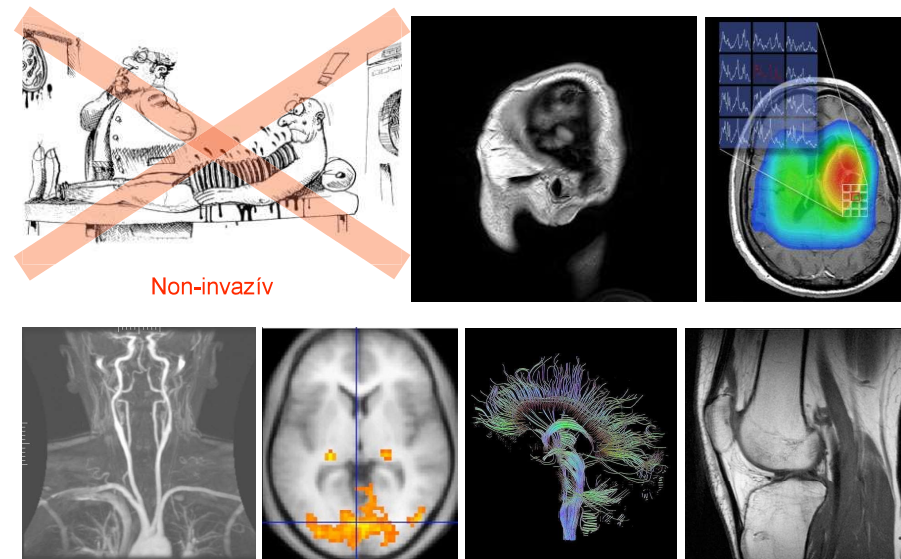


MRI

NMR (Nuclear Magnetic Resonance) tomography
Magnetic Resonance Imaging

MRI: orvosi diagnosztikát forradalmasító képalkotó módszer



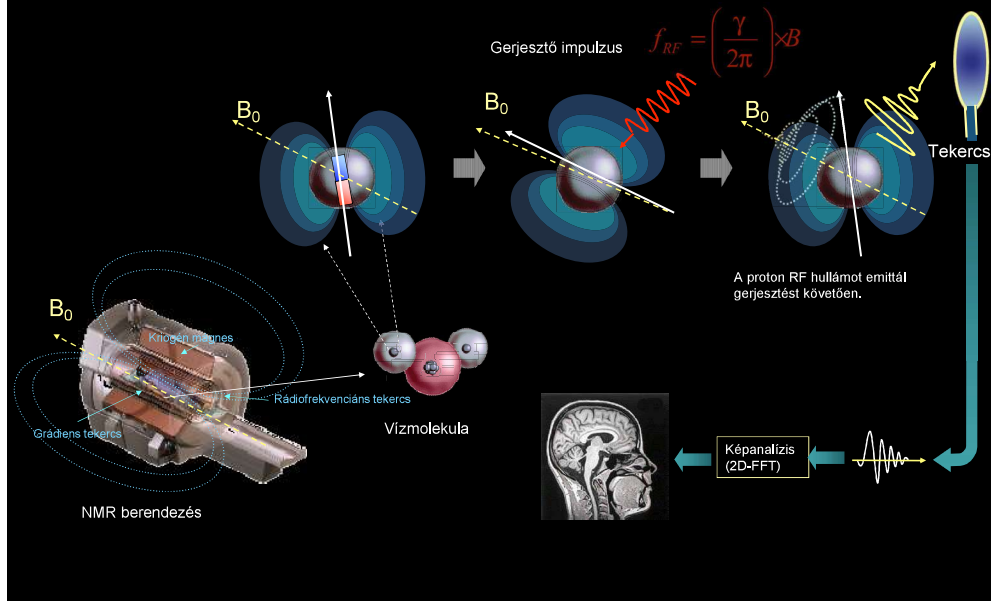
MRI

- Történelem
- MRI alapok
Magspin, precesszió, rezonancia, gerjesztés-relaxáció
- MRI képalkotás
 - I. Térkódolás
 - II. Képrekonstrukció
 - III. Szinkontraszt
 - IV. Szkennerek
 - V. Kontrasztanyagok
 - VI. Műtermékek
 - VII. Veszélyek, kontraindikációk
- Alkalmazások, a jövő irányai

MRI történelem

- 1955 Odeblad: különböző szövetek NMR spektroszkópiás vizsgálata
- 1970 - Raymond Damadian: rákos és normál szövetek T1 és T2 relaxációs idejei különböznek.
- 1973 - Paul Lauterbur: 2D MR képalkotó módszer
- 1974 - Peter Mansfield: 3D MR képalkotó 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

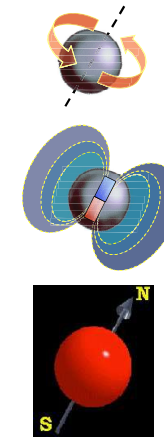
I. az eredő spinnel rendelkező atommagok elemi mágnesek



Otto Stern



W. Gerlach



Atommag perdülete:

$$L = \sqrt{l(l+1)}\hbar$$

l = spin kvantum szám

Atommag eredő mágneses momentuma:

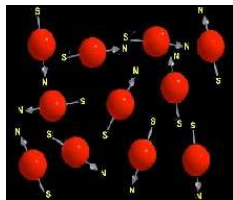
$$\mu_l = \gamma L$$

γ = giromágneses hányados
 L = magspin

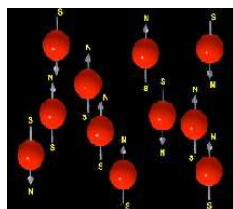
MRI-ben hasznos atommagok:
Páratlan proton v. neutronsám.
Pl: ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}N , ^{31}P

MRI alapok

II. Mágneses térben a magspinek orientálódnak



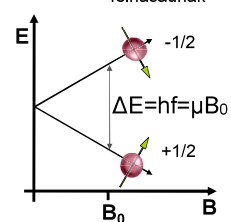
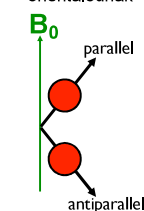
Mágneses tér hiányában:
elemi mágnesek orientációja random



Mágneses térben:

elemi mágnesek orientálódnak

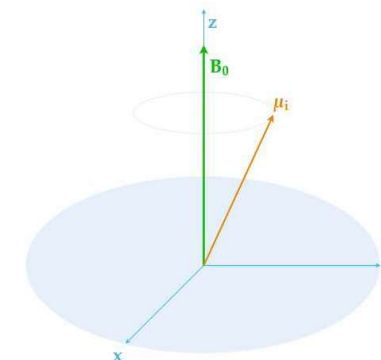
energiaszintek felhasadnak



Edward Purcell, 1946

MRI alapok

Az orientált magspinek precessziós mozgást végeznek



Precessziós vagy
Larmor frekvencia:

$$\omega_p = \gamma B_0$$

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

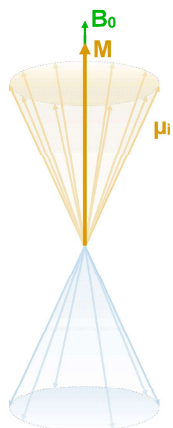


Felix Bloch, 1946

Makroszkópos mágnesezettség

Különböző energiaszinteken spintöbbség miatt

Alacsony energiájú állapot
parallel a proton esetében



B_0 = mágneses tér
 M = makroszkópikus mágnesezettség

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

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

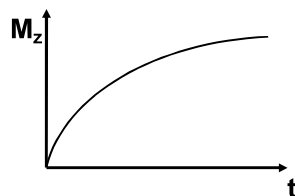
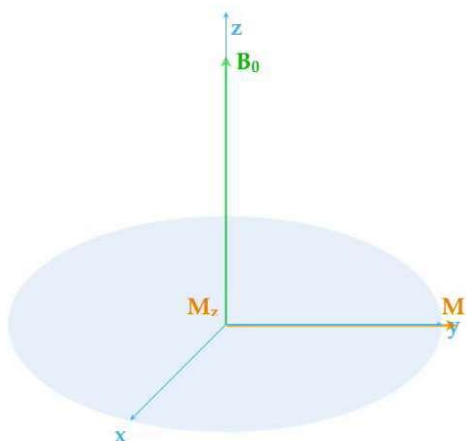
(Boltzmann-eloszlás)

MRI-ben alkalmazott mágneses térerő:
Föld mágneses térerejének 20-50 ezerszerese:
néhány T (tesla)

Nagy energiájú állapot
antiparallel a proton esetében

Spin-rács relaxáció

T1 vagy longitudinális relaxáció

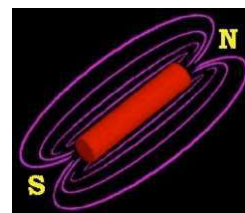


T1 relaxációs idő:
elemi mágnes (proton) és
környezete közötti kölcsönhatásra utal

MRI alapok

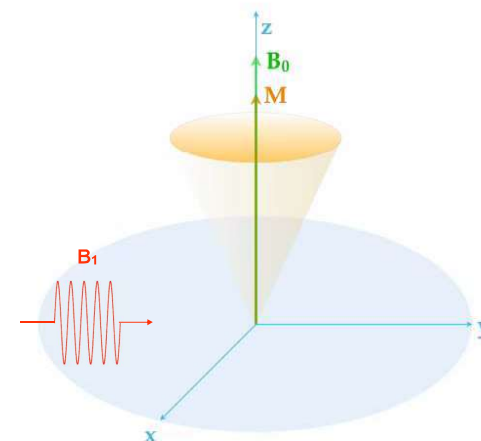
III. rádófrekvenciás sugárzással a rendszer gerjeszthető

Rezonancia feltétel: Larmor frekvencia



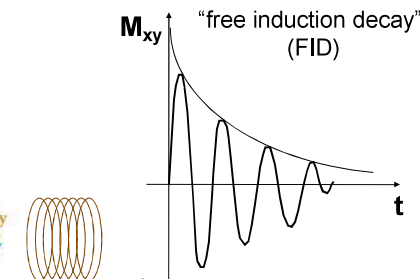
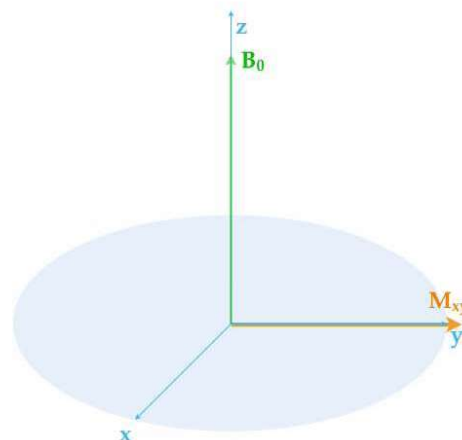
B_0 = mágneses tér
 M = makroszkópikus mágnesezettség
 B_1 = besugárzott elektromágneses tér

MRI-ben alkalmazott
elektronágneses sugárzás:
Rádófrekvencia



Spin-spin relaxáció

T2 vagy tranzverzális relaxáció



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

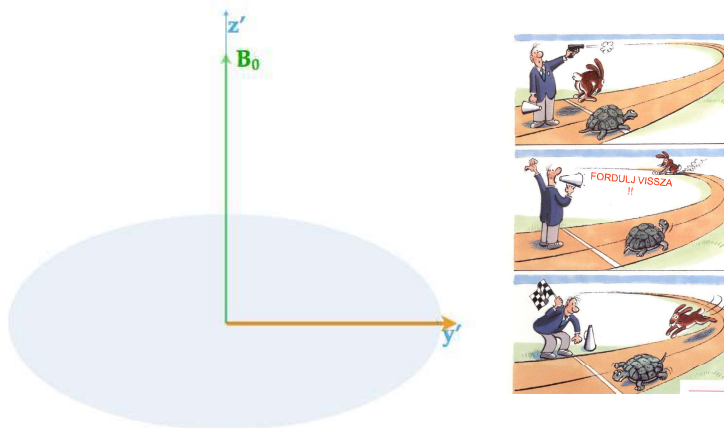
Spin-spin relaxáció

T2 vagy tranzverzális relaxáció

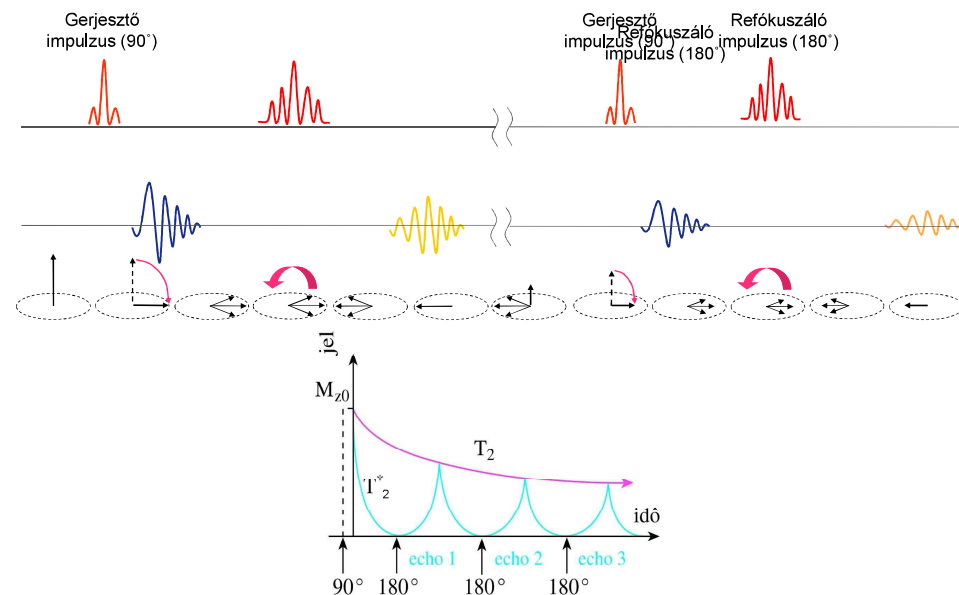
Ismétlődő gerjesztő és relaxációs impulzusok: spin-echo szekvencia



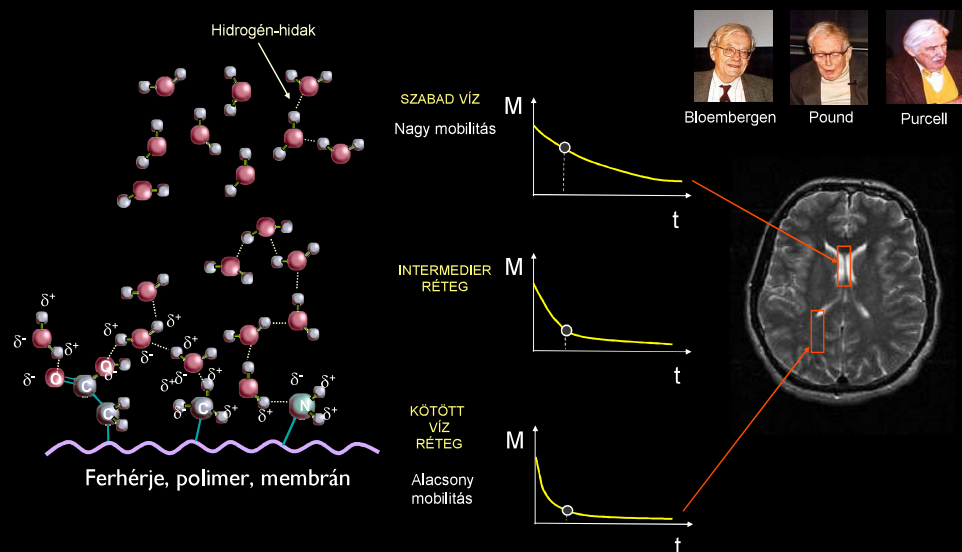
Erwin Hahn, 1949



A "spin-echo" kísérlet

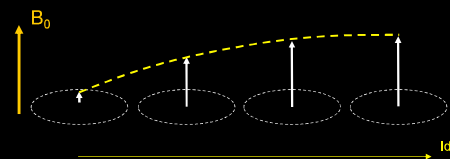
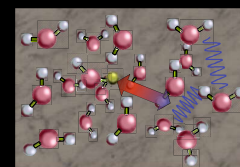


Kontraszt lehetőség a spin rendszerek kölcsönhatásai alapján



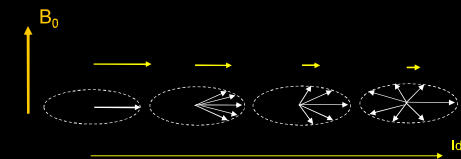
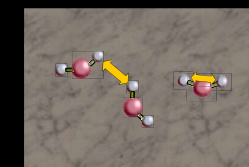
Kontrasztot adó relaxációs mechanizmusok

Spin-rács relaxáció T1



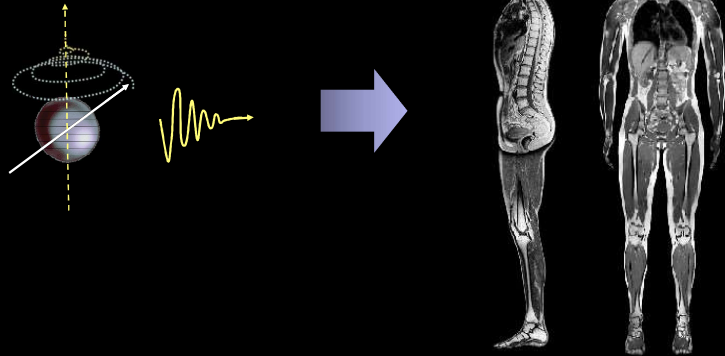
A longitudinális mágnesezettség helyreállása
Energiaátadás a rácsnak (fononok - kollektív gerjesztett állapot rugalmas közegben)
Entrópiánövekedéssel jár
Spin repopuláció az spin-energiaszintek között
Kölcsönhatás a mágneses tér fluktuációival a Larmor frekvencián

Spin-spin relaxáció T2



A tranzverz mágnesezettség 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

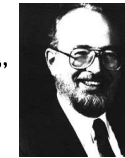
Az NMR-től az MRI-ig



MRI Képképzés

II. Képrekonstrukció

I. "Backprojection" ("visszavetítés")

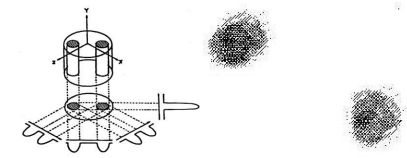


Paul Lauterbur,
1973, Illinois



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 twofolded two- or three-dimensional Fourier transformation. The method has the advantage of high sensitivity combined with experimental and computational simplicity.



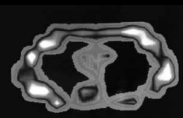
"MRI Scanner Mark One", Aberdeen, Skócia

MRI: az emberi test makroszkópikus mágnesszettségét hozza létre

Downstate Medical
Center - Brooklyn, 1972



Raymond V. Damadian

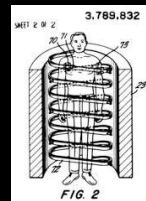


Az első MRI felvétel

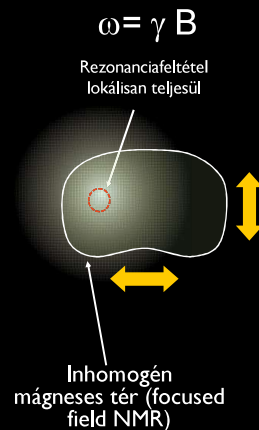
United States Patent (19)
Damadian

[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, 1.3, 324/5 A, 324/5 B



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

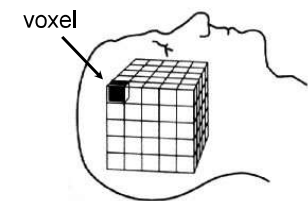


MRI képképzés

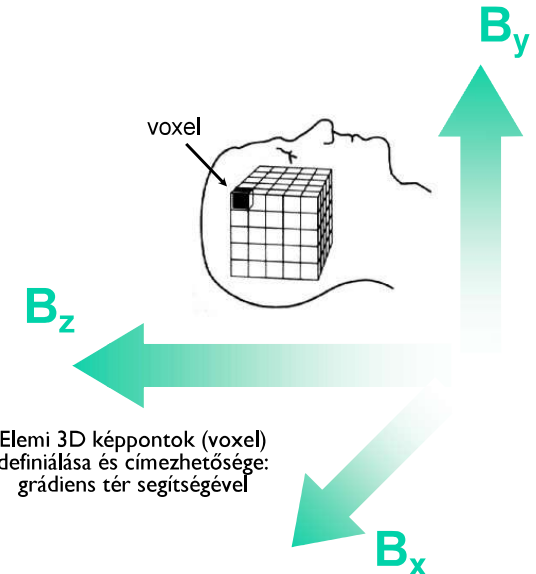
I. Térbeli kódolás



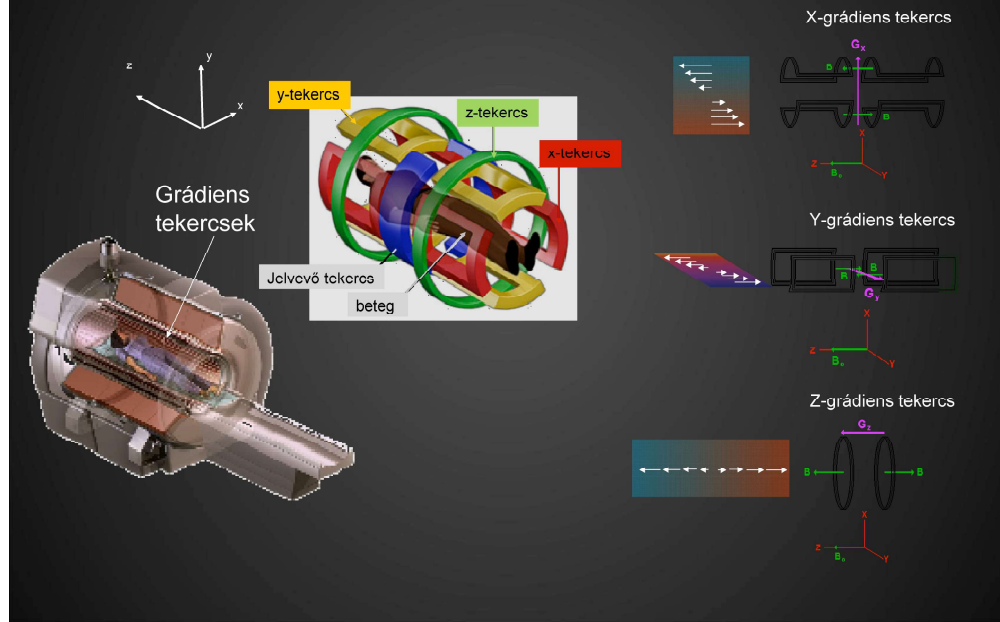
Paul C. Lauterbur (1929-)
Térbeli felbontású NMR
kidolgozása



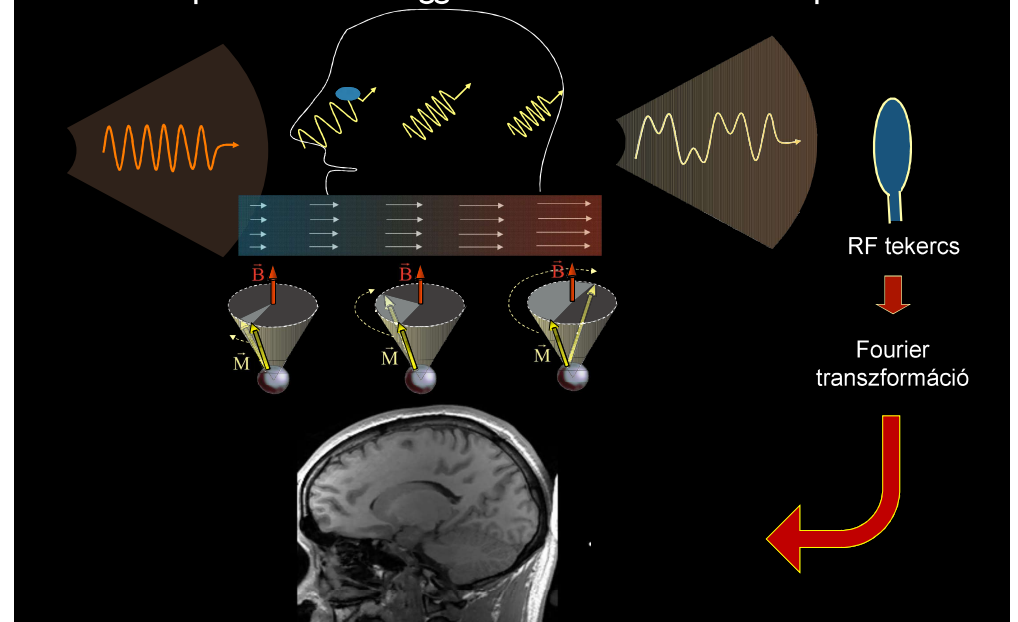
Elemi 3D képpontok (voxel)
definíálása és címezhetősége:
grádiens tér segítségével



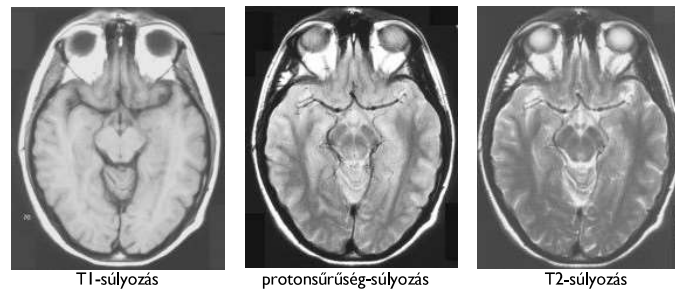
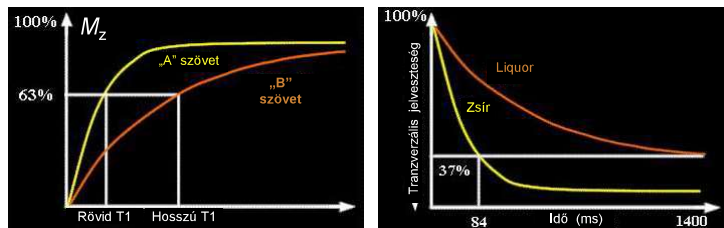
Térben változó mágneses tér létrehozása: “grádiens” tekercsekkel



MRI: térbeli kódolás és képrekonstrukció a precessió térfüggő frekvenciaváltozásán alapul



MRI képalkotás III. szinkontraszt felbontása spinsűrűség és relaxációs idők alapján



Tipikus relaxációs idők szövetekben

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

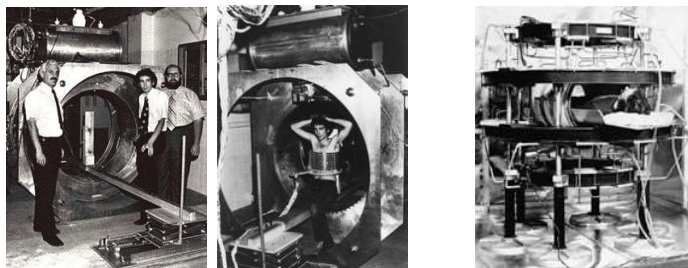
Table XV
The spin-lattice relaxation time (T_1) and spin-spin relaxation time (T_2) of various biological tissues at 0.2 tesla

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

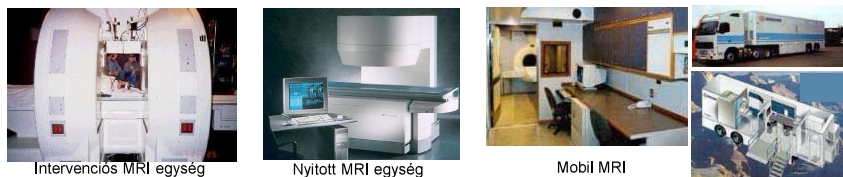
Source: Morgan and Hendee, 1984

MRI képalkotás: IV. Szkennererek

Hőskor



Jelen



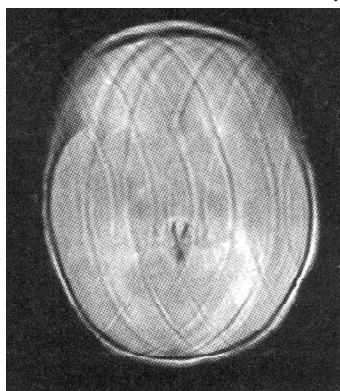
Intervenció MRI egység

Nyitott MRI egység

Mobil MRI

MRI képalkotás: VI. Műtermékek

- Mozgás
- Fémek (implantátum, sérülés)



Mozgási műtermék

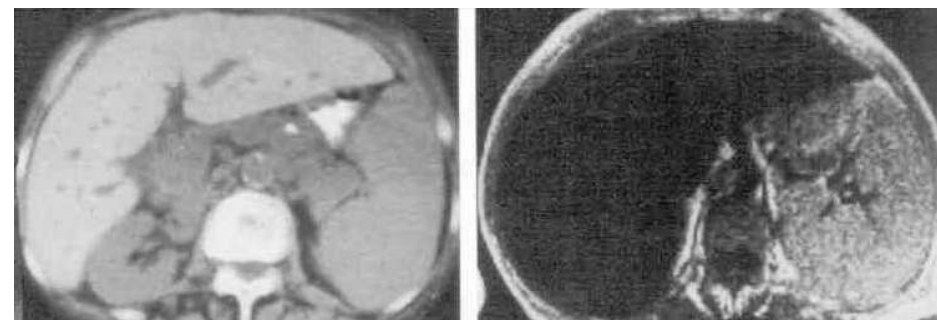


Fém az orbitában

MRI képalkotás: V. Kontrasztanyagok

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

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



CT

MR T2

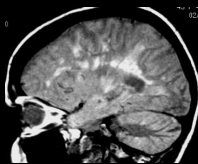
Haemochromatosis hepatis (vasfelhalmozódás a májszövetben)

MRI képalkotás: VII. Veszélyek, kontraindikációk

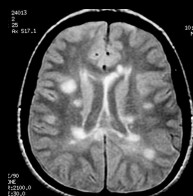
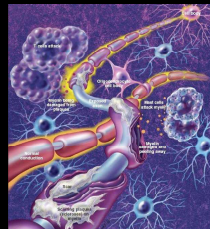
- Sztatikus mágneses tér - fémtárgyak
Kontraindikációk: beépített eszközök (pacemaker, defibrillátor, hallókészülék, csontnövekedést serkentő készülék, gyógyszeradagoló), neurostimulátorok, agyi aneurysma csatok, régi típusú szívbillentyűk
- Grádiens tér - áramindukció
- Rádiófrekvenciás tér - hőhatás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



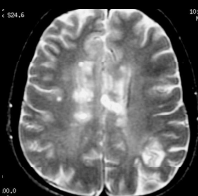
Alkalmazások: Anatómiai képkészítés sclerosis multiplex



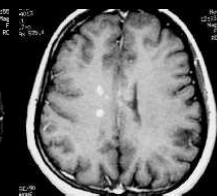
Proton súlyozás (sagittalis)



Proton súlyozás (transversalis)

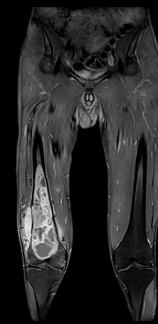


T2 súlyozás
(transversalis)

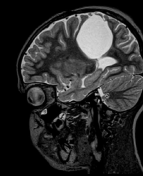


TI súlyozás
(kontrasztanyaggal)

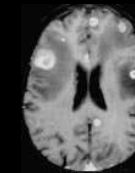
Anatomiai képalkotás: Onkológia



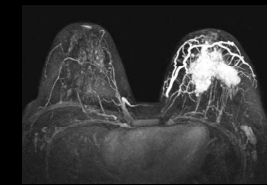
T2 súlyozás
(chondrosarcoma)



T2 súlyozás
(cysta)



Proton sűrűség
(Agyi metastasis)



T1 súlyozás kontrasztanyaggal
(Emlő carcinoma)



T2 súlyozás
(cervix carcinoma)

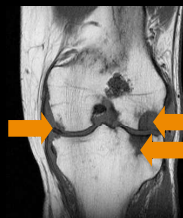


T2 súlyozás
(prostata carcinoma)

Anatómiai képalkotás csont és lágyrészek



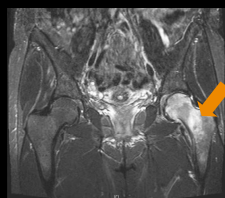
T2 súlyozás
(szalag szakadás)



Rheumatoid :
térd



Rheumatoid arthritis csukló



Osteoporosis (femur)



T2 súlyozás (hernia)

Az MRI sokkal több mint anatomiai képalkotás ...



2010

1972

'State of the art'

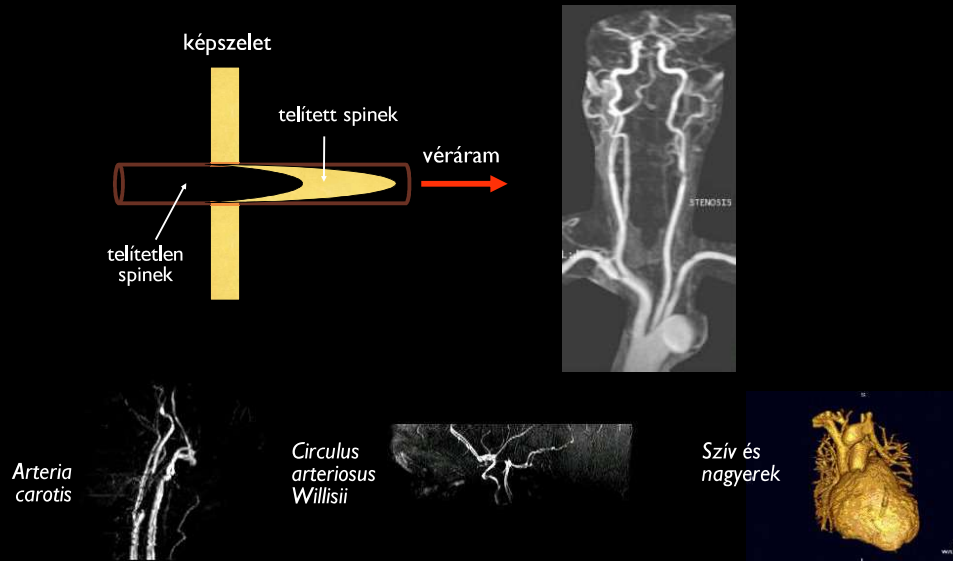
- 3D képek
- dinamikus képalkotás
- nagy felbontás

Kutatásban - a jövő

- kvantitatív képalkotás
- sejtspecifikus kontrasztanyagok
- in vivo spektroszkópia
- funkcionális képalkotás
- multimodális képalkotás

Első MRI képek

MRI: Non-invazív angiográfia



MRI mozgókép (valós idő) Nagy időfelbontású felvételek alapján



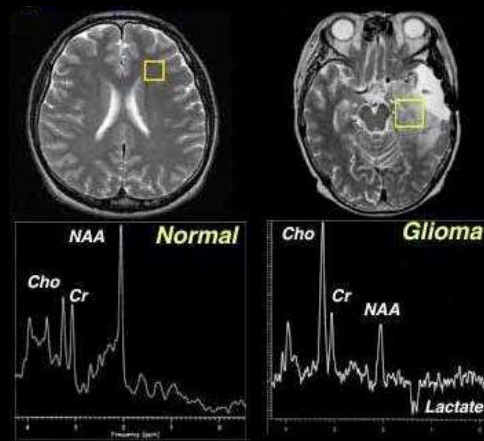
Mellkas - frontális képsorozat



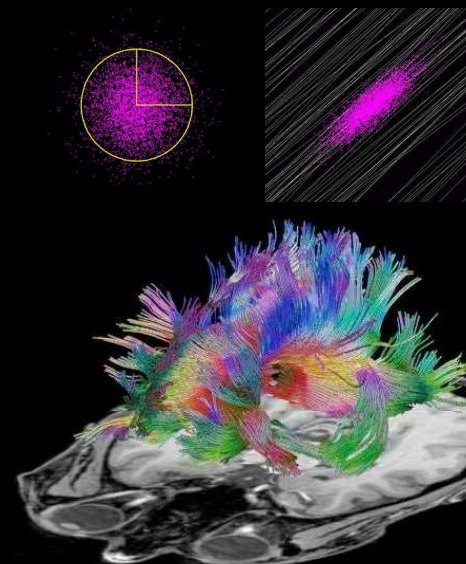
Aortabillentyű nyitódása - záródása

MR Spektroszkópia

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



Diffúziós képalkotás



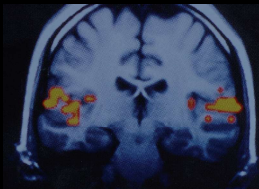
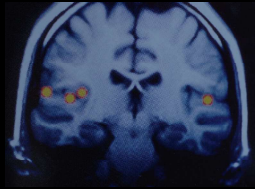
Anizotróp vízdiffúzió:
kontrasztkepződés

Idegpályák vizsgálata:
traktográfia

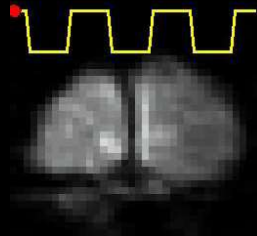
Corpus callosum

Funkcionális MRI (fMRI)

Élettani folyamattal szinkron felvett
Nagy időfelbontású képsorozat



Aktiváció az acusticus
cortexben



Villogó fény hatása a
látókéregre

MRI információ szuperponálása egyéb információval (PET)



Szuperponált MRI és PET képsorozat



PET aktivitás: szemmozgatás során
Térbeli rekonstrukció