

ORVOSI KÉPALKOTÓ ELJÁRÁSOK II.

Ebben a cikkben az orvosi képalkotó eljárások közül a tomografikus módszereket tárgyaljuk. Az előző részben (*Fizikai Szemle* 2005/2, 83. o.) láttuk, hogy a hagyományos röntgenfelvétel egy árnykép, tehát a vizsgált test egy adott irányból való vetülete. Azonban testünk a tér mindhárom dimenziójában kiterjedt, így pontos leírására nem elégséges egy vetület. Ezt a problémát érzékelteti az *1. ábra*. Jól, látható hogy különböző irányokból nézve más és más árnyképet kapunk. Visszatérve a röntgenfelvételhez azt mondhatjuk, hogy egy felvételtől nem tudjuk meg, hogy az árnyképrészlet a vetítés irányában milyen „mélyen” helyezkedik el. Tehát nem ismerjük a szervek háromdimenziós (3D) elhelyezkedését és alakját. Sok esetben ez igen fontos lenne. Ennek pótlására gyakran két különböző szögből is készítünk hagyományos röntgenfelvételt, ami sokat segít, de ez a megközelítés sem eredményez pontos 3D képet a vizsgált tárgyáról. A tomografikus eljárások ezt a hiányt pótolják azzal, hogy egy részletes 3D térfogati képet nyújtanak a vizsgált területről. Hogyan? Az egyszerűség kedvéért induljunk ki ismét a röntgensugárzással való felvételkészítésből. Forgassuk kis lépésekben (ez tipikusan néhány fok) a tárgyat (ami jelen esetben a páciens), minden egyes szögállásban készítünk egy árnyképet, ekkor már el tudjuk képzelni, hogy a sok különböző nézetbeli képből meghatározható a test térbeli pontos alakja, felépítése. Persze csak úgy ránézésre nehéz lenne felrajzolni a sok kép egyesítését, számítógép segítségével azonban, megfelelő algoritmusokat felhasználva, megkaphatjuk a test 3D térfogati képét. A gyakorlatban a felvételkészítés nem úgy történik, hogy a teljes testről készítünk filmre árnyképeket, hanem rétegekre bontjuk a testet, és az egyes rétegek rajzolatát határozzuk meg külön-külön, majd ezeket

1. ábra. Egy háromdimenziós testet különböző irányokból nézve más és más alakot látunk. A valódi háromdimenziós alakot csak sok irányból felvett képek alapján tudjuk rekonstruálni.

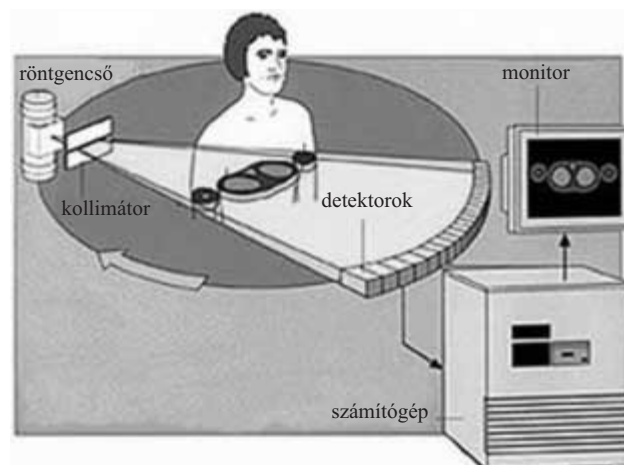


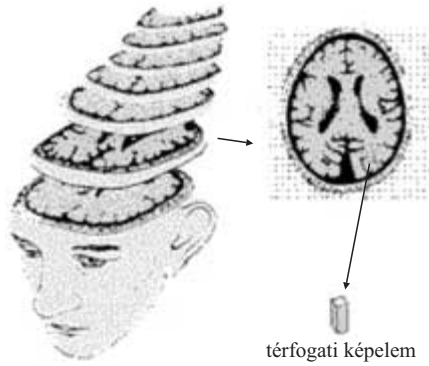
egyesítjük egy 3D képpé. Egy tipikus elrendezést mutat a *2. ábra*. A test egyik oldalán helyezkedik el a röntgenforrás, vele szemben, a túloldalon szorosan egymás mellett röntgendetektorok sorozata. A forrásból a detektorokhoz húzott egyenesek mentén halad a röntgensugárzás. Ezek az egyenesek egy síkot feszítenek ki. Erre a síkra merőleges tengely körül forgatjuk a detektor–röntgenső együttest, és sok szögállásban felvesszük a testen áthaladó röntgensugárzás intenzitását. Egy-egy ilyen „körfelvételtől” meghatározható az adott síkban az anyageloszlás, tehát a különböző szervek egy-egy metszete, kétdimenziós (2D) képe. Egy körforgás után a detektor–röntgenső együttest a forgástengely irányában egy picit továbbléptetik, és egy következő szelet képét készítik el. Így haladva a teljes vizsgálni kívánt területet végigmérik, és a 2D szeletekből egy 3D képet rakhatunk össze. Egy tipikus 2D szeletet és szeletsorozatát látunk a *3. ábrán*.

A tomografikus módszer lényege tehát az, hogy egy-egy 2D szelet szerkezetét határozzuk meg a különböző irányokban való intenzitásméréssel, és ezekből rakjuk össze a teljes 3D képet. Természetesen a módszer nemcsak röntgensugárzással működik, hanem minden olyan sugárzással, amely esetén az áthaladó próbanyalábhoz hozzá tudunk rendelni egy irányt (egy egyenest) és ehhez egy intenzitást, amely arányos az egyenes mentén az adott próbanyaláb elnyelésével (abszorpciójával) vagy kibocsátásával (emissziójával, forrassűrűségével). Az első esetre jó példa az említett röntgentomográfia, míg a másodikra a pozitronemissziós tomográfia (PET).

Ennél a módszernél egy nem stabil izotóp bomlásakor kibocsátott pozitron elektronnal való találkozásakor kisugárzott fotonokat detektáljuk. A pozitron egy antianyag-

2. ábra. Röntgentomografikus mérési elrendezés vázlata. A pontszerű forrásból kiinduló sugarak a testen keresztülhaladva és egy részük elnyelődve érkeznek a detektorokba. A minden irányban mért intenzitáseloszlásból vissza tudunk következtetni egy szelet anyageloszlására.



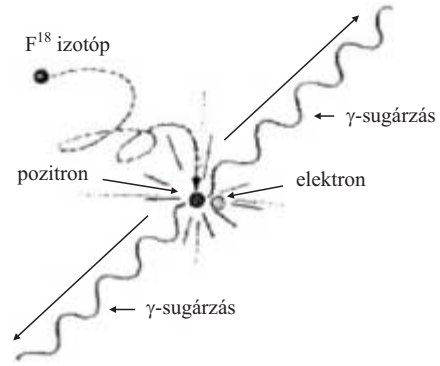
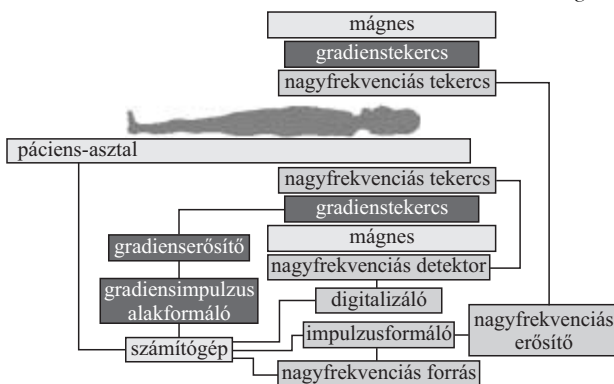


3. ábra. A szeletelés elve. Jobb oldalon egy szelet szerkezetét látjuk, ilyenek sokaságából állítjuk össze (bal oldal) a teljes 3D képet.

részecske, pontosan az elektron antirészecskéje. Amikor egy részecske és annak antianyag-párja találkozik, akkor mindkét anyagi részecske megsemmisül, és két nagyenergiájú foton sugárzódik ki egymással ellentétes irányban (4. ábra). A PET berendezés ezeknek a fotonoknak a számát méri. Hogyan kaphatunk ilyen folyamatokból egy tomogramot? A páciens szervezetébe olyan izotópot juttatunk, amely bomlásakor pozitront sugároz ki. Erre tipikus példa a fluor 18-as izotópjá. A fluoratomokat egy, a cukorral rokon vegyületben megkötött formában (fluor-dezoxi-glukóz) adjuk a páciensnek. Ez az anyag így a szervezet anyagcsere-folyamatait követve olyan helyekre jut el, ahová a cukor is eljutna. A kibocsátott pozitronok száma és így a másodlagos folyamatban keletkező fotonok száma arányos a fluoratomok számával. Vagyis, ha egy tomografikus intenzitástérképet veszünk fel, tér- és időbeli képet kaphatunk az anyagcsere-folyamatok lezajlásáról. Ily módon ez a módszer például unikális lehetőséget nyújt az agy különböző területeinek és az itt lezajló folyamatoknak a vizsgálatára.

Végül a fenti módszerekkel rokon NMR (*Nuclear Magnetic Resonance*) vagy MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) képalkotás alapjait mutatjuk be. Bár e két elnevezés ugyanazon elvek alapján működő módszereket takar, a gyakorlatban különbséget tesznek közöttük. Ahogy látni fogjuk, ezen eljárások a hidrogénatomok valamiféle válaszanak detektálásán alapulnak. Az MRI csak a vízben található hidrogénre érzékeny, míg az NMR a testben található összes hidrogénre. Ezentúl a rövideg kedvéért mindig MRI-t fogunk írni, de mindkét módszert értjük alatta. Az MRI a tomográfiák közül talán a PET-hez van

5. ábra. MRI berendezés vázlata. A működés leírását lásd a szövegben.



4. ábra. Pozitron–elektron találkozás alakalmával kisugárzódó fotonpár. Esetünkben a pozitron a fluor 18-as izotópjá radioaktív bomlásából keletkezik.

legközelebb, mivel itt is forrassűrűséget mérünk, de az MRI-nél az emittált fotonokat az energia szerint is analizáljuk, és ebből a forrás helyének egyik komponensét tudjuk meghatározni. A másik két komponens a gerjesztő forrás és detektor helyének pásztázásával térképezzük fel. Tehát mi is ebben az esetben a forrás vagy abszorber? Ismert, hogy egyes atomok rendelkeznek olyan mágneses tulajdonsággal, mint az iránytű, szakkifejezéssel, a mágneses dipólusok. Egy ilyen dipólust mágneses térbe helyezve arra forgatónyomaték hat mindaddig, amíg az be nem fordul a tér irányába. Ha ebből az egyensúlyi helyzetből kitérítjük a dipólust, akkor az rezegni kezd (vagy 3D-ban precesszál). A rezgés frekvenciája arányos lesz az alkalmazott tér nagyságával (a visszatérítő erővel). Ha a dipólus kitérését egy külső, periodikusan változó elektromágneses térrel hozzuk létre, akkor a legnagyobb kitérést éppen akkor kapjuk, amikor a gerjesztő tér frekvenciája megegyezik a dipólus saját szabad rezgésének frekvenciájával. Tehát, ha mérjük a gerjesztő elektromágneses hullámokból elnyelt energiát mint a frekvencia függvényét, akkor kapjuk a legnagyobb értéket, amikor a dipólus sajátrezgéseinek frekvenciáját elérjük. A gyakorlatban nem az abszorpciót szoktuk mérni, hanem az ezzel arányos emissziót. Ez úgy lehetséges, hogy a gerjesztő elektromágneses impulzus után a kis dipólusok az elnyelt energiát kisugározzák, ezt egy detektorral felfogjuk, és a jel nagyságát számítógépben tároljuk. Egy MRI berendezés vázlatát mutatja az 5. ábra. A két mágnes egy nagy, néhány tesla állandó irányú és homogén mágneses teret szolgáltat, amely beállítja a dipólusok precesszálásának tengelyét. A gradiens mágnesek sokkal kisebb terűek (néhányszor 10 millitesla), ezek a feltérképezni kívánt terület közelében mozognak, és különböző irányban hoznak létre térben változó mágneses teret. Ezzel elérhető, hogy a tér különböző pontjaiban más és más lesz a dipólusok rezgési sajátfrekvenciája. Így a nagyfrekvenciás gerjesztő, illetve detektáló tekercsekre adott, illetve detektált különböző frekvenciájú jelekkel kiválaszthatjuk, hogy milyen térbeli pontról jött az információ. (Ez a bekezdés elején említett energiaanalízis.) Tehát a gradiens mágnesek megfelelő mozgatásával és a rezgési sajátfrekvencia beállításával pásztázzuk végig a kívánt térfogatot. Az MRI előnye, hogy a detektáló atomok (ami tipikusan hidrogén) környezete szín-

tén befolyásolja lokális terével a precesszási tulajdonságait, frekvenciáját, illetve az időbeli lecsengés sebességét, ezért szövetspecifikus információt kapunk.

Már az előző részben írtunk a kontrasztanyagok szerepéről. A most említett módszereknél is használnak ilyen anyagokat. A röntgentomográfiánál hasonló kontrasztanyagokat használnak, mint a hagyományos röntgenfelvételeknél. Itt szeretnék egy helyesbítést tenni az orvosi képalkotó eljárások első részében írottakkal kapcsolatban: ott az érrendszer vizsgálatakor használt kontrasztanyagokra példaként báriumtartalmú vegyületeket írtunk. Ez téves volt, a báriumtartalmú vegyületeket a bélrendszer vizsgálatánál használják. Az érrendszer esetén jódtar-

talmú anyagot juttatnak a szervezetbe. Az MRI-nél is sokat segítenek a kontrasztanyagok, itt gadolíniumtartalmú komplexeket, vagy vas-oxidtartalmú kolloidokat használnak leggyakrabban. Az MRI-nél használt kontrasztanyagok hatásmechanizmusa nem azon alapszik, hogy lokálisan megnöveljük a protonok (hidrogén) mennyiségét, ami megfelelne az abszorpció vagy forrás-erősség növelésének, hanem azon, hogy ezek az anyagok változtatják a precesszálo hidrogénatomok precessziójának lecsengési idejét. Ezt a hatást a detektáló tekerccsekkel és jelanalízissel érzékelni tudjuk, és használhatjuk a kontraszt javítására.

Faigel Gyula, MTA SZFKI

KÖNYVESPOLC

Sz.G. Gingyikin: TÖRTÉNETEK FIZIKUSOKRÓL ÉS MATEMATIKUSOKRÓL

Typotex Kiadó, Budapest, 2003, 449 o.

A könyvben a matematika (és részben a fizika) történetét találjuk meg nagy tudós egyéniségek életének és eredményeinek bemutatásán keresztül. Ahogy a szerző az előszóban megfogalmazza: „Négy évszázad eseményeiről lesz szó, amelyek az európai matematika története szempontjából rendkívül fontos XVI. században kezdődtek, amikor az antik matematika hanyatlása után ezer évvel elkezdődött a matematika újjászületése.” (13. o.) Ugyanakkor azonban nem valamilyen rendszeres, teljes matematikatörténeti műről van szó az elmúlt négy évszázadra vonatkozólag, mert mint ugyancsak a szerző írja: „... emlékeztetni szeretném az olvasót, hogy nem szisztematikusan megírt könyvet tart a kezében, hanem olyan cikkválogatást, amelyet elsősorban a matematika iránt érdeklődő diákok és egyetemi hallgatók számára írtam.” (8. o.)

A könyv alapjául azok a cikkek szolgáltak, amelyek az orosz *Kvant* című tudomány népszerűsítő folyóiratban (amelyet különben Amerikában is kiadtak *Quantum* címen) jelentek meg. A könyvet egyébként számos nyelvre lefordították, és összesen – a harmadik kiadás előszava szerint – már a nyolcvanas évek közepéig több mint ötszáz ezer példány kelt el belőle. A magyar fordítás a mű harmadik, bővített kiadása alapján készült. A fordítás több magyar matematikus munkája, hozzá az előszót *Major Péter* írta, aki a könyvet szerkesztette is. A szerző maga egyébként neves kutató matematikus, aki sokat tett a matematika korszerű oktatásáért és a tehetséggondozásért Oroszországban. Ma az Egyesült Államokban él és dolgozik.

A könyv a XVI. századi matematikusokkal indul: *Cardanóval*, *Ferroval*, *Tartagliával*, akik talán fizikusok számára nem

annyira ismertek, de ezekkel kell kezdeni, mert: „Az európai matematika a XVI. században született újjá hosszú, középkori téli álma után.” „... csak a XVI. században jelentek meg olyan jelentős eredmények, amelyek mind az antik, mind a keleti tudomány számára ismeretlenek voltak; nevezetesen a harmad- és negyedfokú egyenletek megoldásai.” (21. o.)

Ezután jönnek sorban, időrendben a matematikusok és köztük a fizikusok. Ezeket – különösen a korábbi századokban – sokszor nehéz igazából szétválasztani, bár ma sem mindig könnyű. (Lásd például a könyvben szereplő utolsó tudóst, *Roger Penrose*-t, aki legalább annyira fizikus, mint matematikus.)

A fizikusok számára a *Galileiről* és *Huygensről* szóló részek a legérdekesebbek, de ilyen szempontból például természetesen a *Pascalról*, *Eulerről*, *Lagrange-ról*, *Laplace-ról* és *Gauss-ról* írottak sem érdektelenek.

Az egyes tanulmányokban bőven találunk matematikai levezetéseket, geometriai szerkesztéseket. Vannak azonban olyanok, különösen a fizikusok számára legérdekesebbek, amelyekben ilyenek alig fordulnak elő. Azt lehet mondani végül is, hogy a könyv nem a szokásos értelemben népszerűsítő, ismeretterjesztő írás. Nagyobb részének élvezéséhez bizonyos matematikai előképzettség, illetve még inkább bizonyos elmélyülési készség szükséges, és az olvasónak rá kell szánnia az időt, hogy követni tudja az olvasottakat. Megjegyezzük azonban, hogy akik felületesebben olvassák, azok is profitálhatnak belőle.

Berényi Dénes

Szerkesztőség: 1027 Budapest, II. Fő utca 68. Eötvös Loránd Fizikai Társulat. Telefon/fax: (1) 201-8682

A Társulat Internet honlapja <http://www.elft.hu>, e-postacíme: mail.elft@mtsz.hu

Kiadja az Eötvös Loránd Fizikai Társulat, felelős: Berényi Dénes főszerkesztő.

Kéziratokat nem őrzünk meg és nem küldünk vissza. A szerzőknek tiszteletpéldányt küldünk.

Nyomdai előkészítés: Kármán Tamás, nyomdai munkálatok: OOK-PRESS Kft., felelős vezető: Szathmáry Attila ügyvezető igazgató.

Terjeszti az Eötvös Loránd Fizikai Társulat, előfizethető a Társulatnál vagy postautalványon a 10200830-32310274-00000000 számú egyszámlán.

Megjelenik havonta, egyes szám ára: 600.- Ft + postaköltség.

HU ISSN 0015-3257