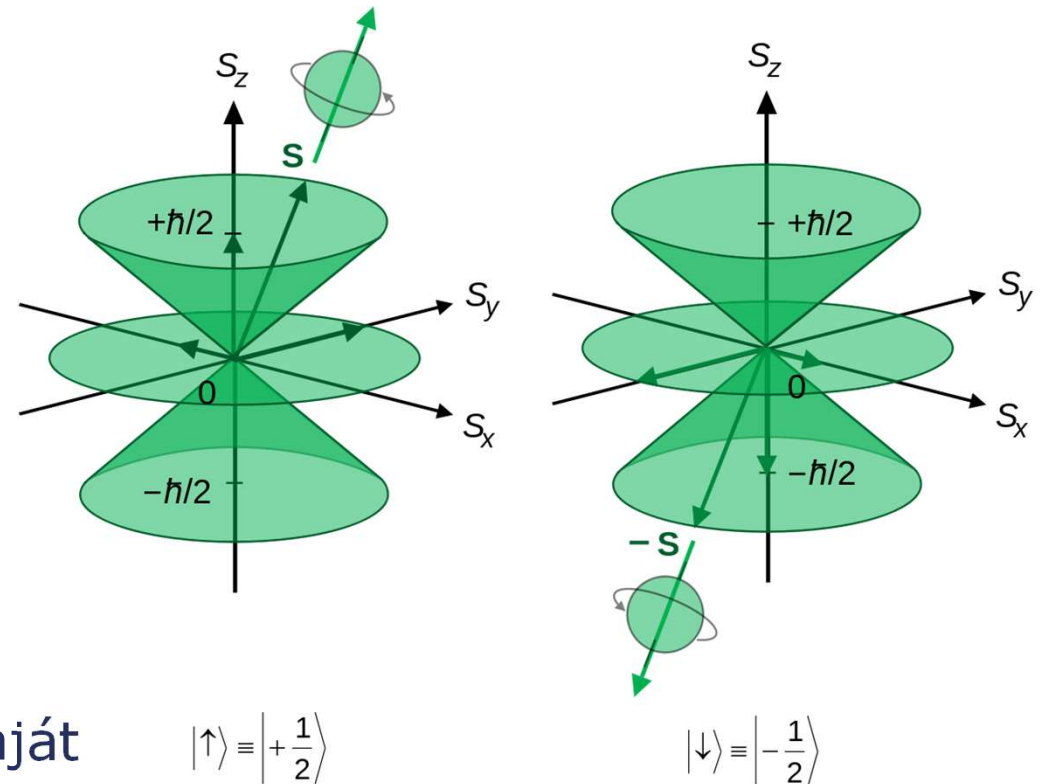
A spin-mágneses momentum iránykvantáltsága

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

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



xy-síkra vett vetülete nem meghatározott!



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

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

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

Az atommagok alkotói:
protonok és neutronok

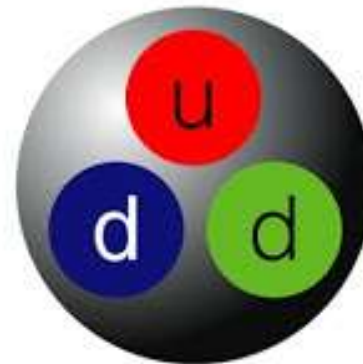
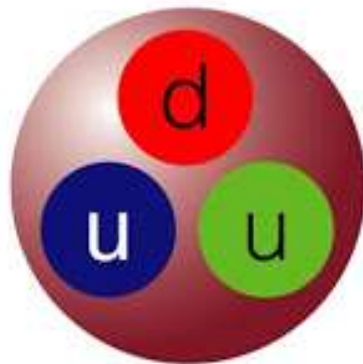
P

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:
 $+ 2/3 + 2/3 - 1/3 = +1$

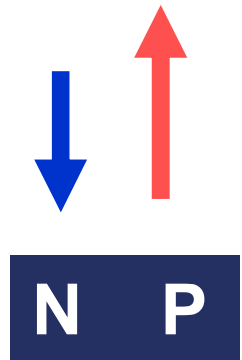
Total charge:
 $+ 2/3 - 1/3 - 1/3 = 0$



kvarkok: $\frac{1}{2}$ spin-kvantumszámú, tömeggel és elektromos töltéssel bíró alkotók

Az atommagok spin-állapotához tartozó mágneses momentum

Neutron és Proton mágneses momentuma



Írányítottságuk ellentétes, és $\mu_N < \mu_P$

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

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

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

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

$$m_p \sim 1840 m_e !!$$

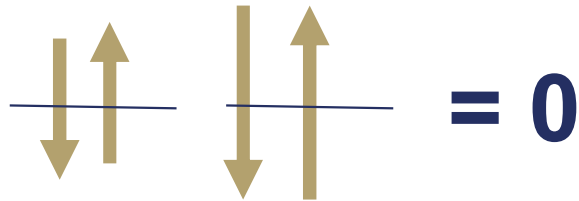
$$\mu_g \ll \mu_B$$

A nukleonok mágneses momentuma jóval kisebb, mint az elektroné

**Giromágneses
konstans**

Több nukleonból álló atommagok spin-mágneses momentuma

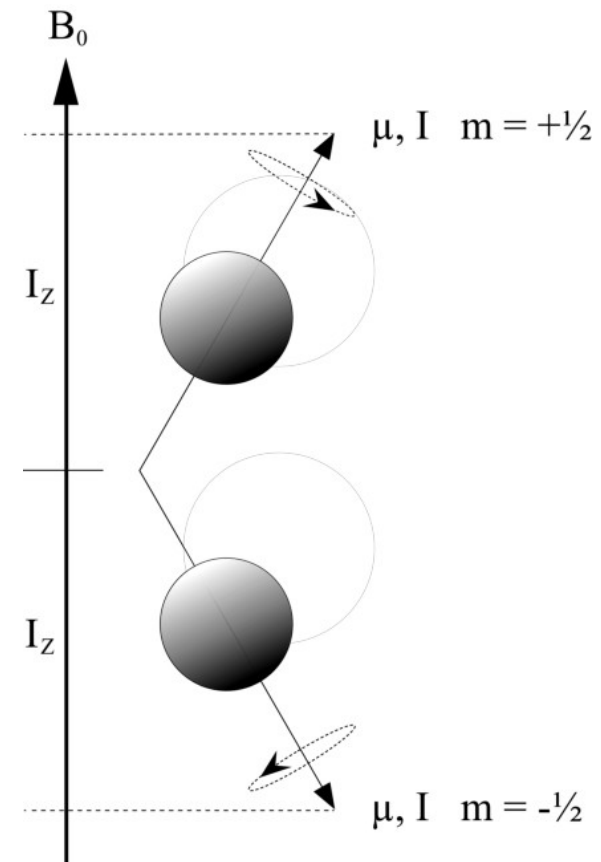
több nukleon, párosával
energiaszinteken,
ellentétes spinnel



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

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

A páros számú nukleonok ellentétes
momentumai közömbösítik egymást $\rightarrow$
mag momentuma nulla, nem mérhető



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

A H-atommag (proton) - momentum jelentősége:

μ_P kiemelkedően nagy

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

^1H ^{13}C ^{19}F ^{23}Na ^{31}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

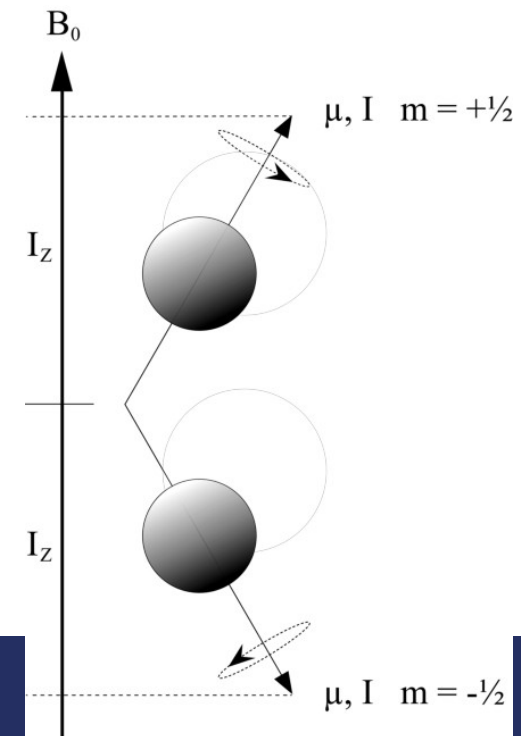
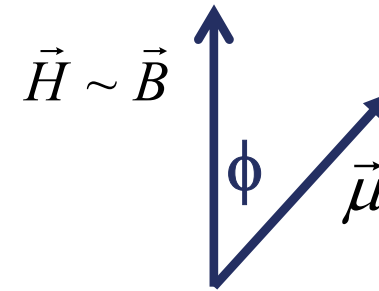
$$E = E_0 - |\vec{B}| * |\vec{\mu}| * \cos \phi = E_0 - B\mu_z$$

Az energia mágneses tér nélkül

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

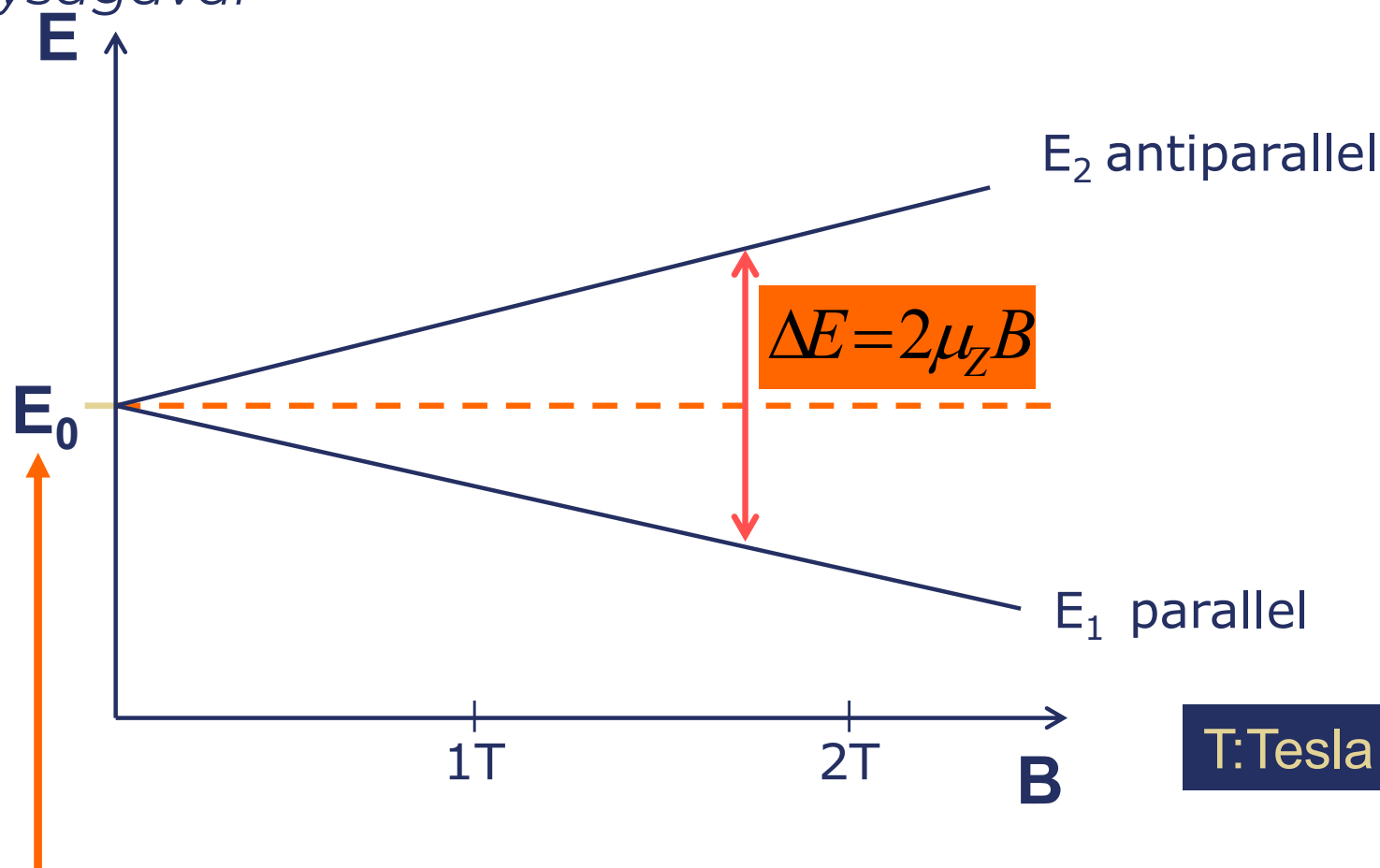
Kvantumos viselkedésű mágneses momentum kétféle orientáció **parallel és antiparallel** orientációk → energia-különbség

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



Zeeman effektus – Zeeman felhasadás

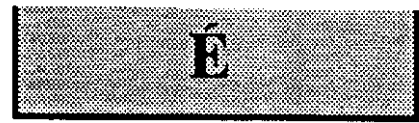
Kvantumos viselkedésű spin-mágneses momentumok mágneses térben kétféle orientációt vesznek fel, ezek energiában különböző állapotok, és az energiakülönbség lineárisan nő a mágneses tér nagyságával



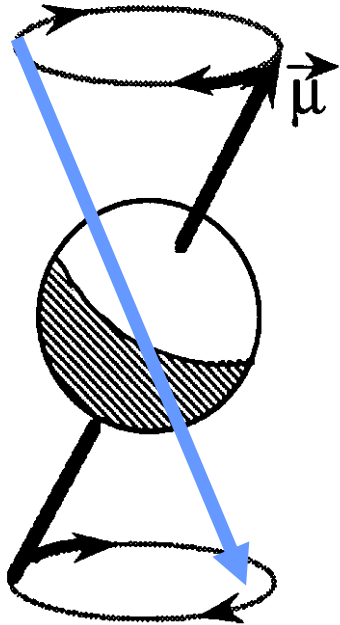
mágneses tér nélkül:
 E_0 energia

1 Tesla = 10 000 Gauss
Föld mágneses tere ~ 0.5 Gauss

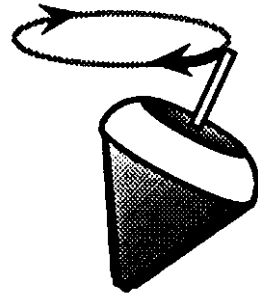
A proton-spin mágnesek orientációja **precessziós** mozgással történik



“parallel”
orientáció



E_1 állapot



E_2 állapot



“antiparallel”
orientáció

energetikailag kedvezőbb
 E_1 állapot



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

A precesszió frekvenciáját a Zeeman felhasadás nagysága (μ 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 $\rightarrow N_1 > N_2$

Nagyon kis szám!

$\sim 0 \rightarrow e^0 = 1!$

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

Pl. proton μ , $B=0.5T$

$\rightarrow \Delta E = 2\mu B \approx 10^{-7} \text{ eV}$

$kT (310 \text{ K}) = 0.027 \text{ eV}$



Az antiparallel orientációk száma alig kisebb, mint a parallel orientációké

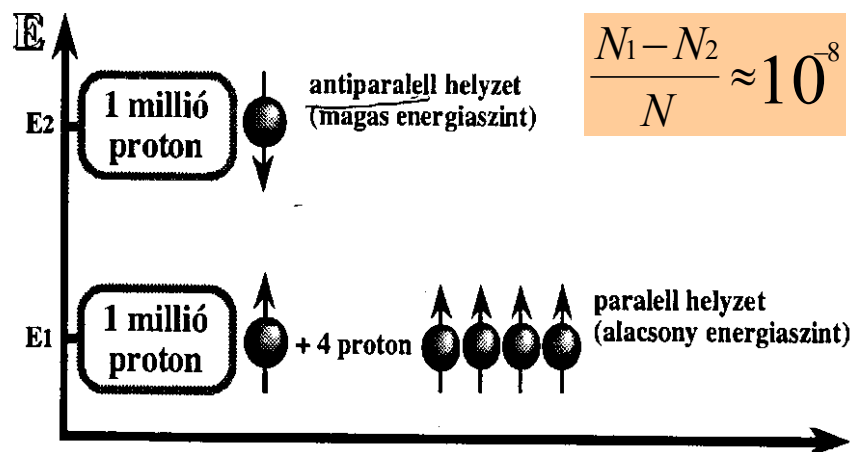
A mágneses momentumok csaknem teljesen közömbösítik egymást



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**



**Jelölés: protonok
eredő momentuma $\vec{M}$**

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

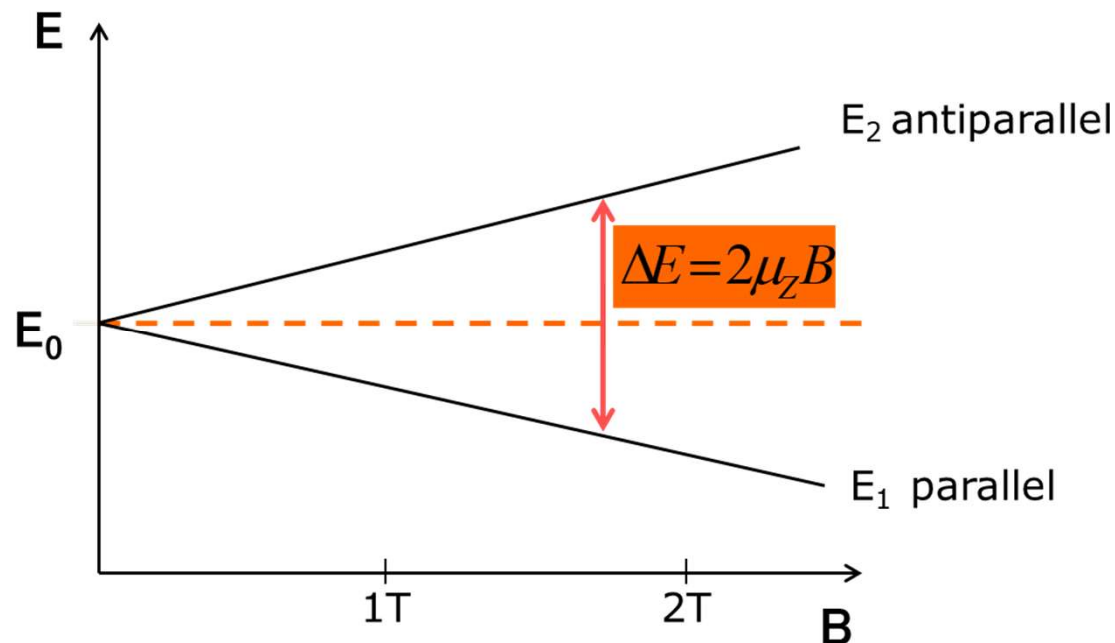
**De: a gazdag
információtartalom miatt mégis
értelmes mérést tervezni**

**Hogyan növelhetnénk meg
az effektust?**

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

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

**ΔE a mágneses tér nagyságával
növelhető $\rightarrow$ nagyobb vektor $\rightarrow$
nagyobb effektus!**



Proton- momentumok mágneses térben - összefoglalás

A protonok mágneses momentumai mágneses térben

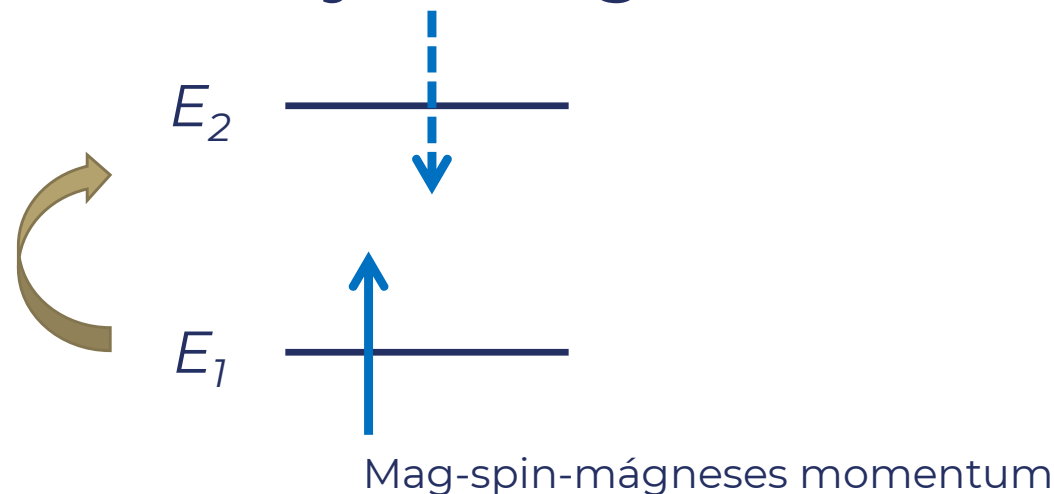
- $\vec{B}$ -vel parallel és anti-parallel állásúak lehetnek
- a parallel orientációnak kisebb az energiája és nagyobb a populációja
- mindkét orientációban precesszálnak $f = \frac{1}{h} 2\mu B$ frekvenciával
- a parallel orientációjú energiaállapot $hf = \Delta E = 2\mu B$ fotonenergiával gerjeszthető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

Spin-mágneses momentum

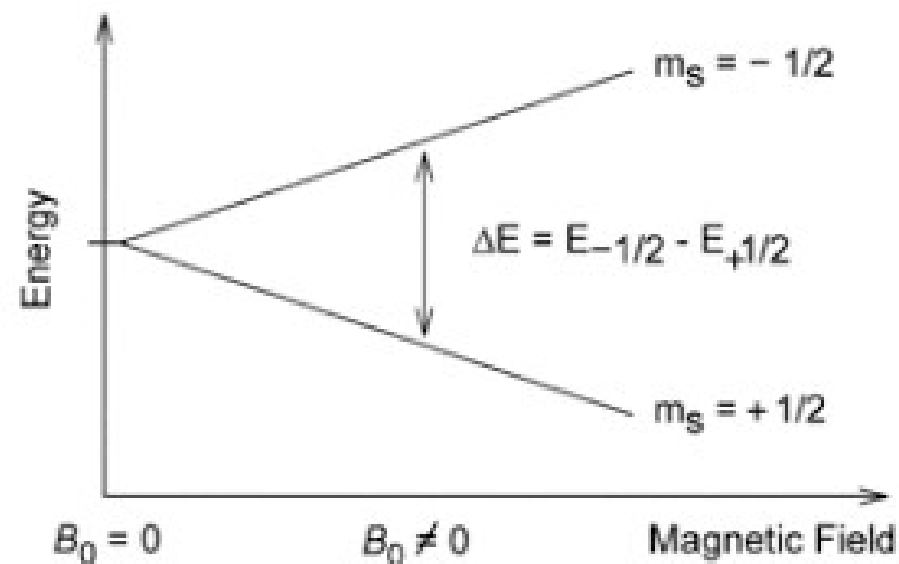
$$hf = E_2 - E_1 = \Delta E = 2\mu B$$

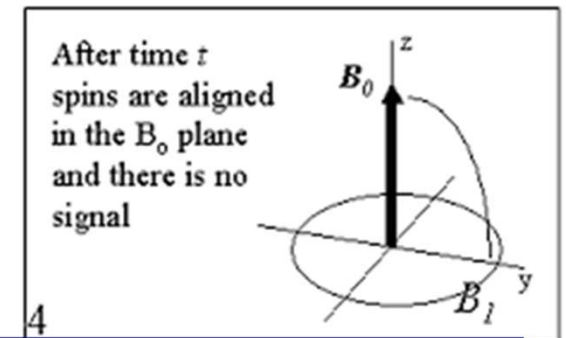
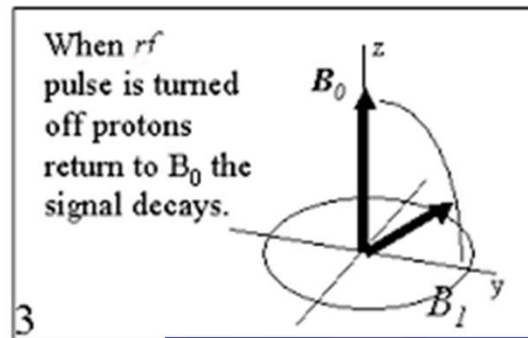
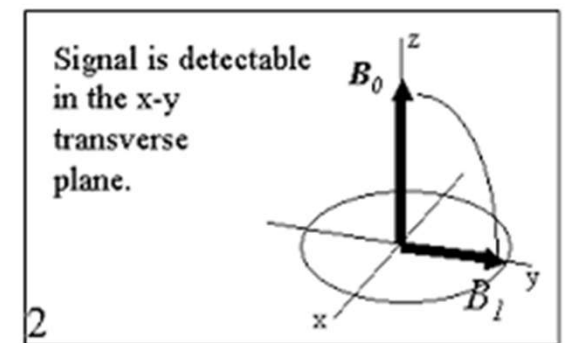
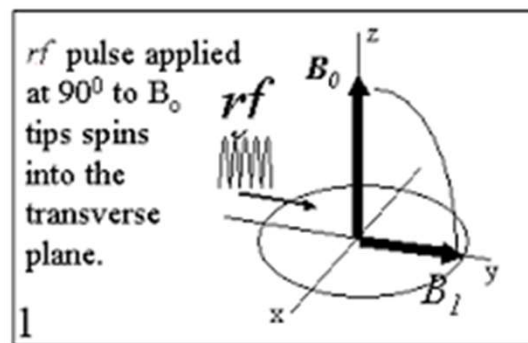
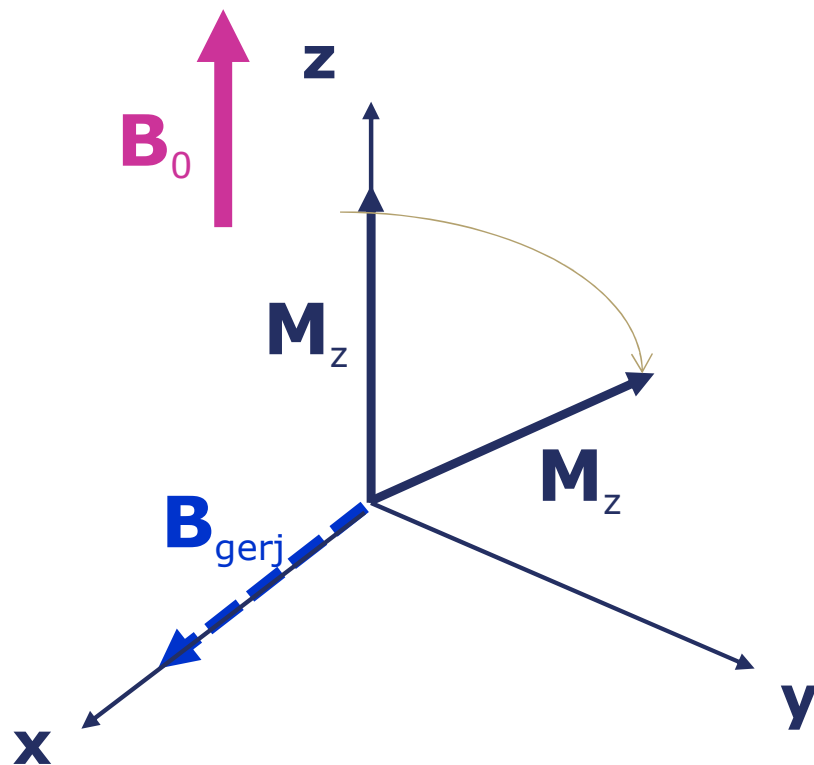
A minta mágneses térben van



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

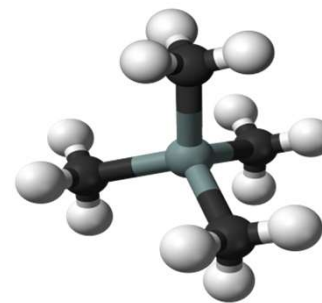
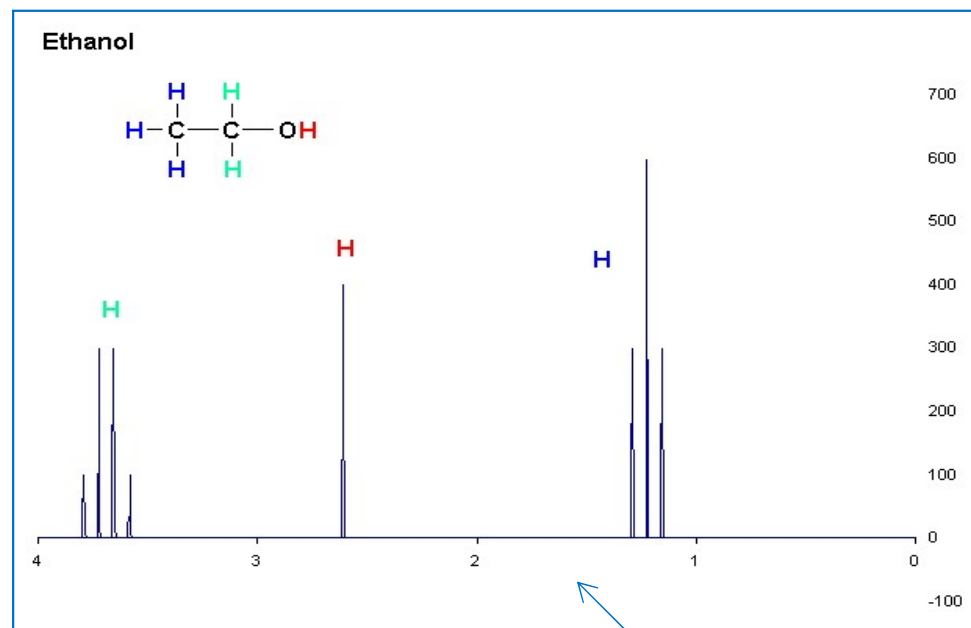
A kiválasztott mag (pl. H) lokális környezete egy kémiai kötésben megváltoztatja az általa érzett mágneses teret → a külső mágneses tér (B_0) hatása helyett egy módosított mágneses tér hatása érvényesül → **„kémiai eltolódás”** a gerjesztési fotonenergiában

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

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

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

Proton-NMR-spektrum (abszorpciós spektrum)



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

Az effektus igen kicsi

Referencia-szerkezet: tetrametilszilán
Gerjesztési energiája → hf_0

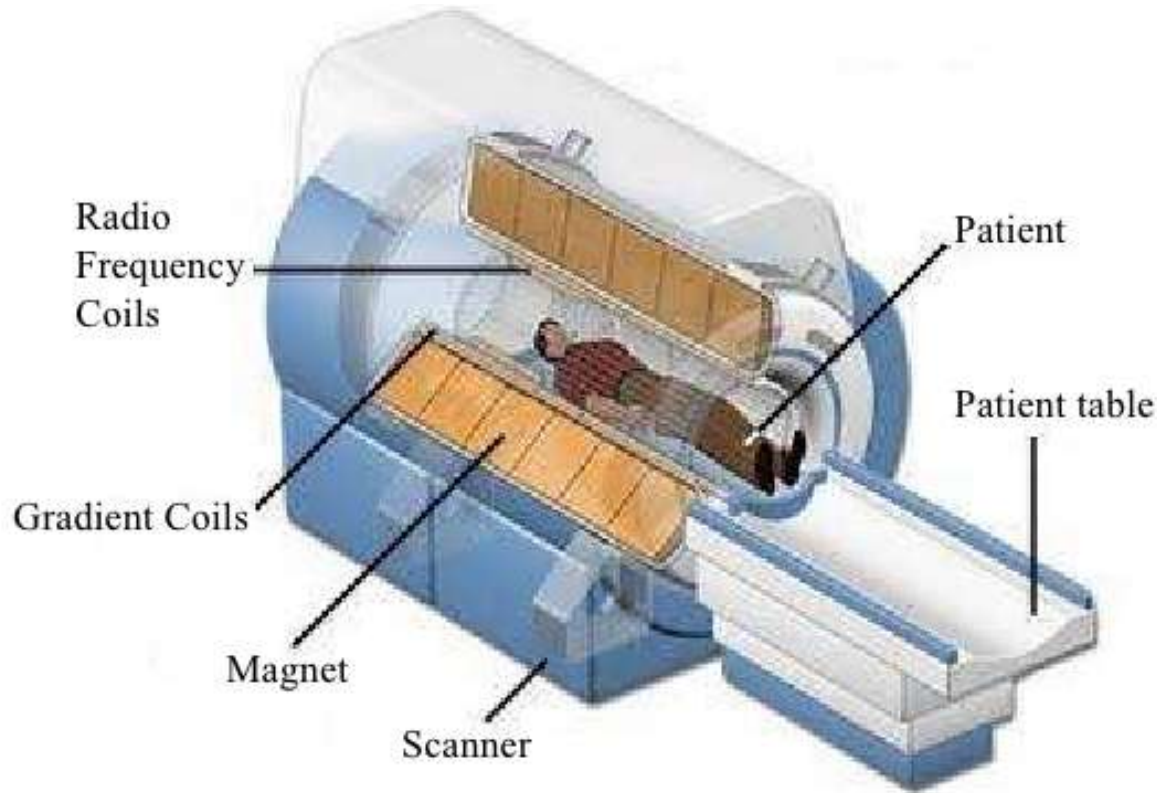
A mag mágneses rezonancia alkalmazásai

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

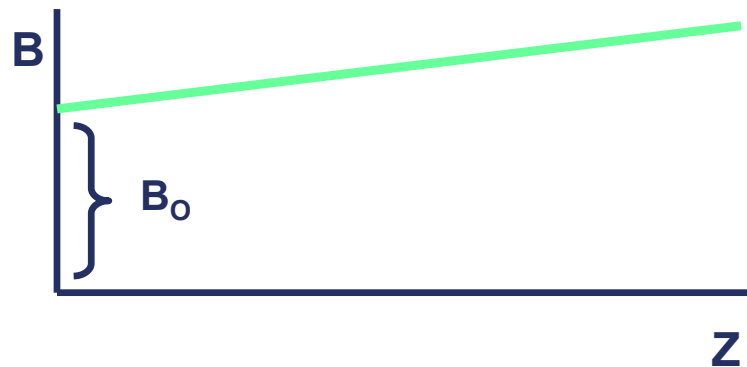
Kompenzálatlan
momentumok száma nő

10 000 Gauss $\leftrightarrow$ 0.5 G
földi tér

A B mágneses
tér iránya $\parallel$ Z

Lineárisan nő Z

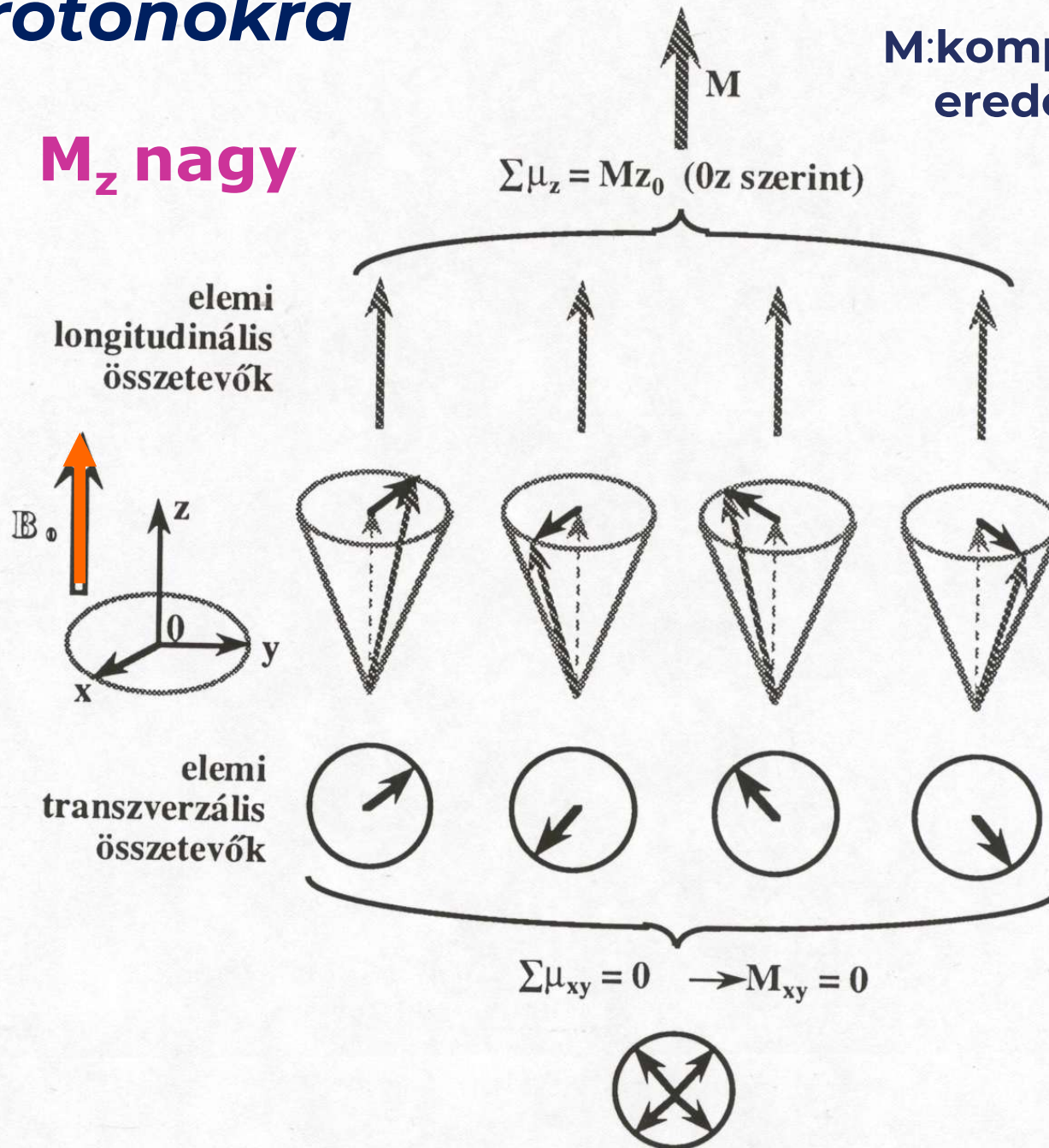
Mentén
 $B_0 + B(Z)$



Különleges rendszabályok
óvatosság

Fémek, implantok,
pacemaker.....

2. A mágneses tér hatása a betegben lévő protonokra



M : kompenzálatlan momentumok eredője, parallel orientáció B -vel

$$2\mu B = hf$$

Mágneses tér hatása:
-orientáció
-azonos frekvenciájú precesszió

-De:
a precesszió fázisa összehangolatlan

$\downarrow$ $M_{xy} = 0$

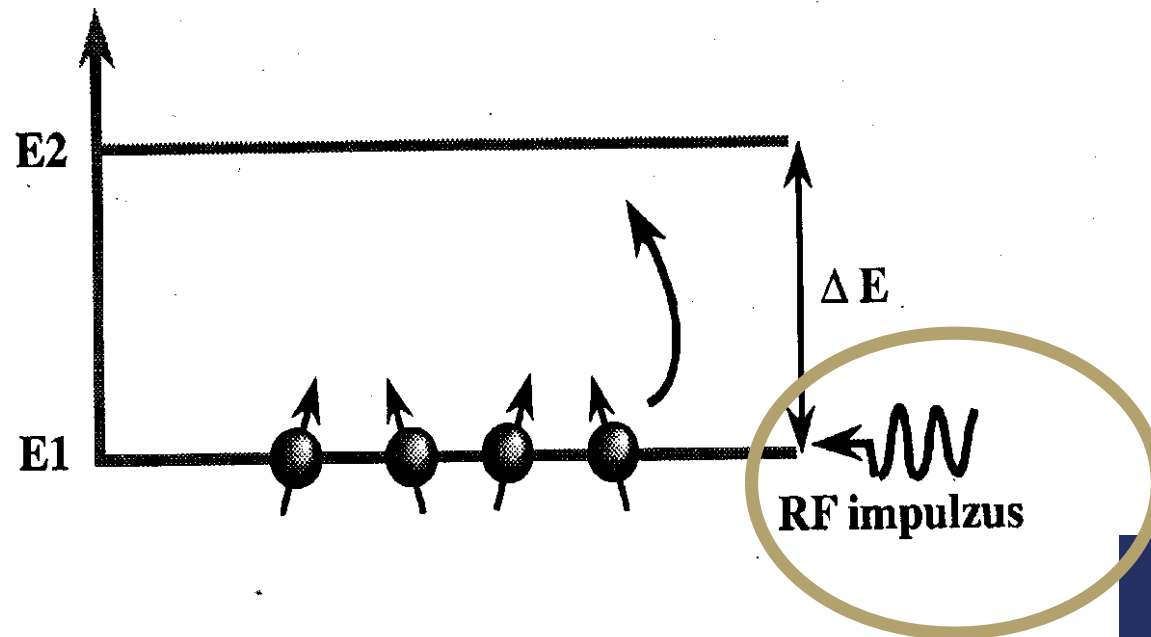
3. Megfelelő gerjesztési frekvenciájú sugárzás bekapcsolása: proton-mágneses rezonancia

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

↑
Z-től függ! →

→ vizsgálandó keresztmetszeti szelet kiválasztása a sugárzás frekvenciájával

A vizsgálandó testrészt rádiófrekvenciás sugárzásnak tesszük ki – tekercs AC tere
RF ~ 20 MHz (→ ΔE)



A gerjesztés hatása:

1. Energiaátmenet $E1 \longrightarrow E2$

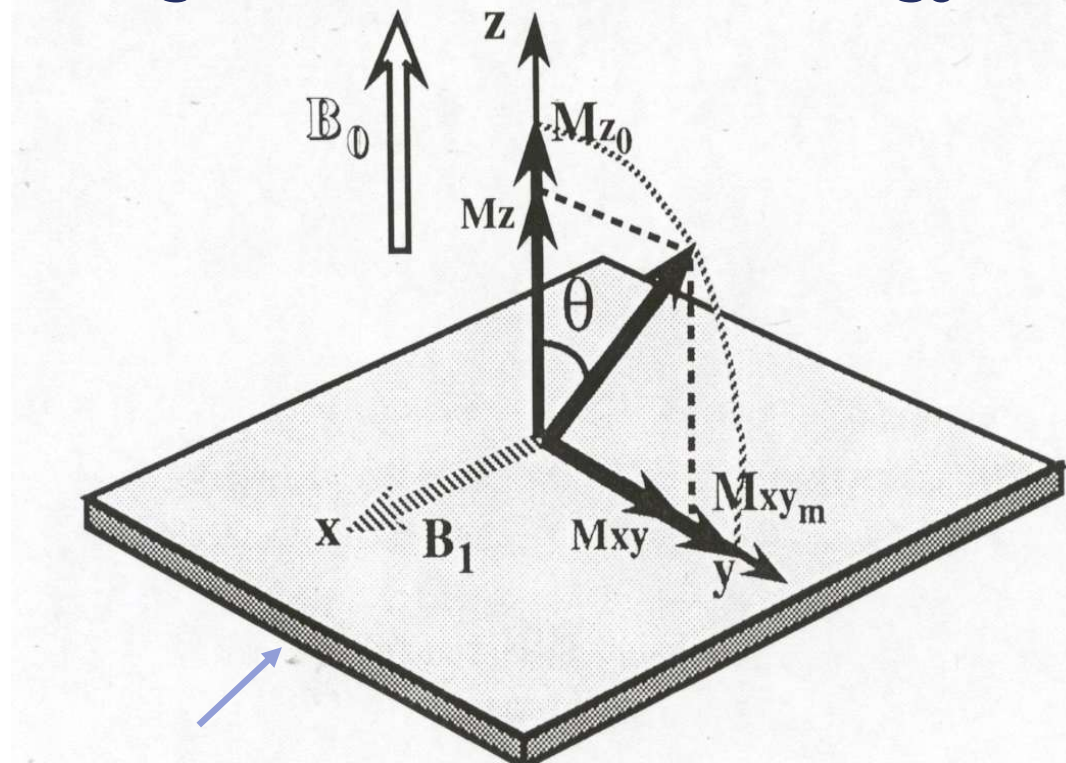
egy adott testszeletben

2. Orientációváltás $\text{parallel} \longrightarrow \text{antiparallel}$

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
 $h\nu_1 = 2\mu B_1$

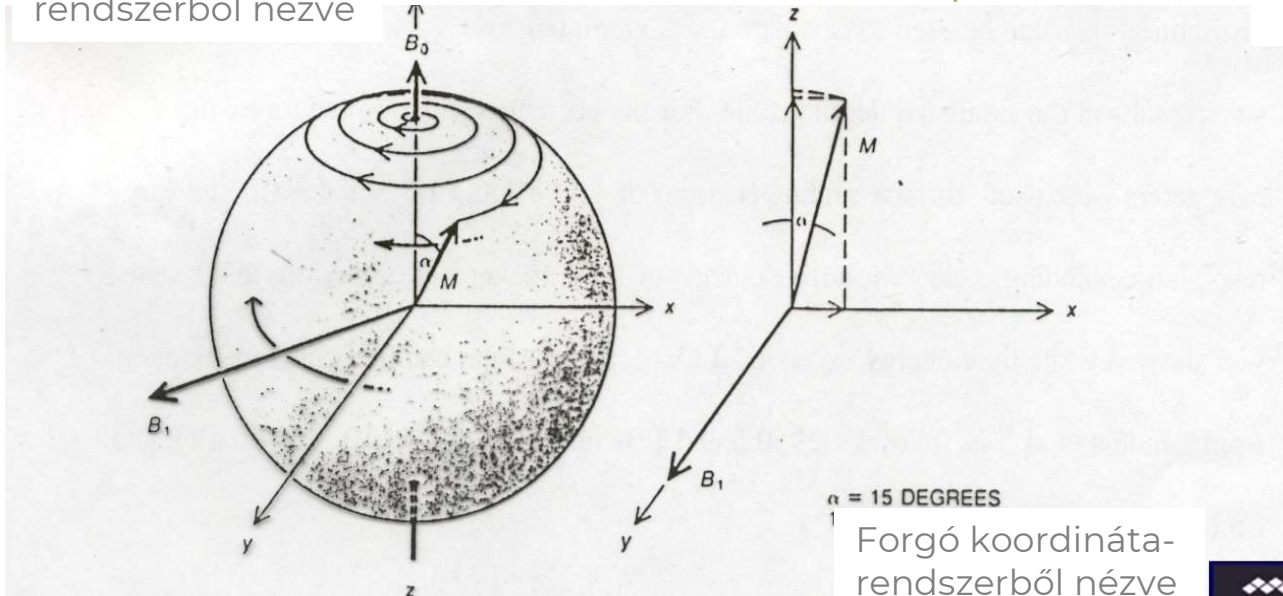
Az orientációváltás precesszáva történik (együttes precesszió)



$$M_{xy} \neq 0$$

Álló koordináta-
rendszerből nézve

pl. 15°



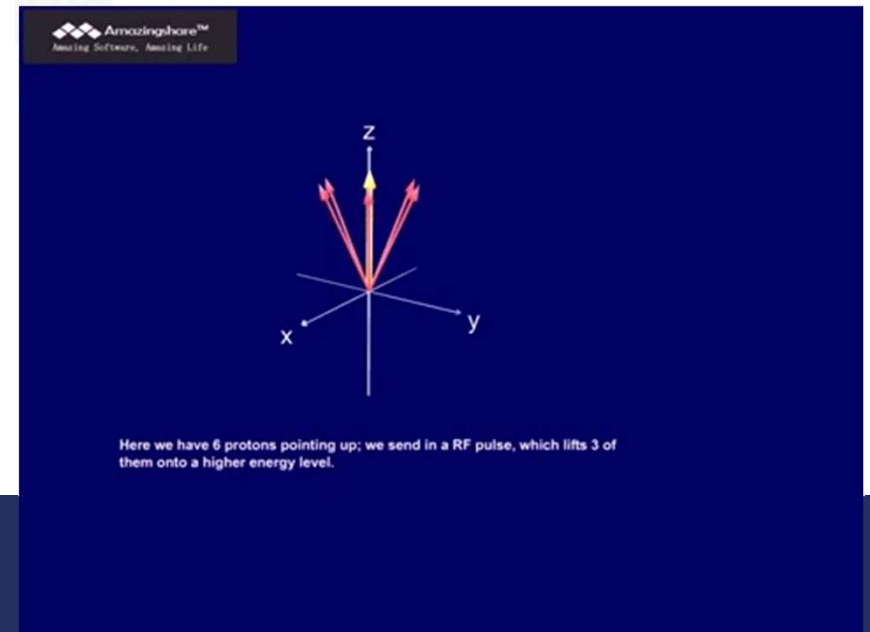
$\alpha = 15 \text{ DEGREES}$

Forgó koordináta-
rendszerből nézve

Az együttes
precesszió
következménye:

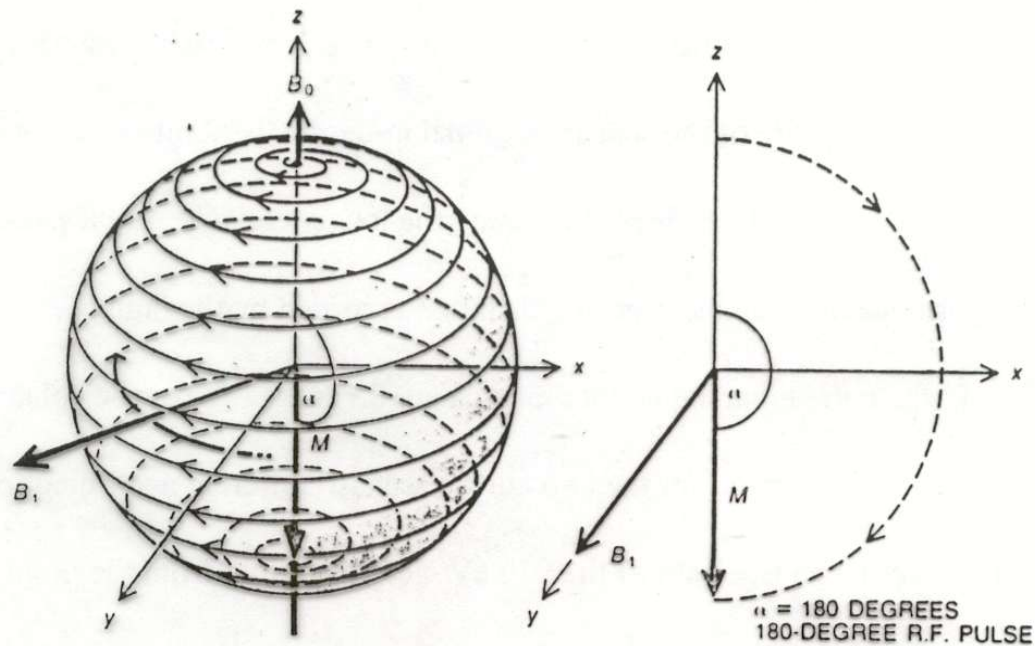
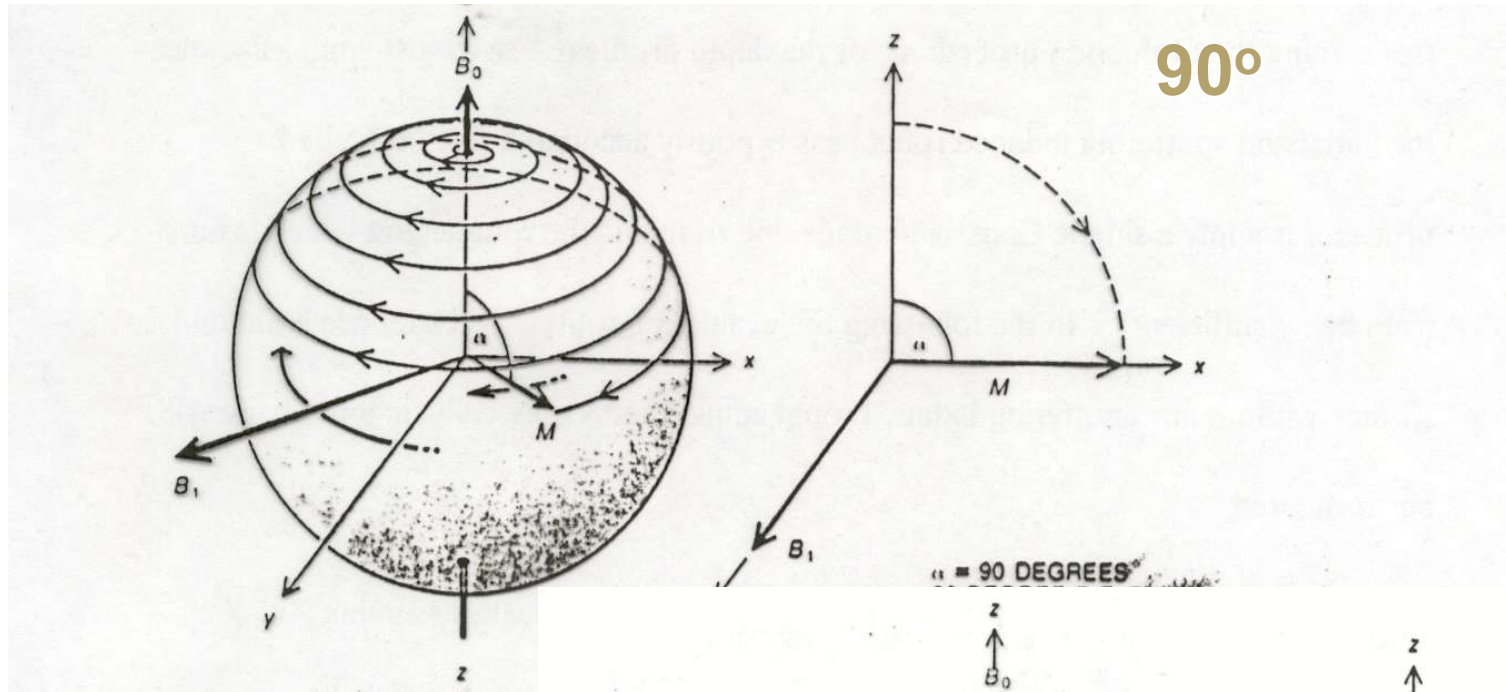
Az X-Y síkban a gerjesztés
alatt

- Növekvő amplitudójú
- Forgó mágneses
momentum

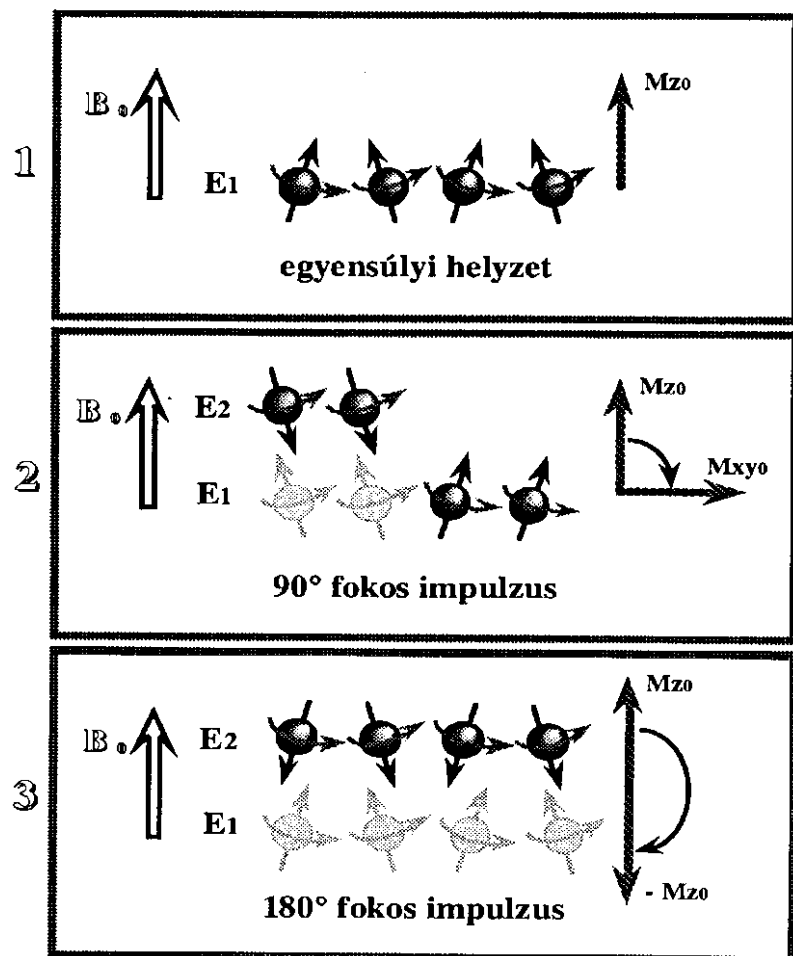


Here we have 6 protons pointing up; we send in a RF pulse, which lifts 3 of them onto a higher energy level.

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 mért jelek jelentik**

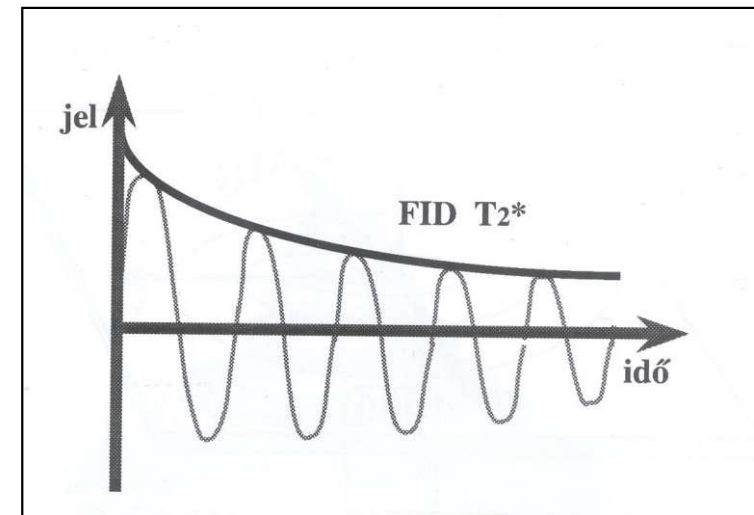
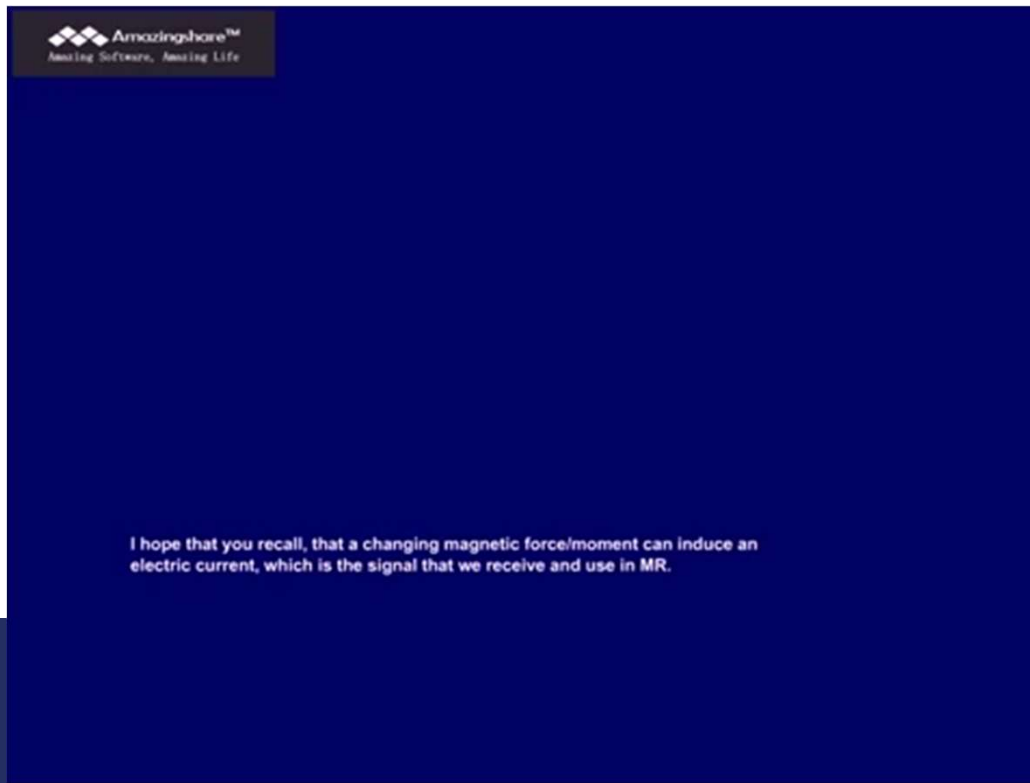
Mz változik: $0 \rightarrow \max$

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 relaxáció ideje: spin-rács relaxáció idő - T1

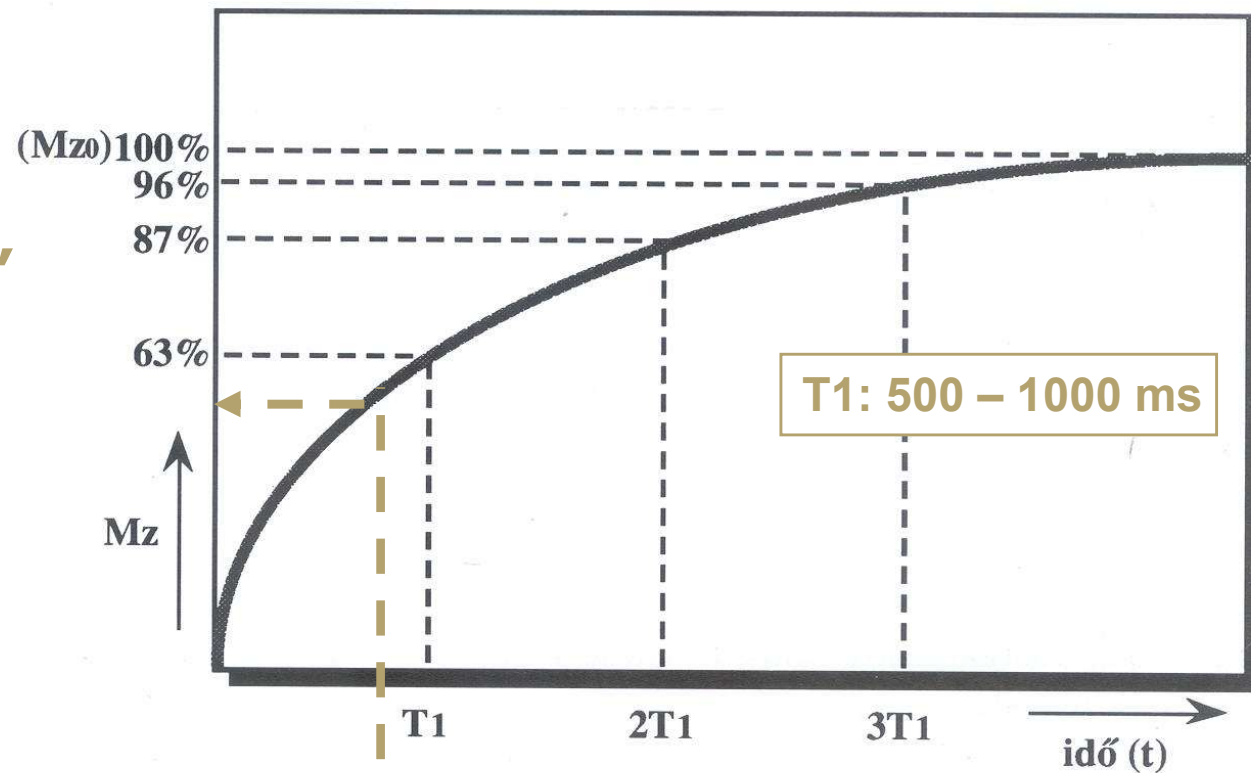
Környező molekulák

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

A ρ proton-sűrűséggel arányos

T1

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



T1 értelmezése

A ρ protonszűrűséggel arányos

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

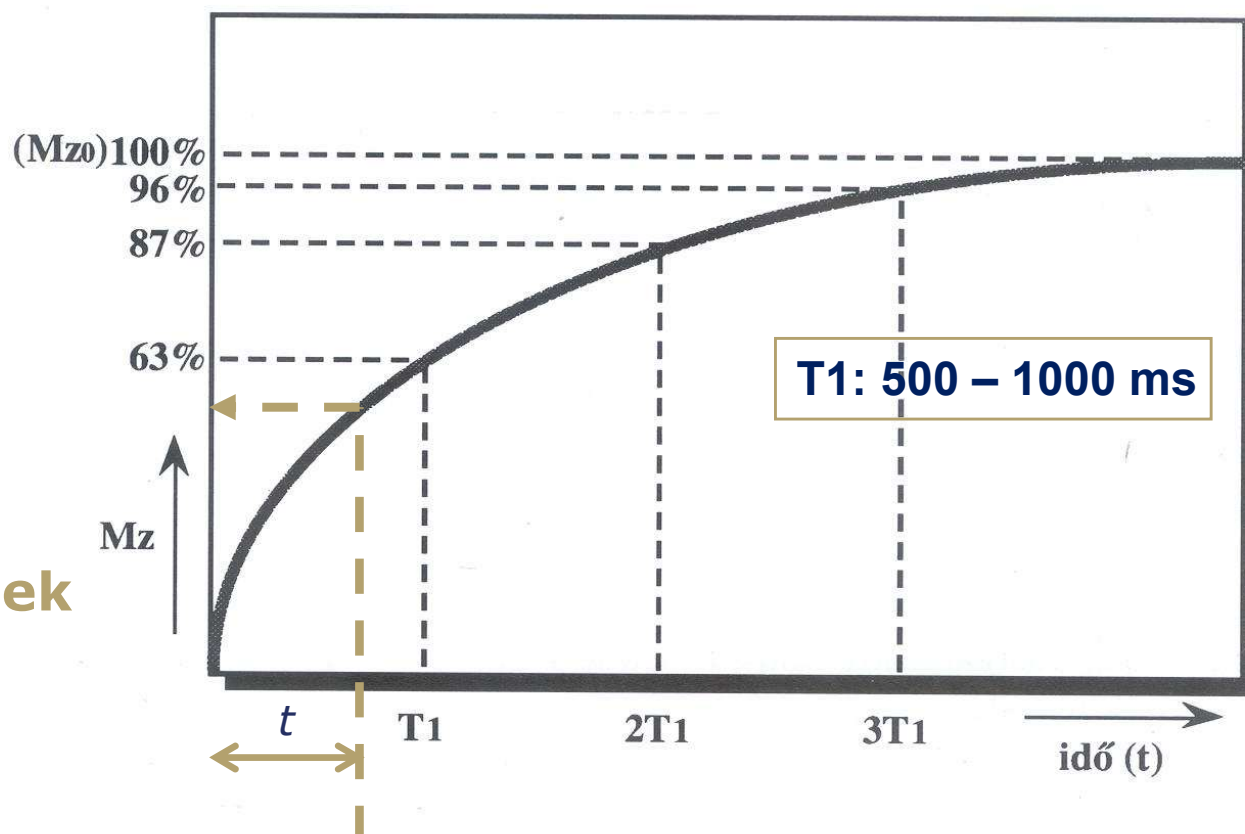
Milyen gyorsan sikerül ütközésekkel leadni a ΔE energiát a környezetnek?

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
rezgései – **fehérjék, lipidek**
T1 kicsi

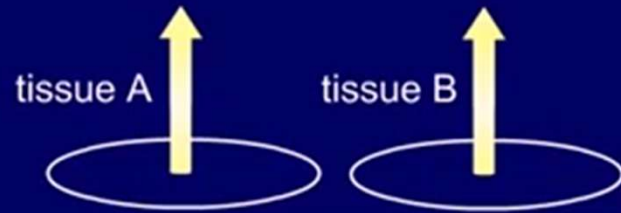


T1 rövid --- $M_z(t)$ nagy --- fényes pixel --- zsírszövet világos

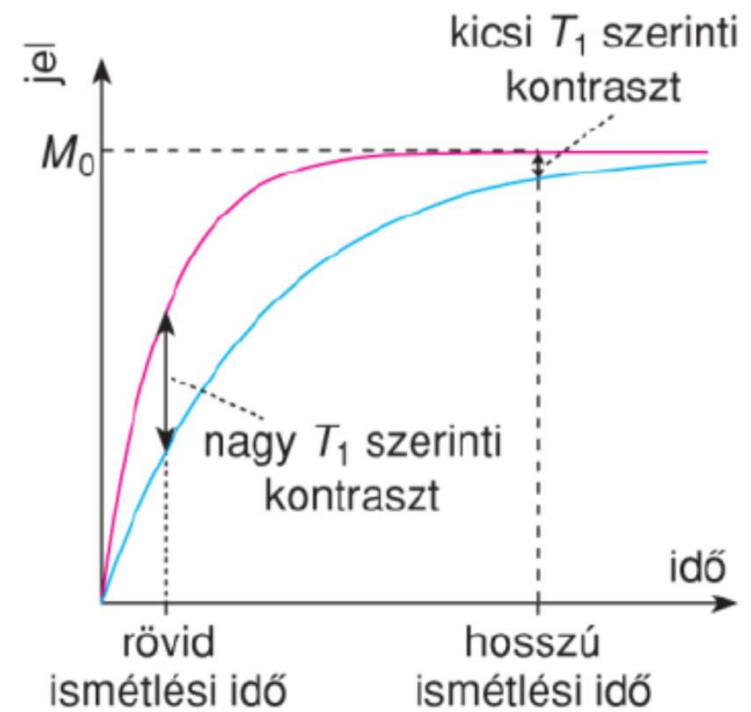


*Különböző emberi szövetek spin-rács relaxációs
idői 100 MHz-nél*

<i>Szövet</i>	<i>T₁ (s)</i>
bőr	0,62 ± 0,02
vállizom	1,02 ± 0,03
nyelőcső	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° RF pulse, switch it off and wait a certain time TR_{long} (we will explain later why we use the term TR).



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

pulse sequence



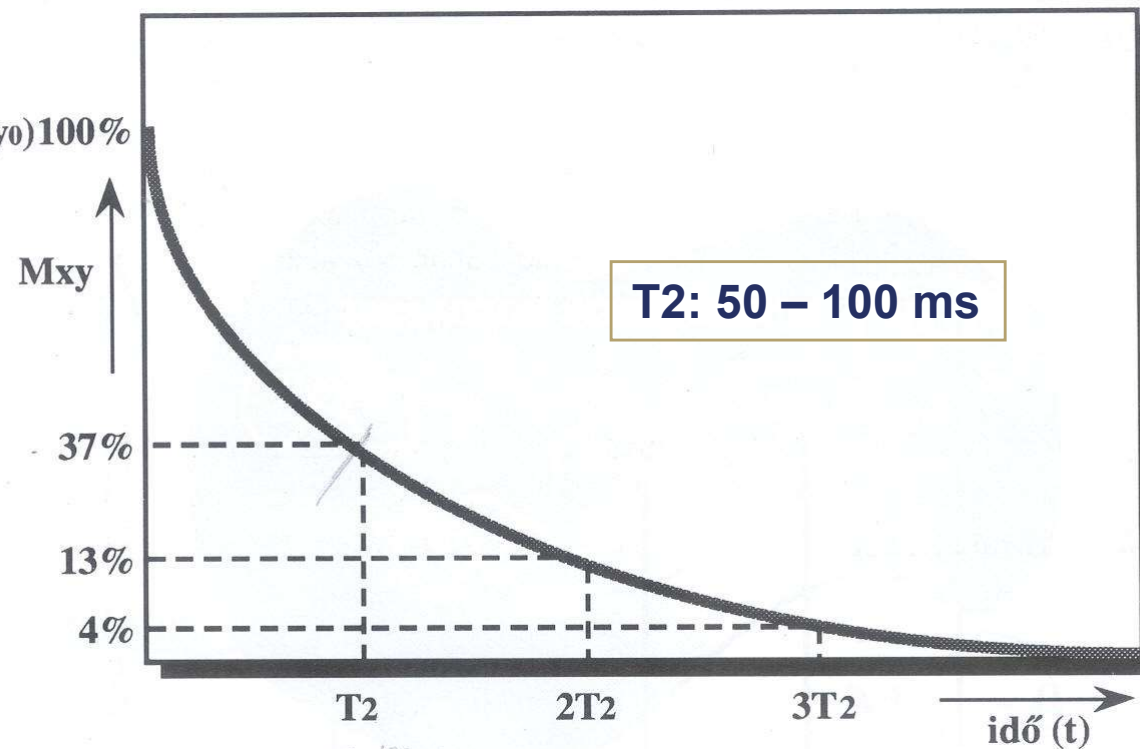
This was repeated after a certain time, which is called TR = time to repeat.

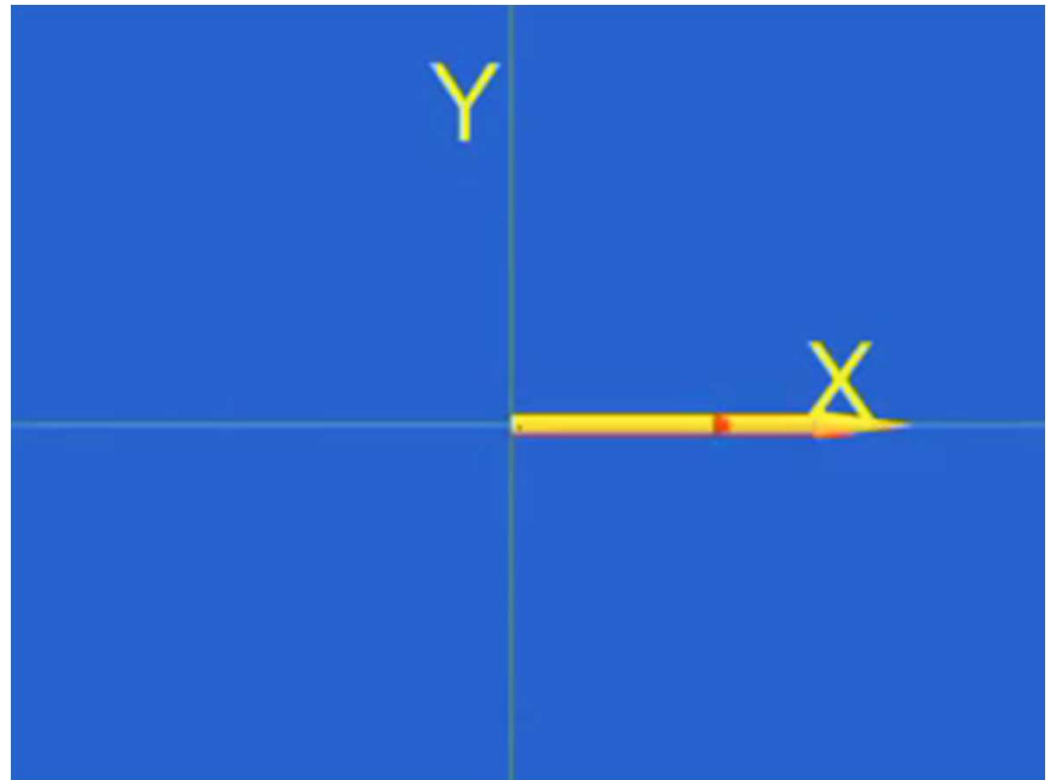
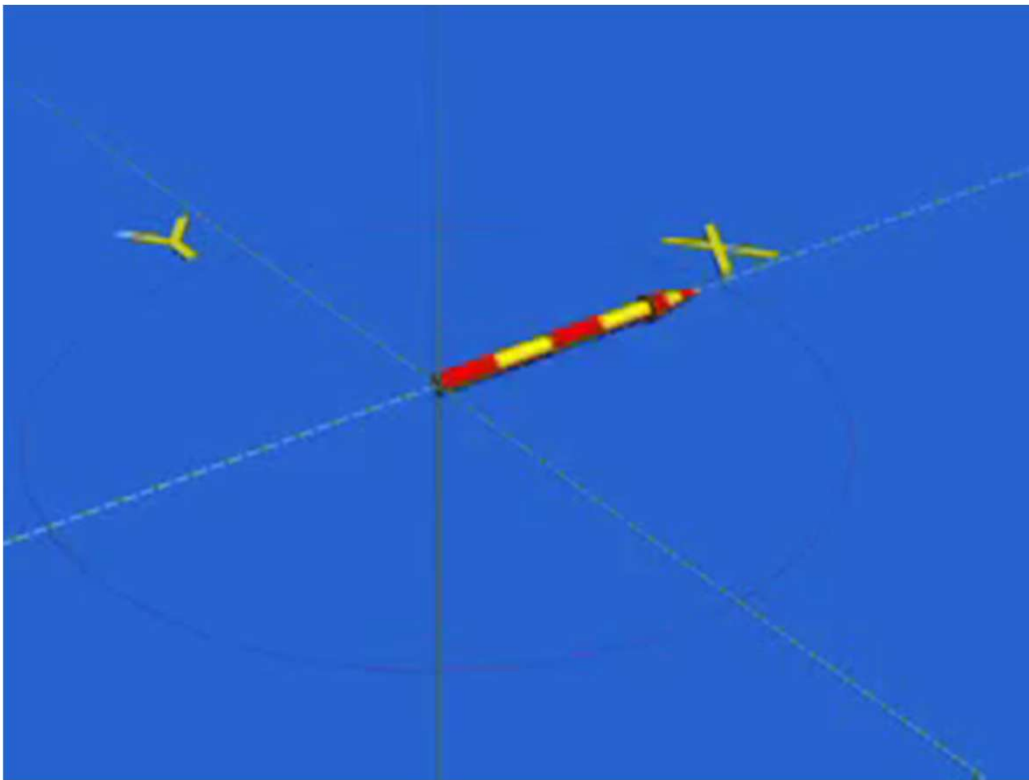
Mxy relaxációs ideje: spin-spin relaxációs idő – T2

A lokális mágneses terek miatt a koordinált precesszió elhangolódik

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

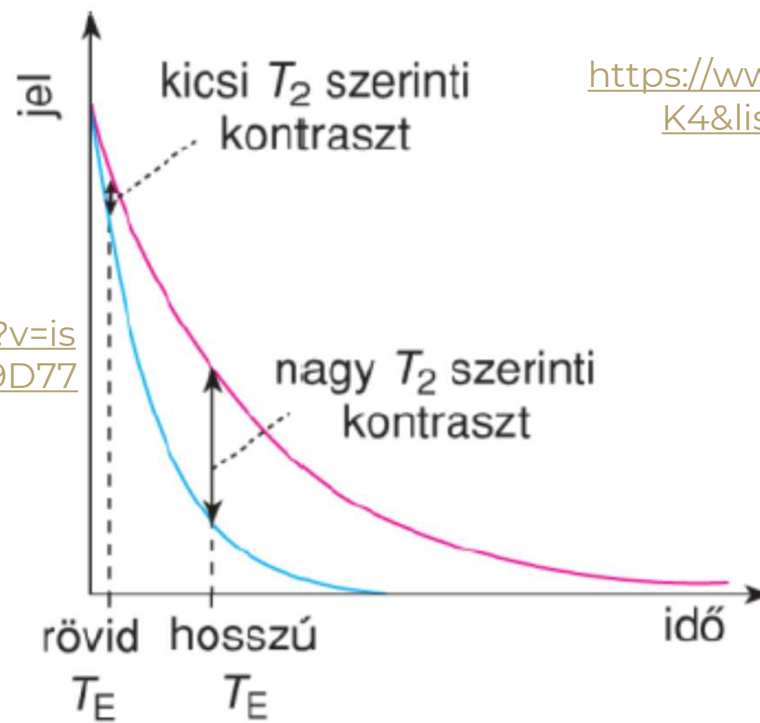
$$M_{XY} = M_{XY,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$





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

https://www.youtube.com/watch?v=_7oZMA0OuK4&list=PL40F1EE0DF59D777A&index=3



T2 értelmezése

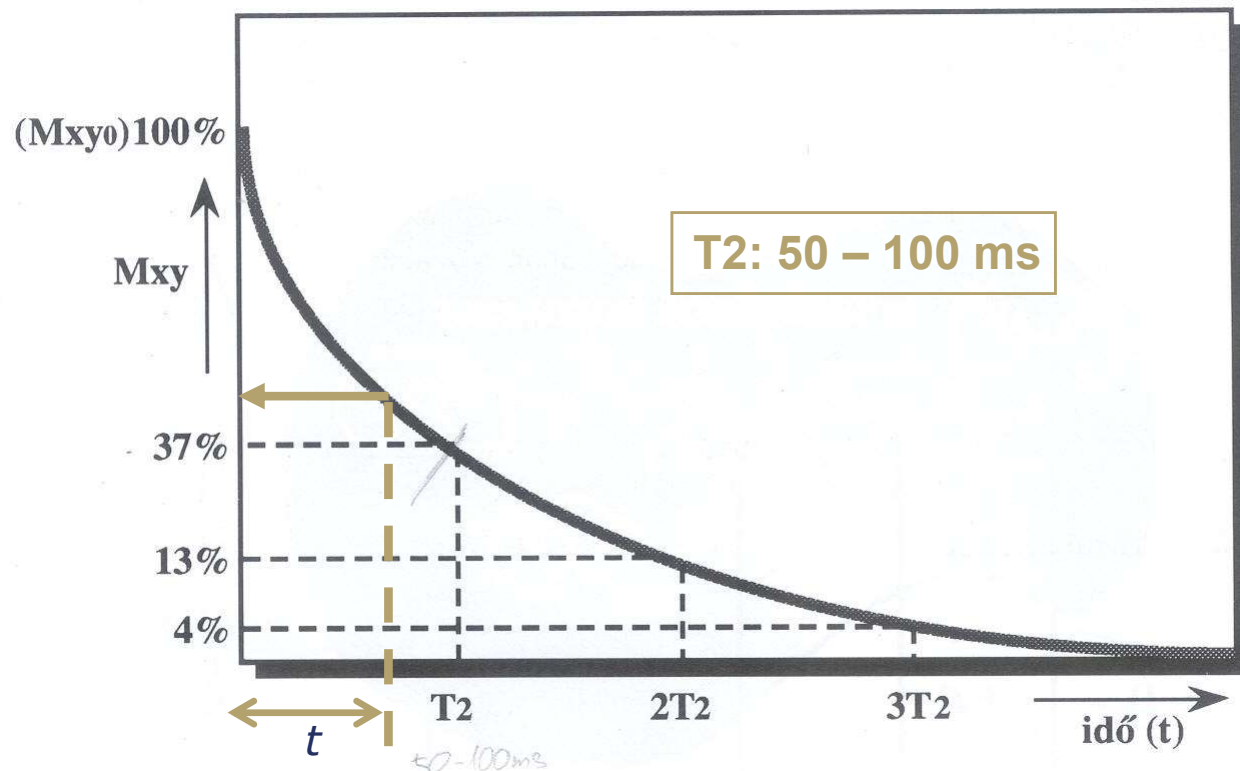
$$M_{XY} = M_{XY,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

T2

Környezet: mágneses inhomogenitás

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

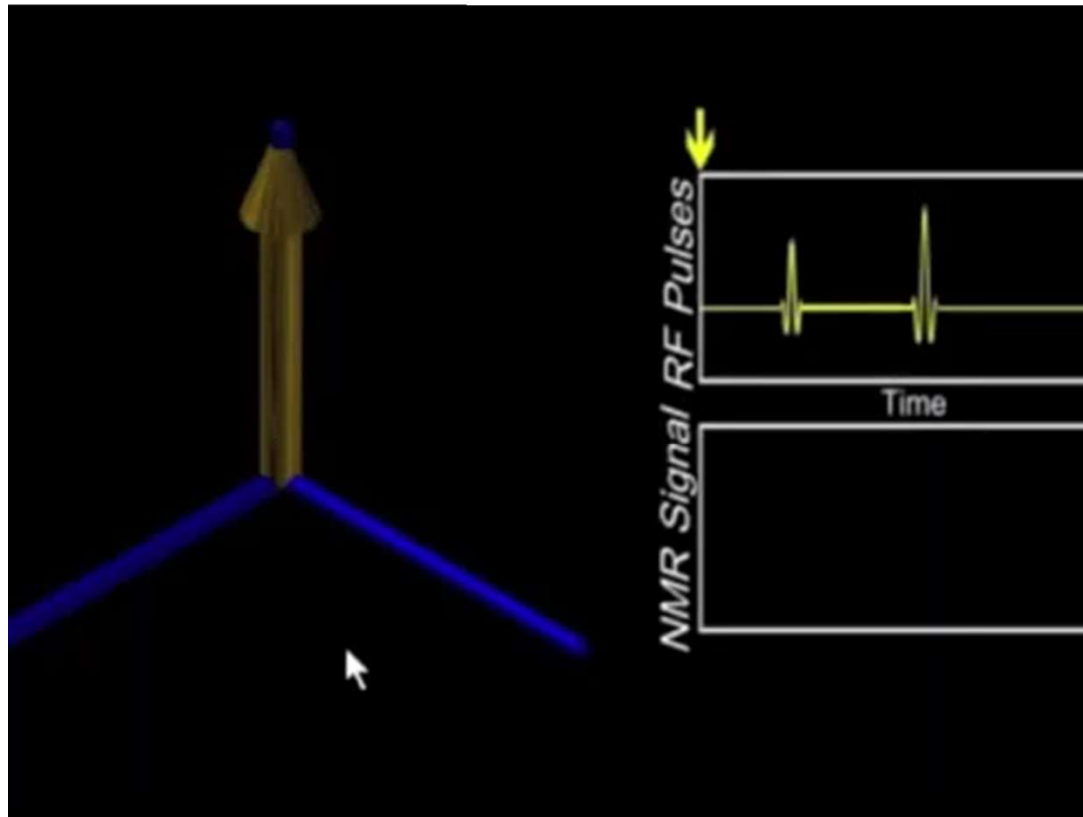
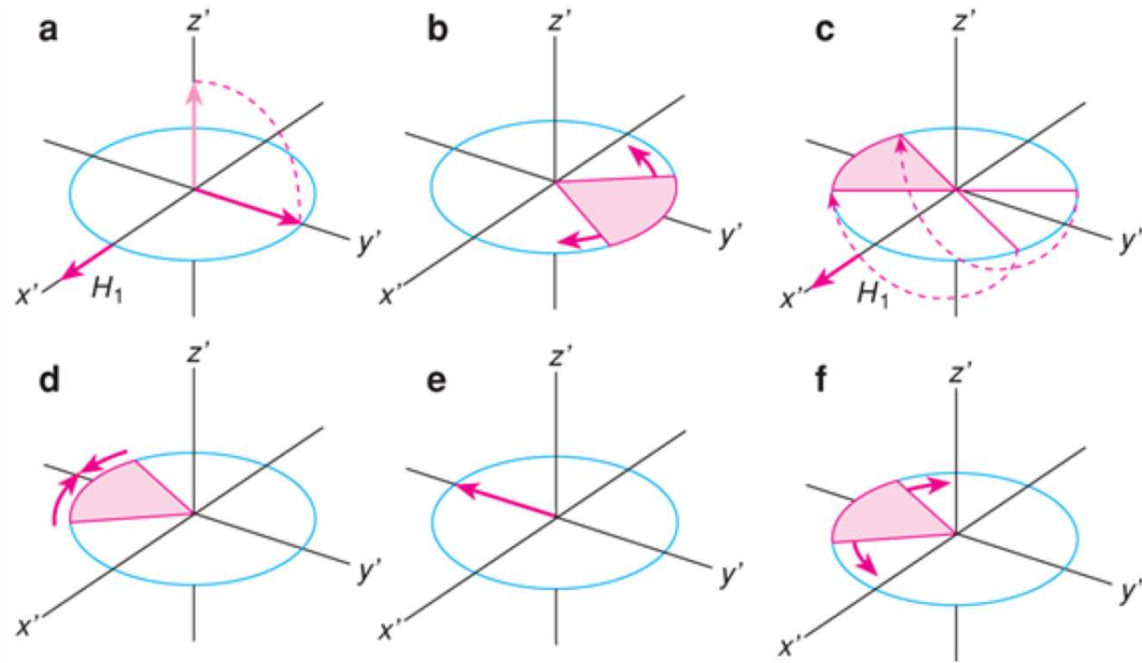
T2 rövid



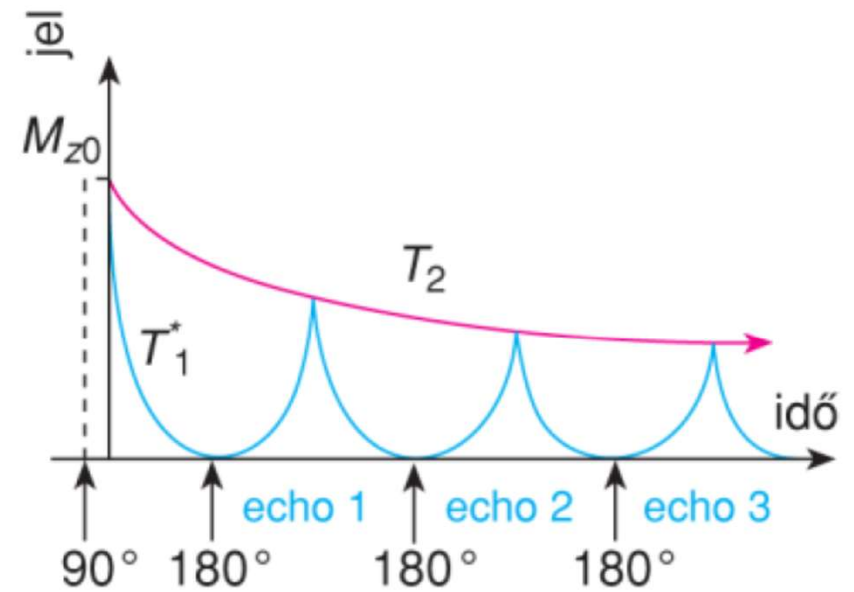
Nagy molekulák -> T2 rövid -> $M_{xy}(t)$ kicsi -> pixel sötét

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

Spin echo elve



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



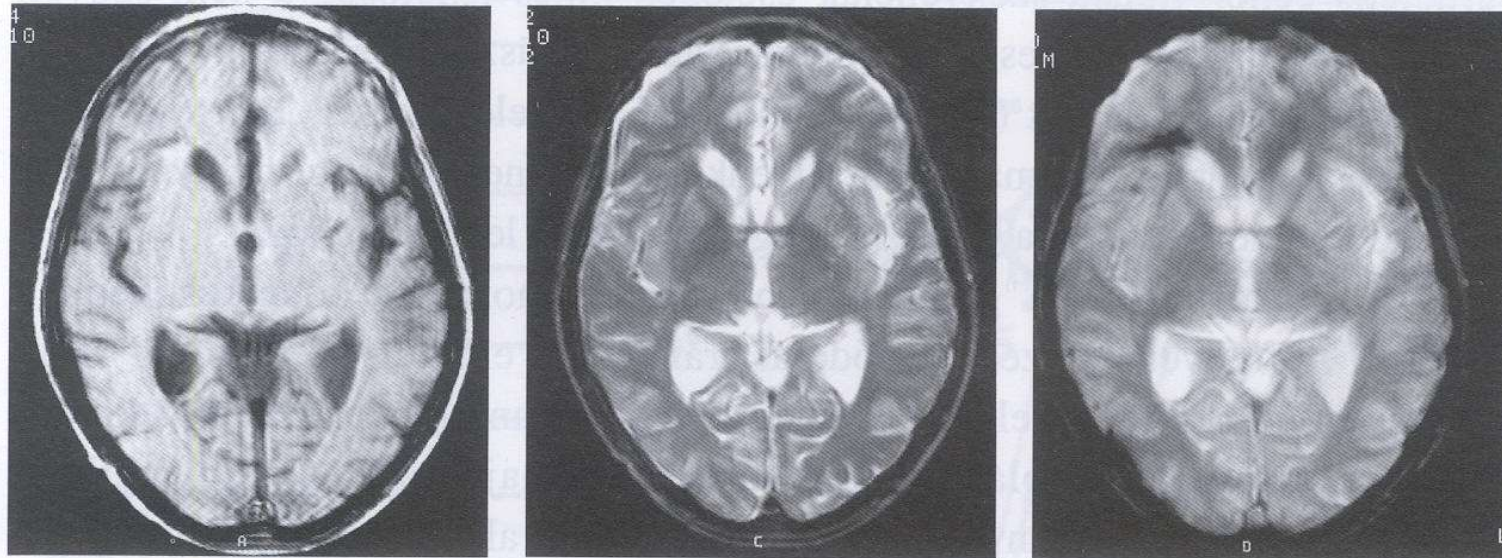
A képalkotásra használt paraméterek : ρ (protonsűrűség), T1 és T2

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

Nagy molekulák (pl. lipidek)

T1 rövid -- pixel világos

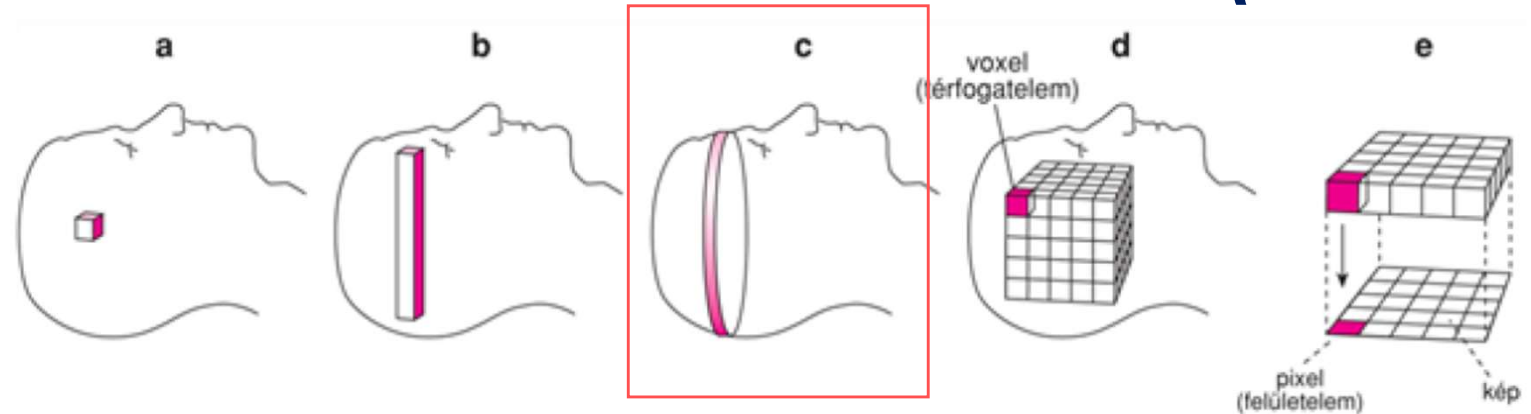
T2 rövid -- pixel sötét



T1 szerinti súlyozás
Világos: fehér állomány

T2 szerinti súlyozás
Világos: szürke állomány

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



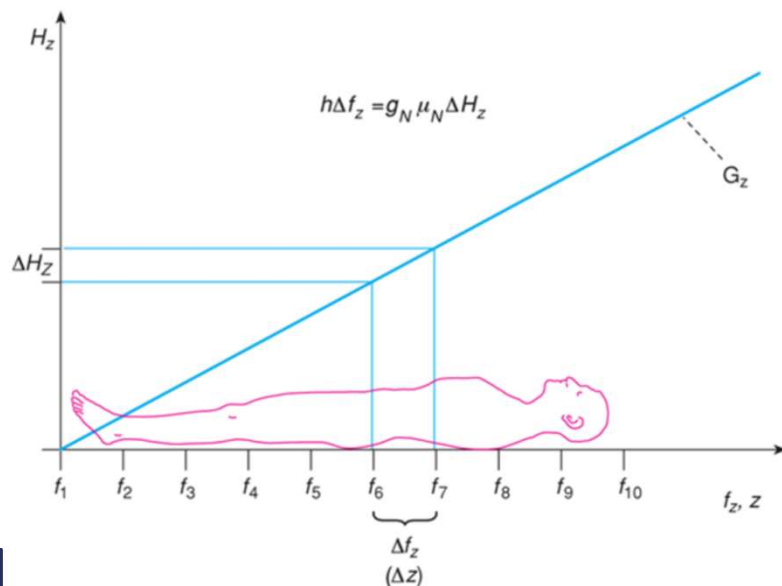
1. A rezonancia állapot gerjesztési frekvenciája kiválaszt egy testszeletet

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

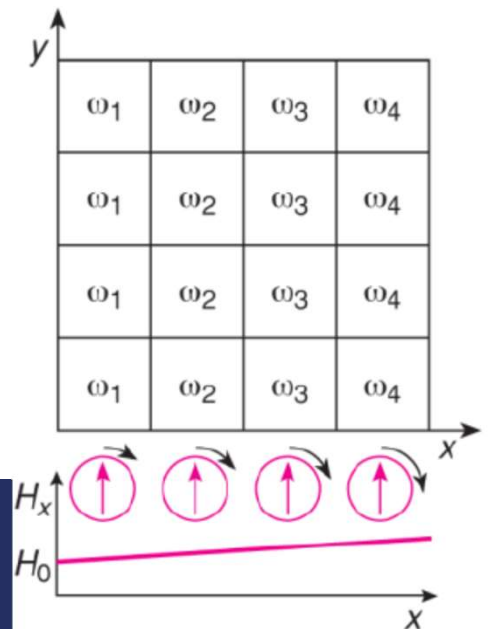


2. Képelemek feloldása az X irányban

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

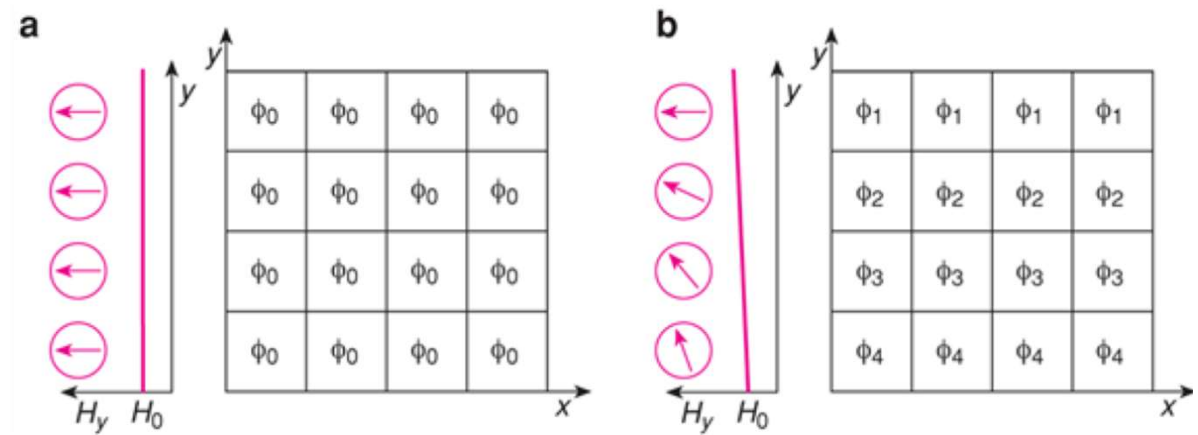


$$hf = 2\mu(B + B(X))$$



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

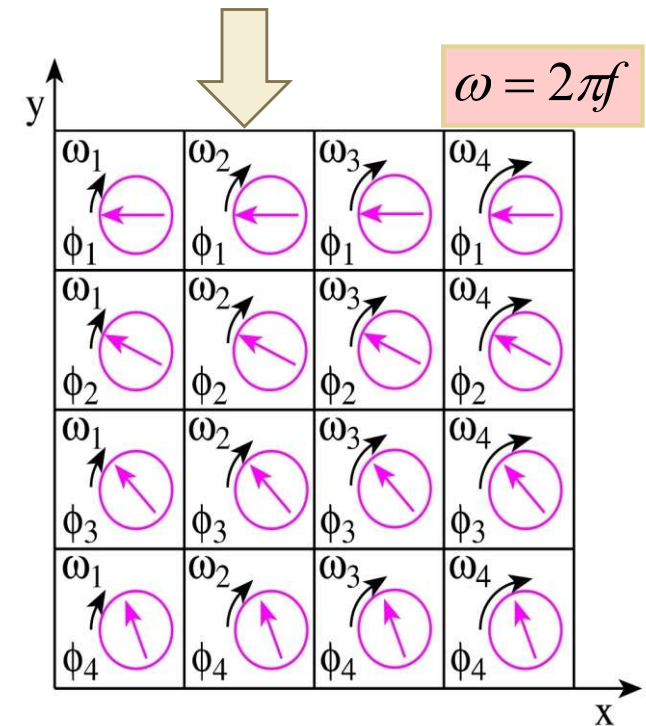
4. A vevőtekerccsel mért jel felbontása

A mért indukált feszültség sok frekvenciájú és fázisú jel szuperpozíciójának eredménye

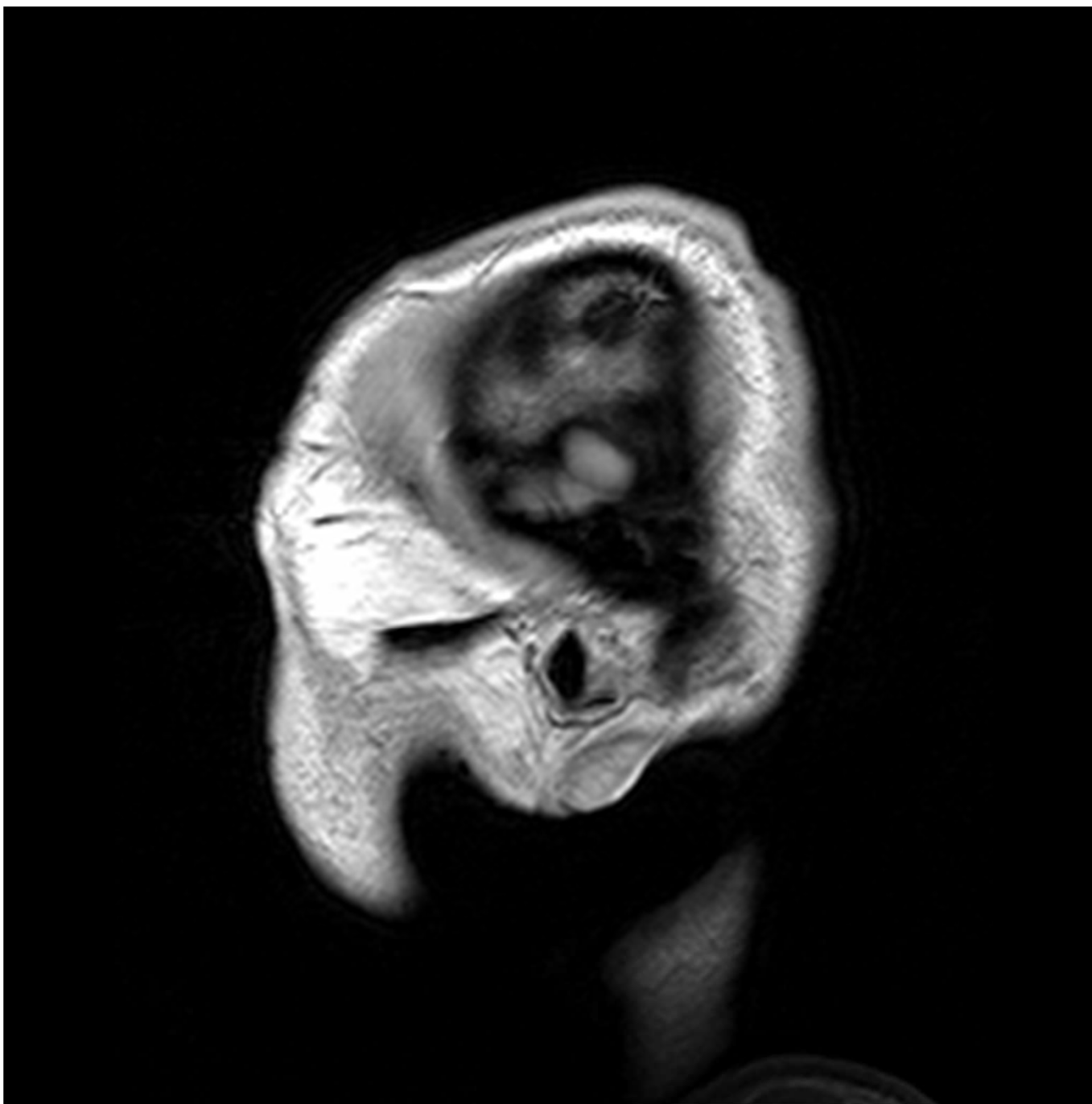
$$\omega = 2\pi f$$

Az egyes f és ϕ 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, 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 idegvégződések
stimulálása**

gerjesztő tér teljesítménye és dB/dt limitek

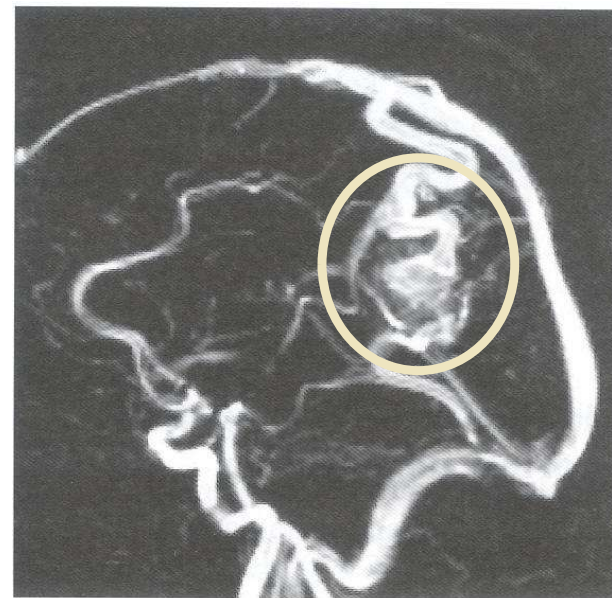
**kontraindikáció: terhesség első trimer
pacemaker
ferromágneses és fém implantok
(pl. szembe került szilánkok)**

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 külső tér megszűnése után elvesztik 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

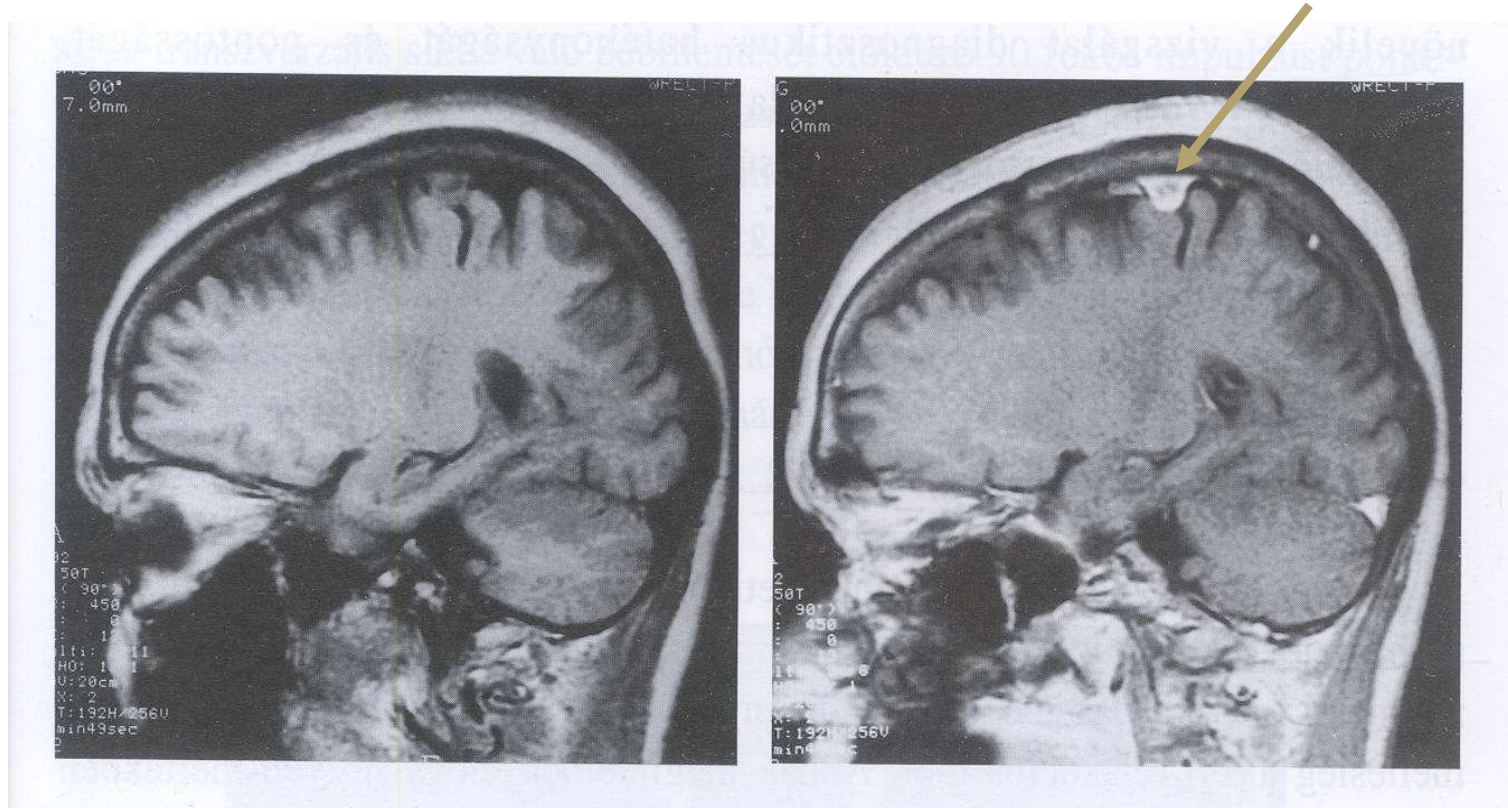
értágulat

Time of flight – hatás

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

2. Kontrasztanyagok alkalmazása: T 1 és T2-kontraszt

T1 súlyozott kép meningeoma diagnosztizálásához
Gadolinium kontraszt kiemeli a daganat helyét: világos képlet



Paramágneses atomok alkalmazása: T 1 rövidül a kóros szövetekben (tér irányába rendeződő momentumok hatására)

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

De:

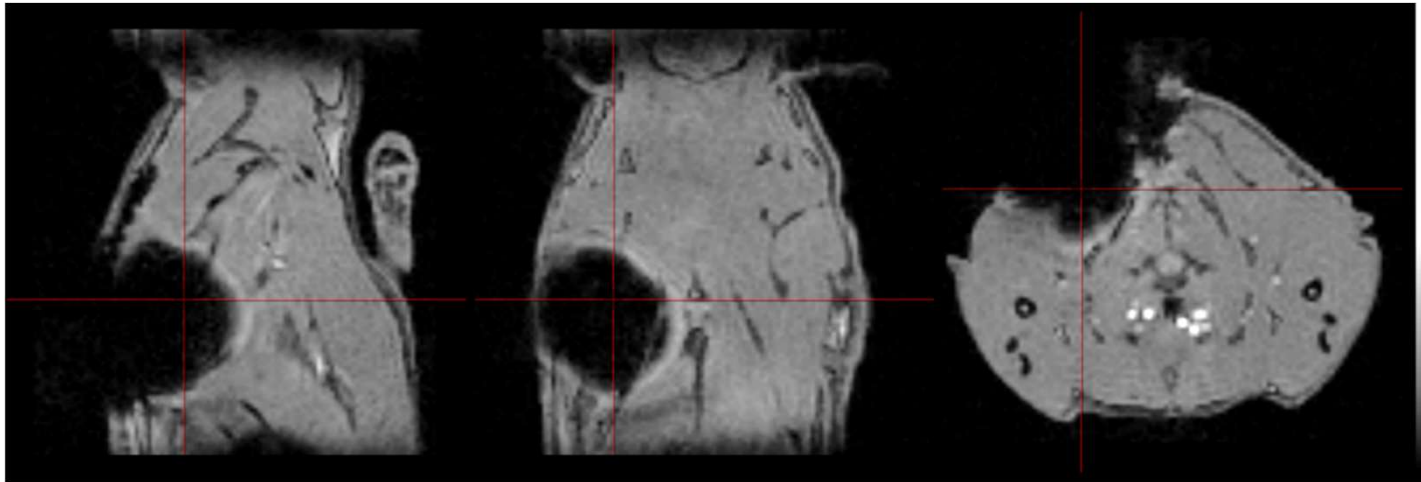
**Gd jelző (T 1)
toxicitása →
veseelégtelenség**

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



Veres et al, Nanomaterials, 2022

Víz: természetes kontrasztanyag

3. Funkcionális MRI- fMRI – Peter Mansfield

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**

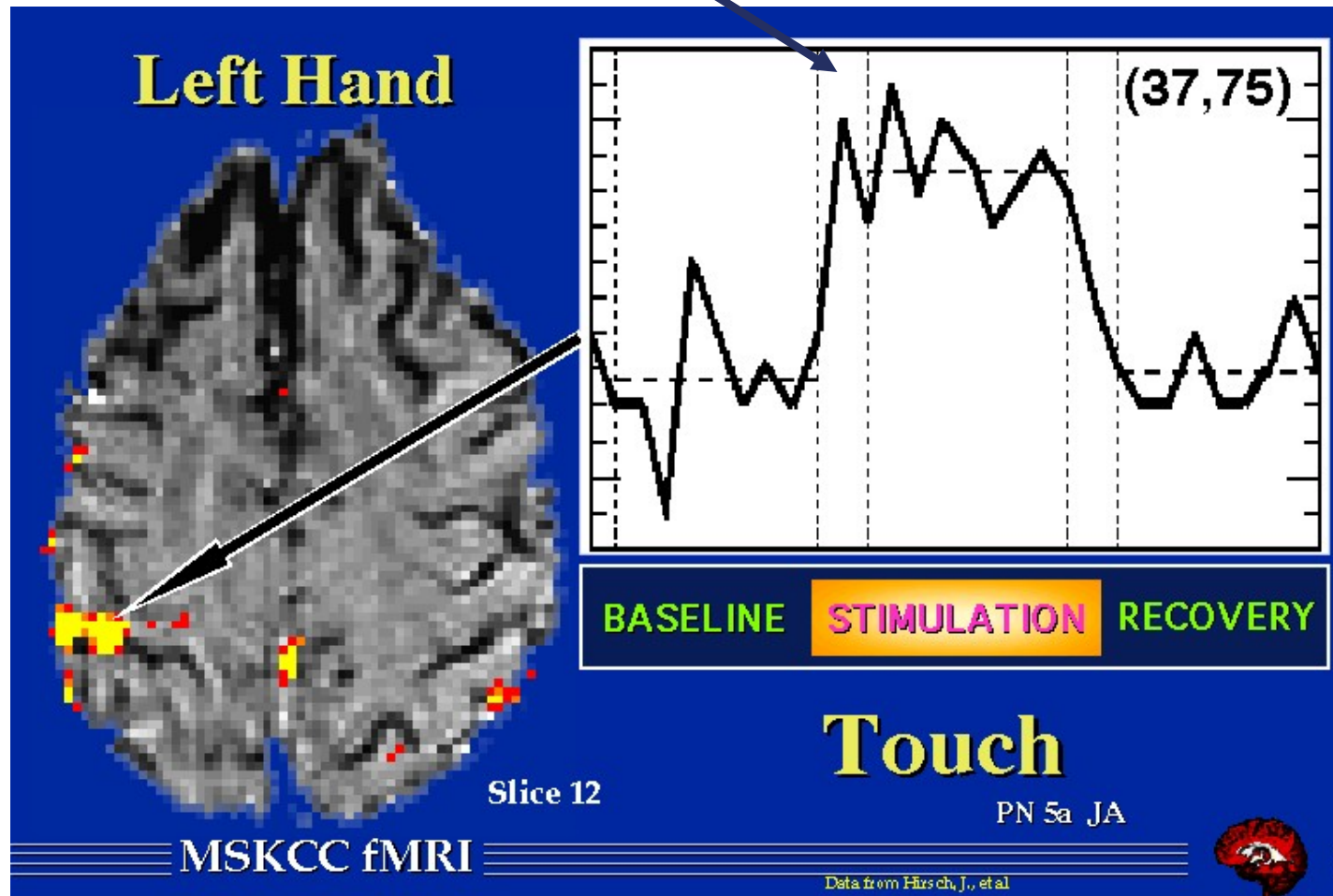
Alkalmazása agyi funkciók vizsgálatában:

visual cortex, motor cortex, beszéd

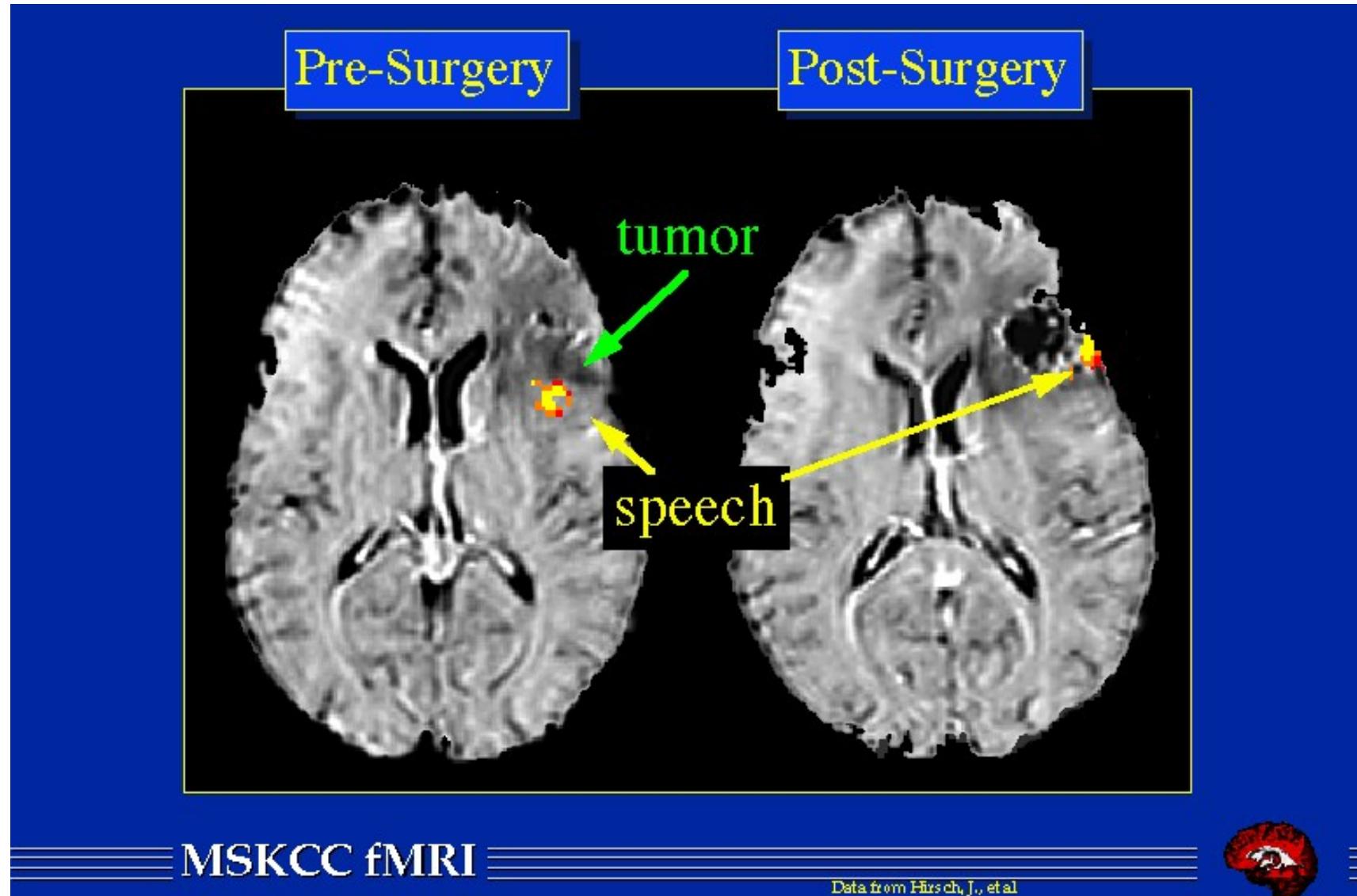
Neuron aktivitás↑ véráramlás↑ oxyHb↑ T2 ↑ jelintenzitás ↑

Hemodinamikai válaszfüggvények – rövid mérési idő: 1-2 perc

alacsony felbontás, gyors szkennelés 1/ 2-3 sec



fMRI – sebészeti területek és funkcionálisan fontos tartományok elkülönítése

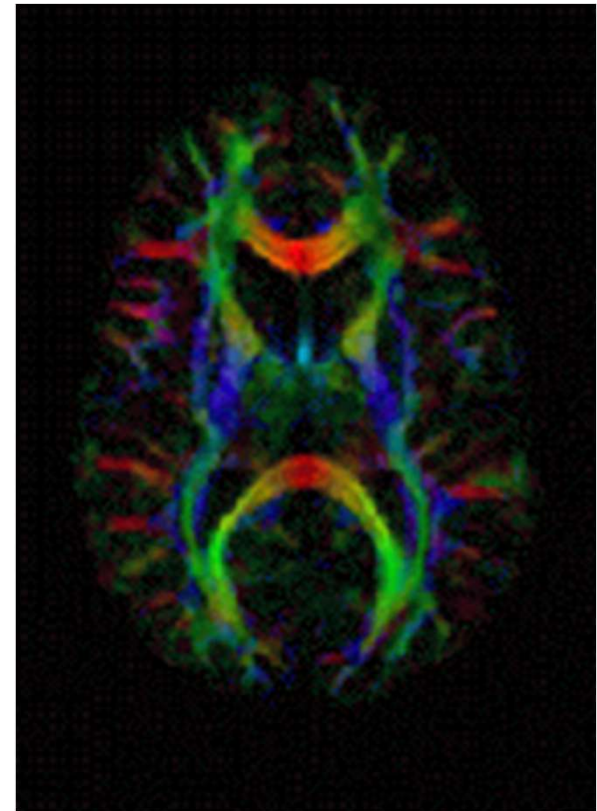
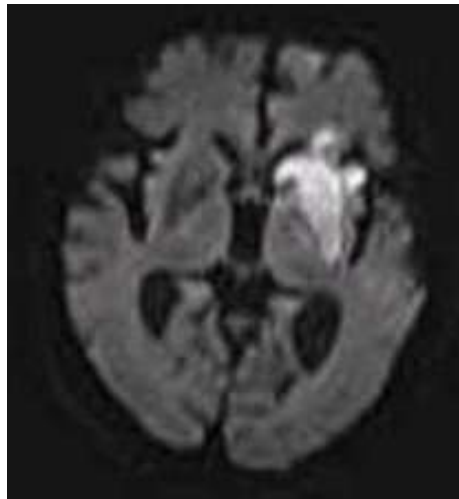


4. *DWI – diffúzió-súlyozott MRI*

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

<https://radiopaedia.org/articles/diffusion-weighted-imaging-2>

wikipedia



Köszönöm a figyelmet!

**Külön köszönet az alábbi
személyeknek:
Prof Fidy Judit
Dr Juriga Dávid**