〔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—〕

3. MRI の原理的な要素によるアーチファクト —撮像パラメーターおよびソフトウェアに起因するアーチファクト—

土 井 司・上野山 文 男・水 野 吉 将

舩 田 誠 一・角 田 充 弘・岡 本 俊 成*

中 西 士 郎**

奈良県立医科大学附属病院

*奈良県立奈良病院

**平井病院

Key words: MRI, Artifact

ARTIFACT BY BASIC ELEMENTS WITHIN MRI —THE ARTIFACT CREATED BY SCAN PARAMETER AND SOFT WARE—

TSUKASA DOI, FUMIO UENOYAMA, YOSHIMASA MIZUNO
SEIICHI MASUDA, MITSUHIRO KAKUTA, TOSHINARI OKAMOTO*
SHIROU NAKANISHI**

Nara Medical University Hospital

*Nara Prefectural Hospital

**Hirai Hospital

Summary

Among several originated artifact of magnetic resonance imaging (MRI), the cause of (1) aliasing artifact, (2) truncation artifact, (3) crosstalk, (4) bounce point, (5) chemical shift and (6) susceptibility artifact were investigated based on the basic concept of voxel. In addition, we experimentally examined the patterns of appearance of artifact in MR images taken with different imaging parameters, in order to clarify the effects of artifacts on clinical images and to suggest possible response strategies.

Clinicians consider the appearance of artifacts to be unavoidable and try to differentiate between real and false images in order to produce a correct diagnosis. By understanding the causes of artifacts, parameters can be selected to minimize adverse effects.

Therefore, MRI should be configured to maximize efficiency in order to provide an image of a more diagnostic value.

1. はじめに

近年, MRI 装置は急速な普及をとげている。撮像技術

も装置の進歩とともに種々改善がなされているが, 診断
価値の高い画像を提供しようとする, MRI の基本的原
理を修得していなければならない。特に, MRI 特有のア

〔第49回総会シンポジウム〕 3. MRI の原理的な要素によるアーチファクト (土井・他)

アーチファクトが多様多様に画像上に出現するため、この対処には苦慮するところである。今回は、この中から原理的な要素によるアーチファクト、つまり撮像パラメータおよびソフトウェアに起因するアーチファクトに絞って、原因をまとめるとともに、出現傾向を実験的に解明した。

MR 画像とは、一つ一つのボクセルからの信号をデジタル化して画像を形成しているということをまず念頭に置いておかなければならない。ボクセルからの信号は、撮像パラメータやソフトウェアによりその強度が変化し、そのボクセル間に輝度とコントラストを与え画像を形成している。ひとつのボクセルには、多くのプロトンが含まれ、それらが画像化される際に、ほぼ様な共鳴周波数や磁化率、緩和時間を持つものとして存在するなら、ひとつのボクセルの信号として問題はない。しかし、ひとつのボクセル内で信号強度に大きな差があったり、水と脂肪や組織と空気が混在していたりするとアーチファクトとして画像に影響を与えることになる。

MR 画像におけるアーチファクトについて考える場合、このボクセル内に含まれる情報を考察することが最も基本的で重要な事柄であるように思う。

2. 方 法

使用機種は、PICKER 社製 VISTA-MR・HF (1.5 T)、GE 社製 SIGNA Advantage (1.5 T)、SIEMENS 社製 Impact (1.0 T) である。

検討項目は、撮影パラメータおよびソフトウェアに起因するアーチファクトの中から① aliasing artifact ② truncation artifact (Gibbs ringing artifact) ③ cross-talk (Cross excitation) ④ bounce point ⑤ chemical shift artifact ⑥ susceptibility artifact について、ボクセルという基礎概念を元にアーチファクトの成因を究明し、各種撮像条件および撮像パラメータを変化させたときのアーチファクトの出現傾向を基礎実験にて検討し、臨床画像への影響とその対策について考察をした。

3. 結果・考察

3.1 Aliasing artifact (折り返しアーチファクト)

Nyquist limit より高周波の画像成分が、画像の低周波側に表示される現象である。FOV の領域外へはみだた身体の一部が右部分へ、右側が左部分へ、上の部分が下へ、下の部分が上へ折り重なる現象をいう。2D 法では位相エンコード方向に、3D 法ではスライス選択の方向に対して出現する (Fig. 1)^{1,2)}。

Fig. 1 The theory of the aliasing artifact.

Fig. 2 The relation between sampling and frequency.

MRI 像では、常に FOV のはしからはしまでを $+180^\circ$ から -180° までに設定されている。これは、シーケンステーブルの中の位相エンコーディングが $+180^\circ$ から -180° まで変化していることを示している。被写体がそれら $\pm 180^\circ$ の領域外にはみ出す場合、周波数 $f \pm$ ヘルツの正弦波をサンプリング速度 $2f$ 、つまり 1 周期にちょうど 2 回サンプリングされる場合を考えてみる。Fig. 2 に示すように、 $f - \delta$ という低い周波数のものは、1 周期に 2 回以上サンプリングされる。 $f + \delta$ という高い周波数のものは、1 周期に 2 回以下のサンプリングをされることになるが、サンプリングされる点での値は、周波数 $f + \delta$ と周波数 $f - \delta$ が等しくなり機械はそれを区別することができない。 $f + \delta$ の周波数での情報は、あたかもそれが折り

返されたようにあるいは低い周波数 $f-\delta$ になったかのようであられる³⁾。Fig. 1 では、 -250° あるいは $+240^\circ$ に位置する画像信号は、前者は $+110^\circ$ に、後者は -120° に同等となり折り重なって描出される。

対策としては、①できるだけ画像に影響が出ない方向に位相エンコードを選択する。②撮像視野を大きくとる。③ Surface coil を使用して FOV 以外の信号をなくす。④ Nonphase wrap, anti-aliasing などの補正ソフトを利用する、などがあげられる。

3.2 Truncation artifact (Gibbs ringing artifact)

高信号域と低信号域とが急激に変化する境界面がボクセル内に存在する場合に、位相エンコードの方向にずれて高信号帯あるいは低信号帯として描写される⁴⁾。

これは、2 次元フーリエ変換法による再構成で高信号域と低信号域の境界は多くの周期関数の総和で表されるが、この辺縁の反響効果の加重が縞模様として画像に現れてくるものである。脊髄領域の矢状断で、脊髄に重なるか、これと平行する線条のアーチファクトとして認められることが多い⁵⁾。

Fig. 3 The experiment of the truncation artifact with the phantom.

Fig. 4 The relation between matrix number and truncation artifact.

そこで、Fig. 3 に示すようにファントム内の $T_1: 300$ msec, $T_2: 90$ msec の溶液を封入した円筒形のファントムを撮像し、マトリクス数に対する truncation artifact の出現傾向について実験をした。マトリクス数を 96 から 256 まで変化させ、ファントム周囲に出現する縞模様の最初の低信号域および高信号域までの距離と、信号強度を測定した。Fig. 4 に示すように、マトリクス数が倍になると、それぞれの縞模様までの距離が約半分になり、信号強度も低下した。マトリクス数が多くなるほどアーチファクトの影響が少なくなることがわかる。脊髄矢状断の臨床では、truncation artifact の影響を防ぐために位相エンコードを頭尾方向にとり、折り返しのアーチファクトが来ないように倍マトリクスを撮像する補正法を用い、長くなった検査時間は fast spin echo 法によって短縮するといった方法が用いられている (Fig. 5)。

3.3 Crosstalk artifact (cross excitation)

マルチスライス法において 90° パルス、 180° パルスが正確な矩形波でないために、1つのスライスのパルスが次にパルスを印加するスライスに部分的に影響を与えることをいう。Fig. 6 にその様子を示す。黒塗の部分の設定したスライス厚で、左側の slice gap 0 の場合には、パルスの足の方で干渉が起こっている⁶⁾。

Fig. 5 The image of the cervical vertebrae guarded against the aliasing and truncation artifact.

〔第49回総会シンポジウム〕 3. MRIの原理的な要素によるアーチファクト (玉井・他)

Fig. 6 The theory of the crosstalk.

Fig. 8 Measured signal intensities as a function of TI for each tissue using IR method.

Fig. 7 Measured SNR as a function of the slice-gap for the phantom and the brain image.

そこで、ファントムにて slice gap を 0% から 100% まで変化させその SNR を測定した。スライス厚は 5 mm と 10 mm の 2 種を選択したが、いずれの場合も 40% でピークとなり、それ以上になると徐々に低下してプラトーとなった (Fig. 7a)。これは、パルスの足の干渉部分がひとつのパルスへの信号強度の提供とノイズの影響の差が最大となったのが 40% であると理解できる。そして、60% 以上で完全に隣接スライスの影響がなくなったといえる。臨床でも同様の結果となった。Long SE 法で、影響が少ないのは short SE 法より狭いバンド幅を使用するためと思われる。また、fast SE 法では、ほとんど影響がないといえる (Fig. 7b)。

装置によっては、隣接するスライスを順にスキャンしないようにスキャン順序を設定しているものや、25% 程度のスライスギャップを推奨している装置もある。

3.4 Bounce point

Fig. 8 は、inversion recovery 系列における TI 時間を変化させたときの脂肪と白質、灰白質、脳脊髄液、各

Fig. 9 The image of the bounce point.

組織の信号強度の変化を示したものである。IR 法では、 180° パルス印加後 (-) 状態から T_1 緩和が始まるのだが、画像化する場合、ある TI 時間まで (-) 状態を (+) 状態に反転させて信号を得ている。しかし、Fig. 8 の網目に囲まれた部分 (TI: 350-500 msec) では、まだ (-) を示す組織が存在し、その (+) の信号と (-) の信号が 1 つのボクセル内に存在する場合そのボクセルは無信号となり、

bounce point artifact と呼ばれる，組織が境界をなす部分でクマドリのような画像が出現する (Fig. 9).

したがって IR 法では，TI を 650 msec 以上に設定して T_1 強調画像を得る方法と，TI を 150-200 msec に設定して STIR 法と呼ばれる脂肪の信号を抑制した T_1 強調画像を得る方法が有効的である。

3.5 Chemical shift artifact

ケミカルシフトとは，異なった分子内あるいは同じ分子内の異なった場所での，目的とする原子核のラーモア周波数の変化として定義される。したがって，与えられた磁界では脂肪および水のプロトンは異なった分子環境にあるので異なった率で歳差運動をする。このラーモア周波数の差は，1.0 T で約 140 Hz，1.5 T で約 210 Hz である⁷⁾。その脂肪と水の共鳴周波数には 3.5 ppm の差があり，それらがひとつのボクセル内に存在する場合，画像上では別の位置に存在するものと認識され，周波数エンコード方向に高信号または低信号の帯状のアーチファ

クトとして認められる。Fig. 10 のように水の中に脂肪が存在する場合，脂肪の方が水に比べて 3.5 ppm 共鳴周波数が短いので，周波数エンコードの少ない方へ，3.5 ppm 分ずれて重なった方が高信号に，抜けた部分が低信号に描出される⁸⁾。したがって，磁場強度やフィールドサイズ，リードアウト時間(サンプリング時間)などが変化すると，1 ppm あたりの周波数が変わってくるので，ケミカルシフトの位置ずれの大きさも変化してくる。

Fig. 11 は，サラダオイルと水を混入したファントムを撮像条件とリードアウト時間を変化させて撮像した画像である。撮像条件にはあまり左右されることなく，リードアウト時間が長くなるにしたがって位置ずれが大きくなることを示している。Fig. 12 は，(a)マトリクス数，(b)フ

Fig. 10 The theory of the chemical shift misregistration.

Fig. 11 The relation between sampling time and chemical shift for the phantom.

Fig. 12 Measured chemical shift as a function of each parameter.

Fig. 13 The typical clinical image of the chemical shift.

ィールドサイズ, (c)リードアウト時間, (d)繰り返し時間に対するケミカルシフトの位置ずれの変化を示したものである。

臨床では、眼球周囲、腎臓・脾臓周囲や脂肪成分を含んだ卵巣嚢腫などにも見られる (Fig. 13)。成因を理解していれば読影に障害になることはなく、むしろこのアーチファクトを利用して脂肪の存在を示唆する指標とすることができる。しかし、その存在を疑うような場合には、位相エンコードと周波数エンコードの方向を変えて撮像してみるとよい。また、field echo 法では、脂肪と水の共鳴周波数の差から TE を調整することにより、inphaseあるいはopposedされた画像を得ることができる。Spin echo 法ではこのような処理は不可能なので、周波数のズレをもどす勾配磁場(GMN)を付加して補正する方法や、Dixon 法のように水と脂肪を別々に画像化したり、脂肪の信号を抑制する STIR 法の利用などが有用である。

3.6 Susceptibility artifact

人体の各組織は、それぞれの磁化率をもっている。外部磁界が与えられた時、異なった磁化率のふたつの組織が隣合わせると、局所磁場が異なり傾斜磁場はその部分で空間的に変化する。体内で組織間の磁化率の変化が大きいのは骨や空気が存在する周辺である。即ち、水と空気の境界(磁化率差13 ppm)や脂肪と緻密骨との境界など MR 信号の強度が急激に変化する組織がひとつのボクセル内に存在する場合、この領域のインターフェイスグラディエントはスライス全面に大量にディフュージングをもたらし、著しい信号のロスが起こる²⁾⁷⁾⁸⁾。

この影響は、spin echo 法より field echo 法の方が顕著に出現する。それは、spin echo 法では磁場の不均一によるスピンの乱れを180°パルスによって、ある程度補正できるため影響は少ないと考えられるからである¹⁾。

Fig. 14 Measured effect of the susceptibility artifact in the pituitary.

Fig. 15 Measured susceptibility artifact as a function of scan parameter and magnetic strength.

Fig. 16 The effect of the susceptibility artifact in the chest.

臨床において、この影響がよく認められる脳下垂体部の冠状断について、蝶形骨洞の空気の影響が撮像条件や TE 時間によってどのように変化するかプロファイルにて測定した (Fig. 14). TE が長くなるほど、また磁場強度が強くなるほど無信号領域が広がり磁化率の差の影響が大きくなった (Fig. 15). 次に Fig. 16 に示すように、field echo 法にて TE を 15, 10, 6, 4 msec と変化させて撮像した胸部の画像を比較した。TE が短くなるにしたがって磁化率の差の影響が少なくなり肺野内の血管が描出されてくるのが観察される。TE : 4 msec では、spin echo 法の画像より診断価値の高い画像が描出されている。

また、Fig. 16 の矢印に示す波紋状のアーチファクトも、高磁場装置の撮像で信号強度が極端に変化する部位から発生する susceptibility artifact の一部と考えられている²⁾。

4. ま と め

MR 画像を構成する因子は数多くある。それぞれが画質を左右する因子として存在するわけであるが、相反する因子が多く画質を向上させようとする、反作用的に悪い要素が顔を出してくることがよくある。最近の装置性能の向上により、ひとつひとつ因子が取り除かれようとしているが、どうしてもすべてを除くことができないのが現状である。臨床では、アーチファクトとの共存を寛容的に受け止め、診断において実像と虚像との判読を誤らないようにするとともに、アーチファクトの成因を理解することにより、その影響が最も少なくなるようにパラメータを選択しなければならない。今後、さらにハードウェア、ソフトウェアの発達により画質は向上し、アーチファクトは軽減されるであろうが、因子もさらに

複雑になることも考えられる。

より診断価値の高い画像を提供しなければならない我々にとって、MRI の撮像技術とは使用装置が最大限の性能を発揮するように駆使することだといえる。このように最善の努力が施されてこそ、アーチファクトが低減され、より高品質な画像が提供されるものと思う。

参 考 文 献

- 1) 中沢利隆, 上田 仁, 林 孝志: MRI 検査で経験する Artifact について. 映像情報(M): Vol. 23 No. 11(1991)
- 2) 朝原 朗: 核磁気共鳴イメージ(MRI)の基礎(5)-アーチファクト-. 交通医学: Med. 45-1・2(1991)
- 3) Thomas C. Farrar, 赤坂一之, 井元敏明訳: パルスおよびフーリエ変換 NMR. 吉岡書店: (1976)
- 4) Blake A. Johnson, MD, William M. Kelly, MD: Common MRI Artifact: An Overview (Concluded). MRI DECISIONS™: Vpl. 3 No. 3(MAY/JUNE 1989)
- 5) 門田強, 黒田知純: MRI のアーチファクト. 画像診断: Vol. 13 No. 1(1993)
- 6) Blake A. Johnson, MD, William M. Kelly, MD: Common MRI Artifact: An Overview. MRI DECISIONS™: Vpl. 3 No. 2(MARCH/APRIL 1989)
- 7) Michael T. MODic, MD, E. Mark Maacke, Ph. D: SIEMENS 3D イメージングデータ収集, 再構成アプリケーション. J-377
- 8) Allen D. Elster: Sellar Susceptibility Artifact: Theory and Implications. AJNR: 14(Jan/Feb 1993)