

Az X-sugár

Röntgensugárzás

Alkalmazások



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

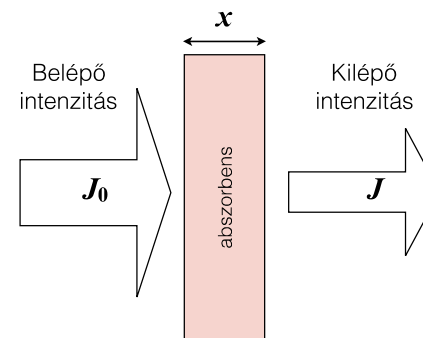


Hand mit Ringen ("Kéz gyűrűvel"):
Wilhelm Röntgen első "orvosi"
röntgenfelvétele felesége kezéről (1895
december 22).

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



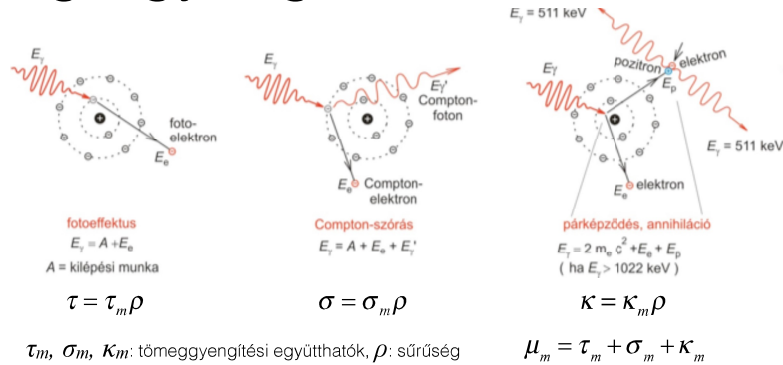
Exponenciális
sugárgyengítési törvény

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

μ : gyengítési együttható
 μ_m : tömeggyengítési együttható (cm²/g)
 ρ : sűrűség (g/cm³)

μ_m a különböző mechanizmusú tömeggyengítési együtthatók összege.

A sugárgyengítés mechanizmusai

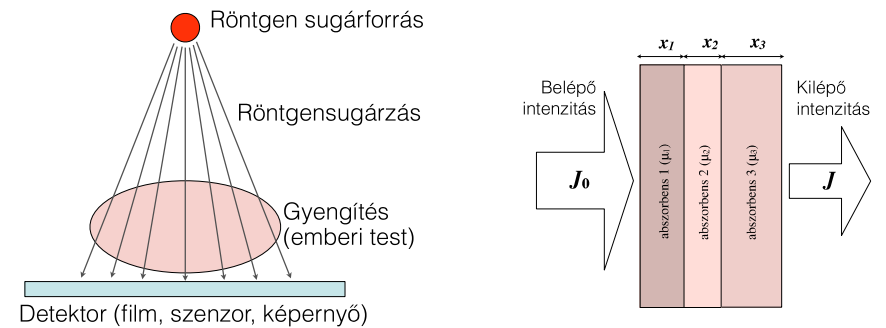


Mechanizmus	Tömeggyengítési együttható fotonenergia (ϵ) - függése	Tömeggyengítési együttható rendszám (Z) - függése	Releváns ϵ tartomány lágyoszövetben
Fotoeffektus	$\sim 1/\epsilon^3$	$\sim Z^3$	10 - 30 keV
Compton-szórás	ϵ növelésével lassan csökken	$\sim Z/A$ (A = tömegszám)	30 keV - 20 MeV
Párkeltés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

Diagnosztikai röntgen:

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

Röntgen képalkotás



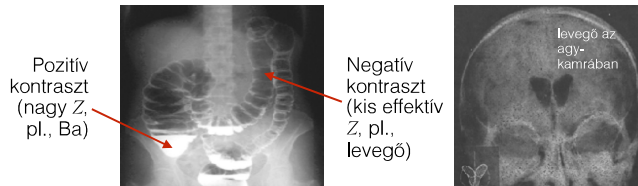
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots)}$$

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

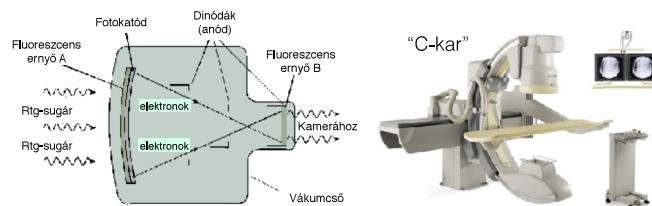
μ_n : n -edik abszorbers gyengítési együtthatója
 x_n : n -edik abszorbers vastagsága

Röntgen képalkotás javítása I.

Kontraszt növelése: kontrasztanyagok



Detektálási érzékenység növelése: képerősítő

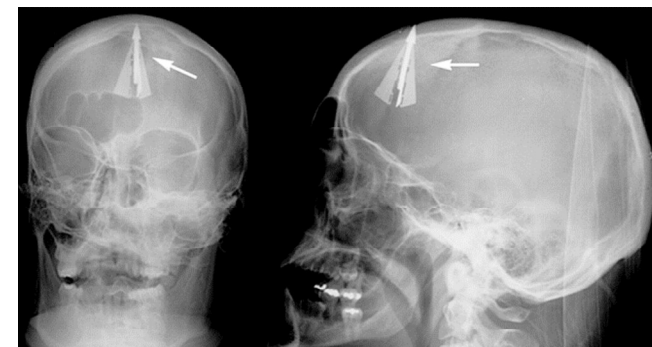


Zavaró háttér levonása: "Digital Subtraction Angiography" (DSA)



Röntgen képalkotás javítása II. Térbeli felbontás

Kétirányú röntgenfelvétel

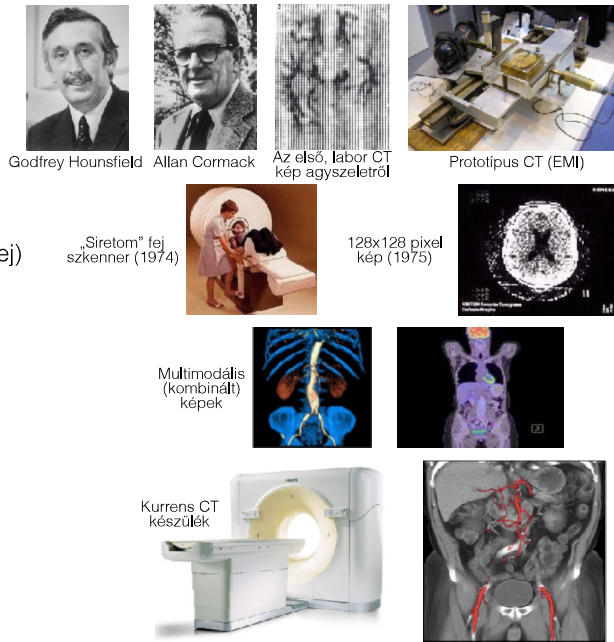


Számszerűen elkövetett suicid kísérlet. Kétirányú koponyafelvétel.

Röntgen képalkotás javítása: CT

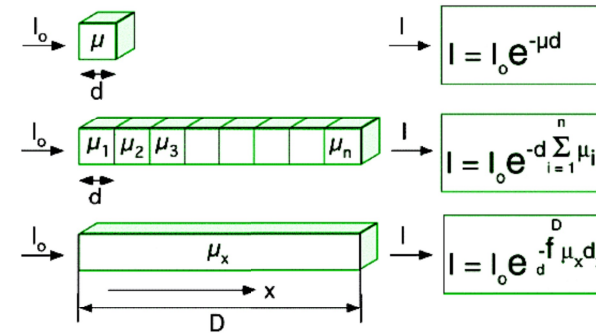
Történet

- 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: μ meghatározása

Cél: meghatározni az egyes térfogatelemek (voxelek) sugárgyengítési együtthatóit (μ_x)

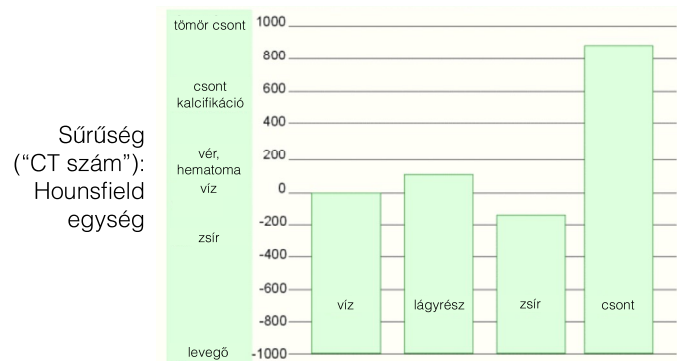


μ_x : lineáris sugárgyengítési együttható
 d_x : voxel mérete

CT kép: Denzitás mátrix

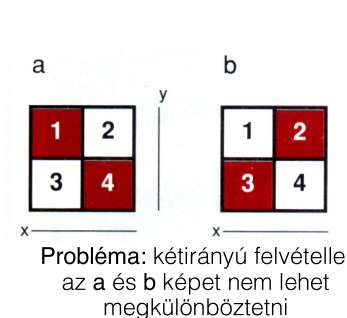
$$N_{CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

μ : a voxel gyengítési együtthatója
 μ_w : a víz gyengítési együtthatója

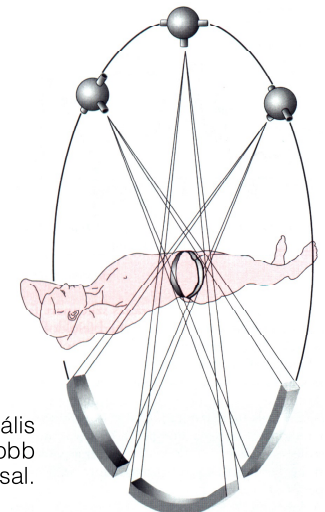


CT alapok II: pásztázás

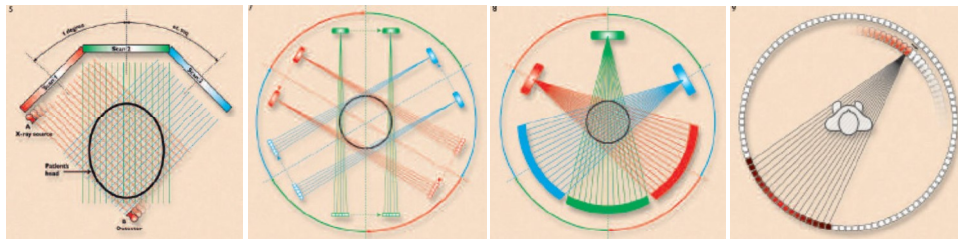
Pásztázás transzaxiális síkokban



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

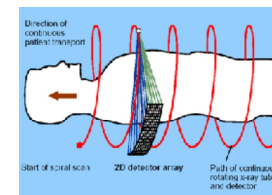
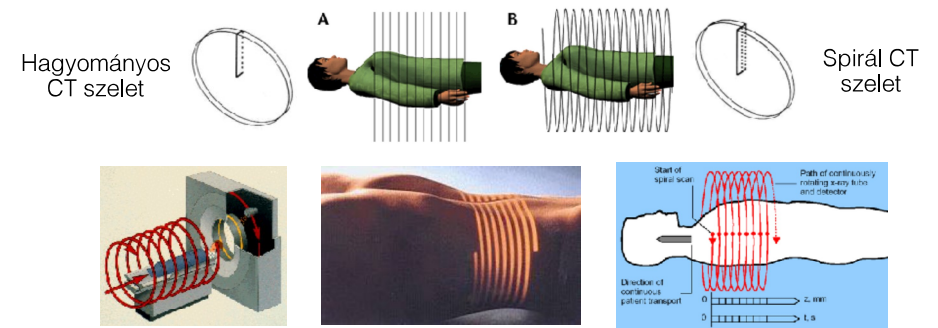
Nagyszámú (500-700) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás és detektor.

IV. Generáció

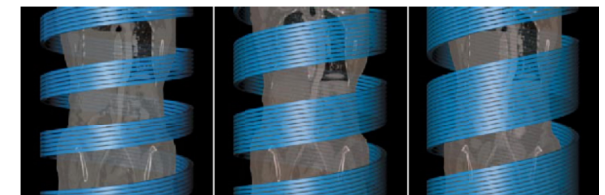
Közepes számú (50-200) nyaláb széles legyező alakban. Rotáló forrás. Stacionárius detektorsor (600-2400 detektor), amely körülveszi a beteget.

A kurrens CT-ben spirális (helikális) pásztázás

Forrás-detektor pár folyamatosan forog



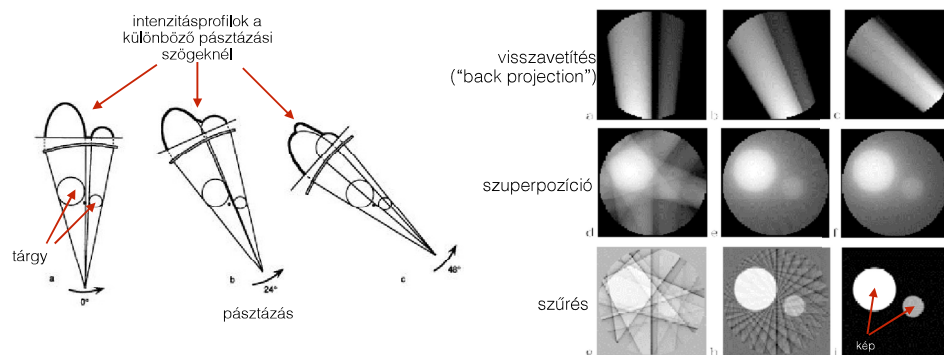
Multi-detektor CT (MDCT)



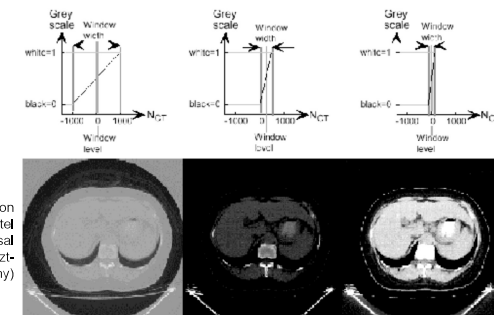
Multi-szelet CT (MSCT)

CT alapok III: Képrekonstrukció

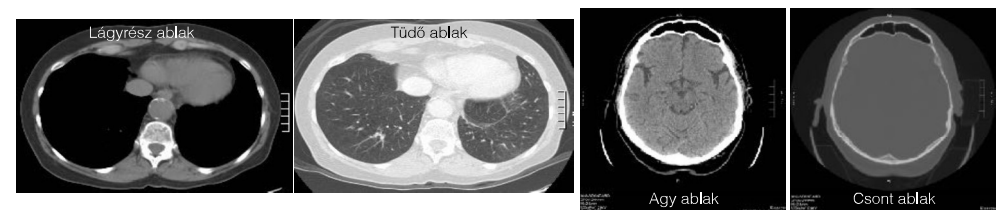
1. Algebrai rekonstrukciós technikák
2. Közvetlen Fourier rekonstrukció
3. „Filtered Back Projection” (jelenlegi módszer)



A CT kép kontraszt manipulálása „ablakozás”

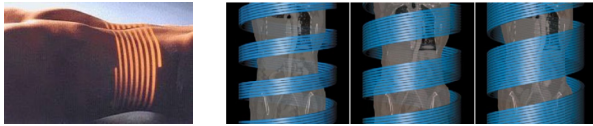


Ugyanazon mellkasfelvételt különböző ablakozással (különböző kontraszt-transzfer függvény)

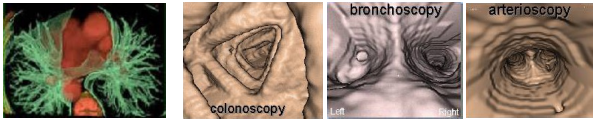


Modern CT képalkotás

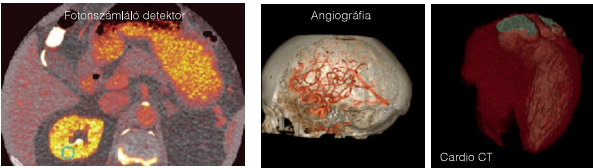
Spirális és sokszeletes CT



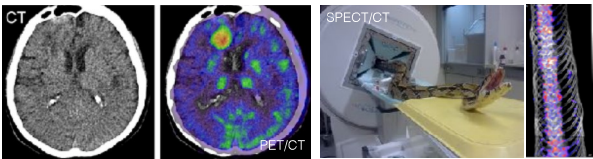
3D rekonstrukció, Virtuális endoszkópia



Érzékenység, felbontás növelése



Kombinálás egyéb modalitásokkal



CT összefoglalás

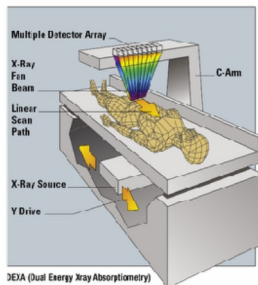
- Rtg sugárzást használó digitális rétegvizsgálat
- A képalkotás alapja a rtg sugár elnyelés különbségeinek ábrázolása a vizsgált síkban
- Hagyományos (elavult) technika: egy szelet – 2 - 4 sec, teljes vizsgálat: 5 - 15 perc
- Spirál CT technika: egy szelet – 1 - 1.5 sec, vizsgálati idő: 30 - 60 sec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

A CT korlátai

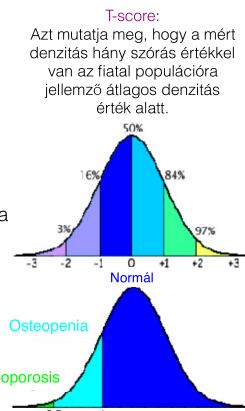
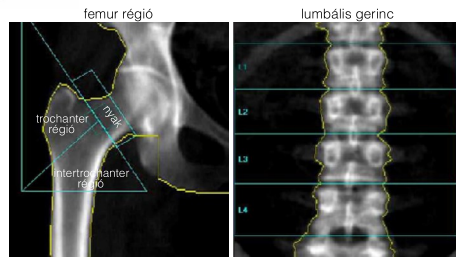
- Ionizáló sugárzás
- Hagyományos rtg felvétel dózisének akár 50-100 - szorosa !
- Közvetlen sugár expozíció mellett szórt sugárzás (egy-két nagyságrenddel kisebb)

Röntgen denzitometria

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



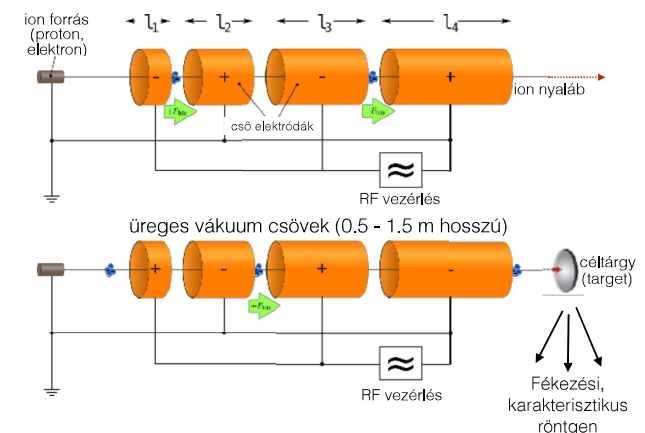
- A csont denzitás meghatározásának legfontosabb módszere
- Karakterisztikus röntgensugárzást használunk
- Két különböző fotonenergiát alkalmazunk
- Alacsony sugárdózis
- Egésztest pásztázás történik
- Jellegzetes területek (pl. femur, csigolyák) denzitás értékeit referencia adatbázisokkal hasonlítjuk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



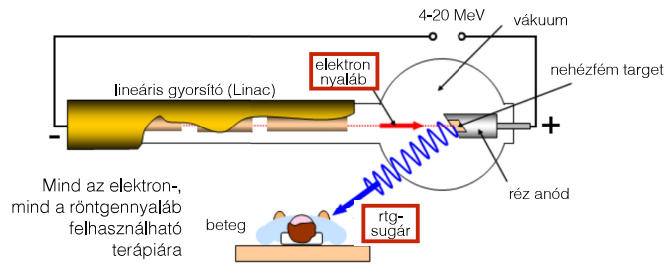
Nagyenergiájú röntgensugárzás keltése

Lineáris gyorsító (“Linear accelerator”, Linac)

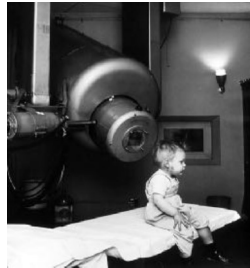
- Töltött részecskék (elektron, proton) gyorsulnak az elektródák között (de nem az elektróda belsejében).
- A részecske sebessége lépcsőzetesen növekedik.
- Elektróda polaritás váltakozik.
- Elektróda hossz (L_n) fokozatosan nő a szinkron fenntartása érdekében.
- A felgyorsult részecskék céltárgyba csapódnak,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



Linac alapú sugárterápia



Modern kórházi Linac



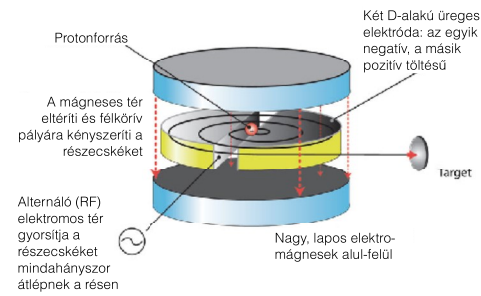
Az első Linac terápiás beavatkozás (Gordon Isaacs, elektron nyaláb, retinoblastoma, 1955)

Előnyök (pl. radioaktív sugárzással szemben):

- Sugárzás ki-be kapcsolható
- Nincs radioaktív szennyezés

Gyűrű alakú részecskegyorsítók

Ciklotron

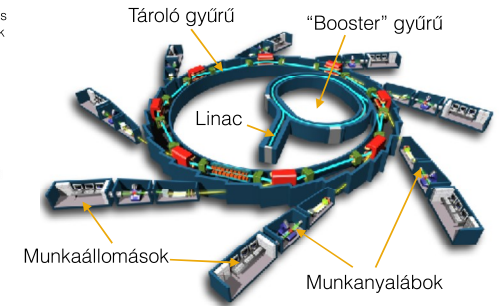


- Lorentz erők tartják a részecskéket körpályán
- Néhány tíz MeV részecskék állíthatók elő
- Pozitron-emittáló izotópok gyártására használják (PET)
- PET centrumok saját ciklotronnal rendelkeznek

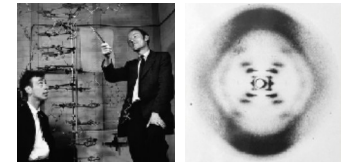


11 MeV orvosi ciklotron

Szinkrotron



- Nagyon nagy energiájú részecskék állíthatók elő (GeV)
- Relativisztikus sebességek 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)