

# Az X-sugár

## Röntgensugárzás

Alkalmazások



Wilhelm Konrad Röntgen  
(1845-1923)  
Nobel-díj, 1901

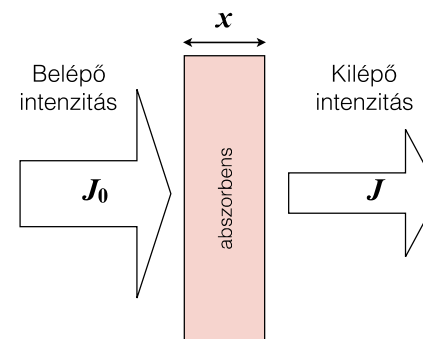


*Hand mit Ringen* ("Kéz gyűrűvel"):  
Wilhelm Röntgen első "orvosi"  
röntgenfelvétele felesége kezéről (1895  
december 22).

## Röntgen alkalmazások

- Diagnosztikus képalkotás  
A röntgenkép  
A röntgenkép javítása  
CT
- Denzitometria  
Csontdenzitás-mérés
- Terápia  
Nagyenergiájú röntgensugárzás előállítása  
Tumor besugárzás

## A röntgensugárzás kölcsönhatása az anyaggal - abszorpció



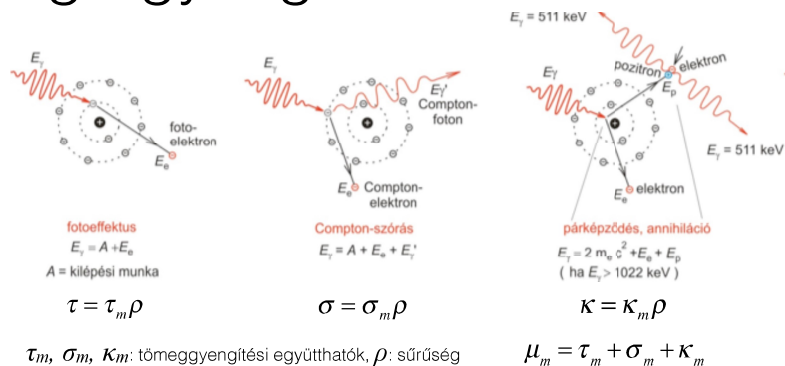
Exponenciális  
sugárgyengítési törvény

$$J = J_0 e^{-\mu x}$$
$$\mu = \mu_m \rho$$

$\mu$  : gyengítési együttható  
 $\mu_m$  : tömeggyengítési együttható (cm<sup>2</sup>/g)  
 $\rho$  : sűrűség (g/cm<sup>3</sup>)

$\mu_m$  a különböző mechanizmusú tömeggyengítési együtthatók összege.

# A sugárgyengítés mechanizmusai

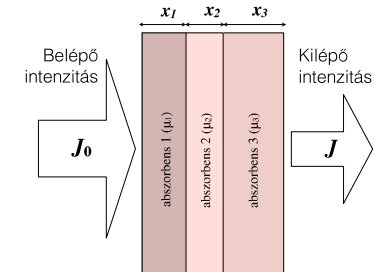
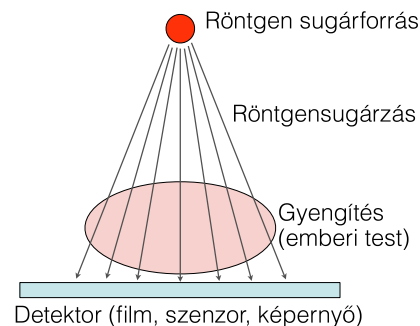


Mechanizmus	Tömeggyengítési együttható fotonenergia ( $\epsilon$ ) - függése	Tömeggyengítési együttható rendszám ( $Z$ ) - függése	Releváns $\epsilon$ tartomány lágyszövetben
Fotoeffektus	$\sim 1/\epsilon^3$	$\sim Z^3$	10 - 30 keV
Compton-szórás	$\epsilon$ növelésével lassan csökken	$\sim Z/A$ ( $A = \text{tömegszám}$ )	30 keV - 20 MeV
Párkeltés	$\epsilon$ növelésével lassan nő	$\sim Z^2$	$> 20 \text{ MeV}$

Diagnosztikai röntgen:

1. lágyszövet és csont közötti kontrasztmechanizmus: fotoeffektus ( $\sim Z^3$ )
2. lágyszöveten belüli kontrasztmechanizmus: Compton-szórás ( $\sim \rho$ )

# Röntgen képalkotás



$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots)}$$

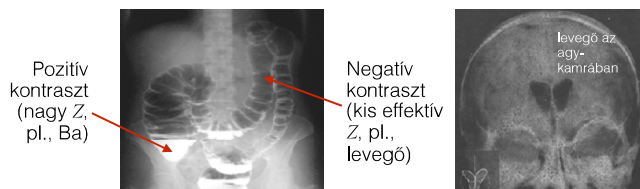
$$\lg \frac{J_0}{J} = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots) \cdot \lg e$$

$\mu_n$ :  $n$ -edik abszorbers gyengítési együtthatója  
 $x_n$ :  $n$ -edik abszorbers vastagsága

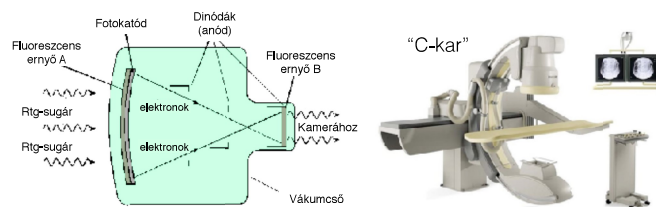


## Röntgen képalkotás javítása I.

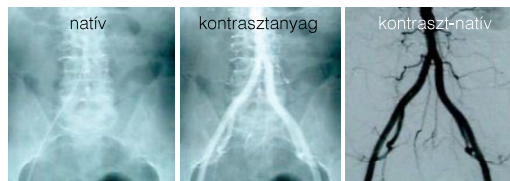
Kontraszt növelése: kontrasztanyagok



Detektálási érzékenység növelése: képerősítő

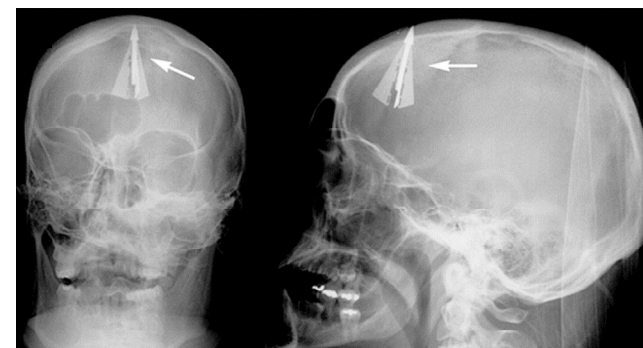


Zavaró háttér levonása: "Digital Subtraction Angiography" (DSA)



## Röntgen képalkotás javítása II. Térbeli felbontás

Kétirányú röntgenfelvétel

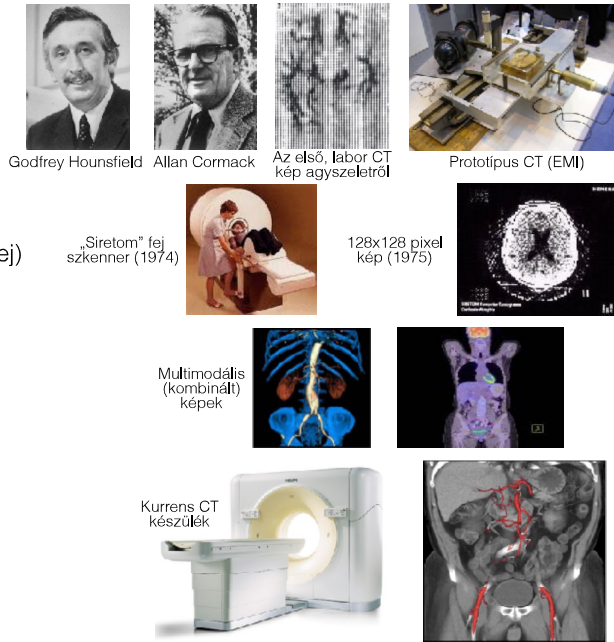


Számszerűen elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

# Röntgen képalkotás javítása: CT

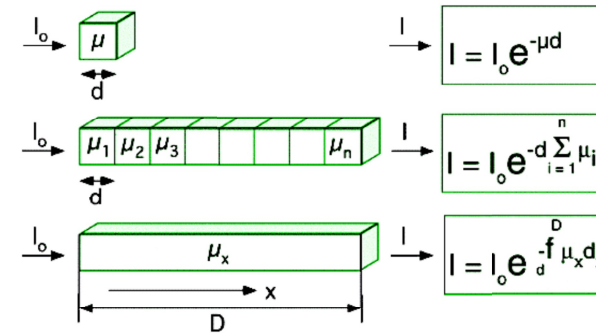
## Történet

- Röntgen, Hounsfield és Cormack
- 1967: első CT felvétel
- 1972: CT prototípus
- 1974: első klinikai CT kép (fej)
- 1976: egésztest CT
- 1979: Nobel-díj
- 1990: spirál CT
- 1992: többszeletes CT
- 2006: 64 szelet (és még több...)
- multiplex és hibrid üzemmódok: SPECT-CT, PET-CT, "Dual-source" CT



## CT alapok I: $\mu$ meghatározása

Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxelek) sugárgyengítési együtthatóit ( $\mu_x$ )

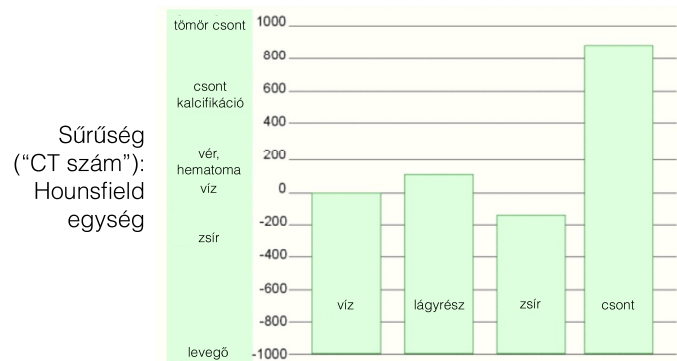


$\mu_x$ : lineáris sugárgyengítési együttható  
 $d_x$ : voxel mérete

## CT kép: Denzitás mátrix

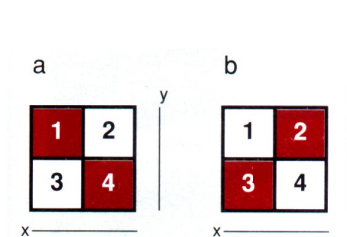
$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

$\mu$ : a voxel gyengítési együtthatója  
 $\mu_w$ : a víz gyengítési együtthatója

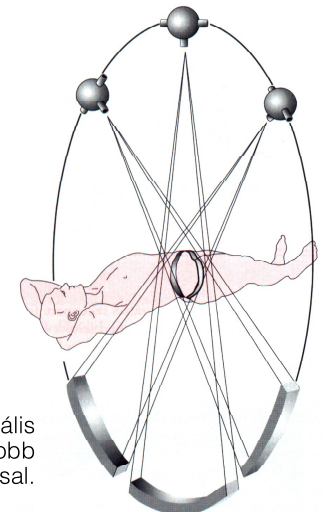


## CT alapok II: pásztázás

Pásztázás transzaxiális síkokban

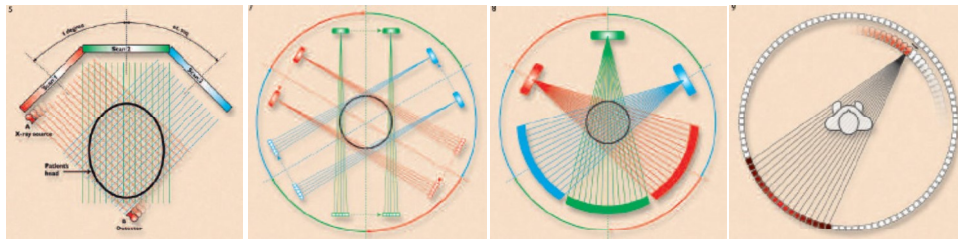


Probléma: kétirányú felvétellel az a és b képet nem lehet megkülönböztetni



Megoldás: transzaxiális pásztázás minél nagyobb szögfelbontással.

# A pásztázási módszerek generációkon keresztül fejlődtek



## I. Generáció

Egyetlen forrás, egyetlen detektor, amelyek lineáris mozgást végeznek, majd a rendszer elfordul.

## II. Generáció

Több (8-30) nyaláb legyező alakú elrendezésben. Transzlációs-rotációs mozgás.

## III. Generáció

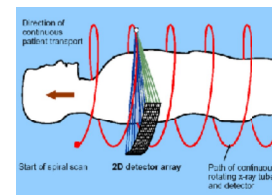
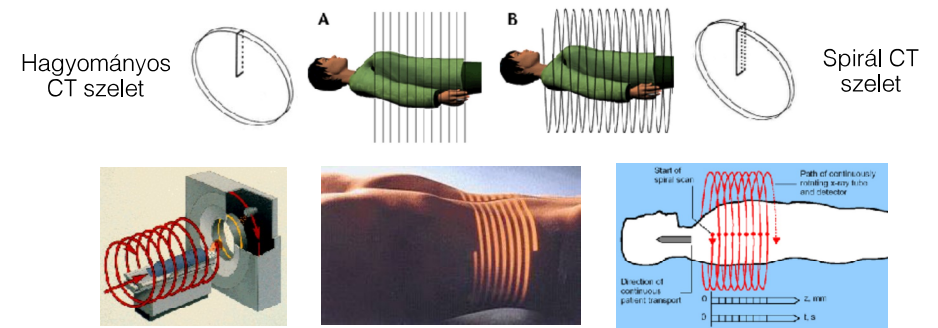
Nagyszámú (500-700) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás és detektor.

## IV. Generáció

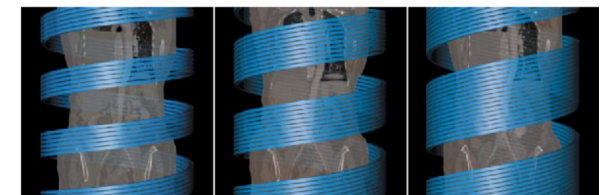
Közepes számú (50-200) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás. Stacionárius detektorsor (600-2400 detektor), amely körülveszi a beteget.

# A kurrens CT-ben spirális (helikális) pásztázás

Forrás-detektor pár folyamatosan forog



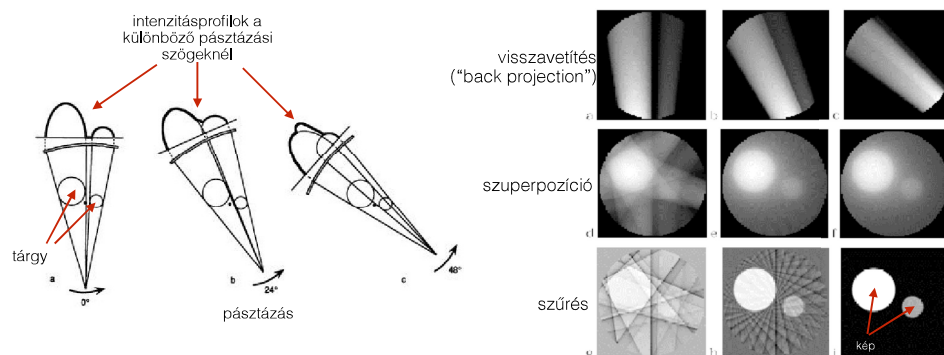
Multi-detektor CT (MDCT)



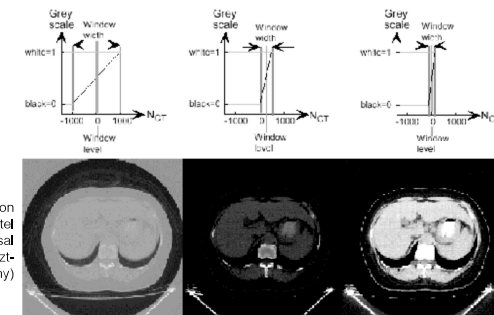
Multi-szelet CT (MSCT)

# CT alapok III: Képrekonstrukció

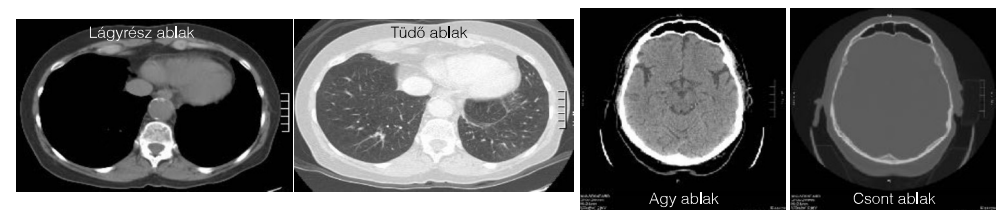
1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



# A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”



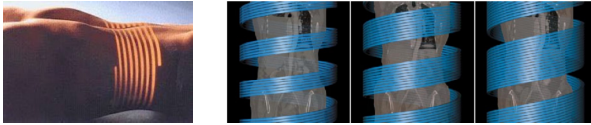
Ugyanazon mellkasfelvétél különböző ablakozással (különböző kontraszt-transzfer függvény)



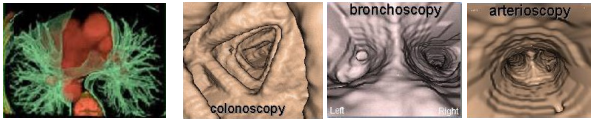


# Modern CT képalkotás

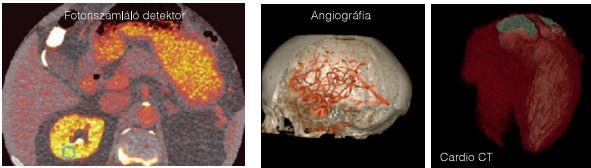
Spirális és sokszeletes CT



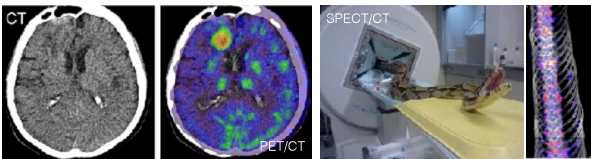
3D rekonstrukció, Virtuális endoszkópia



Érzékenység, felbontás növelése



Kombinálás egyéb modalitásokkal



# CT összefoglalás

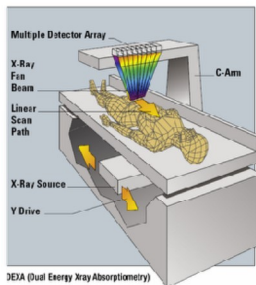
- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a rtg sugár elnyelés különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika: egy szelet – 2 - 4 sec, teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- Spirál CT technika: egy szelet – 1 - 1.5 sec, vizsgálati idő: 30 - 60 sec (+ előkészítés)
- Multidetektoros spirál CT (4-64 detektorsor): egy szelet – 0.4 - 1 sec, vizsgálati idő: 5 - 15 sec

## A CT korlátai

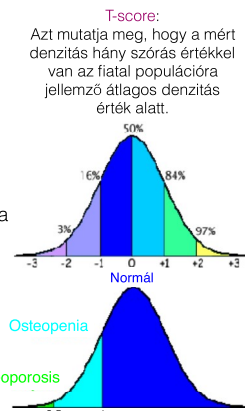
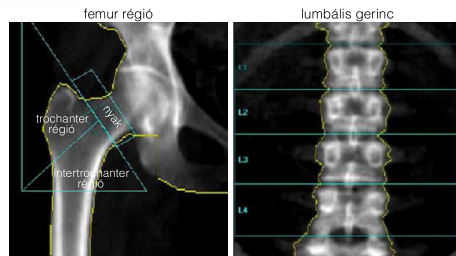
- Ionizáló sugárzás
- Hagyományos rtg felvétel dózisének akár 50-100 - szorosa !
- Közvetlen sugár expozíció mellett szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

# Röntgen denzitometria

“Dual-energy X-ray absorptiometry” (DXA vagy DEXA)



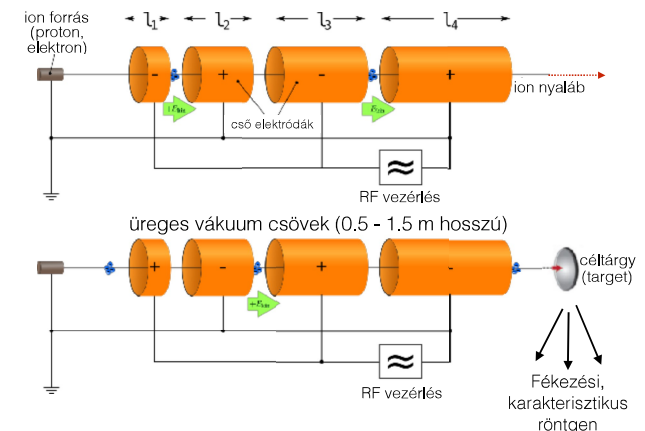
- A csont denzitás meghatározásának legfontosabb módszere
- Karakterisztikus röntgensugárzást használunk
- Két különböző fotonenergiát alkalmazunk
- Alacsony sugárdózis
- Egésztest pásztázás történik
- Jellegzetes területek (pl. femur, csigolyák) denzitás értékeit referencia adatbázisokkal hasonlítjuk össze
- “Bone Mineral Density” (BMD) kerül kiszámításra
- “T-score” megállapítása történik



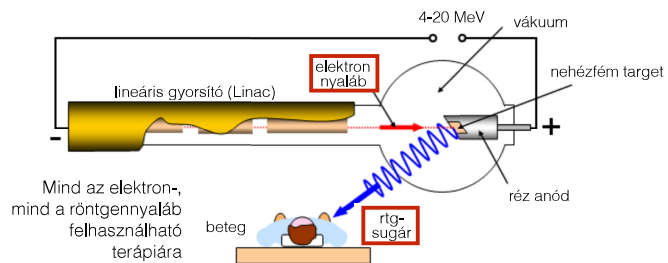
# Nagyenergiájú röntgensugárzás keltése

Lineáris gyorsító (“Linear accelerator”, Linac)

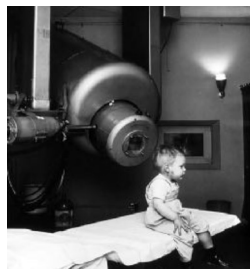
- Töltött részecskék (elektron, proton) gyorsulnak az elektródák között (de nem az elektróda belsejében).
- A részecske sebessége lépcsőzetesen növekedik.
- Elektróda polaritás váltakozik.
- Elektróda hossz ( $L_n$ ) fokozatosan nő a szinkron fenntartása érdekében.
- A felgyorsult részecskék célterületbe csapódnak, és röntgensugárzás fejlődik.



# Linac alapú sugárterápia



Modern kórházi Linac



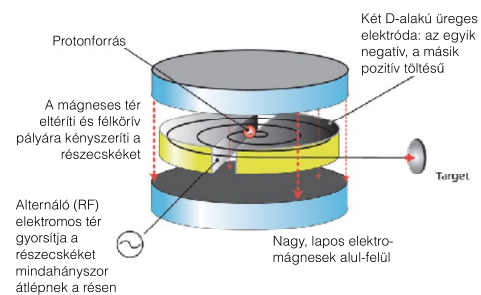
Az első Linac terápiás beavatkozás (Gordon Isaacs, elektron nyaláb, retinoblastoma, 1955)

Előnyök (pl. radioaktív sugárzással szemben):

- Sugárzás ki-be kapcsolható
- Nincs radioaktív szennyezés

# Gyűrű alakú részecskegyorsítók

## Ciklotron

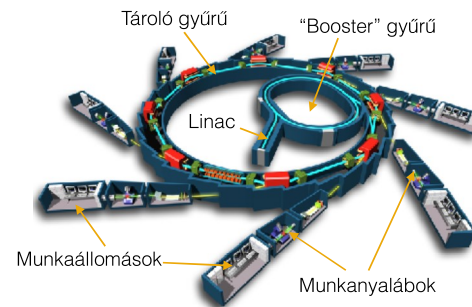


- Lorentz erők tartják a részecskéket körpályán
- Néhány tíz MeV részecskék állíthatók elő
- Pozitron-emittáló izotópok gyártására használják (PET)
- PET centrumok saját ciklotronnal rendelkeznek

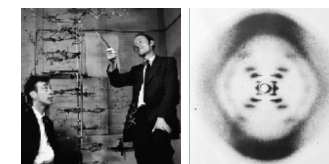


11 MeV orvosi ciklotron

## Szinkrotron



- Magyon nagy energiájú részecskék állíthatók elő (GeV)
- Relativisztikus sebességeket érhetők el ( $\rightarrow$  fénysebesség)
- A rtg sugarakat nagyfelbontású szerkezetvizsgálathoz alkalmazzák
- Világszerte néhány helyen (Grenoble, Chicago, stb.)



J.D. Watson és C.F. Crick, és a DNS első rtg-diffrakciós képe (1953)