

SÚLYOS KOPONYA-AGY SÉRÜLÉS VIZSGÁLATA DIFFÚZIÓS TENZOR ÉS FUNKCIONÁLIS MR-KÉPALKOTÁSSAL ALACSONY TÉRERŐN

Auer Tibor¹, Schwarcz Attila^{1,2}, Ezer Erzsébet¹, Czeiter Endre¹, Aradi Mihály¹, Hudvágner Sándor¹, Janszky József³, Büki András¹, Dóczy Tamás^{1,4}

¹Pécsi Tudományegyetem, Idegsebészeti Klinika, Pécs

²Pécsi Diagnosztikai Központ, Pécs

³Pécsi Tudományegyetem, Neurológia Klinika, Pécs

⁴Magyar Tudományos Akadémia, Klinikai Idegtudományi Csoport, Budapest

DIFFUSION TENSOR AND FUNCTIONAL MR IMAGING OF SEVERE TRAUMATIC BRAIN INJURY AT LOW MAGNETIC FIELD

Auer T, MD; Schwarcz A, MD; Ezer E, MD; Czeiter E, MD; Aradi M, MD; Hudvágner S, MD; Janszky J, MD; Büki A, MD; Dóczy T, MD

Ideggogy Sz 2007;60(11–12):480–488.

Célkitűzés – Súlyos koponya-agy sérülés (traumatic brain injury, TBI) következtében elszennvedett idegpályakárosodás pontos kimutatása – Magyarországon széles körben elérhető – alacsony térerejű (1 Tesla) MR-készüléken, diffúziótensor-képalkotással (DTI) nyert képek segítségével.

Módszer – A súlyos koponya-agy sérülést szenvedett beteget funkcionális MR (fMRI) és DTI segítségével vizsgáltuk 1 T térerőn. A DTI-mérést – az összehasonlítás érdekében – egészséges alanyon is elvégeztük.

Eredmények – Alacsony térerőn készített DTI-képek láthatóvá tették az egyes idegpályákat, igazolták a súlyos koponya-agy sérült beteg pályakárosodásait, amelyeket a klinikai vizsgálatokkal összhangban az fMRI-eredmények is alátámasztottak.

Következtetés – Az optimalizált, alacsony térerőn végzett DTI hasznos lehet koponya-agy sérülést elszennvedett beteg átvizsgálása során, sőt, segítséget nyújthat számos más agyi pályákat érintő betegség diagnosztikájában. A bemutatott eredménnyel bizonyítottuk, hogy alacsony térerőn megbízhatóan lehet és érdemes DTI-t végezni.

Kulcsszavak: diffúziós tenzor, fiber tracking, alacsony térerő, koponyatrauma

Aim of the study – Presentation of diffusion tensor imaging (DTI) performed at low magnetic field (1 Tesla) in the algorithm of work-up of a patient suffering from severe traumatic brain injury (TBI).

Method – DTI and functional MRI (fMRI) were applied at 1 Tesla for visualization of neural pathways and examination of sensory functions of a patient with severe TBI. DTI-measurement was also performed on a healthy patient for comparison.

Results – DTI acquired at low magnetic field yielded appropriate visualization of neural pathways. DTI confirmed the results of the clinical and fMRI examinations in the patient suffering from severe TBI.

Conclusion – An optimized DTI can be useful in the examination of patients with TBI, moreover, it may also help in the establishment of diagnoses of other central nervous system diseases affecting neuronal pathways. The presented results suggest that DTI of appropriate quality can be performed at low magnetic field.

Keywords: diffusion tensor, fiber tracking, low field, traumatic brain injury

Levelező szerző (correspondent): Schwarcz Attila, Pécsi Tudományegyetem, Idegsebészeti Klinika, 7623 Pécs, Rét u. 2. Telefon: (72) 535-900, fax: (72) 535-932. E-mail: attila.schwarcz@aok.pte.hu

Érkezett: 2006. december 20. Elfogadva: 2007. május 10.

www.lam.hu

A klinikai rutinvizsgáló módszerek között alkalmazott CT-vizsgálat nem tud felvilágosítást adni a diffúz agykárosodás mértékéről, és a konvencionális MR-szekvenciákkal is csak közelítőleg lehet megítélni a diffúz agykárosodás súlyosságát. Agytörzsi, subcorticalis vagy fehérállományi laesio, valamint a corpus callosum károsodása detektálható; ugyanakkor például diffúz agykárosodás esetén nem azonosítható a sérült agytörzsi központok kapcsolatainak elvesztése.

A comatosus, contusióos beteg állapotának és idegrendszeri funkciójának felmérésére szolgáló elektrofiziológiai módszerek – az EEG, a szomatosenzoros, illetve motoros kiváltott válasz vizsgálatok – specifikussága és szenzitivitása meglehetősen kicsi. Továbbá, ezek az eljárások nem adnak információt arról, hogy az esetleges negatív válasz háttérben milyen definitív anatómiai elváltozások állhatnak. Mindez feltétlenül indokolja olyan modalitásoknak a bevonását az MR-vizsgálatba, amely információt adhat a károsodás mértékéről, valamint a rehabilitáció esélyeiről.

A diffúziós képalkotás az MR-módszereken belül már a 80-as évek közepe óta ismert¹. Segítségével mikroszkopikus szinten vizsgálhatók az agyi vízmolekulák és környezetük: a rutin diffúziósúlyozott képalkotásban alkalmazott 50–100 ms-os diffúziós idő alatt a vízmolekulák átlagosan 10–15 μm -es utat tesznek meg, és ezalatt kölcsönhatásba lépnek a különböző szövetalkotókkal: például sejtmembránokkal, rostokkal és makromolekulákkal. Patológias folyamatokban azonnali diffúziós változások figyelhetők meg, így a rutinvizsgálatként is elterjedt diffúziós képalkotás például az akut agyi ischaemia kimutatásának talán legérzékenyebb módszere^{2, 3}.

A diffúzió ugyanakkor háromdimenziós folyamat és a víz diffúziós sebessége a tér egyes irányában nem feltétlenül egyforma, izotropikus, amit a 80-as évek végén már megfigyeltek a központi idegrendszer fehérállományában^{4, 5}. Ez a diffúziós anizotrópia abból fakad, hogy a különböző struktúrák, főleg az irányultsággal rendelkezők (például a myelinhüvely) az egyes irányokban nem egyformán korlátozzák a vízmolekulák diffúzióját. Ebből következik, hogy a diffúziós anizotrópia utalhat az idegrostok irányára⁶. Ennek érdekében vezették be a diffúziós tenzor (DT) fogalmát^{7, 8}. A tenzor matematikai forma, amely arra szolgál, hogy leírjon egy tulajdonságot – jelen esetben a diffúziót – az adott koordináta-rendszer tengelyeinek – jelen esetben a tér különböző irányainak – megfelelően. Azóta számos vizsgálatot végeztek, hogy beállítsák az optimális MR-szekvenciát a diffúziós tenzor mérésére, kidolgozzák a diffúzióstenzor-adatok megfelelő

feldolgozási és megjelenítési módszerét^{9, 10}, és megtalálják a diffúziós tenzor lehetséges alkalmazását a diagnosztikában. A diffúzióstenzor-adatok értékelése segítségével például meghatározható a víz diffúziós profiljának jellemzésére szolgáló frakcionális anizotrópia (FA), amelynek értéke 0 (tökéletesen izotropikus – gömb profilú – diffúzió) és 1 (végtelenül anizotropikus – végtelen hosszú, hengerprofilú – diffúzió) között változhat.

A DTI leginkább terjedő felhasználása az úgynevezett fiber tracking (FT), azaz rostkövetés, amely a diffúziós tenzorok követésével képes kirajzolni az egyes idegpályákat¹¹. Ez a módszer önmagában alkalmas lehet a pályák károsodásának és egyéb eltéréseinek a diagnosztikára, például koponyatrauma után¹², vagy agydaganat¹³, illetve sclerosis multiplex¹⁴ esetében; továbbá kóros agyi kapcsolatok kimutatására dyslexiában¹⁵ vagy szkizofréniában¹⁶. A manapság szintén elterjedőben lévő funkcionális MR-rel kombinálva a DTI képes lehet felderíteni az adott feladat végzésében részt vevő agyi hálózatot¹⁷.

Már beszámoltunk az alacsony térorőn végzett funkcionális MR-vizsgálatról, amellyel az idegszöveti aktivitást az agyterületen átáramló vér oxigenizáltsági fokának megváltozásától függően (blood oxygenation level dependent – BOLD) ábrázoljuk^{18, 19}.

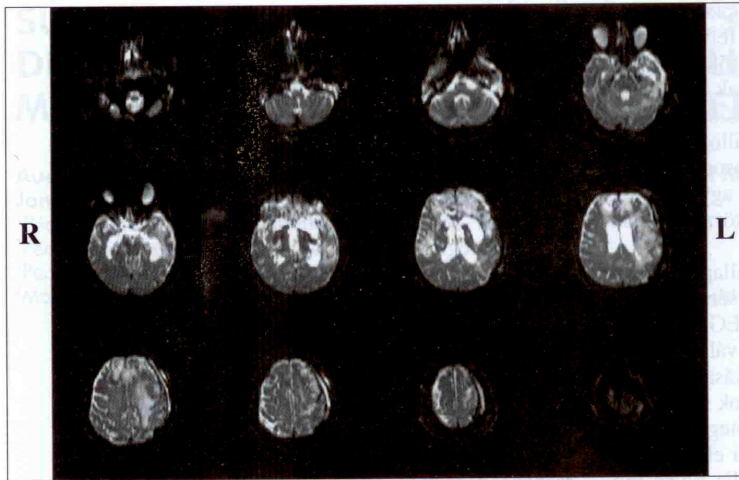
Magyarországon már történt DTI-vizsgálat 1,5 Tesla térorőn, aminek az eredményeit már bemutatták²⁰. Azonban hazánkban a klinikai MR-szenekerek többsége alacsony térorőjű (1 Tesla), és az ebből fakadó hátrányok kompenzálása nehezíti a vizsgálat tervezését, kivitelezését és értékelését, ezért kevés a tapasztalat az alacsony térorőn végzett DTI-vizsgálatokkal kapcsolatban; és nemzetközi szinten is csak kevés tanulmányban foglalkoznak a témával²¹.

Munkacsoportunk részt vesz a Siemens AG által irányított nemzetközi kutatás-fejlesztési együttműködésben, az IDEA programban²², amely biztosította a DTI-hez szükséges szekvenciát. Közleményünkben demonstrálni kívánjuk az alacsony térorőn végzett DTI-vizsgálat alkalmazhatóságát súlyos koponya-agy sérült betegek vizsgálatában.

Módszerek

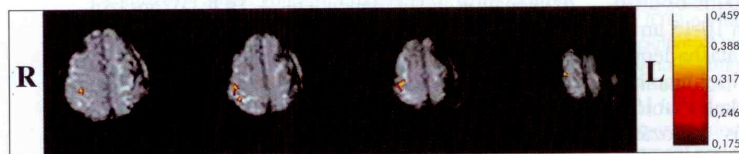
ESETISMERTETÉS

A középkorú nőbeteg súlyos közüzemi balesetet szenvedett. Nagy sebességű járműből zuhant ki, fejét kétszer egymás után megütötte, kombinált akceleráció, deceleráció és impakt mechanizmussal



1. ábra. T2-súlyozott felvétel. T2-súlyozott EPI-szekvenciával készített vizsgálat: postcontusió elváltozások láthatók mindkét oldalon főleg frontálisan és parietalisan. A bal oldali károsodás mértéke jóval nagyobb, erre utal a bal oldali elülső kamrarendszerrel közlekedő postmalaciás ciszta, illetve a temporalisan is látható fokozott intenzitás

EPI: echoplanar imaging



2. ábra. A beteg fMR-aktivációs térképe. Aktivációs térkép mindkét oldali passzív ujjmozgatás során: az aktivitás vörös-sárga színskálán ábrázolva. A világosabb szín erősebb hemodinamikai választ mutat. A centrális régióknak megfelelően a jobb oldalon jól ábrázolódik a szenzomotoros kéreg, míg a bal oldalon nem látszik aktiváció

felvételét követően regionális rehabilitációs centrumba került további kezelésre. Ekkorra az alvászémbrenlét ritmusa visszatért. Fájdalom- és hangingerekre mindkét oldalon pillacsapás-szemnyitással, illetve az alsó-felső végtagon tömeges flexiós mozgásokkal reagált. Leéptülései jelek közül masticatio, palmomentális jel volt megfigyelhető; emellett négy végtagi piramisjelek, enyhe spasticus tónusfokozódás is észlelhető volt.

A DTI- és fMR-vizsgálatokkal egy napon végzett EEG-vizsgálat diffúz bal féltelkei túlsúlyú corticális lassulásokat és csökkent háttértevékenységet talált. A szomatosenzoros kiváltott válaszok súlyos agytörzsi károsodásra utaltak, a motoros kiváltott válasz vizsgálata során pedig perifériás válasz nem volt azonosítható egyik oldali motoros kéreg ingerlésekor sem. A T2-súlyozott (1. ábra) MR-felvételek súlyos subcorticalis és törzsdúci strukturális károsodásokat igazoltak.

FUNKCIONÁLIS MR

A Pécszet 2005 szeptembere óta rutinszerűen használt funkcionális MR-rel elvégeztük az agyműködés noninvaszív vizsgálatát^{18, 19}. A beteg eszméletlen állapota miatt a passzív ujjmozgatás paradigmáját alkalmaztuk²³ egyszerre mindkét oldalon a jobb és bal féltelkei

sérült. Eszméletét azonnal elvesztette, a helyszíni resuscitációt követően a Glasgow Coma Scale szerinti 4. stádiumban került felvételre intubálva, relaxálva, lélegeztetve. Hemodinamikai állapota stabil volt. A CT-vizsgálat kimutatta, hogy bal oldali nyílt frontoparietális impressziós koponyatörés mellett contusiót is szenvedett kétoldalt, frontobasalisán és a bal oldali konvexitáson. A nyílt koponyasérülés műtéti ellátásakor, a koponyaűri nyomásfokozódás miatt, azonnal extenzív dekompressziós craniectomiát is végeztünk bal oldalon, a híd-venák keringésének biztosítása mellett.

A négy héten át folytatott, s a kielégítő agyi perfúziós nyomás biztosítását célzó, intenzív terápiát követően a beteg tudata nem tért vissza. Spontán végtagmozgásokat sem észleltünk. Két hónappal a

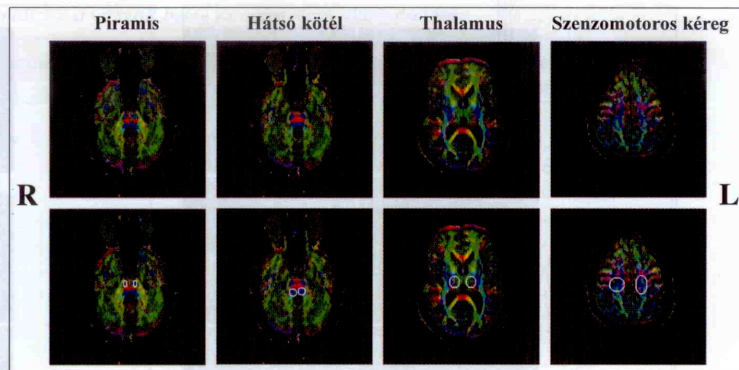
szenzomotoros kéreg együttes aktiválására. A vizsgálatot Siemens Magnetom Harmony típusú, 1 Tesla térerőn működő klinikai MR-szkenneren végeztük. A jel gerjesztésére és detektálására standard Siemens fejtekeresztet alkalmaztunk. Az fMR-képeket kétdimenziós echoplanar imaging (EPI) szekvenciával nyert képek értékelésével kaptuk. Az EPI-szekvencia paraméterei a következők voltak: TR/TE: 2500 ms/80 ms, sávszélessége (receiver bandwidth): 752 Hz, felbontás: 64x64, a vizsgált szelet nagysága (field of view): 192x192 mm, szeletvastagság: 3 mm. Bár a beteg állapota a vizsgálatot megelőzően már stabil volt, a képkalkotás alatt monitoroztuk a beteg szív működését, légzését és a vér oxigénszaturációját is. A képeket MatLab 6.5 szoftver segítségével dolgoztuk fel a keresztkor-

reláción²⁴ alapuló „two-threshold correlation” (TTC) módszert alkalmazva²⁵, amely optimális az 1 T-n végzett fMR-vizsgálatok értékelésére²⁶. Az analízis során az alsó küszöböt $p < 0,05$ -ra, a felsőt $p < 0,001$ -re állítottuk. Az aktivitástérképen az aktivitást vörössárga színskálán ábrázoltuk az erősségnek megfelelően (2. ábra).

DIFFÚZIÓSTENZOR-KÉPALKOTÁS ÉS ROSTKÖVETÉS

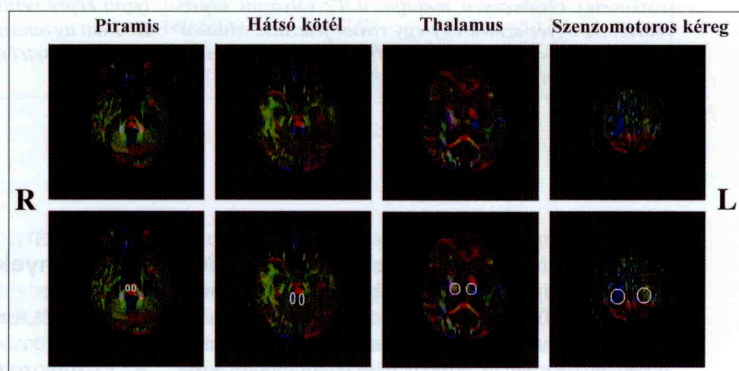
A diffúzióstenzor-mérés ugyancsak a már említett, 1 T térerőn működő klinikai MR-szkenneren történt standard fejtekercs használatával. A Siemens által rendelkezésünkre bocsátott DTI-szekvenciát használtuk a következő paraméterekkel: TR/TE: 7300 ms/112 ms, felbontás: 128×128, a vizsgált szelet nagysága (field of view): 256×256 mm, szeletvastagság: 4 mm, b: 600 mm² s, a mért irányok száma: 16. A diffúziósúlyozott képek mellett azonos paraméterekkel $b=0$ mm² s képeket is készítettünk, amely T2-súlyozott standard képalkotásnak felel meg, ez utóbbi szükséges a DTI értékeléséhez. A vizsgálat során 34 axiális szeletet nyertünk, és a jel/zaj viszony javítása érdekében a vizsgálatot 12-szer ismételtük.

A képek analíziséhez a Mori munkacsoportja által kifejlesztett DTIStudio program 2.4 verzióját²⁷ használtuk, amely programnak nagy előnye, hogy a megismételt méréseket képes együtt feldolgozni, ezáltal az értékelés minőségét jelentősen javítani. Ennek segítségével átlagoltuk az egyes mérések T2-súlyozott felvételeit és megjelenítettük a nyert képek minden harmadik szeletét a patológias állapot bemutatására (1. ábra). A DTI-analízis első lépésében a mérés képei alapján kiszámoltuk a diffúzióstenzor-értékeket az egyes voxelekre, és azt az anizotrópia irányítottságának függvényében színskóddal ábrázoltuk: a craniocaudalis irányt kézzel, a sagittalist zölddel, a mediolateralist pirossal (3., 4. ábra).



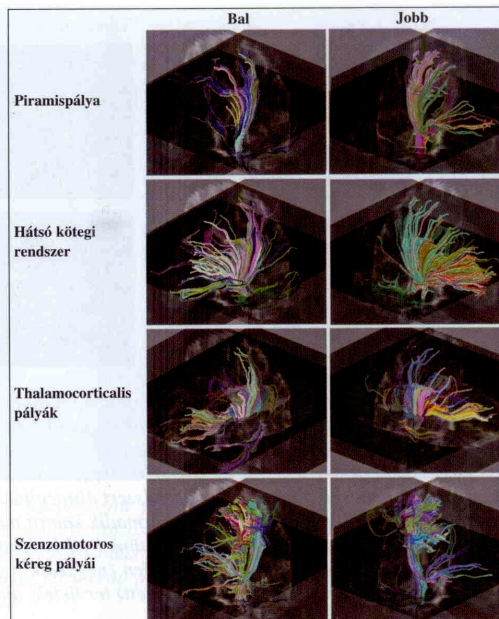
3. ábra. A kontrollalany színskódolt diffúzióstenzor-térképei. Egészséges alanyon végzett diffúzióstenzor-mérések eredményei a diffúziós tenzorok irányítottságának megfelelően színskóddal. A basalis szeleteken az agytörzs elülső részén elkülöníthető két kézzel jelzett terület, amelyek a piramispályát jelzik (első oszlop), és a hátsó részén is két kézzel jelzett terület, amelyek a hátsó kötegi rendszert ábrázolják (második oszlop), mindegyik területnél jelöltünk ki ROI-kat. A harmadik kamra magasságában, a thalamusnak megfelelően mindkét oldalon is kijelöltünk ROI-kat (harmadik oszlop). Egy felsőbb szeleten a centrális áréának megfelelően (negyedik oszlop) is láthatóak craniocaudalis irányú rostokkal jelzett (kézzel jelzett) területek, ahol szintén jelöltünk ki ROI-kat

kék: craniocaudalis irány; piros: mediolateralis irány; zöld: sagittalis irány

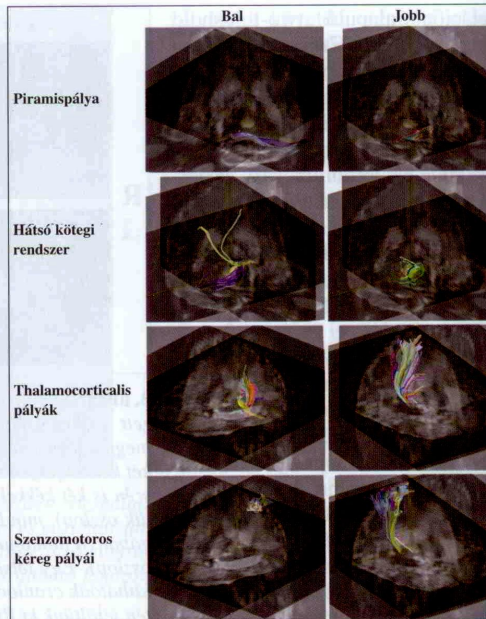


4. ábra. A beteg színskódolt diffúzióstenzor-térképei. Az ábra a betegen végzett diffúzióstenzor-mérések eredményeit mutatja az egészséges alany diffúzióstenzor-térképeivel (3. ábra) megegyező színskóddal ábrázolva. Az ábrán a képek elrendezése megegyezik a 3. ábráéval. Látható, hogy ROI-ként ugyanazon területeken jelöltük meg, mint a kontroll esetében. Jól megfigyelhető, hogy az egészséges alany képein jól elkülöníthető pályák átmenetesei mennyire elmosódottak például az agytörzsben a beteg esetében

Következő lépésként a program a diffúziós tenzorok mentén végigkövette a fehérállományi rostokat. Ennél a lépésnél feltételeket kellett meghatározniunk, amelyek szerint a program az egyes voxeleket hozzárendeli a rostokhoz: 0,15-os frak-



5. ábra. A rostkövetés-eredményei a kontroll esetében. Az ábra kontroll esetében a különböző ROI-kal végzett rostkövetés eredményeit mutatja, a T2-súlyozott képre vetítve. Az egyes színek egy-egy rostot jeleznek. Minden esetben a ROI-val azonos oldali frontális lebeny konvexitása felől tekintünk rá az agyra



6. ábra. A beteg rostkövetés-eredményei. Az ábra a betegen végzett rostkövetés eredményeit mutatja a T2-súlyozott képre vetítve, az 5. ábrával megegyező módon. A ROI-kat ugyanazon területen jelöltük ki, mint az egészséges alany esetében

cionálisanizotrópia-értéknél kezdte el „követni” a rostot, és amíg ennél magasabb értéket talált kevesebb mint 70 fokos elhajlási irányban, addig az adott voxel az adott rosthöz tartozónak számította. Mivel elsősorban a hosszú pályák állapotára voltunk kíváncsiak, ezért a rostkövetés során a vizsgált területeket (region of interest – ROI) az egyes szeleteken a kék színnel kódolt, craniocaudalis irányú rostoknak megfelelő részen definiáltunk (3., 4. ábra második és harmadik oszlop). Ez után a program megjelenítette az adott ROI-n áthaladó összes rostot – az egyes rostokat más-más színnel jelölve – (5., 6. ábra), továbbá statisztikai elemzést is elvégeztünk a megjelenített rostok számáról és hosszáról (1. táblázat).

A DTI-vizsgálatot és a DT-adatok értékelését elvégeztük egészséges alanyon (3., 5. ábra), valamint a koponyatraumát szenvedett betegen (4., 6. ábra) is.

Eredmények

ANATÓMIAI ÉS FUNKCIONÁLIS MR-VIZSGÁLAT

A T2-súlyozott anatómiai szeleteken jól látható, hogy koponyatrauma főleg a bal agyféltekét érintette (1. ábra). A sérülés következményeként további kóros jelintenzitás-változások figyelhetők meg mind a két oldalon corticalisan, subcorticalisan és a törzsdúcokban.

A funkcionális MR-felvétel értékelése során az aktivációt mutató alsó ($p < 0,05$) és felső ($p < 0,001$) küszöbhez tartozó korrelációs koefficiens értéke 0,175 és 0,459 volt. A súlyos sérülésnek megfelelő bal oldalon aktivitás nem látható, míg az ellenoldali kéregben aktiváció ábrázolódik a gyrus praes és postcentralisnak megfelelő szenzomotoros kéregben a kétoldali passzív ujjmozgatás alatt (2. ábra).

1. táblázat. Az idegpályák kvantitatív analízise a vizsgált beteg és egészséges alany esetében

ROI	ROI területe (pixel)	Rostok száma	Rostok száma/pixel	Átlagos rosthossz (mm)
Kontrollalany				
Egész agy		69 617		43,32
Piramis bal	15	190	12,67	116,26
Piramis jobb	15	254	16,93	123,71
Hátsó köteg bal	32	494	15,44	93,29
Hátsó köteg jobb	32	566	17,69	94,70
Thalamus bal	60	371	6,18	84,04
Thalamus jobb	60	159	2,65	68,68
Szenzomotoros kéreg bal	115	1100	9,57	69,55
Szenzomotoros kéreg jobb	116	984	8,48	67,23
Átlag bal		538,75	10,96	90,79
Átlag jobb		490,75	11,44	88,58
Jobb-bal különbség (%)		-8,91	4,33	-2,43
Átlag		514,75	11,20	89,68
Beteg alany				
Egész agy		36 552		27,26
Piramis bal	15	62	4,13	48,82
Piramis jobb	15	40	2,67	66,16
Hátsó köteg bal	32	98	3,06	47,25
Hátsó köteg jobb	32	70	2,19	33,74
Thalamus bal	60	201	3,35	30,61
Thalamus jobb	60	269	4,48	61,34
Szenzomotoros kéreg bal	116	175	1,51	20,06
Szenzomotoros kéreg jobb	116	343	2,96	40,10
Átlag bal		134,00	3,01	36,68
Átlag jobb		180,50	3,07	50,34
Jobb-bal különbség (%)		34,70	1,99	37,21
Átlag		157,25	3,04	43,51

ROI: region of interest

DIFFÚZIÓSTENZOR-KÉPALKOTÁS ÉS ROSTKÖVETÉS

A teljes vizsgálat 25 percet vett igénybe, összesen 6936 felvétel készült a 12 ismétlésnek, a 16 iránynak, plusz mérésenként egy T2-súlyozott képnek és a 34 szeletnek megfelelően.

A színekódolt diffúzióstenzor-térképeken (3., 4. ábra) a piramispálya anatómiai helyzetének megfelelő helyen a legtöbb szeletben láthatóak voltak kékekkel, illetve kékhez közeli színekkel jelzett, craniocaudalis lefutású rostok. Megfigyelhető, hogy az egészséges alany képein (3. ábra) ezek a területek élesebben elkülöníthetőek, és színük is egységesebb. Az is látható, hogy a betegről készült felvételen (4. ábra) a bal – sérülésnek jobban kitétt – oldalon a rostok elhelyezkedése sokkal rendezetlenebb, azaz kevésbé elkülönülő.

A diffúziós tenzor értékeléséhez hasonló eredményt adott a rostkövetés (5., 6. ábra), valamint a rostok statisztikai analízise (1. táblázat). Mindkét

alanyánál találtunk rostokat a piramispálya, a hátsó kötegi rendszer, a thalamocorticalis pálya, valamint a pontocerebellaris pálya megfelelő anatómiai helyén, azonban a rostok állapota a két alany esetében eltért. Az egészséges alany esetében a piramispálya teljes hosszában ábrázolódik (5. ábra), bármely ROI esetében. A beteg esetében azonban nem található olyan ROI egyik szeletben sem, amelyben a teljes piramispályát láthatnánk (6. ábra): a felsőbb szeletekből kiindulva látható ugyan egy-egy töredék, de a basalis szeleteken csak a pontocerebellaris pálya látszik, illetve néhány rost a jobb féltekébe futó hátsó kötegi rendszerből. Ugyanez olvasható le a rostok statisztikai elemzéséből is. A beteg képein kevesebb rost ábrázolódik az egész agyban (rostszám: egészséges: 69 617, beteg: 36 552), valamint az egyes ROI-k esetében is (átlagos rostszám/ROI terület: egészséges: 11,2 rost/pixel; beteg: 3,04 rost/pixel), és az egyes rostok rövidebbek is (átlagos rosthossz: egészséges: 43,32 mm; beteg:

27,26 mm), mint az egészséges alany képein. Ez a különbség a ROI-k esetében még szembetűnőbb (átlagos rostossz: egészséges: 89,68 mm; beteg: 43,51 mm), hiszen azok kifejezetten a hosszú pályákat vizsgálják. A beteg esetében az is megfigyelhető, hogy a bal oldali ROI-k által kijelölt hosszú pályák rostjai 37,21%-kal rövidebbek, mint a jobb oldalon. Kivétel ez alól a hátsóköteg-rendszer, hiszen a **6. ábra** második sorában lévő képen látható, hogy míg a bal oldali ROI esetében látunk a jobb kéregig futó rostokat (szabályos átkereszteződő rostok), addig a jobb oldali esetében néhány rövid, szintén a csak a jobb félteke felé induló rostot látunk. Ugyancsak kivétel a pontocerebellaris pálya, amely a bal oldalon ép, míg a jobb oldalon sérült. Az egészséges alany esetében ilyen különbség nincs (-2,43%). Továbbá a thalamus területéről a jobb oldalon sem látunk a frontális lebenyhez futó rostokat.

Megbeszélés

A súlyos koponya-agy sérült beteg vizsgálatának ismertetésével az volt a célunk, hogy bemutassuk, hogy:

1. Magyarországon széles körben elérhető 1 Tesla térerejű készüléken jól értékelhető diffúzió-tenzor-vizsgálat végezhető,

2. amely képes a fehérállományi rostok megjelenítésére,

3. az eljárás alkalmas az idegpályák károsodásainak *in vivo* kimutatására, megbízhatóbbá és pontosabbá téve strukturális károsodással járó betegségek, például a traumás agysérülés diagnózisát.

A FUNKCIONÁLIS MR-VIZSGÁLAT EREDMÉNYEINEK ÉRTÉKELÉSE

A vizsgálat megfelelő minőségben és jó felbontással ábrázolja a szenzomotoros kéregt. A centrális régióban csak a kevésbé károsodott, jobb oldalon látható aktivitás; bár mérés közben mindkét oldalon mozgattuk a beteg ujjait! A bal oldali szenzomotoros kéreg aktivitásemaradásának oka lehet a kéreg károsodása, de okozhatja azt a kéreghez futó rostok megszakadása is.

A DIFFÚZIÓSTENZOR-KÉPALKOTÁS ÉS ROSTKÖVETÉS EREDMÉNYEINEK ÉRTELMEZÉSE

A két alany vizsgálata alapján megállapíthatjuk, hogy a beállított módszer kellő felbontással és minőséggel ábrázolja a koponyatrauma által okozott rostkárosodásokat.

Az egészséges alanyon végzett mérés és értékelés szinte anatómiai minőséggel ábrázolja a piramispályát, a hátsóköteg-rendszert, a pontocerebellaris pályát, a frontopontin pályát, a thalamocorticalis rendszert és más asszociációs, commissurális és projekciós rostokat, de közleményünkben sajnos nem áll módunkban bemutatni az összes ábrázolt pályát.

Az új módszer eredményei alátámasztják a hagyományos diagnosztika eredményeit is. A sérült alany esetében kimutatható a pályák súlyos károsodása, amelynek mértéke a rostok helyzetétől is függ. Mivel a trauma a beteg koponyáját balról-előlről érte, ezek a rostok fokozottabban sérültek. Erre utal a thalamocorticalis pályák frontális lebenyhez futó rostjainak hiánya mindkét oldalon, valamint hogy a bal oldali ROI-k által kijelölt rostok sérülése súlyosabb. A részlegesen kereszteződő hátsó kötegi rendszer látszik kivételnek. Látható azonban, hogy ha megfigyeljük a **6. ábra** második sorát, a bal oldali ROI csak a jobb féltekébe futó rostokat vizualizálja, a bal féltekébe futókat nem. A jobb oldali ROI-ból a jobb féltekébe futó rostok hiánya pedig az agytörzs hátsó részének jobb oldalának fokozott károsodására utal. Ez a behatással ellenkező póluson lévő károsodás az akcelerációs-decelerációs mechanizmussal magyarázható. Ennek a következménye lehet az is, hogy a jobb kisagyféltekében a rostok jobban károsodtak, mint a bal oldalon.

Az általunk végzett rostkövetés-vizsgálatok ki-egészítik például az fMR-vizsgálatot is, hiszen a bal féltekében a szenzomotoros kéreg hiányzó aktivitása nemcsak a cortex közvetlen károsodásával, hanem a cortexhez menő rostok hiányával is magyarázható. A jobb féltekében azonban találtunk a szenzomotoros kéreghez futó ép rostot, amely a rostkövetés alapján a hátsó kötegi rendszerhez tartozik. Talán ennek az ép, átkereszteződő pályának köszönhető, hogy a beteg bal kezének passzív mozgásával kiváltott ingerület eljut a jobb féltekébe.

A rostkövetés eredményeiből kitűnik, hogy nemcsak az ütést kapott kéreg és a közvetlenül alatta lévő fehérállomány sérült, hanem a subcorticalis kapcsolatok – elsősorban a thalamus szintje alatt – is jelentősen károsodtak.

A DIFFÚZIÓSTENZOR-KÉPALKOTÁS KORLATAI

A nehézségek egy része magából a rostkövetés módszeréből fakad, és így egyformán jelentkezik alacsony és magas térerőn is.

1. Bizonyos kórállapotok jelentősen megnehezítik a rostkövetés-analízist. Így például oedema ese-

tén a voxelbe nagy mennyiségű erősen izotropikus diffúziós profilú vízmolekula kerül alacsony frakcionális anizotrópiaértéket eredményezve. Ilyen területen a rost követhetetlené válik. Meg lehet próbálkozni a frakcionális anizotrópiaküszöb alacsonyabbra állításával, de ilyen esetben viszont több álpozitív rostot kapunk.

2. Mivel a rostkövetés statisztikai alapon történik, így az eredményt jelentősen befolyásolják az általunk beállított küszöbök (a rostkövetés kezdetén a frakcionális anizotrópia értéke, a rostkövetés végén a frakcionális anizotrópia és a rostelhajlás értéke). A kevés tapasztalat és a nagy egyéni variabilitás miatt nem alakult ki egységes gyakorlat a küszöbök beállítására (lásd például az 1. pontban vázolt esetet). Ráadásul a különböző programok eltérő szisztémát alkalmaznak (abszolút jelintenzitás, rosthossz stb.) a rostkövetés feltételeinek megadásához.

3. Ugyancsak gyakran taglalt kérdés a rostkesztesztződés. Mivel a voxelméret jelentősen nagyobb a rostok méreténél, ezért egy voxelben több, különböző irányú pálya is futhat. Ugyanakkor a diffúziós tenzor meghatározásakor csak egy irány jelölhető ki, ami azzal jár, hogy a többi irányban a rostkövetés megszakadhat. Ez a probléma egyrészt a voxelméret csökkentésével kompenzálható – igaz, csak részben; hiszen arra kicsi az esély, hogy mikrométeres voxelméretet érthessünk el –, másrészt egy értékelő módszer kidolgozásával, amely ezt a jelenséget is figyelembe veszi.

Az alacsony térerőből fakadó fő hátrány a hosszabb vizsgálati idő. Az alacsony térerő alacso-

nyabb jel/zaj viszonya miatt a mérést többször meg kell ismételni. Mindemellett esetbemutatásunk igazolja, hogy a mérés – a Módszerek részben leírt vizsgálati paraméterek mellett – kellő pontosságú és összevethető például a 1,5 Teslán elért eredményekkel¹³.

Összegzés

Az alacsony térerőn végzett diffúzióstenzor-mérés és -analízis pontosan és a vizsgált alanyok állapotának megfelelően ábrázolja a fehérállományi rostokat, és segítségével *in vivo* információt nyerhetünk az idegpályák állapotáról. A bemutatott koponya-agy sérülést szenvedett beteg diagnózisát pontosabban tette a DTI-vizsgálat. Hangsúlyozandó, hogy ez a kórforma csak egy a diffúziós tenzor lehetséges alkalmazásai közül, a vizsgálat ugyanis számos más, a fehérállományt érintő kór állapot (agydaginat, sclerosis multiplex, dyslexia, szkizofrénia stb.) vizsgálatára is alkalmas. Fontos megjegyeznünk, hogy mivel az általunk használt MR-szkennerek Magyarországon fellelhető MR-szkennerek többségéhez hasonló térerejű, így az általunk bemutatott eljárás széles körben alkalmazható hazánkban.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A szerzők köszönetet mondanak a Pécsi Diagnosztikai Központnak, hogy biztosította a tárgyi feltételeket és gépidőt a mérések elvégzéséhez. A tanulmány létrejöttét támogatta: ETT 176/2006, OTKA T048724 OPR.

IRODALOM

1. Le Bihan D. Molecular diffusion, tissue microdynamics and microstructure. *NMR Biomed* 1995;8:375-86.
2. Albers GW, Lansberg MG, Norbath AM, Tong DC, O'Brien MW, Woolfenden AR, et al. Yield of diffusion-weighted MRI for detection of potentially relevant findings in stroke patients. *Neurology* 2000;54:1562-7.
3. Baird AE, Warach S. Magnetic resonance imaging of acute stroke. *J Cerebr Blood Flow Metab* 1998;18:583-609.
4. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J. Diffusion-weighted MRI imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 1990;176:439-46.
5. Chenevert TL, Brunberg JA, Pipe JG. Anisotropic diffusion within human white matter: demonstration with NMR technique in vivo. *Radiology* 1990;177:401-5.
6. Douek P, Turner R, Pekar J, Patronas NJ, Le Bihan DJ. MR color mapping of myelin fiber orientation. *J Comput Assist Tomogr* 1991;15:923-9.
7. Basser PJ, Mattiello J, Le Bihan D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophys J* 1994;66:259-67.
8. Basser PJ, Jones DK. Diffusion-tensor MRI: theory, experimental design, and data analysis. *NMR Biomed* 2002;15:456-7.
9. Pierpaoli C, Basser PJ. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. *Magn Reson Med* 1996;36:893-906.
10. Pajevic S, Pierpaoli C. Color schemes to represent the orientation of anisotropic tissues from diffusion tensor data: application to white matter fiber tract mapping in the human brain. *Magn Reson Med* 1999;42:526-40.
11. Mori S, van Zijl PCM. Fiber tracking: principles and strategies. *NMR Biomed* 2002;15:468-80.
12. Huisman TA, Schwamm LH, Schaefer PW, Koroshetz WJ, Shetty-Alva N, Ozsunar Y, et al. Diffusion tensor imaging as potential biomarker of white matter injury in diffuse axonal injury. *Am J Neuroradiol* 2004;25:370-6.
13. Yu CS, Li KC, Xuan Y, Ji XM, Qin W. Diffusion tensor tractography in patients with cerebral tumors: a helpful technique for neurosurgical planning and postoperative assessment. *Eur J Radiol* 2005;56:197-204.

14. Hesseltine SM, Law M, Babb J, Rad M, Lopez S, Ge Y, et al. Diffusion tensor imaging in multiple sclerosis: assessment of regional differences in the axial plane within normal-appearing cervical spinal cord. *Am J Neuroradiol* 2006;27:1189-93.
15. Deutsch GK, Dougherty RF, Bammer R, Siok WT, Gabrieli JD, Wandell B. Children's reading performance is correlated with white matter structure measured by diffusion tensor imaging. *Cortex* 2005;41:354-63.
16. Schlosser RG, Nenadic I, Wagner G, Gullmar D, von Consbruch K, Kohler S, et al. White matter abnormalities and brain activation in schizophrenia: A combined DTI and fMRI study. *Schizophr Res* 2007;89(1-3):1-11.
17. Le Bihan D, van Zijl PCM. From the diffusion coefficient to the diffusion tensor. *NMR Biomed* 2002;15:431-4.
18. Auer T, Schwarcz A, Janszky J, Horváth Zs, Kosztolányi P, Dóczi T. Alacsony térerőn nyert funkcionális MR-képek alkalmazása eloquens terület közelében végzett idegsebészeti műtétek tervezésénél. [Application of functional MR-images acquired at low field in planning of neurosurgical operation close to an eloquent brain area]. *Ideggyogy Sz* 2007;60(1-2):35-40.
19. Schwarcz A, Auer T, Komoly S, Dóczi T, Janszky J. Funkcionális MRI 1 T térerőn: alapparadigmák és klinikai alkalmazás. [Functional MRI at 1 T: basic paradigms and clinical application] *Ideggyogy Sz* 2007;60(7-8):337-41.
20. Berényi E, Rizó M, Gyúró Á, Sikula J, Kollár J. Diffusion tensor imaging & fibertracking: from the basic to the clinical application. 14th Annual Meeting of Hungarian Society of Neuroradiology, 2005; Budapest.
21. Hori M, Aoki S, Okubo T, Ishigame K, Kumagai H, Araki T. Line-scan diffusion tensor MR imaging at 0.2 T: feasibility study. *J Magn Reson Imaging* 2005;22:794-8.
22. Schepers J, Schnell R, Vroom P. From idea to business – how Siemens bridges the innovation gap. *Research-Technology Management* 1999;42:26-31.
23. Holloway V, Gadian DG, Vargha-Khadem F, Porter DA, Boyd SG, Connelly A. The reorganization of sensorimotor function in children after hemispherectomy. A functional MRI and somatosensory evoked potential study. *Brain* 2000;123:2432-44.
24. Bandettini PA, Jesmanowicz A, Wong EC, Hyde JS. Processing strategies for time-course data sets in functional MRI of the human brain. *Magn Reson Med* 1993;30:161-73.
25. Baudewig J, Dechent P, Merboldt KD, Frahm J. Thresholding in correlation analysis of magnetic resonance functional neuroimaging. *Magnetic Resonance Imaging* 2003;21:1121-30.
26. Schwarcz A, Auer T, Janszky J, Dóczi T, Merboldt KD, Frahm J. Adequate post-processing enables reliable functional MRI of human brain activation at low magnetic field: A Comparative Study at 1 T and 3 T. *JMRI*. In press.
27. Susumu M, Hangyi J, Kegang H. DTIStudio (<http://lbam.med.jhmi.edu/DTIuser/DTIuser.asp>)