原 著

STIR法におけるTEと脂肪のnull pointの関係

土橋俊男・横 利夫・鈴木 健

論文受付
1996年12月5日論文受理
1997年6月12日

Code No.261

日本医科大学付属病院放射線科

1. はじめに

short inversion time inversion recovery (STIR)法は、磁場の均一性に対する影響が少なく、低磁場から高磁場装置において広い範囲を均一に脂肪抑制できる方法である^{1,2)}。高速SE法と同様に、データ収集を180° pulseの連続的な繰り返して行う高速STIR法(F-STIR)では撮像時間も短縮され、conventionalなSTIR法(C-STIR)と同等の画像を1/2~1/3の時間で撮像できる³⁾。また、chemical shift artifactもなく、頭頸部における脂

肪周囲や隣接部においては、高速SE法を補う方法との報告もみられる⁴⁾。最近では、TEを長くしたF-STIRを、MR-myelographyへ応用した報告も見られる⁵⁾。

われわれは、脂肪抑制を目的としたF-STIRにおいて、実効TEを延長した場合にベビーオイルのnull pointであるinversion time (TI)が延長する現象を示した⁶⁾。

今回、他機種装置(1.5T装置)ならびにC-STIRについて同様の検討を行い、その発生原因ならびに臨床に

Relationship of TE and Null Point of Fat in Short Inversion Time Inversion Recovery (STIR) MR Imaging

TOSHIO TSUCHIHASHI・TOSHIO MAKI and TAKESHI SUZUKI

Department of Radiology, Nippon Medical School Main Hospital

Received Dec.5,1996; Revision accepted Jun.12,1997; Code No.261

Summary

This study involved an evaluation of the increased null point resulting from increases in TE with the fast short inversion time inversion recovery (STIR) and conventional STIR imaging used for fat suppression. The null point for baby oil and subcutaneous fat increased with increases in TE. However, with a nickel chloride solution and Gd-DTPA solution, which have approximately the same T_1 , no change in null point was observed as a result of increased TE. ^1H -MR spectroscopy measurements verified two different peak signals (most likely CH_2 and CH_3) for T_1 and T_2 with baby oil and subcutaneous fat. The phenomenon evaluated in this study is thought to be caused by differing components in the relaxation time within the pixel. The reason for this is most likely the creation of the same status as the out-of-phase of gradient echo by the first 180° RF pulse and 90° RF pulse, with the total transverse magnetization being influenced by TE.

Key words: Null point, Short inversion time inversion recovery imaging (STIR), Fast short inversion time inversion recovery imaging (fast STIR), Proton spectroscopy

おける脂肪抑制への影響について検討したので報告する。

2. 方法

使用装置は、株式会社東芝製 MRT-50A/Super Version (静磁場強度 0.5T) および GE 横河メディカル株式会社製 Signa Advantage (静磁場強度 1.5T) である。ファントムとしてベビーオイル、および比較のためベビーオイルと同程度の T_1 を有する gadolinium-diethylenetriamine pentaacetic acid (Gd-DTPA) 水溶液、塩化ニッケル水溶液を用いた。今回ファントムとして使用したベビーオイルは、ジョンソンアンドジョンソン社製のものである。これは、酢酸トコフェロールと呼ばれる物質である。このトコフェロールは、ビタミン E の本体であり、Fig.1 にその構造を示す⁷⁾。これらの溶液は内径 55mm の円柱容器に封入し、撮影台に設置した (Fig.2)。

null point の測定は、第六の実験以外はすべて 5 枚のマルチスライスで行い、中央の画像を使用した。

63.4MHz における各ファントムの T_1 は、ベビーオイル = 約 145ms, Gd-DTPA 水溶液 = 約 189ms, 塩化ニッ

ケル水溶液 = 約 108ms である。一方、21.3MHz における T_1 は、ベビーオイル = 約 94ms, Gd-DTPA 水溶液 = 約 124ms, 塩化ニッケル水溶液 = 約 82ms である。

まず第一に、F-STIR で認めた本現象が、C-STIR にも見られる現象かを 1.5T 装置で検討した。撮像条件は、TR 3,000ms, FOV 25cm, スライス厚 10mm, マトリクス 256×256 で、TE を 30ms から 150ms まで変更し、それぞれの TE で T_1 を変化し、得られた信号強度から各 TE の null point を求めた。 T_1 の変化は、10ms 間隔で行い、信号強度が低下する null point 付近では 2ms 間隔で測定した。

第二に、本現象は T_1 の長い水では認められず、 T_1 の短いベビーオイルで認められた⁶⁾。そこで、短い T_1 が本現象と関係があるかを 1.5T 装置で検討した。ファントムとして、ベビーオイルの T_1 と同程度に蒸留水で希釈した Gd-DTPA 水溶液と塩化ニッケル水溶液を用いた。撮像条件は、TE を 12, 50, 100, 150ms と変更し、各 TE の null point を求めた。null point の測定法および他の撮像条件は、第一の実験と同じである。

第三に、 ^1H MR spectroscopy (^1H -MRS) にて、ベビーオイル、Gd-DTPA 水溶液、塩化ニッケル水溶液およびボラソニア腰部皮下脂肪のピーク信号を測定した。測定条件は stimulated echo acquisition mode (STEAM) 法, TR 2,000ms, TE 30ms, mixing time (TM) 13.7ms および point resolved spectroscopy (PRESS) 法, TR 4,000ms,

Fig. 1 Structure of tocopherol.

Fig. 2 Schematic diagram of the phantom.
Vertical cross-section through the cylindrical phantom. The diameter of the phantom is 55 mm.

TE 60msである。すべてsingle voxel法で施行した。shimmingは自動化ソフトウェアによった。加算回数は、32回とした。得られたスペクトルをSA/GEソフトウェアにより分析した。分析法は、計測されたMRSデータに対し、4,096点までのzero fill, apodization (exponential, line broadening=1Hz), 1D-FFT, 位相調整を順次行った。

第四に、ベビーオイルで認められたピーク信号の T_1 , T_2 を求めた。 T_1 の測定は、STEAM法の前に 180° inversion pulseを印加した inversion recovery (IR)-STEAM法を使用した。TR 5,000ms, TE 30msにて、TIを50, 100, 200, 400, 800, 1,500msと変化し、ピークの高さの変化から求めた。一方、 T_2 の測定は、STEAM法を使用した。TR 5,000msにて、TEを30, 50, 150, 250, 350msと変化し、 T_1 と同様にピークの高さの変化から求めた。

第五に、今回検討した現象がF-STIR法のparameterであるecho space(ES), echo train length(ETL)に影響を受けるか、ベビーオイルを用い検討した。ESの影響については、TR 4,000ms, 実効TE 140msに設定し、ESが14ms(第十エコーが実効TE)と20ms(第七エコーが実効TE)でnull pointを求め比較した。なお、ETLは、最終エコーtimeが同程度になる15および9と

した。一方、ETLの影響については、TR 3,000ms, ES 18msに設定し、ETL 8, 12について実効TEを18msから144msと18msから216msまで変更し、各TEのnull pointを求め、両者の変化を比較した。null pointの測定法は第一の実験と同じである。

ETL 8において実効TEを変更した場合の、k-space上の各エコーの配列をFig.3に示す。第一エコーが実効TEとなる場合は、(a)に示した配列となる。この配列が基本となり、第二、第三エコーが実効TEとなる場合は、(b), (c)とエコーがずれて配列される。第七エコー(最終エコーの一つ前)までは、この方式で各エコーは変化する。最終エコー(第八エコー)では、(d)に示す配列となる。この変化は、ETLが12の場合も同じである。

第六に、静磁場強度による影響をC-STIRを用いて検討した。撮像条件は、ファントムとしてベビーオイルを用い、0.5TではTEを30, 60, 100, 150msと変化した。1.5T装置では、TEを12, 50, 100, 150msと変化した。以上の条件において、各TEのnull pointを求め、静磁場強度によるベビーオイルのnull point変化を比較した。null pointの測定法は第一の実験と同じである。その他の撮像条件は、TR 3,000ms, FOV 25cm, スライス厚 10mm, マトリクス 256×256のシングルス

Fig. 3 Schematic diagram of k-space distribution for eight echoes: ES/ETL=18 ms/8.

- (a) The first echo(effective TE=18 ms)used for the center of the k-space.
- (b) The second echo(effective TE=36 ms)used for the center of the k-space.
- (c) The third echo(effective TE=54 ms)used for the center of the k-space.
- (d) The last echo(effective TE=144 ms)used for the center of the k-space.

ライスで行った。

最後に、臨床における脂肪抑制への影響をボランティア腰部皮下脂肪において検討した。撮像条件は、1.5T装置を使用し、TR 3,000ms、実効TE 13msと104msにおいて、それぞれTI 165msとTI 185msで撮像し、脂肪抑制への影響を比較した。

3. 結果

C-STIRのTEを延長すると、ベビーオイルの null pointは、延長した(Fig.4)。F-STIRで認められた、本現象は、C-STIRでも認められる現象であった。

Fig. 4 Relationship between TE and null point of baby oil in conventional STIR MR imaging (1.5T unit).

Fig. 5 Relationship between TE and null points of Gd-DTPA solution and nickel-chloride solution in conventional STIR MR imaging (1.5T unit).

ベビーオイルの T_1 と同程度に調製した、塩化ニッケル水溶液およびGd-DTPA水溶液では、TEを延長しても null pointは、約70msと約124msで一定であった。塩化ニッケル水溶液およびGd-DTPA水溶液は、TE延長による null pointの変化は認められなかった(Fig.5)。

$^1\text{H-MRS}$ (pure absorption spectra)による測定では、ベビーオイルと皮下脂肪に2本のピーク信号が認められた。一方、塩化ニッケル水溶液とGd-DTPA水溶液では、ピーク信号は1本であった(Fig.6)。水とベビーオイルを同時に測定した、 $^1\text{H-MRS}$ において、2本のピーク信号は、水のピーク信号からそれぞれ3.5ppmおよび4.0ppm離れていた(Fig.7)。

ベビーオイルの各ピークの緩和時間は、 CH_2 の T_1 =約206ms、 T_2 =約69msであった。一方、 CH_3 の T_1 =約551ms、 T_2 =約124msであった。

F-STIRにおける本現象において、ESを14msから20msに変更しても、ベビーオイルの null pointに変化がなく、約95msで同一であった(Fig.8)。ESが18msで、ETLを8、12と変更した比較では、実効TEを延長すると、ベビーオイルの null pointは、両者で同様に延長した(Fig.9)。F-STIRの撮像parameterであるETLおよびESの差は、本現象に無関係であり、実効TEにのみ影響される現象であった。

静磁場強度の本現象への影響は、0.5Tより1.5Tで大きくなる傾向を示した(Fig.10)。

本現象の脂肪抑制への影響を、ボランティア腰部皮下脂肪において検討したところ、実効TEが13msでは、TI 185msよりTI 165msで皮下脂肪の信号強度が低下した(Fig.11a, b)。一方、実効TEが104msになると、TI 165msよりTI 185msで皮下脂肪の信号強度が低下した(Fig.11c, d)。

Fig. 6 Comparison of spectra.

- (a) Baby oil.
- (b) Subcutaneous fat of a healthy 28-year-old male volunteer.
- (c) Gd-DTPA solution.
- (d) Nickel-chloride solution.

Spectra (pure absorption spectra) were obtained without water or fat suppression.
 Measuring parameters: (a) (c) and (d); STEAM, 32 averaging, TR=2,000 ms, TE=30 ms, TM=13.7 ms; (b) PRESS, 32 averaging, TR=4,000 ms, TE=60 ms.

Fig. 7 Spectral signals from water and baby oil.

Measuring parameters: STEAM, 32 averaging, TR=2,000 ms, TE=30 ms, TM=13.7 ms.
 Spectra were obtained without water or fat suppression.
 The two peak signals for baby oil are separated by 3.5 and 4.0 ppm from the water peak signals.

Fig. 8 Relationship between echo space (ES) and null point of baby oil in fast STIR MR imaging.

4. 考 察

STIR法によるnull pointを利用した脂肪抑制は、 T_1 の過程で起こる現象である。したがってnull pointは、縦磁化の回復に影響を与えるTRに大きく依存する。

通常 T_1 の5倍以上にTRを設定すると、ほぼ完全な磁化の回復が起こり、TRによるnull pointへの影響はなくなる^{6,8)}。一方、TEの長さによるnull pointへの影響を検討した報告は、われわれの調べた範囲内ではみられず、TEとnull pointの関係は不明である。今回われ

Fig. 9 Relationship between echo train length (ETL) and null point of baby oil in fast STIR MR imaging.

Fig. 10 Relationship between magnetic field strength and increasing null point of baby oil with increasing TE in conventional STIR MR imaging.

Fig. 11 Comparison of fat suppression in the subcutaneous fat of a healthy 28-year-old male volunteer.

- (a) TR/effective TE/TI/ETL/ES=2,000 ms/13 ms/165 ms/4/13 ms.
- (b) TR/effective TE/TI/ETL/ES=2,000 ms/13 ms/185 ms/4/13 ms.
- (c) TR/effective TE/TI/ETL/ES=2,000 ms/104 ms/165 ms/16/13 ms.
- (d) TR/effective TE/TI/ETL/ES=2,000 ms/104 ms/185 ms/16/13 ms.

われは、F-STIRにおいて、実効TEを延長した場合に、ベビーオイルのnull pointが延長する現象を確認し、その発生原因について検討した。

まず、F-STIR法にて確認した現象⁶⁾であるが、今回の検討からC-STIRにも認める現象であった(Fig.4)。したがってこの現象は、inversion pulse 後のデータ収集を、180° pulseの連続照射により行っていることが原因ではない。

次に、T₁が短いことが本現象に影響しているかを検討するため、塩化ニッケル水溶液とGd-DTPA水溶液を用いて、C-STIRのTE延長に対するそれぞれのnull pointを測定したが、いずれも変化がなく一定であった(Fig.5)。これは、T₁が短いことが今回の現象に関係しているのではなく、測定物質に何等かの原因があると推測された。

そこで、ファントムとして用いた各溶液と、ボランティア腰部皮下脂肪を¹H-MRSで測定した。塩化ニッケル水溶液とGd-DTPA水溶液には、1本のピーク信号しか認められなかった。一方、ベビーオイルとボランティア腰部皮下脂肪には、2本のピーク信号が認められた(Fig.6)。これらの結果から、ボクセル内の2本のピーク信号をもつ成分が、本現象と関係があると考えられた。この2本のピーク信号は、水のスペクトルからそれぞれ、3.5ppm、4.0ppm離れた所に位置することから、CH₂(methylene)とCH₃(methyl)と考えられる⁹⁾(Fig.7)。これは、ボランティア腰部皮下脂肪でも同様である。さらにベビーオイルのCH₂とCH₃の緩和時間の測定から、両者のT₁、T₂も異なっていた。この測定により得られたCH₂とCH₃のT₁は、ベビーオイルのT₁から考えると若干長い値となったが、測定日による室温の変化、さらに測定法の違いが影響したのではないかと考えられた。

以上の¹H-MRSによる結果から、本現象はボクセル内の緩和時間の異なる成分(CH₂とCH₃)によって表れると考えられた。

そこで、ベビーオイルで測定したCH₂とCH₃のT₁、T₂および両者の信号強度比を用いて、TE延長によるnull pointの変化についてシミュレーションを行った(Fig.12)。シミュレーションには式(1)を用いた。

$$SI = k \cdot \left\{ 1 - 2 \exp^{(-T_1/T_1)} + \exp^{(-T_1/T_1)} \right\} \cdot \exp^{(-TE/T_2)} \quad \dots (1)$$

ここでkはCH₂とCH₃の信号強度比であり、STEAM法、TR 2,000ms、TE 30ms(Fig.6)の値、2.5:1.0を使用した。TEが0、10、200msでシミュレーションを行ったが、TEが延長してもCH₂とCH₃のnull pointには変化がない。しかし、両者の信号強度の合計が0になる点はTE 10msでは180msであるが、TEが200msになる

と240msに延長し、実験結果と同様な傾向を示した。TEが0msの場合は(Fig.12a)、180° inversion pulse後、次の90° RF pulseが印加される直前の両者の縦磁化成分を表していると考えられる。このシミュレーションでは、約175msで両者の縦磁化成分が等しくなっている。この状態で90° RF pulseを印加されると、(+)側と(-)側の縦磁化成分がそれぞれ反対方向(out of phase)の横磁化成分となる。そしてTEの長さでそれぞれのT₂の長さで磁化が減衰する。TEが200msと長い場合(Fig.12b)、T₂の短いCH₂の横磁化の減衰が多くなるため、その分縦磁化が(+)側に大きくなっているTI 240msがnull pointとなる。一方、TEが10msと短い場合(Fig.12c)、T₂の差による磁化の減衰が少ないため、T₂の短いCH₂の縦磁化がわずかに(+)側に大きくなったTI 180msがnull pointとなる。したがって、本現象はout of phase状態となったCH₂とCH₃の横磁化成分の合計が関係する。

Fig.13にその発生機構を示した。TEを長く設定した場合は、90° pulse後に長い時間をかけて、異なる緩和時間を有する2成分の磁化の合計が0になる必要がある。したがって、緩和時間の異なる磁化成分の差が大きい状態となる、長いTIがnull pointになる。つまり、最初の180° inversion pulseによって反転した緩和時間の異なる磁化成分は、TIが長い場合、T₁の短い成分は(+)側に大きな磁化成分となる。T₁の長い成分は(-)側でわずかな磁化成分となる。この状態で次の90° pulseを受けるため、gradient echo法、Dixon法等のout of phaseと同様な状態が、CH₂とCH₃によりX-Y平面上に作られる。そして、逆位相になった磁化成分の差が大きいため、それぞれの磁化成分が同じになるまでの時間が長くなる。そのため、長いTEで逆位相の磁化成分の合計が0になり、その点で無信号となる。一方、TEを短く設定した場合は90° pulse後、短い時間で異なる磁化成分を有する2成分の磁化の合計が0になる必要がある。したがって、緩和時間の異なる磁化成分の差が小さい状態となる、短いTIがnull pointになる。つまり、最初の180° inversion pulseによって反転した緩和時間の異なる磁化成分は、TIが短い場合、T₁の短い成分は(+)側に、T₁の長い成分も(-)側にある程度存在する。この状態で次の90° pulseを受けるため、逆位相の磁化成分の差が少なく、両者の磁化成分が等しくなるまでの時間が短くなる。そのため、短いTEで逆位相の磁化成分の合計が0になり、その点で無信号となる。これが、STIR法における本現象の発生原因と考えられた。

次に、F-STIRの撮像parameterであるES、ETLの変更は、本現象とは無関係であり、実効TEだけが影響していると思われた(Fig.8,9)。これは、画像のコント

Fig.12 Simulation of increasing null point with increasing TE.

- (a) TR/TE=5,000 ms/0 ms.
 (b) TR/TE=5,000 ms/200 ms.
 (c) TR/TE=5,000 ms/10 ms.

ラストを主に決定するのがk-spaceの中央部分に配列された実効TEであるためと考えられる¹⁰⁾。

静磁場強度に対しては、0.5Tより1.5TでTE延長によるnull point延長への影響が大きかった。これは、 T_1 に磁場強度依存性があるため¹¹⁾、磁場が高くなるほど T_1 が延長し、CH₂とCH₃の T_1 の差が高磁場で拡大することが原因と考えられた(Fig.10)。

正常ボランティアの腰部皮下脂肪における比較では、実効TEが13msから104msに延長すると、ファントムの結果と同様に、皮下脂肪のnull pointとなるTIが延長した。null pointの延長は約20msであるが、実効TEが長くなると、水成分以外が低信号となるため、

null pointからわずかにずれただけでも脂肪の高信号が顕著になる。そのため、TEを長く設定する撮像法を選択した場合は、本現象への注意が必要と思われた(Fig.11)。

5. まとめ

- ① 高速STIR法およびconventionalなSTIR法において、TE延長によりベビーオイルのnull pointが延長する現象について検討を行い、発生原因を解明した。
- ② 本現象は、ベビーオイルおよび脂肪で発生を確認した。

Fig. 13 Null point extension mechanism which uses effective TE (TE) extension. When the TE is long, the total of differing magnetizations for T_1 during the long period after the 90° RF pulse needs to be 0. Accordingly, the long TI with the largest magnetization differential becomes the null point. On the other hand, when the TE is short, the total of differing magnetizations for T_1 during the short period after the 90° RF pulse needs to be 0. Accordingly, the short TI with the smallest magnetization differential becomes the null point.

- ③本現象は、ボクセル内の T_1 および T_2 の異なる成分 (CH_2 と CH_3)で起こる現象と確認できた。
- ④本現象は、高磁場装置で影響が大きくなった。
- ⑤臨床においては、高磁場装置でTEを長く設定した場合に注意が必要と考えられた。
- 稿を終えるにあたり、本発表に際し多大のご協力を

賜った東芝メディカル株式会社本社・森田博文氏、ご支援を賜った東芝メディカル株式会社東京支社・真子浩明氏に深く感謝申し上げます。

なお、この論文の要旨は、第52回総会学術大会において発表した。

参考文献

- 1) Bydder GM and Young IR: Clinical use of the inversion recovery sequence. J.Comput.Assist.Tomogr., 9, 659-675, (1985).
- 2) 畑 雄一, 多田信平: 脂肪抑制法—撮像法の概説, 臨床応用の概説—, 日獨医報, 39(4), 587-596, (1994).
- 3) Constable RT, Smith RC, Gore JC, et al.: Signal-to-noise and contrast in fast spin echo (FSE) and inversion recovery FSE imaging. J.Comput.Assist.Tomogr., 16(1), 41-47, (1992).
- 4) Panush D, Fulbright R, Sze G, et al.: Inversion recovery fast spin-echo MR imaging: Efficacy in the evaluation of head and neck lesions. Radiology, 187, 421-426, (1993).
- 5) 駒崎和博, 村田光俊, 宿谷俊郎, 他: FIRによるMR-myelographyの有用性について. 日放技学誌, 52(10), 1372, (1996).
- 6) 土橋俊男, 横 利夫, 鈴木 健: 高速Inversion Recovery法の検討—高速Fluid Attenuated Inversion Recovery法と高速Short TI Inversion Recovery法について—. 日放技学誌, 53(2), 291-298, (1997).
- 7) 玉虫文一, 富山小太郎, 小谷正雄, 他: 理化学辞典, 第3版, pp.942-943, 岩波書店, 東京, (1971).
- 8) 真野 勇: 第4章 MRIの原理. 図説MRI, pp.123-150, 秀潤社, 東京, (1989).
- 9) Schick F, Eismann B, Jung WI, et al.: Comparison of muscle and fat tissue *in vivo*: two lipid compartments in muscle tissue. Magn.Reson.Med., 29, 158-167, (1993).
- 10) Winkler ML, Schwartz GM: 高速撮像法を理解するために k-space横断. 土肥 美智子訳: INNERVISION, 9(9), 19-26, (1994).
- 11) 竹中栄一, 須田善雄, 土屋一洋: MRIおよびNMR *in vivo* スペクトロスコピーの現状と問題点. 臨床画像, 3(6), 10-16, (1987).