

ÖSSZEFOGLALÁS:

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 $\mu_m \sim Z^3$

ELEMI DENZITÁS: A vizsgált testrészt egy kicsiny térfogatelemének abszorbanciája ($\lg J_0/J$).

SZUMMÁCIÓS KÉP: A röntgensugárnyaláb mentén elhelyezkedő elemi denzitások összeadódnak, szummázódnak.

HATÁRHULLÁMHOSSZ (λ_h): A röntgenső anódfeszültsége által meghatározott maximális fotonenergiához tartozó minimális hullámhossz ($\lambda_h = hc/eU$).

SZÜRÉS HATÁSA: A röntgensugárzás útjába helyezett alumínium lemez kiszűri a hosszú hullámhosszú összetevőket, így keményíti a sugárzást.

KONTRASZTANYAGOK: Az üreges szerveket a környezettől eltérő elnyelőképességű anyaggal feltöltve láthatóvá válik a röntgenárnyék. Pozitív kontrasztanyag jobban, negatív kevésbé nyel el a környezeténél.

TOMOGRÁFIA: Két fajtája a hagyományos és a számítógépes tomográfia (rétegfelvétel). A hagyományos tomográfia során a testtengellyel párhuzamos metszeti képet kapunk.

SZÁMÍTÓGÉPES (SZÁMÍTOTT) TOMOGRÁFIA, CT: Röntgendumeritográfia, számítógépes tomográfia. Olyan eljárás, melynek során az egyes térfogatelemek elemi denzitásait számítógép számolja ki a rétegben megmért sok ezer keskeny sugárnyalábbal végzett mérés alapján. Elsődlegesen a testtengelyre merőleges metszeti képek készíthetők vele.

A röntgensugárzást felfedezése (1895) után alig néhány hónappal már alkalmazták képalkotásra az orvosi diagnosztikában. Ettől kezdve bő fél évszázadon át ez volt az egyetlen képalkotó módszer, ami az orvosok rendelkezésére állt. Természetesen ez abban az időben csak ún. szummációs kép lehetett, amikor a röntgenső és a film között elhelyezkedő összes réteg részt vesz a sugárgyengítésben, ezek hatása összeadódik. Ilyen módon a mélységre vonatkozóan nem kapunk információt. Ezt legalább két irányból elkészített felvétellel lehet valamelyest pótolni.

Az 1930-as évek közepén jelent meg a hagyományos rétegfelvételi (tomográfias) eljárás. Ennek segítségével hosszmetzeti képet kaphatunk a test egy kiválasztott rétegeről.

Az 1970-es években jelent meg a „számított” tomográfia (Computed Tomography CT) amely a testrészt több irányból tapogatja le röntgensugárral (szkenneli). Az így nyert adatok számítógépes kiértékelése és az egyes térfogatelemek denzitásának kiszámítása után elsődlegesen a vizsgált testrészt testtengelyre merőleges metszeti képét állítja elő. Ezt az eljárást modellezzük egy egyszerű mérésel. Egy négyzetráccsal ellátott fakockában vasrudak vannak elrejtve, melyek helyzetét keresztirányú abszorpciómérések és némi logika segítségével kell meghatározni.

ELMÉLETI ÖSSZEFOGLALÁS

A HAGYOMÁNYOS RÖNTGENDIAGNOSZTIKA ALAPJAI

Az emberi test különböző szövetei (pl. zsírszövet, csontok, vér), ill. levegővel töltött üreges részei (pl. tüdő) eltérő mértékben nyelik el a röntgensugarakat. A röntgensugarakra nézve minden anyag törésmutatója $n = 1$, ezért nem alakítható ki leképező „lencserendszer”, csupán az „árnyékkép” felhasználásáról lehet szó. Ha a vizsgálandó testrészt egy röntgensugárforrás és egy fényképező lemez közé helyezzük, az egyes szervek abszorpciójától függő negatív árnyékképet kapunk. Ez az ún. hagyományos, szummációs röntgenkép.

A röntgensugarak gyengülését, hasonlóan a γ -sugarakéhoz (lásd 10. GAMMA ABSZORPCIÓ), a gyengülési törvény írja le:

$$J = J_0 e^{-\mu \cdot x} \quad (1)$$

Az átvilágított testrészt egyes pontjain átmenő sugarak intenzitásai között tehát eltérések lesznek attól függően, hogy az adott helyen milyen vastagságú (x) a testrészt, ill. milyen szövet van a sugár útjában, annak mekkora a sugárzást gyengítő képessége (μ). A gyengítési együttható arányos a szövet sűrűségével:

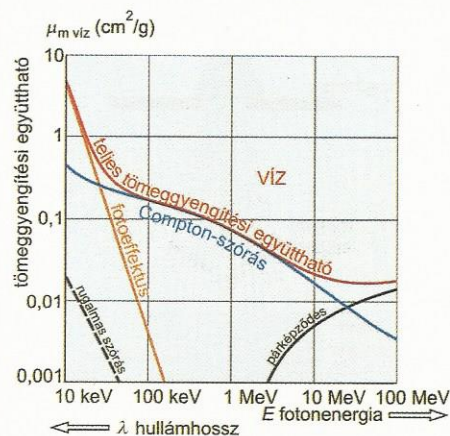
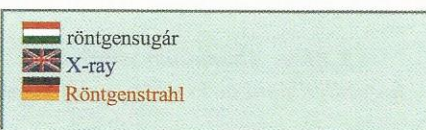
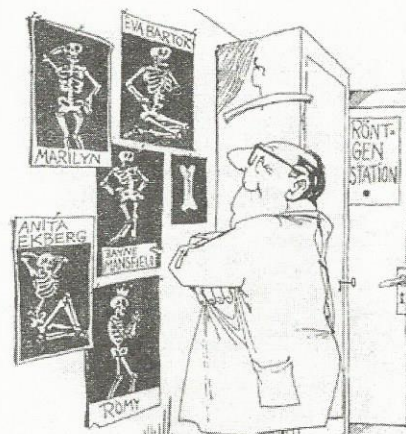
$$\mu = \mu_m \cdot \rho, \quad (2)$$

tehát a röntgenkép kontrasztossága egyrészt a szövetek sűrűségkülönbségétől függ, másrészt a μ_m tömeggyengítési együttható értéke is különbözhet a különböző szövetekre. A μ_m az elnyelő anyag atomjainak Z rendszámától (összetett anyagnál az effektív rendszámától, Z_{eff}) függ attól függően, hogy milyen típusú abszorpciós folyamat játszik szerepet az elnyelésben. A μ_m erős függést mutat még a fotonenergiától is (1. ábra). Az alábbi táblázat a különböző elnyelési mechanizmusok jellemző energia- és rendszámfüggését mutatja be:

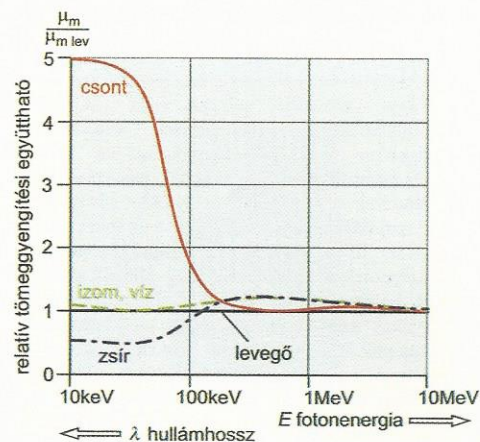
ABSZORPCIÓS FOLYAMAT	μ_m függése a Z rendszámától	μ_m függése az E fotonenergiától
rugalmas szórás	$\mu_m \sim Z^2$	$\mu_m \sim 1/E^2 \sim \lambda^2$
fotoeffektus	$\mu_m \sim Z^3$	$\mu_m \sim 1/E^3 \sim \lambda^3$
Compton-szórás	közel független	enyhén csökkenő

A röntgendiagnosztika célszerűen olyan hullámhosszú (fotonenergiájú) röntgensugarakat alkalmaz, amely mellett a legnagyobb és a legkisebb abszorpciót mutató szövetek közötti gyengítési együttható aránya a legnagyobb. A fényképezőlemezen ui. ekkor kapjuk a legkontrasztosabb képet. Tisztán fotoeffektus esetén a tömeggyengítési együttható a rendszám (effektív rendszám, Z_{eff}) köbével arányos, így pl. a csont ($Z_{\text{eff csont}} \approx 14$) tömeggyengítési együtthatója jelentősen nagyobb a lágy szövetekénél ($Z_{\text{eff lágy szövet}} \approx 7$).

Kapcsolódó részek:
Damjanovich-Fidy-Szóllósi:
VIII/3.1.1., 3.1.2., 3.1.3., 3.1.4., 4.3.



1. ábra. A víz μ_m tömeggyengítési együtthatójának és a μ_m egyes összetevőinek függése a fotonenergiától (log-log ábrázolásmód).



2. ábra. Az emberi testszövetek relatív tömeggyengítési együtthatójának függése a fotonenergiától.

Adott energiájú sugárzás esetén:

$$\frac{\mu_{\text{mcsont}}}{\mu_{\text{m lágy szövet}}} = \frac{Z_{\text{eff csont}}^3}{Z_{\text{eff lágy szövet}}^3} = \frac{14^3}{7^3} = \left(\frac{14}{7}\right)^3 = 8. \quad (3)$$

A 2. ábrán az egyes emberi szövetek relatív tömeggyengítési együtthatóit ábrázoltuk a röntgensugárzás fotonenergiájának függvényében. Az ábrából kiderül, hogy a röntgendiagnosztikai vizsgálatok céljára a 10 keV-100 keV energiatartomány használható a legeredményesebben, ahol főleg a fotoeffektus, kisebb mértékben a Compton-szórás játszik szerepet. Nagyobb energiáknál ui. a különböző szövetek tömeggyengítési együtthatói közel azonosak, így az árnyékképen csak a sűrűségkülönbségek miatt fellépő nem túl erős kontrasztok látszódnak. Kisebb energiáknál viszont a sugárzás elnyelődése erősen növekszik ($\mu_{\text{m}} \sim 1/E^3$), ezért a képalkotásban nem vesz részt, a páciens sugárterhelését azonban (feleslegesen) növeli.

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

Vizsgáljuk meg, hogyan kaphatunk jó felbontású, éles képet a fényképező lemezen.

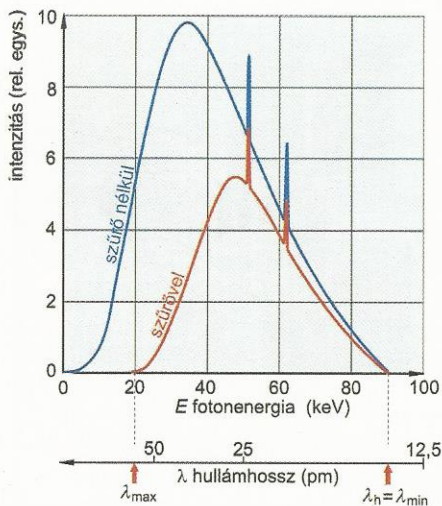
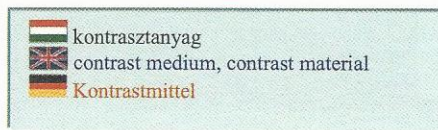
— **Pontszerű röntgensugárforrást** kell alkalmaznunk (lásd a címlap ábráját). Ehhez a röntgenszó anódjára (W, Mo) minél kisebb pontba kell az elektronsugarat fókuszálni (pl. $d = 0,2 \text{ mm}$), ami viszont túlemeledést okozhat az anód anyagában. Ezen a technikai nehézségen segít a forgó anódos röntgenszó, ahol az anód felizzott pontja egy fordulat alatt kellő hőmérsékletre hűl.

— A röntgensugárforrást minél **távolabbra** kell elhelyezni a vizsgálandó testrésztől, így csökkenthetjük a félárnyék kialakulását (lásd a címlap ábráját). Ez a sugárintenzitásnak a távolság reciprokával négyzetes arányban lévő gyengülése miatt a röntgenkészülék teljesítményének és méretének növekedéséhez vezet.

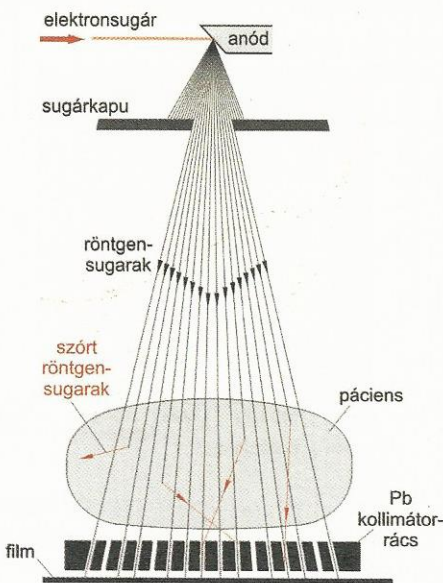
— A röntgensugárzás spektruma (3. ábra) meglehetősen széles, heterogén hullámhossz-összetételű, és feleslegesen tartalmaz nagy hullámhosszú összetevőket. Az ilyen, kis energiájú röntgenfotonok nagyrészt elnyelődnek, képet nem adnak, így csupán felesleges sugárterhelést okoznak a páciensnek. Az ebből az energiatartományból átjutó fotonok ráadásul erősen szóródnak (lásd 1. ábra, rugalmas szórás), így a röntgenkép élességét jelentősen csökkentik. Megfelelő vastagságú **alumínium lemezt** ($Z = 13$) a röntgenszó sugárútjába helyezve a hosszuhullámú rész **kiszűrhető** (a röntgensugár „keményebb” lesz, 3. ábra). Az **anódfeszültség** változtatásával ($\lambda_{\text{h}} = \lambda_{\text{min}} = hc/eU_{\text{anód}}$) és a szűréssel (λ_{max}) a vizsgálathoz szükséges optimális hullámhossztartomány beállítható. Csontokat tartalmazó testrészek vizsgálatához a nagyobb áthatolóképesség igénye miatt rövidebb hullámhosszú ($U_{\text{anód}} = \text{nagy}$), míg a csak lágy szövetek vizsgálatához nagyobb hullámhosszú ($U_{\text{anód}} = \text{kicsi}$) röntgensugarakat alkalmaznak.

— A röntgensugárzás keresztmetszeti méretét ólomból készült sugárkapukkal (4. ábra) szabályozzák úgy, hogy csak a feltétlenül átvilágítandó részekre essen sugárzás. Ennek egyik célja a páciens sugárterhelésének minimalizálása, míg a másik a szórt sugárzás csökkentése. A fekvő páciens alatt lévő fém ágy „visszaszóró” hatását a fényképezőlemez alá helyezett ólom árnyékolással szűrik ki.

— Az **expoziációs idő** megfelelően **rövid** legyen, ui. a páciens mozgása elmozdulási élettenséget okoz a röntgenképen.



3. ábra. Alumínium szűrővel a hosszuhullámú tartomány korlátozható.



4. ábra. Kollimátorrács segítségével a szórt sugárzás kiküszöbölhető.

Lágy szövetek vizsgálatához hosszú hullámhosszak alkalmazása szükséges. Ilyenkor a „lágy” röntgensugárzás erős rendszámfüggése miatt, a kis rendszámú eltérések is még látható kontrasztot adnak, de a szóródás jelentős mértékű homályosodást okoz. Ilyen esetben ún. **kollimátorrácsot** helyeznek a fényképezőlemez fölé (4. ábra). A kollimátorrács (vastag ólomlemezbe fűrt lyukak ezrei) csak az eredeti sugárirányban enged át a sugarakat, a szórt (megváltozott irányú) sugarak a lyukak falában elnyelődnek. A felvétel ideje alatt a kollimátorrácsot X-Y irányban mozgatják, hogy ne csak a lyukak alatt keletkezzen kép. Természetesen a röntgenkép felbontását a kollimátorrács finomsága (raszter) határozza meg.

Az 5. ábra a vizsgálandó testrészen áthaladó keskeny sugárnyaláb gyengülését ábrázolja. A gyengülés törvénye értelmében az egyes Δx hosszúságú térfogatelemek (volume element = voxel) μ_1, μ_2, \dots gyengítési együtthatói összeadódnak:

$$J_1 = J_0 e^{-\mu_1 \Delta x}, \text{ ill.}$$

$$J_2 = J_1 e^{-\mu_2 \Delta x} = J_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} = J_0 e^{-(\mu_1 \Delta x + \mu_2 \Delta x)}. \quad (4)$$

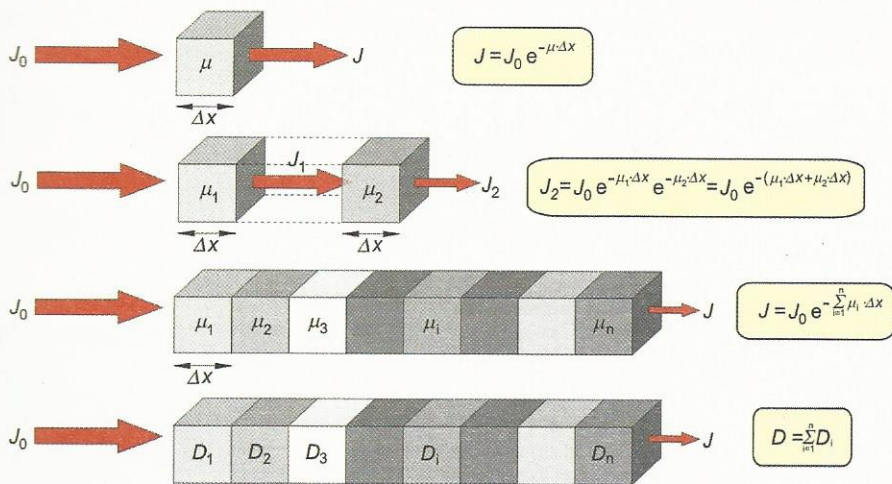
Ugyanez n elemre:

$$J = J_0 e^{-(\mu_1 \Delta x + \mu_2 \Delta x + \dots + \mu_n \Delta x)} = J_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x} \quad (5)$$

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

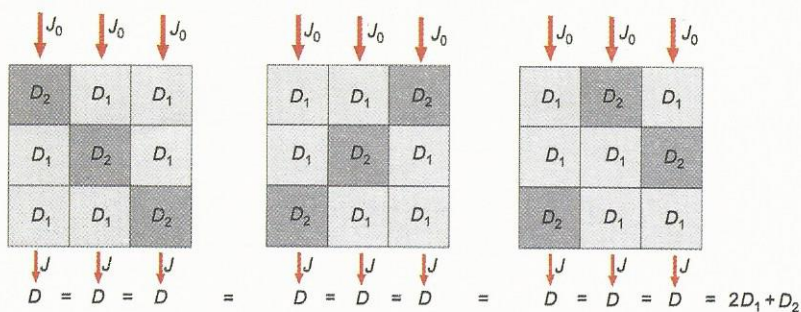
$$D = \lg \frac{J_0}{J} = \sum_{i=1}^n D_i, \quad (6)$$

Az az **árnyékképen** a különböző elemi denzitások összege, szummája érvényesül. Az egyszerű átvilágítás során kapott képet **szummációs képnek** hívjuk.



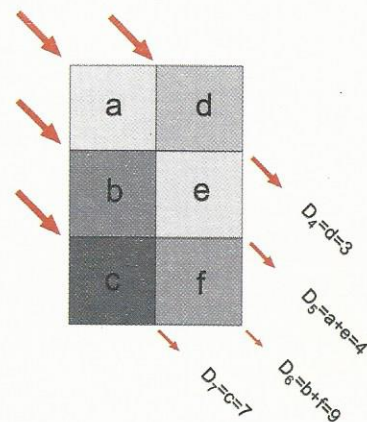
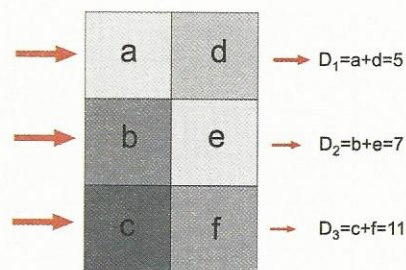
5. ábra. A szummációs kép egy képpontjának kialakulása.

Az ilyen szummációs képen az egymás után átvilágított térfogatelemek árnyékképei egymásra vetülnek, és ezért nem különböztethetők meg egymástól (6. ábra).

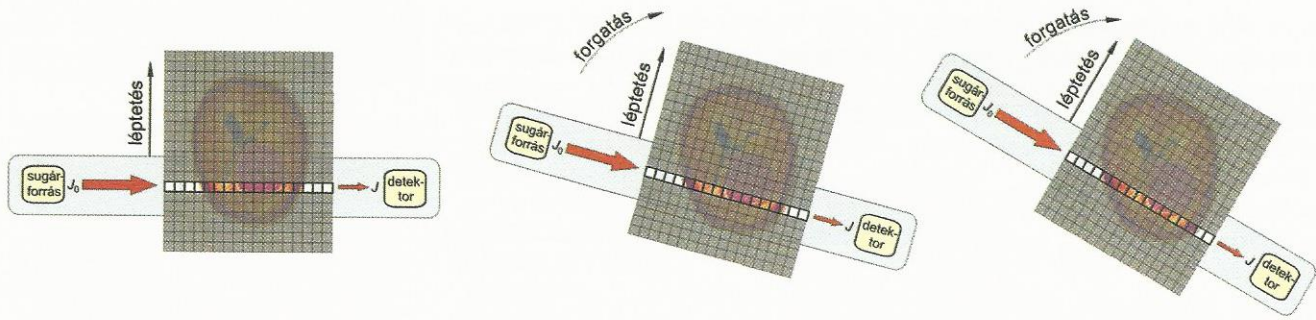


6. ábra. A kép egymásra vetülő elemi denzitásai egyirányú mérésekkel nem fedhetők fel. Mindhárom esetben azonos szummációs képet kapunk.

A 7. ábrán egy hat elemű négyzetrácsban különböző ismeretlen értékű elemi denzitásokat ábrázoltunk. Három vízszintes, és négy ferde irányú szummációs denzitásértékből, amelyeket intenzitásmérésekből kaptunk, összesen hét egyenletet sikerült felírni. Az egyszerű egyenletrendszer könnyen megoldható.



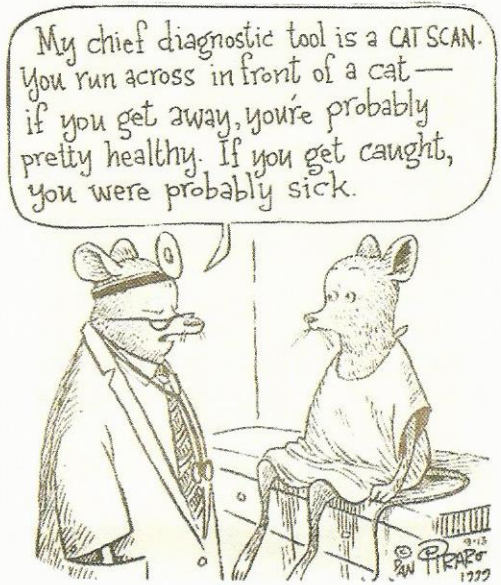
7. ábra. A szummációs denzitásadatokból az elemi denzitások kiszámolhatók ($a=2, b=5, c=7, d=3, e=2, f=4$).



8. ábra. A CT elvi működésének vázlatja.

Ha egy keskeny röntgensugár-nyalábot (pl. $A < 1 \text{ mm}^2$) a testrészt mögötti detektorral együtt egy adott síkban párhuzamosan eltolunk (szkenelés), majd az egész szkennelést különböző szögekben megismételjük (8. ábra), szummációs intenzitásadatok százszázait rögzíthetjük. A számítógép az adatokból felállított óriási méretű lineáris egyenletrendszer megoldja, és az adott metszet minden egyes térfogatelemére kiszámítja az elemi denzitást. Ennek az a feltétele, hogy legalább annyi független egyenlet tudjunk felállítani, ahány ismeretlen elemi denzitást akarunk kiszámolni. Az így kapott elemi denzitásértékeket szürkeskálán, vagy színekkel kódolva a vizsgált testrészt metszeti képéhez hasonló kétdimenziós rétegfelvételhez, a **denzitogramhoz** jutunk. A módszer neve **röntgen-denztográfia**, vagy az angolszász elnevezés, a Computed Tomography után, röviden CT.

	CT, számítógépes (számított) tomográfia
	CT, CAT-scan
	CT



A MÉRÉS

A mérő-összeállításban, amellyel a gyakorlaton dolgozunk, röntgensugár helyett ^{137}Cs gamma-sugárzását alkalmazzuk. 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 (9. ábra).

FELADATOK:

1. Mérjük 3-szor 5 s-ig háttérsugárzást, majd számítsuk ki a háttér átlagát!
2. Mérjük meg a gyengítetlen intenzitást (J_0) a fejmodell nélkül (3-szor 5 s, átlag)!
3. 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)!
4. Átlagolás és a háttér levonása után számítsuk ki a szelvények denzitását a $D = \lg J_0 / J$ képlet szerint!
5. Az előző pontban kiszámított denzitások ismeretében következtessük ki a vizsgált modell denzitogramját!

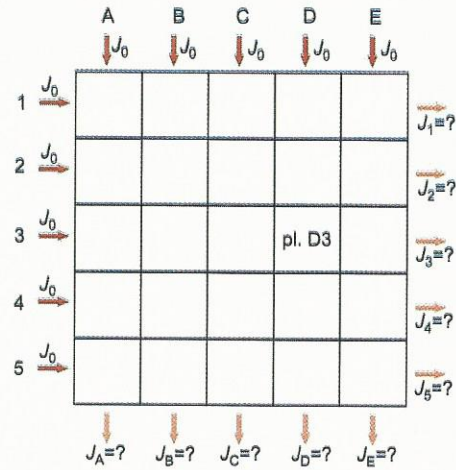
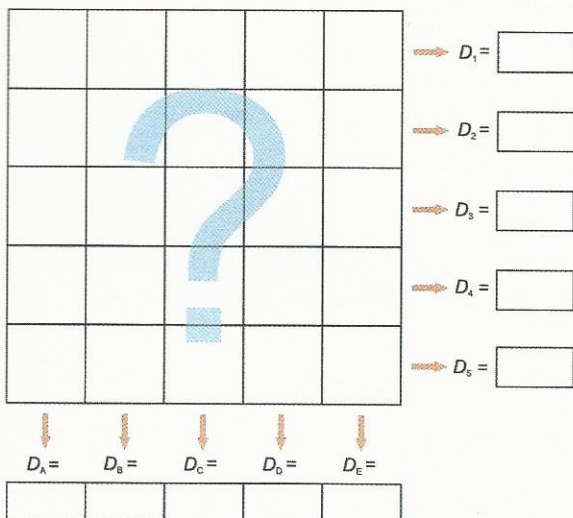
Megjegyzés

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

A JEGYZŐKÖNYV TÁBLÁZATAINAK TERVEZETE:

	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:



9. ábra. A fejmodell felülnézeti képe a mérendő sugárirányokkal.