

DIFUZNÍ ZOBRAZENÍ TKÁNÍ NA 3T MR POMOCÍ TECHNIKY RESOLVE (READOUT SEGMENTATION OF LONG VARIABLE ECHO-TRAINS)

3T MAGNETIC RESONANCE DIFFUSION IMAGING OF TISSUES BY MEANS OF RESOLVE (READOUT SEGMENTATION OF LONG VARIABLE ECHO-TRAINS) TECHNIQUE

prehledový článek

Radek Tupý
Jiří Ferda
Radek Süs
Jan Kaster

Klinika zobrazovacích metod LF UK
a FN, Plzeň

Přijato: 15. 2. 2016.

Korespondenční adresa:

MUDr. Ing. Radek Tupý
Klinika zobrazovacích metod LF UK
a FN
alej Svobody 80, 306 40 Plzeň
e-mail: tupyr@fnplzen.cz

Podpořeno projektem Minister-
stva zdravotnictví ČR Koncepční
rozvoj výzkumné instituce
00669806 – FN Plzeň a Progra-
mem rozvoje vědních oborů
Karlovy Univerzity (projekt P36).

Konflikt zájmů: žádný.

Hlavní stanovisko práce

Přehledový článek shrnuje omezení konvenčního
echoplanárního difuzně váženého zobrazení mag-
netickou rezonancí na 3T přístrojích a představuje
jejich komplexní řešení technikou RESOLVE.

SOUHRN

**Tupý R, Ferda J, Süs R, Kaster J. Difuzní
zobrazení tkání na 3T MR pomocí techni-
ky RESOLVE (REadout Segmentation Of
Long Variable Echo-trains)**

Difuzně vážené zobrazení tkání je zásadní
součástí vyšetřovacích protokolů magne-
tické rezonance. Snížení jeho kvality na 3T
přístrojích v porovnání s 1,5T je při použití
konvenčních metod náběru dat významné
a vyžaduje hledání nových postupů. Tech-
nika RESOLVE (REadout Segmentation
Of Long Variable Echo-trains) představuje
volbu, která zmenšuje geometrické distorze
a poskytuje vyšší prostorové rozlišení obra-
zu, nicméně při prodloužené době vyšetření.

Klíčová slova: magnetická rezonance, di-
fuzně vážené zobrazení, echo planární zob-
razení, RESOLVE.

Major statement

A review article summarizing the limitations of con-
ventional echo planar diffusion-weighted magnetic
resonance imaging on 3T scanners, and introducing
RESOLVE technology comprehensive solutions.

SUMMARY

**Tupý R, Ferda J, Süs R, Kaster J. 3T mag-
netic resonance diffusion imaging of
tissues by means of RESOLVE (REadout
Segmentation Of Long Variable Echo-
trains) technique**

Diffusion-weighted tissue imaging is very
important part of magnetic resonance exa-
mination protocols. There is significant de-
crease of its quality in 3T compared to 1,5T
machines if conventional techniques of data
collections are used, and new methods are
needed to be applied. RESOLVE (REadout
Segmentation Of Long Variable Echo-
trains) technique represents an option re-
ducing geometric distortions and providing
higher spatial resolution, however, with pro-
longed examination duration.

Key words: magnetic resonance, diffusi-
on weighted imaging, echo-planar imaging,
RESOLVE.

ÚVOD

Difuzně vážené zobrazení (DWI) tkání pomocí magnetické rezonance (MR) je velmi významnou a již řadu let zcela neodmyslitelnou součástí vyšetřovacích protokolů mnoha tělesných oblastí a orgánů. Metoda má schopnost nepřímo charakterizovat vlastnosti tkáně v úrovni její mikrostruktury na základě velikosti volného tepelného pohybu molekul vody. Pevné místo má tato metoda ve vyšetřování patologických změn centrální nervové soustavy a v problematice onkologické (1, 2). Vývoj všech zobrazovacích metod klade v první řadě důraz na rostoucí kvalitu výsledného zobrazení, tedy na prostorové rozlišení a tkáňový kontrast. V případě zobrazování MR je důležitým parametrem i doba potřebná k provedení vyšetření. Tyto nároky se samozřejmě týkají i difuzně váženého zobrazení. Z fyzikálního principu zobrazování MR vyplývá, že primárním parametrem, který dovolí vyšší kvalitu zobrazení, je velikost magnetické indukce přístroje, neboť na ní závisí množství protonů vodíku, podílejících se na vzniku měřitelného signálu, z něhož je výsledný obraz rekonstruován (3). S rostoucí hodnotou magnetické indukce vyšetřovacích přístrojů však nabývají na významu i některé negativně působící aspekty, které při hodnotách magnetické indukce do 1,5T mohou být zanedbány, u 3T přístrojů jsou již limitující (4). Konkrétně pro DWI s náběrem dat prováděným konvenční technikou echoplanárního zobrazení Single-Shot Echo Planar Imaging (SS-EPI) je rozdíl mezi 1,5T a 3T přístrojem z hlediska negativních vlivů na výslednou kvalitu zobrazení natolik významný, že vyžaduje vývoj nových technik náběru dat (obr. 1).

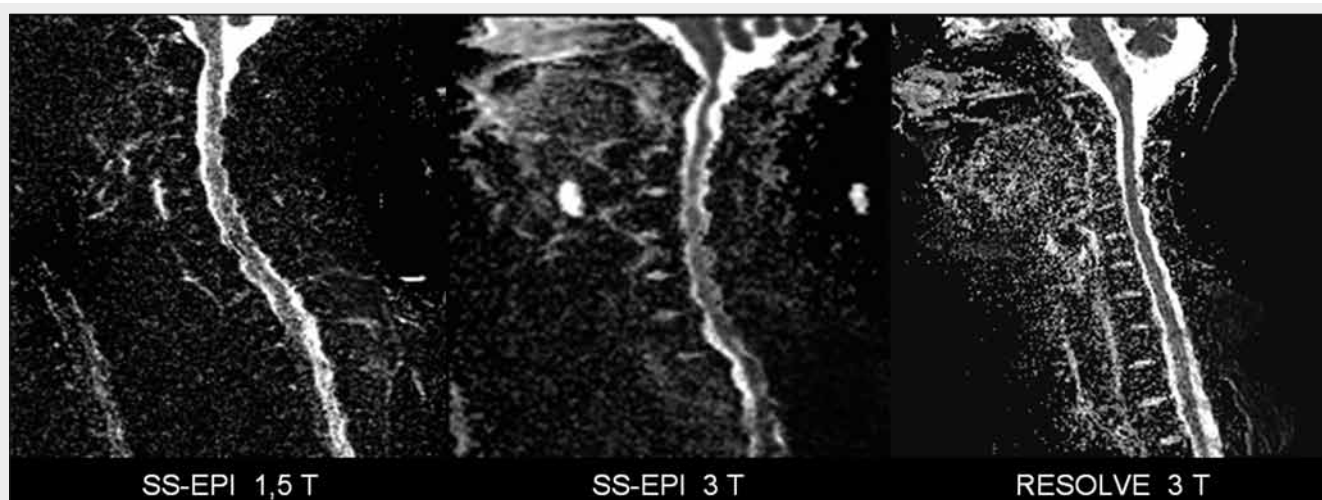
PRINCIP DIFUZNĚ VÁŽENÉHO ZOBRAZENÍ

K měření difuzivity se standardně používá modifikovaná sekvence spinového echa (5). Modifikace spočívá ve vřazení

dvou symetrických bipolárních gradientních difuzi vážících pulzů v časové posloupnosti před a za refokuační 180° radiofrekvenční (RF) pulz (obr. 2). První z obou gradientů vede během svého působení k „řízené“ ztrátě synchronicity precesního pohybu protonů vodíkových jader, po refokuačním pulzu následující gradient (s opačnou polaritou) vede naopak k „řízenému“ znovuzískání synchronicity precesního pohybu protonů vodíku. Po tomto procesu jsou synchronní precesní pohyby pouze těch protonů, které setrvaly v relativně malém prostoru po celou dobu průběhu sekvence, a byly tedy ovlivněny oběma gradientními pulzy, v takovéto situaci je měřitelný nejvyšší elektromagnetický signál – echo. Naproti tomu protony jader atomů vodíku, které do vyšetřovaného objemu vcestovaly v době již působících gradientů, nebo naopak z vyšetřovaného objemu vycestovaly, nevykazují synchronní precesní pohyb a jejich elektromagnetický signál měřitelný není (obr. 3). Z principu takto koncipované sekvence vyplývá její extrémní citlivost na pohyb vyšetřované tkáně a tendence k tvorbě pohybových artefaktů.

DIFUZNĚ VÁŽENÉ ZOBRAZENÍ S KONVENČNÍM NÁBĚREM DAT SS-EPI

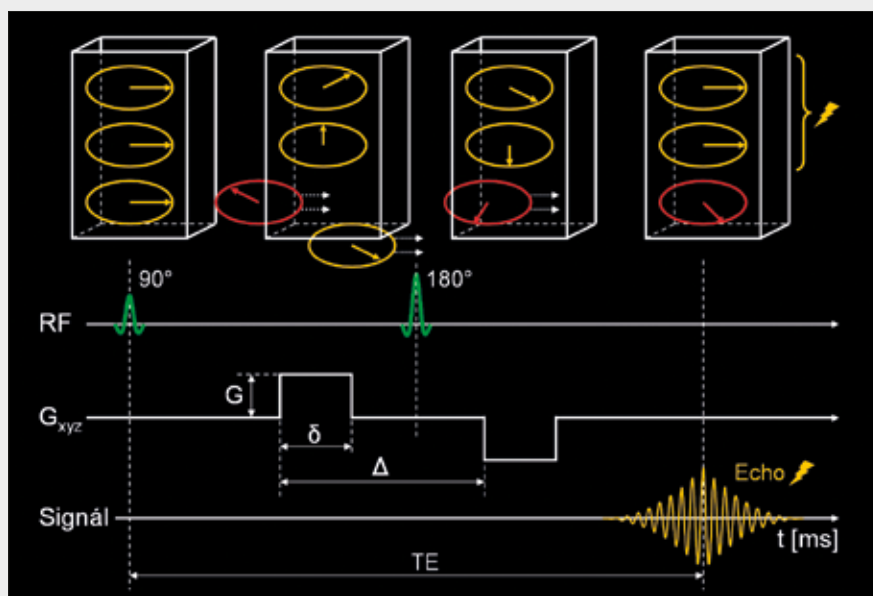
Nejjednodušším a také nejčastěji používaným řešením vysoké citlivosti difuzně vážené sekvence k pohybovým artefaktům je volba metody náběru dat v jednom kroku pro celý zvolený řez, tj. technika SS-EPI (6). Po jednom průběhu difuzně vážené sekvence (tj. po jediném excitačním 90° a refokuačním 180° RF pulzu), v čase po skončení druhého symetrického difuzi vážícího gradientního pulzu, dojde v rychlém sledu k přepínání gradientů fázového (G_{pe}) i frekvenčního (G_{fc}) kódování a načtení celého k-prostoru řádek po řádku po klikaté trajektorii (obr. 3, 4). Doba načtení jednoho řádku k-prostoru se pohybuje v řádech jednotek ms, doba načtení celého k-prostoru jednoho řezu vyšetřované tkáně řádově stovky ms.



▲ Obr. 1

Obr. 1. Mapy aparentního difuzního koeficientu (ADC) krční páteře a míchy získané na přístrojích s rozdílnou magnetickou indukcí a použitím rozdílných technik. Nejvyšší míra geometrických distorzí je patrná na prostředním obrázku – SS-EPI na 3T přístroji.

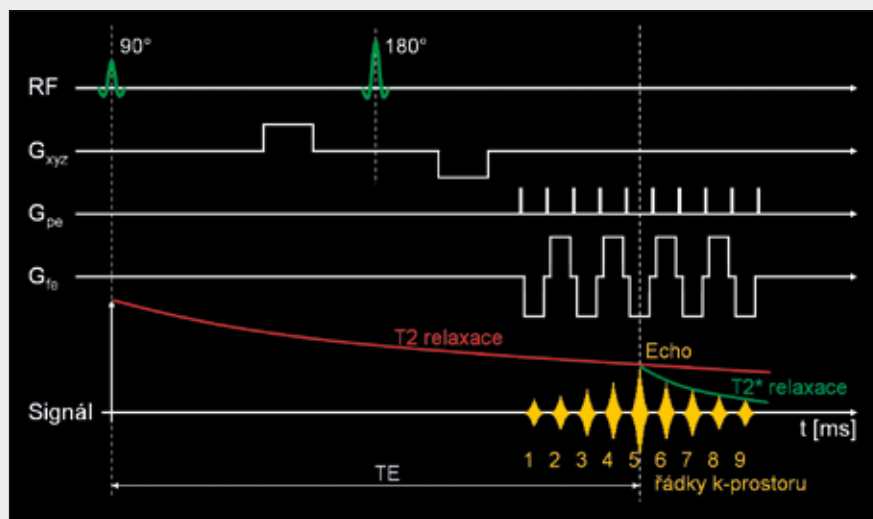
Fig. 1. Apparent diffusion coefficient (ADC) imaging of cervical column and spine obtained by different magnetic induction scanners and techniques. The most significant geometric distortions are present in the middle picture – SS-EPI at 3T scanner.



◀ Obr. 2

Obr. 2. V horní polovině jsou žlutě znázorněny protony vodíku setrvávající ve sledovaném objemu v průběhu sekvence, na konci sekvence vysílají měřitelný signál. Dole je zjednodušené schéma sekvence difuzně váženého zobrazení, parametry G , δ a Δ charakterizují míru difuzního vážení sekvence, a určují tak velikost b faktoru.

Fig. 2. In the upper part of the scheme, there are shown hydrogen protons (in yellow) lingering in the reference volume during the course of the sequence, and transmitting measurable signal at the end of the sequence. In the lower part, there is simplified scheme of diffusion-weighted sequences imaging, the parameters G , δ and Δ characterize the degree of diffusion weighted sequences and determine the size of b factor.



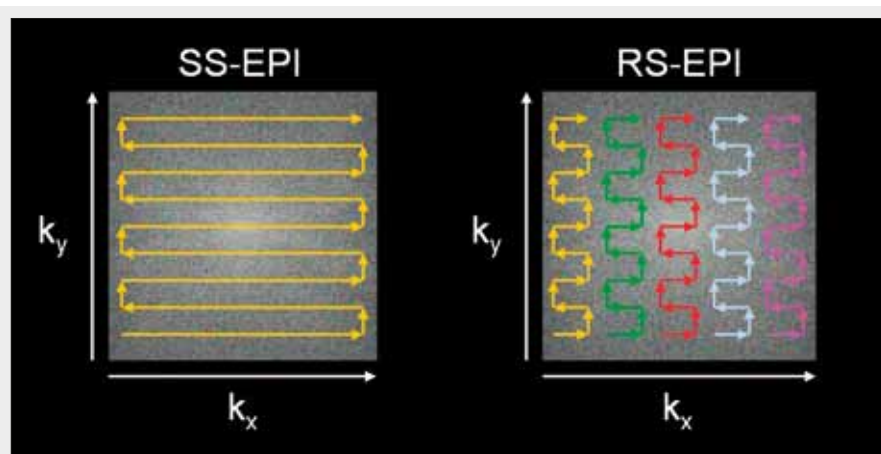
◀ Obr. 3

Obr. 3. Zjednodušené schéma sekvence difuzně váženého zobrazení s načítáním dat metodou SS-EPI: G_{xyz} – gradient difuzního vážení, G_{pe} – gradient fázového kódování, G_{fe} – gradient frekvenčního kódování

Fig. 3. Simplified scheme of diffuse weighted imaging with the SS-EPI data collection: G_{xyz} – diffusion gradient, G_{pe} – phase encoding gradient, G_{fe} – frequency encoding (readout) gradient

Během relativně krátké doby náběru dat jednoho řezu se významně neuplatní neovlivnitelné pohyby vyšetřované tkáně, a dojde tak k omezení vzniku pohybových artefaktů DWI. Díky metodě náběru dat SS-EPI však sekvence difuzního vážení naproti tomu získává zvýšenou citlivost na nehomogenitu magnetického pole. Oblasti nehomogenit magnetického pole jsou v nejvyšší míře přítomné na rozhraních materiálů a tkání s rozdílnou susceptibilitou, např. vzduch/měkká tkáň, kost/měkká tkáň, v okolí kalcifikací a feromagnetických látek. Obecně v místech, kde není magnetické pole homogenní, dochází z fyzikálního principu MR ke změnám frekvencí precesních pohybů protonů vodíku. I drobné změny frekvence se ve výsledku projeví vznikem chyb fáze. Fázové chyby postupně s časem narůstají po celou dobu trvání souvislého čtení k-prostoru. U SS-EPI se projevuje kumulace chyb fáze. Fázová chyba vzniklá při čtení každého jednoho řádku se přenesou i do všech řádků následujících, data každého řádku obsahují fázovou chybu o velikosti součtu fázových chyb všech předcházejících řádků, v posledním načteném řádku je fázová chyba největší. Je to způsobeno tím, že mezi načítáním jednotlivých řádků k-prostoru nedochází k nulování fáze (tj. i mazání její chyby), jak by tomu bylo v případě, kdyby byl

pro každý řádek opakovan excitační 90° RF pulz. Protože fáze je kódována pozice řádku v k-prostoru, způsobují chyby fáze v rekonstruovaném obraze chyby umístění, které se projevují geometrickými distorzemi obrazu ve směru fázového kódování. Další limitací SS-EPI je projevení se vlivu $T2^*$ relaxace, který vzhledem k poměru rychlosti $T2^*$ a době nutné k načtení dat celého k-prostoru, nelze účinně eliminovat použitím techniky spinového echa (viz obr. 3). Pokles signálu způsobený $T2^*$ relaxací se v obraze projeví neostrotí jemných detailů (blurring artifact), a je tak omezeno prostorové rozlišení. Delší přípravná fáze difuzně vážené sekvence (způsobená dobou trvání difuzi kódujících gradientů) v kombinaci s relativně dlouhým načítáním dat prodlužuje echo time (TE). Dlouhý TE se projeví poklesem signálu způsobeným $T2$ relaxací. U přístrojů s vyšší hodnotou magnetické indukce jsou všechny výše popsané negativní vlivy na kvalitu zobrazení umocněny, protože s rostoucí hodnotou magnetické indukce se zkracuje $T2$ i $T2^*$ relaxace a na rozhraních materiálů s různou susceptibilitou se tvoří výraznější nehomogenity magnetického pole (roste chyba fáze). Metody prostého zkrácení TE a doby načítání k-prostoru, které by vedly k redukci výše popsaných negativních vlivů u SS-EPI jsou díky technickým



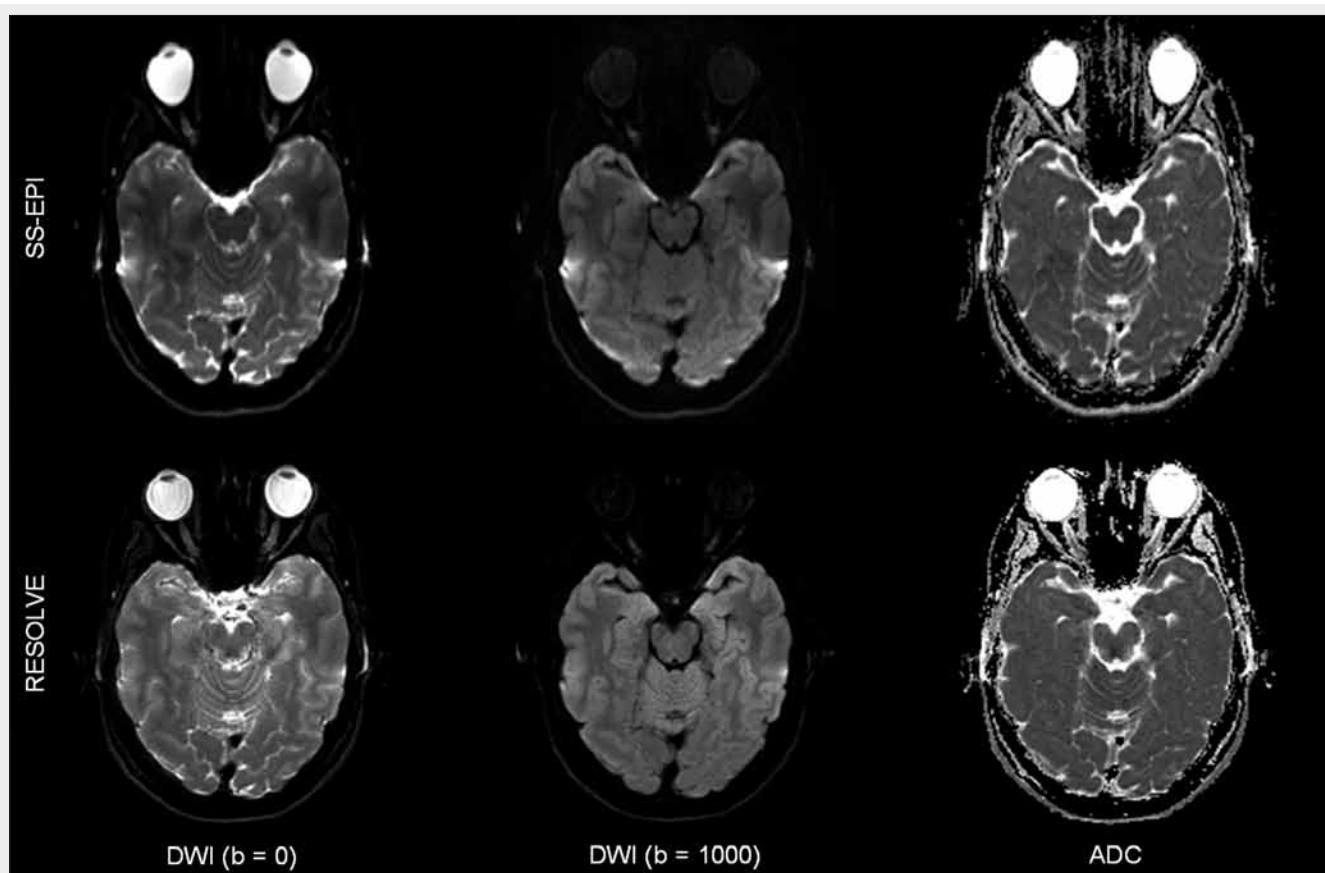
◀ Obr. 4

Obr. 4. Trajektorie náběru dat k-prostoru u SS-EPI (jeden RF pulz pro celý k-prostor) a segmentace k-prostoru u techniky RS-EPI (po jednom RF pulzu pro každý segment): k_x – směr fázového kódování, k_y – směr frekvenčního kódování
 Fig. 4. Trajectory of k-space reading in SS-EPI (one RF pulse to represent the whole k-space) and the segmentation of the k-space in RS-EPI (one RF pulse to represent each segment): k_x – the phase encoding direction, k_y – the frequency encoding direction

a fyzikálním omezením vždy kompromisem k dalším parametrům ovlivňujícím kvalitu zobrazení: Zvětšení šířky pásma (bandwidth BW) snižuje odstup signál šum (signal-to-noise ratio SNR), snížení hustoty vzorkování ve směru fázového kódování zmenšuje velikost matice (matrix size) (7).

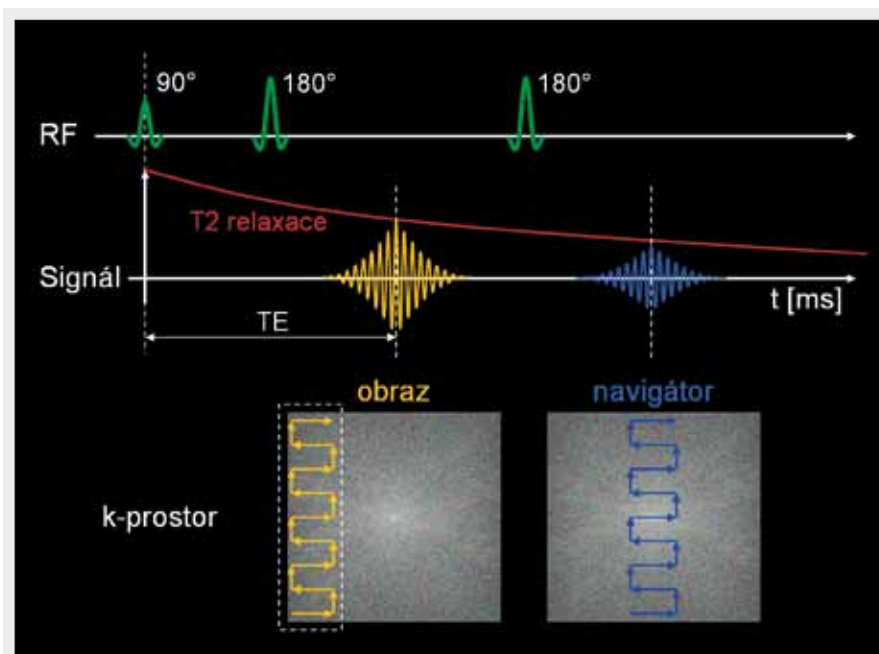
Sofistikovanější řešení používají k redukci popsanych negativních vlivů působících na obraz různé způsoby změny načítání dat k-prostoru. V zásadě se dají rozdělit na metody:

- zkracující dobu náběru dat redukcí plochy načtené části k-prostoru, např. Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin-Echo (HASTE)
- s různou trajektorií načítání k-prostoru, např. Blade (Propeller), Spiral
- se segmentací načítání dat k-prostoru, např. Phase encode segmented EPI (interleaved EPI), Readout-Segmented EPI (RS-EPI)



▲ Obr. 5

Obr. 5. Srovnání difuzně váženého zobrazení SS-EPI a RESOLVE: horní řada – geometrické distorze obrazu vedoucí ke změně tvaru lebky a mozku, očních bulbů, nízký signál struktur orbit, oboustranně temporálně hypesignální obrazové artefakty; dolní řada – ostřejší obraz s minimálními distorzemi a artefakty
 Fig. 5. Comparison of diffuse weighted imaging in SS-EPI and RESOLVE: upper row – geometric distortions of the imaging leading to an altered shape of the skull, brain, eyeballs, low signaling of ocular orbits and hyper-signaling artifacts on both temporal sides; lower row – sharper image with minimum distortions and artifacts



◀ Obr. 6

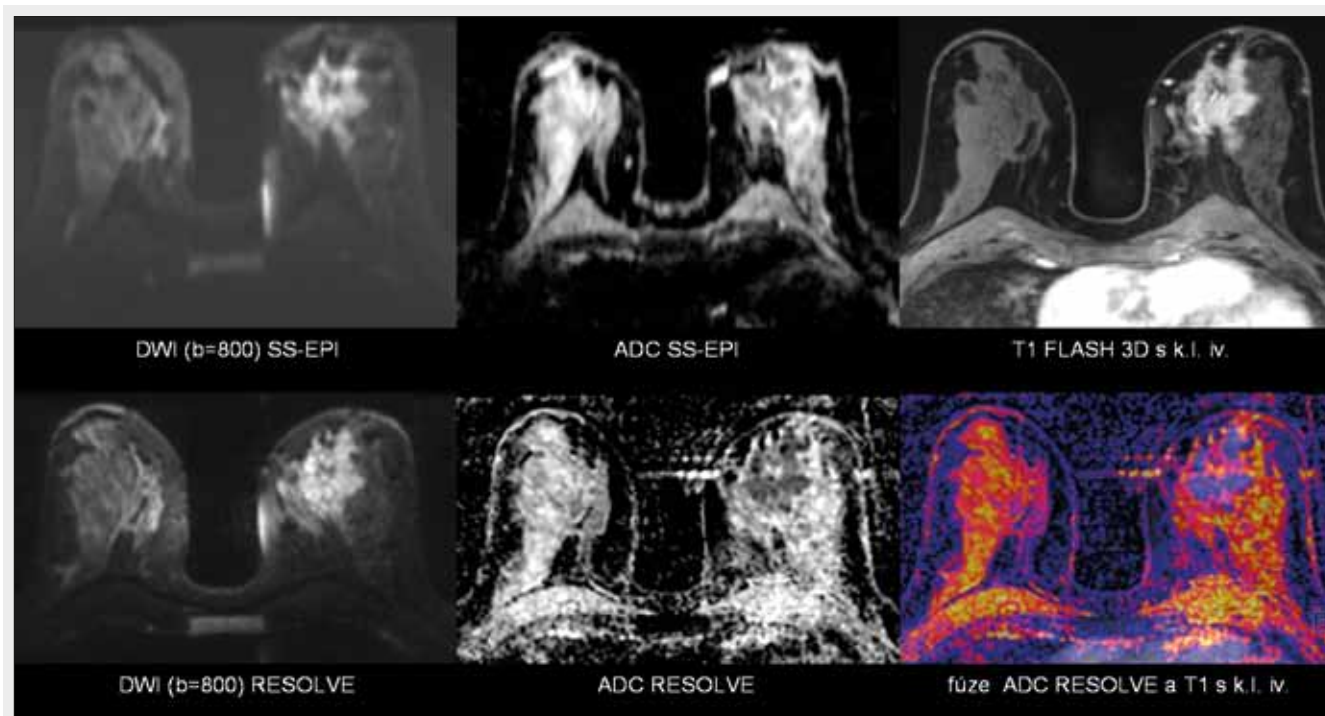
Obr. 6. Zjednodušené schéma sekvence s náběrem dat navigátoru využitelných ke korekcím chyb u techniky RESOLVE

Fig. 6. Simplified scheme of navigator data collections in RESOLVE technique used to correct errors

RESOLVE

Technika RESOLVE (REadout Segmentation Of Long Variable Echo-trains) je výsledkem komplexního přístupu řešení problematiky difúzně váženého zobrazení na přístrojích s vyšší hodnotou magnetické indukce. Základem této metody

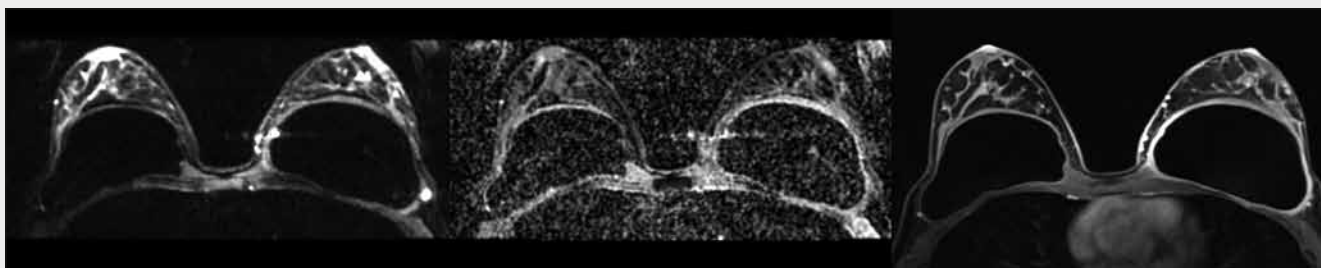
je difúzně vážená sekvence s technikou náběru dat RS-EPI. Principem RS-EPI je rozdělení náběru dat k-prostoru jednoho vyšetřovaného řezu na několik segmentů ve směru frekvenčního kódování (obr. 4). Každý segment pokrývá pouze část k-prostoru ve frekvenční oblasti, ale obsahuje kompletní data fázevého kódování. Trajektorie náběru dat jednoho segmen-



▲ Obr. 7

Obr. 7. Rozsáhlý papilokarcinom levého prsu: významné geometrické distorze obrazu SS-EPI a naopak minimální distorze u RESOLVE dovolující kvalitní fúzi s morfoloickým zobrazením

Fig. 7. Large papillary carcinoma of the breast (left): significant geometric distortions of SS-EPI imaging and minimum distortions in RESOLVE allowing good quality fusion with morphological imaging

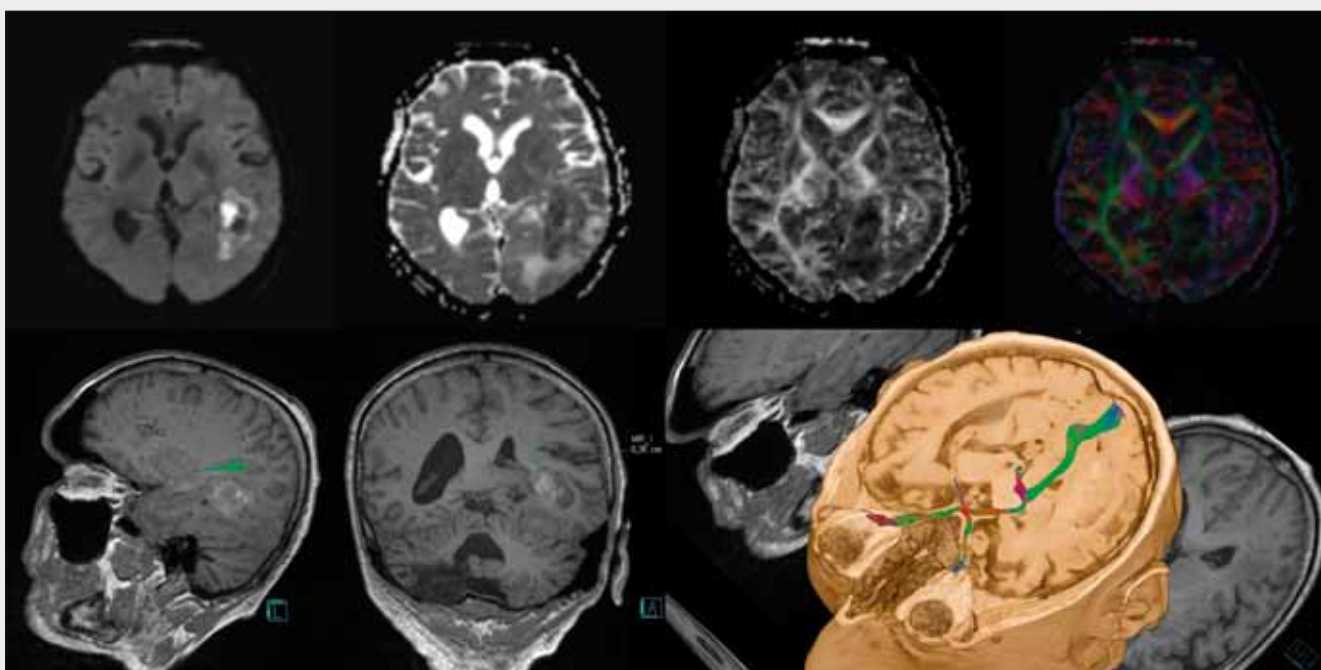


▲ Obr. 8

Obr. 8. RESOLVE DWI s b faktorem 50, ADC mapa a T1 FLASH zobrazení po nitrožilním podání kontrastní látky u pacientky po augmentaci prsů s poškozením pláště levého implantátu a lemem fibrózy při jeho povrchu patrný ve všech třech zobrazeních s minimálními distorcemi
 Fig. 8. RESOLVE DWI with b factor 50, ADC maps and T1 FLASH imaging after i.v. contrast administration in a patient after breast augmentation surgery, with left implant cover damage and fibrosis edge covering detected in all the three imaging with minimum distortions

tu k-prostoru u RS-EPI je v porovnání s trajektorií u SS-EPI kratší a klade menší časové nároky. Díky tomu je možné zkrátit TE sekvenční, a snížit tak vliv poklesu signálu T2 i T2* relaxací (8, 9). Kratší trvání náběru dat jednoho segmentu se také zásadně projevuje menší chybou fáze, a tedy méně významnými geometrickými distorcemi výsledného obrazu (obr. 5). Naproti tomu náběr dat každého jednoho segmentu představuje vlastní běh sekvenční difuzního vážení. Počet opakování sekvenční (včetně gradientů difuzního vážení) odpovídá počtu segmentů. Doba načtení celého k-prostoru jednoho řezu je tedy u RS-EPI rovna násobku počtu segmentů oproti SS-EPI. Toto celkové prodloužení času zvyšuje u difuzně vážené sekvenční

s RS-EPI citlivost na fázové chyby způsobené pohybem vyšetřované tkáně. Pro jejich potlačení se u techniky RESOLVE využívá signál navigátoru (10, 11). V průběhu sekvenční následuje po vzorkování dat obrazového echa každého segmentu k-prostoru druhý refokuační 180° RF pulz k vyvolání druhého echa (již s nižší amplitudou signálu díky T2 relaxaci). Signál druhého echa je využit jako navigátor (obr. 6). Gradienty frekvenčního kódování jsou během načítání signálu navigátoru nastaveny tak, aby byly vždy lokalizovány do centrálního segmentu k-prostoru bez ohledu na pozici předcházejícího segmentu obrazového. Ve směru fázového kódování je k-prostor navigátoru stejně jako k-prostor obrazu vzorkován



▲ Obr. 9

Obr. 9. Zobrazení tenzoru difuze (DTI) metodou RESOLVE na 3T přístroji u pacienta s tumorem mozku vlevo temporálně: horní řada – mapy difuzního vážení (TRACE), ADC, frakční anizotropie (FA) a frakční anizotropie s barevným kódováním směru vektoru (ColFA); dolní řada – rekonstrukce průběhu optické dráhy
 Fig. 9. Diffusion tensor imaging (DTI) in RESOLVE technique in 3T machine in a patient with left temporal brain tumor: upper row – diffuse weighted maps (TRACE), ADC, fractional anisotropy (FA) and colored fractional anisotropy (ColFA) encoding vector directions; lower row – optic tract reconstruction

v celém rozsahu, pro oba je tedy ve směru fázového kódování splněn Nyquistův-Shannonův teorém. Tato skutečnost vede k matematicky snadnějšímu využití dat navigátoru k dvou-rozměrné nelineární korekci poškozených dat obrazu (10, 12). V případě, že jsou obrazová data poškozena pohybovými artefakty do té míry, že není možné je daty navigátoru opravit, disponuje sekvence RESOLVE systémem znovunačtení dat nejvíce poškozených segmentů (13). Ke zkrácení doby vyšetření je možné použít technik paralelní akvizice dat (14, 15).

SHRnutí

Konvenční způsob načítání dat DWI způsobuje výraznou citlivost na nehomogenity magnetického pole. Dochází ke geometrickým distorzím a artefaktům v obrazech, které mohou v některých částech obrazu výrazně omezit, nebo znemožnit hodnocení difuzivity ve tkáních. Nejčastěji k tomuto jevu dochází v blízkosti kompaktní kosti (okolí pyramid, v sousedství

kalvy, v orbitách, v páteřním kanálu). U orgánů a tkání, které jsou pravidelně strukturované, lze v některých případech příslušné oblasti na morfologicky přesném zobrazení a deformovaném DWI identifikovat a vzájemně spárovat, není však technicky možná kvalitní fúze obrazů. U orgánů a tkání, které mají nepravidelně utvářenou strukturu (např. prsní tkáň, nehomogenní tumory), nebo v oblastech, kde je kladen důraz na přesné anatomické poměry (plánovací vyšetření pro neurochirurgický výkon s využitím neuronavigace a traktografie), přináší nemožnost přesného spárování odpovídající oblasti na dvou odlišných zobrazeních diagnostické obtíže (obr. 7). Tyto limitace narůstají s použitím přístrojů s vyšší magnetickou indukcí. Technika difuzně váženého zobrazení RESOLVE je komplexním řešením tohoto problému a otevírá cestu ve využití dalších možností přístrojů s vyšší hodnotou magnetické indukce (16–18). Ve výsledku zmenšuje geometrické distorze a poskytuje vyšší prostorové rozlišení obrazu. Nevýhodou je nárůst doby vyšetření oproti konvenčnímu single-shot echo planárnímu zobrazení.

LITERATURA

- Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RG. Diffusion-weighted MR imaging of the brain. *Radiology* 2000; 217(2): 331–345.
- Koh DM, Collins DJ. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188(6): 1622–1635.
- Springer E, Dymerska B, Cardoso PL, Robinson SD, Weisstanner C, Wiest R, Schmitt B, Tractnig S. Comparison of Routine Brain Imaging at 3 T and 7 T. *Invest Radiol* 2016; ; Feb 8 [Epub ahead of print].
- Lavdas I, Miquel ME, McRobbie DW, Aboagye EO. Comparison between diffusion-weighted MRI (DW-MRI) at 1.5 and 3 tesla: a phantom study. *J Magn Reson Imaging* 2014; 40(3): 682–690.
- Stejskal EO. Use of spin echoes in a pulsed magnetic-field gradient to study naitropic, restricted diffusion and flow. *J Chem Phys* 1965; 43: 3597.
- Poustchi-Amin M, Mirowitz SA, Brown JJ, McKinsty RC, Li T. Principles and applications of echo-planar imaging: a review for the general radiologist. *Radiographics* 2001; 21(3): 767–779.
- Graessner J. Bandwith in MRI? Siemens Healthcare, Hamburg, Germany (www.healthcare.siemens.com)
- Holdsworth SJ, Skare S, Newbould RD, Guzman R, Blevins NH, Bammer R. Readout-segmented EPI for rapid high resolution diffusion imaging at 3 T. *Eur J Radiol* 2008; 65(1): 36–46 [Epub 2007, Nov 5].
- Frost R, Porter DA, Miller KL, Jezzard P. Implementation and assessment of diffusion-weighted partial Fourier readout-segmented echo-planar imaging. *Magn Reson Med* 2012; 68(2): 441–451.
- 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.
- Porter DA. 2D-navigator-based re-acquisition for motion artefact suppression in multi-shot, diffusion-weighted imaging. In: *Proceedings of the 14th Annual Meeting of ISMRM, Seattle, Washington, USA 2006* (abstract 1047).
- Miller KL, Pauly JM. Nonlinear phase correction for navigated diffusion imaging. *Magn Reson Med* 2003; 50(2): 343–353.
- Nguyen Q, Clemence M, Ordidge RJ. The use of intelligent re-acquisition to reduce scan time in MRI degraded by motion. In: *Proceedings of the 6th Annual Meeting of ISMRM, Sydney, Australia 1998* (abstrakt 134).
- Heidemann RM, Porter DA, Anwander A, Feiweier T, Heberlein K, Knösche TR, Turner R. Diffusion imaging in humans at 7 T using readout-segmented EPI and GRAPPA. *Magn Reson Med* 2010; 64(1): 9–14.
- Frost R, Jezzard P, Douaud G, Clare S, Porter DA, Miller KL. Scan time reduction for readout-segmented EPI using simultaneous multislice acceleration: Diffusion-weighted imaging at 3 and 7 Tesla. *Magn Reson Med* 2014; 74: 136–149.
- Kida I, Ueguchi T, Matsuoka Y, Zhou K, Stemmer A, Porter D. Comparison of Diffusion-Weighted Imaging in the Human Brain Using Readout-Segmented EPI and PROPELLER Turbo Spin Echo With Single-Shot EPI at 7 T MRI. *Invest Radiol* 2016; Jan 20 [Epub ahead of print].
- Yeom KW, Holdsworth SJ, Van AT, Iv M, Skare S, Lober RM, Bammer R. Comparison of readout-segmented echo-planar imaging (EPI) and single-shot EPI in clinical application of diffusion-weighted imaging of the pediatric brain. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 200(5): W437–443.
- Bogner W, Pinker-Domenig K, Bickel H, Chmelik M, Weber M, Helbich TH, Tractnig S, Gruber S. Readout-segmented echo-planar imaging improves the diagnostic performance of diffusion-weighted MR breast examinations at 3.0 T. *Radiology* 2012; 263(1): 64–76.