

přehledový článek

Využití MR traktografie periferních nervů v klinické praxi

The use of MR tractography of peripheral nerves in clinical practice

Simona Kurková¹, Ibrahim Ibrahim^{2,3}, Jaroslav Tintěra²

¹Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, Praha

²Pracoviště zobrazovacích metod, oddělení magnetické rezonance IKEM, Praha

³Pracoviště zobrazovacích metod 2. LF UK Motol, Praha

Hlavní stanovisko práce

MR traktografie a zobrazování tenzoru difuze molekul vody v lidském organismu představují moderní, neinvazivní metody vizualizace periferních nervů, které mají rostoucí uplatnění v diagnostice neurologických onemocnění.

SOUHRN

Kurková S, Ibrahim I, Tintěra J. Využití MR traktografie periferních nervů v klinické praxi

Přehledový článek shrnuje současné možnosti využití MR traktografie (MRT) a zobrazení tenzoru difuze (DTI) při zobrazování periferních nervů. Popisuje principy DTI, vysvětluje hlavní parametry difuze a sleduje vývoj metody od šedesátých let 20. století po současnost. MRT a DTI umožňují neinvazivně hodnotit strukturu a regeneraci periferních nervů, mají klinický přínos u neuropatií a doplňují elektrofyziologické vyšetření. Metoda je technicky náročná, ale s pokračujícím vývojem má potenciál stát se standardní součástí klinické praxe.

Klíčová slova: MR traktografie (MRT), zobrazení tenzoru difuze (DTI), periferní neuropatie, MR neurografie (MRN), elektromyografie (EMG).

Major statement

MR tractography and diffusion tensor imaging of water molecules in the human body are modern, non-invasive methods for visualizing peripheral nerves, with growing use in the diagnosis of neurological conditions.

SUMMARY

Kurková S, Ibrahim I, Tintěra J. The use of MR tractography of peripheral nerves in clinical practice

The review article summarizes the current possibilities for using MR tractography (MRT) and diffusion tensor imaging (DTI) in the visualization of peripheral nerves. It describes the principles of DTI, explains the main diffusion parameters, and traces the development of the method from the 1960s to the present. MRT and DTI allow for non-invasive assessment of the structure and regeneration of peripheral nerves, have clinical value in neuropathies, and complement electrophysiological examinations. Although technically demanding, the method has the potential to become a standard part of clinical practice as development continues.

Key words: MR tractography (MRT), diffusion tensor imaging (DTI), peripheral neuropathy, MR neurography (MRN), electromyography (EMG).

Přijato: 31. 8. 2025

Korespondenční adresa:

Ibrahim Ibrahim, MSc., Ph.D.
IKEM, MR – Pracoviště zobrazovacích metod
Václavská 1958/9, 14021 Praha 4
e-mail: ibrahim.ibrahim@ikem.cz

Konflikt zájmů: žádný

Podpořeno Ministerstvem zdravotnictví ČR ve spolupráci s Agenturou pro zdravotnický výzkum ČR v rámci projektu č. NW 24-08-00086 and DRO ("IKEM, IN 00023001").

ÚVOD

Zobrazovací metody hrají klíčovou roli v diagnostice a plánování léčby neurologických onemocnění. Zatímco magnetická rezonance (MR) je běžně používaná k hodnocení centrálního nervového systému (CNS), její možnosti v oblasti periferních nervů (PN) se díky technologickému pokroku rychle

rozšiřují. Jednou z těchto inovací je MR traktografie (MRT) – pokročilá technika, která využívá citlivost signálu magnetické rezonance k difuzi molekul vody v tkáních. Díky tomu umožňuje zobrazit průběh vlákna PN *in vivo*, bez nutnosti invazivních zákroků. Difuze, jako fyzikální jev ovlivněný mikrostrukturou tkáně, poskytuje nový typ kontrastu využitelný v řadě klinických aplikací.

Pokud se měří MR obraz s jednou vybranou orientací (směrem) gradientu magnetického pole s příslušnou velikostí (tedy tzv. difuzním vážením), pak mluvíme o difuzně váženém obraze (DWI). Pokud měříme DWI s více různými směry „difuzních“ gradientů (minimálně pak v šesti směrech), můžeme vypočítat matematickou reprezentaci popisující prostorového chování difuze molekul vody, tedy tzv. tenzor difuze (Diffusion Tensor Imaging – DTI) v jednotlivých voxelech měřeného objemu. Tenzor difuze je tedy matematický model difuze v trojrozměrném prostoru, který můžeme popsat pomocí matice velikosti 3×3 a graficky znázornit jako elipsoid. Osy difuzního elipsoidu v_1 , v_2 , a v_3 se označují jako vlastní vektory (eigenvectors) s odpovídajícími vlastními hodnotami (eigenvalues) difuzní matice λ_1 , λ_2 , a λ_3 . Podrobnější informace o teoretických základech difuze jsou uvedeny v literatuře (1). Na základě DTI lze zobrazit trajektorie nervových vláken v mozku, periferních nervech, svalech a dalších strukturách, a získat tak cenné informace o jejich integritě. Přestože je metoda technicky náročná, její přínos pro detekci patologií periferních nervů je značný (1–3).

Historicky první práce o zobrazení difuze pomocí MR pochází z osmdesátých let 20. století, přičemž zásadní přínos měli Le Bihan et al. zavedením konceptu IVIM (intravoxel incoherent motion), který spojuje difuzi a mikrocirkulaci (4).

Technickým základem byl popis pulzní sekvence spinového echa rozšířené použitím gradientních pulzů publikovaná autory Stejskalem a Tannerem (1965), která umožnila kvantifikovat difuzi pomocí nukleární magnetické rezonance (NMR). Tato metodika položila základ pro pozdější rozvoj zobrazení difuze v rámci MR technologií (5). Koncept DTI pak formálně představil Basser et al. v roce 1994 (6).

PARAMETRY MĚŘENÍ DIFUZE A JEJICH CHARAKTERISTIKA

Z komplexního modelu difuzního tenzoru lze odvodit několik skalárních parametrů, jako jsou frakční anizotropie (FA), průměrná difuzivita (MD), axiální difuzivita (AD), radiální difuzivita (RD) a další.

- **Frakční anizotropie (Fractional anisotropy)** je nejčastěji používaný parametr, který odráží směrovou závislost molekulární difuze a popisuje integritu nervových vláken. Hodnota FA se pohybuje mezi 0 (zcela izotropní difuze, tedy se stejnou pravděpodobností ve všech směrech) a 1 (zcela anizotropní difuze, tedy difuze pouze v jednom směru). Vysoké hodnoty FA jsou typické pro zdravé, organizované nervové trakty bílé hmoty mozku, zatímco pokles FA může naznačovat poruchu struktury, například při demyelinizaci nebo axonální degeneraci.
- **Průměrná difuzivita (mean diffusivity)** představuje průměr všech tří vlastních čísel tenzoru: $MD = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 / 3$. Tento parametr odráží celkovou míru difuze molekul vody bez ohledu na směr a slouží jako ukazatel mikroskopické integrity a hustoty tkáně.
- **Axiální difuzivita (Axial Diffusivity)** odpovídá největšímu vlastnímu číslu tenzoru: $AD = \lambda_1$. Tento parametr zachycuje difuzi ve směru hlavní osy difuze, tj. podél délky axonů, a je důležitým parametrem při zkoumání integrity axonů (citlivý parametr na změny v axonální struktuře).
- **Radiální difuzivita (Radial Diffusivity)** je průměr dvou menších vlastních čísel: $RD = \lambda_2 + \lambda_3 / 2$. RD reflektuje difuzi ve směrech kolmých na hlavní osu vlákna. Je považována za ukazatel integrity myelinového obalu; zvýšená RD může být známkou demyelinizace.

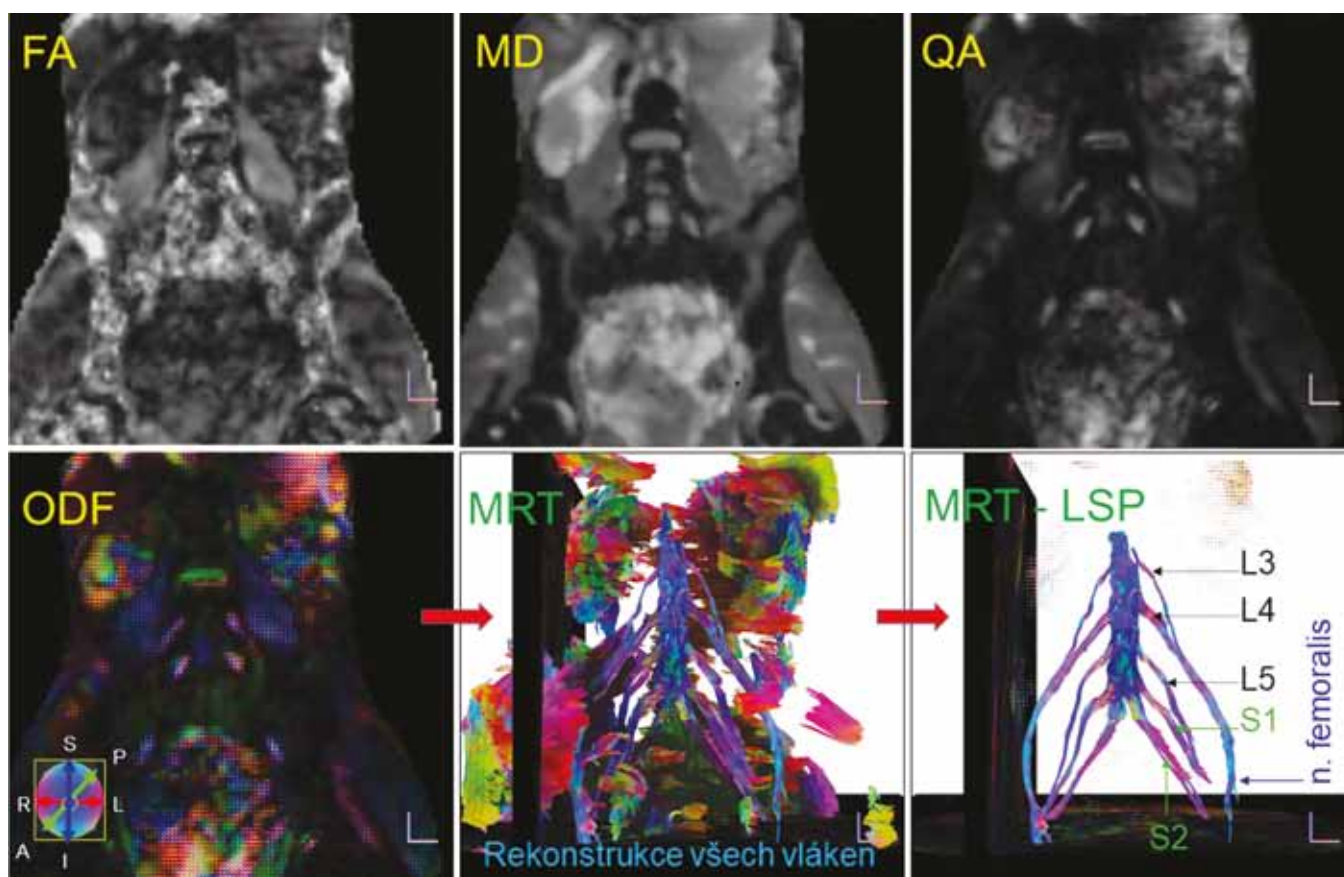
Ačkoliv DTI znamenalo zásadní průlom v zobrazení průběhu nervových traktů, má také svá omezení – zejména v oblastech s komplexní mikrostrukturou, jako jsou např. větvení či křížení traktů. Z tohoto důvodu byly v následujících letech vyvinuty pokročilejší metody měření, které překonávají limity tenzorového modelu a dokážou zobrazit i složitější chování difuze např. při křížení traktů, kdy není jednoduchý popis tenzorem platný. Sofistikovanější metody zobrazování difuze, jako jsou High Angular Resolution Diffusion Imaging (HARDI) (7), Diffusion Spectrum Imaging (DSI) (8), Generalized Q-Sampling Imaging (GQI) (9) a Neurite Orientation Dispersion and Density Imaging (NODDI) (10), posouvají možnosti neinvazivního studia mikrostruktury mozku a periferního

nervového systému. Metoda GQI umožňuje výpočet kvantitativní anizotropie (QA), která – na rozdíl od FA – lépe rozlišuje vícesměrnou difuzi v rámci jednoho voxelu. QA je zároveň robustnější metodou v případě nízkého poměru signál/šum, je méně zatížena chybou vznikající efektem částečného objemu. Na rozdíl od FA a AD je rovněž méně ovlivněna přítomností edému. Díky tomu poskytuje přesnější informace o směrové organizaci a integritě vláken, čímž zvyšuje spolehlivost traktografie zejména v oblastech se složitou architekturou nervových drah.

Tyto techniky nacházejí uplatnění jak v klinickém, tak i v experimentálním výzkumu různých svalových onemocnění a periferních neuropatií. Periferní nervy mají složitou a strukturovanou architekturu, která je klíčová pro jejich ochranné a regulační funkce. Tato struktura zahrnuje několik vrstev pojivové tkáně s epineuriem (vnější obal), perineuriem (obal fascikulu) a endoneuriem (obal jednotlivých vláken). Strukturální uspořádání PN podmiňuje převážně longitudinální difuzi a omezuje transversální pohyb molekul vody, což činí MRT vhodnou metodou pro analýzu nervových svazků.

Zobrazování periferních nervů pomocí DWI, DTI a MRT je sice předmětem intenzivního výzkumu, avšak stále není součástí běžné klinické praxe. MRT je navíc technicky náročná – citlivá s ohledem na artefakty, časově nákladná a silně závislá na kvalitě dat, zkušenostech operátora a zvoleném metodickém postupu. Jednotný standard pro předzpracování, postprocessing a ani rekonstrukci obrazu pomocí MRT zatím neexistuje (11–12). Přesto tyto metody přinášejí cenné informace pro klinické rozhodování.

K diagnostice periferní neuropatie se stále častěji využívá kombinace MRT a MR neurografie (MRN) (11). Tento přístup umožňuje trojrozměrné zobrazení periferních nervů, což výrazně zpřesňuje lokalizaci postižení a poskytuje podrobnější hodnocení typu i rozsahu nervového poškození. Příkladem skalárních map a rekonstrukce lumbosakrálního plexu (LSP) je uveden na obrázku 1.



1 Skalární mapy odvozené z difuzního modelu a rekonstrukce lumbosakrálního plexu (LSP) u 20leté zdravé dobrovolnice. Směry ODF jsou pseudo-barevné: červená ve směru levá-pravá (L-R), modrá ve směru superior-inferior (S-I) a zelená ve směru anterior-posterior (A-P).
Scalar maps derived from the diffusion model and reconstruction of the lumbosacral plexus (LSP) in a 20-year-old healthy female volunteer. The directions of the ODF are pseudo-colored: red in the left-right direction (L-R), blue in the superior-inferior direction (S-I), and green in the anterior-posterior (A-P) direction.
 FA – frakční anizotropie/fractional anisotropy, MD – průměrná difuzivita/mean diffusivity, QA – kvantitativní anizotropie/quantitative anisotropy, ODF – orientační distribuční funkce/orientation distribution function

MR TRAKTOGRAFIE V DIAGNOSTICE PERIFERNÍCH NEUROPATIÍ

Zobrazení tenzoru difuze umožňuje detekci mikrostrukturálních změn periferních nervů a nachází uplatnění při diagnostice širokého spektra neuropatií – diabetických, úžinových, traumatických, nádorových i zánětlivých. Pomocí parametrů difuze lze sledovat nejen patologické změny, ale i regeneraci nervových vláken (13). Typickým nálezem je snížení frakční anizotropie (FA) a zvýšení difuzivity, přičemž nejvýraznější změny bývají patrné u kompresních lézí (14).

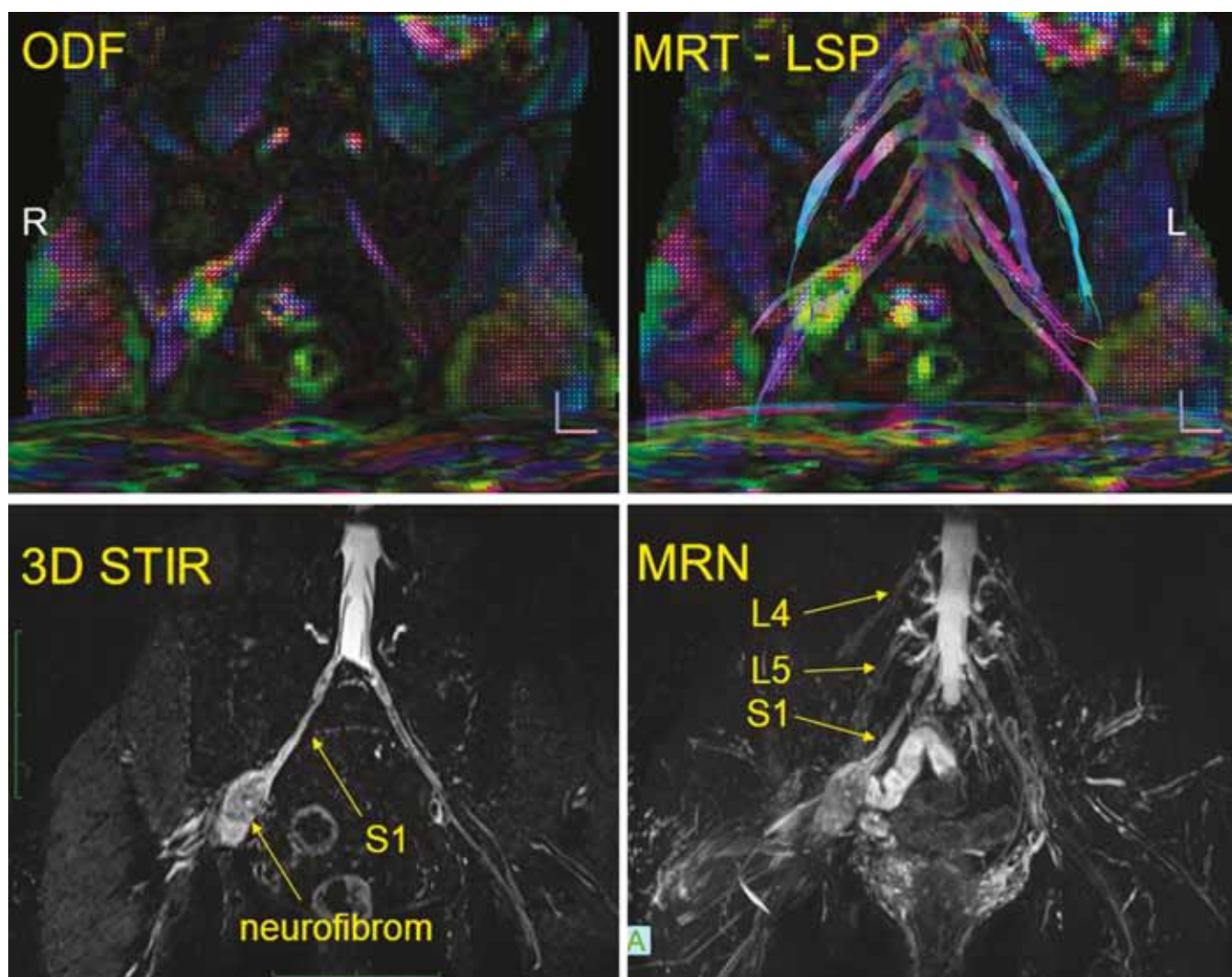
Níže uvádíme vybrané příklady využití DTI v diagnostice periferních neuropatií:

- **diabetická neuropatie 2. typu:** Byly prokázány změny svědčící pro demyelinizaci a axonální ztrátu v oblasti n. tibialis a n. peroneus communis

- (15). Ačkoliv se jedná primárně o axonální typ neuropatie, v pokročilých stadiích se objevují i známky demyelinizace (16).
- **kompresní neuropatie:** U syndromu ulnárního nervu v oblasti lokte se ukazuje, že parametry difuze jsou citlivější k zachytu neuropatie než konvenční T2-vážené zobrazení. Zvýšená difuzivita a snížená anizotropie odrážejí poškození jak myelinu, tak axonů (17).
- **Guillain-Barrého syndrom (GBS):** DTI umožňuje časnou detekci, typizaci (demyelinizační vs. axonální forma), sledování progresu a hodnocení odpovědi na terapii. Typické jsou změny difuze v n. tibialis a n. peroneus, korelující s klinickým obrazem (18).
- **dědičné neuropatie typu Charcot-Marie-Tooth (CMT):** U typu CMT1 převažuje demyelinizace (výraznější změny v hodnotách radiální difuzivity – RD), zatímco u CMT2 dominuje

axonální poškození (výrazný pokles v axiální difuzivitě – AD) (19).

- **chemoterapií indukovaná periferní neuropatie (CIPN):** DTI může odhalit časné změny ještě před manifestací na EMG (20).
- **chronická zánětlivá demyelinizační polyneuropatie (CIDP):** Obvykle se projevuje obrazem demyelinizace bez výraznější axonopatie (21).
- **nádory PN:** Možnost prostorové vizualizace nervových drah a jejich vztahu k okolním strukturám je klíčová také pro rozlišení benigních a maligních nádorů PN. Výrazně přispívá k plánování neurochirurgické resekce, zejména s cílem zachovat funkci poškozených nervů u nejčastějších benigních lézí, jako jsou **schwannomy** a **neurofibromy**. Několik studií uvádí, že použití DTI vedlo ke změně chirurgické strategie, což potvrzuje jeho přínos nejen v diagnostice, ale i při optimalizaci chirurgických zákroků (22). Příkladem zobrazení



2 MR traktografie (MRT) a odpovídající MR neurografie (MRN) lumbosakrálního plexu (LSP) u 47leté pacientky s neurofibromem pravého nervus ischiadicus těsně před musculus piriformis

MR tractography (MRT) and corresponding MR neurography (MRN) of the lumbosacral plexus (LSP) in a 47-year-old female patient with a neurofibroma of the right sciatic nerve just anterior to the piriformis muscle

ODF – orientační distribuční funkce/orientation distribution function, STIR – short tau inversion recovery

neurofibromu sedacího nervu je na obrázku 2.

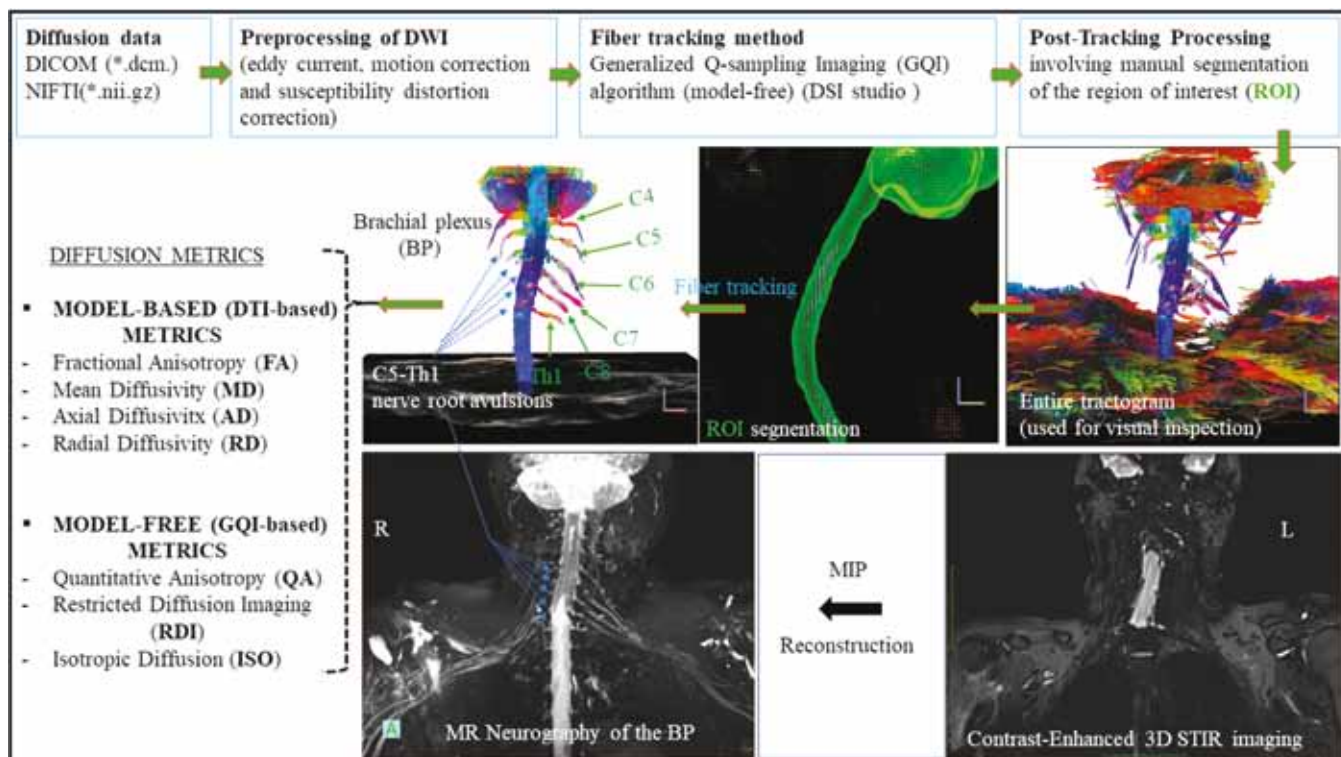
- **brachiální plexopatie:** Představuje formu periferní neuropatie vznikající v důsledku různých patologických procesů, včetně traumatických poranění či nádorových lézí (23). DTI umožňuje vytvářet trojrozměrné mapy nervových vláken i v obtížně přístupných oblastech, jako jsou jednotlivé větve brachiálního plexu (BP) (11). Tato metoda je klíčová pro předoperační plánování, zejména u maligních nádorů nebo difúzních neurofibromů BP, jelikož poskytuje klíčové informace pro posouzení operability léze a napomáhá v diferenciaci mezi pregangliovými a postgangliovými poškozeními v kontextu traumatické avulze BP,

přičemž přispívá k určení rozsahu poškození a k hodnocení integrity jednotlivých nervových větví. **Pre-gangliové avulze**, které často nelze chirurgicky rekonstruovat, vyžadují alternativní postupy, jako jsou nervový transfer nebo použití nervových štěpů. Naproti tomu **postgangliová poranění** bývají často chirurgicky přístupná k přímé rekonstrukci. Podle dostupných studií lze pomocí DTI detekovat avulze nervových kořenů i u pacientů, u nichž konvenční magnetická rezonance neprokázala jemnější strukturální poškození.

Změny v hodnotách parametrů difuze přitom poskytují důležité informace o průběhu Wallerovy degenerace po avulzi a umožňují kvantitativní sledování regeneračních

procesů v nervových drahách po mikrochirurgických výkonech či nervovém přesměrování. Zvýšení hodnot FA v průběhu několika měsíců po zákroku je obvykle spojeno s úspěšnou regenerací a koreluje s příznivějšími motorickými výsledky. Příklad rekonstrukce BP pomocí MRT a odpovídající výsledky z MRN jsou uvedeny na obrázku 3.

- **lumbosakrální plexus:** Při hodnocení LSP byly dosud nejčastěji zkoumány zejména intrapelvické patologie n. pudendus a n. ischiadicus (25) typicky v souvislosti s kompresí nervu některou ze struktur hlubokého hýžděového prostoru. MRT v těchto případech vykazuje vysokou míru shody s intraoperačními nálezy a prokazuje vyšší diagnostickou přesnost než klasická MR vyšetření (26).



3 Schéma znázorňuje předzpracování a následné zpracování difuzních dat u 30letého pacienta s avulzí nervových kořenů vpravo na úrovni C5–Th1. Zobrazuje architektonickou konfiguraci rekonstruovaných nervových svazků (C3–Th1, prostřední řada) spolu s odpovídajícími výsledky MR neurografie (MRN) z koronární 3D STIR rekonstrukce (dolní řada) (modifikovaný obrázek je převzat z našeho předchozího článku – Ibrahim et al. QIMS, 2024).

The diagram illustrates the preprocessing and post-processing of diffusion data in a 30-year-old patient with right-sided C5–Th1 nerve root avulsions. It shows the architectural configuration of the reconstructed nerve bundles (C3–Th1, middle row) along with the corresponding MR neurography (MRN) results from the coronal 3D STIR reconstruction (bottom row) (the modified figure is adapted from our previous article – Ibrahim et al. QIMS, 2024).

DWI – difúzně vážené zobrazování/diffusion-weighted imaging, NIFTI – neuroimaging informatics technology initiative, DTI – difúzní tenzorové zobrazování/diffusion tensor imaging, STIR – short tau inversion recovery

DTI navíc umožňuje morfologické i kvantitativní hodnocení komprimovaných nervových kořenů LSP v kontextu degenerativních onemocnění bederní páteře a intervertebrálních disků. U postižených nervových kořenů se konzistentně prokazuje pokles FA a současné zvýšení hodnot MD, což odráží narušení myelinové struktury a axonální degeneraci – typické pro chronickou kompresi (27). Zhang et al. (28) uvádějí hodnoty FA v rozmezí 0,23–0,39 u symptomatických nervových kořenů, zatímco na kontralaterální nepostižené straně dosahovaly hodnot 0,46–0,52. Zároveň byla zaznamenána elevace hodnot aparentního difúzního koeficientu (ADC). Tyto změny vykazovaly silnou korelaci s klinickou závažností, včetně přítomnosti bolesti, parestezií a motorického deficitu.

U pacientů s bolestí v dermatomu S1 a negativním nálezem na klasické bederní MR dokáže DTI detekovat extra-spinální léze n. ischiadicus – nejčastěji v hlubokém gluteálním prostoru – oblasti foramen ischiadicum majus nebo

u m. piriformis. Poskytuje tak klíčový nástroj pro rozlišení spinálních a extra-spinálních příčin bolesti dolní končetiny (29).

DTI VS. EMG

Elektromyografie (EMG) a nervové kondukční studie (NCS) jsou běžné elektrodiagnostické metody pro hodnocení periferních neuropatií. Jsou snadno dostupné, cenově efektivní a vhodné pro použití v ambulantním prostředí. EMG poskytuje přímé informace o funkci nervosvalové jednotky, umožňuje detekci denervace a rozlišení axonálních a demyelinizačních lézí (30).

Nevýhodou EMG je omezená schopnost určit přesnou anatomii postižení a jeho vztah k okolním strukturám; výsledek je navíc do značné míry závislý na zkušenostech vyšetřujícího. Tyto limity částečně překonávají moderní zobrazovací metody, jako jsou MRN a MRT, zejména při hodnocení hluboko

uložených nervových struktur, jako jsou BP nebo LSP (23).

U poranění BP může elektromyografie pomoci funkčně odlišit postižení motorických a senzitivních vláken a určit úroveň léze (kořenová versus kmenová) (31). Naopak u difúzních lézí, kde má EMG nižší specifitu, je vhodnější použít difúzně vážené zobrazení magnetickou rezonancí.

MRT a MRN periferních nervů mají zvláštní význam v případech, kdy je EMG neprůkazný nebo selhává, a umožňují zobrazení i obtížně přístupných struktur (např. hluboké větve plexu nebo n. ischiadicus). Podle některých studií může MRN ovlivnit diagnostiku až ve 75,2 % případů a vést ke změně terapeutického postupu ve více než 15 % situací, včetně úpravy chirurgického plánu (32).

ZÁVĚR

Metody měření a zobrazení difuze pomocí MR představují moderní

diagnostický nástroj pro hodnocení periferních nervů s výrazným klinickým přínosem. Ve spojení s MR neurografií umožňují nejen detailní anatomické zobrazení nervů, ale také funkční

posouzení jejich integrity a regeneračních procesů. S pokračujícím vývojem zobrazovacích technologií lze očekávat širší zavedení těchto metod do rutinní klinické praxe. To přispěje ke zlepšení

diagnostiky, sledování a léčby periferních neuropatií a umožní přesnější individualizaci péče o pacienty. ●

LITERATURA

1. Ibrahim I, Tintěra J. Teoretické základy pokročilých metod magnetické rezonance na poli neurověd. *Ces Radiol*. 2013; 67(1): 9–18.
2. Ibrahim I, Tintěra J, Škoch A, Jirů F. MR traktografie mozku a MR neurografie periferních nervů. *Ces Radiol*. 2017; 71(4): 345–352.
3. Tournier JD, Mori S, Leemans A. Diffusion tensor imaging and beyond. *Magn Reson Med*. 2011; 65(6): 1532–1556.
4. 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.
5. 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.
6. Bassler PJ, Mattiello J, LeBihan D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophys J*. 1994; 66(1): 259–267.
7. Tuch DS, Reese TG, Wiegell MR, Makris N, Belliveau JW, van Wedeen J. High angular resolution diffusion imaging reveals intravoxel white matter fiber heterogeneity. *Magn Reson Med*. 2002; 48(4): 577–582.
8. Wedeen VJ, Wang RP, Schmahmann JD, Benner T, Tseng WYI, Dai G, et al. Diffusion spectrum magnetic resonance imaging (DSI) tractography of crossing fibers. *Neuroimage* 2008; 41(4): 1267–1277.
9. Yeh FC, Wedeen VJ, Tseng WYI. Generalized q-sampling imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 2010; 29(9): 1626–1635.
10. Zhang H, Schneider T, Wheeler-Kingshott CA, Alexander DC. NODDI: Practical in vivo neurite orientation dispersion and density imaging of the human brain. *Neuroimage* 2012; 61(4): 1000–1016.
11. Ibrahim I, Skoch A, Herynek V, Humhej I, Beran J, Flusserova V, et al. Magnetic resonance tractography of the brachial plexus: step-by-step. *Quant Imaging Med Surg*. 2022; 12(9): 4488–4501.
12. Ibrahim I, Škoch A, Herynek V, Jirů F, Tintěra J. Magnetic resonance tractography of the lumbosacral plexus: Step-by-step. *Medicine* 2021; 100(6): e24646.
13. Simon NG, Kliot M. Diffusion weighted MRI and tractography for evaluating peripheral nerve degeneration and regeneration. *Neural Regen Res*. 2014; 9(24): 2122–2124.
14. Vo NQ, Hoang NT, Nguyen DD, Nguyen THD, Le TB, Le NTN, et al. Quantitative parameters of diffusion tensor imaging in the evaluation of carpal tunnel syndrome. *Quant Imaging Med Surg*. 2022; 12(6): 3379–3390.
15. Zhai Y, Yu W, Shen W, Zhang Y. Diffusion Tensor Imaging Evaluates Effects of Acupoint Injection at Zusanli (ST36) for Type 2 Diabetic Peripheral Neuropathy. *Medical Science Monitor* 2022; 28: 1–7.
16. Azmi S, Ferdousi M, Kalteniece A, Al-Muhannadi H, Al-Mohamedi A, Hadid NH, et al. Diagnosing and managing diabetic somatic and autonomic neuropathy. *Ther Adv Endocrinol Metab*. 2019; 10: 1–10.
17. Jaques G, Becce F, Ledoux JB, Durand S. Diagnosis of ulnar nerve entrapment anterior to the medial epicondyle by ultrasound elastography and diffusion tensor imaging with fiber tractography: a case report. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2022; 44(2): 201–205.
18. Bellanti R, Rinaldi S. Guillain-Barré syndrome: a comprehensive review. *Eur J Neurol*. 2024; 31(8): e16365. doi: 10.1111/ene.16365 [Epub 2024 May 30]. PMID: 38813755; PMCID: PMC11235944.
19. Cheah PL, Krisnan T, Wong JHD, Rozalli FI, Fadzli F, Rahmat K, et al. Microstructural Integrity of Peripheral Nerves in Charcot-Marie-Tooth Disease: An MRI Evaluation Study. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 2021; 53(2): 437–444.
20. Chalasani P, Taljanovic M, Segar J, Farr K, Win H, Wertheim BC, et al. Diffuse tensor imaging of lower extremities: a novel MR imaging technique for chemotherapy-induced peripheral neuropathy. *Breast Cancer Res Treat*. 2020; 184(3): 771–778.
21. Kronlage M, Pitarokouli K, Schwarz D, Godel T, Heiland S, Yoon MS, et al. Diffusion Tensor Imaging in Chronic Inflammatory Demyelinating Polyneuropathy. *Invest Radiol*. 2017; 52(11): 701–707.
22. Mazal AT, Ashikyan O, Cheng J, Le LQ, Chhabra A. Diffusion-weighted imaging and diffusion tensor imaging as adjuncts to conventional MRI for the diagnosis and management of peripheral nerve sheath tumors: current perspectives and future directions. *Eur Radiol*. 2019; 29(8): 4123–4132.
23. Gasparotti R, Lodoli G, Meoded A, Carletti F, Garozzo D, Ferraresi S. Feasibility of diffusion tensor tractography of brachial plexus injuries at 1.5 T. *Invest Radiol*. 2013; 48(2): 104–112.
24. Wade RG, Tanner SF, Teh I, Ridgway JP, Shelley D, Chaka B, et al. Diffusion Tensor Imaging for Diagnosing Root Avulsions in Traumatic Adult Brachial Plexus Injuries: A Proof-of-Concept Study. *Front Surg*. 2020; 7: 1–8.
25. Duraffourg M, Rougereau G, Fawaz R, Ltaief A, Jacquesson T, Freydier M, et al. Lumbosacral plexus and pudendal nerve magnetic resonance tractography: A systematic review of the clinical applications for pudendal neuralgia. *Magn Reson Imaging* 2024; 112: 18–26.
26. Wada K, Hashimoto T, Miyagi R, Sakai T, Sairyo K. Diffusion tensor imaging and tractography of the sciatic nerve: assessment of fractional anisotropy and apparent diffusion coefficient values relative to the piriformis muscle, a preliminary study. *Skeletal Radiol*. 2017; 46(3): 309–314.
27. Eguchi Y, Kanamoto H, Oikawa Y, Suzuki M, Yamanaka H, Tamai H, et al. Recent advances in magnetic resonance neuroimaging of lumbar nerve to clinical applications: A review of clinical studies utilizing Diffusion Tensor Imaging and Diffusion-weighted magnetic resonance neurography. *Spine Surg Relat Res*. 2017; 1(2): 61–71.
28. Zhang J, Zhang F, Xiao F, Xiong Z, Liu D, Hua T, et al. Quantitative Evaluation of the Compressed L5 and S1 Nerve Roots in Unilateral Lumbar Disc Herniation by Using Diffusion Tensor Imaging. *Clin Neuroradiol*. 2018; 28(4): 529–537.
29. Lemos N, Melo HJF, Sermer C, Fernandes G, Ribeiro A, Nascimento G, Luo ZC, Girão MJBC, Goldman SM. Lumbosacral plexus MR tractography: A novel diagnostic tool for extraspinal sciatica and pudendal neuralgia? *Magn Reson Imaging* 2021; 83: 107–113.
30. Kamble N, Shukla D, Bhat D. Peripheral Nerve Injuries: Electrophysiology for the Neurosurgeon. *Neurol India*. 2019; 67(6): 1419–1422.
31. Wiertel-Krawczuk A, Huber J, Szymankiewicz-Szukała A, Wincek A. Neurophysiological Evaluation of Neural Transmission in Brachial Plexus Motor Fibers with the Use of Magnetic versus Electrical Stimuli. *Sensors*. 2023; 23(8): 1–15.
32. Newhart H, Patterson J, Gunasekaran A, Pandey T, Kumar M, Kazemi N. The Incremental Value of Magnetic Resonance Neurography for the Neurosurgeon: Review of the Literature. *World Neurosurg*. 2019; 122: 331–341.