

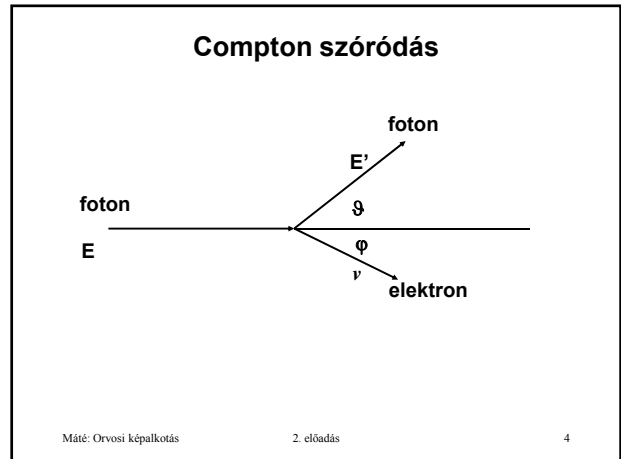
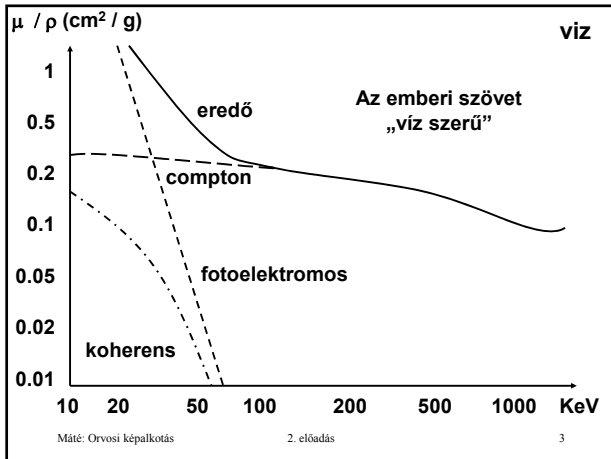
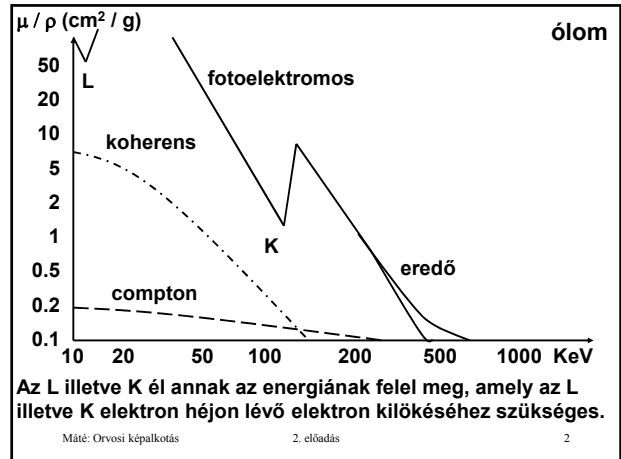
Szóródás

Koherens: a foton egy atommal történő ütközés után változatlan energiával, de más irányban halad tovább.

Fotoelektromos: a foton egy erősen kötött elektront kilök a pályájáról. Az elektron kinetikus energiája eltűnik az anyagban. Az elektron hiány egy nagyobb energiájú pályáról pótlódik, miközben az energia többlet foton formájában kisugárzódik.

Compton: a foton kevésbé kötött vagy szabad elektronnal ütközve energiájának és impulzusának egy részét átadja az elektronnak, kisebb energiával és a korábbi irányától eltérő irányban halad tovább.

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 1



A Compton szórt fotonok energiája a szóródás szögétől függően:

KeV	30°	60°	90°	180°
25	24.9	24.4	24	23
50	49.6	47.8	46	42
75	74.3	70	66	58
100	98.5	91	84	72
150	146	131	116	95
1000	794	508	341	205

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 5

A Compton szóródás káros hatásai

Determinisztikus: Csökken a kontraszt.

Kontraszt: C
 Áthaladt (transzmitált) intenzitás a háttéren: I_t
 a vizsgált területen: $C \cdot I_t$

Szórt sugárzás intenzitása (additív zaj, ≈ mindenütt): I_s

A kontraszt csökkenése:
 $(C \cdot I_t + I_s) / (I_t + I_s) = C \cdot I_t / (I_t + I_s) + \underbrace{I_s / (I_t + I_s)}_{\text{kicsi}} \approx C / (1 + I_s / I_t) = C \cdot (1 + I_s / I_t)^{-1}$

Kontraszt redukációs faktor

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 6

A Compton szóródás káros hatásai

Statisztikus : Csökken a jel – zaj viszony.
Signal to Noise Ratio (SNR)

Kontraszt: C
 A detektálás hatásfoka: η
 A nem szórt fotonok száma/pixel a háttéren: N
 A szórt fotonok száma/pixel: N_s
 A vizsgált terület egy pixelén az észlelt fotonok számának várható értéke (jel): $C \eta N$
 A háttér egy pixelén az észlelt fotonok számának szórása (zaj) (Poisson eloszlás miatt) $\sigma = \sqrt{\eta N + \eta N_s}$

$$SNR = \frac{\text{jel}}{\text{zaj}} = \frac{C \eta N}{\sqrt{\eta N + \eta N_s}} = C \frac{\sqrt{\eta N}}{\sqrt{1 + N_s / N}}$$

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 7

A szóródás hatásának kiküszöbölése

Energia diszkriminációval: Csak akkor lehetséges, ha a sugárzás mono energiás, és a szórt sugárzás energiája lényegesen kisebb, mint a primer sugárzásé.

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 8

A tárgy és a detektor közötti távolság növelésével:

Csak párhuzamos sugárzás esetén használható.

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 9

A tárgy és a detektor közötti távolság növelésével:

Pontforrás esetén a detektor felületét növelni kellene (drága).

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 10

Kollimátor alkalmazásával:

detektor detektor vonal detektor

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 11

Torzítás

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 12

Nagyítás

A tárgy nagyítása

forrás tárgy kép

$M = d / z$

A forrás nagyítása

A tárgy egy pontja

nem pontforrás

$m = (d - z) / z$

d: a forrás és a kép távolsága
z: a forrás és a tárgy távolsága

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 13

Ha a forrás, a tárgy és a kép egymással párhuzamos síkokban helyezkedik el, akkor a kép konvolúcióval keletkezik:

kép = < a forrás képe > \otimes < tárgy képe >

A tárgy nagyítási faktora: M (hasznos lehet)

A forrás nagyítási faktora: m (egyértelműen káros)

A két faktor aránya: $M / m = d / (d - z) = 1 + z / (d - z)$

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 14

Angiográfia, subtraction (kivonásos) angiográfia

Angiográfia
Kontraszt (nagy elnyelő képességű) anyagot juttatnak a vérbe, így láthatóvá válik az érrendszer.

Subtraction (kivonásos) angiográfia
Kontraszt anyag nélkül és kontraszt anyaggal is készítenek azonos pozícióban képet, majd a két képet kivonják egymásból.
Ahova nem jutott el a kontraszt anyag, ott a két kép megegyezik, a különbségük 0, tehát az érrendszer zavaró hatása nélkül látszik.

Súlyozott kivonás: a környezet halványan megmarad.

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 15

Angiográfia, subtraction (kivonásos) angiográfia

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 16

Tomográfia, rekonstrukció

Diszkrét tomográfia: A vetületeiből rekonstruálandó képen csak egész értékek fordulhatnak elő (minden számítógépes kép ilyennek tekinthető).

Bináris képek rekonstrukciója: néha két vetület elegendő

Nem mindig egyértelmű

Kapcsoló komponens

1 3 3 3 3 1 1

3 2 4 2 3 1 1

1 3 3 3 3 1 1

3 2 4 2 3 1 1

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 17

Lehetőségek az egyértelműség biztosítására

- Követelmények a rekonstruálandó alakzatra (pl. konvexitás)
- Több vetület megadása (kevésbé valószínű megfelelő kapcsoló komponens előfordulása)

Általában: Egy $m \times n$ -es rekonstruálandó kép esetén $m \times n$ ismeretlen kell meghatározni. Minden vetület egy csomó egyenletet szolgáltat, amelyben csak ezek az ismeretlenek szerepelnek. Ha elegendően sok vetületünk van, az egyenletrendszer megoldható!

Problémák:

- Nagyméretű egyenletrendszer \rightarrow közelítő megoldás (iteratív rekonstrukció)
- Az egyenletrendszer ellentmondásos \rightarrow a hiba minimalizálása, lineáris programozási módszerek
- Leállási feltétel

Máté: Orvosi képzőanyag 2. előadás 18

Radon transzformáció (J. Radon: 1917)

$f(x, y)$

$[R f](s, \theta) = g(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(s, \theta), y(s, \theta)) du$

$g(s, \theta)$ -et rögzített θ mellett egy változós függvényként ábrázoltuk

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 19

$[R f](s, \theta) = g(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x(s, \theta), y(s, \theta)) du = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \theta - u \sin \theta, s \sin \theta + u \cos \theta) du$

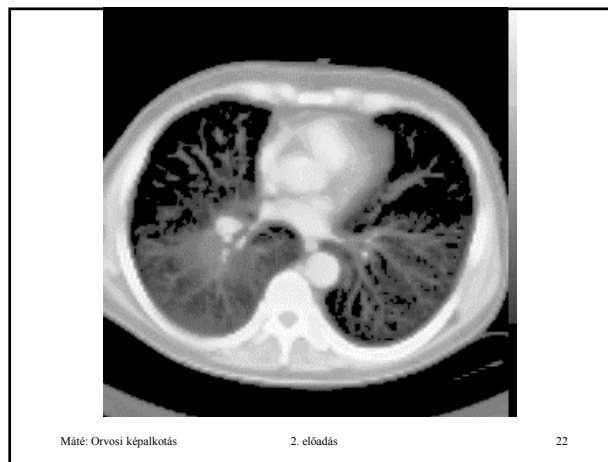
Máté: Orvosi képzés 2. előadás 20

$g(s, \theta) = \ln(I_s / I_D) = \int_S^D \mu(u) du$

A Radon transzformáció invertálható!

Inverz Radon transzformáció: rekonstrukció

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 21



Máté: Orvosi képzés 2. előadás 23

Máté: Orvosi képzés 2. előadás 24

φ a szomszédos detektorok látószöge a forrásból
 ψ a gentry elemi forgási szöge

$\alpha = n \varphi$
 $\beta = m \psi$
 $\vartheta = \alpha + \beta$

látótér
 detektor szalag

$\alpha + \beta$
 90°
 $90^\circ - (\alpha + \beta)$
 $\vartheta = 90^\circ - (90^\circ - (\alpha + \beta)) = \alpha + \beta$

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 25

φ a szomszédos detektorok látószöge a forrásból
 ψ a gentry elemi forgási szöge

$\alpha = n \varphi$
 $\beta = m \psi$
 $\vartheta = \alpha + \beta$

látótér
 detektor szalag

Tehát az n . detektor a $g(s, \vartheta)$ függvény értékét szolgáltatja az $s = r \sin(n \varphi)$, $\vartheta = \alpha + \beta$ pontban

Az így készült táblázatot **szinogram**nak nevezzük.

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 26

S sugárforrás
 kollimátor
 kompenzátor
 rekonstruálódó terület
 R referencia detektor
 D detektor

A referencia detektor szerepe:

$$\int_S \mu(x) dx = \ln(I_S(t)) - \ln(I_D(t)) =$$

$$= \ln(I_S(t)) - \ln(I_R(t)) + \ln(I_R(t)) - \ln(I_D(t)) =$$

$$= \ln(I_S(t) / I_R(t)) - \ln(I_D(t) / I_R(t)) = \text{konstans} - \ln(I_D(t) / I_R(t))$$

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 27

A kompenzátor szerepe a mérendő értéktartomány csökkentése:

$$\int_S \mu(x) dx = \int_S (\mu_T(x) + \mu_C(x)) dx =$$

$$\int_S \mu_T(x) dx + \int_S \mu_C(x) dx$$

α -tól függő gyári konstans

Máté: Orvosi képzőkötés 2. előadás 28

