臨床技術

論文受付

2016年6月27日

論文受理

2016年11月11日

Code No. 261

Spoiled equilibrium pulse を使用した
3D 高速 SE 法の基礎的検討

小川匡史 鍛冶尚利 土橋俊男

日本医科大学付属病院放射線科

緒言

可変再収束フリップ角を使用した 3-dimensional (3D) 高速 spin echo (SE) 法は、頭頸部領域の magnetic resonance imaging (MRI) 検査における T_2 強調画像や fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR)、更に造影前後の T_1 強調画像の撮像にも利用されている^{1~4)}。しかし、 T_1 強調画像の撮像においては、高い echo train length (ETL) 数に起因する T_1 コントラストの低下が危惧されている²⁾。これを補うために複数

エコー計測後に $+90^\circ$ pulse を印加して残存横磁化を静磁場と反対の方向 ($-Z$ 軸方向) に倒すことにより、 T_1 コントラストを向上させる spoiled equilibrium (SpE) pulse という撮像技術がある。米山らは pre-pulse として motion-sensitized driven-equilibrium (MSDE) pulse を使用した 3D 高速 SE 法において、SpE pulse と類似した撮像技術である anti-driven equilibrium pulse を併用することにより、 T_1 コントラストが大幅に改善したことを報告している⁵⁾。このこ

Fundamental Study of Three-dimensional Fast Spin-echo Imaging with Spoiled Equilibrium Pulse

Masashi Ogawa,* Naoto Kaji, and Toshio Tsuchihashi

Department of Radiology, Nippon Medical School Hospital

Received June 27, 2016; Revision accepted November 11, 2016

Code No. 261

Summary

Three-dimensional fast spin-echo (3D FSE) imaging with variable refocusing flip angle has been recently applied to pre- or post-enhanced T_1 -weighted imaging. To reduce the acquisition time, this sequence requires higher echo train length (ETL), which potentially causes decreased T_1 contrast. Spoiled equilibrium (SpE) pulse consists of a resonant $+90^\circ$ radiofrequency (RF) pulse and is applied at the end of the echo train. This $+90^\circ$ RF pulse brings residual transverse magnetization to the negative longitudinal axis, which makes it possible to increase T_1 contrast. The purpose of our present study was to examine factors that influence the effect of spoiled equilibrium pulse and the relationship between T_1 contrast improvement and imaging parameters and to understand the characteristics of spoiled equilibrium pulse. Phantom studies were conducted using an magnetic resonance imaging (MRI) phantom made of polyvinyl alcohol gel. To evaluate the effect of spoiled equilibrium pulse with changes in repetition time (TR), ETL, and refocusing flip angle, we measured the signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio (CNR). The effect of spoiled equilibrium pulse was evaluated by calculating the enhancement rate of CNR. The factors that influence the effect of spoiled equilibrium pulse are TR, ETL, and relaxation time of tissues. Spoiled equilibrium pulse is effective with increasing TR and decreasing ETL. The shorter the T_1 value, the better the spoiled equilibrium pulse functions. However, for tissues in which the T_1 value is long (>600 ms), at a TR of 600 ms, improvement in T_1 contrast by applying spoiled equilibrium pulse cannot be expected.

Key words: spoiled equilibrium (SpE) pulse, T_1 contrast, three-dimensional fast spin-echo (3D FSE), variable refocusing flip angle, magnetic resonance imaging (MRI)

*Proceeding author

Fig. 1 T_1 -weighted image of MRI-dedicated phantom used in this study and the position of the region of interest for the measurement of SNR and CNR.

(A) saline solution, (B) polyvinyl alcohol gel containing 82% water, (C) 0.1 mmol/l Gd^{3+} , (D) 0.3 mmol/l Gd^{3+}

とから SpE pulse においても T_1 コントラストが改善される点に関しては明らかであるが、SpE pulse の効果に影響を及ぼす因子、更に撮像条件に依存してどの程度 T_1 コントラストが改善されるかなど不明な点がある。本研究の目的は、SpE pulse の T_1 コントラスト改善効果に影響を及ぼす因子や撮像条件との関係を明らかにし、SpE pulse の特性を把握することである。

1. 方法

1-1 使用機器

使用装置は株式会社日立製作所社製 1.5 T MRI 装

Table T_1 value and T_2 value of each sample used in this study

	T_1 value (ms)	T_2 value (ms)
0.3mmolGd	308.2	59.1
0.1mmolGd	576.9	66
PVA82%	865.4	58.2
Saline solution	2194.6	2003

置 ECHELON OVAL であり、使用したコイルは装置内蔵の body コイルである。ファントムには日興ファインズ工業株式会社製ポリビニールアルコール (polyvinyl alcohol: PVA) ファントム 90-401 型を用い、試料として生理食塩水、含水率 82% の PVA ゲル (PVA82%) と含水率 82% PVA に 0.1 mmol/l のガドリニウムイオン (Gd^{3+}) が含まれる試料 (0.1mmolGd)、0.3 mmol/l の Gd^{3+} が含まれる試料 (0.3mmolGd) を使用した (Fig. 1)。緩和時間の異なる四つの試料の T_1 値、 T_2 値は inversion recovery (IR) 法、および SE 法にて測定し、その結果を Table に示す。

1-2 使用した撮像シーケンスと撮像条件

本検討に使用した 3D 高速 SE 法は refocusing pulse のフリップ角を任意に可変することが可能なシーケンスであり、 k 空間の充填法は kx - ky 平面を centric order, ky - kz 平面を放射状としているため、円柱状の k 空間充填となる (Fig. 2)。 k 空間の 4 隅は充填されず、zero filling 処理を行った後に画像再構成が行われる。撮像条件は 3D 高速 SE 法による T_1 強調画像を基本とし、TR/TE : 600/6.6 ms, field of view (FOV) : 270 mm, rectangular FOV : 100%, ETL : 10, slice

Fig. 2 k -space trajectory of the imaging sequence used in this study.

The data acquisition for each shot started at the k -space center and progressed toward the higher spatial frequencies (a). As radial data sampling is employed in the y - z direction, the k -space is filled cylindrically (b).

Fig. 3 Change in SNR of each sample when SpE pulse is ON and OFF.

thickness : 6 mm, number of slice : 14, flip angle : 90°, refocusing flip angle : 180°, receiver band width : 248.1 Hz/pixel, matrix : 320×256, NEX : 1, scan time : 2 min 47 s とした. この撮像条件を基準として, 以下の項目について検討を行った.

1-3 検討項目

3D 高速 SE 法の撮像パラメータである TR, ETL, refocusing pulse のフリップ角の変化が SpE pulse の効果に及ぼす影響を調べるために, 信号雑音比 (signal-to-noise ratio: SNR) とコントラスト雑音比 (contrast-noise-ratio: CNR) の測定を行った. SNR と CNR は下式に従い算出した. 受信ゲインの差による信号値の変動は, Rescale Slope という各画像の画素値を信号強度に変換する重み係数で補正することにより回避した.

$$\text{SNR} = (\pi/2)^{1/2} \cdot \text{SI}_a / \text{SI}_{\text{air}}$$

$$\text{CNR} = (\pi/2)^{1/2} \cdot |(\text{SI}_a - \text{SI}_b)| / \text{SI}_{\text{air}}$$

SI_a, SI_b : 関心領域内の平均信号値

SI_{air} : 空中の関心領域内の平均信号値

1-3-1 TR, ETL の変化が SpE pulse の効果に及ぼす影響

TR を 200 ms から 1400 ms まで 200 ms ごとに変化させてファントムの撮像を行い, ETL は設定可能な最小値である 10 を基準として, 14, 18, 22 の 4 種類について検討を行った. 得られた画像から 4 種類の試料の SNR を測定した. 次に, PVA82% に対する 0.3mmolGd の CNR, PVA82% に対する 0.1mmolGd の CNR を算出した. SNR, CNR 測定時の関心領域は

Fig. 1 のように設定し, SpE pulse 併用の有無について, それぞれ同様の条件で撮像を行った. SpE pulse の T₁ コントラストの改善効果を評価するため, 下式に従い CNR の増加率を算出した. なお, SNR と CNR は, ファントム撮像を 3 回行い, その平均値で評価を行った.

$$\text{CNRの増加率(\%)} = (\text{CNR}_{\text{on}} - \text{CNR}_{\text{off}}) / \text{CNR}_{\text{off}} \times 100$$

CNR_{on} : SpE pulse を使用したときの CNR

CNR_{off} : SpE pulse を使用しなかったときの CNR

1-3-2 Refocusing pulse のフリップ角の変化が SpE pulse の効果に及ぼす影響

TR を 600 ms, ETL を 10 に固定し, refocusing pulse のフリップ角を 80° から 180° まで 20° ごとに变化させてファントム撮像を行った. 得られた画像を使用して検討項目 1-3-1 と同様に CNR を求め, CNR の増加率を算出した. なお, refocusing pulse のフリップ角を変化させた際の CNR の測定に関しては, ファントム撮像を 5 回行い, その平均値で評価を行った. 算出した CNR の増加率が refocusing pulse のフリップ角によって影響を受けているか否かを判断するために, 一元配置分散分析を用いて統計学的有意差検定を行った. p<0.05 の場合, refocusing pulse のフリップ角による SpE pulse の効果への影響があると判断した.

2. 結果

2-1 TR, ETL の変化が SpE pulse の効果に及ぼす影響

ETL 10 のときの各試料の SNR の変化を Fig. 3 に示す. TR が長くなるほど SNR は上昇し, SpE pulse を使用することにより SNR は低下した. また, 同一

Fig. 4 Influence on CNR between the samples of PVA82% and 0.3mmolGd due to difference in TR and ETL (without SpE pulse).

Fig. 5 Influence on CNR between the samples of PVA82% and 0.3mmolGd due to difference in TR and ETL (with SpE pulse).

Fig. 6 Influence on CNR between the samples of PVA82% and 0.1mmolGd due to difference in TR and ETL (without SpE pulse).

Fig. 7 Influence on CNR between the samples of PVA82% and 0.1mmolGd due to difference in TR and ETL (with SpE pulse).

TR における SNR 低下の程度は、生理食塩水において最も大きかった。

PVA82% に対する 0.3mmolGd の CNR の変化を Fig. 4, 5 に、PVA82% に対する 0.1mmolGd の CNR の変化を Fig. 6, 7 に示す。PVA82% に対する 0.3mmolGd の CNR は TR 600 ms において最も高い値を示し、SpE pulse の有無により CNR が最大となる TR は変化しなかった。しかし、PVA82% に対する 0.1mmolGd の CNR では TR 800 ms 近辺に認められたピークが、SpE pulse の使用により 100 ms 程度延長した。

PVA82% に対する 0.3mmolGd の CNR の増加率を Fig. 8、PVA82% に対する 0.1mmolGd の CNR の増加率を Fig. 9 に示す。SpE pulse による CNR の増加率

は TR が長いほど、ETL が小さいほど高くなる傾向が認められた。しかし、TR が短い場合、CNR の増加率がマイナスとなる部分も生じた。試料の T_1 値が長くなるほど SpE pulse による T_1 コントラストの改善効果が得られる TR は長くなった。

2-2 Refocusing pulse のフリップ角の変化が SpE pulse の効果に及ぼす影響

PVA82% に対する 0.3mmolGd の CNR 増加率の変化と PVA82% に対する 0.1mmolGd の CNR 増加率の変化を Fig. 10 に示す。それぞれに対して統計学的有意差検定を行った結果、p 値はそれぞれ 0.12, 0.14 となり有意差は認められなかった。

Fig. 8 Influence on the enhancement ratio of CNR between the samples of PVA82% and 0.3mmolGd due to difference in TR and ETL.

Fig. 9 Influence on the enhancement ratio of CNR between the samples of PVA82% and 0.1mmolGd due to difference in TR and ETL.

Fig. 10 Change in the enhancement ratio of CNR due to difference in the flip angle of refocusing pulse.

3. 考 察

SpE pulse は高速 SE 法において複数のエコー信号を計測した後に $+90^\circ$ pulse を印加することにより、残存横磁化を $-Z$ 軸方向に倒す撮像技術である。これにより残存横磁化は静磁場に対して 180° 反転した状態から緩和が開始される。そのため組織の T_1 値の差が通常の高速 SE 法に比較してより縦磁化に反映されることになり、 T_1 コントラストの改善を図ることが可能となる。しかし、SpE pulse による T_1 コントラストの改善は撮像条件によって影響を受けることが考えられ、 T_1 コントラストの改善の程度やその効果に影響を及ぼす因子に関して不明な点がある。そこで今回われわれは SpE pulse の特徴を把握することを目的に検討を行った。

SpE pulse による T_1 コントラストの改善は組織の T_1 値や TR, ETL によって影響を受け、refocusing pulse のフリップ角の変化は SpE pulse の効果に影響を及ぼしていなかった (Fig. 10)。TR は長いほど T_1 コントラストの改善効果が高くなる傾向が認められたが、TR 400 ms 以下では CNR の増加率がマイナスとなることもあり、SpE pulse によって T_1 コントラストが低下した (Fig. 8, 9)。この原因として SpE pulse を使用したシーケンスでは複数エコー計測後の残存横磁化を $-Z$ 軸方向に転換させているため、TR 400 ms 以下では SpE pulse によって T_1 コントラストが改善されなかったことが考えられる。このことから SpE pulse は TR の設定に応じて併用の有無を判断する必要があることがわかる。また、試料の T_1 値が長くなるほど、SpE pulse による T_1 コントラストの改善効果が得られる TR が延長した。これに関しても SpE pulse が残存横磁化を $-Z$ 軸方向に転換させていることが原因であり、 T_1 値の長い試料では SpE pulse により T_1 値の差が最も縦磁化に反映される TR が延長したことが考えられる。これは PVA82% に対する 0.1mmol Gd の CNR の変化において、SpE pulse の併用により CNR が最大となる TR が延長したことからわかる (Fig. 6, 7)。これらのことから、組織の T_1 値が短いほど SpE pulse の効果が得られやすいことがわかるが、SpE pulse の効果を考える際には、組織の T_1 緩和のみならず、 T_2 減衰も考慮する必要がある。SpE pulse 併用に伴う同一 TR における各試料の SNR 低下の程度は、生理食塩水が他の試料に比べて最も小さくなった (Fig. 3)。これは T_2 値が長い生理食塩水では他の試料に比べて残存横磁化が大きくなり、SpE

pulseによってその磁化が-Z軸方向に転換させられるために、よりSNRが低下したと考えられる。この結果から組織の T_1 値のみならず、 T_2 値もSpE pulseの効果に影響を及ぼしていることが推測される。

TR 600 ms, ETL 10の撮像条件下におけるSpE pulseによるCNRの増加率は、 T_1 値が300 ms程度の0.3mmolGdでは10.5%、600 ms程度の0.1mmolGdでは-1.1%となった(Fig. 8, 9)。灰白質、白質の T_1 値はそれぞれ1000 ms、650 ms程度であるため^{6~8)}、TR 600 msにおいてはSpE pulseによるさらなる白質、灰白質間コントラストの改善を望めない。米山らはTR 400 msにおいても T_1 コントラストの改善がみられたことを報告しているが、彼らはMSDE pulseを併用した3D高速SE法で検討を行っており、残存横磁化への組織の T_2 値の影響は、本検討で使用した3D高速SE法と比較して、より多く含まれることが考えられる。そのため、 T_2 値の短い組織の残存横磁化はMSDE pulseを併用しなかったときに比べて小さくなり、SpE pulseによって-Z軸方向に転換される磁化の大きさも小さくなる。よってMSDE pulseを併用した3D高速SE法ではTR 400 msにおいても T_1 コントラストの改善がみられたと考えられる。

ETLもSpE pulseの効果に影響を及ぼし、ETLが大きくなるほどSpE pulseの効果は低くなった。この原因としては、ETLの増加に伴いTEの長い成分が画像形成に寄与したことのほかに、SpE pulseが適用されてから次のexcitation pulseが印加されるまでの時間が短くなったことも考えられる。ETLの増加はデータ収集時間の延長を招き、SpE pulseが適用されてから次のexcitation pulseが印加されるまでの時間も短くなる。その結果、縦緩和が行われる時間も短くなり T_1 コントラストの低下が生じ、SpE pulseの効果の低下につながったことが推測される。しかし、 T_1 値の長い試料ではETL 14-22におけるCNRの増加率の変化は緩やかであり(Fig. 9)、SpE pulseの効果は維持されていることから、ETLの変化に伴うSpE pulseの効果への影響は、組織の T_1 値によっても変化することが推測される。3D高速SE法におけるETLの設定は、画像コントラストや撮像時間などとの兼ね合いで決めることが多いが、SpE pulseの効果はETLが小さいほど高くなる傾向があるということも念頭に置いて設定する必要がある。Figure 9のTR 1200 ms, ETL 18のときのCNR増加率がETL 22のときに比べて低くなっているが、これはFig. 7におけるTR 1200 ms, ETL 18のときのCNRがETL 22のときに比べ若干低いことが関係していると考えられる。

SpE pulseの効果は組織の緩和時間、TR、ETLによって影響を受ける。 T_1 値が300 ms程度の組織では縦磁化の回復が速く進むため、TRが400 msを超える値に設定されていればSpE pulseの効果を得られるようになる(Fig. 8)。SpE pulseの効果を得られやすい1例として、血液脳関門が破綻した領域が考えられ、この領域では造影剤の血管外への漏出により著しい T_1 短縮が生じる⁷⁾。このことから高速SE法におけるSpE pulseは造影後の撮像で使われることが推奨される。しかし、心電同期や脈波同期を使用した高速SE法における T_1 強調画像の撮像では、造影剤の使用の有無にかかわらず、SpE pulseは適した撮像技術であることが考えられる。これらの同期を使用した撮像ではTRが被検者の心拍に依存するため、TRが延長する傾向にあり、頸動脈のプラークイメージングではTRの延長による T_1 コントラストの低下がプラークの性状評価に支障を来すという報告もある⁹⁾。SpE pulseはTRが延長するほどCNRの増加率が高くなるため、心電同期や脈波同期を使用した T_1 強調画像の撮像には推奨される。これらの同期を使用した T_1 強調画像の撮像は、頸動脈のプラークイメージングをはじめ、心臓などでも使用されており^{10~12)}、実際の臨床では2Dで撮像されることが多い。SpE pulseの適用はSNRの低下を招くため、2D高速SE法への使用は適していないように思われる。しかし、心電同期や脈波同期を使用した2D高速SE法ではTRが比較的長い状況下で撮像が行われるため、TRの延長に伴うSNRの増加がSpE pulseの使用によるSNRの低下を補うことが期待できる。実際に並木らが心電同期を併用したdouble inversion recovery法における T_1 強調画像において、長いTRにおいても良好な T_1 コントラストが維持されたことを報告している¹³⁾ことから2Dでも同様の傾向がみられることが推測され、使用可能であることが考えられる。

4. 結 論

3D高速SE法におけるSpE pulseに関して基礎的検討を行い、以下の結論を得た。

- 1) SpE pulseによる T_1 コントラスト改善の効果に影響を及ぼす因子は、組織の緩和時間、TRとETLである。
- 2) SpE pulseによる T_1 コントラスト改善の効果はTRを長くするほど、ETLを小さくするほど高い。
- 3) T_1 値の長い組織においては、TRを短く設定した場合、SpE pulseによる T_1 コントラストの改善効果は得られにくく、逆に T_1 コントラストを低下させて

しまうこともある。

4) SpE pulse の使用により SNR は低下し、 T_1 値、 T_2 値の長い組織ほど顕著である。

今後は人体における頭部の造影 MRI 検査や心電同期を使用した T_1 強調画像の撮像に対して使用し、その有用性を実際に検証する必要がある。

謝 辞

本研究にご協力いただきました株式会社日立製作所の皆様に、この場をお借りして深く御礼申し上げます。

なお、本研究の要旨は第 44 回日本放射線技術学会秋季学術大会(2016 年、大宮)にて発表した。

参考文献

- 1) Majigsuren M, Abe T, Kageji T, et al. Comparison of Brain Tumor Contrast-enhancement on T_1 -CUBE and 3D-SPGR Images. *Magn Reson Med Sci* 2016; 15(1): 34-40.
- 2) Komada T, Naganawa S, Ogawa H, et al. Contrast-enhanced MR imaging of metastatic brain tumor at 3 tesla: utility of T_1 -weighted SPACE compared with 2D spin echo and 3D gradient echo sequence. *Magn Reson Med Sci* 2008; 7(1): 13-21.
- 3) Baumert B, Wörtler K, Steffinger D, et al. Assessment of the internal craniocervical ligaments with a new magnetic resonance imaging sequence: three-dimensional turbo spin echo with variable flip-angle distribution (SPACE). *Magn Reson Imaging* 2009; 27(7): 954-960.
- 4) Naganawa S. The Technical and Clinical Features of 3D-FLAIR in Neuroimaging. *Magn Reson Med Sci* 2015; 14(2): 93-106.
- 5) Yoneyama M, Nakamura M, Takahara T, et al. Improvement of T_1 contrast in whole-brain black-blood imaging using motion-sensitized driven-equilibrium prepared 3D turbo spin echo (3D MSDE-TSE). *Magn Reson Med Sci* 2014; 13(1): 61-65.
- 6) Lu H, Nagae-Poetscher LM, Golay X, et al. Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2005; 22(1): 13-22.
- 7) Steen RG, Reddick WE, Ogg RJ, et al. Effect of a gadodiamide contrast agent on the reliability of brain tissue T_1 measurements. *Magn Reson Imaging* 1999; 17(2): 229-235.
- 8) Cho S, Jones D, Reddick WE, et al. Establishing norms for age-related changes in proton T_1 of human brain tissue in vivo. *Magn Reson Imaging* 1997; 15(10): 1133-1143.
- 9) Narumi S, Sasaki M, Ohba H, et al. Altered carotid plaque signal among different repetition times on T_1 -weighted magnetic resonance plaque imaging with self-navigated radial-scan technique. *Neuroradiology* 2010; 52(4): 285-290.
- 10) Watanabe Y, Nagayama M, Suga T, et al. Characterization of atherosclerotic plaque of carotid arteries with histopathological correlation: vascular wall MR imaging vs. color Doppler ultrasonography (US). *J Magn Reson Imaging* 2008; 28(2): 478-485.
- 11) Vignaux OB, Augui J, Coste J, et al. Comparison of single-shot fast spin-echo and conventional spin-echo sequences for MR imaging of the heart: initial experience. *Radiology* 2001; 219(2): 545-550.
- 12) Menghetti L, Basso C, Nava A, et al. Spin-echo nuclear magnetic resonance for tissue characterisation in arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy. *Heart* 1996; 76(6): 467-470.
- 13) 並木 隆, 米山正己, 中村理宣, 他. 心電同期併用頸動脈 DIR-black blood imaging における Anti-DRIVE 法を用いた T_1 強調コントラストの改善. 第 40 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, 2012-9, 日本磁気共鳴医学会, 日磁医誌 2012; 32(supple): 317.

問合せ先

〒113-8603 文京区千駄木 1-1-5
日本医科大学付属病院放射線科 小川匡史