

MR TRAKTOGRAFIE MOZKU A MR NEUROGRAFIE PERIFERNÍCH NERVŮ

MR TRACTOGRAPHY OF THE BRAIN AND MR NEUROGRAPHY OF THE PERIPHERAL NERVES

přehledový článek

**Ibrahim Ibrahim
Jaroslav Tintěra
Antonín Škoch
Filip Jirů**

Základna radiodiagnostiky
a intervenční radiologie, Institut
klinické a experimentální medicíny,
Praha

Přijato: 15. 11. 2017.

Korespondenční adresa:

Mgr. Ibrahim Ibrahim, Ph.D.
Základna radiodiagnostiky a inter-
venční radiologie IKEM
Videňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: ibib@medicon.cz

Konflikt zájmů: žádný.

Podpořeno z programového projektu
Ministerstva zdravotnictví ČR s reg.
č. 17-28587A a MZ ČR – RVO (Institut
klinické a experimentální medicíny –
IKEM, IČ 00023001).

Hlavní stanovisko

Článek shrnuje stručný přehled některých aplikací
MR traktografie mozku a 3D MR neurografie perifer-
ních nervů na pracovišti IKEM.

SOUHRN

Ibrahim I. MR traktografie mozku a MR neurografie periferních nervů

MR traktografie (MRT) se stala v posled-
ních letech velmi důležitou a neinvazivní
metodou zobrazení svazků bílé hmoty a pe-
riferních nervů měřením difuze molekul
vody magnetickou rezonancí. Zde je uve-
den krátký historický vývoj a implementace
MRT do klinické praxe na našem pracoviš-
ti IKEM. Dále je uveden stručný přehled
některých aplikací MRT mozku a 3D MR
neurografie (MRN) periferních nervů. Obě
metody mohou hrát důležitou roli při pláno-
vání neurochirurgických operací a sledování
postoperačních změn mozkových a perifer-
ních nervových mikrostruktur.

Klíčová slova: MR traktografie (MRT),
zobrazení difuzního tenzoru (DTI), MR
neurografie (MRN), mozek, periferní nervy.

Major statement

The paper summarizes selected applications of
brain MR tractography and 3D MR neurography of
peripheral nerves in the Institute for Clinical and
Experimental Medicine (IKEM).

SUMMARY

Ibrahim I. MR tractography of the brain and MR neurography of the peripheral nerves

MR tractography (MRT) has become an im-
portant method for noninvasive visualizati-
on of white matter bundles and peripheral
nerves using magnetic resonance imaging
measurement of water molecule diffusion.
This paper gives a short historical overview
and implementation of the MRT into clini-
cal practice in the institute IKEM. Further-
more, the paper gives a short overview of
some MRT applications of brain and 3D MR
neurography of peripheral nerves. The MR
tractography and MR neurography may be
used in the presurgical planning and post-
operative follow-up of the brain and peri-
pheral nerves microstructural changes.

Key words: MR tractography(MRT), dif-
fusion tensor imaging (DTI), MR neurogra-
phy (MRN), brain, peripheral nerves.

ÚVOD

Vývoj zobrazovacích metod a pokroky v neurovědách otevřely nové možnosti ve zkoumání kognitivních funkcí lidského mozku, neurodegenerativních a neuropsychiatrických onemocnění a ukázaly jejich spojitost s morfologickými a patofyziologickými změnami tkáně. Magnetická rezonance (MR) se díky vynikajícímu kontrastu měkkých tkání a zobrazení detailních anatomických struktur stala oblíbenou metodou jak v klinické praxi, tak ve výzkumu centrálního a periferního nervového systému.

Ačkoliv standardní techniky MR mají dominantní postavení při vyšetření CNS nebo muskuloskeletárního systému, tyto techniky nedokážou dát informaci o funkčních vlastnostech studovaných tkání nebo určit směr svazků bílé hmoty.

Nástup nových technologií v oblasti MR v osmdesátých a devadesátých letech 20. století (1) vedl k vývoji nových sekvencí difúzně váženého zobrazování (diffusion weighted imaging – DWI) a metod zpracování DWI dat, jako je zobrazení difúzního tenzoru (diffusion tensor imaging – DTI) a MR traktografie (MR tractography – MRT). Tyto techniky umožnily mimo jiné zobrazení akutní ischemie nebo svazků bílé hmoty (2–9). Metoda difúzně váženého MR zobrazování je založena na citlivosti MR signálu k difúzi molekul vody v tkáních. Tento efekt byl poprvé popsán Carrem a Purcellem v roce 1954 (10). Později, v roce 1965, Stejskal a Tanner navrhli první efektivní schéma difúzního měření s použitím sekvence spinového echa s difúzními gradientními pulzy. Tato sekvence se stala základem moderních difúzně vážených sekvencí (11).

Pokud se měří MR obraz s jednou vybranou orientací gradientu s příslušným difúzním vážením, pak mluvíme o difúzně váženém obraze (DWI). Pokud měříme DWI s více různými orientacemi difúzních gradientů (minimálně v šesti směrech), můžeme provést zobrazení difúzního tenzoru (DTI).

Difúzní tenzor je matematický model difúze v 3D prostoru a je vyjádřen maticí s devíti komponentami difúzních koeficientů. Diagonalizací této matice obdržíme sadu tří vlastních vektorů (eigenvectors, $\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \mathbf{v}_3$). Difúzní tenzor a jeho vlastní vektory lze geometricky zobrazit jako elipsoid, jehož osy odpovídají vlastním vektorům a jejich velikost odpovídá tzv. vlastním číslům (eigenvalues, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$). Hlavní osa elipsoidu ($\mathbf{v}_1$ s hodnotou λ_1) představuje směr podélné osy axonu. Protože je informace difúzního tenzoru komplexní, v praxi se často používají různé odvozené veličiny (skalární mapy) charakterizující difúzi na základě složek difúzního tenzoru. Nejpoužívanějšími skalárními mapami jsou mapy frakční anizotropie (FA) a aparentního difúzního koeficientu (ADC). FA charakterizuje stav svazků bílé hmoty nebo periferních nervů a je velmi citlivá k mikrostrukturním změnám (např. při degeneraci nebo regeneraci axonů). ADC představuje difúzivitu v každém voxelu studovaných struktur a je citlivý k celularitě a otokům. U zdravého jedince jsou ADC hodnoty v bílé a šedé hmotě podobné.

Ačkoliv rekonstrukční techniky DTI vystihují velmi dobře paralelně orientované svazky bílé hmoty nebo periferních nervů, selhávají tyto techniky při křížení (crossing fibers) nebo větvení (branching fibers) nervových drah. Informace, kterou obdržíme z hodnot ADC a FA v mozku, není úplně re-

levantní (protože mozek obsahuje spoustu zkřížených drah). Tato limitace algoritmu vedla k vývoji nových metod takzvaných *high angular resolution diffusion imaging (HARDI) metod*, u kterých je směr svazků v každém voxelu popsán *orientation distribution function (ODF)*. Tyto metody umožňují zobrazení více než jednoho směru difúze ve voxelu. Příkladem HARDI techniky jsou Q-ball imaging (QBI) nebo diffusion spectrum imaging (DSI) (12–13). Ačkoliv HARDI techniky přinášejí žádoucí výsledky, jsou časově náročné tím, že vyžadují měření difúze minimálně v 64 směrech s vyššími hodnotami b-faktoru (větší než 2000 s/mm²). Další techniky jsou založeny na měření hustoty vláken (14) nebo na měření hustoty spinu molekul v různých směrech, na tzv. spin distribution function (SDF). Poslední zmíněná rekonstrukční technika je tzv. generalized Q-sampling imaging (GQI), která poskytuje dobré výsledky a je časově méně náročná (15).

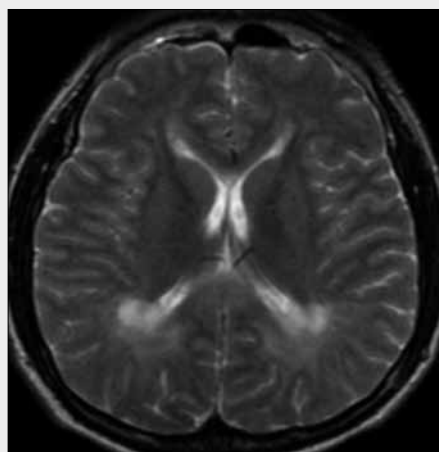
V posledních letech se MRT stala atraktivní možností neinvazivně zobrazovat a zkoumat mikroarchitekturu tkáně pomocí jejich difúzních vlastností. Na základě určení preferenčního směru difúze ve svazcích bílé hmoty mozkové, periferních nervů a svalů lze tyto svazky zobrazit a kvantitativně posoudit jejich integritu pomocí difúzních indexů.

Po prvních a úspěšných aplikacích DWI k detekci akutní mozkové ischemie u zvířat (v roce 1990) i u lidí (4–5) začaly na našem pracovišti IKEM první pokusy s touto technikou a jejím zavedením do klinické praxe ve druhé polovině devadesátých let. Tehdy byla implementována a optimalizována sekvence pro DWI, která byla používána jak experimentálně na zvířatech (16), tak u pacientů s patologií, např. s fenylketonurií (17) (obr. 1).

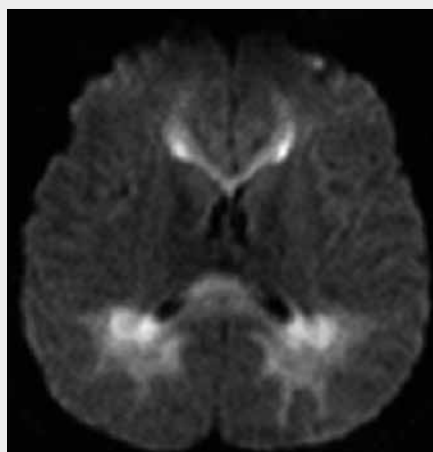
Od té doby byla sekvence DWI rutinně používána k detekci různých mozkových lézí a současně byly pokusy o zavedení DTI do klinické praxe. Limitující faktory byly jak technického rázu, tak na straně vyhodnocovacího software. Naměřená DWI data na 1,5 T MR přístroji Vision (Siemens) byla takové kvality, která postačila pouze k hrubé rekonstrukci základních svazků bílé hmoty (18). Porovnávání výsledků MR traktografie z 1,5 T MR Vision (2005) a později (2017) z 3 T MR Trio TIM u stejného dobrovolníka je znázorněno na obrázku 2.

Parametry sekvence byly nastaveny stejně na obou MR přístrojích (difúzní gradienty byly aplikovány v 6 směrech, hodnoty b-faktoru 0 a 1000 s/mm²). Hlavním problémem bylo prostorové rozlišení, které bylo na jedné straně hraničně nízké z hlediska rozměrů nervových drah a na druhé straně již limitované únosným poměrem S/Š. Navíc v některých oblastech docházelo k výrazným geometrickým distorzím MR obrazů sekvence EPI, které byly způsobeny efekty susceptibility. Pro praktické využití byla také nepřijatelně dlouhá doba rekonstrukce naměřených DWI obrazů MR tomografem, která byla extrémně až 45 minut, a po celou tuto dobu nebylo možné provádět žádné další měření. Vážným problémem byla také nedostatečná kvalita dostupných programů pro rekonstrukci traktů bílé hmoty.

Tyto zmíněné nedostatky byly z velké části odstraněny instalací 3 T MR přístroje (Siemens Trio 3T) na našem pracovišti v roce 2007. Ve stejné době také dochází k rychlému rozvoji DTI rekonstrukčních algoritmů (13). Protože difúze molekul vody v biologickém prostředí je závislá na mikrostruktuře tkáně, poskytuje DWI nový typ kontrastu, který je užitečný v řadě klinických aplikací.



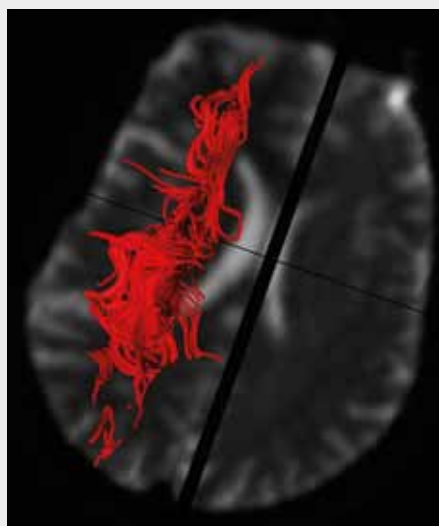
▲ Obr. 1A



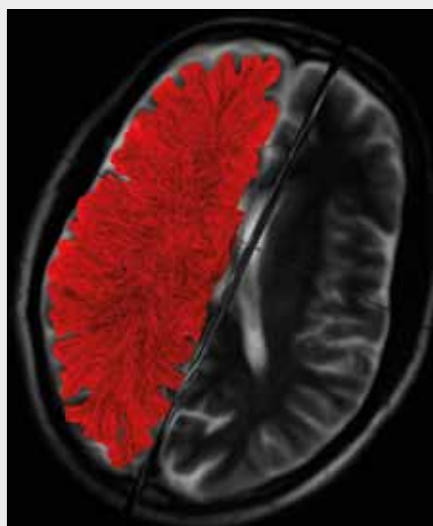
▲ Obr. 1B

Obr. 1. T2-vážený transversální MR obraz (A) a difuzně vážený obraz (B) pacienta s fenylketonurií ukazují typické léze periventrikulárních oblastí zadních rohů

Fig. 1. T2-weighted transversal MR image (A) and diffusion-weighted image (DWI) (B) of patient with phenylketonuria show typical lesions of the periventricular areas of occipital horns



▲ Obr. 2A



▲ Obr. 2B

Obr. 2. Názorný příklad vývoje techniky MRT naměřené na 1,5T MR Vision (2005) a později (2017) na 3T MR Trio TIM přístroji (A, B). Difuzní data byla naměřena na stejném zdravém dobrovolníkovi při zachování parametrů sekvence (difuzní směry = 6, b – hodnota = 1000 s/mm²). Rekonstruovány jsou pouze traktury v levé hemisféře.

Fig. 2. Demonstrative example of the development of MRT technique measured using 1.5T MR Vision (2005) and later (2017) 3T MR Trio scanners (A, B). Diffusion data was measured in the same healthy volunteer with the same sequence (6 directions, b-value = 1000 s/mm²). Fiber reconstruction was performed only in the left hemisphere.

Další slibnou metodou, která se rozvíjí v posledních letech, je MR neurografie (MRN) poskytující přesné 3D anatomické zobrazení periferních nervů (19–20). Ačkoliv elektromyografické (EMG) vyšetření je považováno za standardní metodu při vyšetření PN, není tato metoda pro pacienta komfortní a poskytuje omezené informace týkající se přesného umístění a rozsahu poškození nervů (21).

Neurografie je vhodná doplňující metoda k EMG a MRT, proto se postupně stává součástí vyšetřovacích protokolů periferních nervů a od roku 2013 se na našem pracovišti rutinně používá k vyšetření pacientů s různou patologií periferních nervů, např. u brachiální a lumbosakrální plexopatie, u syndromu horní hrudní apertury (TOS), při degeneraci a regeneraci periferních nervů.

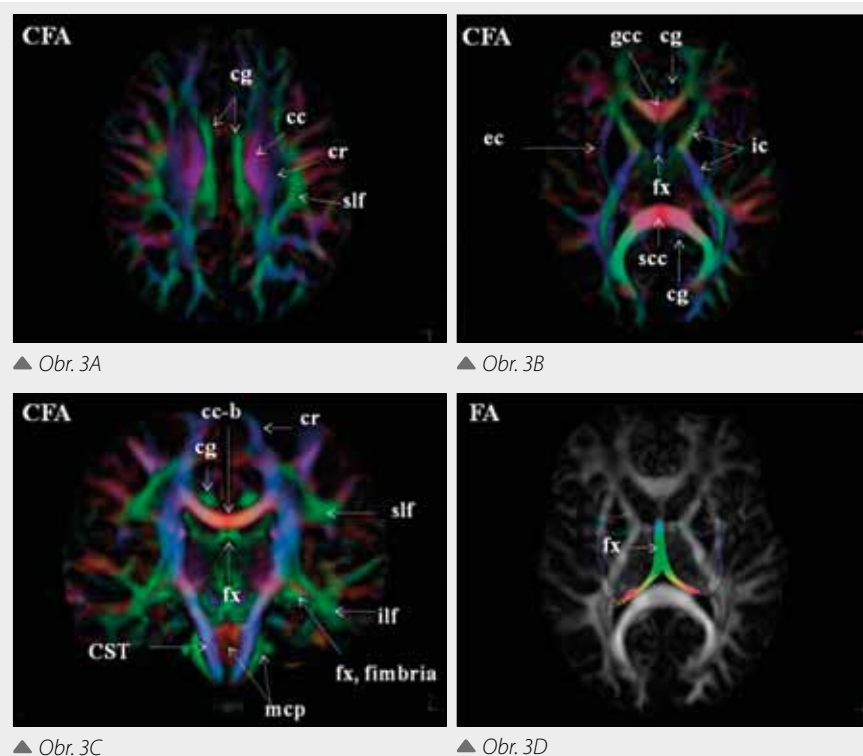
Cílem článku je stručný popis a přehled některých klinických a výzkumných aplikací MR traktografie mozku a MR neurografie periferních nervů.

Teoretické základy difuze včetně zpracování DWI dat byly detailněji popsány v našem předchozím článku (22).

AKVIZICE DAT PRO MR TRAKTOGRAFII A MR NEUROGRAFII

Pro měření DWI se obvykle používá sekvence spinového echa s akvizicí dat technikou echo-planar imaging (SE-EPI) s mnoha směry difuzních gradientů (20–256) a se dvěma nebo více hodnotami b-faktoru (např. 0 a 1000 s/mm² při vyšetření mozku, 0 a 700 s/mm² u periferních nervů).

Pro účely MR neurografie lze např. použít sekvenci STIR s 3D akvizicí (sampling perfection with application optimized contrast using varying flip angle evaluation – SPACE), s prostorovým rozlišením kolem 1 mm³. Konkrétní typ použité sekvence a její nastavení bude samozřejmě záležet na výrobci MR systému, velikosti použitého magnetického pole a také je vždy potřeba optimalizovat vyšetřovací protokol pro danou oblast, kterou chceme vyšetřit.



Obr. 3. Transverzální a koronární vrstvy barevně zakódovaných difuzních map frakční anizotropie (CFA) ukazují svazky bílé hmoty mozkové (A–C). Na frakční anizotropní mapě je vidět MRT fornixu (D). cg – cingulum, cc – corpus callosum, gcc – genu corporis callosi, scc – splenium corporis callosi, cc-b – truncus corporis callosi, cr – corona radiata, slf – fasciculus longitudinalis superior, ilf – fasciculus longitudinalis inferior, ec – capsula externa, ic – capsula interna, cst – tractus corticospinalis, fx – fornix. mcp – pedunculus cerebellaris medius

Fig. 3. Transversal and coronal slices of a color-coded diffusion maps of fractional anisotropy (CFA) show the bundles of brain white matter (A–C). The MRT of fornix is visible in the fractional anisotropy map (D). cg – cingulum, cc – corpus callosum, gcc – genu of corpus callosum, scc – splenium of corpus callosum, cc-b – body of corpus callosum, cr – corona radiata, slf – superior longitudinal fasciculus, ilf – inferior longitudinal fasciculus, ec – external capsule, ic – internal capsule, cst – corticospinal tract, fx – fornix. mcp – middle cerebellar peduncle

ZPRACOVÁNÍ DWI A MR NEUROGRAFICKÝCH DAT

Metody měření dat pro zobrazení difuze jsou velmi citlivé vůči mnoha vlivům, které mohou vést k různým artefaktům (23), a to vyžaduje aplikaci různých typů korekcí. Naměřená data je třeba korigovat na vliv vířivých proudů a pohybových artefaktů. Poté, co jsou tyto korekce provedeny, následuje výpočet difuzního tenzoru a jeho diagonalizace v každém voxelu. Z difuzních tenzorů lze pak pomocí různých rekonstrukčních algoritmů zobrazit nervové svazky a také kvantitativně posoudit jejich integritu.

Při deterministické rekonstrukci svazků se vybere startovací oblast (seed point) a algoritmus postupně propojí jednotlivé hlavní vektory v sousedních voxelích. Tento proces pokračuje tak dlouho, dokud hodnota frakční anizotropie neklesne pod stanovený kritický limit (např. FA = 0,3) nebo pokud velikost úhlu mezi hlavními vektory v sousedních voxelích nepřekročí stanovený mezní úhel (např. 60°).

K dosažení relevantních výsledků je důležitá nejen kvalita naměřených dat, ale také zkušenost při výběru oblasti zájmu (region of interest – ROI), nastavení kritéria rekonstrukce svazků, anatomická znalost při editaci jednotlivých svazků bílé hmoty. K tomu účelu je výhodné použít kombinace metod tzv. brute-force (zobrazení všech svazků) a multi-ROI approach (zobrazení jednotlivých svazků pomocí výběru několika oblastí) (24).

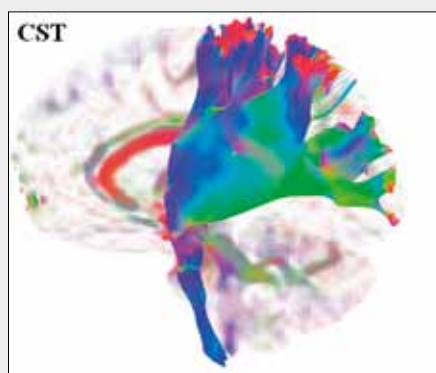
Pokud hovoříme o zpracování dat MR neurografie, je možné použít např. program MedINRIA (<https://med.inria.fr/>), což byl i případ zpracování našich dat.

VYUŽITÍ MR TRAKTOGRAFIE U CHOROB CNS

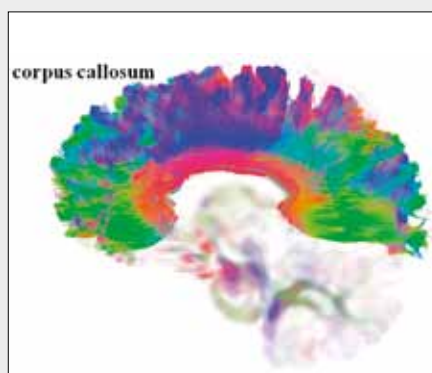
Zobrazení difuze (DWI) nalezlo u onemocnění centrálního nervového systému široké uplatnění. Tato neinvazivní a unikátní metoda poskytuje důležité informace o mikroarchitektuře svazků bílé hmoty a může být velmi užitečná jak při studiu anatomie bílé hmoty, tak při plánování neurochirurgických operací. Je také velmi důležitou metodou při hodnocení různých patologií, jako je např. akutní infarkt, tumory nebo absces. Ukázka zobrazení svazků bílé hmoty pomocí barevných map FA měřením difuzního tenzoru je demonstrována na obrázku 3.

Příklady MR traktografie asociačních, komisurálních a projekčních vláken jsou ukázány na obrázku 4. Asociační vlákna (intrahemisferické trakty) propojují různé kortikální oblasti stejné hemisféry a na barevně zakódovaných difuzních mapách frakční anizotropie (CFA) mají zelenou barvu (jsou orientované anteroposteriorně). Příkladem asociačních vláken je např. cingulum nebo fasciculus longitudinalis superior (FLS). Komisurální vlákna (interhemisferické trakty) spojují kortikální a subkortikální oblasti obou hemisfér. Na CFA mapách mají červenou barvu (orientované zprava doleva). Příkladem komisurálních vláken je corpus callosum nebo komisaura anterior. Projekční vlákna (motorická nebo senzoric-ká) spojují kortex se subkortikálními strukturami, jako jsou mozeček, bazální ganglia nebo mícha. Na CFA mapách mají modrou barvu. Příkladem projekčních vláken je kortikospinální trakt (CST).

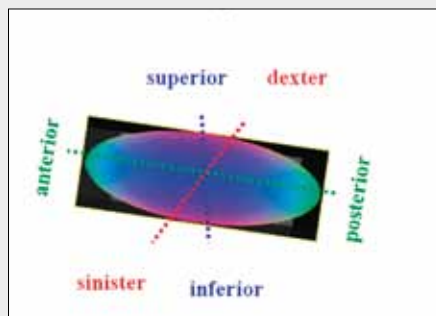
Zobrazení difuzního tenzoru v kombinaci s funkční magnetickou rezonancí (fMRI) je vhodný protokol vyšetření za účelem lokalizace funkčních oblastí či svazků bílé hmoty v blízkosti patologického ložiska. Obě metody se stávají stan-



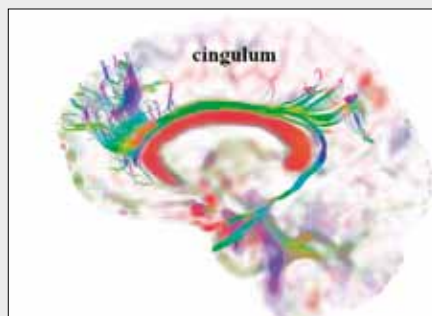
▲ Obr. 4A



▲ Obr. 4B



▲ Obr. 4C



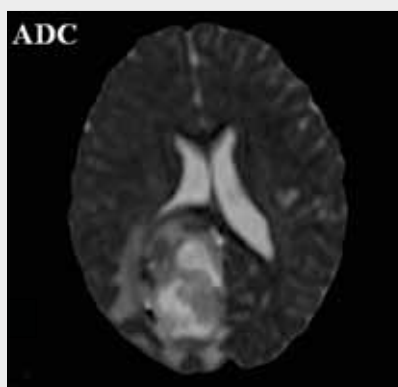
▲ Obr. 4D

Obr. 4. Na sagitálních mapách difuzního tenzoru zdravé dobrovolnice (30 let) je vidět MR traktografie projekčních (A), komisurálních (B) a asociálních (D) svazků bílé hmoty. Barvy reprezentují směr nervových vláken (C): modrá – superior-inferior, zelená – anterior-posterior, červené – zleva doprava. CST – tractus corticospinalis

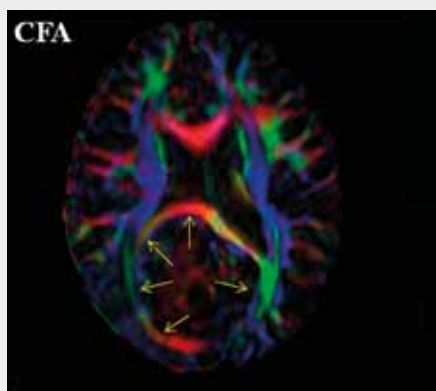
Fig. 4. MR tractography of the projection (A), commissural (B) and association (D) white matter fiber tracts can be seen in the sagittal diffusion tensor maps of a 30-year-old healthy woman. Colors represent the fiber direction (C): blue – superior-inferior, green – anterior-posterior, red – left to right. CST – corticospinal tract



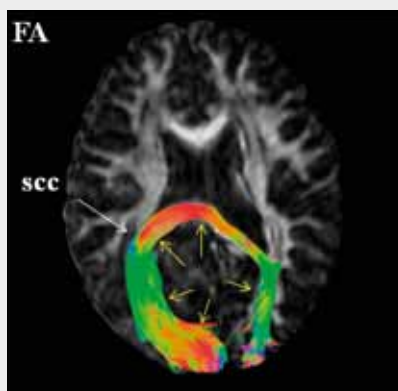
▲ Obr. 5A



▲ Obr. 5B



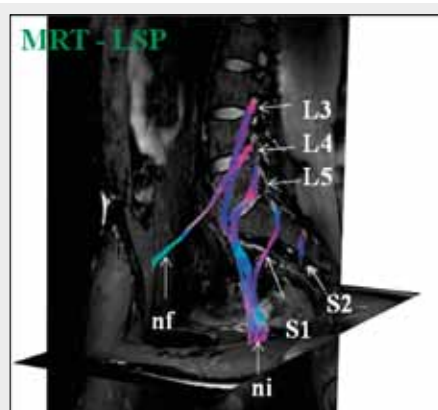
▲ Obr. 5C



▲ Obr. 5D

Obr. 5. Transverzální obrázky (A–D) pacientky (7 roků) s tumorem a cystickou expanzí parietookcipitálně vpravo. 3D rekonstrukce traktů bílé hmoty ukazují změny směrů a barev svazků (C–D) v pravé hemisféře parietookcipitálně v důsledku dislokací okolních struktur (šípky). 3D T2-SPACE – three-dimensional T2 sampling perfection with application-optimized contrasts by using different flip angle evolution, C – cysta, E – edém, T – tumor, ADC – aparentní difuzní koeficient, FA – frakční anizotropie, CFA – barevně kódovaná mapa FA, SCC – splenium corporis callosi.

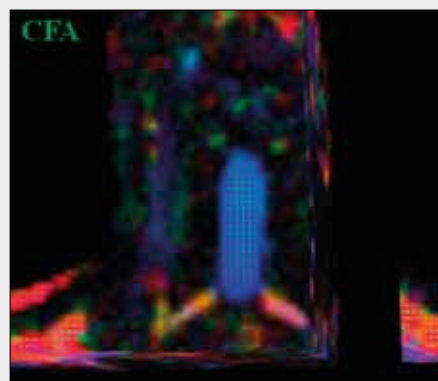
Fig. 5. Transversal images (A–D) of a 7-year-old patient with a tumor with cystic expansion of the right parieto-occipital regions. 3D reconstruction of white matter fiber tracts show changes in fiber directions and their colors (C–D) due to the dislocation of the surrounding structures (arrow). 3D T2-SPACE – three-dimensional T2 sampling perfection with application-optimized contrasts by using different flip angle evolution, C – cyst, E – edema, T – tumor, ADC – apparent diffusion coefficient, FA – fractional anisotropy, CFA – color-coded FA map, SCC – splenium of corpus callosi.



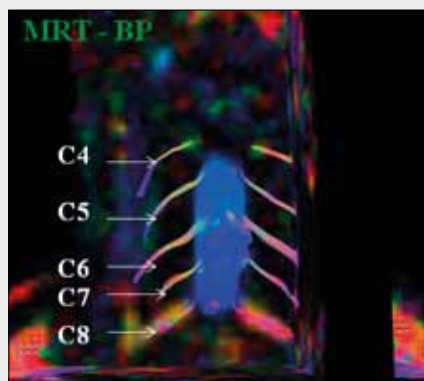
▲ Obr. 6A



▲ Obr. 6B



▲ Obr. 6C



▲ Obr. 6D

Obr. 6. Fúze 3D STIR SPACE obrázku a MR traktografie lumbosakrálního plexu (MRT-LSP) zdravého dobrovolníka (46 let) ukazuje konfigurační architekturu nervových svazků L3–S2 (A) s odpovídající 3D MR neurografií (MRN) (B). Na barevně kódovaných mapách FA (C–D) je vidět MR traktografie normálního brachiálního plexu (C4–C8) zdravého dobrovolníka (30 let). nf – nervus femoralis, ni – nervus ischiadicus

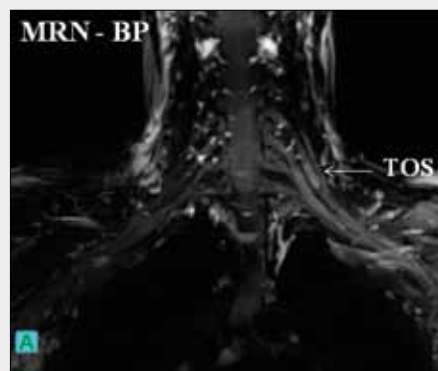
Fig. 6. 3D STIR SPACE image fused with the MR tractography image of a 46-year-old healthy volunteer shows the architectural configuration of the fiber bundles from L3 to S2 (A) with corresponding MR neurography (MRN) (B). MR tractography of the normal brachial plexus of a 30-year-old healthy volunteer is visible in a color-coded FA maps (C–D). nf – femoral nerve, ni – sciatic nerve



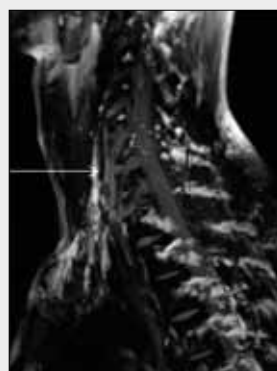
▲ Obr. 7A



▲ Obr. 7B



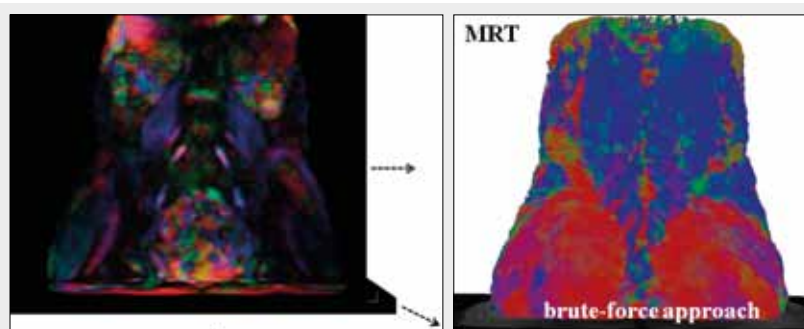
▲ Obr. 7C



▲ Obr. 7D

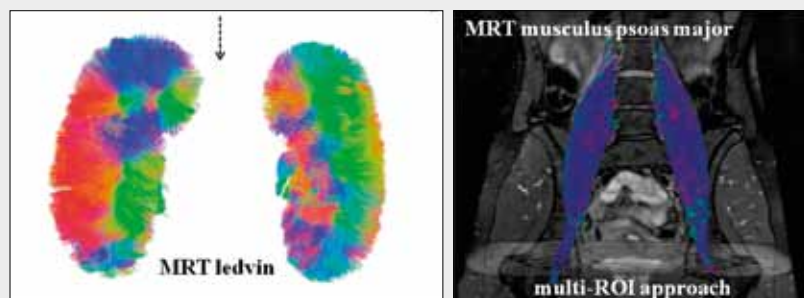
Obr. 7. 3D MR neurografie lumbosakrálního plexu (MRN-LSP) 40letého pacienta s hernií L4/L5 disku (A–B) a MR neurografie brachiálního plexu (BP) 36leté pacientky se syndromem levé horní hrudní apertury (TOS) ukazují viditelné změny L4/L5 disku a levého brachiálního plexu (C–D).

Fig. 7. 3D MR neurography of the lumbosacral plexus (MRN-LSP) of a 40-year-old patient with L4/L5 herniated disc (A–B) and MR neurography of the brachial plexus (BP) of a 36-year-old patient with the thoracic outlet syndrome (TOS) show visible changes of the L4/L5 disc and of the left brachial plexus (C–D).



▲ Obr. 8A

▲ Obr. 8B



▲ Obr. 8C

▲ Obr. 8D

Obr. 8. Obrázek ukazuje mapu difuzního tenzoru (A) s celkovou hrubou rekonstrukcí (B) nebo s výběrem jednotlivých oblastí zájmů (ROI) např. při MR traktografii ledvin (C) a musculus psoas major (D).

Fig. 8. The Figure shows a diffusion tensor map (A) with brute-force approach (B) and multi-ROI approach (c-d), in MR tractography of the kidney (C) and psoas major muscle (D). ROI – region of interest

dardní součástí předoperačního vyšetření, které může snížit rizika poškození důležitých svazků bílé hmoty a mozkových center při neurochirurgických zákrocích. Příkladem využití MR traktografie v předoperačním vyšetření může být případ dětské pacientky (7 roků) s tumorem a cystickou expanzí parietookcipitálně vpravo v blízkosti falx cerebri s edémem a dislokací okolních struktur a změny směrů vláken (změny barev na CFA mapách) především parietookcipitálně.

Difuzní měření magnetickou rezonancí se používá téměř u všech neurodegenerativních a neuropsychiatrických onemocnění, u kterých kvantitativní hodnocení difuzního měření ukazuje signifikantní rozdíly v hodnotách frakční anizotropie a aparentního difuzního koeficientu (25–26). Tyto změny jsou důsledkem patologických procesů, které způsobují difuzní změny v mozkové tkáni a ovlivňují integritu nervových svazků bílé hmoty. Zobrazení difuzního tenzoru se na našem pracovišti používá u pacientů se schizofrenií (27), Alzheimerovou chorobou (28), roztroušenou sklerózou (29). Dále se používá u amyotrofické laterální sklerózy (ALS), Parkinsonovy choroby, u dětí s poruchou pozornosti a hyperaktivitou (ADHD) a u pacientů s problémy sluchového aparátu. MR traktografie může poskytnout cenné informace o mikrostruktuře svalů (30) nebo ledvin (obr. 8).

Na základě korelací mezi difuzními parametry (FA, ADC) a glomerulární filtrací lze do jisté míry hodnotit funkci transplantovaných ledvin (31).

VYUŽITÍ MR TRAKTOGRAFIE A MR NEUROGRAFIE U CHOROB PERIFERNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU

Současný způsob života vede k poruchám periferního nervového systému. Existuje celá řada chorob periferních nervů, jako je např. syndrom horní hrudní apertury (thoracic outlet syndrome, TOS), lumbosakrální plexopatie, schwannom nebo v důsledku různých zranění. V diagnostickém procesu zmíněných chorob hrají důležitou roli zobrazovací a elektrofyziologické metody. Velmi důležitou zobrazovací metodou je dříve zmíněná MR neurografie. Pomocí MRN můžeme hodnotit segmenty hlubokých nervů, které není rutinně téměř možné elektrofyziologicky vyšetřit.

Pomocí MRT a MRN můžeme periferní nervy zobrazit a hodnotit jejich stav jak kvantitativně (MRT), tak morfologicky (MRT, MRN). Obě metody mohou být s výhodou používány při vyšetření pacientů s poruchami periferních nervů (obr. 6 a 7).

Pokroky v zobrazovacích metodách a MR traktografických a neurografických algoritmech časem umožní podstatné zkrácení doby vyšetření s lepším prostorovým rozlišením a s relevantními výsledky, které nám otevrou nové obzory ve zkoumání mikroarchitektury nervových svazků bílé hmoty a periferních nervů.

ZÁVĚR

MR traktografie a MR neurografie jsou fascinující neinvazivní techniky zobrazení nervových svazků, které mohou být s výhodou používány při plánování neurochirurgických zákroků, nebo při hodnocení postoperačních změn v centrálním nebo periferním nervovém systému.

LITERATURA

1. Geva T. Magnetic resonance imaging: historical perspective. *J Cardiovasc Magn Reson* 2006; 8(4): 573–580.
2. Le Bihan D, Breton E. Imagerie de diffusion in vivo par résonance magnétique nucléaire. *Comptes Rendus De Académie Des Sciences De Paris* 1985; 301: 1109–1112.
3. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986; 161(2): 401–407.
4. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, et al. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 1990; 176(2): 439–445.
5. Warach S, Chien D, Li W, Ronthal M, Edelman RR. Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. *Neurology* 1992; 42(9): 1717–1723.
6. Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, Barnett A, Di Chiro G. Diffusion tensor MR imaging of the human brain. *Radiology* 1996; 201(3): 637–648.
7. Conturo TE, Lori NF, Cull TS, et al. Tracking neuronal fiber pathways in the living human brain. *Proc Natl Acad Sci USA* 1999; 96(18): 10422–10427.
8. Le Bihan D. Diffusion MRI: what water tells us about the brain. *EMBO Mol Med* 2014; 6(5): 569–573.
9. Le Bihan D, Iima M. Diffusion Magnetic Resonance Imaging: What Water Tells Us about Biological Tissues. *PLoS Biol* 2015; 13(7): e1002246.
10. Carr HY, Purcell EM. Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. *Phys Rev* 1954; 94(3): 630–638.
11. Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 1965; 42(1): 288–292.
12. Tuch DS. Q-ball imaging. *Magn Reson Med* 2004; 52(6): 1358–1372.
13. Wedeen VJ, Wang RP, Schmahmann JD, et al. Diffusion spectrum magnetic resonance imaging (DSI) tractography of crossing fibers. *Neuroimage* 2008; 41(4): 1267–1277.
14. Raffelt D, Tournier JD, Rose S, et al. Apparent Fibre Density: a novel measure for the analysis of diffusion-weighted magnetic resonance images. *Neuroimage* 2012; 59(4): 3976–3994.
15. Yeh FC, Wedeen VJ, Tseng WY. Generalized q-sampling imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29(9): 1626–1635.
16. Voříšek I, Hájek M, Tintěra J, Nicolay K, Syková E. Water ADC, extracellular space volume, and tortuosity in the rat cortex after traumatic injury. *Magn Reson Med* 2002; 48(6): 994–1003.
17. Dezortová M, Hájek M, Tintěra J, Hejčmanová L, Syková E. MR in phenylketonuria-related brain lesions. *Acta Radiol* 2001; 42(5): 459–466.
18. Tintěra J, Horáček J, Španiel F, Ibrahim I. MR traktografie: Přehled metodiky a klinická aplikace. *Psychiatrie* 2005; 9(Suppl 3): 43–50.
19. Howe FA, Filler AG, Bell BA, Griffiths JR. Magnetic resonance neurography. *Magn Reson Med* 1992; 28(2): 328–338.
20. Chhabra A, Carrino J. Current MR neurography techniques and whole-body MR neurography. *Semin Musculoskelet Radiol* 2015; 19(2): 79–85.
21. Filler A. Magnetic resonance neurography and diffusion tensor imaging: origins, history, and clinical impact of the first 50,000 cases with an assessment of efficacy and utility in a prospective 5000-patient study group. *Neurosurgery* 2009; 65(4 Suppl): A29–43.
22. Ibrahim I, Tintěra J. Teoretické základy pokročilých metod magnetické rezonance na poli neurovůd. *Ces Radiol* 2013; 67(1): 9–18.
23. Jones DK, Cercignani M. Twenty-five pitfalls in the analysis of diffusion MRI data. *NMR Biomed* 2010; 23(7): 803–820.
24. Huang H, Zhang J, van Zijl PC, Mori S. Analysis of noise effects on DTI-based tractography using the brute-force and multi-ROI approach. *Magn Reson Med* 2004; 52(3): 559–565.
25. Sexton CE, Kalu UG, Filippini N, Mackay CE, Ebmeier KP. A meta-analysis of diffusion tensor imaging in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease. *Neurobiol Aging* 2011; 32(12): 2322.e5–18.
26. Yang X, Cao D, Liang X, Zhao J. Schizophrenia symptomatic associations with diffusion tensor imaging measured fractional anisotropy of brain: a meta-analysis. *Neuroradiology* 2017; 59(7): 699–708.
27. Melicher T, Horacek J, Hlinka J, Španiel F, Tintera J, et al. White matter changes in first episode psychosis and their relation to the size of sample studied: a DTI study. *Schizophr Res* 2015; 162(1–3): 22–28.
28. Ibrahim I, Horacek J, Bartos A, et al. Combination of voxel based morphometry and diffusion tensor imaging in patients with Alzheimer's disease. *Neuro Endocrinol Lett* 2009; 30(1): 39–45.
29. Ibrahim I, Tintera J, Skoch A, et al. Fractional anisotropy and mean diffusivity in the corpus callosum of patients with multiple sclerosis: the effect of physiotherapy. *Neuroradiology* 2011; 53(11): 917–926.
30. Budzik JF, Balbi V, Verclytte S, et al. Diffusion tensor imaging in musculoskeletal disorders. *Radiographics* 2014; 34(3): E56–72.
31. Fan WJ, Ren T, Li Q, et al. Assessment of renal allograft function early after transplantation with isotropic resolution diffusion tensor imaging. *Eur Radiol* 2016; 26(2): 567–575.