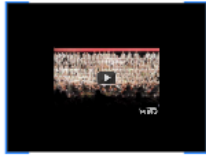


MRI – a diagnosztikai képalkotás alapjai



Szigeti Krisztián



1947 MRI alapítók (1952):

- Felix Bloch
- Edward M. Purcell

1977 MRI alapítók (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





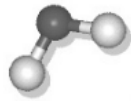
You Tube

HOGYAN IS MŰKÖDIK AZ MRI?

Rádiófrekvenciás jel



Voxel



"Jeladó"



Jelvevő

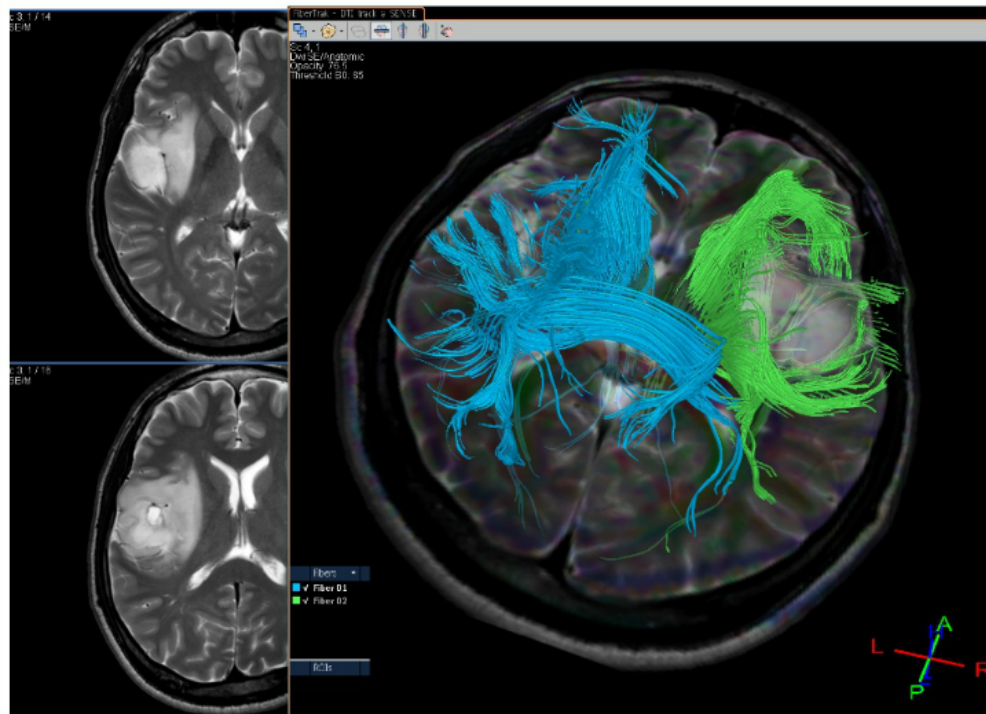


Mágnes



- 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



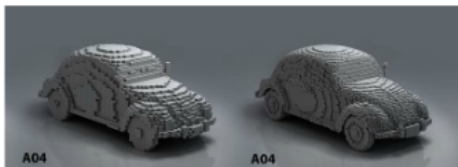
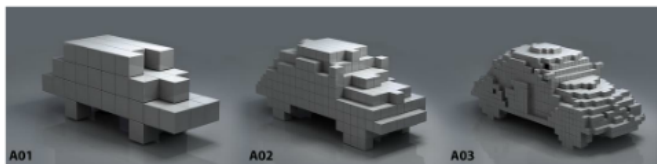
- Mágnes (pl: 3T, He)
- Voxelék (emberben)
- Pozíciókódolás (3D)

Mágnes és voxel

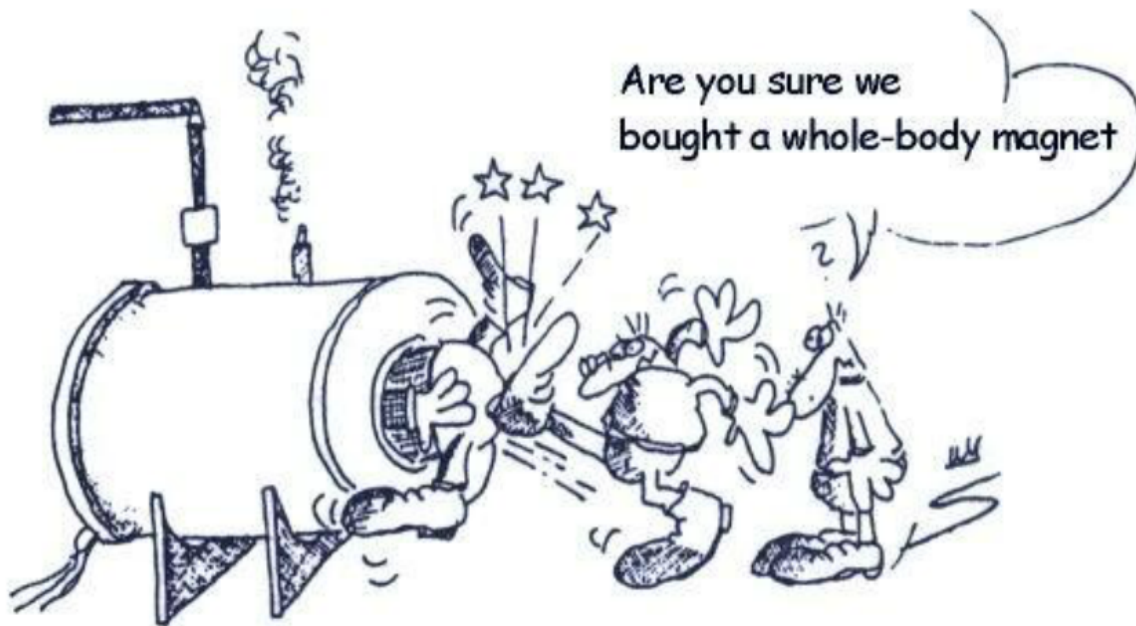
- Föld: 30uT
- MRI: 0.3-12T
(5 nagyságrend)



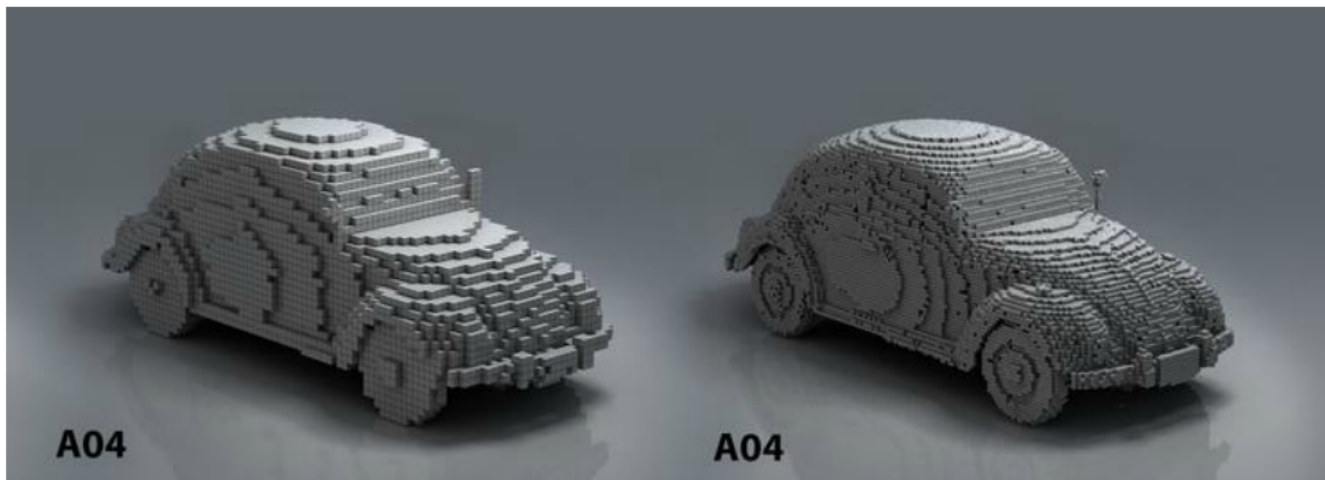
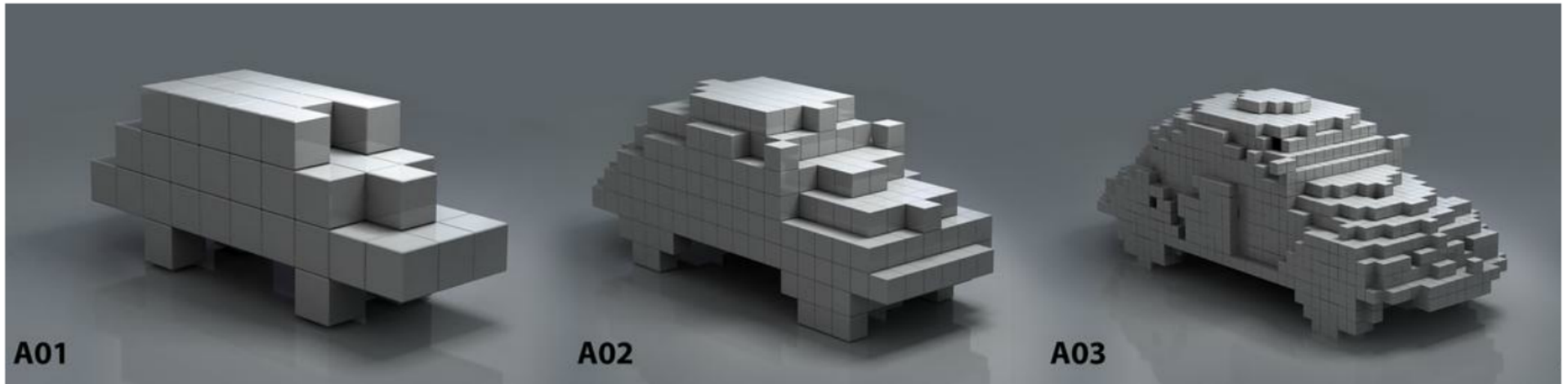
Voxel

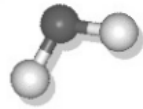


- Föld: 30 μ T
 - MRI: 0.3-12T
- (5 nagyságrend)



Voxel

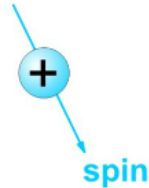




Mi a "jeladó" (voxelben)?

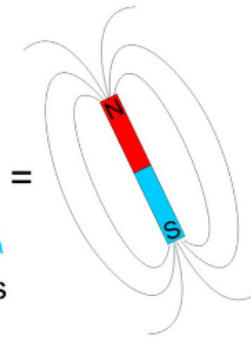
MÁGNESES TÉR NÉLKÜL:

a proton
"nagyon
gyorsan
pörög"



mozgó elektromos töltés
mágneses teret kelt!

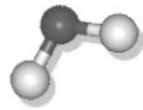
mágneses
spin
vektor



rendezetlen
spinek



Voxelekben lévő spinek



Mi a "jeladó" (voxelben)?



Mit csinál az "iránytű" mágneses térben?



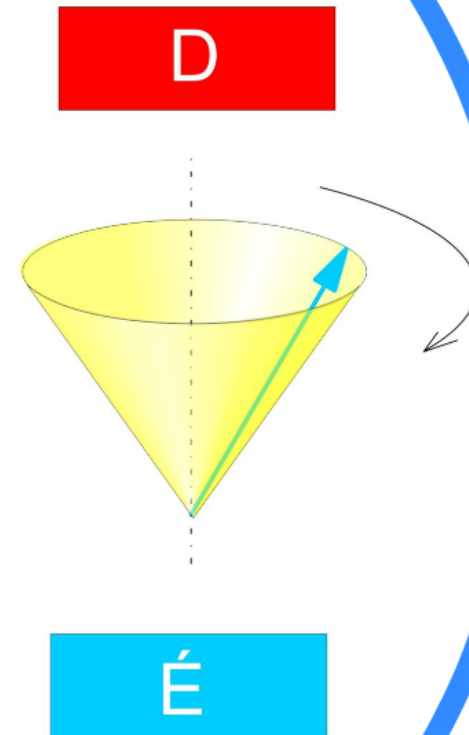
Mit csinál a mágneses tér?

KÜLSŐ MÁGNESES TÉRBEN:

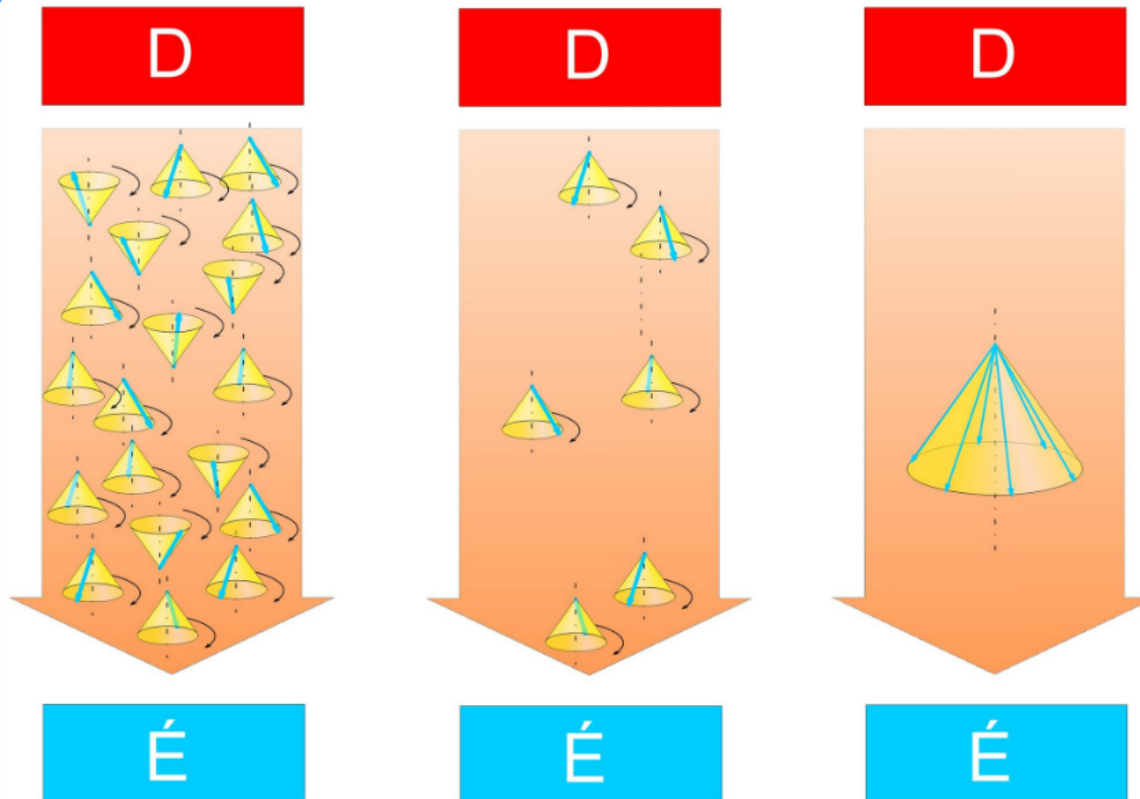
A PRECESSZIÓ:

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

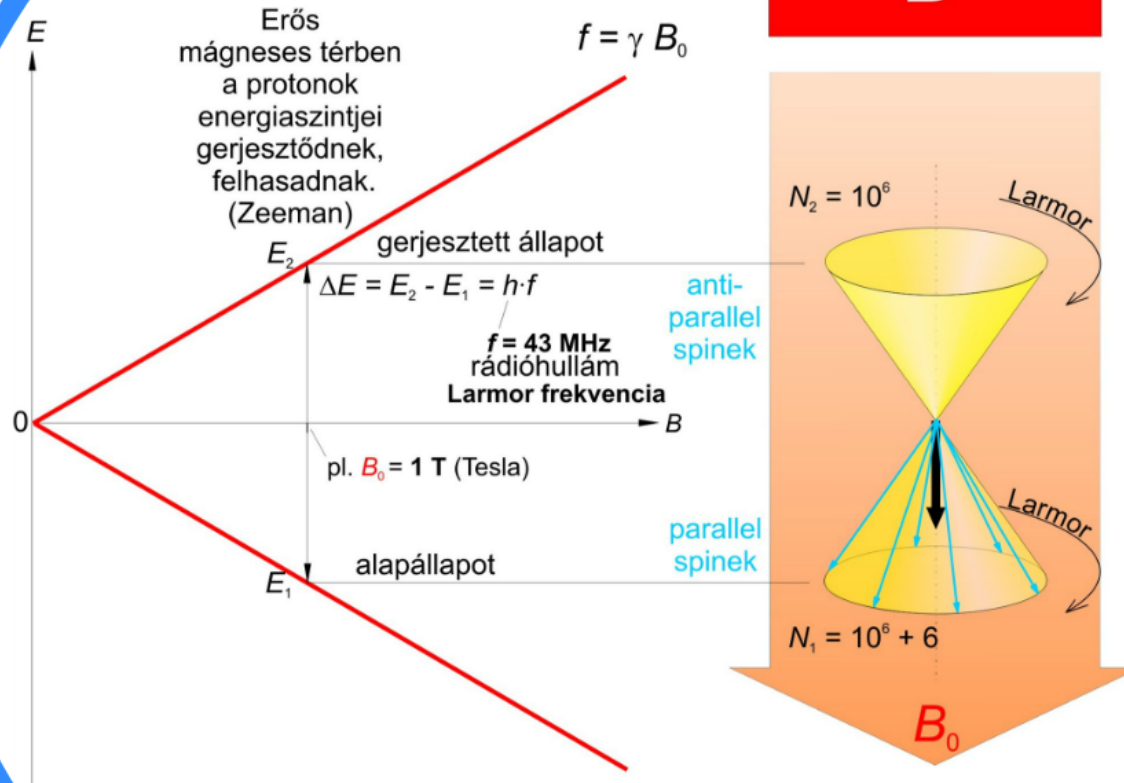


A spinek a mágneses tér irányába rendeződve precesszálnak. Termikus egyensúlyban (290 K) a precessziók kicsit több, mint a fele É-felé irányul.

Ha csak a felesleg spinek precesszióit ábrázoljuk.

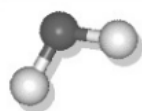
EGYSZERŰSÍTÉS: a felesleg spinek precessziói egyetlen kúppaláston ábrázolva

(kék vektorok = felesleg-spinek)

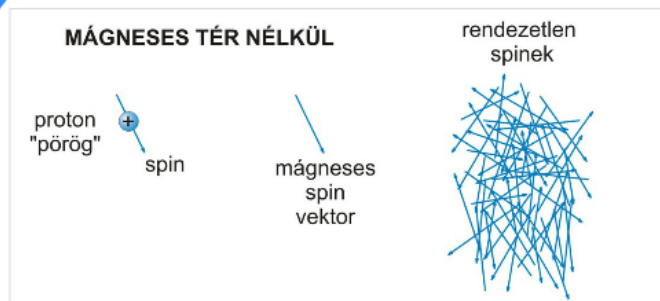


$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{\Delta E}{k \cdot T}}$$

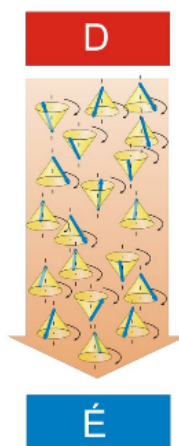
É



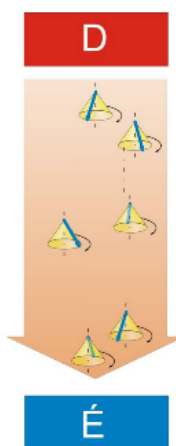
Ez a "jeladó" ...



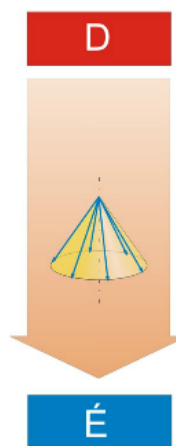
ERŐS MÁGNESES TÉRBEN



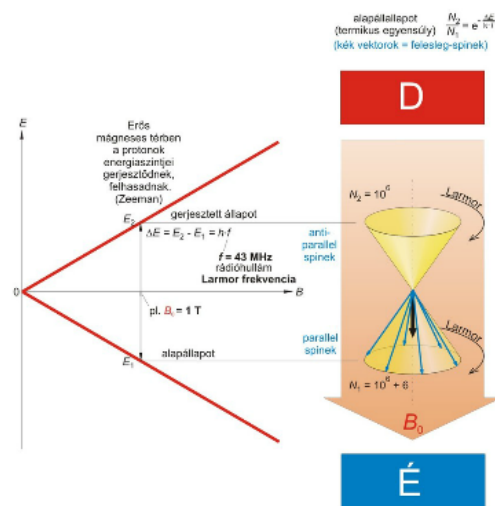
A spinek a mágneses tér irányába rendeződve precesszálnak. Termikus egyensúlyban a precessziók kicsit több, mint a fele É-felé irányul.



csak a felesleg spinek precesszálnak



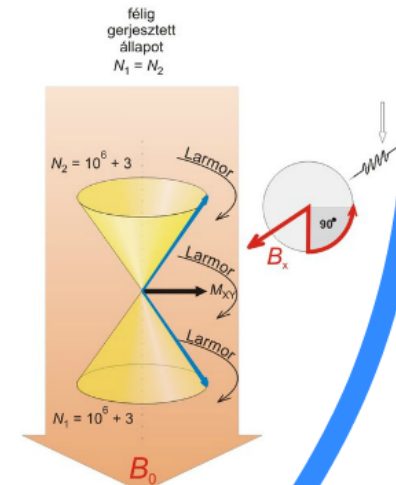
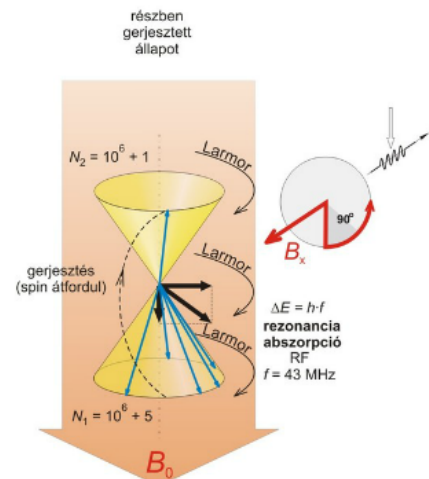
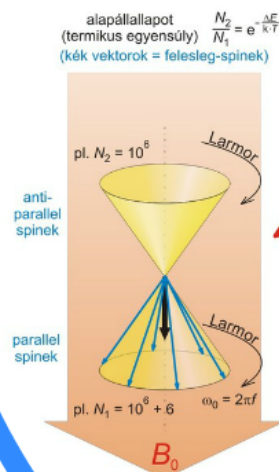
a felesleg spinek precesszióját egyetlen köppalástón ábrázolva



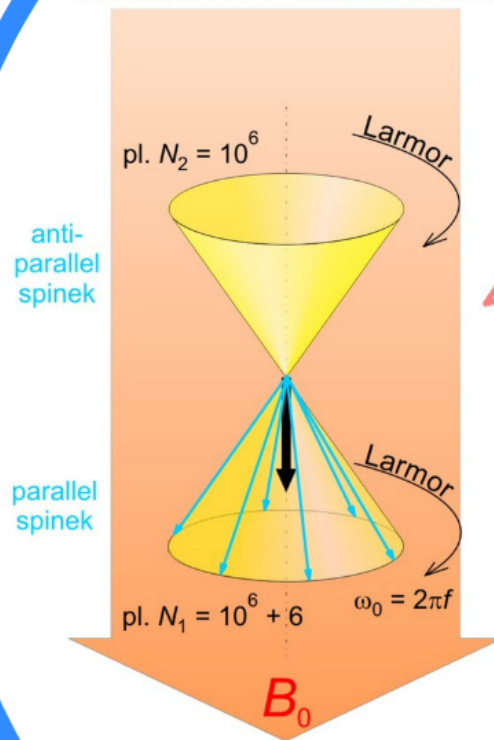
Hogyan tudjuk "daloltatni a voxeleket"?



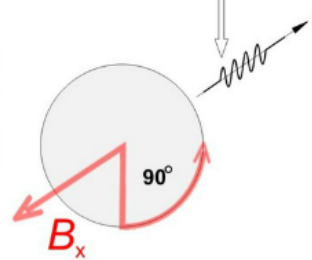
- Mi nyeli el a rádió jelet?
- Mi történik a voxelekben?
- Hogyan adnak jelet?



(kék vektorok = felesleg-spinek)

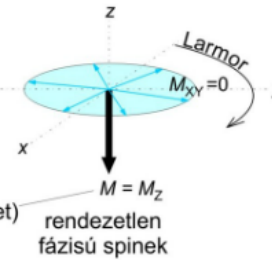


90°-os
impulzus
eleje

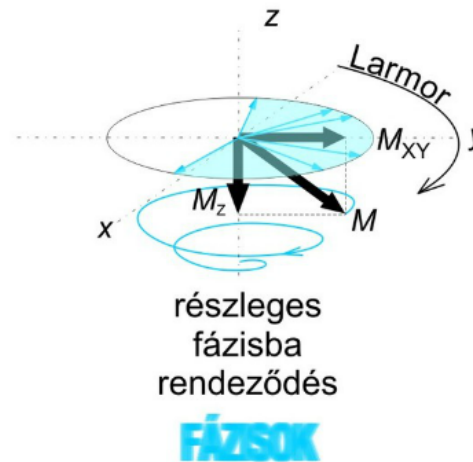
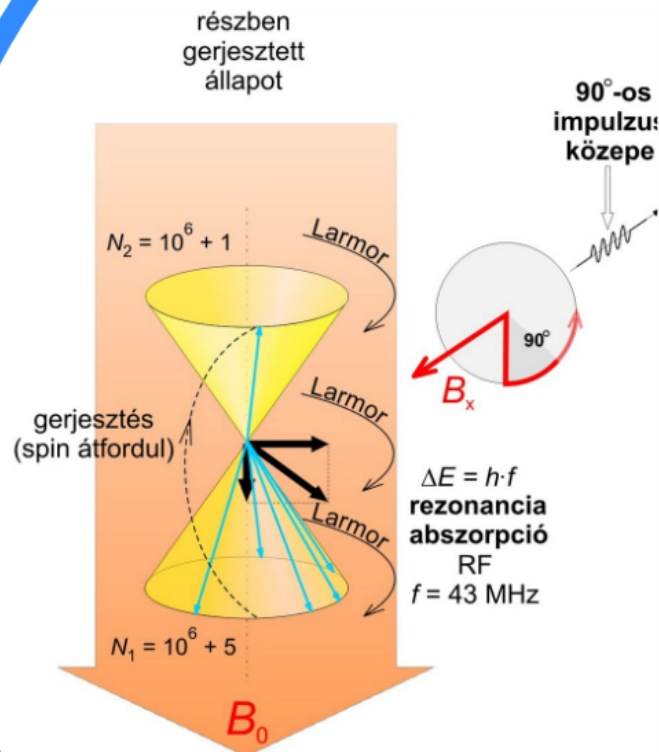


a precesszáló felesleg-spinek
vetületei az x-y síkban.
(mivel kiegyenlítődnek, $M_{xy}=0$)

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

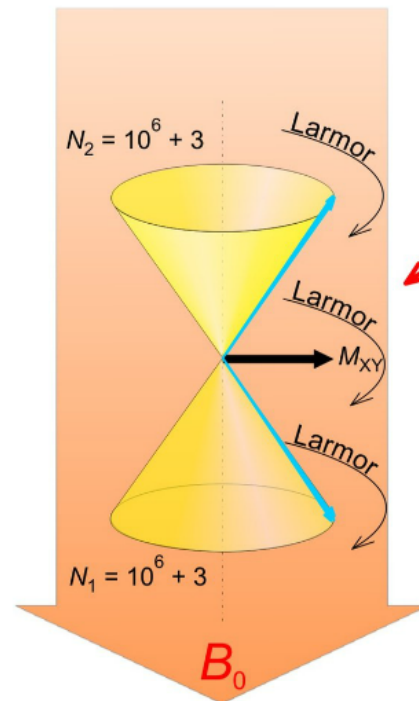


A felesleg-spinek fázisai
kiegyenlítik egymást,
ezért nincs x-y irányú eredőjük.
Az M_z vektor önmagában forog,
valamint iránya is azonos
a nála kb. milliószor nagyobb B_0 -éval
ezért közvetlenül nem mérhető.

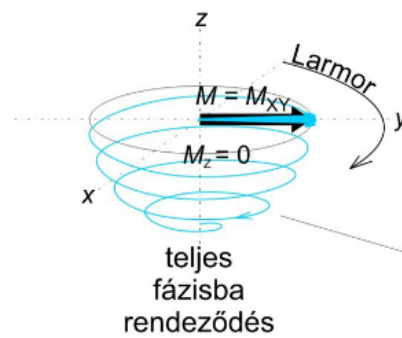
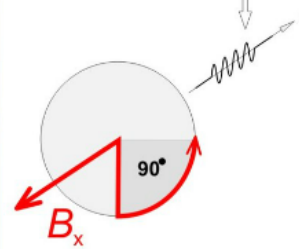


A fázisba rendeződés során az M_{xy} vektor növekedni kezd. Az M_z vektor a spinek átfordulása miatt csökkenni fog. Az M eredő vektor Larmor frekvenciával térbeli spirális pályát ír le.

félig
gerjesztett
állapot
 $N_1 = N_2$



90°-os
impulzus
vége





teljes
fázisba
rendeződés

FÁZISOK

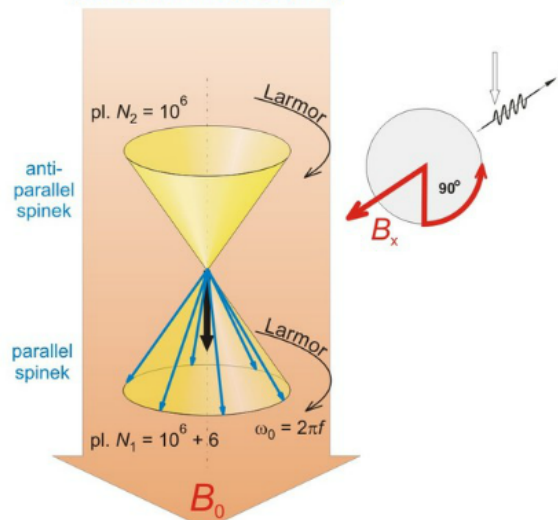
a 90°-os impulzus hatására
az M_z vektor spirális pályán
90°-al befordul
az x - y síkba (M_{xy}).
A Larmor frekvenciával forgó
 M_{xy} már mérhető.
A beforgatás végére
 M_z nullára csökken.

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

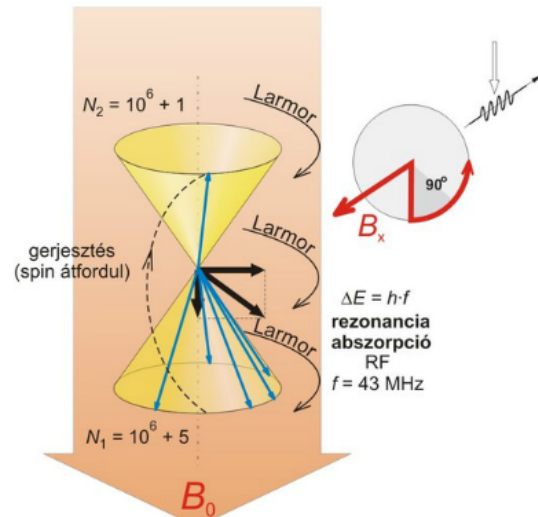
a felesleg-spinek eredője
(M_z adja a teljes mágnesezettséget)

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.

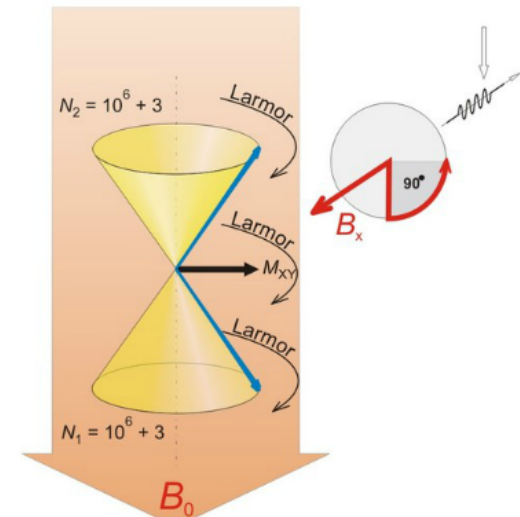
részben
gerjesztett
állapot



részes
fázisba
rendeződés

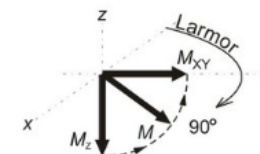
FÁZISOK

félig
gerjesztett
állapot
 $N_1 = N_2$



teljes
fázisba
rendeződés

FÁZISOK

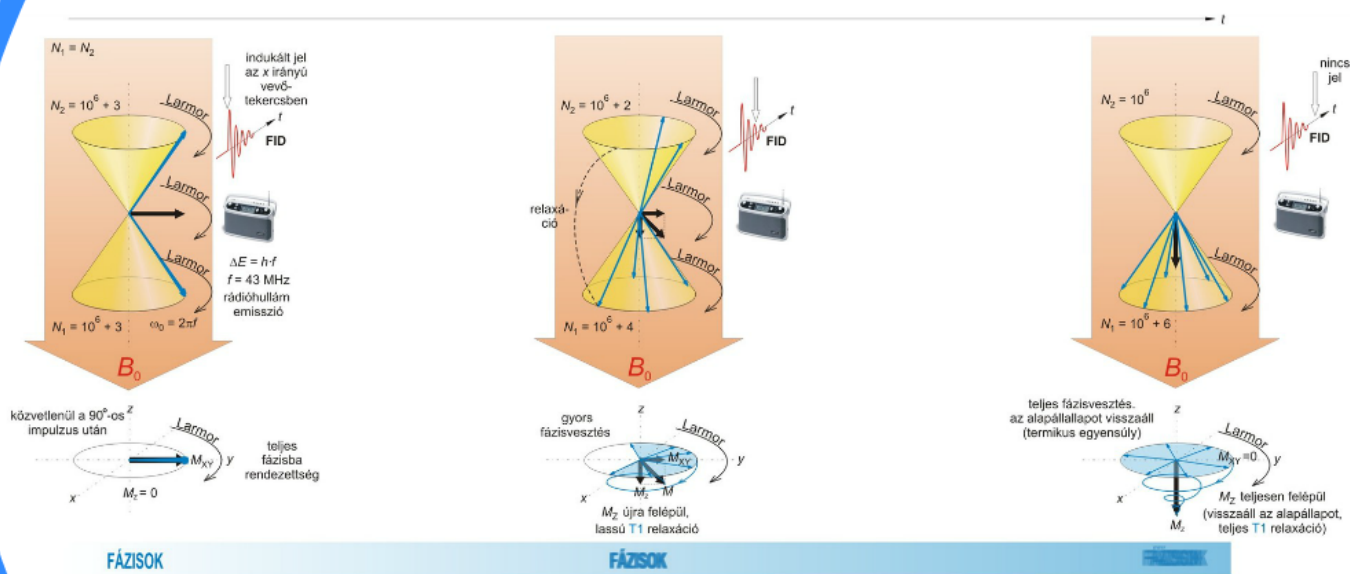


a 90°-os impulzus hatására
az M_z vektor spirális pályán
90°-al befordul
az x-y síkba (M_{xy}).
A Larmor frekvenciával forgó
 M_{xy} már mérhető.
A beforgatás végére M_z eltűnik.

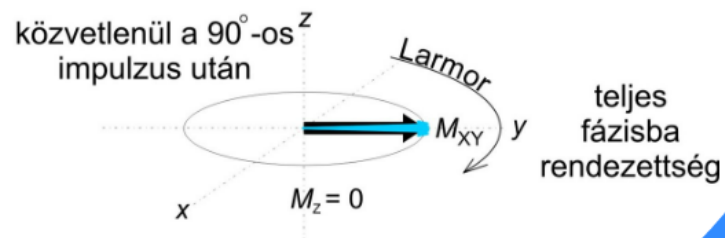
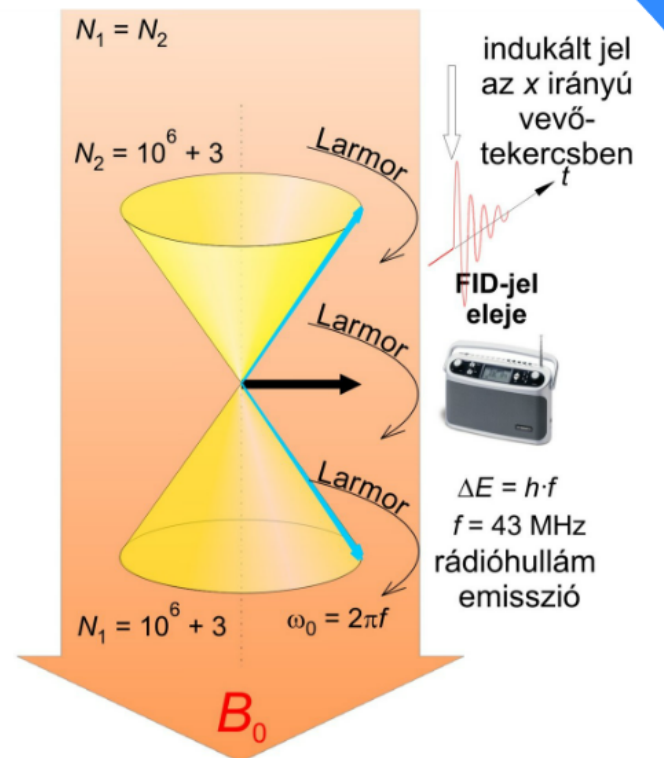
GERJESZTÉS 90°-OS RF-IMPULZUSSAL



Hogyan mérhetünk?

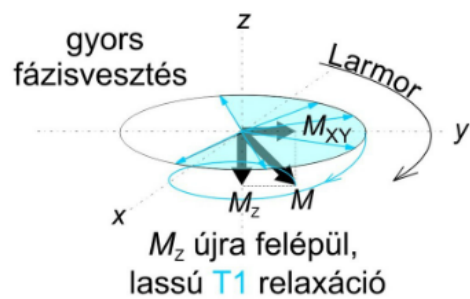
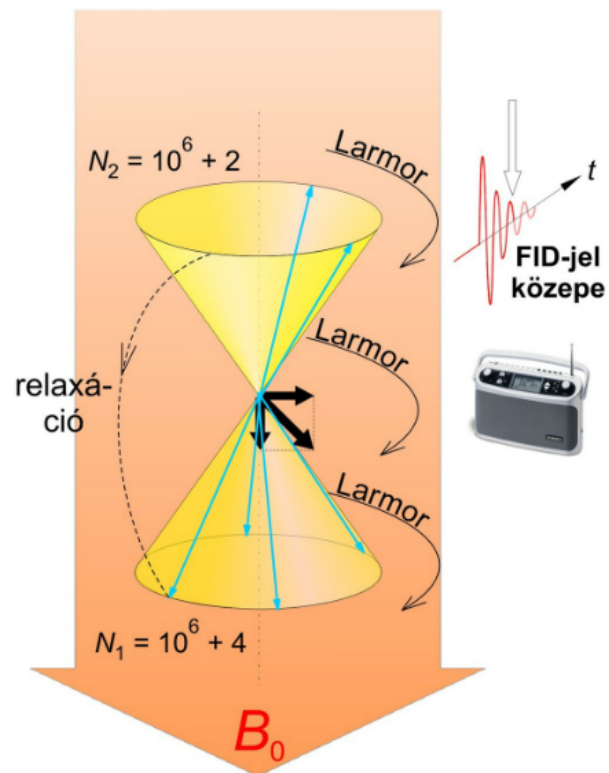


**RELAXÁCIÓ, FÁZISVESZTÉS
ÉS JELEDEKTLÁS
A 90°-OS IMPULZUS UTÁN
(a)**



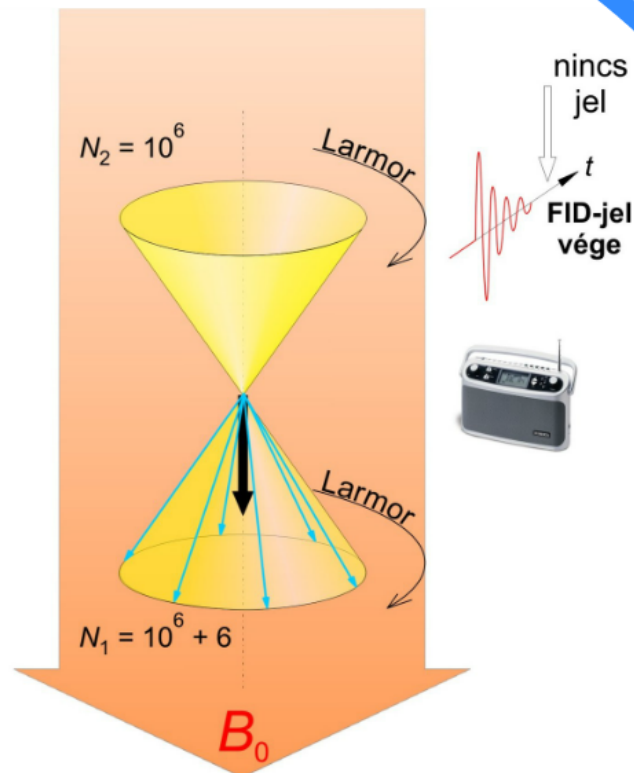
FÁZISOK

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

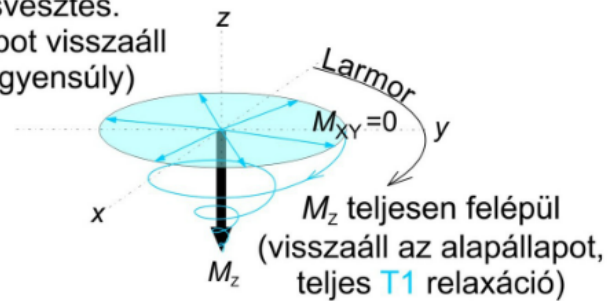


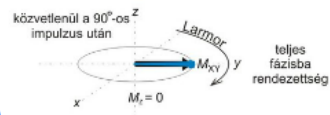
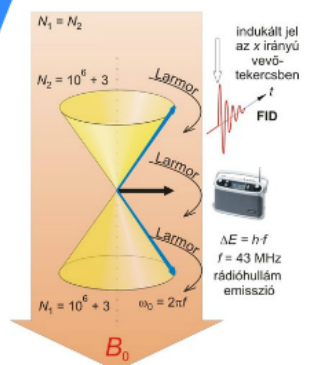
FÁZSOK

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

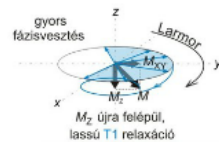
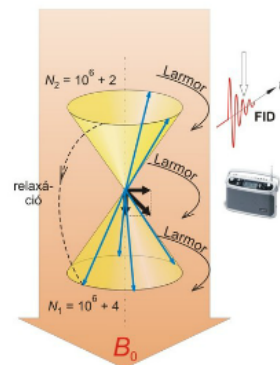


teljes fázisvesztés.
az alapállapotot visszaáll
(termikus egyensúly)

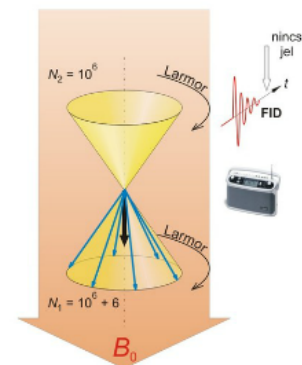




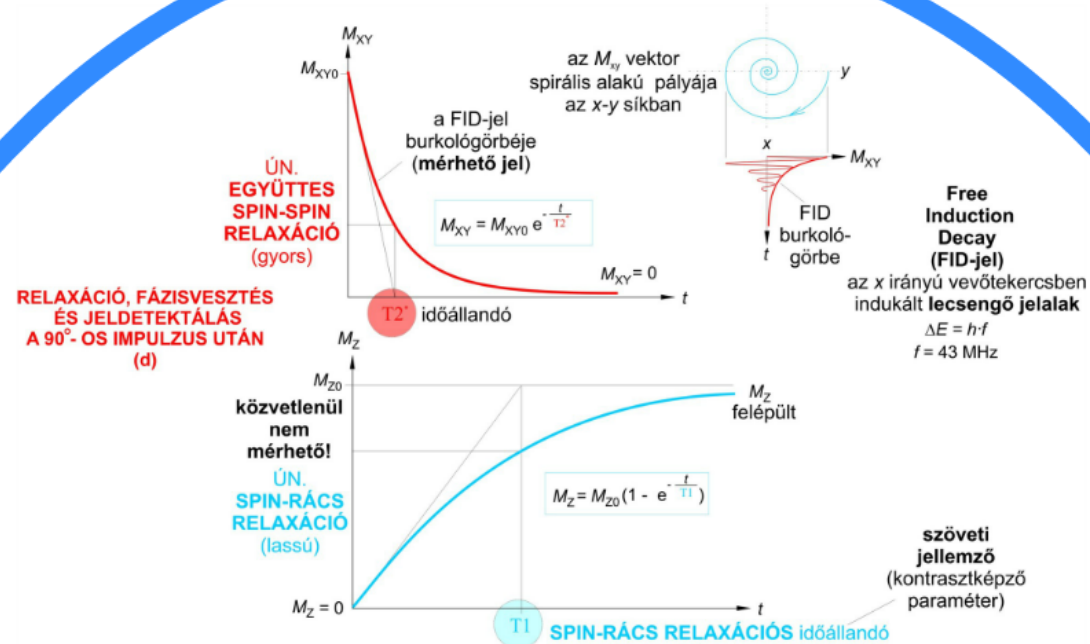
FÁZISOK



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

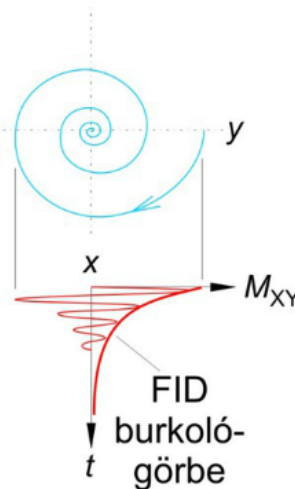
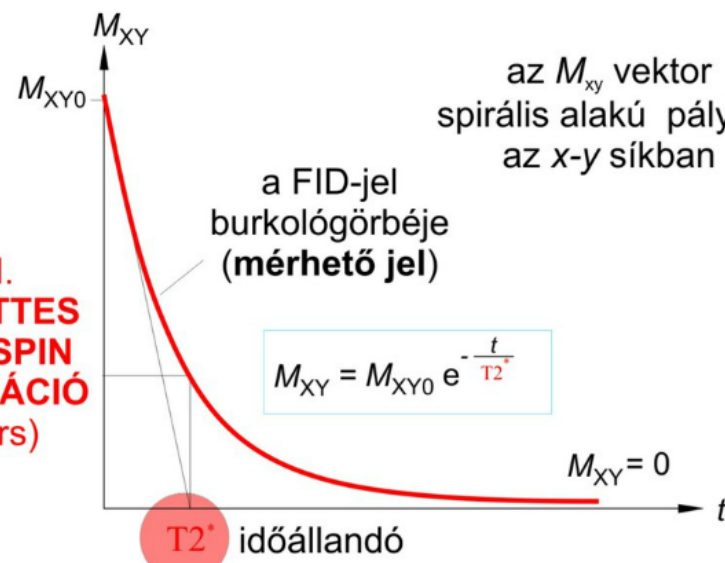
- A fázisvesztés okai:
- a B_0 mágneses tér inhomogenitása ($T2_{rev}$)
 - a tisztán szöveti mágneses inhomogenitása ($T2$)

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

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

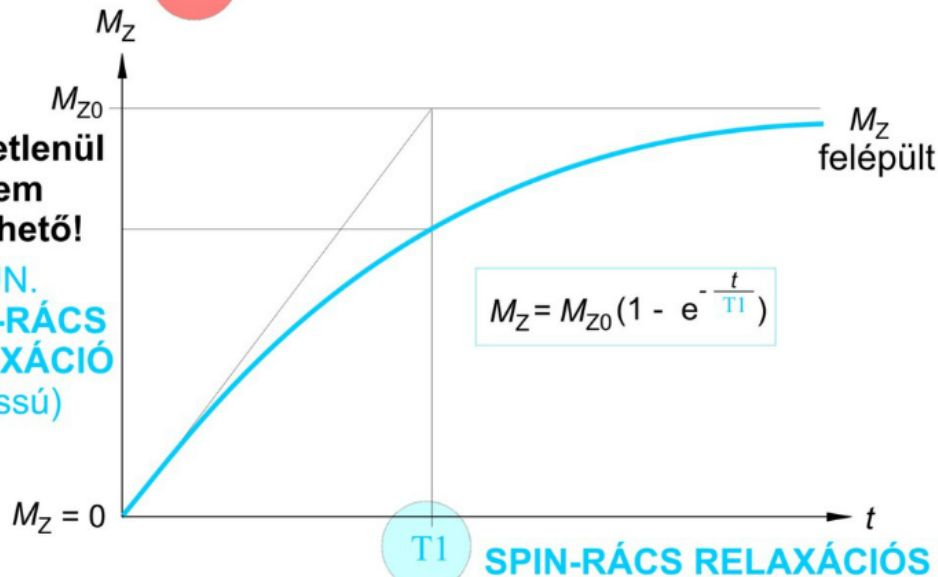
**RELAXÁCIÓ, FÁZISVESZTÉS
ÉS JELDETEKTÁLÁS
A 90°-OS IMPULZUS UTÁN
(d)**

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



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

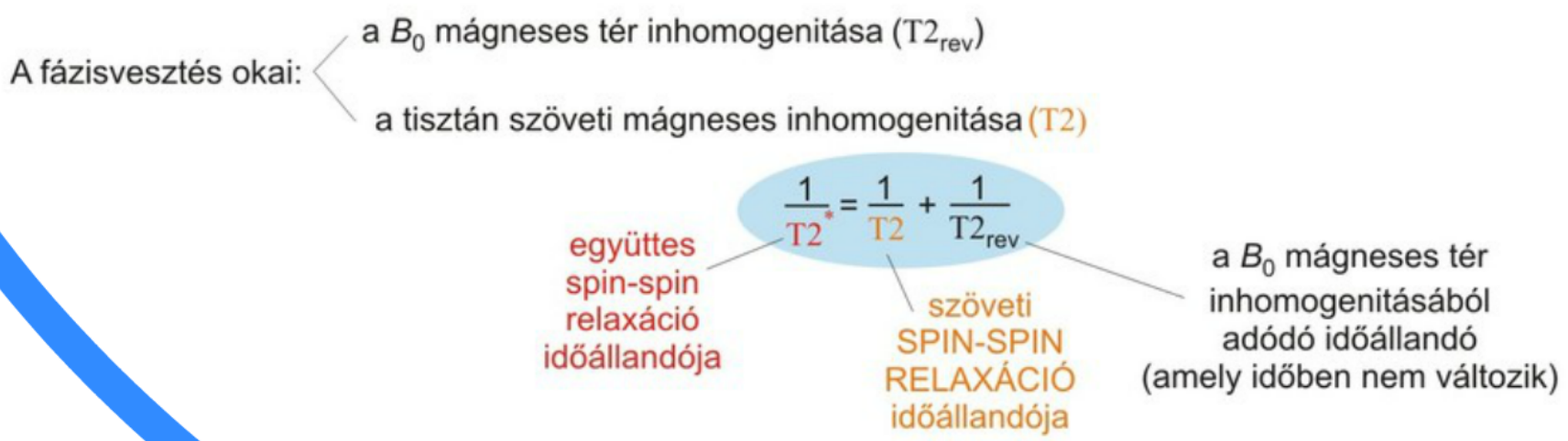
**közvetlenül
nem
mérhető!
ÚN.
SPIN-RÁCS
RELAXÁCIÓ
(lassú)**



SPIN-RÁCS RELAXÁCIÓS időállandó



- A 90° -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





You Tube

Mi a köze a kórusnak az MRI hez?

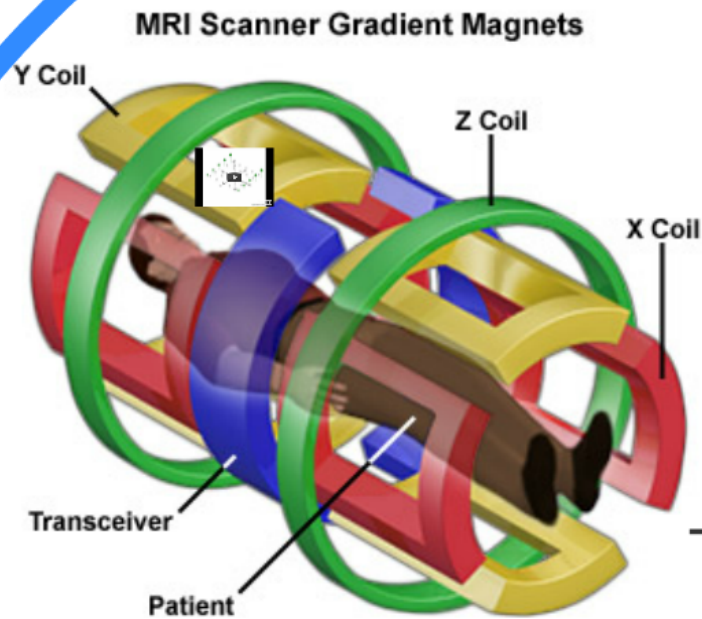


- Zenekar
- Kórustagok
- Emeletek
- Hangmagasság
- Hol tart a zenében

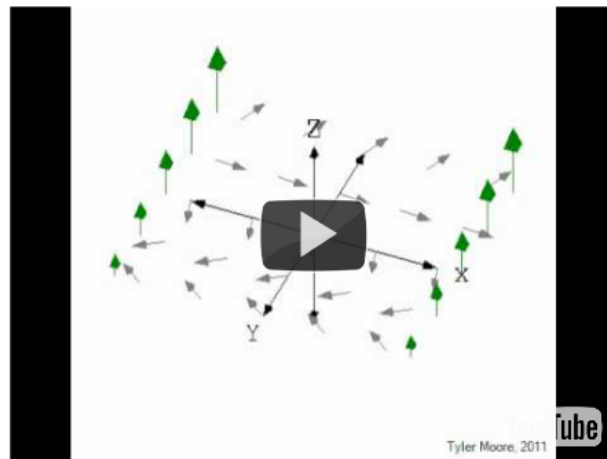


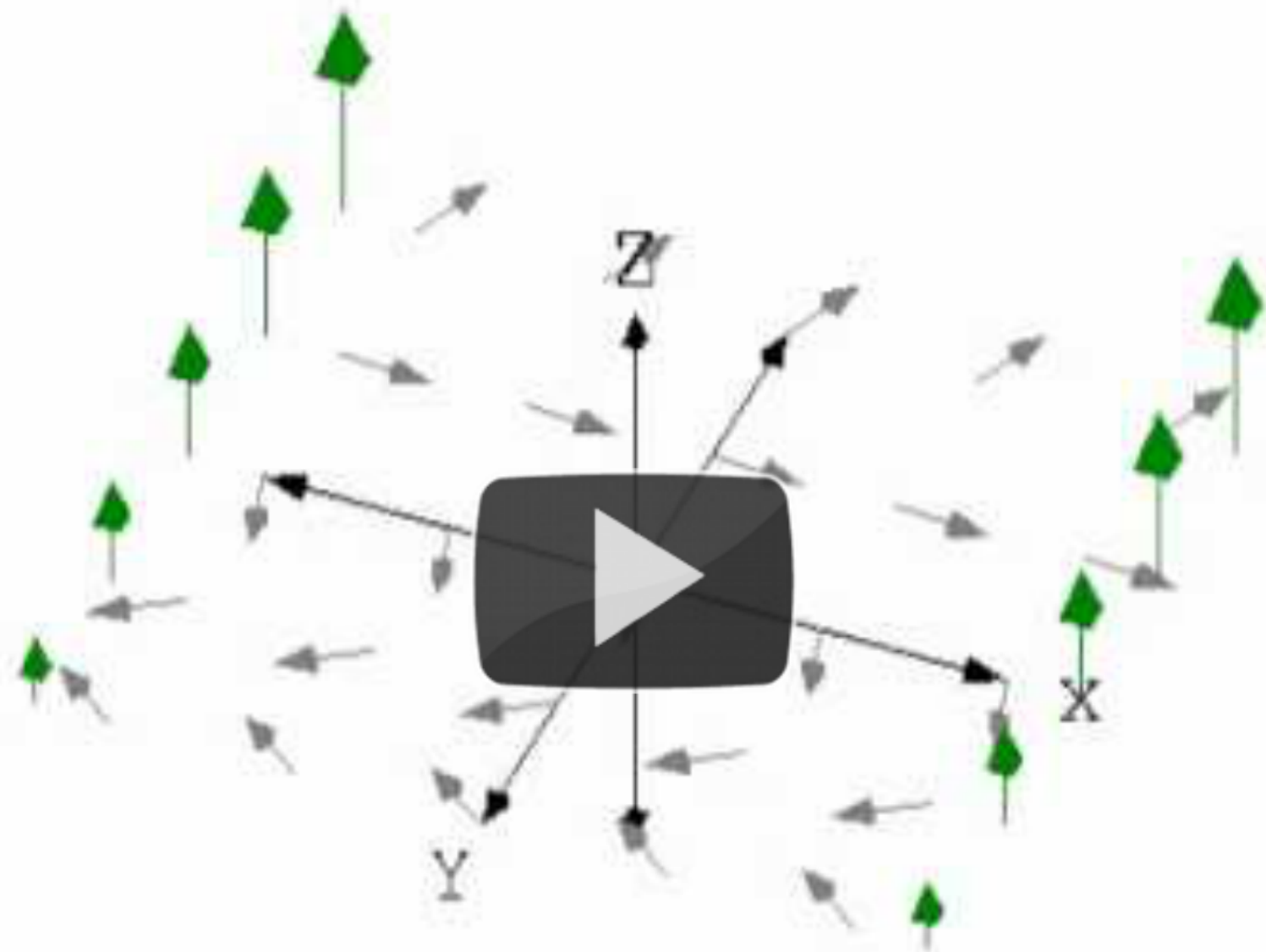
- Mágnes (pl: 3T, He)
- Voxelek (emberben)
- Pozíciókódolás (3D)

Voxel - pozíció kódolás

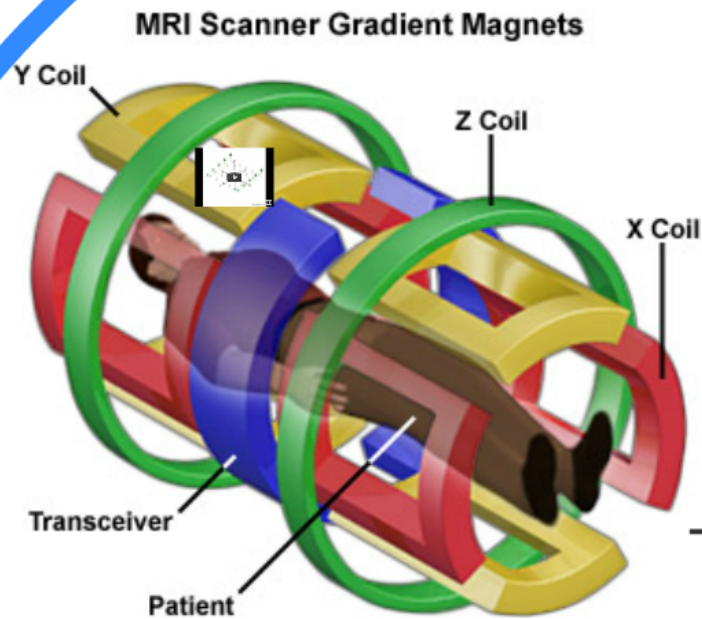


- Gradiens tekercsek
- Larmor - B

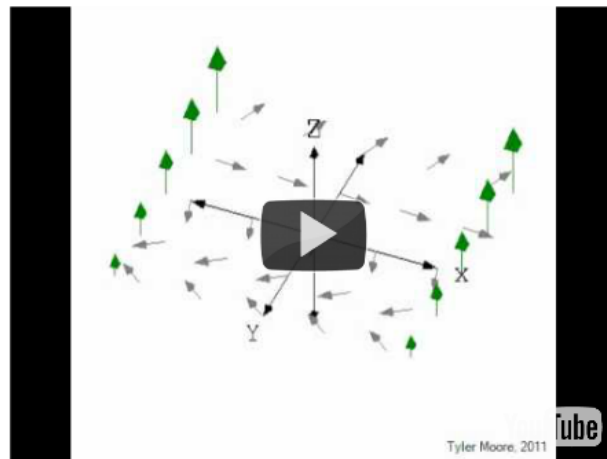




Voxel - pozíció kódolás



- Gradiens tekercsek
- Larmor - B



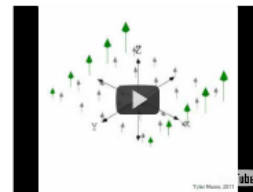
Voxel - pozíció kódolás

- 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

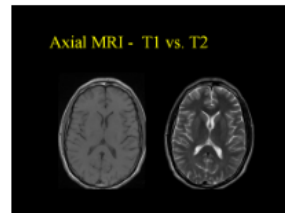
The spin-lattice relaxation time (T_1) and spin-spin relaxation time (T_2) of various biological tissues at 0.2 tesla

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

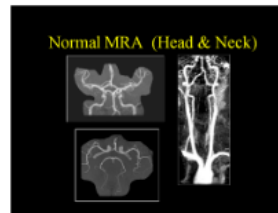
Source: Morgan and Hendee, 1984

Biológiai alkalmazások

Morfológiai képalkotás

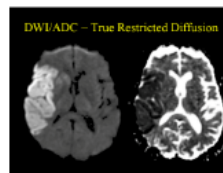


- T1 "anatómia"
- T2 "patológia"

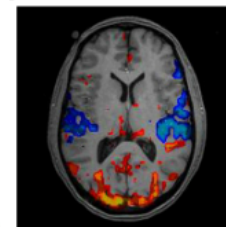


- Angiográfia (T1)
(Gd kontrasztal)

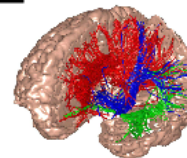
Funkcionális képalkotás



- Diffúzió mérés
(víz diffúzió)

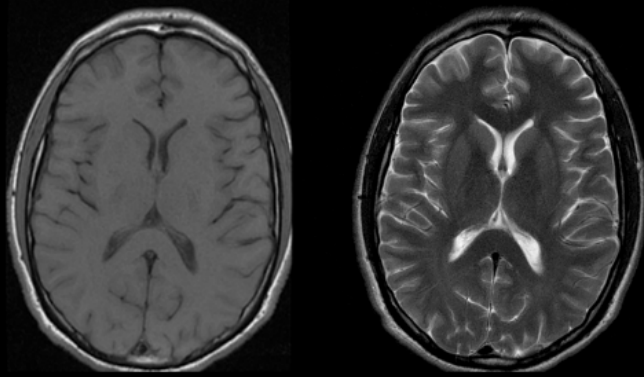


- Vérellátottság
(oxiFe - deoxiFe)



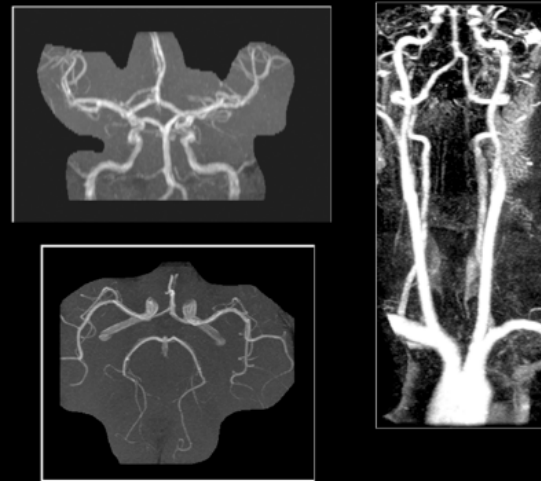
Morfológiai képalkotás

Axial MRI - T1 vs. T2



- T1 "anatómia"
- T2 "patológia"

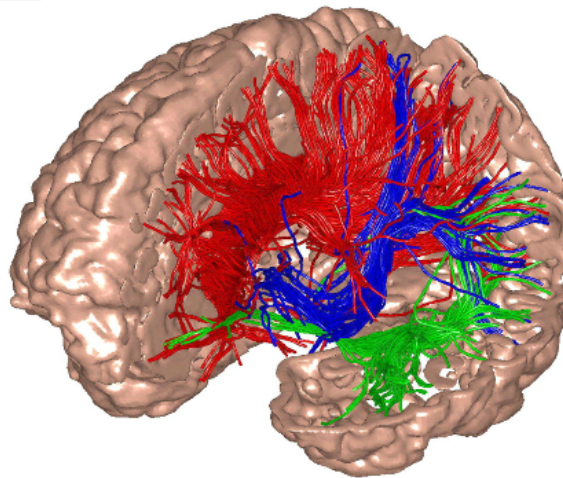
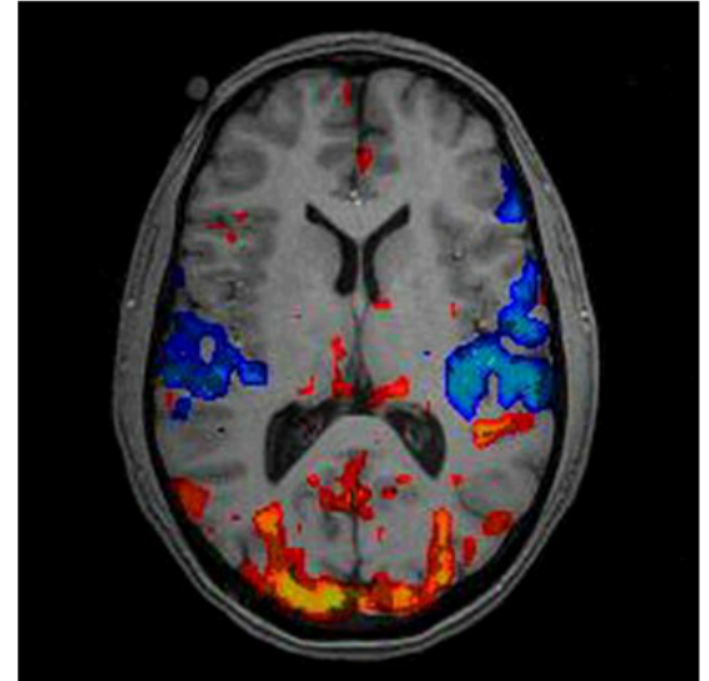
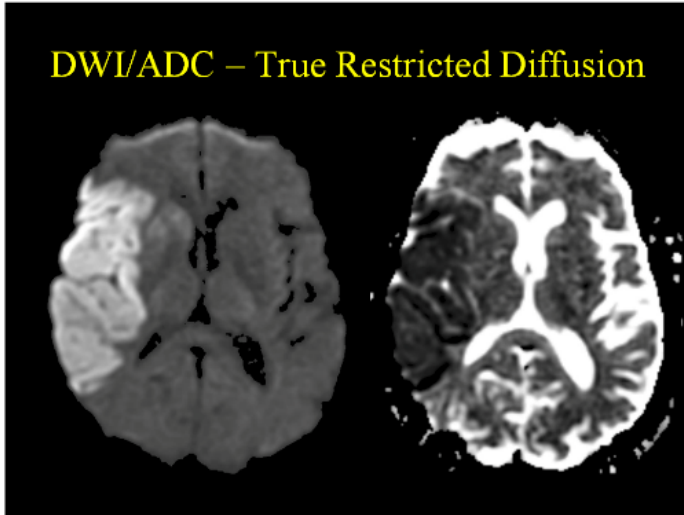
Normal MRA (Head & Neck)



- Angiográfia (T1)
(Gd kontrasztal)

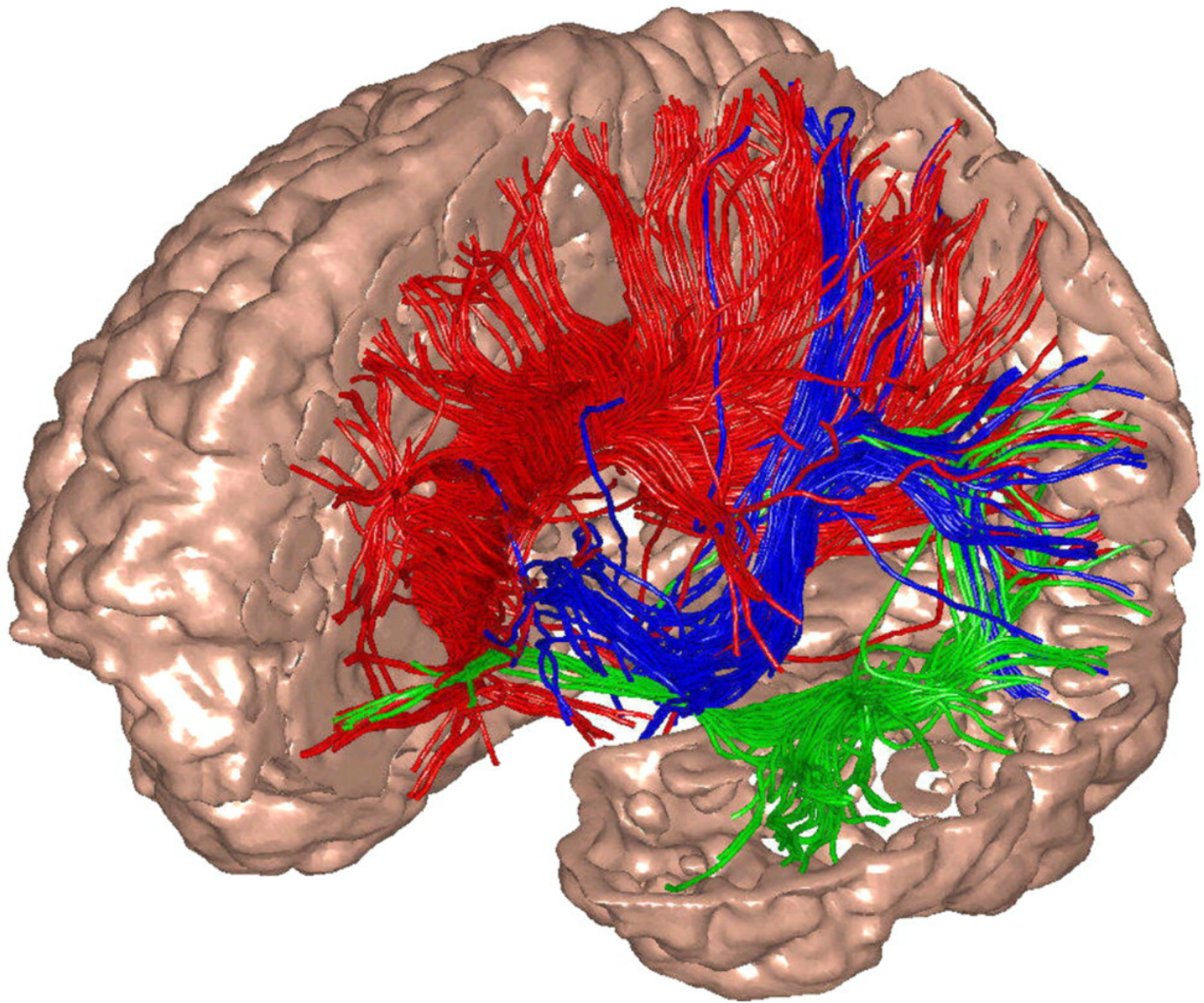
Funkcionális képalkotás

DWI/ADC – True Restricted Diffusion



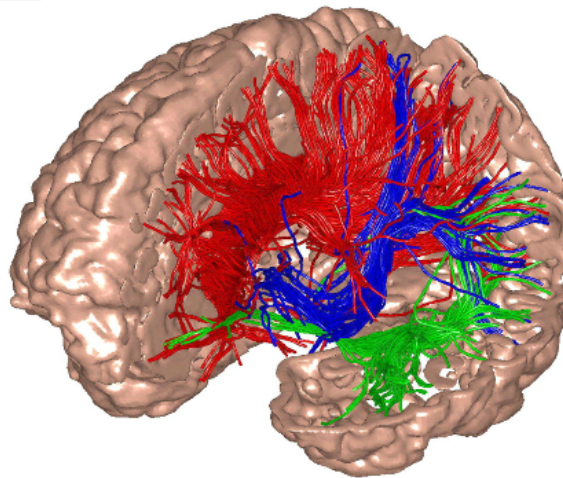
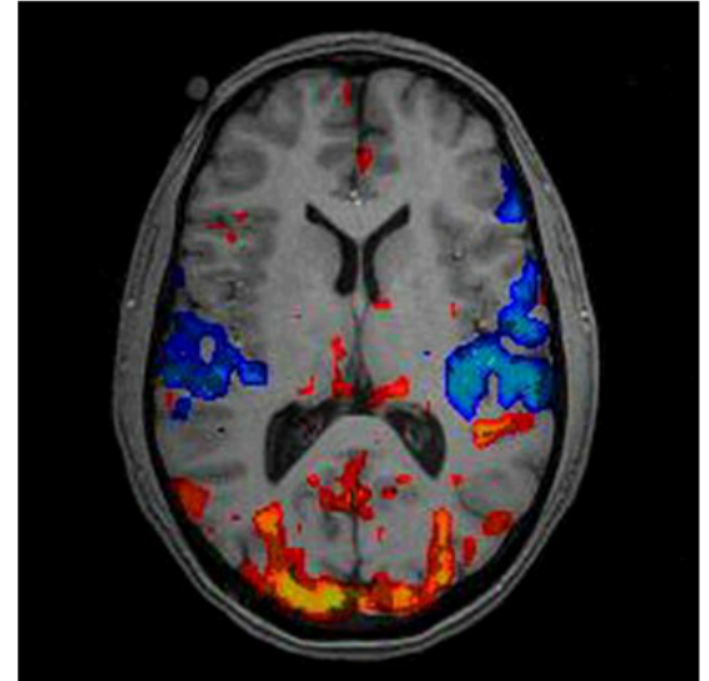
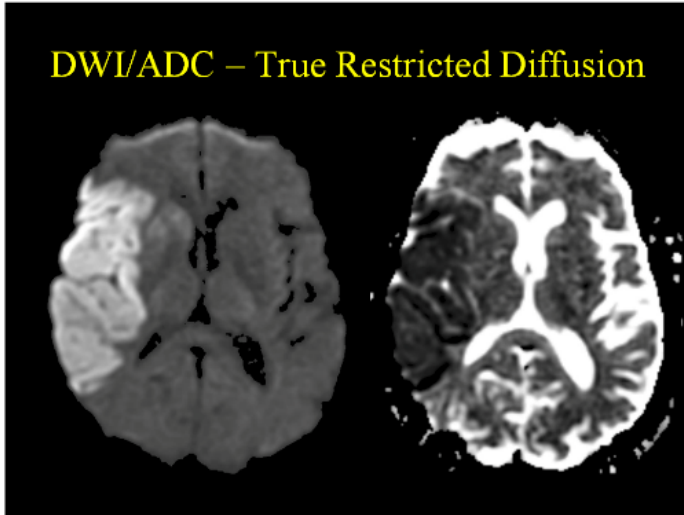
- Diffúzió mérés
(víz diffúzió)

- 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/>

