〔第49回総会シンポジウム〕

MRI 撮像技術とその臨床評価
—アーチファクトの原因と対策—

座長 段 床 嘉 晴 (大阪大学医学部附属病院)
演者 半 村 勝 浩 (国立がんセンター中央病院)
室 伊三男 (東海大学附属病院)
土 井 司 (奈良県立医科大学附属病院)
杉 本 博 (㈱東芝那須工場)

1. 体動によるアーチファクト

半 村 勝 浩

国立がんセンター中央病院

Key words : MRI, Artifact, Phantom

THE ARTIFACT CREATED BY PATIENT'S MOTION

MASAHIRO HANMURA

National Cancer Center Central Hospital, Department of Diagnostic Radiology

Summary

In clinical MRI, the motion artifact is a serious problem for the quality of image. Especially, the ghost image produced by the oscillation of abdominal fat tissue is one of the most significant technical problems for abdominal MRI. The ghost image is closely related to the respiratory pattern of the patient, but this correlation has not been reported clinically.

Therefore, we analyzed the ghost image using a moving-phantom that can imitate the respiratory movement, after that, we clinically investigated and reconsidered the scan parameters to eliminate the ghost.

The moving-phantom can produce various respiratory patterns. For example, the frequency, amplitude, and the rest time can be changed freely.

Diluted Gd-DTPA solution was used as a sample. The standard scan condition was fixed as table 1. We changed each parameter individually, and took the MR image by the spin-echo sequence. Next, we measured the length of the ghost image (=the length between the ghost image and its actual source), and evaluated the correlation of the ghost image and each the variable parameters that were changed.

The length of the ghost image was directly proportional to TR, NAV (number of averaging), FOV, and was inversely proportional to cycle to oscillation.

On other hand, the amplitude of oscillation was related to the reduction of signal intensity of the ghost.

These ghost factors were specified by this experience, and as a result, we can estimate the location and intensity of the ghost image before the MR study by knowing the patient's respiratory pattern.

1. 緒 言

MRI では、被検者の心臓や腸管、呼吸などのさまざまな動きがアーチファクトとして画像の位相エンコード方向に反映される¹⁾²⁾³⁾⁷⁾⁸⁾。撮像に際しては、こうしたアーチファクトの特徴や原理を理解しておくことが重要といえる。我々は、上腹部 MRI で特に問題となる呼吸性のアーチファクト(以下ゴースト)の性質を知るため、呼吸運動を模擬できるムービングファントムを用いて、撮像パラメータ(TR, TE, 加算回数, FOV, matrix)や呼吸パターン(周期, 振幅, 休止時間)の変化がゴーストにどう反映されるかを実験した。

その結果, TR や加算回数, FOV, 呼吸周期はゴーストの発生位置に, 一方, 腹壁振幅の大小や休止時間は発生するゴーストの信号強度に関係する因子であることが判明した⁷⁾。又, 同じ動きでも, ゼロエンコード付近での動きが大きく画像に反映されることがわかった。これらをもとに, ゴーストを「位置の因子」, 「信号強度の因子」, 「被検者の呼吸」, 「除去ソフト」の観点から, ユーザー側で可能なアーチファクト対策について検討した。

2. 方 法

MRI は任意の断層面が選択できるが CT 像との比較のうえで横断像の優先度は大きい。本実験は基本となる横断像を対象として実験, 検討をおこなった。

Fig. 1 にムービングファントムを示す。矢印の亚克力容器に信号体となる液体を封入し, エアコンプレッサーで下のポンプを振動させ, 呼吸運動による腹壁脂肪の動きを模擬する。このファントムは, 振幅, 周期, 動きと動きの間の休止時間, 呼気吸気の比率を可変的に制御できる。腹壁脂肪の信号値を模擬して, T₁ 強調画像で高信号を示すものとして, 精製水 300 cc に Gd-DTPA(ガドペンテト酸ジメグルミン) 0.5 cc(0.25 mmol) を加え, 信号体とした。なお, 使用装置は自己シールド型超電導 MR 装置の東芝 MRT-200FX(1.5T)である。

周期的に振動させたムービングファントムを SE 法で撮像すると, **Fig. 2A** に示すように位相エンコード方向に対称的にゴーストが発生する。臨床においては, ファントム実像が腹壁脂肪に相当するので, **Fig. 2B** のように, ゴーストがどれだけ離れた位置に発生するか, つまり距離 d が, 臨床横断像において重要な因子になると判

Fig. 1 Moving-phantom

Fig. 2 Correlation between ghost and clinical axial image

断した。ここで距離 d は, 画像上で測定した実像の中心点とゴースト中心点の距離とした。**Table 1** に基本条件となる実験設定値を示す。ここで, FOV の 35×2 は位相エンコード方向に画像表示領域の倍の FOV をとり, 位相エンコード数, 撮像時間も倍となるが, 画像表示は中央部の 35 cm のみで, 表示領域を被写体がはずれても折り返しのないダブルマトリクスという撮像モードを意味

〔第49回総会シンポジウム〕 1. 体動によるアーチファクト (半村)

Table 1 Standard experimental condition

(* Imaging was performed with the spin echo sequence.)

	Scan parameters				Parameters of the phantom			
	TR(msec)	TE(msec)	NAV	FOV (cm)	NOC(/min)	AMP(cm)	RATE	REST TIME
T1WI	600	15	2	35×2	15	1	1	0
PDWI	2400	20	1	35×2	15	1	1	0
T2WI	2000	60	1	35×2	15	1	1	0

* NAV: Number of averaging

* T1WI: T1 Weighted Image

* PDWI: Proton Density Weighted Image

* T2WI: T2 Weighted Image

* 35×2: Double Matrix (Data acquisition field in phase encode direction=35×2 cm, Display field=35 cm)

* NOC: Number of oscillation

* AMP: Amplitude of the Phantom

* RATE: Inspiration time/Expiration time

する。

この基本条件でムービングファントムをSE法で撮像し、距離dを測定した。そして撮像側パラメータ(TR: 300, 400, 500, 600, 700 msec, TE: 15, 20, 30 msec, 加算回数: 1, 2, 4, 8, 16, FOV: 25, 35, 50 cm, matrix: 128, 256, 512) 及びファントム側パラメータ(振動回数/分: 15, 20, 25, 振幅: 2 cm, 1 cm, 0.5 cm, 休止時間)を単独に変化させて撮像した時の、変化したパラメータと距離dとの関係を検討した。

休止時間は、休止時間なし、周期(この比較では6秒とした)の1/3, 2/3の3通りでおこなった。

Long SE法では、TR: 2400 msec, TE: 20 msec/60 msec(ダブルエコー), 加算回数1回として他の条件は共通とした。

また、撮像時間が9分ちょうどとなるように撮像条件をTR/TE=526/15, 加算回数2, FOV 35×2, 表示領域のMatrix 256×256として、ファントムをそれぞれ、前半3分、中盤3分、後半3分のみ振動させて撮像し、「撮像時間中のどこで動きが発生するか」がゴーストに影響を及ぼすかどうか実験した。

3. 結 果

3.1 距離dに変化をおよぼす因子

Fig. 3A, B, Cは、他の条件を固定してTRだけを変

Fig. 3 Measured distance "d" as a function of TR, NAV (number of averaging), NOC (number of oscillation), and FOV
 TR: 500 msec(A), 600 msec(B), 700 msec(C)
 NAV: 1(D), 2(E), 4(F)
 NOC: 15(G), 20(H), 25(I)
 FOV: 25 cm(J), 35 cm(K), 50 cm(L)

化させたときの距離dの変化を示している。TRの延長にともない距離dも延長している。以下、加算回数(D,

Fig. 4 Relative comparison with "d" and each factors

E, F), 振動回数(G, H, I), FOV(J, K, L)の変化に対する距離 d の変化を, 同様に Fig. 3 に示した. またその相対的比較を Fig. 4 に示す. 今回実験した範囲においてこれらのパラメータと距離 d は比例関係を示した.

3.2 距離 d に変化を及ぼさなかった因子

Fig. 5 に, 距離 d に変化を及ぼさなかった因子を示した. Fig. 5 はそれぞれ TE (A, B, C), 表示領域のマトリクス数(D, E, F), 休止時間(G, H, I), 振幅(J, K, L)の比較である. これらの変化に対し距離 d は, 規則的, 有意的な変化を示さなかった. Fig. 6 は休止時間(A, B, C), 振幅(D, E, F)のゴーストの信号強度の変化をプロファイル曲線によって比較したものであるが, 休止時間が長い方が, また振幅の小さい方がゴーストの信号強度は減衰する傾向にあり, かつ半値幅も狭くなり, ゴーストの「にじみ」が軽減された. 呼吸による腹壁の振幅は平均1.5 cm と言われているが, 動きが大きいほど強いゴーストが誘発されるとの報告がある²⁾⁷⁾.

Fig. 5 Image of ghost under functional of TE, number of matrix, amplitude and rest time in period
 TE: 15 msec(A), 20 msec(B), 30 msec(C)
 Matrix of the phase-encode direction: 128(D), 256(E), 512(F)
 Rest time in the period: 0(G), 1/3(H), 2/3(I)
 Amplitude: 2 cm(J), 1 cm(K), 0.5 cm(L)

Fig. 6 Measured signal intensities of ghost as a function of amplitude and rest time
 Rest time in period: 0(A), 1/3(B), 2/3(C)
 Amplitude: 2 cm(D), 1 cm(E), 0.5 cm(F)

Fig. 7 Correlation between the time of movement in scanning time and the ghost image Phantom was oscillated
 A: the first 1/3
 B: the middle 1/3
 C: the latter 1/3
 in total scanning time

また、これらの比較は long SE 法のパラメータについてもおこない同様の結果となった。

Fig. 7A, B, C は、撮像時間が 9 分ちょうどとなる T_1 強調画像の条件で、ファントムをそれぞれ A は前半 3 分、

B は中盤 3 分、C は後半 3 分だけ振動させたときの画像とその raw data である。本装置では、位相エンコードを +max から順に k-space の上からうめてくるので、それぞれ A, B, C の矢印のように、動いた時期に対応して「動きの影響」を raw data 上にみることができる。この比較では、同じ動きでも、B の中盤の動きの方が、A, C の前後半の動きに比し、ゴーストは顕著に発生した。

4. 検討と考察

4.1 位置の因子と強さの因子

TR, 加算回数, FOV, 振動回数はゴーストの発生位置に、振幅, 休止時間は発生するゴーストの信号強度に関わる因子といえる。振動回数が距離 d に比例するという事は、臨床的には呼吸回数の少ない(呼吸周期の長い)患者はゴーストの距離 d が短縮し、特に TR の短い T_1 強調画像の横断像において、腹壁近傍つまり診断臓器に重なってゴーストが誘発されやすいといえる。

振幅の実験より、腹壁が大きく移動する呼吸の患者では、発生位置は同じでも、より強いゴーストが誘発されるといえる^{2,3)}。腹帯による腹部固定はゴーストの信号強度の減衰を意図したものといえる。

TE を変化させてもゴーストの発生位置は変化しないという結果から、long SE 法のダブルエコーにおいてプロトン密度強調画像と T_2 強調画像のゴーストの位置は同じであるといえる。

Fig. 7 において、中盤の動きが特に強くゴーストとして反映されたのは、撮像時間の中盤がちょうど位相エンコードのゼロエンコード付近であり、画像に対する信号の寄与が大きいためといえる。これより、臨床においても本装置では撮像時間中盤の被検者の動きが、前後半に比し、より支配的にゴーストとして反映されるといえる。

4.2 位置の因子と距離 d の関係

Michael らは、周期的な動きが誘発するゴーストに対し以下の式のように位相エンコード方向の総 pixel 数 (FOV) に対する、連続する 2 つのゴースト間の pixel 数 (SEP) の比は、TR と加算回数 (NEX) の積を運動の周期 (T) で除した値に等しいと報告している⁷⁾。

$$SEP/FOV = TR \times NEX / T$$

一方、ゴーストは動きにより振幅変調された信号のフーリエ変換にともなう側波帯であることより、隣り合うゴースト間の pixel 数は、実像とゴーストの間の pixel 数と等価であり、cgs 系において以下の式が成立する。

$$d(\text{cm}) = TR(\text{sec}) \times \text{加算回数} \times \text{位相エンコード方向の FOV}(\text{cm}) / T_m(\text{sec}) \quad (1)$$

ここで T_m は運動の周期であり、臨床的には患者呼吸周期 (1 回の呼吸に要する時間) に相当し、規則的な呼吸運動であれば $T_m(\text{sec}) = 60 / \text{呼吸回数}$ で近似できる。

Fig. 8A に臨床画像での測定例を示す。この症例は 17 回/分で安定呼吸する患者のもので周期にすると 3.53 秒となる。Fig. 8A 中に示すように、前述の (1) 式による計算値 $d = 23.8 \text{ cm}$ と実測値 $d_m = 23.3 \text{ cm}$ (m : measurement) は安定呼吸に対しては、ほぼ相関関係が成立する。 d がこのように腹腔内とならない値をとる症例では良好な画像となることが多い (Fig. 8B)。呼吸周期が安定しないとゴーストの位置は集束せず、腹腔内にびまん的に

ゴーストが重なった画像となる。

4.3 呼吸の制御

呼吸状態の事前把握によりゴーストの発生状況の予測は可能であるという結果に基づき、ゴーストが腹腔内より除去できる呼吸周期となるよう指導、確認してからスキャンを開始することが上腹部 MRI の時間効率を向上させると判断し、呼吸周期用システムを利用してモニタリングし、指導を試みた。具体的な流れとしては、「呼吸の安定化」、「腹壁振幅の低減」、「モニタリング」、「ゴースト位置の予測」、「可能な範囲での周期の操作」、「確認後の検査開始」である。

Fig. 9 に呼吸指導前後の T_1 強調画像の比較を示す。指導前の呼吸は、安定しているが周期、振幅ともに大きく、肝 S_6 の腫瘍にゴーストが重なり、その診断能を低下させている。これに対して周期をやや短くし、振幅の小さい呼吸にすると右のように良好な画像となった。Fig. 9 下段はこの患者の呼吸周期を入力し、コンピュータシミュレーションしたもので、指導後では周期の短縮により、距離 d が延長し、ゴーストが背側にはずれているのが確認できる。

4.4 FOV の条件

ゴーストは呼吸周期を短縮させて距離 d を延長させれば腹腔内からはずれるというものではない。なぜならゴーストもまた折り返してくるという性質を有しており、FOV とのかねあいとなる。

Fig. 10A は当院で用いている 256 のダブルマトリクスをモデルにゴーストが腹腔内へ入らないための d の範囲 (最小値: min, 最大値: max) を示したものである。min < d < max であればゴーストは腹腔内よりはずれることになるが、ここで min は「腹厚」、max は「位相エ

Fig. 8 Comparison with culculated “d” and the actual ghost image in axial image

〔第49回総会シンポジウム〕 1. 体動によるアーチファクト (半村)

Fig. 9 Axial image and its simulation before and after the control of respiration

Fig. 10 Comparison with min and max of "d" and FOV

ンコード方向のFOV—腹厚—であるため、このようなdは「腹厚の2倍<位相エンコード方向のFOV」でないと成立しない。これはFig. 10Bに示すようにゴーストは腹壁を中心に対称的に発生するため、ゴーストを腹腔内からはずすために背側方向へ発生するゴースト(d1)の距

離を最低でも被写体厚(=腹厚)分延長させようとする、腹側方向に発生するゴースト(d2)のために、腹厚以外にも最低でも「腹厚分のFOVの余裕」がないとゴーストは折り返して腹腔内に入ってしまうからである。これは他の位置の因子(TR, 加算回数, 振動回数)にかかわらず成立する。よって位相エンコード方向のFOVは広い方がゴーストの位置制御上有利といえるが、表示領域のマトリクス数を同じにして、単にFOVを拡大したのでは画像は縮小し、分解能が低下する。ダブルマトリクスはFOVのみ拡大され、表示は中央部だけなので分解能は低下せず有効であるが、撮影時間が倍になるというトレードオフもあわせもつ。

ゴーストを除く方法としては、位置的に腹腔内よりはらず「位置的除去」と発生するゴーストの信号強度を低下させる「減衰的な除去」が考えられるが、腹厚の2倍以下のFOVでは、理論的に「位置的除去」は不可能であり、「減衰的な除去」でしかゴーストは除去できない。そのためには腹壁の振幅を極力低減させることである。臨床的に推論すれば、腹壁振幅を抑える指導、処置が徹底されればFOVは狭くてもゴーストは除去できるが、患者呼吸パターンのバラツキを考えれば、「位置的除去」と「減衰的な除去」の併用がより実践的といえる。

4.5 患者呼吸周期と TR の関係

Fig. 11 は、腹厚 20 cm の患者を想定して、ゴーストの発生位置が腹腔内とならない距離 d の範囲(中央の網掛け部分)と TR の関係を示したものである。FOV を 35 cm のダブルマトリクスを前提としたため、 d の最小値は腹厚の 20 cm であり、折り返しを考慮した最大値は、 $35 \times 2 - 20$ で 50 cm となる。short SE 法では TR が短く、呼吸周期が長くなるにしたがって、long SE 法では TR が長く、呼吸周期が短くなるにしたがってゴーストが位置的に除去できるエリアからはずれてゆく傾向にある。横軸上の棒グラフは患者 50 人の平均呼吸周期の頻度分布である。6 割以上が 3~4 秒の間に分布している⁶⁾。つまり、この範囲の呼吸周期に対しゴーストの入らない TR や加算回数、FOV を選択することが重要であり、それは腹厚の 2 倍以上の FOV を前提としても、TR は short SE 法では T_1 強調の範囲内で長いほうが、long SE 法ではプロトン密度強調や T_2 強調の範囲内で短いほうがゴーストの位置制御の上で有利といえる。

Fig. 12 は周期 3 秒程度で安定呼吸する患者の肝 MRI である。 T_1 強調画像は良好だが、プロトン密度強調画像にゴーストが目立つ。これは、Fig. 11 で矢印にて示したように周期 3 秒は、当院の short SE 法 (TR : 600 msec) では許容範囲にはいるが、long SE 法 (TR : 2400 msec) では、加算回数 1 回でも、TR が長いために距離 d が延長しすぎ、許容範囲である網掛け部分からはずれたためである。

こうした結果より当院では、強調度の範囲内でのゴーストの位置制御を考慮し、long SE 法の TR を 2000 msec に変更して現在ルーチンに用いている。

プロトン密度強調画像と T_2 強調画像のゴーストの位置は、同じであるはずなのに前者のゴーストが特に顕著

Fig. 11 Correlation between TR and respiration (cycle, distribution) that can eliminate the ghost

Fig. 12 MRI of the liver with respiration duration of 3 sec

Fig. 13 Clinical MR image with and without presaturation pulse

〔第49回総会シンポジウム〕 1. 体動によるアーチファクト (半村)

なのは、脂肪の信号強度に差があるためと考えられる。

4.6 患者呼吸と除去ソフトの効果

Fig. 13 に臨床画像を示す。Aはゴースト除去ソフトのひとつであるプレサチュレーションパルスを用いることでゴーストが除去できた例である。Bは上下段ともプレサチュレーションパルスを印加しているが、呼吸の安定していない上段ではその効果はあらわれていない。Cは患者呼吸の改善(安定化, 低振幅化)により画像改善できた例である。このように、呼吸制御がなされていない状態での除去ソフトへの盲目的な依存は、その効果にバラツキを生じる。逆に、可能な範囲での患者の制御や撮像条件の再検討も体動によるゴーストの除去に有用であり、マルチスライス数を低下させることなく画像を改善することができる。

5. 結 語

MRI は非常に時間効率の悪い検査である。ともすれば10数分ついやしてもゴーストにより診断能の低い画像となってしまうこともある。プレサチュレーションは本来必要なスライス枚数を減少させ、呼吸同期法は時間の延長をとまう可能性がある。ハード、ソフトによるゴースト除去法の開発や改善にユーザーが関与することは一般に困難である。しかし、患者がある程度制御されていて有効に働くソフトもあり、動きによるゴーストの性質やルーチンで用いている条件との関係を理解した上で、随時考案、開発されるソフトや撮像法を使いこなすことが重要だと考えられる。

参 考 文 献

- 1) Michael L. Wood., R. Mark. Henkelman.,: MR Image artifacts from periodic motion., Medical Physics, Vol. 12, No. 2, 143-151 (Mar/Apr 1985)
- 2) 曾根康博, 土井偉誉,: MRI のアーチファクトとその除去—腹部領域について—, 映像情報臨時増刊号 Vol. 22, No. 24, 77-79 (1990)
- 3) 吉川 宏 起: MRI の artifact, 画像診断 8, 459-468 (1988)
- 4) 吉留英二: 読影のために必要な用語, 画像診断10, 52-59 (1990)
- 5) 湯浅祐二: MRI の原理, 画像診断10, No. 1, 6-15 (1990)
- 6) 日野原重明, 阿部正和, 岡安大仁, 他: バイタルサインそのとらえ方とケアへの生かし方, —呼吸—, 27-36, 1980, 医学書院
- 7) Michael L. Wood, Richard L. Ehman,: Effects of Motion in MR Imaging, MAGNETIC RESONANCE IMAGING, CHAPTER 6, 145-150 (1992), Mosby Year Book
- 8) 中沢利隆, 上田 仁, 林 孝志: MRI 検査で経験する Artifacts について, 映像情報23, No. 11, 601-613 (1991)
- 9) 中村尚五: ビギナーのためのデジタルフーリエ変換 25-28, 70-88 (1991), 東市電気大出版