

運動パターンの違いが MR 画像に及ぼす影響 — Radial Scan における検討 —

荒尾 信一¹, 田淵 昭彦^{1,2}, 天野 貴司¹, 原内 一¹, 林 明子¹,
成廣 直正¹, 北山 彰¹, 荒尾 圭子¹, 柳元 真一¹

Effects of Movement Patterns on MR Images — Study of Radial Scanning —

Shinichi ARAO¹, Akihiko TABUCHI^{1,2}, Takashi AMANO¹,
Hajime HARAUCHI¹, Akiko HAYASHI¹, Naomasa NARIHIRO¹,
Akira KITAYAMA¹, Keiko ARAO¹ and Shinichi YANAGIMOTO¹

キーワード：モーションアーチファクト，Radial 充填，運動パターン，位相エンコード

概 要

呼吸や血管の拍動などの周期的な動きがある被検体を MRI 撮像する場合，画像再構成における k-スペースへのデータ充填法に Radial 充填を使用すると動きによるボケ（モーションアーチファクト）を減少させることができる。本研究では，運動ファントムを使用して Radial 充填の画像のアーチファクト低減効果を確認するとともに，Radial 充填における動きの大きさや運動パターンの違いによるアーチファクトの出現特性について検証した。運動幅としては 7 mm を超えると像のボケが大きくなり，アーチファクト低減効果は少ないと考えられた。また運動幅が大きい場合，運動距離が同じであっても運動周期に静止周期を含む場合では，ボケ発生の特性が異なることが確認できた。運動ファントムでモーションアーチファクトの検証実験を行う場合には，運動の大きさだけでなく対象の運動パターンを考慮して，実験を行わなければ，臨床上で現れる特性を再現できない可能性があるため注意が必要である。

1. 緒 言

MRI (magnetic resonance imaging) 検査は撮像時間が長いので，呼吸や血管の拍動による動きは偽陰影（ボケ）を MRI 画像の位相エンコード方向に一定の間隔で周期的に出現させる。発生した偽陰影はモーションアーチファクト（motion artifact：運動アーチファクト）と呼ばれ，正確な読影診断の妨げになる。このアーチファクトを低減する撮像手法として，撮像中に息止めをすることで動きを抑えて撮像する方法や撮像中の呼吸による胸壁，腹壁や横隔膜の動きに同期させてデータを収集する方法等がある^{1,2)}。また，2次元フーリエ変換による画像再構成前に得られたデータの配置(充填)を工夫することで抑制することも可能であ

る。取得した MRI 信号（エコー信号）データをデータ充填スペース（k-スペース）に配置する際に，位相方向の端から順に 1 行ずつ直線状に埋めていく方法（Cartesian 充填法）では再構成画像の位相方向に強くモーションアーチファクトが生じてしまう（図 1(a)）。しかし，エコー信号データをブレード状（束状）にまとめて，k-スペースの原点を中心に角度を変化させな

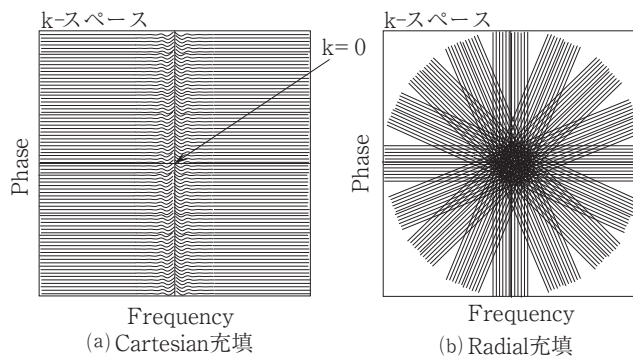


図 1 Cartesian 充填と Radial 充填

- (a) Cartesian 充填は k-スペースの上端から順にデータを充填する。
(b) Radial 充填は k-スペース中心(k=0)を通るようにブレード状に束ねたデータを回転させて充填する。

(平成28年10月19日受理)

¹川崎医療短期大学 放射線技術科

²川崎医科大学附属川崎病院 中央放射線部

¹Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

²Department of Radiology, Kawasaki Medical School Kawasaki Hospital

がら回転させて放射状に埋める方法 (Radial Scan : Radial 充填) に変更するとアーチファクトを低減することができる (図 1 (b))³⁾. これらのモーションアーチファクトの低減対策は質の高い MR 画像を取得するために必要な技術であり, その低減効果を評価することは重要であるが, パラメータとして運動パターンを変化させた場合の評価はほとんど行われていない.

本研究の目的は周期的な運動をさせたファントムを使用して Cartesian 充填と Radial 充填のアーチファクト像の出現の違いについて確認するとともに, アーチファクト抑制が可能な Radial 充填について信号体の動きの大きさや運動パターンを変化させて, その違いによるアーチファクトの出現特性について検証を行ったので報告する.

2. 使用機器およびファントム

MRI 装置は Achieva 1.5T (PHILIPS 社製), 受信コイルは HEAD QD (quadrature) コイルを使用した. 図 2 (a) に被写体となるファントム概要図, 2 (b) にその静止 MR 画像 (冠状断面像 : Coronal 像) を示す. ファントムには, 信号強度を調整するために MRI 用造影剤 (Gd-DTPA) を純水で 0.8mmol/L に希釈した水溶液を溶媒として, 濃度 2.5% の寒天溶液を作成し, 縦 80mm × 横 110mm × 高さ 80mm のポリエチレン容器に封入したものをを用いた. ファントム容器の中心には信号体としてアクリル製の円柱 (直径 15mm) および花形の平板を

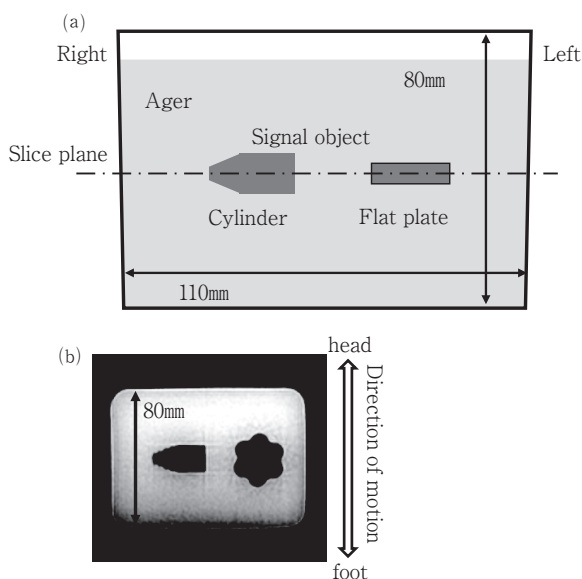


図 2 ファントム概要とその静止 MR 画像

- (a) ファントム概要図
(b) ファントムの静止 MR 画像 (冠状断面像 : Coronal 像)

挿入した. 円柱の信号体は運動による MR 画像のサイズ変化, 花形の平板信号体は形状の変化を評価するために使用した. ファントムの運動は電動シリンダーユニット (ELC4W-E10-K2P-05-P : オリエンタルモーター社製) に接続した運動架台にファントムを乗せて, 撮像中に Foot-Head 方向 (F-H 方向) に往復運動を行った. 電動シリンダーユニットはプログラム制御によって 0.01mm 間隔で自由に動きを設定できる. 全体の実験配置図を図 3 に示す.

3. 実験方法および評価方法

ファントムの運動パターンを図 4 に示す. 運動の方向は F-H 方向である. 拍動を想定した運動パターンが図 4 (a), 呼吸運動を想定した静止周期を含む運動パターンが図 4 (b), 単純に等速で往復運動させたものが図 4 (c) である. パターン図の縦軸は始点から移動した距離 (位置), 横軸は時間, 線の傾きは運動速度を示している. 連続往復運動である拍動を想定した運動パターンでは運動距離は 5 mm, Head 方向への移動 (心収縮期) の速度を速く, Foot 方向への移動 (心拡張期) の速度を遅くした変速パターンとし, 周期間の休止は設けていない. 間欠往復運動である呼吸運動を想定したパターンでは移動距離を呼吸の深さが深くなるほど移動距離が大きくなることを考慮して 7, 10, 13mm と設定し, 運動速度は拍動運動とは逆に Head 方向への移動 (吸気) の速度を遅く, Foot 方向への移動 (呼気) の速度を速くした変速パターンとした. さらに周期間には 2 秒間の静止時間を設けた⁴⁾. また, 比較のために移動距離 5 mm と 13mm で等速繰り返し運動をさせたパターン (静止時間なし) でも撮像を行った. それぞれの設定パターン条件の一覧を表 1 に示す.

MRI の撮像シーケンスは T1 強調 TSE (Turbo Spin

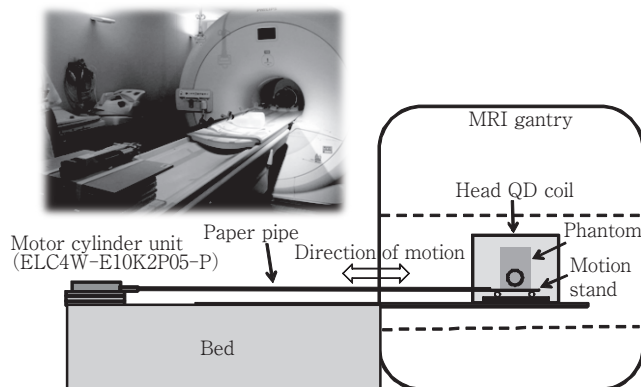


図 3 実験配置図

Echo：高速スピネコー）法でマトリックスサイズ 256×256，スライス厚 5 mm，撮像断面は Coronal とした。撮像条件を表 2 に示す。今回の実験で使用した Radial 充填法はフィリップス社製の Multivane 法である。Cartesian 充填では k-スペースの端から埋めていくため，k-スペース全体に均等に充填されるが，Radial 充填法ではエコー信号のブレードの重なりがあるので，Cartesian 充填と同じデータ量では k-スペースの辺縁でブレード間に隙間が生じてデータが充填されない部分が出てしまうため，画質が低下する。隙間が生じないように充填するには Cartesian 充填よりもデータを増す必要があるが，Multivane 法では Cartesian 充填で隙間なく充たすために必要なデータ充填量を基準（100%）として，さらにデータ量を増やすことが可能であり，Radial 充填による k-スペースの隙間を減少させることができる。この Cartesian 充填を基準としたデータ充填率を Multivane scan percentage と呼び，Multivane 法で k-スペースを隙間なく埋めるには，計算上 Cartesian 充填で隙間なく埋めたデータ量の $\pi / 2$ 倍（約1.6倍）以上のデータ量が必要となる。本実験ではこの因子による画質劣化を防ぐために Multivane scan percentage を 200% に設定した³⁾。

モーションアーチファクトによる信号変化およびサイズの変化については，ワークステーション（Virtual

表 1 ファントムの運動パターンの一覧

Moving pattern	width [mm]	Speed [mm/sec]		cycles/min	Stop
		Head direction	Foot direction		
(a)	5	16.7	7.1	60	-
(b)	7	10	14	18.8	○
(b)	10	10	14.3	16.2	○
(b)	13	10	13	14	○
(c)	5	10	10	60	-
(c)	13	13	13	14	-

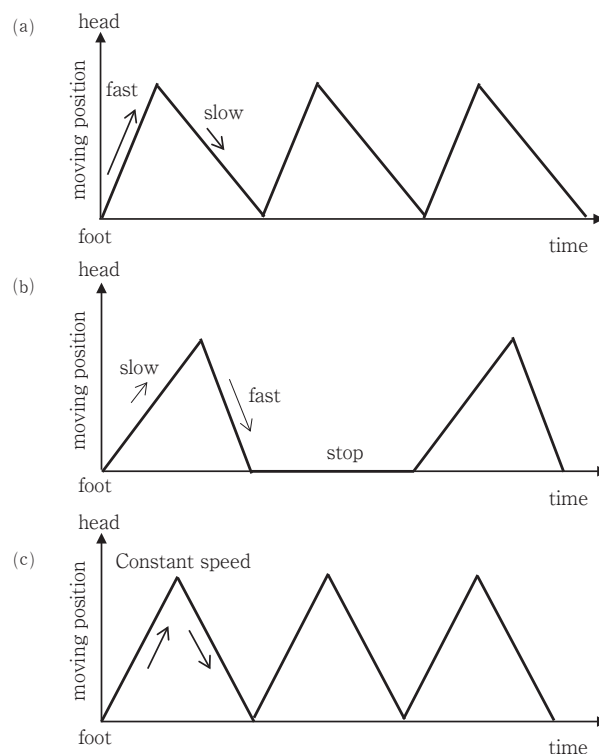


図 4 ファントムの運動パターン

- (a) 拍動を想定したパターン
- (b) 呼吸運動を想定した静止周期を含むパターン
- (c) 単純に等速で往復運動させたパターン

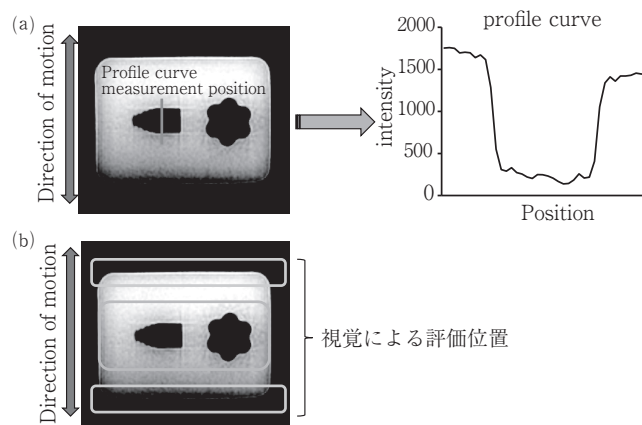


図 5 評価方法

- (a) 評価画像のプロファイルカーブの作成位置と得られるプロファイルカーブ
- (b) 視覚による画像評価位置

表 2 撮像シーケンスと条件

scan method	TR	TE	FA	RFA	TSE factor	S/B	NEX	FOV
Cartesian	450ms	10ms	90°	70°	3	-	1	25cm
Radial	450ms	10ms	90°	70°	3	10	1	25cm

TR : repetition time, TE : echo time, FA : flip angle, RFA : refocus flip angle, TSE factor : turbo spin echo factor, S/B : shot per brade, NEX : number of excitation, FOV : field of view

Place 雷神 Plus : AZE 社製) を用いて, アクリル円柱画像の F-H 方向のプロファイルカーブを求めて行った. また, ボケの性状, 形状変化についてはファントム全体のボケ像, 円柱像・花形平板像の変形に着目して視覚的に比較した. 図 5(a) に評価画像のプロファイルカーブの作成位置と得られるプロファイルカーブ, 図 5(b) に視覚による画像評価位置を示す.

4. 結 果

① 変速往復運動における Cartesian 充填と Radial 充填画像の比較 (運動距離 5 mm)

図 6(a) に得られた画像, (b) にそのプロファイルカーブを示す. Cartesian 充填像の容器周辺にはっきりと

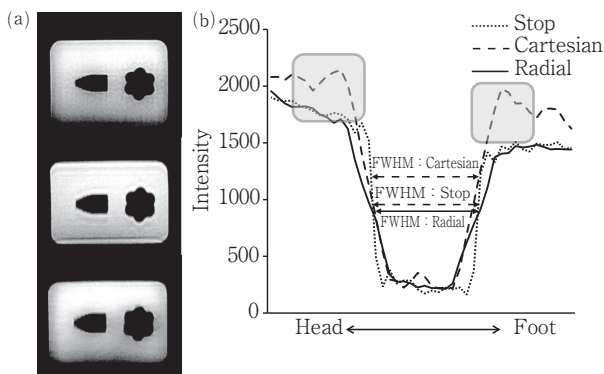


図 6 運動距離 5 mm における Cartesian 充填と Radial 充填画像の比較
(a) 静止 (Cartesian 充填) と運動距離 5 mm (Cartesian 充填および Radial 充填) のファントム画像
(b) プロファイルカーブの比較. Cartesian 充填のプロファイルカーブでは網掛けの部分に示すように信号体境界部分で信号が高くなった.

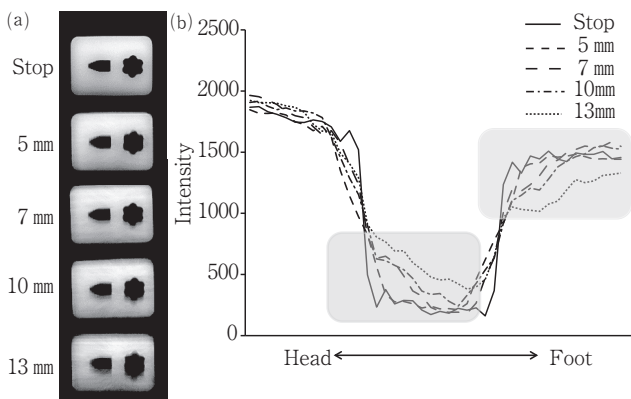


図 7 変速往復運動における Radial 充填画像の変化 (運動距離 5, 7, 10, 13mm)

(a) Radial 充填における運動距離 5, 7, 10, 13mm のファントム画像
(b) プロファイルカーブの比較. 網掛けの部分に示すように移動距離が大きくなるほど信号体部分の信号の平坦性が低下し, Foot 方向の境界部分の信号値が低下した.

したゴーストが出現した. 信号体像はどちらの充填法でも静止像に比べてやや拡大して描出されており, 境界の鮮明さはわずかに Cartesian 充填の方が高く感じられた. また Cartesian 充填では信号体境界に高信号な領域が生じた. プロファイルカーブによる比較では半値幅はほぼ静止像と同じであったが, どちらの充填法でも信号体境界部にボケが生じて静止像に比べて信号の立ち上がり部分が緩やかな信号変化になった. また, Cartesian 充填では, 視覚評価と同様に図の網掛け部分に示すような境界のエッジ部分が立った形状を示した.

② 変速往復運動における Radial 充填画像のアーチファクトの変化 (運動距離 5, 7, 10, 13mm)

図 7(a) に得られた画像, (b) にそのプロファイルカーブを示す. 視覚的には 7 mm の運動距離までは静止像との差は小さいが, 10 mm を超えると信号体の辺縁のボケが大きく形状の把握が難しくなった. プロファイルカーブの形状は移動距離が大きくなるほど, 図の網掛け部分に示すように信号体の最低信号値部分の平坦性が失われるとともにボケによって Foot 方向の境界部分の信号値が低下した.

③ 等速往復運動と変速往復運動における Radial 充填画像のアーチファクトの違い (運動距離 5, 13mm)

図 8 に運動距離 5 mm の結果, 図 9 に運動距離 13 mm の結果を示す. 図 8(a) は等速往復運動, 静止時間なし, (b) は変速往復運動, 静止時間なしのファントム画像, (c) はそのプロファイルカーブである. 運動距離 5 mm では視覚的にはどちらの運動も画像に差はなく, プロファイルカーブもほぼ一致した. 図 9(a) は等速往復運動, 静止時間なし, (b) は変速往復運動, 静止時間ありのフ

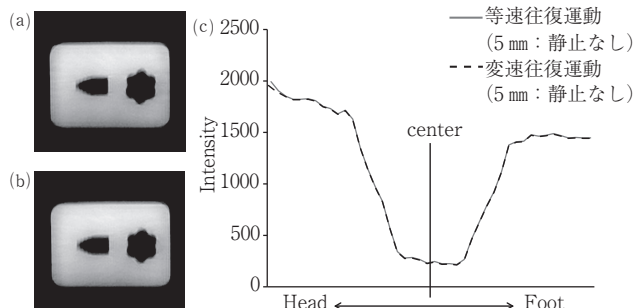


図 8 運動距離 5 mm の等速往復運動と変速往復運動における Radial 充填画像の比較

(a) 等速往復運動 (静止時間なし) のファントム画像
(b) 変速往復運動 (静止時間なし) のファントム画像
(c) プロファイルカーブの比較

ファントム画像, (c)はそのプロファイルカーブである. 運動距離13mmの等速往復運動では視覚的に運動方向の両端に均等大きさのボケを生じ, 変速往復運動では片側方向 (foot 方向: 静止状態がない方向) に大きくボケが発生した. プロファイルカーブでは変速往復運動で最低信号値部分のピークが信号体中心から foot 方向に変位していることが確認できた.

5. 考 察

周期的な運動をする対象に対して Radial 充填ではゴーストの発生を抑えることが可能であったが, 鮮鋭性がやや劣っていた. k -スペースは得られた MR 信号を充填する空間周波数空間であり, フーリエ変換することで MR 画像が得られる. k -スペースのデータ充填と MR 画像との関係を図10 (a), (b)に示す. (a)に示すように k -スペースの中心部分は画像の低周波成分を担っており, MR 画像の大まかな形状や得られる画像のコントラストを決定する. また, (b)に示すように中心から離れた周辺部分は高周波成分を表し, 画像の輪郭 (ディテール, エッジ) を決定するために使用される⁵⁾. 図11(a), (b)に示すように Radial 充填では Cartesian 充填に比べて $k=0$ 付近のデータを多く利用するため, 動きの影響によるボケを抑える効果があるが, 同時に k -スペースの四隅のデータが疎となっているために空間分解能が低下する傾向が現れ, 境界部分の鮮明さが低下する.

今回の実験で設定した運動パターンは 5 mm の変速往復運動 (静止時間なし) を拍動運動, 7, 10, 13mm の変速往復運動 (静止時間あり) をそれぞれ浅い, 普通, 深い呼吸運動と想定している. 呼吸による運動幅とし

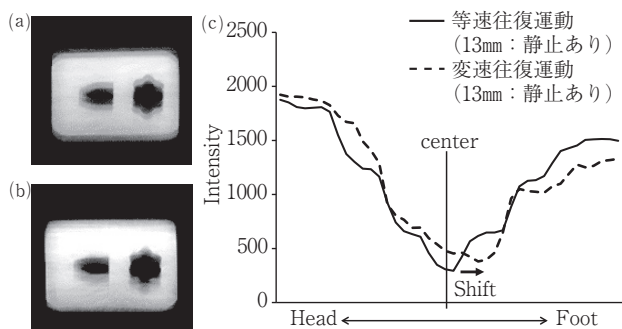


図9 運動距離13mmの等速往復運動と変速往復運動における Radial 充填画像の比較

- (a) 等速往復運動 (静止時間なし) のファントム画像
- (b) 変速往復運動 (静止時間あり) のファントム画像
- (c) プロファイルカーブの比較

ては 7 mm を超えると像のボケが大きくなった. 動きの大きさが大きくなると Radial 充填で使用される信号のブレード (束) 内での位相ずれが大きくなるためであると考えられる. 今回の実験結果より, 普通から深い自由呼吸の状況ではアーチファクト低減効果は少ないと考えられた.

また, 運動幅が大きい場合, 静止時間がある運動 (図12 (a)) と静止時間のない運動 (図12 (b)) ではボケ発生の特性が異なることが確認できた. 静止期間がある (b) の場合に静止位置 (Foot 側) でのボケが小さくなった

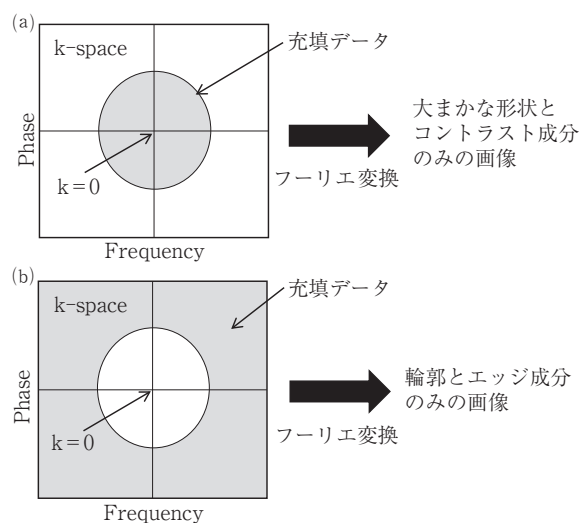


図10 k -スペースの画像特性

- (a) k -スペース中心部のデータのみを使用した場合の画像特性
- (b) k -スペース周辺部のデータのみを使用した場合の画像特性

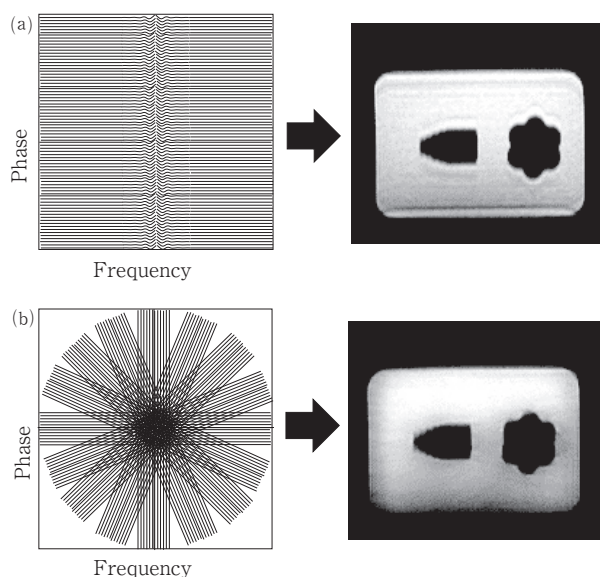


図11 k -スペース充填法と画像のボケおよび鮮鋭性

- (a) Cartesian 充填
- (b) Radial 充填

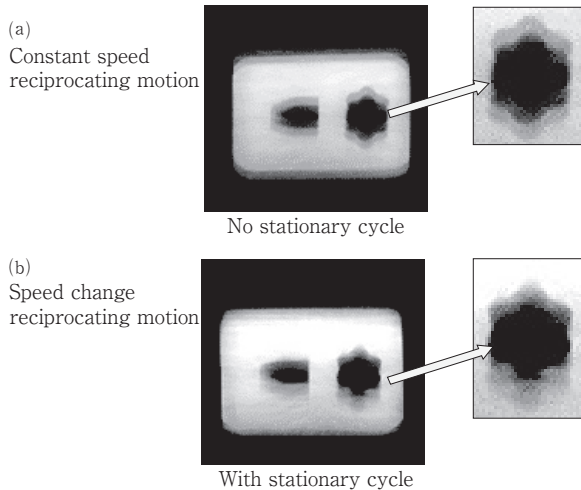


図12 静止時間がある運動とない運動のアーチファクト特性
(運動距離13mm, Radial 充填)

- (a) 等速往復運動, 静止時間なしのファントム画像
(b) 変速往復運動, 静止時間ありのファントム画像

のは, その期間に収集された信号で作られたエコーの束 (ブレード) の中で位相方向のずれが生じないためであると考えられる. したがって, 運動ファントムで Radial scan のモーションアーチファクトの検証実験を行う場合には, 運動の大きさだけでなく対象の運動パターンを考慮して, 同じ動きを再現した状態で実験を行わなければ, 臨床上で現れる特性を再現できない

恐れがあるため注意が必要である. また, 信号体の信号強度が高信号となる場合は出現するゴーストの信号強度も高くなるため, 信号強度の影響の特性について検討を行うことが望ましいと考えている.

6. 謝 辞

本研究にご協力いただいた, 放射線技術科第35期生の佐田実由季, 新名哲也, 山本友紀実, 吉田 誠の各氏に深く感謝いたします.

7. 文 献

- 1) 吉川宏起, 多湖正夫, 戸辺公子: 胸・腹部領域の MRI における呼吸同期撮像法, INNEVISION11 9: 47—51, 1996.
- 2) 本城和光, 伊東克能, 藤田岳史, 小池晋司, 高野勝之, 栗屋ひとみ, 平林文美, 岡崎 肇, 松永尚文, 橋田昌弘, 片山節: 呼吸同期撮像法と息止め下撮像法 腹部領域の MRI における呼吸停止下撮像法, INNEVISION11 9: 43—46, 1996.
- 3) 大下剛史: Multivane における画像特性の基礎的検討, 日本放射線技術学会雑誌67 10: 1298—1303, 2011.
- 4) AE Holland, JW Goldfarb, RR Edelman: Diaphragmatic and Cardiac Motion during Suspended Breathing: Preliminary Experience and Implications for Breath-hold MR Imaging, Radiology, 209: 483—489, 1998.
- 5) 松本満臣, 土井 司編集: 考える MRI 撮像技術, 東京: 文光社, pp.30—38, 2007.