

断熱パルスを用いた周波数選択的脂肪抑制 MRI の検討

笠井 治昌^{†,††}, 宮地 利明[†], 朝日 美幸^{††}, 加藤 勝也^{††}

[†]金沢大学大学院医学系研究科 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80

^{††}名古屋市立大学病院中央放射線部 〒467-8602 名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1

(2008年11月17日受付, 2009年1月14日最終受付)

Study of fat suppressed MRI using adiabatic pulse

Harumasa KASAI^{†,††}, Toshiaki MIYATI[†], Miyuki ASAHI^{††}, and Katsuya KATOH^{††}

[†]Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, 5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, 920-0942, Japan

^{††}Department of Central Radiology, Nagoya City University Hospital, 1 Kawasumi, Mizuho-ku, Nagoya, 467-8602, Japan

(Received on November 17, 2008. In final form on January 14, 2009)

Abstract : The aim of our study was to compare between fat-suppression method with adiabatic pulse and that without adiabatic pulse, i.e., spectral presaturation with inversion recovery (SPIR), when radio frequency (RF) penetration affected degree of fat-suppression. We determined the signal change and image uniformity in fat-suppressed area under varying the coil loading with sodium chloride solutions. The adiabatic pulse method showed greater degree of fat-suppression and image uniformity more than SPIR under especially higher density of sodium chloride solutions or a big body if inversion time of the adiabatic pulse method was appropriately set. The adiabatic pulse method makes it possible to evenly suppress the fat signal without affecting the RF penetration.

Key words : Magnetic resonance imaging (MRI), fat suppression, adiabatic pulse, RF penetration

1. 緒言

magnetic resonance imaging (MRI) 検査において脂肪抑制法は、T1 強調像で高信号が脂肪成分かどうかの判定やアーチファクトの除去、背景信号の抑制などに用いられ、水と脂肪の緩和時間 (T1) の差を利用する方法[1]や両者の共鳴周波数の差を利用する方法[2]などがある。

脂肪抑制法の中で共鳴周波数の違いを利用する周波数選択的脂肪抑制法 (SPIR: spectral presaturation with inversion recovery) は、脂肪組織の磁化を選択的に倒し null point においてパルスシーケンスを走らせることにより良好な脂肪抑制画像を得ている。この SPIR 法は高磁場装置に適している反面、高周波 (RF: radiofrequency) 浸透性の影響を受ける場合 (例えば腹水貯留などが存在するとき)、脂肪抑制パルスが均一にならずに脂肪信号の抑制効果が不十分になることがある[3]。

一方近年、RF 磁場の均一性が確保できない場合でも、90° 励起、180° 励起を均一に行うことができる断熱パルスを用いた手法が報告されている[4-9]。断熱パルスは振幅と位相を変調することによりフリップアングルに関係なく磁化を操作できる RF パルスである。われわれは、より均一に脂肪信号を抑制するために、この断熱パルスを用いた周波数選択的脂肪抑制法 (断熱パルス脂肪抑制法) を使用した手法の撮像条件 (反転時間 TI: inversion time) を検討した。以下にその有用性と適応範囲を SPIR 法と比較しながら述べる。

2. 方法

2.1 使用機器

静磁場強度 1.5 T の MRI 装置 (Gyrosan Intera, Philips Medical Systems) で全身用コイルを使用した。撮像シーケ

ンスはグラディエントエコー法を用いて、SPIR 法、断熱パルス脂肪抑制法、および脂肪抑制法を使用しない場合において、各撮像を行った。撮像パラメータに関しては TR は 240 msec, TE は 4.6 msec, 9.2 msec, フリップアングルは 12°, スライス厚は 7 mm, 撮像マトリクスは 256×256, 撮像視野は 300 mm, 撮像加算回数は 4, に設定した。また、断熱パルス脂肪抑制法では TI を 20 msec, 50 msec, 80 msec, 110 msec, 140 msec と変化させた。

2.2 ファントムにおける評価

1 辺 10 cm の立方体容器に中性脂肪 (豚脂) 500 mL と塩化マンガン水溶液 (0.08 g/L) 500 ml を封入し、それを大口径容器 (10 L) の中心に配置したファントムを作成した (Fig. 1)。このファントムの大口徑容器内には塩化ナトリウム水溶液を満ちし、6 種類の濃度 (0.05%, 0.1%, 0.2%, 0.4%, 0.8%, 1.6%) に変化させ、SPIR 法と、断熱パルス脂肪抑制法による脂肪抑制効果の比較をした。脂肪抑制効果は、式 (1) で定義した脂肪信号抑制率 (Restraint rate) によって評価した。

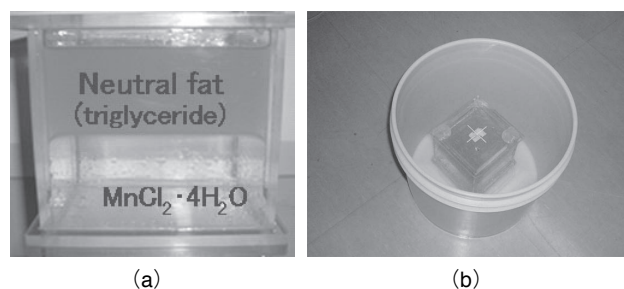


Fig.1 Pictures of phantom (a) a cubic phantom is consists of neutral fat (triglyceride) floating on manganese chloride solution ($MnCl_2 \cdot 4H_2O$: 0.08g/L) into (b) the large container (10 L) filled with sodium chloride solution (0.05 ~ 1.6%).

$$\text{Restraint rate} = (S_{wofs} - S_f) / S_{wofs} \quad (1)$$

ここで S_{wofs} は脂肪抑制していない信号強度で、 S_f は脂肪抑制した信号強度である。

また、脂肪信号抑制領域における均一性 ($U\Sigma$) をAAPMの評価式 (2) を用いて算出した[10]。

$$U\Sigma = 100 \times \{1 - (S_{max} - S_{min}) / (S_{max} + S_{min})\} \quad (2)$$

ここで S_{max} は関心領域内の最大ピクセル値で S_{min} は関心領域内の最小ピクセル値である。均一性が優れているほど $U\Sigma$ の値は高くなる。

2.3 人体における評価

健常ボランティアの腹部において SPIR 法と断熱パルス

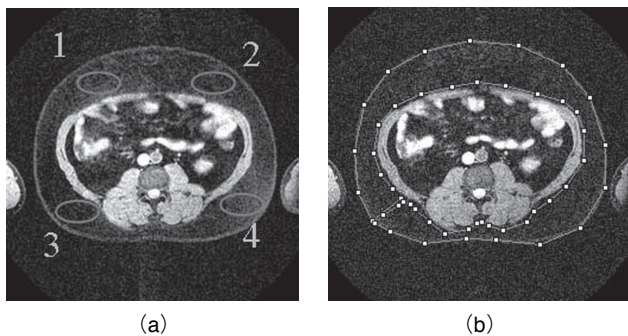


Fig.2 Positions of regions of interest for determining (a) fat restraint rate and (b) uniformity of fat suppressed image in healthy volunteer.

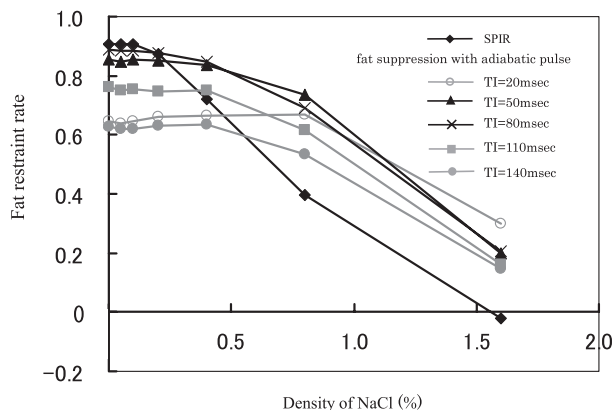


Fig.3 Relation between fat restraint rate and density of sodium chloride (NaCl) in each method.

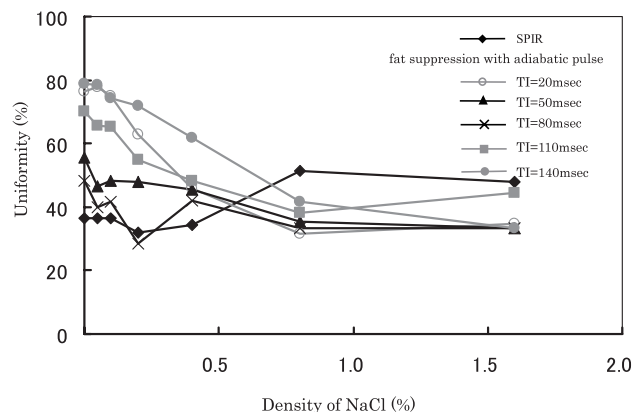


Fig.4 Relation between image uniformity of fat suppressed image and density of NaCl in each method.

脂肪抑制法を用いて撮像し、Fig. 2 のよに関心領域を設定して脂肪信号抑制率および抑制領域の均一性を測定した。撮像条件はファントム実験と同じ条件を用い、TI は 80 msec とした。なお、健常ボランティアのデータの収集においては、本研究の内容を十分に説明し、書面にて承諾を得たのち施行した。

3. 結果

3.1 ファントムにおける評価

断熱パルス脂肪抑制法および SPIR 法の脂肪信号抑制率と塩化ナトリウム水溶液濃度との関係を Fig. 3 に示す。両手法とも塩化ナトリウム水溶液の濃度が高くなると脂肪抑制効果が低下した。断熱パルス脂肪抑制法は TI が 50 msec, 80 msec の時、脂肪抑制効果が高かった。SPIR 法は水溶液の濃度が 0.4% を超えると急激に脂肪抑制効果が低下した。

脂肪抑制領域の均一度の測定した結果を Fig. 4 に示す。脂肪抑制効果が高いほど均一度は低下した。

3.2 人体による評価

断熱パルス脂肪抑制法は SPIR 法に比べて均等に脂肪抑制が可能であった (Fig. 5)。また脂肪抑制領域も断熱パルス脂肪抑制法の方が均一性が高かった (Fig. 6)。

4. 考察

脂肪抑制の効果は磁場の均一度や脂肪信号抑制 RF パルスの浸透度によって異なる。両手法の脂肪抑制効果の違い

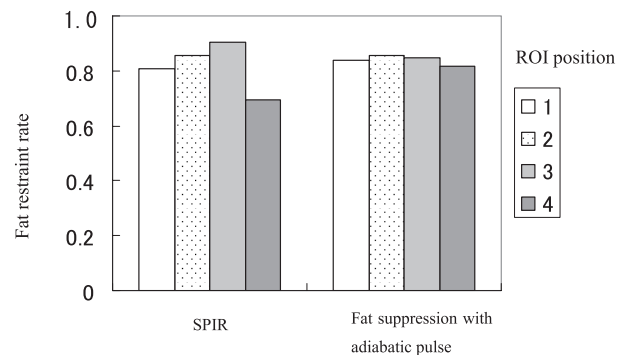


Fig.5 Comparison of fat restraint rate between SPIR and fat suppression with adiabatic pulse in each region of interest (ROI) in healthy volunteer (see Fig. 2 (a)).

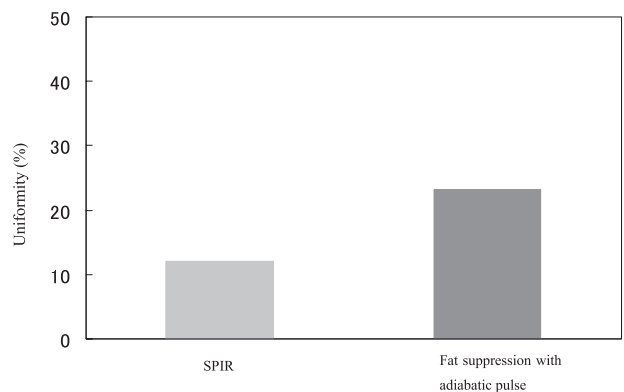


Fig.6 Comparison of image uniformity between SPIR and fat suppression with adiabatic pulse in each region of interest (ROI) in healthy volunteer (see Fig. 2 (b)).

に関しては、同一のシミング法を用いたため磁場の均一度を同じと見なして、RFパルスの浸透性の差が原因と考えた。RFパルスの浸透性は周波数と対象物の電気伝導率によって決まる[3, 11]。今回用いた静磁場強度 1.5T MR装置のプロトンの磁気共鳴周波数は 63.4 MHz であり、この周波数における人体の電気伝導率は、脂肪などの低含水率組織が 0.07 S/m で、筋肉などの高含水率組織は 0.8 S/m である[12]。さらに周産期の被検者や大量の腹水症例では一層高い電気伝導率になる。今回のファントム実験では、このような状況を想定し検証するために、塩化ナトリウム水溶液を負荷として用いた。両手法とも塩化ナトリウム水溶液の濃度が上がるにつれてすなわち電気伝導率の増加に伴い脂肪抑制効果が低下した。また、断熱パルス脂肪抑制法の方が SPIR 法と比較して電気伝導率の増加に伴う脂肪抑制効果の低下の度合いが少なかった。この事実から (Fig. 3)、断熱パルス脂肪抑制法は RF の浸透度の影響を受けにくく広範囲において脂肪を抑制可能であるといえる。

SPIR 法では周波数選択的に脂肪信号を 100~110° 反転する手法であり脂肪はすぐに null point に達するため脂肪の T1 回復を考慮する必要がない。そのため TI は装置による自動設定である。しかし、断熱パルス脂肪抑制法では、脂肪信号を 180° 反転するので null point に達する TI の設定を適切にしなければならない。さらに断熱パルスは、スライス毎の RF パルスの前に印加されるため脂肪信号においての実効 TR は撮像シーケンスの TR を撮像スライス数で除した値となり、TI はその TR の影響を受ける。これらの設定に関しては、断熱パルス脂肪抑制法がシングルスライスのため断熱パルスの TR と撮像シーケンスの TR が同一であり、TR が 240 msec において TI の設定が 50~80 msec で脂肪が良好に抑制できることが判明した。なお、断熱パルス脂肪抑制法は、TI やパルス照射の時間が必要なため短い TR のシーケンスには影響がある[13]が、今回の実験においては長い TR であったため無視できるものと考えた。また脂肪抑制画像より、塩化ナトリウムの濃度が 0.5% まで、脂肪信号抑制率が 0.8 以上における TI の範囲を断熱パルス脂肪抑制法での妥当な TI の範囲とした。以上のように断熱パルス脂肪抑制法は条件設定を事前に綿密に行わなければならないものの、いったん適切な条件を設定したならば、それ以降一律に実行でき臨床実用性は十分に高いと考える。

一方、脂肪信号抑制パルスは脂肪の共鳴周波数だけに与える必要があるが、磁場の不均一などの理由から水スペクトルにも影響を与える可能性がある。本実験においてもファントムの塩化マンガン水溶液の信号が減少している可能性があるため脂肪信号の抑制効果を算出したのと同様の数式で塩化マンガン水溶液の減衰率を求めた (Fig. 7)。その求めた減衰率を水プロトンへのかぶり分としての補正係数にし脂肪抑制効果の補正を次の式にて行った (Fig. 8)。

$$(WS_{wofs} - WS_{fs}) / S_{wofs} = \text{水プロトンの減衰率} \quad (3)$$

$$S_{ifs} = S_{fs} (1 + \text{水プロトンの減衰率}) \quad (4)$$

$$(S_{wofs} - S_{ifs}) / S_{wofs} = \text{補正後の Restraint rate} \quad (5)$$

ここで WS_{wofs} は脂肪抑制していない水プロトンの信号強度で、 WS_{fs} は水プロトンを脂肪抑制した信号、 S_{wofs} は脂肪抑制していない信号強度で、 S_{ifs} は補正した脂肪抑制信号である。

Fig. 7 から断熱パルスを利用した脂肪抑制法は SPIR 法と比べかぶり分が大きくなった。これは、断熱パルスが単一 RF パルスではなく連続的に異なった周波数の RF 照射となるため、プロトンに影響を与える周波数の照射の可能

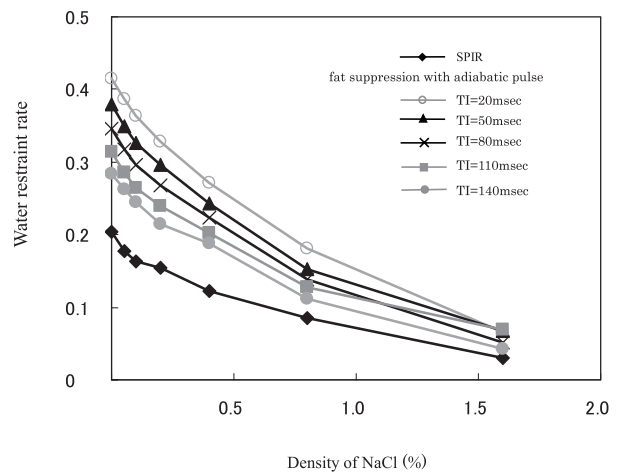


Fig.7 Water restraint rate with each of fat suppression pulses.

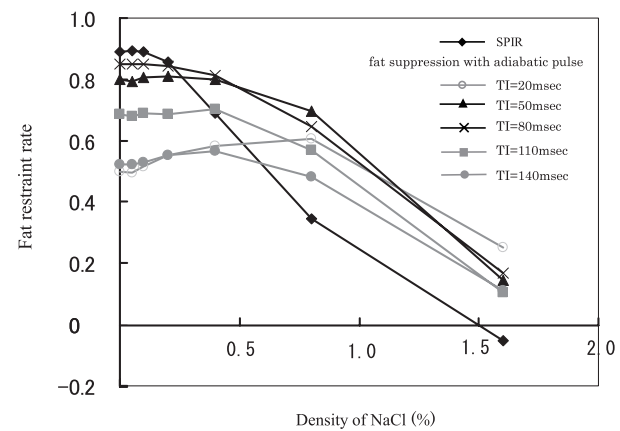


Fig.8 Relation between fat restraint rate and density of NaCl in each method after corection of the water suppression.

性や磁化移動 (magnetization transfer) 効果が影響することで説明できる。しかし、断熱パルス脂肪抑制法は水へのかぶり分が大きいことを加味してもその影響は少なく、補正前 (Fig. 3) と同様に塩化ナトリウム水溶液の濃度が特に高い範囲で抑制効果が優れていることが判明した (Fig. 8)。脂肪抑制領域の均一性に関しては、脂肪の信号が残存しているほど、すなわち脂肪抑制効果が低いほど均一性が良くなったが (Fig. 4 および Fig. 6)、SPIR 法や TI の 20 msec, 110 msec, 140 msec は脂肪抑制効果が低下しているため目的とする画像を得ることはできない。脂肪抑制効果を考慮すると断熱パルス脂肪抑制法での TI が 50 msec から 80 msec が妥当となる。この条件下でのファントム実験や人体において、断熱パルス脂肪抑制法の方が SPIR 法と比較すると均等に広範囲に抑制されていたという事実が認められた。このことは断熱パルス脂肪抑制法の方が、RF 浸透性の影響を受ける場合 (被写体のサイズや電気伝導率が高い) に有効になることを示している。

5. 結論

本研究をまとめると次のようになる。

RF 浸透性の影響がある場合の断熱パルス脂肪抑制法および SPIR 法の脂肪抑制効果を検討した。塩化ナトリウム水溶液の濃度を変化させながら中性脂肪領域の信号変化と画像均一性を測定した。断熱パルス脂肪抑制法は塩化ナトリウム水溶液が高濃度になっても、脂肪抑制効果を有し、

画像均一性も高かった。また大きな被写体でも断熱パルス脂肪抑制法は均等に脂肪抑制が可能であった。ただし、断熱パルスがスライス選択パルスでないため TI の調整が必要であった。

以上より、RF 浸透性の影響を受ける場合においても、断熱パルスを用いた周波数選択的脂肪抑制法は、SPIR 法に比べて撮影対象を均等に脂肪抑制が可能である。

参考文献

- [1] Bydder GM and Young GM : MR imaging clinical use of the inversion recovery sequence , J.Comp.Assist. Tomogr., 9 (4), 659-675, 1985.
- [2] Haase A, Frahm J, Hanicke W et al. : 1 H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging, Phys. Med.Biol., 30 (4), 341-344, 1985.
- [3] Bottomley PA, Andrew ER: RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue : implications for NMR imaging, Phys Med Biol. ,23 (4), 630-43, 1978.
- [4] Rosenfeld D, Panfil SL : Zur Y Design of selective adiabatic inversion pulses using the adiabatic condition , J Magn Reson. ,129 (2),115-124,1997.
- [5] Rosenfeld D, Panfil SL, Zur Y : Design of adiabatic pulses for fat-suppression using analytic solutions of the Bloch equation, Magn Reson Med, 37 (5), 793-801, 1997.
- [6] Rosenfeld D, Panfil SL, Zur Y : Analytic solutions of the Bloch equation involving asymmetric amplitude and frequency modulations, Phys Rev A, 54 (3), 2439-2443, 1996.
- [7] Rosenfeld D, Zur Y : Design of adiabatic selective pulses using optimal control theory, Magn Reson Med., 36 (3), 401-409, 1996.
- [8] Rosenfeld D, Zur Y : A new adiabatic inversion pulse. Magn Reson Med., 36 (1), 124-136, 1996.
- [9] Lauenstein TC, Sharma P, Hughes T et al. : Evaluation of optimized inversion-recovery fat-suppression techniques for T 2-weighted abdominal MR imaging, J Magn Reson Imaging, 27 (6), 1448-1454, 2008.
- [10] Price RR, Axel L, Morgan T et al. : Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging, report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1.Med Phys, 17 (2),287-295, 1990.
- [11] Roschmann P: Radiofrequency penetration and absorption in the human body : limitations to high-field whole-body nuclear magnetic resonance imaging, Med Phys, 14 (6), 922-931, 1987.
- [12] Johnson C.C.,Guy a.w : Nonionizing electromagnetic wave effects in biological materials and systems, Proc. IEEE 1972, 60, 692-718, 1972.
- [13] Ljungberg M, Starck G, Vikhoff-Baaz B et al. : The magnitude of signal errors introduced by ISIS in quantitative 31 P MRS, MAGMA Mar, 14 (1), 30-38, 2002.