

技 術

3T-MRI を使用した婦人科骨盤領域における k-space 充填法の違いによる chemical shift artifact の比較

狩野麻名美* 真壁 武司* 畠山 遼兵*
 佐々木絢加* 小川 肇** 安井 太一**
 吉川 仁人** 山下 剛*** 坂田 元道****

Comparison of chemical shift artifact by cartesian and radial k-space trajectories at 3.0T MR imaging of the female pelvis

Manami KARINO, Takeshi MAKABE, Ryohei HATAKEYAMA
 Ayaka SASAKI, Hajime OGAWA, Taichi YASUI
 Masato YOSHIKAWA, Tsuyoshi YAMASHITA, Motomichi SAKATA

Key words : 3.0tesla MRI — k-space trajectory —
 female pelvis — chemical shift

はじめに

磁気共鳴診断装置 (magnetic resonance imaging : MRI) は、被爆がなく低侵襲であり、高い組織コントラストにより多くの情報を得ることができる。MRI 検査は、様々な疾患に応用され、多くの診断法が確立されている。婦人科骨盤領域の MRI 検査においても、第一選択の経膣・経腹超音波に次ぐ二次検査として欠かせない補助検査となっている^{1,2)}。

現在、当院においても婦人科骨盤領域の MRI 検査では、脂肪抑制画像や造影検査を含んだルーチン検査を行っている。しかし、アレルギーなどで造影出来ない症例も経験した。造影せずに撮像可能である T2 強調画像は、解剖学的位置関係の把握に有用とされているが比較的モーションアーチファクトが多く、診断に支障をきたす場合がある。新しい k-space 充填法である radial scan 法は、体動補正のために開発された k-space 充填法である。特殊なデータ収集方式により、モーションアーチファクト低減が可能である³⁾。婦人科骨盤領域の MRI 検査では、モーションアーチファクトの原因として、呼吸による腹部の動きや腹腔内の腸管による蠕動運動があ

る。radial scan 法は従来法と比べ、これらのモーションアーチファクト低減により画質が向上する⁴⁻⁶⁾。このため、婦人科骨盤領域の MRI 検査では、radial scan 法が有用であるとの報告が多数されている^{4,5)}。

婦人科骨盤領域の MRI 検査において、MRI 特有の chemical shift artifact (CSA) は、脂肪の存在を示す指標であり、診断の一助とされている^{1,2)}。しかし、近年、装置の高磁場化や新しい画像再構成技術による k-space 充填法の登場により、従来法とは異なった CSA を生じることがある。radial scan 法では、従来法の cartesian とは異なった CSA を生ずる⁷⁾。本研究では、3.0T における CSA について cartesian 法と radial scan 法を比較検討した。

1. 方 法

1-1. CSA の理論^{8,9)}

CSA は、水のプロトンと脂肪のプロトンの共鳴周波数の差が原因となり、画像上配置される位置にずれが生じる現象である。磁場に置かれた水のプロトンは、脂肪のプロトンよりも 3.5ppm 速く回転する。この共鳴周波数の差と MRI 装置の静磁場が持つラーモア周波数により、水のプロトンと脂肪のプロトンの歳差運動周波数の差が算出される。水のプロトンと脂肪のプロトンの歳差運動周波数の差は、1.5Tesla MRI 装置で約 223Hz、3.0Tesla MRI 装置で約 447Hz である。CSA によりシフ

* 市立函館病院 中央放射線部技術科

** 市立函館病院 放射線科

*** 市立函館病院 産婦人科

**** 北海道大学大学院保健科学研究所

トするピクセル数は、この歳差運動周波数の差と受信バンド幅、画像 matrix 数により以下の式で算出される。

$$CSA (\text{pixel}) = \frac{\text{歳差運動周波数差}}{\text{受信バンド幅} / \text{画像 matrix 数}}$$

当院の装置では、CSA によりシフトするピクセル数が、受信バンド幅に応じて自動算出される。また、CSA は、脂肪のプロトンが低周波側にシフトすることから、通常、周波数方向に生じる。脂肪のプロトンの周辺物質が水のプロトンの場合、水のプロトンの信号と脂肪のプロトンの信号が低周波側では重なり高信号に、高周波側では脂肪の位置に欠損が生じて無信号となる (Fig. 1)。

MRI 検査にて婦人科骨盤矢状断を撮像する場合、得られる画像の周波数方向は前後方向 (以下 A→P 方向) か頭尾方向 (以下 H→F 方向) である (Fig. 2)。本研究では、CSA の出現する方向と装置が自動算出するシフトピクセル数を合わせて『理論値』とした。

1-2. 使用機器及び撮像条件

使用機器は3.0TMRI装置 (MAGNETOM Skyra, SIEMENS, Erlangen, Germany), 装置付属の phased array 型 18ch Body array コイルを用いた。検討に使用した基本的な撮像条件を以下に示す。cartesian 法は、repetition time (TR) 4000ms, echo time (TE) 122ms, over sampling (OS) 100%, bandwidth (BW) 300Hz/pixel, echo train length (ETL) 29, field of view (FOV) 280mm, matrix 320×320, であり, radial scan 法は, TR 4000ms, TE 122ms, OS 100%, coverage 108.3%, BW 355Hz/pixel, ETL 29, FOV 280mm, matrix 320×320である。撮像時間は cartesian 法: 2分50秒, radial scan 法: 3分38秒でスライス枚数 19枚, 矢状断を得た。なお, すべてのシーケンスは, 縦磁化強制回復パルスを印加し, スライス厚を 6mm とした。

1-3. ファントム実験による画像解析

使用ファントムは、日興ファインズ社製、90-401型を使用した。ファントム内にオリーブオイル (T1: 301.2ms, T2: 136.2ms) と生理的食塩水 (T1: 4092ms, T2: 4082ms) を容器に入れてファントム内に封入した。封入した容器の壁の厚さは1.75mmである。ファントムの構造上、オリーブオイルと生理的食塩水の周辺物質は、polyvinyl alcohol (T1: 767.2ms, T2: 110.4ms) である。cartesian 法と radial scan 法にてファントムの撮像を行った。撮像は、方法 1-1 で示した撮像条件に加え、一部の撮像条件を変更した。変更した撮像条件は、cartesian 法で BW: 70, 300, 900Hz/pixel とし, BW 300Hz/pixel で周波数の方向を A→P 方向と H→F 方向とした。radial scan 法では、BW を 355Hz/pixel とし、周

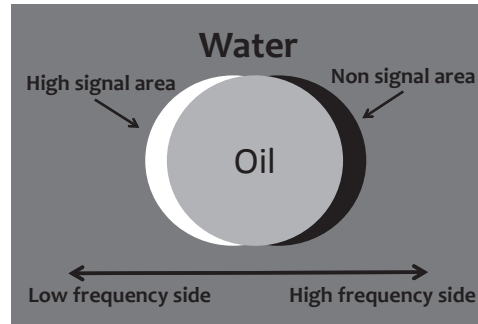


Fig. 1 Principal of chemical shift artifact

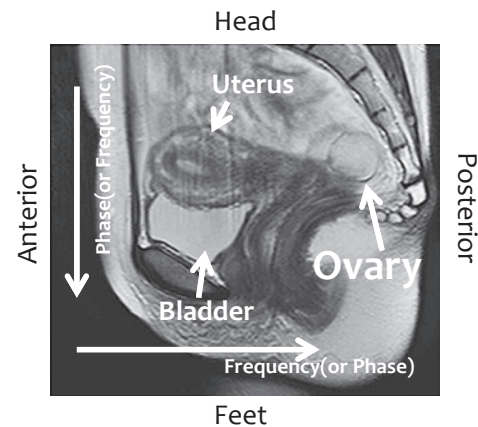
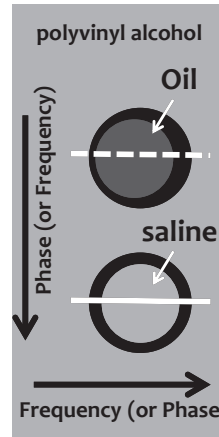


Fig. 2 Sagittal orientation in Female Pelvis using MRI

(a) Phantom image



(b) Plot profile curve

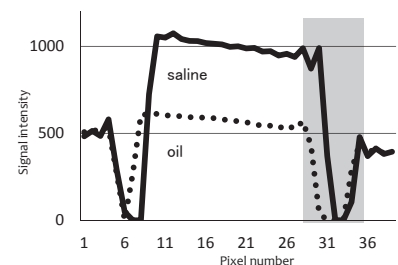


Fig. 3 Illustration of (a) phantom image and (b) plot profile curve

波数方向を A→P 方向と H→F 方向とした。

ファントムを cartesian 法と radial scan 法にて撮像し、得られた画像により、オリーブオイルと生理的食塩水のプロファイルカーブを作成した (Fig. 3)。プロファイルカーブは位相方向、周波数方向それぞれにて作成した。さらに、オリーブオイルと生理的食塩水のプロファイルカーブを数値化して比較し、オリーブオイルのシフトしたピクセル数を計測した。

1-4. 臨床画像評価

対象症例は、手術にて卵巣を摘出し病理診断にて脂肪を含む成熟奇形腫と診断された10症例である。cartesian法5症例(35~71歳, 平均52歳), radial scan法5症例(15~59歳, 平均35.8歳)とした。cartesian法とradial scan法の撮像条件は、Table 1に示す。それぞれの方法により得られた画像にて、成熟奇形腫内のCSA出現率と出現方向の評価を行った。CSAの評価は、経験豊富な放射線科診断医(経験25年以上)1名と上級磁気共鳴専門技術者を取得した診療放射線技師(経験25年以上)1名により協議し、双方の同意が得られた結果を採用した。

2. 結果

2-1. ファントム実験による画像解析

cartesian法の結果をFig. 4(a)に示す。cartesian法では、シフトしたピクセルの計測値と理論値が一致する結果となった。周波数方向を変化させた場合、ピクセルのシフトする方向は周波数方向と一致した。また、BWを変化させたとき、ピクセルのシフトは大きくなり、BW 70Hz/pixelのみシフトピクセルによる高信号領域が発生した。

radial scan法の結果をFig. 4(b)に示す。radial scan法では、シフトしたピクセル数の計測値と理論値は一致しない結果となった。周波数方向を変化させた場合、ピクセルのシフトする方向は周波数方向とは逆の位相方向となった。

2-2. 臨床画像評価

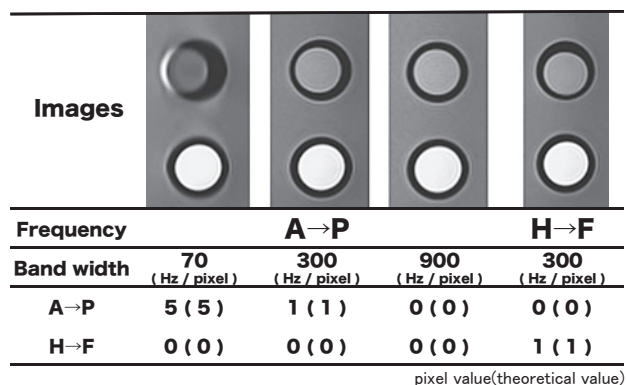
臨床画像評価の結果をFig. 5に示す。CSAは、cartesian法で5症例中3症例, radial scan法で5症例中3症例みとめられ、同等の出現率となった。cartesian法では、3症例すべて周波数方向であるA→P方向にCSAが出現した。しかし、radial scan法では、CSAの認められた3症例中2症例で位相方向であるH→F方向に、1症例で周波数方向であるA→P方向にCSAが出現した。

3. 考察

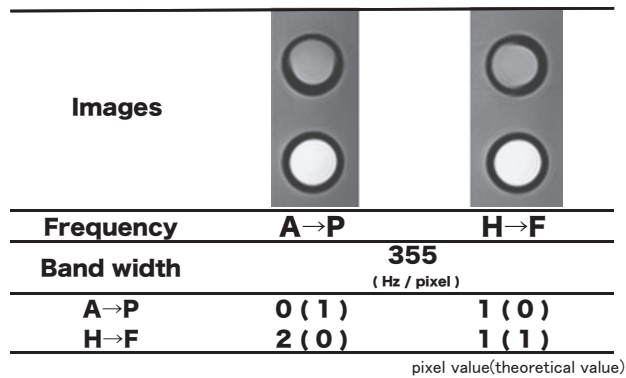
婦人科骨盤領域においてMRI検査は、代表的な画像診断法としての地位を確立している。なかでも、婦人科疾患における腫瘍性病変の評価には欠くことのできない検査である。多方向からの断層像が得られ、病変部と周囲組織との相対的な解剖学的位置関係の把握が簡便に可能である¹⁾。客観性に優れ、高い組織コントラストを持つため、鑑別可能な疾患も数多く存在する。これは、先人の努力と症例の蓄積によりなし得た診断能力である²⁾。しかし、近年、MRI技術の進歩は目覚ましく、多くの装置メーカーが高磁場装置や様々な撮像法を開発してい

Table 1 Scan parameters for clinical imaging

	cartesian	radial scan
Repetition time (ms)		4000
Echo time (ms)		122
Slice thickness (mm)		6
Band width (Hz/pixel)	300	355
Field of view (mm)		280
Matrix		320
Flip angle (degrees)		120
Over sampling (%)		100
Coverage (%)	-	108.3
Echo train length		29
Acquisition time	2 min 50 sec	3 min 38 sec
Phase encoding		H → F



(a) Results of pixel shift with cartesian method



(b) Results of pixel shift with radial scan method

Fig. 4

cases	cartesian	radial scan
①	A→P	H→F
②	A→P	non
③	non	H→F
④	A→P	A→P
⑤	non	non
Presence of CSA	3 / 5	3 / 5

Fig. 5 Results of clinical study (occurrence frequency and direction of CSA)

る。MRI 検査の高速化や高画質化がかなう反面、従来法とは異なるアーチファクトが生じる。撮像法特有のアーチファクトを理解することは、解剖学的位置関係をより把握し詳細な診断を行ううえで重要となる。本研究では、従来法である cartesian 法と新しい k-space 充填法である radial scan 法の CSA を分析し、理解することが目的である。

ファントム実験において、cartesian 法と radial scan 法では異なる出現傾向を示した。radial scan 法では、cartesian 法とは異なる k-space 充填となる (Fig. 6)。cartesian 法では常に周波数方向は一定であるのに対し、radial scan 法では周波数方向が初期設定をスタート位置として半円状に変化する。これに追従してオリブオイルのケミカルシフトする方向も変化し、見かけ上、位相方向にケミカルシフトが出現した。また、cartesian 法と比較して radial scan 法では、オリブオイルの形状が変化している (Fig. 6)。オリブオイルの形状の変化は、radial scan 法特有の周波数方向が変化する k-space 充填法が影響していると報告されている³⁾。この形状の変化が影響し、ケミカルシフトの実測値と理論値が一致しない結果となったことが考えられる。

臨床画像評価にて、cartesian 法と radial scan 法では CSA 出現率が一致した。cartesian 法と radial scan 法における BW を近似した値とする場合、理論上、k-space 充填法に関わらずケミカルシフトにより変化するピクセル数も同等となる。本研究にて使用した撮像条件では、ケミカルシフトにより変化するピクセル数は 1pixel であり、数値化すると 0.875mm となる。つまり、画像上、脂肪信号は、実際の位置よりも 0.875mm ずれて表示される。この小さなピクセルのずれを画像上容易に認識するためには、ケミカルシフトにより生じた高信号領域と無信号領域の存在を識別することが必要である。しかし、脂肪に接して無信号領域または低信号領域が解剖学

的に存在する場合は、シフトしたピクセルによる高信号領域が発生しないため、ケミカルシフトによる脂肪信号のピクセルのずれを識別するのは困難である。今回の臨床画像評価において CSA が認められなかった症例は、腫瘍内の脂肪の解剖学的位置が原因のひとつである。このような脂肪信号のピクセルのずれの不明瞭化は k-space 充填法に関わらず起こりうる。T2 強調画像のみで解剖学的位置の把握や脂肪の存在診断を行う場合、CSA の出現には注意が必要である。また、radial scan 法において CSA の出現方向が一致しない症例も見受けられた。これは、radial scan 法特有の周波数方向が変化する k-space 充填法により、脂肪の形状が変形することに起因する。今回使用した撮像条件では、CSA も比較的小さいため、脂肪の形状の変化は診断に影響を及ぼさなかった。しかし、腫瘍内に存在する脂肪の形状や大きさも CSA の出現傾向に関係することが考えられ、今後の更なる検討が必要である。

以上のように、CSA は撮像法や撮像条件により変化する。診断目的により撮像法や撮像条件を最適化することにより、CSA が診断に有用となる可能性がある。MRI 装置が高磁場化した場合や新しい撮像法を導入した場合には、CSA を含めたアーチファクトの検討を行い理解した上で、主治医や読影医とディスカッションを行い、診断に有用な画像を得ることが重要である。

4. ま と め

婦人科骨盤領域における k-space 充填法の違いは CSA に影響を及ぼし、3.0Tesla radial scan 法と cartesian 法による CSA の特性が判明したことで診断に有用な脂肪のアーチファクトを理解できた。

文 献

- 1) 高橋健太郎：産婦人科検査法 婦人科疾患の MRI 診断. 日産婦誌, 2007 ; 59(5) : 113-124.
- 2) 高濱潤子, 北野悟, 樋垣誠, 他：女性骨盤. 日磁医誌, 2010 ; 30(4) : 213-220.
- 3) Pipe JG : Motion correction with PROPELLER MRI : application to head motion and free-breathing cardiac imaging. Radiology, 1999 ; 42 : 963-969.
- 4) Lane BF, Vandermeer FQ, Oz RC, et. al. : Comparison of sagittal T2-weighted BLADE and fast spin-echo MRI of the female pelvis for motion artifact and lesion detection. AJR Am J Roentgenol, 2011 Aug ; 197(2) : 307-313.
- 5) Hattori N, Senoo A, Gomi T, et. al. : T1-weighted MR imaging of the female pelvis using RADAR-FSE sequence. Magn Reson Med Sci. 2009 ; 8(4) : 175-

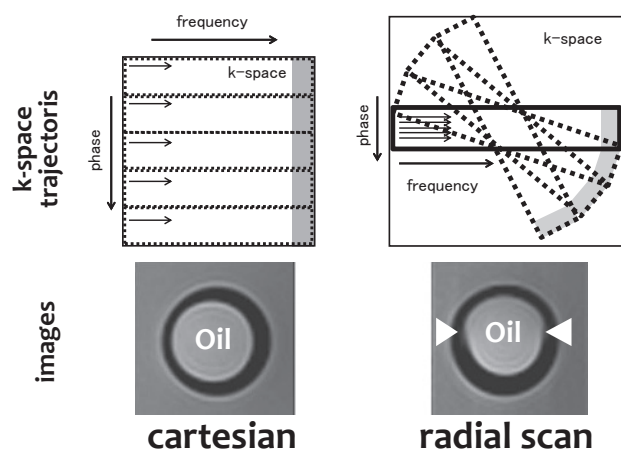


Fig. 6 Comparison of chemical shift artifact by cartesian and radial k-space trajectories

- 80.
- 6) Michaely HJ1, Kramer H, Weckbach S, et al. : Renal T2-weighted turbo-spin-echo imaging with BLADE at 3.0 Tesla : Initial experience. J Magn Reson Imaging. 2008 Jan ; 27(1) : 148-155.
- 7) 小倉明夫, 前田富美恵, 佐伯文人, 他 : BLADE 画像の k-space trajectory が画像特性に及ぼす影響. 日磁医誌, 2009 ; 29(1) : 12-19.
- 8) Ray HH, William GB, Christopher JL, et al. : MRI の基本 パワーテキスト第2版. メディカルサイエンスインターナショナル, 東京, 2006 : 182-211.
- 9) 荒木力 : MRI 完全解説. 秀潤社, 東京, 2010 : 281-325.