

PRIMERJAVA MED NAVIDEZNYM IN EKSPONENCIALNYM NAVIDEZNYM DIFUZIJSKIM KOEFICIENTOM PRI MEHKOTKIVNIH ORGANIH NA 3T MAGNETNI REZONANCI

TCOMPARISON BETWEEN APPARENT AND EXPONENTIAL APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT IN SOFT TISSUE ORGANS ON 3T MAGNETIC RESONANCE

Robert Pintarič

Univerzitetni klinični center Maribor, Radiološki oddelek, Ljubljanska c. 5, 2000 Maribor

Korespondenca/Correspondence: Asist. Robert Pintarič, mag. inž. rad. tehnol. spec., E-mail: robert.pintaric@gmail.com

Prejeto/Received: 21.12.2015

Sprejeto/Accepted: 9.2.2016

IZVLEČEK

Uvod: Difuzijsko slikanje (Diffusion Weighted Imaging – DWI) z magnetno resonanco je neinvazivna preiskava, s katero v zelo kratkem času prikažemo informacije o določenih strukturah v tkivih. DWI lahko uporabljamo v različnih tehnikah obdelave podatkov in je izhodišče za difuzijski tenzor (Diffusion Tensor Imaging – DTI). Omenjena magnetno resonančna pulzna zaporedja uporabljamo pri magnetnoresonančni diagnostiki v vseh tkivih.

Namen: Namen članka je prikazati načine in uporabnost DWI map na različnih tkivih. Prikazati primerjavo med navideznim in eksponencialnim navideznim difuzijskim koeficientom (ADC – Apparent Diffusion Coefficient, EADC – Exponential Apparent Diffusion Coefficient) in pomembnost dnevni testov kakovosti (QA) in kontrole (QC) na fantomu za DWI.

Metode: Pregled literature in primerjava različnih pulznych zaporedij na določenih tkivih. Primerjavo smo naredili na magnetno resonančnem tomografu 3.0 T Signa HDxT General Electrics, na Radiološkem oddelku v UKC Maribor. Uporabil smo fantom za DWI, ki smo ga sestavili v UKC Maribor. Z meritvami, ki smo jih opravili, smo dobili izhodišče za nadaljnje meritve z DWI.

Rezultati in razprava: Prikazali smo razliko med ADC in EADC z različnimi tehniko obdelave surovih podatkov. Uporabili smo določene metode DWI v različnih tkivih, s katerimi si lahko pomagamo pri nadaljnji obdelavi. Ključnega pomena je tudi dnevni test kakovosti in kontrole (QA, QC) za DWI.

Zaključki: Metoda izbora obdelave DWI je v nekaterih primerih pomembna pri klinični diagnozi. Kakovostno opravljena DWI je osnova analize difuzijskih map, s katerimi dobimo pomembne diagnostične podatke pri magnetno resonančnih preiskavah.

Ključne besede: DWI, ADC, EADC, QA DWI, QC DWI difuzijske mape.

ABSTRACT

Introduction: Diffusion magnetic resonance imaging (Diffusion Weighted Imaging – DWI) is a non-invasive examination, which displays the information on specific structures in the tissue in a very short time. DWI can be used in various techniques of data processing and is the basis of diffusion tensor (Diffusion Tensor Imaging – DTI). DWI pulse sequence is used in the MRI diagnosis in all tissues.

Aim: The purpose of this article is to show the ways and usefulness of DWI maps in different tissues; to show the comparison between an apparent diffusion coefficient (ADC) and an exponential apparent diffusion coefficient (EADC), as well as the importance of daily quality assurance (QA) test and quality control (QC) on a DWI phantom.

Methods: Literature review and comparison of different pulse sequences in certain tissues. The comparison was made on a 3.0 T MRI Signa HDxT General Electrics at the Radiology Department of the University Medical Centre Maribor. We used a DWI phantom built at the University Medical Centre Maribor. The conducted measurements provide a starting point for further measurements with DWI.

Results and discussion: We showed the difference between ADC and EADC by using different raw data processing techniques. Specific methods of DWI were used in different tissues which can help us in further processing. Daily quality assessment (QA) and quality control (QC) is also essential for DWI.

Conclusion: In some cases, the method of selection of DWI processing is important in clinical diagnosis. High-quality performance of DWI is the basis of analysis of diffusion maps which provide us with important diagnostic data in magnetic resonance examinations.

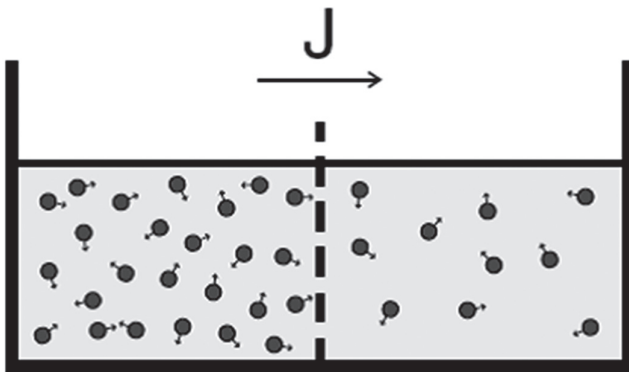
Key words: DWI, ADC, EADC, QA DWI, QC DWI diffusion maps.

UVOD

Difuzija je spontano razširjanje snovi, toplote ali gibalne količine zaradi prostorske nehomogenosti odgovarjajočih fizikalnih količin. Je relativno hitra v plinih, počasnejša v tekočinah in zelo počasna v trdnih snoveh (Berg, 1983). Z difuzijo je definirano premikanje iz področja z večjo koncentracijo na nižjo, kar definira prvi Fickov zakon (slika 1):

$$J = C \times D,$$

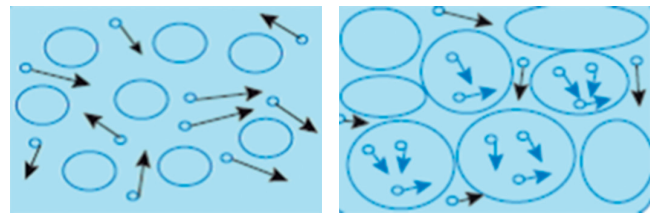
pri čemer je C koncentracija delcev, D sorazmerna koncentracija, J vektor pretoka delcev.



Slika 1: Prikaz prehajanja molekul vode iz višje koncentracije na nižjo

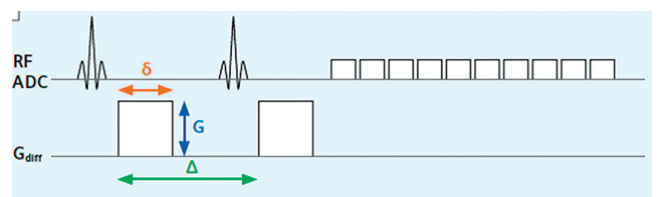
Prvi Fickov zakon pravi, da delci s strani, kjer je večja koncentracija, prehajajo na stran, kjer je koncentracija manjša, kar je prikazano na sliki 1. V našem primeru difuzije je razmerje pretoka sorazmerno s koncentracijo gradienta in z difuzijskim koeficientom. Fizikalne lastnosti medija (temperatura, mikrostruktura, gostota) vplivajo tudi na koncentracijo in pretok delcev. DWI (magnetno resonančna difuzija, Diffusion Weighted Imaging – DWI) je preiskava, opravljena z magnetnoresonančno (MR) metodo, ki tvori slike biološkega tkiva, obtežene z lokalno mikrostrukturno karakteristiko vodne difuzije (Bammer et al., 2001; Marks et al., 2008). DWI slikanje opravljamo redno pri 60% diagnostičnih preiskav z magnetno resonanco. Pri tem slikanju uporabljamo tridimenzionalne slikovne elemente, ki imajo slikovno intenziteto, ki oddaja posamezno najboljšo meritev povprečja vodne difuzije na obravnavanem področju. Takšna meritev je bolj občutljiva na zgodnje spremembe po možganski kapi kot konvencionalno pulzno zaporedje s T_1 in T_2 relaksacijskimi časi. DWI metoda je najbolj uporabna, če je tkivo, ki ga preiskujemo dominantno s premikom molekule vode po fizikalnih lastnostih (Marks et al., 2008).

Nevtralna difuzija je nenehno naključno premikanje vodnih molekul brez vplivanja na tkivo. Premik je omejen, preprečujejo ga celične membrane, citoskelet in makromolekule (Marks et al., 2008). Torej je premik difuzije med celicami in v celicah omejen, kar je prikazano na sliki 2.



Slika 2: Prikaz omejenega in medceličnega premika vodnih molekul

DWI slikanje se najpogosteje uporablja v diagnostiki centralnega živčnega sistema pri diagnosticiranju možganske ishemije in svežih krvavitav. V možganovini merimo navidezno difuznost, ki je neodvisna od tkivne orientacije in velikosti skale prostorninskega elementa pri obdelavi slike. Difuzno karakteristiko opisujemo z enim samim (skalarnim) navideznim difuzijskim koeficientom (Apparent Diffusion Coefficient – ADC). Pri tem je pomembno, da je merjena difuzija na takšen način odvisna od orientacije v tkivu. Samo en izmerjen ADC ni zadosti prepričljiv, da bi lahko ovrednotili orientacijo odvisno od mobilnosti vodne molekule. Molekula vode prehaja hitreje v smeri notranjih struktur tkiva in počasneje v smeri, v katerih naj bi po fizikalnih lastnostih. Torej to pomeni, da se meritev difuzije spremeni glede na smer, iz katere opazovalec gleda proces. ADC mapa prikazuje povprečno difuzijo v izbranem prostorninskem elementu v izbrani matrični rezini. Rezultat je odštevanje informacije iz T2 obtežene in DWI slike (Marks et al., 2008).



Slika 3: EPI (Echo planar imaging) DWI pulzno zaporedje, kjer je γ giromagnetno razmerje, δ čas vklopljenega gradienta, Δ čas med dvema difuzijskima gradientoma

Klasično pri DWI delamo preiskavo v treh gradientnih smereh (slika 3). Bolj natančen je difuzijski tenzor (Diffusion Tensor Imaging – DTI), ki ga delamo v šestih in več smereh pri katerem uporabljamo 3D multidimenzionalni vektor, ki bazira na algoritmu.

Z magnetno resonanco lahko določimo vrednosti in lastnosti difuzijskega procesa. Difuzijski procesi so odvisni od gradientne moči in smeri. Za DW-MRI lahko izberemo difuzijsko smer. Izberemo lahko vse smeri, premik L (left) – R (right), A (anterior) – P (posterior) ali S (superior) – I (inferior). Ravnine so pravokotne ena na drugo. Slike difuzije odražajo gibanje vodnih molekul v izbrani smeri difuzije.

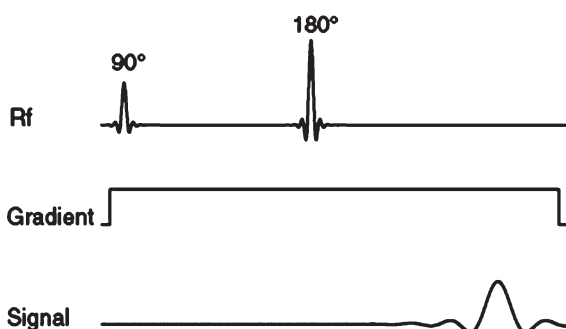
Tipičen začetek sekvence magnetne resonance se začne z 90° radiofrekvenčnim pulzom, ki nagne magnetizacijo vektorjev v smeri magnetnega polja. Spini se začnejo vrteti okoli magnetnega polja (Larmorjeva precesija). Kotna frekvenca precesije je podana z enačbo:

$$\omega = \gamma B,$$

v kateri je B magnetno polje, v katerem so omenjeni spini, in γ giromagnetno razmerje, ki je konstantno specifično z jedri vodikovega atoma (Abragam, 1961).

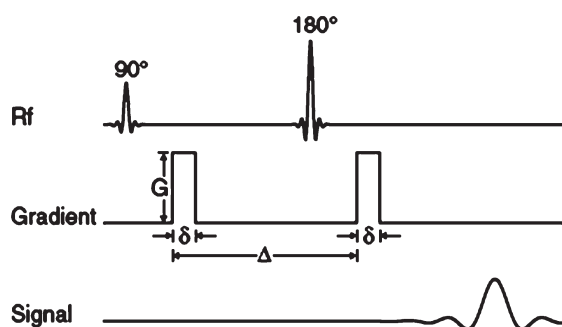
Občutljivost spin-echo MR signala pri uporabi molekularne difuzije je prvi odkril Hahn (1950). Poročal je o zmanjšanju signala spin-echo in razložil terminologijo na primerih nehomogenosti magnetnega polja. Nekaj let po odkritju sta Carr in Purcell leta 1954 uporabila kompletno matematično in fizično izdelavo sekvence.

Ideja, katero sta unovčila, ni nič drugačna od ostalih uporabljenih metod pri difuzijskem slikanju. Na različnih lokacijah magnetnega polja je njegova gostota različna, zato spini procesirajo z različno kotno frekvenco. Po določenem času, spini pridobijo različne faze zamika, odvisno od njihove lokacije. Močnejši gradienti vodijo do natančnejših sprememb faz. V večini določenih kliničnih aplikacij se število imenuje b vrednost, ki je sorazmerna s kvadratom moči gradienta (slika 4) in je uporabljena za karakterizacijo nivoja občutljivosti difuzije (Carr in Purcell, 1954). b vrednost označuje moč in občutljivost gibanja pod vplivom gradientov. S povečanjem b vrednosti, se kontrast med lezijami in normalnim tkivom poveča. b vrednosti, ki jih običajno uporabljamo, se gibljejo med 500 in 1000 s/mm².



Slika 4: Prva sestavljena sekvenca za difuzijo v MRI diagnostiki (Carr in Purcell, 1954)

Deset let kasneje sta Stejskal in Tanner (1965) naredila moderne difuzijske meritve. V obstoječi sekvenci sta zamenjala kratki gradientni pulz (slika 5) s pulzno gradient spin-echo sekvenco. To omogoča prikaz razlike med trajanjem pulza (δ) in difuzijskim časom med dvema pulzoma.



Slika 5: Prenovljeno pulzno zaporedje za DWI (Stejskal in Tanner, 1965)

Pri določanju parametrov so sestavili kvantiteto:

$$q = \gamma \delta G,$$

δ je trajanje in G magnituda oz. jakost gradientnega pulza, γ pa giromagnetna jakost. Tako sestavljeno DW-MRI pulzno zaporedje uporabljamo še danes.

ADC vrednosti lahko izračunamo po Stejskal-Tannerjevi enačbi (Stejskal et al., 1965), kjer je D difuzijski koeficient, S_0 intenziteta signala brez vrednosti b faktorja in S signalna intenziteta slik, narejenih z uporabljenimi različnimi b vrednostmi. b vrednost je difuzijski utežnostni faktor podan z:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right),$$

γ je giromagnetno razmerje, G vrednost amplitude dveh gradientov, δ čas vklopljenega gradienta in Δ čas med dvema difuzijskima gradientoma.

Signal DW-MRI je definiran kot:

$$\frac{S}{S_0} = e^{-\gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right)} = e^{-bD},$$

D je difuzijski koeficient, S_0 je intenziteta signala brez b faktorja, S je signalna intenziteta slik, narejenih z različnimi b vrednostmi, γ giromagnetno razmerje, G je vrednost amplitude dveh gradientov, δ čas vklopljenega gradienta, Δ pa čas med dvema difuzijskima gradientoma.

Zaradi anizotropije imamo možnost uporabe orientacijskega in omejenega gibanja. Zaradi anizotropije je difuzijski koeficient D definiran kot:

$$D = \frac{D_{yy} + D_{xx} + D_{zz}}{3}$$

Zato namesto D uporabljamo kar:

$$ADC = \frac{D_{yy} + D_{xx} + D_{zz}}{3}$$

ADC lahko izračunamo tudi po naslednji metodi:

$$ADC = \frac{-1}{b_1 - b_2} \ln \left(\frac{S_2}{S_1} \right),$$

pri čemer je $b_2 > b_1$, S_1 in S_2 predstavljata intenziteto signala določene mape, ki zajema T_1 in T_2 značaj jakosti signala.

EADC (Exponential Apparent Diffusion Coefficient, eksponencialni navidezni difuzijski koeficient) lahko izračunamo iz podanih koeficientov:

$$EADC = e^{-b \times ADC},$$

b je vrednost uporabljenega koeficienta in ADC vrednost izmerjenega področja v difuzijski mapi.

NAMEN

Namen članka je predstaviti DWI kot analitsko metodo, s katero lahko natančno določimo lastnosti tkiva in primerjavo med ADC in EADC. Z izmerjenimi vrednostmi pri dnevnem testu QA na fantomu za DWI lahko dnevno napovemo pričakovana odstopanja pri DWI meritvah.

METODE DELA

MR preiskave so odvisne od procesov, ki se odvijajo med tem, ko dobimo sliko na monitor. Visoka gostota magnetnega polja 3T povzroča težave pri stabiliziranju vseh teh procesov. Vsakodnevno preverjanje kontrole (Quality Control – QC) in zagotavljanje kakovosti (Quality assurance – QA) pomagata pri analizi sprejemno oddajnih tuljav in samega sistema. S tem kronološko spremljamo, kako delujeta MR naprava in sistem, saj primerjamo dnevne rezultate z izhodiščnimi. Pri analiziranju meritev se osredotočimo na natančnost in točnost. Natančnost meritev definiramo kot odstopanja od referenčnih vrednosti. Na natančnost vpliva natančnosti zaradi sistemskih in sistematičnih napak. Točnost je definirana kot ponovljivost in odvisnost od naključne napake in jo lahko izmerimo. Natančnost in točnost določata minimum zaznavnih sprememb pri kliničnih meritvah in doprineseta k moči kliničnih raziskovalnih študij opravljenih z magnetno resonanco. Zato povečana in usmerjena pozornost na kakovost povečata uspešnost postavitve diagnoze in raziskav.

Poznamo nekaj načinov zagotavljanja kakovosti. Prva in najbolj uporabna je s fantomi oz. testnimi objekti, katere nam zagotovi proizvajalec ob dobavi opreme magnetno resonančne naprave. Druga metoda je z zdravimi prostovoljci. Fantome lahko izpostavimo elektromagnetnemu polju dalj časa in tako dobimo točno določene vrednosti elementov snovi, ki sestavljajo fantom. Fantomov za difuzijsko zagotavljanje kakovosti proizvajalci ne dostavljajo in jih tudi ni na tržišču. Razlog je v tem, da je potrebno specifično določiti, katero je težavnostno področje, ki ga bomo kronološko spremljali in analizirali s fantomom. Fantome za DWI si v večjih centrih naredijo sami, glede na strategijo QA in QC.

Pri procesu difuzije smo izpostavljeni nekaterim dodatnim fizikalnim lastnostim in zakonitostim, ki jih ne moremo predvideti in so pomembne ter pri vsakem posamezniku drugačne. Na difuzijske vrednosti tkiv vpliva več dejavnikov, kot so npr.: agregatno stanje, temperatura tkiva, jakost gradientnega polja in radiofrekvenčnega pulza, s katerim obremenimo preiskovalni predel telesa.

S pomočjo fantoma za difuzijo lahko spremljamo dnevna odstopanja od referenčnih vrednosti, ki jih poznamo in se glede na kemijsko sestavo ne spreminjajo.

V UKC Maribor smo se odločili, da na 3T MR tomografu sestavimo fantom z alkani. Glede na določene vrednosti alkanov, pridobljenih iz literature, nam dnevne meritve in analize difuzijskih vrednosti pomagajo pri natančnosti meritev na diagnostičnih slikah. Pri difuzijskih vrednostih analiziramo premik molekule vode v sekundi na površini 1 mm^2 v tkivu. V našem primeru smo za sestavo fantoma uporabili alkane tekočih ogljikovodikov dekana ($\text{C}_{10}\text{H}_{22}$), dodekana ($\text{C}_{12}\text{H}_{26}$) in tetradekana ($\text{C}_{14}\text{H}_{30}$).

Po vsakodnevem testu analiziramo slike DWI. DWI pulzno zaporedje analiziramo radiološki inženirji po opravljeni preiskavi na delovni postaji. Najpogosteje uporabljamo DWI pri preiskavi možganov, prostate, jeter, male medenice in hrbtenice. Vrednosti izmerjenega ADC koeficienta lahko interpretiramo na več načinov. Po navadi naredimo primerjavo ADC in EADC. Vrednost EADC je dosti bolj primerna za oceno mikro gibanja in je v večji meri odvisna od artefaktov, ki nam na 3T MR povzročajo težave.

Difuzijsko slikanje opravljamo s pulznim zaporedjem, ki je specifično za to metodo slikanja. Izberemo debelino reza in prostor med rezi. Difuzijo merimo v debelini reza, ki jo izberemo glede na vrsto tkiva (debeline reza: možgani 3 mm, jetra 6–8mm, prostata 3 mm), v vseh smereh (ali pa v točno določeni smeri glede na koordinatni sistem in predviden vektorski premik molekule vode). Uporabljamo Single-Shot Echo Planar Imaging (SS-EPI) pulzno zaporedje, kar pomeni da je zajem slike v enem času ponovitve z metodo planarnega odmeva. V izotropnem okolju (mediju) je difuzija enaka v vseh smereh. Med pulznim zaporedjem dobimo enako število slik vrednosti b_0 in vrednosti b $500 \text{ mm}^2/\text{s}$, ki nam služijo za razliko pri programski obdelavi podatkov difuzijskih koeficientov. Ne glede na vrsto tkiva uporabljamo vrednosti B_0 in jakost gradienta od $b_{10} - b$ $10000 \text{ mm}^2/\text{s}$, glede na značilnost tkiva in strategijo izbiramo b vrednosti za določeno preiskavo. Novejše aparature imajo programsko opremo, s katero lahko izberemo do štirideset različnih B vrednosti (ki jih lahko ponovimo za vsaki izbrani rez pri pulznem zaporedju) in jih pri obdelavi lahko združimo v eno mapo. Takšno skupno mapo imenujemo ADC mapo oz. povprečni difuzijski koeficient, s katerim določimo barvno skalo glede na vektorski premik molekule vode.

V primerjavi med EADC in ADC je v dosedanjih raziskavah potrjeno, da je med njima signifikantna razlika in jo uporabljajo kot učinkovito slikovno metodo pri tumorski diagnozi.

DWI slike smo obdelali v programu in izmerili vrednosti normalnih tkiv. Izbrali smo interesno področje (ROI - Region Of Interest) velikosti 60 mm^2 . Vpliv postavitve in velikosti ROI se izkaže za pomembnega, če očrtamo celotno področje, ki nas zanima. Pri različnih ROI so vrednosti različne.

Pri preiskavi prostate, jeter in ledvic smo na magnetni resonanci 3.0 T Signa HDxt General electric's uporabili 8 US TORSOPA magnetno resonančno tuljavo. Uporabili smo standardne protokole, pri katerih delamo tudi DWI pulzna zaporedja. DWI pulzno zaporedje je sestavljeno iz SS-EPI z b vrednostjo gradienta 0 in $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$, TR/TE 4000/71,9 ms, FOV (Field Of View) $260 \times 260 \text{ mm}$, NEX 2, z matriko $128 \times 128, 5 \text{ mm}$, debelino reza 3 mm in 1 mm razmaka med rezi. Uporabili smo tudi funkcijo ASSET (Array Spatial Sensitivity Encoding Technique), ki omogoči paralelno zajemanje podatkov.

Pri preiskavi možganov smo uporabili 8-kanalno tuljavo, ki jo uporabljamo pri nevroloških preiskavah. DWI pulzno zaporedje je sestavljeno iz SS-EPI z b vrednostjo gradienta 0 in $1000 \text{ s}/\text{mm}^2$, TR/TE 4000/71,9 ms, FOV $260 \times 260 \text{ mm}$, NEX 2, z matriko $256 \times 128, 3,5 \text{ mm}$ debelino reza in 0,7 mm razmaka med rezi. Uporabili smo tudi funkcijo ASSET.

Zaradi zagotavljanja kakovosti dnevne QA in natančnosti preiskave z DWI smo izdelali fantom za QA DWI.

Vrednosti, ki so podane v tabeli 2, so izmerjene s pomočjo fantoma za DWI v difuzijskih mapah ADC in EADC na 3.0 T Signa Excite HDxt GE. Uporabili smo 8-kanalno tuljavo, ki jo uporabljamo pri nevroloških preiskavah. DWI pulzno zaporedje je sestavljeno iz SS-EPI z b vrednostjo gradienta 0 in 1000 s/mm², TR/TE 4000/71,9 ms, FOV 260 × 260 mm, NEX 2, z matriko 256 × 128, 5 mm debelino reza in 1 mm razmaka med rezi. Uporabili smo tudi funkcijo ASSET.

REZULTATI IN RAZPRAVA

V tabeli 1 so predstavljene vrednosti ADC in EADC, izmerjene na 3.0 T Signa excite HDxt GE v primerjavi z vrednostmi iz literature (Taouli et al., 2009), (Goshima et al., 2008).

Tabela 1: Primerjava izmerjenih vrednosti ADC in EADC z vrednostmi v literaturi

| | Vrednosti, izmerjene na 3T napravi UKC Maribor | | Vrednosti v literaturi (Taouli et al., 2009), (Goshima et al., 2008) | |
|-----------------|--|---|--|---|
| | ADC 10 ⁻³ mm ² /s | EADC 10 ⁻³ mm ² /s | ADC 10 ⁻³ mm ² /s | EADC 10 ⁻³ mm ² /s |
| B = 1000 | | | | |
| Možgani | 1,10 | 0,824 | 1,0 ± 0,1 | 0,71 ± 0,22 |
| Jetra | 1,41 | 0,794 | 1,18 ± 0,12 | 0,102 ± 0,12 |
| Prostata | 1,06 | 0,600 | 1,62 ± 0,12 | 0,7 ± 0,22 |
| Ledvica | 2,14 | 0,158 | 2,32 ± 0,153 | 0,15 ± 0,06 |

Vrednosti v tabeli 2 so meritve, ki jih spremljamo dnevno.

Tabela 2: Vrednosti alkanov, izmerjenih v fantomu, v primerjavi s podano literaturo

| | Vrednosti izmerjene na 3T napravi UKC Maribor | | Vrednosti v literaturi (Dowel in Tofts, 2008), (Tofts et al., 2000) | |
|-----------------------|---|---|---|---|
| | ADC 10 ⁻³ mm ² /s | EADC 10 ⁻³ mm ² /s | ADC 10 ⁻³ mm ² /s | EADC 10 ⁻³ mm ² /s |
| B = 1000 | | | | |
| dekan | 0,833 | 13,247 | 0,9 ± 0,1 | 13,32 ± 0,1 |
| dodekan | 0,766 | 0,4675 | 0,82 ± 0,12 | 0,462 ± 0,12 |
| tetradekan | 0,8535 | 0,510 | 0,51 ± 0,22 | 0,7 ± 0,22 |
| H₂O | 0,209 | 2,377 | 0,3 ± 0,153 | 2,4 ± 0,06 |

Pri nadaljnji obdelavi podatkov na delovni postaji ADW 4.4 smo predstavili izmerjene parametre za obravnavana tkiva in vrednosti, izmerjene na fantomu. Iz primerjave rezultatov ne moremo zagotoviti vrednosti, ki jih lahko najdemo v literaturi. Razlog je v različni računalniški in programski opremi, ki jo imamo na razpolago. Programska oprema, ki je namenjena samo za raziskave, je v nekaterih zdravstvenih ustanovah v Sloveniji nedostopna.

Če primerjamo vektorski premik molekule vode in dnevno odstopanje pri testih s fantomom za DWI, pridemo do zaključka, da je dnevno odstopanje 10%. Meritve, ki jih opravimo z DWI fantomom služijo kot osnova, s katero lahko primerjamo dnevna odstopanja. Bolj kot je dovoljeno v literaturi, odstopajo tudi vrednosti, izmerjene v tkivih med preiskavo. Odstopanja so normalna, zato moramo izključiti vse nepravilnosti, povezane z rutino dela, pacientom in magnetnoresonančnim tomografom.

DWI metoda pripomore k natančni analizi tkiva pri preiskavah na MRI. Prikazal smo primerjavo med EADC in ADC, s katero smo ugotovili da EADC izniči oz. premesti T₂ efekt in ohranja karakterističen difuzni signal. Zato sestavni del tumorja kaže visoko intenziteto signala, ki zasveti v obliki lezije bolj zaznavno in je lažje ocenjevati tkivo v okolici lezije. EADC mapa se je izkazala za uporabno tudi po oceni klinikov, ki so na ta način pridobili kvantitativne podatke.

ZAKLJUČEK

V raziskavi smo predstavil možnost uporabe EADC in ADC analize DWI. Iz rezultatov lahko ugotovimo, da izmerjeni podatki, če jih primerjamo s tistimi iz literature, odstopajo le v obsegu 10%. Razlike v rezultatih nastanejo zaradi načina merjenja in interpretacije podatkov, različnih tuljav in namena uporabe magnetnih tomografov, na katerih so delali meritve, objavljene v literaturi (raziskovalni nameni). Vrednosti, izmerjene s pomočjo fantoma za DWI, so izhodišče za meritve, ki jih opravljamo dnevno na MRI diagnostiki. Na difuzijske vrednosti tkiv vpliva več dejavnikov, kot so npr.: agregatno stanje, temperatura tkiva, jakost gradientnega polja in radio frekvenčnega impulza, ki ga damo v preiskovalni predel telesa. Nadaljnja možnost raziskave je v optimizaciji omenjenih dejavnikov.

LITERATURA

- Abragam A (1961). The Principles of Nuclear Magnetism. Oxford: Clarendon.
- Bammer R, Keeling SL, Augustin M et al. (2001). Improved diffusion-weighted single-shot echo-planar imaging (EPI) in stroke using sensitivity encoding (SENSE). Magn Reson Med 46 (3): 548–554.
- Berg HC (1983). Random Walks in Biology. New Jersey: Princeton University Press.
- Carr HY, Purcell EM (1954). Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. Phys Rev 94 (3): 630–638.
- Goshima S, Kanematsu M, Kondo H, Yokoyama R, Kajita K, Tsuge Y, Watanabe H, Shiratori Y, Onozuka M, Moriyama N (2008). Diffusion-weighted imaging of the liver: optimizing b value for the detection and characterization of benign and malignant hepatic lesions. J Magn Reson Imag 28 (3):691–697.
- Hahn EL (1950). Spin echoes. Phys Rev 80 (4): 580–594.
- Marks MP, Olivot JM, Kemp S et al. (2008). Patients with acute stroke treated with intravenous tPA 3–6 hours after stroke onset: correlations between MR angiography findings and perfusion- and diffusion-weighted imaging in the DEFUSE study. Radiology 249 (2):614–623.
- Stejskal EO, Tanner J E (1965). Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. J Chem Phys 42 (1): 288–29.
- Taouli B, Sandberg A, Stemmer A, Parikh T, Wong S, Xu J, Lee VS (2009). Diffusion-weighted imaging of the liver: comparison of navigator triggered and breathhold acquisitions. J Magn Reson Imag 30 (3):561–568.
- Tofts PS, Lloyd D, Clark CA, Barker GJ, Parker GJM, McConville P, Baldock C, Pope JM (2000). Test Liquids for quantitative MRI measurements of self diffusion coefficient in vivo. Magn Reson Med 43 (3):368–374.