

# ***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)***

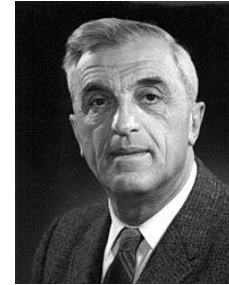
*Ábrák: Kastler-Patay: MRI orvosoknak, Folia Neuroradiologica, 1993*

# ***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

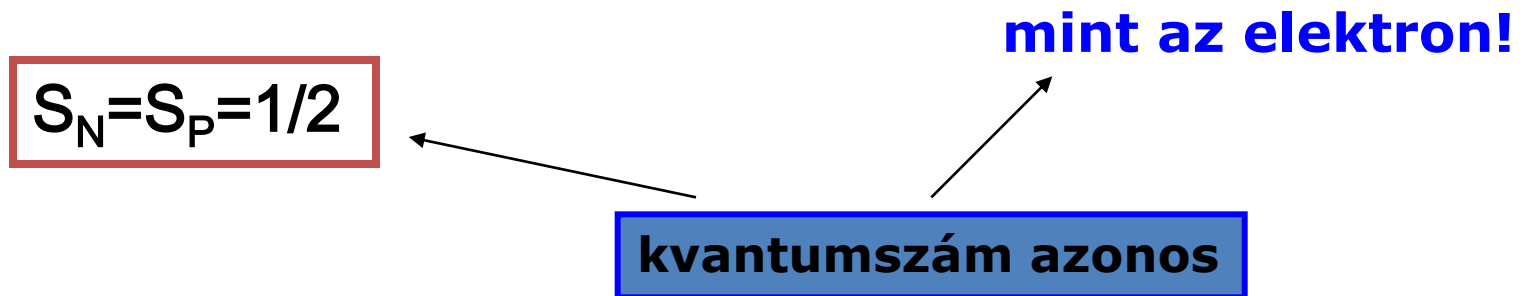
**EPR** Electron Paramagnetic Resonance  
**elektron** – spektroszkópai módszer  
magyarul: **ESR** Elektron-Spin Rezonancia-(spektroszkópia)

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

Az atommagok alkotói:

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

Rendeznek saját impulzusmomentummal: *spin*nel



A spin-állapot eredete a nukleonok kvark-szerkezete:

**N** és **P** egyenként 3-3 de különböző kvarkból állnak  
kvarkok:  $\frac{1}{2}$  spin-kvantumszámú, 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:

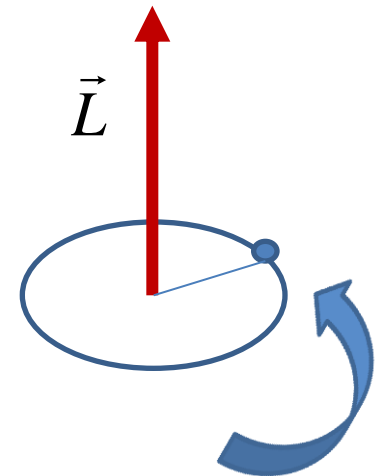
**Nagysága kvantált:**

Planck állandó

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

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

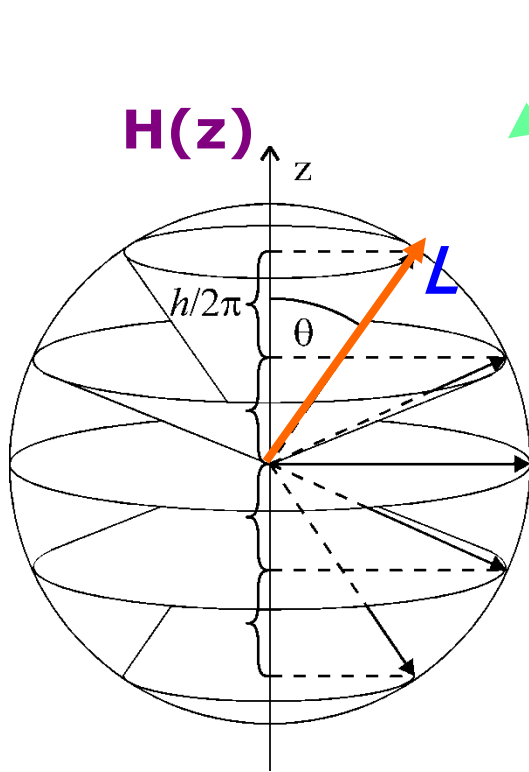
$$\vec{L} = \vec{r} \times m\vec{v}$$



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

Iránya  
nagysága:  $L = mvr$

## **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.  $l = 2 \longrightarrow$  5-féle irány  
 $L_x$  és  $L_y$  nem meghatározott

Mágneses kvantumszám  
 $2l + 1$  -féle

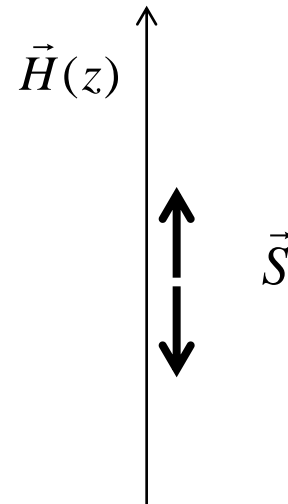
## *A spin-momentum hasonlóan kvantált viselkedése*

**Nagysága :**

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

**Íránya kvantált:**

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

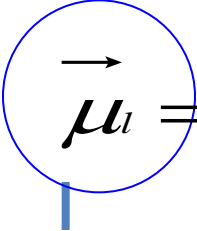


$m_s$ : spinhez rendelt mágneses kvantumszám  
2S+1-féle értéket vehet fel → **2-féle beállítás**  
 $m_s = +1/2$  és  $-1/2$



## 4. Impulzusmomentummal rendelkező elektromos töltéssel bíró részecskék **mágneses dipólus-momentum**mal is rendelkeznek

Impulzusmomentum  $\sim$  körmozgás  $\rightarrow$  töltés körmozgása = köráram  $\rightarrow$  mágneses dipólus



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

elektron töltése  
elektron tömege

**Mágneses momentum vektor**

**Iránya** párhuzamos az impulzusmomentummal, **iránykvantálás**  
*irányítottsága ellentétes*

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

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

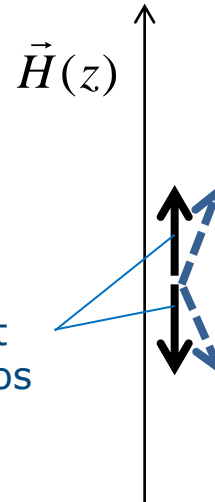
$$|\vec{\mu}_s| = \frac{e}{2m} 2 |\vec{S}| = \frac{e}{2m} 2 \frac{h}{2\pi} \sqrt{s(s+1)}$$

## 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

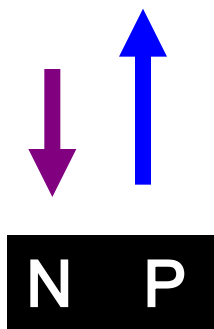
$\mu_B$

elektron töltése

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

elektron tömege

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



Irányitottságuk 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**

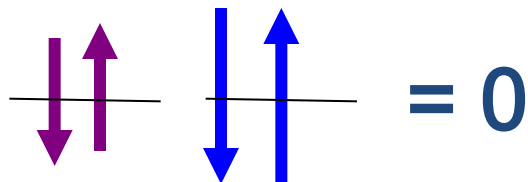
$$m_p \sim 1840 m_e !!$$

$$\mu_g \ll \mu_B$$

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

# Több nukleonból álló atommagok spin-mágneses momentuma

több nukleon, párosával energiaszinteken,  
ellentétes spinnel



A páros számú nukleonok ellentétes  
momentumai közömbösítik egymást

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

$$\rightarrow \rightarrow \text{egy} \cdot \cdot \text{proton} \rightarrow \mu_{\text{mag}} = \mu_P = 2.79\mu_g \approx 3\mu_g$$

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

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

A H-atommag (proton) - momentum jelentősége:

$\mu_p$  kiemelkedően nagy

Mag	$I$ $\hbar$ -ban	$\mu$ $\mu_B$ -ben	Mag	$I$ $\hbar$ -ban	$\mu$ $\mu_B$ -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

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

$I$  impulzusmomentum

$\hbar$  -ban van megadva

Az anyagokban igen sok H van → 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!

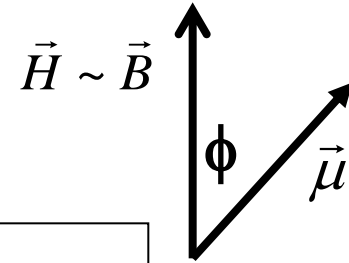
**Proton-MRI**

## 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**

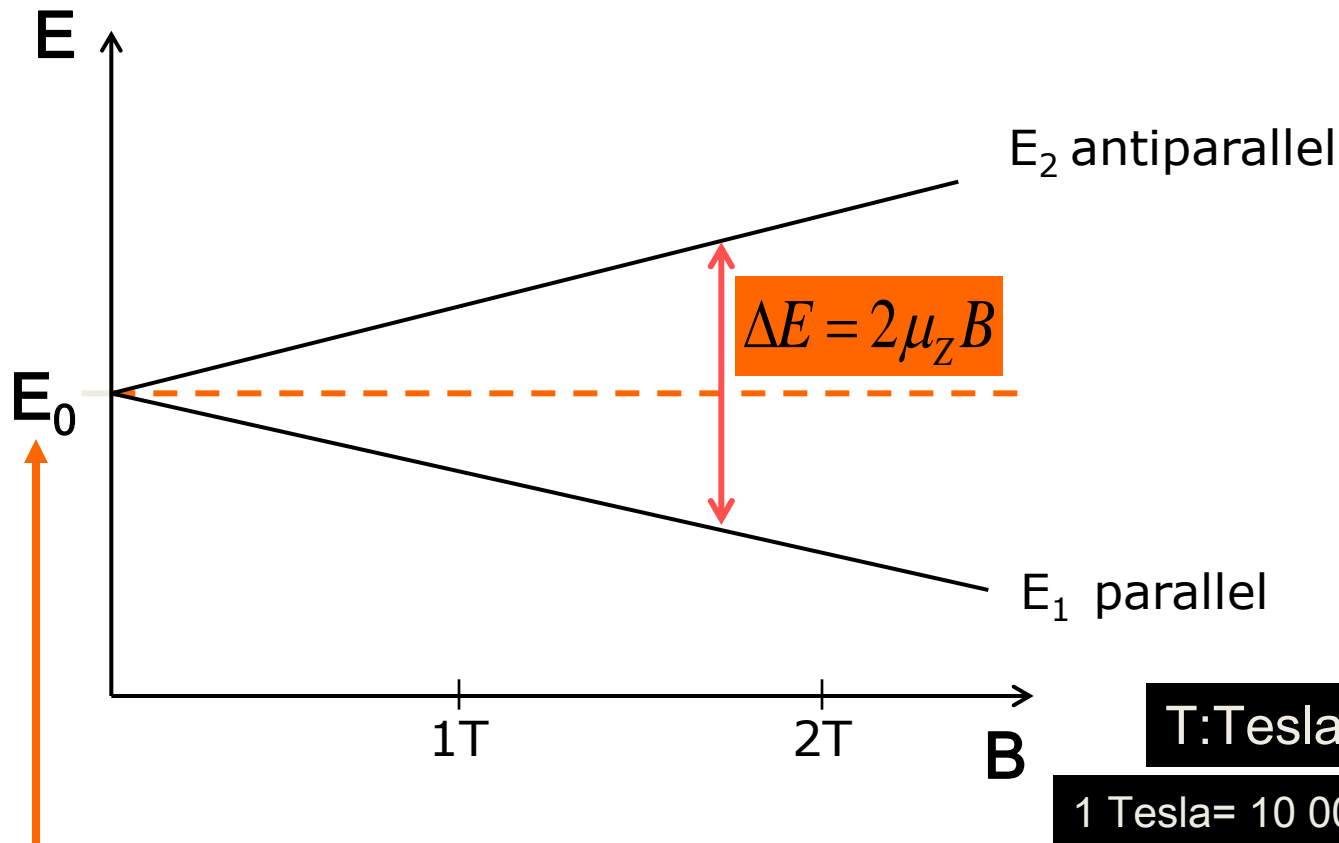
**Kvantumos** viselkedésű mágneses momentum → kétféle orientáció **parallel és antiparallel** orientációk → energia-különbség

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

**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*



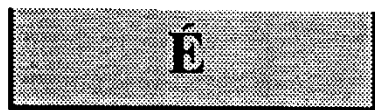
1 Tesla = 10 000 Gauss  
Föld mágneses tere ~ 0.5 Gauss

mágneses tér nélkül:  
 $E_0$  energia



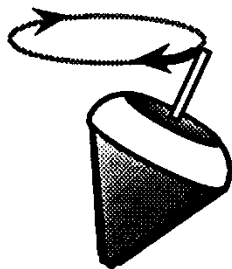
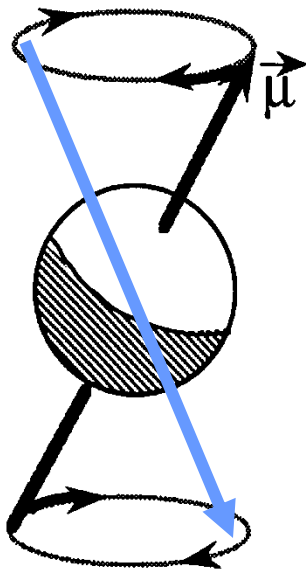
# A proton-spin mágnesek orientációja *precessziós* mozgással történik

Mint az elektron!



“parallel”  
orientáció

energetikailag kedvezőbb  
 $E_1$  állapot



$$E_1 < E_2$$



“antiparallel”  
orientáció

$E_2$  állapot

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

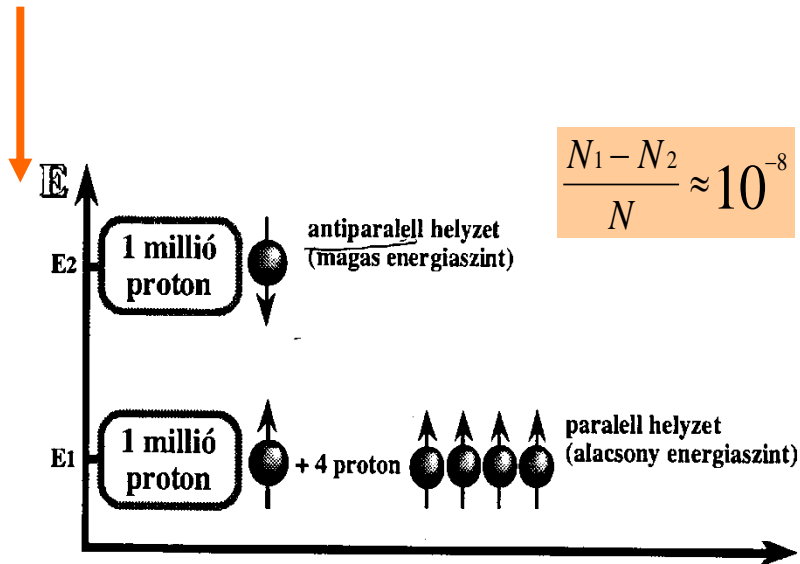
**Az antiparallel orientációk száma alig kisebb, mint a parallel orientációké**

**A mágneses momentumok csaknem teljesen közömbösítik egymást**



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

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

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

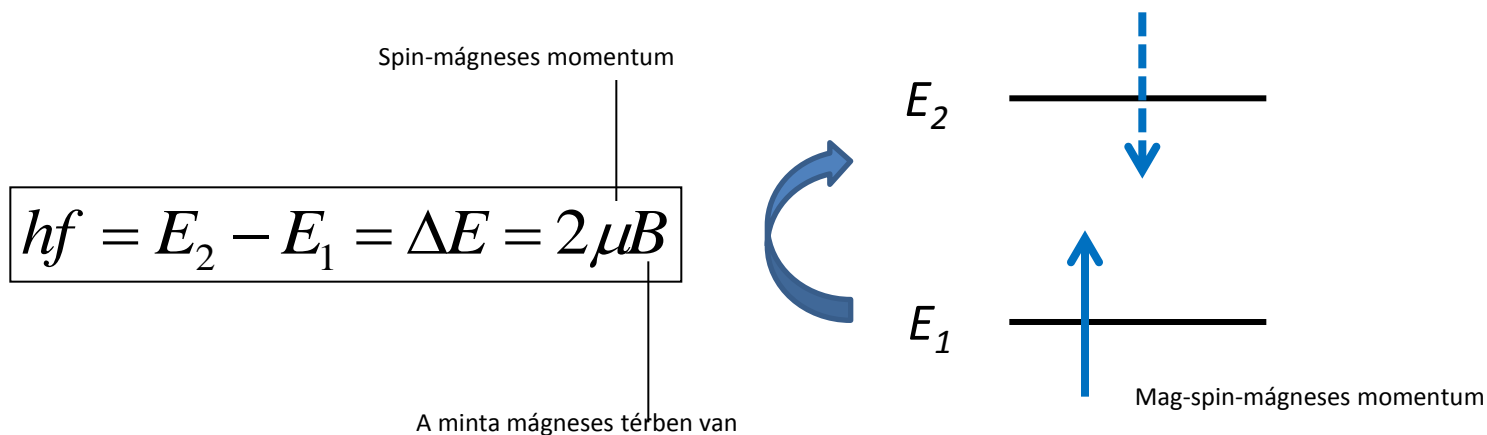
**$\Delta E$  a mágneses tér nagyságával növelhető  
 $\rightarrow$  nagyobb vektor  $\rightarrow$  nagyobb effektus!**

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

A protonok mágneses momentumai mágneses térben

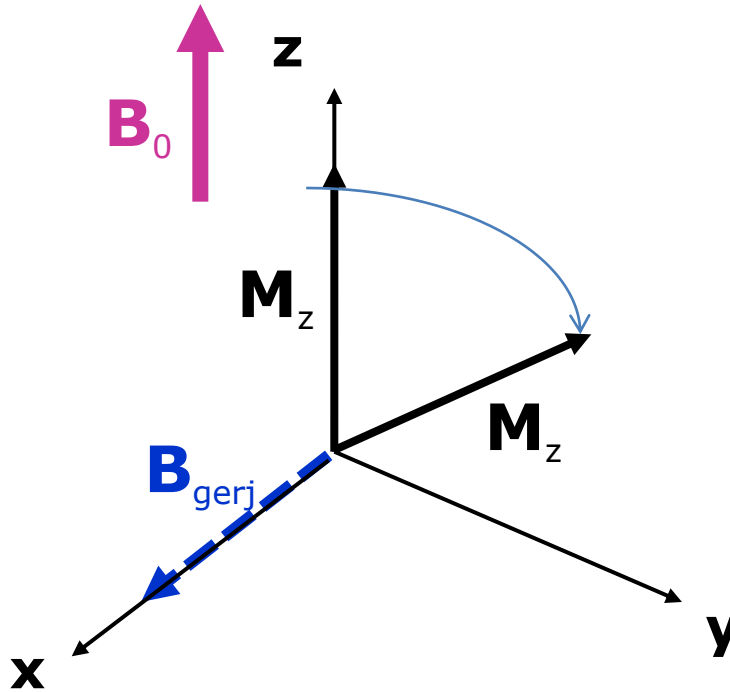
- $\vec{B}$  -vel parallel és anti-parallel állásúak lehetnek
- a parallel orientációnak kisebb az energiája és nagyobb a populációja
- mindkét orientációban precesszálnak  $f = \frac{1}{h} 2\mu B$  frekvenciával
- a parallel orientációjú energiaállapot  $hf = \Delta E = 2\mu B$  fotonenergiával gerjeszthető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

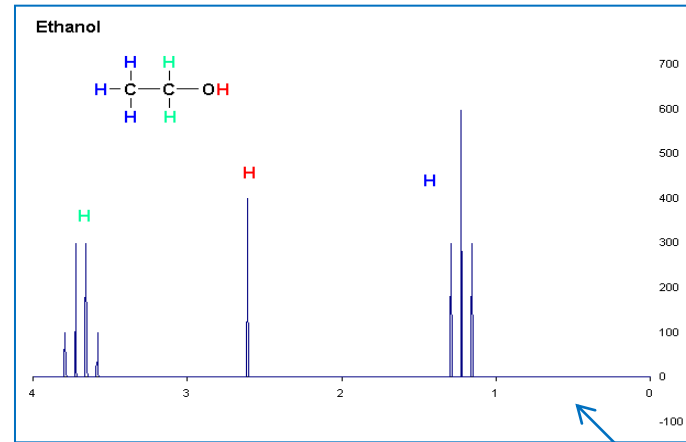


## II. Nuclear Magnetic Resonance spectroscopy

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

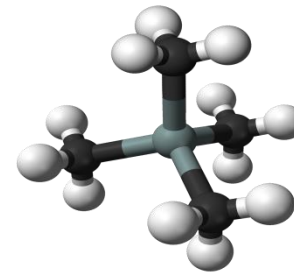
$$hf' = 2\mu B_0(1 \pm \sigma)$$

Proton-NMR-spektrum  
(abszorpciós spektrum)



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



Referencia-szerkezet : tetrametilszilán  
Gerjesztési energiája →  $hf_0$

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

Az effektus igen kicsi

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

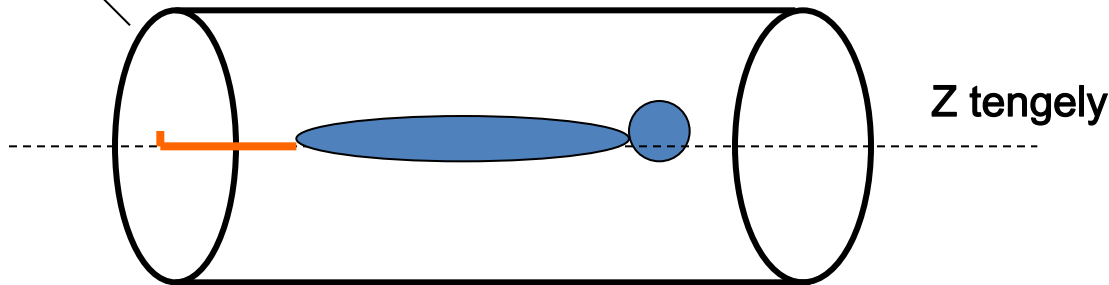
## ***III. Diagnosztikai képalkotó módszer: MR(I)***

*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*

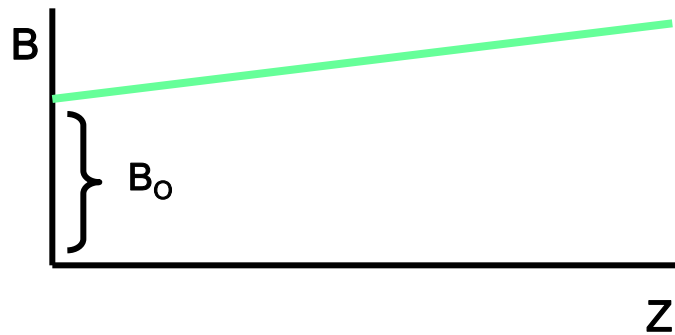
# 1. A diagnosztikai mérés jellemzői

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.....**

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

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

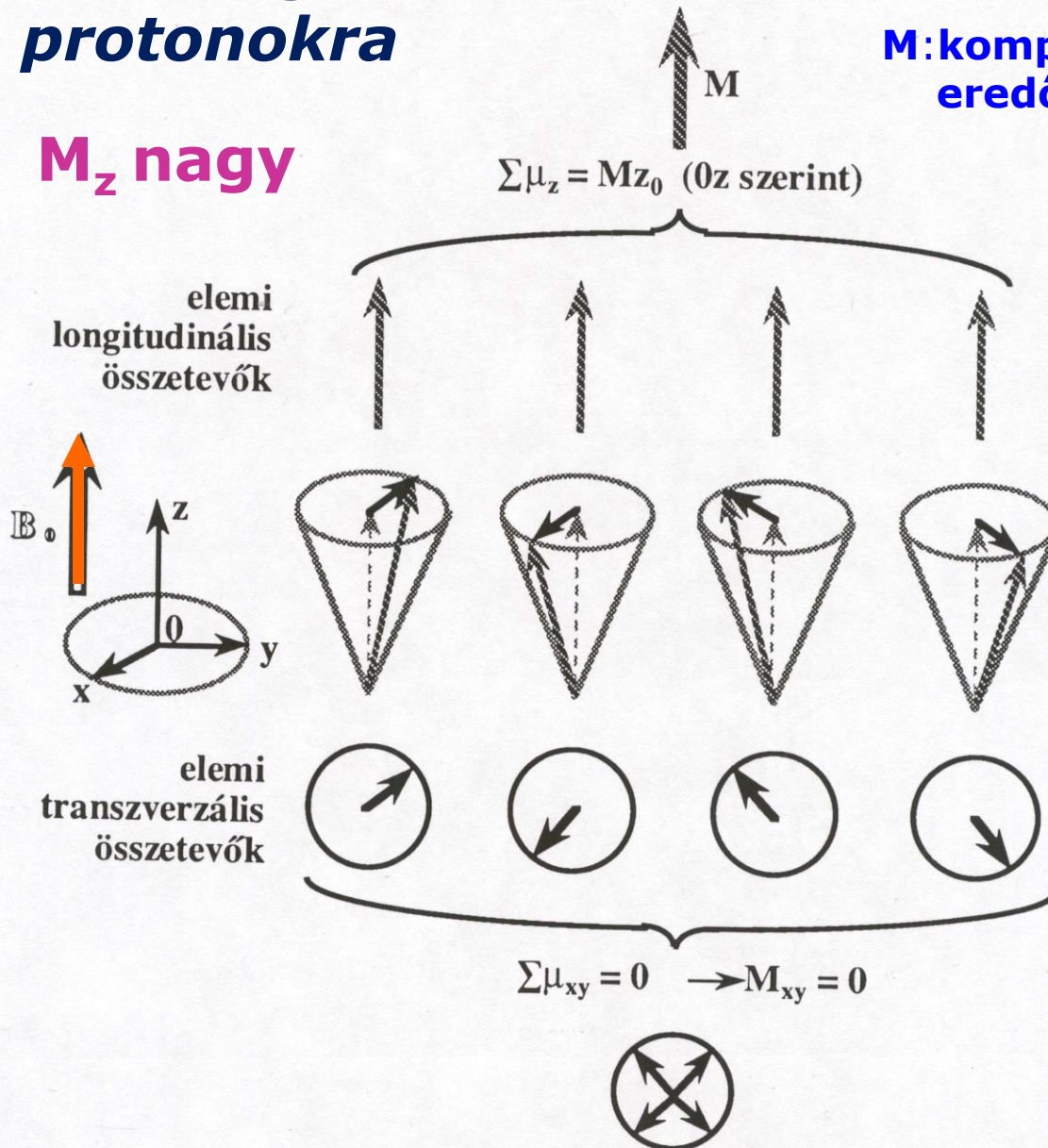
**$M_z$  nagy**

$$2\mu B = hf$$

**Mágneses tér hatása:**

- orientáció
- azonos frekvenciájú precesszió

**-De:**  
a precesszió fázisa  
összehangolatlan



$$M_{xy} = 0$$

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

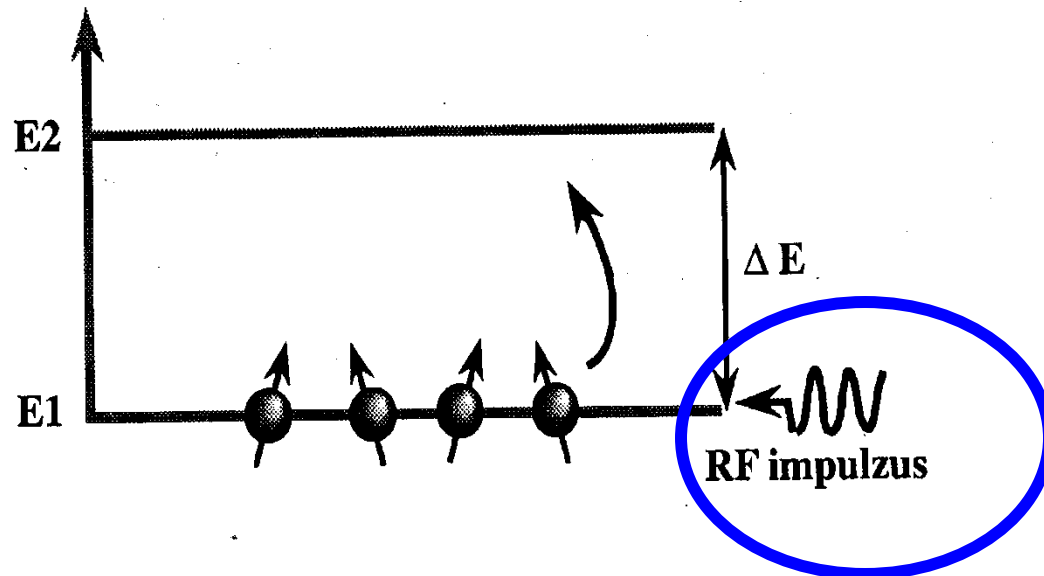
$$\Delta E = 2\mu B(z) = hf$$

↑

**Z-től függ! →**

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

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



## ***A gerjesztés hatása:***

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

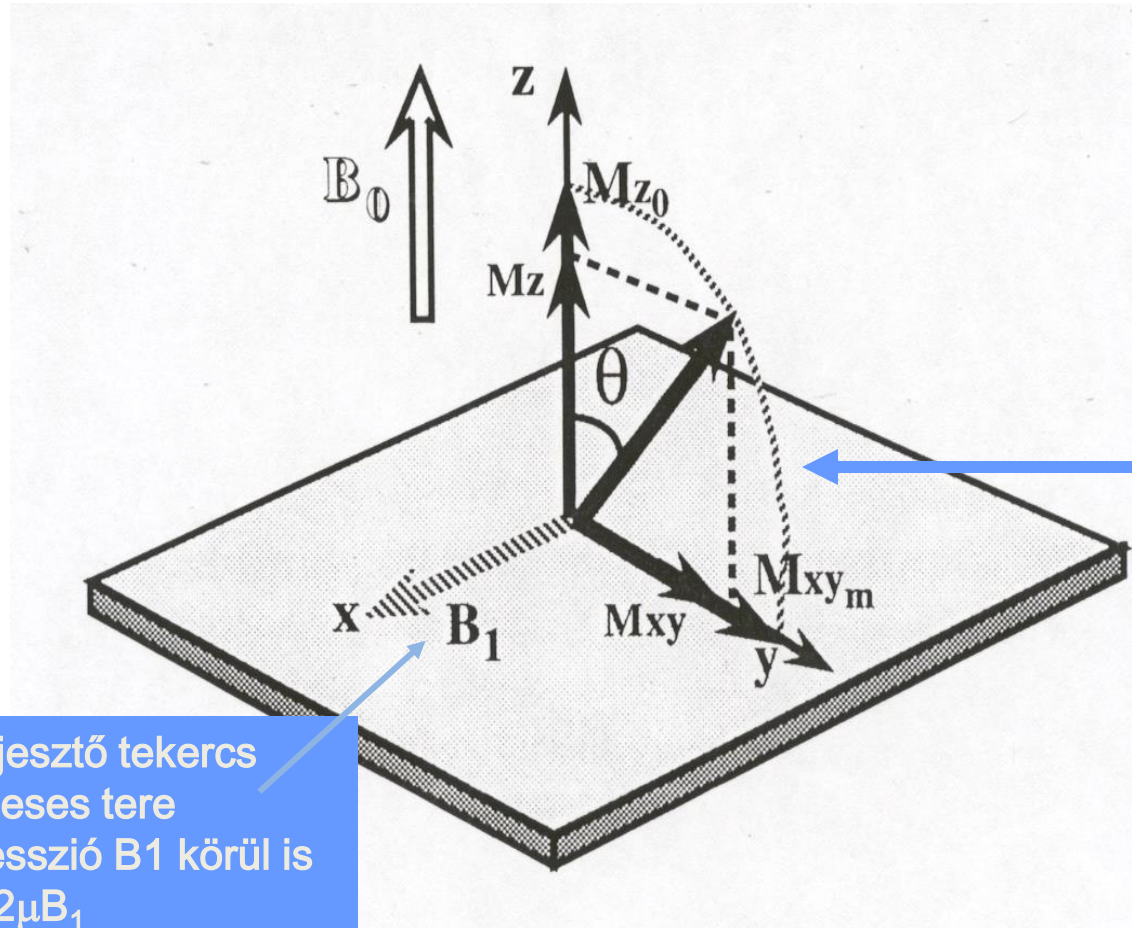
2. Orientációváltás **parallel**  $\longrightarrow$  **antiparallel**

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

$$\longrightarrow \boxed{M_{xy} \neq 0}$$

# A gerjesztés impulzus jellegű - időtartamának szerepe

Az orientációváltás időt vesz igénybe!



Elnevezések az impulzus időtartama alapján

**90°-os impulzus**

Merőlegesbe fordítás-ig tart

**180°-os impulzus**

Teljes átfordítást végez

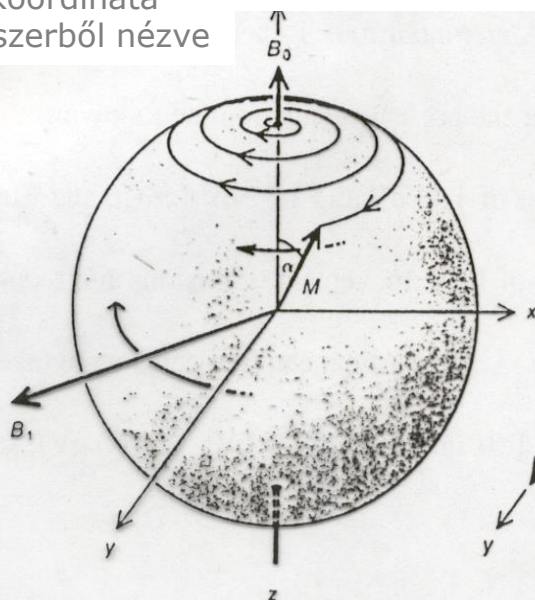


***Az orientációváltás precesszáva történik (együttes precesszió)***



$$M_{xy} \neq 0$$

Álló koordináta-  
rendszerből nézve

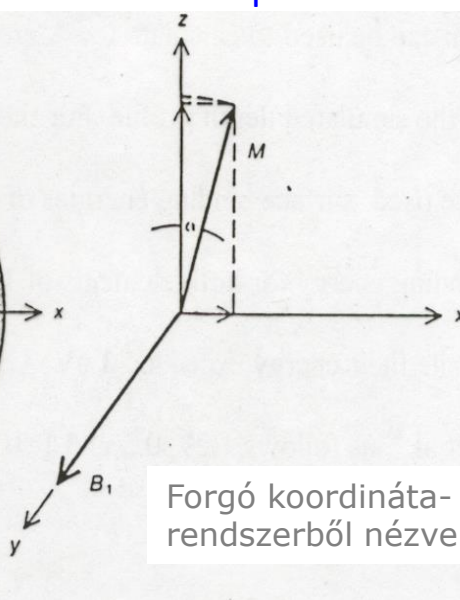


pl.15°

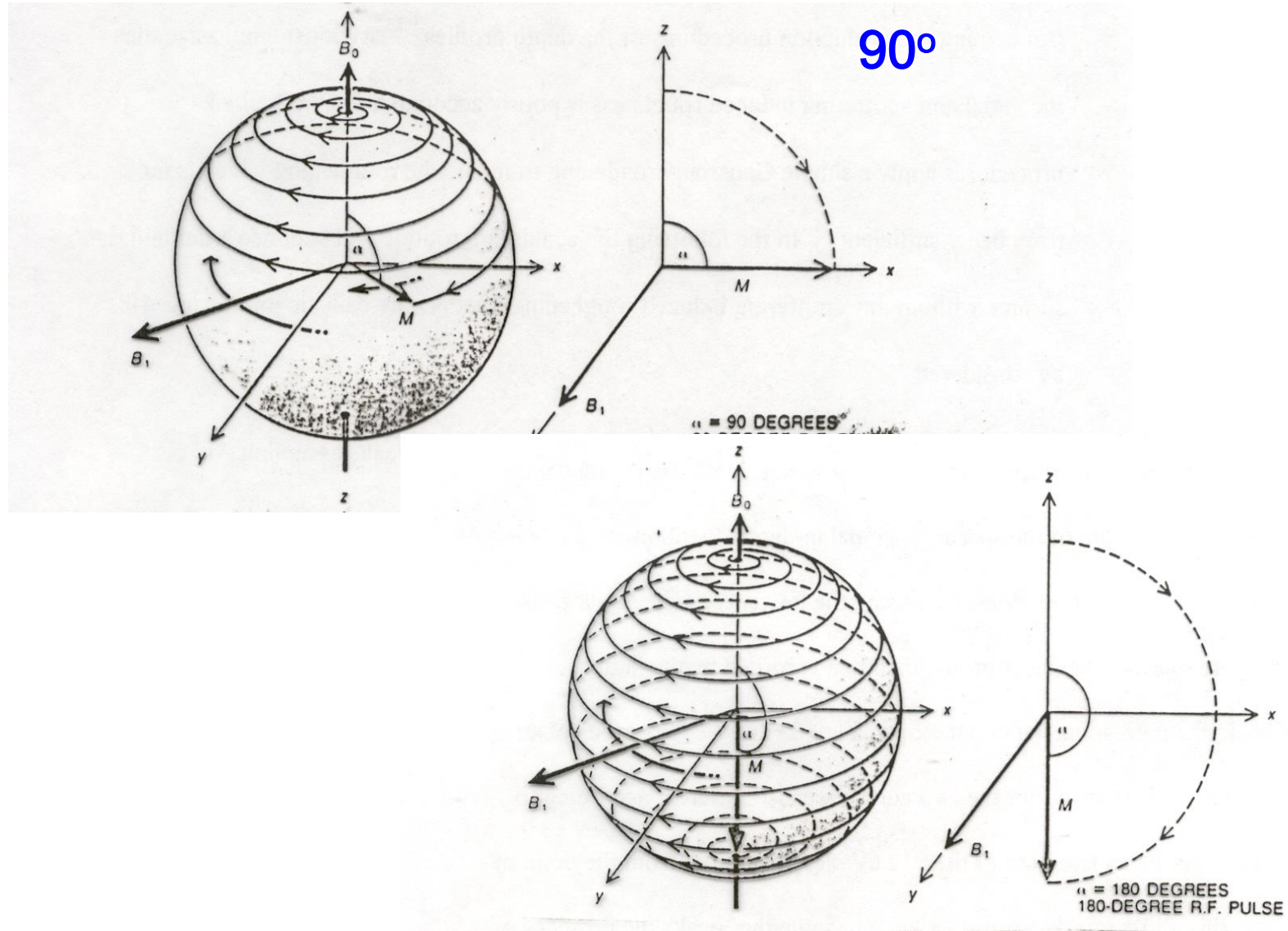
**Az együttes precesszió  
Következménye:**

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

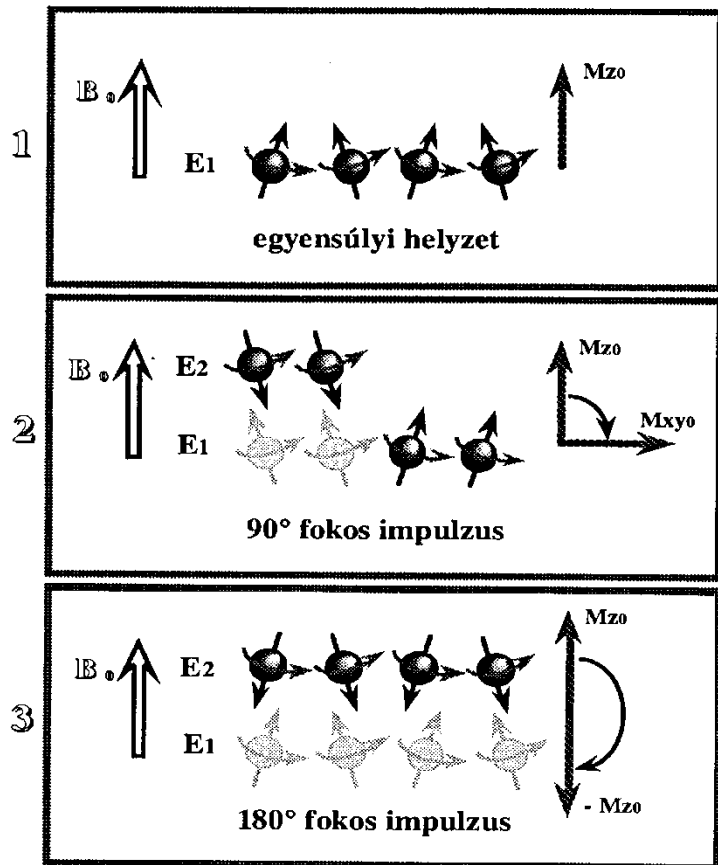
Forgó koordináta-  
rendszerből nézve



## 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

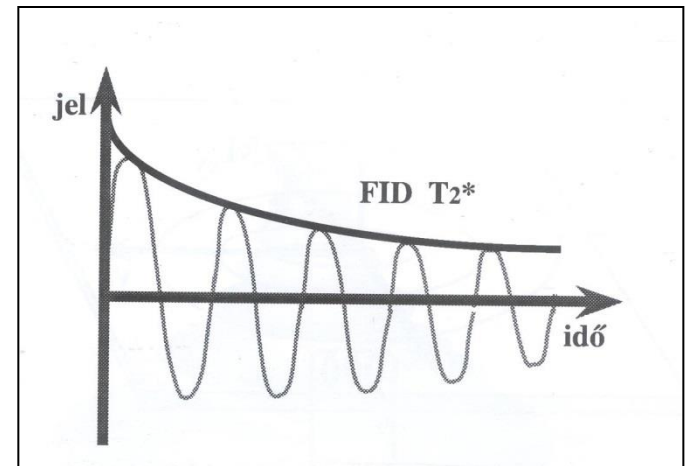
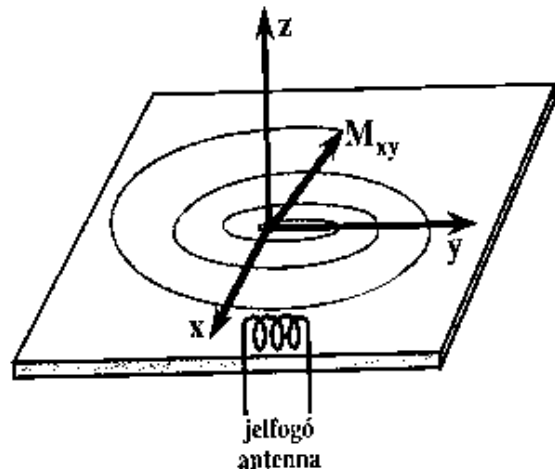
Az MR-kép adatait a gerjesztő impulzus **kikapcsolása utáni relaxáció** alatt mért jelek jelentik

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

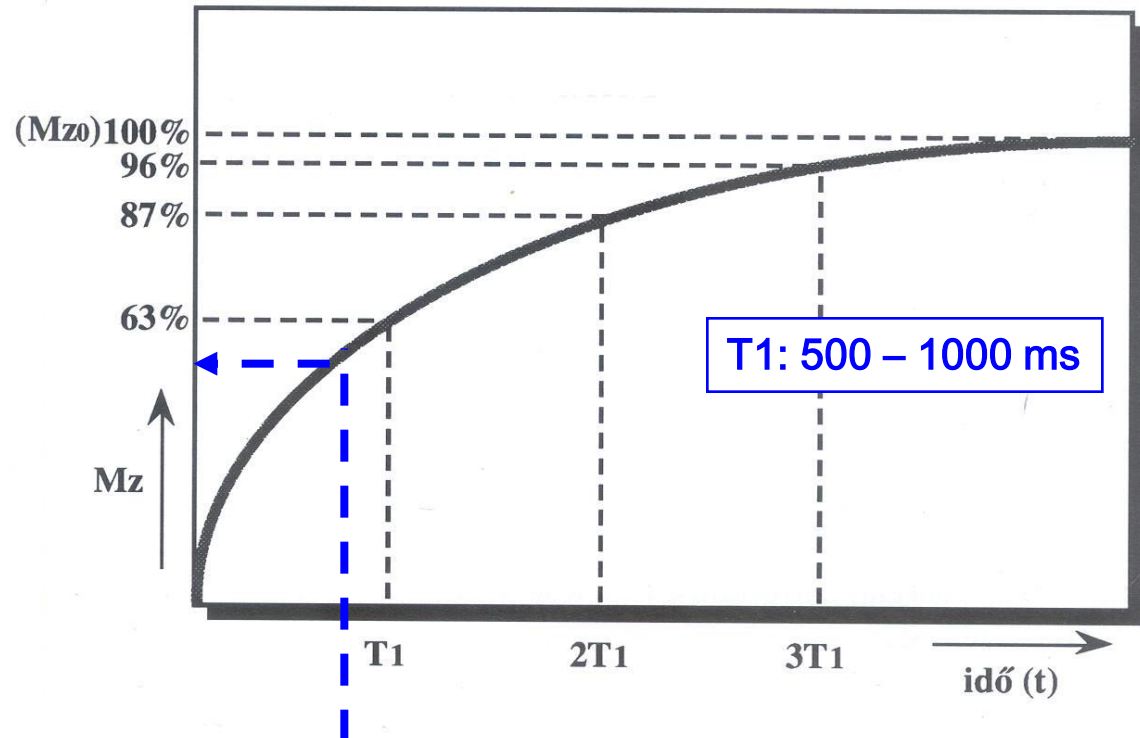
## Mz relaxációs ideje: spin-rács relaxációs idő - T1

Környező  
molekulák

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

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

A  $\rho$  protonsűrűséggel arányos



# T1 értelmezése

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

A  $\rho$  protonszűrűséggel arányos

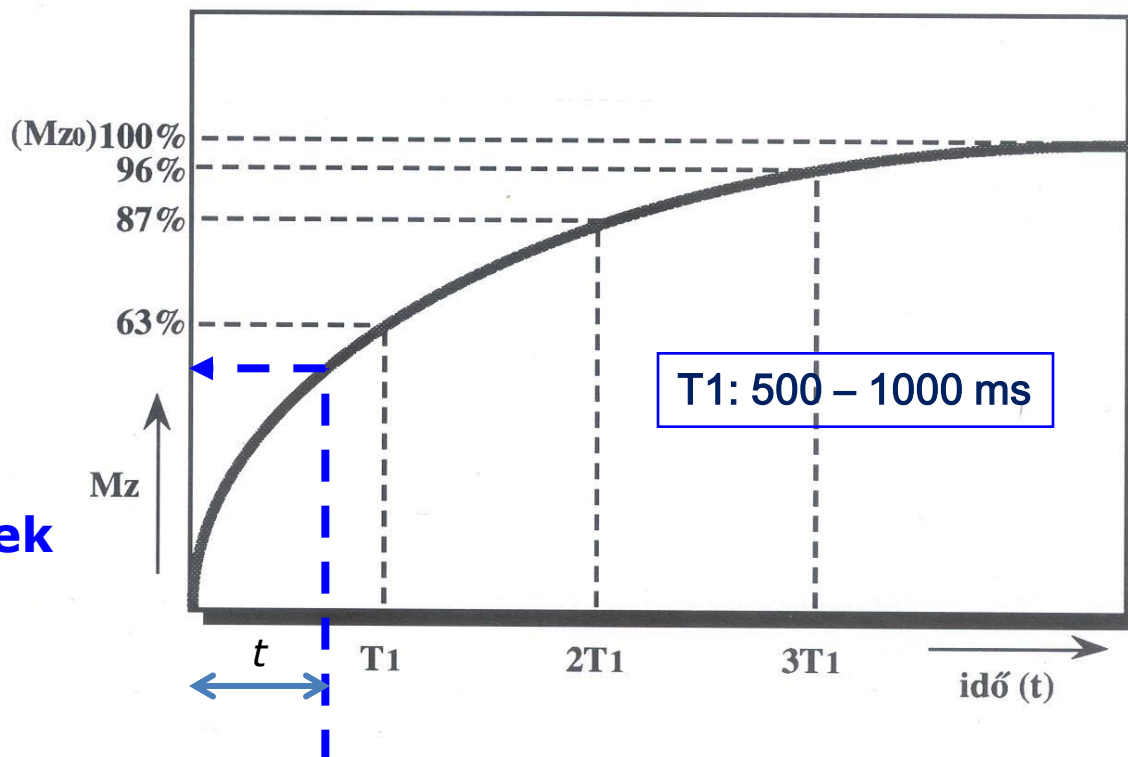
$$M_z = M_{z0} \left( 1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right)$$

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*

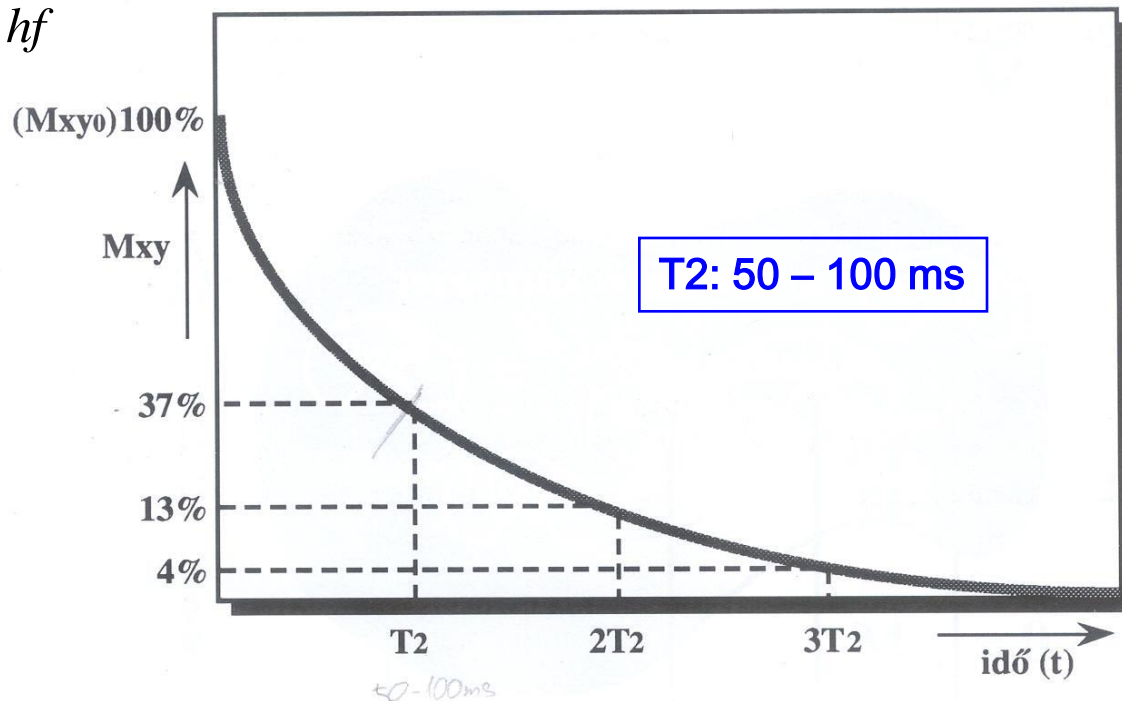
<i>Szövet</i>	<i>T<sub>1</sub> (s)</i>
bőr	0,62 ± 0,02
vállizom	1,02 ± 0,03
nyelöcső	0,80 ± 0,11
gyomor	0,77 ± 0,07
máj	0,57 ± 0,03
lép	0,70 ± 0,05
tüdő	0,79 ± 0,06
csont	0,55 ± 0,03
prosztata	0,80 ± 0,01
vese	0,86 ± 0,03
agy	1,00 ± 0,02

## *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

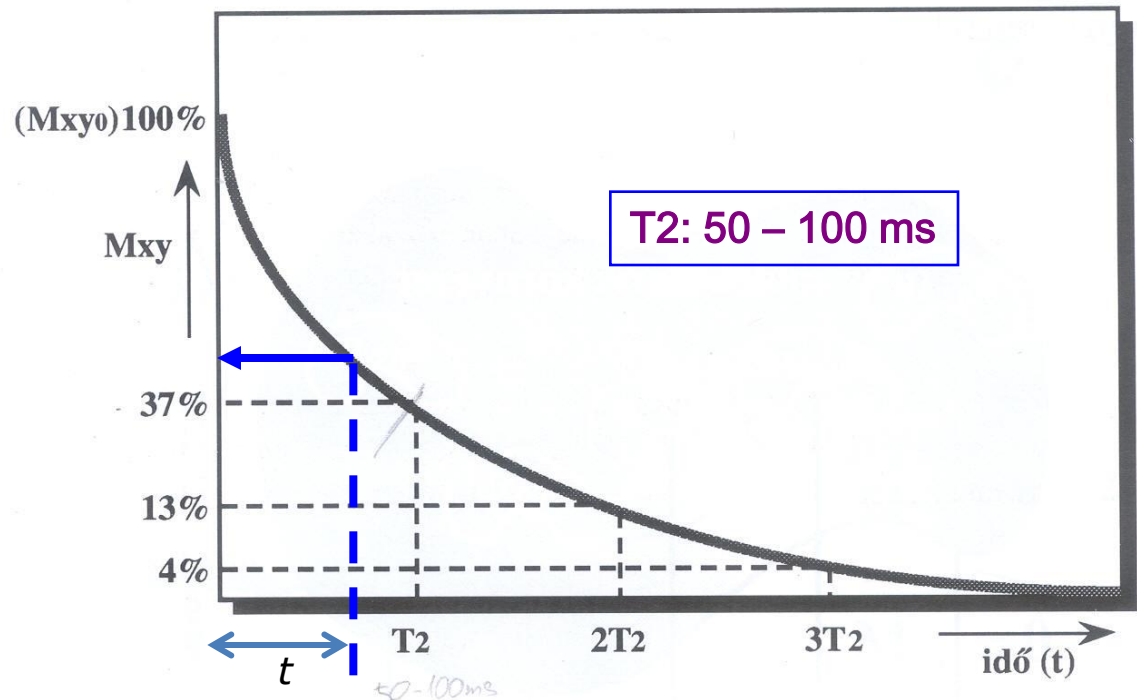
$$M_{XY} = M_{XY,0} e^{-\frac{t}{T_2}}$$

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**

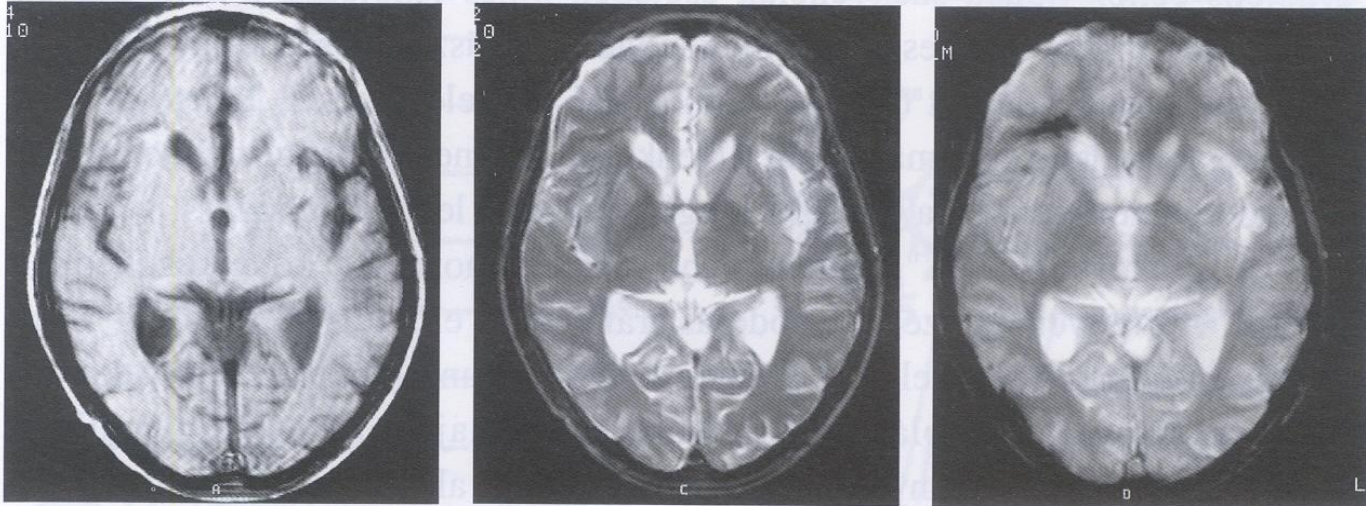
A képalkotásra használt paraméterek :  $\rho$ (protonsűrűség), T1 és T2

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

1. A rezonancia állapot gerjesztési frekvenciája kiválaszt egy testszeletet

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

### 2. Képelemek feloldása az X irányban

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

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

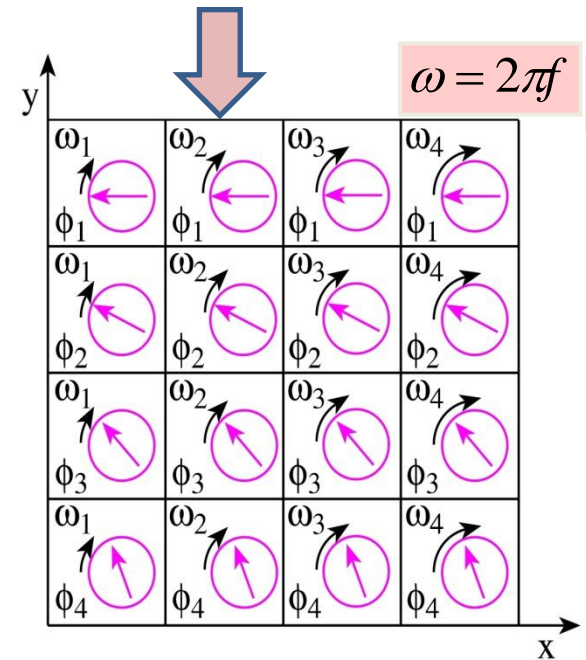
A mért indukált feszültség  
sok frekvenciájú és fázisú jel  
szuperpozíciójának eredménye

Az egyes  $f$  és  $\phi$  komponensek 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 idegvégződés  
stimulálása

gerjesztő tér teljesítménye és dB/dt limitek

**kontraindikáció: terhesség első trimer**

**pacemaker**

**ferromágneses és fém implantok**

(pl. szembe került szilánkok)

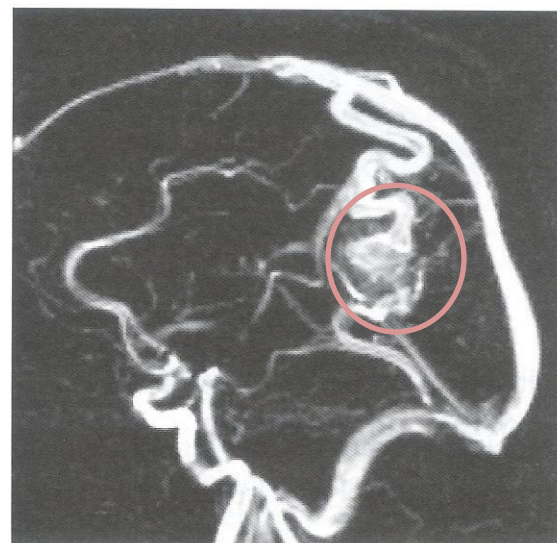
# *A továbbiak érdeklődőknek - olvasásra*

## Speciális MRI technikák – fejlődési irányok

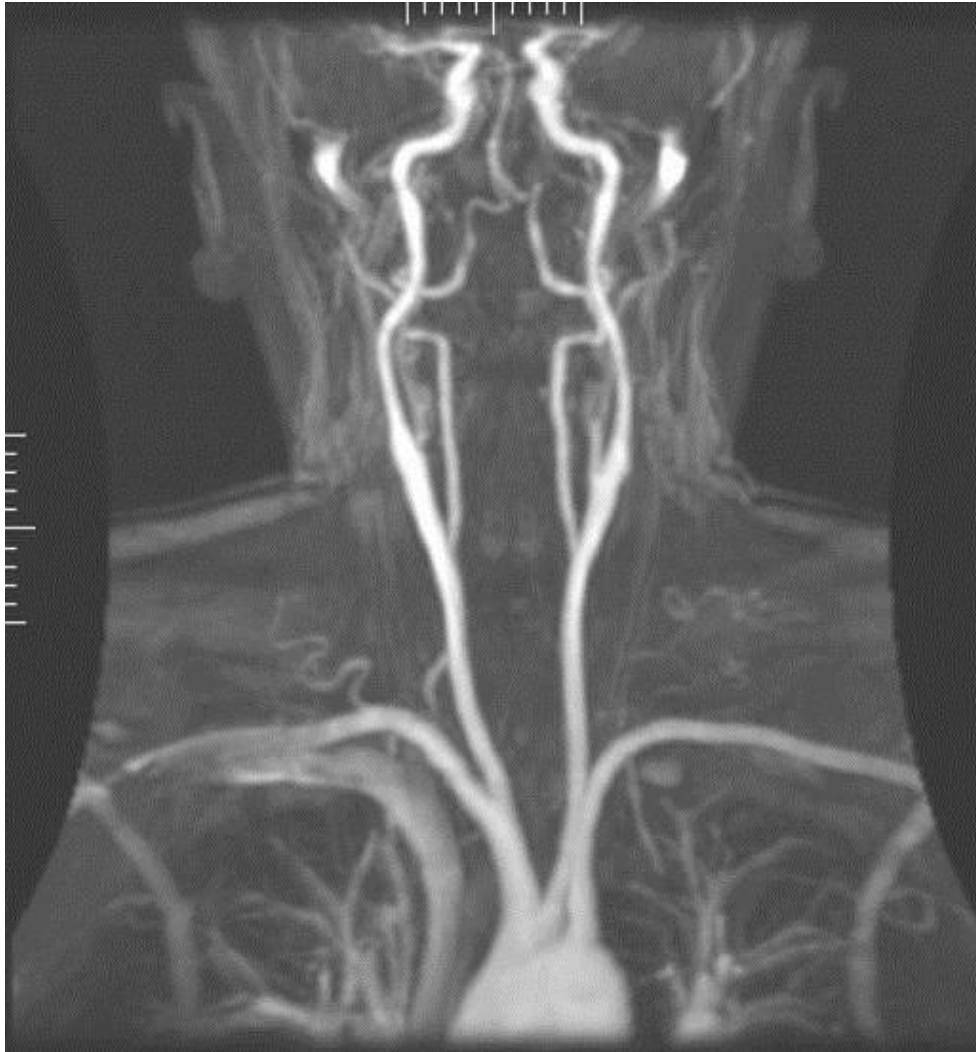
### 1. Angiográfiai alkalmazások

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







Gd – jelzés

érszűkület

értágulat

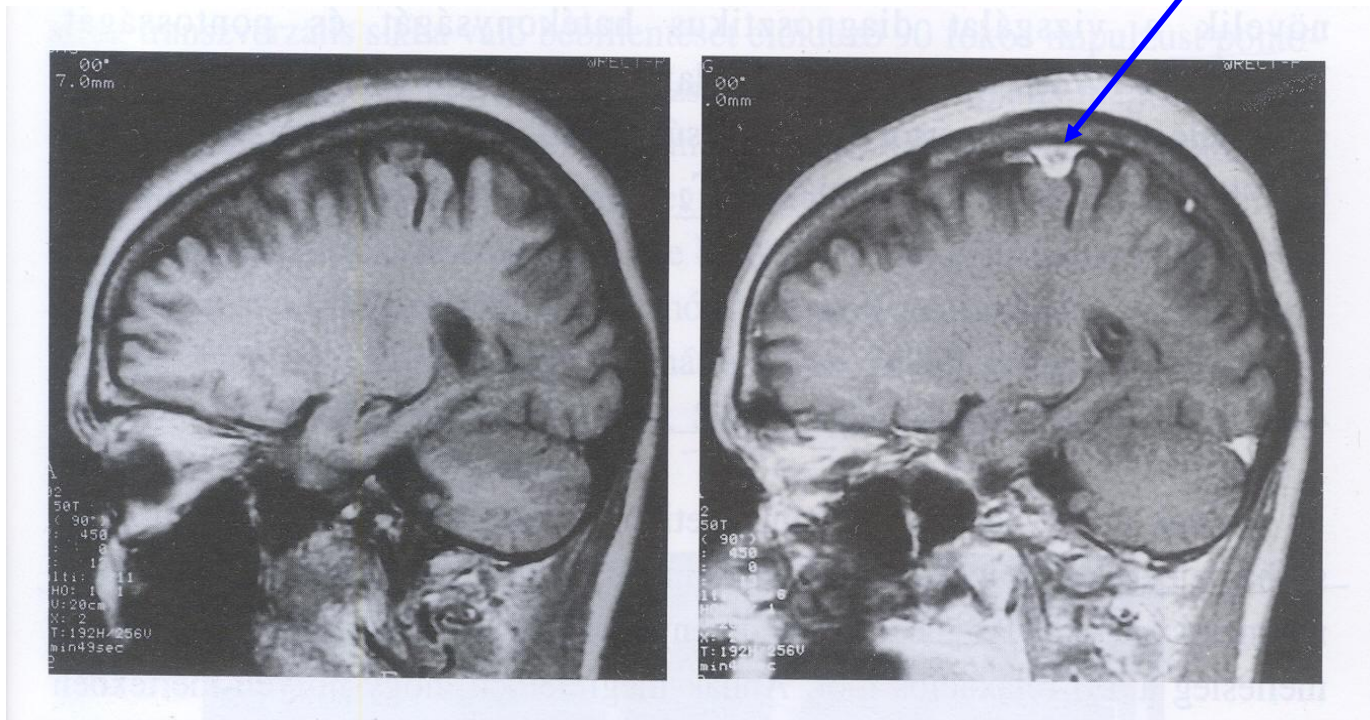
Time of flight – hatás

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)

## ***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

## ***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)

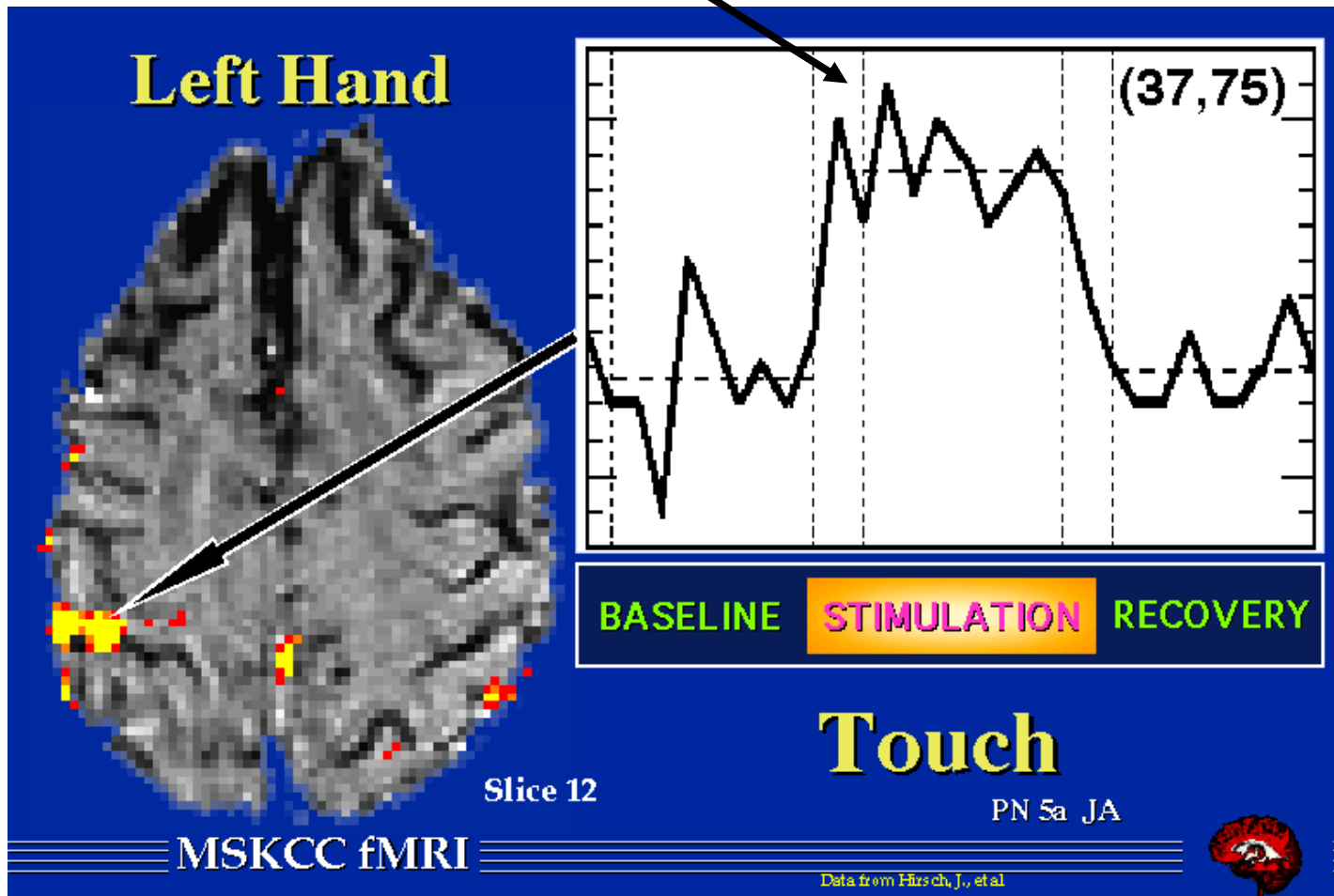
=> *Hb állapota endogén kontraszt-agens*

**Alkalmazása agyi funkciók vizsgálatában:**

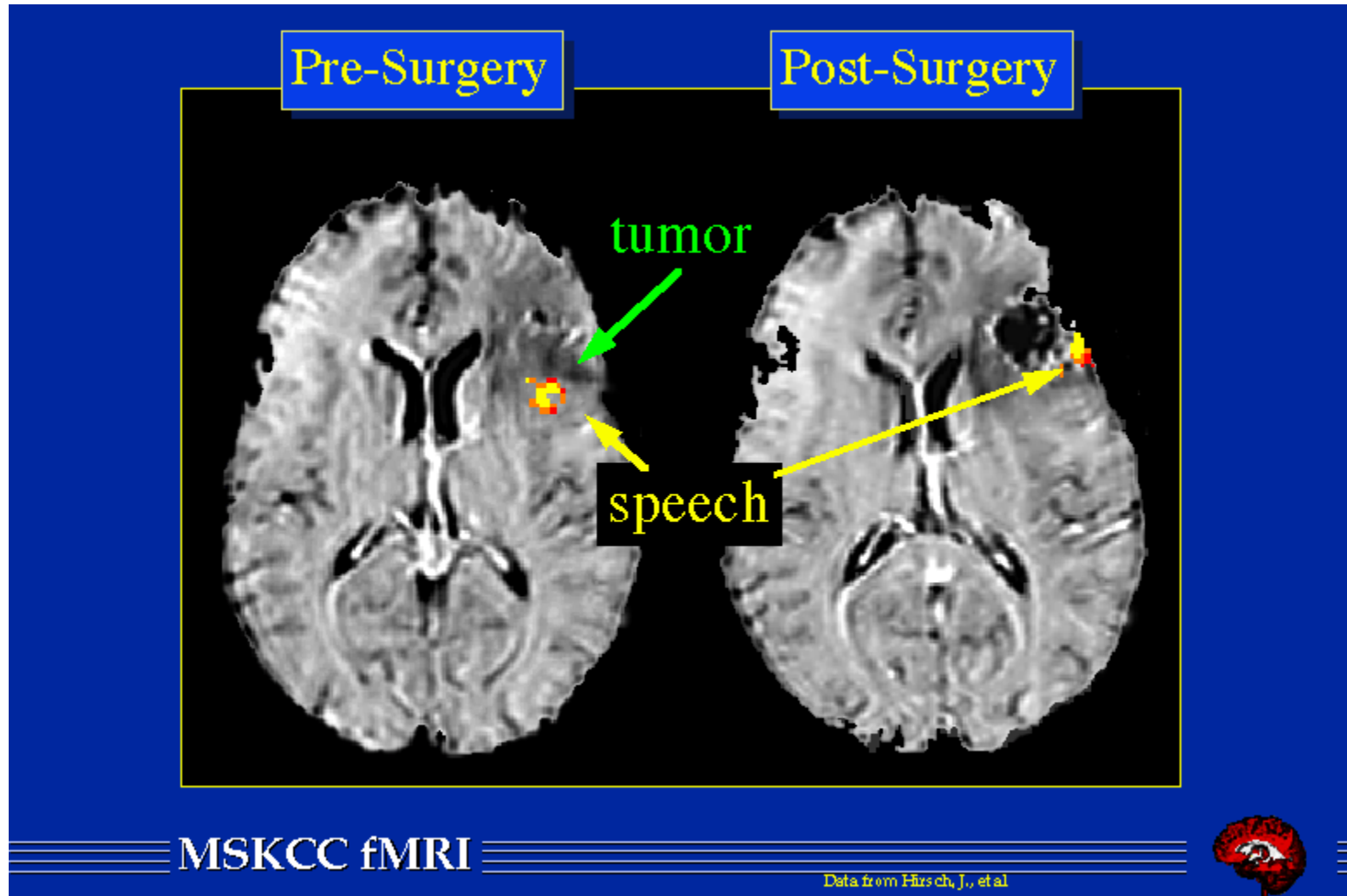
**visual cortex, motor cortex, beszéd**

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



