

Times, 2003. október 9

This Year's Nobel Prize in Medicine



The Shameful Wrong That Must Be Righted

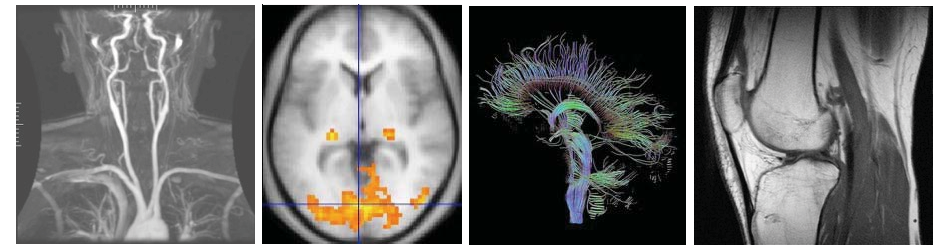
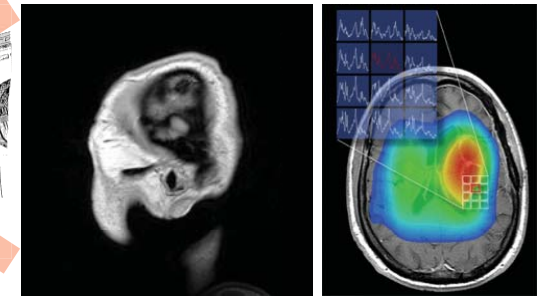
This year the committee that awards The Nobel Prize for Physiology or Medicine did the one thing it has no right to do: it ignored the truth. Eminent scientists, leading medical textbooks and the historical facts are in disagreement with the decision of the committee. So is the U. S. Patent Office. Even Alfred Nobel's will is in disagreement. The committee is attempting to rewrite history.

The Nobel Prize Committee to Physiology or Medicine chose to award the prize, not to the medical doctor/research scientist who made the breakthrough discovery on which all MRI technology is based, but to two scientists who later made technological improvements based on his discovery.

MRI: orvosi diagnosztikát forradalmasító képalkotó módszer



Non-invazív



MRI

- Történelem

- MRI alapok

Magspin, precesszió, rezonancia, gerjesztés-relaxáció

- MRI képalkotás

I. Térkódolás

II. Képrekonstrukció

III. Színkontraszt

IV. Szkennerek

V. Kontrasztanyagok

VI. Műtermékek

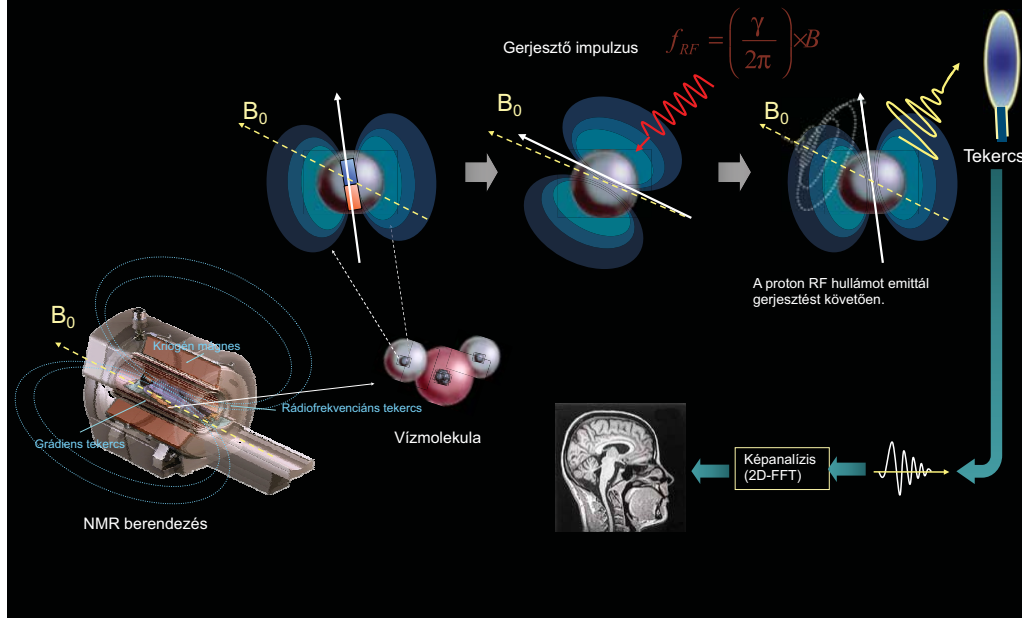
VII. Veszélyek, kontraindikációk

- Alkalmazások, a jövő irányai

MRI történelem

- 1970 - Raymond Damadian: rákos és normál szövetek T1 és T2 relaxációs idői különböznek.
- 1972 - Raymond Damadian: US patent
- 1973 - Paul Lauterbur: 2D MR képalkotó módszer
- 1974 - Peter Mansfield: 3D MR képalkotó módszer
- 1977 - Raymond Damadian: az első MR szkennerek ("focused field" módszer)
- 2003 - Nobel-díj: Lauterbur, Mansfield
- NMR: Legtöbb Nobel-díjjal kitüntetett módszer (6)
Otto Stern (1942), Isidor Rabi (1944), Felix Bloch, Edward Purcell (1952), Richard Ernst (1991), Kurt Wüthrich (2002)

MRI működése - rövid összefoglalás



MRI alapok

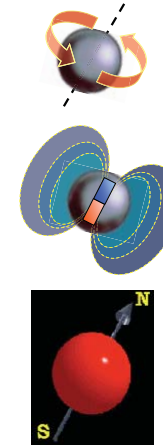
I. az eredő spinnel rendelkező atommagok elemi mágnesek



Otto Stern



W. Gerlach



Atommag tömege: $m_{\text{proton}} = 1,67 \cdot 10^{-24} \text{ g}$

Atommag perdülete: $L = \sqrt{l(l+1)}\hbar$
 $l = \text{spin kvantum szám}$

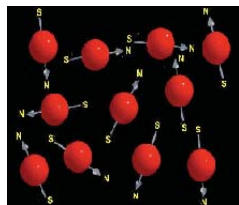
Atommag töltése: $q_{\text{proton}} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$

Atommag eredő mágneses momentuma: $\mu_i = \gamma L$
 $\gamma = \text{giromágneses hányados}$
 $L = \text{magspin}$

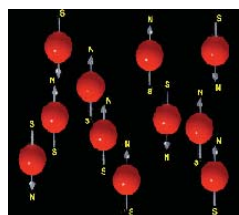
MRI-ben hasznos atommagok: ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}N , ^{31}P

MRI alapok

II. Mágneses térben a magspinek orientálódnak



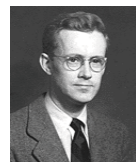
Mágneses tér hiányában:
elemi mágnesek orientációja random



Mágneses térben:

elemi mágnesek orientálódnak
 B_0
parallel
antiparallel

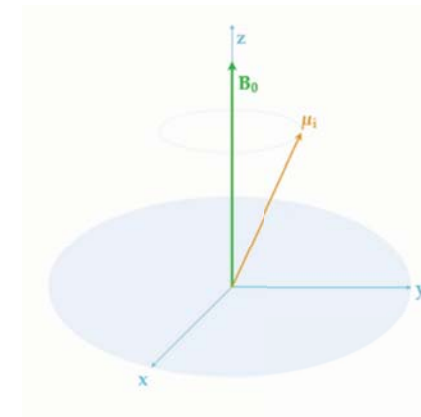
energiaszintek felhasadnak
 E
 $\Delta E = hf = \mu B_0$
 B_0
-1/2
+1/2



Edward Purcell, 1946

MRI alapok

Az orientált magspinek precessziós mozgást végeznek



Precessziós vagy Larmor frekvencia:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

$$f_{\text{Larmor}} = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

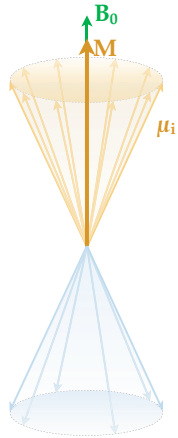


Felix Bloch, 1946

Makroszkópos mágnesezettség

Különböző energiaszinteken spintöbbség miatt

Alacsony energiájú állapot
parallel a proton esetében



B_0 = mágneses tér
 M = makroszkópikus
mágnesezettség

A nagy (parallel) ill. alacsony
(antiparallel) energiájú
spinállapotok aránya:

$$\frac{N_{antiparallel}}{N_{parallel}} = e^{-\frac{\Delta E}{k_B T}}$$

(Boltzmann-eloszlás)

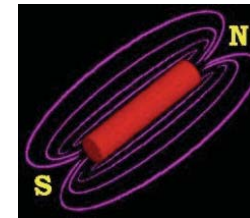
MRI-ben alkalmazott mágneses térerő:
Föld mágneses térerejének 20-50 ezerszerese

Nagy energiájú állapot
antiparallel a proton esetében

MRI alapok

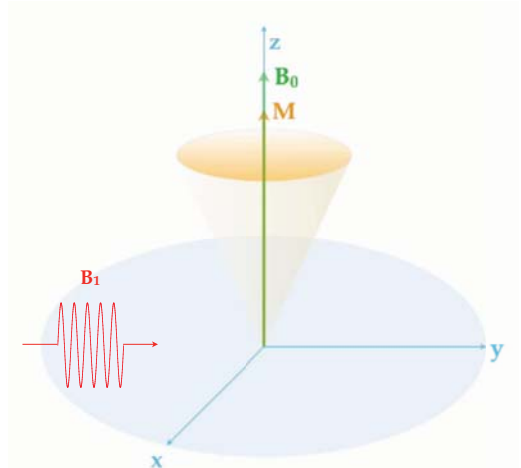
III. rádiófrekvenciás sugárzással a rendszer gerjeszthető

Rezonancia feltétel: Larmor frekvencia

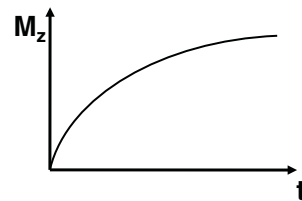
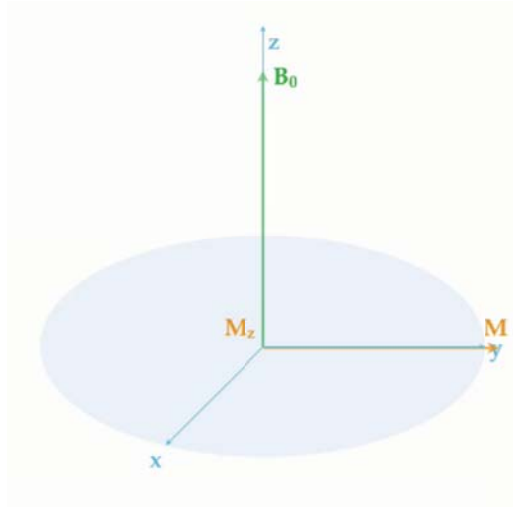


B_0 = mágneses tér
 M = makroszkópos mágnesezettség
 B_1 = besugárzott elektromágneses tér

MRI-ben alkalmazott
elektromágneses sugárzás:
Rádiófrekvencia

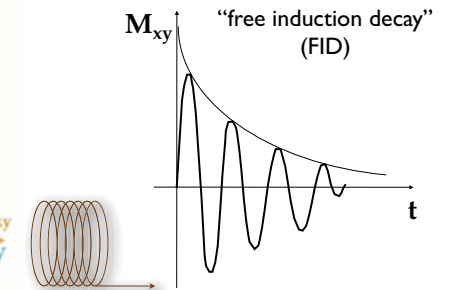
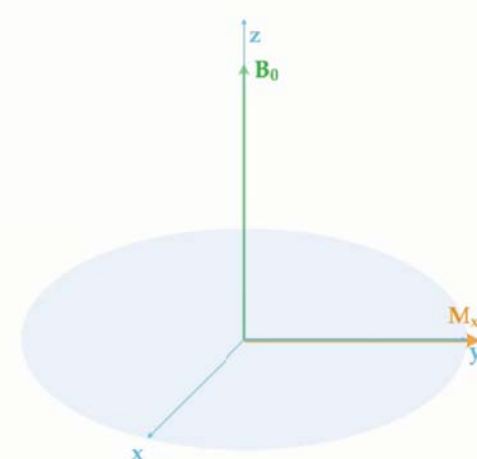


Spin-rács relaxáció T1 vagy longitudinális relaxáció



T1 relaxációs idő:
elemi mágnes (proton) és
környezete közötti kölcsönhatásra utal

Spin-spin relaxáció T2 vagy tranzverzális relaxáció



T2 relaxációs idő:
elemi mágnesek (protonok)
közötti kölcsönhatásra utal

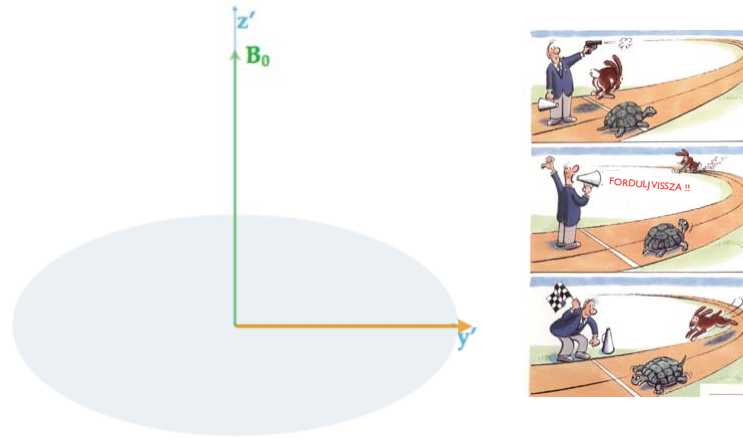
Spin-spin relaxáció

T2 vagy tranzverzális relaxáció

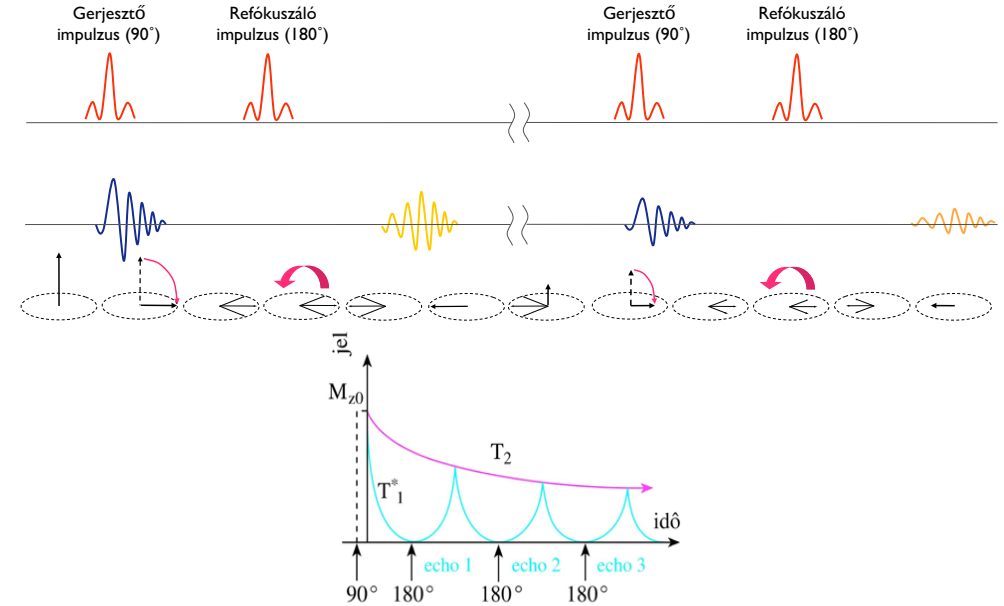
Ismétlődő gerjesztő és relaxációs impulzusok: spin-echo szekvencia



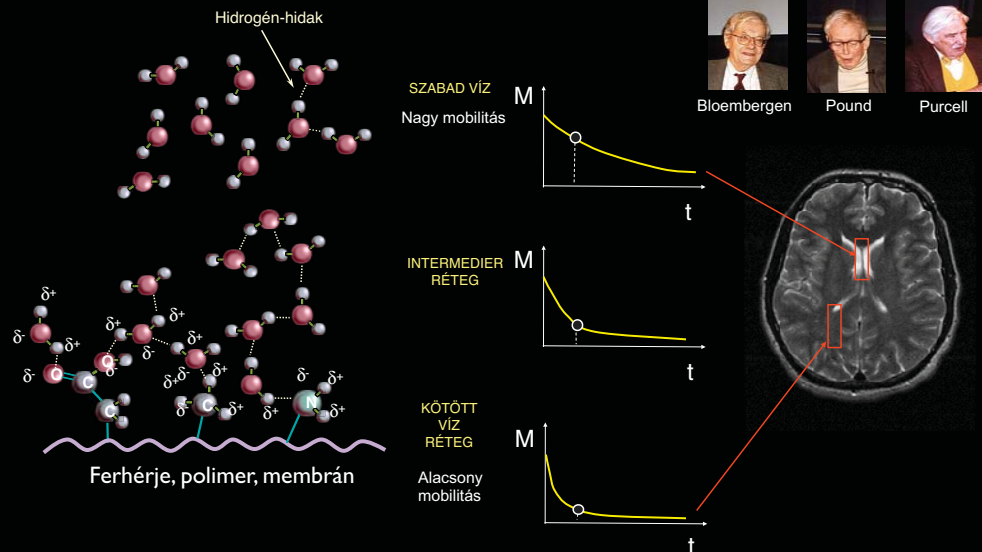
Erwin Hahn, 1949



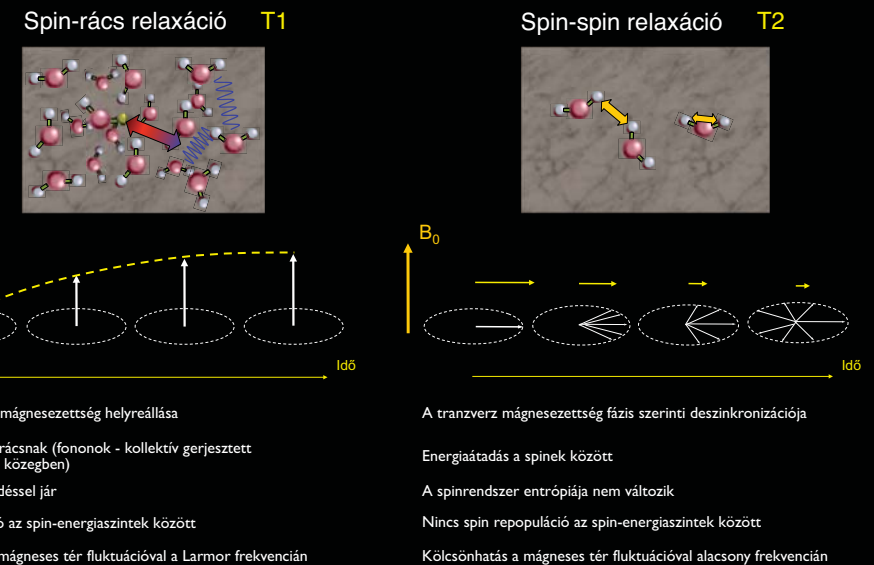
A "spin-echo" kísérlet



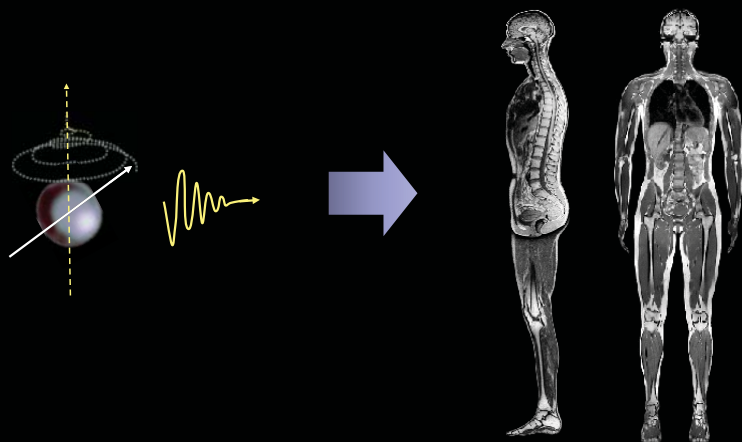
Kontraszt lehetőség a spin rendszerek kölcsönhatásai alapján



Kontrasztot adó relaxációs mechanizmusok



Az NMR-től az MRI-ig



MRI: az emberi test makroszkópikus mágnesezettségét hozza létre

Downstate Medical Center - Brooklyn, 1972



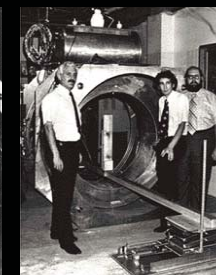
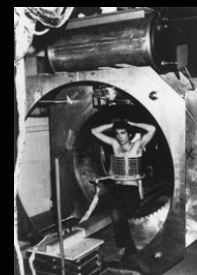
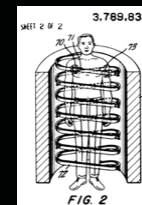
Raymond V. Damadian



Az első MRI felvétel

United States Patent (19)
Damadian

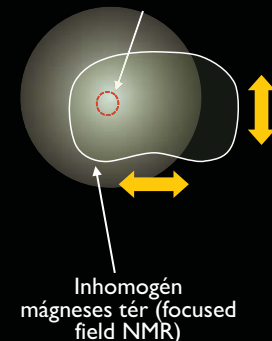
[54] APPARATUS AND METHOD FOR DETECTING CANCER IN TISSUE
[76] Inventor: Raymond V. Damadian, 64 Short Hill Rd., Forest Hill, N.Y. 11375
[22] Filed: Mar. 17, 1972
[21] Appl. No.: 238,624
[52] U.S. Cl.: 128/2 R, 128/2 A, 324/5 R
[51] Int. Cl.: A61b 5/05
[56] Field of Search: 128/2 R, 2 A, 1-3, 324/5 A, 324/5 B



1970: megnőtt relaxációs idők rákös szövetben
1972: humán invivo 3D NMR elvének kidolgozása
1977: felső emberi MRI felvétel

$$\omega = \gamma B$$

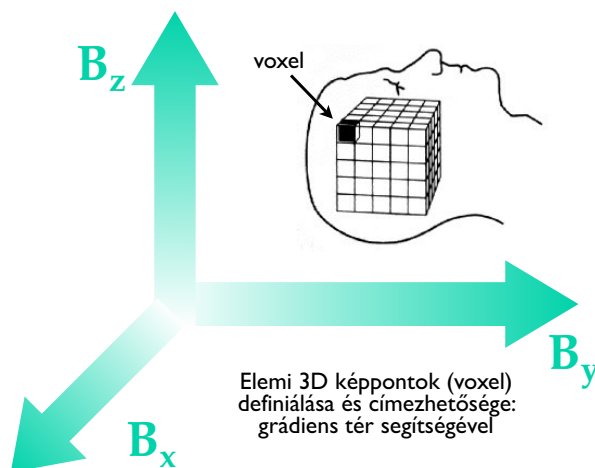
Rezonanciafeltétel lokálisan teljesül



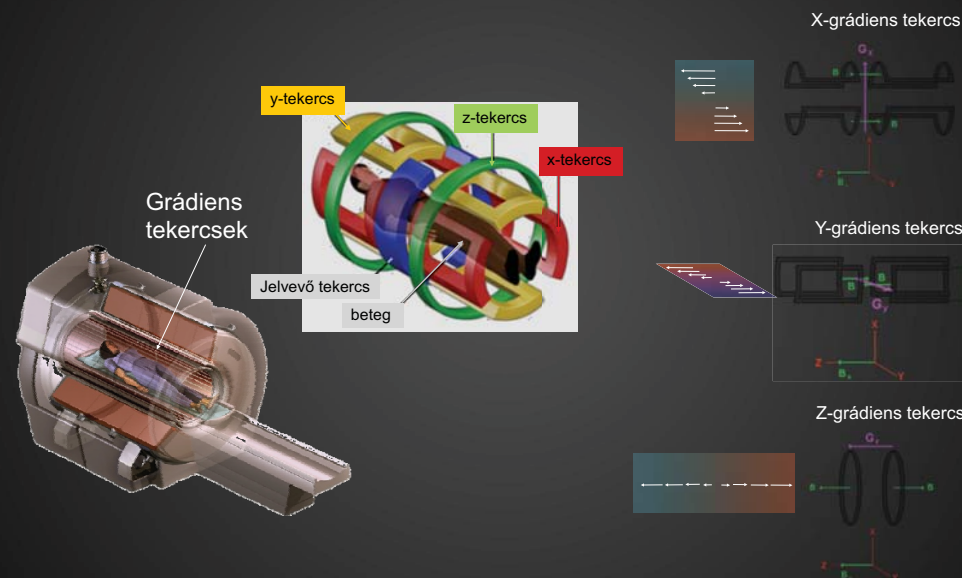
MRI képképzés I. Térbeli kódolás



Paul C. Lauterbur (1929-)
Térbeli felbontású NMR
kidolgozása



Térben változó mágneses tér létrehozása: "grádiens" tekercsekkel



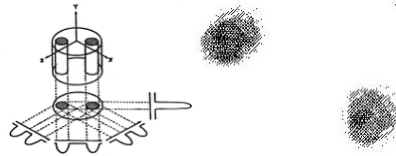
MRI Képealkotás

II. Képrekonstrukció

I. "Backprojection" ("visszavetítés")



Paul Lauterbur, 1973, Illinois
Peter Mansfield, 1973, Nottingham
Nobel-díj (2003, Élettan és Orvostudomány)



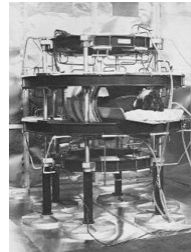
2. 2D Fourier transzformáció



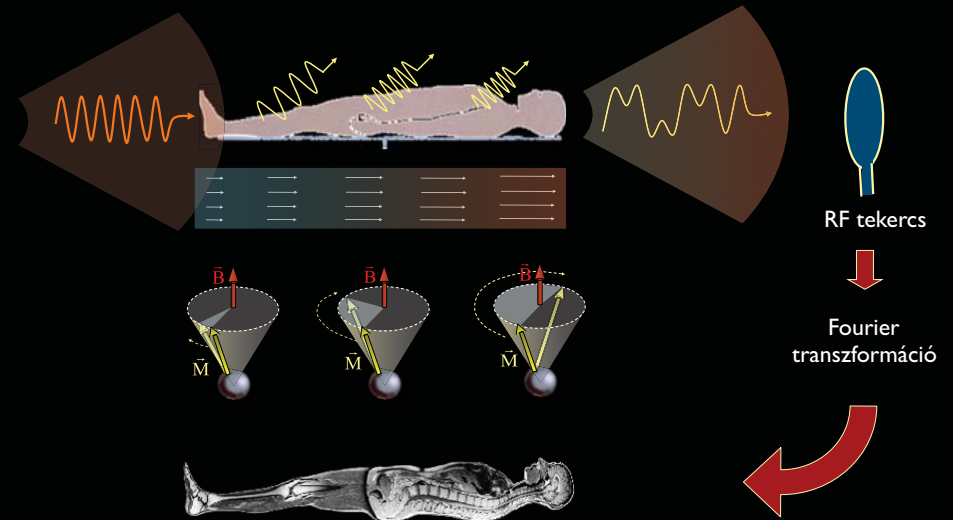
Richard Ernst, 1974, Zürich
Nobel-díj (1991, Kémia)

NMR Fourier Zeugmatography
ANIL KUMAR, DIETER WELT, AND RICHARD R. ERNST
Laboratorium für Physikalische Chemie, Eidgenössische Technische Hochschule, 8006 Zürich, Switzerland
Received August 2, 1974

A new technique of forming two- or three-dimensional images of a macroscopic sample by means of NMR is described. It is based on the application of a sequence of pulsed magnetic field gradients during a series of free induction decays. The image formation can be achieved by a straightforward two- or three-dimensional Fourier transformation. The method has the advantage of high sensitivity combined with experimental and computational simplicity.

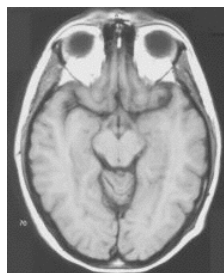
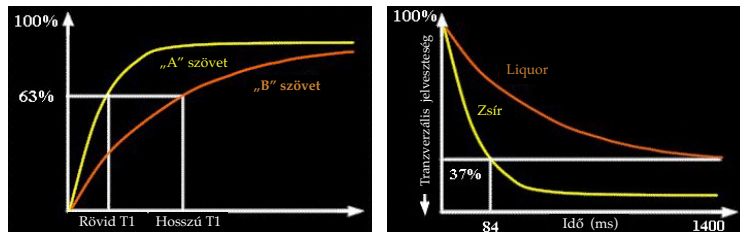


MRI: térbeli kódolás és képrekonstrukció a precesszió térfüggő frekvenciaváltozásán alapul

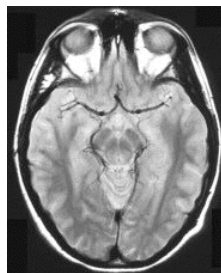


MRI képealkotás

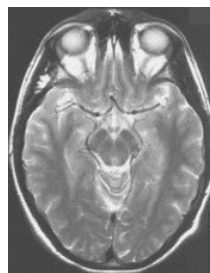
III. szinkontraszt felbontása spinsűrűség és relaxációs idők alapján



T1-súlyozás



protonsűrűség-súlyozás

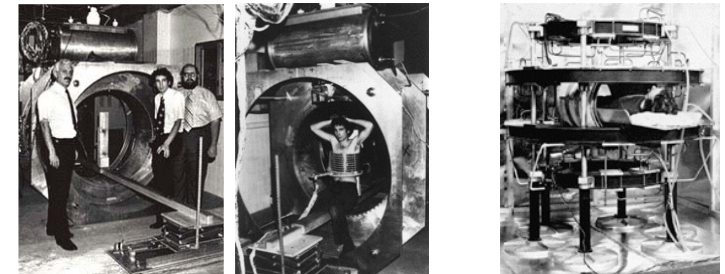


T2-súlyozás

MRI képealkotás:

IV. Szkennerek

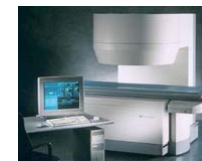
Hőskor



Jelen



Intervenció MRI egység



Nyitott MRI egység



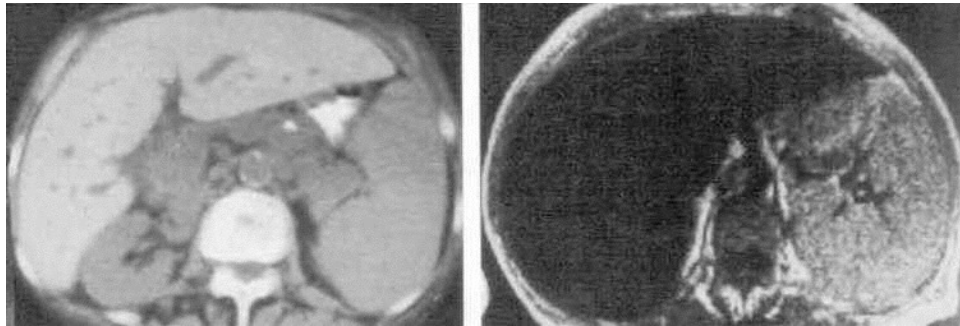
Mobil MRI



MRI képképzés: V. Kontrasztanyagok

Pozitív: paramágneses elemek (T1 kontraszt): Gd, Mn

Negatív: szuperparamágneses, ferromágneses (T2 kontraszt): FeIII, MnII



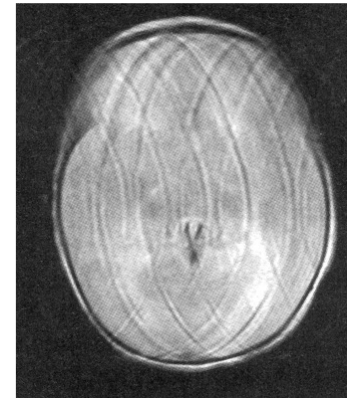
CT

MR T2

Haemochromatosis hepatis (vasfelhalmozódás a máj szövetben)

MRI képképzés: VI. Műtermékek

- Mozgás
- Fémek (implantátum, sérülés)



Mozgási műtermék



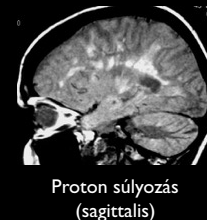
Fém az orbitában

MRI képképzés: VII. Veszélyek, kontraindikációk

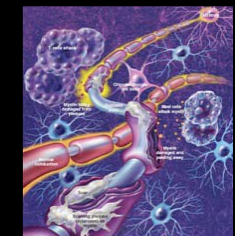
- Sztatikus mágneses tér - fémtárgyak
Kontraindikációk: beépített eszközök (pacemaker, defibrillátor, hallókészülék, csontnövekedést serkentő készülék, gyógyszeradagoló), neurostimulátorok, agyi aneurysma csatok, régi típusú szívbillentyűk
- Grádiens tér - áramindukció
- Rádiófrekvenciás tér - hőhatás (szemlencse, here)



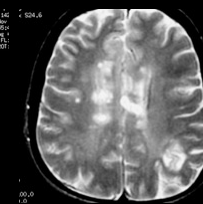
Alkalmazások: Anatómiai képképzés sclerosis multiplex



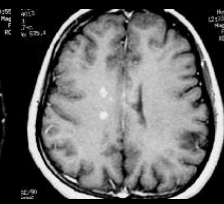
Proton súlyozás
(sagittális)



Proton súlyozás
(transversális)

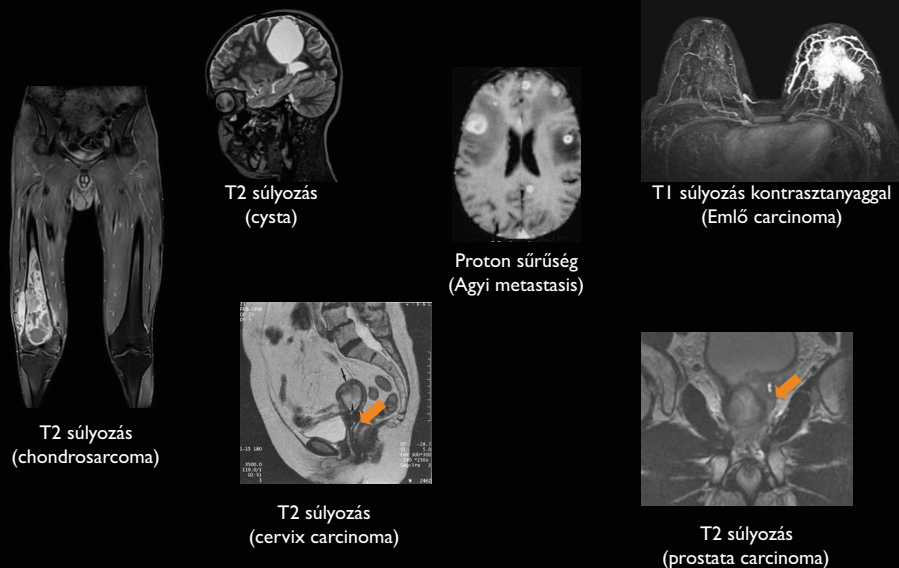


T2 súlyozás
(transversális)

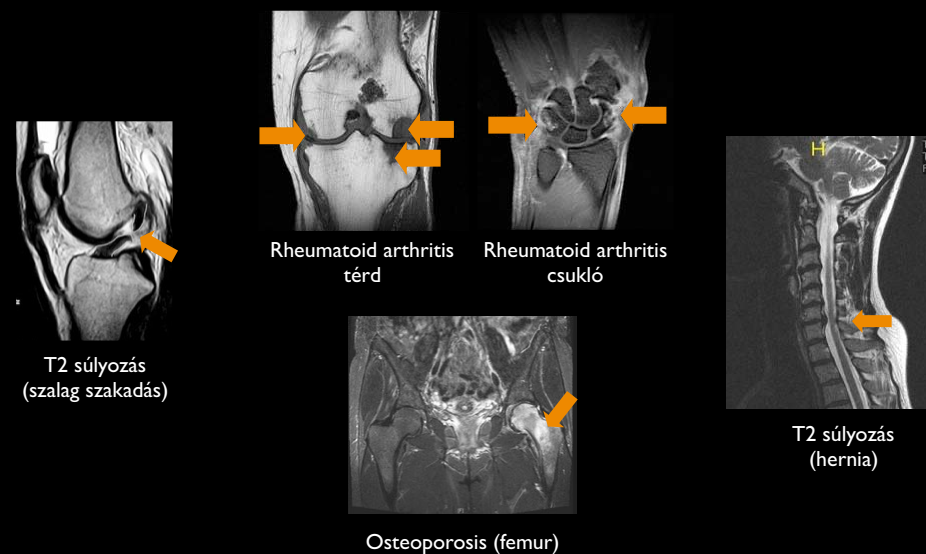


T1 súlyozás
(kontrasztanyaggal)

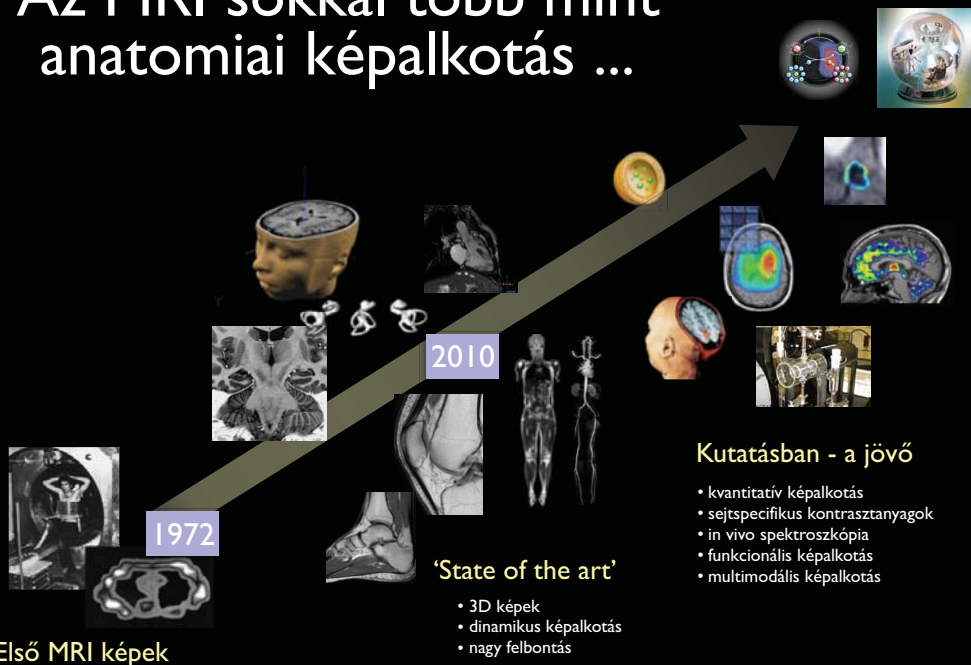
Anatomiai képalkotás: Onkológia



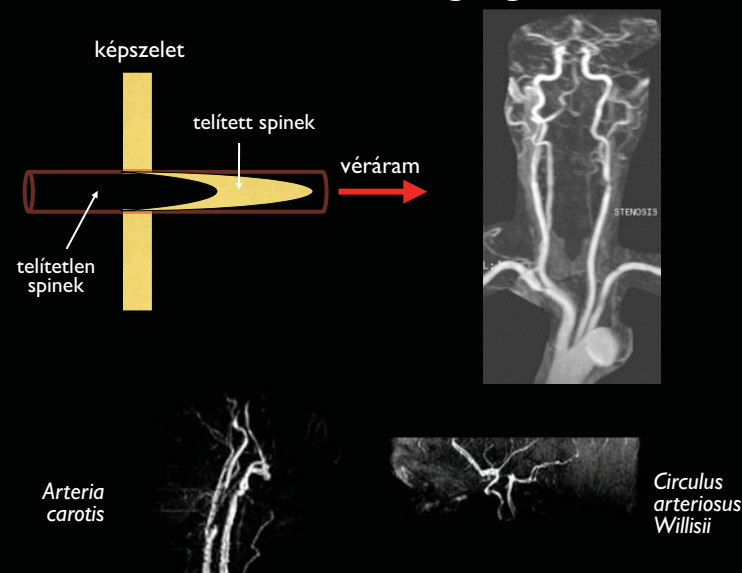
Anatomiai képalkotás csont és lágyrészek



Az MRI sokkal több mint anatomiai képalkotás ...



MRI: Non-invazív angiográfia



MRI mozgóképek

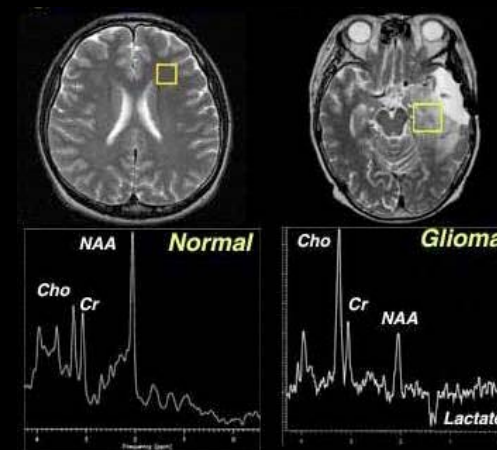
Nagy időfelbontású felvételek alapján



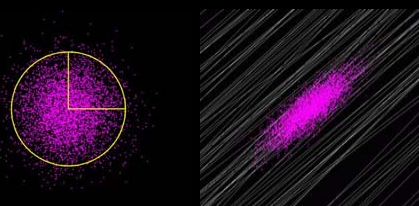
Aortabillentyű nyitódása - záródása

MR Spektroszkópia

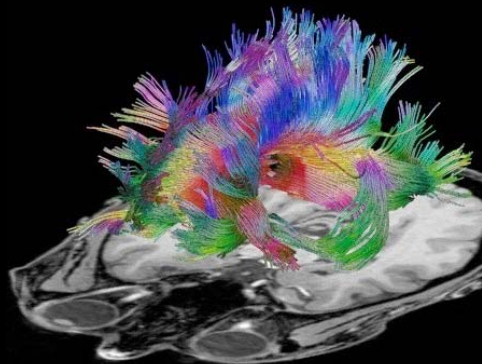
- Kémiai eltolódás (chemical shift)
- Metabolitok azonosítása
- Tumordiagnosztika



Diffúziós képalkotás



Anizotróp vízdiffúzió:
kontrasztkpződés

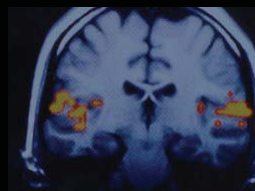


Idegpályák vizsgálata:
traktográfia

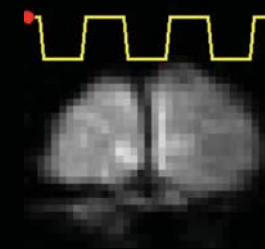
Corpus callosum

Funkcionális MRI (fMRI)

Élettani folyamattal szinkron felvett
Nagy időfelbontású képsorozat



Aktiváció az acusticus
cortexben



Villogó fény hatása a
látókéregre

MRI információ superponálása egyéb információval (PET)



Szuperponált MRI és PET képsorozat



PET aktivitás: szemmozgás során
Térbeli rekonstrukció