

Fizikai Szemle

MAGYAR FIZIKAI FOLYÓIRAT

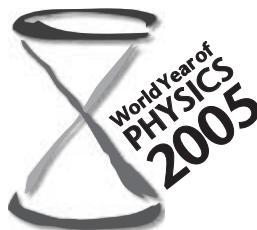
A Fizikai Szemle az Akadémia által 1862-ben elindított Matematikai és Természettudományi Értesítő és az 1891-ben Eötvös Loránd által alapított Matematikai és Fizikai Lapok utóda és folytatása

LV. évfolyam

7. szám

2005. július

NEM ÉLHETÜNK



FIZIKA NÉLKÜL



ÁRNYÉKFEJTÉS – A SZÁMÍTÓGÉPES TOMOGRÁFIA MINT A MODERN ORVOSTUDOMÁNY ESZKÖZE

Erdélyi Miklós

Szegedi Tudományegyetem, Optikai és Kvantumelektronikai Tanszék

Az orvosi képalkotó módszerek a modern orvostudomány nélkülözhetetlen eszközei. Fontos szerepet játszanak mind a diagnosztikai, mind a klinikai kezelések, műtétek során. A számítógépes tomográfia egyike ezen módszereknek. A modern számítógépes tomográfiai készülék három tudományterület, a röntgentechnológia, a képrekonstrukciós algoritmusok és a számítógépek gyors fejlődésének köszönheti a létét.

1965-ben az első nemzetközi orvosságfizikai konferencián *Val Mayneord* professzor hat olyan tudóst sorolt fel, akik a legtöbbet tették a modern orvostudomány fejlődéséért. *Galileo Galilei*, *Giovanni Alfonso Borelli*, *Richard Mead*, *Thomas Young* és *John Tyndall* mellett *Wilhelm Röntgen* neve szerepelt.

Wilhelm Röntgen 1895. november 8-án figyelte meg első ízben az X-, azaz a később *Boltzmann* javaslatára a felfedezőjéről elnevezett röntgensugarakat. A katódsugárzás vizsgálata során felfigyelt arra, hogy a katódsugárcső közelében lévő fluoreszkáló só világít. December 22-én készítette az első radiográfot felesége, *Bertha* kezéről, és pár hónapon belül Európa számos fővárosában már röntgenképek segítségével illesztettek össze törött csontokat. A röntgensugarak intenzív tanulmányozását mutatja, hogy 1896-ban több mint 1000 cikk jelent meg a témában. Felfedezésének és kutatásainak elismeréséül Wilhelm Röntgen 1901. december 10-én elsőként vehette át a fizikai Nobel-díjat.

Röntgensugárzás generálása

A számítógépes tomográfia (*Computed Tomography*, CT) készülékekben fűtött katódú röntgensöveket alkalmaznak. A katódból kilépő elektronok a nagyfeszültség hatására felgyorsulnak és az anódba ütköznek. A becsapódó elektronok kölcsönhatásba lépnek az anód atomjaival, mely kölcsönhatás révén röntgensugarak keletkeznek. Két mechanizmus, a fékezési és a karakterisztikus sugárzás határozza meg a keletkezett elektromágneses sugárzás spektrumát.

A fékezési sugárzás spektruma folytonos. Ekkor az anódba becsapódó, annak atomjaival kölcsönhatásba kerülő elektronok (az 1. ábrán *a*-val jelölt elektron) eltérülnek és energiát vesztenek, amely foton formájában sugárzódik ki. A kölcsönhatás annál erősebb, minél jobban megközelíti az elektron az atommagot. Szélső esetben az anódból kilépő foton energiája egyenlő a belépő elektron teljes kinetikus energiájával. Ekkor a kilépő fotonok energiája

$$hf_{\max} = eV,$$

ahol *V* a röntgensőre kapcsolt feszültség, *e* az elektron töltése, *h* a Planck-állandó, és *f_{max}* a foton frekvenciája. Ha a röntgenső ablakában, illetve magában a céltárgyban fellépő abszorpciótól eltekintünk, akkor a spektrum

intenzitása a feszültség növelésével monoton módon csökken. Mivel a $\mu(E)$ abszorpciós együttható a fotonenergia növelésével általában csökken, a csövet elhagyó nyaláb spektrumának alacsony energiájú része jelentős szűrést szenved.

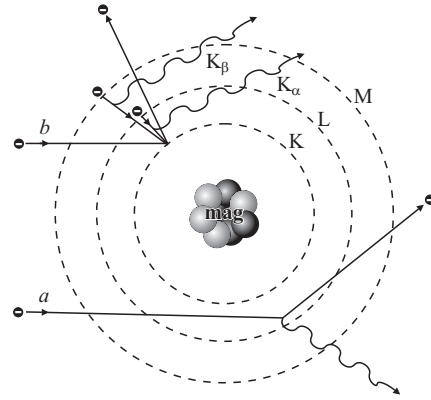
Karakterisztikus sugárzás akkor keletkezik, ha a bejövő elektron (az 1. ábrán *b*-vel jelölt elektron) egy kötött elektront gerjeszt. A gerjesztett elektron helyére egy felsőbb energiaszintről „ugrik le” egy elektron, és a két energiaszint energiakülönbsége foton formájában kisugárzódik. Ebből következik, hogy a karakterisztikus sugárzás a cél tárgy anyagára jellemző, vonalas színképpel rendelkezik.

A CT-képek egy háromlépcsős folyamat eredményeképpen jönnek létre. Az első fázis (adatgyűjtés) során veszik fel a vetületi képeket (szinogram). A második lépés a rekonstrukció, amely során a vetületekből (szagittális, frontális vagy ferde síkú) keresztmetszeti képeket számítanak ki. A harmadik lépés a kép megjelenítése, amely felhasználóbarát módon manipulálja, tárolja a képeket. A kézmanipuláció lényege, hogy az orvos számára minél használhatóbb kép jöjjön létre, amellyel megbízhatóbb diagnózis állítható fel. A képek tárolására egy nemzetközi szabványt, a DICOM-ot (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) használják, amely lehetőséget ad különböző CT-rendszerek, illetve más képalkotó módszerekkel létrehozott képek egységesítésére.

CT-generációk

A tomográfia kifejezés nem új, már az 1920-as években használták, de igazán csak 1935-ben, a magyar *Grossmann Gusztáv* által kifejlesztett új eljárás révén vált ismertté. Bár a 60-as években *Oldendorf, Kubl, Edwards*, illetve 1963-ban *Cormack* révén már alkalmazták az orvosi képalkotásban, mégis 1967–1973-ig kellett várni, amikor *Hounsfield* vezetésével kifejlesztették az első klinikai alkalmazásra alkalmas CT-t, mellyel az emberi agyat vizsgálták. 1973 és 1983 között világszerte elterjedt a CT-k klinikai alkalmazása, amellyel 1974-től *Robert Ledley*nek köszönhetően már nemcsak a fejet, de az egész testet képesek voltak pásztázni. A gyors fejlődést leginkább az példázza, hogy 1974-ben már a negyedik generációs CT-k is megjelentek (2. ábra). A fejlődést szintén jól mutatja a feloldás és a pásztázási idő javulása. Míg 1972-ben 80×80 pixelből álló képeket sikerült rekonstruálni, addig 1993-ban elérték az 1024×1024-es feloldást. Ezzel párhuzamosan a több perces pásztázási időt sikerült egy másodperc alá szorítani. A fejlődés természetesen részben a számítógépek alkalmazásának, illetve azok gyorsaságának volt köszönhető.

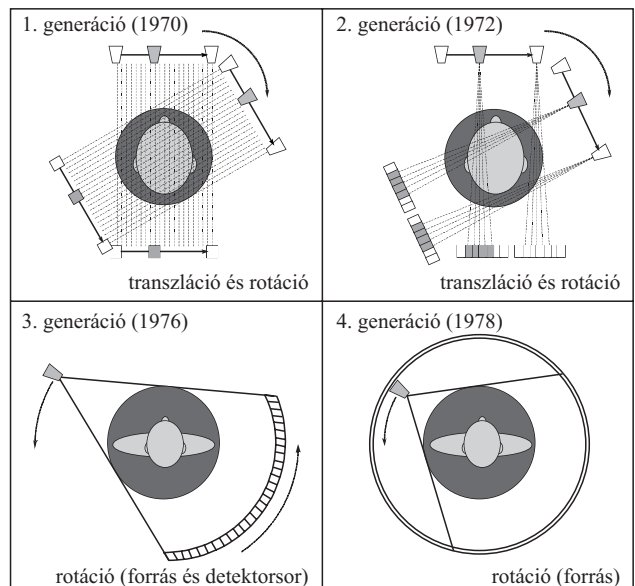
A röntgenképek jelentős segítséget nyújtanak az orvosoknak, hátrányuk viszont, hogy a háromdimenziós tárgyaknak csupán kétdimenziós vetületét adják, azaz a mélységi információ elvész. Ahhoz, hogy térbeli képet kapjunk, több vetületi képet kell felvenni és ezekből rekonstruálni az eredeti háromdimenziós tárgyat. Az eljárás némi hasonlóságot mutat az emberi látással, amikor két „szemszögből” nézzük a tárgyat, és az agy rekonstruálja a mélységi viszonyokat. A tomográfok négy technikai generációs fejlődési lépésen mentek keresztül. A generációs

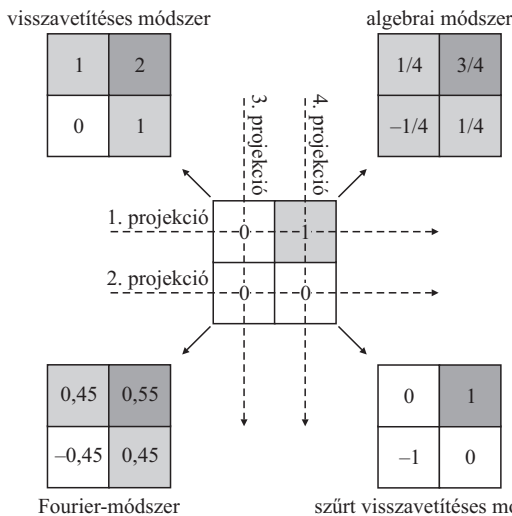


1. ábra. A fékezési (*a*) és a karakterisztikus (*b*) röntgensugárzás keletkezése

lépések elsősorban a detektorok számának növekedésében és a mozgó alkatrészek számának csökkentésében mutatkoznak meg. Az első generációs tomográfokban (*parallel beam geometry*) a röntgenső és a detektor egymással párhuzamosan mozgott és vett fel egy vetületi képet. Az újabb vetületi kép felvétele előtt a röntgenső és a detektor 1°-kal elfordult. A teljes rekonstrukcióhoz 180 elfordulásra volt szükség. Az első generációs tomográfok lassúságuk miatt nem kerültek klinikai alkalmazásra. 1969-ben az első, *Hounsfield* által fantomokon elvégzett kísérletek kilenc napot vettek igénybe. A második generációs, klinikai alkalmazásra is alkalmas tomográfokban egy lineáris detektorsort alkalmaztak. A röntgensövet elhagyó divergens nyaláb a beteg egy részén keresztülhaladva érte el a detektorsort. Mivel egyszerre több detektorral mérünk, a mérési idő lecsökken. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy az alkalmazott detektorok száma fordítottan arányos a pásztázási idővel. A második generációs tomográfok 3 percre rövidítették le a pásztázási időt. A harmadik generációs készülékekben már nincs translációt végző elem. A röntgenforrást legyezőszerűen elhagyó nyaláb az egész testet képes átvilágítani. A páciensen áthaladó sugarakat egy körív mentén sorakozó detektorok fogják fel.

2. ábra. A CT-k fejlődésének négy generációs lépése





3. ábra. A négy képrekonstrukciós eljárás eredménye egy egyszerű fantom esetén

Ebben az elrendezésben a detektorsor együtt forog a forrással. A negyedik generációs CT-ben már a detektorsor egy teljes kört alkot, ezért csak a forrást kell forgatni. Az alapvető elvárás minden új képkalkoló módszerrel szemben, hogy a beteget érő dózis minimális szinten tartásával a lehető legtöbb információt tartalmazó képet hozza létre. Több módszer is ismert, illetve áll fejlesztés alatt a dózis minimalizálására. Az egyik rendszerben közvetlenül a röntgenscő után, azaz még a páciens elé helyezett szűrők segítségével 15%-os dóziscsökkenés érhető el. További 25%-os csökkenés vált elérhetővé az új ultragyors kerámiadetektorok alkalmazásával, illetve további 40%-os javulást eredményezett az úgynevezett dózismanipuláció, amely során a röntgenscő áramát a vizsgált beteg egyedi tulajdonságaihoz igazítják.

Képrekonstrukciós módszerek

A képrekonstrukciós eljárások során a tárgyat azonos méretű, elemi kockákra, *voxelekre* osztjuk. A feladat az, hogy meghatározzuk az egyes voxelekhez tartozó abszorpciós együtthatókat. Itt érdemes megemlíteni, hogy a radiológiában az egyes voxelekhez tartozó denzitásvértékeket Hounsfield egységben (HU) szokás megadni. A levegő -1000 HU, míg a víz 0 HU értékű. Egy vetületi kép egyes pontjain lévő jel nagysága egy adott röntgensugár útjába eső voxelek integrált abszorpciójával arányos, és nem ad mélységi információt.

A képrekonstrukciós eljárások négy nagyobb csoportba sorolhatók: a) visszavetítéses módszer (*back projection*), b) algebrai (iteratív) módszer, c) Fourier-transzformációs módszer, d) szűrt visszavetítéses módszer.

A négy módszer könnyebb megértéséhez tekintünk a 3. ábrán látható egyszerű, négy szegmensből álló fantomot és alkalmazzuk a pontozott vonallal jelzett négy projekciót.

A visszavetítéses módszer során minden egyes voxel értékéhez, amelyiken az adott sugár keresztül halad, hozzáadjuk a vetület értékét. A rekonstruált és az eredeti kép összehasonlításából kiderül, hogy a rekonstrukció jól

visszaadja, hogy a jobb felső képpont intenzitása a legnagyobb, de hamis értékeket ad a szomszédos két képpont-ra. A visszavetítéses módszer egyik hátránya, hogy hamis vonalakat, csíkokat vezet be, amelyek megnehezítik a képet kiértékelő orvos dolgát. A kontraszt a projekciók számának növelésével javítható. A visszavetítéses módszert általános matematikai formulával is felírhatjuk:

$$f(x, y) = \int_0^\pi p_{x,y}(r(\varphi), \varphi) d\varphi,$$

ahol $p_{x,y}(r(\varphi), \varphi)$ egy adott φ szög esetén jelöli a projekciót.

Az algebrai eljárás során a Beer–Lambert-törvényt kell felírni az összes röntgensugárra vonatkozóan és megoldani az egyes voxelekhez tartozó abszorpciós együtthatókra. Jelen esetben a négy ismeretlen voxel egyértelmű meghatározásához négy egyenletre van szükségünk, amely egyenletrendszer könnyen és gyorsan megoldható. A voxelek számának növelésével azonban az egyenletek száma drasztikusan megnő, például egy $256 \times 256 \times 256$ voxelből álló tárgy rekonstrukciója során egy 16777216 db egyenletből álló egyenletrendszer kellene megoldani, ami a mai gyors számítógépekkel is elfogadhatatlanul hosszú számítási időt jelent. Ezen eljárás helyett iteratív módszereket szokás alkalmazni, melyek közül egyet közelebből is megvizsgálunk. E módszer első lépése a visszavetítéses módszer. A második, iteratív lépés során a voxel értékét megváltoztatjuk az előző p projekció, az egyes V voxel értékek és az N_v voxelek számának függvényében, az i -edik iterációra:

$$V^{(i)} = V^{(i-1)} - \frac{p^{(i-1)} - V^{(i-1)}}{N_v}$$

A 3. ábra az első iteráció után kapott képet mutatja. A módszer hátránya, hogy a konvergencia nem mindig teljesül, azaz a projekciók számának növelésével a jósolt és a ténylegesen mért projekciós értékek különbsége nem tart nullához.

Jelentős előrelépést jelentett a Fourier-transzformációs módszer alkalmazása. A módszer alapelve, hogy egy $f(x, y)$ függvénnyel jellemzett kép egyértelműen megadható a függvény Fourier-transzformáltjával:

$$F(f_x, f_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-i2\pi(f_x x + f_y y)] dx dy,$$

ahol f_x és f_y jelölik a térbeli Fourier-komponenseket. Vizsgáljuk meg az $f_y = 0$ esetet:

$$\begin{aligned} F(f_x, 0) &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-i2\pi f_x x) dx dy \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \right] \exp(-i2\pi f_x x) dx. \end{aligned}$$

Mivel a zárójeles kifejezés az $f(x, y)$ függvény x tengelyre vett projekcióját jelenti, az $f(x, y)$ függvény kétdimenziós

Fourier-transzformáltja az f_x tengely mentén kiszámítható egy projekció x szerinti Fourier-transzformációjából:

$$F(f_x, 0) = \mathcal{F}\{p(x)\}.$$

Mivel a fenti gondolatmenet során az x tengely felvétele tetszőleges volt, ezért azt a teljes 2π tartományon körbeforgatva rekonstruálhatjuk a teljes $F(f_x, f_y)$ függvényt, melynek inverz Fourier-transzformáltja adja a keresett $f(x, y)$ függvényt. Az eljárás egyik hátránya, hogy az inverz Fourier-transzformáció előtt, a hengerkoordináta-rendszerben kapott $F(f_x, f_y)$ függvény értékeit (általában interpolációs módszerrel) derékszögű koordináta-rendszerben kell megadni. Ebből az interpolációs hibából származtatható a 3. ábrán látható rekonstruált kép hibája.

A szűrt visszavetítéses, vagy más néven konvolúciós módszer megértéséhez először írjuk át a Fourier-transzformációs módszer során az $f(x, y)$ -re kapott kifejezést polár-koordináta-rendszerbe:

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(f \cos \varphi, f \sin \varphi) e^{i2\pi f(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} |f| df d\varphi \\ &= \int_0^{\pi} \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} p(r, \varphi) e^{-i2\pi fr} dr \right\} |f| e^{i2\pi fr} df \Bigg\} d\varphi. \end{aligned}$$

Mivel az f szerinti integrálás egy szorzatra vonatkozik, a konvolúció-tételt alkalmazva írhatjuk:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p'(r, \varphi) d\varphi,$$

ahol

$$p'(r, \varphi) = p(r, \varphi) * b(r) \quad \text{és} \quad b(r) = \int_{-\infty}^{\infty} |f| e^{i2\pi fr} df.$$

A kapott kifejezés alakja megegyezik a visszavetítéses módszer alakjával, csak itt nem közvetlenül a p projekciókat, hanem azok $b(r)$ függvényével „szűrt” konvolúcióját vetítjük vissza.

Képkalkotási hibák – nyalábkeményedés

A képkalkotási hibákat három nagy kategóriába sorolhatjuk. A fizikai okokra visszavezethető hibák (nyalábkeményedés, parciális térfogati hiba, mintavételezési hiba stb.), a beteg által okozott hibák (fémese protézisek okozta hibák, elmozdulásból származó hiba stb.) és az eszköz által bevezetett hibák (detektor linearitása, elmozdulás stb.) csoportjára. E hibák egy része kalibrációval, illetve szakértelemmel könnyedén kiküszöbölhető. A nyalábkeményedés talán az egyik legtöbb problémát okozó hiba. A jelenség oka, hogy az abszorpciós együttható energiafüggése miatt a polikromatikus röntgensugár spektruma a nagyobb energiák felé tolódik el. Érdemes megemlíteni,

hogy a nyalábkeményedés jelenségét már Röntgen is megfigyelte és 1897-ben közölte. A CT-felvételeken ez a kontraszt csökkenéséhez vezet. A korrekciós technikák két csoportba oszthatók: hardveres és szoftveres megoldásokra. Speciális, nyakkendő alakú szűrőkkel a nyalábot „előkeményítve”, a detektort elérő nyaláb homogenitása növelhető. Monokromatikus röntgenforrást alkalmazva vagy spektrálszűrőkkel monokromatizálva a polikromatikus röntgenforrást, a nyalábkeményedés jelensége nagymértékben csökkenthető. A szoftveres megoldásokban a rekonstruált képet szoftveresen javítják. Számatalan megoldási módszer ismert (posztrekonstrukció, effektív energia, iteratív statisztikus eljárás, hisztogramos kiértékelés stb.). Fontos megemlíteni, hogy a hardveres megoldások általában jóval költségesebbek, mint a szoftveres megoldások, ezért a gyártók elsősorban a szoftveres megoldásokat preferálják.

A jövő

Bár a nyolcvanas években – elsősorban az MRT-k elterjedésével – többször megjósolták a CT-k halálát, a mai napig azok mégis fontos szerepet játszanak a modern orvosi képkalkotásban. A kilencvenes években reneszánszát élte a CT, és napjainkban újra jelentős fejlesztések indultak el. A fejlesztések során a beteget érő dózis és a pásztázási idő csökkentése a két fő irány. A dózis csökkentését elsősorban az ionizációs detektoroknál gyorsabb és érzékenyebb ultragyors kerámiadetektorok (*Ultra Fast Ceramic*, UFC) alkalmazásával sikerült elérni. A pásztázási idő csökkentésére több megoldás is született. Az olykor 5. generációs CT-nek is nevezett elektronnyaláb-CT-ben nincs forgó alkatrész. A fókuszált elektronnyaláb végigpásztázza a beteg körül teljes kört alkotó céltárgyat és ott röntgensugarakat kelt. Mivel az elektronnyaláb iránya a mechanikai mozgásoknál gyorsabban változtatható, a pásztázási idő drasztikusan csökkenthető, és így mozgó szervek (pl. a szív) vizsgálata válik lehetővé. Ilyen ultragyors CT-kből jelenleg néhány tucat működik a világ klinikáin.

Bár a CT-készülékeket elsősorban orvosi alkalmazásokra fejlesztették ki, más területeken is sikerrel alkalmazták. Az antropológusok egyiptomi múmiákat tudnak vizsgálni anélkül, hogy azok sérülnének. A repülőtereken a biztonság növelése érdekében szándékoznak a csomagok átvizsgálásához CT-készülékeket alkalmazni. Horodozható, mobil CT segítségével élő fákról lehet keresztmetszeti képeket nyerni a fák kivágása nélkül, vagy a geológusok kőzeteket vizsgálhatnak meg a helyszínen. *Kalender* professzor szavaival élve: „a CT él és jól van”.

Irodalom

- K. IIZUKA: *Engineering Optics* – Springer Series in Optical Sciences, 2nd ed. 1986.
- W.A. KALENDER: *Computed Tomography – Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications* – Publicis MCD Verlag, 2000
- E. SEERAM: *Computed Tomography – Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control* – W.B. Saunders Company, 2nd ed. 2001
- S. WEBB: *From the watching of shadows – The origin of radiological tomography* – Adam Hilger, 1990