

# *Diagnosztikai képalkotó eszközök*

**Dr. Fröhlich Georgina**

Országos Onkológiai Intézet  
Sugárterápiás Központ  
Budapest



*Ionizáló sugárzások a gyógyításban  
ELTE TTK, Budapest*

# Bevezetés

Diagnosztika:

ionizál (RTG, CT, PET)

nem ionizál (UH, MR)

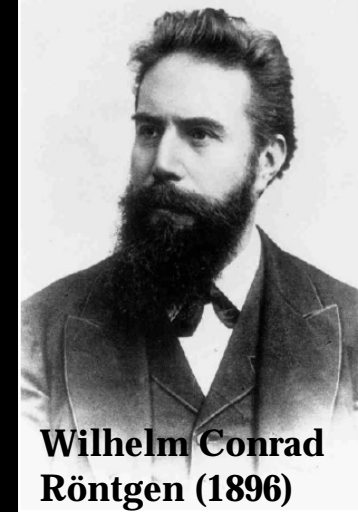
vegyes: kombináltak

(fúziók)



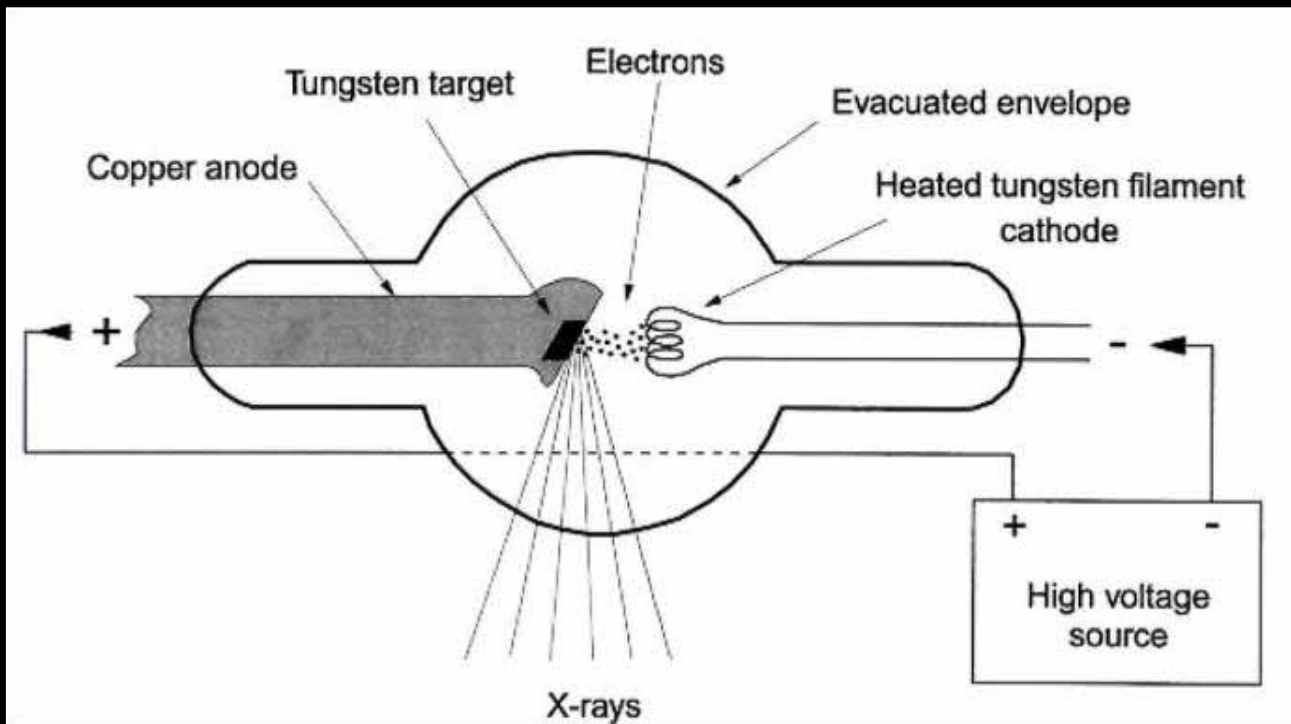


# RTG



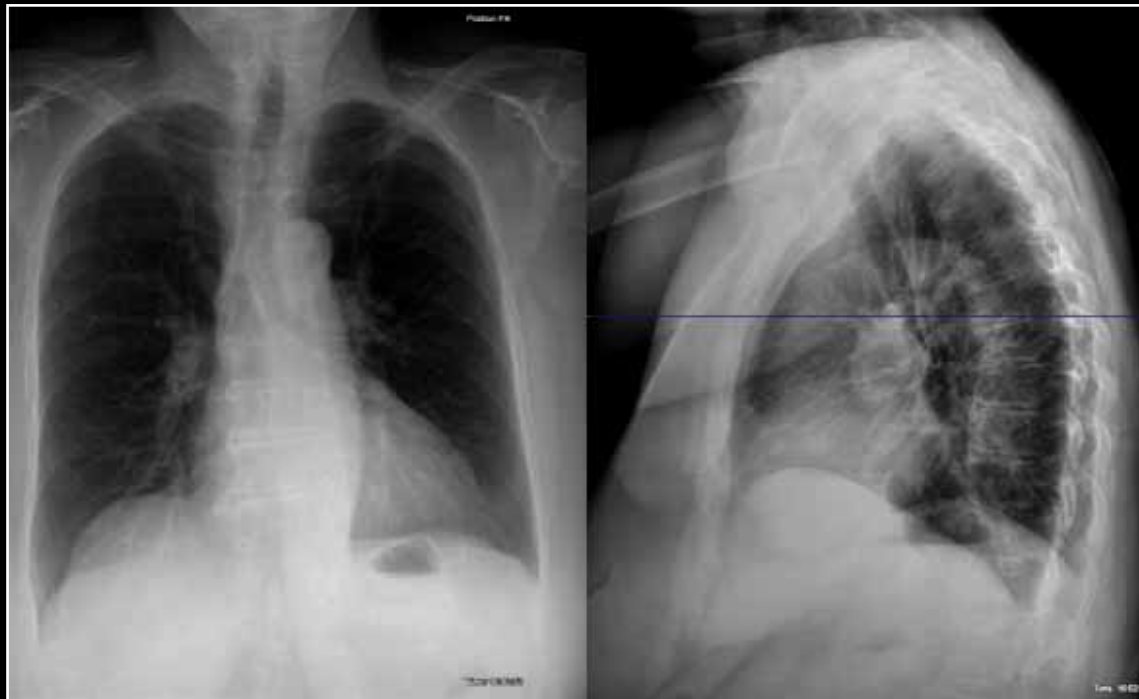
Wilhelm Conrad Röntgen (1896)

Alacsony-, közepes E-jú RTG-cső



# RTG

- tumorok meghatározására alkalmatlan, csak diagnosztikus
- sokszor **kontrasztanyag** is szükséges
- csont-áttétek kimutathatók
- gyors
- olcsó
- ionizáló sug.



# RTG

## RTG-felvételezés



## RTG-átvilágítás



**Intervenciós radiológia:** radiológiai képalkotó rendszer vezérlésével végzett diagnosztikus/terápiás beavatkozás



# RTG

**Direkt**

RTG-sugár  
↓  
kimenő jel mérése

**Indirekt**

RTG-sugár  
közbenő jel  
kimenő jel mérése

film/fólia  
+  
pont letapogatás

film/fólia  
+  
vonal letapogatás

tároló foszfor  
+  
pont letapogatás

tároló foszfor  
+  
vonal letapogatás

szilícium csík  
+  
vonal letapogatás

túlnyomásos gáz  
+  
vonal letapogatás

szcintillátor  
+  
vonal letapogatás

**Computed  
Radiography  
(CR)**

fényérzékeny vez.  
+  
Flat Panel  
elrendezés

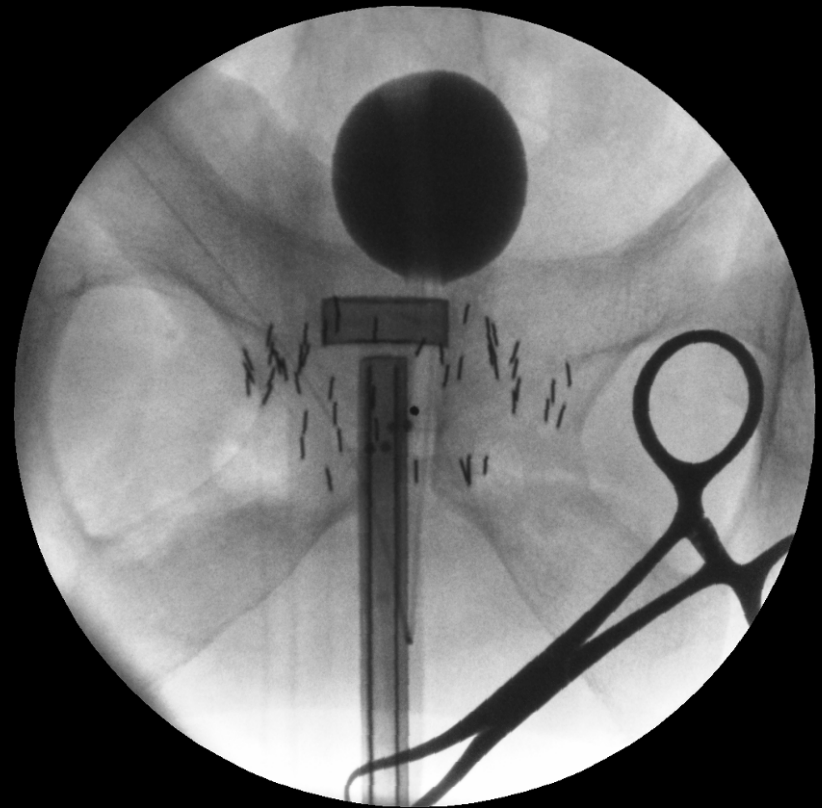
szcintillátor  
+  
felületi érzékelők

szcintillátor  
+  
Flat Panel  
elrendezés

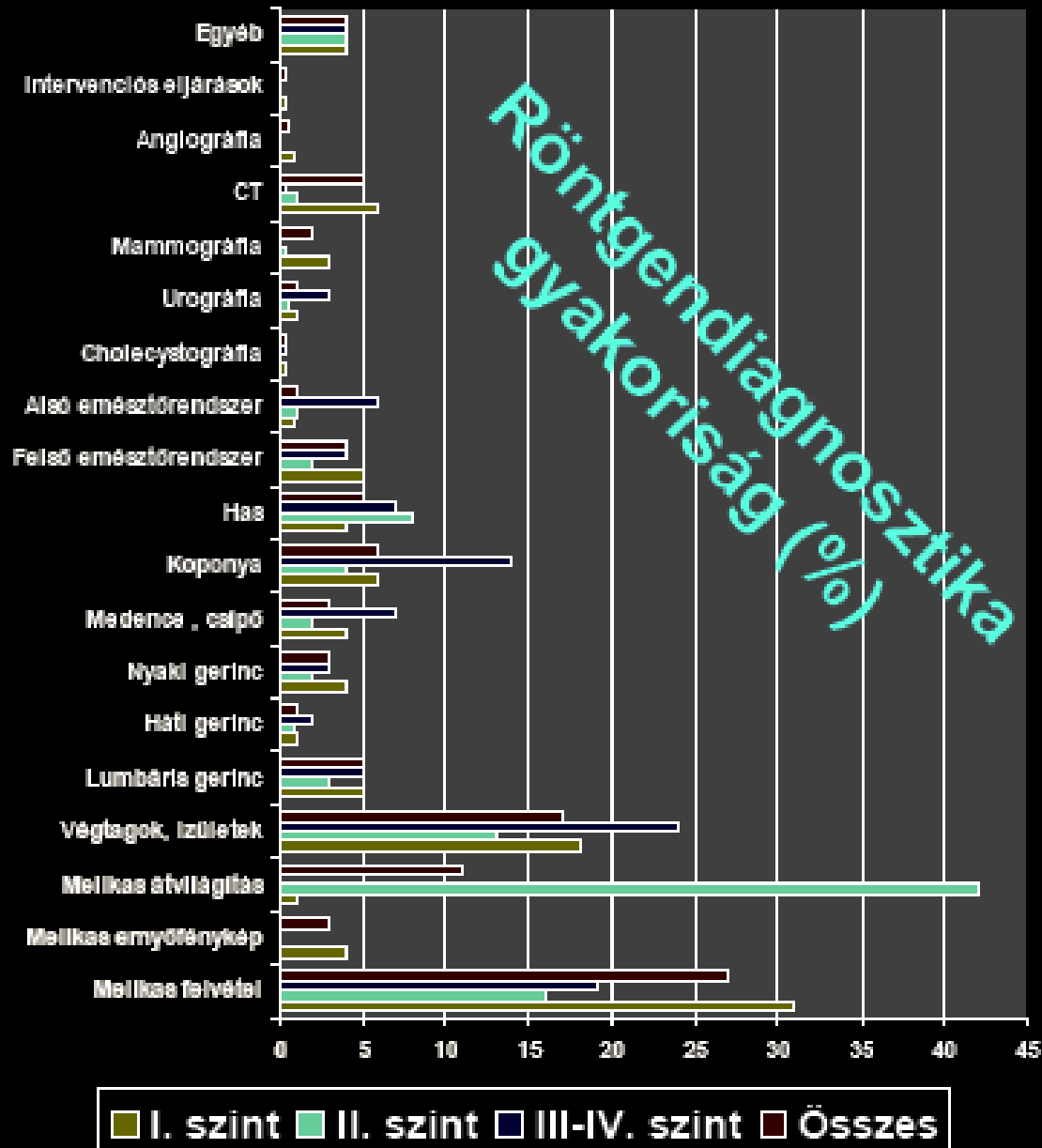
**Digital Radiography (DR)**

# RTG

Sugter.: *verifikáció*

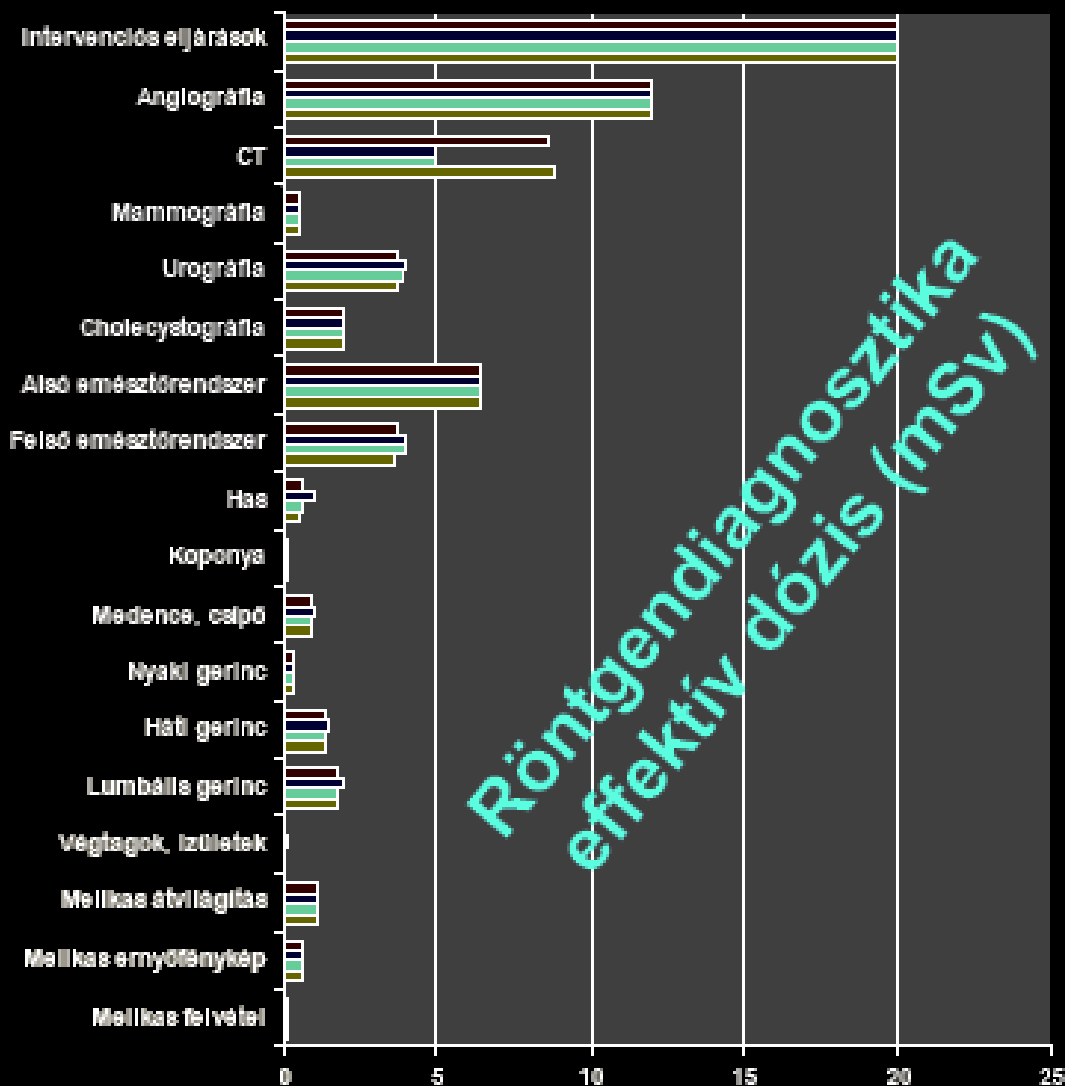


# RTG





# RTG



Röntgendiagnosztika  
effektív dózis (mSv)



Intervenciós  
radiológia

CT

Hagyományos  
radiológia

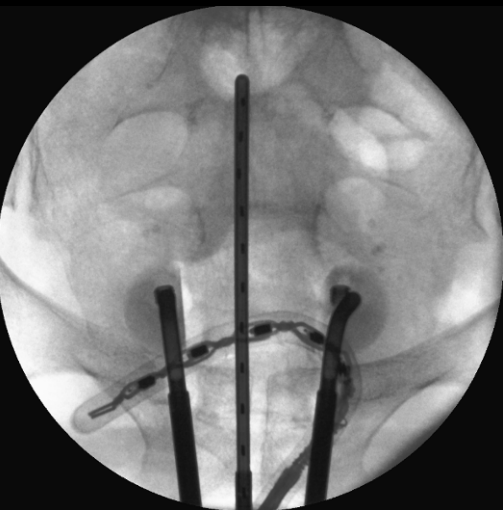
I. szint II. szint III-IV. szint Összes

# RTG

**C-íves RTG:** Flat Panel detektorral körbeforgatva 3D metszet számítható szoftveresen (Dyna-CT)

	<u>CT</u>	<u>C-íves RTG</u>
Pixelméret	400 $\mu\text{m}$	150 $\mu\text{m}$
Detektorsorok száma	64-ig	2000-ig
Körülfordulási idő	0,3 s	10 s

+ C-RTG: **kisebb páciensdózis!!!**



# CT

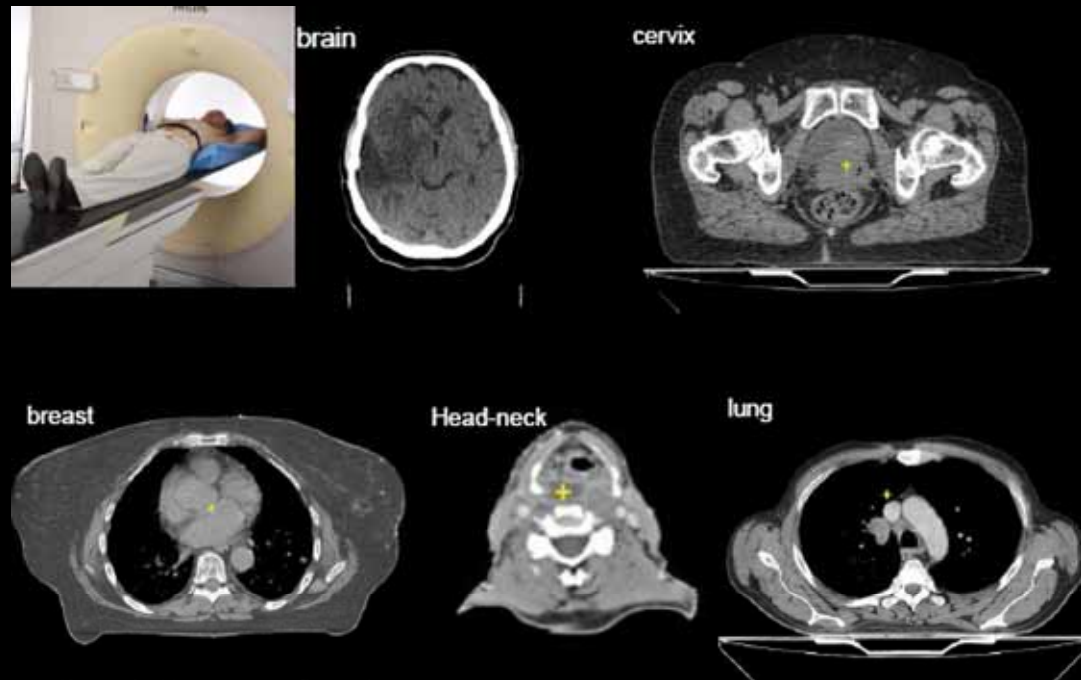
1971. Godfrey N. Hounsfield, Allan M. Cormack

= RTG-csövek sokasága egy gyűrűben → 3D-s

- fotoeffektust használja

- minden pixelhez egy **Hounsfield Unit-ot (HU)** társít ~  $e^-$  sűrűség  
→ számolni lehet vele (pl. D-t)

- lágy szövetek  
vizsgálatához  
**kontrasztanyag**  
szükséges



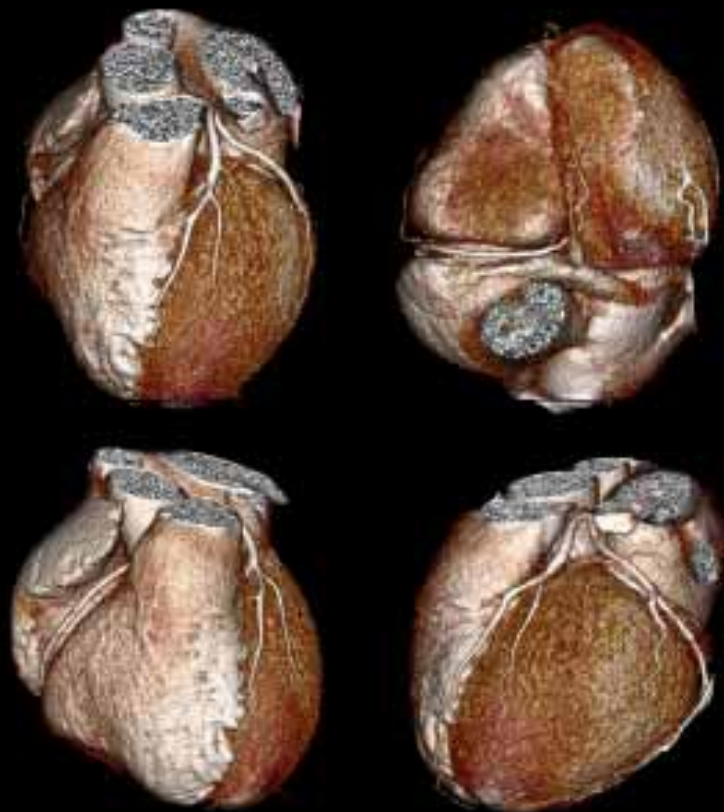
# CT

DE:

- csak 2-3 mm-es térbeli felbontás
- sokszor csekély a kontraszt a tumoros és a normál szövet között
- csontok és magas atomszámú anyagok műterméket okozhatnak
- **magas dózisterhelés:** 2,5-10 mSv/vizsgálat



# CT



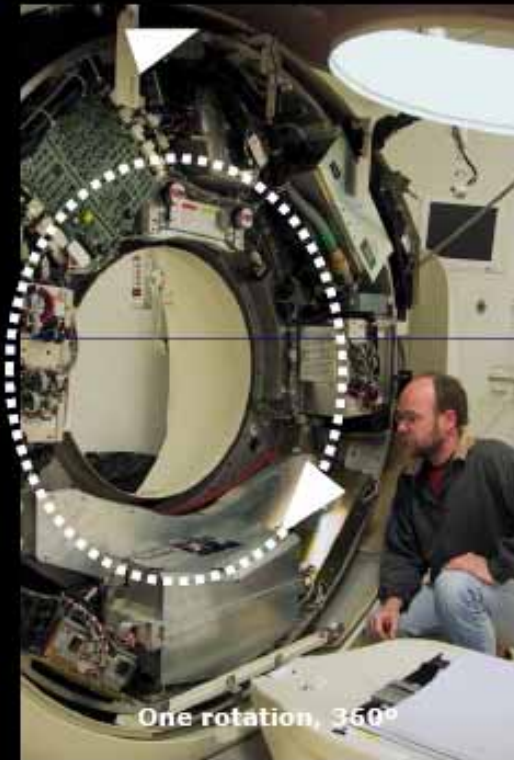
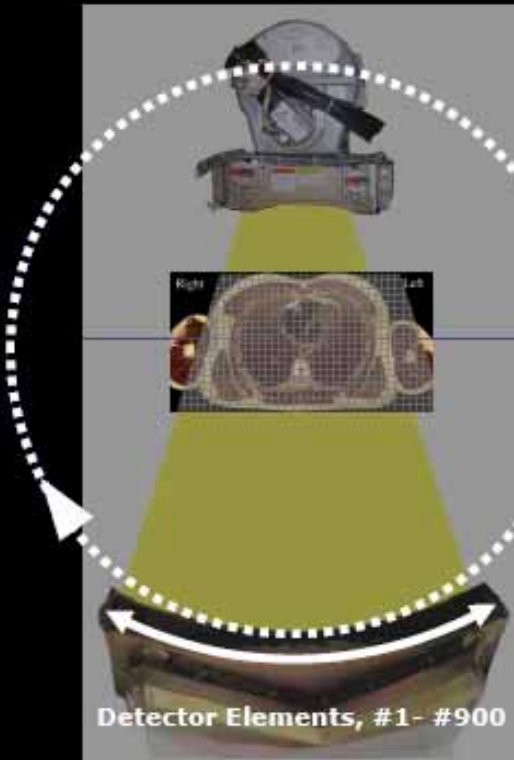
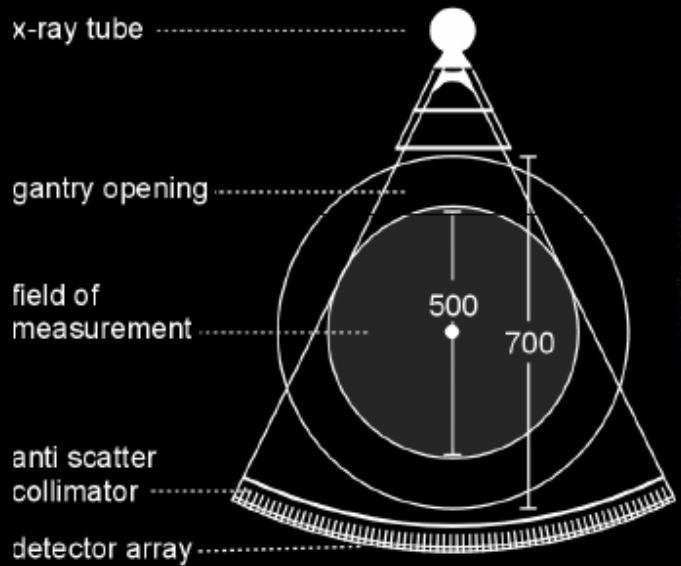
<< 1 second



about 6 seconds

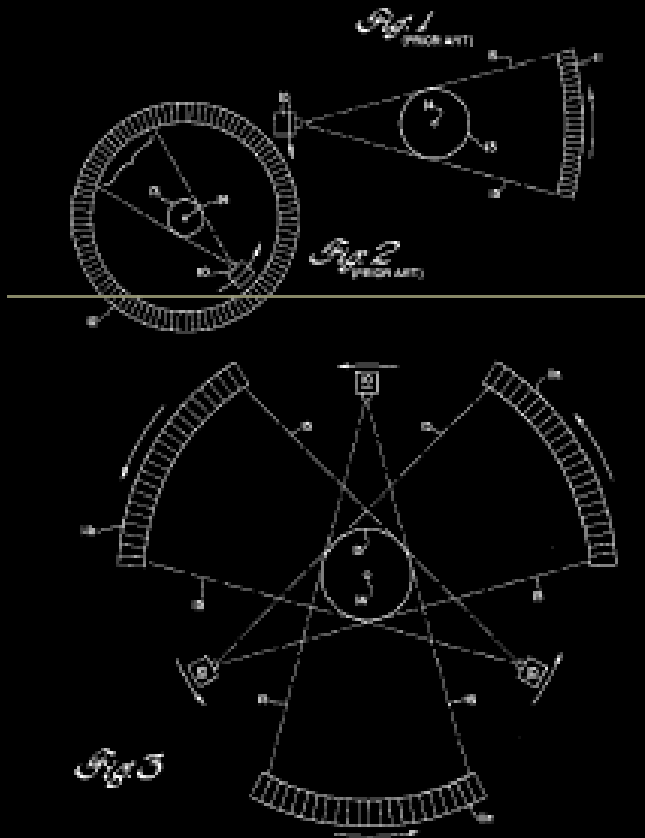


# CT



# CT

Multisource (→ multislice) CT: 3 RTG-cső – 3 detektorsor



több forrás → nagyobb sebesség

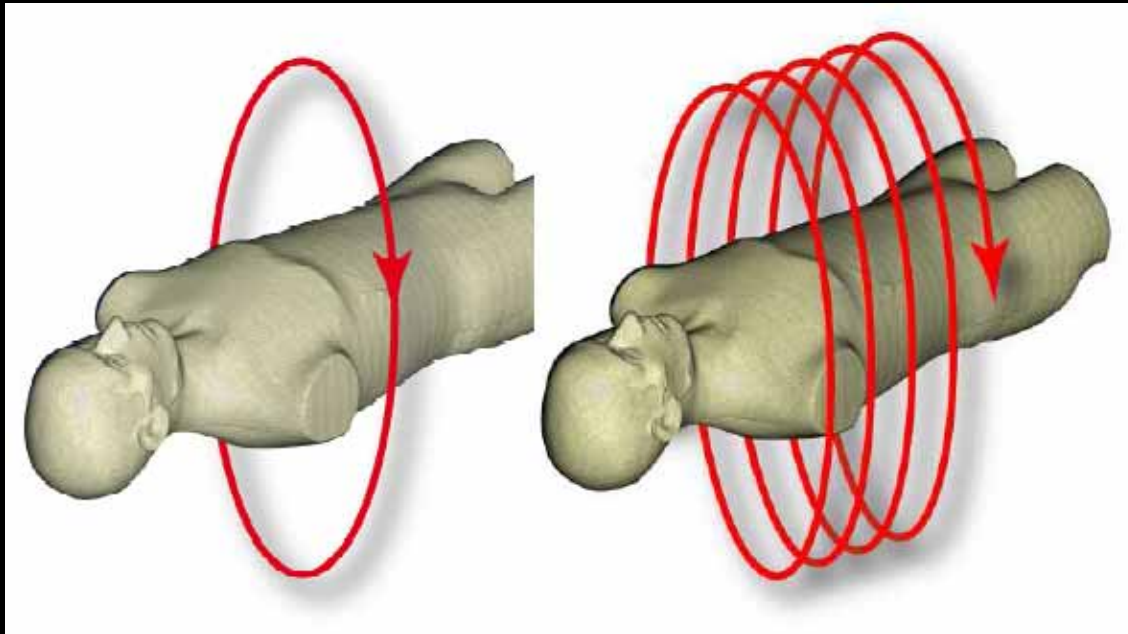
több szelet → nagyobb lefedettség



# CT

## Spirál-CT (helikális):

- gyűrű alakú gantry (forrás) forog, asztal elcsúszik
- gyorsabb (30-60 s)
- kevesebb mozgásból eredő műtermék (pl. légzésből)

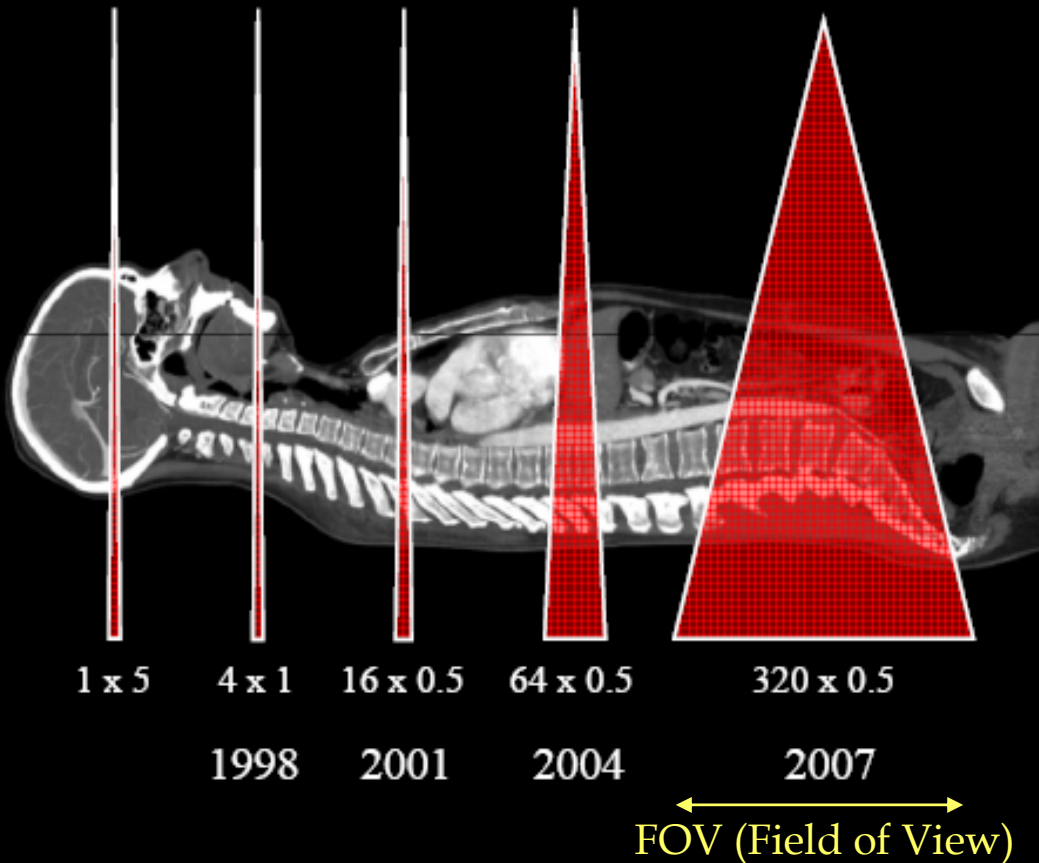




# CT

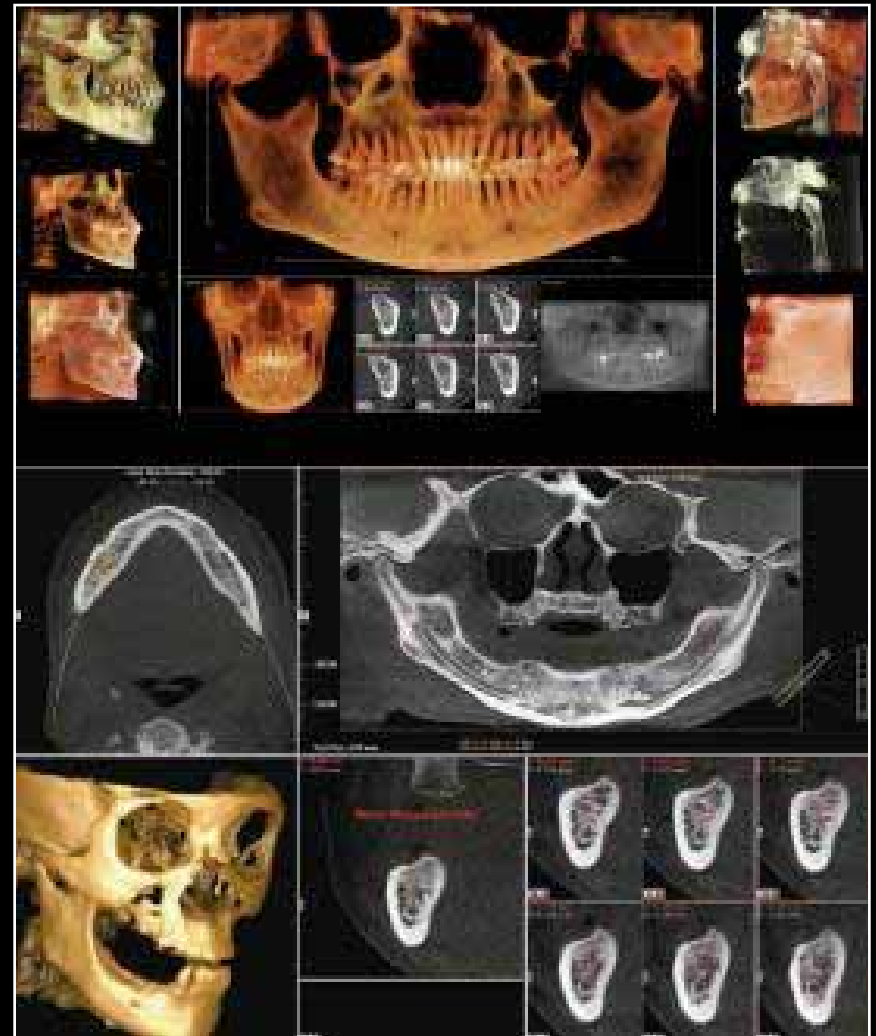
Cone Beam CT (CBCT):  
2007. 320 szeletes

LinAc-ra is  $\rightarrow$  kV-os  
verifikációs kép



# CT

Fogászati CBCT:  
→ panorámakép

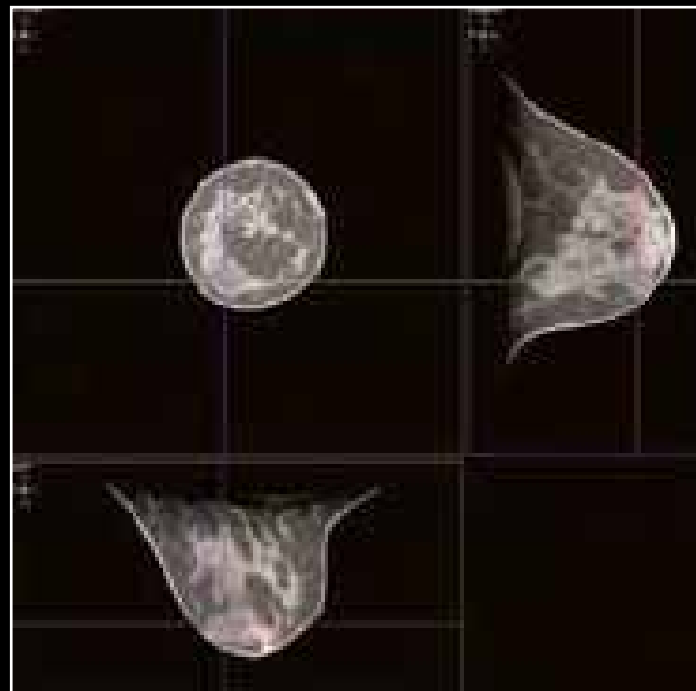
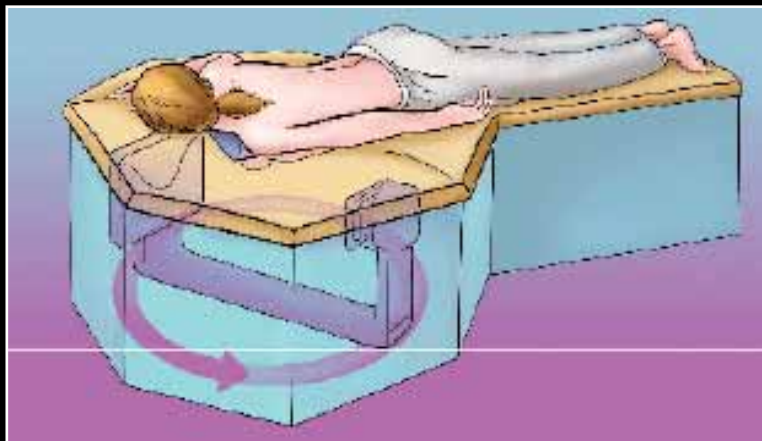


# CT

CBCT → 3D mammográfia

17 s / emlő

(+kompresszió nem kell!)

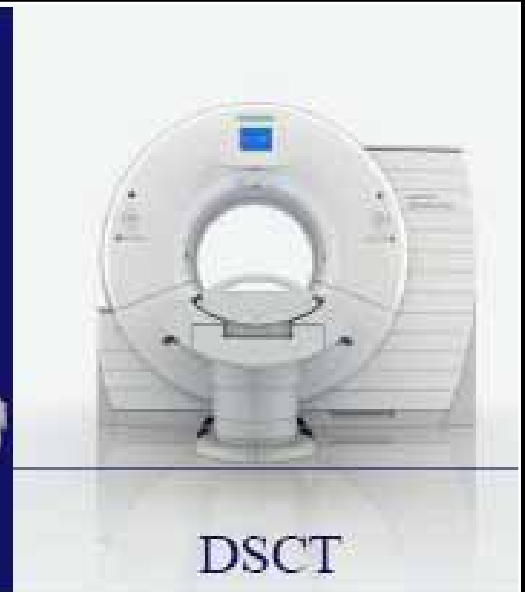


# CT

CBCT → intervenció radiológia (katéter-laborok)



# CT

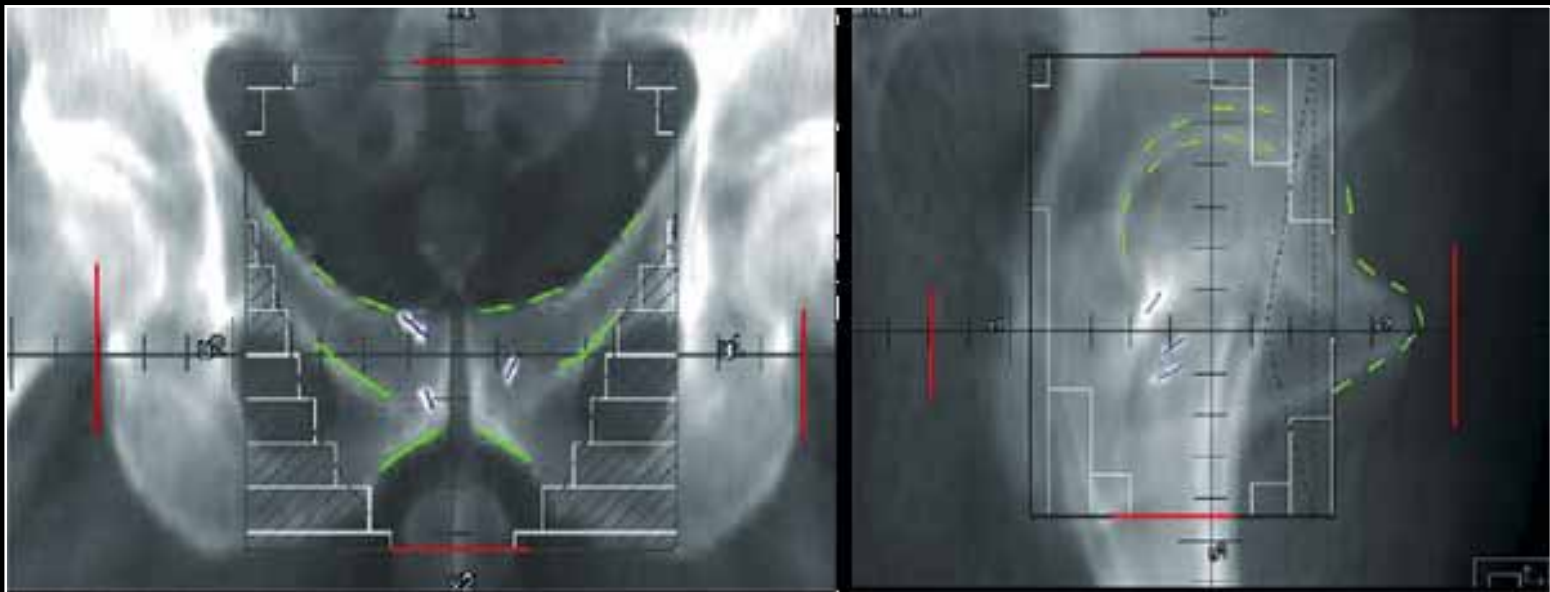


# CT

## Digitálisan rekonstruált RTG-kép (DRR):

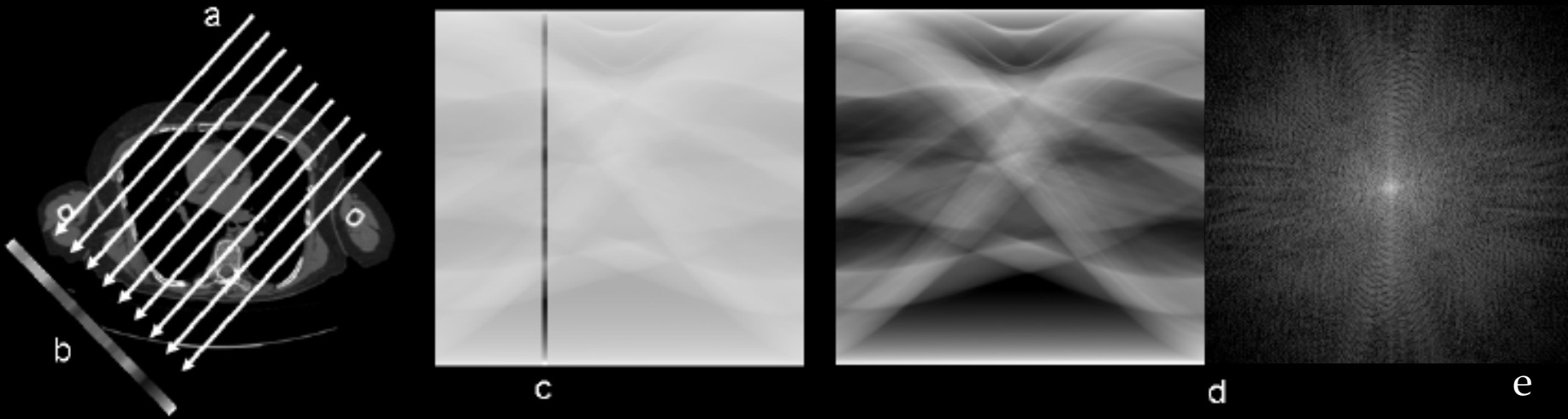
- tervezőrendszer készíti CT-adatokból
- sugár irányban összevetülő HU-ok

→ összehasonlítható a sugter. előtt készült verifikációs képpel (pl. EPID)



# CT

## Szinogram-tér



a: egy kiválasztott átvilágítási szög a tárgy-térben

b: vetülete

c: ez a vetület 1 vonalnak felel meg a Radon-térben (szinogram-tér)

d: többféle szögből vett vetületek adják a szinogramot

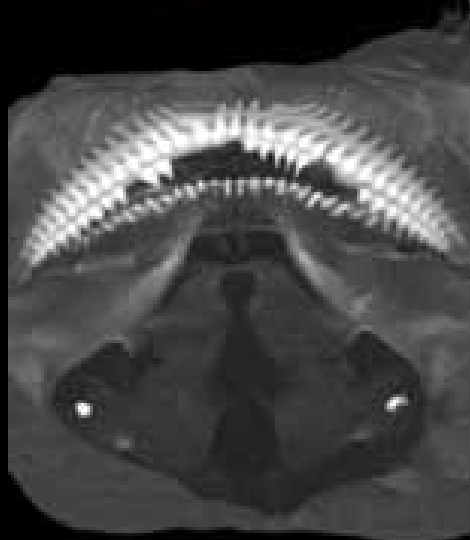
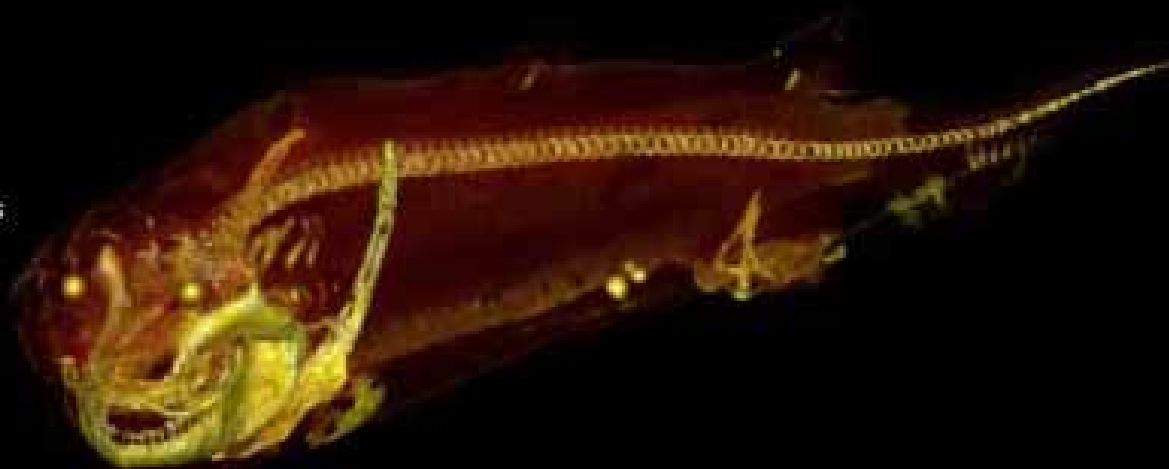
e: Fourier-tér: a tárgy-tér 2D-s FT-ja (a szinogram 1D-s FT-ja)

→ FT helyett szűrt visszavetítést alkalmaznak (=szűrt inverz FT, könnyebb)

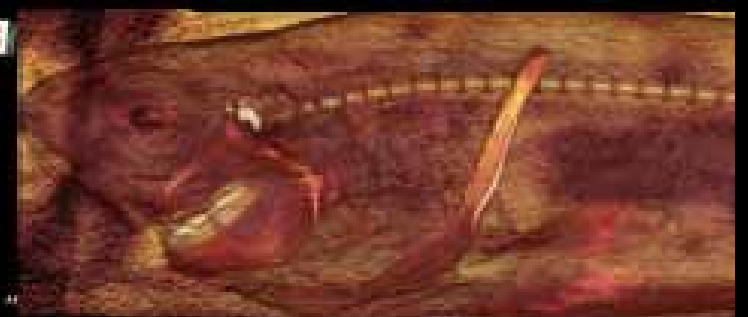


# CT

P5



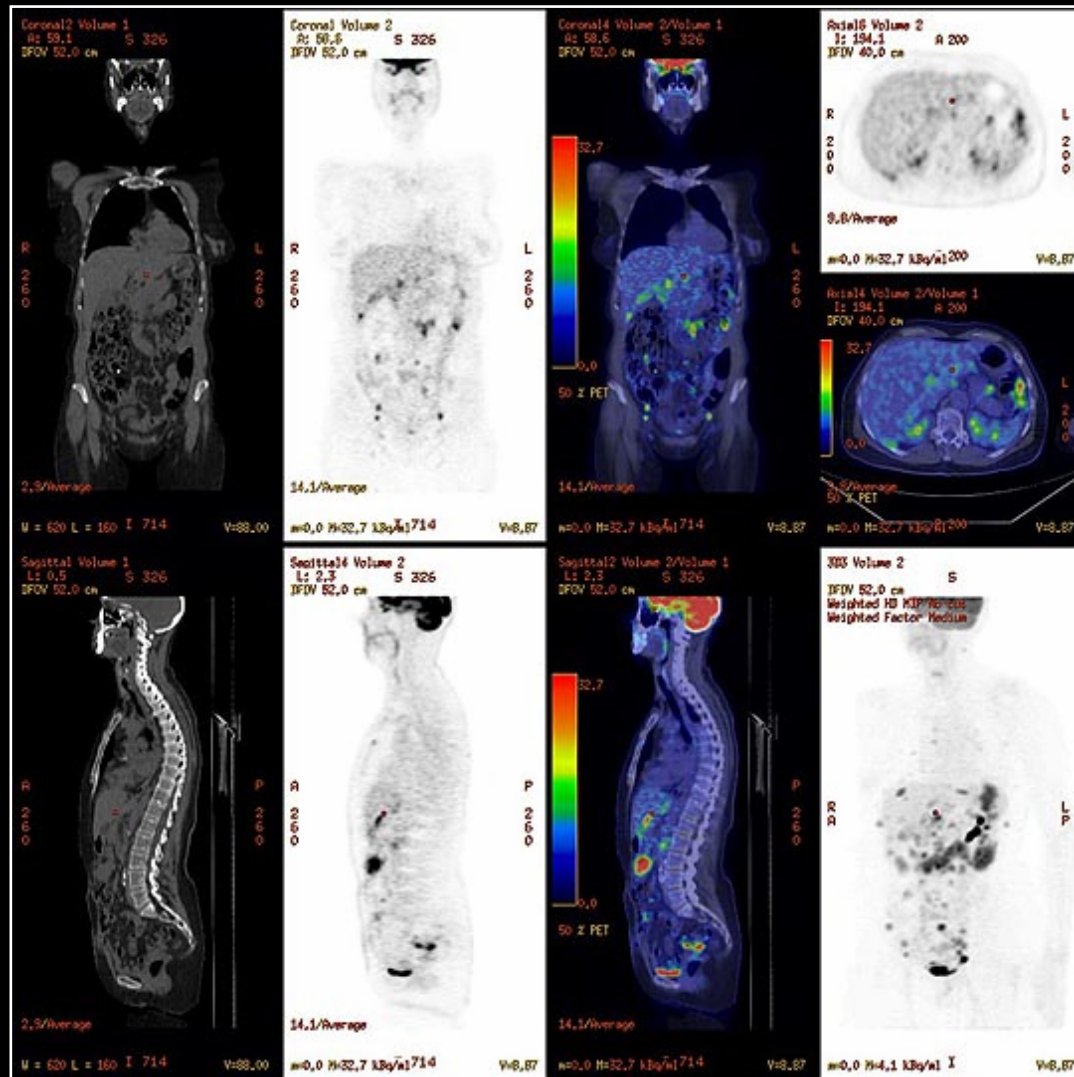
S





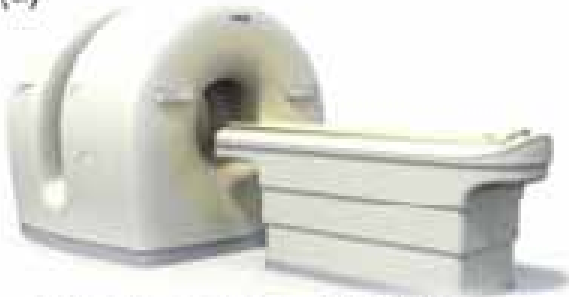
# PET

## Positron Emission Tomography (PET)



# PET

(a)



Gemini series, Philips  
Healthcare Systems

(b)



Biograph series, Siemens  
Healthcare Solutions

(c)



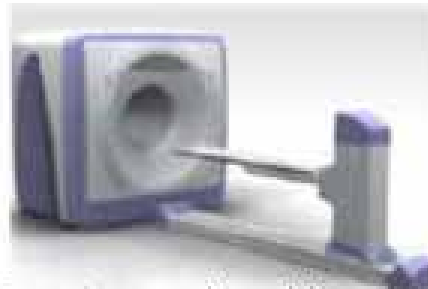
Discovery series,  
GE Healthcare

(d)



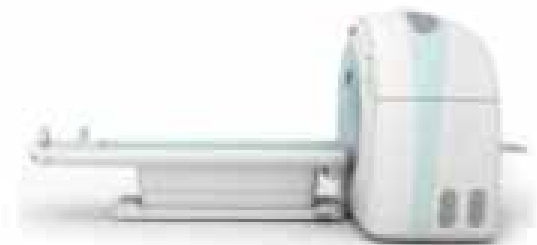
Aquiduo series, Toshiba  
Medical Systems

(e)



Sceptre series, Hitachi  
Medical Systems

(f)



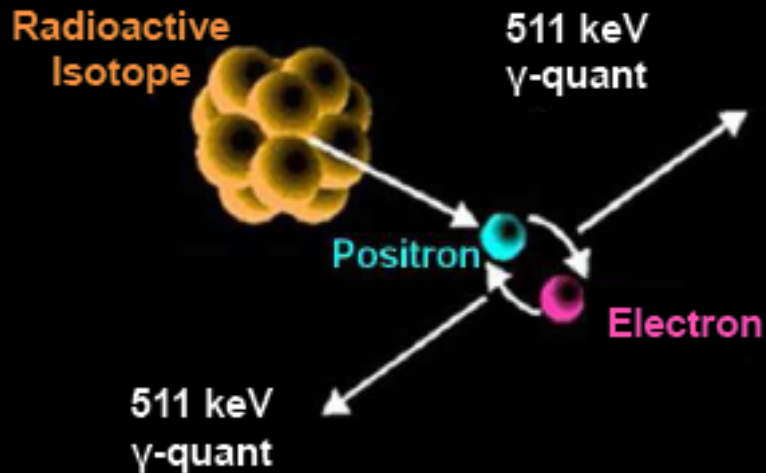
Anyscan series,  
Mediso

# PET

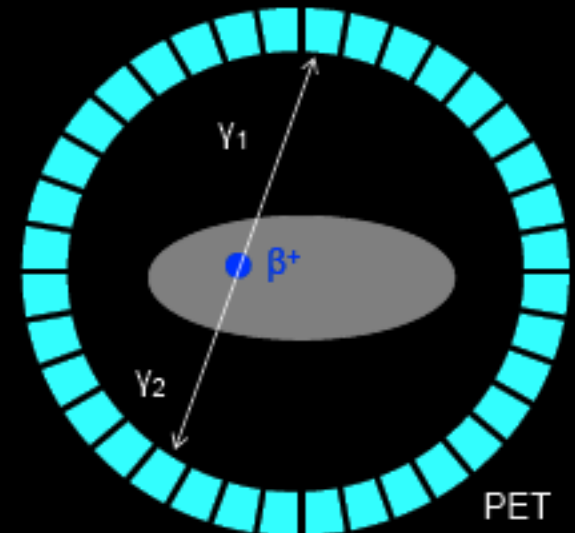
Pozitron-sugárzók – biomarkerek

$e^+e^-$  annihiláció (emittált  $e^+$  ütk. szervezet  $e^-$ -jaival)  $\rightarrow$  2  $\gamma$ -foton

$\sim$  1h, míg eljut minden szövetbe  $\rightarrow$  cukor miatt gyors anyagcseréjű területeken dúsul  $\rightarrow$  vesén keresztül kiürül



PET gyűrűjében  
koincidencia-detektorok  
észlelik



# PET

molekuláris (funkcionális) információt ad → ált. kombinálják  
CT/MR-rel → +morfológiai info



CT

+



PET

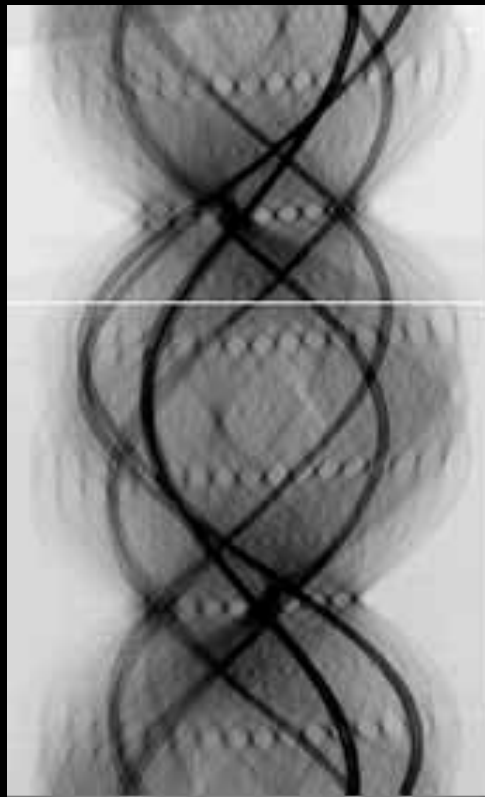
=



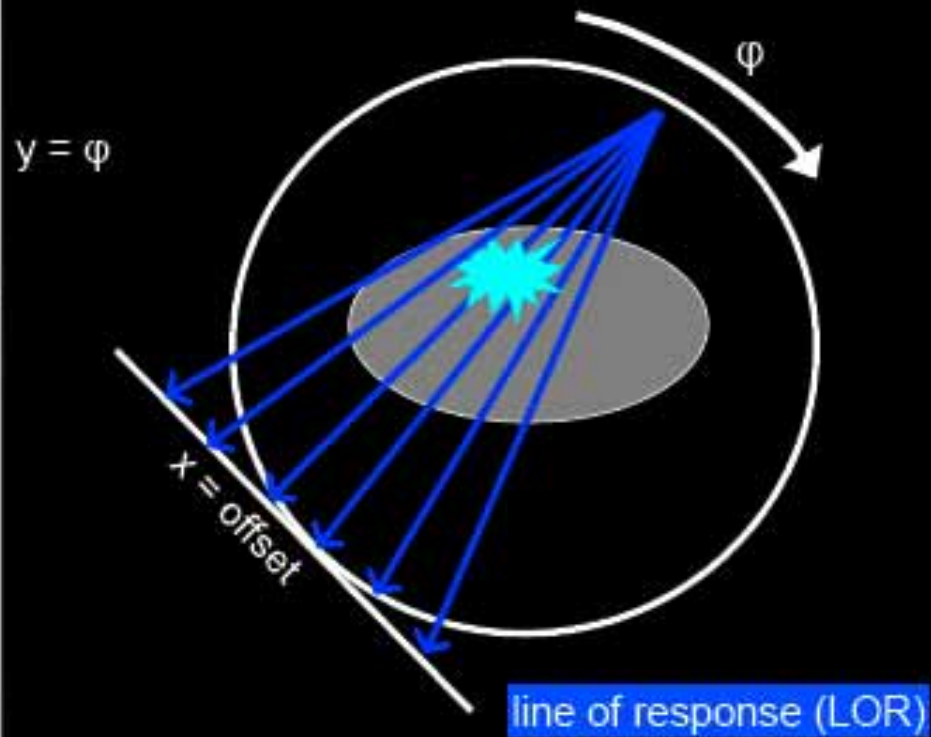
PET/CT

# PET

**Szinogram:** nyers adatok (a radioaktív tracer aktivitás-eloszlása)

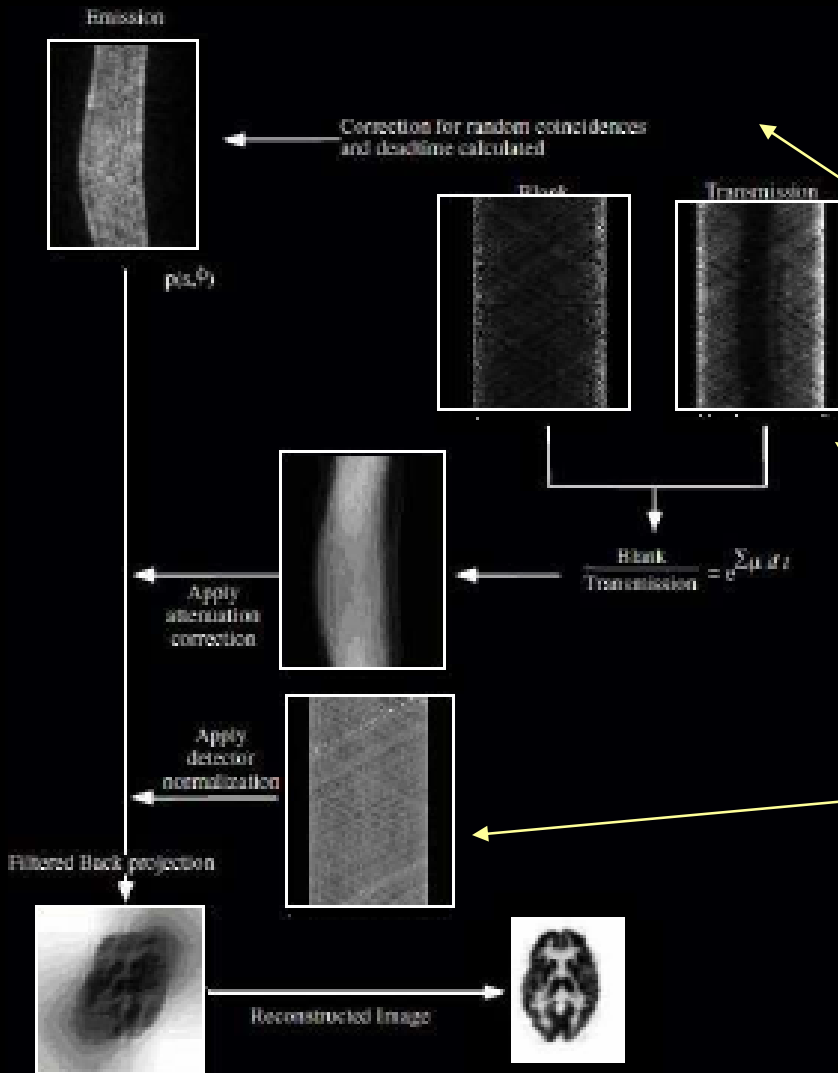


x = offset



line of response (LOR)

# PET



## Képképzés:

i, emissziós scan rekonstrukciója

ii, szinogramok foton gyengülés faktorokkal (önelnyelés, szórás)

iii, normalizációs scan-ek a detektorgyűrű okozta geometriai hatások kiküszöbölésére

# PET

Jó E-felbontás kell → **szcintillációs detektorok**

- foton + detektor kölcsönhatnak → szervesetlen kristály látható fotont emittál

- szcintillációs fotonok száma ~ elnyelt E a kristályban

**NaI(Tl):** Nátrium-jodid, Tallium-adalékkal

**BGO:** Bizmut-germanát ( $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ )

**LSO:** Lutécium-oxiortoszilikát, Cériummal ( $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ )

**YSO:** Yttrium-oxiortoszilikát, Cériummal ( $\text{Y}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ )

**GSO:** Gadolínium-oxiortoszilikát, Cériummal ( $\text{Gd}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$ )

# PET

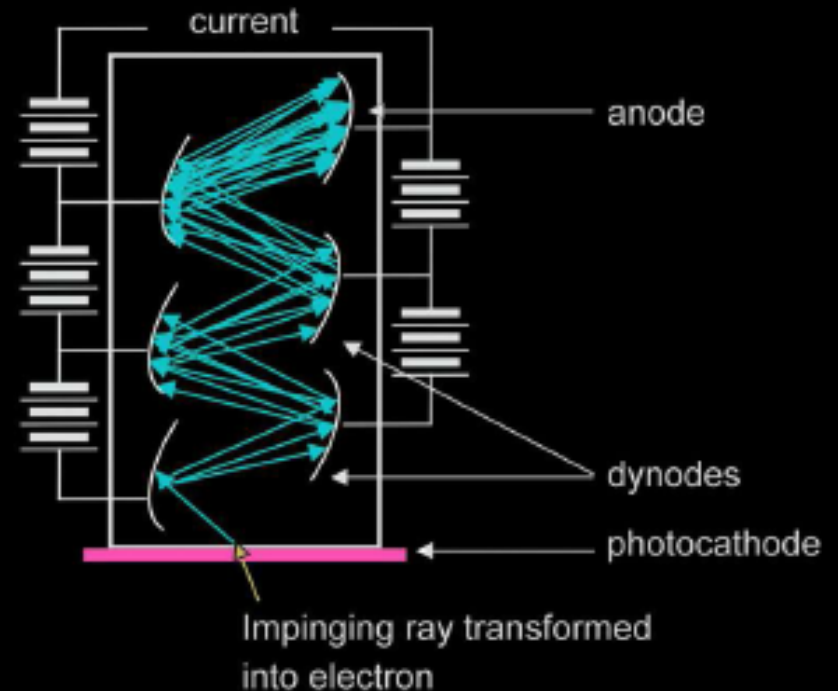
PMT: foto-multiplier csövek  
(fotoelektron-sokszorozók)

i, bejövő foton átadja E-ját a  
fotokatódnak

ii, a generált el. mező  
felgyorsítja az  $e^-$ -t az 1.  
dinódáig (anód-katód közötti)

iii, megnőtt  $e^-$ -E  $\rightarrow$  többszörös  
másodlagos  $e^-$ -emisszió

iv, ...



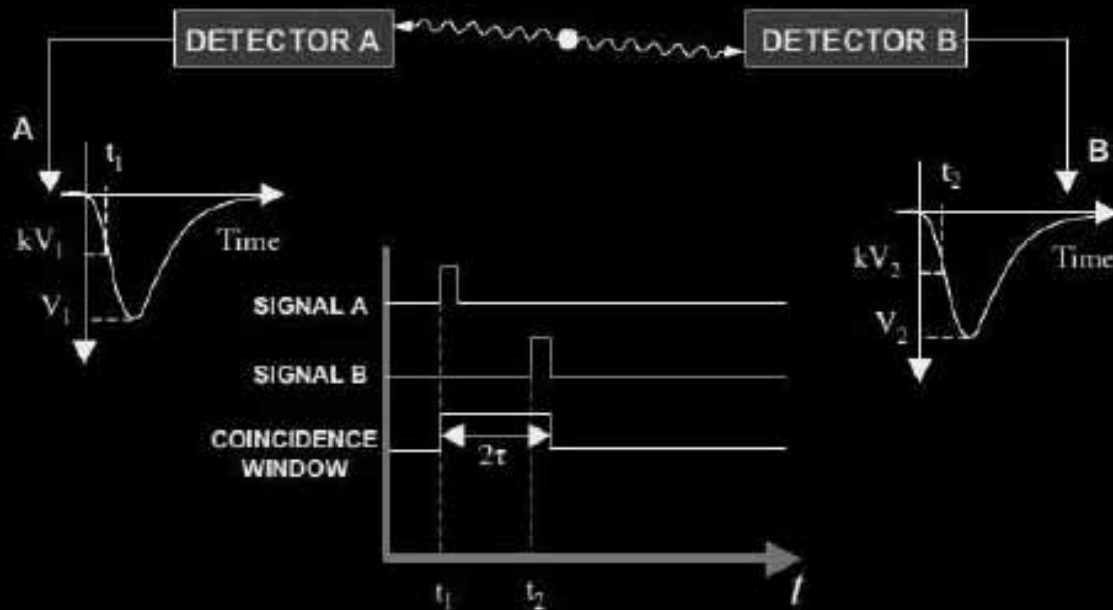
😊 Good signal-to-noise ratio (SNR)

😞 Low quantum efficiency (QE) ~  
25%



# PET

Koincidencia időablaka:  $2\tau$



min. időkülönbség 2 jel között egésztest-szkennelésnél ( $d=100\text{cm}$ ):

$$2\tau = d / c \approx 3.3\text{ns}$$

# PET

## Time-of-flight (TOF):

- a repülési idők közti kül.-et is regisztráljuk:

$$\Delta t = \frac{2\Delta x}{c}$$

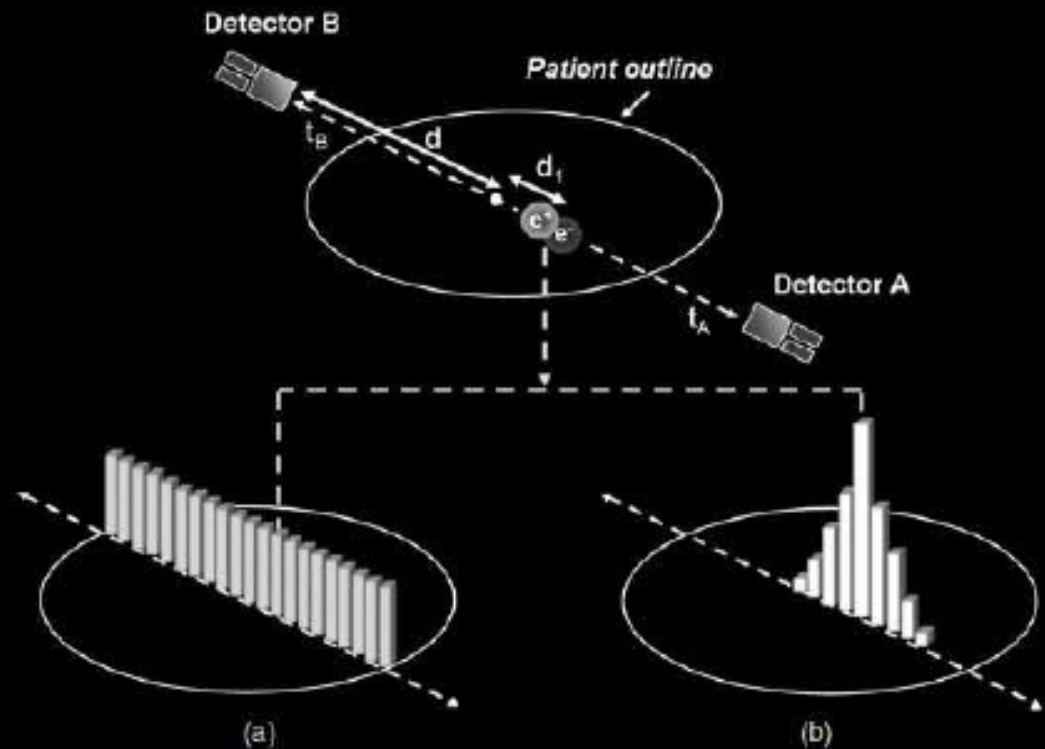
- jobb jel-zaj arány

- pl:

$$\Delta t = 500 \text{ ps}$$

$$\Delta x = 0.5 \cdot c \cdot \Delta t$$

$$= 7.5 \text{ cm}$$

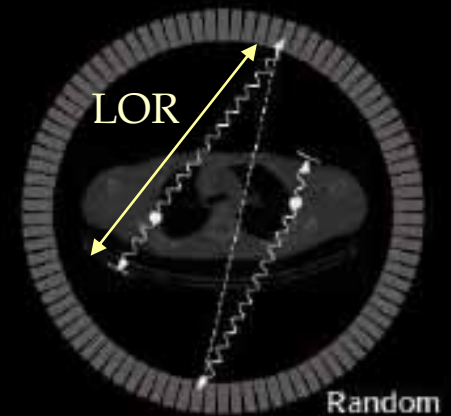
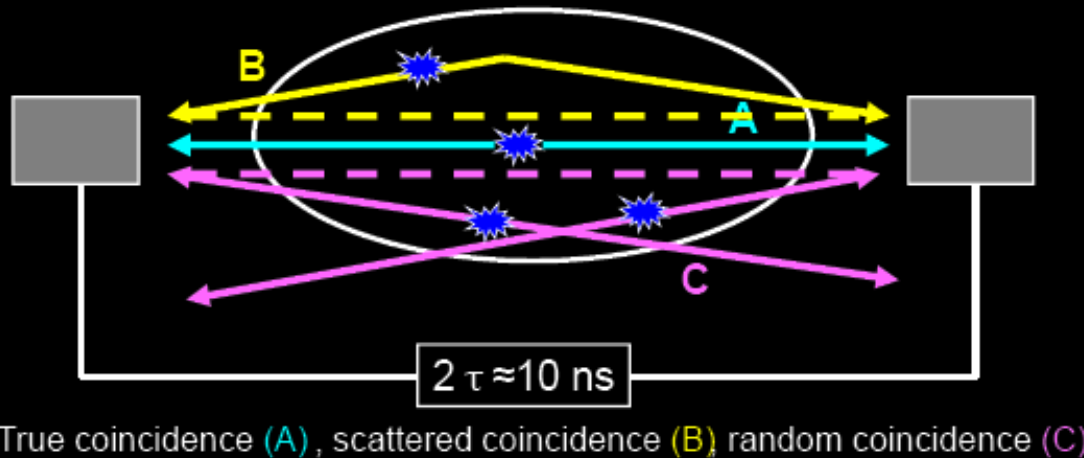


(a) Localization without TOF,  
(b) with TOF. Townsend, PMB 2008 [3]

# PET

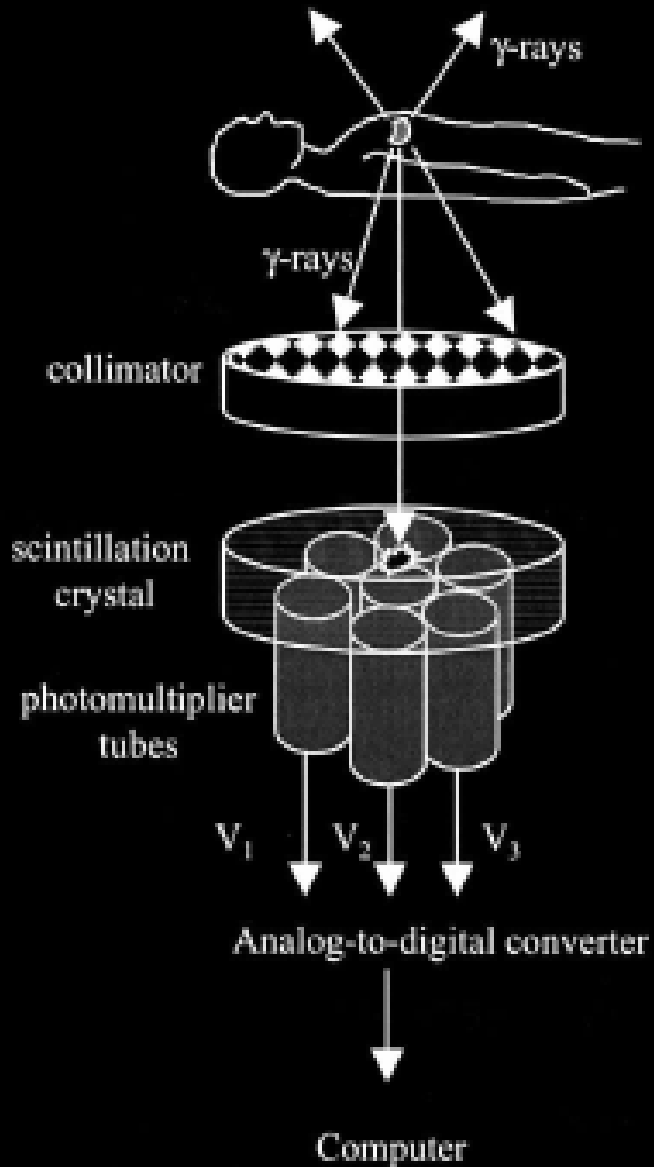
Az észlelt esemény valós (= prompt event), ha:

- 2 fotont detektáltunk a koincidencia-ablakban (DE: foton kh.-ba léphet útközben)
- LOR (Line of Response) érvényes szög-érték között
- a 2 foton E-ja a kiválasztott E-ablakban van



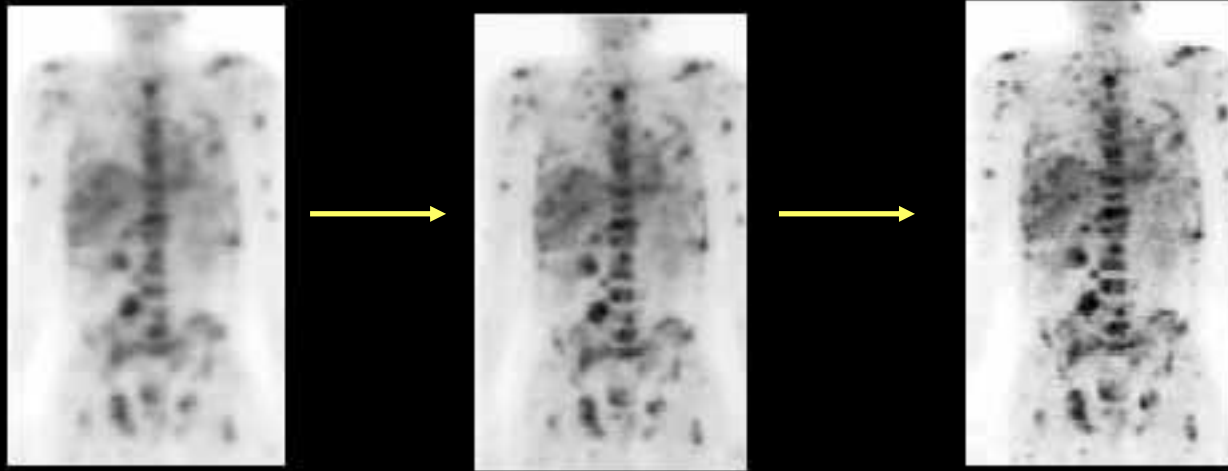
random események száma a,b detektorok között:  $R_{ab} = 2\tau \cdot N_a N_b \propto N^2$

# PET



- radioaktív **tracer** –  $e^+$ -sugárzó a betegben
- **kollimátorok**  $\rightarrow$  kép-szeletek
- $\gamma$ -fotonok detektálása a **szcint. kristályban**
- jelerősítés **PMT**-kkel
- jobb felbontás **Anger-logikával** (analóg-digitális konverter)
- **kép-rekonstrukció**

# PET



Képkorrekciók:

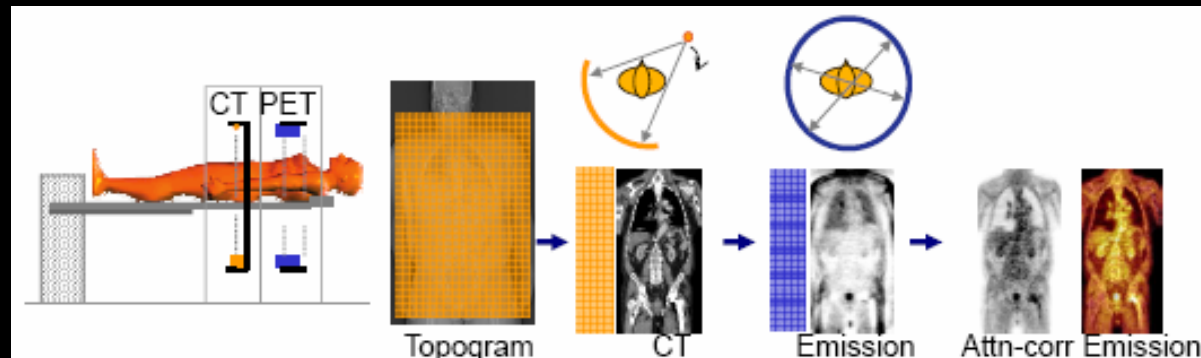
- random-korr.

- szórás-korr.

- holtidő-korr.

- gyengülés-korr. (pl. maga a CT)

- jobb a képminőség iteratív képrekonstrukcióval, mint szűrt visszavetítéssel



# PET

Tracer-felvétel

Standardized uptake value (SUV):

$$SUV = \frac{C}{A} w$$

C: tumor aktivitás-koncentráció [Bq/ml]

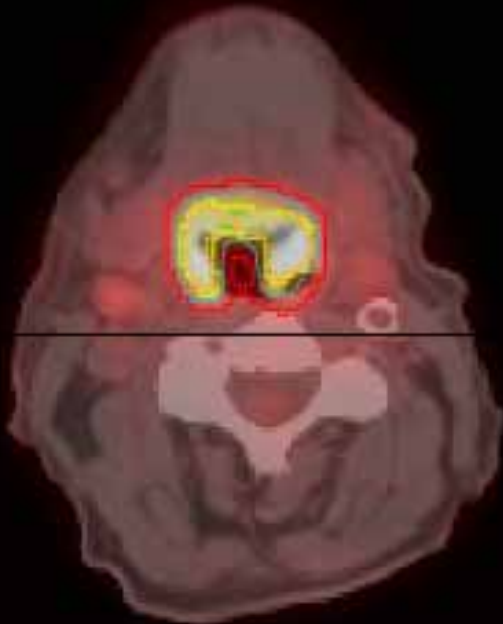
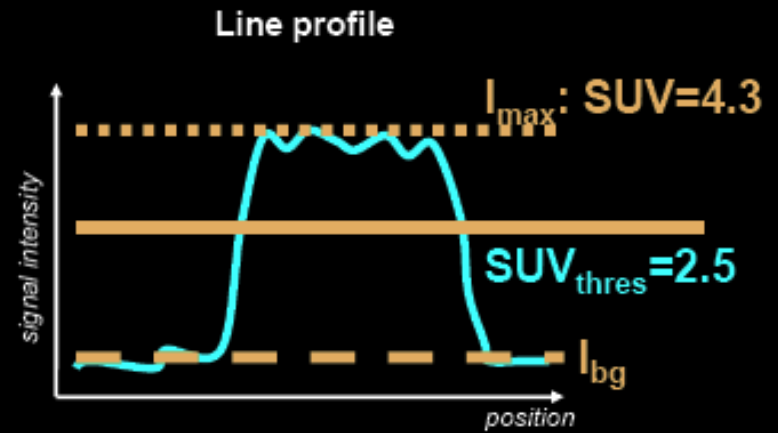
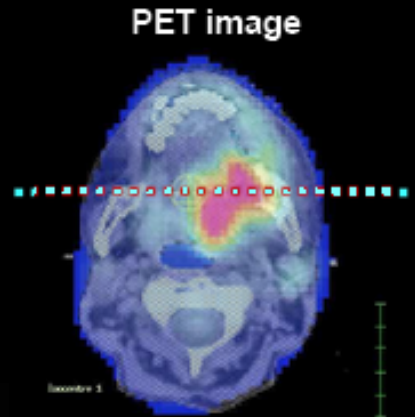
A: injektált aktivitás [Bq]

w: testsúly [g]

SUV=1 → a tracer egyenlően oszlott el az egész testben

# PET

sugter.:  
autokontúrozás  
→ SUV-küszöb=?



Contours created with different segmentation algorithms: manual delineation (21.8 ccm), absolute threshold SUV=2.5 (35.0 ccm), relative threshold 42% of maximum PET intensity (11.5 ccm), adaptive thresholding (10.6 ccm), source-to-background based algorithm of Schaefer et al (13.0 ccm)



# PET

## Tracerek (iv.-an):

### - glükóz metabolizmus

[<sup>18</sup>F]FDG (fluoro-dezoxi-glükóz)  
citrát MRS, foszfát spektroszkópia

### - aminosavak (protein-szintézis)

[<sup>11</sup>C]MET, [<sup>18</sup>F]FET

### - kolin (sejtfal-szintézis)

[<sup>11</sup>C]Choline, [<sup>18</sup>F]Choline  
MRS

### - proliferáció (DNS-képzés)

[<sup>18</sup>F]FLT

### - hipoxia (sugárrezisztencia, ált. agresszivitás)

[<sup>18</sup>F]FMISO, [<sup>18</sup>F]FAZA, [<sup>18</sup>F]EF3/-5, [<sup>64</sup>Cu]ATSM, T2\*w MR

### -receptorok (tumor-specifikus jellemvonások)

[<sup>68</sup>Ga]DOTATOC

### -erezettség

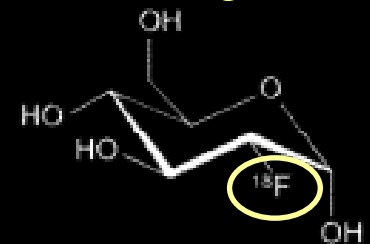
[<sup>18</sup>F]Galacto RGD, DCE MR, DW MR

Nuclid	γ-Energy [keV]	Half life	Radioactive decay (max. β+-Energy)	Production
<sup>11</sup> C	511	20,3 min	β+ (0,97 MeV)	cyclotron
<sup>13</sup> N	511	9,93 min	β+ (1,2 MeV)	cyclotron
<sup>15</sup> O	511	124 s	β+ (1,74 MeV)	cyclotron
<sup>18</sup> F	511	109 min	β+ (0,64 MeV) EC	cyclotron
<sup>81m</sup> Kr	190	13 s	IT	
<sup>99m</sup> Tc	140	6,03 h	IT	
<sup>123</sup> I	159	13 h	EC	cyclotron
<sup>133</sup> Xe	81 31(Cs-Kα)	5,3 d	β-	nuclear reactor

Max. β+-energy determines mean free path length of β+ !

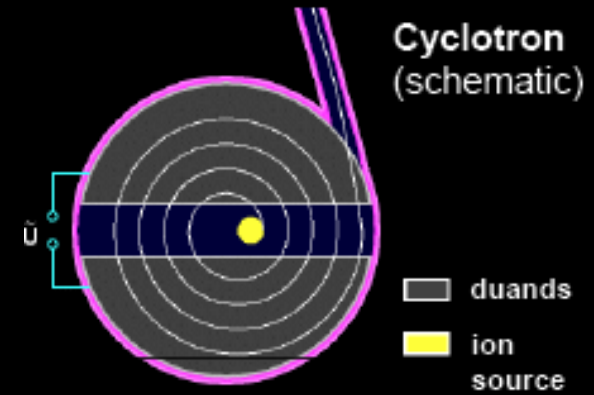
T<sub>1/2</sub>=110 min

FDG~glükóz



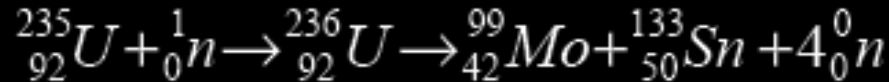
200-400 MBq  
~ 7 mSv (~ CT)

# PET

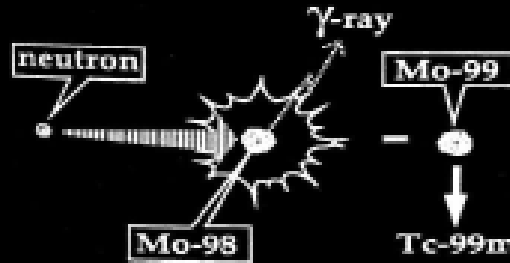
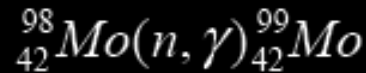
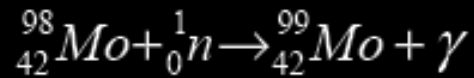


## Izotópok előállítása reaktorban:

- maghasadás



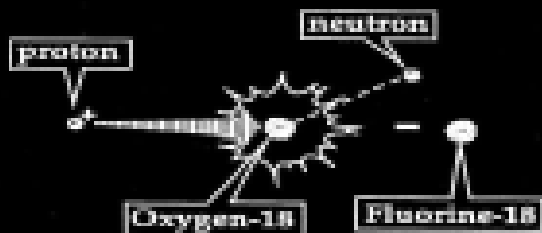
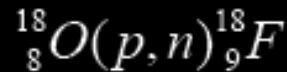
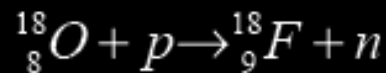
- neutron-ütközés



## ... ciklotronban:

- részecske mozgási E-ja nagy (~10 MeV)

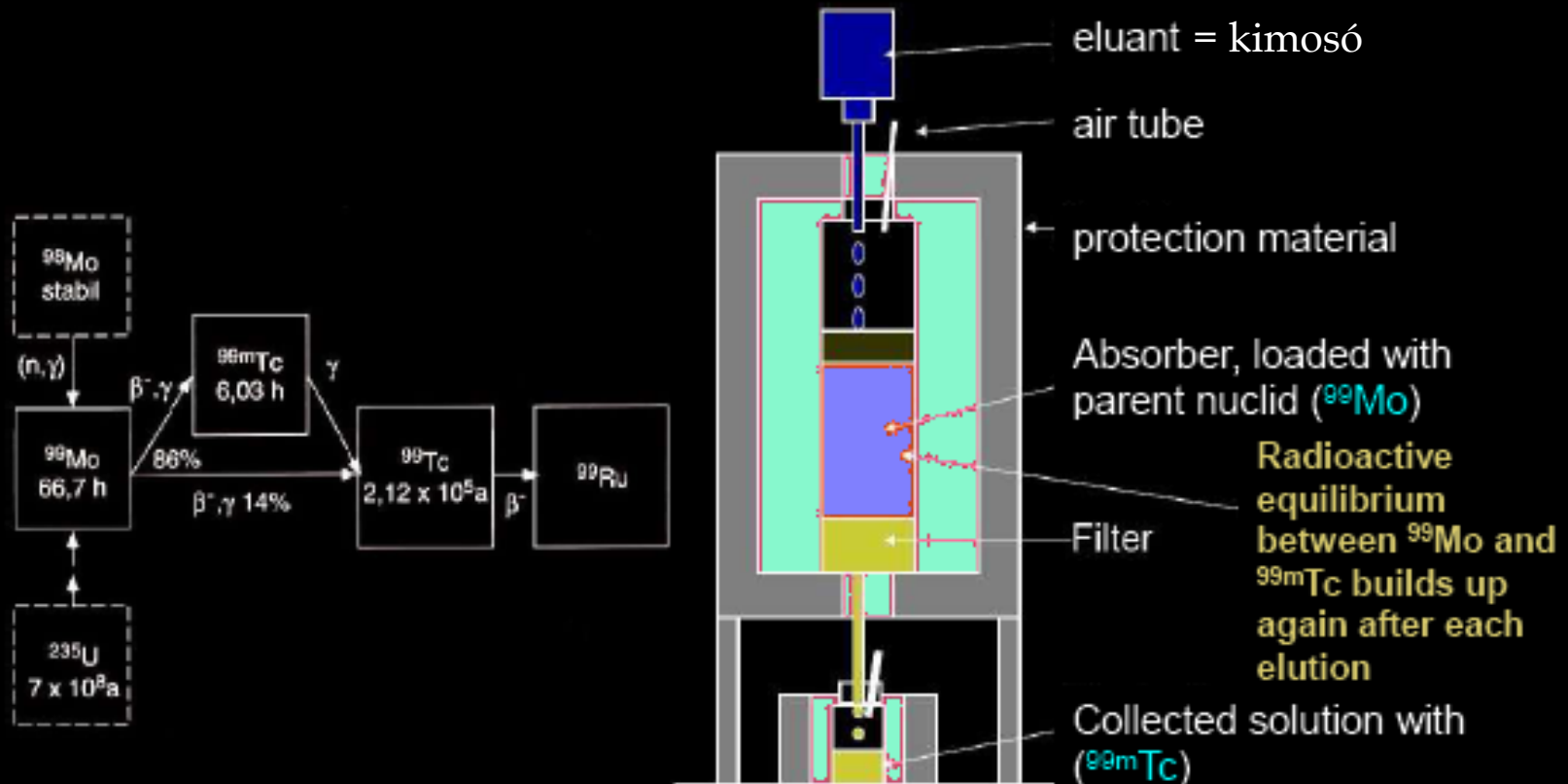
- leggyakoribb [ ${}^{18}\text{F}$ ]FDG:



# PET

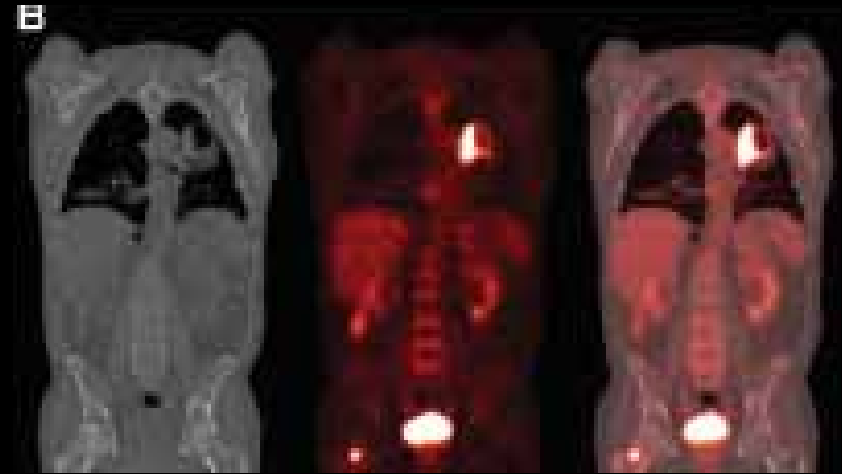
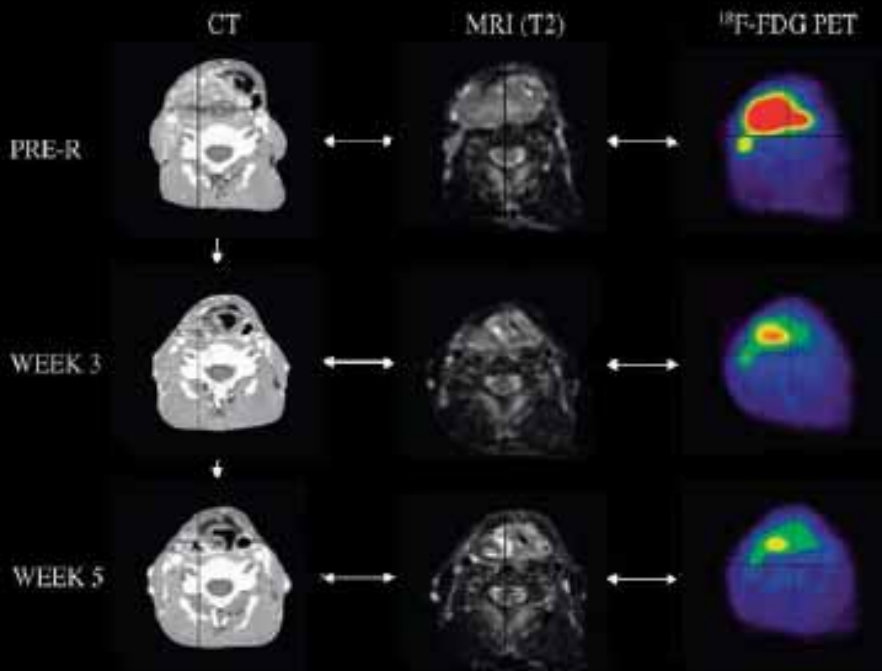
... radionuklid generátorban:

- elterjedt, ha gyorsan kell előállítani az izotópot
- hosszú életű radioizotóp, amely a kívánt izotópra bomlik



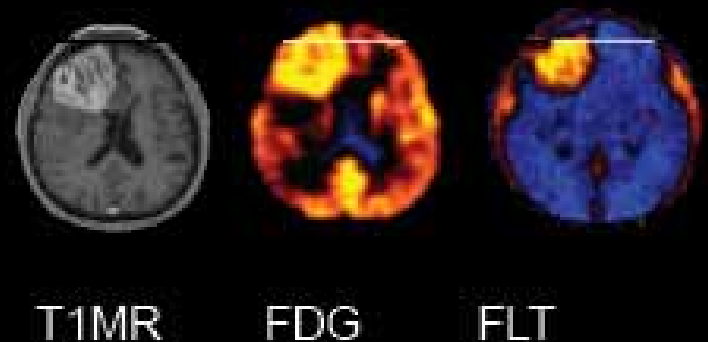
# PET

**PET/CT** a céltérfogat meghatározására (+ nycs.-státusz), „Dose Painting” – D-emelés a hipoxiás területeken:



**:PET/CT/MR** a tumor-visszahúzódás követésére

**PET/MR** agyi elváltozásoknál:



# UH

- élő kép
- olcsó, mobil, **NEM ionizál**, nincs károsító hatása
- 40 mikronos felbontás 5 mm mélyen (20-60 MHz)
- DE: UH-képet „látni kell”, kis FOV
- pl. CTG (kardiotokográf)



# UH

Kép:

- 2D-s keresztmetszet
- véráramlás
- szövetek mozgása
- vér helye
- speciális molekulák jelenléte
- a szövetek merevsége
- 3D-s anatómia





# UH

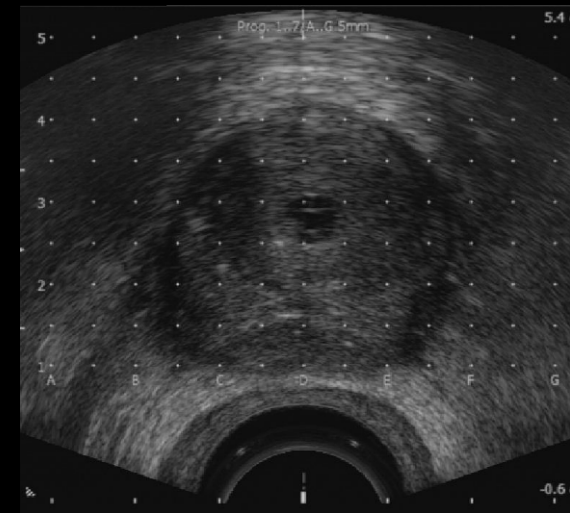
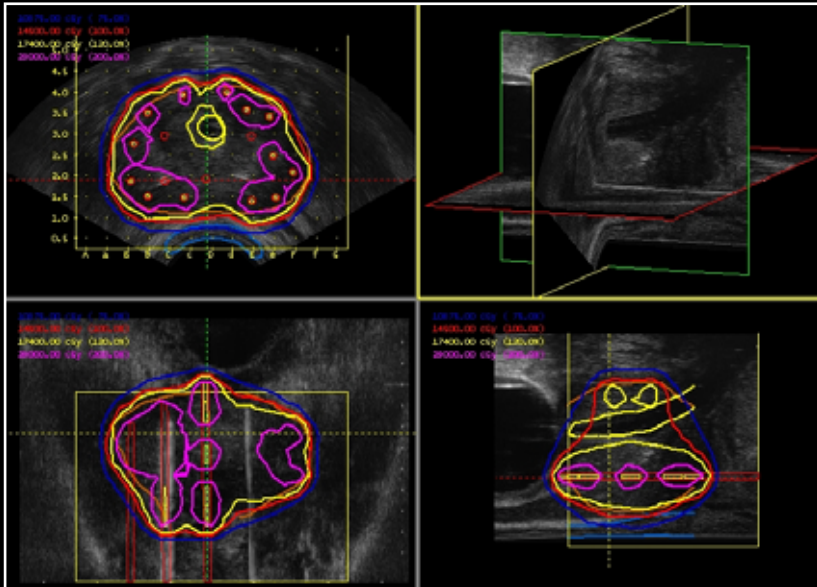
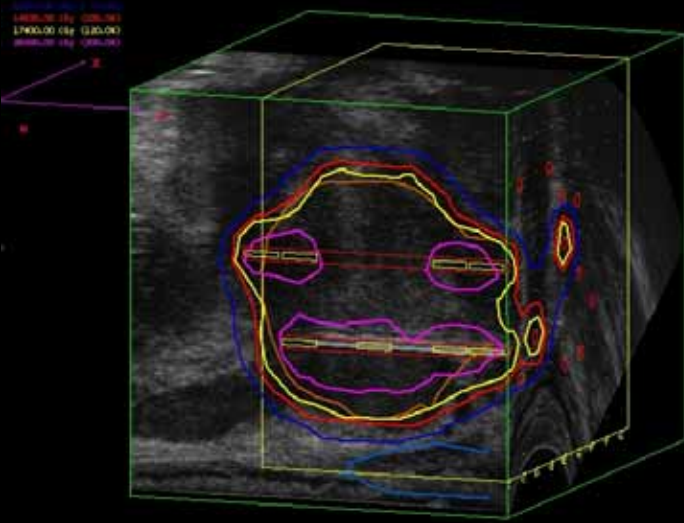
## Diagnosztikus szonográfia:

- lágyszövetekre

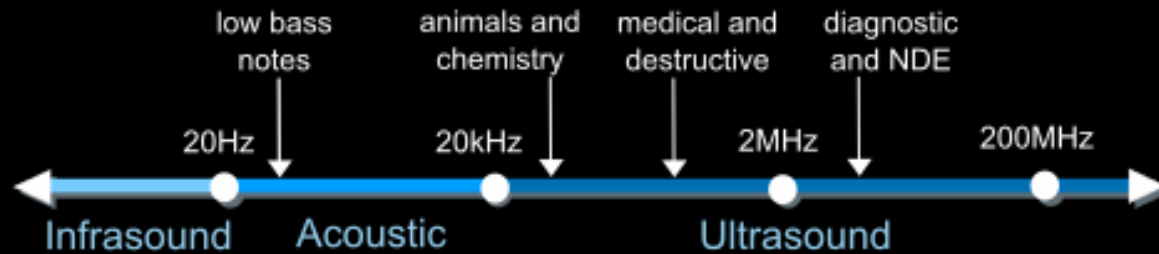
-  $\mu=2-18$  MHz

→ **alacsonyabb  $\mu$**  → nagyobb mélység, de rosszabb felbontás

→ **nagyobb  $\mu$**  → kisebb  $\lambda$  → kisebb mélység, de apróbb részletek



# UH



## UH-expozíció:

120 dB → süketség

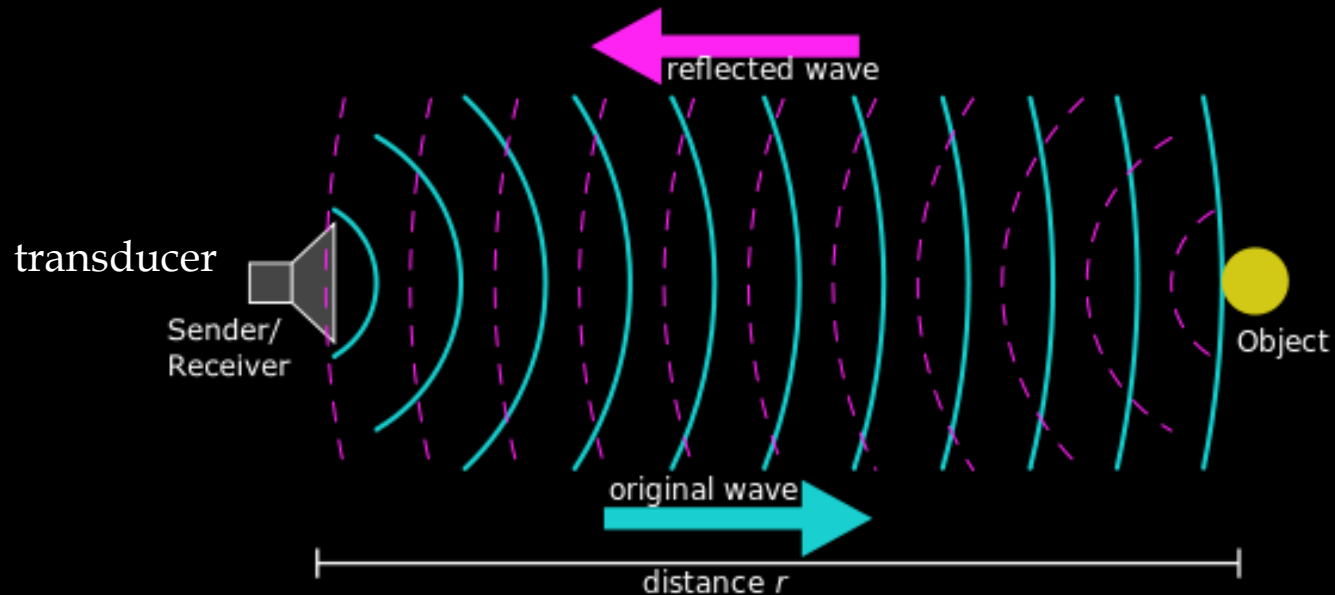
155 dB → kellemetlen melegedés

180 dB → †



transducer

Sender/  
Receiver





# UH

- Piezoelektromos kristály + elektromos pulzusok → fókuszálás (transducer lencséje) → ív alakú UH-sugarak

-+ UH-gél (~ sós víz) a vizsgálandó területre → jobb UH-vezetés, transducer jobban csúszik

→ UH visszaverődik onnan, ahol változik az anyag sűrűsége

→ visszavert UH-sugár (echo) rezgeti a transducert → el. jellé alakítja  
→ digitális kép

- kibocsátás-visszaverés közti idő

- echo fókusz hossza → echo éles képe ebben a mélységben

- echo erőssége (mozgó objektumok → változik UH-pulzusuk  $\mu$ -ja (Doppler-effektus)) → Doppler-sonográfia

→ erős echo → fehér, gyenge → fekete, szürkeárnyalatos kép

→ képlóval (frame grabber) digitális kép

# UH

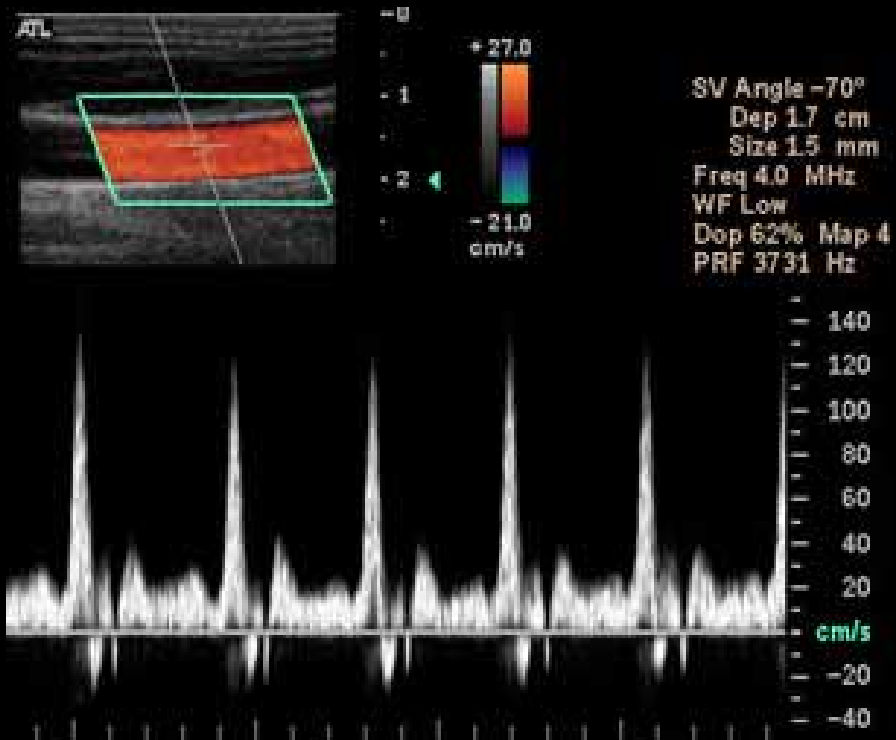
**DE:** - hang elnyelődik valamennyire:  $0.5 \frac{\text{dB}}{\text{cm depth} \cdot \text{MHz}}$   
- hangsebesség változik (akusztikus impedancia)

## Üzem módok:

- **A (amplitúdó-mód):** az echo erősségét kirajzolja a mélység fv.-ében
- **B (brightness):** 2D-mód, lineáris td.-sor → egy síkot pásztáz egyszerre
- **C:** B-módra merőlegesen pásztáz →  $100 \text{ cm}^2 \sim 10 \text{ s}$
- **M (mozgás):** váltakozva A-B mód ~ videó
- **D (Doppler):** - színes: sebesség ~ szín (mint Doppler-eltolódás)
  - folytonos: vonal mentén uez.
  - pulsed wave (PW): csak kis mintatérfogatot vizsgál
  - Duplex: 2D PW Doppler-mód (Triplex: +színes is)
- **Pulzus-inverziós:** 2 váltakozó, ellentétes jel → kivonódnak egymásból  
→ csak non-lineárisan sűrítethető gázok echo-i maradnak
- **Harmonikus:** mélyreható  $\mu$  → felharmonikusok → zaj, műtermékek csökkennek

# UH

- 2D-s képek sorozata → **3D-s rekonstrukció** (szoftveres)
- + **kontrasztanyag**: mikrobuborékos anyag → megnő kontraszt
- **molekuláris UH**: célzott mikrobuborékok → tumorok korai kimutatása (preklinikai fázisban van még...)
- **kompresziós UH**: mélyvénás trombózis szűrése (csak vénákban jó)



Színes  
Doppler-UH

# UH

+

- izmok, lágyszövetek jól láthatók
- élő kép → gyors diagnózis, UH-vezérelt biopsziák, injekciók
- mutatja a szervek struktúráját
- nincs mellékhatása, nem fájdalmas
- könnyen elérhető, rugalmas eszköz
- kicsi, könnyen kezelhető
- olcsó

-

- csontok zavart okoznak (pl. agyban)
- gázok lerontják a képminőséget (pl. belekben)
- behatolási mélység korlátozott (pl. kövér páciensek)  
→ kövér pácienseknél csak rosszabb felbontás érhető el
- nagy tapasztalatot igényel, szonogrammot tudni kell látni
- nincs „felderítő” kép → utólag nem lehet tudni a lokalizációt

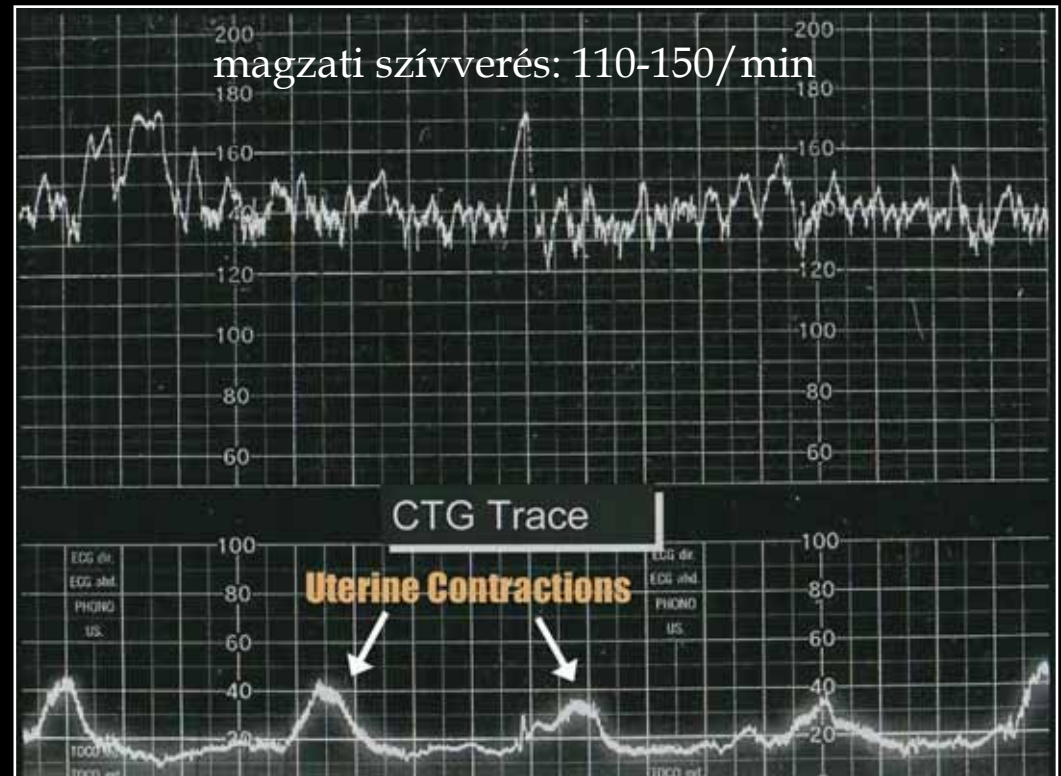
# UH

CTG (kardiotokográfia): = EFM (Electronic Fetal Monitoring)

- magzati szívverés (Doppler-UH) + méhösszehúzódások (tocodynamometer, nyomásmérő)

→ korreláció = reaktív (RNST: reaktív non-stress test)

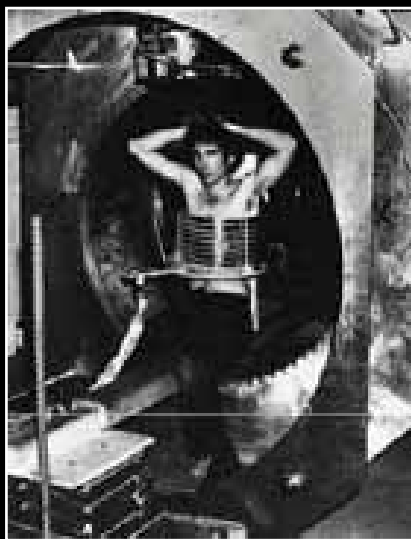
„-” korr. → pl. oxigénhiány



# MR



- Isidor Rabi (1938.): **mágmágneses rezonancia**
- Felix Bloch, Edward Purcell: kiterjesztette a mérési technikát folyadékokra és szilárd anyagokra  
→ mágneses magok képesek elnyelni rádiófrekvenciás energiát mágneses mezőben – erőssége azonosítja a magot



1. MR-készülék (1977.)

## Élettani Nobel-díj (2003):

"for their discoveries concerning magnetic resonance imaging"



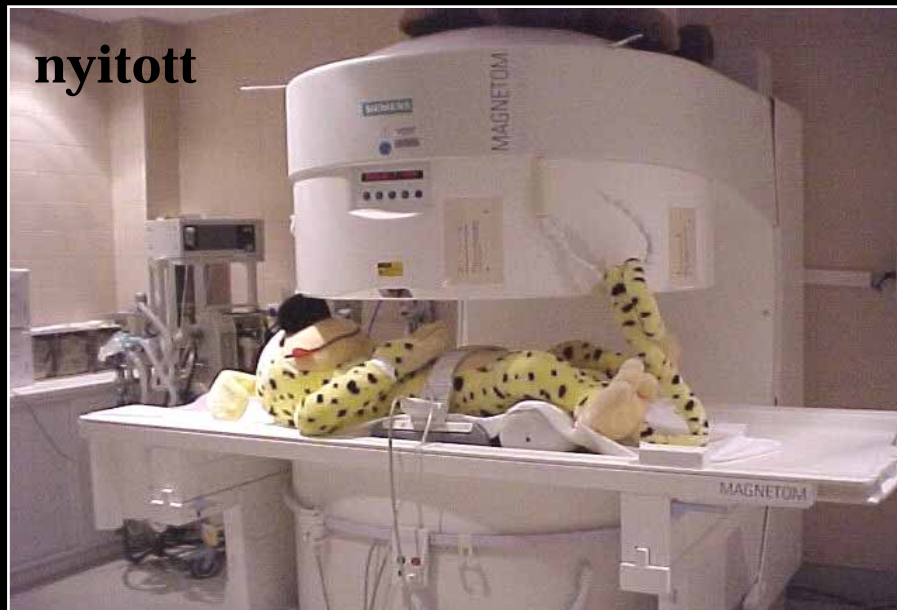
Sir Peter Mansfield

Paul Lauterbur



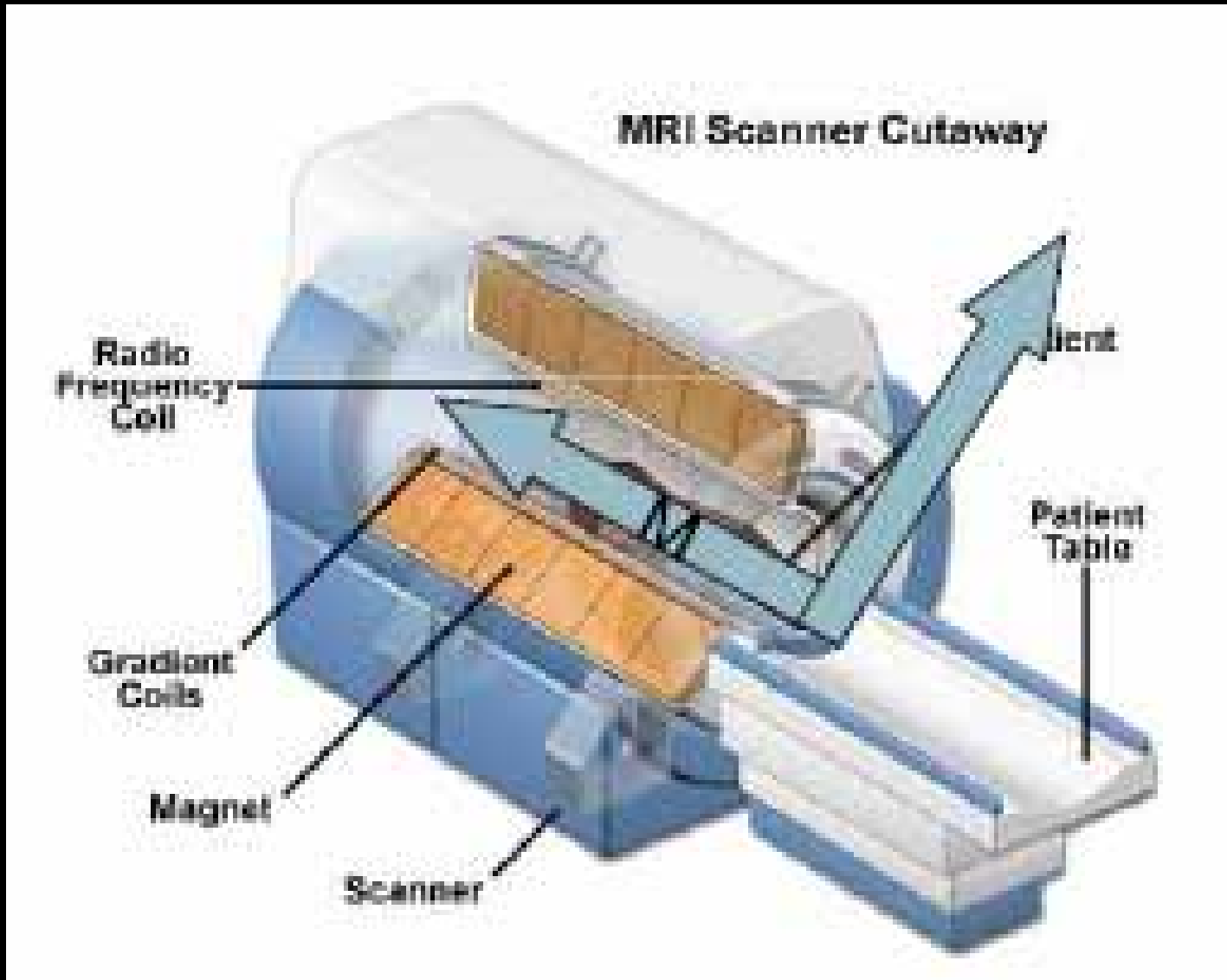
# MR

- egész test / perifériák
- permanens/ ellenállásos/ szupravezető mágnes
- vízszintes/ függőleges mező
- alagút-elrendezés/ széles furatú/ nyitott  
(nagy zajt a Lorentz-erő miatt fellépő vibrálás okozza)





# MR



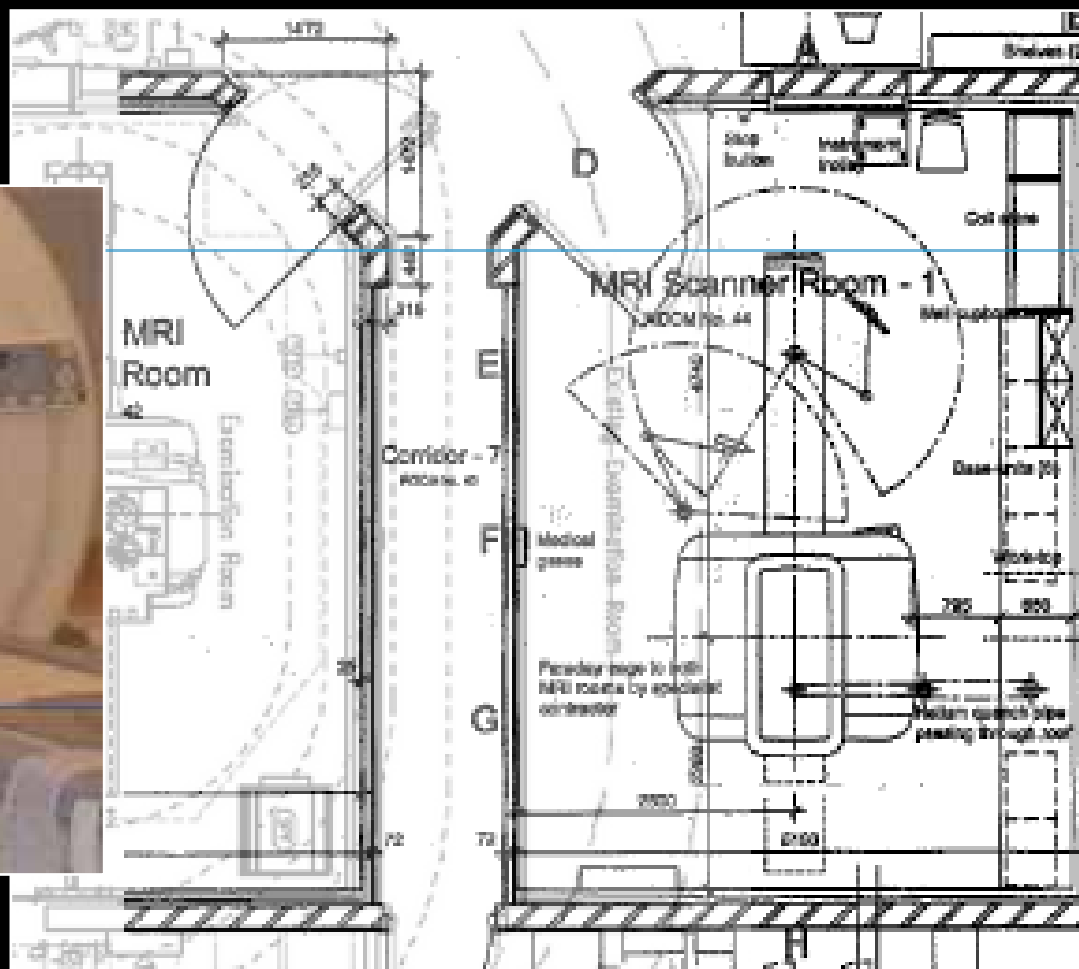
# MR



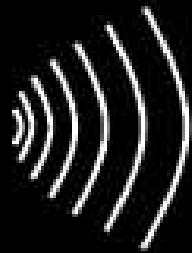
MR Safe

1 T = 10 000 Gauss (Föld: 0,3-0,7 G), 0,5-7 T

balesetek (O<sub>2</sub>-palack, tolókocsi, szék...) → 3 Gauss - vonal!



# MR



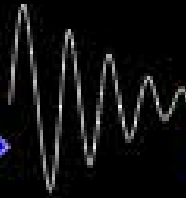
RF excitation pulse



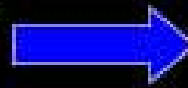
Excitation & decay of spins



RF emitted upon decay

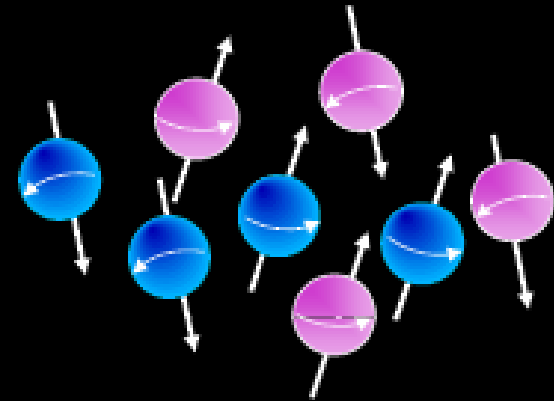


NMR signal

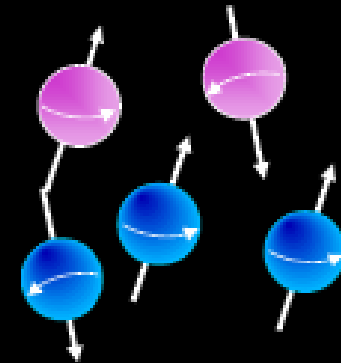


# MR

protonok száma = neutronok száma →  
nincs teljes mágneses momentum



protonok száma  $\neq$  neutronok száma →  
van teljes mágneses momentum



# MR

	# protons	# neutrons
${}^1\text{H}$	1	0
${}^{13}\text{C}$	6	7
${}^{15}\text{N}$	7	8
${}^{17}\text{O}$	8	9
${}^{19}\text{F}$	9	10
${}^{23}\text{Na}$	11	12
${}^{31}\text{P}$	15	16

Ember 70%-a víz → H-mag mágneses rezonanciáján alapszik az MR képalkotás

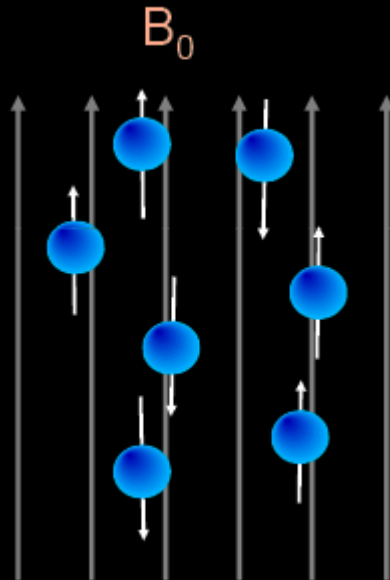
# MR

QM törvényei szerint a H-atomnak 2 diszkrét E-szintje létezik:

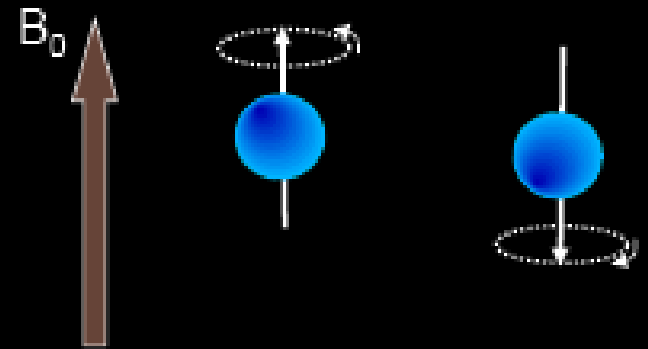
- **alacsony E-állapot:** mágneses momentum párhuzamos a külső mágneses térrel → „spin up”

- **magas E:** antiparallel → „spin down”

(Elyelt RF-energia a 2 közti különbség.)



spin up –  
többség:

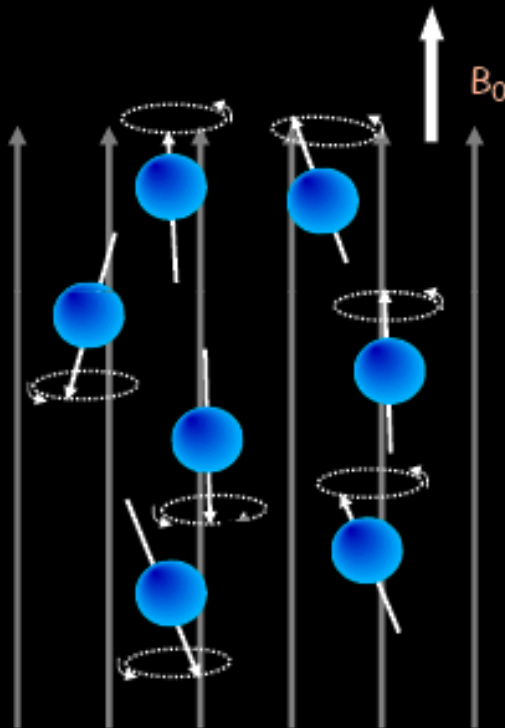
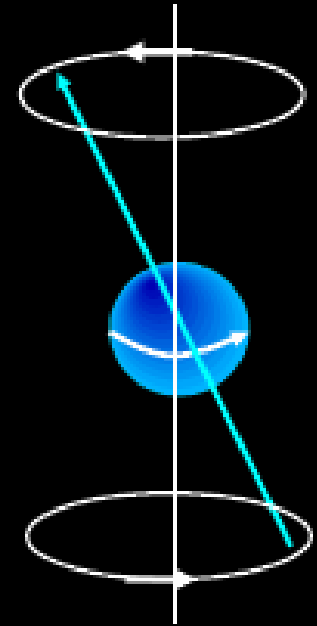


$$\frac{N_{parallel}}{N_{anti\_parallel}} = e^{\frac{E_{parallel} - E_{antiparallel}}{kT}}$$

# MR

B → **spin precesszál** a Larmour-frekvenciával ( $\omega$ ):

$$\omega = -\gamma * B$$



$\gamma$ : giromágneses arány (42,58 MHz/T)

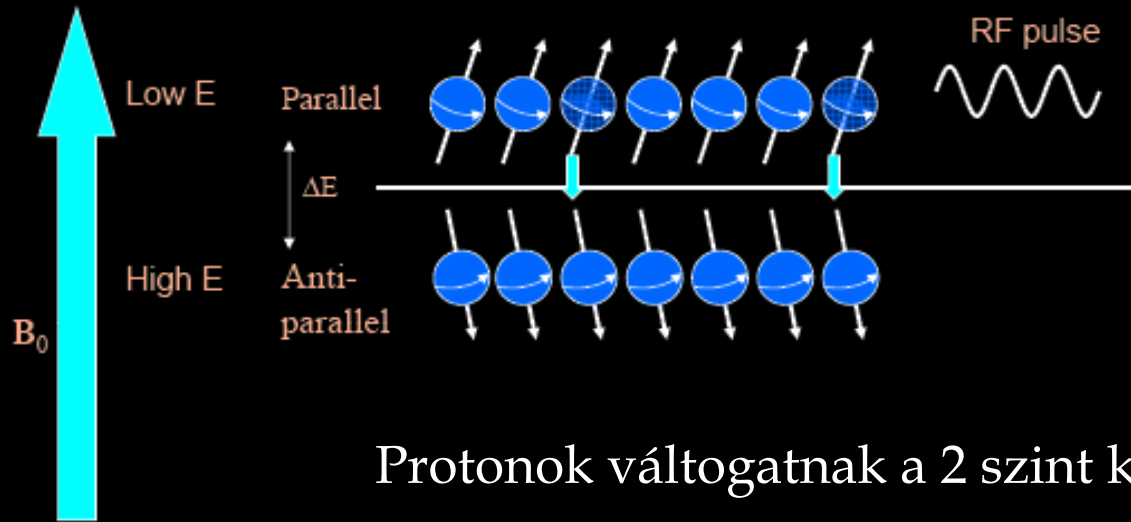
B: mágneses térerősség (T)

**Teljes mágnesesség nő**, ha:

- $B_0$
- proton-sűrűség a szövetben
- hőmérséklet

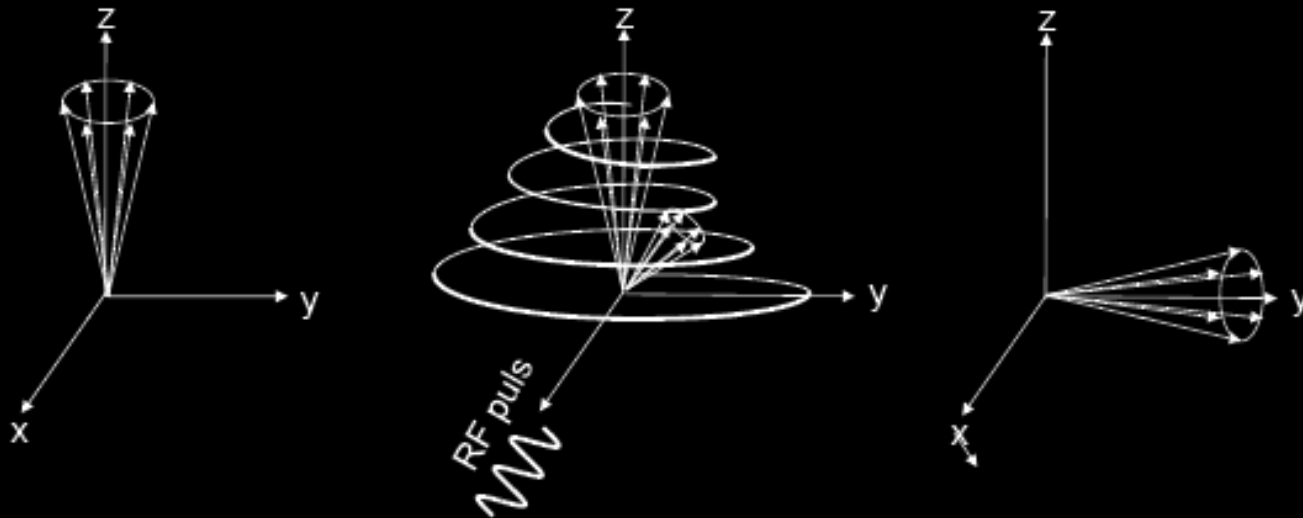


# MR

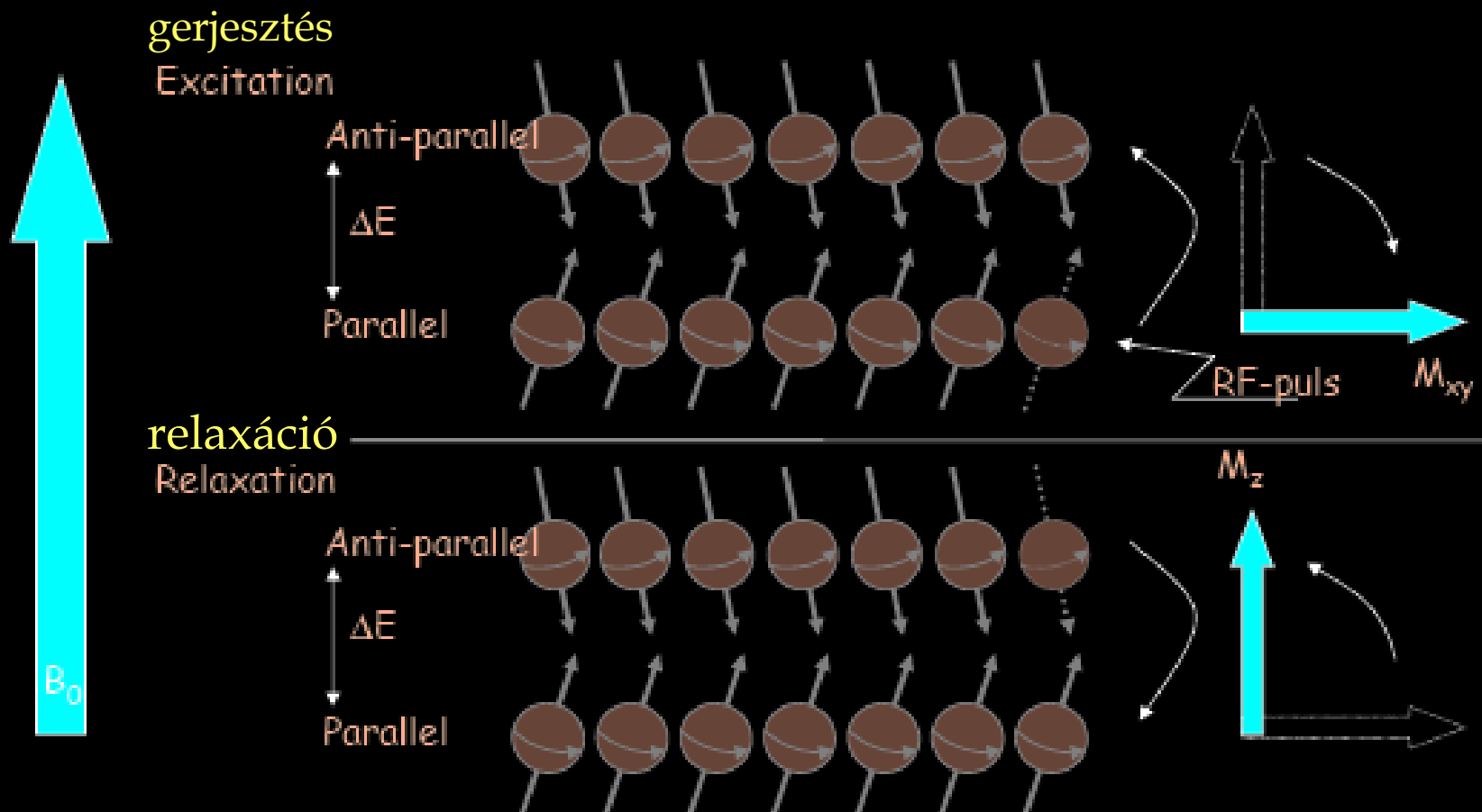


Protonok váltogatnak a 2 szint között

RF-energia  $\rightarrow$  több spin „fordul lefelé” (fázisban marad)



# MR

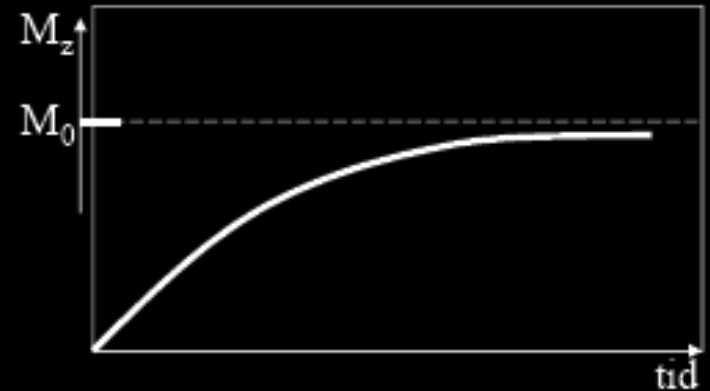


# MR

- T1 relaxáció (spin-rács, longitud.): helyreáll longitudinális mágn.

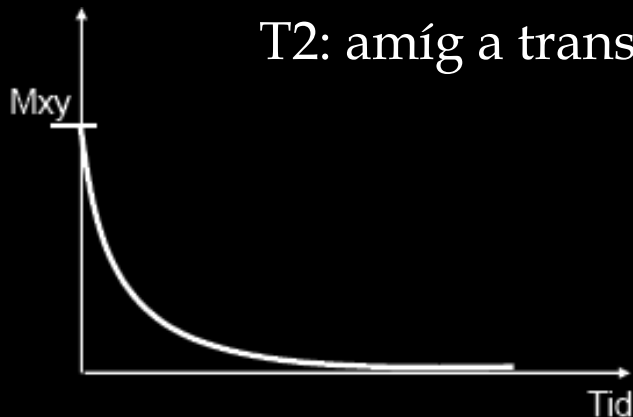
T1: amíg az eredeti mágnesség ( $M_0$ ) 63%-a helyreáll:

$$M(t)_z = M_{z0} \cdot (1 - e^{-t/T_1})$$



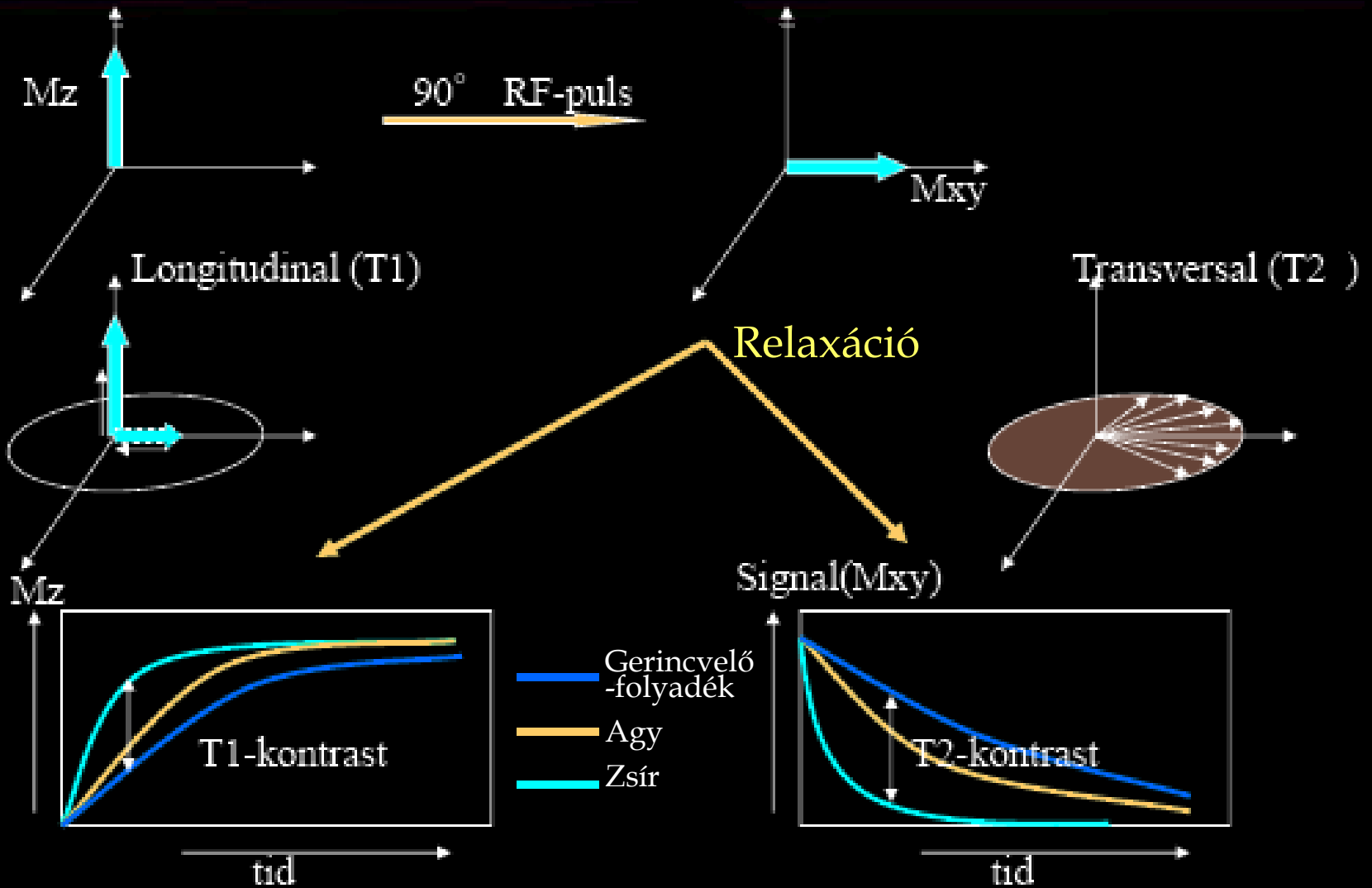
- T2 relaxáció (spin-spin, transzverzális): elvesz a fázis koherencia + transzverzális mágn.

T2: amíg a transzverzális mágnesség 63%-a elvesz



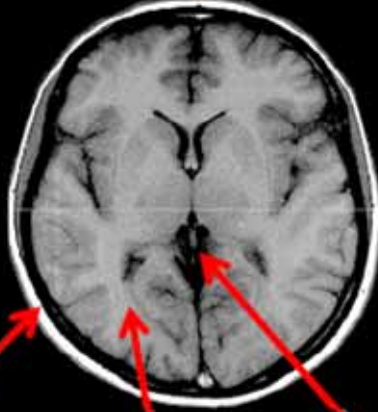
$$M_{xy} = M_{xy} \cdot e^{-t/T_2^*}$$

# MR



# MR

T1-weighted

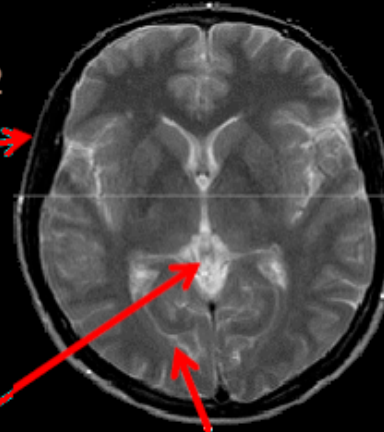


Short T1  
= white

Medium T1  
= light grey

Long T1  
= dark

T2-weighted



Short T2  
= dark

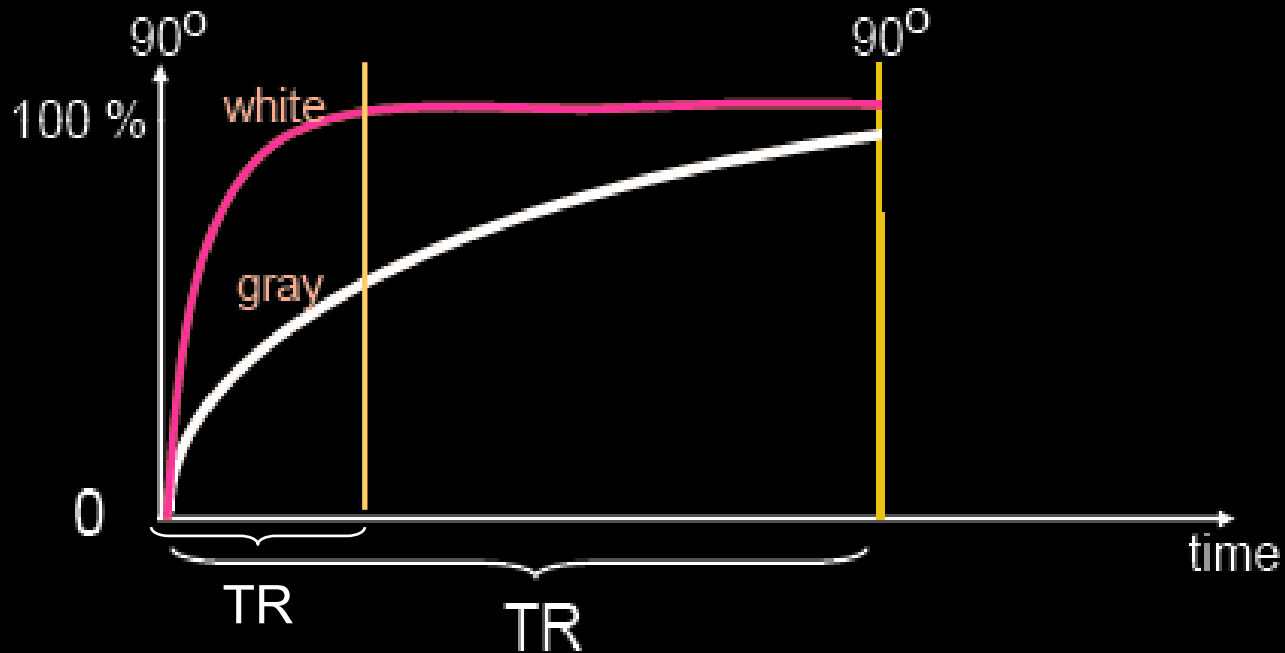
Long T2  
= white

Medium T2  
= gray

# MR

T1-kontraszt: TR  $\rightarrow$  T1-súlyozás

- rövid TR  $\rightarrow$  nagy különbség a helyreállás görbék között
- hosszú TR  $\rightarrow$  kis kül.

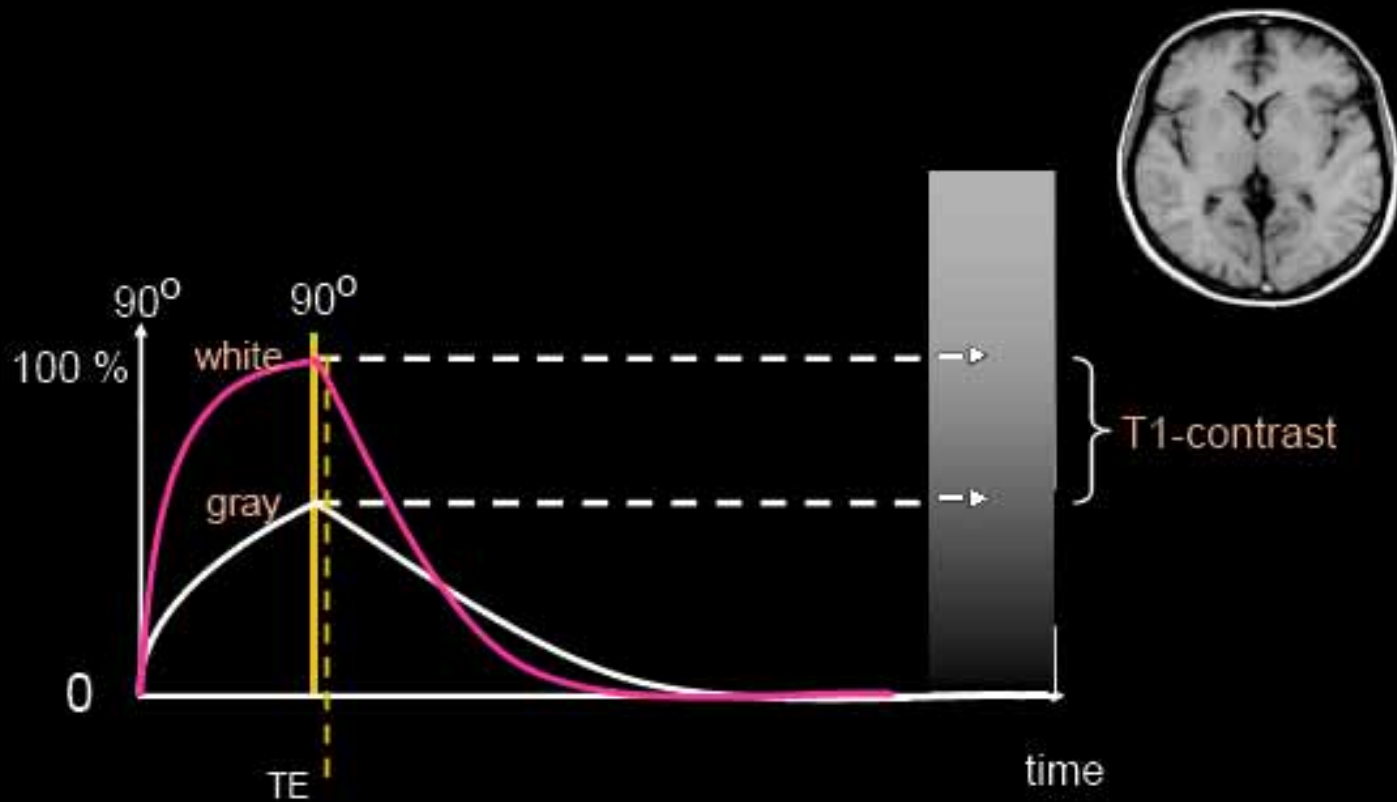


# MR

T1-kontraszt:

- rövid TR ( $< 600$  ms) + rövid TE ( $< 25$  ms)

→ nagy különbség → erős jel = jó kontraszt!

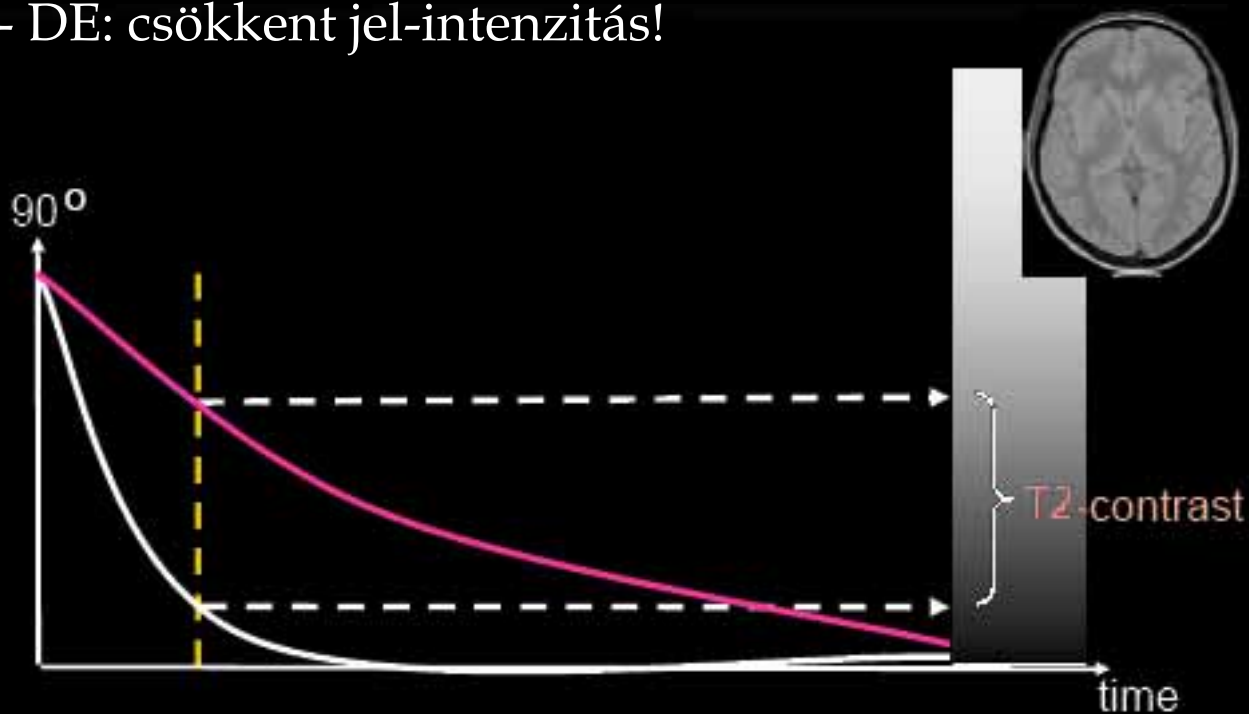




# MR

## T2-kontraszt:

- T1 relax. elkerülése → **hosszú TR** ( $> 1800$  ms) → kis T1-kontraszt,
- **hosszú TE** ( $> 80$  ms) → nagy jel-különbség → jó T2-kontraszt!
- DE: csökkent jel-intenzitás!

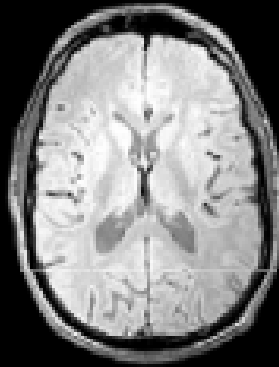


# MR

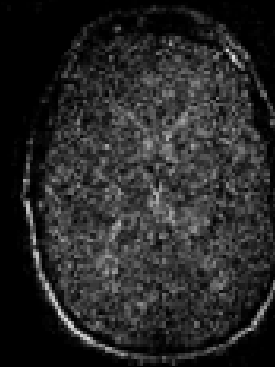
rövid TE

hosszú TE

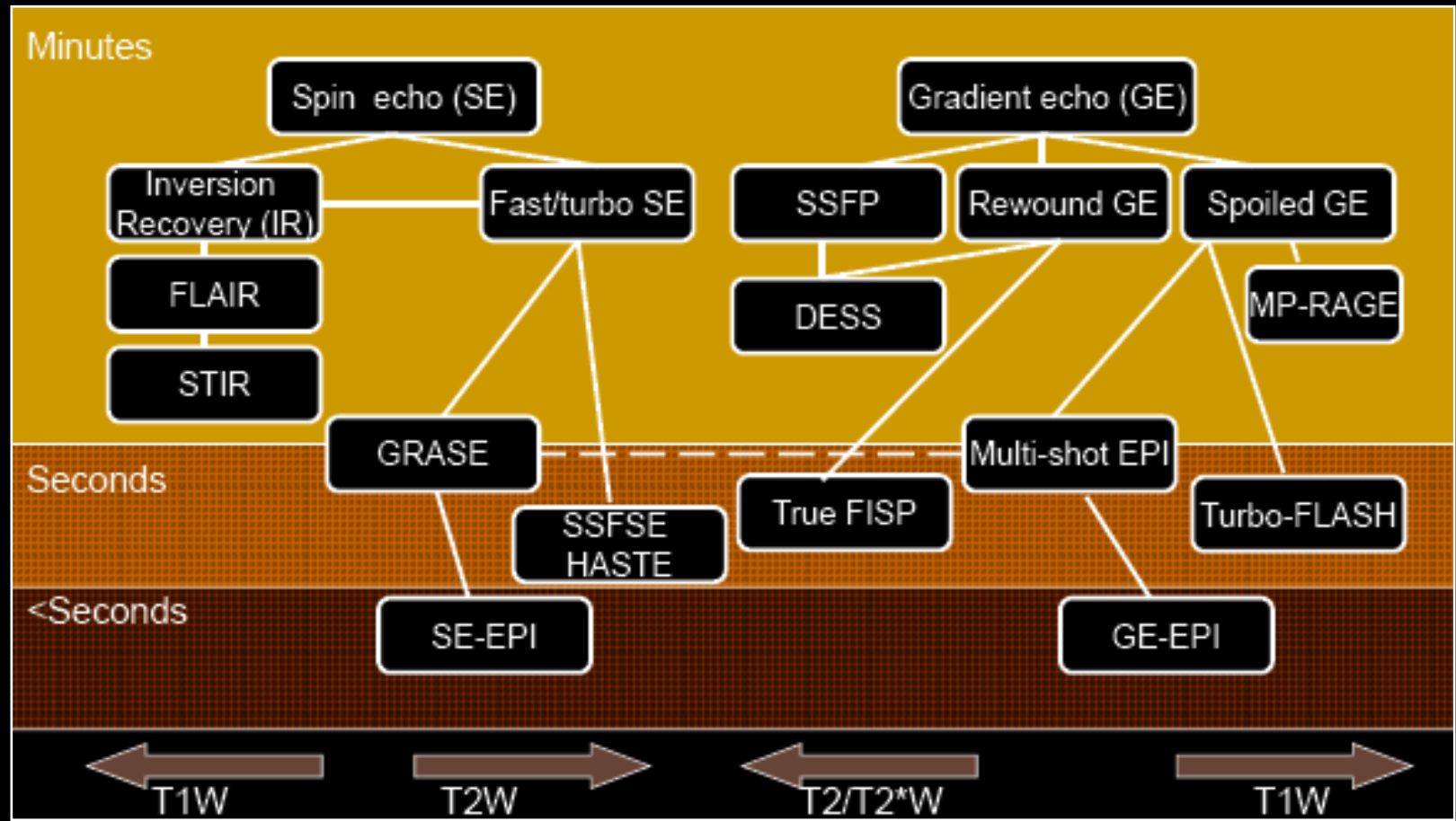
hosszú TR



rövid TR

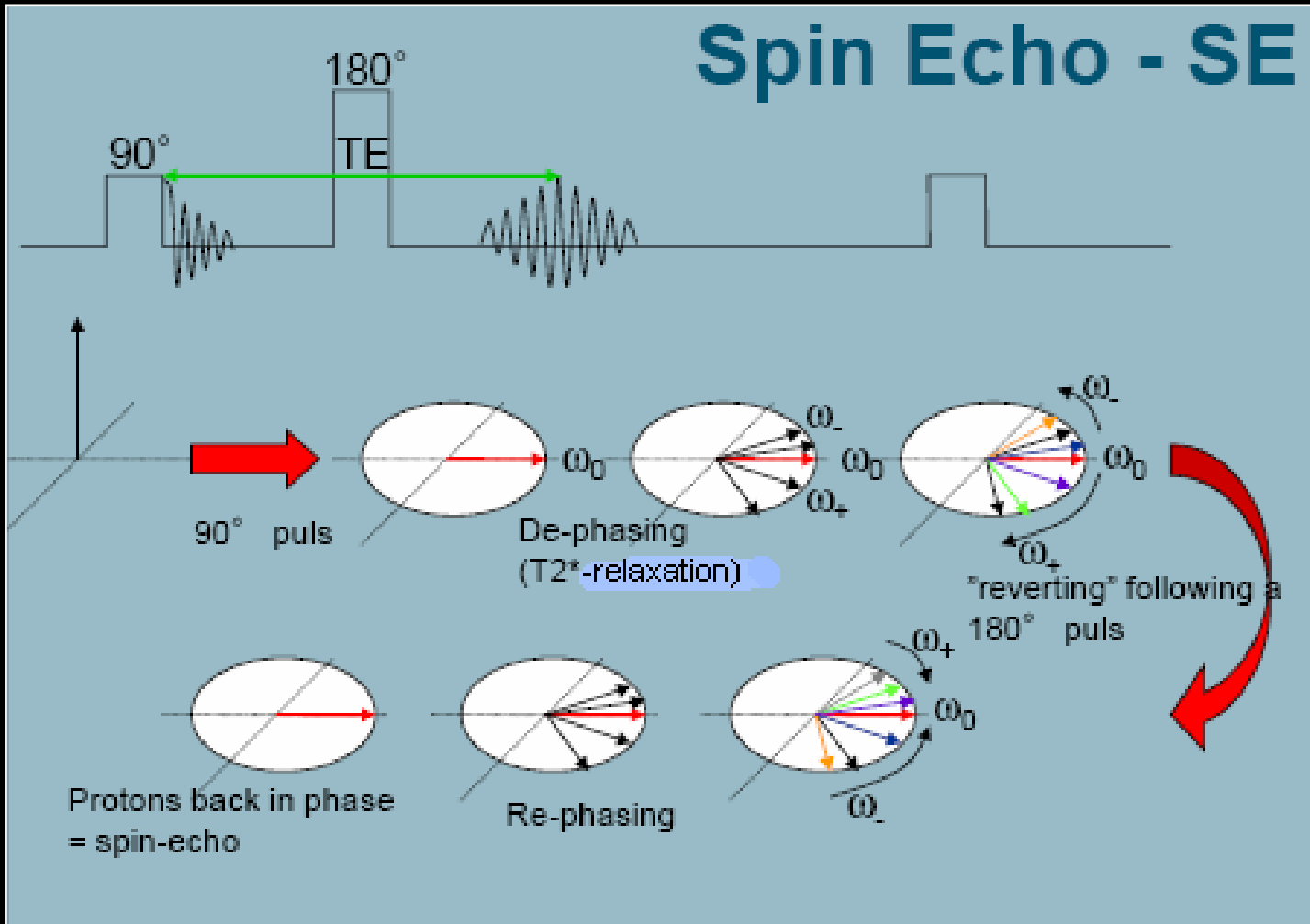


# MR



# MR

## Spin Echo - SE

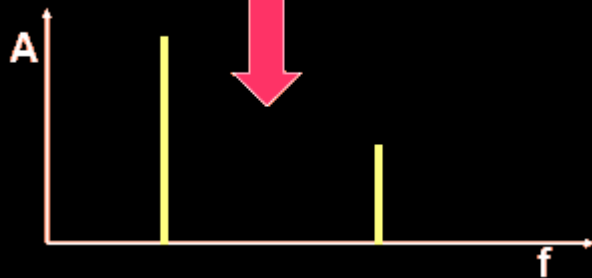
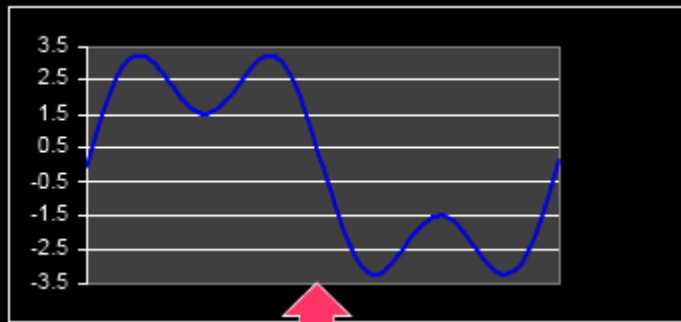


# MR

Jelet **Fourier-transzformációval** rekonstruálják:

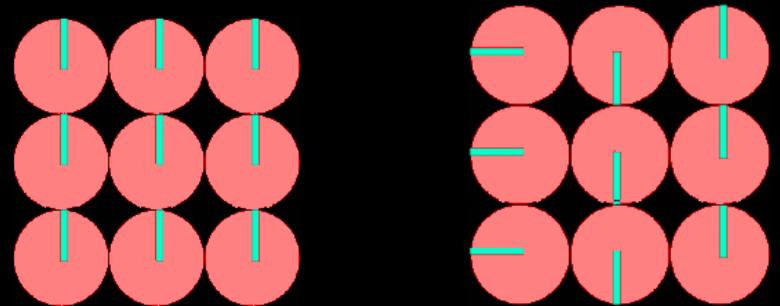
jel: különböző frekvenciájú, fázisú és amplitúdójú sin-ok összege

$$s(t) = a_0 + a_1 \sin(\omega_1 t + \varphi_1) + a_2 \sin(\omega_2 t + \varphi_2) + \dots$$



→ fázist még ki kell kódolni belőle:

**RF-gradiens** x,y,z irányokba



Apply phase encoding gradient

slower → unchanged → faster

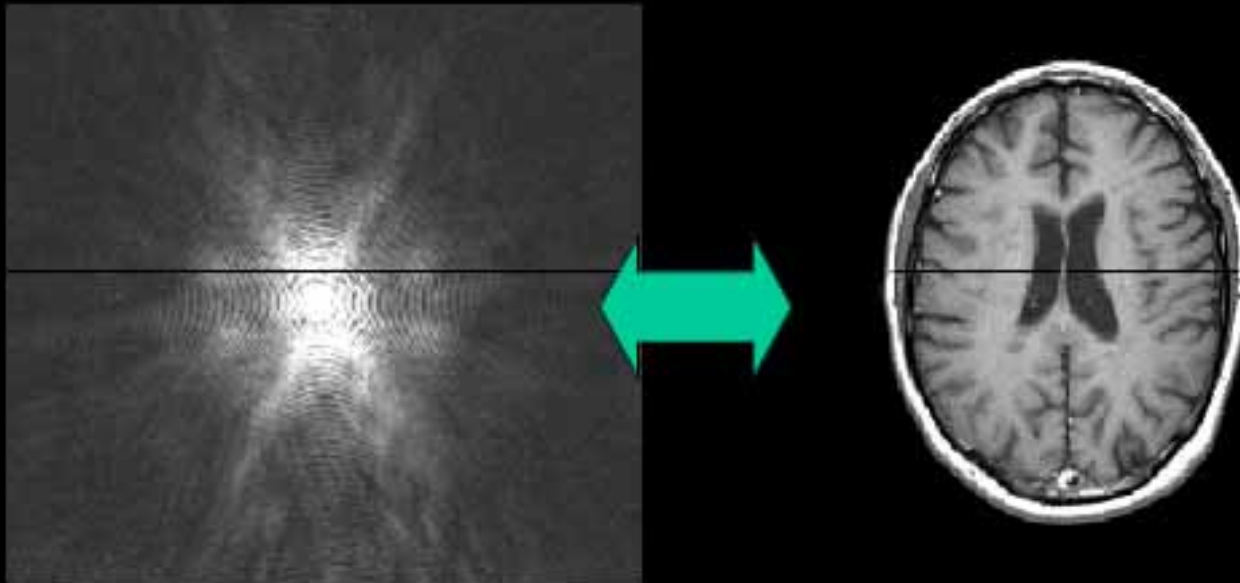
PE Grad turned off → all spins have same freq again, but diff phase

# MR

k-tér:

k: hullámszám  $\rightarrow$  k-tér a nyers adatsor

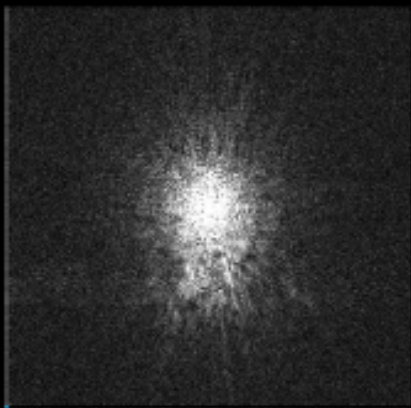
- közepéhez közel kis PE gradiens (kontraszt info)
- szélein nagy PE grad. (kép részletei)



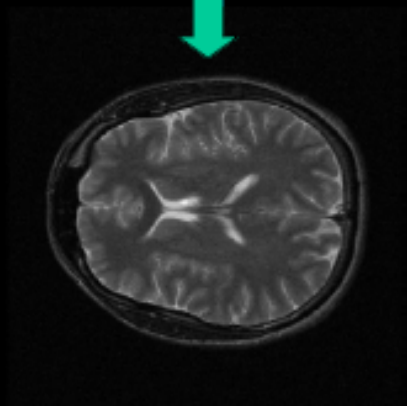
( $\rightarrow$  műtermékek az egész képen lesznek)

# MR

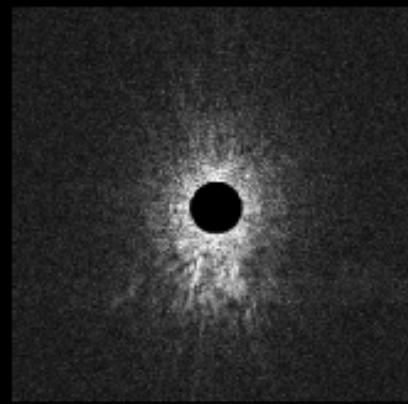
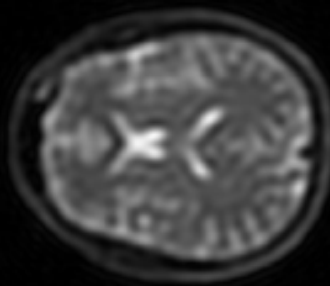
k-space



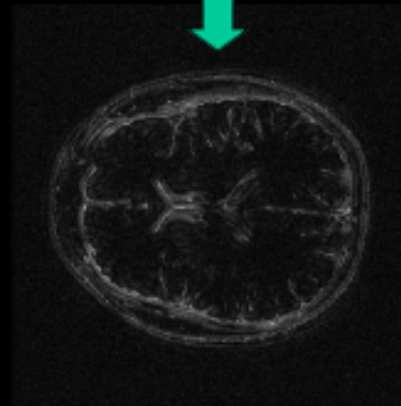
**Full k-space**



**Centre k-space**



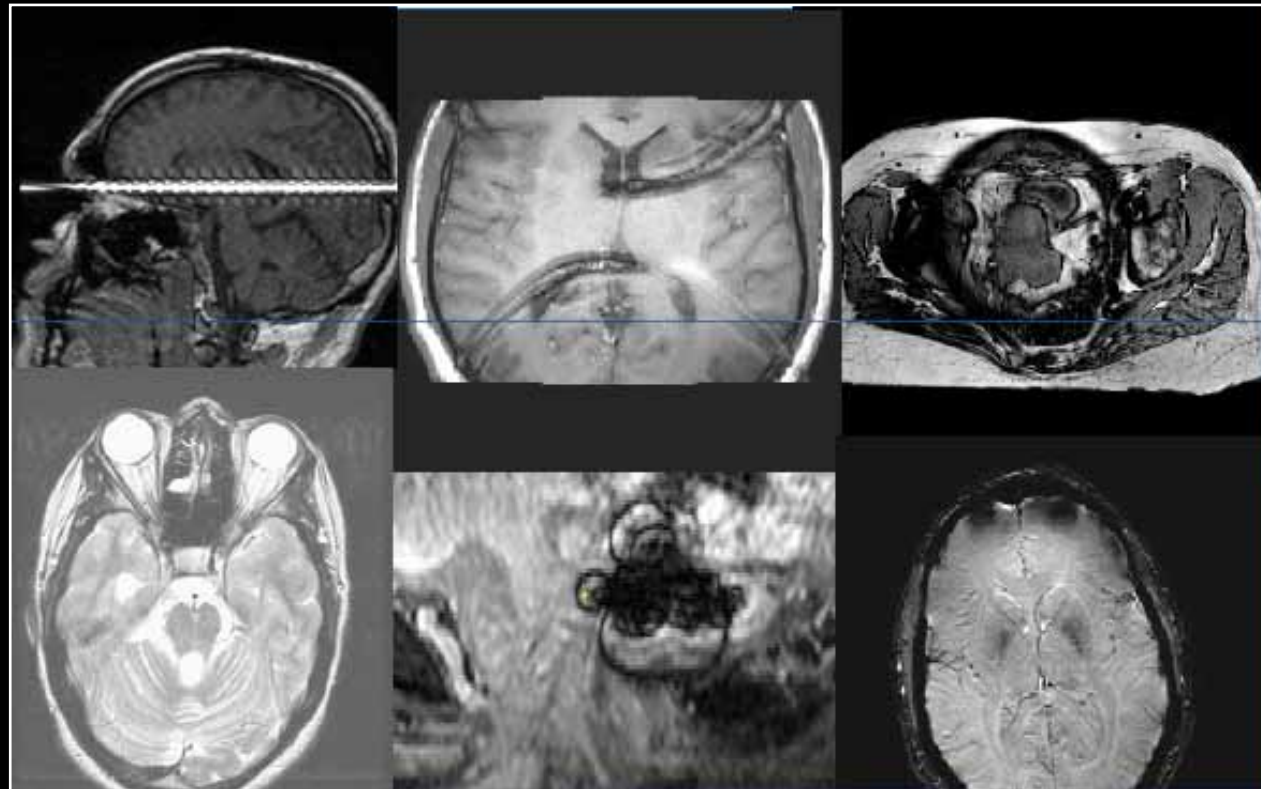
**Edge k-space**



# MR

**Műtermékek** (torzítások, amik csak a képen vannak jelen):

- jel vesztés
- deformációk
- gyenge felbontás
- szellemkép
- alias-ok (k-tér kiolvasási hibák)
- mágneses tér hibái
- mozgás (lassú képképző...)
- ...

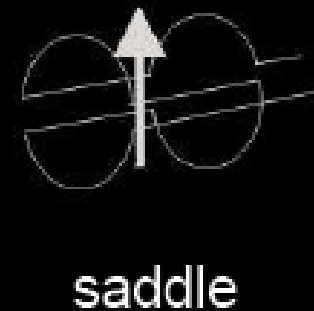
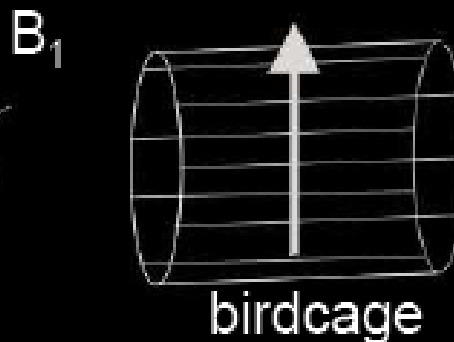
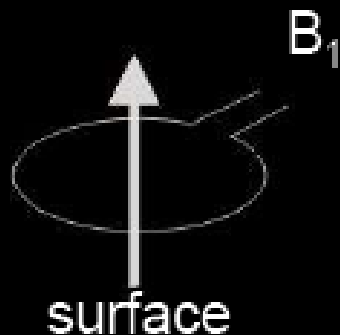
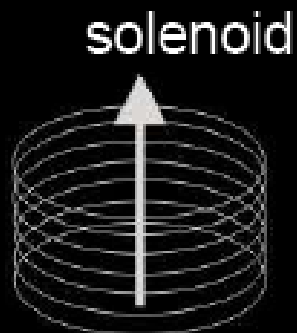




# MR

## RF antennák:

- felszíni
- hengeres
  - szinuszoid  $\rightarrow$  homogén B
  - nyereg, madárkalitka (közelítik felszínt)
  - szolenoid (függőleges mezőnél)



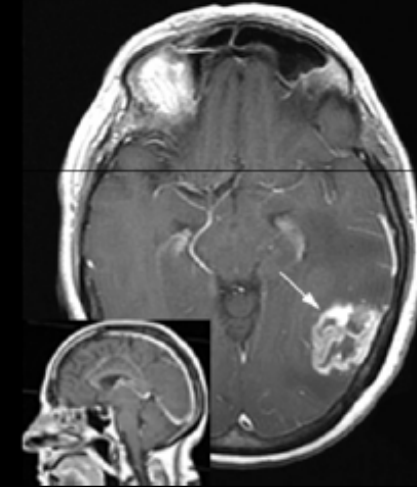
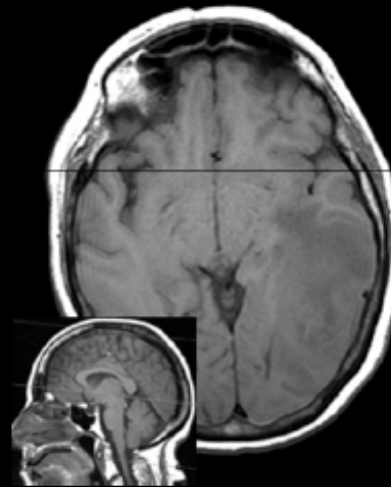
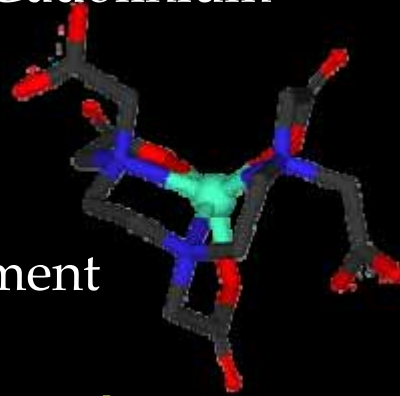
# MR

+ **kontrasztanyag:** Gadolínium

(paramágn. ion)

→ DCE: Dynamic

Contrast Enhancement



**fMR: funkcionális MR → MRS: MR-spektroszkópia**

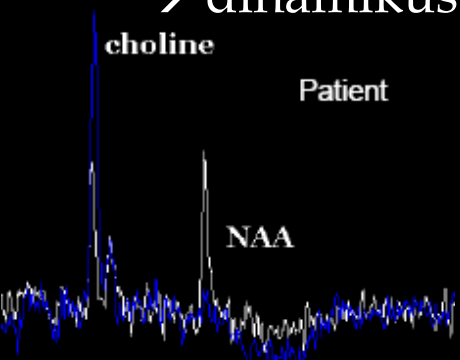
(víz diffúziója, ADC – Apparent Diffusion Coefficient → magas nekrotikus tumornál, gyors gradiens-gyűjtés

→ dinamikus képképzés, pl. neoangiogenezis)

choline

Patient

NAA



# MR

MR-angiográfia

MR-kolonográfia

MR-LinAc

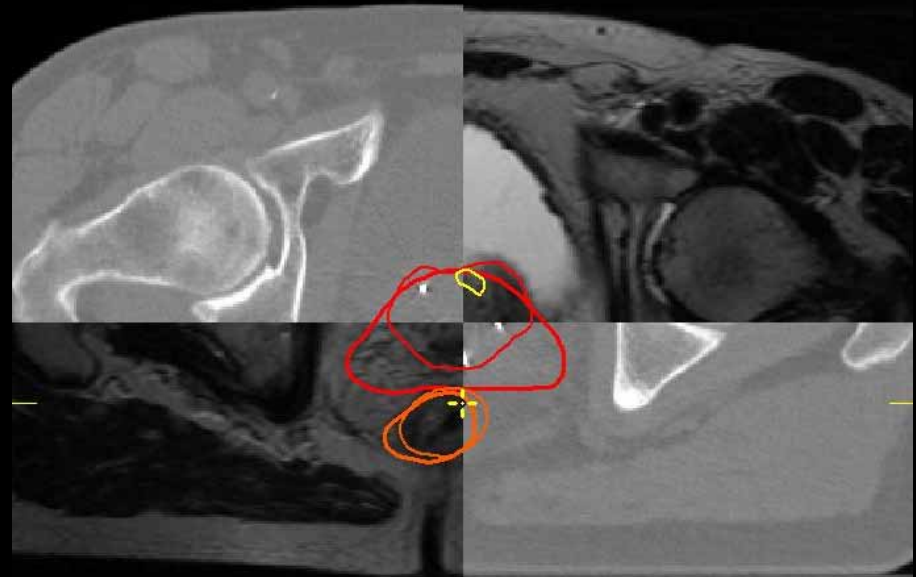
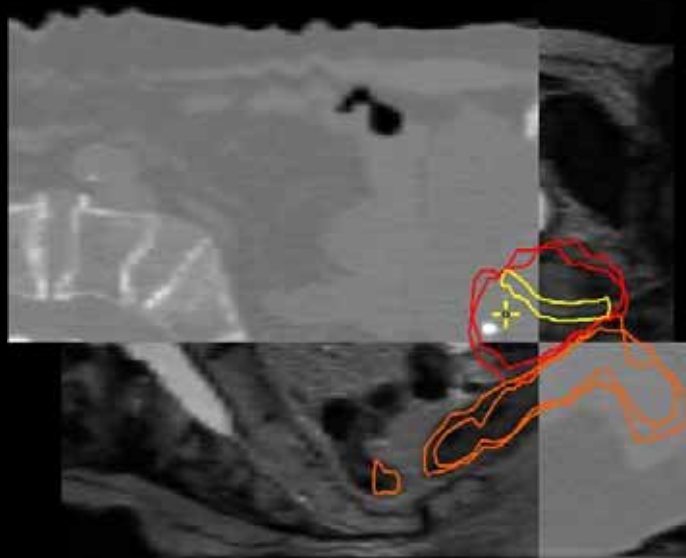
MR-Co-ágyú

PET-MR



# MR

Feature	MRI	CT
Magnetic safety	+	-
IR dose	-	+
Claustrophobia	+++	+
Soft tissue contrast	+++	+
Cortical bone contrast	+	+++
Image resolution	++	+++
Functionality	+++	+
Image distortion	+++	-



***Köszönöm a figyelmet!***