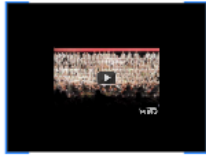


# MRI – a diagnosztikai képalkotás alapjai



Szigeti Krisztián



1947 MRI alapítók (1952):

- Felix Bloch
- Edward M. Purcell

1977 Nobel díj (2003):

- Paul Lauterbur
- Peter Mansfield
- Raymond Damadian



# MRI – a diagnosztikai képalkotás alapjai



Szigeti Krisztián

## 1947 NMR anyagvizsgálat (1952):

- Felix Block
- Edward M. Purcell

## 1977 Klinikai MRI (2003):

- Paul Lauretbur
- Peter Mansfield
- Raymond Damadian





You Tube

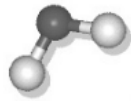


## HOGYAN IS MŰKÖDIK AZ MRI?

Rádiófrekvenciás jel



Voxel



"Jeladó"



Jelvevő

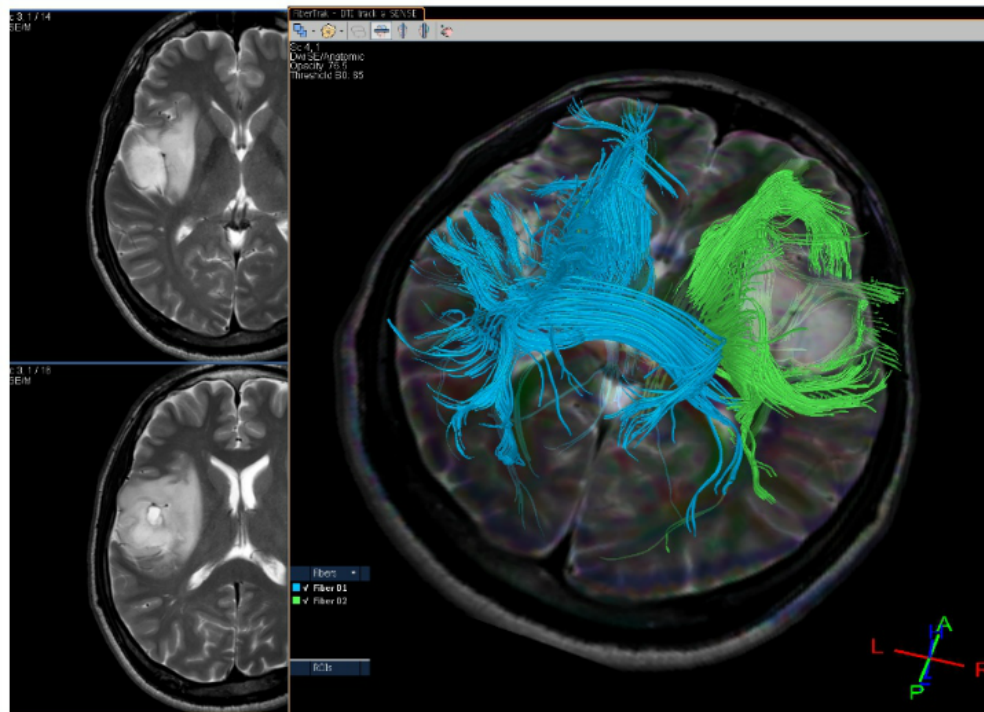


Mágnes



- Helyezzük a pácienszt erős mágneses térbe
- Gerjesszük a pácienszt egy megfelelő radiofrekvenciás jellel
- Figyeljük meg a páciensből kijövő radiofrekvenciás választ
- Pontról pontra (voxel) ismételjük meg az előző két lépést

Hogy kaphatunk ilyen képeket?



## Mi a köze a kórusnak az MRI hez?



- Zenekar
- Kórustagok
- Emeletek
- Hangmagasság
- Hol tart a zenében



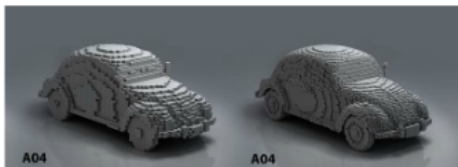
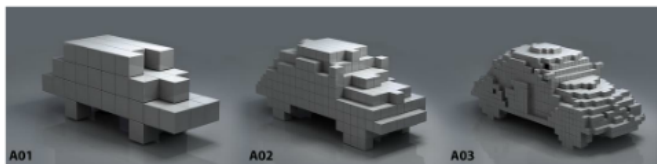
- Mágnes (pl: 3T, He)
- Voxelék (emberben)
- Pozíciókódolás (3D)

# Mágnes és voxel

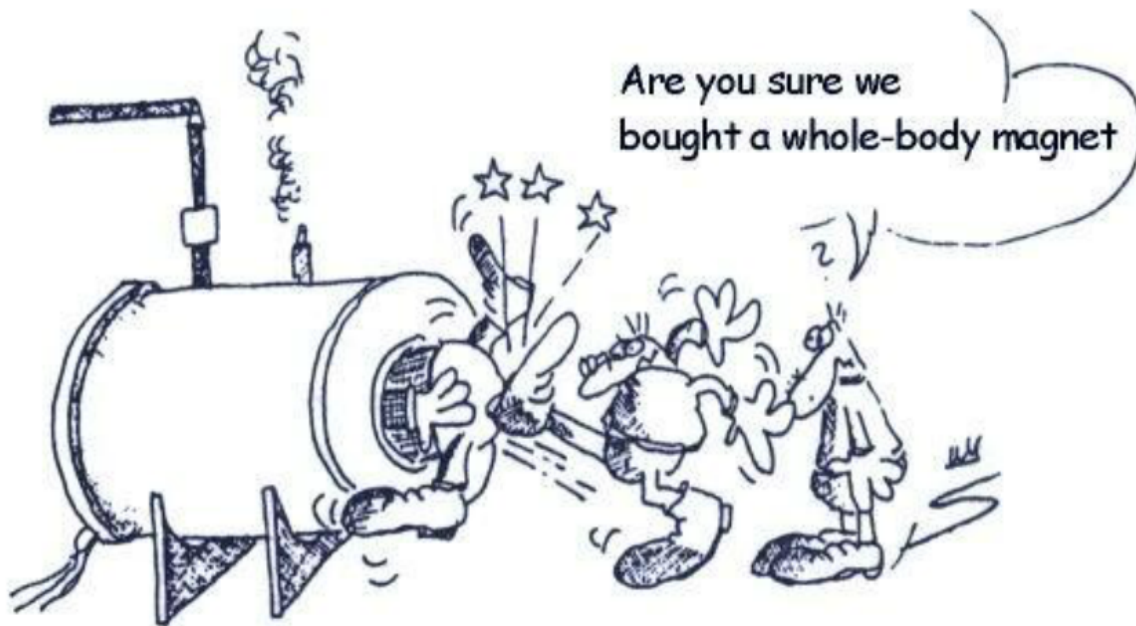
- Föld: 30uT
- MRI: 0.3-12T  
(5 nagyságrend)



## Voxel

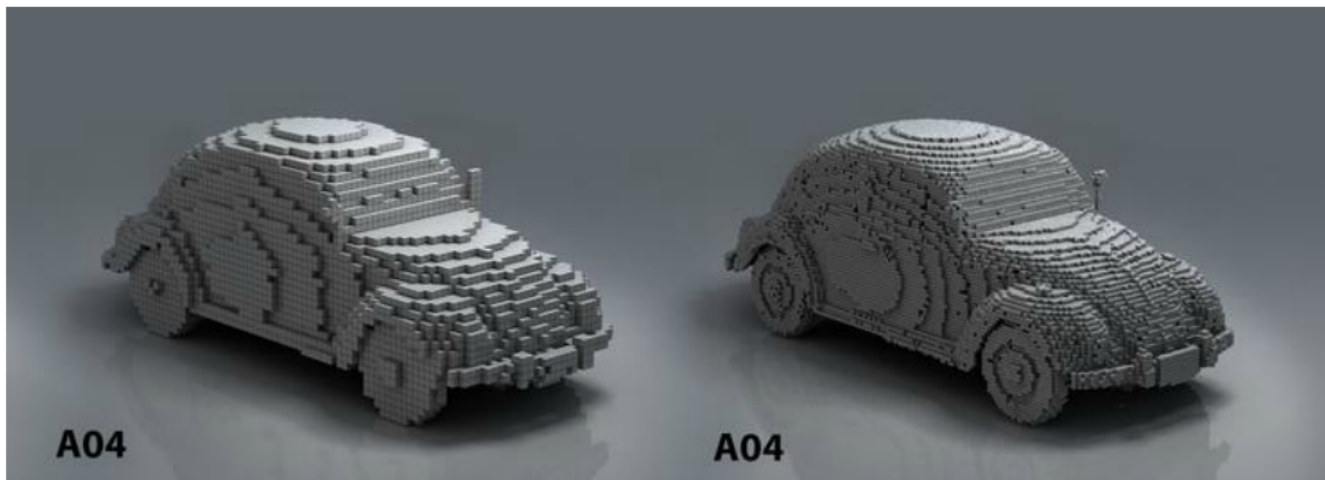
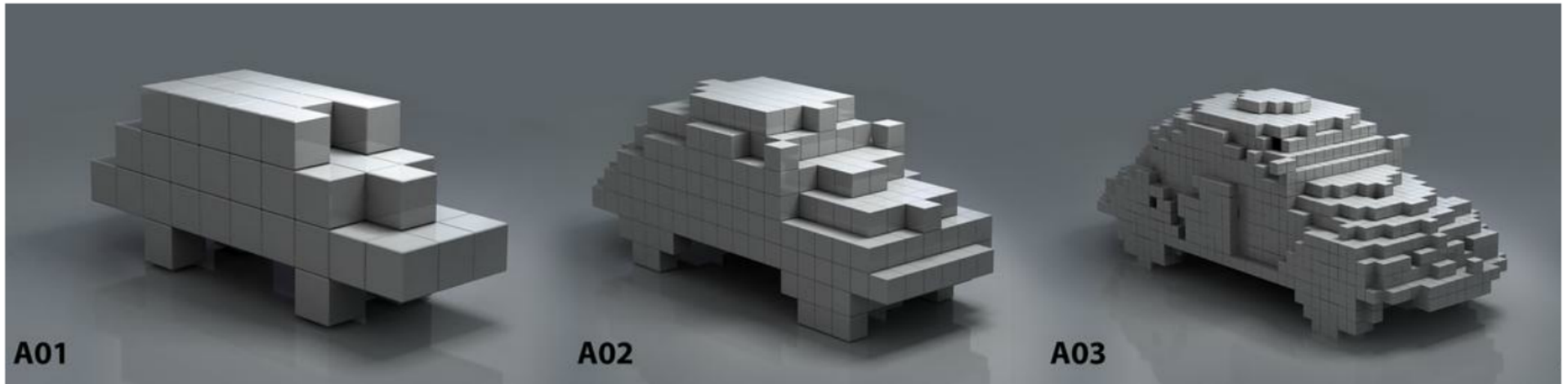


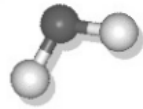
- Föld: 30 $\mu$ T
  - MRI: 0.3-12T
- (5 nagyságrend)





# Voxel

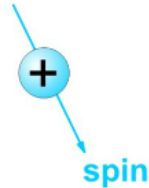




Mi a "jeladó" (voxelben)?

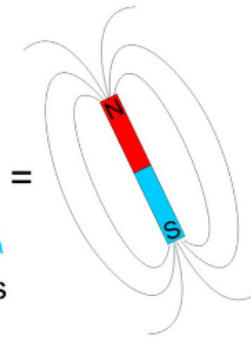
## MÁGNESES TÉR NÉLKÜL:

a proton  
"nagyon  
gyorsan  
pörög"



mozgó elektromos töltés  
mágneses teret kelt!

mágneses  
spin  
vektor

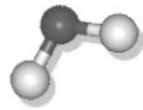


rendezetlen  
spinek



Voxelekben lévő spinek





Mi a "jeladó" (voxelben)?



Mit csinál az "iránytű" mágneses térben?



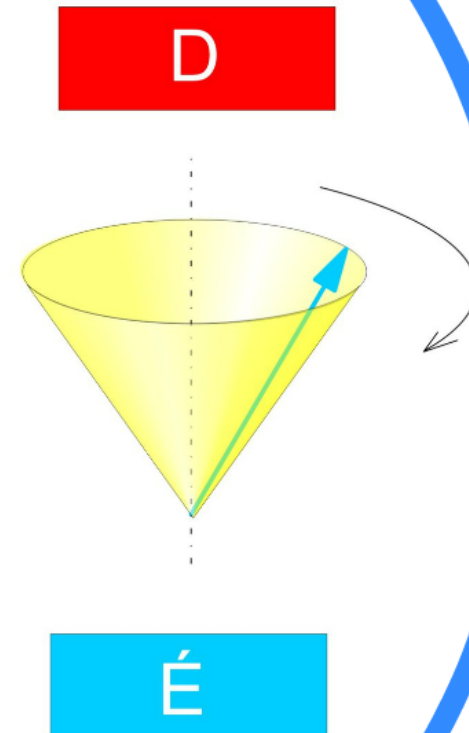
Mit csinál a mágneses tér?

## KÜLSŐ MÁGNESES TÉRBEN:

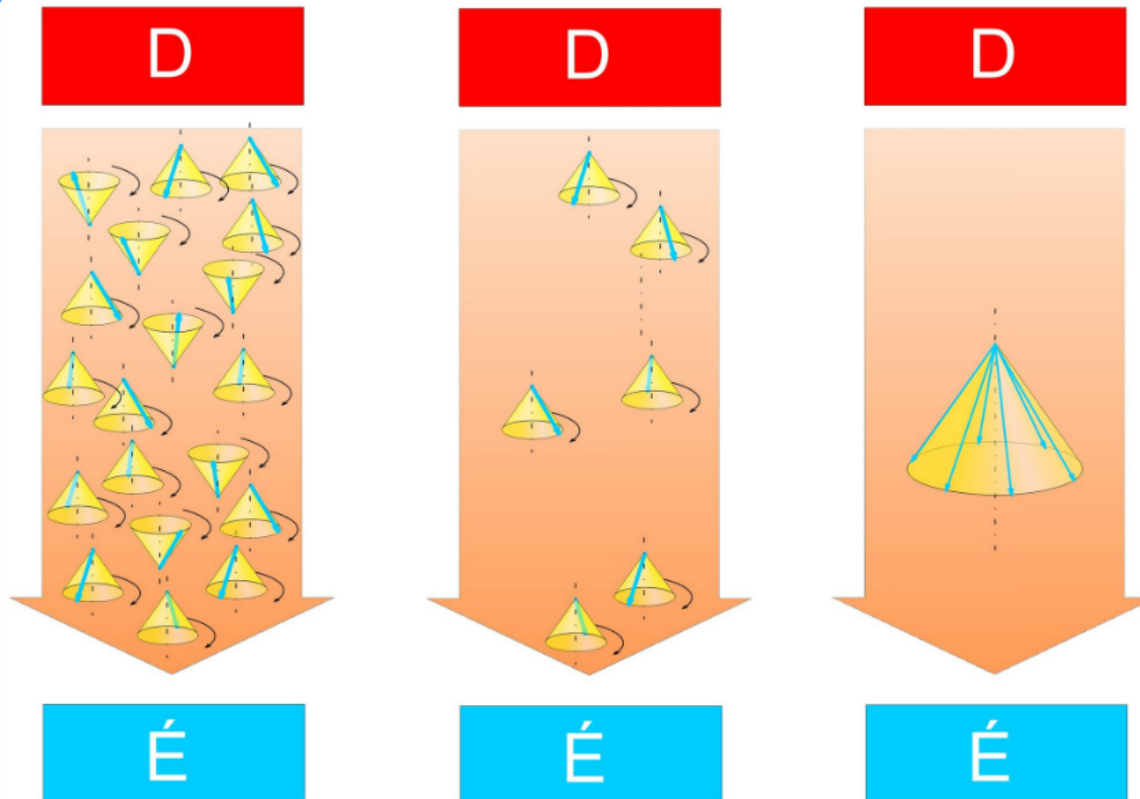
### A PRECESSZIÓ:

A spin vektor a külső mágneses tértől függő fordulatszámmal, frekvenciával egy kúppalást mentén "lassan" kering, precesszál (pörgettyű-hasonlat).

A kúp forgástengelye azonos irányú a mágneses térrel.



## ERŐS MÁGNESES TÉRBEN

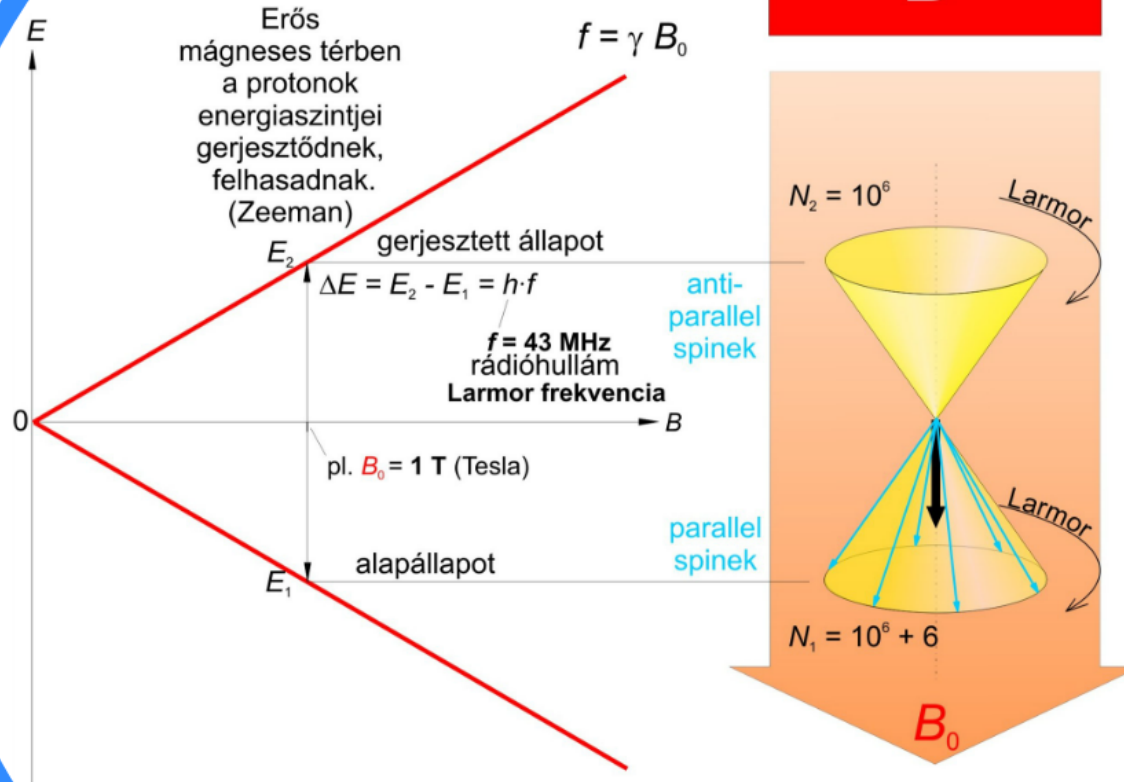


A spinek a mágneses tér irányába rendeződve precesszálnak. Termikus egyensúlyban (290 K) a precessziók kicsit több, mint a fele É-felé irányul.

Ha csak a felesleg spinek precesszióit ábrázoljuk.

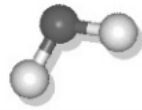
EGYSZERŰSÍTÉS: a felesleg spinek precessziói egyetlen kúppaláston ábrázolva

(kék vektorok = felesleg-spinek)

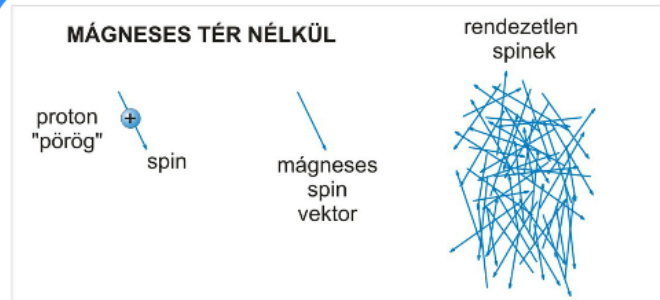


$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{\Delta E}{k \cdot T}}$$

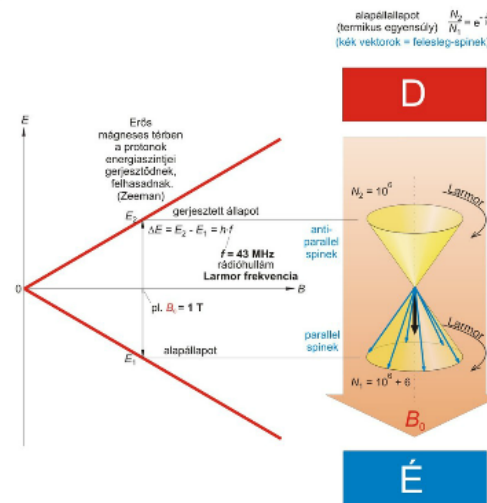
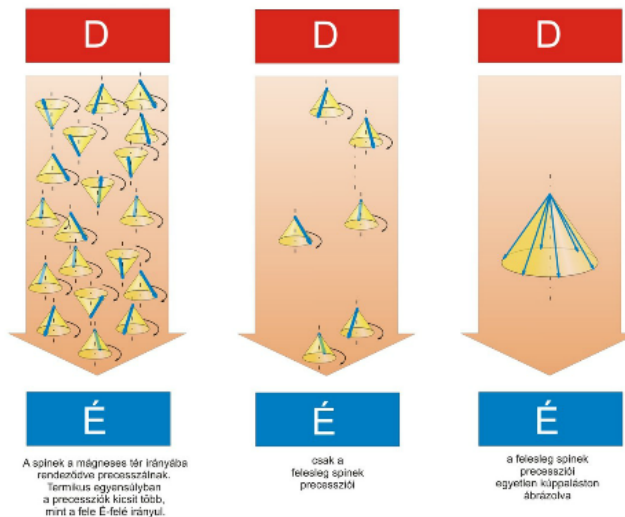
É



# Ez a "jeladó" ...



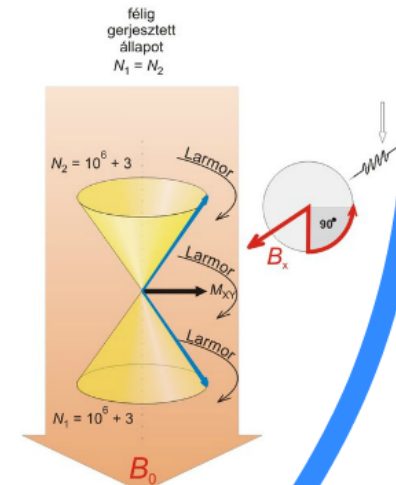
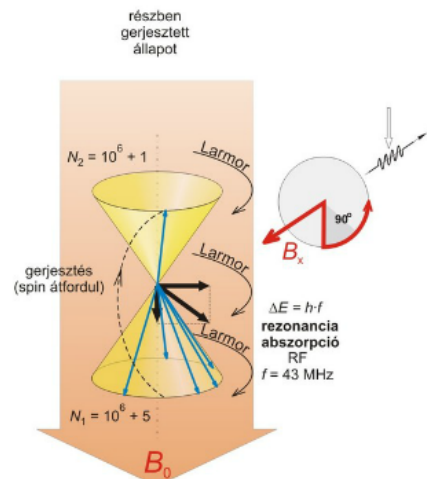
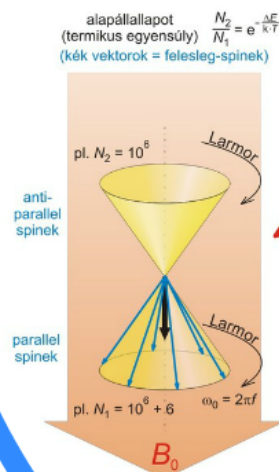
## ERŐS MÁGNESES TÉRBEN



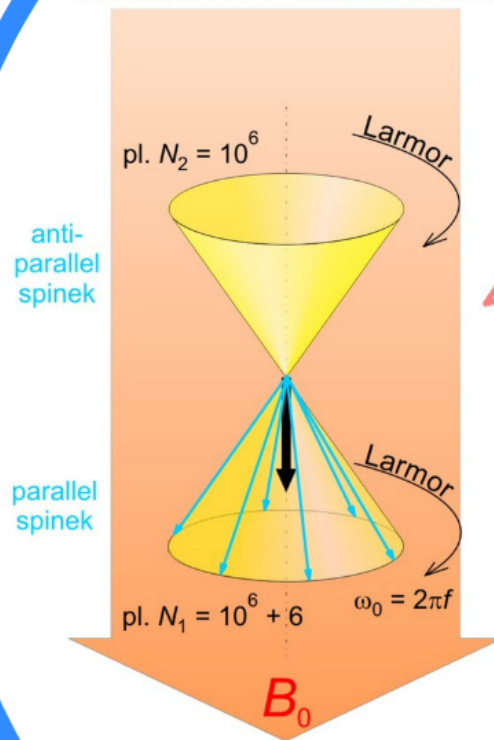
# Hogyan tudjuk "daloltatni a voxeleket"?



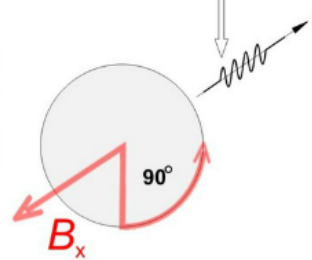
- Mi nyeli el a rádió jelet?
- Mi történik a voxelekben?
- Hogyan adnak jelet?



(kék vektorok = felesleg-spinek)

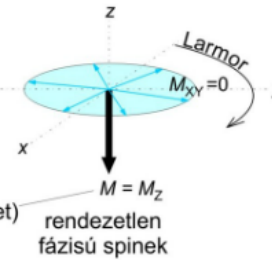


90°-os  
impulzus  
eleje



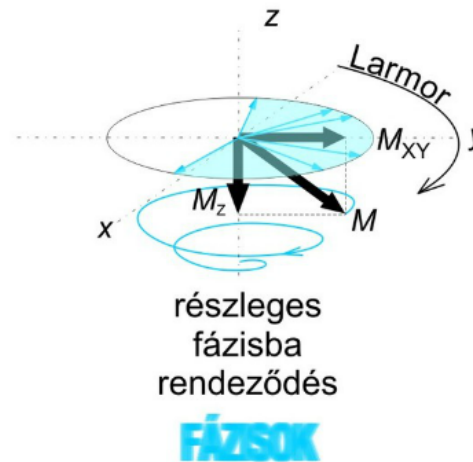
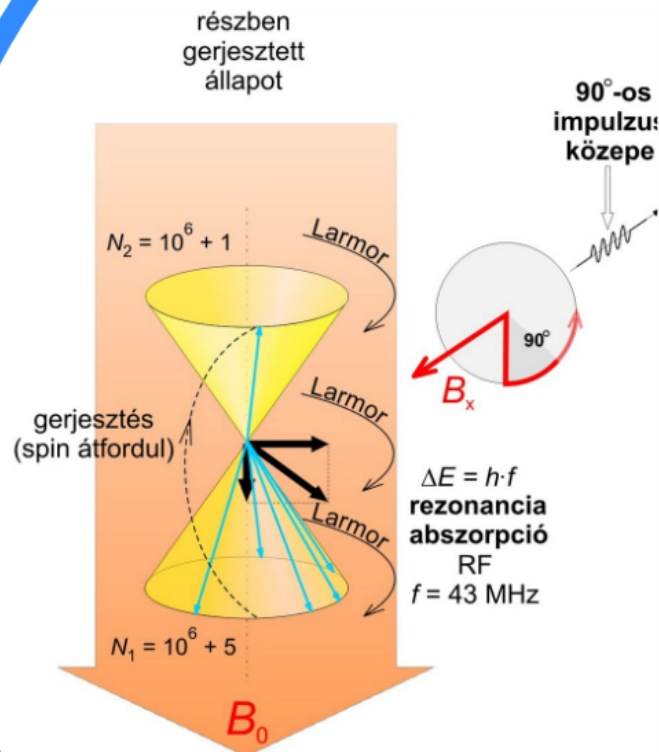
a precesszáló felesleg-spinek  
vetületei az x-y síkban.  
(mivel kiegyenlítődnek,  $M_{xy}=0$ )

a felesleg-spinek eredője  
( $M_z$  adja a teljes mágnesezettséget)



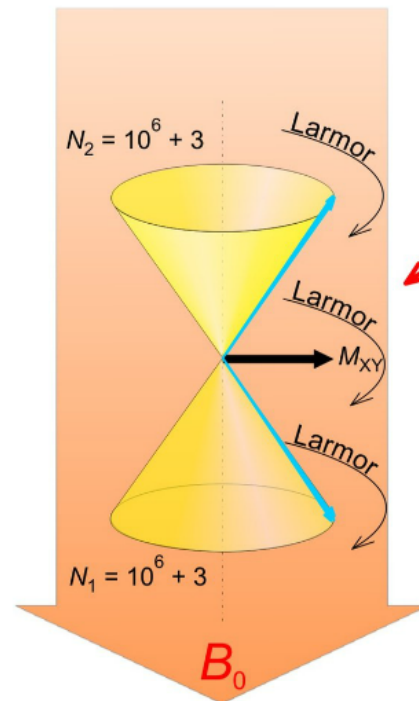
A felesleg-spinek fázisai  
kiegyenlítik egymást,  
ezért nincs x-y irányú eredőjük.  
Az  $M_z$  vektor önmagában forog,  
valamint iránya is azonos  
a nála kb. milliószor nagyobb  $B_0$ -éval  
ezért közvetlenül nem mérhető.



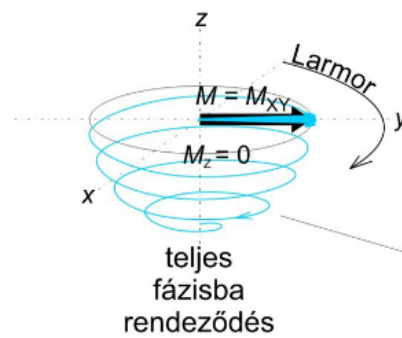
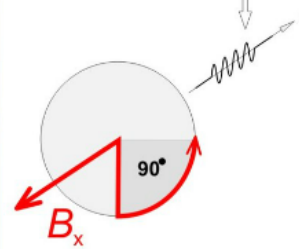


A fázisba rendeződés során az  $M_{xy}$  vektor növekedni kezd. Az  $M_z$  vektor a spinek átfordulása miatt csökkenni fog. Az  $M$  eredő vektor Larmor frekvenciával térbeli spirális pályát ír le.

félig  
gerjesztett  
állapot  
 $N_1 = N_2$



90°-os  
impulzus  
vége





teljes  
fázisba  
rendeződés

**FÁZISOK**

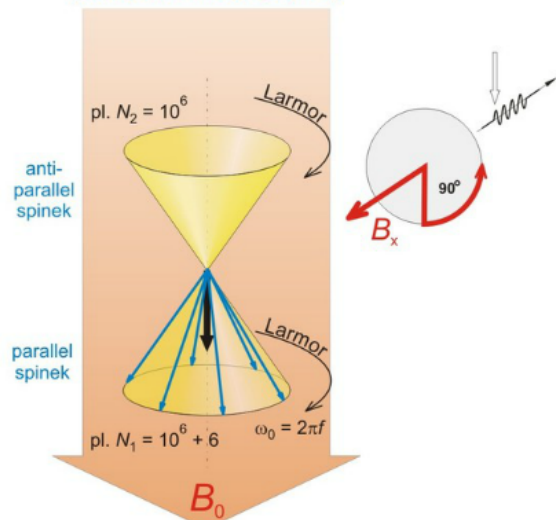
a 90°-os impulzus hatására  
az  $M_z$  vektor spirális pályán  
**90°-al befordul**  
az  $x$ - $y$  síkba ( $M_{xy}$ ).  
A Larmor frekvenciával forgó  
 $M_{xy}$  már mérhető.  
A beforgatás végére  
 $M_z$  nullára csökken.

CÉL: AZ  $M_z$  VEKTORT AZ XY SÍKBA FORDÍTJUK, HOGY MÉRHEŐVÉ VÁLJON

$M_z$  BEFORGATÁSA AZ X-Y SÍKBA:  
x - irányú, meghatározott idejű (ms)  
és amplitúdójú  
ún. **90°-os rádiófrekvenciás impulzus**   
( $f = 43$  MHz, Larmor frekvencia)

HATÁSAI:  a parallel spinek **gerjesztődése** antiparallel spinekké  
a parallel és antiparallel spinek **fázisba rendeződnek**

alapállapot  
(termikus egyensúly)  
 $\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{\Delta E}{k \cdot T}}$   
(kék vektorok = felesleg-spinek)



a precessáló felesleg-spinek  
vetületei az x-y síkban  
(kiegyenlítődnek,  $M_{xy}=0$ )

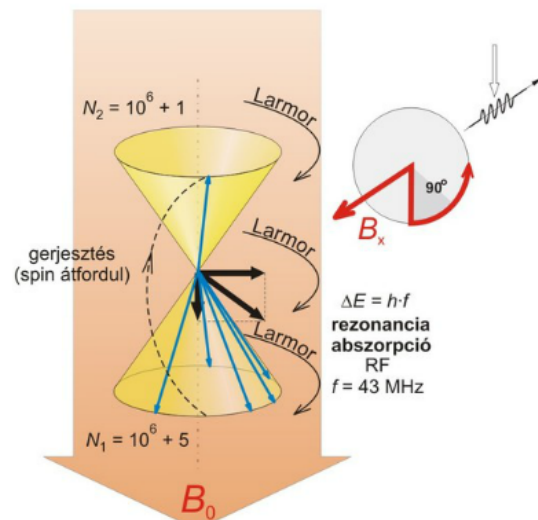
a felesleg-spinek eredője  
( $M_z$  adja a teljes mágnesezettséget)

$M = M_z$   
rendezetlen  
fázisú spinek

a felesleg-spinek fázisai  
kiegyenlítik egymást,  
ezért nincs x-y irányú eredőjük

az  $M_z$  vektor önmagában forog,  
valamint iránya is azonos  
a nála kb. milliószor nagyobb  $B_0$ -éval  
ezért közvetlenül nem mérhető.

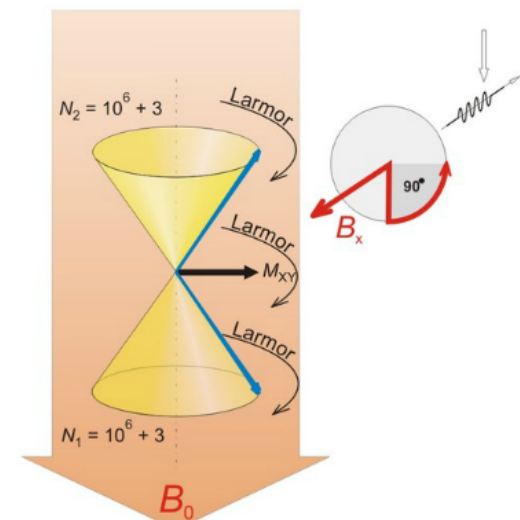
részben  
gerjesztett  
állapot



$M_{xy}$   
 $M_z$   
részleges  
fázisba  
rendeződés

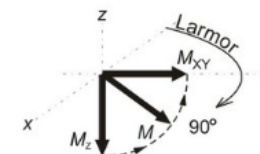
FÁZISOK

félig  
gerjesztett  
állapot  
 $N_1 = N_2$



$M = M_{xy}$   
 $M_z = 0$   
teljes  
fázisba  
rendeződés

FÁZISOK

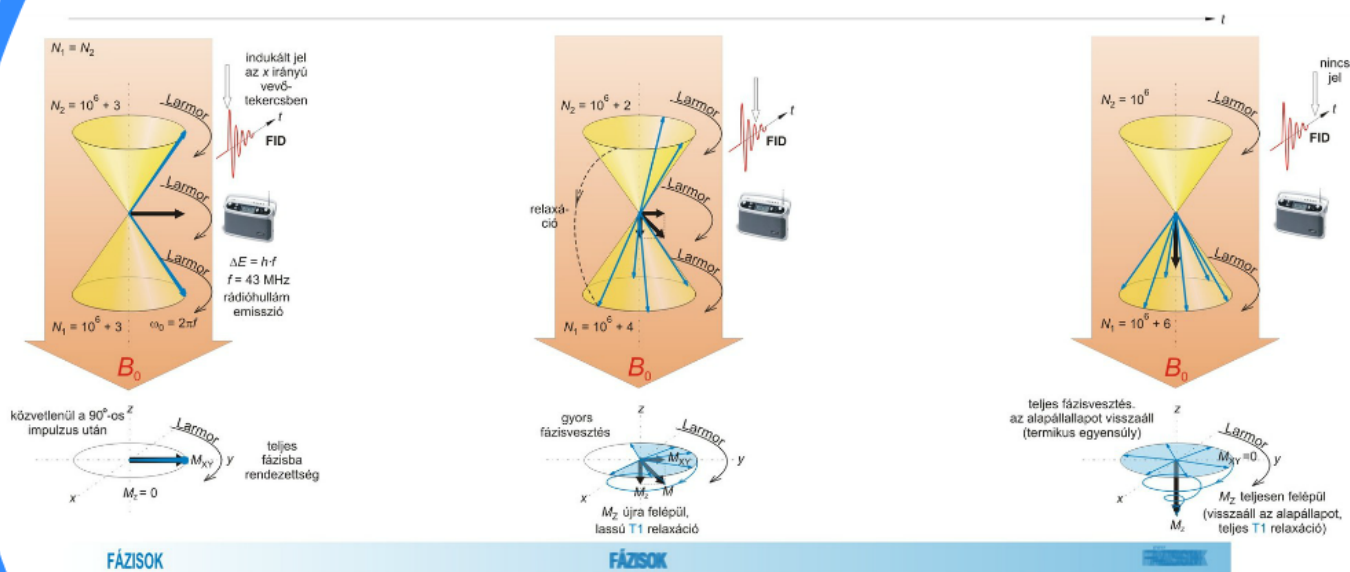


a 90°-os impulzus hatására  
az  $M_z$  vektor spirális pályán  
**90°-al befordul**  
az x-y síkba ( $M_{xy}$ ).  
A Larmor frekvenciával forgó  
 $M_{xy}$  már mérhető.  
A beforgatás végére  $M_z$  eltűnik.

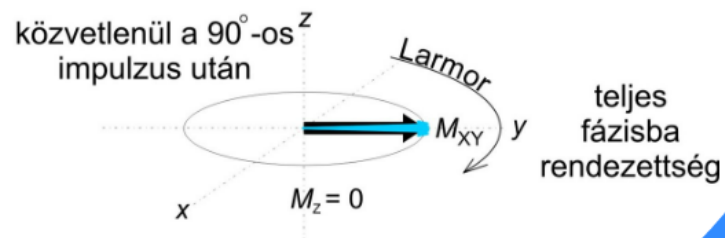
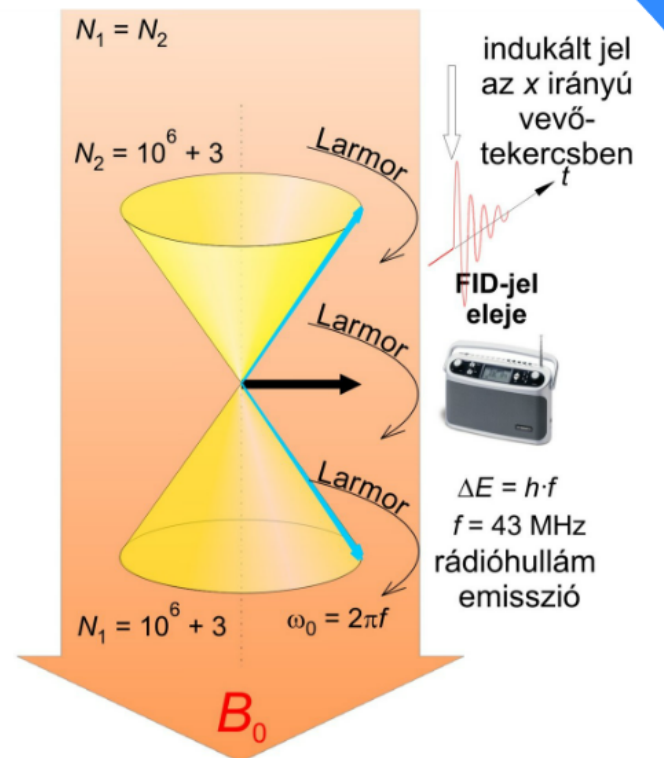
**GERJESZTÉS 90°-OS RF-IMPULZUSSAL**



# Hogyan mérhetünk?

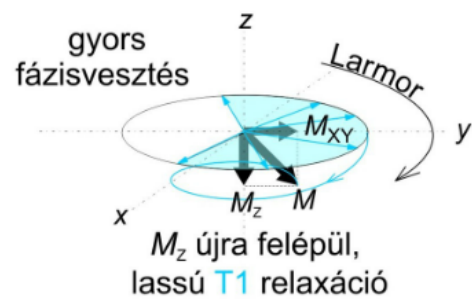
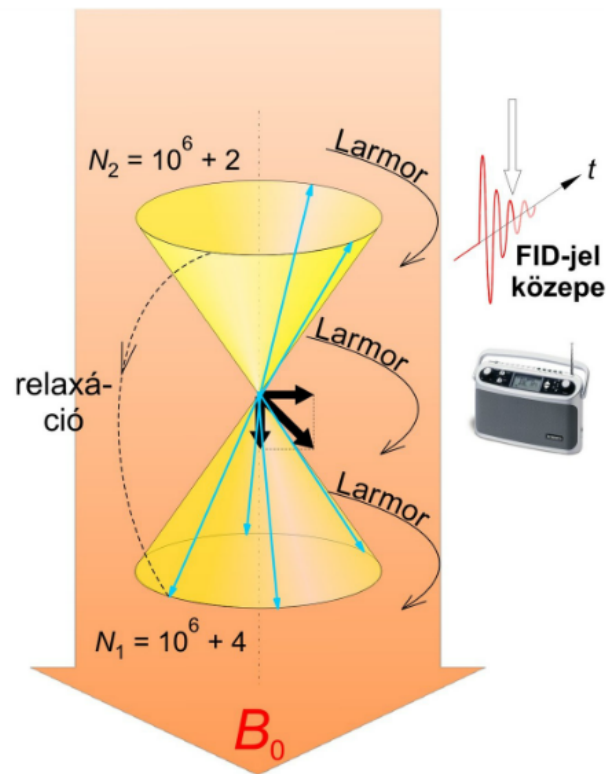


**RELAXÁCIÓ, FÁZISVESZTÉS  
ÉS JELEDEKTLÁS  
A 90°-OS IMPULZUS UTÁN  
(a)**



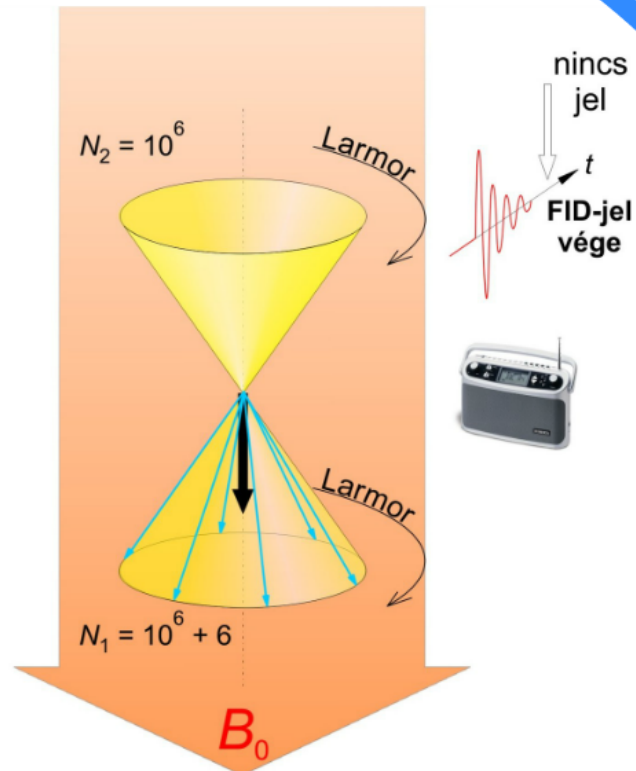
**FÁZISOK**

**RELAXÁCIÓ, FÁZISVESZTÉS  
ÉS JELEDEKÁLÁS  
A 90°-OS IMPULZUS UTÁN  
(b)**

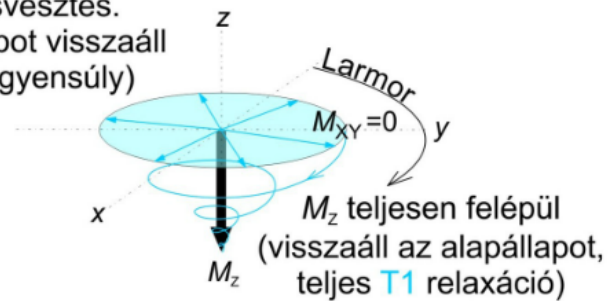


**FÁZSOK**

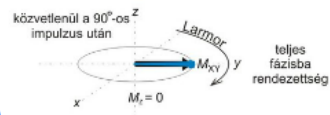
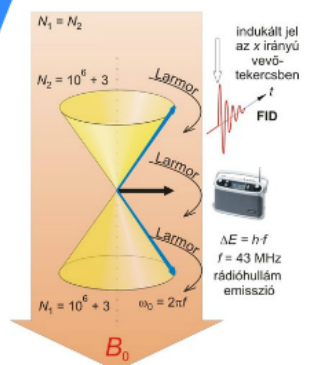
**RELAXÁCIÓ, FÁZISVESZTÉS  
ÉS JELEDEKÁLÁS  
A 90°-OS IMPULZUS UTÁN  
(c)**



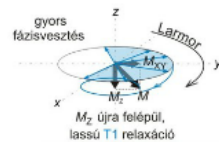
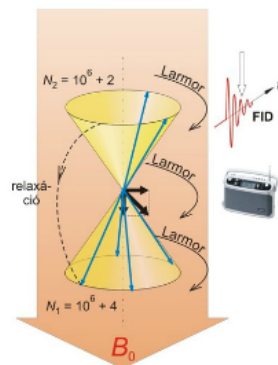
teljes fázisvesztés.  
az alapállapotot visszaáll  
(termikus egyensúly)



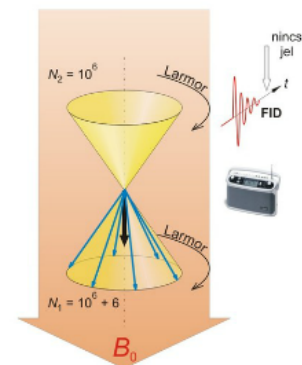




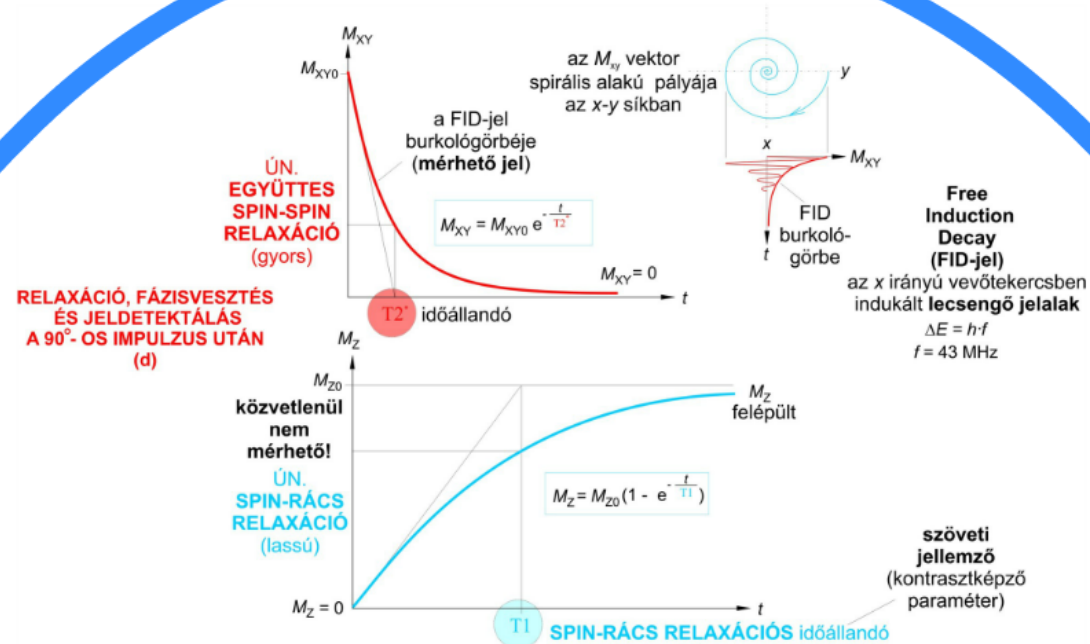
FÁZISOK



FÁZISOK



FÁZISOK



- A 90°-os impulzus után:
1. A spinek **gyors fázisvesztése** —————  $T2^*$  időállandóval jellemezhető **exponenciálisan lecsengő** folyamat
  2. Az antiparalel spinek **lassú relaxációja** —————  $T1$  időállandóval jellemezhető **exponenciálisan felépülő** folyamat

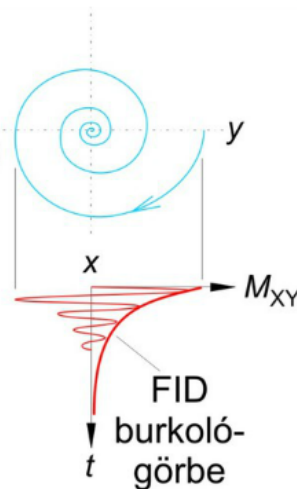
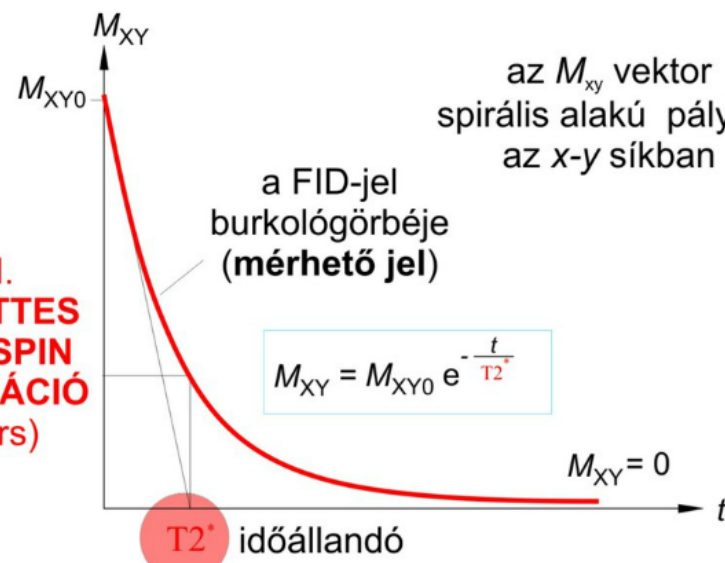
- A fázisvesztés okai:
- a  $B_0$  mágneses tér inhomogenitása ( $T2_{rev}$ )
  - a tisztán szöveti mágneses inhomogenitása ( $T2$ )

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_{rev}}$$

együttes spin-spin relaxáció időállandója  
 szöveti SPIN-SPIN RELAXÁCIÓ időállandója  
 a  $B_0$  mágneses tér inhomogenitásából adódó időállandó (amely időben nem változik)

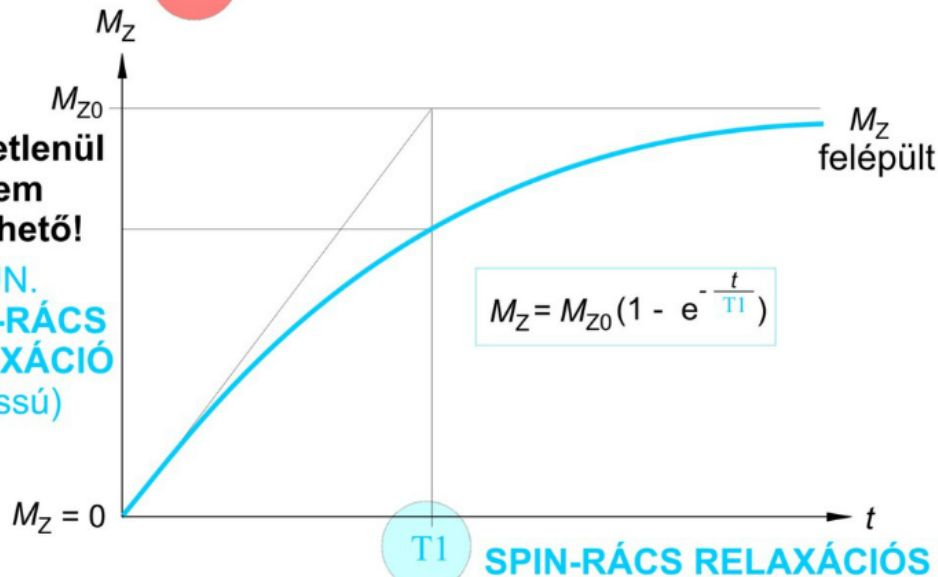
**RELAXÁCIÓ, FÁZISVESZTÉS  
ÉS JELDETEKTÁLÁS  
A 90°-OS IMPULZUS UTÁN  
(d)**

**ÚN.  
EGYÜTTES  
SPIN-SPIN  
RELAXÁCIÓ  
(gyors)**



**Free Induction Decay (FID-jel)**  
az x irányú vevőtekercsben indukált **lecsengő jelalak**  
 $\Delta E = h \cdot f$   
 $f = 43 \text{ MHz}$

**közvetlenül  
nem  
mérhető!**  
**ÚN.  
SPIN-RÁCS  
RELAXÁCIÓ  
(lassú)**



**SPIN-RÁCS RELAXÁCIÓS időállandó**



- A  $90^\circ$ -os impulzus után:
- 1. A spinek **gyors fázisvesztése** —————  $T2^*$  időállandóval jellemezhető **exponenciálisan lecsengő** folyamat
  - 2. Az antiparallel spinek **lassú relaxációja** parallel spinekké —————  $T1$  időállandóval jellemezhető **exponenciálisan felépülő** folyamat

- A fázisvesztés okai:
- a  $B_0$  mágneses tér inhomogenitása ( $T2_{rev}$ )
  - a tisztán szöveti mágneses inhomogenitása ( $T2$ )

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_{rev}}$$

együttes spin-spin relaxáció időállandója

szöveti SPIN-SPIN RELAXÁCIÓ időállandója

a  $B_0$  mágneses tér inhomogenitásából adódó időállandó (amely időben nem változik)



You Tube

## Mi a köze a kórusnak az MRI hez?



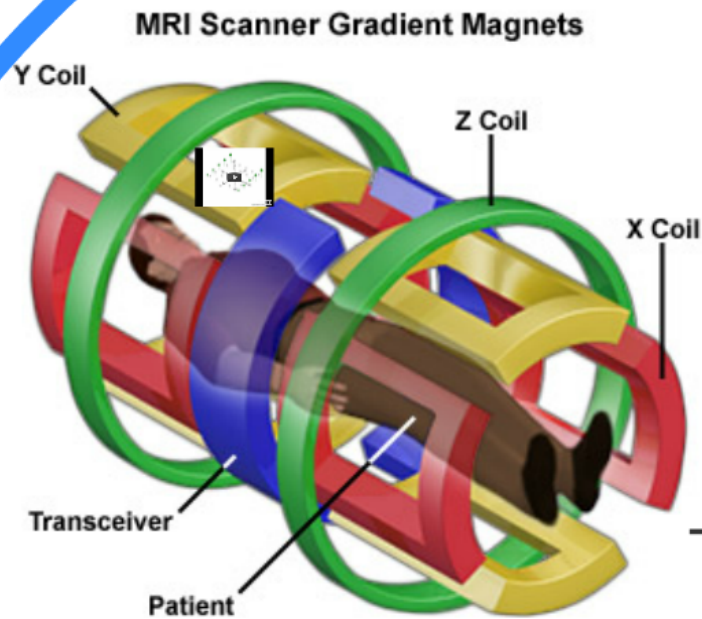
- Zenekar
- Kórustagok
- Emeletek
- Hangmagasság
- Hol tart a zenében



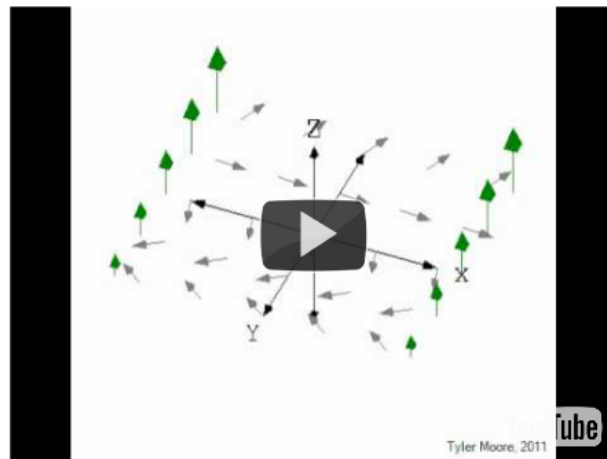
- Mágnes (pl: 3T, He)
- Voxelek (emberben)
- Pozíciókódolás (3D)



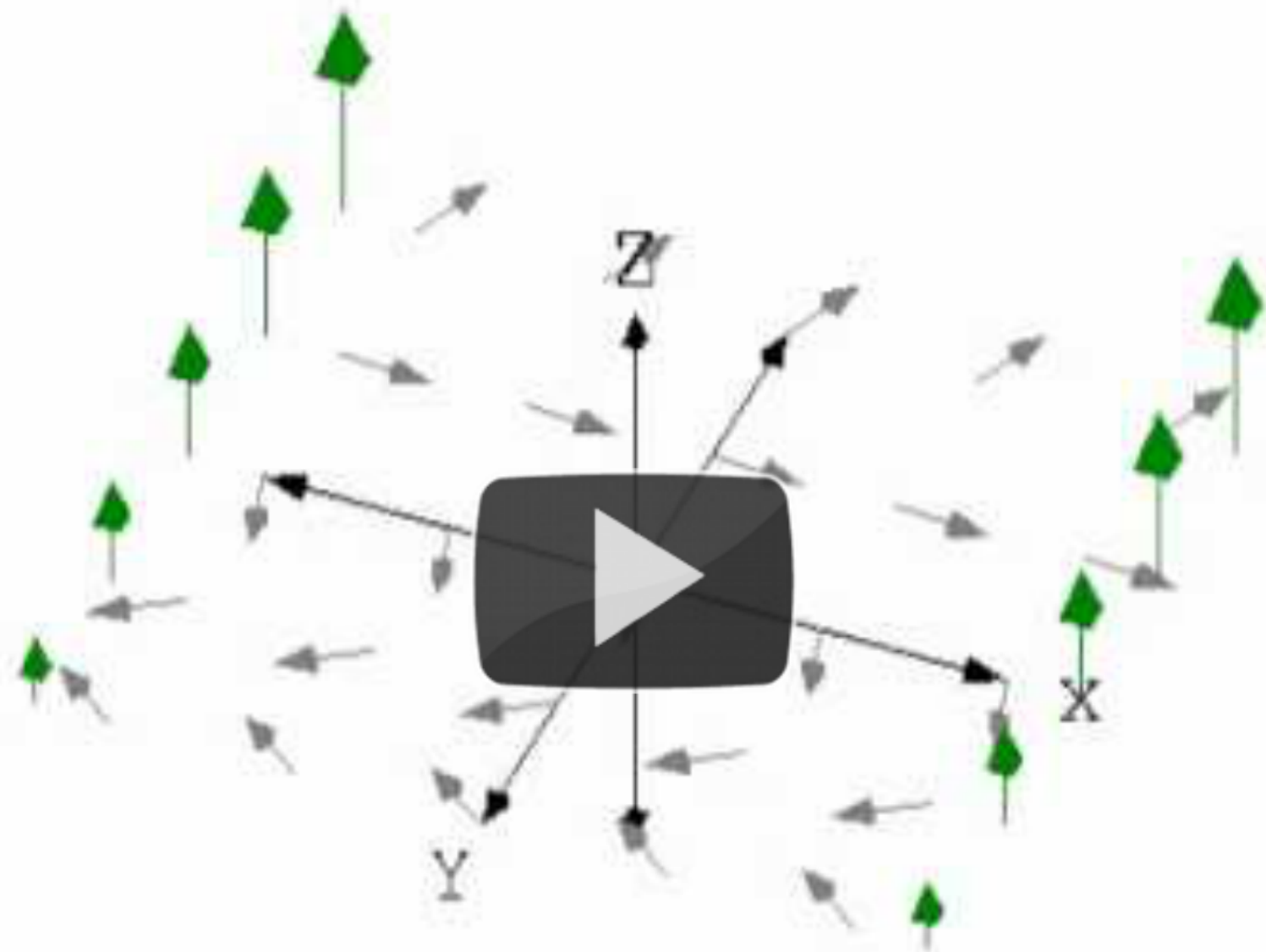
# Voxel - pozíció kódolás



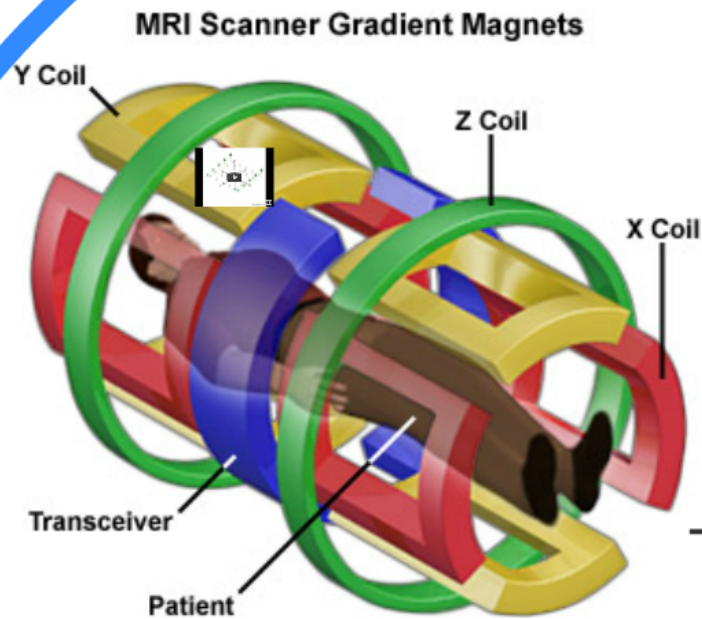
- Gradiens tekercsek  
- Larmor - B



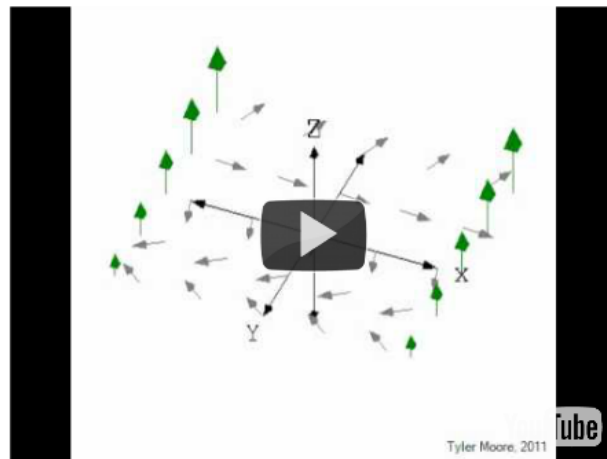




# Voxel - pozíció kódolás



- Gradiens tekercsek  
- Larmor - B



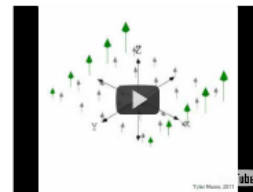
## Voxel - pozíció kódolás

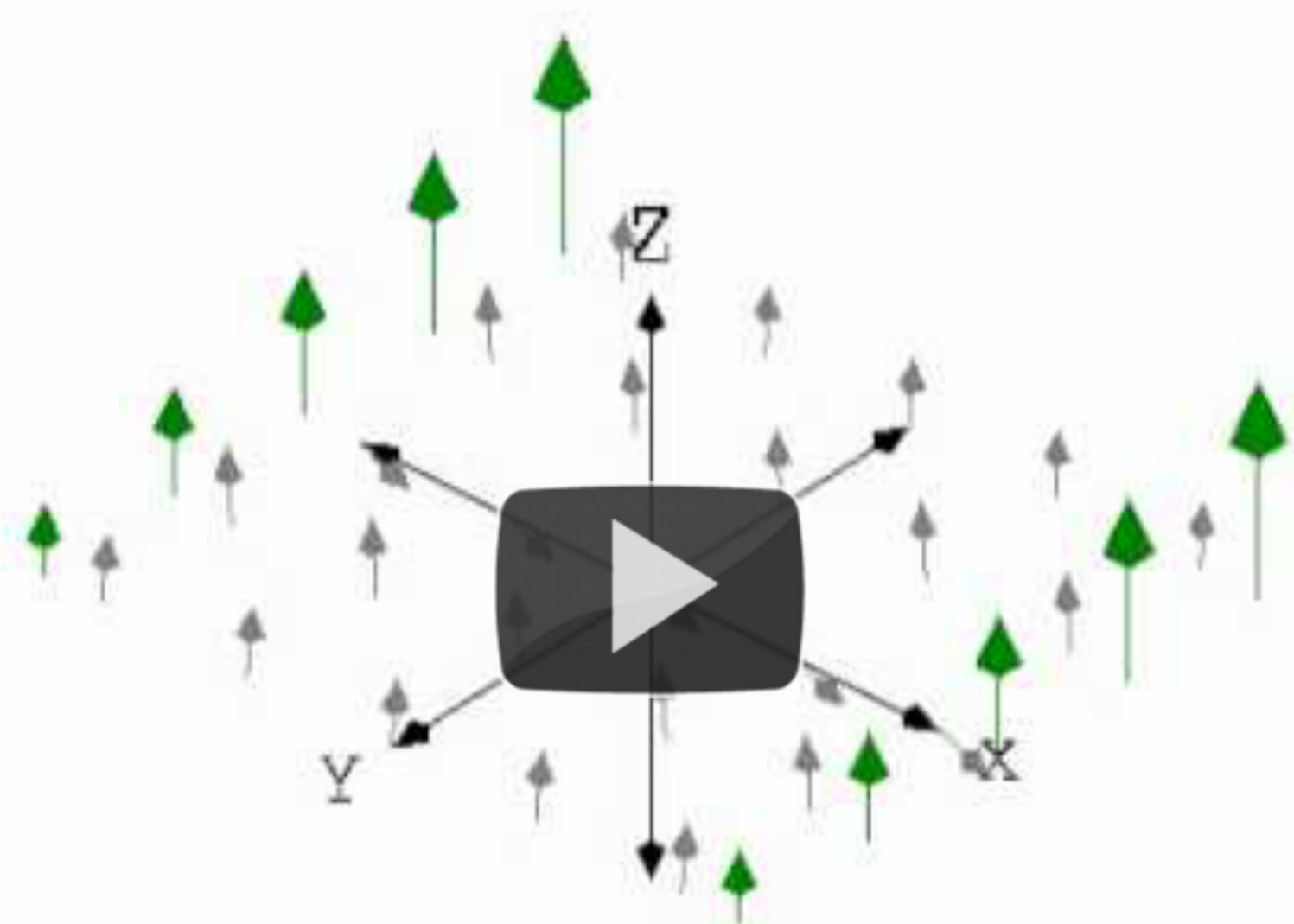
- Emeletek
- Hangmagasság
- Hol tart a zenében



3D pozíció

- Szeletek
- Frekvencia
- Fázis





Tyler Moore, 2011

Tube

## Now Can We Make A Useful Image?

**Table XIV**

Water content of fat-free normal human tissue

| Tissue             | Water content (%) |
|--------------------|-------------------|
| Skeletal muscle    | 79                |
| Myocardium         | 80                |
| Liver              | 71                |
| Kidney             | 81                |
| Brain white matter | 84                |
| Brain gray matter  | 72                |
| Nerve              | 56                |
| Femur cortex       | 12                |
| Teeth              | 10                |

**Table XV**

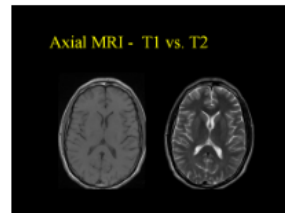
The spin-lattice relaxation time ( $T_1$ ) and spin-spin relaxation time ( $T_2$ ) of various biological tissues at 0.2 tesla

| Tissue           | $T_1$ , msec  | $T_2$ , msec |
|------------------|---------------|--------------|
| Fat              | $240 \pm 20$  | $60 \pm 10$  |
| Muscle           | $400 \pm 40$  | $50 \pm 10$  |
| Gray matter      | $495 \pm 85$  | $100 \pm 10$ |
| White matter     | $390 \pm 70$  | $90 \pm 20$  |
| Lung             | $460 \pm 90$  | $80 \pm 30$  |
| Kidney           | $670 \pm 60$  | $50 \pm 10$  |
| Liver            | $380 \pm 20$  | $40 \pm 20$  |
| Liver metastases | $570 \pm 190$ | $40 \pm 10$  |
| Lung carcinoma   | $940 \pm 460$ | $20 \pm 10$  |

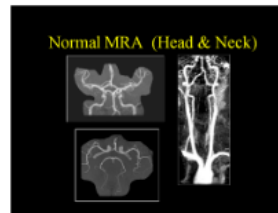
Source: Morgan and Hendee, 1984

# Biológiai alkalmazások

## Morfológiai képalkotás

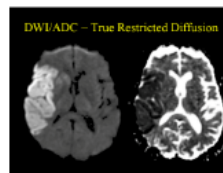


- T1 "anatómia"
- T2 "patológia"

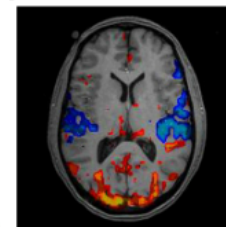


- Angiográfia (T1)  
(Gd kontrasztal)

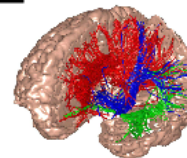
## Funkcionális képalkotás



- Diffúzió mérés  
(víz diffúzió)

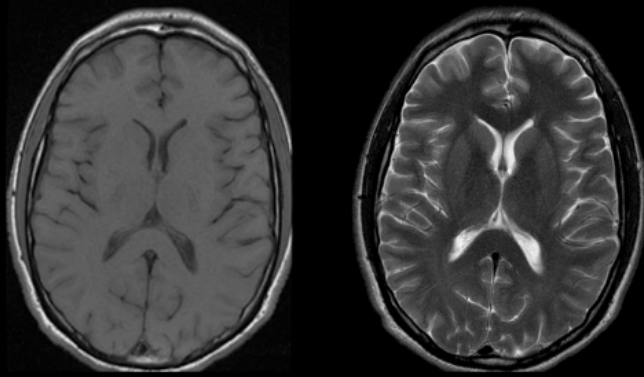


- Vérellátottság  
(oxiFe - deoxiFe)



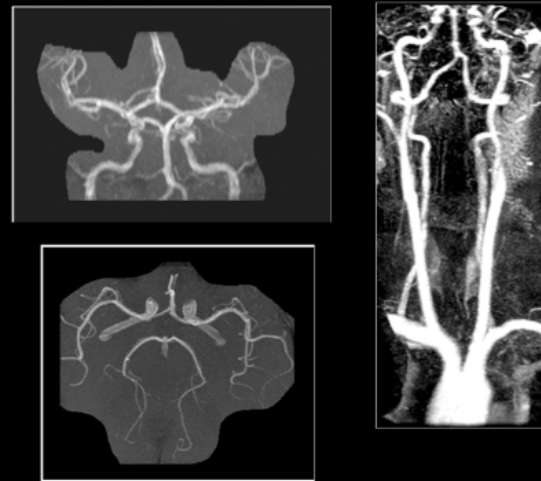
# Morfológiai képalkotás

Axial MRI - T1 vs. T2



- T1 "anatómia"
- T2 "patológia"

Normal MRA (Head & Neck)

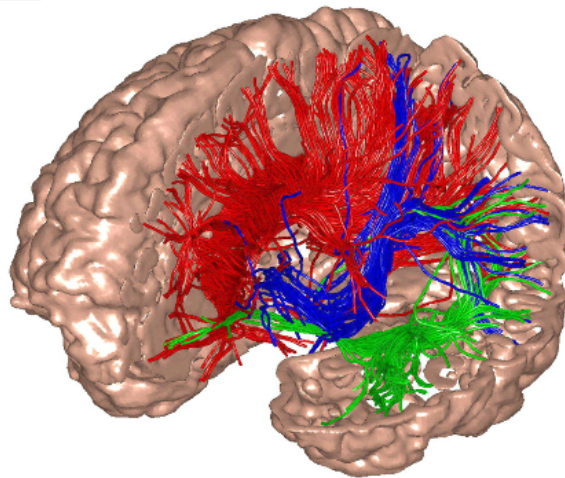
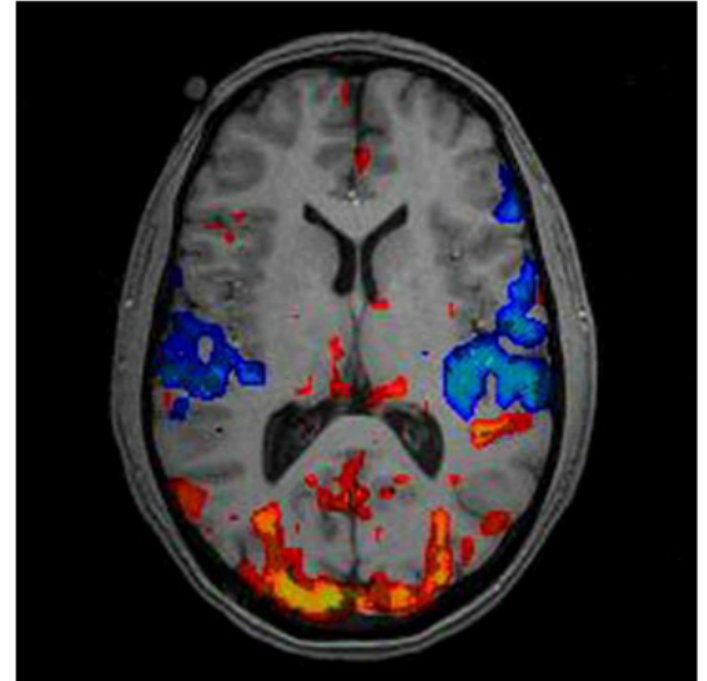
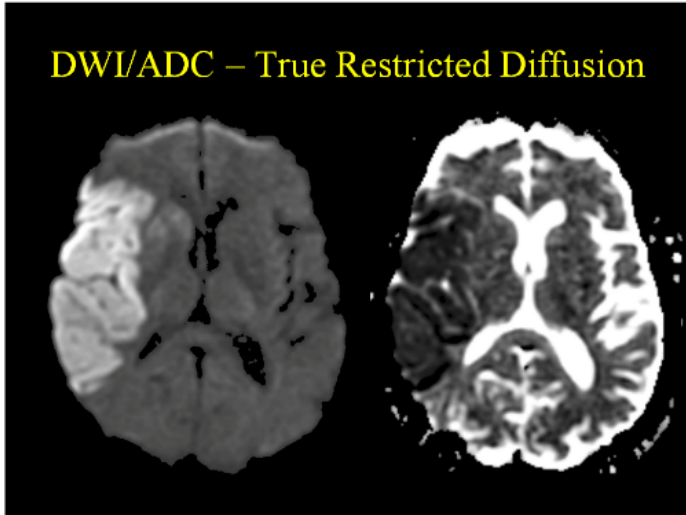


- Angiográfia (T1)  
(Gd kontrasztal)



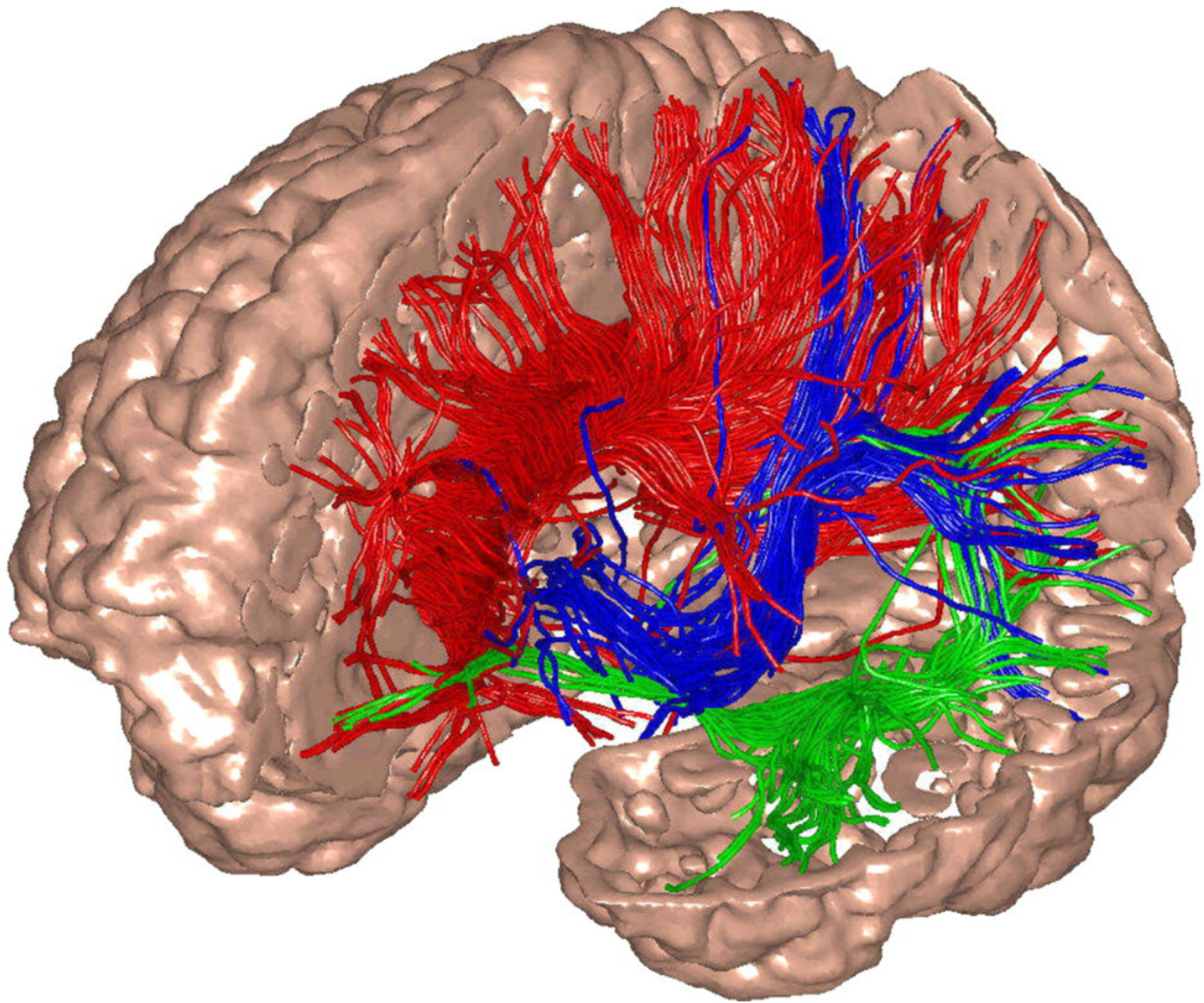
# Funkcionális képalkotás

DWI/ADC – True Restricted Diffusion



- Diffúzió mérés  
(víz diffúzió)

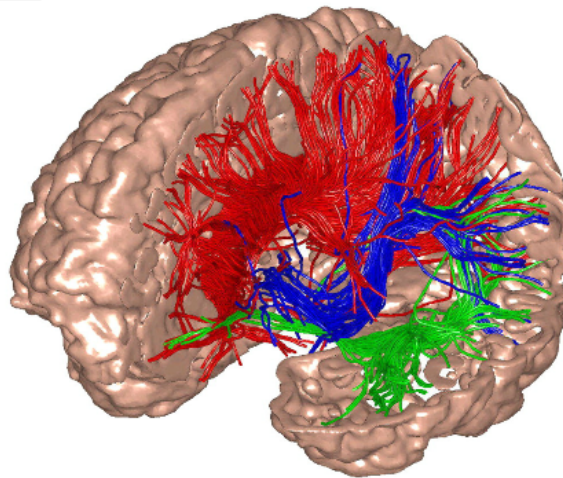
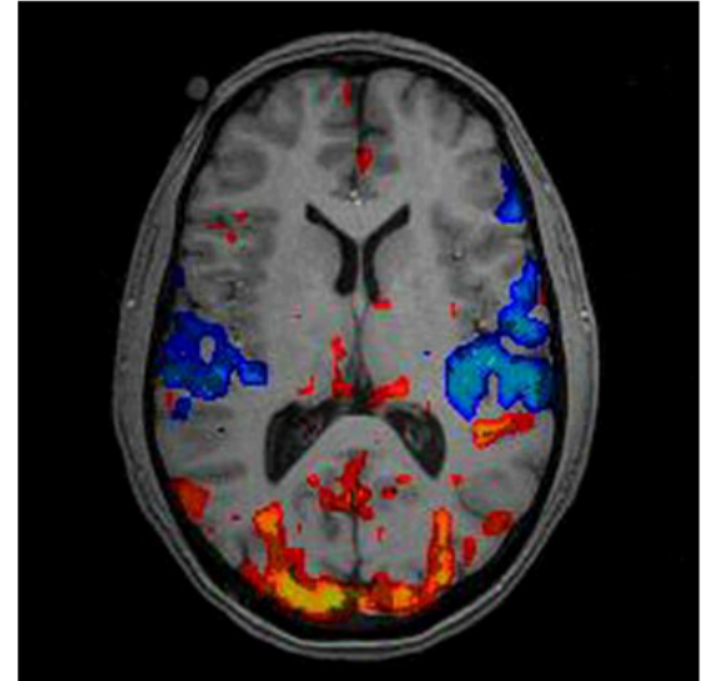
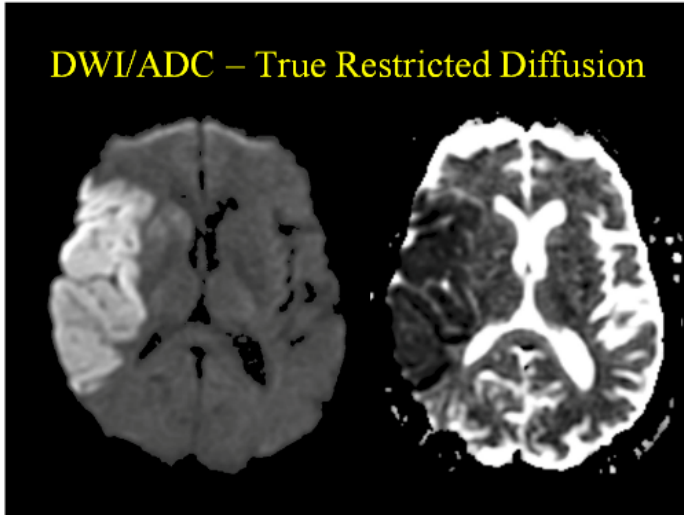
- Vérellátottság  
(oxiFe - deoxiFe)





# Funkcionális képalkotás

DWI/ADC – True Restricted Diffusion



- Diffúzió mérés  
(víz diffúzió)

- Vérellátottság  
(oxiFe - deoxiFe)

Egy kis háttér anyag:

- <http://www.imaios.com>
- MRI Physics Tutorial (youtube)
- <http://oftankonyv.reak.bme.hu/>

