
Az MR(I) módszer elve

***Dr.Fidy Judit
2012 március 7***

Az MR(I) módszer

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

(Nuclear) Magnetic Resonance Imaging
mag (atommag) mágneses rezonancia – alapu
képalkotó módszer

Non-invasive diagnosztika

Történelem - terminológia

* ***NMR***-spektroszkópia Bloch, Purcell, 1946

* MRI: első élő felvétel 1973

első rétegvizsgálat 1977

első emberi agyvizsgálat 1980

EPR Electron Paramagnetic Resonance

elektron – spektroszkópai módszer

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

I. A Mag Mágneses Rezonancia jelensége

1. Az atommagok alkotói:

protonok és neutronok
P N

Kvantumos viselkedés

Rendelkezik saját impulzusmomentummal: *spin*nel

$$S_N = S_P = 1/2$$

mint az elektron!

kvantumszám azonos

A proton töltése miatt pályamomentummal is rendelkezik

2. A kvantumos viselkedésű részecskék impulzusmomentuma

Pályamomentum vektor \vec{L} és mellékkvantumszám

Nagysága kvantált:

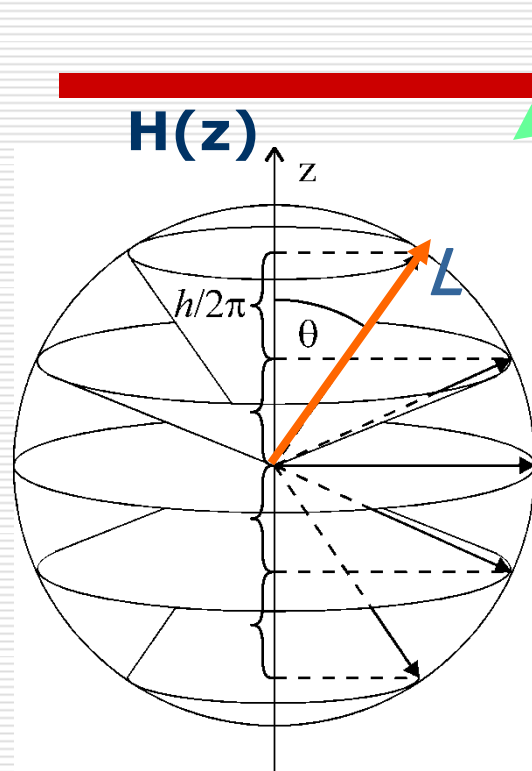
Planck állandó

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

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

$\sim l$

L iránya is kvantált: "iránykvantálás"



Egy kitűntetett irány –
pl. $H(z)$ mágn. térhez viszonyítva
csak meghatározott irányok

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

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

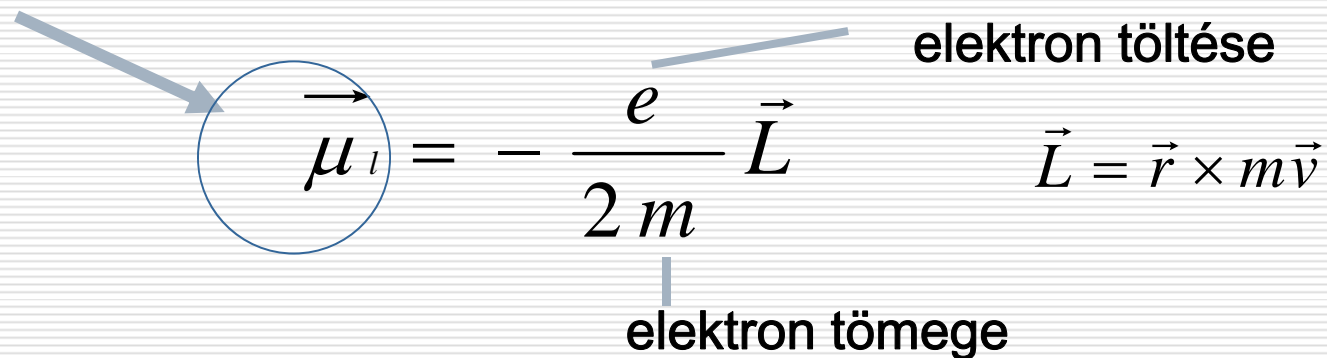
Pl. $l = 2$ —→ 5-féle irány
 L_x és L_y nem meghatározott

Mágneses kvantumszám
2l + 1 -féle

3. Az elektromosan töltött részecskék impulzusmomentumához mágneses momentum tartozik

Pl. az atomban kötött elektron pálya-impulzusmomentuma

Klasszikus leírásban (köráram) az impulzus-momentum és a mágneses momentum vektorok kapcsolata:


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

elektron töltése

elektron tömege

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

Iránya párhuzamos az impulzusmomentummal,
iránykvantálás

az elektron pálya-impulzusmomentumhoz tartozó mágneses momentum *nagysága*

$\vec{\mu}_L$ nagysága kvantált

$$\left| \vec{\mu}_l \right| = \frac{e}{2m} \left| \vec{L} \right| = \frac{eh}{4\pi m_e} l$$

Bohr magneton

$$\left| \vec{L} \right| = \frac{h}{2\pi} l$$

emlékeztető

$$\mu_B = \frac{eh}{4\pi m_e}$$

$$\left| \vec{\mu}_L \right| = \mu_B * l$$

4. Az elektron saját impulzusmomentumához is tartozik mágneses momentum – saját mágneses momentum $\vec{\mu}_s$

$$|\vec{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\vec{S}| = \frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)} \cong \frac{eh}{4\pi m}$$

$$\approx s = \frac{1}{2}$$

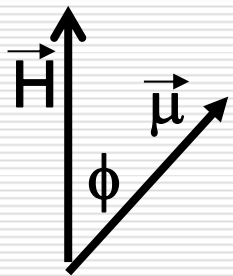
A spinmomentum "hatékonyabban" eredményez mágneses momentumot, mint a pályamomentum

$$|\vec{\mu}_s| = \frac{eh}{4\pi m_e} = \mu_B$$

Az elektron saját mágneses momentumának nagysága = **Bohr magneton**

5. Mágneses dipólus energiája mágneses térben

Klasszikus viselkedésű mágneses momentum



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

A momentum vektor térirányu vetülete

Az energia mágneses tér nélkül

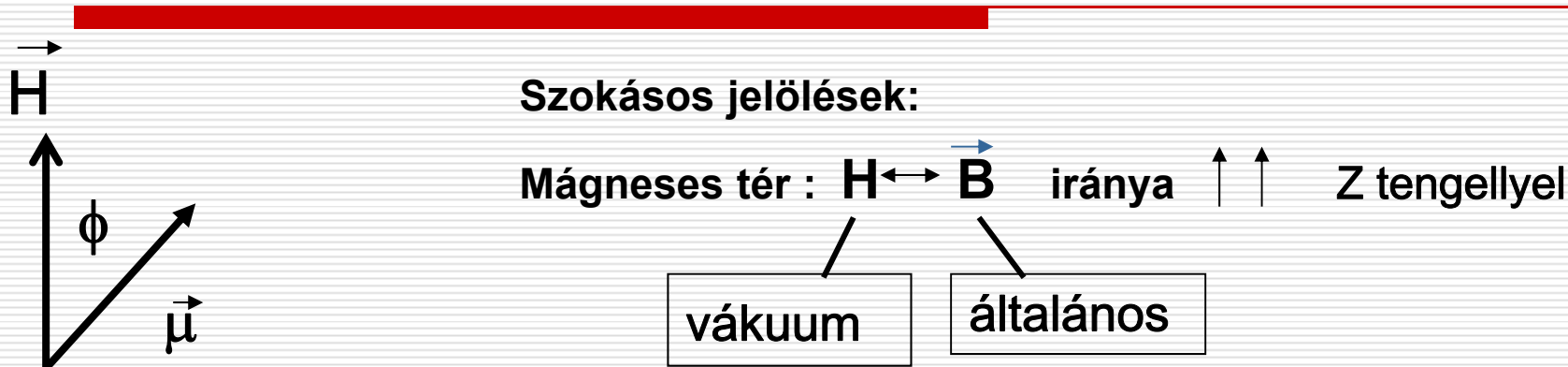
E csökken, ha $\phi \rightarrow 0$

A mágneses dipólusok orientálódnak mágneses térben

Klasszikus szemlélet: Parallel orientáció

Kvantumos viselkedésű mágneses momentum

Az elektron saját mágneses momentuma

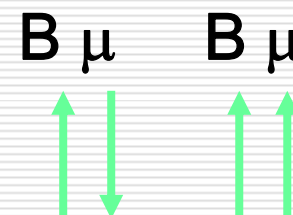


Iránykvantálás: $(2s+1)$ -féle beállítás $s=1/2$

→ **2-féle orientáció**

$$\mu_Z = m_S \frac{h}{2\pi} = m_S \bar{h}$$

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



Parallel és anti-parallel orientációk

6. A nukleonok saját mágneses momentuma

(Protonok: töltés \longrightarrow pályamozgásból származó momentum is)



Irányítottságuk ellentétes, és $\mu_N < \mu_P$

$$|\vec{\mu}_e| = 2 * s * \mu_B = \mu_B$$

$$|\vec{\mu}_N| = 2 * s * (1.91) * \mu_g$$

$$|\vec{\mu}_P| = 2 * s * (2.79) * \mu_g$$

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

**Giromágneses
konstans**

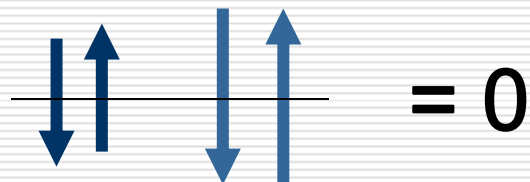
$$m_p \sim 1840 m_e !!$$

$$\mu_g \ll \mu_B$$

A nukleonok mágneses momentuma jóval kisebb, mint az elektroné

7. Az atommagok saját mágneses momentuma

több nukleon, párosával energiaszinteken,
ellentétes spinnel



A páros számú nukleonok ellentétes
momentumai közömbösítik egymást

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

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

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

8. Jelentős mágneses momentummal bíró atommagok?

*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

A proton momentuma kiemelkedően nagy

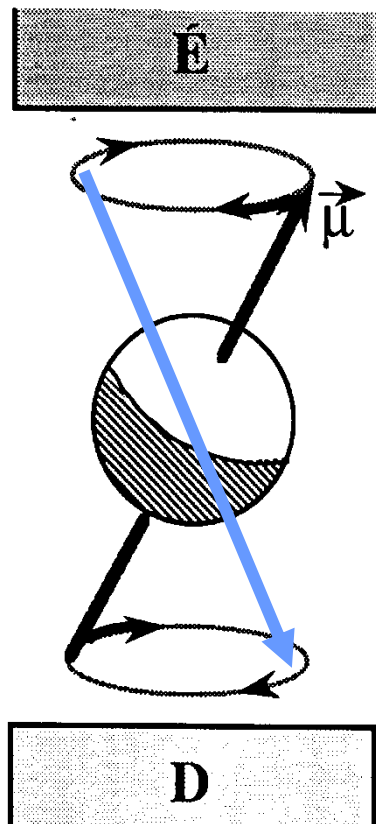
Mag	I h -ban	μ μ_g -ben	Mag	I h -ban	μ μ_g -ben
n	1/2	-1,91	$^{12}_6C$	0	0
p	1/2	+2,79	$^{13}_6C$	1/2	+0,7
2_1H	1	-0,86	$^{14}_7N$	1	+0,4
3_1H	1/2	+3	$^{15}_7N$	1/2	-0,28
3_2He	1/2	-2,1	$^{16}_8O$	0	0
4_2He	0	0	$^{17}_8O$	5/2	-1,9
6_3Li	1	+0,8	$^{36}_{17}Cl$	2	+1,3
7_3Li	3/2	-3,2	$^{115}_{49}In$	9/2	+5,5
9_4Be	3/2	-1,2	$^{208}_{82}Pb$	0	0
$^{10}_5B$	3	-1,8	$^{209}_{83}Bi$	9/2	+4

$$\hbar = h/2\pi$$

9. Proton- momentumok mágneses térben

Iránykvantálás \longleftrightarrow az orientáció **precessziós** mozgást jelent

Mint az elektron!



“parallel”
orientáció

energetikailag kedvezőbb
 E_1 állapot

$$E_1 < E_2$$

“antiparallel”
orientáció

E_2 állapot

Zeeman effektus – Zeeman felhasadás

az iránykvantálás **energiafelhasadást** jelent
kétféle orientáció \longleftrightarrow kétféle energiaállapot

$$\Delta E = E_2 - E_1 = (E_o - E_{mágn.2}) - (E_o - E_{mágn.1}) = \\ = \mu_z B \cos \phi + \mu_z B \cos \phi \approx 2 \mu_z B$$

$$\Delta E \sim 2 \mu_z B$$

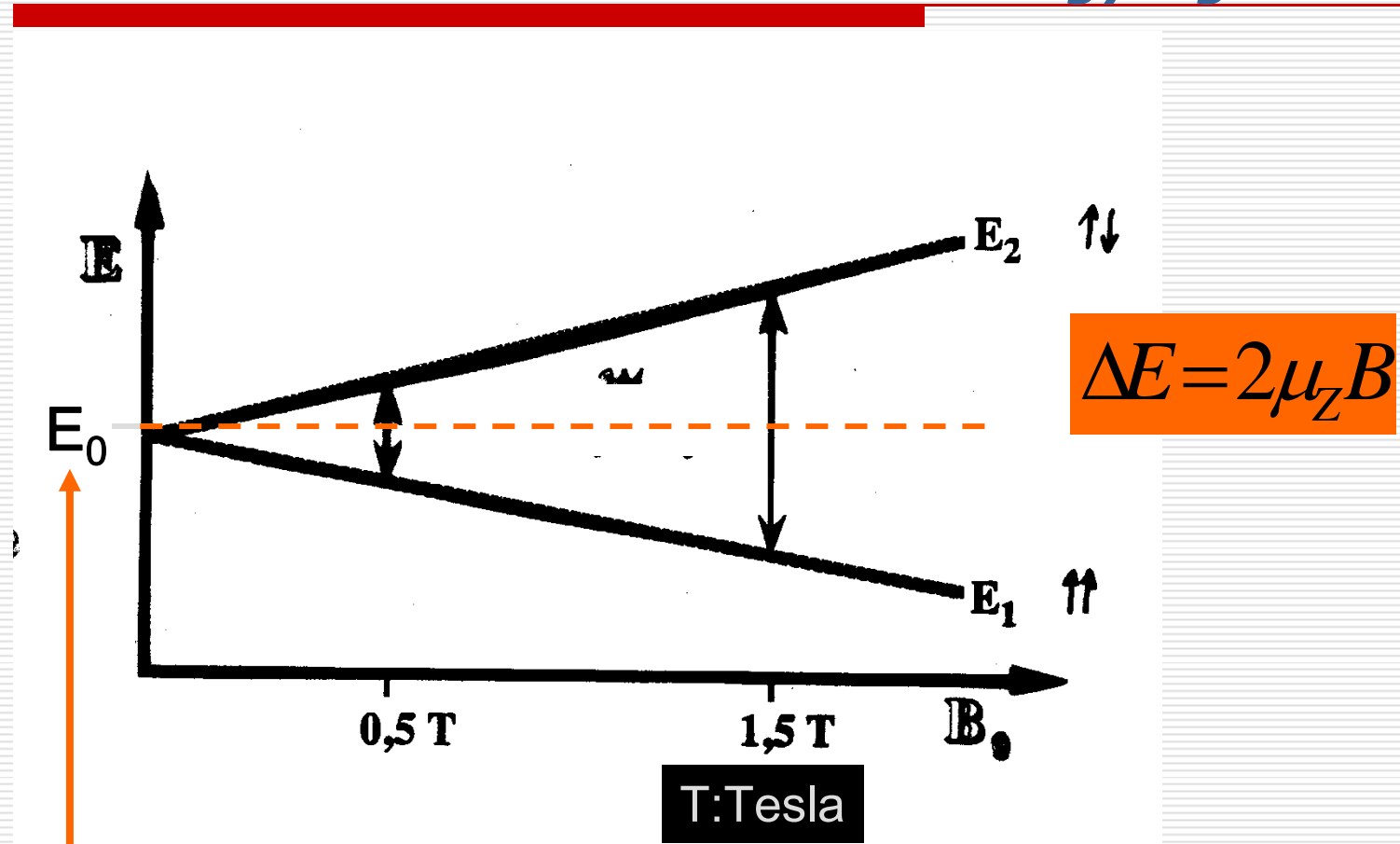
$\phi \sim 0 \rightarrow \cos \phi \sim 1$
 Φ a precesszió szöge

Az
antiparallel orientáció
energiája nagyobb

Zeeman effektus – Zeeman felhasadás

$$\Delta E \sim 2\mu_z B$$

Az energiakülönbség lineárisan nő a mágneses tér nagyságával



mágneses tér nélkül:
 E_0 energia

1 Tesla = 10 000 Gauss

A precesszió frekvenciáját a Zeeman felhasadás nagysága határozza meg.

$$\Delta E = 2\mu B = \underline{hf}$$

Proton-momentum

precesszió frekvenciája
Larmor frekvencia

Milyen frekvenciával gerjeszthető az $E1 \rightarrow E2$ átmenet ?

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

- A két frekvencia azonos!
- Lineárisan változik B-vel

9. 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
- mindkét orientációban precesszálnak $f = \frac{1}{h} 2\mu_B$ frekvenciával
- a két orientáció energiakülönbsége lineárisan nő B -vel

10. A proton- momentumok orientációja mágneses térben megoszlik a két nível között

Boltzmann eloszlás

E1 nível kisebb energiájú :

N1 számú proton parallel orientációval

N2 számú antiparallel orientációval

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

**A mágneses momentumok csaknem
teljesen közömbösítik egymást**

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

Proton, B=0.5T

$\Delta E \cong 10^{-7}$ eV

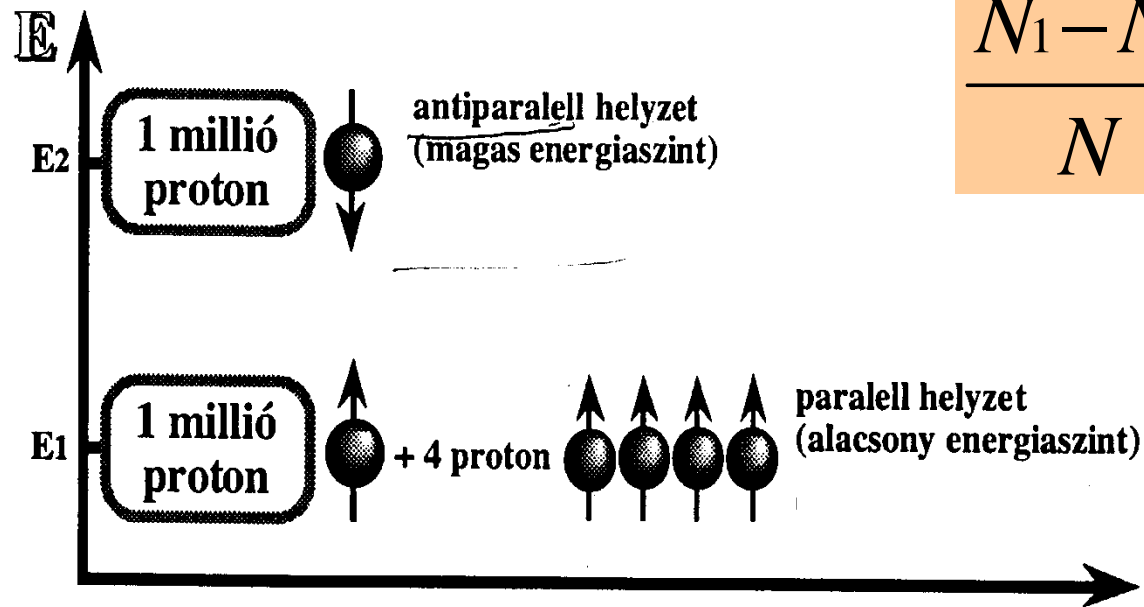
Nagyon kicsi!

kT (310K) = (0.027 eV)



$$N_2 \sim N_1$$

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



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

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

Jelölés: sok proton
eredő momentuma M

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

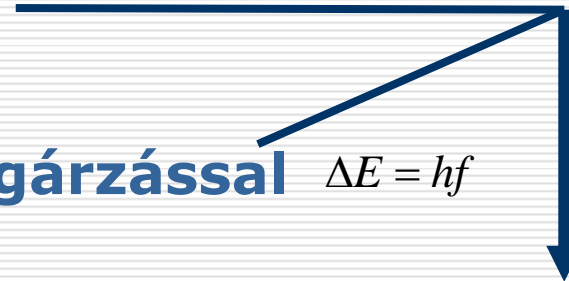
11. A mag-mágneses rezonancia jelensége

-maghoz rendelt mágneses momentumot

-mágneses tér jelenlétében

-„rezonanciába” hozzuk

-külső elektromágneses sugárzással $\Delta E = hf$



Gerjesztjük az $E_1 \longrightarrow E_2$ átmenetet

A parallel orientációjú mágneseket
antiparallel orientációba visszük át

II. A diagnosztikai képalkotás menete

A képalkotáshoz felhasznált adatok a mag mágnesek (= protonmomentumok) rezonancia-állapotának megszüntetése után detektálható relaxációs folyamatok jellemzői

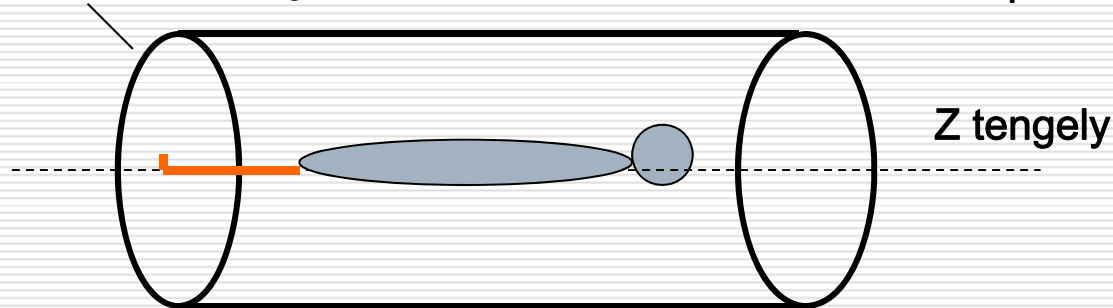


Eddig beszéltük meg előadáson



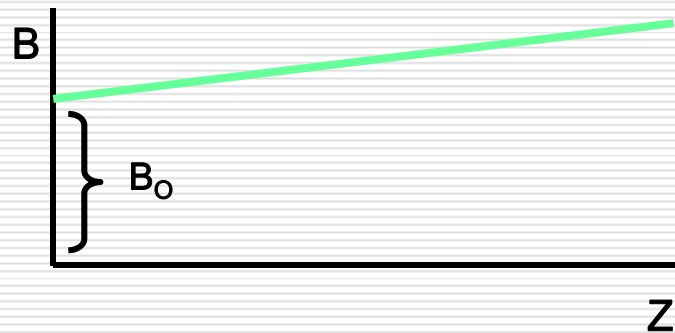
1. A beteget testtengelyével párhuzamos irányú erős mágneses térbe helyezzük

Szupravezető elektromágnes tekercs



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

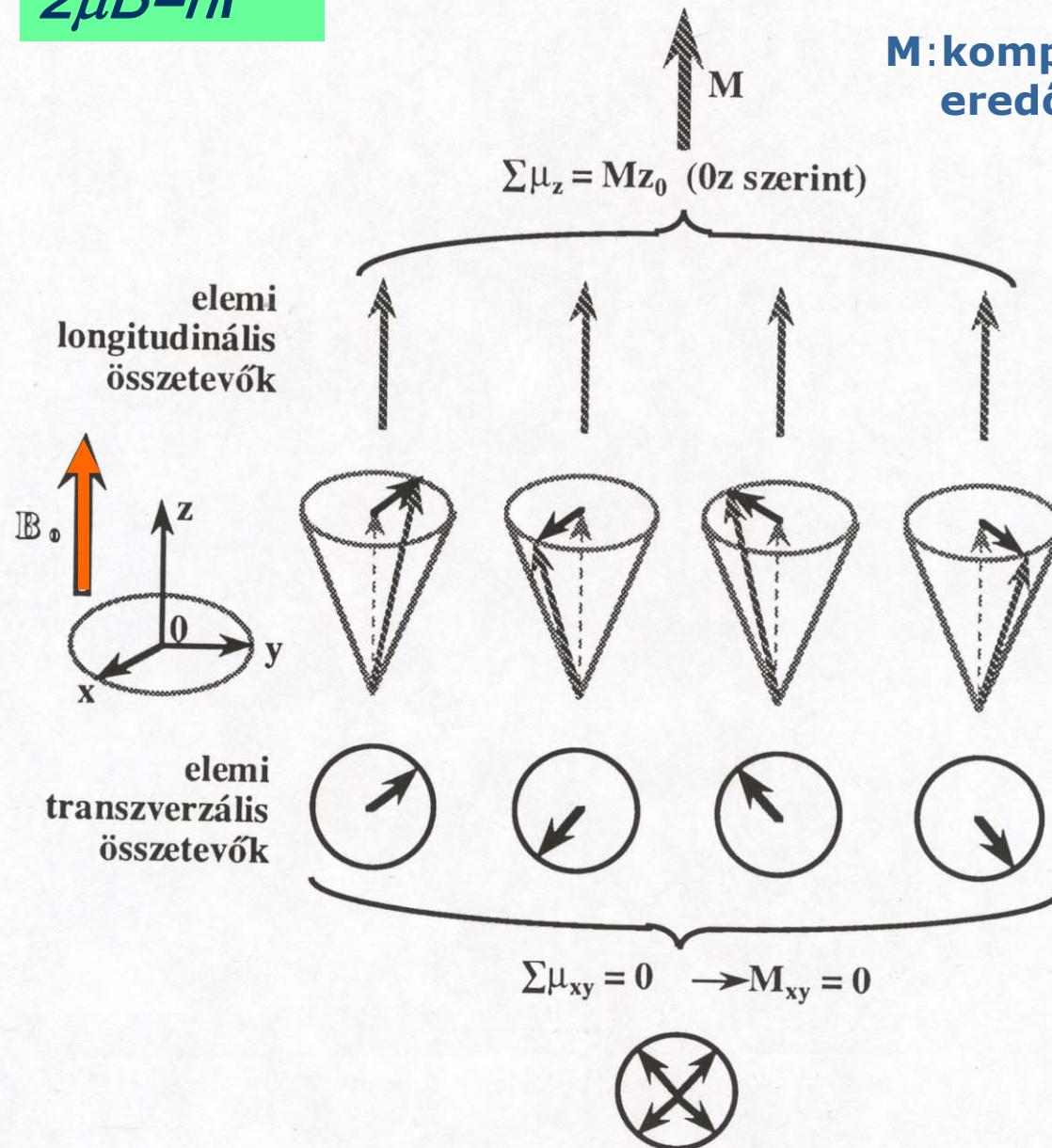
**Különleges rendszabályok
óvatosság**

**Fémek, implantok,
pacemaker.....**

Alaphelyzet mágneses térben

$$2\mu B = hf$$

M: kompenzálatlan momentumok
eredője, parallel orientáció B-vel



Mágneses tér hatása:

- orientáció
- azonos frekvenciájú
precesszió

-De:
a precesszió fázisa
összehangolatlan

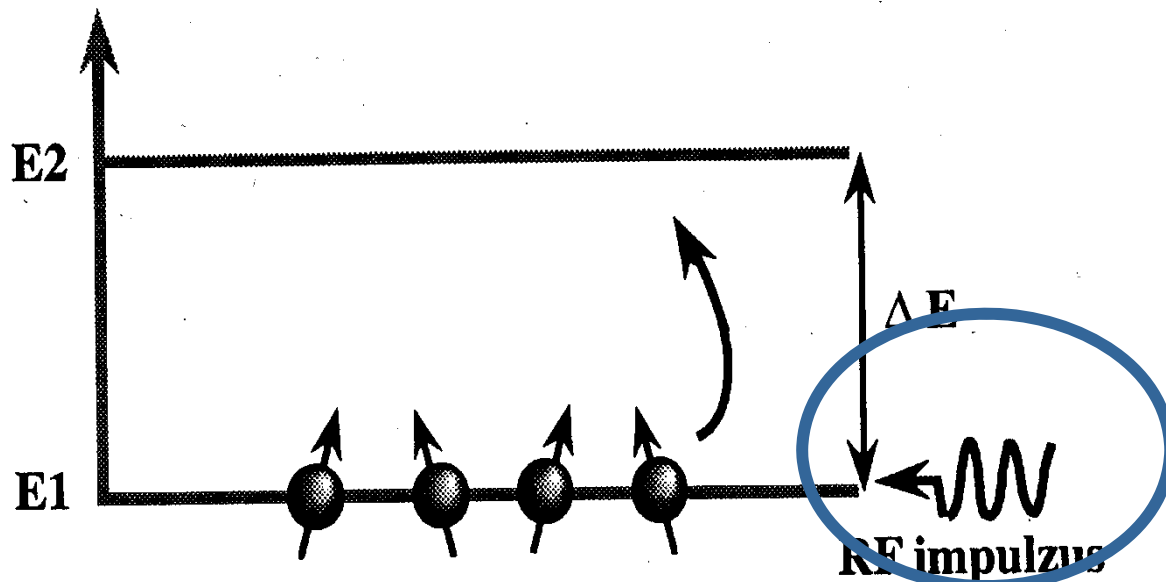
$$M_{xy} = 0$$

2. Gerjesztés kiválasztott frekvenciájú EM sugárzással : $\Delta E = hf \longrightarrow \text{RF!}$

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

Z-től függ

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



$$E = h\nu = \Delta E$$

A gerjesztés hatása

1. Energiaátmenet $E1 \longrightarrow E2$
egy adott testszeletben

2. Orientációváltás **parallel \longrightarrow antiparallel**

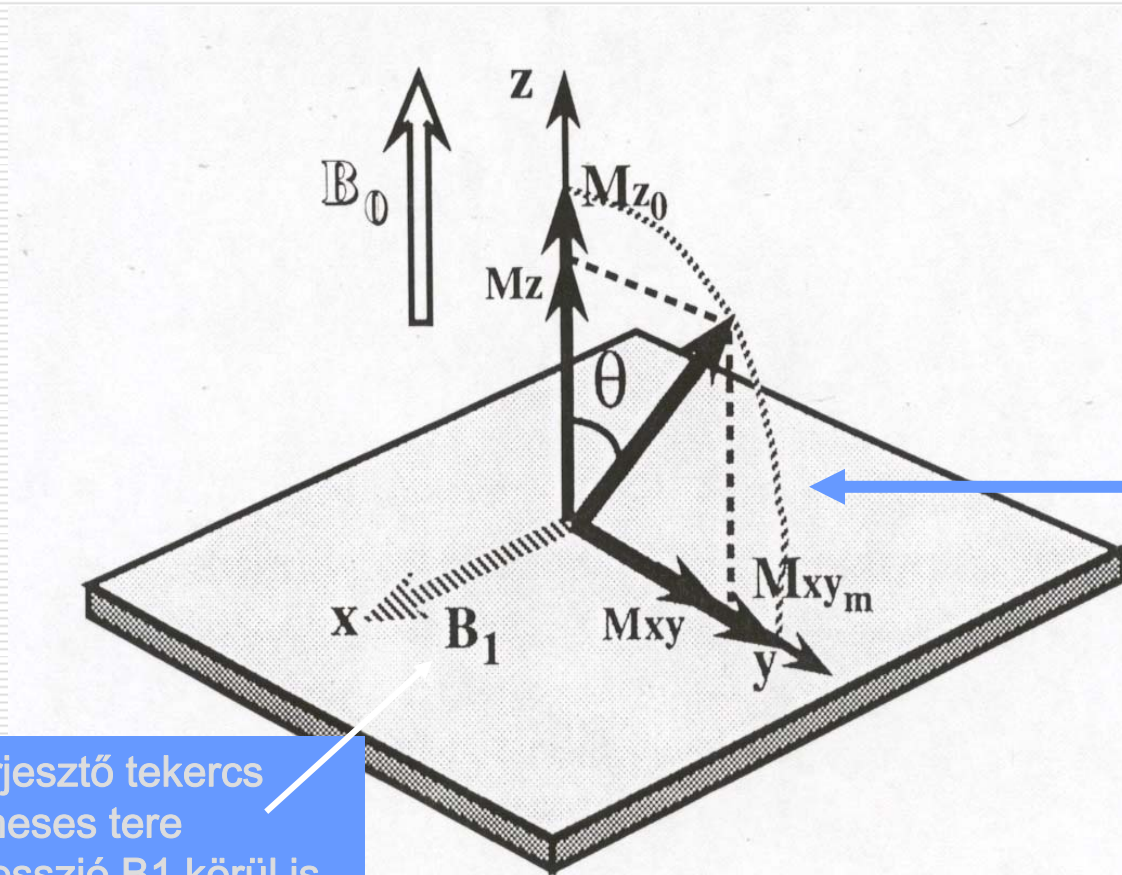
3. A külső váltakozó feszültség-tér rákényszeríti
fázisát a precessziós mozgásra
a mágneses momentumok együtt forognak



$$M_{xy} \neq 0$$

3. A gerjesztés impulzus jellegű - időtartamának szerepe

Az orientációváltás időt vesz igénybe



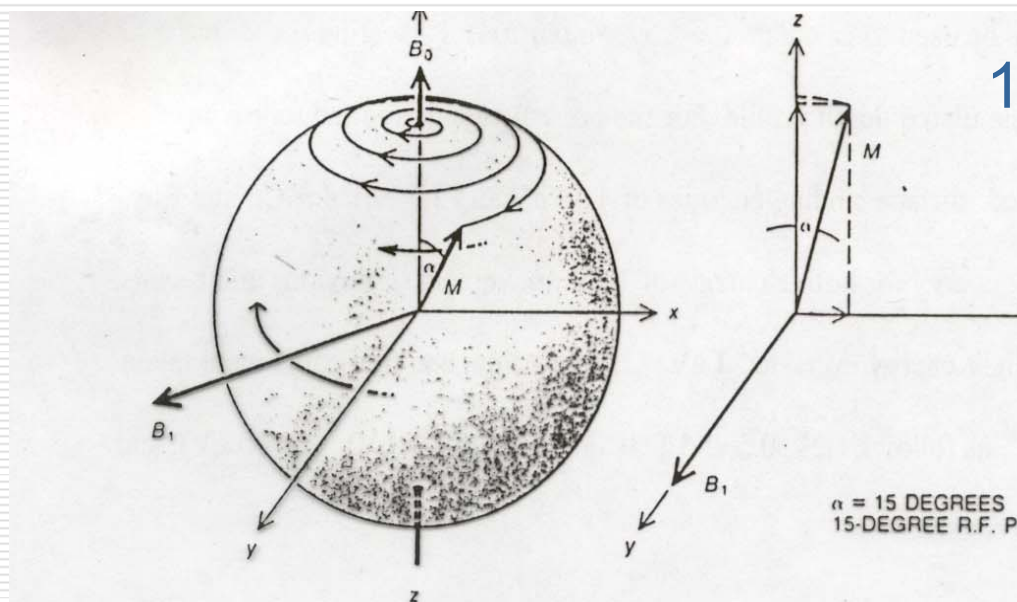
A gerjesztő tekercs
mágneses tere
Precesszió B_1 körül is
 $h\nu_1 = 2\mu B_1$

Elnevezések az
Impulzus időtartama
alapján

90° -os impulzus
Merőlegesbe
fordítás-ig tart

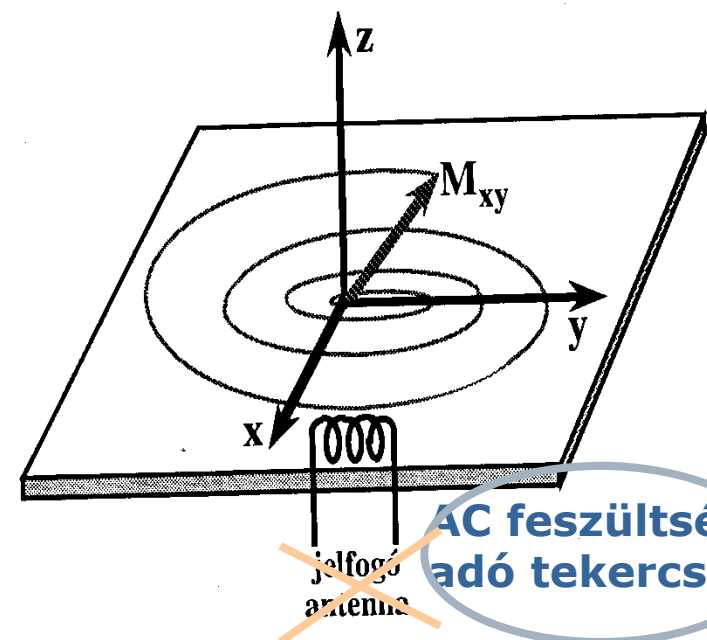
180° -os impulzus
Teljes átfordítást
végez

Az orientációváltás precesszáva történik
(együttes precesszió) $\longrightarrow M_{xy} \neq 0$



15°

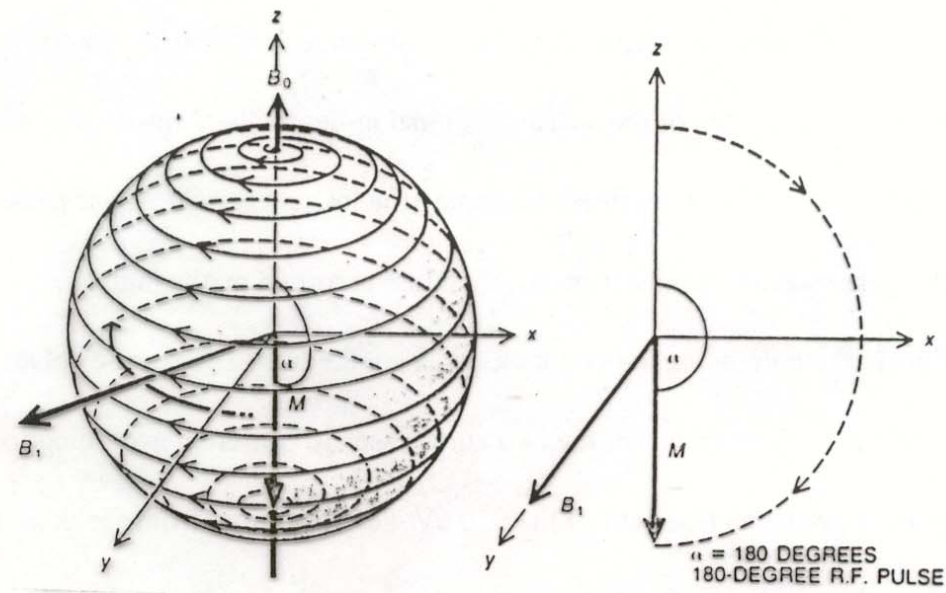
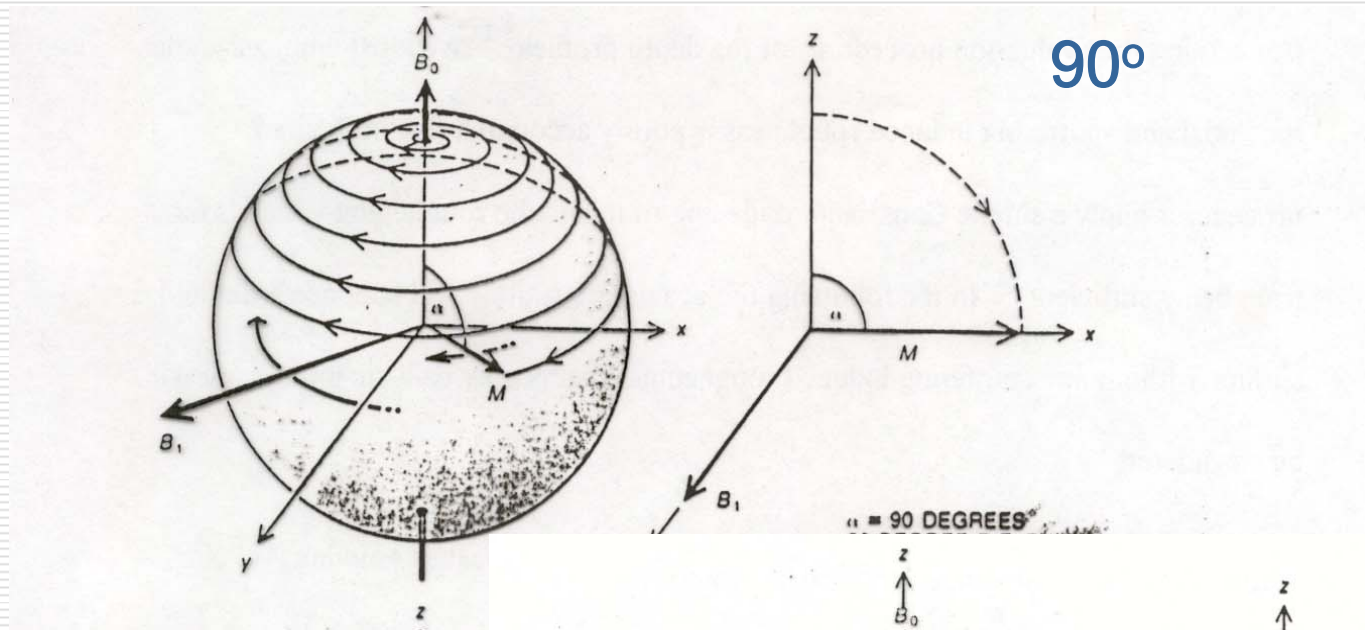
Az együttes precesszió
Következménye:



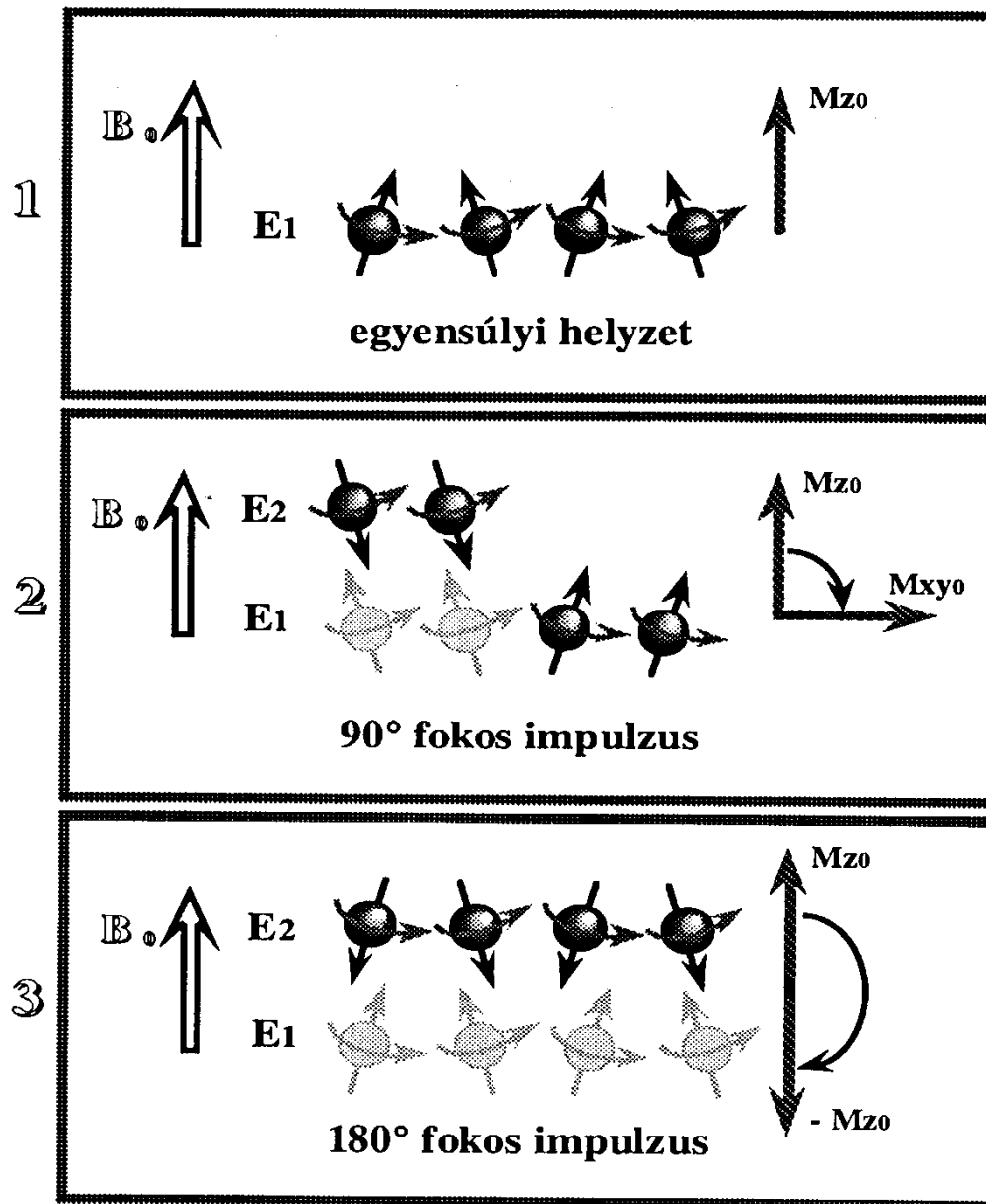
Az X-Y síkban a gerjesztés alatt

- Növekvő amplitudójú
- Forgó mágneses momentum

A gerjesztés néhány fázisa



Orientációváltás energia-képben



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

A 90°-os
impulzus
hatását
fogjuk
tárgyalni

4. 90°-os gerjesztés utáni relaxáció

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

M_z változik: $0 \rightarrow \max$

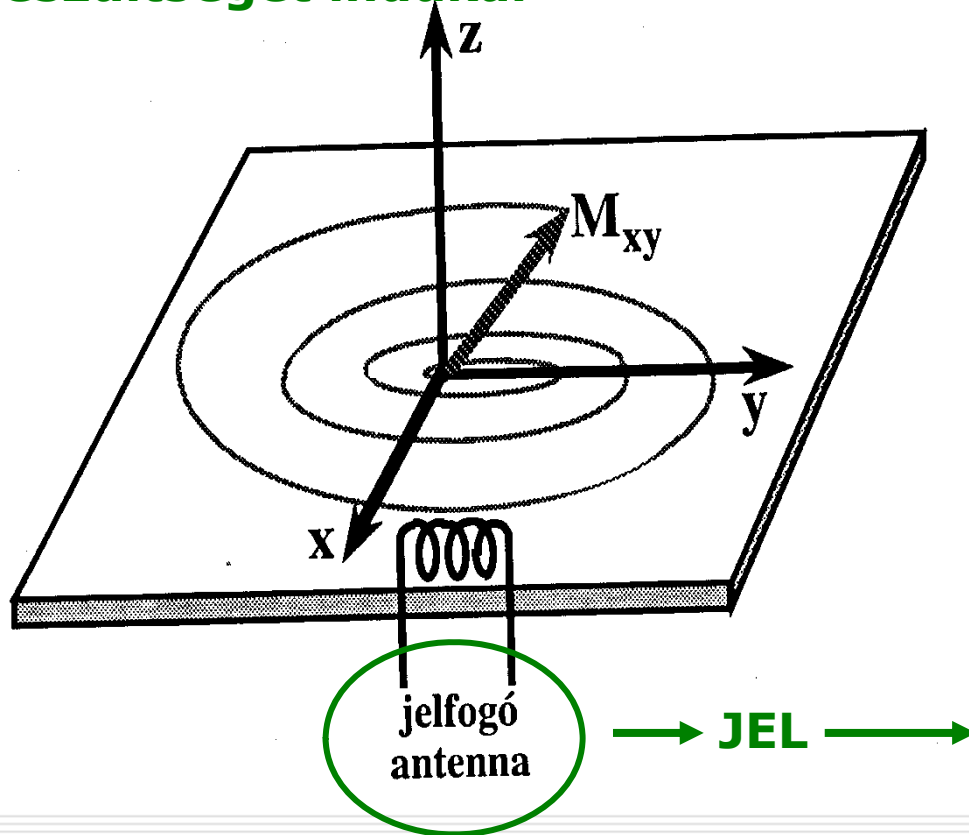
M_{xy} változik: körbeforogva csökken

- orientációváltás
- precesszió fázisa elhangolódik

Valódi mérésben : 90 és 180 fokos jelek kombinációja
szekvencia

Adatgyűjtés 90°-os gerjesztés utáni relaxáció alatt

Változó mágneses tér az X-Y síkban
feszültséget indukál



Impulzushosszak
kombinációja
után mért relaxációs
jelek

Háromféle paraméter
meghatározása

ρ Protonsűrűség

T1 M_z relaxációs ideje

T2 M_{xy} relaxációs ideje

5. A T1 spin-rács relaxációs idő

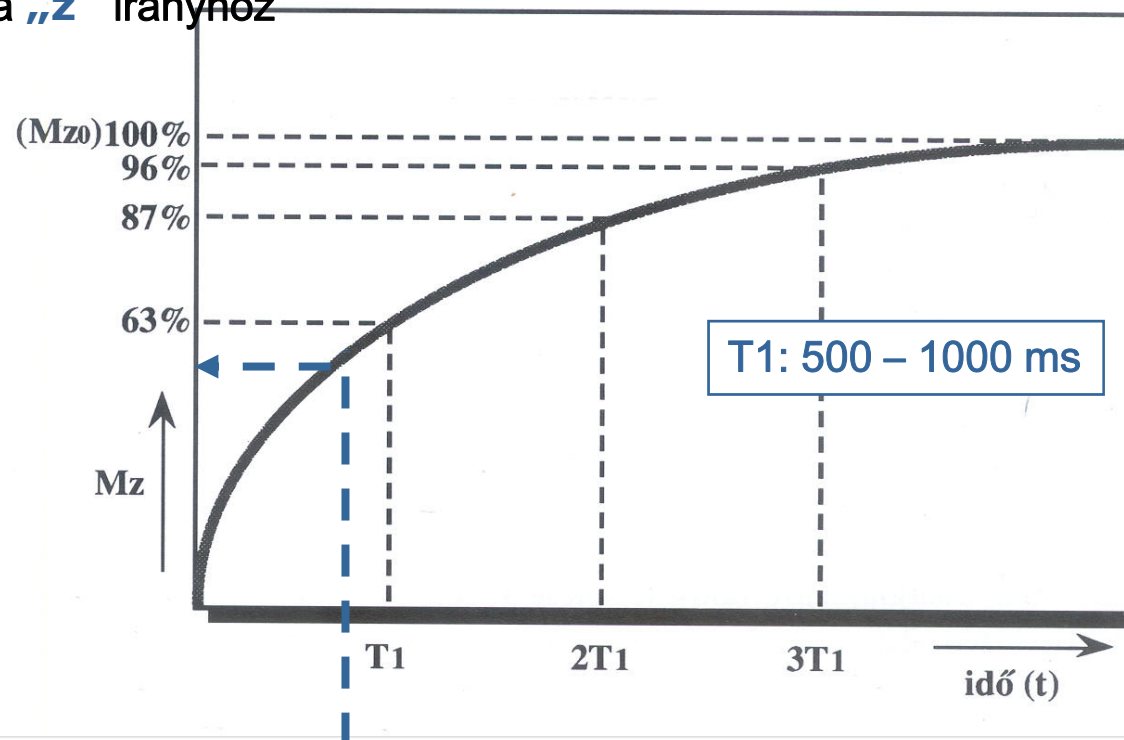
Környező
molekulák

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

T1

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

A ρ protonsűrűséggel arányos



T1 értelmezése

Milyen gyorsan sikerül ütközésekkel leadni a ΔE energiát a környezetnek?

A ρ protonszűrűséggel arányos

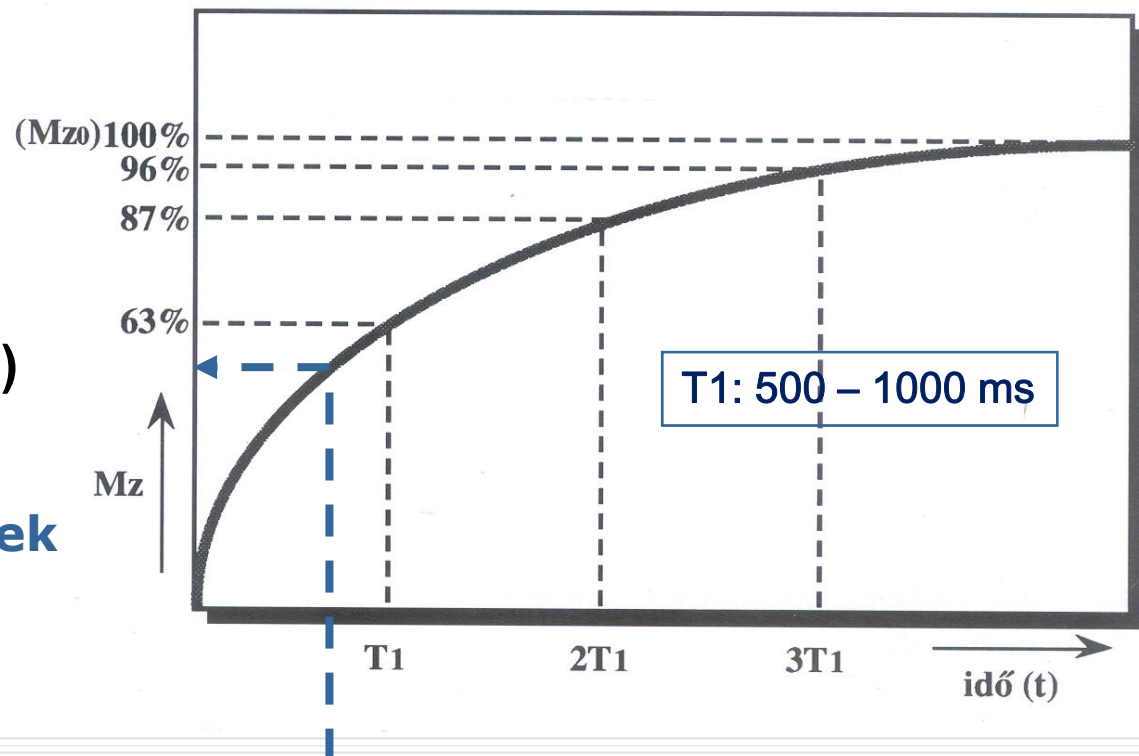
$$M_z = M_{z0} \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right)$$

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

$$f_p \sim f_{mol}$$

$$(f_{viz} \gg f_{mol})$$

Nagy molekulák lassú rezgései – **fehérjék, lipidek**
T1 kicsi



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

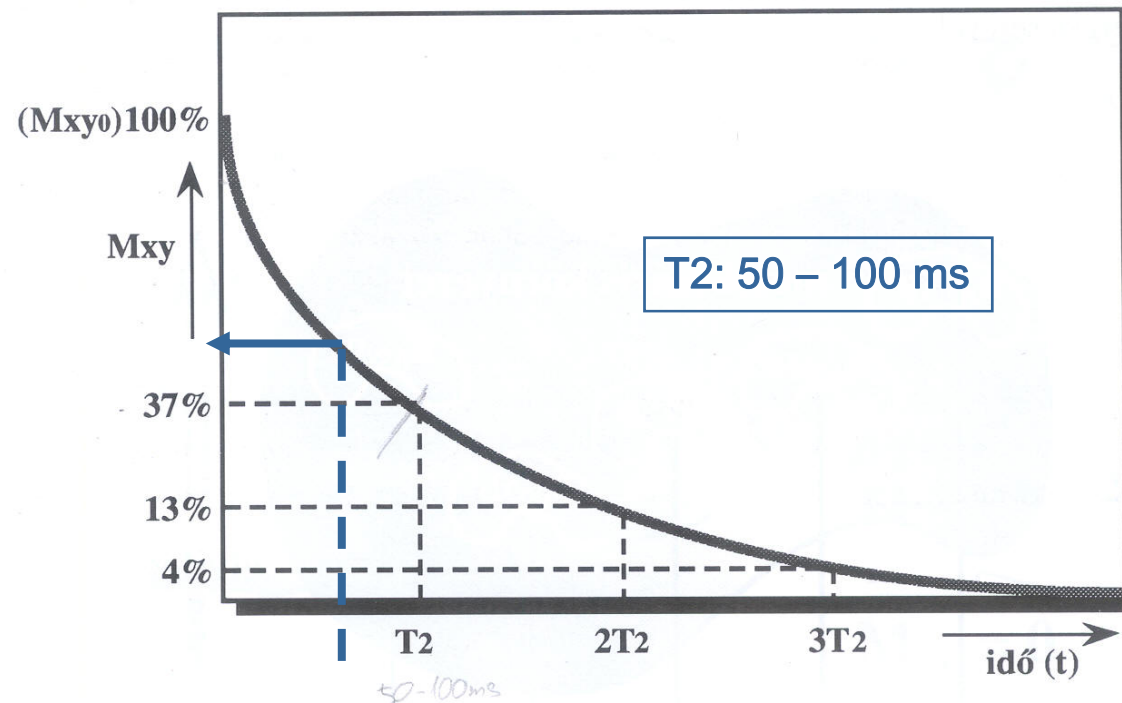
*Különböző emberi szövetek spin-rács relaxációs
idői 100 MHz-nél*

<i>Szövet</i>	<i>T₁ (s)</i>
bőr	0,62 ± 0,02
vállizom	1,02 ± 0,03
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

6. A T2 spin-spin relaxációs idő

A lokális mágneses terek miatt a koordinált precesszió elhangolódik

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



T2 értelmezése

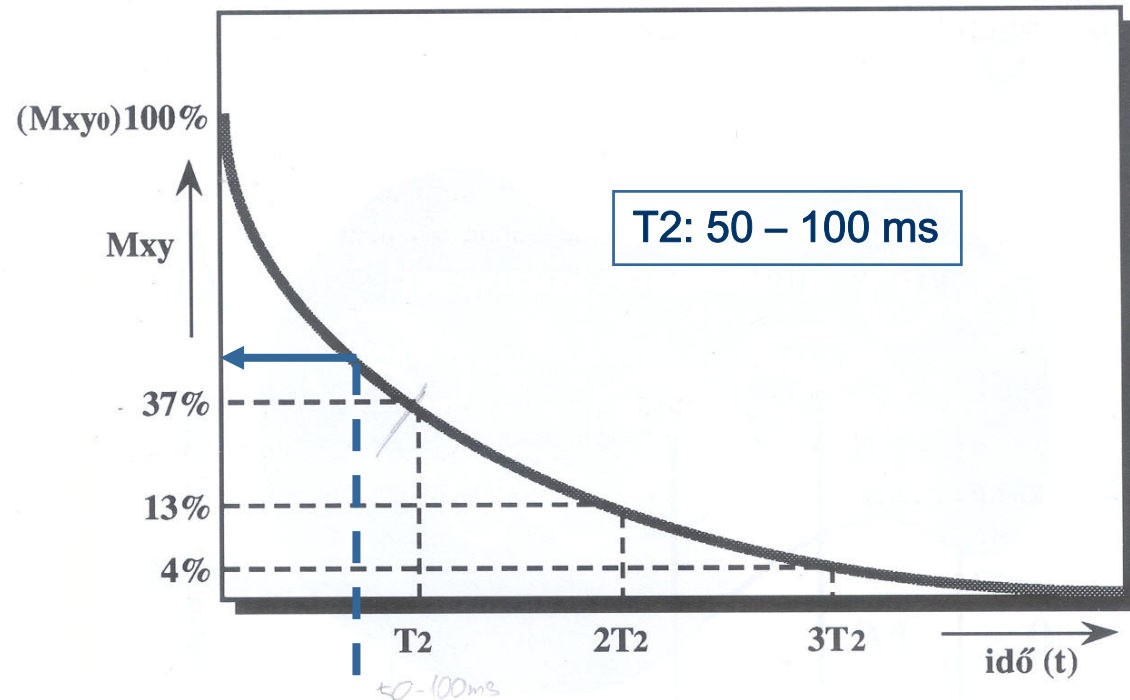
$$M_{XY} = M_{XY,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

T2

Környezet: mágneses inhomogenitás

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

T2 rövid



Nagy molekulák -> T2 rövid -> M_{xy} kicsi -> pixel sötét

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



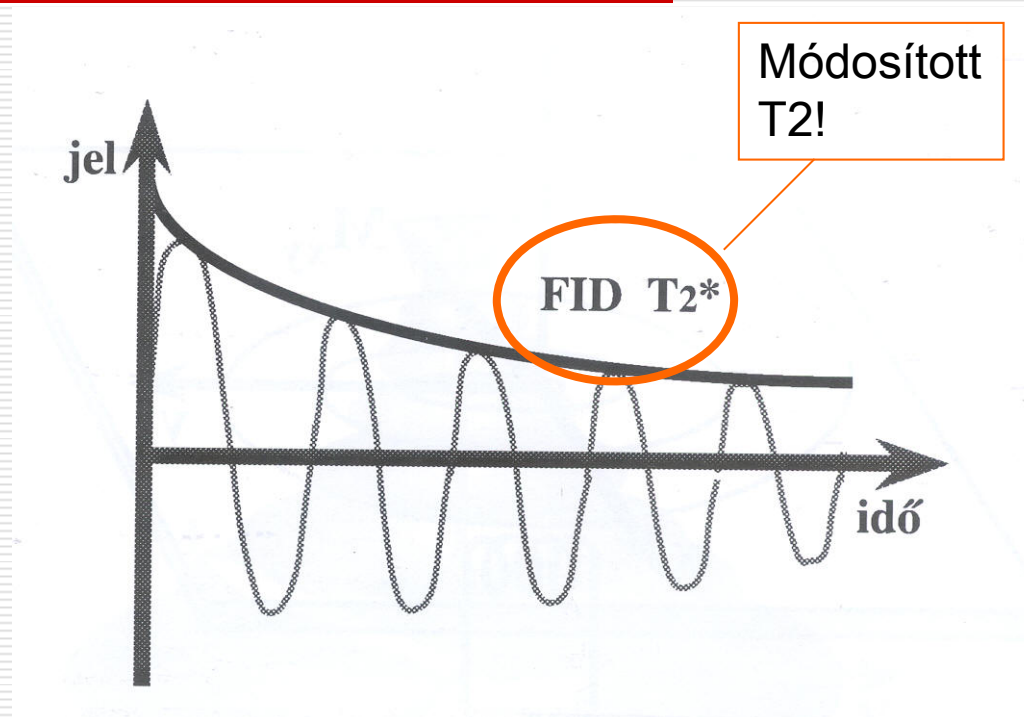
Nagy molekulák

T1 rövid -- pixel világos

T2 rövid -- pixel sötét

Hogyan történik a mérési adatgyűjtés?

Az indukált feszültség valódi jelalakja : Free Induction Decay FID



T₁ és T₂ paraméterek megjelenítése

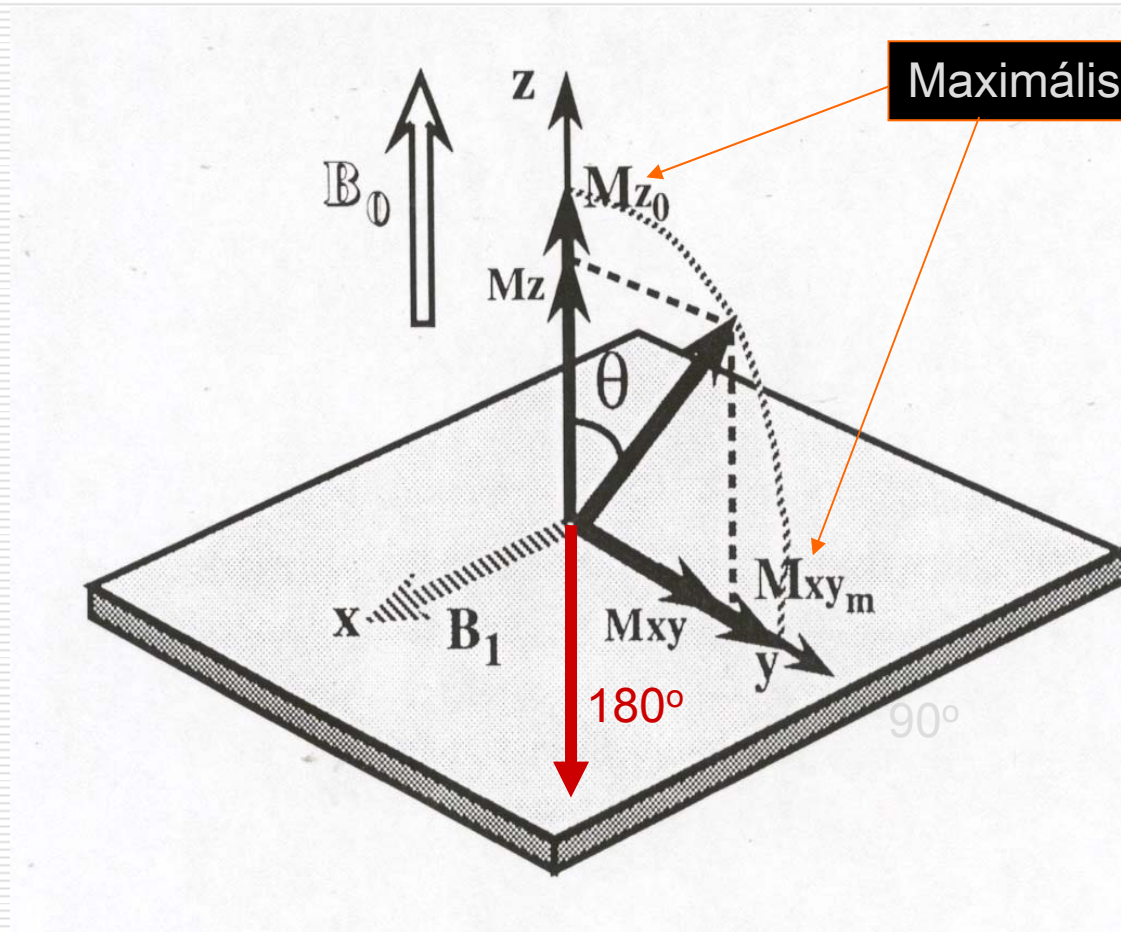


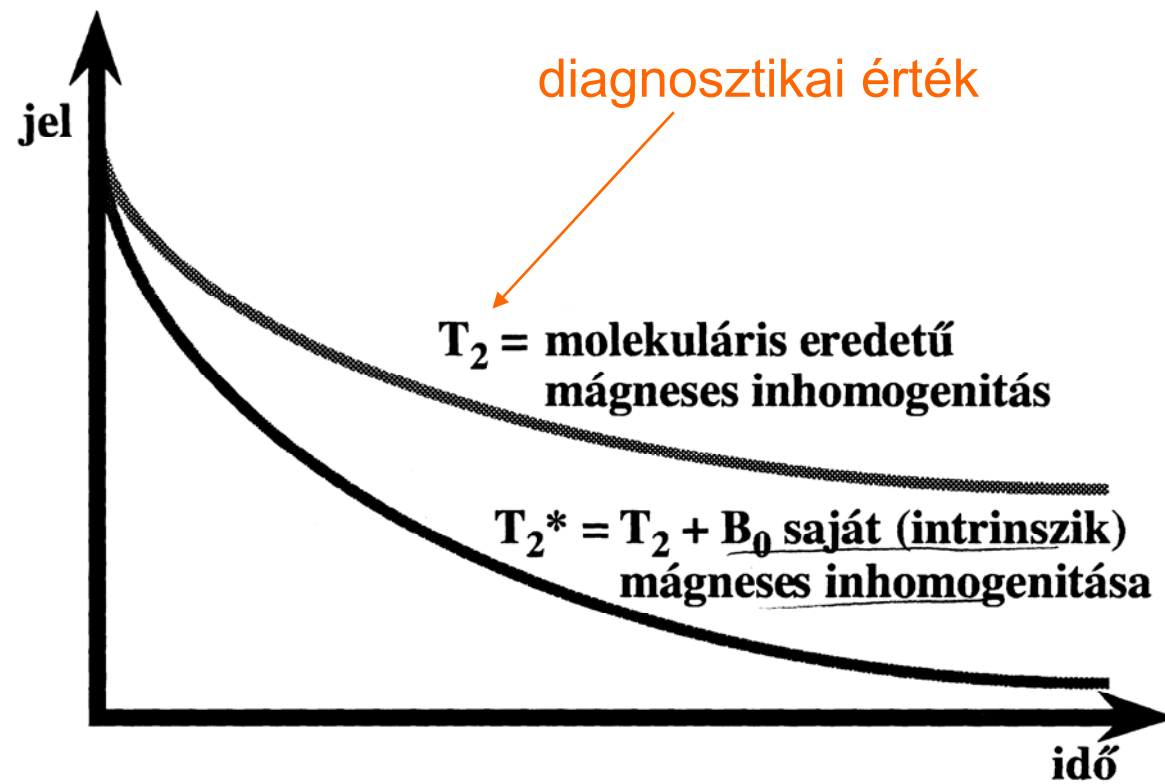
M_z(t) és M_{xy}(t) mérése ?

Gyakorlati megvalósítás: impulzus-gerjesztések kombinációjával

A gerjesztő tekercs mágneses tere

$B_1 \parallel X$ tengely



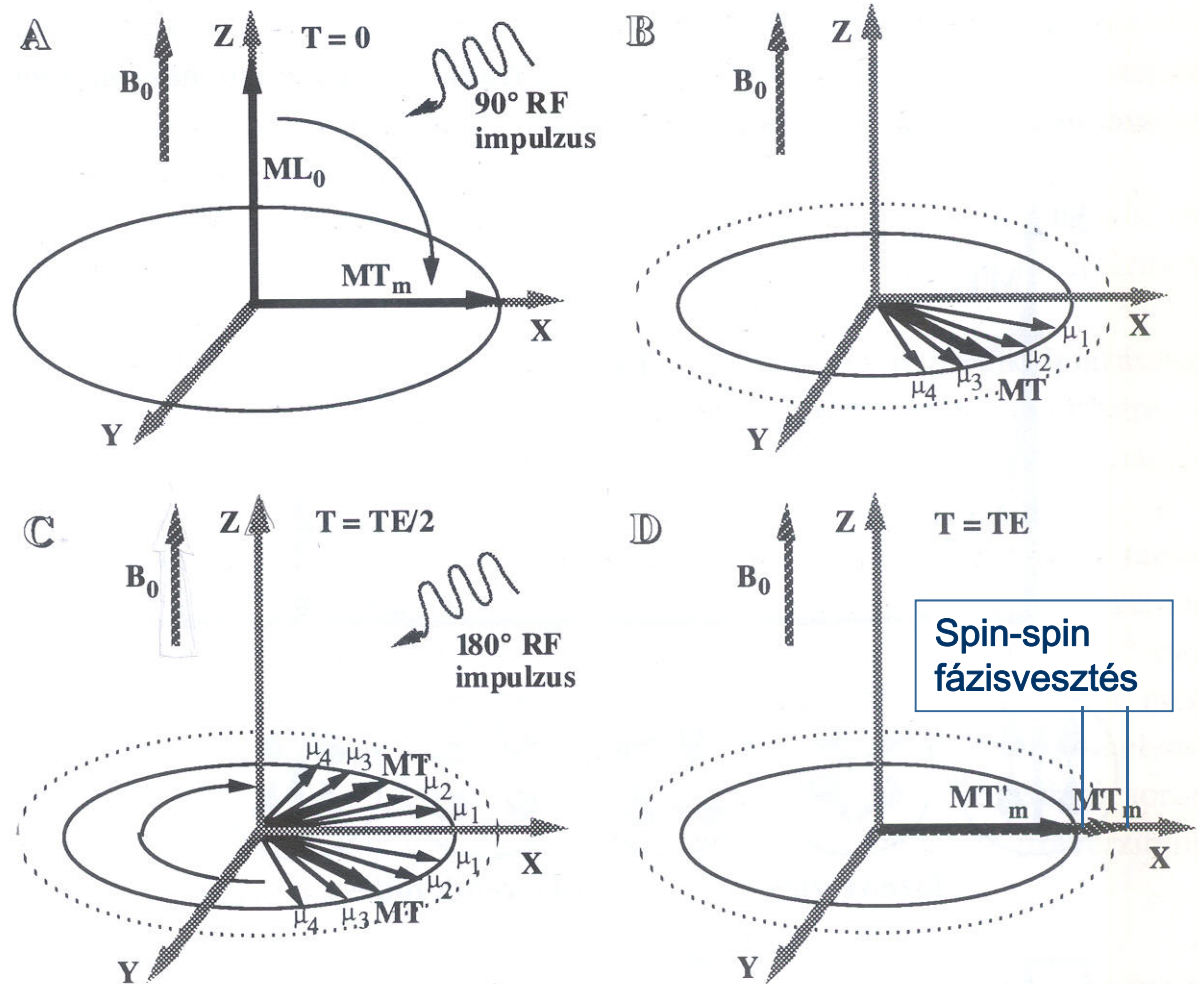


↔ FID

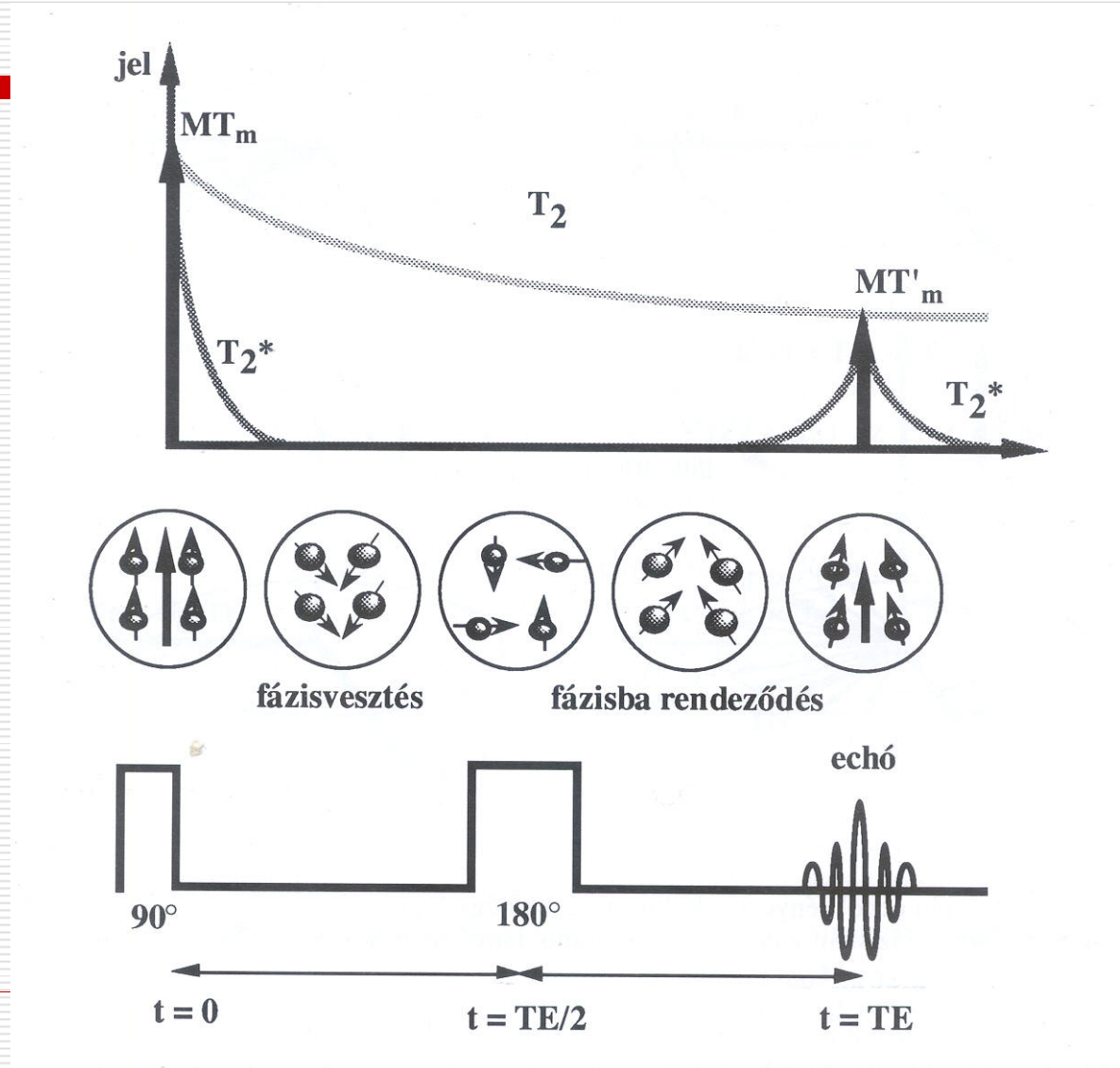
A spin – echo módszer

A B_0 tér fennálló inhomogenitásainak hatása kiküszöbölődik

$$T2^* \rightarrow T2$$



A spin – echo módszerrel a spin-spin kölcsönhatásból származó fázisvesztést mérjük



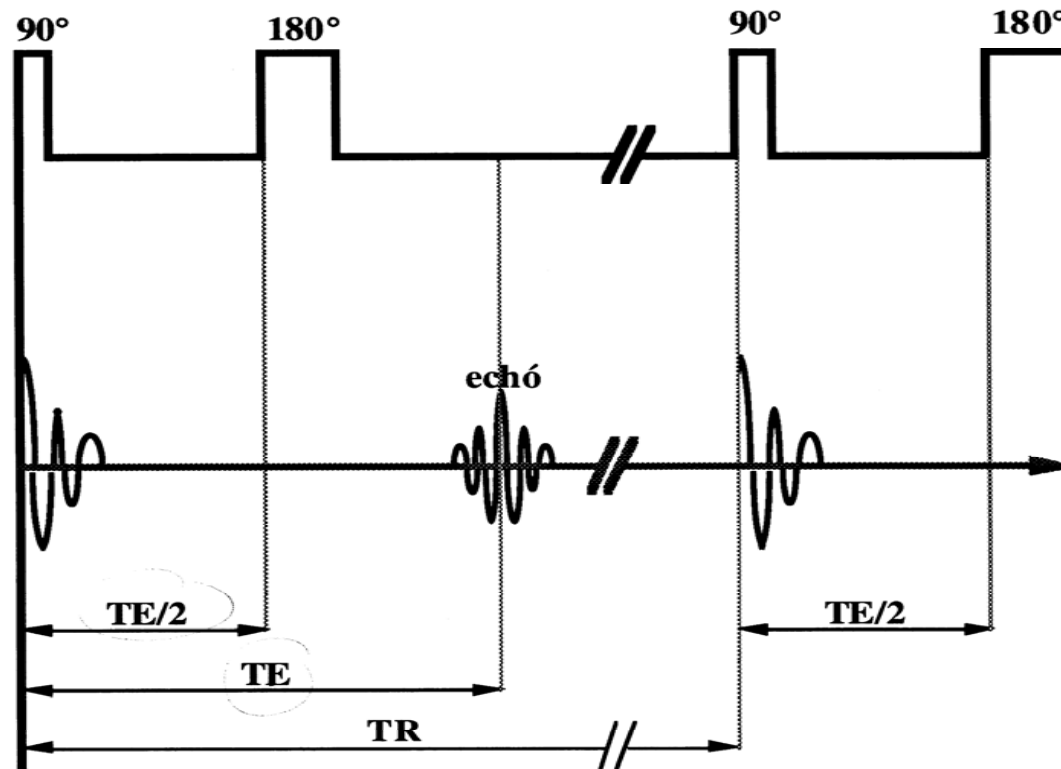
A szekvenciák időparaméterei

ismétlődési idő

TR

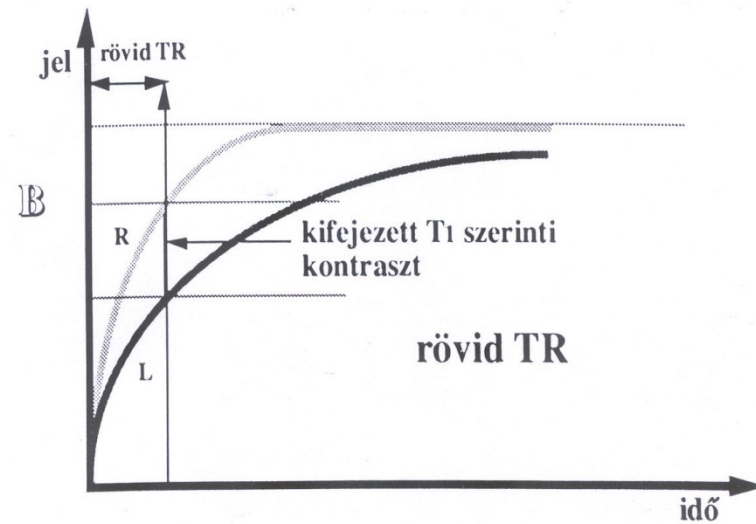
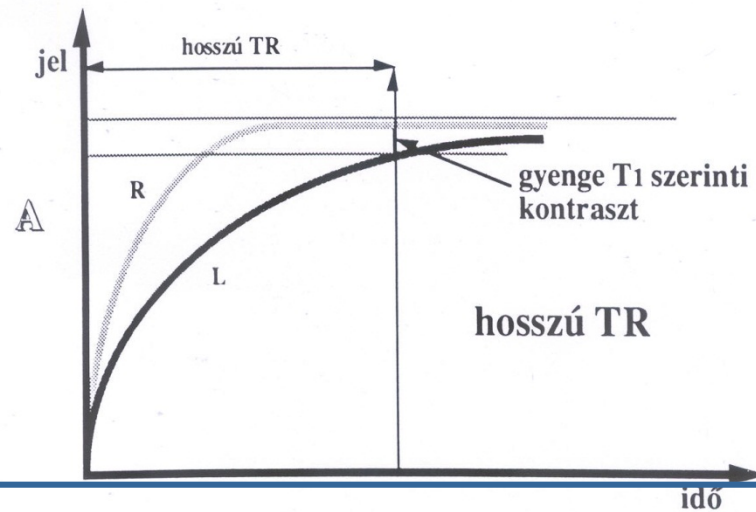
echo-idő

TE

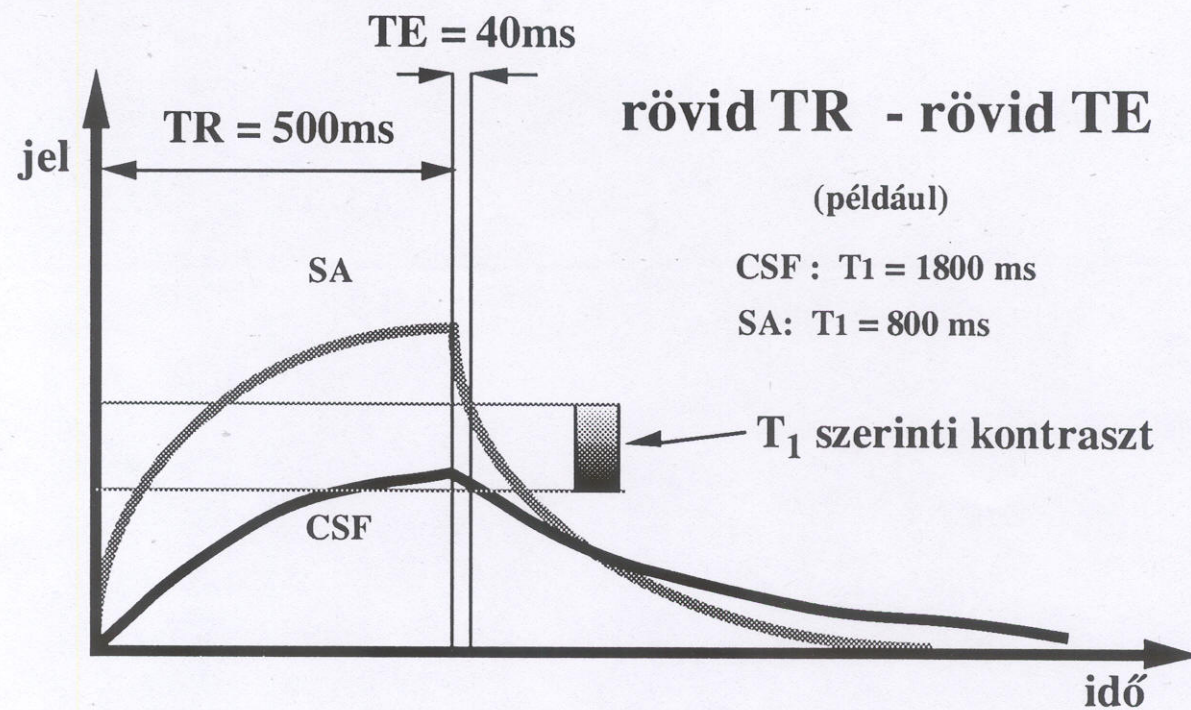


Jelek gyűjtése a **T1**
relaxációs idő szerinti
megjelenítésre

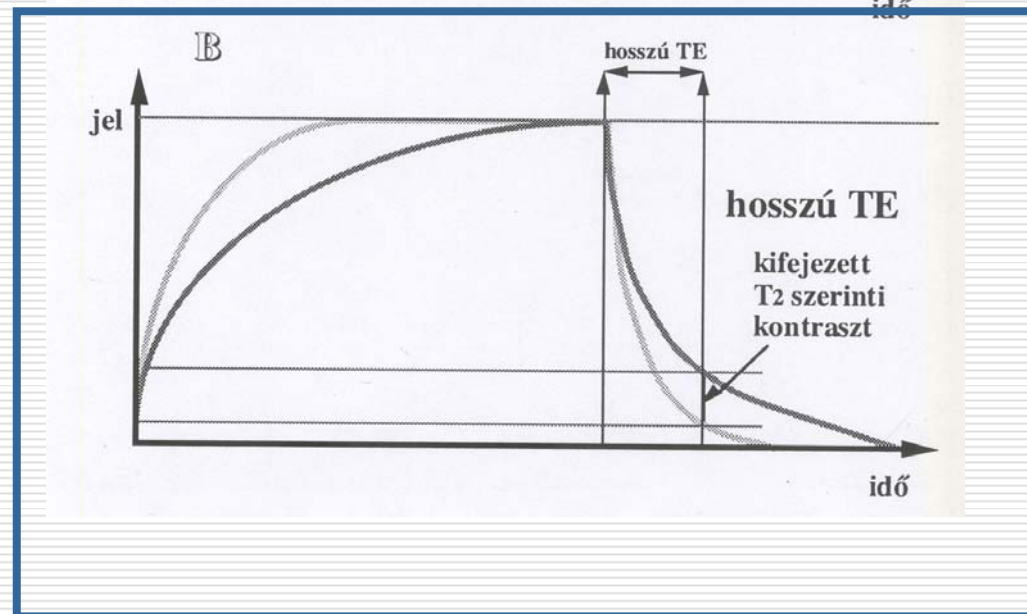
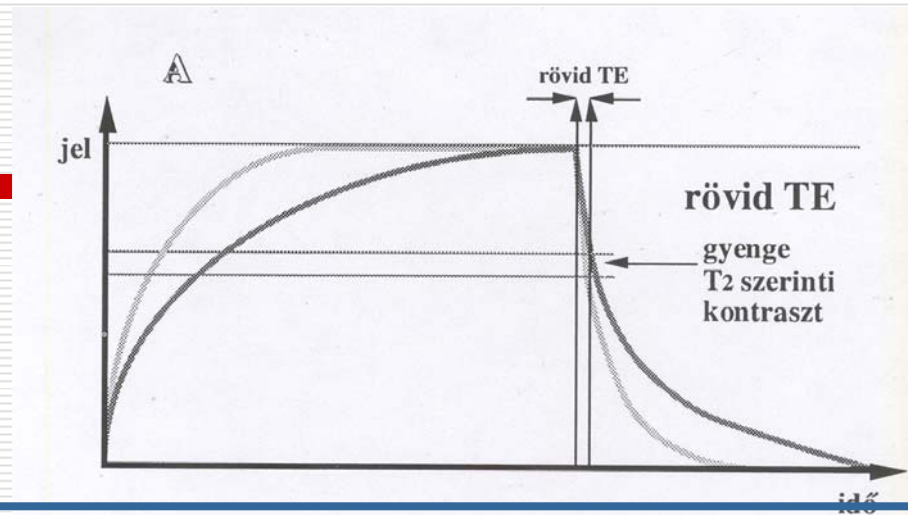
TR: két 90°-os impulzus
között eltelt „ismétlési” idő



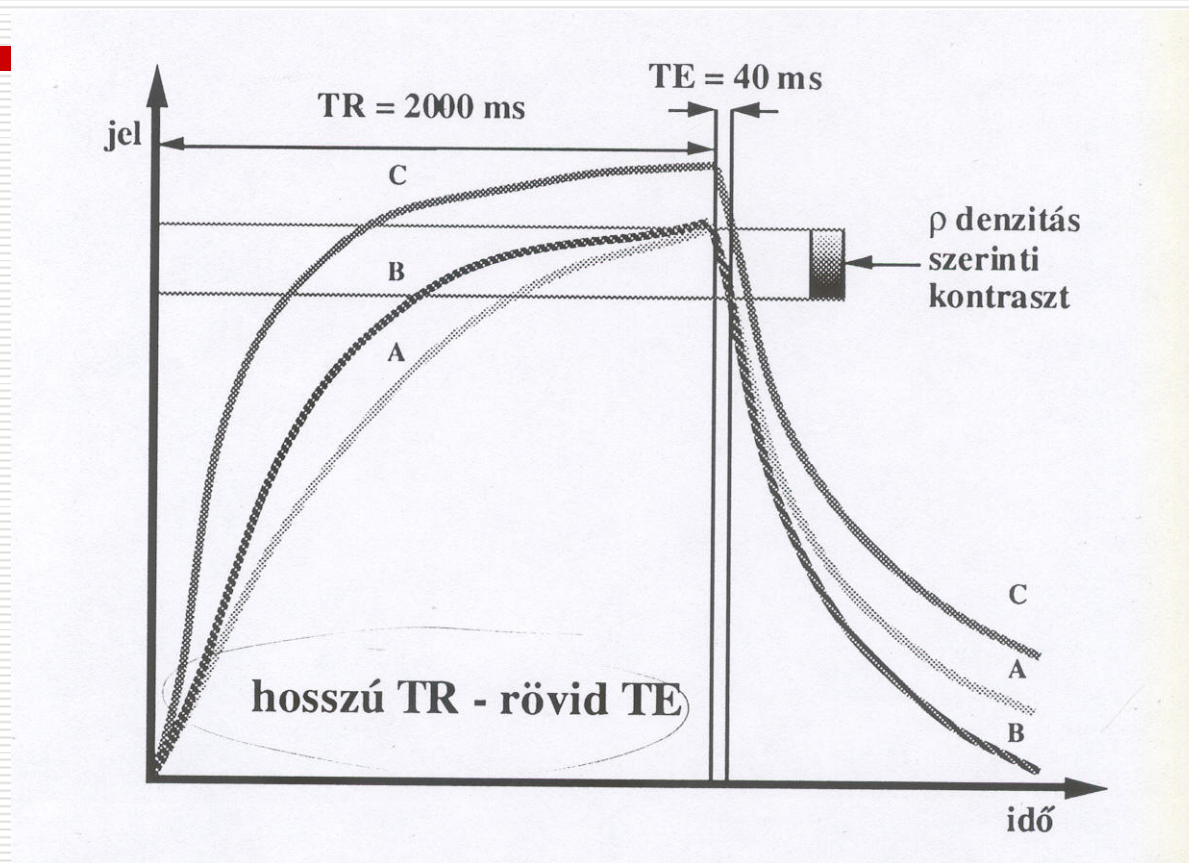
T1 szerinti kontraszt kialakítása spin-echo módszerrel



Jelek gyűjtése a **T2**
relaxációs idő szerinti
megjelenítésre



ρ szerinti kontraszt kialakítása spin-echo módszerrel



III. Egy testszelet képelemeinek meghatározása

1. A rezonancia állapot gerjesztési frekvenciája kiválaszt egy testszeletet

$$h\nu = 2\mu B(Z) \qquad \nu \longrightarrow B \longrightarrow Z$$

2. Képelemek feloldása az X irányban

A relaxáció alatt **X irányban lineárisan változó gradiens tér** bekapcsolása

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

$$h\nu = 2\mu(B + B(X))$$

3. Képelemek feloldása az Y irányban

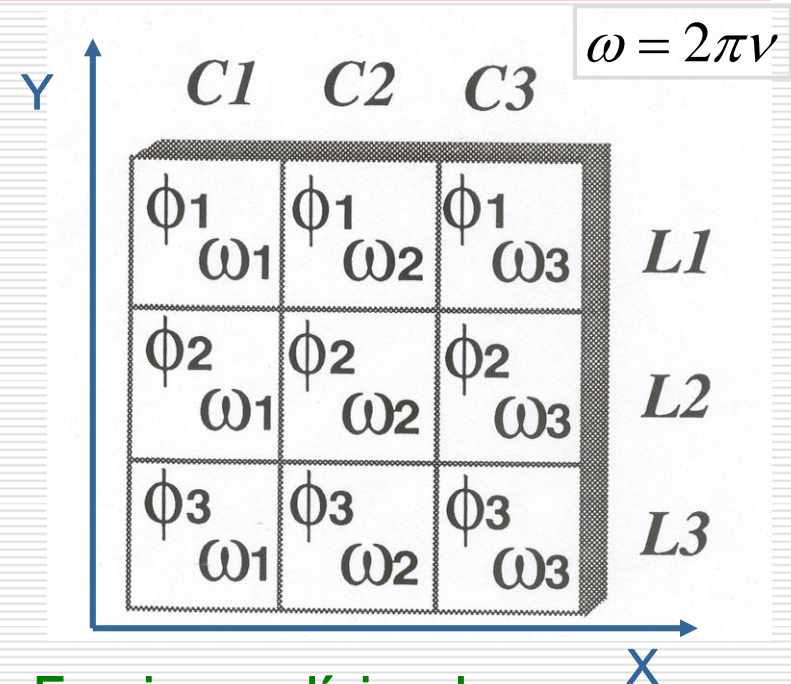
Y mentén lineárisan változó gradiens tér alkalmazása rövid ideig =>

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



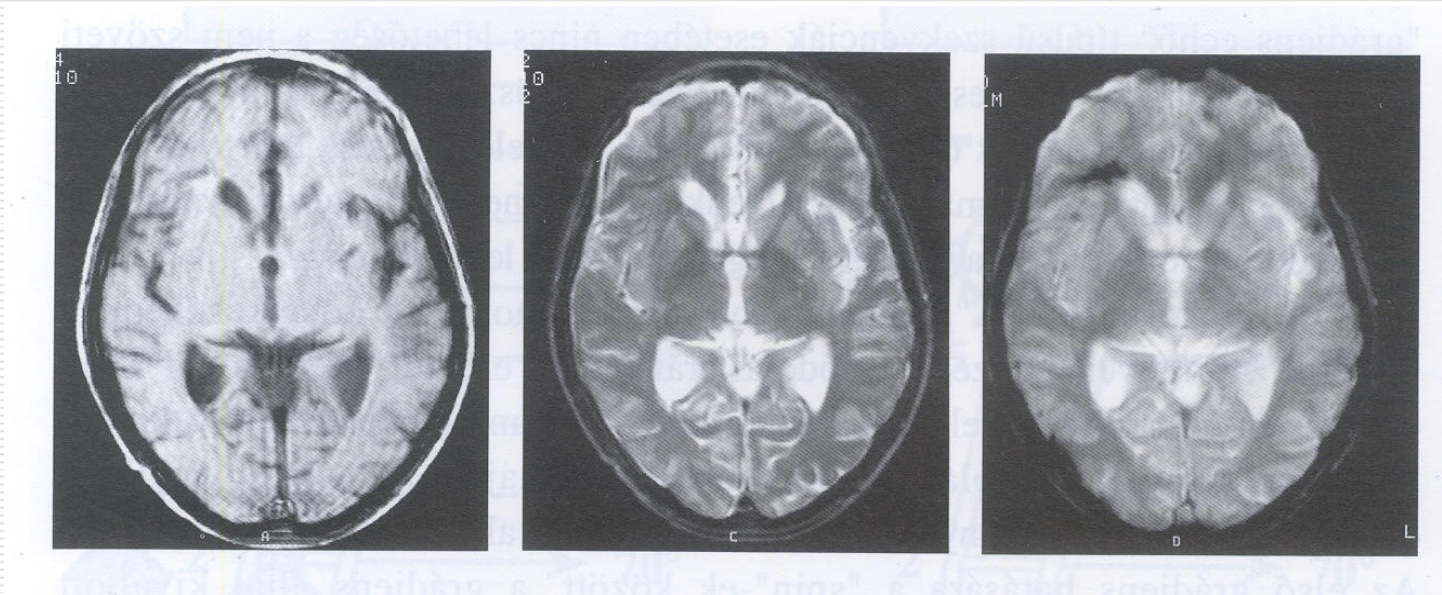
Az egyes ν és ϕ komponensek előállítása **Fourier analízissel**

$\nu_j, \phi_j \longleftrightarrow \rho, T1, T2$ minden képelemre



A paraméterek megjelenítése

A T1 és a T2 szerinti fényesség-kódolás különböző szöveti tulajdonságokat emel ki



T1 szerinti súlyozás
Világos: *fehér állomány*

T2 szerinti súlyozás
Világos: *szürke állomány*

IV. 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
és: 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

(szembe került szilánkok)

V.Speciális MRI technikák – fejlődési irányok

1. Angiográfia

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





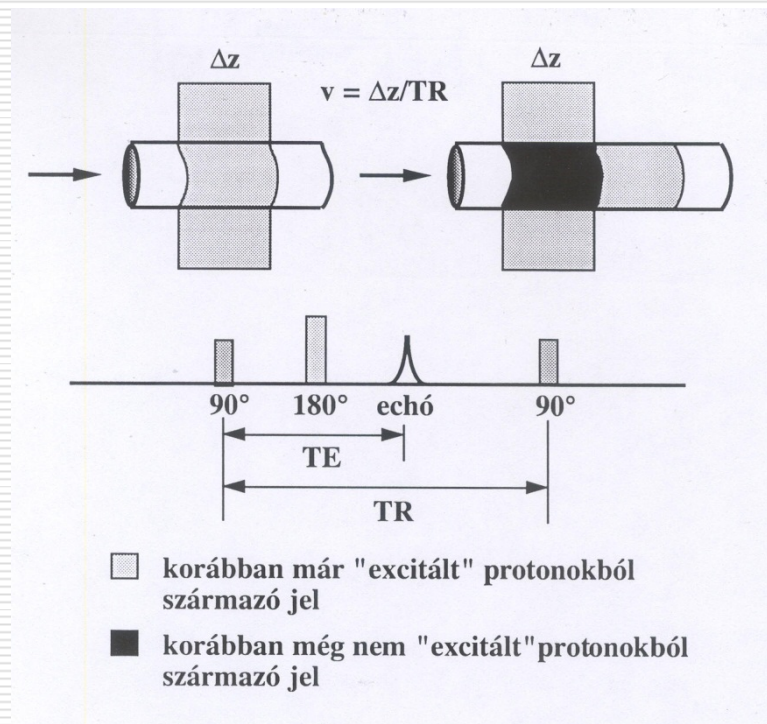
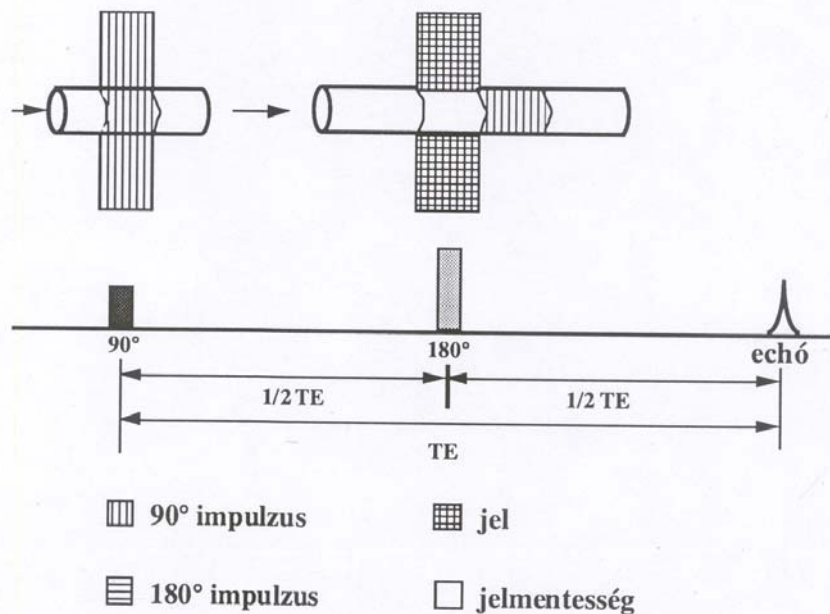
érszűkület

értágulat

Gd jelzés

Time of flight

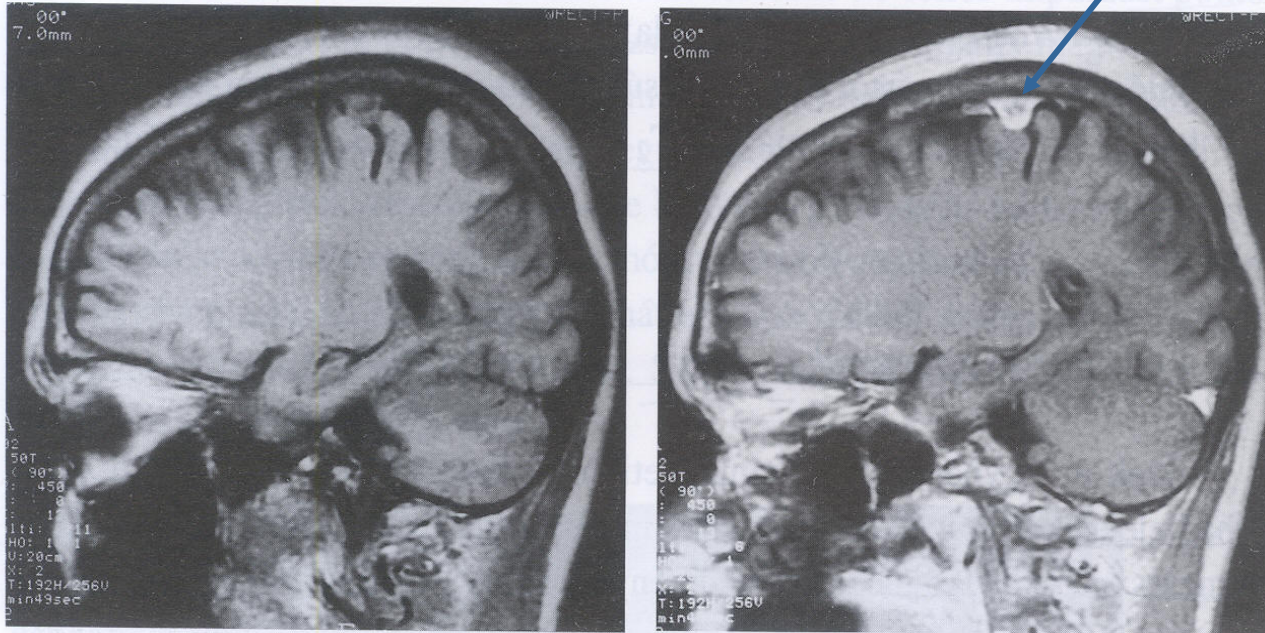
A mért térfogatba a szeletre merőlegesen ki vagy be-áramló vér a sebességprofiltól és az áramlási sebességtől függően jelszegény vagy jelgazdag tartományhoz vezet angiográfiai alkalmazások



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

Gd, Mn, Ba – farmakonok

(ahol a vér-agy gát átjárható)



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

3. Funkcionális MRI- fMRI

BOLD : Blood Oxygen Level Dependent signal

Ogawa, 1990

Alapja:

oxy hemoglobin : diamágnese, nincs mag mágnese momentum
deoxy hemoglobin: paramágnese, mágnese momentum van

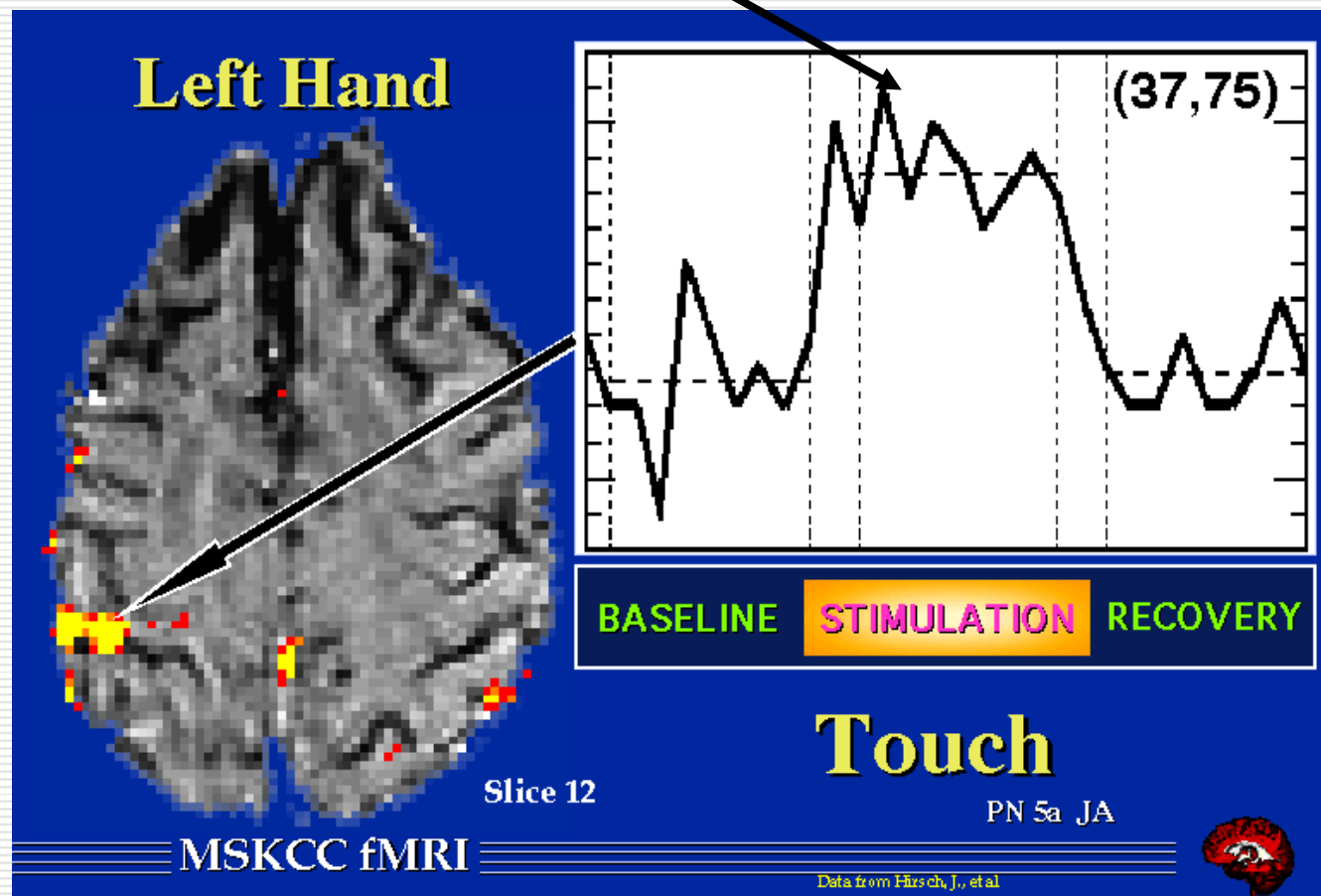
=> *Hb állapota endogén kontraszt-agens*

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

