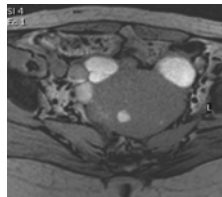


3.0T で問題となるアーチファクト

- ケミカルシフトアーチファクト
バンド幅の最適化が必要となり、ケミカルシフトを減少させるためにバンド幅を広くするとSNRが犠牲になる。
- 腹壁脂肪の呼吸性アーチファクト
REST pulse を併用するとSARの制限のために撮像時間が延長する。
- flow アーチファクト
flow compensation の使用や phase 方向の設定による回避が必要。REST pulse は撮像時間が延長するため呼吸停止下での撮像が困難になりやすい。
- 磁化率アーチファクト
共鳴周波数のずれの増大。EPI 画像の歪みの増大。消化管ガスによる影響を受けやすい。CHESS 法による脂肪抑制不良。

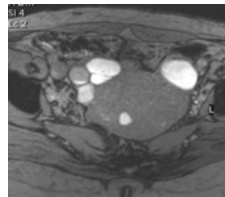
out phase の TE の設定

部分 echo 法(+)
部分フーリエ法(+)



TE 1.15ms(out)

部分 echo 法(-)
部分フーリエ法(-)



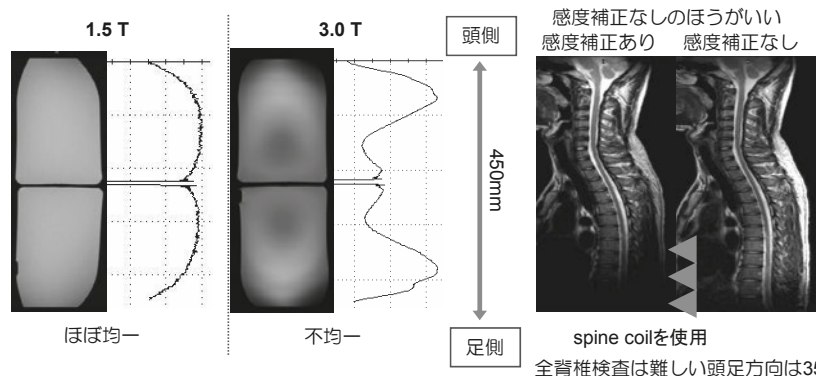
TE 3.45ms(out)

1.5 T		3.0 T		
out	in	out	in	out
2.3ms	4.6ms	6.9ms	1.15ms	2.3ms 3.45ms

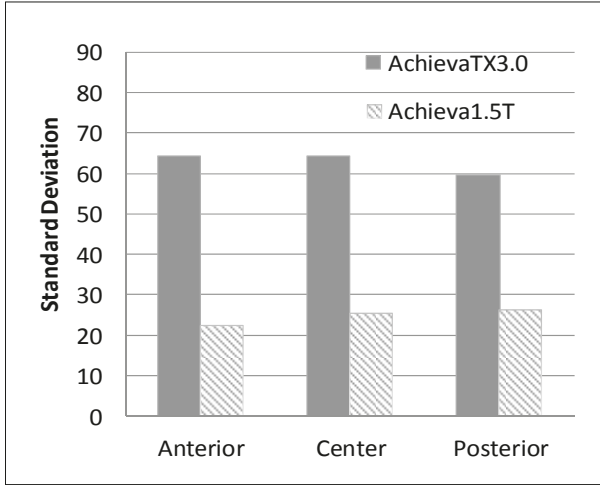
- ・ 1.15ms の out phase(部分 echo 法を併用)ではリードアウトグラディエントの印加時間が不足するため打ち切りによるリングングアーチファクトが増強される。
- ・ 部分 echo 法と部分フーリエ法は使用しない。

有効 FOV が制限される

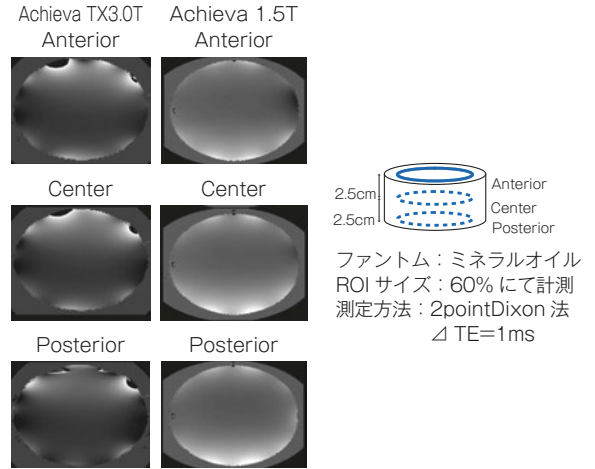
- ・ B_0 と B_1 不均一のために画像の濃淡ムラや磁化率アーチファクトが顕著となる。
- ・ 下肢や全脊椎のように体軸方向に対して距離の長い検査において設定 FOV が制限される。



■ 静磁場不均一(B₀map による 1.5T との比較)

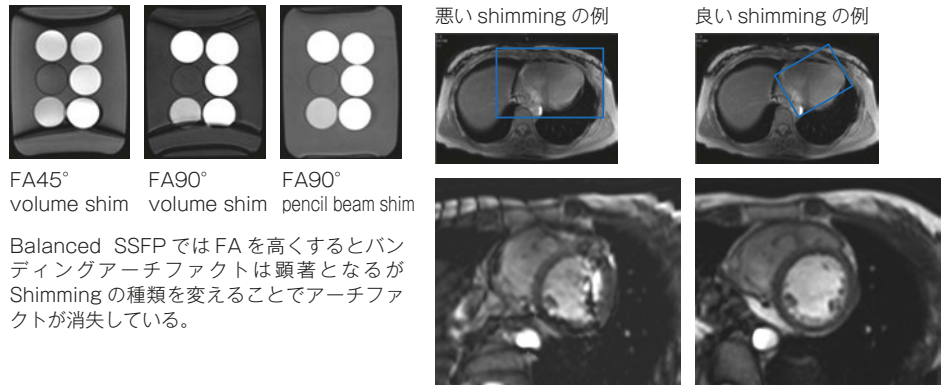


静磁場の不均一を撮像領域の60%における標準偏差にて評価



1.5T と 3.0T における B₀map

- ・ NMR 現象には共鳴周波数に一致した励起パルスが必要である。3.0TMRI は基本的に撮像が不利な環境である。
- ・ 局所 Shimming の選択や位置, 大きさ, 範囲の設定によりアーチファクトは軽減される



Balanced SSFP ではFAを高くするとバンディングアーチファクトは顕著となるが Shimming の種類を変えることでアーチファクトが消失している。

■ 撮像時間延長の問題

- 3.0T 特有の環境により 1.5T と異なるパラメータ設定を余儀なくされる
- 撮像時間の延長の主たる原因は SAR である
- SAR(体内エネルギー比吸収率)は静磁場強度の 2 乗に比例する

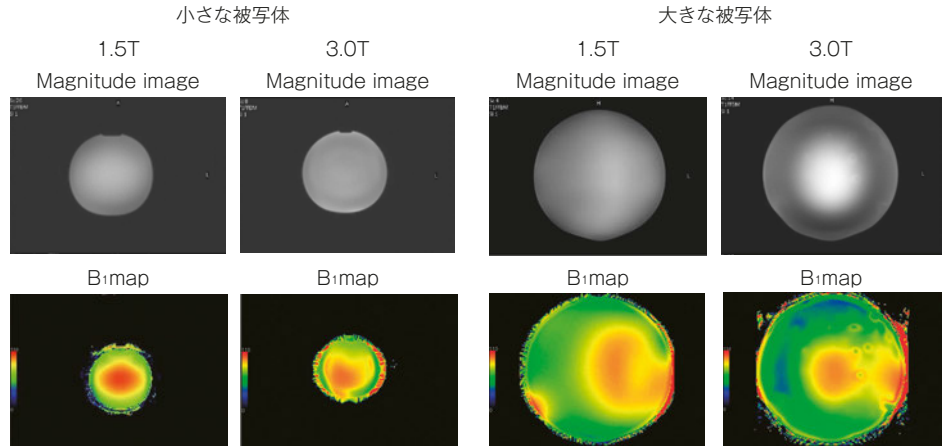
$$SAR_{AV} \propto \sigma D (B_0 \theta R)^2 / \rho$$

(σ: 電気伝導度 D: duty cycle B₀: 静磁場強度 θ: flip angle R: 半径 ρ: 比重)

- SAR は設定パラメータから自動的に算出し厳しく管理している。
- SAR に直結するパラメータとしては TR・ETL・package・WFS・flip angle・Bimode 等がありいずれも撮像時間に影響し、同時に画質(コントラスト・モーションアーチファクト)にも影響するため 3.0T 独特の考え方をもちなければ最適化が難しい。

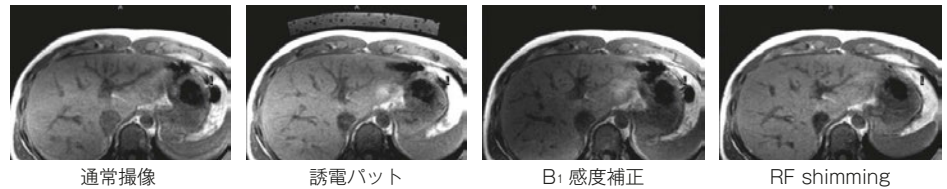
RF 不均一と補正方法

- ・ 3.0T では RF の波長が短くなることで RF penetration の低下や、体表面での反射や体内の通過波と複数の反射の和等により本来、均一に励起されるべき体内の RF の分布が 1.5T と比較して不均一となりやすいため、画像の濃度ムラやコントラスト低下を招く。



小さな被写体では問題とならないが比較的大きな被写体となると 1.5T と 3.0T の RF の分布のバラツキの差は大きくなる

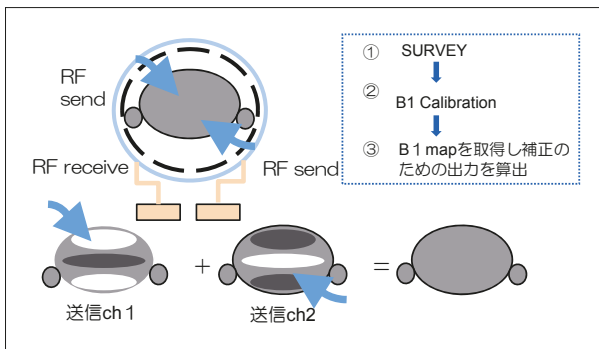
- ・ 誘電パットの使用や後処理による感度補正技術によって RF の不均一を補正する方法もあるが効果が不十分となることが多い。現在は装置メーカー各社とも送信コイルの給電点や送信アンプを増やし RF の位相と振幅を制御 (RF shimming 技術) することで RF 分布の最適化を行っている。



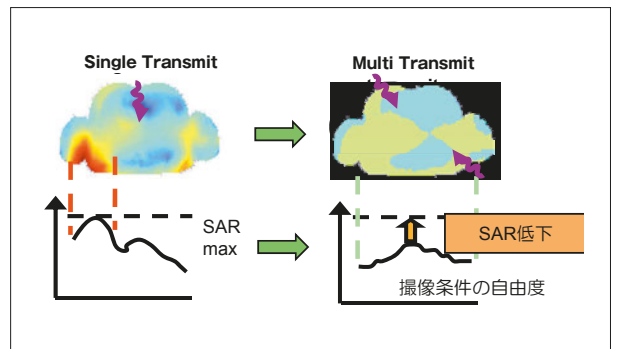
◆ Multi Transmit による RF shimming

当院で使用している装置 (PHILIPS 社製) の RF shimming

- ・ Multi Transmit 機構では独立した 2ch のアンプから送信される各々の RF の位相と振幅を調節することで均一な B₁ 場を作りだしている。
- ・ 各 ch における位相と振幅の送信設定は被験者ごとに Pre scan として行う Bmap の取得により算出される。

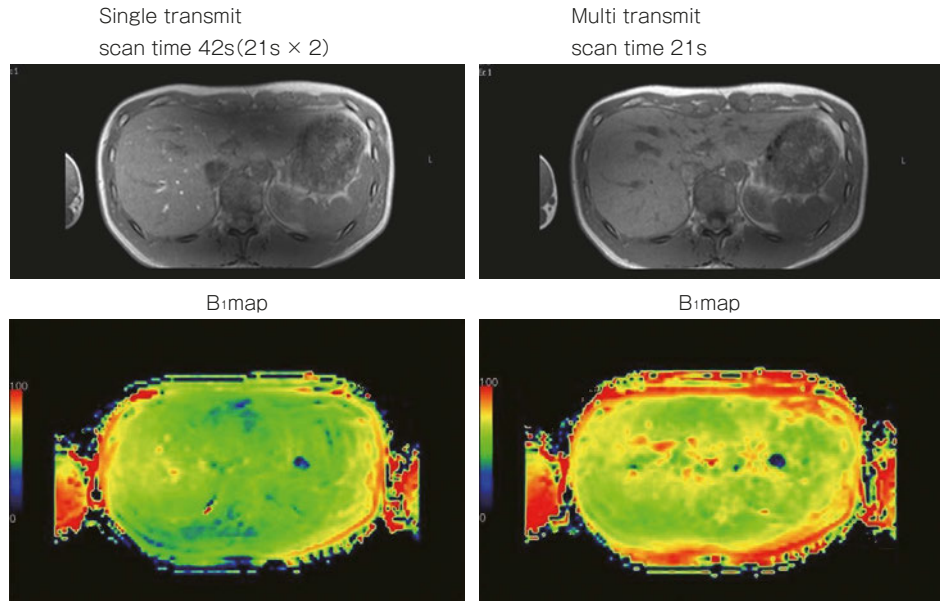


Multi Transmit による RF 分布の均一化



SAR の低減

- ・撮像領域の RF 分布が均一になることで画像の濃淡ムラの改善と共に局所的なホットスポットによる SAR の制限は低減されるためパラメータ設定の自由度も向上する。



B₁ の改善により、設定値に近い励起パルス角度(FA)がより均一に分布する。

拡散強調画像における脂肪抑制の改善方法

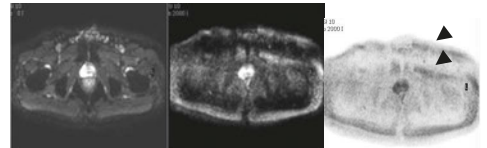
3.0T では、B₀ や B₁ の不均一により脂肪抑制効果の低下が起こりやすい。

特徴的な現象

- ①脂肪の ADC が低いために起こる
- ②水の周波数帯域にいる脂肪の存在

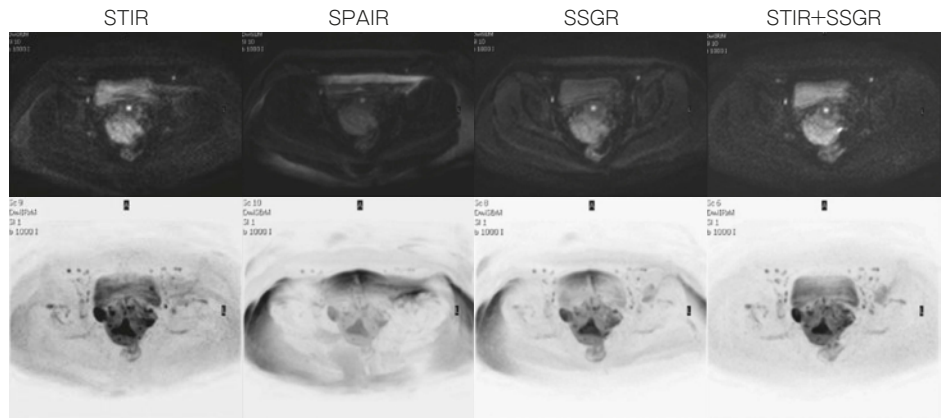
少量 5% の脂肪酸の中には、水と同じ周波数帯域に存在するものがある¹⁾。(olefinic 脂肪酸、アルケン類)また、各々の脂肪酸は異なる T1 値をもち高磁場環境ではさらに T1 値は延長する²⁾。したがって、fat saturation(脂肪の周波数選択)と IR 法では脂肪抑制が不十分となる³⁾。

b 値 0 s/mm² b 値 2000s/mm² b 値 2000s/mm² (inverse)



3.0T における前立腺の拡散強調画像(脂肪抑制法 SPAIR)

- ・ STIR 法と SSGR⁴⁾法を組み合わせることで良好な脂肪抑制が行える⁵⁾。
- ・ 90° pulse と 180° pulse のスライス選択傾斜磁場極性を反転させ水選択励起する方法。



- 1) Delfault EM et al. Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls Radiographics 19(2): 373-82, 1999.
- 2) Kagayaki Ket al. Optimization of chemical shift selective suppression of fat MRM. 40. 505-510, 1998.
- 3) 土橋俊男 他 STIR 法における TE と脂肪の null point の関係 JSRT: 53(11). 1647-1656, 1997.
- 4) John M et al. Fat suppression by Section-Select Gradient Reversal on Spin-Echo MR Imaging. Radiology 168 493-495, 1988.
- 5) T. Horie et. al Optimization of fat suppression for 3.0T DWIBS Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17 4034, 2009.