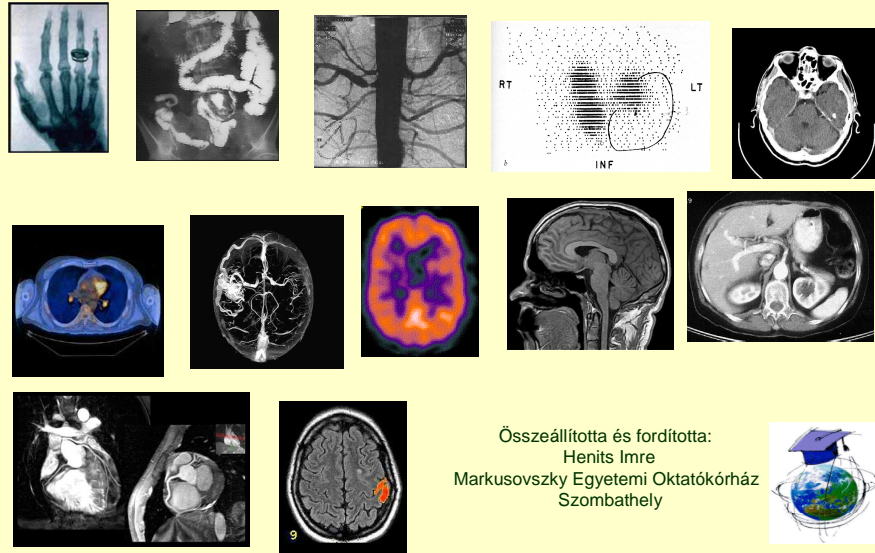


Diagnosztikai vizsgáló módszerek, Képképző eljárások

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



Összeállította és fordította:
Henits Imre
Markusovszky Egyetemi Oktatókórház
Szombathely

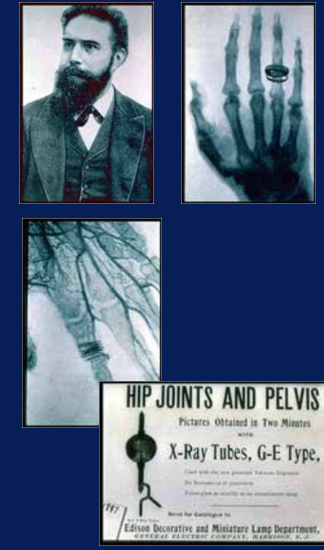


3.1. Röntgensugárzás

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

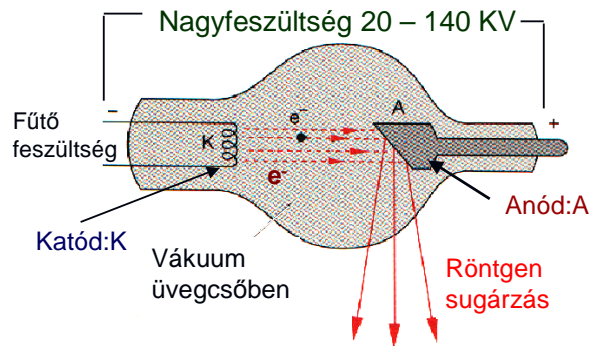
Történelem

- Wilhelm Conrad Röntgen 1895-Novemberben Würzburgban, Németországban felfedezi a később róla elnevezett röntgensugárzást.
 - Fluoreszcencia jelenségét figyelni meg amikor egy fűtött üveg csövet használ.
- Megfigyelési eredményét 1895. Dec 28-án publikálja, széleskörű nyilvánosságra hozás időpontja 1896 Január. (az arra alkalmas anyag fluoreszcencia fényt bocsát ki, a fényképező lemezt megfeketíti, a levegőt ionizálja, optikailag átlátszatlan anyagokon is áthatol, egyenes vonalban, fény sebességgel terjed)
- Az ezután következő hónapokban több jelentés számol be csonttörések diagnosztikájáról, lövedékek láthatóvá tételéről, elindul útjára a radiológia.
- Később 1896, Siemens & GE elkezdte árusítani a röntgen berendezéseit.



3.1.1. Röntgensugárzás előállítása, Röntgenső

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



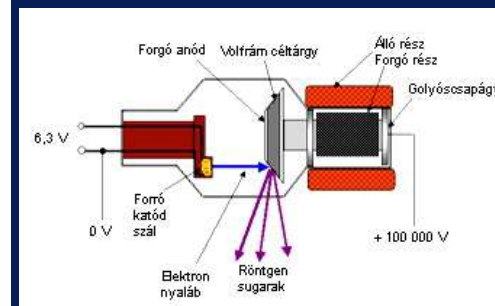
A röntgensugárzás elektromágneses sugárzás. Akkor keletkezik, amikor nagy mozgási energiájú elektronok valamilyen anyagba ütköznek és azzal kölcsönhatásba lépnek.

A nagy mozgási energiájú elektronokat úgy állítjuk elő, hogy egy nagy vákuumú üvegcsőben lévő katódot magas hőmérsékletre izzítunk, és az onnan kilépő termikus elektronokat a katód és anód között létesített nagy potenciál különbséggel felgyorsítjuk. A felgyorsított elektronok a **magas rendszámú anód**ba (többnyire wolframba) ütközve röntgensugárzást generálnak. Átlagos hatásfok igen kicsi, az energia túlnyomó része hőenergiává alakul.

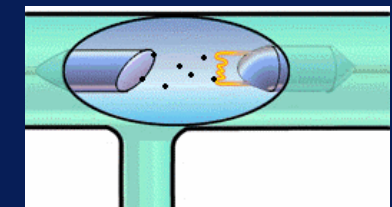
3.1.1. Röntgensugárzás előállítása, Röntgenső

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Röntgenső működése:



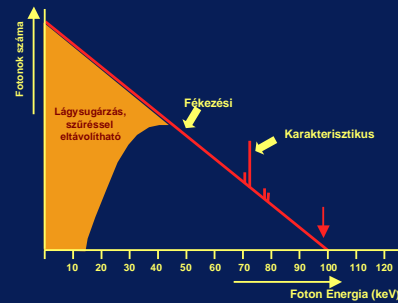
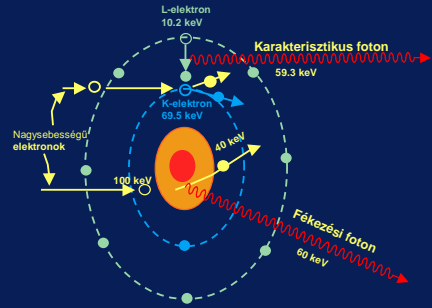
Katód fűtése
↓
termikus emisszió (szabad elektronok)
↓
gyorsítás nagyfeszültséggel
↓
anódba csapódás
↓
röntgensugár!



3.1.1. Röntgensugárzás előállítása

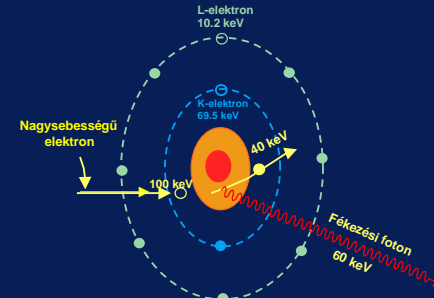
A röntgensugár előállításának fizikája:

A nagy mozgási (kinetikus) energiájú szabad elektronok valamilyen anyagba ütköznek, a kölcsönhatásból röntgen sugárzás keletkezik.



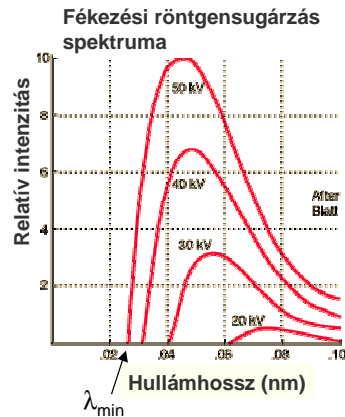
- A. Karakterisztikus röntgensugár
- B. Fékezési röntgensugár

3.1.1. Fékezési röntgensugárzás



Nagy sebességű elektron(ok) az anód atommagjának a villamos mezéjében irány változtatás közben veszít kinetikus (mozgási) energiájából, fékeződik az energiáját elveszítheti részben vagy akár teljesen is. Tehát az elektron eltérül + energiát veszít (fékeződik) → ez az energia veszteség mint röntgen sugárfoton távozik az anyagból: Fékezési röntgen-sugárzás.

3.1.1. Fékezési röntgensugárzás spektruma

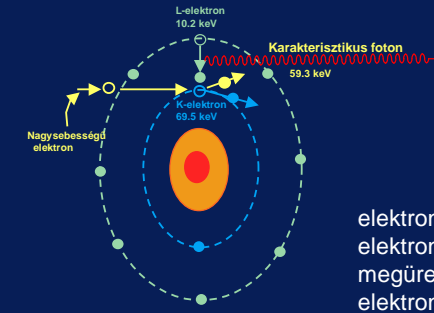


A fékezési röntgensugárzás spektruma színekepe folytonos. A jelenlévő leg-rövidebb hullámhosszt határhullámhossznak (λ_{min}) nevezzük és ezzel jellemezzük a sugár minőségét.

$$\lambda_{min} = 12.35/U \quad \{\text{angström:A}^{\circ}\}$$

U= a röntgenső anódfeszültségének csúcsértéke (kV)

3.1.1. Karakterisztikus röntgensugárzás



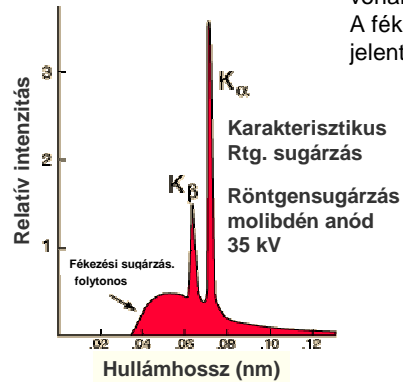
Ha az elektronokat gyorsító feszültség elég nagy akkor a röntgen spektrumon éles csúcsok jelennek meg.

A folytonos fékezési spektrumra diszkrét karakterisztikus tűskéket „ülnek” rá. → Ez a karakterisztikus röntgensugárzás jele, ami akkor keletkezik, ha a becsapódó

elektron az anód egy atomjának valamely belső elektronhéjáról lök ki egy elektront és a megüresedett helyre egy külsőbb héjról származó elektron ugrik be eközben a két pálya energia különbsége elektromágneses hullámként (foton) kisugárzódik: karakterisztikus sugárzás jön létre (karakterisztikus = jellemző; azaz az adott atom adott héjaira, ill. azok energiakülönbségére jellemző)

A sugárzás spektruma az adott anód anyagára jellemző.

3.1.1. Karakterisztikus röntgensugárzás spektruma



A karakterisztikus röntgensugárzás spektruma: vonalas.
A fékezési és karakterisztikus sugárzás együtt jelentkezik.

A folytonos fékezési spektrumra „ráülnek” a diszkrét karakterisztikus tüskék.

A röntgensugárzás hullámhosszátartománya.
 $5 \cdot 10^{-12} \text{ m} \dots 3 \cdot 10^{-10} \text{ m}$

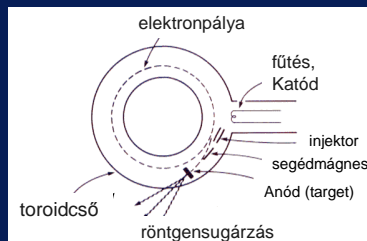
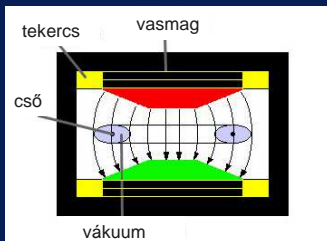
3.1.2. Elektrongyorsítók

Lineáris gyorsító



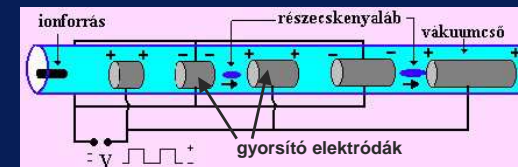
- ❖ Elektron volt
- ❖ 1 eV az a kinetikus (mozgási) energia változás amelyet 1V gyorsító feszültség hatására egy elektron szerez.
- Vagyis, $1 \text{ eV} = q_e \Delta V = 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$
- ❖ A röntgen sugárral működő radiológiai képalkotók
- ❖ $20 \text{ KeV} < E < 150 \text{ KeV}$
- ❖ Részecskegyorsítóknál
- ❖ $4 \text{ MeV} < E < 50 \text{ MeV}$
- ❖ A legnagyobbak néhány GeV

3.1.2. Elektrongyorsítók, Betatron



- ❖ az elektronok növekvő mágneses térben körpályán gyorsulnak
- ❖ több ezer fordulat után eléri a maximális energiát – ekkor (vagy korábban) egy plusz erővel kiléptethető a térből (széles elektron nyaláb, vagy targetnek ütköztetve: fotonnyaláb)
- ❖ a gyógyászatban $E_{\text{max}} \approx 40 \text{ MeV}$, magfizikában $E_{\text{max}} \approx n \cdot 100 \text{ MeV}$
- ❖ először az 1950-es években használták

3.1.2. Elektrongyorsítók, Lineáris gyorsító



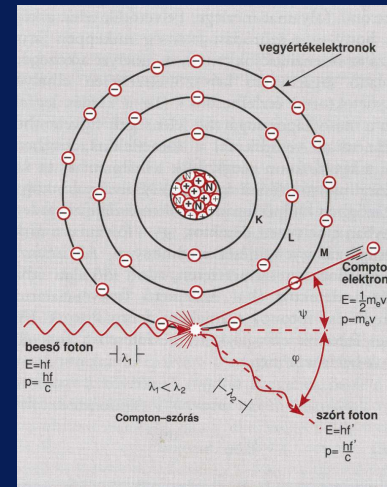
Pl. a sugárterápiában az energiája, 4-25 MeV,
Kutatás: USA Stanford
SLINAC: 3 km hosszú
22 GeV

- ❖ Lineáris gyorsító, linear accelerator (linac)
- ❖ Az elektródákat egy nagyfrekvenciás oszcillátor sarkaira kötik váltakozóan .
A cső végén elhelyezett elektron forrásból beinjektált elektronok az elektródák hossz tengelye mentén gyorsulva haladnak egy egyenes csőben.
- ❖ Energia kivezetés: magát a felgyorsított elektron vezeték ki,
- ❖ Energia kivezetés: ha az elektron targetbe ütközik: nagyenergiájú foton-nyaláb

3.1.3. Röntgensugárzás jellemzői

- ❖ egyenes vonalban, fénysebességgel terjed
- ❖ pontszerű sugárforrásból minden irányba terjed egyenes vonalban, c sebességgel. Intenzitása a forrástól való távolsággal r^2 arányba csökken
- ❖ sem mágneses, sem elektrosztatikus térrel nem téríthető el
- ❖ szemünk számára láthatatlan
- ❖ mindenfajta anyagon áthatol
- ❖ bizonyos anyagokat fénykibocsátásra gerjeszt (lumineszcencia hatása)
- ❖ a fotóemulziós anyagot a fényhez hasonlóan megváltoztatja
- ❖ a gázokat ionizálja
- ❖ biológiai hatást fejt ki
- ❖ fotoelektromos jelenséget okoz
- ❖ kémiai hatást fejt ki
- ❖ a röntgensugárzás útjába helyezett testekről minden irányba másodlagos röntgensugárzás ún. szórt sugárzás indul ki.

3.1.4. Foton és anyag kölcsönhatása



röntgen- vagy gammasugár
áthalad a közegen
↓
kölcsönhatás (kh.) a fotonok és
az anyag között
↓
energia adódik át a közegnek

A röntgensugarak és az anyag
kölcsönhatása komplex.

3.1.4. Foton és anyag kölcsönhatása

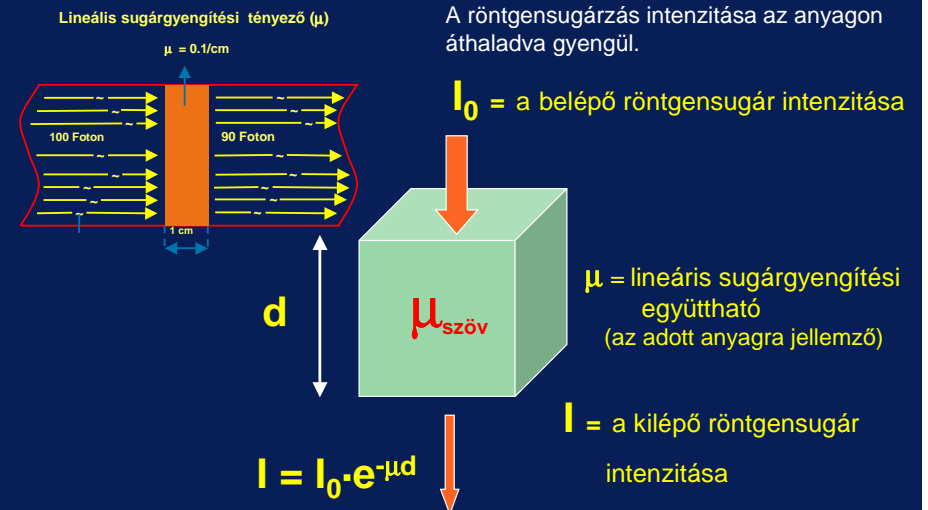
- ionizáció:** olyan folyamat, amelynek során a semleges atom pozitív vagy negatív töltésre tesz szert
- pálya-elektron eltávolítása az atomból: pozitívan töltött atomot (pozitív iont) hagy hátra
 - semleges atom többlet elektronra tesz szert: negatívan töltött atom = negatív ion

közvetve ionizáló sugárzás

- töltetlen (semleges) részecskék: pl. neutron, foton
- anyaggal kölcsönhatva abból közvetlenül ionizáló részecskéket szabadítanak fel
- **ionizáló fotonok kölcsönhatása az anyag atomjaival:**
 - fotoelektromos hatás = fotoeffektus, abszorpció
 - Compton-hatás, effektus
 - Párlétes

A röntgen- vagy gamma-sugár: nagyszámú, rendszerint különböző energiájú foton.

3.1.4. Röntgensugár kölcsönhatása anyaggal



3.1.4. A röntgensugár sugárzás gyengülés részfolyamatai

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Az anyagba belépő röntgensugárzás különböző kölcsönhatások során az anyagnak energiát ad át miközben az intenzitása csökken. A sugárzás intenzitásának csökkenése függ az anyag azon d vastagságától amin a sugár keresztülhalad, valamint a sugárzás energiájától és az anyagtól függő (az anyagra jellemző) μ lineáris sugár-gyengítési tényezőtől.

Az alacsonyabb energiájú fotonok általában a teljes atommal, közepes energiájú fotonok a héj-elektronnal, míg a nagyenergiájú fotonok (amilyeneket a sugárterápiánál alkalmazunk) az atommaggal lépnek kölcsönhatásba.

Így a kölcsönhatás fő típusai, (a gyengülést e három fő tényező okozza):

* Elnyelődés, Abszorpció (Fotoeffektus) * Szóródás (Compton) * Párléptetés

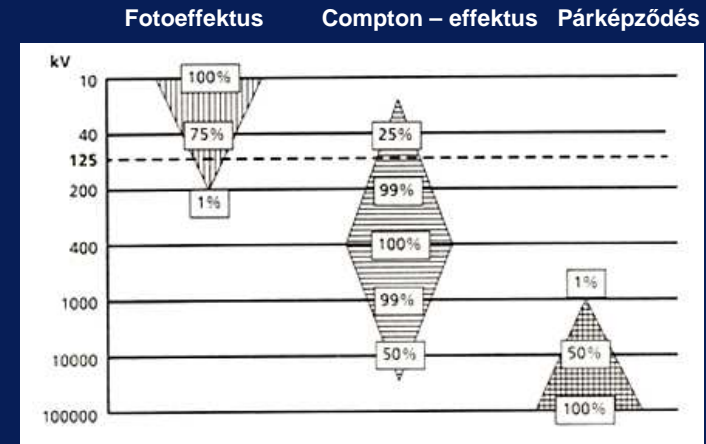
A radiológia képalkotásban domináló tényezők:

- Elnyelődés, Abszorpció (Fotoeffektus: Fotoelektromos effektus)
- Szóródás (Compton szórás)

A sugárterápiába domináló tényező: Párléptetés

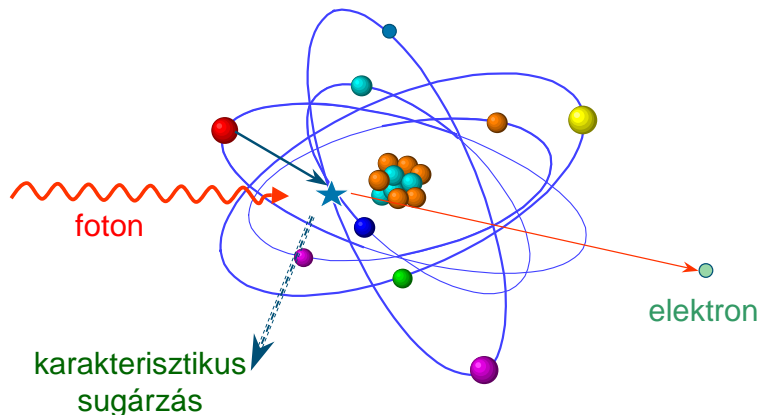
3.1.4. Röntgensugár kölcsönhatása anyaggal

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



3.1.4. Fotóeffektus, abszorpció (elnyelődés)

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK



Az atommal kölcsönható foton kilök egy pályaelektront az atomból. A teljes foton-energia átadódik a kilökött elektronnak. Az így megüresedett helyre egy külsőbb héjról származó elektron ugrik, be eredmény→ karakterisztikus sugárzás

3.1.4. Fotóeffektus, abszorpció (elnyelődés)

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Alacsony sugárenergiaánál, alacsony kV- nál a fotoeffektus dominál. A lineáris sugárgyengítési (abszorpció) együttható a rendszám negyedik hatványával, a sűrűséggel, és a sugárzás hullámhosszának harmadik hatványával arányos.

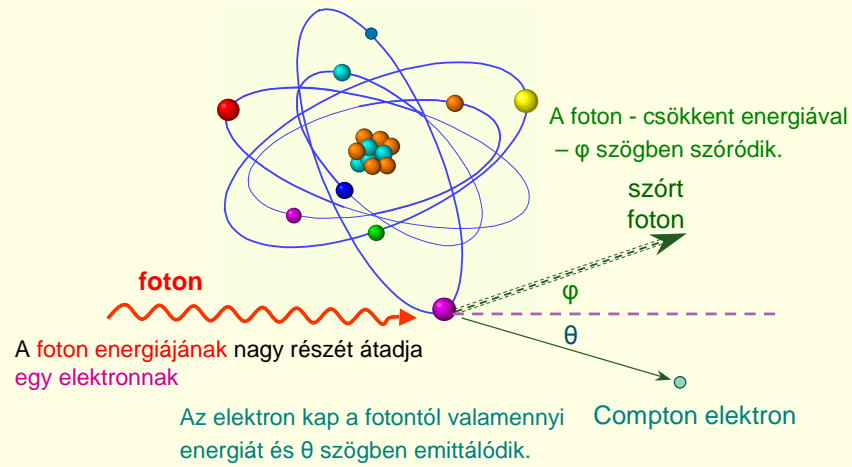
$$\mu_{\text{foto}} \sim \rho \cdot \lambda^3 \cdot Z^4$$

ρ : anyag sűrűsége
 Z : rendszám
 λ : foton hullámhossza
($\lambda = v/f$)

$\tau \sim Z^4$ - erős függés az anyag rendszámától →
radiológiai diagnosztika:
- különböző szövetek (csont, izom, zsír) röntgen- abszorpciójának különbsége felerősödik (feltéve, hogy a fotoelektromos, hatás domináns)

Differenciál diagnosztika, sugárvédelem magas z

3.1.4. Compton – effektus, szóródás



3.1.4. Compton – effektus, szóródás

„Nagyobb” \equiv közepes energiák esetén (pl. $U \cong 200$ kV) ahol a sugárelnyelődés túlnyomórészt Compton – effektus révén jön létre, ott a lineáris sugárgyengítési (abszorpciós) együttható elsősorban az anyag sűrűségével és a rendszámmal arányos.

$$\mu_{\text{comp}} \sim \rho \cdot Z$$

ρ : anyag sűrűsége Z : rendszám

A szórt foton befolyással van a képminőségre. \rightarrow

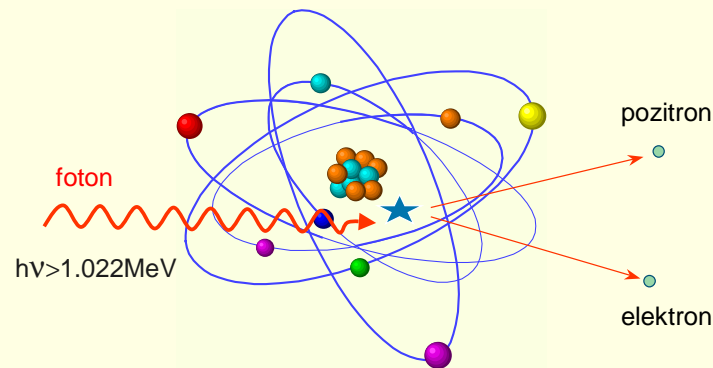
Diagnosztikában a szórtás eredménye a képéletlenség, kontúrталanság.

A gyakorlati radiológiai diagnosztikai képalkotásban nincs tisztán fotó vagy Compton effektus: pl. 40 keV- os energiánál.

$$\mu = (\mu_{\text{foto}} + \mu_{\text{comp}}) \sim (\rho \cdot \lambda^3 \cdot Z^4 + \rho \cdot Z)$$

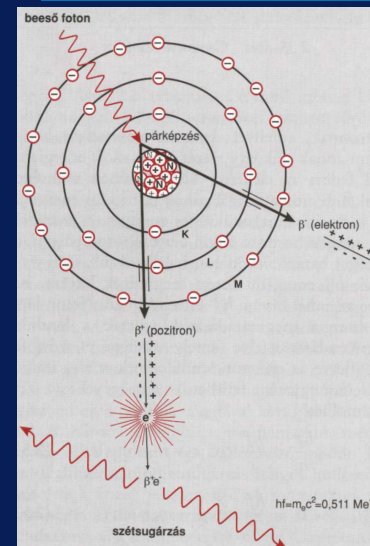
teljes 75% 25% fotoeffektus Compton

3.1.4. Párképződés

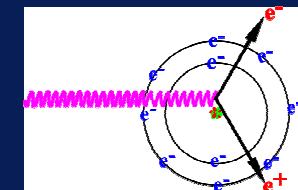


A nagy energiájú foton (minimum 1.022 MeV) a nehéz atommag közelében halad, a mag erős mezeje hat rá. A foton hirtelen eltűnik és egy pozitív (pozitron) és negatív elektron pár képződik.

3.1.4. Párképződés



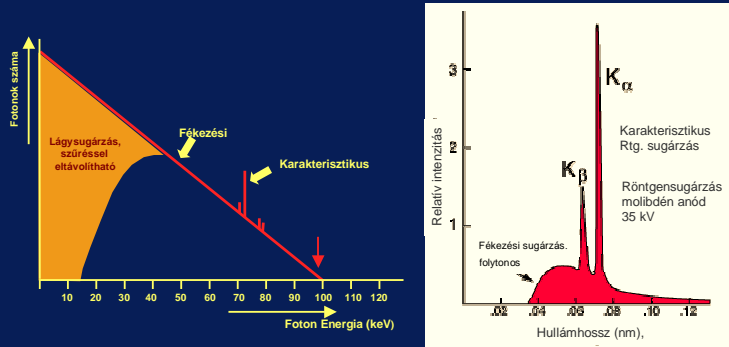
- ❖ Minimálisan 1,022 MeV-os fotonenergia esetén jöhet létre (~ez a párkeltés küszöbenergiája)!
- ❖ A foton erős kölcsönhatásba léphet az atommag elektromágneses terével
- ❖ Egy negatív elektron (e^-) és egy pozitív töltésű elektron, ún. pozitron (e^+) jön létre
- ❖ Az elektron nyugalmi energiája: 0,511 MeV, ennek kétszeresével kell tehát a fotonnak rendelkeznie a párkeltéshez.



3.1.4. Röntgensugár kölcsönhatása anyaggal

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Szűrés



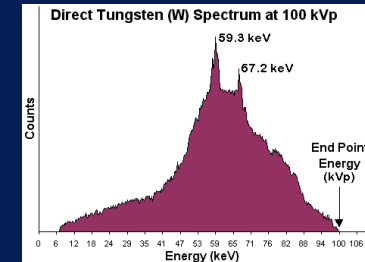
lágysugárzás kiszűrése: alacsony energiájú, nagy hullámhossz összetevők → a képalkotásban nem vesznek részt.

3.1.4. Röntgensugár kölcsönhatása anyaggal

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Szűrés

A szűréssel valamilyen felesleges, zavaró összetevőt választunk le, szűrünk ki. Cél a képalkotásban felesleges csak a dózisterhelést növelő (lágy), sugárkomponensek kiszűrése.



* a röntgensőben szűrők (szűrők anyagai: Cu, Al, Sn)
- cél: „keményíteni” a sugarat, azaz elnyeletni az alacsony energiájú részt,

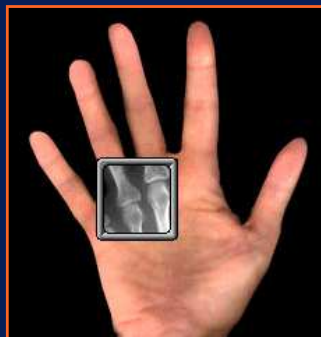
3.1.5. Röntgendiagnosztika

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

Klasszikus radiológia



Optikai kép



Radiológiai kép



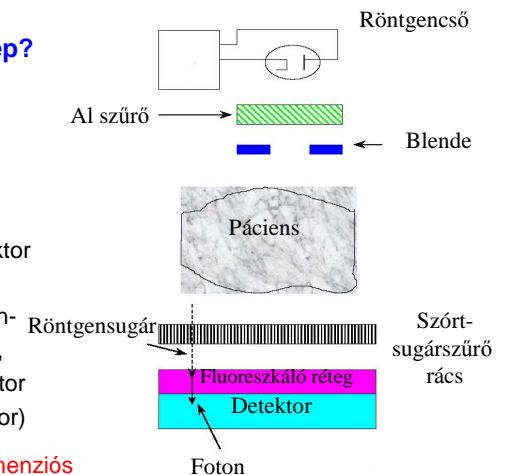
Röntgenkép

3.1.5. Röntgendiagnosztika

Szombathely
Henits Imre
Markusovszky Kórház
PTEKSZKK

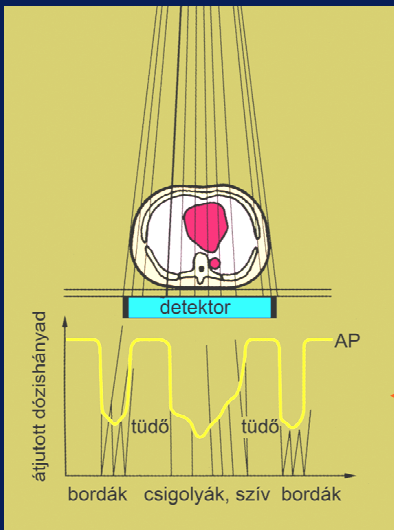
Hogyan készül a röntgenkép?

- A röntgensugár a Páciens testén áthaladva eltérő mértékben nyelődik el.
- Az áthaladó röntgensugár abszorpció (elnyelődési) mintát „rajzol” a filmre/detektor felületre.
- A detektor lehet egy röntgenfilm erősítőfólia kombináció, vagy egy szilárdtest - detektor (pl. foszforlemez, flet detektor)



A háromdimenziós testről kétdimenziós vetületi képet kapunk!!

3.1.5. Röntgendiagnosztika



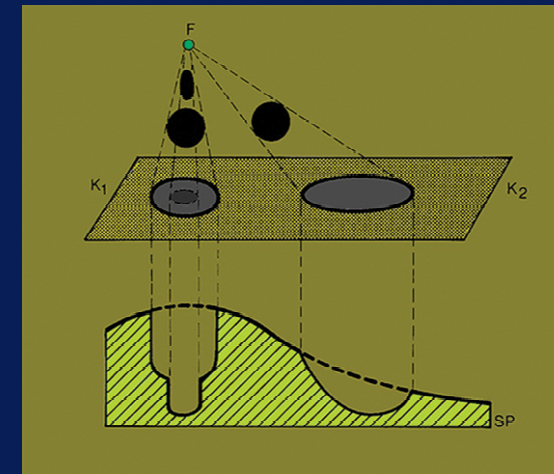
A sugárnyaláb a testen keresztül áthatol, az elnyelődések nyomán egyenetlenül gyengül, különböző mértékben feketíti meg a filmet, vagy detektort (digitális). Úgynevezett sugárkép, egy inhomogén sugárrelief keletkezik, ami az anyag minőségétől függ.



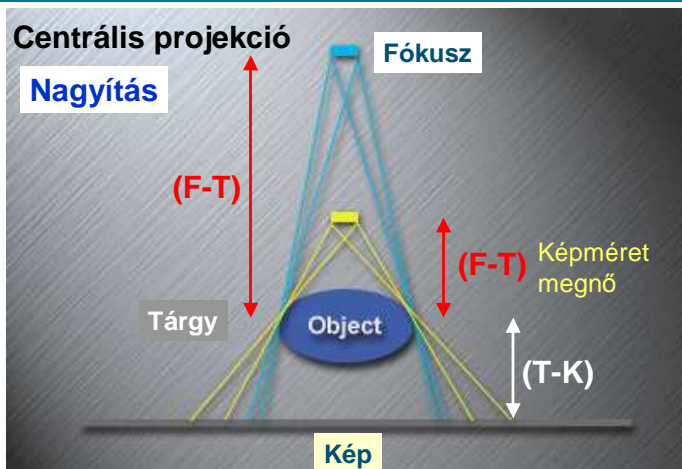
Az egyes szervek, szövetek sugár gyengítésével arányos abszorpciós (sugárelnyelődési) profilja. Ez vetül a detektorra.

3.1.5. Röntgendiagnosztika

Röntgenképet torzító tényezők

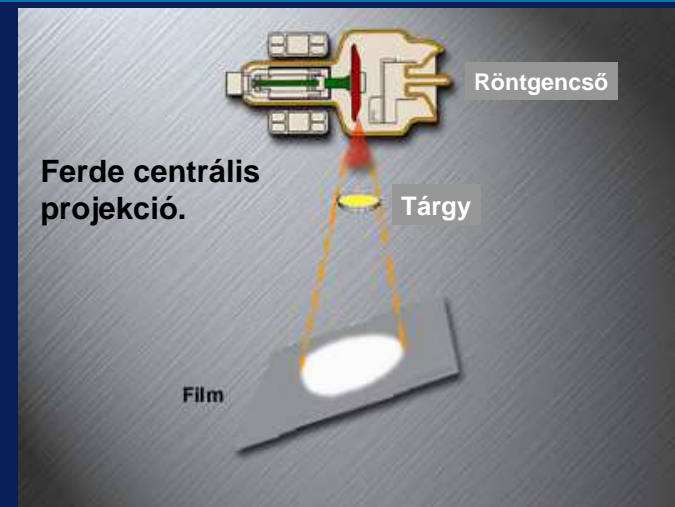


3.1.5. Röntgendiagnosztika



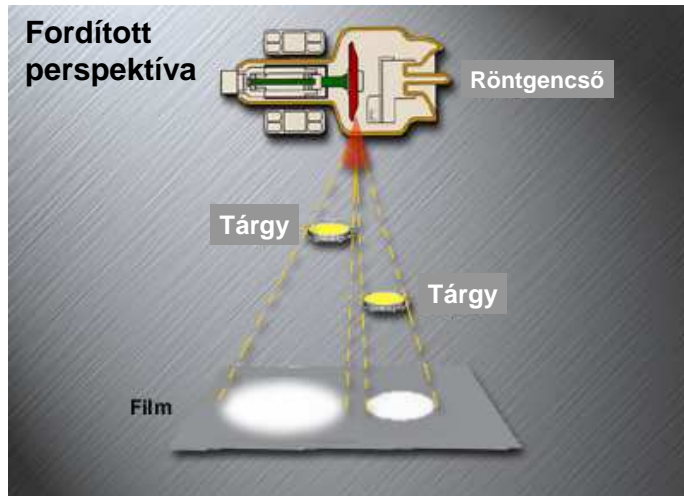
A fókuszról divergáló (legezõ szerûen terjedõ) sugarak. (nagyított kép ?!!)

3.1.5. Röntgendiagnosztika



Deformált alakzat a detektoron.

3.1.5. Röntgendiagnosztika

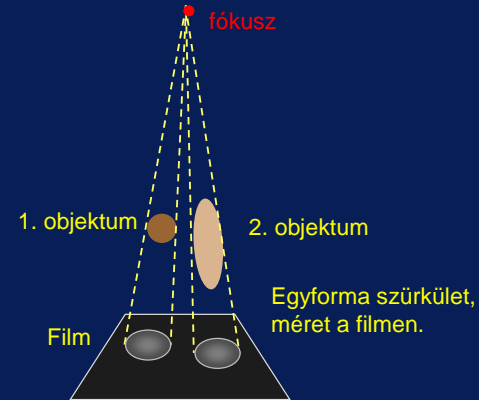


A filmtől, detektortól távolabbi tárgy ábrázolódik nagyobbak.

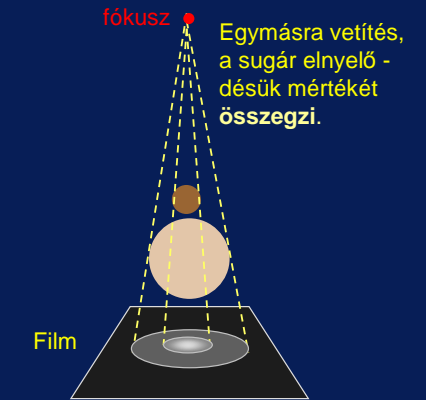
3.1.5. Röntgendiagnosztika

Röntgenkép, összegzés (szürkéségek).

Két eltérő méretű és sugárgyengítősű agyag.

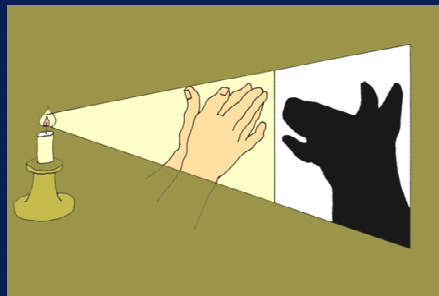


Egymás mögött elhelyezkedő, két eltérő méretű és sugárgyengítősű agyag.



3.1.5. Röntgendiagnosztika

Kérdések ??!



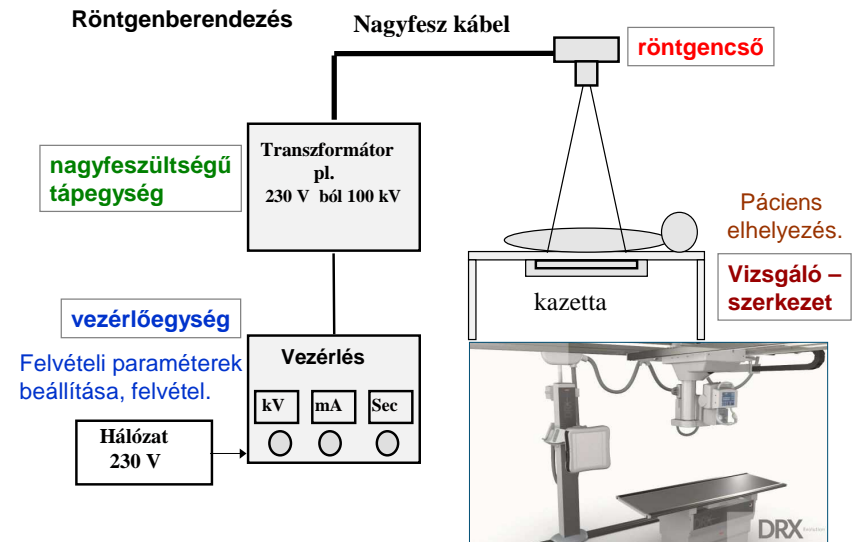
Árnyékkép



Összevetülés

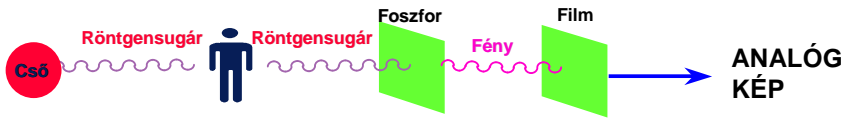
3.1.5. Röntgendiagnosztika

Röntgenberendezés

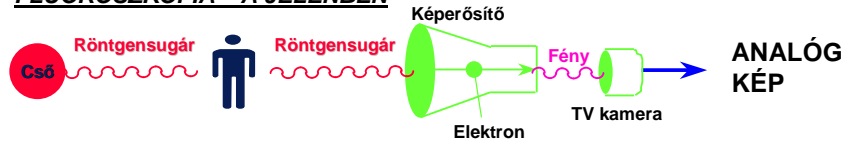


3.1.5. Röntgendiagnosztika, detektorok

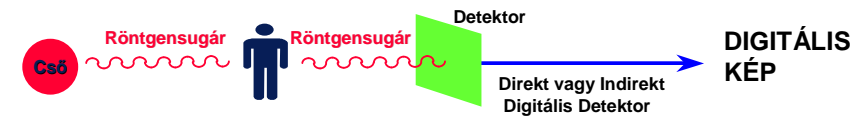
MAMMOGRÁFIA & RADIOGRÁFIA –A JELENBEN



FLUOROSZKÓPIA –A JELENBEN

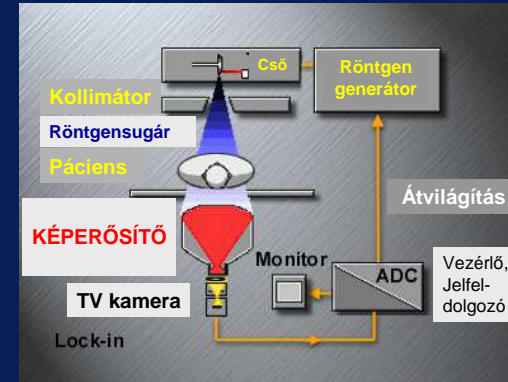


MINDEN ALKALMAZÁSBAN- DIGITÁLIS DETEKTOR



3.1.5. Röntgendiagnosztika

Átvilágítás

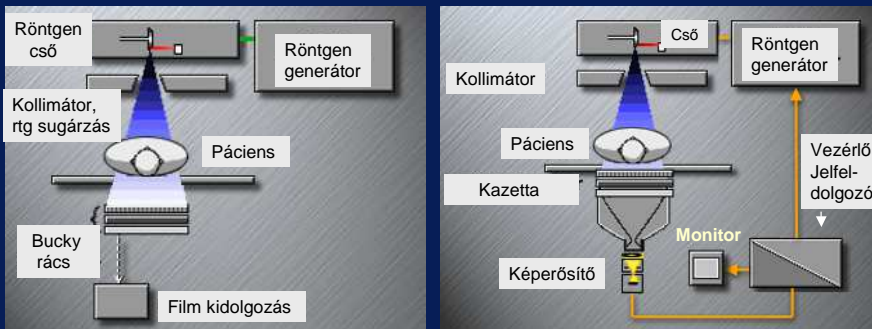


A röntgentechnika fejlődése a képminőség-, a képkiértékelhetőség javításának lehetőségén kívül, célul tűzte ki a páciens dózisterhelésének minimalizálását. Ennek egyik megoldása a képerősítő a hozzá kapcsolódó TV láncsal.

A képerősítő olyan vákuumtechnikai eszköz, amely a primer (bemeneti) kép fényességét több ezerszer szerezére képes felerősíteni. Ezt a kimeneti képet egy TV kamera segítségével egy monitoron (TV) jelenítik meg.

3.1.5. Röntgendiagnosztika

Röntgenfelvétel készítés filmre, átvilágítás. Jelfeldolgozó



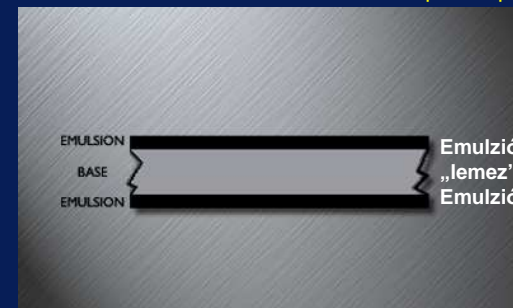
Felvételkészítés

Átvilágítás + Felvételkészítés

3.1.5. Röntgendiagnosztika

Röntgenfilm.

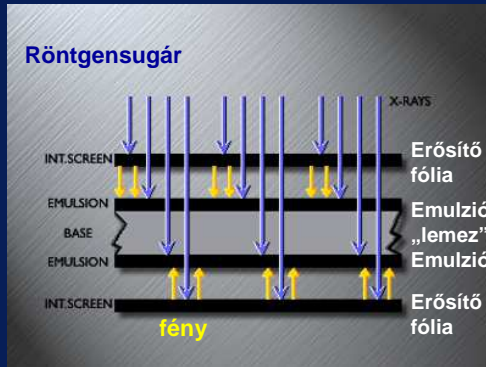
Mindkét oldalon fotóemulziós réteg (kivéve a nagy felbontóképességet megkívánó eljárásokban használt filmeket pl. mammoográfiában) A röntgenfilm ≈ 0,2 mm vastag (poliészter) lemez, melyre fény és ionizáló sugárzásra érzékeny emulzió, ezüst-bromid szemcsék vannak felhordva. Röntgensugár → ionizáció hatása arányos a dózissal → az emulzióban láthatatlan kép → kép előhívása (szűrkeség, kontraszt)



3.1.5. Röntgendiagnosztika

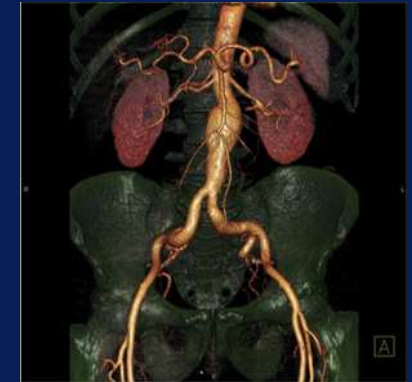
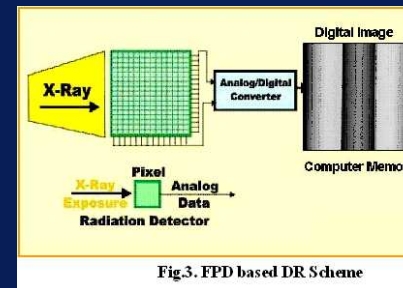
Röntgenfilm + erősítőfólia

Erősítő fóliák, erősítő ernyő: anyaguk röntgensugár hatására erősen fluoreszkál, (fényt bocsát ki) a röntgensugarak filmfekető hatását erősíti. Erősítés 10-1000 szoros → jelentős dóziscsökkenés. Az erősítő fólia a film előtt és mögött.



3.1.5. Röntgendiagnosztika

Digitális radiológia



Analóg és digitális



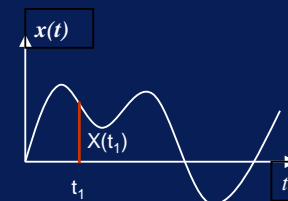
Analóg Dürer: Fiatal lány
A színek árnyalatok folyamatosan, megszakítás nélkül mennek át egymásba.



„Digitális” Theodora bizánci császárné
mozaikképén minden egyes színárnyalatot külön-külön elhelyezett lapocská, képpont jelez amelyek között nincs átmenet

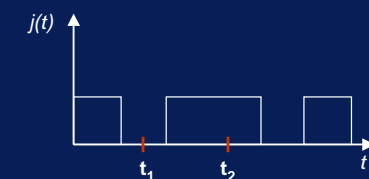
Analóg és digitális jelek

Analóg jel



Az amplitúdóban és időben folyamatos jelet analóg jelek nevezünk.

Digitális jel

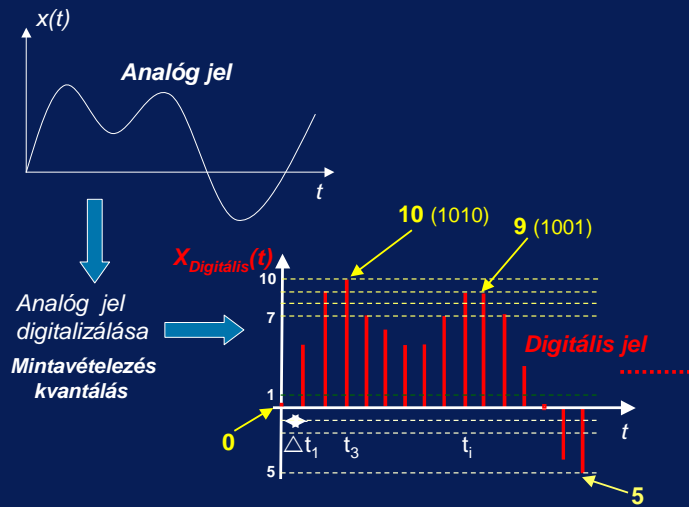


$$j(t_1) = 0 \quad j(t_2) = 1$$

Az amplitúdóban és időben diszkrét értékek sorozatát digitális jelek nevezünk.

..1000110110101
..1101011000101
..0010101011110

Analóg és digitális jel



Analóg és digitális, A/D átalakító, D/A átalakító

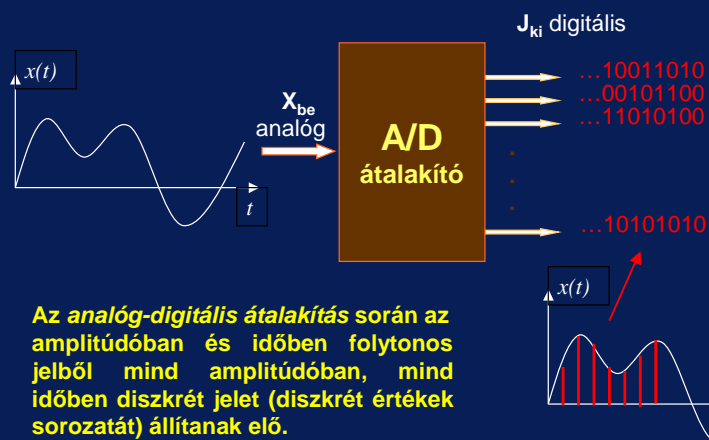
Egy mérés során pl. digitális képképző a detektorok által mért és az erősítők által felerősített, formált analóg jeleket a számítógépes feldolgozás (képrekonstrukció) céljából digitális jelekké kell átalakítani.

Az analóg jel digitális jellé való átalakítását az Analóg – Digitális (A/D) átalakítóval (konverterrel) valósítják meg.

A digitális képfeldolgozás után a digitális adatokat át kell alakítani a számunkra könnyen érthető információvá (pl. képpé).

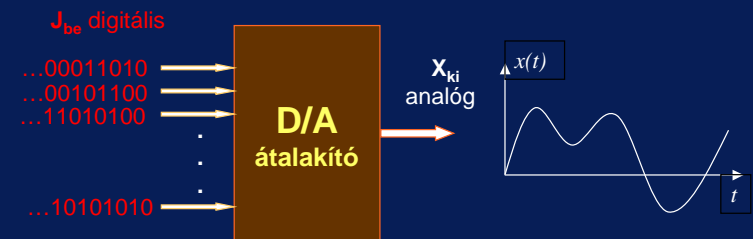
E feladatot az ún. Digitális – Analóg (D/A) átalakítóval (konverterrel) oldják meg.

A/D analóg/digitális átalakító (konverter)



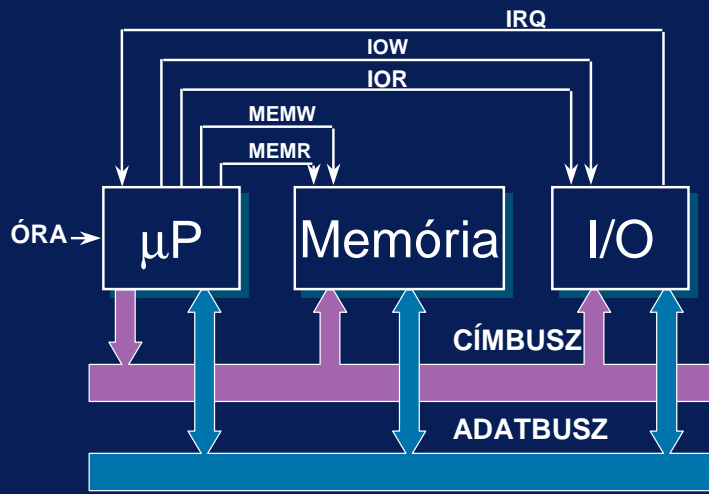
Az analóg-digitális átalakítás során az amplitúdóban és időben folytonos jelből mind amplitúdóban, mind időben diszkrét jelet (diszkrét értékek sorozatát) állítanak elő.

D/A digitális/analóg átalakító (konverter)

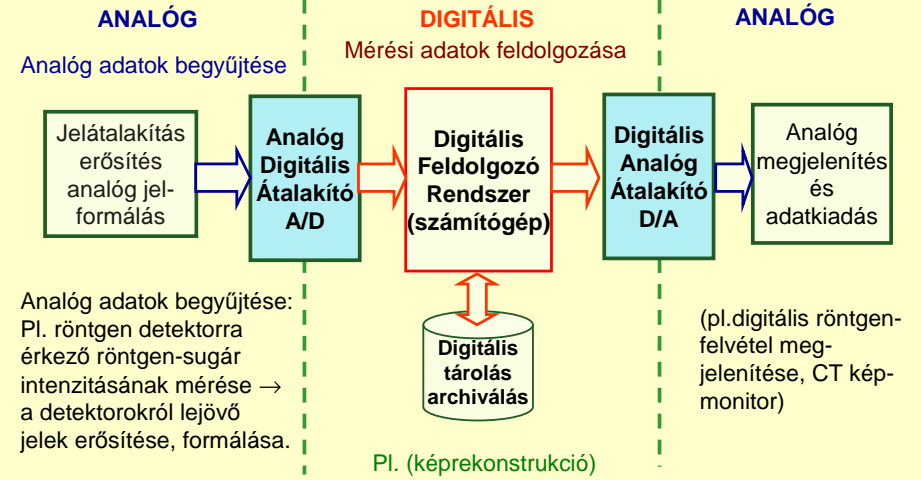


A digitális - analóg átalakítás során a digitális jelből (diszkrét értékek sorozatából) amplitúdóban és időben folytonos analóg jelet állítanak elő. A D/A átalakítás tulajdonképpen az A/D átalakítás inverze.

Számítógép felépítése

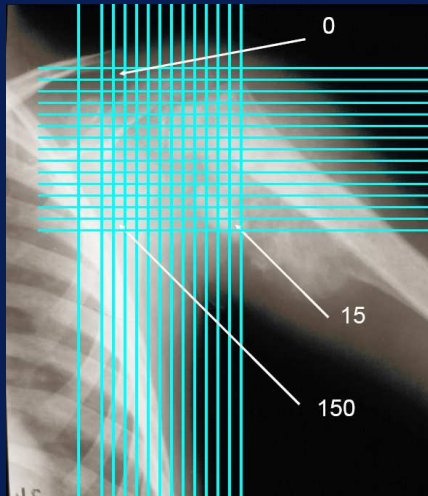


Digitális jelfeldolgozás



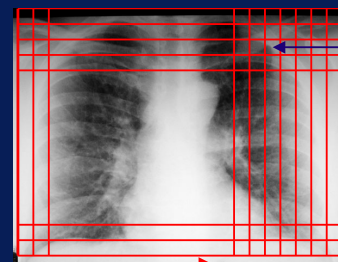
3.1.5. Röntgendiagnosztika

Digitális kép



A digitális kép apró képpontokból, ún. pixelekből áll, melyek további elemekre nem bonthatók. Ezeket a képpontokat három adat jellemzi, úgymint a helyük, méretük és szürkeségük, színük. A képpontok (pixelek) szabályos rendben, egy téglalpra feszített négyzetrácsos háló négyzeteiként helyezkednek el szigorúan sorokba és oszlopokba szervezve. Kellően távolról szemlélve (vagy kis pixelek esetén) ezek a képpontok, pixelek látványukban már nem különülnek el egymástól, hanem egymással összemosódnak és egyetlenképpént állnak össze agyunkban.

3.1.5. Röntgendiagnosztika



Képdigitalizálás, digitális kép

Képelem („mozaik elem”), a két dimenziós képet ilyen képelemek reprezentálják, (ilyen elemekre osztják fel a képet) a belsejükből lévő szürkeségi átlagértéket digitális számértékek képviselik. Az ilyen elemet, (mozaikot) pixelnek (picture element), nevezzük.

Kép, szürkeség	Példa	Értékek (digitális)																
		<table border="1"> <tr><td>2</td><td>4</td><td>3</td><td>5</td></tr> <tr><td>7</td><td>50</td><td>83</td><td>13</td></tr> <tr><td>4</td><td>12</td><td>75</td><td>22</td></tr> <tr><td>3</td><td>7</td><td>66</td><td>11</td></tr> </table>	2	4	3	5	7	50	83	13	4	12	75	22	3	7	66	11
2	4	3	5															
7	50	83	13															
4	12	75	22															
3	7	66	11															

Mátrix
4x4-es

Mátrix („számok” téglalap alakú táblázata)

A digitális képnek alapvetően két felbontási jellemzője van:
 A **térbeli vagy geometriai felbontás**
 - összes pixelek száma
 - pixel mérete
 A **szürkeségi értékek száma, kontraszt felbontás.**

3.1.5. Röntgendiagnosztika

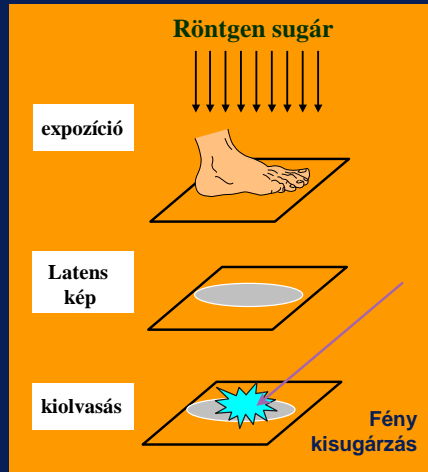
Digitális radiográfia

Képlemez – technika - fénytároló radiográfia

TECHNOLÓGIA

CR = Computed
Radiography

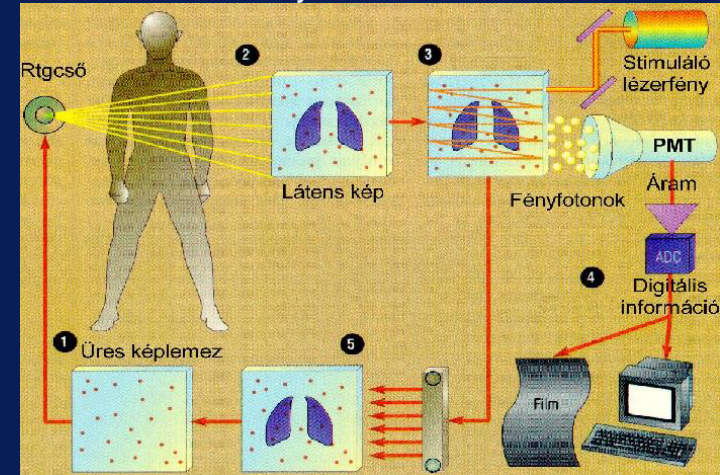
Ez alatt az energia-
tárolós foszforlemez
rendszereket értjük.



3.1.5. Röntgendiagnosztika

Digitális radiográfia

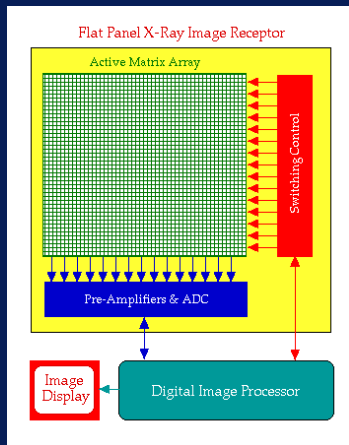
Képlemez – technika - fénytároló radiográfia
folyamata.



3.1.5. Röntgendiagnosztika

Digitális képkeltés

Flat panel detektor

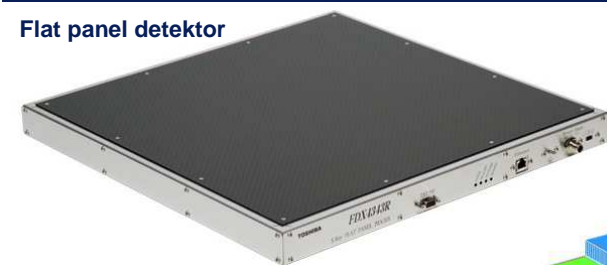


3.1.5. Röntgendiagnosztika

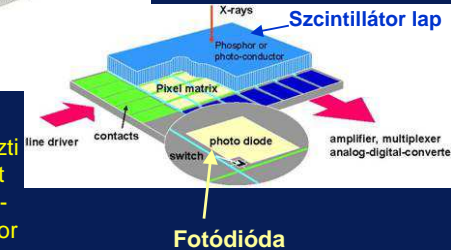
Digitális képkeltés

Egy Flat panel detektor felépítése.

Flat panel detektor

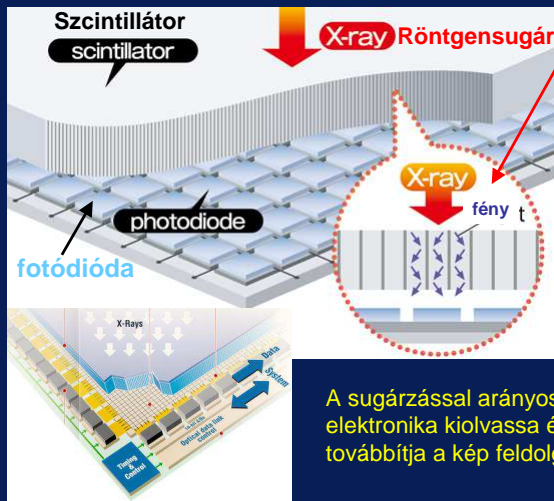


A felső rétege egy szcintillátor anyag, ezt az ionizáló sugárzás által leadott energia gerjeszti amely ennek hatására fényt bocsát ki. Ez alatt félvezető alapú mozaikok sokasága egy fotó - diódákból (akár több millióból) álló ún. detektor mátrix helyezkedik el. Az egész a szükséges elektronikával egy hordozó rétegre épül rá.



3.1.5. Röntgendiagnosztika

Digitális képalkotás Egy Flat panel detektor működése



A szcintillátor cézium - jodid „tüskék” elnyelik a röntgen fotonokat és fényé alakítják őket, (a fény fotonok száma arányos az elnyelt röntgen fotonok számával) majd a fényt fotódióda irányába vezetik.

A fotódióda elnyeli a fényt és azt elektromos jellé alakítja. Minden fotódióda egy-egy képpontját reprezentálja a teljes képnek.

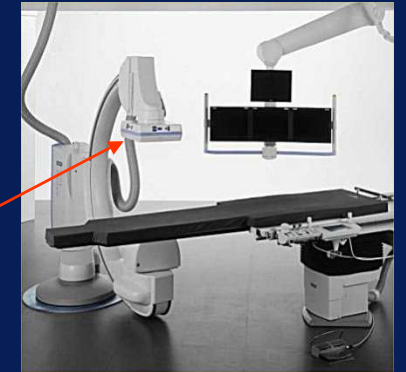
A sugárzással arányos elektromos jeleket a megfelelő elektronika kiolvassa és digitális adattá alakítja, majd továbbítja a kép feldolgozó egységhez. → **KÉP**

3.1.5. Röntgendiagnosztika

Egy digitális detektor, berendezések



Flat panel detektorral mérik, érzékelik a röntgen sugarat.



Az elmúlt néhány évben jelentős és pozitív változásokat eredményeztek az ún. lapos detektorok (flat detektorok: FD) alkalmazása. A flat detektor nem más, mint kazettaméretű felülettel rendelkező dobozban elhelyezett mátrix detektor, ami a digitális jellé alakítást végzi el. Ezek a jelek kép formájában jeleníthetők meg egy monitoron. A gyakorlatban sokféle flat detektort alkalmaznak.

3.1.5. Röntgendiagnosztika

Digitális képalkotás

Miért jó ?

kontrasztos

lágú

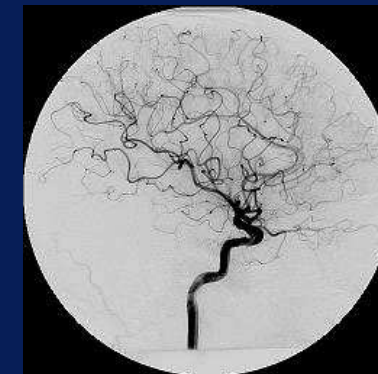


vagy



3.1.5. Röntgendiagnosztika, DSA

Digitas Sutraction Angiography: DSA



3.1.5. Röntgendiagnosztika, DSA

Egy DSA berendezés



3.1.5. Röntgendiagnosztika, DSA

A DSA az angiográfiának, mint az érrendszerek diagnosztizálási eljárásának a legkorszerűbb technikája. (*Ma már a DSA eljárás konkurenciája az MR angiográfia és a CT angiográfia*)

A szubtrakció kivonást jelent, azaz a vizsgált érhálózatról kontraszt anyag nélkül készített maszk kép és a kontrasztanyaggal feltöltött kép képet kivonják egymásból. → különbségi kép.

Így a szubtrakciós eljárás eredményképpen a kontraszt anyaggal feltöltött érszakaszt, az erek környezetében lévő anatómiai képletek zavaró árnyékától „mentesen” jeleníthető meg, a zavaró szöveti struktúrák „eltűnnek”.

Általánosan fogalmazva: a digitális szubtrakciós angiográfias képalkotás során egy kontrasztanyagos kép és egy maszk kép különbségét képzik.

3.1.5. Röntgendiagnosztika, DSA

Natív kép, maszk
készítése → (digitális kép)



Maszkkép: M



Maszkkép: M

3.1.5. Röntgendiagnosztika, DSA

Kontrasztanyag beadása

Kontraszt anyagos felvétel
készítése → (digitális kép)



Kontrasztanyagos kép: K



Kontrasztanyagos kép: K

3.1.5. Röntgendiagnosztika, DSA

A digitalizált natív képet számítógép segítségével a digitalizált kontrasztanyagot tartalmazó kép számértékeiből pontról pontra kivonják (pixelenként). A két kép különbsége a szubtrahált kép. (SZ)

SZ = Kontraszt - Maszk

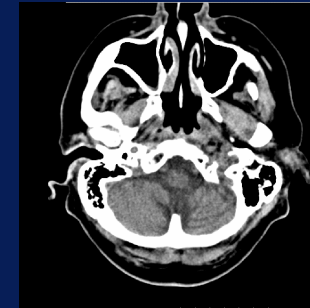
A háttér zavaró hatása csökken a lágyrészek és a csontok kioltják egymást.



Szubtrahált képek



Computer Tomography



Hagyományos röntgen kép és CT kép

Hagyományos röntgen felvétel



A hagyományos röntgen kép:
ÁTNEZETI SZUMMÁCIÓS
kép

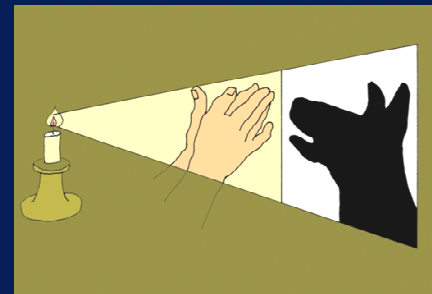
Computer Tomográfia



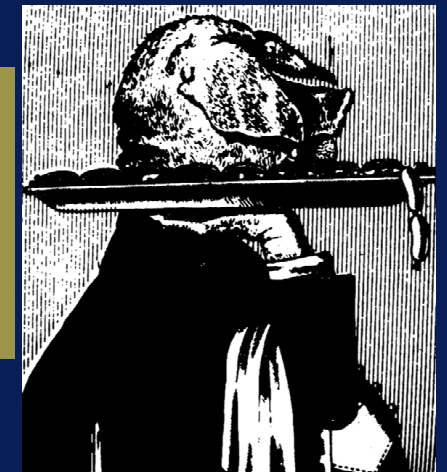
A CT kép:
AXIÁLIS SIKU RÉTEGFELVÉTEL
kép

„Hagyományos röntgen kép”

Kérdések ???!

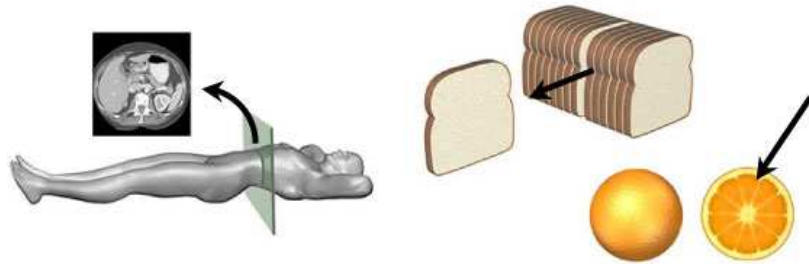


Árnyék



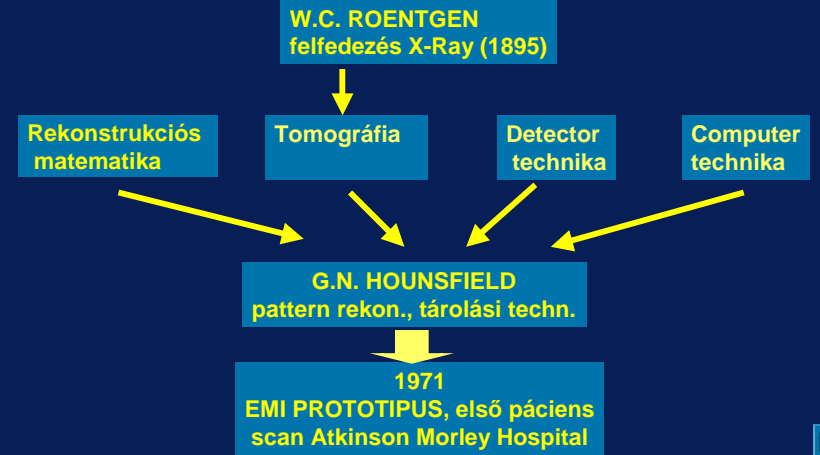
Összevetülés

CT matematikai alapelve

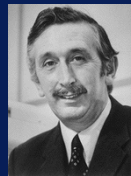


Matematikai alapgondolat, tétel: Egy háromdimenziós test végtelen sok pont matematikai összegéből megrekonstruálható, ill. előállítható.
J. RADON 1917 (3D)

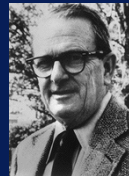
Computer Tomográfai története I



Computer Tomográfia története II



Godfrey Hounsfield



Allan Cormack

1973

1979 Orvos tudományi Nobel-díj



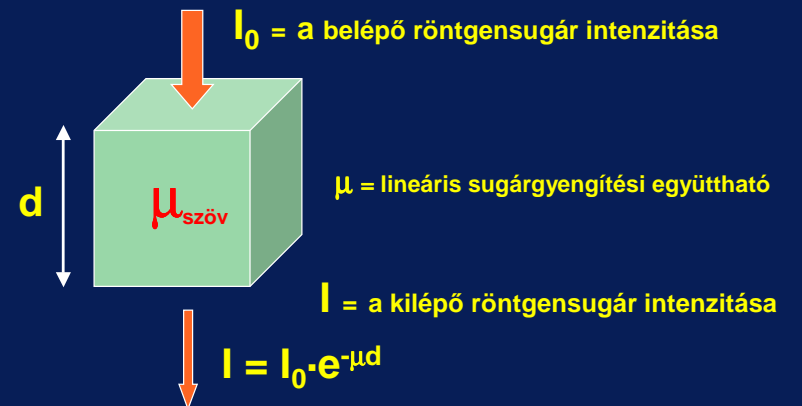
„Siretom” fej szkennel (1974)



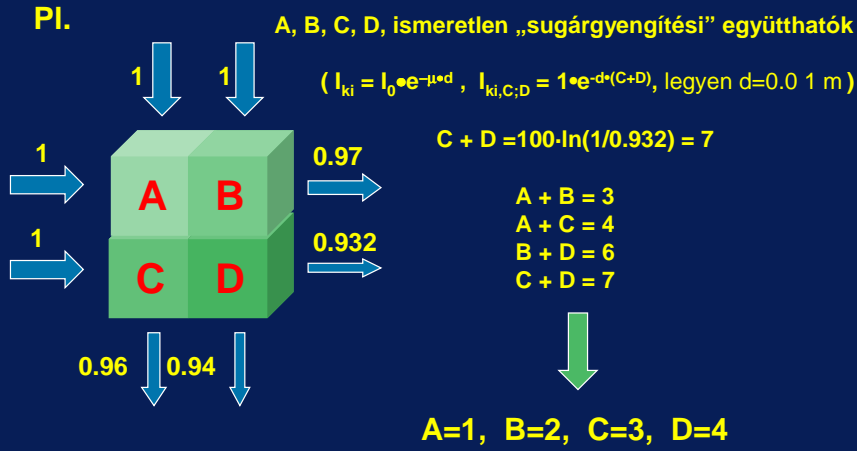
128x128 felvétel a Siretom készülékkel (1975)

CT kép létrehozásának fizikai alapelve

A CT KÉP LÉTREHOZÁSÁNAK A FIZIKAI ALAPEPVE AZ, HOGY A KÜLÖNBÖZŐ SZÖVEK ELTÉRŐ MÓDON GYENGÍTIK A RÖNTGENSUGARAT.



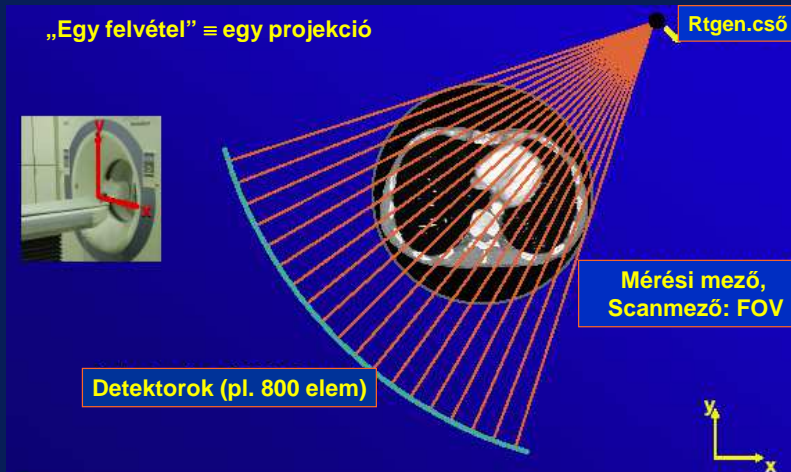
Algebrai rekonstrukció elvi megközelítése



Mi a CT?

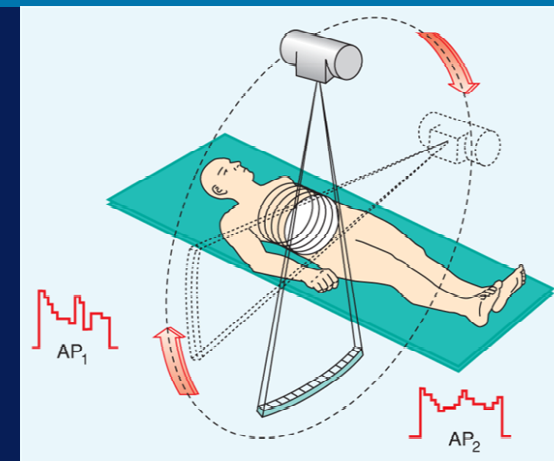


Mi a CT?



A detektorokon a projekciónak, „felvételi” iránynak megfelelő sugár elnyelési profil.

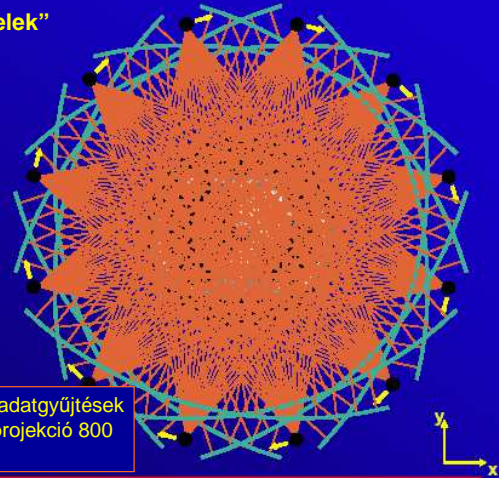
Mi a CT?



A CT felvétel (szelet) készítése során a különböző csőállásokban mért abszorpciós (sugárelnyelődési) profilok (AP₁, AP₂ stb.) digitalizált értékei kerülnek a számítógépbe \rightarrow képképzés.

Mi a CT?

„Sorozat felvételek”



Egy rotáció alatti adatgyűjtések száma: pl. 1000 projekció 800 detektorelemmel

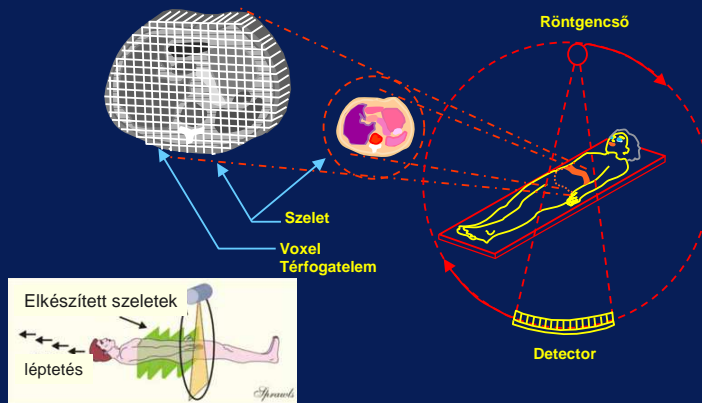
A detektorokon a projekcióknak, „felvételi” irányoknak megfelelő sugár elnyelődési profilok mérhetők.

A CT



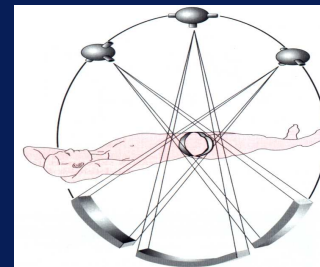
A CT

❖ A CT egy olyan képalkotó berendezés (eljárás) amelynek segítségével az emberi testről 2 dimenziós axiális síkú metszeti képet készítenek.



Fizikai alap: a szervek eltérő sugárgyengítése

A CT képalkotás

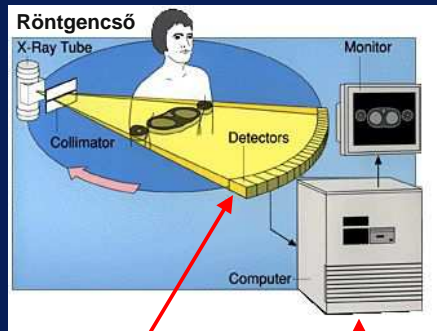


• A röntgenszó és a vele összeépített detektor rendszer forog a test, axiális síkjában előzetesen kiválasztott szelete körül. A röntgensugár a szelet minden pontján többször áthalad, és közben különböző mértékben gyengül.



- A testen áthaladt, és gyengült röntgensugár intenzitását a detektorok érzékelik, és ezek a detektorok a röntgensugárzás intenzitásával arányos elektromos jelet hoznak létre. Ezt az elektromos jelet, digitális jellé alakítják.
- Egy körülfordulás során számos elektromos, digitális jel keletkezik. Ezeket a jeleket a CT gép nagyteljesítményű számítógépe feldolgozza, és azokból a szűrkeségi skálának megfelelően elkészíti a szelet képét.

A CT képképzés



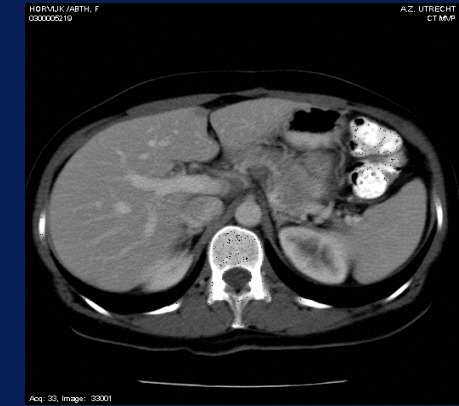
Mérés, adatgyűjtés
Folyamatok vezérlése,
mért adatokból kép
rekonstrukció.



CT berendezés



CT-képek



A CT képen a szeletben levő **valamennyi szerv egymástól elkülöníthetően, anatómiai méretarányokhoz hűen ábrázolódnak**

CT, Hounsfield egység: HU

A gyakorlatban a képrekonstrukciónál a számítógép nem az abszolút sugárelnyelési értéket (μ) számítja ki, hanem egy referencia értékhez – a víz és a levegő sugárelnyelő képességéhez – viszonyított relatív értéket határoz meg.
Minden sugárelnyelő közeg, szövet, szerv, szervrendszer relatív sugárelnyelő képességének a megjelenítésére egy skálát használunk, →

Hounsfield - skála



Denzitás, Hounsfield (CT szám) egység: HU

SZÖVET VOXEL

$$\frac{\mu_{\text{szövet}} - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}}} \times 1000 = \text{HU érték}$$

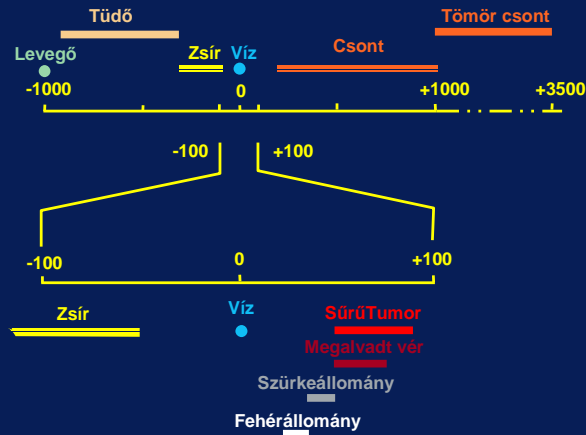
KÉP PIXEL

lineáris sugárgyengítési együttható

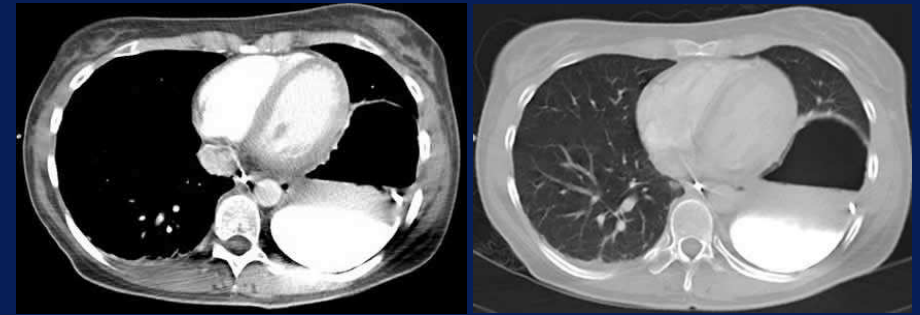
ρ : sűrűség Z: rendszám

CT szám \equiv HU (Hounsfield egység)

Kép paraméterek (denzitásértékek)



CT klinikai alkalmazása: CT kép I



„Ablakolás”, denzitás-denzitásmérés; a számítógép által létrehozott képen az egyes szervek, a normális és kóros elváltozások a szürkességi skála árnyalataival jelennek meg – mérhetők.

CT klinikai alkalmazása: CT kép ablak I

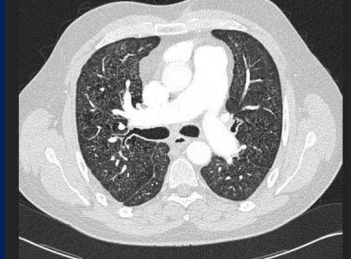
Tehát a teljes szürke – skála egy részét kijelöljük, vagyis beállítjuk az ablak közepét, az „ablak magasságát” arra a területre, amit meg akarunk ítélni. Ezután kijelöljük az ablaknyitás nagyságát, az „ablak szélességét” vagyis, hogy a skála milyen széles tartományában kívánunk dolgozni.



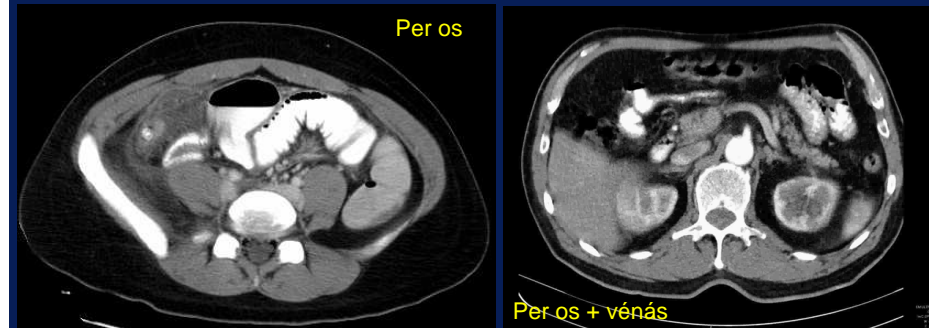
C:40
W:400
Ablakközép
By Courtesy of University of Erlangen/Germany



C:-600
W:1600
Ablakközép
By Courtesy of University of Erlangen/Germany

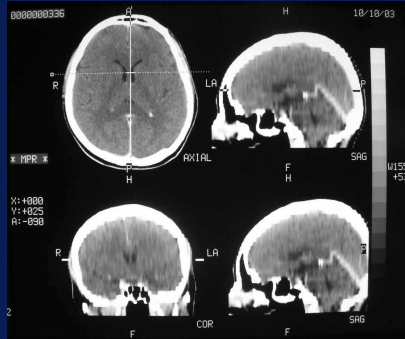


CT kép II



Kontrasztanyag; per os, + vénás kontrasztanyag → elváltozásokat a szürkességi skála árnyalatain belül.

CT kép III



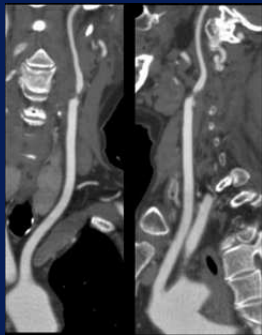
Rekonstrukció; a vizsgált területről származó adatokból a számítógép az elsődleges axiális szeletek ábrázolásán túl a test hosszirányú tengelyének megfelelő képet is „rekonstruál”.

CT összehasonlítása a hagyományos rtg-nel

- ❖ **Előnye:**
 - ❖ Nem jelent problémát a testben az egyes szervek elkülönítése.
 - ❖ Direkt módon láthatóvá válnak az eltérő szöveti struktúrák.
- ❖ **Hátrány:**
 - ❖ Nagyobb dózis
 - ❖ Drága

Fejlett CT eljárások

PI. CT angiográfia



3D rekonstrukció

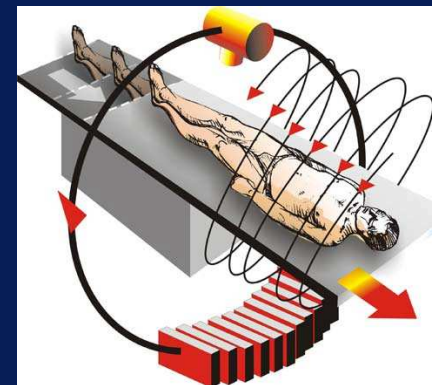


Virtuális bronhoszkópia



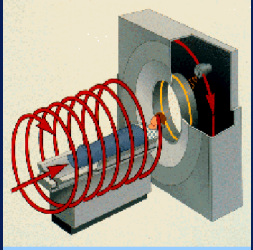
Spirál CT

Spirál CT



Spirál CT

SPIRÁL (helikális) CT kongresszusi bemutató RSNA Chicago 1989



Spirál CT tipikus jellemzői:
A röntgenső folytonos egyenletes körmozgása,
és az asztal folytonos lineáris mozgása. →
A sugárnyaláb spirál vonalban metszi a testet.

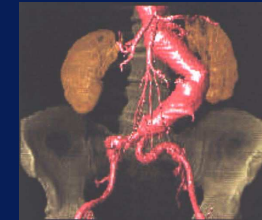
A röntgenső (és a detektorok) folyamatos körülforgása közben az asztal egyenletesen mozog. A megadott szakaszon belül megszakítás nélkül készül a spirális felvétel. A spirális lefutással egyetlen (pl. 10-40s-os) expozícióval egy három dimenziós adatsokaságot kapunk, melyből speciális algoritmus számítja ki az egymás utáni szeletképeket.

Spirál CT módszer előnyei

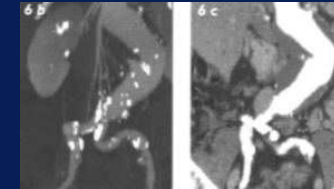
A gyors leképezés miatt a mozgásból (pl. légzés) adódó hibaforrások kiesnek, így jobb, (magas és alacsony) kontrasztfelbontású és képet kaphatunk.

A mérés során nyert adatokból tökéletesebb 3D (három dimenziós) rekonstrukció készíthető. Jobb geometriai felbontás.

Beadott kontrasztanyag bolussal CT- angiográfia is készíthető.

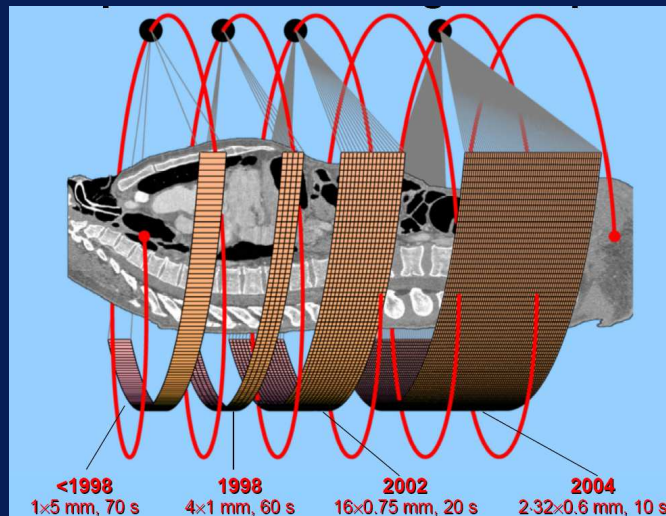


Háromdimenziós rekonstrukció



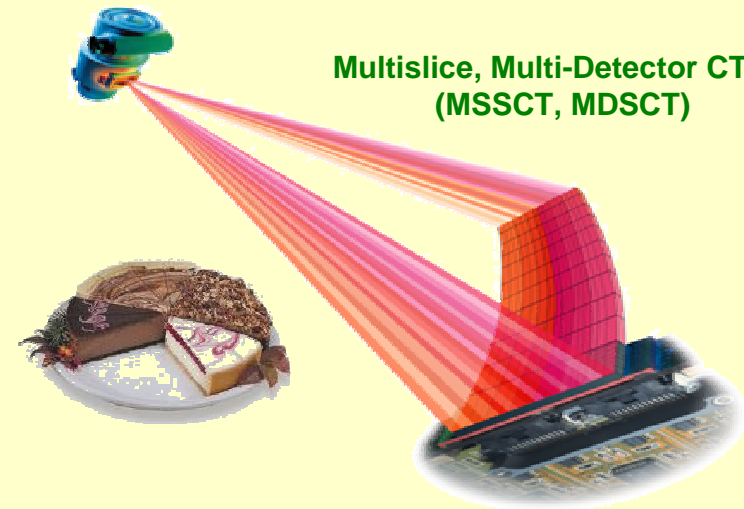
CT angiográfia

Spirál CT fejlődése



Multislice (Több szeletes) Spirál CT

Multislice, Multi-Detector CT
(MSSCT, MDSCCT)



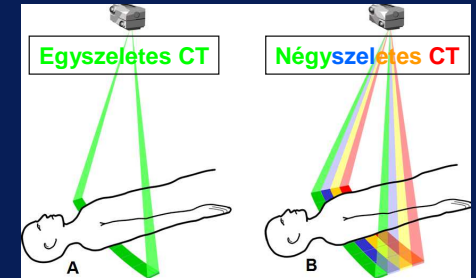
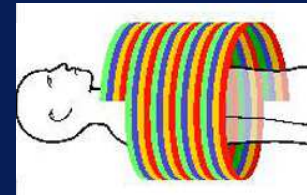
Hány szelet? Több és még több CT szelet...???

4
16
32
40
64
128
256

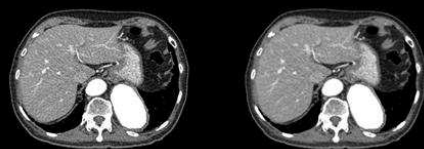


Multislice (Több szeletes) Spirál CT

A Multi-slice Spirál CT olyan Computer Tomográfias berendezés aminek 2 vagy annál több detektorsora van, ennek alapján beszélhetünk 2, 4, 6...16, 32, 40, 64 256, 320 ?? szeletes CT-ről. A több detektor azt jelenti, hogy a röntgenső ill. a detektor rendszer egy körbefordulása során egyszerre több szeletet mérnek meg, így pl. egy 320 szeletes géppel (egy körbefordulással) egyszerre 320 db, 0.5 mm-es szelet vastagságú képet képezhetnek le.



Egy 320 szeletes CT-vel készült képek

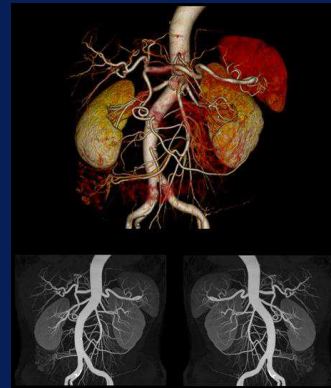
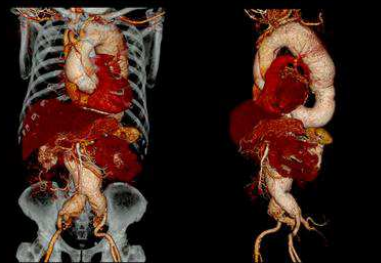


Original 1010 szelet AIDR

A tér mindhárom irányába közel azonos geometriai felbontás.
Tetszőleges irányú rekonstrukciók.
Kiváló minőségű három dimenziós (3D) rekonstrukciók. Rövid mérési idő.

CTDIvol 8.60 / DLP 327.20 / 4.70 mSv
120 kV / 49 - 81 mAs / 505 mm / 3.5 sec.

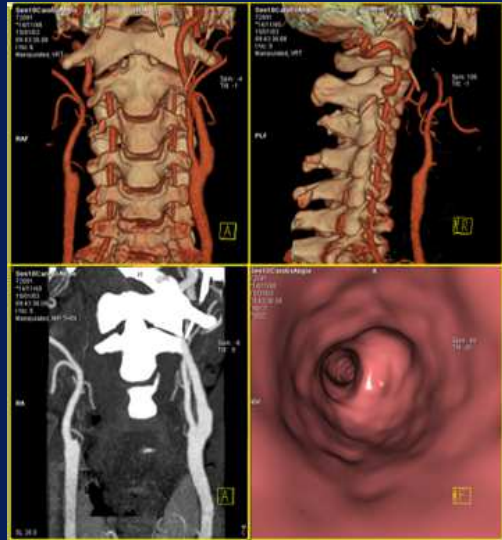
3D



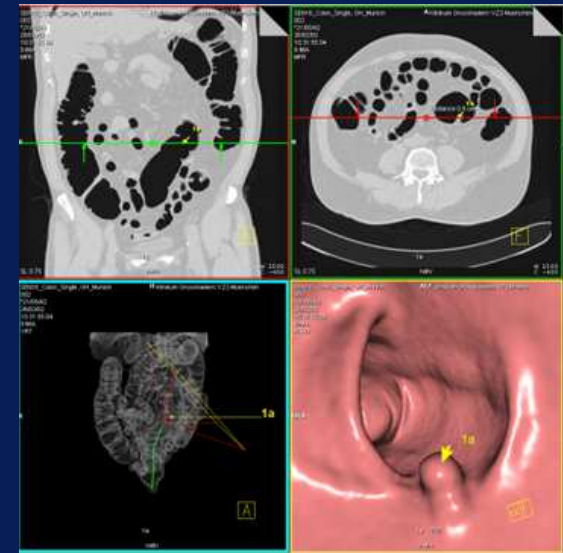
Multislice (64 szeletes) Spirál CT 3D



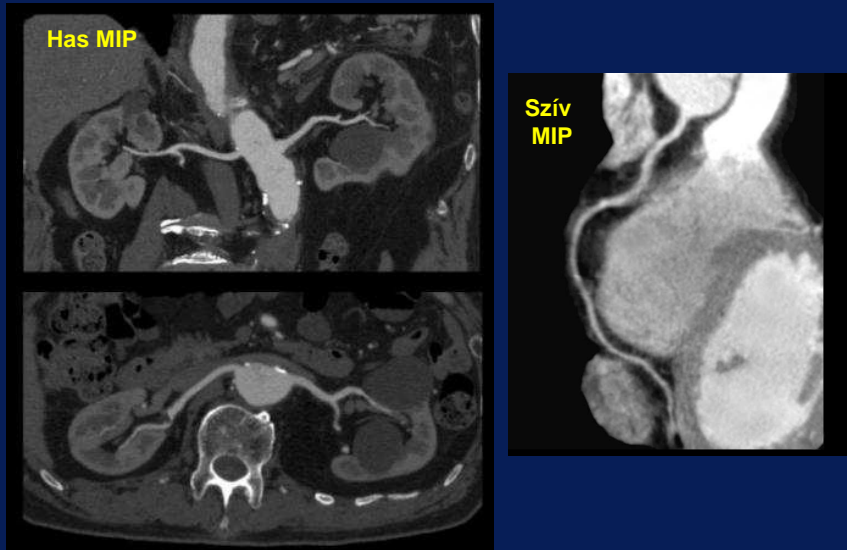
CT angiográfia és arterioszkópia



CT Colonoscopy



Kép feldolgozás: MIP CT angiográfia



Hány szelet? Toshiba 256 szelet

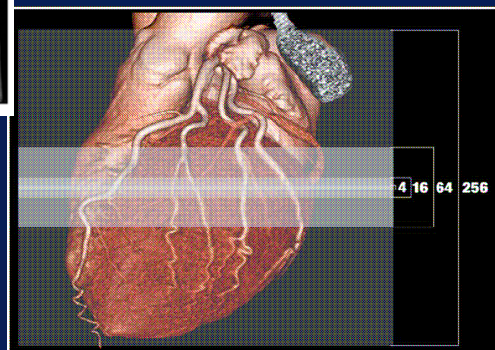


256, 320 szelet



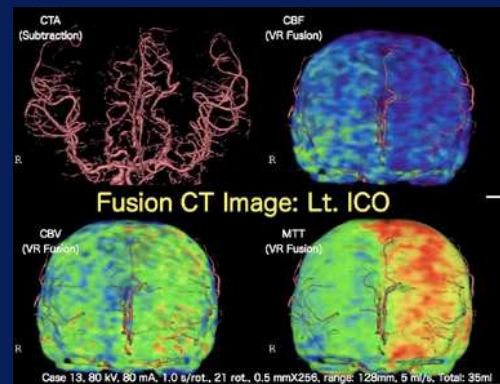
Egy szerv → egy scan
(pl, Szív)

↓
EGY SCAN (0.275 sec)
12.8 cm
(16 cm)

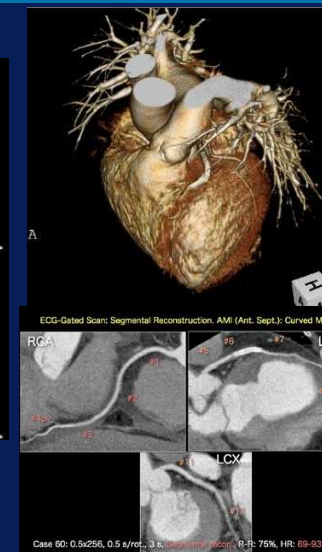


GYEREK: pl. teljes mellkas
EGY vagy KÉT SCAN
(0.275-0.55 sec)

256, 320 szelet

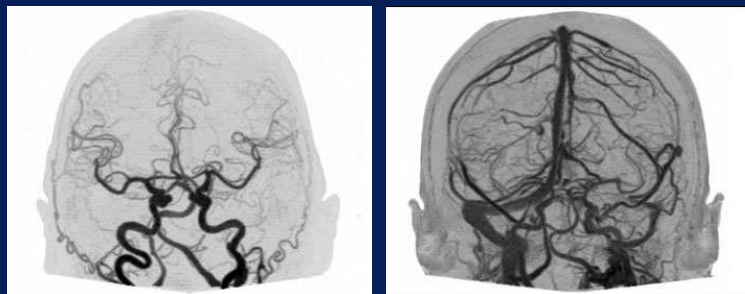


Teljes koponya, perfúzió
Real time angiography



Angiográfia, 320 szelet

Valós idejű angiográfia



Multislice CT nyújtotta lehetőségek

Gyorsabb scanek

- kevesebb kontrasztanyag
- kevesebb mozgási műtermék

Hosszabb scanek

- teljes mellkas nagy felbontásban (HRCT)
- perifériás CT angiográfia

Vékonyabb szeletek (közel izotróp felbontás)

- tetszőleges irányú rekonstrukciók
- kiváló minőségű háromdimenziós (3D) rekonstrukciók

Hol a probléma?

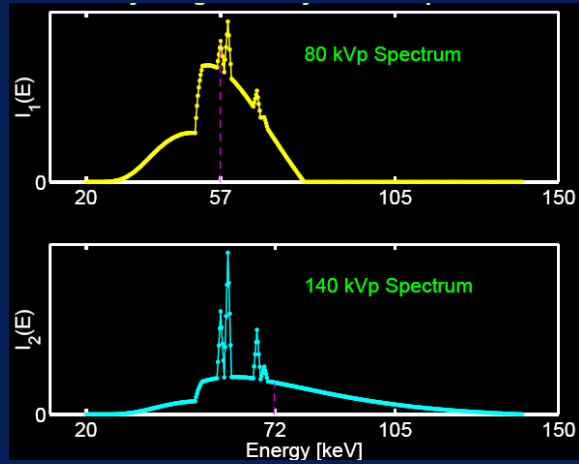
Sok adat (pl. alsóvégtagi angió ≈1400 kép,szelet)

- Újfajta szemlélet, képfeldolgozás, archiválás

Páciens dózis

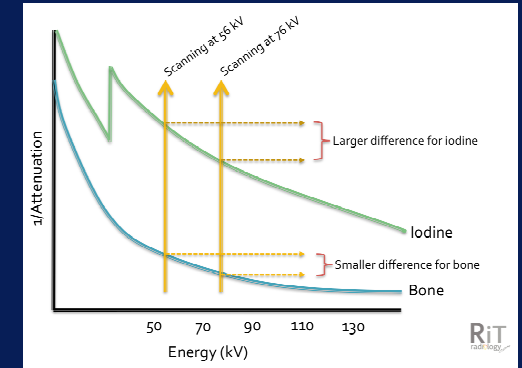
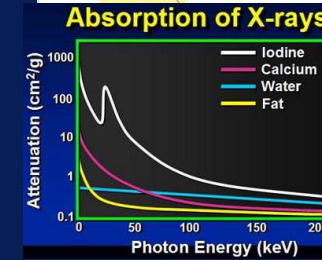
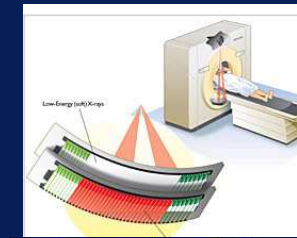
- vékony szeletek nagyobb dózis igény
- optimális scan protokollok

Dual Energy CT (Két eltérő kV)

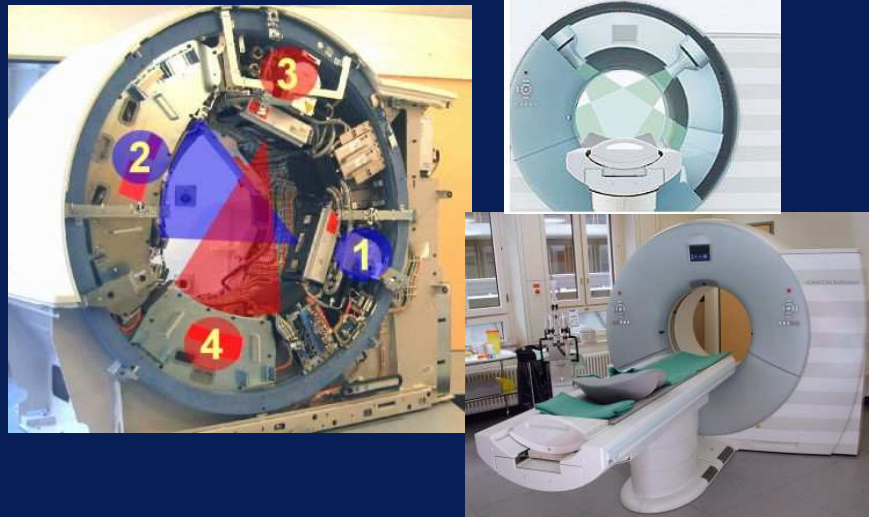


**RSNA
2007!**

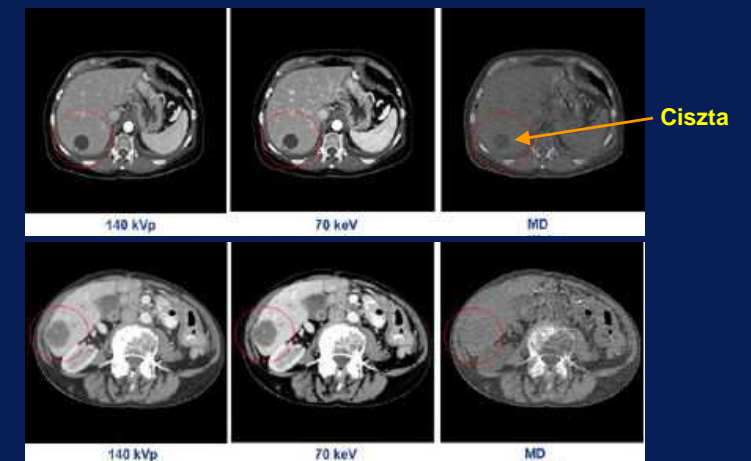
Dual Energy CT (Két eltérő kV)



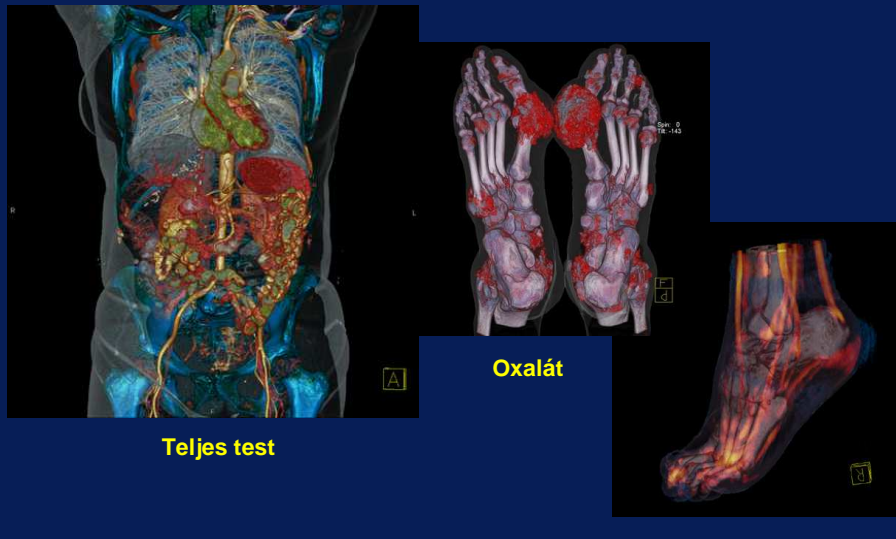
Dual Source CT (DSCT)



Képek az új CT technikával (Dual Energy)



Képek az új CT technikával (Dual Energy)



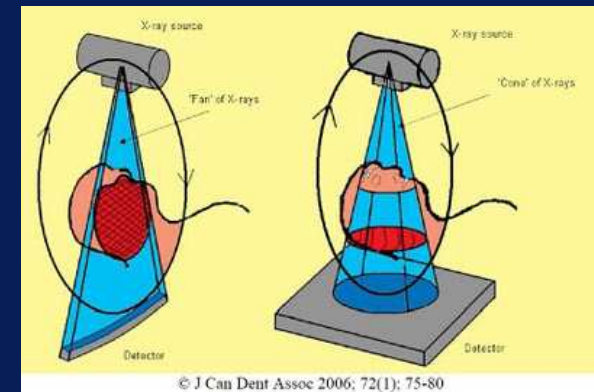
Dual Energy CT (Két eltérő kV) alkalmazás

- ❖ Anyagok, szövetek differenciálása
- ❖ 3D érképletek, egyszerű „csont eltávolítás”
- ❖ Plakk analízis (meszes, lágy)
- ❖ Tüdő perfúzió
- ❖ Kőelemzés (urát vagy más)
- ❖ Virtuális natív scan (natív képek létrehozása a kontrasztos képekből)

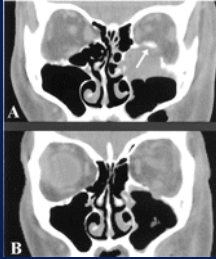
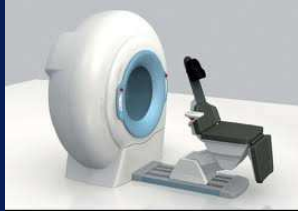
CT előnyei és hátrányai

- | | |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none">❖ Előnyök❖ Elterjedt❖ Gyors❖ A beteg jól hozzáférhető❖ A vért egyértelműen mutatja❖ Nagy felbontást tesz lehetővé❖ A csontokat és a meszet jól ábrázolja❖ Érendszer: CTA❖ Funkció: perfúziós CT | <ul style="list-style-type: none">❖ Hátrányok❖ Ionizáló sugárzás (káros-hatás csökkentés: dózis szabályozás, gyerekekre optimalizált scan protokollok)❖ Jódos kontrasztanyag❖ Szürke-fehérállomány kis denzitáskülönbsége❖ Csontos műtermékek: középső és hátsó scala, gerinc |
|--|---|

Cone Beam CT



Cone Beam CT



Hagyományos CT-hez képest rosszabb képminőség, de kisebb a sugárterhelés.