

○佐内 弘恭、吉田 耕治、阿部 俊憲、守屋 和典、森分 良、田中 康隆、中山 健人、武 かおり、柳元 真一

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【背景・目的】 MR 画像の評価法として、signal-to-noise ratio (SNR)、contrast-to-noise ratio (CNR) が広く使用されている。しかし、これらの方法は、多様なコントラストを持つ画像などにおいて、画像全体の評価を行うことが困難な場合がある。そこで、総合画像評価法である normalized mean square error (NMSE) 法の MR 画像への適用を考慮し、SNR、CNR との関係について基礎的な検討を行った。

【NMSE 法について】 Mean square error (MSE) は、基準画像に対する評価画像の平均二乗誤差であり、正規化した MSE が、NMSE である。NMSE は下式で求められ、評価画像の基準画像に対する差を表す。

$$\text{NMSE} = \frac{\sum (g(x,y) - f(x,y))^2}{\sum f(x,y)^2} \quad \begin{array}{l} \text{基準画像: } f(x,y) \\ \text{評価画像: } g(x,y) \end{array}$$

【使用機器】

MRI 装置：Vantage Titan 3T (東芝メディカル)
コイル：〈SNR 測定〉Atlas SPEEDER ボディ、スパイン、〈CNR 測定〉Atlas SPEEDER ヘッド
ファントム：〈SNR 測定〉90-401 型ファントム system I (日興ファインズ)、〈CNR 測定〉自作ファントム (Gd-DTPA、生理食塩水、PVA)
画像処理ソフト：Image J、DRIP (富士フィルム RI ファーマ)

【方法】

1. SNR の測定

90-401 型ファントム system I の均一セクションを 6 種類の加算回数 (NAQ、1, 2, 4, 6, 9, 64) で撮像した。NAQ の設定ごとに、parallel imaging (PI) 使用、不使用の設定でそれぞれ 6 回撮像を行った (NAQ64 のみ 1 回)。SNR は、Image J を使用して差分法で測定し (日本放射線技術学会「MR 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化班」作成のプログラムを使用)、評価には測定値の平均を用いた。

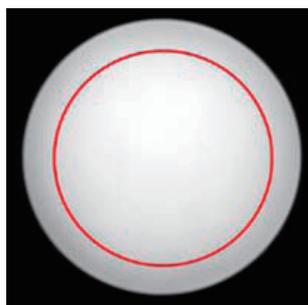


Fig.1 SNR 評価画像の例 (NAQ64) *○は測定位置

2. CNR の測定

自作ファントムを 5 種類の flip angle (FA、30, 45, 60, 75, 90°) で撮像した。FA ごとに PI 使用、不使

用の設定で、それぞれ 6 回撮像を行った。そして、Image J で差分法を用いて SNR を求め、下式より CNR を算出した¹⁾。

$$\text{CNR} = |\text{SNR1} - \text{SNR2}|$$

3. NMSE の算出

画像処理ソフト DRIP を使用して、SNR、CNR の評価画像から、最大値で正規化した NMSE

を算出した。なお、基準画像は、SNR 測定画像では NAQ64 とし、CNR 評価画像においては FA90° とした。

【結果】 NMSE と SNR、CNR との関係について、結果を Fig.3、Fig.4 に示す。NMSE は、SNR、CNR が高いほど低値となり、高い相関を示した。



Fig.2 CNR 評価画像の例 (FA90°) *□は測定位置

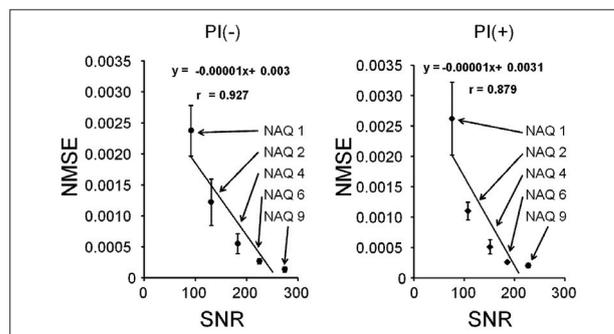


Fig.3 NMSE と SNR の関係

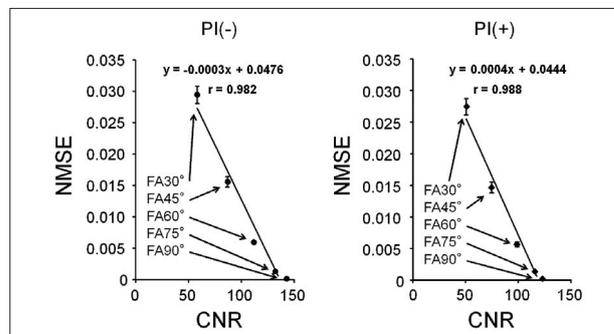


Fig.4 NMSE と CNR の関係

【参考文献】

- 1) 和田陽一、原孝則、宮地利明、MRI システムのファントムにおける CNR 測定法の基礎評価 - 改良 CNR 評価法の提案 -, 日本放射線技術学会雑誌 64(2), 268-276, 2008-02-20

○岡杖 俊也、山下 栄二郎、橋本 伸生、柏井 りえ、赤島 啓介、山根 武史
鳥取大学医学部附属病院

【背景】 パラレルイメージング(PI)は、データ収集を間引くことで撮像時間短縮を実現し、その短縮度は Reduction factor (ReF) で決定される。一方、ReF を大きくすることにより、撮像時間の短縮につながるものの信号雑音比 (SNR) の低下、g-factor の上昇などの画質特性に大きく影響する。

これらの問題点を軽減するために開発された Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) は、従来法である Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) を基調とした、新たなアンダーサンプリング技術を用いた撮像法である。

【目的】 ダイナミックシーケンスとして用いている Volume in-terpolated breath-hold examination (VIBE) に、撮像条件を同一にし、CAIPIRINHA と GRAPPA をそれぞれ併用したときの画質特性を比較検討した。

【方法】 装置は MAGNETOM Skyra 3T (SIEMENS 社) を使用した。Head-Neck コイルを用いて、ReF を変更させた GRAPPA および CAIPIRINHA の両方法で装置付属ファントムを各2回ずつ撮像し、得られた画像よりサブトラクション像を作成した。信号値は、1回目の画像において、7×7pixel の ROI を設置し、ROI 内の平均信号値とした。また雑音値は、サブトラクション像において同領域の標準偏差を $\sqrt{2}$ で除した値とした。SNR マップは、式(1)より SNR をピクセルごとに算出して作成した。g-factor マップは、式(2)より g-factor をピクセルごとに算出して作成した。

$$\text{SNR} = \text{信号値} / (\text{標準偏差} \times 1/\sqrt{2}) \dots (1)$$

$$\text{g-factor} = \text{SNR}_{\text{none PI}} / (\text{SNR}_{\text{PI}} \times \sqrt{\text{ReF}}) \dots (2)$$

撮像条件は、撮像視野 = 250 mm × 250 mm、マトリクス = 256 × 256、TR = 3.42ms、TE = 1.42ms、スライス厚 = 1mm とした。作成した SNR マップ、g-factor マップにおいて中心部と周辺部に ROI を設定し、その平均値で SNR と g-factor を比較した。

【結果】 得られた SNR マップを Fig.1、g-factor マップを Fig.2 に示す。SNR マップおよび g-factor マップにおいて、中心部と周辺部での、SNR と g-factor の平均値のグラフを Fig.3 と Fig.4 にそれぞれ示す。CAIPIRINHA と GRAPPA 両方法とも ReF が増加すると SNR は低下した。同じ ReF の時は、CAIPIRINHA の方が GRAPPA に比べ高い SNR を示した。ReF が増加するにつれて、g-factor は両方法ともに増加した。

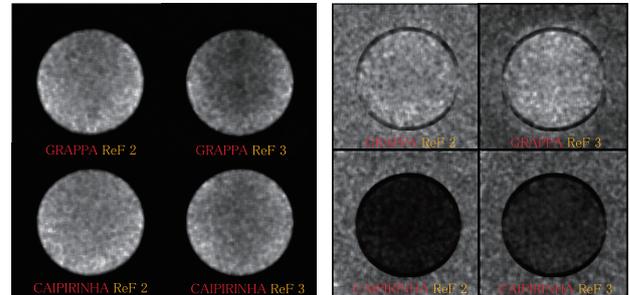


Fig.1 SNR マップ

Fig.2 g-factor マップ

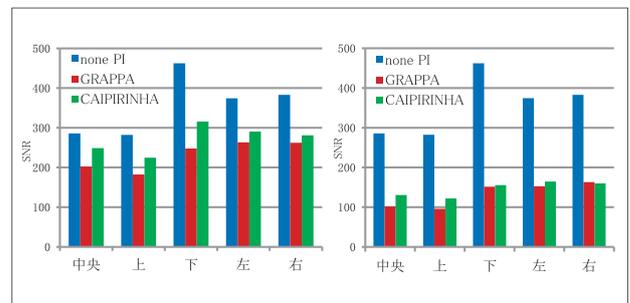


Fig.3 SNR の比較 (左: ReF2, 右: ReF3)

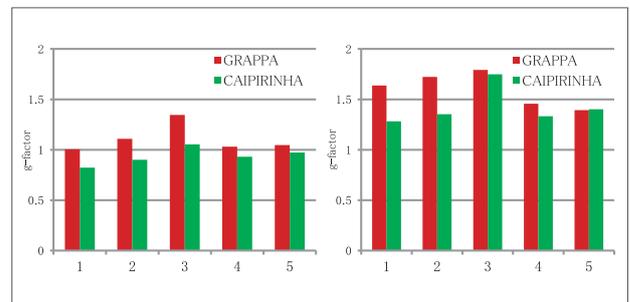


Fig.4 g-factor の比較 (左: ReF2, 右: ReF3)

【考察】 ファントム撮像において、CAIPIRINHA は GRAPPA に比べ低い g-factor を示した。これは画像展開によるアーチファクト増幅の影響が少ないためと考える。そのため、SNR の低下の少ない画像が取得できたと考える。

【結語】 CAIPIRINHA を併用することにより短時間で比較的 SNR の低下の少ない画像の取得が可能と示唆された。

【参考文献】

- 1) 今井広、宮地利明、小倉明夫、土井司、他；差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定
- 2) Felix Breuer; Martin Blaimer; Mark Griswold; Peter Jakob; Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA)

Dual Gradient Mode を使用した Diffusion Weighted Image の基礎的検討

○山崎 達也、石森 隆司、小川 和郎、竹内 和宏、高橋 洋輔、大石 晃央、加藤 耕二
香川大学医学部附属病院 放射線部

【背景】 Dual Gradient Mode を使用した場合、Single Gradient Mode と比較して、傾斜磁場の Slew Rate が低く、最大傾斜磁場強度が高くなる。その結果、Diffusion Weighted Image (以下 DWI) において Echo Time (以下 TE) を短縮することが可能となる。

Gradient Mode は Regular・Maximum・Enhanced の3種類の設定が可能である。

【目的】 Gradient Mode の違いが、DWI の Signal Noise Ratio (SNR) と Distortion に与える影響について基礎的検討を行った。

【使用機器】 MRI scanner : Intera Achieva 1.5T Nova Dual、Coil : QD Head Coil (PHILIPS)、Phantom : MRI Phantom 90-401 型 (日興ファインズ)

【Gradient Mode】

Regular (以下 Reg) は、Single Gradient Mode で最大の SNR を得るために最大傾斜磁場強度は低い値に制限される。(b 値 1000 の時、最短 TE : 87ms)

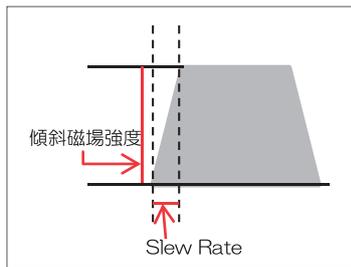


Fig.1

Maximum (以下 Max) は、Single Gradient Mode で最大傾斜磁場強度と Slew Rate が使用される。(b 値 1000 の時、最短 TE 72ms)

Enhanced (以下 Enh) は、Dual Gradient Mode を使用し、Regular と比較し 2 倍の最大傾斜磁場強度と 1/2 の Slew Rate で動作する。(b 値 1000 の時、最短 TE 53ms) (Fig.1)

【方法】 Gradient Mode、TE、b 値を変化させて撮像し、得られた画像について SNR と Distortion を求め比較検討を行った。SNR は Fig.2 のように ROI を設定し、平均信号値と標準偏差を測定し、同一関心領域法より算出した。Distortion は、Fig.3 のように画像

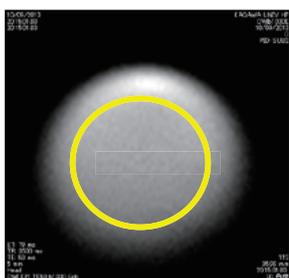


Fig.2

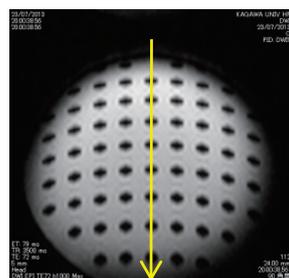


Fig.3

中央部の Phase Encode Direction に Profile Curve を作成した。

$$\text{SNR} = S_{\text{mean}} / \text{SD}_{\text{mean}} \quad \dots \text{ (同一関心領域法)}$$

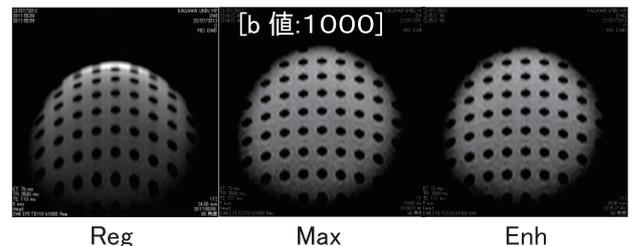
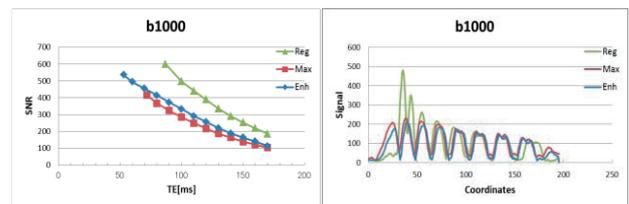
S_{mean} : Phantom に設定した ROI 内の平均信号値

SD_{mean} : Phantom に設定した ROI 内の平均信号値の標準偏差

【結果】

SNR : 同じ TE では、Enh と Max が Reg と比較して約 40% 低かった。Enh と Max に大きな差は見られなかった。すべての Gradient Mode で TE が増加すると SNR は低くなった。b 値の違いによる SNR の傾向に変化は見られなかった。

Distortion : Enh と Max が Reg と比較して少なかった。Enh と Max に大きな差は見られなかった。b 値の違いによる Distortion の傾向に変化は見られなかった。



【考察】 Reg が Max と Enh に比べ SNR が高かったのは、使用される最大傾斜磁場が低く制限されているためであると考えられる。

Enh と Max が Reg と比較し Distortion が小さかったのは、信号の読み取りの収集時間が短いためであると考えられる。

SNR では Reg が最も高い傾向であったが、最短 TE で比較すると Enh と大きな差はみられないため、Gradient Mode を Enh、TE を最短に設定することで SNR を担保し、Distortion を最小限に抑えることが可能であると考えられる。

【結論】 Gradient Mode の違いが、DWI の SNR と Distortion に与える影響について基礎的検討を行った。

Gradient Mode を Enhanced、TE を最短に設定することで SNR が良好で、Distortion の少ない画像が得られることが判明した。

○野津 勝利¹⁾、原 真司¹⁾、小玉 紗弥香¹⁾、尾崎史 郎¹⁾、内田 幸司²⁾、山本 泰司¹⁾

1) 島根大学医学部附属病院 放射線部

2) 島根大学医学部 放射線医学講座

【背景】四肢の脂肪抑制 T2 強調画像は関心領域内の臓器の信号が低いため、解剖学的位置関係の把握が困難になることがある。

当院の MRI 装置では、周波数選択的脂肪抑制法 (CHESS 法) において、脂肪抑制パルスの強度を決める脂肪抑制効率係数 (FatSAT Efficiency : F.E.) を変えることにより脂肪抑制効果も変えることが可能である。

【目的】F.E. を変化させた脂肪抑制において、スライス間隔とスライス数の違いが脂肪抑制効果にどのように影響するかファントムを用いて検討した。

【使用機器】

MRI 装置 : Signa HDxt 1.5T (GE Healthcare)

試料 : 生理食塩水 (以下 : 生食)

サラダ油 (以下 : オイル)

【方法】試料をペットボトルに封入し作成したファントムを、Multi-Slice 法を用いた FSE 法で F.E. を 0 から 1.0 まで 0.2 ステップで撮像した。

信号値の測定はスライスの中央の 1 枚で、同一の関心領域を設定した。

• 検討 1

スライス数を 11 枚で固定し、スライス間隔を 0, 0.5, 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10 mm で撮像。

• 検討 2

スライス間隔を 5 mm で固定し、スライス数を 1, 11, 21 枚で撮像。

【撮像条件】

送受信コイル : バードケージ型 Head Coil

撮像シーケンス : Fast SE

TR 4000ms, TE 85ms, BW \pm 19.23kHz

FOV 256mm, Matrix 256 \times 256, スライス厚 5 mm

エコートレイン数 12

【結果】

• 検討 1

スライス間隔を変化させた場合、生食の信号値はスライス間隔が狭いほど低くなる傾向を示すが、5 mm 以上ではその差は僅かであった。一方、オイルではスライス間隔を変えても生食に比べ信号値の差は小さい (Fig.1)。

• 検討 2

スライス数を変化させた場合、生食の信号値の差は僅かであった。一方、オイルではスライス数が多くなると信号低下が生食に比べ顕著に見られた (Fig.2)。

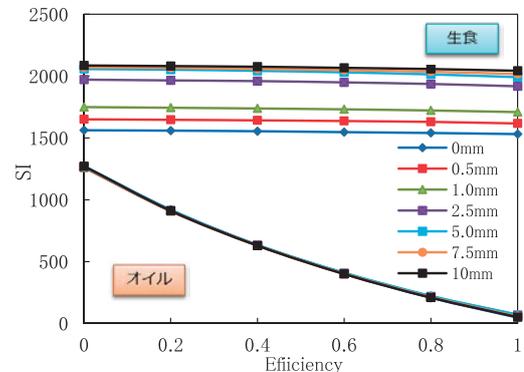


Fig.1 スライス間隔の違いによる信号値の変化

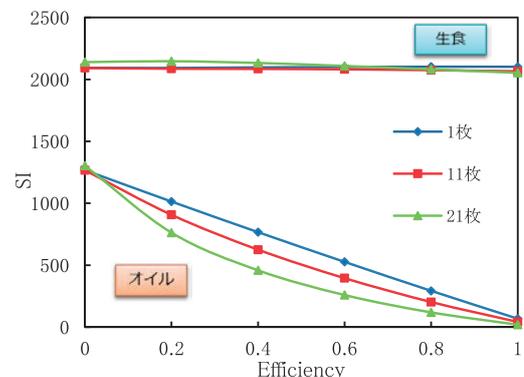


Fig.2 スライス数の違いによる信号値の変化

【考察】

• 検討 1

生食の信号値の変化が小さいことから、スライス間隔 5 mm 以上ではクロストークの影響を受けにくいと推測される。また、オイルでスライス間隔を変えても生食ほど信号値に差がないのは、脂肪抑制パルスはスライス間隔が広がるとスライスプロファイルも広がるためクロストークの影響が変わらなかったと考えられる。

• 検討 2

スライス数を多くしても生食の信号値に違いが見られなかったのは、スライス間隔が 5 mm であることによりクロストークの影響を受けにくいと考えられる。また、スライス数を多くした場合にオイルの信号値が指数関数的な低下を示したのは、脂肪抑制パルスのクロストークによりスライス数が多いほど脂肪抑制効果が大きくなったためと考えられる。

【結語】F.E. を可変したときの脂肪抑制効果はスライス間隔には影響されにくく、スライス数の変化に大きく影響された。F.E. を可変させて撮像する場合、スライス数に応じた F.E. の選択が必要となることが示唆された。