

RÖNTGEN - CT

A RÖNTGENDIAGNOSZTIKA ALAPJAI, A SZÁMÍTÓGÉPES RÖNTGENTOMOGRÁFIA (CT) ELVE

2018

ELNYELÉSI EFFEKTUSOK: A diagnosztikus tartományban a röntgensugárzás elnyelésében a fotoeffektus és a Compton-szórás játszik szerepet.

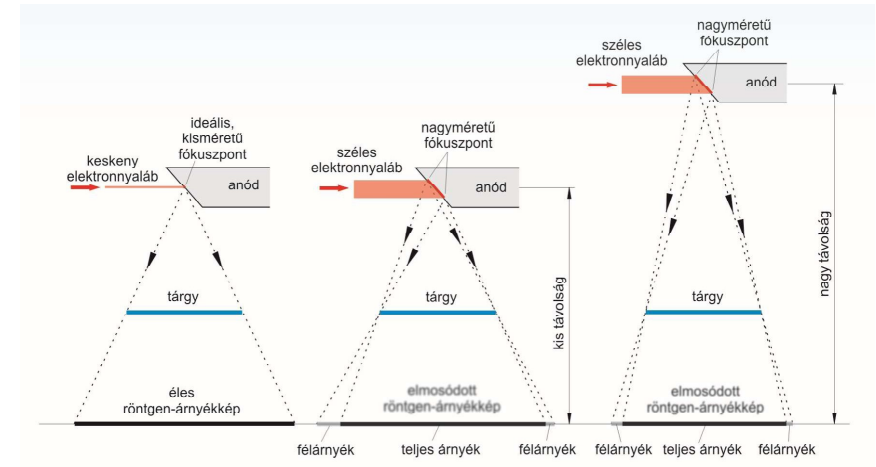
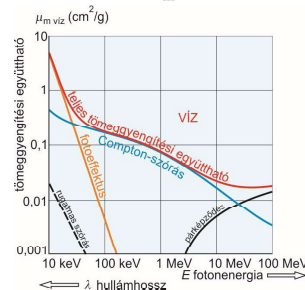
A FOTOEFFEKTUS SZEREPE: A közel azonos sűrűségű (ρ), de különböző rendszámú (Z) szövetek kontrasztos képe a fotoeffektusnak köszönhető, hiszen $\mu_m \sim Z^3$

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

$$\mu = \mu_m \cdot \rho$$

ALARA elv

ABSZORPCIÓS FOLYAMAT	m_m függése a Z rendszámtól	m_m függése az E fotonenergától
rugalmas szórás	$\mu_m \sim Z^2$	$\mu_m \sim 1/E^2 \sim \lambda^2$
fotoeffektus	$\mu_m \sim Z^3$	$\mu_m \sim 1/E^3 \sim \lambda^3$
Compton-szórás	közel független	enyhén csökkenő



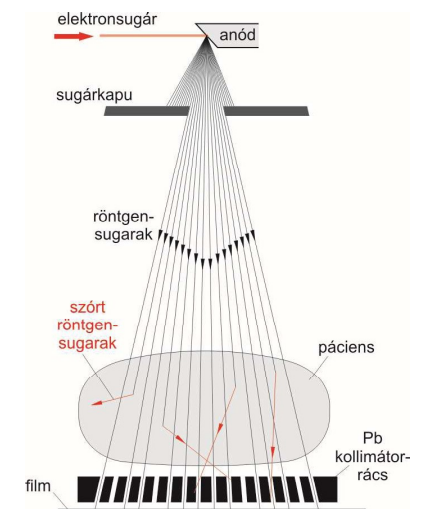
Sok esetben mesterségesen, ún. **kontrasztanyagokkal** változtatjuk meg egyes szervek (pl. gyomor, bél, vérédenyek) abszorpcióképességét, megnövelve ezzel az említett szervek vizsgálhatóságát. Attól függően, hogy az alkalmazott kontrasztanyag jobban, vagy gyengébben nyel el a környezeténél, **pozitív**, vagy **negatív kontrasztanyag**ról beszélünk.

KI- (+) kontrasztanyag → angiogramm

Atomszám nagyobb mint az átlagos atomszám a szervezetben.

Levegő- (-) kontraszt anyag → atomszám alacsonyabb, mint az átlagos atomszám a szervezetben, sűrűsége kisebb

BaSO₄ → tipikus (+) kontraszt anyag, gasztrointesztinális rendszerben a bélfalhoz tapad, utána levegővel feltöltve (-kontraszt) felbontás javítható



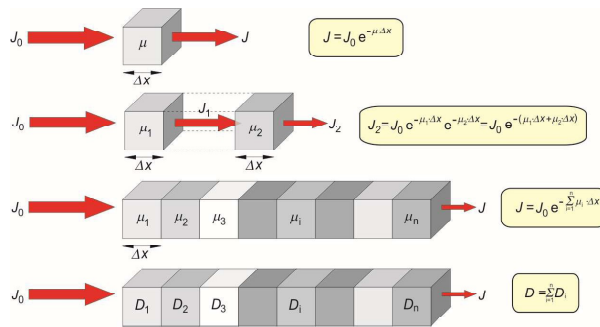
A SZÁMÍTÓGÉPES TOMOGRÁFIA (CT) MŰKÖDÉSÉNEK ALAPJAI

$$J = J_0 e^{-(\mu_1 \Delta x + \mu_2 \Delta x + \dots \mu_n \Delta x)} = J_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x}$$

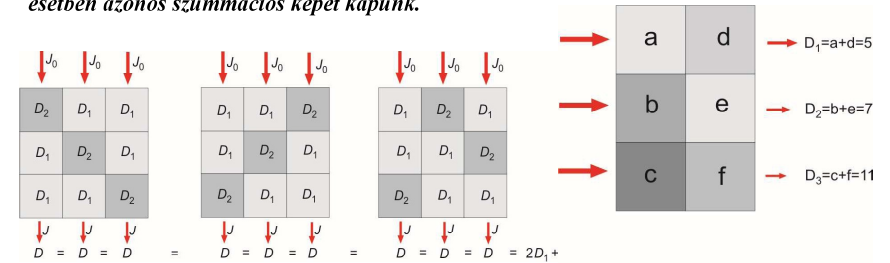
Vezessük be az **elemi denzitás** $D_i = \mu_i \Delta x \lg e$ fogalmát, amivel az átvilágított testrészt eredő denzitása:

$$D = \lg \frac{J_0}{J} = \sum_{i=1}^n D_i$$

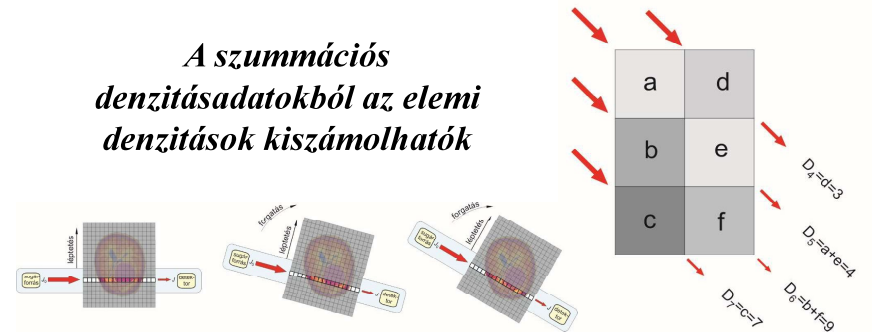
A szummációs kép egy képpontjának kialakulása.



A kép egymásra vetülő elemi denzitásai egyirányú mérésekkel nem fedhetők fel. Mindhárom esetben azonos szummációs képet kapunk.

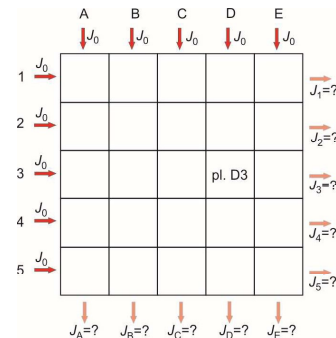


A szummációs denzitásadatokból az elemi denzitások kiszámolhatók



A MÉRÉS

A mérő-összeállításban, amellyel a gyakorlaton dolgozunk, röntgensugár helyett ^{137}Cs gamma-sugárzást alkalmazunk. A sugármérő detektor NaI(Tl) kristállyal felszerelt szcintillációs számláló, amelyet a mérőfejen megjelölt nagyfeszültségen (HV), ID állásban, 200-as küszöbszint mellett ($U_d = 1 \text{ V}$) használunk. A denzitogramot egy négyzetrácsal ellátott fejmodellről fogjuk elkészíteni: ez az alkalmazott gamma-sugárzást alig gyengítő anyagból készült, és benne néhány egyforma (azonos egyedi denzitású vasrúd) góc van elhelyezve. A detektor előtti ólomkollimátoron felfestett jelek a készülék tengelyvonalát, egyúttal a letapogatást (átvilágítást) végző sugárnyaláb tengelyét is jelzik. E jelekhez kell majd beállítanunk mérés közben a fejmodell felső lapján bejelölt 15 mm-es sávok közepét.



A fej modell felülnézeti képe a mérendő sugárirányokkal.

$$D = \lg J_0 / J$$

FELADATOK:

- Mérjük 3-szor 5 s-ig háttérsugárzást, majd számítsuk ki a háttér átlagát!
- Mérjük meg a gyengítetlen intenzitást (J_0) a fejmodell nélkül (3-szor 5 s, átlag)!
- Mérjük meg a modellen az A...E betűkkel és az 1...5 számokkal megjelölt szelvényen áthaladó sugárintenzitással arányos impulzusszámot (J_A, \dots, J_5 , 3-szor 5 s, átlag)!
- Átlagolás és a háttér levonása után számítsuk ki a szelvények denzitását a

$$D = \lg J_0 / J$$

képlet szerint!

- Az előző pontban kiszámított denzitások ismeretében következtessük ki a vizsgált modell denzitogramját!

Megjegyzés:

- A modell a denzitásokból olyan egyértelműen rekonstruálható, hogy számítógép igénybevétele mellőzhető.

	háttér	J ₀	J _A	J _B	J _C	J _D	J _E	J ₁	J ₂	J ₃	J ₄	J ₅
1. mérés												
2. mérés												
3. mérés												
átlag												
átlag – (háttér átlaga)												
denzitás (D)												

A GÓCOK ELHELYEZKEDÉSE:

