

Nagy László

Mikro CT

Jelen tananyag a Szegedi Tudományegyetemen
készült az Európai Unió támogatásával.

Projekt azonosító: EFOP-3.4.3-16-2016-00014

Javasolt feldolgozási idő: 90 perc

Számítógépes tomográfia

A számítógépes tomográfia (komputer-tomográfia, computed tomography, CT) a felfedezésétől ¹ hosszú időn át kizárólag a radiológiai diagnosztika egyik ágaként élt a köztudatban. Napjainkban a technológiai fejlődésnek és a bővülő anyagi forrásoknak köszönhetően a számítógépes tomográfia már nem csak az orvosi diagnosztikában és az iparban jelenlévő vizsgálati módszer, hanem egyre elterjedtebb nem-destruktív módszer az alap- és alkalmazott laboratóriumi kutatásokban is.

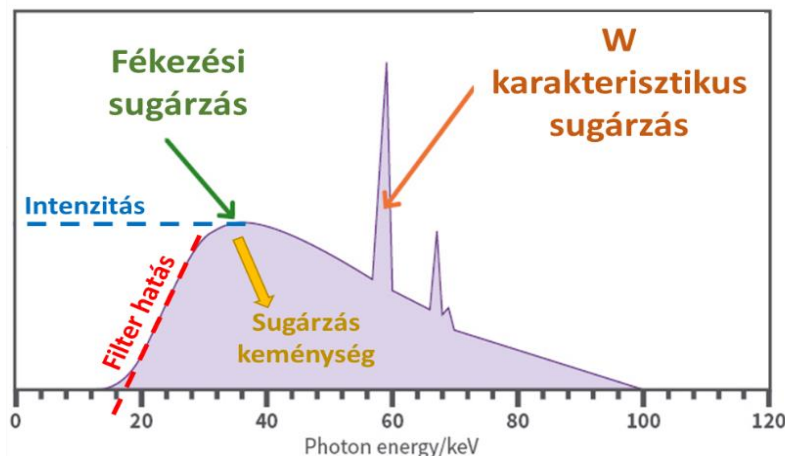
A röntgensugárzás keltése és tulajdonságai

A számítógépes tomográfia a röntgensugarak különböző mértékben történő elnyelődésének mérésén alapszik, így a CT technika alkalmazása során fellépő fogalmak megértése végett érdemes néhány, a röntgensugárzással kapcsolatos alapfogalmat áttekinteni:

- A röntgensugárzás nagyenergiájú elektromágneses, **ionizáló sugárzás**, hullámhossza a $0.01 \text{ \AA} - \text{nm}$ tartományban van, ennek megfelelően a frekvenciája $10^{16} - 10^{19} \text{ Hz}$ közötti érték.
- A röntgensugárzás hosszabb hullámhosszú (így kisebb energiájú) része az elektromágneses spektrumban az ultraibolya sugárzáshoz csatlakozik, ezt nevezzük **lágy röntgensugárzásnak**, míg a rövidebb hullámhosszú (nagyobb energiájú) - **kemény röntgensugárzásnak** nevezett - tartomány a gammasugárzással szomszédos, részben át is fed azzal.
- A röntgensugárzás mesterséges előállításához használt eszköz a röntgenső: a légritkított térben lévő elektródákra nagyfeszültséget kapcsolva, a **katódból** (filament) kilépő elektronok az **anód** (target) felé gyorsulnak, majd abba becsapódva jön létre a röntgensugárzás. Az anód anyaga leggyakrabban *W, Cu, Mo*.
- A katódon átfolyó áram (I_C , tipikusan $\mu A, mA$) szabályozza a belőle kilépő elektronok számát (**intenzitást**), míg a katód és anód közé kapcsolt gyorsító feszültség (U_A , tipikusan kV) határozza meg a **sugárzás keménységét**.
- A röntgensugárzás két fajtáját különböztetjük meg, keletkezés szerint: a széles, folytonos spektrum a fékezési sugárzásból keletkezik, míg a vonalas spektrum a karakterisztikus sugárzásból származik (**1. ábra**).

Miért fontos mindez a számítógépes tomográfia szempontjából? Attól függően, például, hogy milyen sűrűségű objektum átvilágítása a cél, alkalmazunk lágy sugárzást ($U = 30 - 50 \text{ kV}$, pl. diagnosztikában szervek, anyagtudományban műanyagok) vagy kemény sugárzást ($U > 100 \text{ kV} + \text{filter}$, pl. diagnosztikában csontok, anyagtudományban közetek stb.).

¹ Kifejlesztéséért 1979-ben Allan M. Cormack és Godfrey N. Hounsfield orvosi Nobel-díjat kaptak.



1. ábra A röntgensugárzás spektruma W anód esetében: a fékezési sugárzás *folytonos spektruma* (zöld), a karakterisztikus sugárzás *vonalas spektruma* (barna). *Szűrő* alkalmazásával „vágható le” a spektrum kis energiájú része (piros). A katód áram szabályozza az *intenzitást* (kék), míg a *sugárzás keménységét*, azaz a fékezési sugárzás csúcsának helyét (sárga) az anód és katód közé kapcsolt gyorsító feszültség.

A röntgensugárzás elnyelődése anyagi közegben

Az előző fejezetben áttekintettük a röntgensugárzás keltésének módját, ill. az ezekből adódó – tomográfia szempontjából - fontosabb tulajdonságait. A következőkben a CT alapját képező elnyelődést tekintjük át röviden.

A röntgensugárzás, energiájától függően három fő effektus útján hat kölcsön az anyagi rendszerekkel: a fotoelektromos hatás (< 1 MeV), a Compton-szórás (~ 1 MeV) és a párkeltés (> 1 MeV). Tomográfias célokra a fotoelektromos elnyelődés az optimális, mind energia (~100 keV), mind „egyszerűség” szempontjából: míg a Compton-szórás számos kölcsönhatás eredménye, ezzel szemben a fotoelektromos effektus során a röntgen foton teljesen elnyelődik egyetlen kölcsönhatás eredményeképp, az elnyelődés mértéke pedig arányos az atomszám harmadik hatványával, azaz anyagi minőségre jellemző.

Az intenzitás az anyagba történő behatolás során az elnyelési törvénynek megfelelően exponenciálisan csökken. Az abszorpció a fotoeffektus és a Compton-szórás esetén is függ a sűrűségtől, míg a fotoeffektus a kémiai összetételtől is. A kémiai összetétel és a sűrűség hatása elkülöníthető a tömegabszorpciós együttható által. A CT technikában viszont nem ezek az abszorpciós együtthatók használatosak, hanem az ún. CT-szám (Hounsfield-egység, Hounsfield Unit, HU), amely a vízhez viszonyított elnyelést mutatja:

$$\text{CT szám} = \frac{\mu_{\text{szövet}} - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}}} \cdot 1000$$

A CT szám - azon túlmenően, hogy nagyobb különbségű értékeket mutat különböző elnyelési értékű anyagokra² - egyértelmű azonosíthatóságot biztosít a CT felvételeken.

Legvégül, egy mondat erejéig érdemes kitérnünk arra, hogy a CT technika

² Elnyelési együttható vízre, izomra és csontokra: 7.42, 7.46 és 12.7 1/cm, míg a HU értékek: 0, 45 és 500.

alkalmazása során az egyik legfontosabb kitétel, hogy a sugárzás elnyelődését meg is kell tudnunk mérni, melynek elengedhetetlen feltétele a kiváló minőségű detektorok használata. Az ideális, vagy közel ideális detektor (1) minden egyes fotont érzékel a teljes energiatartományban és (2) a továbbított (pl. elektromos, elektronikus) jel lineárisan függ a röntgensugárzás intenzitásától.

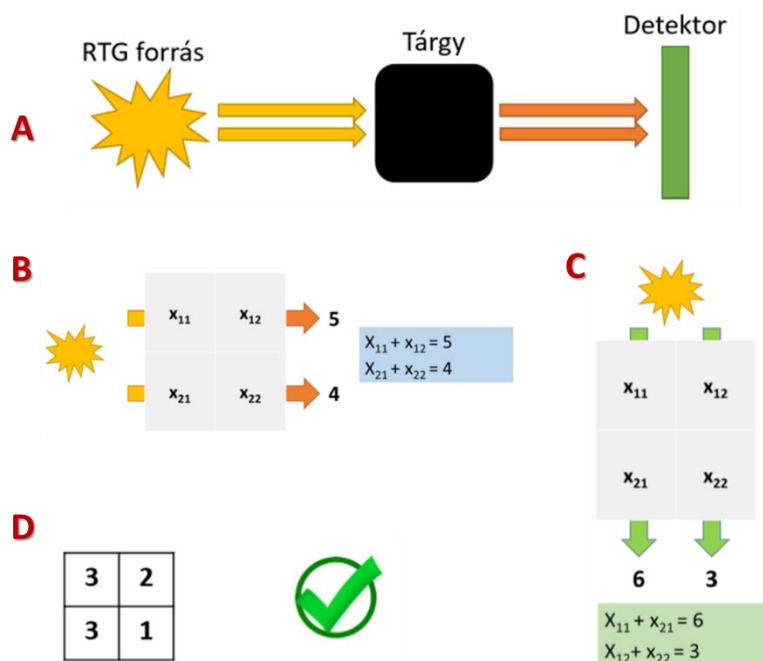
A számítógépes tomográfia elméleti alapjai

A tomográfia alapelve végtelenül egyszerű(nek tűnik), ám alkalmazása annál összetettebb, nem véletlenül ragadt hozzá a „komputer” előtag: az alább bemutatásra kerülő alapelv alkalmazása, azaz az elnyelési térkép „visszafejtése”, a rekonstrukció olyan extrém számítási kapacitást igényel, mely számítógépek nélkül elképzelhetetlen. Sőt, hétköznapi asztali vagy hordozható számítógépek alkalmazásával egy-egy rekonstrukció napokat, akár heteket is igénybe venne, ezért a CT berendezések mellett a hagyományos számítógépek kapacitásának többszörösével bíró komputereket alkalmazunk ³.

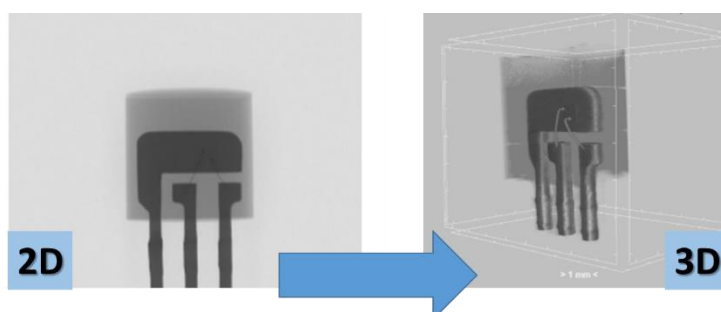
A tomográfia elvét az alábbi ábra szemlélteti a legegyszerűbben: egy gondolat kísérletben képzeljünk el egy sugárforrás-detektor párost, melyek közé egy 4 cellára felosztott, ismeretlen elnyelésű (inhomogén) objektumot helyezünk el (**2.A ábra**), amelyet a sugárral átvilágítunk és mérjük a rá jellemző elnyelést a detektorral. A kísérlet célja annak meghatározása, hogy az egyes cellákra milyen elnyelési értékek jellemzők. Egy adott irányból átvilágítva a „fekete dobozt”, nyerünk két értéket (5 és 4, **2.B ábra**). Ezt nevezzük (vertikális) vetületnek (*shadow projection*), mely azt mutatja, hogy az alsó és a felső sorokra milyen elnyelés jellemző, de nem tartalmaz mélységi információt, azaz nem tudjuk, hogy az adott sor egyes oszlopaiban külön-külön mennyi ez az érték. Ezután az objektumot átvilágítjuk erre merőleges irányból is, mellyel kapunk újabb két értéket (6 és 3, **2.C ábra**), mely már az oszlopok elnyelését jellemzi, de ekkor sem tudjuk, hogy az adott oszlop egyes soraiban külön-külön mennyi ez az érték, csak az összegeiket. A vetületek tehát egyenleteket reprezentálnak, a vetületek összessége egy egyenletrendszer, mely megoldható, hiszen 4 egyenlet áll rendelkezésre 4 ismeretlenhez. Az egyenletrendszer megoldását nevezzük rekonstrukciónak, melynek eredménye egy 2D elnyelési térkép (3,2,3,1) (egy szelet ⁴).

³ 20-40 processzor mag, 64-128 GB memória, 5-10 TB háttértároló. Egy nagy felbontású mérés és rekonstrukciójának tárolása 100-200 GB háttértárat is igényelhet!

⁴ Maga a tomográfia szó is a szeletelésre utal.



2. ábra A tomográfia alapelveinek ábrázolása egy leegyszerűsített esetben. Ez a szemlélet főként az ún. legyező-geometria alkalmazásakor használatos (ritka), ám ha az eredeti „fekete doboz” 3D tárgy volt, akkor kúp-nyaláb geometriát alkalmazunk és a (horizontális) 2D szeletek összessége alkotja a 3D objektumot: a **3. ábrán** egy 3-dimenziós tárgy egyik (vertikális) 2D vetülete, valamint az ilyen vetületek sokaságából ($\# > 1000$) rekonstrukcióval nyert 3D kép látható.



3. ábra jFET tranzisztorról készített 2D vetület és 3D rekonstrukció

A fent bemutatott, leegyszerűsített példában egy 2×2 mátrix „visszafejtése” volt a gondolkísérlet tárgya, de egy valós diagnosztikai vizsgálat vagy laboratóriumi kísérlet során a rekonstrukció rendkívül összetett folyamat. Nem egyenletrendszerek hagyományos megoldásából áll, hanem bonyolult integrálokat, Fourier-transzformációkat tartalmazó algoritmusokból, nem egy 2×2 mátrix, hanem több megapixeles képek százainak egyidejű feldolgozásából: a tipikusan néhány tized fokkonkénti elfordulások 1000-2000 vertikális vetületet is

eredményezhetnek. Emellett két nagyon fontos tény is szerepet játszik a rekonstrukció során:

1. a kúp-nyaláb geometria miatt fellépő horizontális nyílásszög eredményeképpen egy horizontális szelet rekonstrukciója több (vagy több tíz) szelet egyidejű rekonstrukciójaként áll elő;
2. a korábban bemutatott sugár keményedés (*beam hardening*) mellett a hőmérséklet ingadozásból és mechanikai rezgésekből adódó leképezési hiba („illesztetlenség”, *misalignment*), a detektor hibáiból fakadó gyűrűk megjelenése (*ring artifact*) és számos egyéb „artifaktum” korrigálása szükséges a rekonstrukció előtt

A CT anyagtudományi alkalmazásai

Mindent összevetve elmondható, hogy a számítógépes tomográfia az elmúlt évtizedekben számos fejlődési szakaszon ment keresztül, a felfedezésétől a klinikai diagnosztikán át az anyagtudományi laboratóriumi vizsgálatokig, napjainkra pedig a technológia és az informatika töretlen és robbanásszerű fejlődésének köszönhetően a módszer mikrométer alatti felbontás elérésére képes, és sikerrel alkalmazható akár mikrométer léptékű inhomogenitásokat, diszkontinuitásokat tartalmazó rendszerek (pórusos anyagok, kompozitok, membránok, chip-ek stb.) vizsgálatában is. Ezek közül néhány érdekesség:

- Miniatur rovarok szerveinek feltárása micro-CT technikával
- Microchipek gyártási hibáinak feltérképezése
- „Additive manufactured” fém alkatrészek minőség-ellenőrzése
- Jura kori őskövületek nem-destruktív (!) vizsgálata
- Építőipari kompozitok (pl. beton) szerkezet vizsgálata
- Növények vizsgálata micro-CT technikával

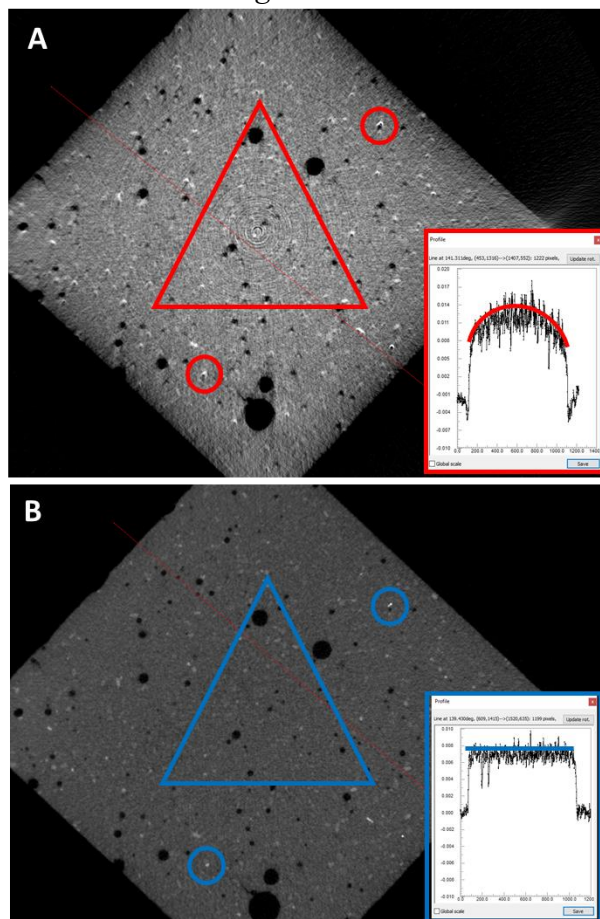
Elvégzendő feladatok

A laborgyakorlat során egy 3D nyomtatóval előállított próba test számítógépes tomográfias vizsgálatát végezzük el. A rekonstrukciót követő analízis során meghatározzuk a minta porozitását (nyitott és zárt pórusok arányát) és a mintát jellemző falvastagság- és pórusméret eloszlását.

Mérés és számolás menete:

1. A próba test mintatartóra történő felhelyezése. Megfelelő mérési paraméterek beállítása (felbontás, gyorsító feszültség, áramerősség, kamera expozíciós idő, forgatási sebesség.. stb.) és a mérés elindítása
2. A mérés során kapott árnyék képek rekonstrukciója, a vertikális vetületi képek visszafejtése és horizontális CT szeletek előállítása (NRecon szoftverrel, Bruker). Ez nem feltétlenül automatikus, számos emberi tényező és szubjektív megítélés befolyásolja az eredményeként előálló 3D objektum minőségét. A 4.ábra szemléltet egy tipikusan az összes hibát tartalmazó szeletet (A) és egy, a hibák korrekcióját tartalmazó szeletet (B). Ezek a

hibák még a rekonstrukció előtt korrigálhatók. A négyszögletű keretben található betét ábrák szemléltetik az ún. sugárkeményedés (beam hardening) jelenséget, a háromszöggel jelzett területen látható az ún. gyűrű műtermék (ring artifact), a bekarikázott részek pedig a hőmérséklet ingadozásból és mechanikai rezgésekből adódó leképezési hibát (misalignment). Ezeket a rekonstrukció előtt a kiértékelést végző személynek kell manuálisan korrigálni.



10. ábra: A sugárkeményedés (beam hardening, BH), illesztetlenség (misalignment) és gyűrű (ring artifact) műtermékeket bemutató ábra.

3. A rekonstrukció során előállított vertikális CT szeletek megjelenítése Dataviewer és a CTVox programok segítségével. Előbbiben lehetőség nyílik a 3D objektum egy adott, bármelyik pontjához tartozó x-y, z-y és x-z irányú szeleteinek megtekintésére. Utóbbi a 3D megjelenítést, forgatást, különböző irányokból való megtekintést teszi lehetővé
4. 2D/3D képek analízise CTAnalyzer szoftverrel. Az első lépés az ún. „érdekes térfogat”

(volume of interest, VOI) kiválasztása, melynek során a 3D objektumban kijelöljük azt a térfogat részletet, amelyben a számításokat fogjuk végezni. A kiválasztott VOI –ban a pixelek szürkeárnyaltosak, melyekkel képfeldolgozás során nagyon ritka esetekben lehetséges számításokat végezni, így szükségessé válik a képek/szeletek binarizálása. Ezt más néven szegmentálásnak nevezzük, s ennek lényege, hogy egy adott szürkeségi küszöbérték alatti pixelek feketék, a felette lévők fehérek lesznek. Előbbi reprezentálja a levegőt (vagy egyik komponenst), utóbbi a minta anyagát (avagy másik komponenst). Szükséges továbbá azon pixelek eltávolítása a képekről, amelyek kisebbek annál, mint amit a mérés felbontása lehetővé tesz (tulajdonképpen ezek is műterméknek tekinthetők ebben az esetben). Ezek eltávolítása után az objektum készen áll különféle számítások elvégzésére. A gyakorlat során a minta porozitását (nyitott és zárt pórusok arányát) és a mintát jellemző falvastagság- és pórusméret eloszlását határozzuk meg teljes 3D térfogati analízissel. Az előbbi esetben a szoftver kiszámítja a fekete és fehér voxelek arányát, melyből a mintára jellemző porozitás kiszámítható. Az utóbbi esetben a szoftver mind a szilárd mátrixot, mind a pórusokat/csatornákat szorosan illeszkedő gömbökkel tölti fel, melyek átmérőinek eloszlásából határozza meg ezeket a hisztogramokat.

Jegyzőkönyv

Ellenőrző kérdések

- 1; Mi határozza meg a sugárzás keménységét, intenzitását és hogyan szabályozható.
- 2; Melyek a leggyakoribb képalkotási hibák (műtermékek)
- 3; Mi a számítógépes tomográfia elméleti alapjai.
- 4; Hogyan határozzuk meg a porozitást, illetve a mintát jellemző falvastagság- és pórusméret eloszlást.

Segédanyag a jegyzőkönyvhöz

Mellékelt MS EXCEL fájlban

Források

Fleischmann et al, CT artifacts: causes and reduction techniques, Review Article - Imaging in Medicine 4 (2012) 229-240.
Microcomputed tomography-based characterization of advanced materials: a review L Vásárhelyi, Z Kónya, Á Kukovecz, R Vajtai Materials Today Advances 8, 100084