

MRI: forradalmi változás az orvosi képi diagnosztikában

Martos János^a CSc, Zaránd Pál^b DSc

^aOrszágos Idegsebészeti Tudományos Intézet

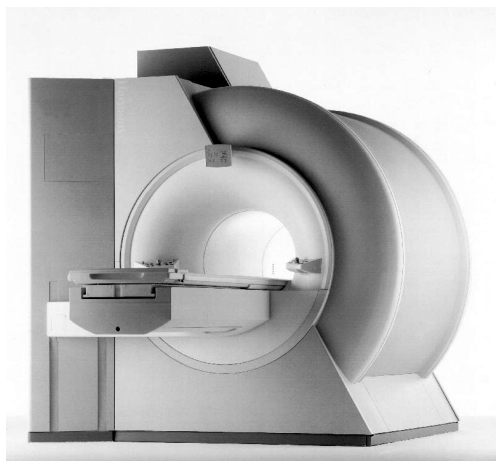
^bFővárosi Onkoradiológiai Központ, Uzsoki Utcai Kórház

Az MR (mágneses rezonancia) képalkotás az 1970-es évek nagy jelentőségű felfedezése volt. A klinikai gyakorlatban az 1980-as években terjedt el. Működésének alapja az 1946-ban leírt ún. mágneses magrezonancia (nuclear magnetic resonance, NMR) fenomén.

Az MR alapvetően tomográfias eljárás, tehát segítségével a CT-hez hasonlóan szeletkép-sorozatok készíthetők, de az egyik lényeges különbség éppen az, hogy nemcsak transzverzálisan (mint a CT-vel), hanem bármilyen síkban. Ráadásul az MR többféle olyan, egymástól teljesen különböző kontraszt tartalmú felvétel készítésére alkalmas, amelyek a szövetek legkülönbözőbb biokémiai, biofizikai tulajdonságait tükrözik. Az orvosi képalkotó diagnosztikában a felhasználási lehetősége már ma is óriási, de fejlesztése továbbra is intenzíven folyik, szinte naponta születnek új mérési módszerek, melyek folyamatosan kerülnek klinikai alkalmazásra, egyre nagyobb területet kanyarítva le a többi képalkotó modalitástól.

Az MR berendezés

Az MR készülék fő része a mágnes, ami úgy van kialakítva, hogy a beteg a mágneses tér közepén fekvé helyezkedhessen el. Technikailag kétféle típus létezik, az alagút rendszerű és az ún. nyitott mágnes (1. ábra). Az alagút tulajdonképpen egy tekercs, ennek a közepe szolgál a páciens számára, ami meglehetősen szűk, klausztrofóbiás beteg számára nehezen elviselhető. A tekercs szupravezető anyagból készül, amit héliumfürdő tart az abszolút nulla fok közelében.



1. Ábra. Alagút rendszerű 1.5 Teslás MR berendezés.

A nyitott mágnes kissé kényelmesebb az alagúthoz képest, ami a klausztrofóbiás, vagy rossz állapotú betegek és a gyermekek vizsgálatára szempontjából előnyt jelent. Az alagút rendszerű, szupravezető mágneses térereje általában nagyobb,

1.0, 1.5, 3 Tesla térerejű készülékek vannak forgalomban. A nyitott mágnes térereje ennél jóval kisebb (0.1-0.3 Tesla), bár újabban készítenek közel 1.0 Tesla térerejű nyitott mágneseket is szupravezető technikával.

A térerő az MR berendezés egyik legfontosabb jellemzője, mivel erősebb mágneses térben a nyerhető jel lényegesen nagyobb, így jobb minőségű MR képeket kaphatunk, és a mérés is rövidebb ideig tart.

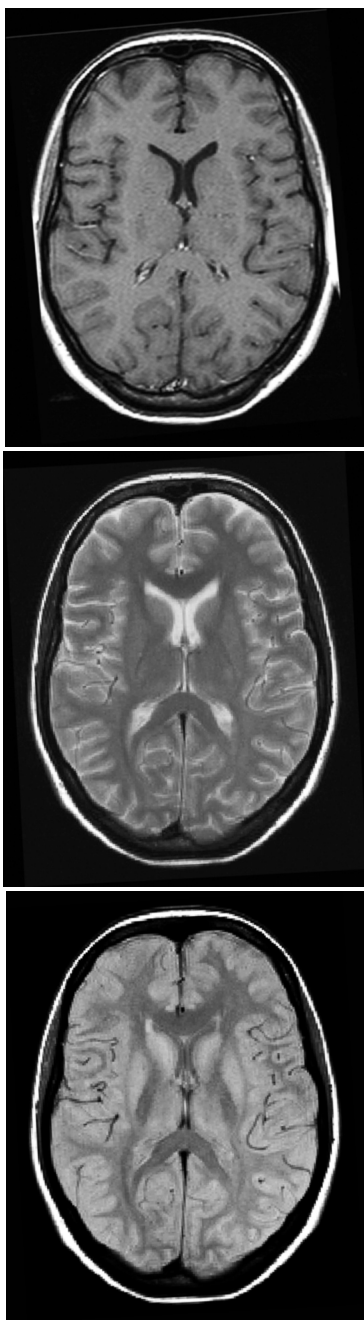
A gradiens tér szerepe

Ahhoz, hogy az MR vizsgálat képet formáljon, a detektált NMR jelet a képpont méretének megfelelő pontossággal lokalizálni kell. A lokalizációt a gradiens terek segítségével végezzük. A gradiens tereket megfelelő kialakítású elektromágnesek hozzák létre, méghozzá a tér három irányában. A gradiens tér minősége az MR készülék másik legfontosabb mutatója.

A gradiens tekercsre adott nagy áramerősségű impulzusok miatt az MR berendezés mérés közben igen hangosan zakatol. A gradiens impulzusoknak a jel-lokalizáción kívül több más funkciója is lehet, pl.: a protonok reszinkronizációja (gradiens-echo), mozgási artefaktumok csökkentése (GMR), diffúziósúlyozás, stb.

Az MR képek kontrasztja

Az MR alatt ma a proton (hidrogén-atommag) NMR képalkotást értjük. Az élő szervezetben a hidrogén – elsősorban a víztartalom miatt – nagy koncentrációban van jelen, de a zsírok, fehérjék és szénhidrátok hidrogéntartalma is jelentős. Az MR kép kontrasztját a protonok három alapvető tulajdonsága befolyásolja: a protonok sűrűsége, a T1 és T2 relaxációs idő. Az echo generálását különféle impulzusszekvenciák végzik, melyek a három paramétert különféle mértékben súlyozzák, így T1-súlyozott, T2-súlyozott és protondenzitású képek készíthetők (2.a., b., c. ábra). Az MR képek kontrasztját sok egyéb paraméter is befolyásolja, elsősorban a szövetek mágneses inhomogenitása, a hőmérséklet, különféle mozgások, mint például a szöveti diffúzió, a véráramlás, stb. A különböző szekvenciák gyorsaságban és néhány speciális tulajdonságban térnek el egymástól, melyek segítségével a fenti paraméterek erőteljesebben, vagy gyengébben érvényesülnek a képalkotásban. A szekvenciákat általában e speciális tulajdonságok alapján szokás elnevezni: pl. szuszceptibilitás MR képalkotás, MR-angiográfia, MR spektroszkópiás képalkotás, perfúziós MR, diffúziós MR, funkcionális MR, kinematikus MR, stb.



2. Ábra. T1-súlyozott (a), T2-súlyozott (b) és protondenzitású (c) szeletkép a nagyagy területéről.

Egy MR vizsgálat során általában több síkban készítünk felvételeket a térbeli kiterjedés pontos meghatározására, ugyanakkor a felvételek többféle szekvenciával, tehát más és más kontraszt tartalommal is készülnek (3. ábra).

A különféle kontraszt tartalmú képek segítségével nyert információk az agyi felvételeken jól követhetők: a T1-súlyozású felvételeken a liquor fekete, a zsír fehér, a szürke és fehérállomány jól elkülönül, a szürkeállomány sötétebb, mint a fehérállomány. A T1-súlyozott felvételek általában részletdúsak, ezért kiválóan alkalmasak az anatómiai viszonyok megítélésére. A T2-súlyozott felvételeken a víz fényesen ábrázolódik, ezért a liquor fehér, a léziók nagy része

a megnövekedett víztartalom miatt jól differenciálható. Az agy esetében a T2-súlyozású felvételeken a szürkeállomány világosabb a fehérállománynál. A protondenzitású felvételeken a szabad víz és az ödémákra jellemző kötött víz elkülönül, a szabad víz sötétebb, ezért a folyadéktartalmú részletek (pl. ciszternák) elkülöníthetők a szolid lézióktól, mely utóbbiak élénk, világos színűek ¹.



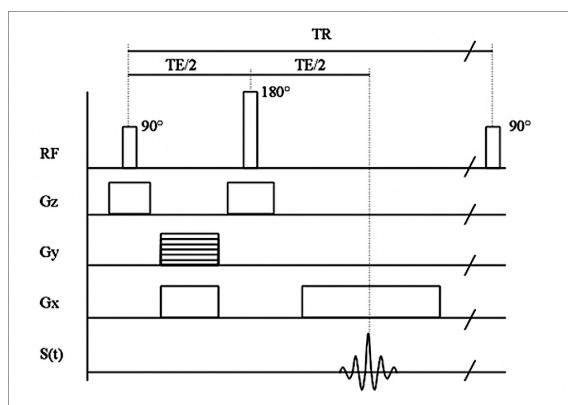
3. Ábra. Thoracalis-lumbalis gerinc T2-súlyozott sagittalis felvétele.

Az MR képeken a világosabb struktúrákat hyperintensnek (jelgazdagnak), a sötétebbeket hypointensnek (jelszegénynek) írjuk le, isointens a terület, ha világossága nem tér el a környezetétől.

Szekvenciák

A már hagyományosnak számító spin-echó technikával jó minőségű és jó kontrasztú képeket nyerünk, de sajnos a vizsgálat időtartama néhány percig is eltart. A gyors spin-echó technikával ugyan a vizsgálatot 2-8-szorosára lehet gyorsítani, de a gyorsaság a képminőség rovására megy. Az ún. gradiens-echó technikákkal ennél gyorsabban, általában egy percen belül kapunk képeket, az echó planár technika (EPI) mérési ideje pedig jóval egy másodpercen belül marad.

A spin-echó (SE) szekvencia egy ún. 90 fokos, gerjesztő rádiófrekvenciás impulzussal kezdődik, majd a protonok rezinkronizációját egy 180 fokos rádiófrekvenciás impulzus végzi (4. ábra). A jel a gerjesztés után, az ún. echó idő (TE) elteltével jelenik meg ². Jellegzetessége az igen jó képminőség. A SE felvételeken az erek, főleg az artériák, az áramlás hatására sötétlen ábrázolódnak. Az ún. áramlási jelkiesés hiánya biztos jele a trombózisnak, vagy egyéb okból bekövetkezett érelzáródásnak.



4. Ábra. A spin-echó impulzus-szekvencia kottája. A 90 és 180 fokos RF impulzusnak és a három gradiens impulzusainak pontosan időzítve kell lennie.

A gradiens-echó (GE) szekvencia abban különbözik a spin-echótól, hogy a reszinkronizációt nem 180 fokos rádiófrekvenciás impulzus, hanem bipoláris gradiens impulzus végzi. A GE szekvencia általában gyorsabb, mint a SE, jellegzetessége, hogy az erek a mozgó vér miatt fehéren ábrázolódnak, és a képek kontrasztját a szuszceptibilitási különbségek erősen befolyásolják. Ez utóbbit kihasználva az ún. T2*-súlyozott (T2 csillag) szekvenciával a kisebb vérzések már akut szakban is jól kimutathatók³. Ugyanezen ok miatt a GE szekvencia igen közkedvelt, például az ízületek vizsgálatában. Az ízületi szalagok és a rostos porc inhomogén szerkezete miatt jelszegény, míg az üvegporc homogenitása miatt jelgazdag. A rostos szerkezet sérülése jelfokozódást eredményez, az üvegporc homogenitásában bekövetkező legkisebb változás pedig jól látható jelcsökkenést okoz.

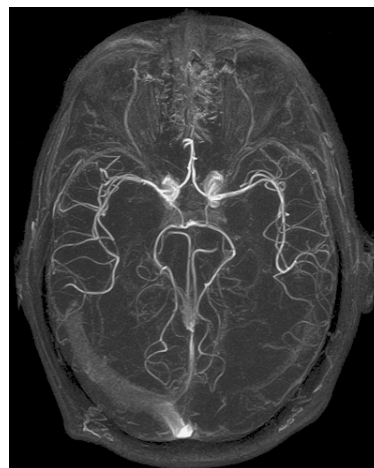
Az MR az ún. 3DFT technikával képes nagyon vékony, akár 0.5, sőt 0.1 mm vastag szeletkép sorozat készítésére, ami lehetőséget ad arra, hogy bizonyos struktúráknak (pl.: agyfelszín, érrendszer) - a 3 dimenziós rekonstrukciós módszerekkel - a térbeliségét is ábrázoljuk².

A 3DFT technikával, vékony, erősen T2-súlyozott felvételsorozattal a folyadékterek MR vizsgálata valósítható meg (pl.: MR-myelográfia, MR-cisztornográfia, MR-cholangio-pancreatográfia (MRCP), MR-sialogram, stb.).

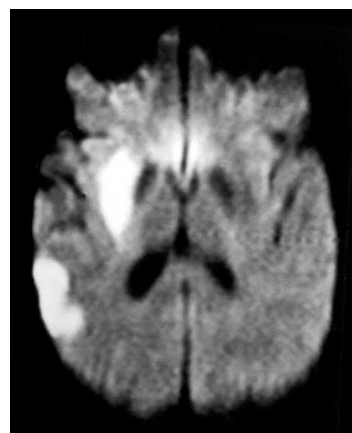
Az MR-angiográfia lehetőséget nyújt az erek nem invazív, illetve minimálisan invazív vizsgálatára. Az MR-angiográfia a DSA felvételekhez hasonló szummációs jellegű képeket készít, amivel az érszerkezet jól megítélhető (5. ábra). Az MR-angiográfia az MR ún. áramlási jelenségeit használja fel a mozgó vér detektálására. A legegyszerűbb és leggyakrabban használt módszer az ún. TOF (time-of-flight) MR-angiográfia^{4,5}. Ha kifejezetten az áramlás kimutatása, vagy kvantifikálása a cél, akkor ún. fáziskontraszt (PC) MR-angiográfiát végzünk⁶. A perifériás illetve nagyerek vizsgálatára intravénás bolusban beadott kontrasztanyag segítségével, az ún. kontrasztos (contrast enhanced, CE) MR-angiográfiára is van lehetőség.

A diffúziós MR sok érdekes lehetőséget biztosít a szövetek biofizikai tulajdonságainak megítélésére, ami nagyon jól korrelál például a viabilitással⁷. Az ún. diffúzió-súlyozott

MR felvétel a hyperacut ischemiás stroke kimutatásának legérzékenyebb módszere⁸ (6. ábra). Ebben a szekvenciában az ún. diffúziós gradiens impulzusok miatt az extracelluláris víz diffúziós mozgásának megfelelően jelcsökkenés lép fel. A normál diffúzió cytotoxikus ödéma esetén a sejtduzzadás miatt jelentősen gátoltta válik, ami a jelcsökkenést enyhíti, így ez a terület relatíve magas jelintenzitású lesz.



5. Ábra. Az agy ereiről készült MR-angiográfia.



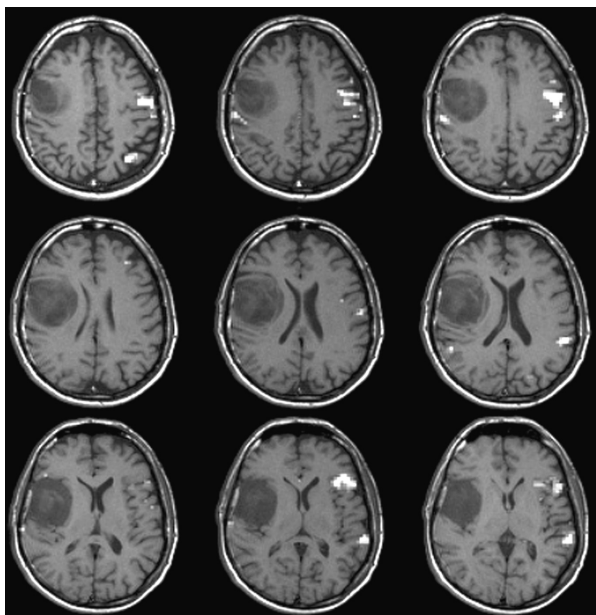
6. Ábra. A diffúzió-súlyozott felvételen jobb oldalon két akut ischemias terület látható.

A diffúzió-súlyozás mértékét a gradiens impulzusoktól függő ún. 'b' érték határozza meg. A 'b' szokásos értékei: 0, 500, 1000, 5000, de erre alkalmas berendezésnél 10-20 ezer is lehet. Az extrém nagy 'b' értékek esetében a diffúzió-súlyozott MR felvételek a szövetekben a különböző víz kompartmentek vizsgálatát teszi lehetővé⁹. Több 'b' értékkel készült felvételtől a diffúziós koefficiens (ADC) voxelről-voxelre kiszámítható. Az így készült, kalkulált kép az ún. ADC map, melyen az egyes területek diffúziós képességének kvantitatív elemzése is lehetséges.

A perfúziós MR segítségével a parenchymás szervek szöveti vérátáramlása vizsgálható. A különféle perfúziós paraméterek (time to peak, mean transit time, regional cerebral blood flow) voxelről-voxelre történő kiszámításával készülő kalkulált képek nagyon jól ábrázolják a rosszul perfundált területeket, ami a nagy rizikójú régiót határolja körül, vagy ellenkezőleg, a hyperperfundált terület malignus elváltozásra utalhat.

A dinamikus MR lényege a kóros szövetek, tumorok kontrasztanyag-halmozásának időbeli vizsgálata. A dinamikus MR vizsgálat során a bolusban adott intravénás kontrasztanyag után 20-30 másodpercenként készítünk képeket. A felvételeken a különböző szövetek eltérő kontrasztanyag-halmozási dinamikája lesz megfigyelhető, illetve mérhető, és grafikusán ábrázolható.

Az ízületek, a gerinc és a szív mozgását követő, filmszerűen lejátszható felvételesorozat a kinematikus MR, melyen az ízületek inkongruenciája, az ízületi szalagok elégtelensége, vagy az esetleges gerinc instabilitás ítérlhető meg^{10,11}.



7. Ábra. Funkcionális, beszédaktivációs MR felvétel. Jobb oldali temporális tumor, bal oldali dominanciájú beszédközpont.

Az MR a test anatómiai szerkezetének pontos leírása mellett több funkcionális információt is képes szolgáltatni. Ilyenek a véráramlással, diffúzióval, kontrasztanyag halmozással, bizonyos anyagcsere-folyamatokkal kapcsolatos adatok. Az agy vizsgálatánál az MR lehetőséget biztosít arra is, hogy a működésével összefüggő neuronális aktivitást kimutassuk, és pontosan lokalizáljuk. Ezt a feladatot az ún. funkcionális MR (fMRI) látja el¹². A neuronális aktivitás az MR-rel közvetett módon, az agyi erek autoregulációjának követésével érhető el. Erre a feladatra korábban többféle technikai próbálkozás történt, de a legmegfelelőbbnek az ún. BOLD (blood oxygenation level-dependent) technika mutatkozott¹³. Ennek lényege az, hogy a neuronális aktivitás okozta értágulat az adott régióban lényegesen csökkenti a paramágneses tulajdonságú deoxihemoglobin szintet, ami a T2*-súlyozott felvételeken lokális jelszint emelkedést vált ki. A jelemelkedés nem jelentős, csupán 1-2%, de a többször ismételt nyugalmi és aktivizált mérések képeinek voxelről-voxelre történő statisztikai elemzése kirajzolja azt a területet, ahol az aktivitás szignifikáns jelváltozást okozott. (7. ábra).

Az NMR felfedezésével az anyagszerkezet, így a biológiai anyagok vizsgálatában is hatalmas jelentőségű spektroszkópiás módszer született. Az MR berendezés segítségével ugyancsak elvégezhetőek ezek a spektroszkópiás elemzések, ráadásul nem szükséges az anyag kivétele

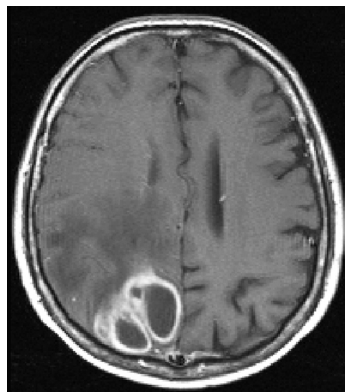
(biopszia), elegendő az MR képen az érdekelt térfogatot megjelölni. Általában a legkisebb vizsgálható térfogat 1 cm³ szokott lenni. A spektroszkópiás vizsgálattal a szövetekre jellemző aminosavak, vagy egyéb szerves molekulák kimutathatók, ezek relatív mennyisége is meghatározható. Ezeknek az anyagoknak a változása, vagy kóros anyagok megjelenése a spektrogramon különféle betegségekre jellemző lehet, így az MR spektroszkópia a minőségi diagnózis felállítását segítheti elő^{14,15}.

A mai MR berendezések a spektroszkópiás elemzést egy meghatározott területen pontról-pontra el tudják végezni, és az eredményt szinkódolt szeletkép formájában képesek ábrázolni (spectroscopic imaging)¹⁶.

Kontrasztanyagok

Az MR felvételek jeltartalma különféle kontrasztanyag használatával befolyásolható. A kontrasztanyag feladata, hogy a kóros folyamatok kimutathatóságát növelje. Ehhez az szükséges, hogy megváltoztassa valamelyik, a képalkotásban felhasznált MR paramétert, ezért a kontrasztanyagok általában mágneses tulajdonságúak. Természetesen lényeges szempont, hogy a kontrasztanyagot valamely szövet vagy folyamat halmozza, továbbá, hogy a kontrasztanyag alacsony legyen a toxicitása, legyen stabil vegyület, és teljes ürüljön ki a szervezetből.

A kontrasztanyagot intravénásan vagy szájon át alkalmazhatjuk. Az MR paraméterek közül a legegyszerűbb a protondenzitást növelni, erre a célra legalkalmasabb a víz, amit például a belek feltöltésére szoktak alkalmazni. A mágneses tulajdonság alapján a kontrasztanyag lehet paramágneses és ferromágneses.



8. Ábra. Agytályog Gd-DTPA halmozású, T1-súlyozott felvétele

A ma forgalomban levő paramágneses kontrasztanyagok makromolekulákhoz kötött gadolinium (Gd) tartalmú kelátok (az első, kereskedelmi forgalomban kapható kontrasztanyag a Gd-DTPA)¹⁷. A leggyakrabban használt Gd tartalmú paramágneses kontrasztanyagot intravénásan alkalmazzuk. A kontrasztanyag a vérrel a szövetekhez jut, ahol a vaszkularizáció, az intersticiális folyadékter nagysága, a központi idegrendszer esetén a vér-agy gát sérülése és esetleges aktív folyamatok befolyásolják a halmozódását. Az intravénásan alkalmazott paramágneses kontrasztanyag a halmozódás helyén jelentősen rövidíti a T1 relaxációs időt,

ezért kontrasztanyag adása után T1-súlyozott felvételeket készítünk, ahol a halmozás helyén a kép világosabb lesz, megnövelve az adott szövet kontrasztját a környezetéhez képest (8. ábra).

A super-paramágneses kontrasztanyag, ultra-kis méretű vasoxid szemcsék (nanopartikulák) vizes keveréke, ami általában phagocytosis útján halmozódik. A kontrasztanyag partikuláris szerkezete miatt nagy mágneses inhomogenitást okoz a halmozás helyén, ami elsősorban a T2 súlyozott felvételeken nagy jelvesztést okoz. A kontrasztanyag nagyon alkalmas a nyirokcsomók, a máj és a lép vizsgálatára¹⁸.

Biztonsági szempontok

Az MR berendezés a nagy mágnes miatt nagyon balesetveszélyes. A mágnes ferromágneses tárgyakat magához ránt, ami lövedék sebességre gyorsulhat, így életveszélyt jelenthet a beteg és a személyzet számára, valamint jelentős anyagi kárt okozhat a berendezésben. Emiatt a biztonsági rendszabályok betartása különösen fontos¹⁹.

Mai tudásunk szerint a vizsgálat során alkalmazott nagy sztatikus mágneses térnek (0.2 - 2 Tesla) és a rádiófrekvenciás sugárzásnak nincs káros biológiai hatása²⁰. Az MR vizsgálat kontraindikációi részben a nagy mágnessel, részben a szűk és meglehetősen zárt vizsgálóterrel függenek össze: abszolút kontraindikációt jelent a szívritmus-szabályozó és az artériás clip, mivel ezek a mágneses térben életveszélyt jelentenek. Fémprotézisek, fém idegentestek az adott régióban értékelhetetlenül tehetik a felvételeket, ez relatív kontraindikációt jelent. A vizsgálatot megghiúsíthatja a beteg klausztrofóbiája, valamint nyugtalansága. A nem kooperáló, nyugtalan betegek, vagy a csecsemők és kisgyermekek altatása a szűk tér miatt nem könnyű feladat, de MR-kompatibilis monitorozás segítségével a súlyos állapotú betegek is biztonságosan vizsgálhatók.

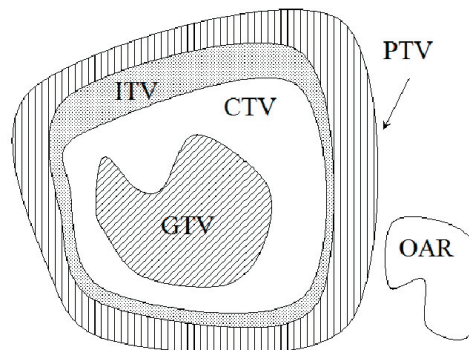
Az MRI alkalmazása a sugárterápiában

A célterület

Az MRI orvosi alkalmazásának speciális esete a sugárterápia. A sugárterápiában használt leképezési eljárások célja, hogy olyan torzításmentes - ma már 3D kép - álljon rendelkezésünkre, amelyen meg tudunk határozni néhány fontosabb térfogatot (9. ábra), amit a megfelelő sugárzással kezelni fogunk^{21,22}. A besugárzás-tervezéshez természetesen ismerni kell az elektronsűrűséget is.

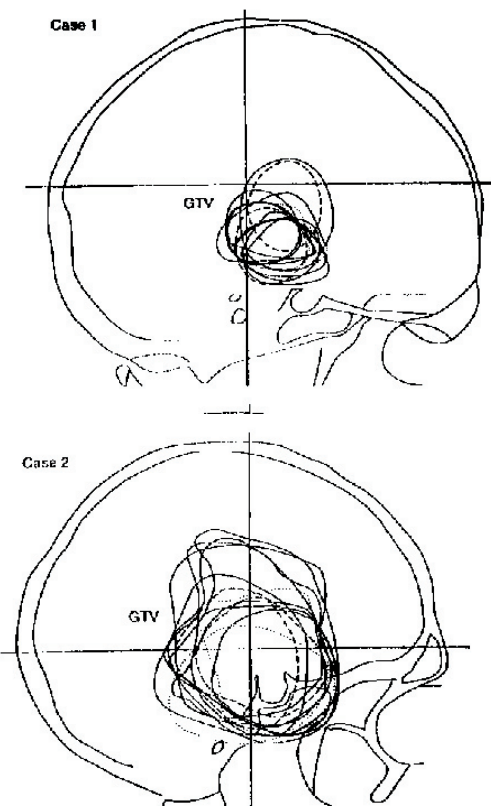
A Gross Tumor Volume (GTV) lényegében a rosszindulatú elváltozásnak észlelhető részeit tartalmazza (beleértve a metasztatikus limfadenopátiákat és a metasztázisokat is). A daganatsejtek sűrűsége általában ezekben a térfogatokban a legmagasabb, eléri a 10^{10} sejt/cm³ értéket. A GTV nagymértékben függ az alkalmazott vizsgálati eljárástól és leképezési technikától, de szubjektív elemeket is tartalmaz. A Clinical Target Volume (CTV), magában foglalja a GTV-t és/vagy olyan szubjektív rosszindulatú elváltozást,

amit el kell pusztítani. Ennek megfelelően a CTV-ben a daganatsejtek sűrűsége 10^8 sejt/cm³ érték alatt van. Mindkettő klinikai-anatómiai fogalom. Ha nem tudjuk az egész GTV-t a kívánt dózissal kezelni, akkor nem *kuratív*, hanem csak *palliatív* kezelést végzünk.



9. Ábra. A célterület fogalma a sugárterápiában.

A CTV-hez még hozzáadunk egy biztonsági zónát (ezzel vesszük figyelembe a fiziológiás elmozdulásokat, térfogat, hely és alakváltozásokat) és az egészet Internal Target Volume-nek (ITV) nevezzük. A Planning Target Volume (PTV) az ITV-nél nagyobb, mert a beállítási és dozimetriai pontatlanságokat is magában foglalja. OAR (Organs at Risk) a védendő területet jelöli.



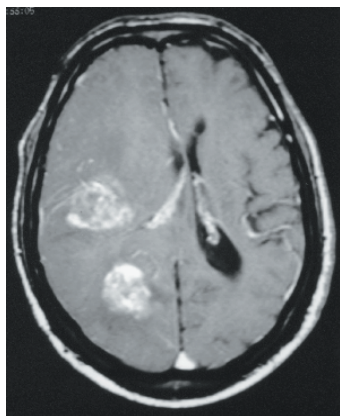
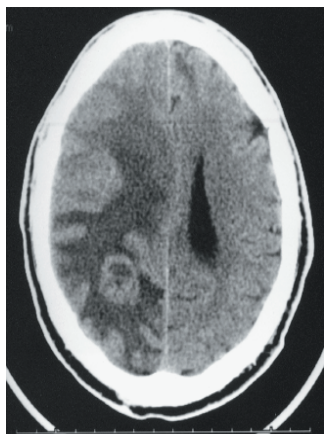
10. Ábra. A célterület kijelölése röntgen felvétel alapján

A céltérfogat helyes megadásának problémáját jól mutatja a 10. ábra. A sematikus ábra két agydaganatos beteg oldalirányú felvétele alapján készült. Ezekkel demonstrálta

Wambersie az ICRU elnöke a modern leképezési eljárások nélkül végzett tumor-meghatározás (GTV) szubjektív voltát^{23,24}. A folytonos vonalak 8 sugárterapeuta, a szaggatott és pontozott vonalakat pedig 2-2 radiológus, ill. idegsebész véleménye.

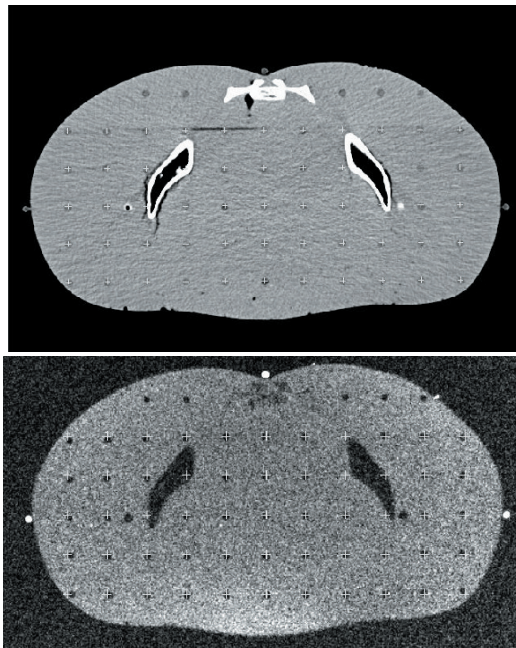
1. Táblázat. A sugárterápiában használt leképező eljárások

Leképező eljárás	Ár	Érzékenység	Specifitás
Film felvétel	alacsony	változó	magas
CT			
agy	közepes	nagy	közepes
tüdő	közepes	nagy	közepes
has	közepes	nagy	közepes
MR	magas	nagy	magas
Hasi UH	közepes	nagy	közepes
Nucl. Med.			
csont	közepes	nagy	alacsony
agy	közepes	közepes	alacsony
máj	közepes	közepes	alacsony
Gyomor-bél + kontraszt	közepes	nagy	nagy
Angiográfia	magas	nagy	közepes
Limfangiográfia	magas	nagy	közepes



11. Ábra. Ugyanannak a betegnek a koponya keresztmetszete CT-vel (felül) és MRI-vel (alul).

A 11. ábra jól mutatja az MRI jelentőségét. A CT metszeten csak egy szoliter metasztázis, valamint ödéma és kamraelzáródás látható. A gadolíniummal végzett MRI azonban további metasztázisokat mutat ki. Nem mutatjuk azt az ábrát, amelyen ebben a betegben – más felvételi paraméterek mellett még egy harmadik metasztázis is kimutathatóvá válik²⁵.



12.Ábra. Alderson-Rando fantom leképezése (CT, felül) és torzulása (MRI, alul).

A 12. ábra az MRI legfontosabb hátrányait jelzi. Az ábrán Alderson Rando fantom szagittális metszete látható³¹. Ez a fantom megfelelően preparált emberi csontokat tartalmaz, és ezt öntik ki a szövet-ekvivalens masszával. Ezen a képen is jól látható az izocentrumtól távolodva a torzítás növekedése. A doziméterek elhelyezésére szolgáló furatokat 3 cm-es mátrixban helyezték el. Az MRI-n a csont nem ad jelet. A medence fantom koronális metszetén a z irányú torzítás párnásodásként jelentkezik.

Az MR képek torzítása kis térfogat esetében ($15 \times 15 \times 20$ cm³, pl. koponya, fej-nyak, pl. 22, 29) általában nem haladja meg a 2-3 mm-t. A torzítás mértéke azonban a mágneses izocentrumtól távolodva egyre nőni fog, és kismedence esetében akár a 10-15 millimétert is elérheti²⁶.

Ma már számos ún. 3D besugárzás-tervező rendszer kapható. Régebben ezeket a programokat sokszor magunk fejlesztettük. A programok általános jellemzője, hogy csak axiális CT keresztmetszeteket fogadnak el (ezekből készítik az ún. DRR, digitally reconstructed radiograph) képeket. A CT képeken az azonos szövetek jó közelítéssel azonos jelet adnak, így megfelelő (Hunsfield) egységekben adhatjuk meg ezeket. A CT képekből kalibrációs görbe segítségével megkaphatjuk az egyes pixelekhez tartozó elektronsűrűségeket. Ezek a besugárzás-tervezéshez nélkülözhetetlenek. A külső sugárterápiában használt legfontosabb sugárkvalitások 1 – 10 MeV fotonenergia között vannak.

Az MR esetében számos lehetőséggel rendelkezünk. A jelintenzitás elsősorban a proton-sűrűségtől és a T1 és T2 relaxációs időktől függ. Az orvos a vizsgálatokhoz igen sokféle szekvenciát alkalmaz. Vagyis nem áll olyan standard módszer rendelkezésünkre, amivel az egyes szervekhez a jelintenzitás alapján a CT-hez hasonlóan sűrűséget tudnánk rendelni.

2. Táblázat. A CT és MRI a besugárzás-tervezésben

	CT	MRI
Képkalkotás síkja	axiális	axiális, szagittális, koronális
Lágyzövet kontraszt	rossz	jó
Kompakt csontok	jól láthatók	nem láthatók
Geometriai pontosság	torzításmentes	térfogat függő torzítások
Sűrűség információk	jelintenzitás arányos az elektronsűrűséggel	jelintenzitás nem függ az elektronsűrűségtől

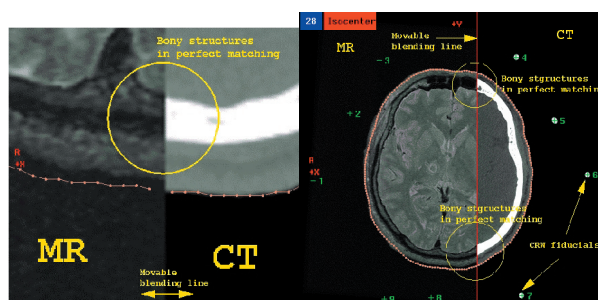
A két leképező eljárás legfontosabb különbségeit hasonlítja össze a 2. táblázat. Mindkét eljárásnál gondot okoz a beteg rögzítése, mert az csak korlátozottan kivitelezhető. Az axiális térbeli felbontás mindkét eljárásnál < 1 mm. A vizsgálati idő a CT esetében rövid, az MRI-nél viszont hosszú. A vizsgálati idő növekedésével a beteg és a betegben az egyes szervek elmozdulásának valószínűsége nő. A táblázat nem tartalmazza a vizsgálandó objektum összetételével kapcsolatos torzulást (kémiai eltolódás). A táblázat – a vizsgálat árától függetlenül is – jelzi, hogy a besugárzás-tervezéshez közvetlenül továbbra is a CT-t fogjuk használni, de számos esetben az MRI nélkülözhetetlen a célterület pontos kijelölésében.

Első lépésként a CT kép pontjait többé-kevésbé kölcsönösen és egyértelműen meg kell feleltetnünk az MRI képeknek. Ezt a tevékenységet szokás képregisztrációnak nevezni. Ennek legegyszerűbb formája a párhuzamos megtekintésen alapuló összehasonlítás, amikor a két képsorozatot egymás mellett vizsgáljuk (filmen, vagy képernyőn), és megfigyelés alapján viszünk át információkat az egyikről a másikra. Ez eléggé szubjektív és nagyon pontatlan módszer, mert sokszor még a CT és MRI sem síkok feleltethetők meg kölcsönösen egymásnak.

MRI adatátviteli módszerek a CT képre: a két kép egyidejű megtekintése, majd

- bizonyos képletek, ismertető jelek alapján (landmark), melyeket mindkét képen 2D-ben meg kell adni, vagy
- anatómiai kontúrok

alapján illesztjük a két képet. Lehet még a képek váltakozó megjelenítésével, interaktív módon is illeszteni a képeket. Mindkét módszer időt rabló.



13. Ábra. CT és MR képek kézi illesztése.

Külső jelöléseket is alkalmazhatunk, ha azok rendelkezésre állnak. Erre a célra jól használható az E vitamin kapszula. Kontrollvizsgálatoknál ez gyakorlatilag nem lehetséges.

Gondot jelent az is, hogy nagyobb méretek (pl. medence) esetében az MR éppen a szélén torzít. Regisztrációnak szokták nevezni azt a tevékenységet, aminek eredményeképpen a kijelölt (ún. fiduciális) pontokat vagy szerv kontúrokat a két képen megfelelő transzformációkkal egymáshoz illesztjük. Legegyszerűbben kézi, interaktív módszerrel tudjuk az egyik adathalmazt síkbeli eltolásokkal és forgatásokkal fedésbe hozni a másikkal. Ebben a fiduciális pontok (pl. koponya-besugárzások esetében a rögzítő keret metszetei) nagy segítséget jelentenek (13. ábra) ²⁷.

Számítógépes programokkal természetesen sokkal pontosabb és gyorsabb megfeleltetés (regisztráció) érhető el. Ezek a programok általában azt feltételezik, hogy mindkét leképezéssel kapott mátrix szilárd testként viselkedik, és valamennyi pontra ugyanaz a transzformáció érvényes ^{26,28,29}.

$$\mathbf{r}_1 = \mathbf{A} \times \mathbf{r}_2 + \mathbf{b}$$

ahol \mathbf{r} a megfelelő pontok koordinátáit jelöli, \mathbf{A} a nyújtást és a forgatást magában foglaló mátrix, \mathbf{b} pedig az eltolás vektor. A néhány pont felhasználásával végzett számítógépes illesztés ma már a kereskedelemben kapható besugárzás-tervező programoknak is (általában) opcionális tartozéka. A számunkra rendelkezésre álló két tervező programban (CadPlanTM, Varian, illetve XiOTM, CMS) a CT képek kontúrozása, azaz a célterület és a szervek kijelölése történhet a besugárzás-tervező munkaállomáson is, de célszerű ezeket az elsősorban kontúrozási célt szolgáló számítógépeken (SomaVisionTM, Varian, ill. FocalTM, CMS) végezni. A képregisztrálás viszont csak ezeken az utóbbi gépeken lehetséges. A regisztrálás néhány pont felhasználásával történik. Térbeli illesztéshez minimálisan 4 pont szükséges. Ilyen regisztrálást mutat a 14. ábra ³⁰.



14. Ábra. MRI (bal oldal) alapján meghatározott CTV átvitele a CT képre (jobb oldal)

A kézi regisztrálás teljesen automatizált változata lényegében „sablon” alkalmazásával történik. Mindkét képből (ez esetünkben CT és MR) megfelelő görbéket kell extrahálni. A görbék keresése megfelelő ablaktechnikával végezhető, a számos, csak néhány pontot tartalmazó kis képletet kizárjuk ²⁸.

Az illesztendő képen a megfelelő vonalakat fel kell darabolni, majd ezeket a sablonhoz illesztjük. Lényeges, hogy ne legyen túl sok pont, mert ez nagyon megnöveli a számítási időt. Referenciának általánosságban a megfelelő pontosságú CT felvételeket tekintjük, és ehhez a felülethez illeszt a program a szegmentált MR görbéket. Általában néhány ezer pontnál többet nem használnak, és az iteráció legfeljebb néhány száz lépésből áll.

Számítógépes eljárással olyan transzformációt keresnek, ami a két képet egymáshoz megfelelően illeszti. Általában itt is eltolásról, forgatásról és lépték változtatásról (scaling) van szó. Esetenként egy további transzformációval kis mértékben az Y és a Z tengely megnyúlását lehet még korrigálni.

Az illesztés jóságát kifejező függvényként vagy a jól ismert átlagos eltérést és/vagy a szórás térbeli változtatát használják:

$$C(T) = \text{sqr}\{\Sigma F^2[Tr_i]/(N-1)\}$$

$$C(T) = \Sigma F[Tr_i]/(N-1)$$

Mindkét esetben i-re kell összegezni, és F(Tr) az illesztett pont transzformáltjának a sablontól való távolságára utal.

Az MRI megbízható és ideális arra, hogy a besugárzás-tervezés kiegészítője legyen. Az MRI feloldása jobb, mint a CT-é a központi idegrendszer, lágy szövetek és a fej-nyak tájék esetén. Mellkasi elváltozások esetében a tumor és hiláris nodusok kimutatására jobb, mint a CT, de hasznos a bél, a genitáliák, és a nőgyógyászati tumorok diagnosztikájában is. Vagyis az MRI-t nem tekinthetjük a besugárzás-tervezésre önmagában is megfelelő, a CT alapú tervezés alapvető jellegét veszélyeztető képalkotó eljárásnak, mert (i) az elektronsűrűsége nem ad adatokat, a (ii) kortikális csontokat nem ábrázolja, (iii) intrinsic geometriai hibák terhelik, és (iv) nem-nagyon van olyan besugárzás-tervező program, ami az MRI képeket megfelelően integrálja, és így azokat megfelelően kezelhetővé teszi.

Irodalom

- Atlas SW: MRI of the Brain and Spine. Lippincott Williams & Wilkins, **2003**.
- Stark, DD.; Bradley, WG. Jr. *Magnetic Resonance Imaging*. Mosby, **1999**.
- Linfante, I.; Llinas, RH.; Caplan, LR.; Warach, S. *Stroke*. **1999**; *30*, 2263-7.
- Atlas SW: MR angiography in neurologic disease. *Radiology* **1994**; *193*, 1.
- Atkinson, D.; Brant-Zaqadski, MN.; Gillan, GD. et al. *Radiology* **1994**; *190*, 890.
- Dumoulin, CL.; Souza, SP.; Walker, MF.; Wagle, W. *Magn Reson Med* **1989**; *9*, 139-149.
- Le Bihan, D.; Breton, E.; Lallemand, D. et al. *Radiology* **1986**; *161*, 401-407.
- Kennedy, J.; Buchan, AM. *Stroke*. **2004**; *35*, 360-2.
- Cohen, Y.; Assaf, Y. *NMR Biomed*. **2002**; *15*, 516-42.
- Patel, VV.; Hall, K.; Ries, M.; Lotz, J. *J Orthop Res*. **2004**; *22*, 283-92.
- Muhle, C.; Resnick, D.; Ahn, JM.; Sudmeyer, M.; Heller, M. *Spine*. **2001**; *26*, E287-93.
- Jezzard, P.; Matthews, PM.; Smith, SM. *Functional MRI. An Introduction to Methods*. Oxford University Press, **2001**.
- Ogawa, S.; Menon, RS.; Tank, DW.; Kim, SG; Merkle, H.; Ellermann, JM.; Ugurbil, K. *Biophys J*. **1993**; *64*, 803-12.
- Frahm, J.; Bruhn, H.; Gyngell, ML. *Magn Reson Med* **1989**; *9*, 79.
- Salibi, N.; Brown, MA. *Clinical MR Spectroscopy: First Principles.*, Wiley, **1997**.
- Fulham, MJ.; Bizzi, A.; Dietz, MJ.; Shih, HH.; Raman, R.; Sobering, GS.; Frank, JA.; Dwyer, AJ.; Alger, JR.; Di Chiro, G. *Radiology* **1992**; *185*, 675-86.
- Weinmann, HJ.; Brasch, RC.; Press, WR.; Wesbey, GE. *AJR Am J Roentgenol*. **1984**; *142*, 619-24.
- Kopp, AF.; Laniado, M.; Dammann, F.; Stern, W.; Gronewaller, E.; Balzer, T.; Schimpfky, C.; Claussen, CD. *Radiology*. **1997**, *204*, 749-56.
- Chu, WK.; Sangster, W.; *Radiol Technol*. **1986**, *58*, 139-41.
- Gangarosa, RE.; Minnis, JE.; Nobbe, J.; Praschan, D.; Genberg, RW. *Magn Reson Imaging*. **1987**, *5*, 287-92.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements: *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy Report ICRU 50*. Bethesda, MD. **1993**. ICRU. pp. 72.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements: *Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy. Report ICRU 58*:Bethesda, MD. **1997**. ICRU. pp. 35.
- Wambersie, A. *Radiológiai Közlemények* **1999**, *34*, 60-81.
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements: *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. *ICRU Report 62*. Bethesda, MD. **1999**. ICRU. pp. 53.
- Kagan, RA. Palliation of Brain and Spinal Cord Metastases. In: Perez CA, Brady LW (szerk.): *Principles and Practice of Radiation Oncology*. Third Ed. Lippincott-Raven.: New York. **1997**. 2187-2197.
- Fransson Annette, Andreo, P.; Pötter, R. *Strahlenther. Onkol*. **2001**, *177*, 59.
- Fichtinger, G.; O'Malley, S.; Wu, T.; Harisiadis, L.; Wessels, BW. *Radiológiai Közlemények* **1998**, *34*, 65.
- van Herk, M.; Kooy, HM. *Med. Phys*. **1994**, *21*, 1163.
- Khoo, VS.; Dearnaley, DP.; Finnigan, DJ.; Paghani, A.; Tanner, SF. *Radiother. Oncol*. **1997**, *42*, 1.
- Parker, W.; Patrocinio, H. Clinical Treatment Planning in External Radiotherapy. In Podgorsak EB (szerk.): *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* International Atomic Energy Agency: Vienna. **2003**, 179-224.
- Major, T. *Proc. IX. Hungarian Medical Physics Conference*. Radó Nyomda: Eger, **2002**.