

původní práce

Difuzně vážený obraz v diagnostice karcinomu prostaty

Diffusion-weighted imaging in the diagnosis of prostate cancer

Pavla Hanzlíková^{1,2}, Kateřina Ryšánková^{3,4}, Dominik Vilímek⁵, Jakub Cvek^{6,7}

¹Ústav radiodiagnostický FN, Ostrava

²Ústav zobrazovacích metod OU, Ostrava

³Urologická klinika FN, Ostrava

⁴Katedra chirurgických oborů OU, Ostrava

⁵Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství VŠB-TU, Ostrava

⁶Onkologická klinika FN, Ostrava

⁷Klinika onkologická LF, Ostrava

Hlavní stanovisko práce

Autoři článku prezentují současný přístup k diagnostice karcinomu prostaty pomocí difuzně váženého obrazu. Rozebírají základní techniky difuze i její pokročilé možnosti k detekci karcinomu prostaty a k detekci agresivity nádoru.

SOUHRN

Hanzlíková P, Ryšánková K, Vilímek D, Cvek J. Difuzně vážený obraz v diagnostice karcinomu prostaty

Cílem sdělení je prezentace současného přístupu k diagnostice karcinomu prostaty pomocí magnetické rezonance, resp. pomocí difuzně váženého obrazu – DWI. DWI je jako jedna z hlavních pilířů PI-RADS systému hodnocení rizika přítomnosti karcinomu prostaty sekvence dostupná, nativní a při optimalizovaném nastavení parametrů i minimálně zatěžující technikou vyšetření. Její standardní i pokročilé nastavení a provedení má vysokou diagnostickou výtežnost. Provedení kvantifikace a tím určitá míra objektivizace mohou dále přínos metody zvýšit. Další výzvou techniky je bezesporu využití dalších hodnot difuzního faktoru – ať už v hodnotách velmi nízkých, nebo naopak v hodnotách vysokých, což může do budoucna vést k rutinnímu zavedení dalších parametrů hodnocení difuze do klinické praxe. Tyto mohou pomoci posoudit míru agresivity tumoru prostaty, změnu jeho agresivity u pacientů v aktivní sledování a také posoudit riziko extrakapsulární extenze.

Klíčová slova: magnetická rezonance, karcinom prostaty, DWI, ADC, IVIM, kurtosis.

Major statement

The article's authors present the current approach to diagnosing prostate cancer using a diffusion-weighted image. They discuss the basic diffusion techniques and its advanced possibilities for detecting prostate cancer and detecting tumour aggressiveness.

SUMMARY

Hanzlíková P, Ryšánková K, Vilímek D, Cvek J. Diffusion-weighted imaging in the diagnosis of prostate cancer

The article presents the current approach to diagnosing prostate cancer using magnetic resonance imaging by diffusion-weighted DWI. DWI is one of the main pillars of the PI-RADS system for assessing the risk of prostate cancer. This sequence is an available, native and, with optimized parameter setting, minimally burdensome examination technique. Its standard and advanced settings and design have a high diagnostic yield. Performing quantification and thus a certain degree of objectification can further increase the benefit of the method. Another challenge of the technique is undoubtedly the use of other values of diffusion factor, either in very low or high values. This technique may lead to the routine using of other diffusion evaluation parameters in clinical practice. It could help assess the degree of prostate tumour aggression and estimate development of aggressiveness and risk of extracapsular extension.

Key words: magnetic resonance, prostate cancer, DWI, ADC, IVIM, kurtosis.

Přijato: 15. 12. 2021

Korespondenční adresa:

MUDr. Pavla Hanzlíková, Ph.D.
Ústav radiodiagnostický FN
17. listopadu 1790/5, 708 52 Ostrava 8
e-mail: pavla.hanzlikova@fno.cz

Implementace pokročilých metod difuze pro použití ve Fakultní nemocnici Ostrava je podpořeno projektem MZ ČR – RVO (RVO-FN0s/2020 – FN Ostrava, IČ 00843989), zahájeno v roce 2020.

Konflikt zájmů: žádný.

ÚVOD

Karcinom prostaty je jedním z nejčastějších zhoubných nádorů u mužů středního a staršího věku (1). Je patrná jednoznačně narůstající incidence nemoci, která ohrožuje nejen fyzické, ale i psychické zdraví mužů středního věku a starších mužů (2). Opakovaně bylo prokázáno, že časná diagnostika lokalizovaného karcinomu má vliv na pětileté přežití (3), proto je klíčová pro zvýšení přežití zjistit karcinom co nejdříve. Časná diagnóza umožňuje i stanovení pravděpodobnosti rekurence, a tedy optimálnímu nastavení intenzity léčby. V detekci onemocnění sehraje zásadní roli magnetická rezonance (MR), resp. využití jejího multiparametrického přístupu. Multiparametrické vyšetření sestává ze tří základních parametrů: T2 vážení, difúzně váženého obrazu DWI a dynamického postkontrastního vyšetření (dynamic contrast enhancement – DCE). Podání gadoliniové kontrastní látky je limitováno nežádoucími vedlejšími účinky, i proto se množí studie komparující vyšetření triparametrická s biparametrickými (provedení T2 a DWI skenů). Role difúzně váženého obrazu nabývá na významu, DWI sken detekuje maligní okrese s poměrně vysokou specifitou, umožňuje odhadnout míru agresivity zobrazeného nádoru. Sekvence je klíčová i pro možnost opakování bez nežádoucích účinků a také pro možnost kvantifikace, která umožňuje do určité míry objektivizovat nález.

PRINCIP DIFUZNĚ-VÁŽENÉHO OBRAZU

MR technologie pracuje na detekci rozložení signálu vodíku, resp. protonů, potažmo vody (H_2O). DWI využívá spontánní pohyblivosti molekul vody v mikroskopickém měřítku poháněných tepelnou energií, tzv. Brownův pohyb. Brownův pohyb je limitován buněčným prostředím, tzn. rozložením buněčných membrán, které jsou překážkou volné difuzibility. Abnormální složení tkání se odráží v omezení volné difuze vody, tzn., že volná difuze je tím více omezena, čím vyšší je buněčná hustota – celulární denzita.

DWI v orgánech dutiny břišní a pánve pracují více méně s izotropním

prostředím. Nejčastěji se difúzně-vážené vyšetření provádí **single-shot sekvencí EPI (spin-echo echo planar imaging ss-EPI)** s difúzními gradienty ve třech standardních rovinách na sebe kolmých – **trase technika (tDWI)**.

Signál je vypočítáván jako průměr všech tří rovin, není však plně využit potenciál gradientů a měření může vést k navyšování TE (time to echo). Navíc může dojít k modifikaci a distorzím obrazu vlivem vířivých proudů během jednotlivých akvizic.

Tyto nevýhody může řešit **tetraedální DWI**, která využívá plnou sílu gradientů a může vést k redukci TE; její nevýhodou je, že potřebuje další směr akvizice, který opět mohou narušit vířivé proudy (4).

Další možnou alternativou pro tDWI je **diagonální DWI (dDWI)**, která přejímá z principu tetraedální DWI maximální sílu difúzních gradientů ve třech směrech, využívá maxima difúzních gradientů, difuze je ale měřena jen v jednom směru. Proto je tato technika použitelná u orgánů, kde převažuje izotropní difuze. Maximalizovaná síla gradientů umožňuje snížit TE a omezit vliv vířivých proudů (4). To lze využít při zobrazování difuze zejména v prostatě (5).

Tyto techniky se změnou způsobu využití síly gradientů a omezení vlivu vířivých proudů jsou předmětem dalších studií a nejsou zatím standardní součástí klinické práce.

STANDARDNĚ VYUŽÍVANÉ TECHNIKY DWI

Single-shot echoplanární spin-echo sekvence (ss-EPI technika)

Tato technika je nejstarším a nejpoužívanějším způsobem akvizice DWI. Vzniká působením dvou obdélníkových gradientních pulzů stejné síly, které jsou aplikovány před a po 180 ° refo-kusačním pulzu (6). V látkách s volným pohybem molekul vody vede náhodný pohyb a posun mezi těmito dvěma impulzy k neúplné stimulaci druhým impulzem, a vede tedy ke ztrátě signálu v DWI, která koreluje se stupněm pohyblivosti vody. To znamená, že volně se pohybující molekuly vody zcela ztrácí signál s aplikací obou pulzů.

Molekuly vody, které jsou vázány a nepohybují se, projdou defázováním prvním pulzem a jsou druhým pulzem

zcela aktivovány a změněny, což má za následek vysoký signál. Síla gradientních pulzů je vyjádřena hodnotou b a její jednotka je s/mm^2 . Získání alespoň dvou hodnot b umožňuje výpočet map **monoexponenciálního** aparentního difúzního koeficientu (ADC). V klinické praxi se obvykle získají tři hodnoty b : jedna nízká (např. 0 nebo 50 s/mm^2), jedna střední (např. 400 s/mm^2) a jedna vysoká hodnota (např. 1000 s/mm^2). Je dobré si uvědomit, že $b = 0$ hodnota je T2 vážený obraz získaný EPI technikou k anatomické referenci.

Základní hodnocení restrikce odpovídá tomu, že v oblastech s hustě rozptýlenými nádorovými buňkami je difuze redukována. To znamená, že je na vysoké hodnotě b hypersignální, na ADC mapě je tmavá – hyposignální (7).

Co se týče volby optimální hodnoty b , je třeba si uvědomit, že správná hodnota b má přibližně 80% reciproční hodnoty ADC normální tkáně na pozadí. Při zvyšování b -faktoru dochází k markantnímu poklesu poměru signál/šum – SNR. Dále dochází k prodlužování TE a zvýšení susceptibilních artefaktů. Změna hodnoty b má vliv na minimální TE, šíři vrstvy, field of view (FOV – oblast zájmu) a matici, vede i ke změně šíře pásma (bandwidth) (8).

Možností jak získat vyšší hodnoty b je jejich postprocesingová kalkulace, která umožní zkrátit akviziční čas, snížit TE, snížit SAR a získat vysoké hodnoty b -faktoru (9) až po několik tisíc. Zde mluvíme o **kalkulované (syntetizované) DWI (cdDWI)**. Korelace výsledků kalkulovaných parametrů difuze se jeví velmi příznivě k srovnání s ostatními technikami získanými reálným měřením (9).

Readout-segmented echo-planární sekvence (rs-EPI technika) – technika se segmentovaným čtením, multi-shot EPI

V rs-DWI dochází k vzorkování v k -prostoru v malém počtu (3 až 6) „výstřelů“. Každý snímek má omezený průřez k -prostorem ve směru odečtu, ale zachovává plné rozlišení podél osy fázového kódování. Pro redukci pohybových artefaktů je ve středu k -prostoru opakovaně nabírán signál, který zohledňuje nelineární rozdíly závislé na náběru, které opakovaně přehodnocuje. Technika může vést ke snížení SNR, umožňuje vyšší prostorové rozlišení a redukci artefaktů ze susceptibilit.

Pro redukci pohybových artefaktů je možné zapnout techniky radiálního náběru dat – PROPELLER (GE)/BLADE (Siemens). Může zde ale dojít k neúměrnému prodloužení skenovacího času, které může vést k pravděpodobnějšímu výskytu pohybových artefaktů a i k rychlému překročení SAR limitu (10).

Simultaneous multislice imaging (SMS) – simultánní vícevrstvé zobrazení

Primární výhodou je významné zrychlení získávání dat, které se rovná počtu současně excitovaných řezů. Na rozdíl od paralelního zobrazování v rovině to může mít pouze okrajový vliv na SNR. Zrychlení akvizice je dosahováno při stabilním TE tak, jak je vyžadováno u EPI technik. Excitace více vrstev najednou umožňuje snížit množství energie dodané radiofrekvenčním pulzem – nepřibližujeme se během měření k SAR limitu za mnohem kratší čas akvizice sekvence.

Technika je použitelná se ss-EPI i s rs-EPI technikou (<https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/clinical-applications/simultaneous-multi-slice>).

Techniky potlačení tuku

Potlačení signálu tuku je při DWI důležitým parametrem pro navýšení šíře pásma (bandwidth) ve směru fázového kódování a tím zvýšení SNR, navíc tuk může být zdrojem dalších distorzí obrazu.

Techniky použitelné v kombinaci s DWI sekvencí:

- *Fat saturation* – málo odolný pro B0 (nehomogenita pole) a B1 nehomogenity (nehomogenita radiofrekvenčních pulzů)
- *Slice Selective Inversion Recovery* – IR – odolný vůči B1 nehomogenitám
- *Spectral Inversion Recovery* (Siemens – SPAIR, GE – ASPIR) – málo odolná vůči B0 i B1

Další možností je:

- *Selektivní prostorová spektrální excitace vody* – stimulační pulz osciluje ve fázi s vodou a tím ji zvýrazňuje, u některých výrobců umožňuje kombinovat s ostatními metodami potlačení tuku

Paralelní techniky

Paralelní techniky využívají doplnění řádků k-prostoru dopočítáním. Jsou nápomocny v redukci distorzí, což je opět při provádění DWI významné. Použitím paralelní techniky však také dochází ke zvýšení výskytu šumu, tedy snížení SNR. Paralelní techniky jsou zpravidla použitelné pouze s vícekanálovými cívkami. Jejich použití je možné ve 2D sekvencích (SENSE = SENSitivity Encoding – korekce v obrazové části výpočtu, GRAPPA = GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition – korekce přímo v k-prostoru před zpracováním). Obě techniky lze použít i ve 3D sekvencích, dopočítávání volných řádků k-prostoru ale stále běží ve dvou rozměrech (11).

Zapojením dopočtu i do třetího rozměru vzniká technika Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration – CAIPIRINHA (Siemens), která je využívána zejména u sekvencí pro zobrazení dutiny břišní a pánve se zadržením dechu (12).

Techniky s redukovanou FOV

Technika je umožněna využitím prostorově-spektrální 2D pulzu pro limitovanou excitaci, je realizovatelný s obdélníkovými FOV. Umožňuje redukci artefaktů a získat vyšší prostorové rozlišení bez nároku na SAR limit (asi 20% benefit), což vede ke zpřesnění technik difuze zejména při využití vyšších b-faktorů (<https://www.siemens-healthineers.com/magnetic-resonance-imaging/clinical-specialities/prostate-mri>).

ZPRACOVÁNÍ DWI

ADC a její využití v praxi

ADC vzniká jako monoexponenciální výpočet při předpokladu normálního Gaussova rozložení tepelného pohybu vody.

Jak už bylo výše zmíněno, ADC je standardně vypočítána během tDWI jako exponenciální funkce minimálně dvou hodnot b-faktorů. Prvotní kvalitativní analýza poměrně jednoznačně definuje místa s restrikcí difuze jako místa hypsignální na ADC.

Kromě kvalitativní analýzy lze provést také kvantitativní hodnocení vymezením oblasti zájmu (region of interest – ROI) a pomocí funkce

dodávaného výrobcem lze stanovit velikost střední hodnoty, která odpovídá hodnotě difuzibility (její jednotka je po logaritizaci mm²/s). Je třeba volit optimální b-faktor s přihlédnutím k ostatním parametrům (viz výše), zásah do těchto parametrů může mít vliv na výslednou kalkulovanou hodnotu ADC. Tyto hodnoty se tedy mohou lišit nejen výrobce od výrobce, ale i stroj od stroje, a dokonce se mohou lišit i jednotlivá vyšetření na jednom stroji při rozdílném nastavení b-faktoru, TE, šíře vrstvy, FOV, matice a bandwidth.

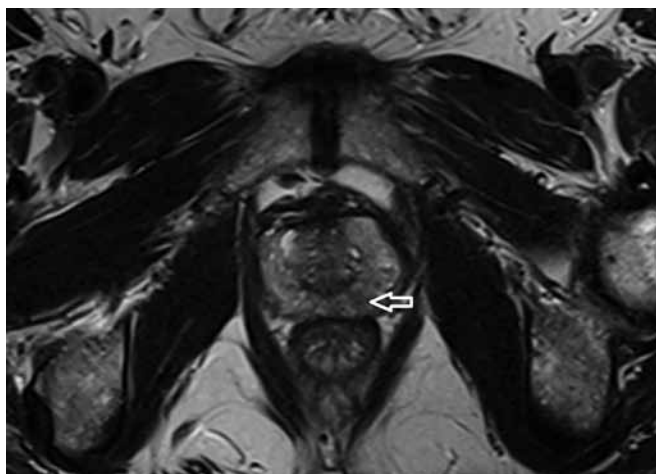
Pro vyšetření prostaty je dle doporučení ESUR (European Society for Urogenital Radiology) vhodné použít k získání mapy ADC alespoň dvě hodnoty b, přičemž nižší hodnota b je 50 až 100 s/mm² a vyšší hodnota je v rozmezí 800–1000–2000 s/mm² (13). Není stanovena doporučená nejvyšší hodnota, dle Shaisheho je vyšší měřená hodnota b než 2000 s/mm² výrazně méně citlivá zejména pro narůstající šum (14). I proto je poměr SNR při akvizici DWI jedním z důležitých parametrů sekvence. Vyšetření na 3T přístroji je preferováno právě pro vyšší poměr SNR umožňující dosažení vyšších hodnot b-faktoru.

Dle provedených studií není přínosem kalkulovat vyšší hodnoty b než 2000, hodnoty kolem 5000 se neukázaly být významným přínosem (15).

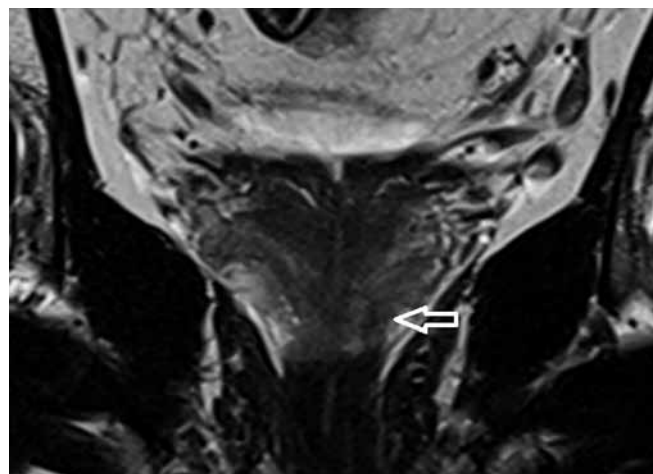
Na druhou stranu ADC mapy získané při vysoké reálné hodnotě b vykazovaly vysokou schopnost predikce extrakapsulárního šíření karcinomu prostaty (14), takže jejich zhotovení může přínosné být. Autor prokázal, že hodnota ADC i v případě použití nižších hodnot b umožňuje stanovit riziko extrakapsulární extenze (16), obdobně lze hodnotit dle ADC riziko invaze do semenných váčků (17).

Je prokázána významná korelace mezi hodnotou ADC a agresivitou nádoru (14, 18). Hodnota ADC se u vysoce agresivních nádorů kryje při Gleasonově skóre (GS) 8 a více jak u periferní, tak tranzientní zóny prostaty (19). Vargas identifikoval hodnoty ADC pro G3+3 na 1,21, pro GS 3+4 1,1, pro GS 4+3 0,87 a pro GS více než 8 je ADC menší nebo rovno 0,69 mm²/s (20). Je třeba upozornit, že tato čísla nelze brát jako absolutní z výše zmíněných důvodů (hodnoty b, TE, bandwidth,...).

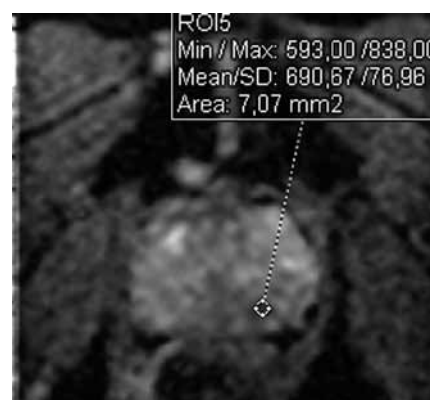
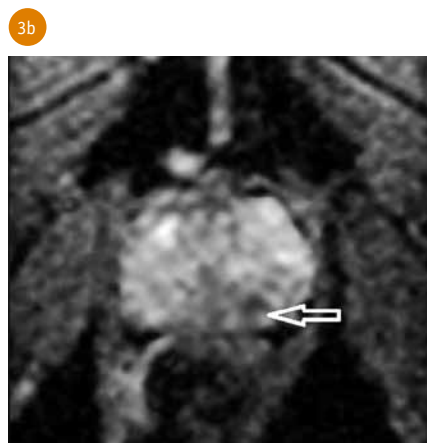
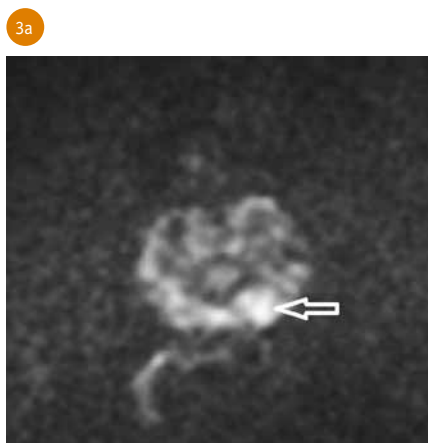
Pacienti již s diagnostikovaným nízcem agresivním tumorem prostaty zařazených do aktivního sledování (active



- 1** T2 vážený obraz v axiální rovině s tumorem v periferní zóně mediálně
T2 weighted image in the axial plane with the tumour in the peripheral zone medially

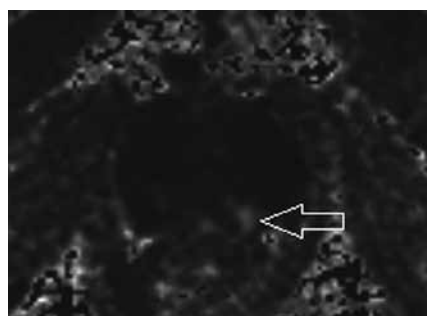
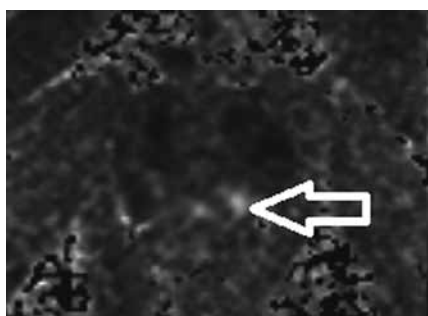


- 2** T2 vážený obraz v koronální rovině s tumorem v periferní zóně mediálně
T2 weighted image in the coronal plane with the tumour in the peripheral zone medially



- 3** Difuzně vážený obraz v axiální rovině: (a) naměřená reálná hodnota b 1400; (b) ADC mapa kalkulované z naměřených reálných hodnot 0, 700, 1400
Diffuse weighted images in the axial plane: (a) shows the measured value b 1400; (b) the ADC map calculated from the measured real values 0, 700, 1400

- 4** Kalkulace ADC mapy vypočítávaná z reálných hodnot b 0, 700, 1400, provedenou metodou střední hodnoty
Calculation of ADC map calculated from real values b 0, 700, 1400, performed by the method of the mean value



- 5** Kalkulovaná hodnota b 3000 s patrnou hyperintenzitou tumoru
Calculated value of b 3000 with tumor hyperintensity

- 6** Kalkulovaná hodnota b 5000 s patrnou hyperintenzitou tumoru
Calculated value of b 5000 with tumor hyperintensity

surveillance) jsou dle současných doporučení EUA (European Urology Association) z roku 2021 před konfirmační biopsií vyšetření pomocí magnetické rezonance. Toto vyšetření se provádí k posouzení změny velikosti a charakteru tumoru – dle kritérií PRECISI, kde je prokázán vztah mezi poklesem hodnoty ADC a zvýšením agresivity nádoru (21). Obdobnou roli sehrává kvantifikace ADC, resp. její hodnota v detekci rekurence po prostatektomii, eventuálně po radioterapii (22) (obr. 1 až 6).

IVIM a kurtosis

Ve skutečnosti je v biologických tkáních volná difuze vody omezena přítomností bariér a kompartmentů, což vede k nenormální negaussovské distribuci, což lépe vystihují negaussovské difuzní modely:

1. **IVIM – intravoxel incoherent motion** – v češtině lze charakterizovat jako nesouvislý pohyb ve voxelu
2. Zobrazení difuzní kurtózy **DKI – diffusion kurtosis imaging**

IVIM

IVIM byl původně popsán Le Bihanem (23), využívá více hodnot b a biexponenciální model pro souběžný odhad difuze čisté molekulární vody a mikrocirkulace vody v krvi v náhodně orientovaných kapilárách (perfuze). IVIM tedy odráží náhodný mikroskopický pohyb molekul vody, ke kterému dochází v každém voxelu na MR snímcích nejen v intra- nebo extracelulárním prostoru, ale také při mikrocirkulaci krve. Podle teorie IVIM jsou difuze a perfuze ovlivněny několika charakteristikami tkáně, včetně přítomnosti restriktivních bariér v tkáni, viskozity tekutiny, ve které spiny difundují, a rychlosti a frakčního objemu perfuzních spinů (24).

Sekvence IVIM pro vyšetření prostaty se skládá z několika skenů: první bez difuzního gradientu ($b=0$), další s různými hodnotami amplitudy a trvání gradientu (různé hodnoty b). Hodnoty b používané při zobrazování IVIM se obvykle pohybují v rozmezí 0–900 s/mm². Počet hodnot b se pohybuje od 4 do 16. Počet hodnot b v rozmezí 0–200 s/mm², kde je dominantní perfuzní efekt, je mezi 2 a 12 (25).

Základními parametry IVIM jsou:

- **čistě difuzní charakteristika (D)** oddělená od pseudodifuze způsobené mikroskopickou cirkulací v tkáni
- perfuzní charakteristika – **pseudodifuzní koeficient (D*)**
- **podíl difuzní a perfuzní frakce (f)**

Tyto parametry dle již provedených studií mají potenciál v detekci vlastního

karcinomu i k hodnocení agresivity karcinomu prostaty.

U kvantitativních parametrů IVIM–DWI bylo patrné snížení hodnoty D , hodnoty ADC a f hodnoty d a dále elevace hodnoty D^* typické pro karcinom (26).

Ve studii Yoo z roku 2021 je evidentní negativní korelace hodnoty D , hodnoty ADC a hodnoty f s Gleasonovým skóre a koncentrací PSA, zatímco hodnota D^* pozitivně korelovala s Gleasonovým skóre a hladinou PSA (25).

Kurtosis

Pojem zobrazení difuzní kurtosis (DKI) znamená rozsah odchylky negaussovského od standardního gaussovského rozdělení měřeného v bezrozměrné veličině. Předpokládá se, že DKI lépe odráží vliv mikrostrukturální složitosti v normální a nádorové tkáni s odlišným gradem nádoru než standardní DWI (27), tzn., že umožňuje více proniknout ke struktuře tkáně. DKI lze extrahovat z DWI, ale pro kvantifikaci odchylky difuze tkáně od obvyklého Gaussova vzoru je třeba vysokých hodnot b , optimálně přibližně 2000–3000 s/mm² (18), což protahuje délku měření i pro počet akvizic, v těchto hodnotách b -faktoru je hodnota šumu již poměrně vysoká a vede k nepřesným výsledkům. Doporučení Rosenkratze je zhotovit minimálně tři hodnoty b , z toho optimálně dvě hodnoty b pod hodnotou 1000 s/mm² a dvě hodnoty nad touto hodnotou (28).

Základními parametry kurtosis jsou hodnoty D a K .

Hodnota D (mm²/s) je analogická hodnotě ADC, jeví se přesnější vzhledem ke korekci na negaussovské rozdělení chování molekul vody v prostředí živé tkáně. Pro výpočet je důležité počítat s reálnými hodnotami vysokých b získaných při dostatečné hodnotě SNR (optimální akvizice na 3T přístroji). Nelze použít kalkulované hodnoty, zde by při použití hodnot vypočítaných z průběhu exponenciály difuze byly hodnoty D identické s hodnotami ADC.

Hodnota K nemá jednotku a rovná se nule při normálním gaussovsém rozdělení distribuce molekul vody v tkáni. Hodnota K je *in vivo* mezi 0 a 1.

Pro karcinom prostaty dle Liu byla prokázána nižší D kurtosis a vyšší K kurtosis. Nižší D kurtosis u karcinomu může být způsobena hustou celularitou maligních lézí. Zvýšení mikrostrukturální složitosti karcinomu by mohlo vést ke zvýšení hodnot K .

Dle Mauera a Liu (18, 26) bylo prokázáno, že IVIM a DKI přispívají k detekci a hodnocení agresivity karcinomu prostaty. Výsledky IVIM a DKI pro hodnocení agresivity karcinomu se zatím různí. Několik studií ukázalo, že na základě IVIM a DKI je možné stratifikovat míru agresivity karcinomu prostaty (29), některé studie efekt neprokázaly (30).

ZÁVĚR

Karcinom prostaty jako jeden z nejčastějších nádorů představuje velkou zátěž pro jedince i společnost, avšak v době převyšetřování je nejvyšší podíl zachycených tumorů níže agresivních. Možnost správně neinvazivně zhodnotit rozsah a grading tumoru pomocí DWI nám nabízí velmi účinné možnosti jak stanovit rizika zjištěného karcinomu. Tyto hodnoty mohou pomoci i u pacientů v aktivním sledování, u kterých je nutné zjistit časný přechod do karcinomu k vyššímu Gleasonovu skóre, eventuálně do karcinomu s rizikem extrakapsulární extenze či invaze do semenných váčků. Technika detekce více rizikových částí karcinomu může usnadnit cílený odběr vzorků se snahou o odběr z nejagresivnější části tumoru.

Rozvoj technik difuze a zejména její kvantifikace je nyní ve fázi postupného zavádění do klinické praxe. Bude to vyžadovat ještě mnoho studií, které upřesní jejich efekt. Rozhodně však v době úvah o zavedení screeningu karcinomu prostaty skýtá tato možnost obrovský potenciál pro snadné poměrně objektivní posuzování přítomnosti, agresivity a rozsahu nádoru prostaty. ●

LITERATURA

1. **Miyahira AK, Sharp A, Ellis L, Jones J, Kaochar S, Larman HB, Quigley DA, Ye H, Simons JW, Pienta KJ, Soule HR.** Prostate cancer research: The next generation; report from the 2019 Coffey-Holden Prostate Cancer Academy Meeting. *Prostate* 2020; 80(2): 113–132. doi: 10.1002/pros.23934
2. **Ritch C, Cookson M.** Recent trends in the management of advanced prostate cancer. *F1000Res* 2018; 7. doi: 10.12688/f1000research.15382.1
3. **Schymura MJ, Sun L, Percy-Laurry A.** Prostate cancer collaborative stage data items – their definitions, quality, usage, and clinical implications: a review of SEER data for 2004–2010. *Cancer* 2014; 120(Suppl 23): 3758–3770. doi: 10.1002/cncr.29052
4. **Hectors SJ, Wagner M, Corcuera-Solano I, Kang M, Stemmer A, Boss MA, Taouli B.** Comparison Between 3-Scan Trace and Diagonal Body Diffusion-Weighted Imaging Acquisitions: A Phantom and Volunteer Study. *Tomography* 2016; 2(4): 411–420. doi: 10.18383/j.tom.2016.00229
5. **Corcuera-Solano I, Wagner M, Hectors S, Lewis S, Titelbaum N, Stemmer A, Rastinehad A, Tewari A, Taouli B.** DWI of the prostate: Comparison of a faster diagonal acquisition to standard three-scan trace acquisition. *J Magn Reson Imaging* 2017; 46(6): 1767–1775. doi: 10.1002/jmri.25705
6. **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. doi: 10.1148/radiology.161.2.3763909
7. **Charles-Edwards EM, deSouza NM.** Diffusion-weighted magnetic resonance imaging and its application to cancer. *Cancer Imaging* 2006; 6: 135–143. doi: 10.1102/1470-7330.2006.0021
8. **Kingsley PB, Monahan WG.** Selection of the optimum b factor for diffusion-weighted magnetic resonance imaging assessment of ischemic stroke. *Magn Reson Med* 2004; 51(5): 996–1001. doi: 10.1002/mrm.20059
9. **Jendoubi S, Wagner M, Montagne S, Ezziame M, Mespoulet J, Comperat E, Estellat C, Baptiste A, Renard-Penna R.** MRI for prostate cancer: can computed high b-value DWI replace native acquisitions? *Eur Radiol* 2019; 29(10): 5197–5204. doi: 10.1007/s00330-019-06085-z
10. **Porter DA, Heidemann RM.** High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med* 2009; 62(2): 468–475. doi: 10.1002/mrm.22024
11. **Hoge WS, Brooks DH.** On the complementarity of SENSE and GRAPPA in parallel MR imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2006; 2006: 755–758. doi: 10.1109/IEMBS.2006.259697
12. **Breuer FA, Blaimer M, Heidemann RM, Mueller MF, Griswold MA, Jakob PM.** Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPRIIN-HA) for multi-slice imaging. *Magn Reson Med* 2005; 53(3): 684–691. doi: 10.1002/mrm.20401
13. **Turkbey B, Rosenkrantz AB, Haider MA, Padhani AR, Villeirs G, Macura KJ, Tempany CM, Choyke PL, Cornud F, Margolis DJ, Thoeny HC, Verma S, Barentsz J, Weinreb JC.** Prostate Imaging Reporting and Data System Version 2.1: 2019 Update of Prostate Imaging Reporting and Data System Version 2. *Eur Urol* 2019; 76(3): 340–351. doi: 10.1016/j.eururo.2019.02.033
14. **Shaish H, Kang SK, Rosenkrantz AB.** The utility of quantitative ADC values for differentiating high-risk from low-risk prostate cancer: a systematic review and meta-analysis. *Abdom Radiol (NY)* 2017; 42(1): 260–270. doi: 10.1007/s00261-016-0848-y
15. **Rosenkrantz AB, Parikh N, Kierans AS, Kong MX, Babb JS, Taneja SS, Ream JM.** Prostate Cancer Detection Using Computed Very High b-value Diffusion-weighted Imaging: How High Should We Go? *Acad Radiol* 2016; 23(6): 704–711. doi: 10.1016/j.acra.2016.02.003
16. **Giganti F, Coppola A, Ambrosi A, Ravelli S, Esposito A, Freschi M, Briganti A, Scattoni V, Salonia A, Gallina A, Dehò F, Cardone G, Balconi G, Gaboardi F, Montorsi F, Maschio AD, de Cobelli F.** Apparent diffusion coefficient in the evaluation of side-specific extracapsular extension in prostate cancer: Development and external validation of a nomogram of clinical use. *Urol Oncol* 2016; 34(7). doi: 10.1016/j.urolonc.2016.02.015
17. **Ren J, Huan Y, Wang H, Ge Y, Chang Y, Yin H, Sun L.** Seminal vesicle invasion in prostate cancer: prediction with combined T2-weighted and diffusion-weighted MR imaging. *Eur Radiol* 2009; 19(10): 2481–2486. doi: 10.1007/s00330-009-1428-0
18. **Maurer MH, Heverhagen JT.** Diffusion weighted imaging of the prostate-principles, application, and advances. *Transl Androl Urol* 2017; 6(3): 490–498. doi: 10.21037/tau.2017.05.06
19. **Lebovici A, Sfrangeu SA, Feier D, Caraianni C, Lucan C, Suciu M, Elec F, Iacob G, Buruiian M.** Evaluation of the normal-to-diseased apparent diffusion coefficient ratio as an indicator of prostate cancer aggressiveness. *BMC Med Imaging* 2014; 14: 15. doi: 10.1186/1471-2342-14-15
20. **Vargas HA, Akin O, Franiel T, Mazaheri Y, Zheng J, Moskowitz C, Udo K, Eastham J, Hricak H.** Diffusion-weighted endorectal MR imaging at 3 T for prostate cancer: tumor detection and assessment of aggressiveness. *Radiology* 2011; 259(3): 775–784. doi: 10.1148/radiol.11102066
21. **Giganti F, Pecoraro M, Fierro D, Campa R, Del Giudice F, Punwani S, Kirkham A, Allen C, Emberton M, Catalano C, Moore CM, Panebianco V.** DWI and PRECISE criteria in men on active surveillance for prostate cancer: A multicentre preliminary experience of different ADC calculations. *Magn Reson Imaging* 2020; 67: 50–58. doi: 10.1016/j.mri.2019.12.007
22. **Cha D, Kim CK, Park SY, Park JJ, Park BK.** Evaluation of suspected soft tissue lesion in the prostate bed after radical prostatectomy using 3T multiparametric magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 2015; 33(4): 407–412. doi: 10.1016/j.mri.2014.12.003
23. **le Bihan D.** Intravoxel incoherent motion perfusion MR imaging: a wake-up call. *Radiology* 2008; 249(3): 748–752. doi: 10.1148/radiol.2493081301
24. **Szubert-Franczak AE, Naduk-Ostrowska M, Pasicz K, Podgórska J, Skrzyński W, Cieszanowski A.** Intravoxel incoherent motion magnetic resonance imaging: basic principles and clinical applications. *Pol J Radiol* 2020; 85: e624–e635. doi: 10.5114/pjr.2020.101476
25. **Yao W, Liu J, Zheng J, Lu P, Zou S, Xu Y.** Study on diagnostic value of quantitative parameters of intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging (IVIM-DWI) in prostate cancer. *Am J Transl Res* 2021; 13(4): 3696–3702.
26. **Liu G, Lu Y, Dai Y, Xue K, Yi Y, Xu J, Wu D, Wu G.** Comparison of mono-exponential, bi-exponential, kurtosis, and fractional-order calculus models of diffusion-weighted imaging in characterizing prostate lesions in transition zone. *Abdom Radiol (NY)* 2021. doi: 10.1007/s00261-020-02903-x
27. **Jensen JH, Helpert JA, Ramani A, Lu H, Kaczynski K.** Diffusion kurtosis imaging: the quantification of non-gaussian water diffusion by means of magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 2005; 53(6): 1432–1440. doi: 10.1002/mrm.20508
28. **Rosenkrantz AB, Padhani AR, Chenevert TL, Koh DM, De Keyser F, Taouli B, le Bihan D.** Body diffusion kurtosis imaging: Basic principles, applications, and considerations for clinical practice. *J Magn Reson Imaging* 2015; 42(5): 1190–1202. doi: 10.1002/jmri.24985
29. **Valerio M, Zini C, Fierro D, Giura F, Colarieti A, Giuliani A, Laghi A, Catalano C, Panebianco V.** 3T multiparametric MRI of the prostate: Does intravoxel incoherent motion diffusion imaging have a role in the detection and stratification of prostate cancer in the peripheral zone? *Eur J Radiol* 2016; 85(4): 790–794. doi: 10.1016/j.ejrad.2016.01.006
30. **Si Y, Liu RB.** Diagnostic Performance of Monoexponential DWI Versus Diffusion Kurtosis Imaging in Prostate Cancer: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJR Am J Roentgenol* 2018; 211(2): 358–368. doi: 10.2214/AJR.17.18934