

Orvosi képalkotó eljárások II.

Tomografikus módszerek

Az első részben láttuk, hogy a hagyományos röntgenfelvétel egy árnykép, a vizsgált test egy adott irányból való vetülete. Testünk viszont a tér mindhárom dimenziójában kiterjedt, különböző irányokból nézve más és más árnyképet kapunk róla (1. ábra). Egy röntgenfelvételtől nem tudjuk meg, hogy az árny-

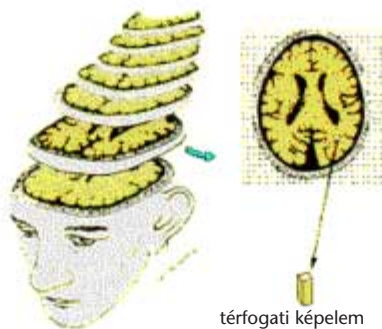


1. ábra. Egy háromdimenziós testet különböző irányokból nézve más és más alakot látunk. A valódi háromdimenziós alakot csak sok irányból felvett képek alapján tudjuk rekonstruálni.

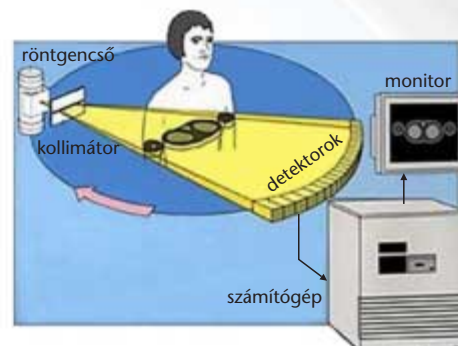
képrészlet a vetítés irányában milyen „mélyen” helyezkedik el, nem ismerjük a szervek háromdimenziós (3D) elhelyezkedését és alakját. Sok esetben ez igen fontos lenne, ha két különböző szögből készítenek hagyományos röntgenfelvételt, sokat segít, de ez sem eredményez pontos 3D képet. A tomografikus eljárások ezt a hiányt pótolják azzal, hogy részletes 3D térfogati képet nyújtanak a vizsgált területről. Hogyan? Forgassuk kis lépésekben (néhány fokban) a tárgyat (azaz a páciens), minden egyes szögállásban készítsünk egy-egy röntgenképet, a sok különböző nézetbeli képből meghatározható a test térbeli pontos alakja, felépítése. Ránézésre nehéz lenne felrajzolni a képek egyesítését, számítógép segítségével, megfelelő algoritmusokat felhasználva viszont

megkaphatjuk a test 3D térfogati képét. A gyakorlatban a felvételkészítés úgy történik, hogy rétegekre bontjuk a testet, és az egyes rétegek rajzolatát határozzuk meg külön-külön, majd ezeket egyesítjük egy 3D képpé (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 „körfelvételből” 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 újabb szelet képét készítik el. A teljes vizsgálni kívánt területet végigmérve a 2D szeletekből egy 3D képet rakhatunk össze. Egy tipikus 2D szeletet és szeletsorozatot látunk a 3. ábrán.

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



A tomografikus módszer természetesen nemcsak röntgensugárzással működik, hanem minden olyan sugárzással, amely esetén az áthaladó próbanyalábhhoz hozzárendelhető egy irány (egy egyenes) és ehhez egy intenzitás, amely arányos az egyenes mentén az adott próbanyaláb elnyelődésével (abszorpciójával) vagy kibocsátásával (emissziójával, forrássűrűségével). Az első esetre jó példa az említett röntgentomográfia, míg a másodikra a pozitronemissziós tomográfia (PET).

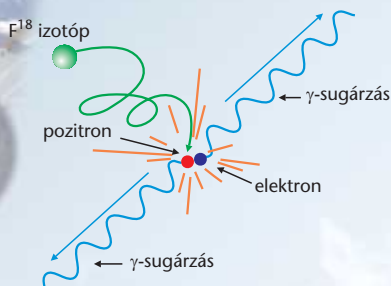


2. ábra. Röntgentomografikus mérési elrendezés vázlata. A pontszerű forrásból kiinduló sugarak a testen keresztülhaladva és egy részük elnyelődve érkezik a detektorokba. A minden irányban mért intenzitáseloszlásból vissza tudunk következtetni egy szelet anyageloszlására.

PET módszer

Amikor egy részecske és annak anti-anyag-párja találkozik, akkor mindkét anyagi részecske megsemmisül, és két nagyenergiájú foton sugárzódik ki egymással ellentétes irányban (4. ábra). A PET módszernél egy nem stabil izotóp bomlásakor kibocsátott pozitron (azaz az elektron antirészecskéje) és az elektron találkozásakor szétsugárzott fotonokat detektáljuk. Hogyan kaphatunk ilyen folyamatokból egy tomogramot? A páciens szervezetébe olyan izotópot jut-

tatunk (pl. fluor 18-as izotópja), amely bomlásakor pozitront sugároz ki. 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



4. ábra. Pozitron–elektron találkozás alkalmával kisugárzó fotonpár. Esetünkben a pozitron a fluor 18-as izotópja radioaktív bomlásából keletkezik.

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. Ez a módszer unikális lehetőséget nyújt például az agy különböző területei és az ott lezajló folyamatok vizsgálatára.

NMR és MRI

Végül a fenti módszerekkel rokon NMR (*Nuclear Magnetic Resonance*) vagy MRI (*Magnetic Resonance Imag-*

ing) képalkotás alapjait mutatjuk be. Bár e két elnevezés ugyanazon elvek alapján működő módszereket takar, a hidrogénatomok valamiféle válszának detektálásán alapulnak, a gyakorlatban különbséget tesznek közöttük. Az MRI csak a vízben található hidrogénre érzékeny, míg az NMR a testben található összes hidrogénre. A rövidség kedvéért mindig az MRI-t írunk, de mindkét módszert értjük alatta. Az MRI a tomográfiák közül talán a PET-hez van legközelebb, mivel itt is forrassűrűséget mérünk, de az MRI-nél az emittált fotonokat az energia szerint is analizáljuk, és ebből határozzuk meg a forrás helyének egyik komponensét. A másik két komponens a gerjesztő forrás és detektor helyének pásztázásával, illetve a következőkben említett kis mágneses dipólusok oszcillációinak időbeli analizálásával térképezzük fel. Mi most a forrás vagy az abszorber? Ismert, hogy egyes atomoknak olyan mágneses tulajdonságai vannak, mint az iránytűnek, ezek a mágneses dipólusok. Egy ilyen dipólusra a mágneses tér forgatónyomatéka hat mindaddig, amíg be nem fordul a tér irányába. Ebből az egyensúlyi helyzetéből kitérített dipólus rezegni kezd (vagy 3D-ban precesszál). A rezgés frekvenciája arányos lesz az alkalmazott tér nagyságával (a visszatérítő erővel). Külső, periodikusan változó elektromágneses térrel rezegtetve a dipólust a legnagyobb kitérést éppen akkor kapjuk, amikor a gerjesztő tér frekvenciája megegyezik a dipólus saját, szabad rezgésének frekvenciájával, ekkor nyeli el a dipólus a legtöbb energiát. A frekvencia függvényében mérve a gerjesztő elektromágneses hullámokból elnyelt energiát, a legnagyobb értéknél megkapjuk a dipólus saját rezgéseinek frekvenciáját. A gyakorlatban az abszorpcióval arányos

emissziót mérjük, ugyanis a gerjesztő elektromágneses impulzusból elnyelt energiát a kis dipólusok kisugározzák, amit detektorral felfogunk, és a jel nagyságát számítógépben tárolunk. 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 gradienstmágnesek sokkal kisebb terüek (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 (hidrogénatomok) rezgési sajátfrekvenciája. Így a nagyfrekvenciás gerjesztő és detektáló tekercsekre adott, illetve detektált különböző frekvenciájú jelekkel kiválaszthatjuk az információforrás helyét. (Ez a bekezdés elején említett energiaanalízis.) Az MRI előnye, hogy a detektáló atomok környezete lokális terével befolyásolja a precesszálás tulajdonságait, frekvenciáját és az időbeli lecsengés sebességét, ezért szövetspecifikus információt kapunk.

Kontrasztanyagok

Már az első részben írtunk a kontrasztanyagok szerepéről, melyeket a most említett módszereknél is használnak. A röntgentomográfia kontrasztanyagai hasonlóak a hagyományos röntgenfelvételeknél. Az MRI-nél is sokat segítenek a kontrasztanyagok, itt gadolíniumtartalmú komplexeket, vagy vas-oxidtartalmú kolloidokat használnak leggyakrabban. Az MRI-nél használt kontrasztanyagok hatásmechanizmusa azon alapszik, hogy ezek az anyagok megváltoztatják a hidrogénatomok precessziójának lecsengési idejét. Ezt a hatást a detektáló tekercsekkel és jelanalízissel érzékelni tudjuk, így javítjuk a kontrasztot.

Faiyel Gyula
MTA SZFKI

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

