

ARTEFAKTY SPÔSOBENÉ PACIENTOM PRI ZOBRAZOVANÍ MAGNETICKOU REZONANCIU

Jozef Živčák¹, Marianna Trebuňová², Andrej Repovský³, Galina Laputková²

¹Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania KBIaM, Strojnícka fakulta, TUKE, Košice, SR

²Ústav lekárskej a klinickej biofyziky, Lekárska fakulta, UPJŠ, Košice, SR

³Rádiologické oddelenie, Nemocnica A. Leňa, Humenné, SR

Súhrn

Hlavnými prednosťami zobrazenia magnetickou rezonanciou (MR) je vynikajúci tkanivový kontrast, možnosť multiplanárneho zobrazenia, neinvazívnosť a v neposlednej miere i absencia dokázateľne škodlivých vplyvov na ľudský organizmus. Nevýhodou je nemožnosť vyšetrovania osôb s elektronickými implantátmi a feromagnetickými cievnyimi svorkami, vysoké obstarávacie náklady, a s tým spojená vysoká cena vyšetrenia, a v našich podmienkach donedávna i obmedzená dostupnosť prístrojového vybavenia [1]. V tomto prehľadnom článku sú predstavené najdôležitejšie MR artefakty, ktoré spôsobuje pacient. Pri každom artefakte je popísaný a vysvetlený fyzikálno-technický predpoklad jeho vzniku a zároveň aj mechanizmus jeho pôsobenia na signál obrazu.

Kľúčové slová

artefakty, magnetická rezonancia, imlantáty

Abstract

The main advantage of magnetic resonance imaging (MR) is the excellent tissue contrast, the possibility of the multiplanar imaging, non-invasiveness and not least the absence of the demonstrably harmful effect on the human body. Disadvantages consist in the fact that the examination of individuals with electronic implants and ferromagnetic vascular clamps is not possible, high purchase cost associated with high cost of screening, and limited availability of equipment in our country until recently [1]. In the present review the most important MR artifacts due to the patient are presented. The physical and technical aspects of the artifact origin and also the mechanism of its effect on the image signal is described.

Keywords

artifacts, magnetic resonance, implants

Artefakty MR zobrazovania

Zobrazovanie magnetickou rezonanciou (MR) je v porovnaní s inými rádiologickými metódami omnoho citlivejší na artefakty. Súvisí to s tým, že signál MR obrazu závisí od mnohých fyziologických a fyzikálnych parametrov tkaniva, napr. od hustoty protónov, T1 a T2 relaxačných časov, od difúzie vody, teploty

a prietoku krvi. Tiež závisí od zvolenej vyšetrovacej sekvencie a jej parametrov ako aj vlastností MR prístroja (sily magnetického poľa, homogenity statického magnetického poľa a gradientov).

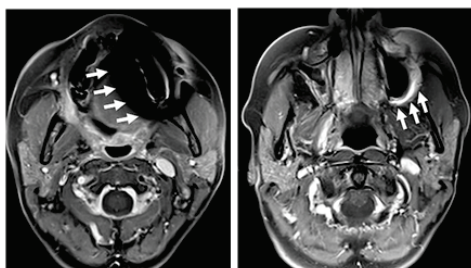
Okrem toho je vzor MR artefaktov veľmi komplikovaný a nie je možné jednoducho priradiť mu príčinu, ktorá ich spôsobuje. Je to spôsobené tým, že kódovanie miesta v MR zobrazovaní na základe

vysokých vlnových dĺžok sa vykonáva nie priamo pomocou smerovo závislého projekčného merania, ale nepriamo cez gradienty magnetického poľa a inverznú Fourierovu transformáciu nameraného signálu. Vzhľadom na túto komplikovanosť je pre identifikovanie a interpretovanie artefaktov nutná detailná fyzikálno-technická znalosť vzniku MR obrazu.

Pri používaní MR diagnostiky je veľmi dôležité spoznať a pochopiť obraz artefaktov, zabrániť im alebo ich minimalizovať. Artefakty môžu totiž maskovať alebo napodobniť patologické nálezy [2]. V princípe nie je jednoduché systematicky rozlíšiť medzi (pozitívnymi) obrazovými efektmi a (negatívnymi) artefaktmi obrazu. Často vedie systematický výskum príčiny artefaktu k vývoju inováčnej MR techniky. Tak napríklad skreslenie magnetického poľa vyvolané lokálnou inhomogenitou susceptibilitu na jednej strane spôsobuje vymazanie alebo skreslenie signálu a na druhej strane vznik nového MR kontrastu. V zásade je počas MR vyšetrenia snaha zvolenými sekvenciami minimalizovať citlivosť na pohyb. Boli však vyvinuté metódy, ktorých podkladom je pohyb molekúl vody v magnetickom poli, ako je fázovo kontrastná angiografia a difúzne MR zobrazovanie.

Artefakty spôsobené pacientom

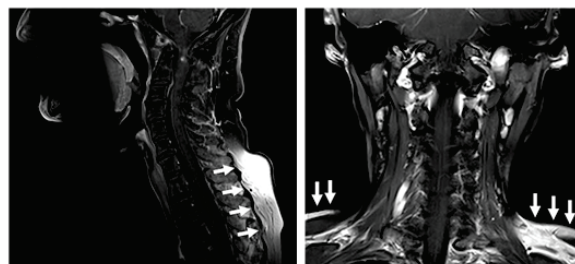
Artefakt susceptibilitu sa vyskytuje predovšetkým tam, kde statické magnetické pole nie je homogénne. V správnej prevádzke takéto artefakty nie sú vyvolávané MR prístrojom, pretože výrobca garantuje homogénnu magnetickú polu v definovanom rádiuse. Každý objekt v MR skeneri však môže svojou magnetickou susceptibilitou spôsobovať minimálne zmeny magnetického poľa. Na hraničných plochách medzi rôznymi materiálmi, napr. kosť - vzduch, okraj kosti a mäkké tkanivo alebo kovové objekty sa vyskytujú skoky susceptibilitu, ktoré vedú k lokálnemu narušeniu magnetického poľa. Lokálne narušenie magnetického poľa vedie k tomu, že spiny vo vnútri jedného voxelu „vidia“ rôzne silné magnetické pole. Výsledné defázovanie možno pri spin echo (SE) sekvenciách



Obr. 1: Artefakt susceptibilitu spôsobený kovovou dentálnou výplňou. Vľavo v tesnej blízkosti kovu je signál kompletne vymazaný (šípky). Vpravo vo vzdialenejších vrstvách je vymazaný signál zreteľný dokonca vo forme hyperintenzívneho pruhu (šípky) [3].

kompenzovať pomocou refokusačných impulzov, čo však nie je možné pri gradientných echo sekvenciách, a tým dochádza k lokálnej redukcii signálu (*Obr. 1*).

Zvlášť silné sú tieto artefakty pri gradientných echo (echo planar imaging - EPI) sekvenciách, pretože tieto sekvencie sú veľmi citlivé na porušenie magnetického poľa, keďže používajú množstvo gradientných ech a dlhé efektívne časy ech. Artefakty sú tým väčšie, čím je väčšia sila magnetického poľa. Na základe skokov susceptibilitu sa vyskytujú artefakty aj pri spektrálnom saturovaní tuku. Tieto sú odvodené od toho, že nie je možné dostatočne saturovať protóny tuku vo všetkých oblastiach, pretože vo vyšetřovanom objeme ich rezonančná frekvencia nie je homogénna (*Obr. 2*) [3].



Obr. 2: Nehomogénna spektrálna saturácia tuku. Na základe silnej zmeny susceptibilitu medzi hlavou, krkom a ramenami má tuk v týchto oblastiach rozdielne rezonančné frekvencie. Preto signál tuku krku a hlavy je spektrálnou saturáciou tuku potlačený, zatiaľ čo spektrálna saturácia tuku vo výške ramien zlyhala [3].

Ak sú artefakty veľmi rušivé, napríklad v blízkosti kovových implantátov, odporúča sa používanie SE sekvencií namiesto gradientných echo sekvencií. Pretože ide o artefakt defázovania, je artefakt tým menší, čím kratší je čas ech. Preto je tu potrebný široký pruh čítania, ktorý má však za následok redukovaný pomer signál - šum. U EPI sekvencií, ktoré sú zvlášť postihnuté artefaktmi susceptibilitu, možno dosiahnuť menšiu senzitivitu na artefakty, ak sa skrátí sled ech. Možno to dosiahnuť aj používaním paralelného zobrazovania, ako aj zvýšením šírky pruhu čítania. Artefakty z nehomogénnej saturácie tuku možno odstrániť aj používaním inversion-recovery saturácie tuku, vtedy T1 relaxačný čas vyvolaný inversion-recovery saturáciou tuku nebude významne ovplyvnený nehomogenitou magnetického poľa [4].

Artefakty spôsobené cudzími telesami

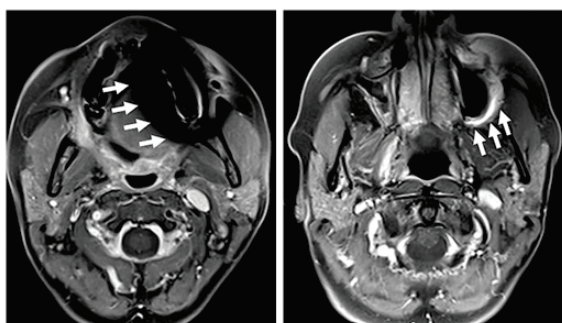
Cudzí telesá zavádzané do tela pacienta takmer vždy spôsobujú artefakty susceptibilitu, pretože ich materiál je len vzácné diamagnetický. Všeobecné údaje o artefaktoch susceptibilitu možno aplikovať aj na artefakty z cudzích telies. Ak sú cudzí telesá kovové, tak spôsobujú rôzne artefakty v závislosti od toho, či sú vodivé, alebo či sú feromagnetické. V druhom prípade je efekt vodivosti zanedbateľný. Bolo demonštrované, že dokonca aj „nemagnetický“, alebo len mierne

paramagnetický vodivý materiál vykazuje artefakty spôsobené indukovaným prúdom pri spínaní 20 gradientov magnetického poľa. Vzhľad stent graftov používaných v endovaskulárnej chirurgii sa v posledných rokoch zmenil, čo umožnilo zvýšené využívanie kontrastnej angiografie magnetickou rezonanciou (MRA) nielen na diagnostiku, ale aj na sledovanie a overovanie priechodnosti stentov. Niektoré staršie stenty boli zreteľne feromagnetické, čo spôsobovalo neprítomnosť signálu za lokalizáciou stent graftu. Nasledujúca generácia stentov bola zhotovená už len z mierne paramagnetických materiálov, čo následkom efektu vysokofrekvenčného tienenia (Faradayov štít) spôsobuje, že lúmen sa javí mierne hypointenzívny v porovnaní s hyperintenzívnymi cievami (Obr. 3). Najnovšie stenty sú dokonca na obrazoch MRA vyšetrení neviditeľné, takže umožňujú diagnostiku cievnej priechodnosti bez obmedzenia [5].



Obr. 3: Vzhľad neferomagnetického, ale vodivého stentu, v MRA obraze [5].

Akékoľvek cudzie teleso obsahujúce feromagnetický materiál, ako sú dentálne výplne alebo kovové skrutky v kostiach, lokálne zvyšuje silu magnetického poľa a narúša jeho homogenitu ďaleko od svojej lokalizácie (Obr. 4). V korelácii so zvýšením sily magnetického



Obr. 4: Artefakty spôsobené cudzími telesami. Vľavo v tesnej blízkosti kovu je signál kompletne vymazaný (šípky). Vpravo vo vzdialenejších vrstvách je vymazaný signál zreteľný dokonca vo forme hyperintenzívneho pruhu (šípky) [3].

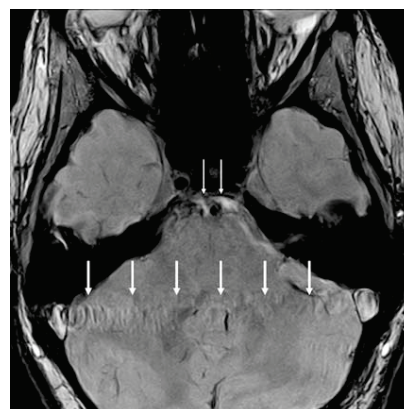
poľa bude mať signálová odozva primerane vyššiu Larmorovu frekvenciu, než akú systém očakáva na základe aplikovaného gradientu magnetického poľa. Následok je priradenie signálu na nesprávne miesto [5].

Artefakty pohybu a prúdenia

Pohybové a pulzačné artefakty sú najčastejšími artefaktmi v MR zobrazovaní. Spiny, ktoré sa pohybujú medzi excitačným pulzom a prečítaním dát v súhrne iného gradientového poľa, sú registrované ako kľudové spiny. To má za následok fázové chyby, ktoré sú zase príčinou nesprávneho registrovania v MR obraze [5].

Artefakty môžu spôsobovať dva rozdielne typy pohybov:

- Vedomé alebo neúmyselné pohyby tela a orgánov (napr. črevná peristaltika). Vo všeobecnosti spôsobujú rozmazané obrazy a "duchov" mimo pohybujúcich sa orgánov a častí tela.
- Pulzačné prúdenie tekutín (napr. tečúca krv alebo cerebrospinálny mok). V smere fázového kódovania vzniká periodický obraz kópií pulzujúcich štruktúr. Odstup medzi týmito duchmi je pritom proporcionálny frekvencii pulzu (Obr. 5).



Obr. 5: Artefakty prúdenia. V priečnom MR obraze sú v smere fázového kódovania (sprava - doľava) artefakty prúdenia spôsobené pulzačným prúdením krvi v sinus sigmoideus. Malé artefakty prúdenia sú aj z a. basilaris [5].

Pretože pohybové a pulzačné artefakty môžu mať rôznu príčinu, existujú aj rôzne spôsoby ako im zabrániť:

- Redukcia pohybu. Vedomým pohybom počas MR vyšetrenia možno zabrániť stabilným uložením alebo fixáciou časti tela. Ťažšie je to v prípade mimovoľných pohybov. Napr. existujú lieky na obmedzenie črevnej peristaltiky.
- Triggering. Počas MR vyšetrenia sa zachytávajú aj fyziologické parametre ako je EKG, pulz alebo dýchacie pohyby. MR meranie sa pritom vykonáva len v určitých presne definovaných fázach dýchania alebo v určitom štádiu akcie srdca.

Počas triggeringu sa však predlžuje akvizíčný čas, v niektorých prípadoch aj značne.

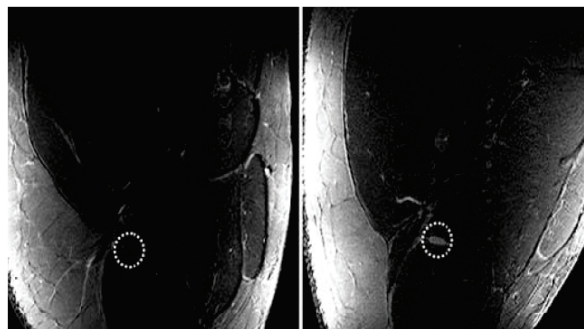
- Saturácia. Artefakty spôsobené prúdiacou krvou možno redukovať pomocou saturovania spinov v krvi. Vykonáva sa umiestnením saturačných vrstiev na jednej alebo na oboch stranách bloku vrstiev.
- Spriemerovanie. Artefakty spôsobené nepravidelnými pohybmi možno minimalizovať pomocou snímkov viacerých akvizícií a ich následného spriemerovania.
- Kompenzácia toku. Pomocou špeciálneho zapínania gradientov v jednom alebo viacerých smeroch gradientu možno zabrániť fázovému efektu spôsobenému lineárne alebo sinusoidálne pulzujúcej krvi [6]. Pretože pri tom musí byť v 1. alebo 2. momente gradient nulový, hovoríme o tzv. gradient moment nulling (GMN). Nedostatkou tejto techniky kompenzácie toku je, že sa predlžuje echo čas a nie je možné previesť sekvencie s veľmi krátkym echo časom.
- Zmena smeru fázového kódovania. Ak je zdrojom artefaktov veľmi malá časť obrazu alebo časť obrazu, ktorá nie je zaujímavá, môže mať význam použitie zmeny smeru fázového kódovania. Tým sa zo zaujímavej oblasti alebo zaujímavého regiónu vytlačia "duchovia".
- Špeciálne MR sekvencie. Používaním veľmi rýchlych sekvencií (EPI, half Fourier acquired single shot turbo spin echo - HASTE), ktoré sú schopné snímať obrazy počas milisekúnd, možno pohyb zmraziť. Inou možnosťou je následná korekcia pohybu pomocou separátneho zachytenia informácie o fáze (navigator echo) [7]. Okrem toho možno tiež radiálne snímať K priestor, čím sa dosiahne menšia citlivosť na pohyb, pretože tento spôsob zachytávania údajov viacnásobne prečíta centrum K priestoru. Príkladom pre tento druh sekvencií je PROPELLER sekvencia [8].

Artefakty „magického uhla“

Artefakt „magického uhla“ sa vyskytuje výlučne v tkanivách obsahujúcich kolagén (šľachy, ligamentá a periférne nervy) (Obr. 6). V týchto štruktúrach závisí T2 čas, a tým aj signál v T2 vážených sekvenciách, od toho, ako je štruktúra orientovaná v statickom magnetickom poli.

Ak je štruktúra uložená paralelne s poľom, sú T2 časy najnižšie. Najvyššie T2 časy sú namerané, ak je štruktúra a magnetické pole v uhle 55° resp. 125°. Artefakt magického uhla, ktorý môže predstierať patologické zvýšenie signálu, je odvodený od toho, že pri uhle 55° a 125° sa potláča bipolárna interakcia medzi spinmi vody a pseudokryštalickej štruktúry tropokolagénu na nulovú hodnotu, čo výrazne predlžuje T2 čas, a tým zvyšuje signál [6]. Táto skutočnosť sa môže využiť pri zobrazovaní šliach a ligamentov,

pretože tieto štruktúry pre svoje výnimočne krátke T2 časy sa môžu zobraziť len v oblasti svojho „magického uhla“ 55° a 125°.



Obr. 6: Artefakt „magického uhla“. Pričný rez stehnóm. Vľavo je stehno orientované paralelne s magnetickým poľom, n. ischiadicus sa zobrazuje izointenzívne so svalom (kruh). Vpravo je stehno naklonené v uhle 55° a n. ischiadicus je zreteľne hyperintenzívny [5].

Tomuto artefaktu sa možno vyhnúť iba tým, že vyšetrovanú štruktúru uložíme podľa možnosti paralelne s magnetickým poľom. Pri komplikovaných štruktúrach, ako je napr. plexus, to nie je možné. V takýchto prípadoch sa možno pokúsiť odlíšiť artefakt od efektu patologicky zmenenej štruktúry len voľbou času echa.

Artefakty defázovania

Artefakty defázovania sa vyskytujú tam, kde spiny nachádzajúce sa v tom istom voxelu sú medzi excitácnym pulzom a čítaním údajov vystavené rôznemu pôsobeniu magnetického poľa. Ide predovšetkým o prípad intravaskulárnych spinov. Artefakty defázovania sa prejavujú negatívne pri MR angiografii. V oblastiach s turbulentným prúdením, napr. za stenózou alebo v aneuryzme, môžu spiny, ktoré počas čítania susedia, podliehať rôznemu poľu gradientov, a tým vykazovať odlišnú fázu. Menej nápadný, avšak rovnako rušivý artefakt, je na okrajoch krvných ciev. Pretože rýchlostný gradient na základe paraboloidného profilu prúdenia je pri laminárnom prúdení najväčší na okraji cievy, vykazujú spiny v rovnakom voxelu rozličnú fázu. Vedie to k tomu, že menšie cievy, ktorých priemer je väčší než nominálne priestorové rozlíšenie, sa môžu nezobraziť alebo zobraziť ako neprechodné.

V zásade možno použiť 2 stratégie redukcie prejavov defázovania vo voxelu:

- redukuje sa čas echa, a tým majú spiny menej času na defázovanie. Podľa možnosti sa používa čo najväčší pruh čítania,
- zväčšuje sa priestorové rozlíšenie, t. j. redukuje sa veľkosť voxelu, a tým sa zabezpečuje podľa možnosti čo najhomogénnejšia fáza spinov.

Efekt defázovania pôsobí menej pri kontrastnou látkou zvýraznenej MR angiografii než pri konvenčných technikách ako je time of flight (TOF) MR angiografia

a MR angiografia s fázovým kontrastom, pretože kontrast pri MR angiografii zvýraznenej kontrastnou látkou je založený predovšetkým na T1 efekte a menej na efekte prúdenia.

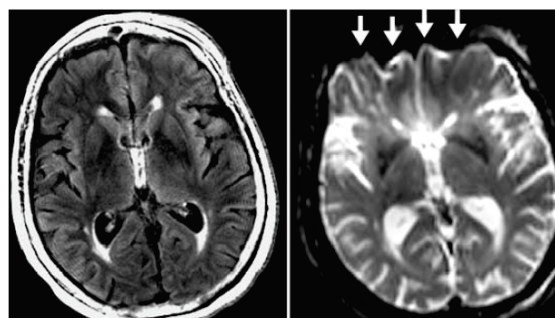
Artefakty skreslenia

Pri artefaktoch skreslenia ide o chybné priestorové priradenie nameraného signálu v MR obraze. Tieto efekty sú spôsobené dvoma možnými príčinami:

- Nelinearita gradientov magnetického poľa chybné fázovo alebo frekvenčne kódovala signál postihnutého objemového prvku. Takéto artefakty sa zosilňujú so zväčšovaním odstupe od izocentra magnetu.
- Lokálne inhomogenity magnetického poľa vznikajúce napr. z kovových objektov alebo na hraničných plochách medzi vzduchom a tkanivom alebo vzduchom a kosťou. Tieto odchýlky skutočného magnetického poľa od nominálneho statického poľa magnetu sa pripočítajú na pole gradientov a spôsobujú chybnú registráciu signálu. Z týchto príčin sa artefakty skreslenia vyskytujú predovšetkým pri metódach čítania údajov, pri ktorých sa chyba fázy cez dlhší čas čítania pripočíta. Ako príklad tu možno uviesť sekvencie s gradientným echom s nízkou šírkou pruhu čítania alebo pri EPI. EPI má síce v smere frekvenčného kódovania veľmi vysokú šírku pruhu, ale efektívna šírka pruhu v smere fázového kódovania je veľmi nízka, pretože na základe metódy snímania uplynulo veľa času medzi čítaním prvého a posledného riadku fázového kódovania.

Tak ako sú rôzne príčiny vzniku týchto artefaktov, existujú aj rôzne spôsoby ich redukcie:

- Nelineárne gradienty: Podľa skúsenosti možno skreslenie korigovať, pretože linearitu gradientov možno zachytiť pre každý bod v skeneri a tá sa v priebehu času nemení. Takéto korekcie skreslenia existujú tak v rovine rezu (2D) ako aj v celom objeme (3D) [9].
- Nehomogénne statické magnetické pole: Registrovanie na základe porovnania so súborom údajov je nedostatočné, pretože korekčný súbor nie je prispôbený na príčinu artefaktu. Alternatívou k tejto metóde registrovania je oddelené snímanie fázových chýb s následnou korektúrou [10], ktorá však čas merania zreteľne predlžuje. Vyššiu časovú efektivitu vykazuje B0-field-mapping, pri ktorom sa magnetické pole pomocou špeciálnej gradientnej multi echo sekvencie bod po bode premeria [11]. Na základe tejto mapy poľa možno potom chybu fázy spätne prepočítať.
- Celkom iný účinok sleduje používanie paralelného zobrazovania. Táto technika môže napríklad pri EPI



Obr. 7: Artefakt skreslenia. Vľavo TSE FLAIR obraz. Vpravo na spin-echo-EPI obraze možno frontálne vidieť skreslenie, ktoré je spôsobené inhomogenitou magnetického poľa v oblasti čelových dutín [5].

drasticky skrátiť sled ech, takže chyba fázy sa môže vytvoriť len v obmedzenom rozsahu. Pretože pri tejto metóde nie sú potrebné žiadne dodatočné časy, je okrem iného hlavnou metódou na zabránenie artefaktom skreslenia pri EPI (Obr. 7).

Záver

MR sa svojou mnohostrannosťou, citlivosťou a neškodnosťou spolu s vynikajúcou rozlišovacou schopnosťou zaradila právom medzi najvýznamnejšie inovácie v medicíne 20. storočia. Pre adekvátne využitie tejto zobrazovacej metódy v klinickej praxi je dôležité rozpoznať artefakty a vedieť ako im zabrániť. Na druhej strane mnohé MR artefakty poskytujú diagnosticky užitočný prostriedok a ich podstata môže byť použitá pri vývoji nových zobrazovacích sekvencií.

Podakovanie

Práca vznikla za podpory európskeho grantu MolMed ITMS: 262 20220 163 a grantu VEGA 1/0515/13.

Literatúra

- [1] Černoch, Z. et al. *Neuroradiologie*. Hradec Králové: Nucleus HK, ISBN 80-901753-9-2, 2000, p. 573.
- [2] Arena, L., Morehouse, H.T., Safir, J. *MR imaging artifacts that simulate disease; How to recognize and to eliminate them*. Radiographics, 1995, vol. 15, no. 6, p. 1373-1394.
- [3] Heiland, S. *Detect and avoid artifacts*. Radiologie Up2Date, 2009, vol. 9, no. 4, p. 303-318.
- [4] Delfaut, E.M. *Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls*. Radiographics, 1999, vol. 19, no. 2, p. 373-382.
- [5] Reimer P. et al. *Clinical MR Imaging. A Practical Approach*. 3rd Ed. Berlin: Springer, ISBN 978-3-540-74501-3, 2010, p. 831.
- [6] Ehman, R. L., Felmlee, J. *Flow artifact reduction in MRI: a review of the roles of gradient moment nulling and spatial presaturation*. Magnetic Resonance in Medicine, 1990, vol. 14, no. 2, p. 293-307.

- [7] Ordidge, R. et al. *Correction of motion artifacts in diffusion-weighted MR images using navigator echoes*. Magnetic Resonance Imaging, 1994, vol. 12, no. 3, p. 455-460.
- [8] Pipe, J. G. *Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging*. Magnetic Resonance in Medicine, 1999, vol. 42, no. 5, p. 963-969.
- [9] Karger, C. P. et al. *Accuracy of device-specific 2D and 3D image distortion correction algorithms for magnetic resonance imaging of the head provided by a manufacturer*. Physics in Medicine and Biology, 2006, vol. 51, no. 2, p. 253-261.
- [10] Chen, N.K., Wyrwicz, A.M. *Optimized distortion correction technique for echo planar imaging*. Magnetic Resonance in Medicine. 2001, vol. 45, no. 4, p. 525-528.
- [11] Jezard, P., Barnett, A.S., Pierpaoli, C. *Characterization of and correction for eddy current artifacts in echo planar diffusion imaging*. Magnetic Resonance in Medicine, 1998, vol. 39, no. 5, p. 801-812.

Jozef Živčák, prof.
Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania
KBIaM
Strojnícka fakulta,
TUKE, SR
Letná 9, SK-042 00 Košice
E-mail: jozef.zivcak@tuke.sk
tel.: +421 55 602 2380