

INFLUENCE OF PARAMETERS ON IMAGE QUALITY USING FAST SPIN ECHO (FSE) AND COMPARISON WITH THE CONVENTIONAL METHOD OF SPIN ECHO (SE)

Radim Kořínek

Master Degree Programme (2), FEEC BUT
E-mail: xkorin06@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Karel Bartušek
E-mail: bartusek@feec.vutbr.cz

ABSTRACT

The article deals with the effects of parameters TE (echo time), ETL (echo train length) and ETE (effective echo time) in the FSE method. The images are compared in terms of signal / noise ratio (SNR). The importance of these parameters is explained in the article and also is described here algorithm for composing of all data in to k-space before 2-D fast Fourier transform. Measured images are analyzed and we determine the best settings for our sample. Multinuclear spectrometer/ tomograph 4.7 T/200mm was used for this experiment.

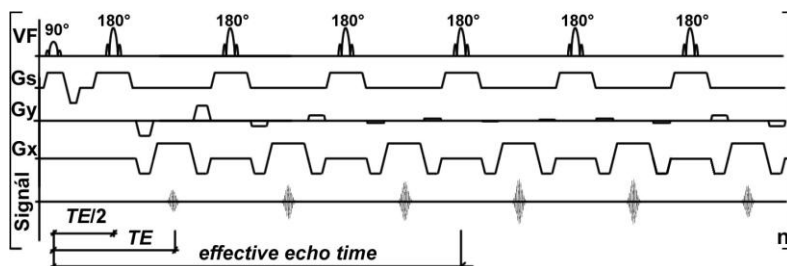
1. ÚVOD

Metoda rychlého spinového echa (FSE) se řadí mezi rychlé metody v MRI (Magnetic Resonance Imaging) a oproti konvenční metodě spinového echa (SE) je doba sejmутí obrazu mnohonásobně kratší. Princip metody SE a FSE je podrobně popsán např. v [1], [2] nebo [3].

Zde jsou zkoumány tři významné parametry metody: doba echa (TE - Time Echo), efektivní echo čas (ETE - Effective Echo Time) a počet ech v sekvenci (ETL - Echo Train Length).

2. PARAMETRY A ALGORITMUS PRO ZPRACOVÁNÍ DAT Z TOMOGRAFU

Výše uvedené časové parametry jsou vyznačeny v příkladu pulzní sekvence na Obr. 1. Kromě TE , ETE a ETL je významným parametrem i repetiční doba TR , ale ta ovlivňuje zejména celkovou dobu měření.



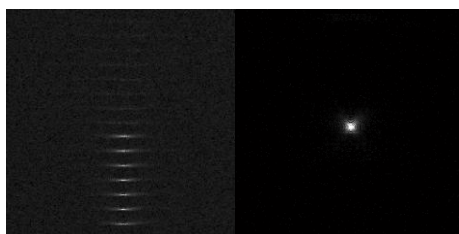
Obrázek 1: Část pulzní sekvence FSE pro $ETL = 6$

Jak je vidět v sekvenci na Obrázku 1, po aplikaci 180° vf pulzu je aktivován gradient, který způsobí vybuzení spinového echa. Doba echa TE je závislá na materiálových vlastnostech měřeného vzorku. Kontrast a poměr signál/šum (SNR) MRI obrazu je primárně určen časovou pozicí echa. V tomto čase má fázově kódovací gradient nejmenší úroveň a rozfázování spinů je nejmenší, ale úroveň signálu je největší. Dobu od excitačního 90° vf pulzu až po dobu, kdy je fázově kódovací gradient nejmenší, nazýváme tedy efektivní echo čas. Posledním významným parametrem je ETL nebo-li počet ech v sekvenci. Je to počet 180° vf pulzů v jedné sekvenci a jím odpovídajících ech.[3]

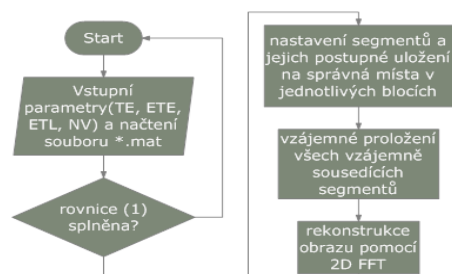
Důležitou roli při skládání dat do k -prostoru hraje poměr ETE/TE , z čehož vyplývá i to, že pro různé poměry budou i data odlišně skládána, viz příklad na Obr. 2. Proto byl z tohoto důvodu vytvořen algoritmus pro jejich korektní poskládání. Vstupní parametry musí splňovat tyto podmínky,

$$(ETE \bmod (TE \cdot 4) = 0) \wedge \left(\frac{ETE}{TE} \leq ETL \right) \wedge (NV \bmod (ETL \cdot 4) = 0), \quad (1)$$

kde NV je velikost obrazu ve fázově kódovacím směru a mod je operace modulo. Algoritmus lze rozdělit na 3 části, viz Obr. 3. První část má za úkol přeskládání do bloků, které jsou tvořeny segmenty o velikosti $NV/(2 \cdot ETL)$ řádků. Počet segmentů tvořící blok kolem středu k -prostoru je dán počtem ech v sekvenci, tedy velikosti ETL . Počet segmentů dalších dvou bloků (horní a spodní) je dán poměrem ETE/TE . V druhé části dochází k vzájemnému proložení každých dvou sousedících segmentů. Počet proložených řádků na hranici každého segmentu je roven $[NV/(2 \cdot ETL)]/4$. Tímto získáme korektní data, které pak v poslední části transformuje v tomto případě pomocí 2D rychlé Fourierovy transformace (2D FFT).



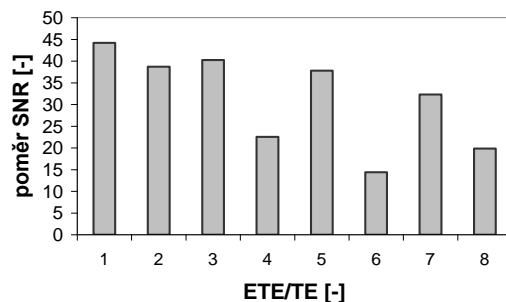
Obrázek 2: Snímaná MRI data před algoritmem a po algoritmu před samotnou 2D FFT. Velikost obrazu 256x256 bodů.



Obrázek 3: Vývojový diagram algoritmu pro přeskládání dat a jejich vykreslení.

3. EXPERIMENT

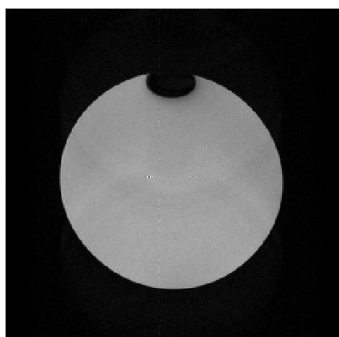
Kvalita změřených obrazů byla hodnocena z hlediska poměru SNR a také množstvím artefaktů v obrazu. Pro výpočet SNR je nutné určit ze získaného obrazu střední hodnotu užitečného signálu, střední hodnotu pozadí a standardní odchylku STD, která odpovídá šumu. Měření bylo provedeno pro nastavení $ETL = 4,8$ a 16 ech s příslušnými časy ETE , které musí



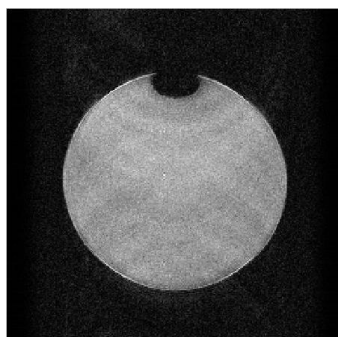
Obrázek 4: Vliv poměru ETE/TE na poměr

odpovídat kritériu, že E_{TE}/TE nesmí být větší než je ETL . Ostatní parametry byly pro všechny obrazy stejné.

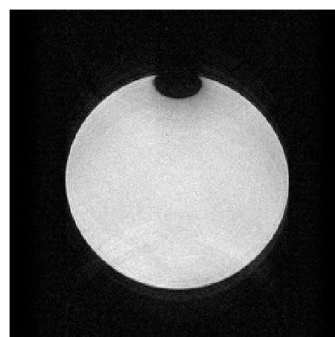
SNR obrazu pro $ETL = 8$ ech;



Obrázek 5: Obraz získaný spinovým echem, $TE = 14$ ms, $TR = 3000$ ms, velikost obrazu 256 x 256 pix, SNR = 45,64;



Obrázek 6: Nejhorší obraz. $ETL = 16$ ech, $TE = 14$ ms, $E_{TE} = 210$ ms, velikost obrazu 256 x 256 pix, $TR = 3000$ ms, SNR = 15,67;



Obrázek 7: Nej kvalitnější obraz. $ETL = 8$ ech, $TE = 14$ ms, $E_{TE} = 70$ ms, velikost obrazu 256 x 256 pix, $TR = 3000$ ms, SNR = 37,81;

Také v případě konvenčního spinového echa (SE) byly hodnoty TE ponechány stejné z důvodu porovnatelnosti výsledků.

Nevýhodou klasického spinového echa je jeho velká časová náročnost, ale na druhou stranu získáme obrazy s vysokou kvalitou a velkým poměrem SNR – viz snímek na Obrázku 5, který byl získán za dobu 768 s. Naproti tomu snímky získané rychlým spinovým echem byly získány za 48 s (Obrázek 6) a za 96 s (Obrázek 7).

4. ZÁVĚR

Parametry ETL , E_{TE} a TE mají výrazný podíl na kvalitě získaného obrazu. Celkem bylo měřeno 28 obrazů metodou FSE, ze kterých byl určen nej kvalitnější obraz na základě SNR a také podstatnou roli hraje subjektivní hodnocení obrazu (artefakty v obraze). Optimální nastavení vychází $ETL = 8$ ech a poměr $E_{TE}/TE = 5$. Tímto nastavením můžeme získat nejlepší možný obraz pro metodu FSE. Jednoznačně je vidět, že obraz při SE je nej kvalitnější z měřených obrazů, ale na druhou stranu lze říci, že FSE v kombinaci s rychlostí snímání je výhodnější. Pokles kvality obrazu snímaného metodou FSE oproti konvenčnímu SE není významný ve srovnání s nárůstem rychlosti měření.

V článku jsou uvedeny poznatky, které byly získány při řešení grantových projektů GACR 102/09/0314 a výzkumného záměru MSM 0021630513.

LITERATURA

- [1] KOŘÍNEK, R. Měření relaxačních konstant technikami magnetické rezonance: bakalářská práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008. 58 s.;
- [2] IMAIOS;
URL <http://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences/Spin-echo> (březen 2010)
- [3] University of Oxford, FMrib Centre, Department of Clinical Neurology;
URL <http://users.fmrib.ox.ac.uk/~peterj/lectures/kospace/index.htm> (únor 2010)