

Times, 2003. október 9

This Year's Nobel Prize in Medicine



The Shameful Wrong That Must Be Righted

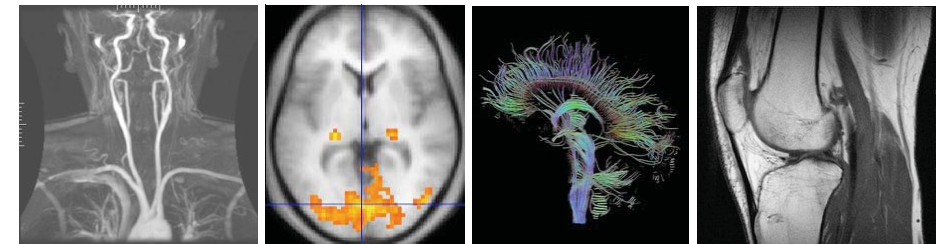
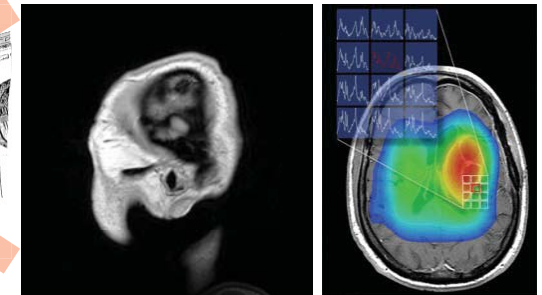
This year the committee that awards The Nobel Prize for Physiology or Medicine did the one thing it has no right to do: it ignored the truth. Eminent scientists, leading medical textbooks and the historical facts are in disagreement with the decision of the committee. So is the U. S. Patent Office. Even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



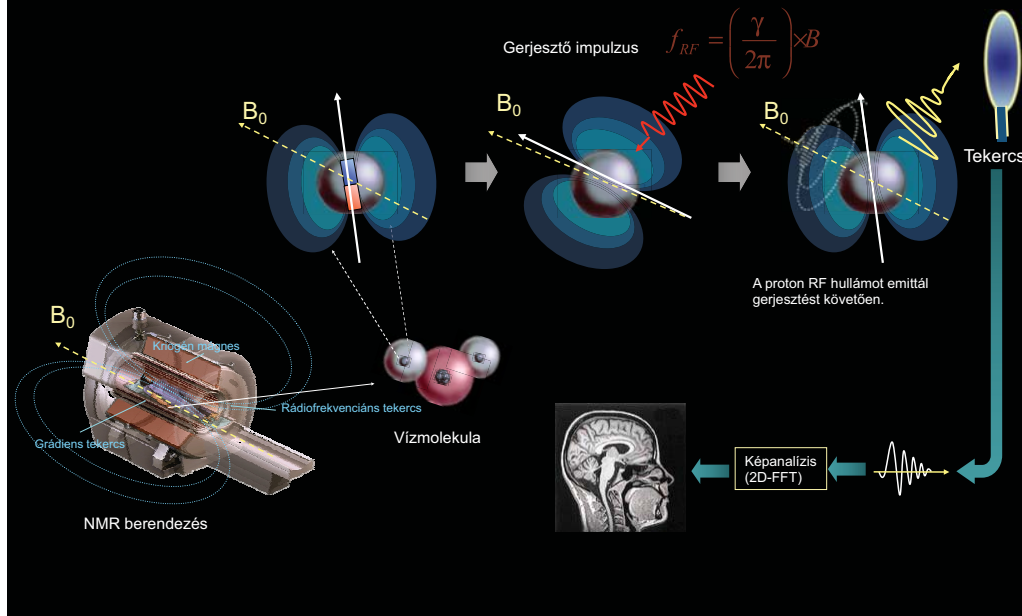
MRI

- Történelem
- MRI alapok
 - Magspin, precesszió, rezonancia, gerjesztés-relaxáció
- MRI képalkotás
 - I. Térkódolás
 - II. Képrekonstrukció
 - III. Színkontraszt
 - IV. Szkennek
 - 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 szkennel ("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

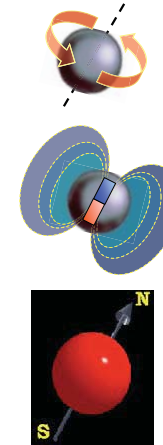
I. az eredő spinnel rendelkező atommagok elemi mágnesek



Otto Stern



W. Gerlach



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

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

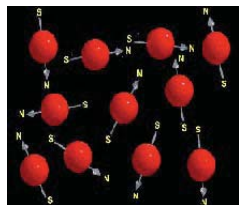
Atommag töltése: $q_{\text{proton}} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$

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

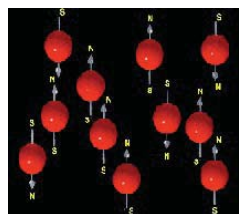
MRI-ben hasznos atommagok: ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}N , ^{31}P

MRI alapok

II. Mágneses térben a magspinek orientálódnak



Mágneses tér hiányában:
elemi mágnesek orientációja random



Mágneses térben:

elemi mágnesek orientálódnak
 B_0
 parallel
 antiparallel

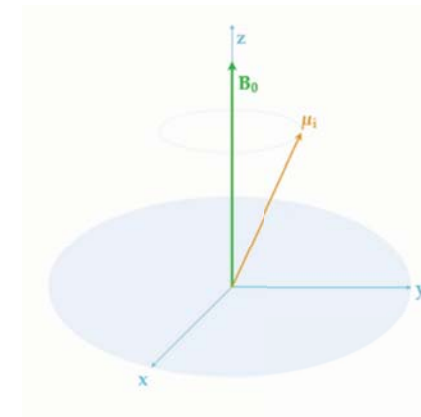
energiaszintek felhasadnak
 E
 $\Delta E = hf = \mu B_0$
 B_0
 $-1/2$
 $+1/2$



Edward Purcell, 1946

MRI alapok

Az orientált magspinek precessziós mozgást végeznek



Precessziós vagy Larmor frekvencia:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

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

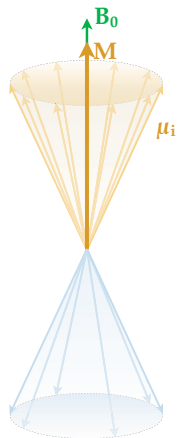


Felix Bloch, 1946

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)

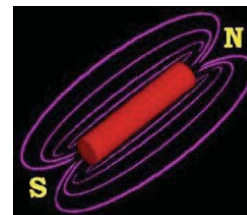
MRI-ben alkalmazott mágneses térerő:
Föld mágneses térerejének 20-50 ezerszerese

Nagy energiájú állapot
antiparallel a proton esetében

MRI alapok

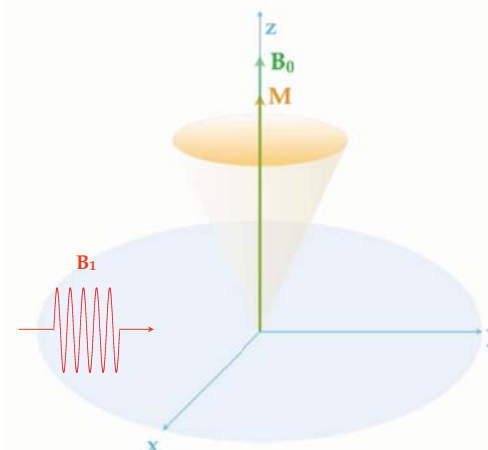
III. rádiófrekvenciás sugárzással a rendszer gerjeszthető

Rezonancia feltétel: Larmor frekvencia

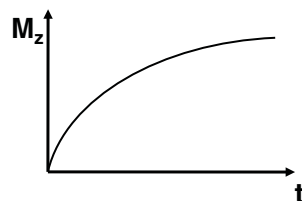
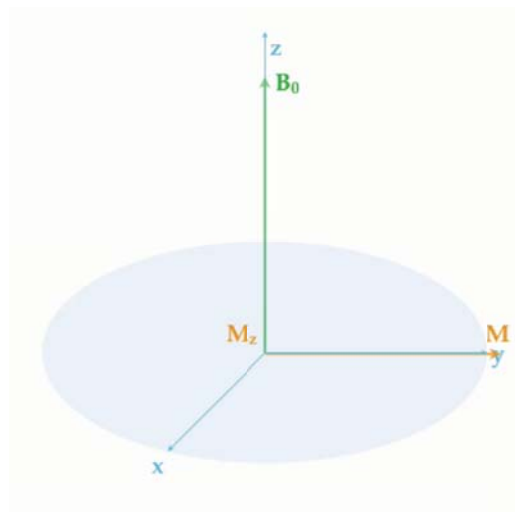


B_0 = mágneses tér
 M = makroszkópos mágnesezettség
 B_1 = besugárzott elektromágneses tér

MRI-ben alkalmazott
elektronágneses sugárzás:
Rádiófrekvencia

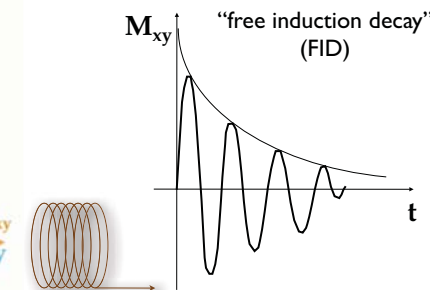
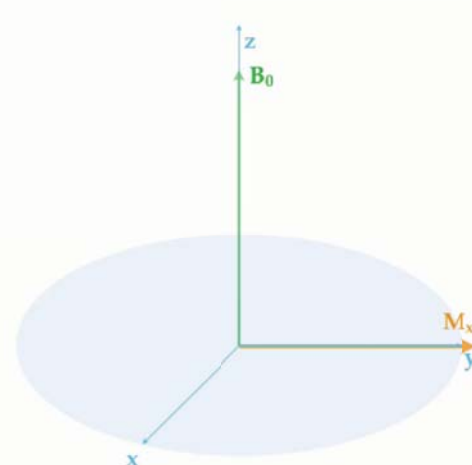


Spin-rács relaxáció T1 vagy longitudinális relaxáció



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

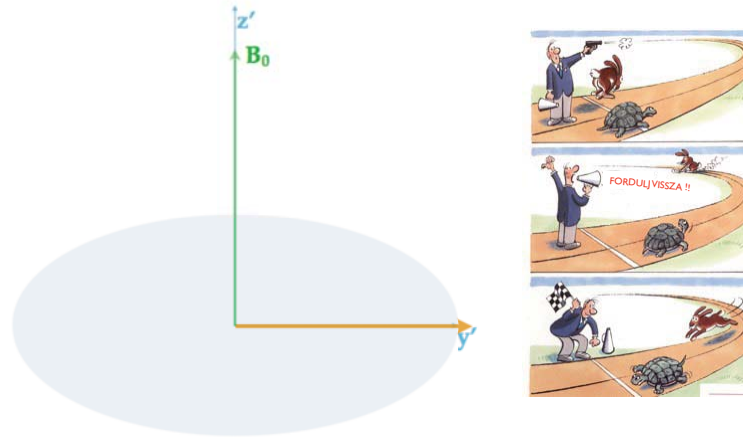
Spin-spin relaxáció

T2 vagy tranzverzális relaxáció

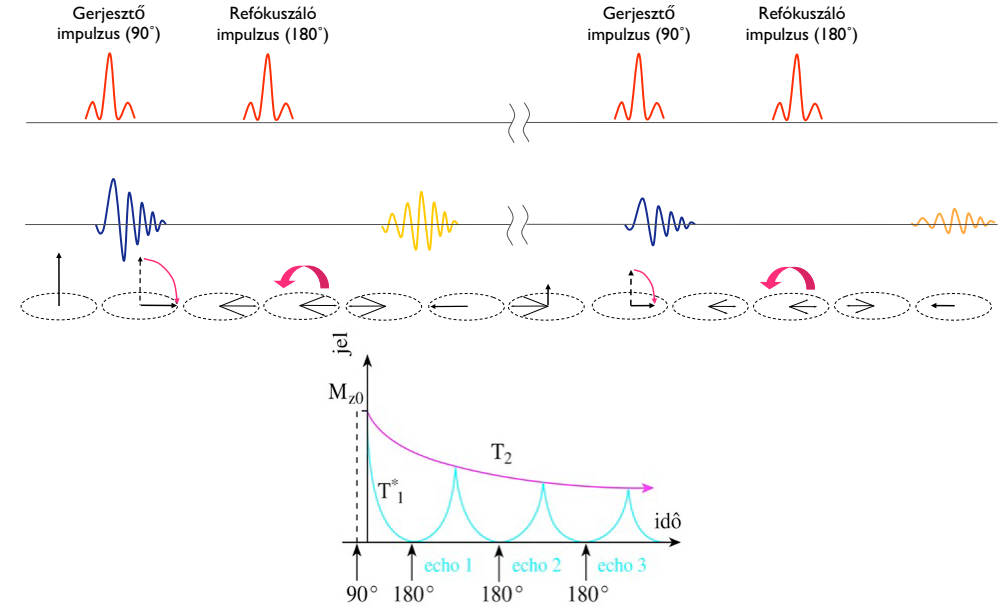
Ismétlődő gerjesztő és relaxációs impulzusok: spin-echo szekvencia



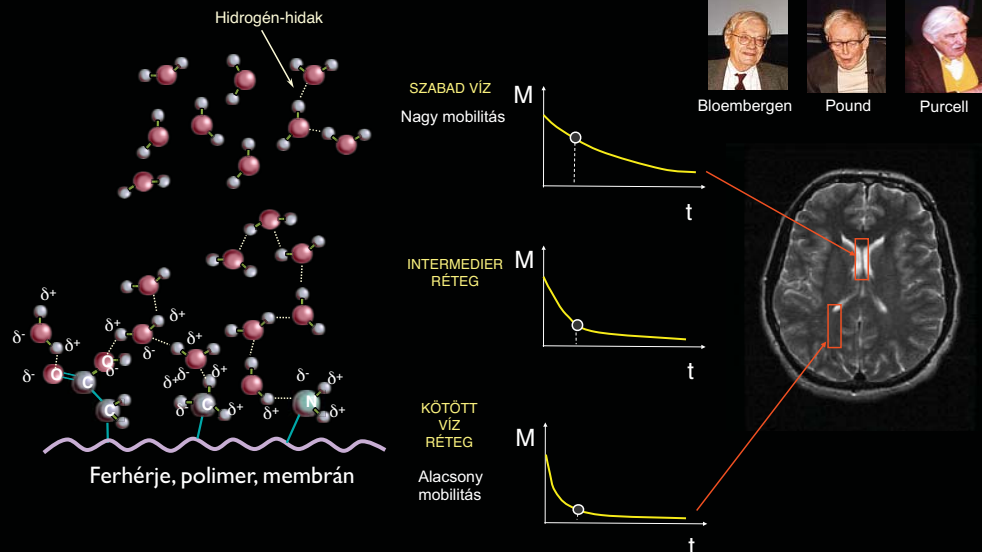
Erwin Hahn, 1949



A “spin-echo” kísérlet

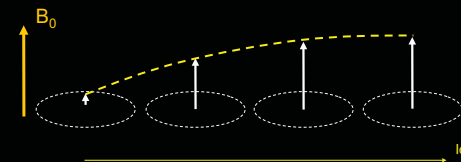
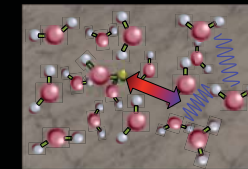


Kontraszt lehetőség a spin rendszerek kölcsönhatásai alapján



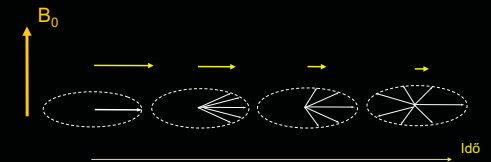
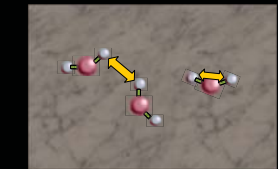
Kontrasztot adó relaxációs mechanizmusok

Spin-rács relaxáció T_1



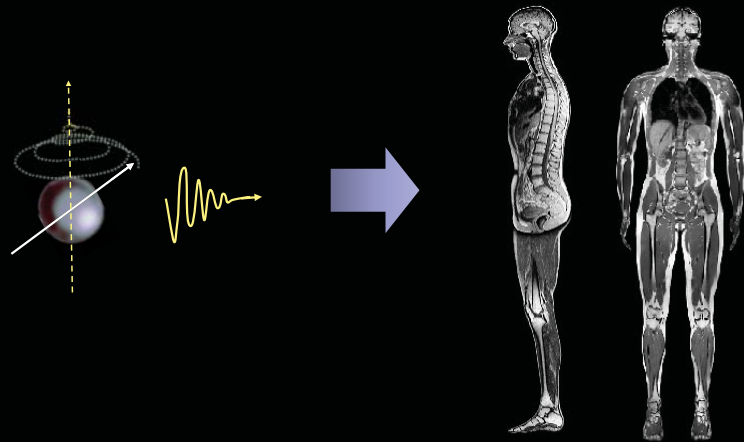
A longitudinális mágnesszettség helyreállása
Energiaátadás a rácsnak (fononok - kollektív gerjesztett állapot rugalmas közegben)
Entrópiánövekedéssel jár
Spin repopuláció az spin-energiaszintek között
Kölcsönhatás a mágneses tér fluktuációival a Larmor frekvencián

Spin-spin relaxáció T_2



A tranzverz mágnesszettség fázis szerinti deszinkronizációja
Energiaátadás a spinek között
A spinrendszer entrópiája nem változik
Nincs spin repopuláció az spin-energiaszintek között
Kölcsönhatás a mágneses tér fluktuációival alacsony frekvencián

Az NMR-től az MRI-ig

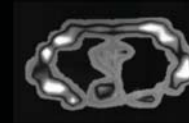


MRI: az emberi test makroszkópikus mágnesezettségét hozza létre

Downstate Medical Center - Brooklyn, 1972



Raymond V. Damadian

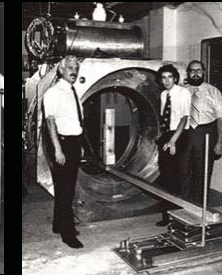
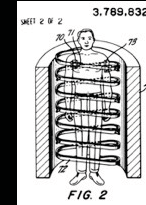


Az első MRI felvétel

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.: 235,624

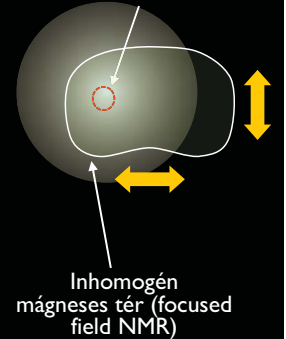
[52] U.S. CL. 128/2 R, 128/2 A, 324/5 R
[51] Int. Cl. A61b 5/05
[56] Field of Search: 128/2 R, 2 A, 1-5; 324/5 A, 324/5 B



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

$$\omega = \gamma B$$

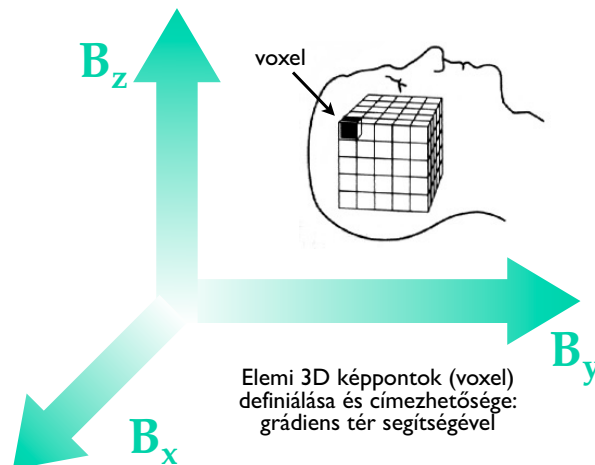
Rezonanciafeltétel
lokálisan teljesül



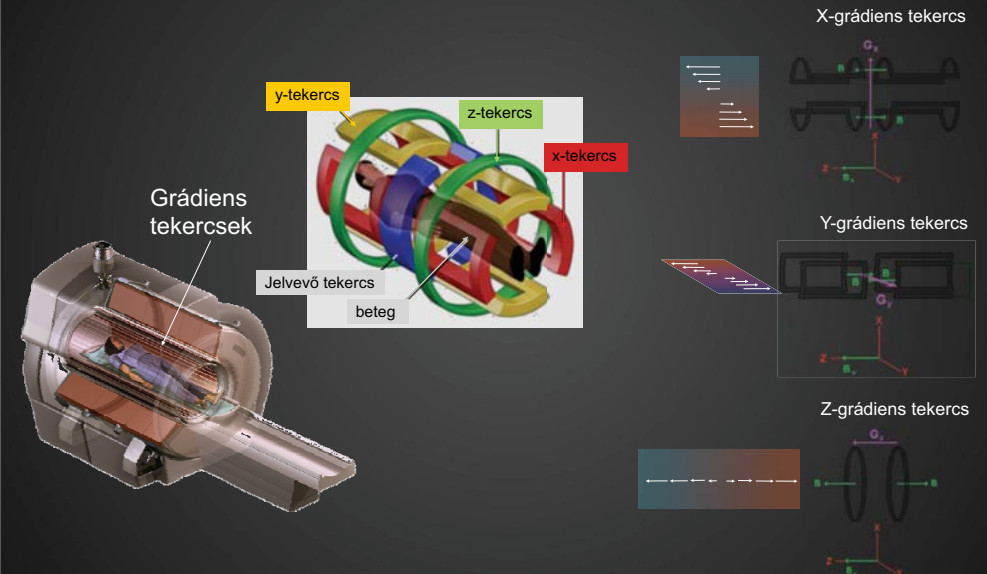
MRI képképzés I. Térbeli kódolás



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



Térben változó mágneses tér létrehozása: "grádiens" tekercsekkel



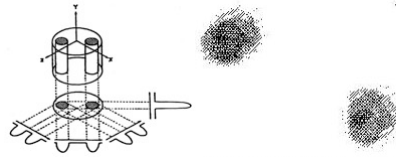
MRI Képképzés

II. Képrekonstrukció

I. "Backprojection" ("visszavetítés")



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



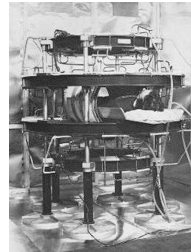
2. 2D Fourier transzformáció



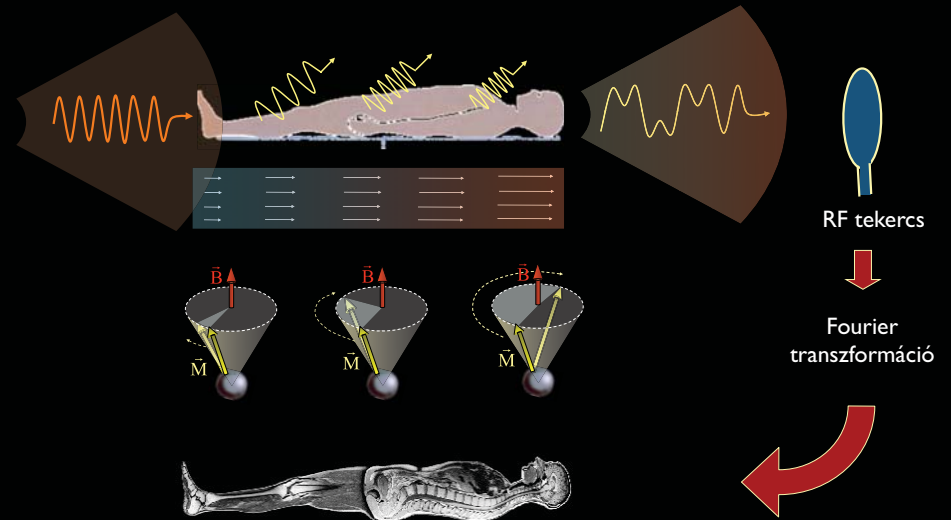
Richard Ernst, 1974,
Zürich
Nobel-díj (1991, Kémia)

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.

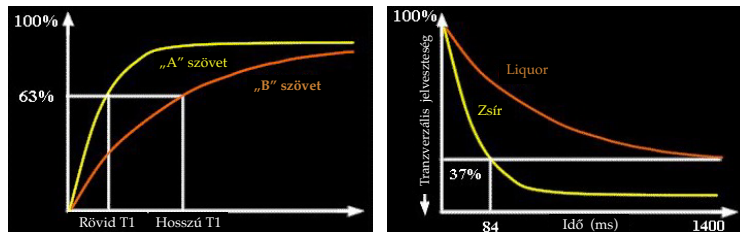


MRI: térbeli kódolás és képrekonstrukció a precesszió térfüggő frekvenciaváltozásán alapul

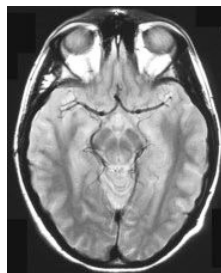


MRI képképzés

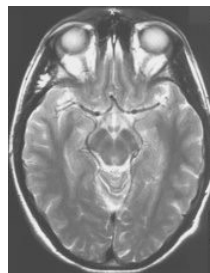
III. szinkontraszt felbontása spinsűrűség és relaxációs idők alapján



T1-súlyozás



protonsűrűség-súlyozás

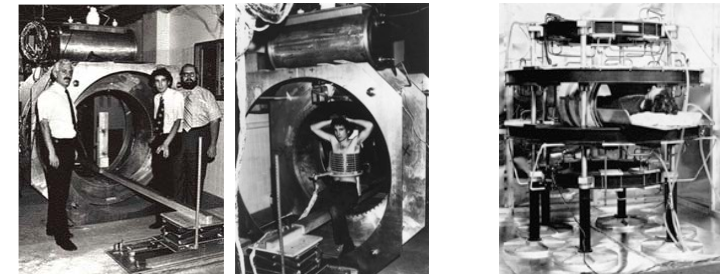


T2-súlyozás

MRI képképzés:

IV. Szkennerek

Hőskor



Jelen



Intervenció MRI egység



Nyitott MRI egység



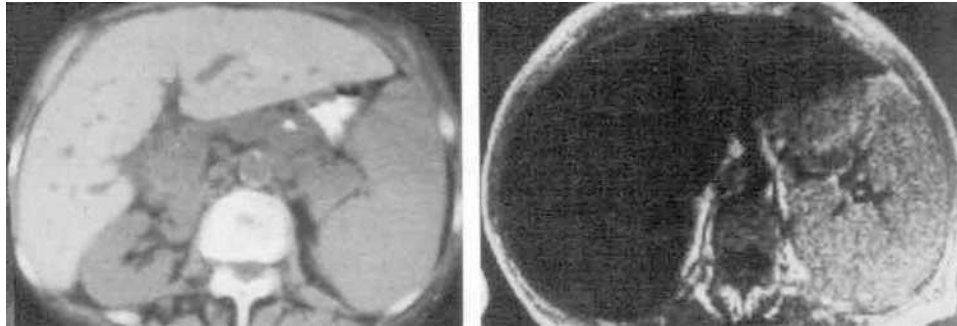
Mobil MRI



MRI képalkotás: V. Kontrasztanyagok

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

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



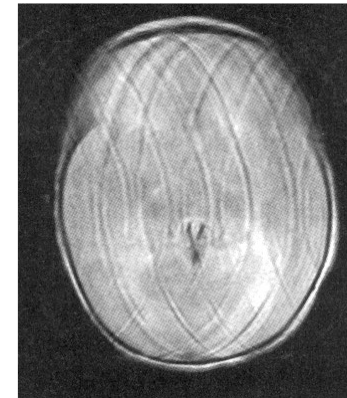
CT

MR T2

Haemochromatosis hepatis (vasfelhalmozódás a májszövetben)

MRI képalkotás: VI. Műtermékek

- Mozgás
- Fémek (implantátum, sérülés)



Mozgási műtermék



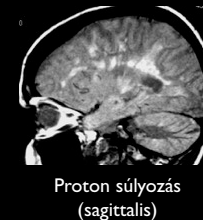
Fém az orbitában

MRI képalkotás: VII. Veszélyek, kontraindikációk

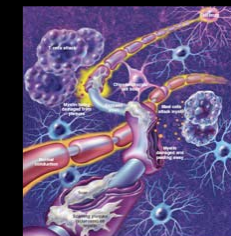
- Sztatikus mágneses tér - fémtárgyak
Kontraindikációk: beépített eszközök (pacemaker, defibrillátor, hallókészülék, csontnövekedést serkentő készülék, gyógyszeradagoló), neurostimulátorok, agyi aneurysma csatok, régi típusú szívbillentyűk
- Grádiens tér - áramindukció
- Rádiófrekvenciás tér - hőhatás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



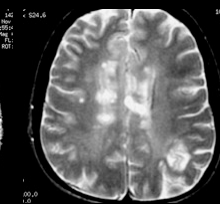
Alkalmazások: Anatómiai képalkotás sclerosis multiplex



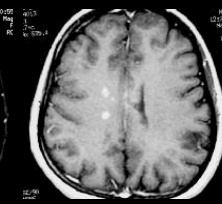
Proton súlyozás
(sagittális)



Proton súlyozás
(transversalis)

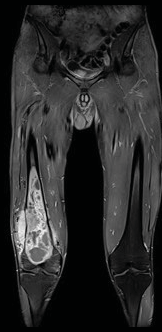


T2 súlyozás
(transversalis)

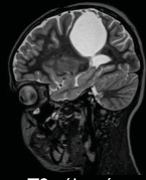


T1 súlyozás
(kontrasztanyaggal)

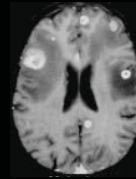
Anatomiai képalkotás: Onkológia



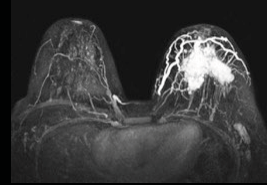
T2 súlyozás
(chondrosarcoma)



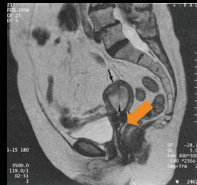
T2 súlyozás
(cysta)



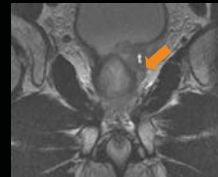
Proton sűrűség
(Agyi metastasis)



T1 súlyozás kontrasztanyaggal
(Emlő carcinoma)

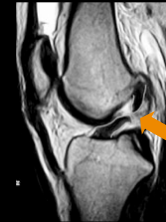


T2 súlyozás
(cervix carcinoma)

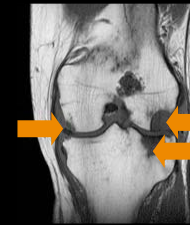


T2 súlyozás
(prostata carcinoma)

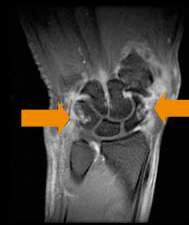
Anatomiai képalkotás csont és lágyrészek



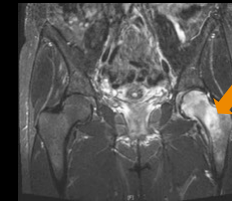
T2 súlyozás
(szalag szakadás)



Rheumatoid arthritis
térd



Rheumatoid arthritis
csukló

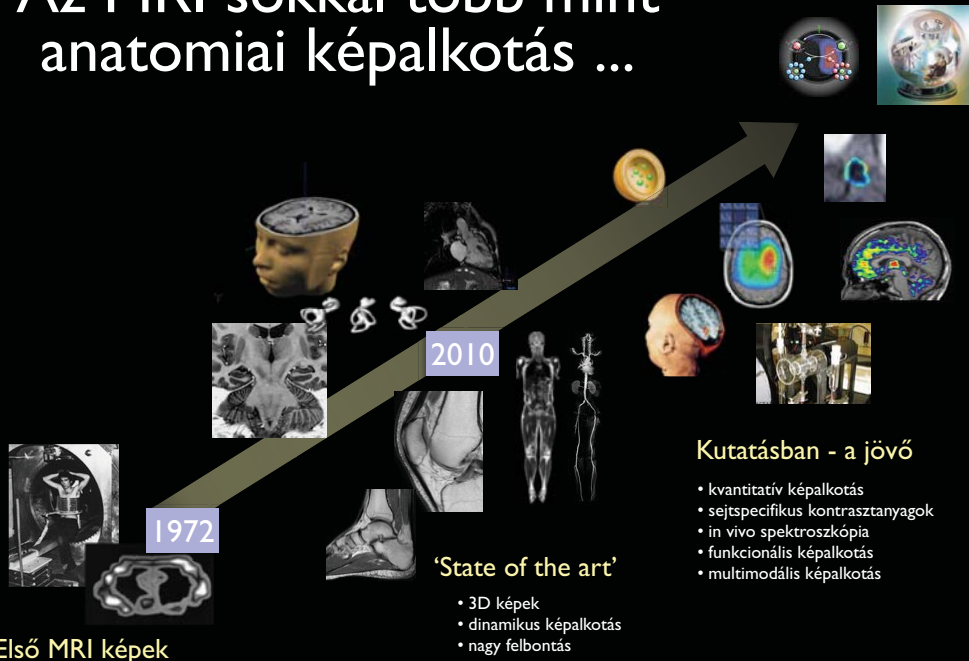


Osteoporosis (femur)

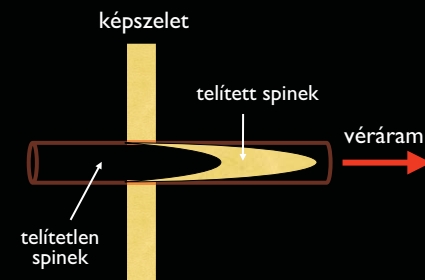


T2 súlyozás
(hernia)

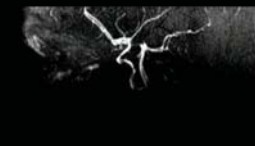
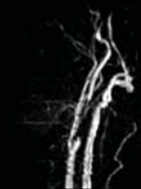
Az MRI sokkal több mint anatomiai képalkotás ...



MRI: Non-invazív angiográfia



Arteria
carotis



Circulus
arteriosus
Willisii

MRI mozgóképek

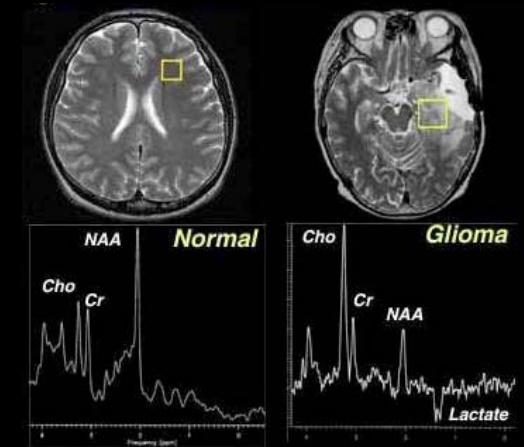
Nagy időfelbontású felvételek alapján



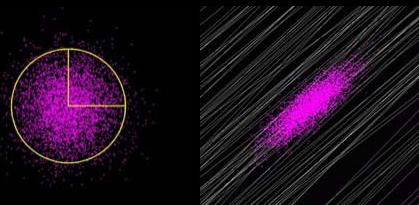
Aortabillentyű nyitódása - záródása

MR Spektroszkópia

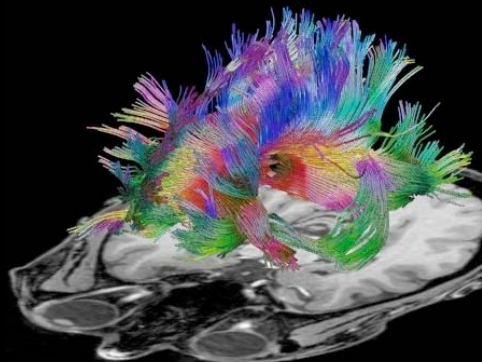
- Kémiai eltolódás (chemical shift)
- Metabolitok azonosítása
- Tumordiagnosztika



Diffúziós képalkotás



Anizotróp vízdiffúzió:
kontrasztképződés

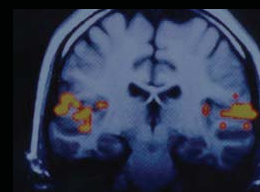


Idegpályák vizsgálata:
traktográfia

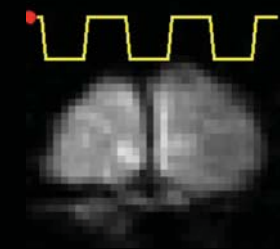
Corpus callosum

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