原 著

3.0T MRI装置を用いた3D Double IR FSPGR法による
血液のアーチファクトの低減藤原康博^{1,2)}・松田 豪³⁾・石森佳幸⁴⁾・山口 功^{1,2)}・林 弘之⁵⁾
大越優祐¹⁾・大谷友梨子¹⁾・宮地利明²⁾・木村浩彦⁶⁾

1) 福井大学医学部附属病院放射線部

2) 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

3) GE横河メディカルシステム株式会社マーケティング本部画像応用技術センター

4) 茨城県立医療大学保健医療学部放射線技術科学科

5) 福井大学高エネルギー医学研究センター

6) 福井大学医学部病態解析医学講座放射線医学領域

論文受付
2007年4月2日論文受理
2007年8月28日

Code No. 261

緒 言

頭部領域のmagnetic resonance imaging (MRI)においてT1強調画像は、臨床に広く利用されており、その撮像にはspin echo法を用いることが一般的である。それに対して、3.0Tでは高い静磁場強度によってsignal-to-noise ratio (SNR) が向上するが、組織のT1緩和時間の延長、RF磁場(B₁)の不均一などの問題によって高速なgradient echo型のシーケンスが用いられることが多

い¹⁻⁴⁾。それらの撮像法の一つであるthree-dimensional inversion recovery prepared fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state (3D IR FSPGR)法は、比較的短時間に3D収集を行い、inversion recovery (IR) pulseをpre pulseとして付加することによって組織のコントラストを向上させる特徴を併せ持つ⁵⁻⁷⁾。しかし、inversion timeの間にfreshな血液の信号が流入するため、in-flow効果によって高信号のアーチファクト

Reduction of Vascular Artifact on T1-weighted Images of the Brain by Using Three-dimensional Double IR Fast Spoiled Gradient Echo Recalled Acquisition in the Steady State (FSPGR) at 3.0 Tesla

Yasuhiro Fujiwara,^{1,2)} Tsuyoshi Matsuda,³⁾ Yoshiyuki Ishimori,⁴⁾ Isao Yamaguchi,^{1,2)} Hiroyuki Hayashi,⁵⁾ Yusuke Ookoshi,¹⁾ Yuriko Ootani,¹⁾ Tosiaki Miyati,²⁾ and Hirohiko Kimura⁶⁾

1) Department of Radiology, Fukui University Hospital

2) Division of Health Sciences, Kanazawa University Graduate School of Medical Science

3) GE Yokogawa Medical Systems Ltd. Marketing Division, Imaging Application Tech Center

4) Department of Radiological Sciences, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences

5) University of Fukui Biomedical Imaging Research Center

6) Department of Radiology, Faculty of Medical Sciences, University of Fukui

Received April 2, 2007; Revision accepted August 28, 2007; Code No. 261

Summary

The purpose of this study was to decrease vascular artifacts caused by the in-flow effect in three-dimensional inversion recovery prepared fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state (3D IR FSPGR) at 3.0 Tesla. We developed 3D double IR FSPGR and investigated the signal characteristics of the new sequence. The 3D double IR FSPGR sequence uses two inversion pulses, the first for obtaining tissue contrast and the second for nulling vascular signal, which is applied at the time of the first IR period at the neck region. We have optimized scan parameters based on both phantom and *in-vivo* study. As a result, optimized parameters (1st TI=700 ms, 2nd TI=400 ms) successfully have produced much less vessel signal at reduction than conventional 3D IR FSPGR over a wide imaging range, while preserving the signal-to-noise ratio (SNR) and gray/white matter contrast. Moreover, the decreased artifact was also confirmed by visual inspection of the images obtained *in vivo* using those parameters. Thus, 3D double IR FSPGR was a useful sequence for the acquisition of T1-weighted images at 3.0 Tesla.

Key words: magnetic resonance (MR), 3.0 Tesla, three-dimensional fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state (3D IR FSPGR), vascular, artifact

別刷資料請求先: 〒910-1193 福井県吉田郡永平寺町松岡下合月23-3
福井大学医学部附属病院放射線部 藤原康博 宛

を位相方向に生ずる欠点があるものの、現時点では回避するためのpre pulseなどの機構を持たない。特に、3.0TではSNRの向上によって、アーチファクトの信号強度自体が大きくなることや B_0 磁場の不均一によって、拍動を伴った血液の信号が画質の低下に及ぼす影響は顕著である^{8,9)}。そのためわれわれは、その影響を低減するための手法を以前に考案し、アーチファクトの低減には一定の効果を得たが、撮像領域内のSNRが低下する欠点を有しており、さらなる改善が求められていた¹⁰⁾。

そこで、従来の3D IR FSPGR法(以下、従来法)をもとにしたthree-dimensional double inversion recovery prepared fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state(3D 2IR FSPGR)法を新たに開発し、適正な撮像条件を検討した。

1. 3D 2IR FSPGR法の原理

新たに開発した3D 2IR FSPGR法のパルスシーケンスダイアグラムをFig. 1に示す。本法は、従来法に対して、さらにIR pulseを加えたシーケンスである。まず、縦磁化のコントラストを向上させるためにinversion timeが700ms程度のスライス選択IR pulse(1st IR pulse)を撮像領域に印加し、次に撮像領域下方の頸部領域に対して選択的にIR pulse(2nd IR pulse)を印加する(Fig. 2)。その後、一定のinversion timeにおいてFSPGR法によってスライス選択RF pulseを印加し、画像収集を行うシーケンスである。k空間の充填方法は、位相エンコード方向がsequential orderingでスライスエンコード方向がcentric orderingにて行う。また、1st IR pulseと2nd IR pulseは位相方向のエンコードごとに印加する。ここで、1st IR pulseから画像収集までの時間を1st inversion time(1st TI)、2nd IR pulseから画像収集までの時間を2nd inversion time(2nd TI)と定義する。2nd IR pulseは、1st IR pulseの励起を受けずに、撮像領域に流入してくるfreshな血液の信号強度を低下させることを目的としている。2nd IR pulseによって印加された血液の信号強度は、血液のT1値に従って指数関数的に回復するためにnull pointに近いタイミングで画像収集を行うことで、低く抑えることが可能であることが予測される。

2. 使用機器およびボランティア

MRI装置：Signa Excite HD 3.0Tおよび受信用8 channel brain coil(GE横河メディカルシステム株式会社製)
ファントム：生体(脳組織)に近いT1値となるように濃度を調整した希釈造影剤(Gd-DTPA) T1値：430, 795, 1284msをそれぞれ封入したプラスチック製の円柱容器(長さ200mm, 内径90mm)

Fig. 1 Pulse sequence diagram of 3D double IR FSPGR.

Fig. 2 A position of each IR pulse in 3D double IR FSPGR.

健常ボランティア：5名(年齢26～30歳，平均28.4歳)

なお、ボランティアの撮像に際しては本研究の目的および意義について十分な説明を行い、書面にて同意を得た。また、各撮像時において、MRI装置の送受信のゲインはすべて同一に固定した。

3. 実験方法

3-1 ファントムでの検討

T1値が既知のファントムを用いて、3D 2IR FSPGR法における信号強度を測定し、SNRおよびコントラストを算出した。また、従来法でも同様に撮像を行い、同様にそれぞれを算出して3D 2IR FSPGR法との比較を行った。3D 2IR FSPGR法の撮像条件はTR/TE=9.5/4.3ms, band width=±20kHz, field of view=240mm, flip angle=10°, matrix size=256×160, slice thickness=1.6mm, number of slice=100, 1slab, 1NEX, width of 2nd IR pulse=150mmとし、1st TIを700ms一定、2nd TIを50, 100, 200, 300, 400, 500msに変化させて測

定した．ファントムは静磁場方向に対して平行に配置し，数時間放置した後に測定を行った．また，1st IR pulseはファントムの中心に，2nd IR pulseは1st IR pulseの印加位置の直下にそれぞれ印加した．従来法は1st TIを700ms，TR/TE=10.0/4.3msとし，その他は3D 2IR FSPGR法と同様の撮像条件とした．測定する断面はファントムの長軸方向に対して垂直な断面とし，関心領域はその断面の中心部70%の領域とした．また，測定は撮像条件ごとに3回ずつ行い，各測定値の平均値を信号強度とした．SNRは差分法によって下記の式から求めた¹¹⁾．

SNR=ファントムの信号強度(差分画像の標準偏差/2)

また，コントラストは各ファントムの信号強度の差分として求めた．

3-2 生体での検討

ファントムでの検討と同様に，健常ボランティアに対して3D 2IR FSPGR法の1st TIを700ms一定，2nd TIを50，100，200，300，400，500msに変化させて血管内(内頸動脈のcavernous segmentの手前付近(C3領域)，前大脳動脈(A3領域))，白質，灰白質，筋肉(側頭筋)の信号強度および白質と灰白質とのコントラストを測定した．Fig. 3に測定した各関心領域を示す．内頸動脈については拍動による信号強度の変動の影響を極力排除するために左右それぞれ測定し，その平均値を信号強度とした．撮像条件はTR/TE=11.3/5.3ms，band width=±20kHz，field of view=240mm，flip angle=10°，matrix size=320×192，slice thickness=1.6mm，number of slice=100，1slab，1NEX，width of 2nd IR pulse=150mm，パラレルイメージングを併用(ASSET factor=1.75)，周波数エンコード方向は前後方向である．従来法も1st TI=700ms，TR/TE=11.8/5.3ms，その他は3D 2IR FSPGR法と同一の条件で撮像し，同様に測定した．なお，TEはファントムでの検討と異なるが，結果の比較に際して位相差や位相分散などの影響は今回の検討では無視できると考えた．撮像範囲はどちらの撮像法も一般的な成人の脳全体を1slabにてカバーすることが可能で，撮像時間は上記の条件下で3D 2IR FSPGR法が4分36秒，従来法が4分46秒である．

4．結果

4-1 ファントムでの検討

Fig. 4，5に2nd TIを変化させたときの各ファントムのSNRおよびコントラストの関係を示す．SNRは，

Fig. 3 Position of the region of interest that measured signal intensities in human study(right cerebral artery, left cerebral artery, anterior carotid artery(right or left) white matter, gray matter, right temporal muscle)

2nd TIの値に依存した変化はみられなかった．また，コントラストについても同様の傾向がみられた．さらに，SNRおよびコントラストについて3D 2IR FSPGR法と従来法とを比較すると，どちらも同等の結果が得られた．

4-2 生体での検討

Fig. 6に2nd TIを変化させたときの内頸動脈および前大脳動脈の相対信号強度との関係を示す．なお，各ボランティアの信号強度は大きく異なるために，従来法での信号強度を100%とした相対値で示した．内頸動脈の信号強度は2nd TIが300msで最も低下し，従来法と比較して30.1%に低下した．前大脳動脈の信号強度は2nd TIが500msで最も低下し，従来法と比較して33.2%に低下した．

Fig. 7に2nd TIを変化させたときの静止組織の信号強度とコントラストの関係を示す．同様に従来法での測定値を100%としたときの相対値で表している．白質，灰白質は2nd TIが短くなるほど信号強度は95%程度に低下する傾向がみられた．信号強度の低下の割合が灰白質に対して白質で大きいため，コントラストも2nd TIが短くなるほど低下する傾向を示した．筋肉の信号強度は2nd TIが200msに近づくほど大きく低下し，最大で従来法の10.1%となった．

Fig. 8に従来法と2nd TIを400msに設定した場合の3D 2IR FSPGR法でのボランティアの画像の一例を示す．3D 2IR FSPGR法では従来法と比較して，内頸動脈から前大脳動脈に至るまで広い領域にわたって血管の信号強度が低下しており，血液の流入やその拍動によるアーチファクトが低減していることが明らかである．

Fig. 4 Relationship between signal-to-noise ratio of static phantom and 2nd inversion time.

Fig. 5 Relationship between contrast of static phantom and 2nd inversion time.

Fig. 6 Relationship between relative signal intensity of vessels and 2nd inversion time. Internal cerebral artery (ICA) and anterior cerebral artery (ACA) are measured in the volunteer study. The graph represents mean relative signal intensity of the 3D double IR FSPGR sequence compared to 3D IR FSPGR. Error bar shows one standard deviation.

Fig. 7 Dependency of signal intensity and contrast to 2nd inversion time. White matter, gray matter, and temporal muscle are measured in the volunteer study. Data from white matter, gray matter, and temporal muscle are plotted on the same scale. The data represent mean relative signal intensity and gray matter/white matter contrast of the 3D double IR FSPGR sequence compared to the conventional method (3D IR FSPGR sequence). Error bar shows one standard deviation.

Fig. 8 These images compare the 3D double IR FSPGR sequence with the conventional method (3D IR FSPGR sequence) in a 30-year-old volunteer. Images (a) (b) (c) and (g) were obtained with the conventional method, and (d) (e) (f) (h) were obtained with the 3D double IR FSPGR sequence, when 1st inversion time=700 ms and 2nd inversion time=400 ms. The decreased blood signal and artifacts in the phase direction (horizontal direction) are shown in 3D double IR FSPGR sequence.

5. 考 察

今回われわれは、頭部のT1強調画像の撮像に用いられる従来法で問題となる血液のアーチファクトを低減させることを目的に改善を試みた。以前にわれわれが考案した三つのIRを用いる手法では、撮像領域内にIR pulseを繰り返すことにより、縦磁化の減少などの影響を受けてSNRが低下する問題点があった。しかし、ファントムでの検討の結果から本手法では2nd IR pulseを撮像領域とは異なる領域に用いることにより、SNRやコントラストへの影響が小さいことが明らかになった。すなわち、3D 2IR FSPGR法は従来法と同等の画質が維持されており、撮像領域内における2nd IR pulseによる影響は小さい。

生体での検討の結果、血液の信号強度は内頸動脈と前大脳動脈では2nd TIの違いによって異なる傾向を示した。これは、撮像領域内で2nd TIによって2nd IRの励起を受けた血液のスピンと受けていないfreshな血液のスピンの割合が変化することによるものと推察される。2nd TIが短いと前大脳動脈領域には2nd IR pulseが印加されていない血液が残存しているために、血液の信号強度は高くなる。逆に、2nd TIが長いと2nd IR pulseが印加された血液は流出してしまい、2nd IR pulseの印加を受けていないfreshな血液のスピンが流入するために、この場合も信号強度は高くなると思われる。したがって、適正な2nd TIの設定が重要であることが実験的にも証明されたといえる。本実験で得られた内頸動脈と前大脳動脈の信号強度の傾向より、

2nd TIの設定は400ms程度が撮像領域の全体にわたって最も血液の信号強度を低下させることが可能と考えられ、結果的にアーチファクトを低減できることが示唆された(Fig. 8)。一方、生体での静止組織の信号強度については、ファントムによる検討とは異なる傾向を示した。2nd TIの変化による白質、灰白質の信号強度の低下はわずかであるが、特に筋肉の信号強度の変化は顕著であった。このことは、2nd IR pulseをoff-resonance RF pulseとするmagnetization transfer (MT) 効果の寄与が考えられる。McRobbieらによると筋肉>白質>灰白質の順でMT効果が高く、特に筋肉において信号強度の減衰度が高いとしている¹²⁾。白質、灰白質においてもその影響を受けて信号強度が低下し、結果的にコントラストが低下したと考えられる。ただし、白質、灰白質に関しては、2nd TIが血液の信号強度を低下させるための至適なTIではその影響は無視できるほど小さい。したがって、筋肉の信号強度が低下することに留意しておく必要があるものの、脳内の組織は従来法と比較して得られる信号強度やコントラストに変化はないと考えられる。

本法は3D収集によって全脳の撮像を行うために、スラブ内のスライス方向への広い領域にわたって血液の信号強度を低下させることが理想的である。特に3.0Tのような高い静磁場強度では、血液のin-flow効果が大きいため頸部の基幹動脈だけでなく、低磁場の装置では飽和してしまうような前大脳動脈などの血液の信号も飽和せずに維持されるために、アーチファク

トの発生源となり得る。したがって、血液の信号によるアーチファクトを低減するためには、2nd IR pulseの励起幅を可能な限り大きくし、1st TI中に流入する血液をより多く励起すること、励起された血液が撮像領域内の基幹動脈から末梢に至る広い領域に分布した状態(時相)で画像収集を行うこと、の2点が肝要となる。ただし、2nd IR pulseの励起幅を極端に大きくするとRF pulseのprofileの鈍化を招き、撮像領域内の静止組織の信号強度が不均一に低下するという影響が予想される。励起幅の厚さと撮像領域内の血液の信号強度を低下させる効率率は、2nd IR pulseのinversion timeと血流速度との関係からある程度推測できる。Scheelらによると総頸動脈の平均血流速度はおよそ25cm/sであり¹³⁾、2nd TIを500msに設定したとしても2nd IR pulseの励起幅が150mm程度であれば、収集中に励起を受けないfreshな血液の流入による影響は小さいと考えられる。そのため、本研究では2nd IR pulseの励起幅を150mmに設定し、撮像領域の直下に印加することとした。なお、2nd IRの励起領域と撮像領域との間隔を0mmとすることで撮像領域の下端での2nd IR pulseとスライス選択RF pulseとによるcross talkが危惧されるが、3Dの撮像ではスライスエンコード方向への折返しアーチファクトのためにスライス方向の上下端の2スライスずつが削除されるように設定されているため、この影響は小さいと考えられる。ただし、1st IRが2nd IR領域へcross talkによる影響を与えることも考えられるため、両者の励起幅および2nd IRの印加位置の最適化についてはより詳細な検討が必要であろう。

造影後の撮像に関しては、血液のT1値が大きく短縮するために、2nd TIを400msにした場合では、十分に血液の信号を低減できない可能性が高い。そのため、

流入する血液の信号強度を低下させるためには2nd TIを数十ms程度に短縮して設定することでその効果を期待できる。造影の前後で撮像パラメータを変更することは、血液の信号強度のみならず筋肉をはじめとする他の組織にも少なからず影響を与える可能性があるために慎重を要する。しかし、われわれが以前報告した三つのIRを用いる手法では不可能であった造影検査への対応も本手法では効果が得られる可能性があり、今後さらに検討する必要がある。

以上より、3D 2IR FSPGR法は、2nd TIを約400msに設定することで脳組織のコントラスト、SNRは従来と同程度に維持しつつ、従来法においてアーチファクトの原因となっていた流入する血液の信号強度を低下させることが可能である。3D 2IR FSPGR法は、従来法の1st TI中に2nd IR pulseを印加するため、撮像時間の延長もなく、臨床におけるT1強調画像としての有用性は高い。

6. 結 語

本研究では、3.0T MRIを用いた3D IR FSPGR法において、血液のアーチファクトを低減するために従来方法を改善した3D 2IR FSPGR法を開発した。1st TI=700ms、2nd TI=400msにて脳組織の信号強度、コントラスト、SNRを維持しつつ、血液の信号強度を低減することによって、血液のin-flow効果によるアーチファクトを抑制することが可能となった。したがって、本法は3.0T MRI装置を用いた頭部のT1強調画像の撮像方法として有用である。

謝 辞

本研究にご協力くださいました福井大学医学部附属病院放射線部スタッフの皆様にお礼申し上げます。

参考文献

- 1) 石森佳幸, 藤原康博, 北 章延, 他: 超高磁場装置における撮像技術. 日磁医誌, 24(1), 4-15, (2004).
- 2) Schwindt W, Kugel H, Bachmann R, et al.: Magnetic resonance imaging protocols for examination of the neurocranium at 3 T. Eur Radiol, 13(9), 2170-2179, (2003).
- 3) 山下栄二郎, 岩田直樹, 木下俊文, 他: 超高磁場3TMRIにおける3D-FSPGRを用いたT1強調画像の最適撮像パラメータの検討. 日放技学誌, 62(2), 297-304, (2006).
- 4) Sasaki M, Inoue T, Tohyama K, et al.: High-field MRI of the central nervous system: current approaches to clinical and microscopic imaging. Magn Reson Med Sci, 2(3), 133-139, (2003).
- 5) Mugler JP 3rd, and Brookeman JR: Rapid three-dimensional T1-weighted MR imaging with the MP-RAGE sequence. J Magn Reson Imaging, 1(5), 561-567, (1991).
- 6) Brant-Zawadzki M, Gillan GD, and Nitz WR: MP RAGE: a three-dimensional, T1-weighted, gradient-echo sequence—initial experience in the brain. Radiology, 182(3), 769-775, (1992).
- 7) Mugler JP 3rd, and Brookeman JR: Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging 3D MP RAGE. Magn Reson Med, 15(1), 152-157, (1990).
- 8) Bernstein MA: Field Strength Dependence in MRI: Advantages and Artifacts at 3T. Proceedings of the ISMRM, (2006).
- 9) Drangova M, and Pelc NJ: Artifacts and signal loss due to flow in the presence of B_0 inhomogeneity. Magn Reson Med, 35(1), 126-130, (1996).
- 10) 藤原康博, 松田 豪, 石森佳幸, 他: 3.0T MRI装置を用いた血液のアーチファクト抑制を目的とした3D Triple IR FSPGRの開発. 日放技学誌, 62(11), 1560-1565, (2006).
- 11) 日本放射線技術学会撮影分科会: 放射線医療技術叢書(18), pp.212-237, 京都, (2000).
- 12) McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, et al.: 8・7・4磁化移動とJ結合. 標準MRI - 画像・図から学ぶ基礎と臨床応用. pp.149, オーム社, 東京, (2004).
- 13) Scheel P, Ruge C, and Schöning M: Flow velocity and flow volume measurements in the extracranial carotid and vertebral arteries in healthy adults: reference data and the effects of age. Ultrasound Med Biol, 26(8), 1261-1266, (2000).

図表の説明

- Fig. 1 3D 2IR FSPGR法のパルスシーケンスダイアグラム
- Fig. 2 3D 2IR FSPGR法における各IRパルスの印加位置
- Fig. 3 信号強度を測定した各関心領域(右内頸動脈, 左内頸動脈, 前大脳動脈(右もしくは左), 白質, 灰白質, 右側頭筋)
- Fig. 4 ファントムのSNRと2nd inversion timeとの関係
- Fig. 5 ファントムのコントラストと2nd inversion timeとの関係
- Fig. 6 血管の相対信号強度と2nd inversion timeとの関係
内頸動脈と前大脳動脈を生体による検討で測定した. 従来法での平均信号強度を100%としたときの3D 2IR FSPGR法の平均相対信号強度を示す. エラーバーは標準偏差を表している.
- Fig. 7 2nd inversion timeに対する信号強度とコントラストの依存性
生体による検討において3D 2IR FSPGR法にて測定した白質, 灰白質, 側頭筋の信号強度および白質と灰白質のコントラストを従来法で得られた結果を100%として相対的に示している. エラーバーは標準偏差を表している.
- Fig. 8 ボランティア(30歳)の画像の比較
(a),(b),(c),(g)は従来法で得られた画像であり,(d),(e),(f),(h)は3D 2IR FSPGR法(1st TI=700ms, 2nd TI=400ms)で得られた画像である. 3D 2IR FSPGR法による画像では, 血液の信号強度が低下し, 位相エンコード方向へのアーチファクトの低減が明らかである.