

A mágneses rezonanciás vizsgálati technika alapjai

Martos János

BASICS OF MRI MAGNETIC RESONANCE IMAGING

A mágneses rezonanciás vizsgálat viszonylag új, folyamatosan fejlődő technika; a mágneses magrezonancia jelenség segítségével – különösen nagy felbontóképességgel – ábrázolja a test szöveti struktúráját.

Az MR-technika rádiófrekvenciás pulzust használ a hidrogénatommagok, a protonok gerjesztésére. A víz és a zsír hidrogénatommagjainak eloszlása függ a szövetek típusától, valamint attól, hogy egészséges vagy beteg szövetről van-e szó. A kép elemeinek fényessége a vizsgált régió szövetének ezen tulajdonságaival, a protonok sűrűségével és a relaxációs idővel kapcsolatos. A mérés során különféle kontrasztú képeket nyerünk ezeknek a paramétereknek a súlyozásával, a pulzusszekvencia megfelelő beállításával. Az MR alapvetően nem invazív eljárás, de bizonyos esetekben intravénás kontrasztanyag adása válhat szükségessé ahhoz, hogy a vizsgált elváltozást jobban ki tudjuk mutatni.

Jelenleg már több mint 22 000 MR-berendezés működik a világon. Az MR az egyik legjobb diagnosztikai képalkotó berendezés a lágy szövetek – az agy, a gerinc, a szív, a nagyerek, a hasi és a kismedencei szervek –, valamint az ízületek vizsgálatára.

Magnetic resonance imaging (MRI) is a young, developing technology used to create images with extraordinary detail of body tissue or the brain by applying nuclear magnetic resonance phenomena. The MRI technique uses a pulse of radio-frequency energy to excite the hydrogen nuclei, the protons. The distribution of hydrogen nuclei of water and fat in the body depends on the tissue type and whether or not the tissue is healthy or diseased. The image brightness is a complex function of properties in the region of interest, which include parameters of protons density and the relaxation times of the protons. Manipulating these properties is accomplished by varying the experiment (pulse sequence) used at the time of examination to yield images that contains different contrast. Although MRI is normally a noninvasive technique, contrast agents can be administered to a subject to enhance a region of interest. There are now more than 22,000 MR systems in use worldwide. MR is one of the best diagnostic exams for imaging many types of soft-tissue including: the brain, the spine, the heart, aorta and coronary arteries, the organs of the upper abdomen and the pelvis as well as the joints.

**mágneses rezonancia,
mágneses magrezonancia jelenség,
MR-szekvenciák**

**magnetic resonance,
nuclear magnetic resonance phenomenon,
MR sequences**

dr. Martos János (levelezési cím/correspondence): Országos Idegsebészeti Tudományos Intézet/
National Institute of Neurosurgery;
H-1145 Budapest, Amerikai út 57. E-mail: martjan@axelero.hu

Érkezett: 2004. június 7. Elfogadva: 2004. augusztus 5.

Az MR működésének alapjait áttekintő közleménnyel sorozatot indítunk az MR-vizsgálat klinikai alkalmazásáról a különböző szervek, szervrendszerek esetén. A sorozat létrehozásában nyújtott segítségért a szerkesztőség köszönetet mond dr. Palkó Andrásnak (Szegedi Tudományegyetem, Radiológiai Klinika).

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

Az MR alapvetően tomográfiás eljárás. Segítségével – a CT-hez hasonlóan – szeletképsorozatok készíthetők, de – s ez az egyik lényeges különbség – nemcsak transzverzálisan, mint a CT-vel, hanem bármilyen síkban. Ráadásul az MR alkalmas többféle, egymástól teljesen különböző kontraszt tartalmú, a szövetek legkülönfélébb biokémiai, biofizikai tulajdonságait tükröző felvétel készítésére. Az is lényeges argumentum az MR oldalán, hogy nincsenek csontműtermékek, ezért jól alkalmazható a hátsó és középső koponyagödör, valamint a gerincvelő vizsgálatára. Az MR-nek – mivel nem használ ionizáló sugarakat – jelenlegi tudásunk szerint nincs káros hatása. Az orvosi képalkotó diagnosztikában már ma is óriási a tárháza; fejlesztése továbbra is intenzíven folyik, szinte naponta születnek új mérési módszerek, folyamatosan vezetve be ezeket a klinikai alkalmazásba, egyre nagyobb területet kanyarítva ki a többi képalkotó modalitás elől.

Az MR-berendezés

Az MR-készülék fő része a mágnes; ezt úgy alakították ki, hogy a beteg a mágneses tér közepén fekvé helyezkedhessen el. Technikailag kétféle típus létezik, az *alagútrendszerű* és az úgynevezett *nyitott mágnes* (1. ábra). Az alagút tulajdonképpen tekercs, ennek a közepe a betegtér; mivel meglehetősen szűk, a klauszrofóbiás betegek nehezen viselik el, bizonyos testméret felett pedig a vizsgálat fizikailag lehetetlenné válhat. A tekercs szupravezető anyagból készül, amit héliumfürdő tart az abszolút nulla fok közelében, ezért ezek a készülékek időnként hélium-utántöltésre szorulnak.

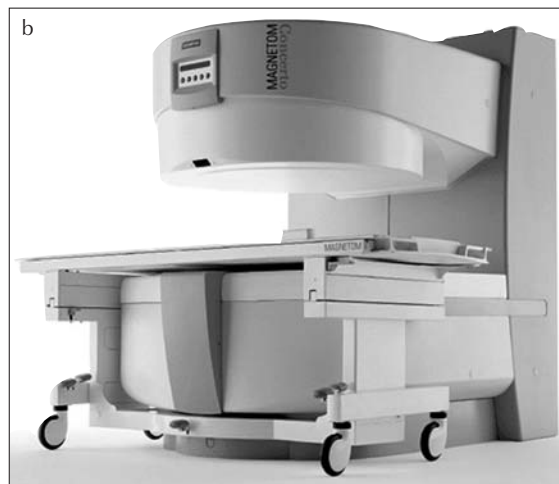
A nyitott mágnes az alagúthoz képest kissé kényelmesebb, így a klauszrofóbiás vagy a rossz állapotú betegek és a gyermekek vizsgálata szempontjából előnyt jelenthet. Felépítését tekintve lehet elektromágnes, de lehet állandó mágnes is. Ebben a konstrukcióban a mágneses erővonalak függőlegesek – ellentétben az alagútrendszerűvel, ahol vízszintesek –, de a fő különbség nem ebben, hanem a mágnes tér erejében rejlik. Az alagútrendszerű, szupravezető mágnes térereje általában nagyobb; 1,0–1,5–3,0 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 lényegesen nagyobb jel nyerhető, így jobb minőségű MR-képeket kaphatunk, és a mérés is rövidebb ideig tart.

Az MR-berendezésnek a mágnesen kívül fontos részei még a jelek lokalizációját végző úgynevezett

1. ÁBRA

Alagútrendszerű, 1,5 teslás MR-berendezés (a); nyitott, 0,2 teslás MR-berendezés (b)



gradiensek és a jelek felfogásában szerepet játszó – a különféle testrészekhez idomuló – tekercsek, valamint a jelfeldolgozó komputer.

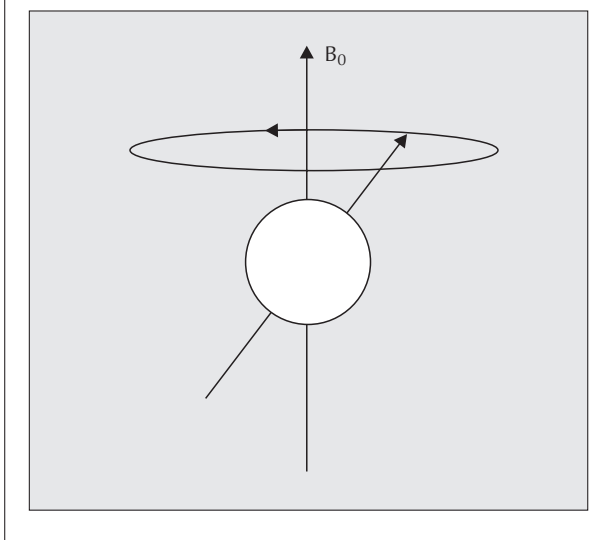
A mágneses magrezonancia jelenség

Az MR alatt ma a proton- (hidrogénatommag-) NMR-képalkotást értjük. Az élő szervezetben – elsősorban a víztartalom miatt – a hidrogén nagy koncentrációban van jelen, de a zsírok, fehérjék és szénhidrátok hidrogéntartalma is jelentős.

Az egyetlen protonból álló hidrogénatommag – hasonlóan más, páratlan nukleonszámmal rendelkező atommaghoz (például foszfor, nátrium, fluor stb.) – spinként viselkedik (mint a pörgettyű), töltése miatt mágneses momentuma van, ezért külső mágneses térben a tér irányába rendeződik. A rendezett atommagok tengelye a mágneses tértől függő frekvenciával precesszál (bolyong) a mágneses erővonal körül, amint azt a *gravitációs* térben a megpörgetett bűgöcsigánál is

2. ÁBRA

A proton precessziós mozgása



láthatjuk (2. ábra). A protonok a precessziós frekvenciával azonos, tehát rezonáns elektromágneses sugárzással gerjeszthetők, majd az energialeadás alatt ugyanolyan frekvenciájú válaszjel detektálható.

Az adott pillanatban mért jel nagysága a protonok két, úgynevezett relaxációs folyamatának időállandójától (T_1 , T_2) és a proton sűrűségétől függ. A T_1 relaxációs idő a gerjesztés utáni energialeadás exponenciális folyamatának időállandója, a víz esetében ez 3000 ms körüli, míg a zsírok esetében 200 ms-nál kisebb. A T_2 -relaxáció a protonok precessziós mozgásának – leginkább a szöveti, molekuláris mágnesség okozta inhomogenitás miatt bekövetkező – deszinkronizációja. Emiatt a jel gyorsan csökken. A T_2 relaxációs idő is a víznél a leghosszabb, körülbelül 1000 ms. A T_2 -relaxáció általában sokkal gyorsabban következik be, mint a T_1 -relaxáció, ezért bizonyos módszerekkel a teljes energialeadásig a precesszió reszinkronizációjával

újabb – akár több – jelemelkedés, úgynevezett echó váltható ki. A szövetekben a proton sűrűsége és a T_1 - T_2 relaxációs idők különbözőek; ez a három paraméter adja a képpalkotás fő kontrasztját.

A gradienstér szerepe

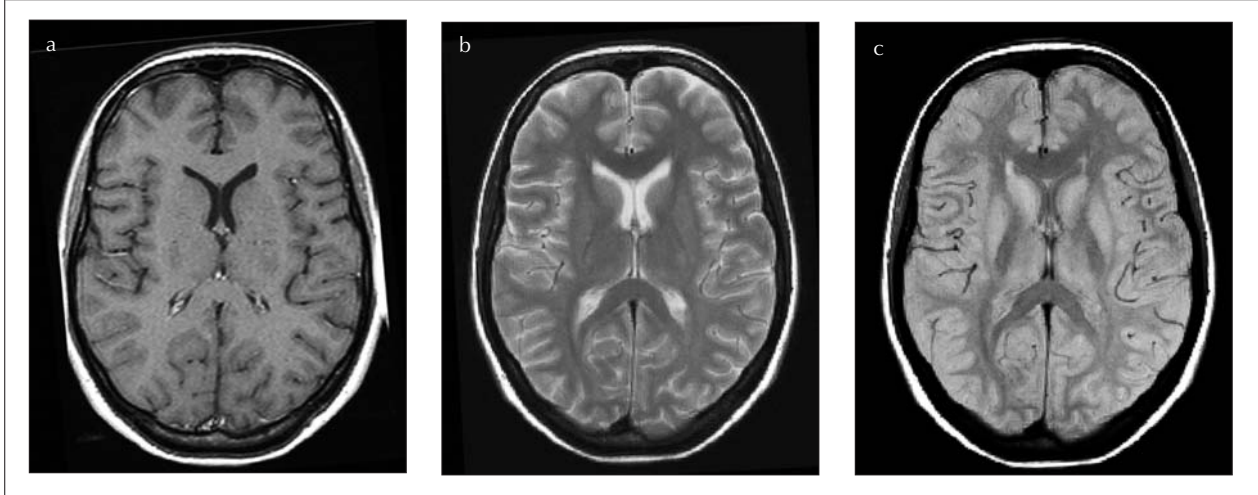
Ahhoz, hogy az MR-vizsgálat képet formáljon, a detektált NMR-jelet a képpont méretének megfelelő pontossággal lokalizálni kell. A lokalizációt a gradiensterek segítségével végezzük. A gradienstér változó mágneses teret jelent, amelyet megfelelő kialakítású elektromágnesekkel hozunk létre, méghozzá a tér három irányában. A térerő mellett a gradienstér minősége az MR-készülék másik legfontosabb mutatója.

Az MR-berendezés – a gradienstekercsre adott nagy áramerősségű pulzusok miatt – mérés közben igen hangosan zakatol. A gradienspulzusoknak a jellokalizáción kívül több más funkciója is lehet, például a protonok reszinkronizációja (gradiensechó-szekvencia), a mozgási artefaktumok csökkentése (GMR), diffúziósúlyozás stb.

Az MR-képek kontrasztja

A jel – illetve az echó – generálására különféle, úgynevezett pulzusszekvenciák (röviden szekvenciák) állnak rendelkezésre, ezek a három paramétert különféle mértékben súlyozzák, így T_1 -súlyozott, T_2 -súlyozott és protondenzitású képek készíthetők (3. 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, ennek következtében a fenti paraméterek erőteljesebben vagy gyengébben érvényesül-

3. ÁBRA

 T_1 -súlyozott (a), T_2 -súlyozott (b) és protondenzitású (c) szeletkép a nagyagy területéről

4. ÁBRA

A teljes központi idegrendszer T2-súlyozott sagittalis felvétele



A Siemens AG MED MR engedélyével.

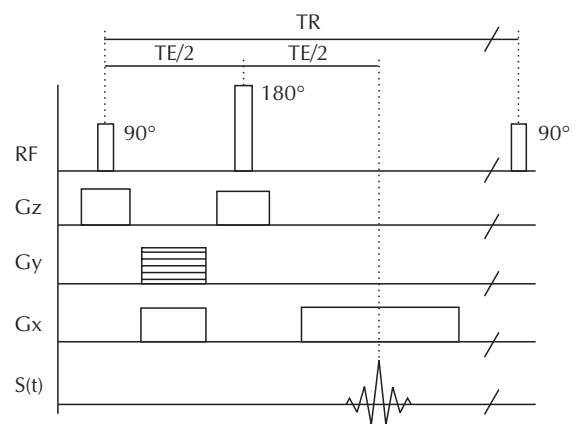
nek a képalkotásban. A szekvenciákat általában e speciális tulajdonságok alapján szokás elnevezni: például szuszceptibilitás-MR-képalkotás, MR-angiográfia, MR spektroszkópiás képalkotás, perfúziós MR, diffúziós MR, funkcionális MR, kinematikus MR stb.

Egy MR-vizsgálat során általában több síkban készítenek felvételeket a térbeli kiterjedés pontos meghatározására (4. ábra), ugyanakkor a felvételek többféle szekvenciával, tehát más és más kontraszt tartalommal is készülnek.

A különféle kontraszt tartalmú képek segítségével nyert információk jól követhetők az agyi felvételeken: a T1-súlyozású felvételeken a liquor fekete, a zsír fehér; a szürke- és fehérállomány is jól elkülönül: a szürkeállomány sötétebb, mint a fehérállomány. A T1-súlyozott felvételek általában részletdúsak, ezért kiválóan alkalmasak az anatómiai viszonyok megítélésére (3. a.

5. ÁBRA

A spinechó-pulzusszekvencia kottája



A 90 és 180 fokos RF-pulzusnak és a három gradiens pulzusainak pontosan időzítve kell lennie. A szekvencia két fő paramétere a TR (repetíciós idő) és a TE (echóidő). E két paraméter megfelelő megválasztásával állítható be a súlyozás. S(t) az echó nagysága, az MR-jel

ábra). A T2-súlyozott felvételeken a víz fényesen ábrázolódik, ezért a liquor fehér, a laesiók nagy része a megnövekedett víztartalom miatt jól differenciálható. Az agy esetében a T2-súlyozású felvételeken a szürkeállomány világosabb a fehérállománynál (3. b. ábra). A protondenzitású felvételeken a szabad víz és az oedémakra jellemző kötött víz elkülönül – a szabad víz sötétebb (3. c. ábra) –, ezért a folyadéktartalmú részeket (például ciszternák) különválaszthatók a szolid laesióktól: utóbbiak élénk, világos színűek (1).

Az MR-képeken a világosabb struktúrákat hiperintenzívnek (jelgazdagnak), a sötétebbeket hipointenzívnek (jelszegénynek) írjuk le; izointenzív a terület, ha világossága nem tér el a környezetétől.

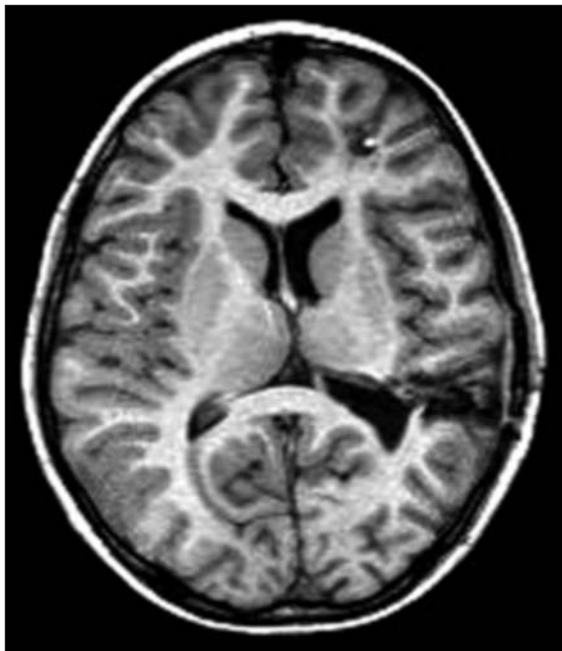
Szekvenciák

Többféle szekvencia létezik; ezek különféle gyorsasággal készítenek képeket. A már hagyományosnak számító spinechótechnikaival jó minőségű és jó kontrasztú képeket nyerünk, de sajnos a vizsgálat időtartama néhány percig is eltart. Bár a gyors spinechótechnikaival a mérés 2–8-szorosra gyorsítható, azonban a gyorsaság a képminőség rovására megy. Az úgynevezett gradiensechó-technikákkal ennél gyorsabban, általában egy percen belül kapunk képeket, az echóplanár-technika (EPI) mérési ideje pedig jóval egy másodpercen belül marad. A leggyakrabban használt szekvenciák (a teljesség igénye nélkül):

A spinechó- (SE-) szekvencia egy úgynevezett 90 fokos, gerjesztő rádiófrekvenciás pulzussal kezdődik, majd a protonok reszinkronizációját egy 180 fokos rádiófrekvenciás pulzus végzi (5. ábra). A jel a gerjesztés után, az úgynevezett echóidő (TE) elteltével jelenik meg (2). Jellegzetessége az igen jó képminőség. Az SE-felvételeken az erek – főleg az artériák – az áramlás ha-

6. ÁBRA

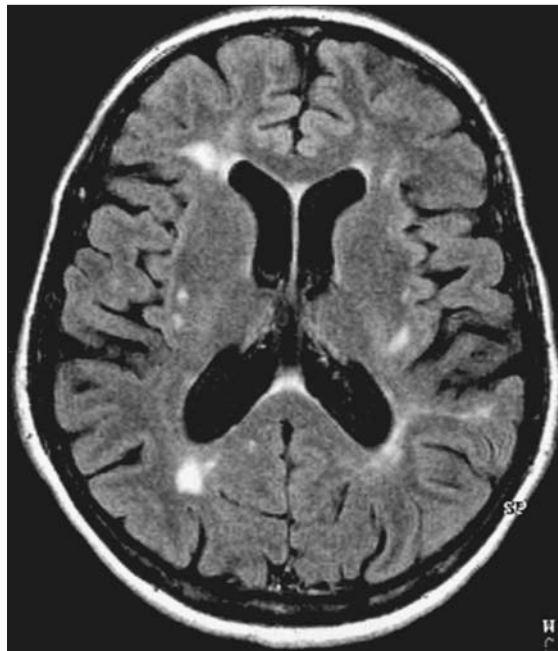
T1-súlyozott IR-felvétel a nagyagy területéről. Látható a szürke- és fehérállomány közötti kontraszt



IR: inversion recovery

7. ÁBRA

FLAIR-felvétel a nagyagy területéről. A világos góccok a sclerosis multiplex plakkjainak felelnek meg



FLAIR: fluid attenuated inversion recovery

tására sötétben ábrázolódnak. Az úgynevezett áramlási jelkiesés hiánya biztos jele a trombózisnak vagy az egyéb okból bekövetkezett érelzáródásnak.

Az *inversion recovery* (IR) technika esetében a mérés egy 180 fokos pulzussal kezdődik, emiatt megnő a T1-relaxáció ideje. A 180 fokos pulzust egy spinechó-pulzussorozat követi. Az ezzel a technikával készült képek T1-kontrasztja nagy, ezért kifejezetten előnyösen alkalmazható az agy szerkezetének tanulmányozásában (6. ábra).

Az IR-technika speciális beállítás esetén alkalmas az adott relaxációs tulajdonságú szövetek jelének elnyomására. A zsír elnyomását az úgynevezett STIR- (short tau inversion recovery) szekvencia, a szabad víz elnyomását az úgynevezett FLAIR- (fluid attenuated inversion recovery) szekvencia végzi (2) (7. ábra).

A STIR-szekvencia tehát a zsírelnyomás úgynevezett relaxációs módszere. Egyetlen hibája, hogy nem alkalmas a kontrasztanyag-halmozás megítélésére, mivel a kontrasztanyagot halmozó szövet relaxációja hasonló a zsíréhoz, így a zsírral együtt válik a STIR-szekvencia áldozatává.

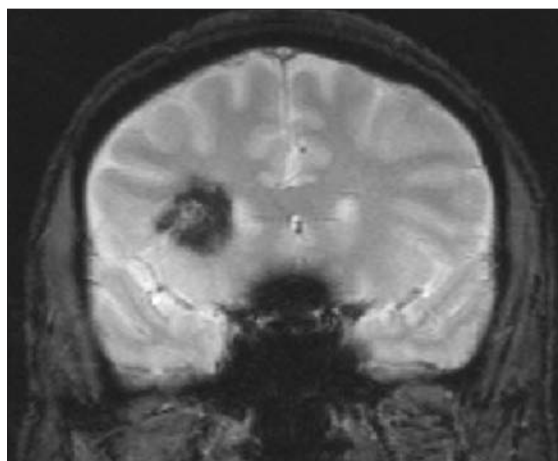
A zsírelnyomás spektrális módszere (fat saturation, FATSAT) – a zsír hidrogénatommagjainak kissé eltérő precessziós frekvenciáját, tehát az úgynevezett kémiai eltolódást használja fel a zsír kikapcsolására – a kontrasztanyag-halmozás kimutatására is alkalmas (2).

A *gradiensechó-* (GE-) szekvencia abban különbözik a spinechótól, hogy a rezinkronizációt nem 180 fokos

rádiófrekvenciás pulzus, hanem bipoláris gradiens-pulzus végzi. A GE-szekvencia általában gyorsabb, mint az SE; jellegzetessége, hogy az erek a mozgó vér miatt fehéren ábrázolódnak, és a képek kontrasztját erősen befolyásolják a szuszceptibilitási különbségek. Ez utóbbit kihasználva, az úgynevezett T2*-súlyozott szekvenciával a kisebb vérzések már akut szakban is jól

8. ÁBRA

Coronalis síkú (T2*-súlyozott) felvétel. Jobb oldalon, a törzsdúcok területén a kiterjedt hipointenzitás cavernomának felel meg



kimutathatók (3) (8. ábra). Ugyanezen ok miatt a GE-szekvencia igen közkedvelt, például az ízületek vizsgálatában. Az ízületi szalagok és a rostos porc – az inhomogén szerkezet miatt – jelszegények, míg az üvegporc, homogenitása miatt, jelgazdag. A rostos szerkezet sérülése jelfokozódást, míg az üvegporc homogenitásában bekövetkező legkisebb változás jól látható jelcsökkenést okoz.

Az MR úgynevezett 3DFT-technikájával nagyon vékony, 0,5 – sőt, akár 0,1 – mm vastag szeletképsorozat készíthető; ez lehetőséget ad arra, hogy a háromdimenziós rekonstrukciós módszerekkel bizonyos struktúrák (például: agyfelszín, érrendszer) térbeliségét is ábrázoljuk (2).

Erősen T2-súlyozott 3DFT-technikával, vékony felvételsorozattal a folyadékterek MR-vizsgálata valósítható meg [például: MR-mielográfia, MR-ciszternográfia, MR-kolangiopankreatográfia (MRCP), MR-szialogram stb.]. Azokban az esetekben, amikor csak egy-két, jól definiált vetületi képre van szükség, a hosszadalmas szeletesorozat mérése és rekonstrukciója helyett egyetlen, néhány másodpercig tartó, vastagabb (2-3 centiméter) szelet készítésével is eredményt érhetünk el (9. ábra).

Az MR-angiográfia lehetőséget nyújt az erek nem invazív, illetve minimálisan invazív vizsgálatára. Az MR-angiográfia a szeletképek rekonstrukciójával végső soron a DSA-felvételekhez (DSA: digitális szubtrakciós angiográfia) hasonló szummációs jellegű képeket készít, így az érszerkezet jól megítélhető, de a vékony, nagy felbontású szeletképek tanulmányozásával is fontos részletek fedezhetők fel (10. ábra). Az MR-angiográfia az MR úgynevezett áramlási jelenségeit használja fel a mozgó vér detektálására. A legegyszerűbb és leggyakrabban használt módszer a TOF (TOF: time-of-flight) MR-angiográfia (4, 5). Ha kifejezetten

9. ÁBRA

MR-kolangiopankreatográfia. A széles, erősen T2-súlyozott felvételen jól láthatók a tágult epentak. A ductus choledochusban kő ábrázolódik



Dr. Fazekas Péter engedélyével.

10. ÁBRA

Az agy ereiről készült MR-angiográfia. Jobb oldali arteria carotis interna aneurysma



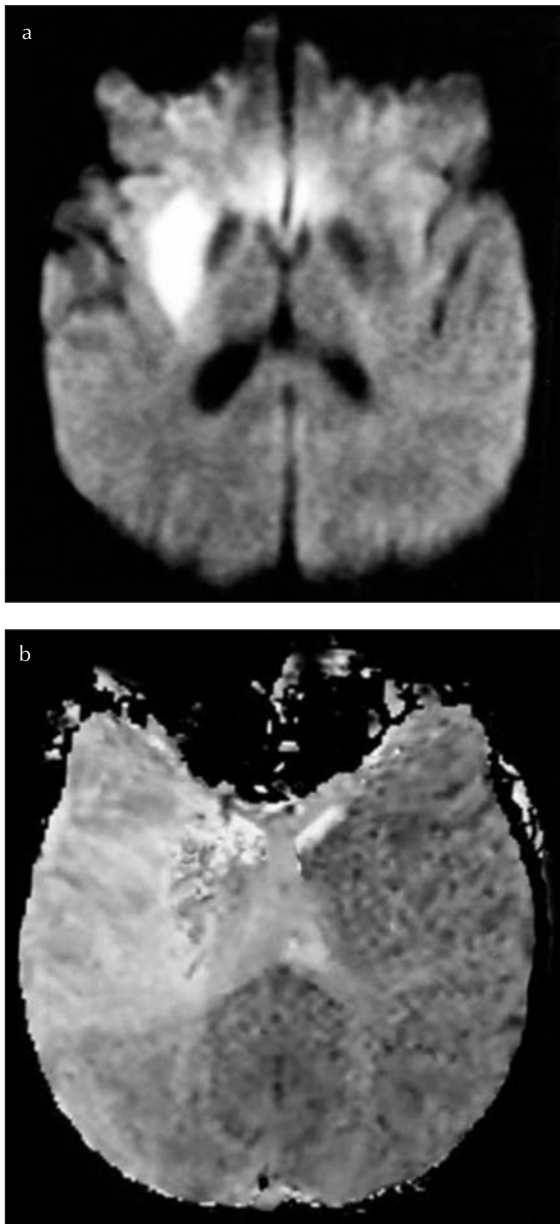
az áramlás kimutatása vagy kvantifikálása a cél, akkor fáziskontraszt- (PC-) MR-angiográfiát végzünk (6). A perifériás, illetve a nagyerek vizsgálatára intravénás bolusban beadott kontrasztanyag segítségével kontrasztos (contrast enhanced, CE) MR-angiográfia végezhető.

A diffúziós MR sok érdekes lehetőséget biztosít a szövetek biofizikai tulajdonságainak megítélésére, ami nagyon jól korrelál például az életképességgel (7). A diffúziósúlyozott MR-felvétel a hiperakut ischaemiás stroke kimutatásának legérzékenyebb módszere (8, 9) (11. ábra). Ebben a szekvenciában a diffúziós gradienspulzusok miatt az extracelluláris víz diffúziós mozgásának megfelelően jelcsökkenés lép fel. A normális diffúzió cytotoxicus oedema esetén jelentősen gátoltta válik, ez enyhíti a jelcsökkenést, így ennek a területnek a jelintenzitása viszonylag magas lesz. A diffúziósúlyozás mértékét a gradienspulzusoktól függő „b” érték határozza meg. A „b” szokásos értékei: 0, 500, 1000, 5000, de – arra alkalmas berendezésnél – 10-20 000 is lehet. Az extrém nagy „b” értékek esetében a diffúziósúlyozott MR-felvételek a szövetekben a különböző vizek vizsgálatát teszik lehetővé (10). Több „b” értékkel készült felvételekből a diffúziós koefficiens (ADC) voxelről voxelre kiszámítható. Az így készült kalkulált kép az ADC-térkép (ADC-map) (12. ábra), amelyen ROI-technikával az egyes területek diffúziós képességének kvantitatív elemzése is lehetséges.

A perfúziós MR segítségével a parenchymás szervek szöveti vérátáramlása vizsgálható. A különféle perfúziós paraméterek (TP, MTT, rCBV, rCBF) voxelről voxelre történő kiszámításával készülő, kalkulált képek

11. ÁBRA

a) Diffúziósúlyozott felvétel. Jobb oldalon insularisan akut ischaemiás terület látható. b) Perfúziós, MTT-MR-felvétel. Az arteria cerebri media területén jelentős perfúziócsökkenés ábrázolódik



nagyon jól ábrázolják a rosszul perfundált területeket, amelyek a nagy rizikójú régiót határolják körül, vagy ellenkezőleg, a hiperperfundált terület malignus elváltozásra utalhat. A perfúziós és diffúziós MR-felvételek együttes értékelésével pontosan kimutatható a penumbra területe (diffusion-perfusion mismatch) (11), s ennek alapján a megfelelő reperfüziós terápiás beavatkozás indikációja (11. ábra). A penumbra hiánya esetén – egyenlő nagyságú gátolt diffúziójú és rosszul perfundált terület észlelésekor – az agresszív fibrinolitikus terápiás beavatkozás értelmetlennek, illetve különösen nagy kockázatúnak ítéltető.

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 dinamikáját figyelhetjük meg, mérhetjük és grafikusán ábrázolhatjuk.

Az ízületek, a gerinc és a szív mozgását követő, filmszerűen lejátszható felvételsorozat a *kinematikus MR*; ezzel a módszerrel az ízületek inkongruenciája, az ízületi szalagok elégtelensége vagy az esetleges gerincinstabilitás ítéltető meg (12, 13).

A perfúziós, dinamikus és kinematikus MR – a modern MR-berendezéseknél ma már elérhető – ultragyors MR-szekvenciákat feltételez. Ezek a milliszekundum tartományba eső felvételek a szív közvetlen MR-vizsgálatát is lehetővé teszik (13. ábra). A speciális MR-felvételeken követhetők a szívfal- és a billentyűmozgások, ábrázolhatók az arteria coronaria szűkületei és megítélhető a szívfal életképessége is (14).

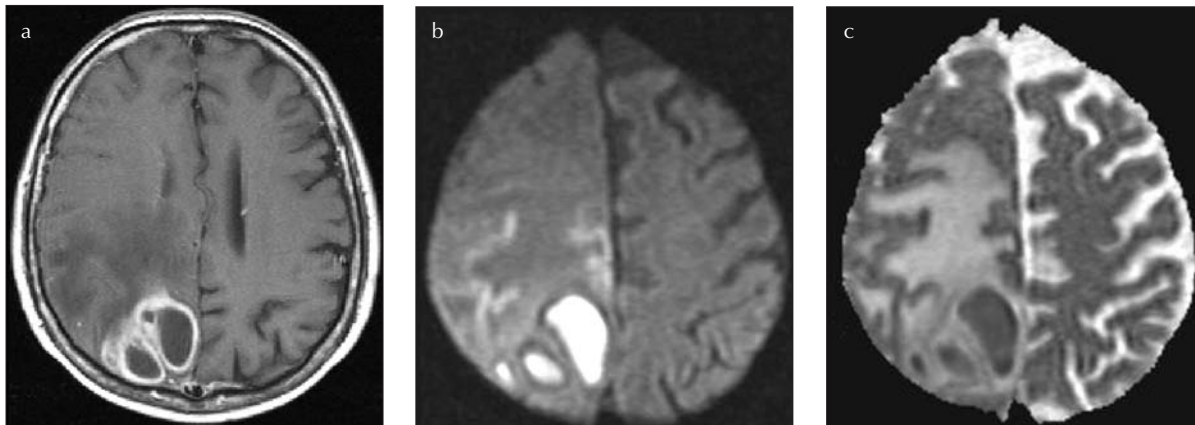
Az MR a test anatómiai szerkezetének pontos leírása mellett több funkcionális információval is szolgálhat, például a véráramlással, a diffúzióval, a kontrasztanyag-halmozással, bizonyos anyagcsere-folyamatokkal kapcsolatosan. Az agy vizsgálatánál lehetőséget biztosít arra is, hogy kimutassuk és pontosan lokalizáljuk a működésével összefüggő neuronális aktivitást. Ezt a feladatot a *funkcionális MR (fMRI)* látja el (15). A neuronális aktivitás az MR-rel közvetett módon, az agyi erek autoregulációjának követésével érhető el. Erre a feladatra korábban többféle technikával próbálkoztak, de a legmegfelelőbbnek a BOLD technika (BOLD: blood oxygenation level-dependent) mutatkozott (16). Ennek lényege az, hogy a neuronális aktivitás okozta vasodilatatio az adott régióban lényegesen csökkenti a paramágneses tulajdonságú deoxihemoglobin-szintet, s ez a T2*-súlyozott felvételeken lokális jelszintemelkedést vált ki. A jelemelkedés nem jelentős, csupán 1-2%, de a többször ismételt nyugalmi és aktivizált mérések képeinek statisztikai elemzése kirajzolja azt a területet, ahol az aktivitás szignifikáns jelváltozást okozott. A sikeres vizsgálat alapja a jól megtervezett stimulációs eljárás (motoros stimuláció: ujjmozgatás, szomatoszenzoros stimuláció: simogatás, valamint beszédaktivációs, kognitív és vizuális stimuláció) (14. ábra).

A funkcionális MR segítségével jól feltérképezhetők az agy adott működéshez kapcsolódó területei; ennek segítségével pontosabban megtervezhetők az idegsebészeti beavatkozások. A funkcionális MR a neurofiziológiai kutatásokban is egyre nagyobb jelentőségű.

Az NMR felfedezésével hatalmas jelentőségű spektroszkópiás módszer született az anyagszerkezet – így a biológiai anyagok – vizsgálatában is. Az MR-berendezés segítségével ugyancsak elvégezhetők ezek a spektroszkópiás elemzések, ráadásul nem szükséges az anyag (biopszia) kivétele, elegendő az MR-képen az érdekelt térfogatot megjelölni. Általában a legkisebb vizsgálható térfogat 1 cm³ szokott lenni. Az *MR-spektroszkópia* alapja az, hogy a különféle szerves mole-

12. ÁBRA

Agytályog Gd-DTPA-halmozású, T1-súlyozott felvétele (a). A diffúziósúlyozott felvételen (b) látható, hogy az elváltozás üregében erős diffúziós gátlás mutatkozik. Az ADC-felvételen (c) gátolt diffúzió, valamint a környező vasogen oedemának megfelelő, kissé szabadabb diffúzió ábrázolódik



kulákban a hidrogénatommag a kémiai szerkezettől függően különböző molekuláris mágneses hatásnak van kitéve, emiatt más és más a precessziója, és így a kisugárzott jel frekvenciája is (kémiai eltolódás). A spektroszkópiás vizsgálattal kimutathatók a szövetekre jellemző aminosavak vagy egyéb szerves molekulák, relatív mennyiségük is meghatározható. Ezeknek az anyagoknak a változása vagy a spektrogramon kóros anyagok megjelenése jellemző lehet bizonyos betegségekre, így az MR-spektroszkópia elősegítheti a minőségi diagnózis felállítását (17, 18).

Az agyi MR-spektroszkópia például a sclerosis multiplex és a leukodystrophia vizsgálatában, az agytumrok malignitásának meghatározásában, a térszűkületet okozó elváltozások differenciáldiagnosztikájában játszik nagy szerepet (15. ábra).

A mai MR-berendezések a spektroszkópiás elemzést

egy meghatározott területen pontról pontra el tudják végezni, és az eredményt színekódolt szeletkép formájában képesek ábrázolni (spectroscopic imaging) (19).

Kontrasztanyagok

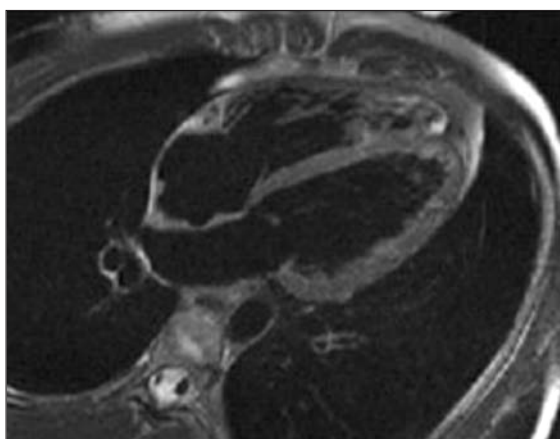
Az MR-felvételek jeltartalma különféle kontrasztanyag használatával befolyásolható. A kontrasztanyag növelheti a kóros folyamatok kimutathatóságát. Ehhez az szükséges, hogy megváltoztassa valamelyik, a képalkotásban felhasznált MR-paramétert, ezért a kontrasztanyagok általában mágneses tulajdonságúak.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

A kontrasztanyagot intravénásan vagy szájon át alkalmazhatjuk. Az MR-paraméterek közül a legegyszerűbb a protondenzitás növelése; erre a célra legalkalmasabb a víz, ezt például a belek feltöltésére szokták alkalmazni. A mágneses tulajdonság alapján a kontrasztanyag lehet paramágneses és ferromágneses.

A ma forgalomban lévő paramágneses kontrasztanyagok makromolekulákhoz kötött, gadolínium-(Gd-) tartalmú kelátok – az első, kereskedelmi forgalomban kapható kontrasztanyag a Gd-DTPA – (20), de létezik vas-, mangán- és diszpróziumtartalmú kontrasztanyag is. A leggyakrabban használt gadolínium-tartalmú paramágneses kontrasztanyagot intravénásan alkalmazzuk. A kontrasztanyag a vérrel a szövetekhez jut, ahol a vascularisatio, az interstitialis folyadéktér 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

13. ÁBRA

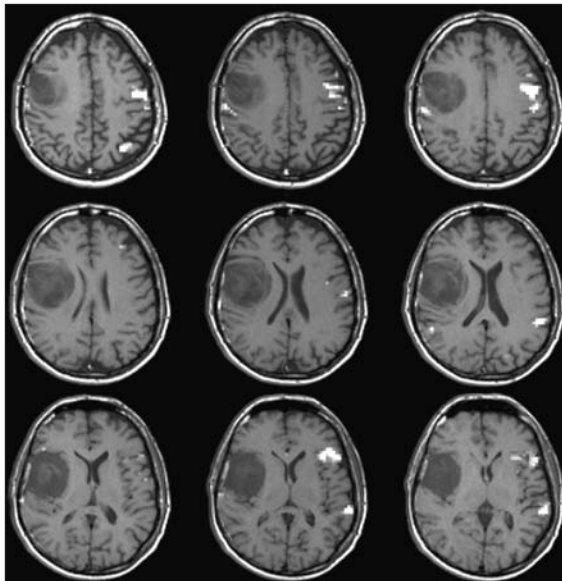
A szívről készült, úgynevezett négyüreges MR-felvétel, sötétvér-technikával



A Siemens AG MED MR engedélyével.

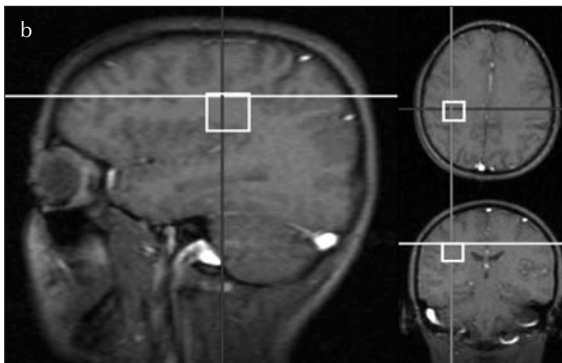
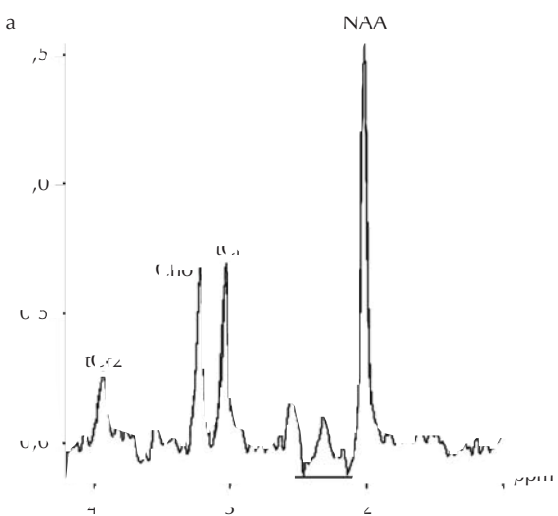
14. ÁBRA

Funkcionális, beszédaktivációs MR-felvétel. Jobb oldali temporális tumor, bal oldali dominanciájú beszéd-központ



15. ÁBRA

Normális agyi MR-spektrogram (a) és a mintavétel helye (b)



A Siemens AG MED MR engedélyével.

adott szövet kontrasztját a környezetéhez képest (12. a, 16. ábra). Mivel kismértékben befolyásolja a T2 relaxációs időt is, T2-súlyozott felvételeket paramágneses kontrasztanyag adása után nem készítünk, mert bizonytalan a jelmenetre gyakorolt hatása.

Az intravénásan, bolusban alkalmazott paramágneses kontrasztanyag kifejezetten alkalmas perfúziós vizsgálatra, mivel az intravasalis kontrasztanyag az extravasalis térhez képest mágneses inhomogenitást – és ezzel jelcsökkenést – okoz a T2*-súlyozott, gyors GE-típusú felvételeken.

Az intravénásan adott kontrasztanyagok a vesével választódnak ki, méghozzá elég rövid idő alatt. Létezik hepatobiliaris úton kiválasztódó paramágneses kontrasztanyag is, ez viszont a májban halmozódik. A halmozás elmarad a laesiók – például a metasztázisok – területén, jelentős kontrasztot képezve az ép máj szövet és a laesio között.

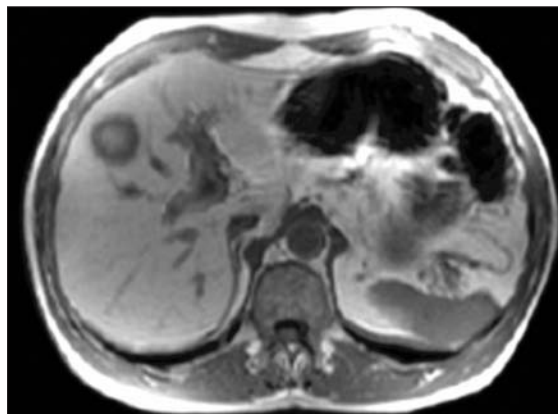
A szuperparamágneses kontrasztanyag ultra kisméretű vas-oxid-szemcsék (nanopartikulák) vizes keveréke; általában phagocytosis útján halmozódik. A kontrasztanyag, partikuláris szerkezete miatt, a halmozás helyén jelentős mágneses inhomogenitást okoz, s ez elsősorban a T2-súlyozott felvételeken okoz nagy jelvesztéséget. Ez a kontrasztanyag különösen alkalmas a nyirokcsomók, a máj és a lép vizsgálatára (21).

Biztonsági szempontok

Az MR-berendezés – a nagy mágnes miatt – meglehetősen balesetveszélyes. A mágnes a ferromágneses tárgyakat magához rántja; ez lövedéksebességre gyorsulhat, így életveszélyt jelenthet a beteg és a személyzet számára, valamint jelentős anyagi kárt okozhat a berendezésben. Emiatt különösen fontos a biztonsági rendszabályok betartása (22, 23).

16. ÁBRA

Hepatobiliarisan kiválasztódó paramágneses kontrasztanyaggal (Multihance) készült MR-felvétel a májról. A nem halmozó góc hypovascularisalt metasztázisra utal



Günther Schneider, Department of Diagnostic Radiology University of Homburg engedélyével.

Mai tudásunk szerint a vizsgálat során alkalmazott nagy sztatikus mágneses térnek (0,2–2 tesla) és a rádiófrekvenciás sugárzásnak nincsen káros biológiai hatása (24, 25). Az MR-vizsgálat kontraindikációi részben a nagy mágnessel, részben a szűk és bizonyos mértékig zárt vizsgálótérrel függenek össze: abszolút kontraindikációt jelent a szívritmus-szabályozó és az artériás klip, mivel ezek életveszélyt jelentenek a mágneses térben (23). Az adott régióban fémprotézisek,

fém idegen testek jelenléte esetén értékelhetlenné válhatnak a felvételek, ezért relatív kontraindikációt jelentenek. A vizsgálatot megghiúsíthatja a beteg klausztrofóbiája, valamint nyugtalansága. Nem kooperáló, nyugtalan betegek vizsgálata, 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.

IRODALOM

1. Atlas SW. MRI of the brain and spine. New York: Lippincott Williams & Wilkins; 2003.
2. Stark DD, Bradley WG Jr. Magnetic resonance imaging. St. Louis: Mosby; 1999.
3. Linfante I, Llinas RH, Caplan LR, Warach S. MRI features of intracerebral hemorrhage within 2 hours from symptom onset. *Stroke* 1999;30(11):2263-7.
4. Atlas SW. MR angiography in neurologic disease. *Radiology* 1994;193:1.
5. Martos J, Petersen D, Szabó A, Klose U, Osztie É, Voigt K. Az intracranialis aneurysmák háromdimenziós „time-of-flight” MR-angiográfiája: lehetőségek és korlátok. *Magyar Radiológia* 1994;3:82-7.
6. Dumoulin CL, Souza SP, Walker MF, Wagle W. Three-dimensional phase contrast angiography. *Magn Reson Med* 1989;9:139-49.
7. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. MR imaging of intravoxel incoherent motions: Application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986;161:401-7.
8. Kenéz J, Barsi P. MR-vizsgálatok stroke-ban. *Ideggyógy Sz* 2002;55(3-4):86-92.
9. Kennedy J, Buchan AM. Acute neurovascular syndromes: hurry up, please, it's time. *Stroke* 2004;35(2):360-2.
10. Cohen Y, Assaf Y. High b-value q-space analysed diffusion-weighted MRS and MRI in neuronal tissues – a technical review. *NMR Biomed* 2002;15(7-8):516-42.
11. Meng X, Fisher M, Shen Q, Sotak CH, Duong TQ. Characterising the diffusion/perfusion mismatch in experimental focal cerebral ischemia. *Ann Neurol* 2004;55(2):207-12.
12. Patel VV, Hall K, Ries M, Lotz J, Ozhinsky E, Lindsey C, et al. A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *J Orthop Res* 2004;22(2):283-92.
13. Muhle C, Resnick D, Ahn JM, Sudmeyer M, Heller M. In vivo changes in the neuroforaminal size at flexion-extension and axial rotation of the cervical spine in healthy persons examined using kinematic magnetic resonance imaging. *Spine* 2001;26(13):E287-93.
14. Buxt LM. Magnetic resonance and computed tomographic evaluation of congenital heart disease. *J Magn Reson Imaging* 2004;19(6):827-47.
15. Jezzard P, Matthews PM, Smith SM. Functional MRI. An introduction to methods. Oxford, New York: Oxford University Press; 2001.
16. Ogawa S, Menon RS, Tank DW, Kim SG, Merkle H, Ellermann JM, et al. Functional brain mapping by blood oxygenation level-dependent contrast magnetic resonance imaging. A comparison of signal characteristics with a biophysical model. *Biophys J* 1993;64(3):803-12.
17. Frahm J, Bruhn H, Gyngell ML. Localized high resolution proton NMR spectroscopy using stimulated echoes: initial applications to human brain in vivo. *Magn Reson Med* 1989;9:79.
18. Salibi N, Brown MA. Clinical MR spectroscopy: first principles. New York: Wiley; 1997.
19. Fulham MJ, Bizzi A, Dietz MJ, Shih HH, Raman R, Sobering GS, et al. Mapping of brain tumor metabolites with proton MR spectroscopic imaging: clinical relevance. *Radiology* 1992;185:675-86.
20. Weinmann HJ, Brasch RC, Press WR, Wesbey GE. Characteristics of gadolinium-DTPA complex: a potential NMR contrast agent. *AJR Am J Roentgenol* 1984;142(3):619-24.
21. Kopp AF, Laniado M, Dammann F, Stern W, Gronewaller E, Balzer T, et al. MR imaging of the liver with Resovist: safety, efficacy, and pharmacodynamic properties. *Radiology* 1997;204(3):749-56.
22. Chu WK, Sangster W. Potential impacts of MRI accidents. *Radiol Technol* 1986;58(2):139-41.
23. Várallyai Gy. Fémek az MR-ben. *Magyar Radiológia* 2003;77(2):62-7.
24. Gangarosa RE, Minnis JE, Nobbe J, Praschan D, Genberg RW. Operational safety issues in MRI. *Magn Reson Imaging* 1987;5(4):287-92.
25. Shellock FG, Schaefer DJ, Gordon CJ. Effect of a 1.5 T static magnetic field on body temperature of man. *Magn Reson Med* 1986;3(4):644-7.



FELHÍVÁS

GASZTROENTEROLÓGUSOK FIGYELEM!

A LAM-ot kiadónk ingyenesen juttatja el a belgyógyászokhoz és a felnőtt-háziorvosokhoz, valamint a társzszakmák osztály-, illetve intézetvezetőihez.

Szeretnénk bővíteni ezt a kört. Ehhez várjuk azoknak a nem belgyógyász gasztroenterológusoknak a jelentkezését, akik igényt tartanának havonta megjelenő folyóiratunkra.

Kérjük, látogasson el a www.lam.hu weboldalunkra, ahol az „ingyenes előfizetés” címszó alatt kérheti a folyóirat postázását.