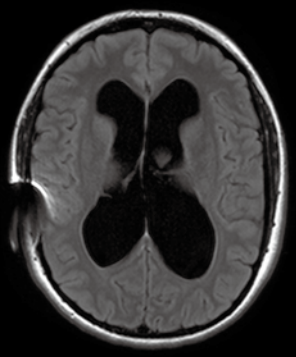
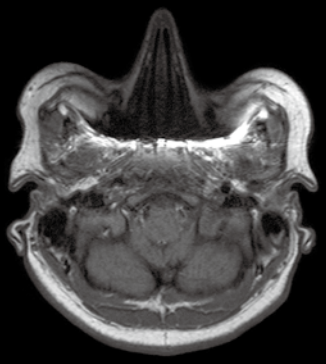
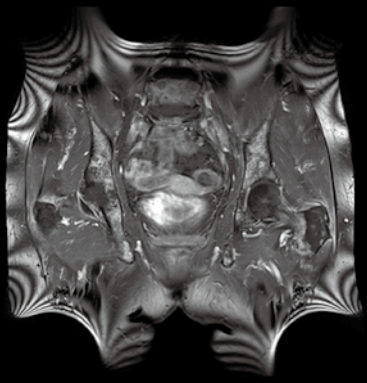
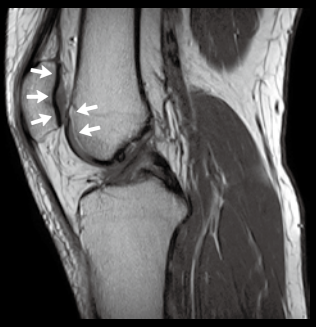
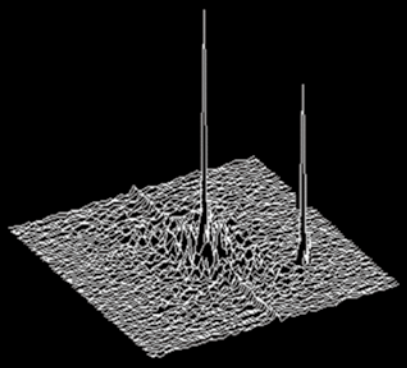
MRIで生じるアーチファクト

認識、解明、除去

Harald H. Quick



監修　**工藤 與亮**

Clear Direction. From Diagnosis to Care.

目次

04　監修者序文

06　序文

08　アーチファクト - 定義

12　MRIの基礎

16　アーチファクト例
16　生理的因子
24　物理的因子
38　インプラント
42　造影剤
52　システム／ハードウェア
58　稀な例

62　一覧表
64　アーチファクトの認識、解明、除去
66　アーチファクトを回避するために
67　磁場強度でなにが変わるか

68　参考文献

監修者序文

画像診断における磁気共鳴画像（MRI）の役割は確立されており、日々の診療の中で欠かせない画像診断モダリティの1つになっている。著者である Harald H. Quick 博士も述べているが、MRI には多くの利点がある一方、画像の解釈において真の病変とアーチファクトを適切に区別することは正しい画像診断を行う上で非常に重要である。しかし、アーチファクトをアーチファクトとして自信を持って言い切るためには理論的背景の知識が不可欠であるため、MRI 装置、撮像法、生体の環境、新しいデバイスなどの幅広い知識と経験が必要である。さらに、より良い画像診断のためにはアーチファクトを軽減させるための方策を知っておく必要もある。

本著ではアーチファクトをまず見つけること（認識）、そしてアーチファクトと言い切るための理論背景（解明）、さらにアーチファクトを低減させるための方法（除去）について分かりやすく説明されている。アーチファクトの「認識」のためには、まずそのアーチファクトがどんなアーチファクトなのか、特徴を知っておく必要がある。そして、なぜそのアーチファクトが生じるかの「解明」によって自信を持ってアーチファクトと言い切れることになり、さらにアーチファクト発生の理論背景を基に、どのようにそのアーチファクトを回避できるのか、「除去」の方法も具体的に解説されている。MRI の教科書は世に多く出版されているが、本著を読むことでアーチファクトに関する知識に加えて、MRI の基本原理についての理解もより深まるのではないかと思われる。

そして何よりも、アーチファクトは時にとても不思議で奇妙な画像を呈することがあり、アーチファクトの画像自体を楽しむこともできる。アーチファクトをより良く理解することで、MRI 診断をより楽しんで行えるようになってほしい。

北海道大学　医学研究院
教授
工藤 與亮

序文

Prof. Harald H. Quick, PhD
Director

Erwin L. Hahn Institute for MR Imaging
University of Duisburg-Essen
UNESCO World Heritage Zeche Zollverein
Kokereiallee 7, 45147 Essen, Germany

磁気共鳴画像（MRI）は、画像診断においてもっとも重要なモダリティの 1 つである。MRI の優れた特徴として、軟部組織のコントラストに優れること、データ収集が迅速なこと、空間分解能が高いこと、コントラスト分解能が高いこと、スライス断面を自由に設定できること、そして最後に忘れてはならないこととして、電離放射線を用いないことが挙げられる。

MRI では、電離放射線の代わりに強力な静磁場およびラジオ波を用いる。その画像生成の原理は洗練されたものであるが、物理的には複雑なものでもある。MRI システムにはコントラストを得るために多数のオプションが存在し、複数のハードウェアが複雑に組み合わされているため各所にエラーを引き起こす要因が潜んでおり、これが干渉やアーチファクトとなって最終的な画像上に現れる場合がある。

MRI における基本的な物理学を理解することは、アーチファクトを認識し、原因を解明し、それらを除去するための対策を講ずるのに役立つ。反対に、アーチファクトを慎重に分析することで、MRI の物理学をより深く理解することにもつながる。アーチファクトは、我々がもっている MRI に関する知識で視覚的に理解することが可能である。アーチファクトの中には、重要な画像所見を不明瞭にし、診断を困難にするなどの問題を引き起こす好ましくないものもあるが、将来的に MRI 画像および MRI 検査の質の向上に役立つ可能性がある。最後に忘れてはならない別の側面として、想定外の所見が我々を驚かせたり、仲間との協力を促したり、笑いをもたらしたりする場合がある。

本冊子では、MRI で生じる頻度の高いアーチファクトを構造的かつ包括的にまとめている。アーチファクトの定義を述べたあとに、アーチファクトが起こる原因を理解するのに重要となる MRI の原理を概説する。本冊子の核を成すのは、MRI で頻繁に生じるアーチファクトが描出された多数の画像であり、事例は原因によってグループ分けし、これらの画像を事例ごとに「認識、解明、除去」のアプローチを用いて詳細に検討した。

まずアーチファクトを生理的因子と物理的因子に分類し、続いて、造影 MRA で生じるアーチファクト、インプラントにより起こるアーチファクト、MRI システムのトラブルにより生じるアーチファクトを示す。最後に特に非典型的な事例を提示するが、これらには独特の美しさがある。一覧表では、主なアーチファクトとそれらの特性について要約と概略を示し、それらを除去するための対策を述べる。

このアーチファクトの解説を好奇心を持って楽しんでご覧頂きたい。最後に、本冊子をご覧になっているあなたが、アーチファクトの学習を通して魅力的な MRI の世界をより深く知る過程で、自分だけの「アハ体験」を味わう瞬間が来ることを願っている。

Harald H. Quick
Essen, August 2018

アーチファクト - 定義

アーチファクトという用語（ラテン語で「人工物」を表す *ars*、*artis* と「作られたもの」を表す *factum* の組み合わせで「人工的に作られたもの」を意味する）は、人為的または技術的な影響によって発生する産物または現象を指す。MRI におけるアーチファクトとは、実際の組織の空間的分布と一致しない MR 画像上の構造物または干渉となる。

アーチファクトは例えば、データ収集時、再構成時、処理時の何らかのエラーによって生じる。MR 画像上に、様々な形状や形態のアーチファクトが生じうる（図 1）。これについては数多くのレビュー論文が報告されている[1–5]。アーチファクトは、画像の評価および診断に悪影響を及ぼすだけでなく、読影不能になることすらある。MRI の画像で誤った解釈をしないよう、このようなアーチファクトを「認識」し、その原因を「解明」し、分類することが重要である。これらは、使用者がアーチファクトを減らす、あるいは「除去」するための対策を施すにあたり不可欠な要素である。

MRI で最もよくみられるアーチファクトを、構造化し包括的に提示していく。多数の画像を用いて、MRI で最も頻繁に起こるアーチファクトを提示し、事例ごとに「認識、解明、除去」の順を追ったアプローチに基づいて検討した。アーチファクトは原因によってグループ分けした。例えば生理的因子によるアーチファクトは、MRI データ収集中の呼吸、血流、拍動、患者の体動によって起こる。物理的因子によるアーチファクトは、MR 画像取得時の複雑な物理的過程によって起こる。ほかに造影 MRA、体内のインプラント、想定外の MRI システムトラブルに関連してアーチファクトが生じる（図 2）。

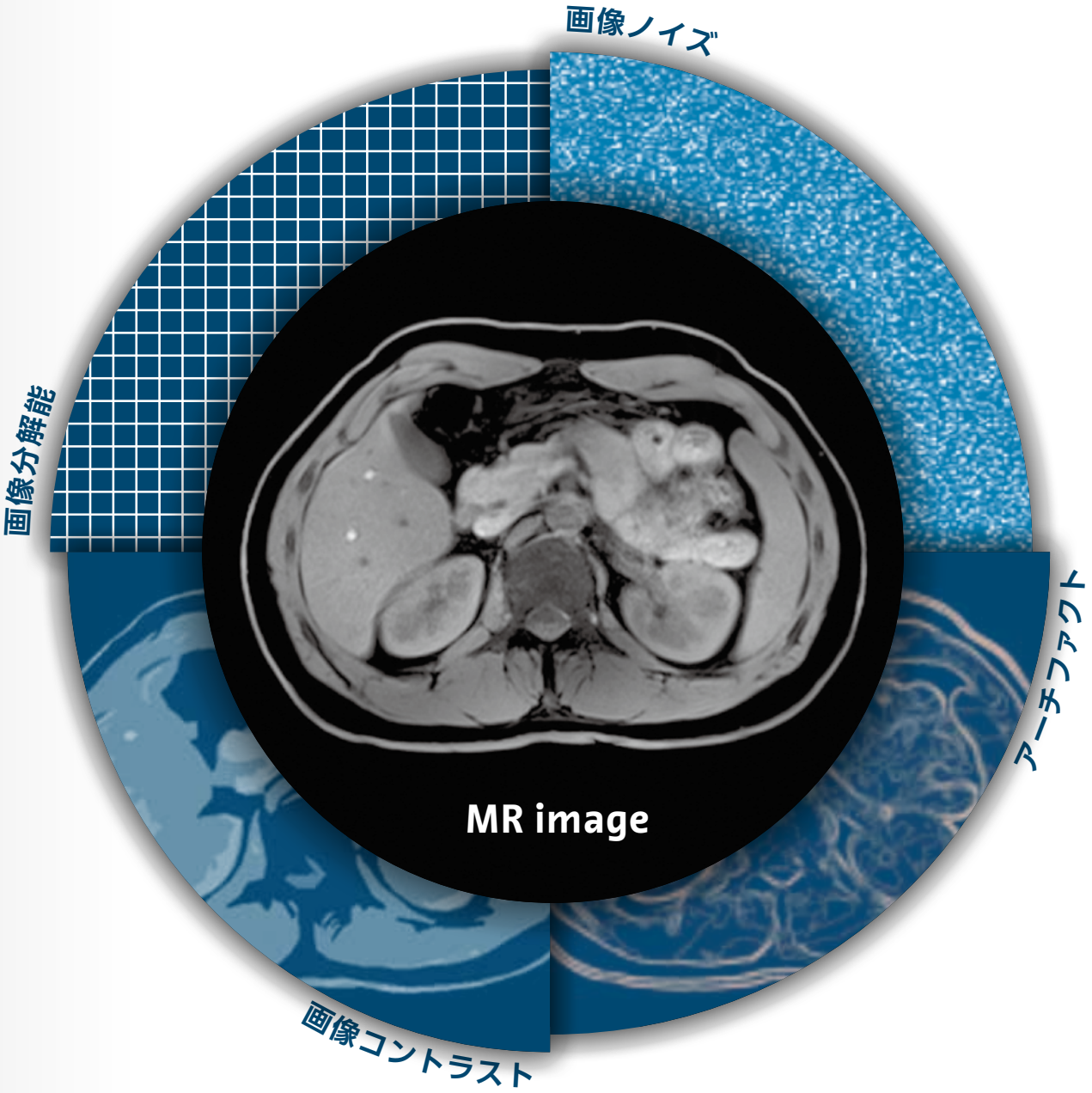
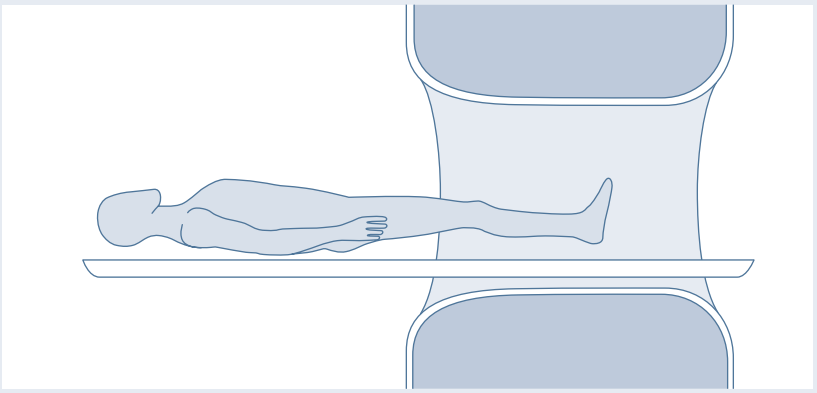


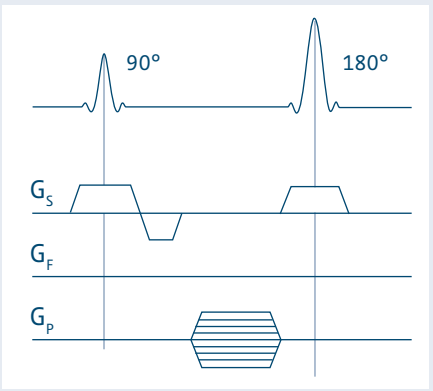
図 1 MRI の画質には、複数のパラメータが影響している。画像マトリックスの大きさによって画像の明瞭度と空間的分解能が決まる。選択したコントラスト（T1、T2 など）によって、画像の濃淡や組織間の差が決定される。MR 画像は、MRI の物理的特性によるノイズに常にさらされている。MR 画像には多様なアーチファクトが現れる可能性がある。

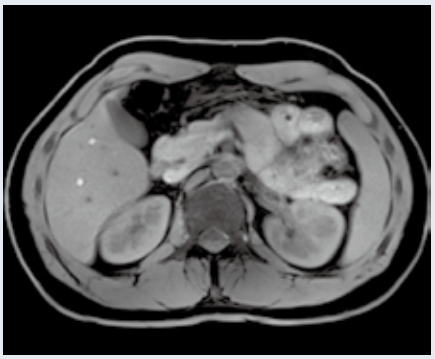
患者

静磁場

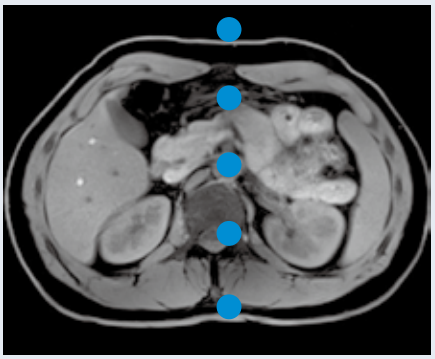


シーケンス





MR 画像とアーチファクト



拍動

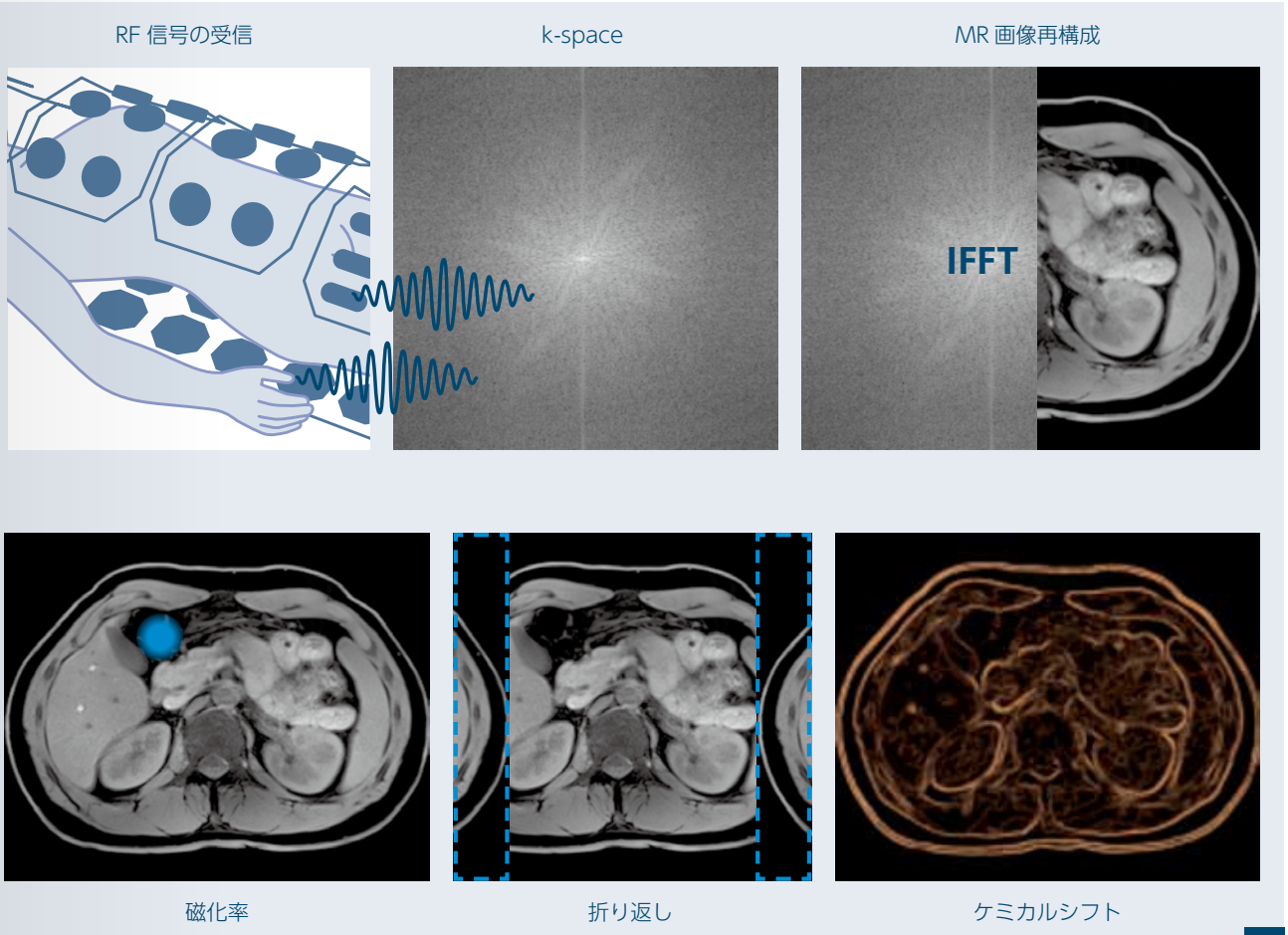


図 2 MRI 撮像の概要（上段）と、MR 画像に影響する可能性のあるアーチファクトの例（下段）。MRI 検査は、患者を静磁場にセッティングすることから始まる。シーケンスはあらかじめ設定した撮像パラメータに従って MRI 装置のハードウェアをコントロールし、RF コイルがラジオ波のエコー信号を受信する。これらは k-space に充填され、逆高速フーリエ変換（IFFT）により MR 画像に再構成される（上段）。この画像取得時の過程で、様々な部位に生理的干渉、物理的干渉、ハードウェア関連の干渉が起こる可能性があり、これらが MR 画像に多様なアーチファクトとして現れる（下段）。

MRIの基礎

個々のアーチファクトについて述べる前に、MRI 装置がどのように構成されているかを概説する。MRI 装置では、電磁場とラジオ波を用いてデータ収集を行い、収集した raw データを保存し、MR 画像に再構成する。

画像取得に欠かせない基本的な要素である、静磁場・傾斜磁場・RF システムは、構造の種類にかかわらず全ての MRI 装置に備わっている。これら 3 つの主要コンポーネントは、遮蔽空間に設置され、ファラデー箱として作成した検査室の RF シールドにより外部からの電磁干渉から隔離されている。

物理学的には、主磁石は中心部で可能な限り優れた均一性をもって経時的に安定した強静磁場である B_0 [T] を生成する。静磁場内で組織中の水素原子核（プロトン）のスピンに分極が生じ、磁化される。超伝導体を用いたガントリーの円柱構造により、磁場中心（磁石のアイソセンター）においてヒトの診断用 MRI で通常使用する 1.5 ～ 3.0 テスラの均一性の高い球径磁場が生成される。主磁石の磁場均一性は特定の球径領域に規定されており、通常は直径 50 cm 程度である（図 3）。

傾斜磁場システムは、静磁場に置かれた 3 つの空間方向 G_x、G_y、G_z において経時的に変動し、高速に切り替え可能な、できる限り線形性の高い傾斜磁場を生成する。これにより、MRI 装置の磁場中心における撮像有効磁場が時間的にも空間的にも調整可能となり、MRI 信号の位置をエンコードできるようになる。傾斜磁場勾配は、パラメータである振幅 [mT/m] およびスルーレート [mT/m/ms] により決定される。振幅が大きく、スルーレートが大きいほど、MRI 検査を短時間で行うことができる。撮像視野（FOV）が広範囲でも歪みの少ない空間的に正確な画像を生成するためには、勾配磁場は 3 つのすべての空間方向においてできる限り線形である必要がある（図 3）。

RF システムは、MRI 検査において水素原子核を励起し、その後、身体の内部から発生する MRI 信号を検出するために用いられる。送信の際は、撮像シーケンスにおける共鳴周波数（ラーモア周波数）でのラジオ波（RF）パルスが増幅され、内蔵された RF 送信コイルを介して組織に照射される。受信の際は、多数配置された RF 受信コイルがラーモア周波数での MRI 信号を検出する（図 3）。

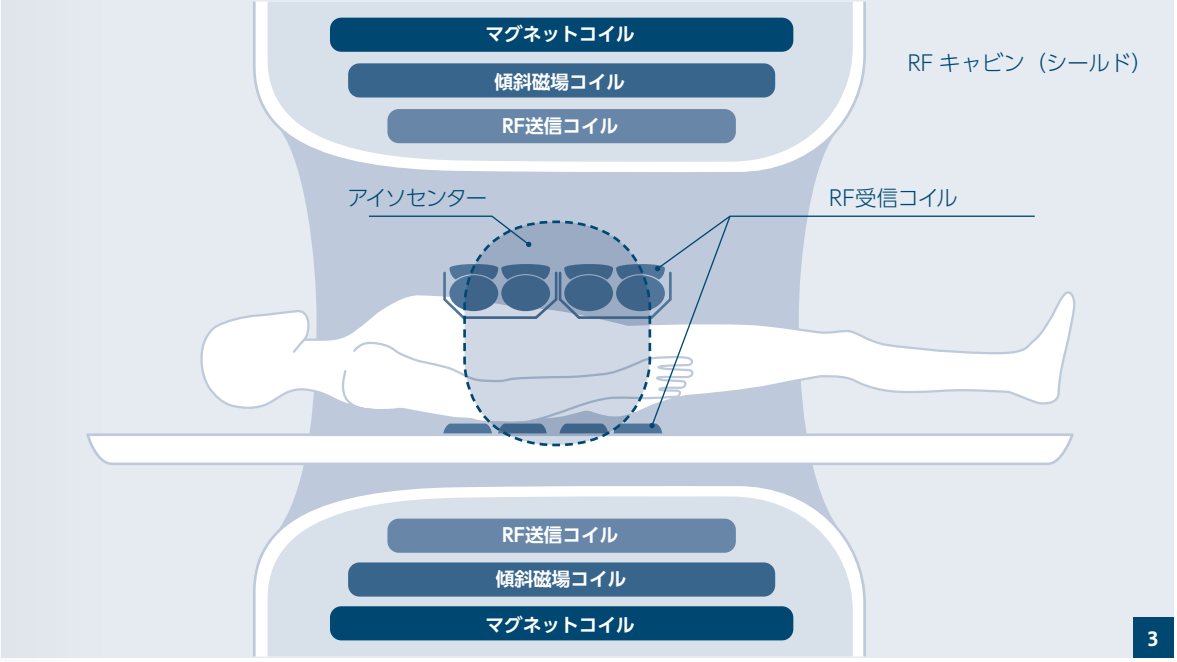


図 3 矢状面から見た MRI 装置の構造。外側から内側へ向かって順に、スピン磁化のための静磁場（1.5 または 3.0 テスラなど）を生成するマグネットコイル、MRI 信号の位置をエンコードするため経時的および局所的に変動する多様な傾斜磁場を生成するための傾斜磁場コイル、プロトンの励起のためのラジオ波（1.5 テスラで 64 MHz または 3.0 テスラで 128 MHz など）を生成するラジオ波（RF）送信コイル。3 つのコイル群すべてによって、MRI 装置の中心部で撮像用の球径領域が作り出される。磁場中心では、傾斜磁場はほぼ線形であり、静磁場と RF 励起は非常に均一である。患者の体内で励起されたスピンに対する RF 信号の受信は、撮像する関心領域（FOV）の上または下に配置された 1 つ以上の RF 受信コイルで受信される。アーチファクトの無い MR 画像を生成するためには、画像化する身体の関心領域を MRI 装置の磁場中心にセッティングする必要がある。検査室は RF シールドが施されたキャビンによって外部からの電磁干渉から保護されている。

MRI 装置のハードウェア構成に加え、画像の raw データ（k-space）の構造とデータ収集について知ることは、様々なアーチファクトの原因、MR 画像への影響、それらを回避する方法を理解するために重要である（図 4）。MRI 信号または RF エコー信号は、データ収集中に空間周波数の Cartesian データマトリックスにラインごとに充填される。繰り返し時間（TR）のたびに、読み取り周波数方向と k-space に充填された新規のラインに沿って新たなエコー信号が生成される。次の繰り返し時間では、撮像シーケンスの位相エンコード方向の傾斜磁場がわずかに変化し、隣接するラインが k-sapce に充填される。すべての位相エンコードが完了し、すべてのエコー信号が raw データマトリックスに充填されたあと、2 次元逆高速フーリエ変換（IFFT）を用いて MR 画像が再構成される。MRI 信号は空間周波数として k-space にエンコードされており、k-space の各ポイントは、MR 画像全体で検出される空間周波数をエンコードしている。再構成された MR 画像には、読み取り周波数方向と位相エンコード方向がある（図 4）。

MRI のアーチファクトは、読み取り周波数方向または位相エンコード方向のいずれかに沿って生じることが多いため、これらのアーチファクトは画像内の方向から原因を特定できることがある。

MRI 信号生成の基礎にある物理的過程は、関連する MRI 装置の構成要素である、磁場均一性、傾斜磁場の線形性、RF 送受信の感度に大きく依存している。実際の患者の組織分布と一致した、空間的に正確でノイズの少ない高画質な MR 画像は、これらの完全な条件下でのみ得られる。

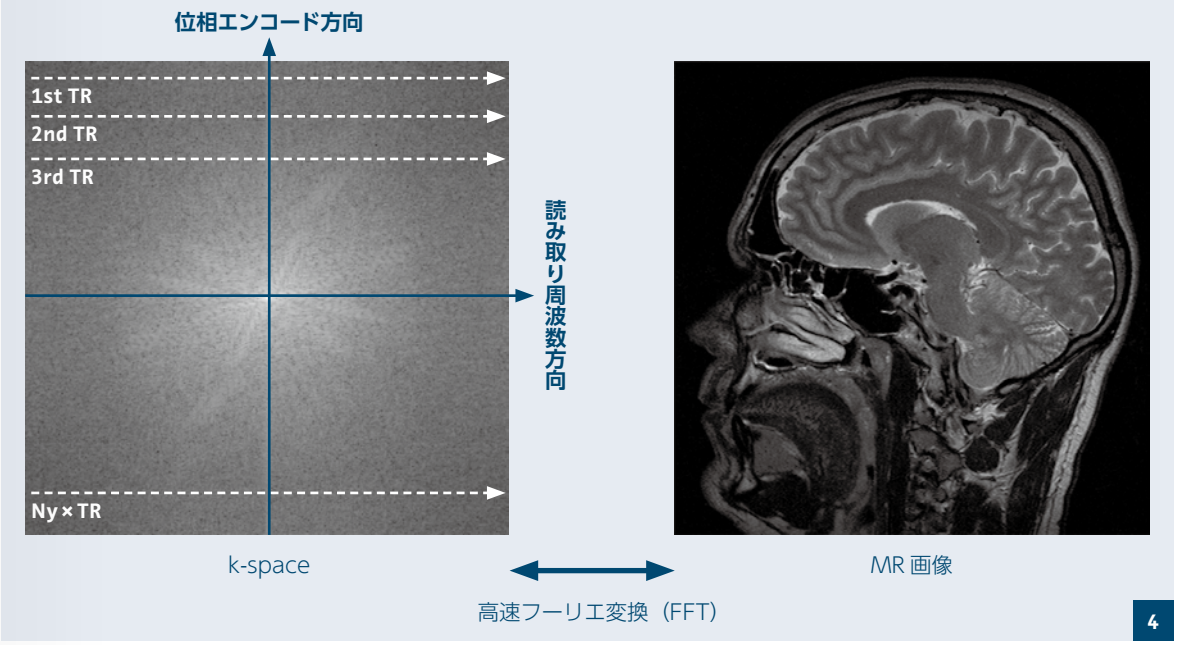


図 4 k-space から MR 画像へ：k-space（raw データマトリックス）では、MRI 信号は系統的に個別のラインに充填される。それぞれの繰り返し時間（TR）でスピンエコー（SE）またはグラディエントエコー（GRE）が生成され、直前に生成されたラインの次段へ各ラインごとに k-space に充填される。256 × 256 の画像マトリックスでは、256 個の個別エコーに対し、位相エンコード方向のステップに従い徐々に充填される。この場合、256 回の繰り返しが必要である。このため位相エンコード方向における画像データの取集は比較的遅く、必然的に MRI 検査における撮像時間を決定する因子となっている。また、位相エンコード方向における画像データの収集が遅いことは、体動、拍動、血流といった「動き」が主に位相エンコード方向に影響をきたす理由でもある。一方、読み取り周波数方向におけるエコーからのデータ読み出しは比較的速い。このため読み取り周波数方向において、「動き」はほとんど画質に影響しない。

アーチファクト例
生理的因子

生理的因子によるアーチファクトは、例えば MRI データ収集中の呼吸、血流、拍動、患者の体動によって生じる。ここで挙げた生理的因子によるアーチファクトは、非常に特徴的な画像となる。

呼吸性アーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

胸部および腹部領域の MR 画像では、胸壁と皮下脂肪組織からのゴーストが重なった (ghosting:ゴースティング) 画像として、明瞭で規則的に繰り返すアーチファクトがしばしばみられる。これらは呼吸性アーチファクトである (図 5)。位相エンコード方向に、様々なゴーストがみられる。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

これらのアーチファクトは、MRI データ収集時の胸部および腹部の呼吸運動によって生じる。データ収集時の身体の動きは、MRI 信号の位置情報の誤認識につながる。読み取り周波数方向のデータ収集時間は数ミリ秒と高速に完了するが、位相エンコード方向における全てのデータ収集は繰り返し時間と画像マトリックスに従い測定を繰り返すため、はるかに長い時間を要し、この時間内の動きは画像に影響が出やすい。位相エンコード方向では、規則的な呼吸運動がさまざまな形となって画像上にゴーストとして現れる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

呼吸性アーチファクトは、患者への説明／訓練および検査開始前に患者を楽な姿勢にすることで軽減することが可能である。患者に息を止めてもらうか、呼吸ベルトの使用により、呼吸性アーチファクトを減らすことができる。呼吸ベルトまたはナビゲーターシーケンスを用いることで、患者の呼吸運動と MRI データ収集とを同期させることができる。データ収集時間が息止め時間を超える MRI 撮像の場合には、ラジアルサンプリングにより k-space を充填することで、体動補正機能を利用することができるようになってきている。

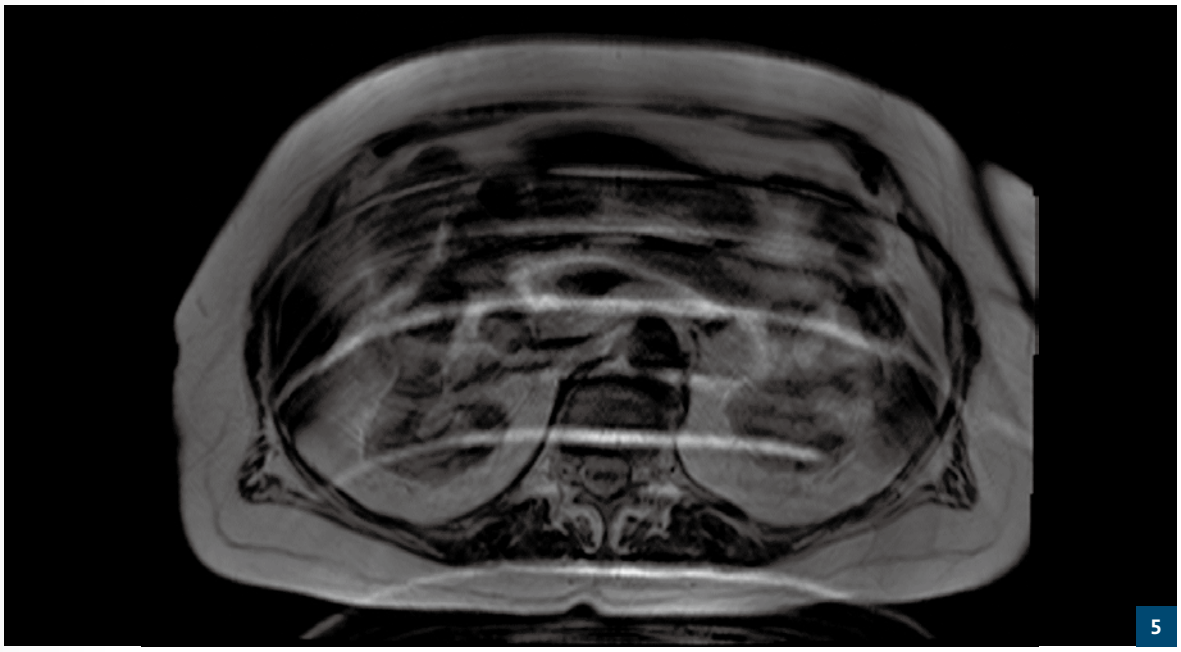


図 5 呼吸性アーチファクトは、頻度の高い体動アーチファクト例である。高信号で動きのある部位から発生する特徴的なゴーストが、本来の画像上に重なって見える。このようなゴースティングは、常に位相エンコード方向で発生する（この例では身体の前後方向）。これは位相エンコード方向のデータ収集中の体動によって生じる。動きのあった部位のデータは、誤ったもしくは不明瞭な位相情報として k-space に保存され、再構成後に位相エンコード方向においてMR画像の誤った位置に展開される。周期的な呼吸運動は、一定の間隔でゴーストを生じる。

拍動アーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

胸部、腹部、骨盤腔、下肢の横断像では、FOV 内で大動脈などの比較的大きな動脈からの拍動アーチファクトが頻繁に生じる (図 6 および 7)。拍動アーチファクトは、位相エンコード方向において拍動する動脈の上方または下方に、規則的に等距離に繰り返される高信号のアーチファクトとして認められる。同様のアーチファクトは脊椎の画像でもみられる場合がある (図 8)。この場合のアーチファクトは脊柱管内の脳脊髄液の拍動が原因で生じる。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

動脈血および脳脊髄液は、多くのシーケンスで高信号として観察される。どちらの液体も常に拍動による動きが存在する。MRI の横断像では、血液および脳脊髄液は画像断面に対して直交方向に拍動している。このため、これらの液体のスピンは位相変化を起こす。位相エンコード方向における個々の k-space 上のラインに順次データを収集している間、拍動による信号は位相エンコード方向で繰り返され、画像上誤った位置に等距離でエンコードされることになり、画像上に重なった形で現れる。拍動アーチファクトで典型的にみられる高信号は、MR 画像の位相エンコード方向に現れる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

拍動アーチファクトは、例えば ECG トリガーを用いて、MR 画像のデータ収集を患者の心拍に同期させることで抑制することができる。より簡単で、一般的に普及している方法は、撮像断面に流入する動脈血および静脈血の信号を飽和させる、プリサチレーションパルスを用いる方法である。拍動アーチファクトは常に位相エンコード方向に生じるため、読み取り周波数方向と位相エンコード方向とを入れ替えることで、アーチファクトを画像上より影響の少ない方向に移動することができる。

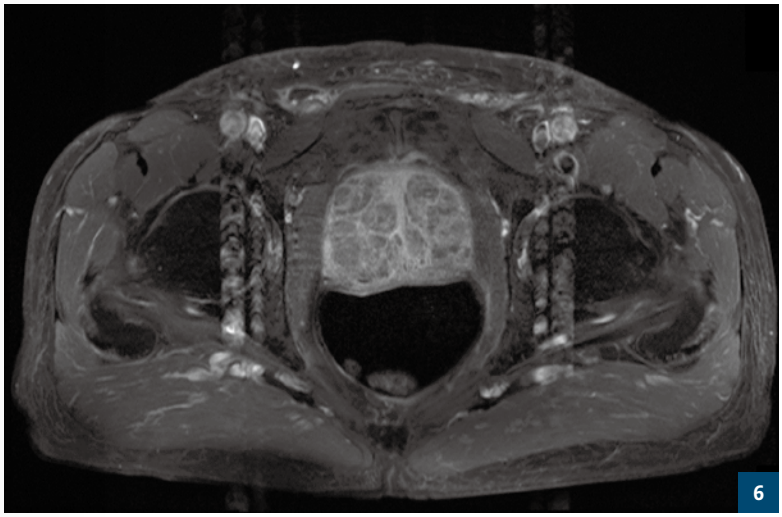


図 6 骨盤腔の血管の拍動により、骨盤腔の横断像上に拍動アーチファクトが生じている。他の体動によるアーチファクトと同様に、拍動アーチファクトも位相エンコード方向（この例では身体の前後方向）に生じる。拍動と血流の動きにより、位相エンコード方向に、原因となっている血管の上方および下方に高信号な非連続性のアーチファクトが多数生じている。

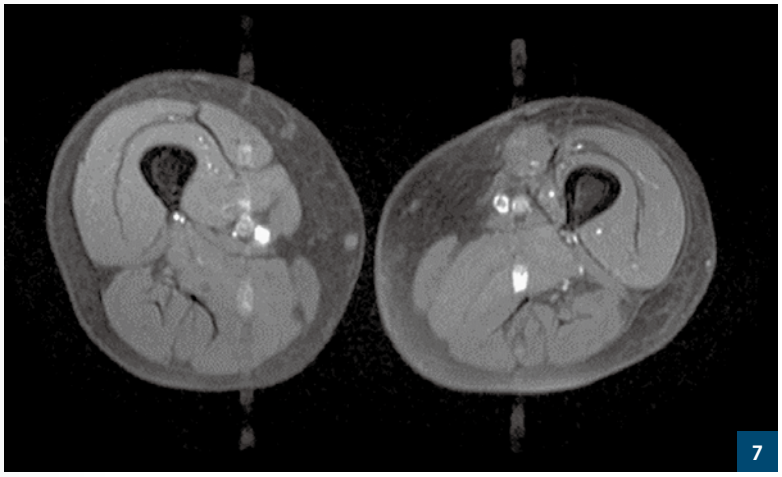


図 7 大腿の血管の拍動による特徴的なアーチファクトが位相エンコード方向（身体の前後方向）に生じている。拍動と血流の動きにより、MR 画像の位相エンコード方向に、アーチファクトの原因となる血管の上方および下方で、高信号な非連続性のアーチファクトが多数生じている。このような信号成分は、この画像でみられるように体外にも認められる場合がある。

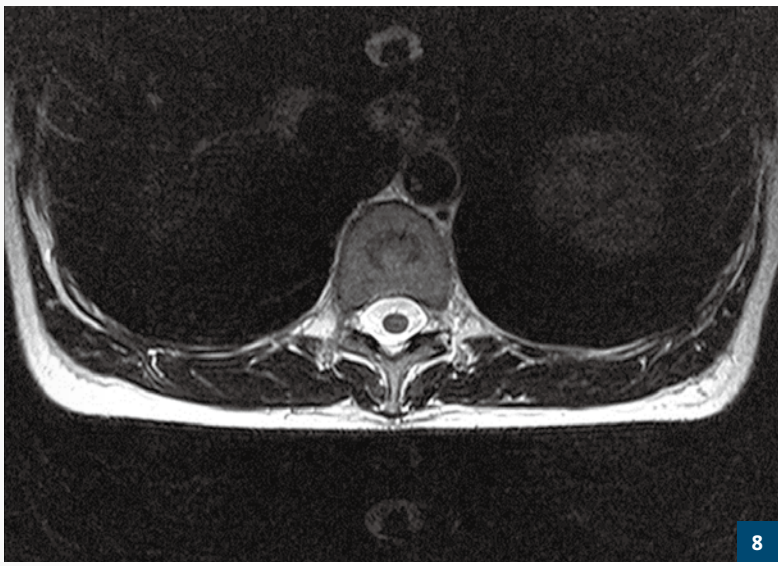


図 8 拍動アーチファクトは、脊柱管内で拍動している脳脊髄液（CSF）から生じる場合もある。これは、CSF が非常に高信号に描出される脊椎・脊髄の T2 強調画像でみられることが多い。規則的な拍動により、位相エンコード方向（この例では身体の前後方向）に、非連続性のゴーストが等間隔で生じている。

フローアーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

フローアーチファクトはあらゆる脈管の近傍に生じる可能性があるが、特に心臓の MRI 検査でよくみられる（図 9）。これらは高信号で不規則かつ広範囲に画像の劣化を生み、それらは位相エンコード方向へ広がり、本来の MR 画像に重なって描出される。拍動アーチファクトと異なり、フローアーチファクトは不規則で、非連続性のゴースト像ではなく、高信号を示す画像のボケ（blurring：ブラーリング）として認められる。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

動脈、静脈、心臓における血液の流れは、MRI 検査中に起きる動きの代表例である。個々の k-space 上のラインが順次データを収集中に、血流によって、広範に高信号を呈する構造物が MR 画像の位相エンコード方向に描出される。これは拍動と異なり、規則的な動きではない。このタイプの動きは非連続性のゴースト像ではなく、ブラーリングや画像の歪みとして現れる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

フローアーチファクトは拍動アーチファクトと同様に、隣接する画像面にプリサチレーションパルスを加えることで、大幅に抑制することが可能である。通常、画像面内に流入する血液信号は高信号であるが、これをプリサチレーションパルスで飽和させることで MR 画像に障害となるアーチファクトが生じなくなる。

図 9 MR 撮像と心拍動が同調していないため、心臓領域に広範な体動アーチファクトがみられる。さらに、位相エンコード方向（この例では身体の前後方向）にフローアーチファクトが広く画像に重なっている。心臓は規則的に拍動するが、この動きは非常に複雑であり、この場合には個別の拍動アーチファクトにはならない。

アーチファクト例
物理的因子

物理的因子によるアーチファクトは、MRI 検査における信号および画像生成時の物理的方法に起因する画像不良である。これには、折り返しアーチファクト、磁場の不均一、傾斜磁場の非線形、磁化率アーチファクト、そして水と脂肪のケミカルシフトアーチファクトが含まれる。

折り返しアーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

折り返しアーチファクト（またはエイリアシング）は、FOV の一辺で切り取られた画像そのものであり、FOV の反対側に重なって現れる（図 10）。重なった画像は鏡のように逆向きにはならない。折り返しアーチファクトは常に位相エンコード方向に認められる。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

設定した FOV が撮像対象よりも小さい場合、FOV からはみ出した部位が折り返しとして位相エンコード方向に生じる。読み取り周波数方向では、MRI データ収集の際、オーバーサンプリングにより折り返しアーチファクトの出現を防いでいる。つまり、撮像時における読み取り周波数方向のオーバーサンプリングは不可欠であり、画像上には表示されないものの FOV の 2 倍の大きさの情報が読み取り周波数方向では保存されている。一方、位相エンコード方向では通常、その方向に沿って収集したデータのみが画像として表示される。位相エンコード数は撮像時間を決める一つの因子であり、位相エンコード方向では通常、FOV を小さくする。これにより撮像時間をできる限り短くすることができる。位相エンコード方向において画像化する対象よりも必要以上に FOV を小さくしてしまうと、位相エンコードが不完全となるため、FOV からはみ出した信号の部分が切り取られたように、MR 画像上では解剖学的に不正確な位置に重なって現れる。位相エンコード方向で FOV が小さいほど、または切り取られた部位が大きいほど、折り返してくる画像も大きくなる。結局のところ、折り返しは MRI 撮像時の操作ミスと考えることができる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 ---

折り返しアーチファクトの原因は上記の『解明』で述べたが、画像化したい身体部位の長辺を読み取り周波数方向に設定するべきであるという結論に至る。これにより折り返しアーチファクトを防止できる。位相エンコード方向では、FOV を可能な限り小さくする必要がある（時間節約のため）が、同時に必要最低限の大きさは確保しなければならず（折り返しアーチファクトを防ぐため）、その上で診断に耐えられる画像でなくてはならない。場合によっては、折り返しアーチファクトを防ぐため位相エンコード方向のオーバーサンプリングを行うことも可能である。これを行うと撮像時間の延長は避けられないが、得られる画像よりも多くの位相エンコード方向のデータを収集すること（オーバーサンプリング）で、結果として位相エンコード方向の折り返しアーチファクトを回避することができる。

図 10 折り返しアーチファクトは、MRI 検査で最も頻繁にみられるアーチファクトのうちの 1 つである。これらは画像データ収集時の物理的過程により生じる。結局のところ、操作ミスが原因と考えられる。折り返しアーチファクトは常に、位相エンコード方向において検査領域よりも FOV が小さい場合に起こる。切り取られた部分の画像は、位相エンコード方向（この例では画像の左右方向）において画像の反対側で「折り返し」となり、実際の MR 画像の縁の部分に重なる。ここで示した例では、患者の鼻と顎が画像の左側で「切り取られ」、画像反対側の後頭部に重なって表示されている。折り返しアーチファクトは、検査対象の長辺を読み取り周波数方向として選択すれば回避できる。通常、読み取り周波数は、最初から信号の折り返しが出現しないよう設定されていることが多い。

磁場不均一

どんなアーチファクトか -- 認識 --

磁場中心から離れた部位や FOV を広く設定した場合に幾何学的歪みとして現れるか、あるいは高信号と低信号が相互に生じる縞状のアーチファクト領域として発生する。明るい部分と暗い部分が曲がった縞状となり交互に現れる特徴的なパターンから、このアーチファクトは「ゼブラアーチファクト」とも呼ばれる (図 11)。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

静磁場が均一でない場合、スピンの位相が乱れることで、幾何学的に歪みが生じるか、または信号の位相が乱れることによる限局的な信号欠損や信号増強が交互に生じる。これらはしばしば湾曲し、幾何学的に歪んだ画像となる。このような磁場不均一によるアーチファクトは、磁場中心から離れた部位や FOV を広く設定した場合によくみられる。MRI 装置の構造および設定された FOV の大きさによってそれぞれの装置が、特徴的なパターンのアーチファクトを引き起こす。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

ゼブラアーチファクトを防ぐためには、静磁場の均一性が保たれた範囲内で撮像が行われるよう、対象となる検査領域をできる限りアイソセンターにセッティングする必要がある。あるいは、FOV を必要以上に大きくしなければ、このアーチファクトをなくすことができる。手動によるシム調整は、局所領域における磁場の均一性を向上させることができる。一般的に SE シーケンスは、GRE シーケンスと比べ、磁場不均一によるアーチファクトが生じにくい傾向がある。

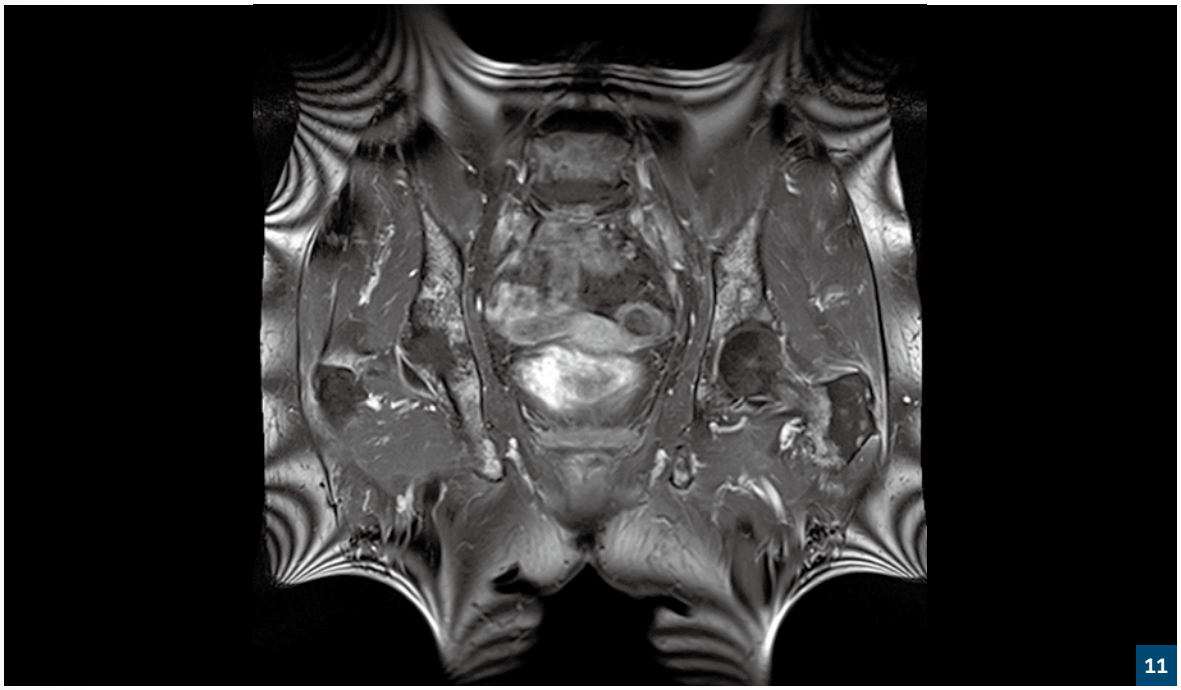


図 11 MRI 撮像領域の端における磁場不均一は、そこが MRI 装置の磁場中心から離れた撮像限界領域であることを示す。静磁場の均一性は、磁場中心が最も優れている。理想的な磁場均一性は、撮像範囲内のすべてのスピンを均一に励起し、フリップ角を揃え、同位相において互いを歳差運動させるための、物理的な前提条件となる。静磁場の均一性はアイソセンターから辺縁に向かってその端から急激に損なわれ、強力な局所的磁場勾配が生じる。この磁場の傾きがスピンの位相分散を引き起こし、局所的に信号欠損を伴った高信号と低信号による帯状の領域が交互に生じることとなる。磁場不均一は、この特徴的なパターンからゼブラアーチファクトとも呼ばれる。ここで示した、広い FOV を用いた冠状断の骨盤 MRI の例では、FOV を囲むようにアーチファクトが生じている。基本的にこれらのアーチファクトは MRI 装置のハードウェア固有のものであるため、使用者がこれらを改善することは難しい。これを防ぐ 1 つの方法は、撮像領域をできる限り MRI 装置の磁場中心にセットし、アーチファクトが含まれる領域が撮像範囲に入らないよう設定することである。

傾斜磁場の非線形

どんなアーチファクトか -- 認識 --

傾斜磁場の非線形性に気が付くのは、主に長骨や脊椎など長軸方向の解剖学的構造物に幾何学的変形がみられたときである。これは特に FOV の辺縁で生じる。これらの歪みは比較的大きく、表示された画像は組織の端に向かって圧縮されているように見える (図 12 および 13)。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

撮像範囲全体を解剖学的に正確で歪みのない画像として得るには、画像再構成の際に 3 軸すべてにおいて傾斜磁場の線形性が保たれていることに加え、静磁場の均一性が優れている必要がある。特に FOV が大きい場合、傾斜磁場の非線形によって FOV の辺縁で画像の歪みが生じる。静磁場および傾斜磁場の磁場分布はそれぞれの MRI 装置に特有であることが知られているため、補正用のソフトウェアを用いる場合がある。このソフトウェアを用いると、傾斜磁場の非線形およびそれによる歪みが予測される画像の位置情報に基づいて、一定の領域内において自動的に補正する処理を行うことができる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

FOV が大きく、解剖学的に広い領域の MRI 検査では、歪み補正フィルター、または関連する非線形を補正するフィルター (大きい FOV 用フィルター) を選択することができる。他の方法としては、FOV を小さくすること、および検査領域をできる限り MRI 装置のアイソセンター内にセットすることである。磁場中心と適切な FOV を用いることで、磁場均一性と傾斜磁場の線形性は保証されるため幾何学的歪みが少ない。

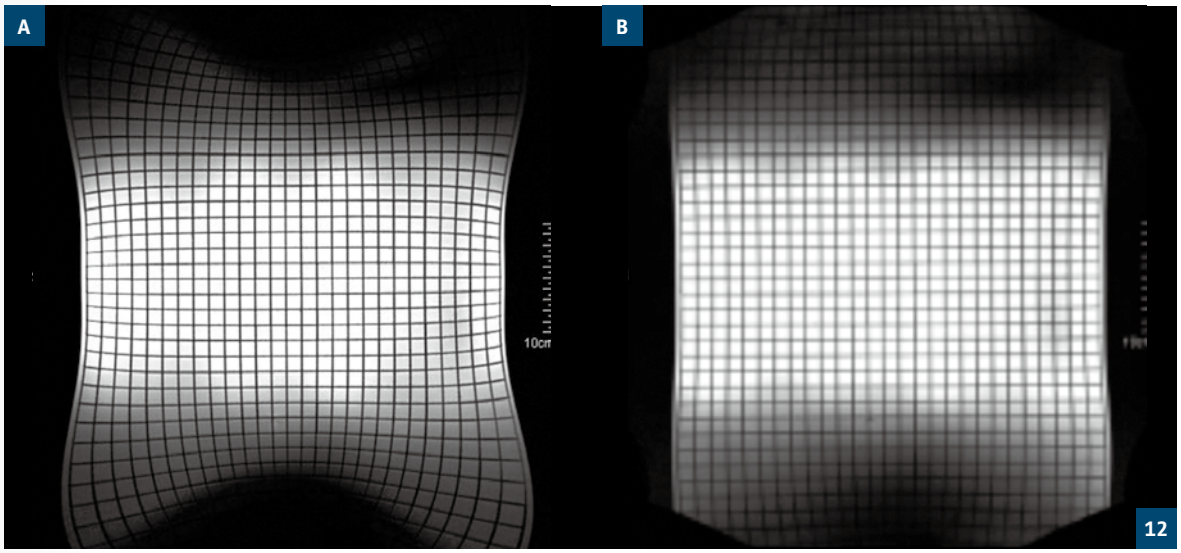


図 12 傾斜磁場の非線形性を視覚化したファントム実験。この目的のために、明瞭な格子構造を有するグリッドファントムを MRI 装置で撮像した。画像左（A）では、ファントム中央の領域において、概ね直線状の、幾何学的に整列したグリッドの構造がみられる。画像の辺縁に向かって、特に静磁場の方向において（この場合は上下方向）、本来のグリッド構造に幾何学的歪みと変形が生じているのが分かる。これらの領域では、局所信号をエンコードするための傾斜磁場が線形性を失っている（A）。実際とは異なり対象が歪んで表示されており、これらは傾斜磁場の非線形によるアーチファクトである（A）。画像右（B）は、同じ MRI 装置で同じファントムを撮像したものである。非線形補正フィルター（広い FOV 用フィルターなど）を使用しており、ソフトウェアが FOV の辺縁の歪みをある程度補正している（B）。傾斜時場の非線形はハードウェアに関連するアーチファクトであり、特に広い FOV の辺縁で生じる。

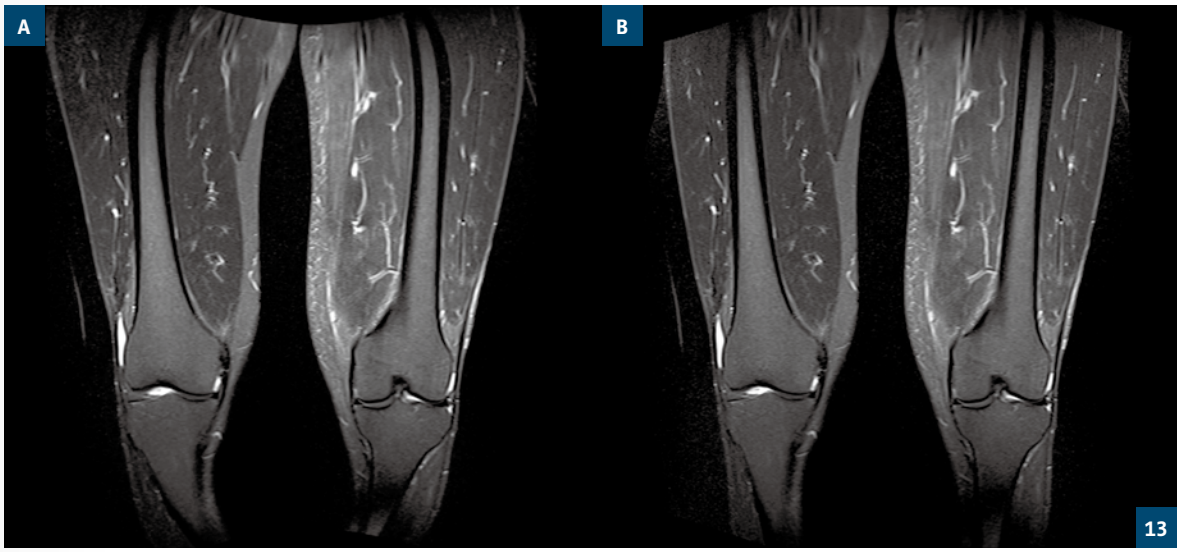


図 13 傾斜磁場の非線形による実例。下肢を撮像したため、FOV を広くとっている。画像左（A）では、傾斜磁場の非線形性により、特に画像の上下辺縁に向かって、長骨が湾曲し幾何学的に歪んだ画像が得られている。画像右 (B) では、非線形補正フィルター (広い FOV 用フィルターなど）を使用したことにより、歪みはほぼ修正されている。

脂肪抑制不良によるアーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

通常の MR 画像で高信号を呈する脂肪は、脂肪抑制法を用いて撮像領域全体で完全かつ均一に信号が抑制されることが理想的である。脂肪抑制を行った MR 画像において、さまざまなサイズで脂肪が高信号あるいは等信号に描出されることがある。これらは脂肪抑制不良によるアーチファクトである (図 14)。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

水および脂肪を含む組織内のプロトンは、わずかに異なる共鳴周波数を持つ。この周波数の違いは、脂肪信号の抑制を目的とした周波数選択による脂肪抑制法に応用されている。脂肪の共鳴周波数を有する RF パルスを、通常の撮像シーケンスに加えて組織に照射することで脂肪の信号が抑制される。このような脂肪抑制法を用いるためは、MR 画像のあらゆる部分で磁場均一性が保たれている必要があり、また画像全体で共鳴周波数が同じである必要がある。静磁場強度が異なる場所、すなわち不均一な部位では、この周波数の選択が適切に行われない可能性がある。脂肪の信号抑制が不良な領域は、FOV の辺縁部で高信号域としてみられることが多い。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

磁場均一性が不十分であることにより生じる全てのアーチファクトと同様に、脂肪抑制不良によるアーチファクトについても、検査領域をできる限り MRI 装置の磁場中心にセッティングすることが重要である。加えて、有効で適切な脂肪抑制法を選ぶ必要がある。手動でシム調整を行い撮像領域の局所の均一性を高めることが有用な場合もある。脂肪抑制不良によるアーチファクトは画像の解釈を困難にする場合があるが、脂肪抑制併用画像と、非併用の画像とを比較することで、診断上重要となる病変と組織の組成を把握することができる。

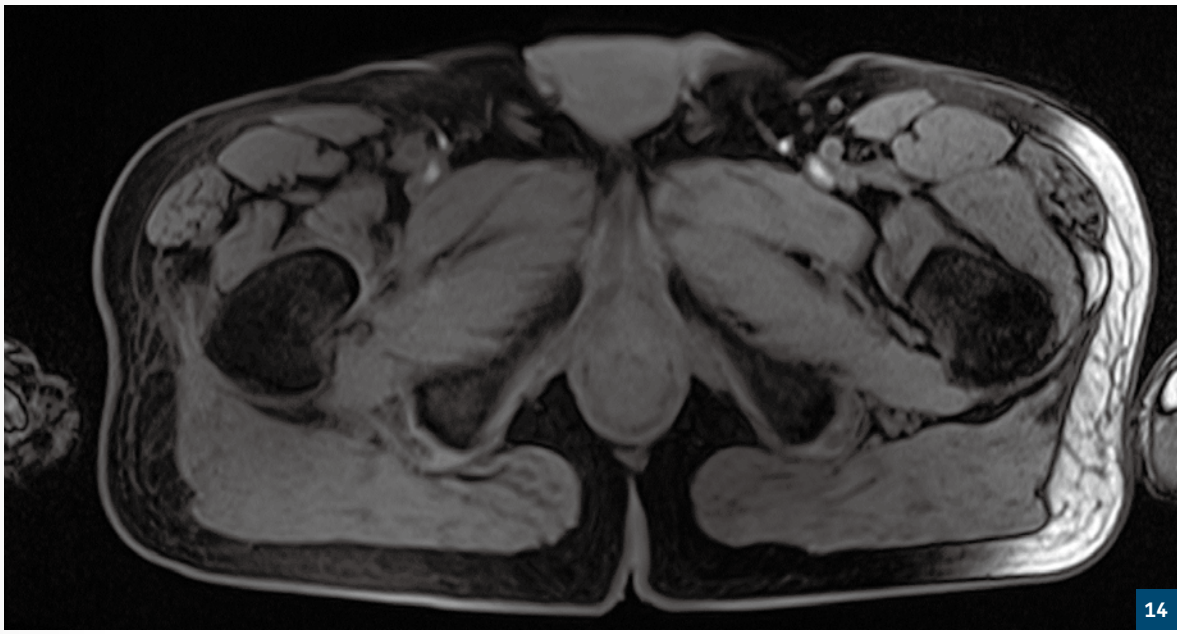


図 14 骨盤腔の GRE シーケンスによる脂肪抑制併用 T1 強調画像において、脂肪抑制が不十分な部分がみられている。ほぼ全ての脂肪の信号を抑制することができているが、患者の左側の皮下脂肪組織の脂肪抑制が不十分である。この領域の脂肪は、T1 強調画像でみられるように高信号として表示されている。このようなアーチファクトは、アイソセンターから遠い部分で、磁場均一性が失われている FOV の辺縁でみられることが多い。これらの部位では磁場不均一により局所の磁場強度が変動しており、この領域での共鳴周波数が、脂肪抑制を目的として照射される RF パルスの共鳴周波数とずれ、限局的に脂肪抑制が不十分となる。必要な撮像領域において手動によるシム調整が、局所の磁場均一性を高め画質の向上に有用である。

ケミカルシフトアーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

ケミカルシフトによるアーチファクトは、“India ink”（墨汁）アーチファクトとも呼ばれることもあり、臓器の辺縁や、脂肪が多く含まれる組織と、水が多く含まれる組織の境界面でよくみられる。読み取り周波数方向での脂肪と水の信号のわずかなシフトにより、しばしば片側で高信号が重なり、反対側で低信号となる（図 15 および 16）。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

水および脂肪を含む組織に存在する水素原子核は、わずかに異なる共鳴周波数を有している。1.5T における脂肪の共鳴周波数は、水を含む組織と比べおよそ 220 Hz 低い。3T ではこの差は 2 倍となり、およそ 440 Hz となる。MRI 撮像の読み取り周波数方向では、脂肪と水の成分は、これらが同じ場所から生じたものであっても互いに異なる位置に表示される。この 2 つの信号のケミカルシフトの影響は、画像データ収集中に、読み取り周波数方向で用いる受信バンド幅が小さいほど大きくなる。ケミカルシフトによるアーチファクトは、例えば組織または臓器の境界にみられ、読み取り周波数方向で、対象部位の片側の辺縁が高信号、反対側の辺縁が低信号となるのが特徴である。なぜ 3T MRI では、これらのアーチファクトが原則として 1.5T MRI の 2 倍となるのかは、脂肪と水の周波数の違いが磁場強度に直接的に依存していることから説明できる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

ケミカルシフトによるアーチファクトは、読み取り周波数方向で読み出しを行う受信バンド幅を大きくすることで、効果的に減らすことができる。これにより、干渉を起こさない程度までシフトを減らすことができる。しかしバンド幅を大きくすることで、本来得られたであろう SNR（信号雑音比）は低下する。アーチファクトを避ける他の方法は、脂肪抑制法を用いることである。脂肪信号を除去することで、妨げとなる信号の重なりおよび異なる位置情報が生じなくなる。もう一つの方法として、画像収集の際に読み取り周波数方向と位相エンコード方向を入れ変える方法がある。これらの方法で、ケミカルシフトに起因すると考えられるアーチファクトは同定が可能なため、診断への影響も少なくなると考えられる。

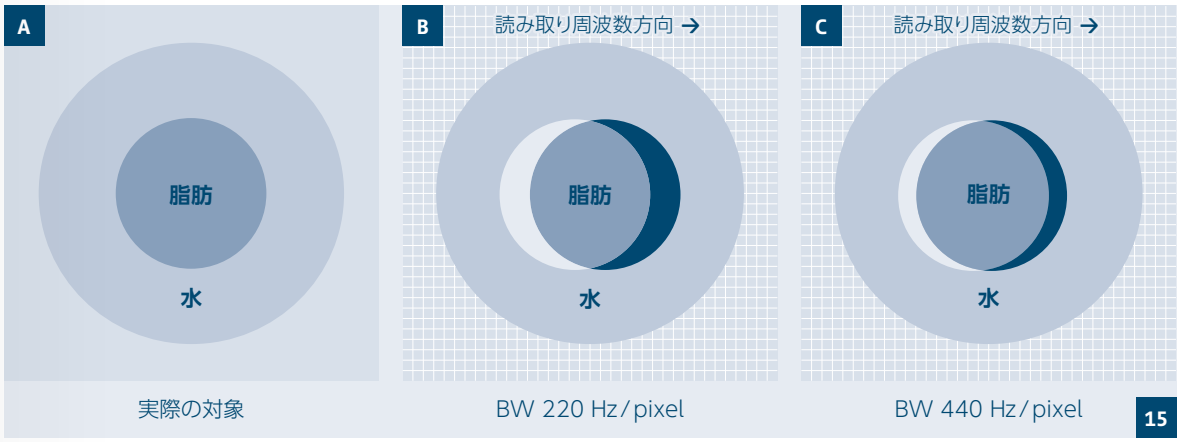


図 15 脂肪と水の信号間でのケミカルシフトを示した。脂肪および水を含む実際の対象（A）を、脂肪／水の成分を分けて示している。脂肪および水に含まれるプロトンは、それぞれ異なる物理的環境にあるため、わずかに異なる共鳴周波数を有している。1.5T では、脂肪は水よりもおよそ 220 Hz 低い共鳴周波数を有する。その結果、MR 画像において、エンコードする読み取り周波数方向に沿って脂肪と水の成分のわずかな位置情報のずれが生じる（B）。例えば 220 Hz/pixel から 440Hz/pixel へなど、受信バンド幅（BW）を 2 倍にすると、この位置ずれは半分に減らすことができ、アーチファクトが減少する。

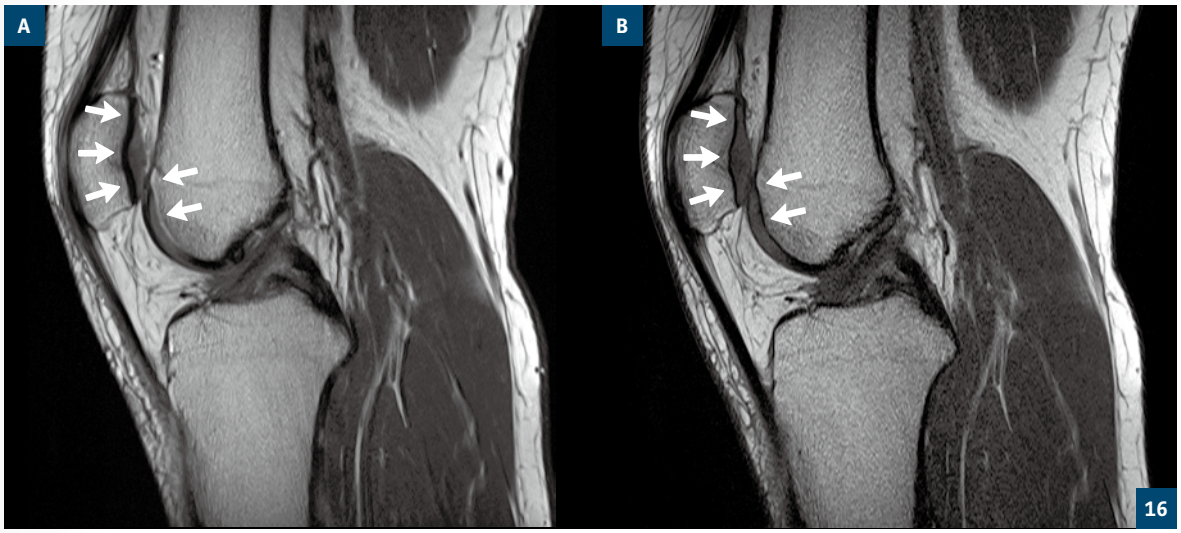


図 16 1.5T で撮像された膝関節の矢状断 MRI における脂肪と水のケミカルシフト例。読み取り周波数方向は前後方向であり、画像の左側から右側に向かって示されている。この画像は T1 強調 TSE シーケンスである。（A）では、40 Hz/pixel と小さいバンド幅（BW）が選択されている。220 Hz（1.5T）のケミカルシフトにより、脂肪と水の信号が 5.2 pixel ずれている。（B）では、445 Hz/pixel と大きなバンド幅（BW）が選択されており、ケミカルシフトが 0.5 pixel まで減少している。（A）の矢印は、膝蓋骨と大腿骨遠位部骨頭の骨髄脂肪の信号がどれだけ左側へずれているかを示している。右側にはより低信号領域がみられるのに対し、左側には高信号の重なりがみられる。バンド幅の大きい MR 画像（B）では、わずかに脂肪と水の信号のずれがみられるのみで、実際の位置を反映している。個別のアーチファクトを除けば、全体的に画像は鮮明で、より詳細に描出されており、ブラーリングが少ない。しかし画像のバンド幅を高くすると、（B）でのノイズの増加から分かるように、SNR（信号雑音比）が低下する。

磁化率アーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

空気、組織、骨が接する部位、特に顔面骨や消化管に近い部位では、限局的な信号欠損がしばしば生じ、部分的に幾何学的歪みを伴う場合もある。限局的な信号欠損は、小さな金属性インプラントの周囲でも生じる（図 17 および 18）。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

すべての組織および物質は、磁化率という物理的特性を有している。物理量である磁化率χは、さまざまな物質が個別に帯びた磁気の程度を表す。$\chi < 0$ すなわち磁化率が負の物質は、反磁性と呼ばれる。これらはわずかに外部磁場と反発する。磁化率が正で、磁性が弱い物質（$\chi > 0$）は常磁性と呼ばれ、外部磁場にわずかに引き寄せられる。磁化率が正で、磁性が強い物質（$\chi >> 0$）は強磁性と呼ばれ、非常に強く外部磁場に引き寄せられる。

隣接する組織または臓器では、わずかに磁化率が異なっている。これらの接する部位では弱く限局的な傾斜磁場が生じる可能性がある。これにより MRI 信号の限局的な位相分散が生じる場合があり、信号欠損または部分的な信号変調をきたす。MRI の T2* 強調画像または磁化率強調画像（SWI）では、例えば微小出血や海綿状血管腫を高い感度で検出する目的で、非常に小さな磁化率の差を表示し、この効果を診断に応用している。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

磁化率アーチファクトは、特に GRE シーケンスを用いた場合によく生じる。このため、GRE シーケンスは診断上有用となる磁化率の差を視覚化するために用いることが多い。一方、SE シーケンスでは、エコー収束用の 180° パルスが、組織の境界やインプラント近傍での局所的な信号の分散を補う動きがあるため、アーチファクトが減少する場合がある。エコー時間を短くすること、および受信バンド幅を高くすることも、このアーチファクトを減らすのに有用である。

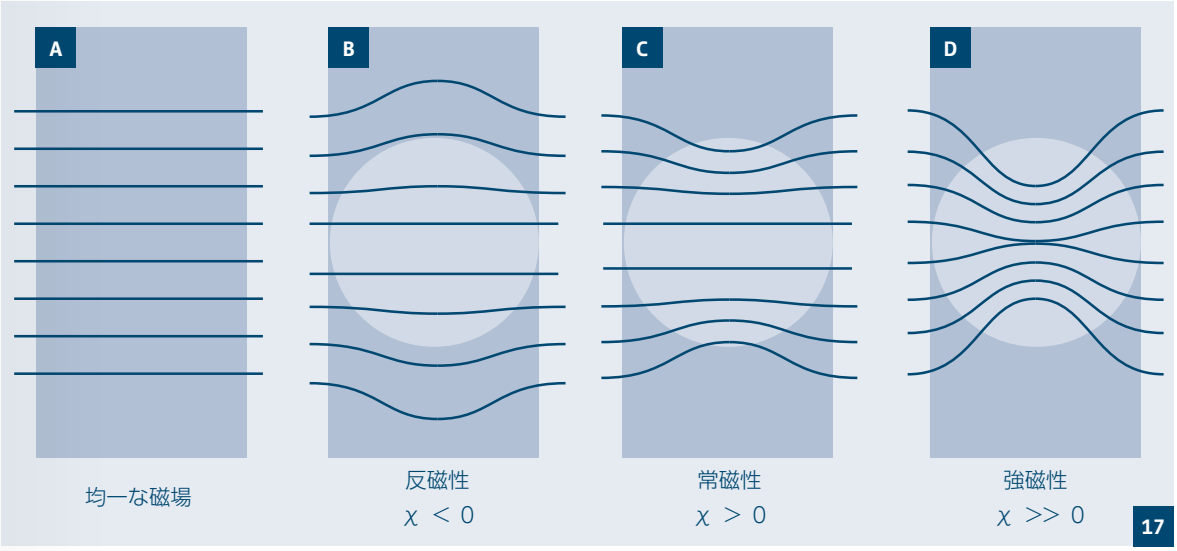


図 17 局所磁場における磁化率の効果を示した。均一な磁場では、磁力線は平行に走り、互いに等距離である（A）。反磁性の物質を挿入すると、この物質の磁場は限局的に弱まり、磁力線は反発する（B）。常磁性の物質を挿入すると、この物質の磁場は限局的に強まり、磁力線はそれに応じて引き寄せられる（C）。強磁性の物質ではこの効果がさらに強まり、磁力線は非常に強く引き寄せられる（D）。限局的に傾斜磁場が生じた結果、部分的な歪み、信号欠損、その他の磁化率アーチファクトが生じる。

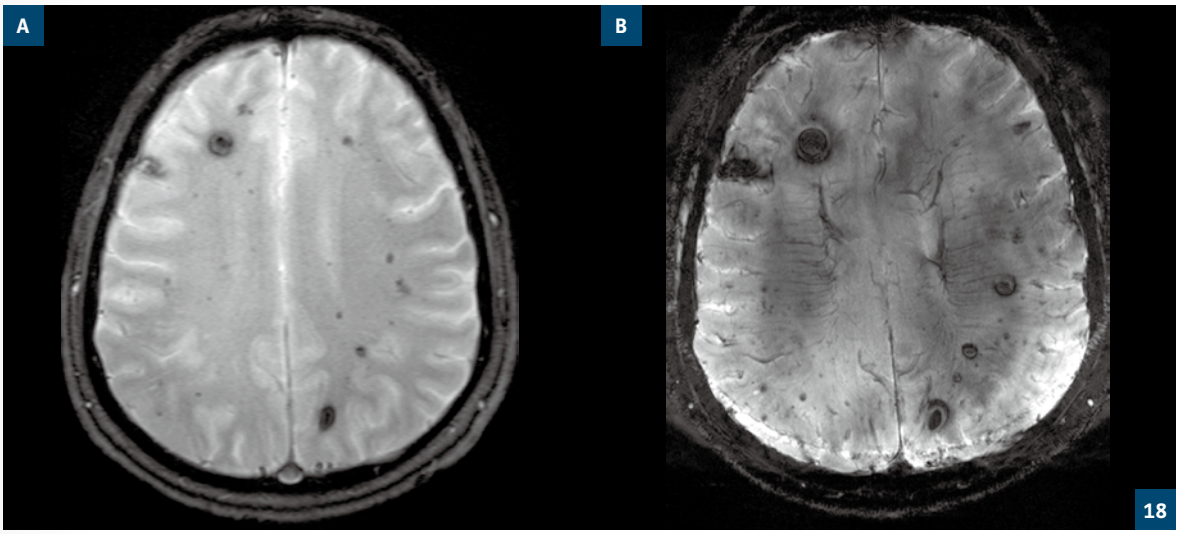


図 18 海綿状血管腫および微小出血の患者における、磁化率を強調した GRE シーケンスの画像。磁化率の差を強調して診断に応用している。周辺の脳組織に対する、鉄沈着と血液成分のわずかな磁化率の違いが描出されている。同一患者に対して行われた 1.5T（A）と 7T[注)]（B）の MRI を比較すると、磁化率の差は静磁場強度に大きく影響していることがよく分かる。7T で病変が必要以上に大きく描出されることも、磁化率アーチファクトと解釈することができる。

注）国内では 7T は臨床使用範囲外

アーチファクト例
インプラント

患者体内に留置された金属製インプラントは、MRI 検査で非常によくみられるアーチファクトの原因となる。インターベンションや外科的処置において新たなデバイスが次々と登場するため、今日では多くの患者が体内にインプラントが留置されている場合があり、その機能、材料、構造、部位は様々である。インプラントの例をいくつか挙げると、歯科インプラント、血管クリップ、ステープル、血管内コイル、人工血管、人工関節、骨髄釘、外科用ネジ、人工内耳の磁石などがある。インプラントは、材料、構造、患者体内での位置が非常に多様であるため、様々なアーチファクトの原因となる。これらは通常、撮像部位によって画像への影響は異なるが、多くは金属によるアーチファクトである。

金属アーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

金属アーチファクトは、あらゆるタイプの金属異物および金属製インプラント周囲に、大きな信号欠損および歪みとして生じる。これらのアーチファクトにより、金属製インプラントに近い病変の診断がしばしば困難となる (図 19 および 20)。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

血管ステント、外科クリップおよびネジ、人工関節、歯科インプラントおよび歯列矯正具などの金属製インプラントは、インプラントの近くに大きな信号欠損および歪みとして現れ、金属アーチファクトの原因となる。金属アーチファクトは 2 種類の物理的影響により生じる。金属は磁化率が大きいため、特徴的な信号欠損を伴って、限局的な磁化率アーチファクトを生じる。これは特に、金属製インプラントに強磁性の物質が含まれている場合に顕著である。その場合には、信号欠損が実際のインプラントの何倍もの大きさになる場合がある。金属アーチファクトを生じさせる物理的影響の 2 つ目は、MR 画像データ収集中に、導電性の金属製インプラントで渦電流が生じることである。MR 画像の取得に必要となる高速にスイッチングされる傾斜磁場が、インプラントに電流を引き起こし、これによりインプラントの近くに局所的な磁場の乱れが生じる。これらは常に MRI 撮像における実際のデータ収集および位置信号のエンコードを不確実にする。結果として MR 画像上のインプラントの近くに、大きな信号分散と画像の欠損が生じる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

SE シーケンスは、GRE シーケンスと比べて金属アーチファクトを生じにくい。しかし、インプラントおよび金属異物の近くの金属アーチファクトを完全に除去することは不可能である。アーチファクトを低減し、インプラントの近くの診断を大幅に向上させる別の方法は、金属アーチファクトの低減を目的に新たに開発されたシーケンスを選択することである。これらはフリップ角の調整と物理的方法での補正を用いて信号欠損を低減することができる。

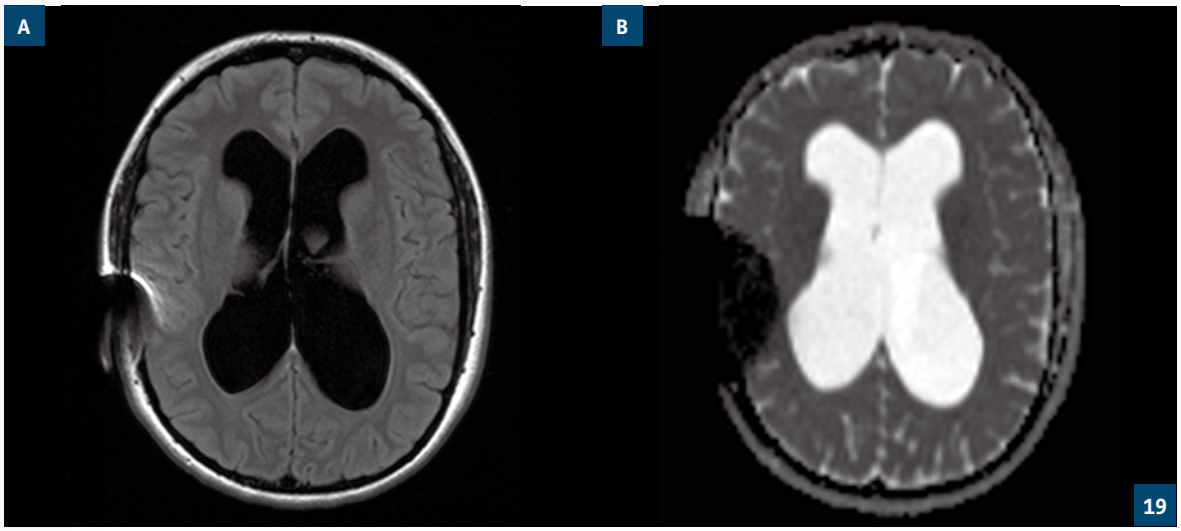


図 19 人工内耳による金属アーチファクト。画像の左側に限局性の信号欠損がみられ、辺縁に多少の高信号を伴っている（A）。この信号欠損は、耳の後ろに埋め込まれた人工内耳インプラントの一部である小さな磁石により生じている。拡散強調画像（ADC マップ）では（B）、信号欠損がインプラントの何倍も大きくなっている。画像（A）は、SE シーケンスによる FLAIR 調画像を、図（B）は EPI シーケンスによる拡散強調画像（ADC マップ）を示している。直接比較すると、SE シーケンスは、EPI シーケンスと比べ、磁化率アーチファクトおよび金属アーチファクトの影響が比較的少ないことが分かる。

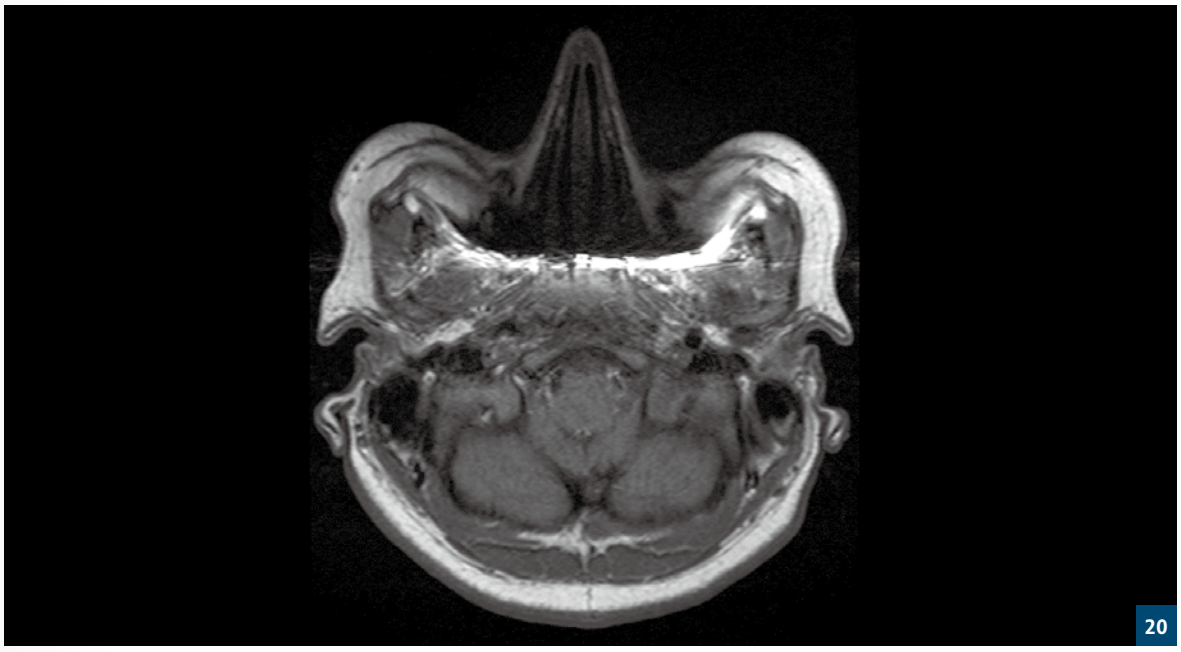


図 20 歯列矯正具からの金属アーチファクト。取り外し不可の歯列矯正具により、顔面骨の近くに、広範囲にわたる幾何学的歪みとともに大きな信号欠損がみられる。MR 画像のデータ取得にあたり、歯列矯正具の金属ワイヤーと顔面骨の組織との間に局所的に大きな磁化率の差があり、この部位に通常と比べ強い磁場の乱れが生じる。その結果、著しい画像の歪みが生じ、解剖学的に不明瞭な画像として描出されている。

アーチファクト例
造影剤

造影剤を用いることは、MRI 検査における診断能向上に寄与する。臓器診断および、病変や腫瘍の検索だけでなく、造影剤を用いた MRA では血管や血流の診断に用いられる。造影 MRA でみられるアーチファクトとしては、造影剤の投与とデータ収集開始のタイミングの差に関連して生じる特徴的なアーチファクト、血管ステント周囲に生じるアーチファクト、MRA データセットの後処理に不備があったために生じるアーチファクトなどがある。最後に、造影剤の濃度が高いままだと、特定の領域の血管に限局的な低信号を生じる場合がある。

造影剤のタイミング

どんなアーチファクトか -- 認識 --

造影 MRA の最も重要なことは、静脈からの信号の重なりを無くし、目的とする血管領域において最適な動脈のコントラストを描出することである (図 21)。造影剤投与のタイミングを誤った際に生じるアーチファクトは、動脈の信号強度が不十分、または静脈の信号の重なりにより、血管の解剖学的構造評価の妨げとなる (図 22)。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

造影 MRA で最善の結果を得るためには、使用する造影 MRA 用シーケンスの撮像タイミングと、造影剤の投与を正確にコントロールしなければならない。画像コントラストに関連する k-space の中心部にデータが収集される間、信号を増強する造影剤ボーラスが標的血管領域の動脈に存在し続ける状態にすることで最善の画像が得られる。造影剤ボーラスが目標とする血管に到達する前に造影 MRA の撮像が開始された場合、造影 MRA における動脈のコントラストが不十分となる。一方で造影 MRA の撮像開始が遅すぎると、動脈のコントラストは低下し、反対に静脈系の信号が増強され動脈の信号に重なり、評価の妨げとなる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

ここで述べた造影 MRA におけるアーチファクトは、正確なタイミングで造影剤を投与することで回避できる。実際の造影 MRA 検査を行う前に、患者個人の造影剤の循環時間を推定することが望ましい。例えば、予め少量の造影剤投与によるテストボーラスを行うことで、造影 MRA シーケンスのコントラストを決定する k-space 領域の中央部へのデータ収集を完全に同調させることができる。

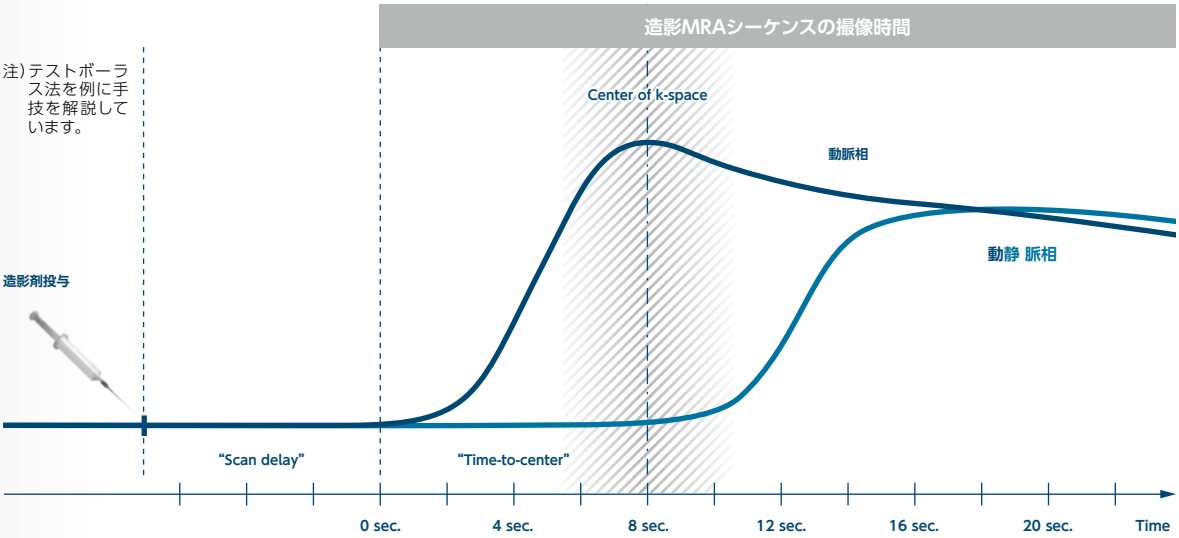


図 21 造影 MRA のデータ収集と動脈および静脈中の造影剤の動態との関係を示す。撮像開始までの delay 時間を決定するためにあらかじめテストボーラス法で患者ごとの造影剤到達時間を確認する。これが造影剤投与から造影 MRA 撮像開始までの間に必要となる理想的な時間である。造影剤投与のタイミングおよび造影 MRA の撮像開始が理想的に行われると、k-space の中心部の収集が目的とする血管の動脈相と一致する。すると、得られる造影 MRA 画像では読影の妨げとなる静脈の信号の重なりがなく、均一で良好な動脈相の画像が得られる。

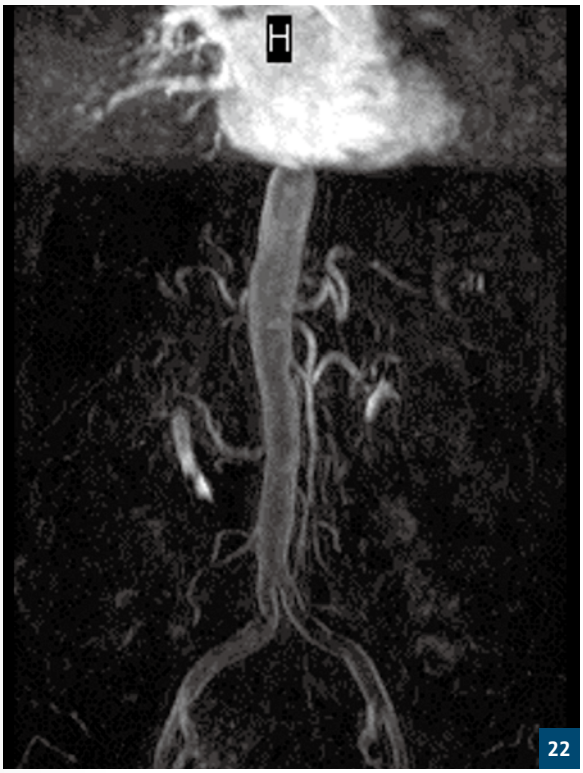


図 22 造影剤の到達と造影 MRA 撮像のタイミングが合わなかった例。MIP 画像で、高信号に造強された心腔と、肺血管が描出された痕跡がみられる。腹部大動脈および骨盤から下肢にかけて血管内腔の造影が不十分であり、わずかに造影された血管の縁がみられるのみである。造影 MRA 撮像の開始が早過ぎた症例である。k-space 中心部のデータ収集が行われている時間帯に、腹部大動脈が十分な造影剤で満たされていなかった。この特徴的なアーチファクトは、造影剤が動脈内を流れている間に、画像コントラストが決まる k-space の中心部（低周波成分）のラインが収集されるのではなく、辺縁部（高周波成分）のラインが撮像データとして読み込まれた場合に起こる。k-space の辺縁部のラインには、造影 MRA 撮像の画像データの輪郭や空間分解能の情報が含まれている。

ステント

どんなアーチファクトか -- 認識 --

造影 MRA では、均一に造影された血管において、金属製血管ステントの周囲にのみ信号不均一（図 23）、信号減弱、信号欠損を認める場合がある。これらの信号減弱は、血流障害がない場合でも、誤ってステント内の狭窄（または完全閉塞）を疑う原因となりうる（図 24）。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

金属製の血管補助具およびステントは、すでに述べた限局的な信号欠損を伴う金属アーチファクトをきたす。さらにステントの金属部の長い円筒形が、ステント内部からの RF 信号を遮るシールドのような役割を果たす。これらの 2 つの理由によりステント内部からの MRI 信号が大幅に減弱し、ときに完全に消失する。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

ステントが留置されている場合、最大値投影法（MIP）で得られた MRA の 3D データに加え、2D の元画像も確認することを推奨する。ステント内腔を評価するため、さらに異なる方向から（ステントに対する横断像）MPR にて画像再構成するのも有用な場合がある。MRA の撮像パラメータにおいてフリップ角を少し高めにすると、MRA 画像全体の信号強度が上昇するため、ステント内腔の信号低下が部分的に補われる。

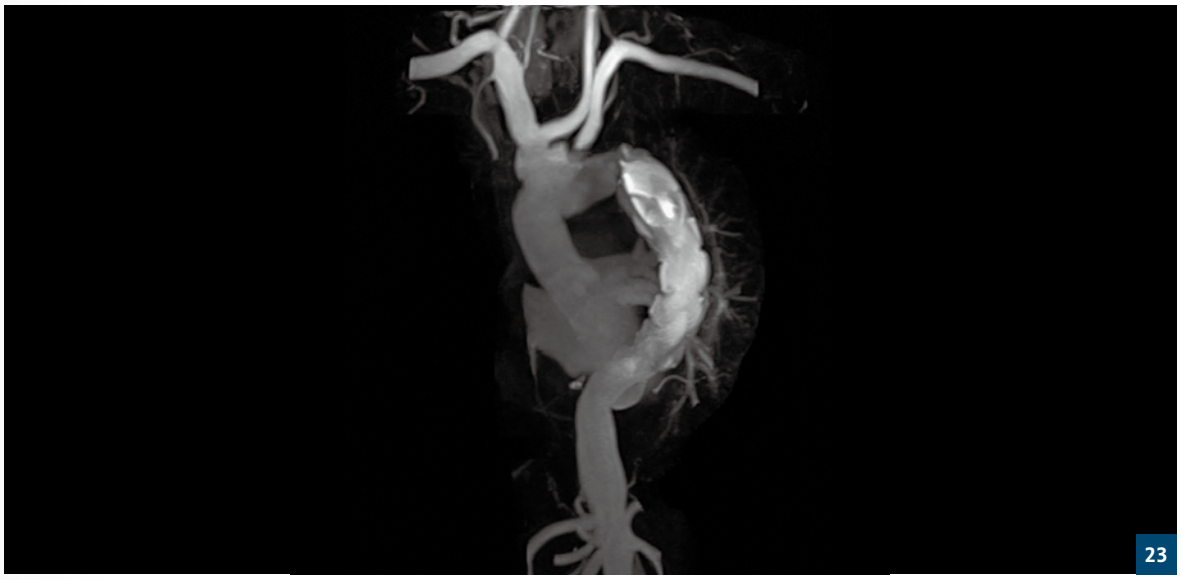


図 23 大動脈ステントが留置されている患者の、造影 MRA の最大値投影法（MIP）画像。大動脈ステントグラフトのワイドメッシュ状の金属部分の周囲に信号不均一がみられる。ステントグラフトがワイドメッシュ状であることと比較的大きいことから、ステント内部からの血液の信号は遮られていない。信号不均一を除けば、ステントの内腔は評価しやすい。

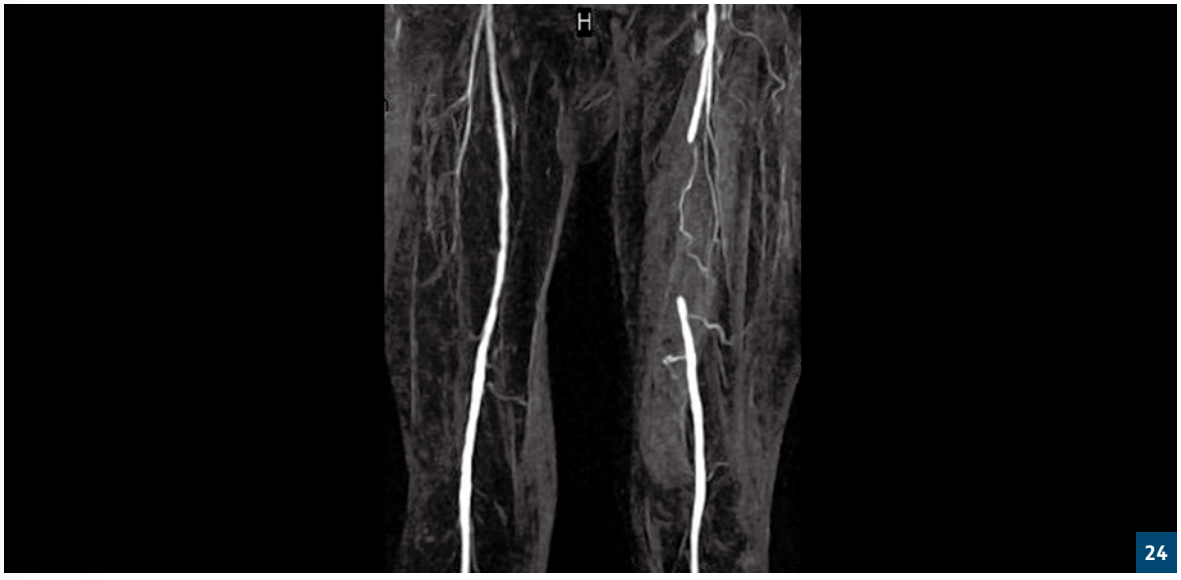


図 24 左大腿動脈に留置されたステントにより、あたかも広範囲にわたって血管閉塞が生じているかのように描出されている。下肢血管の MRA を最大値投影法（MIP）にて作成した冠状断を示している。金属製人工血管（ステント）は通常、2 種類のアーチファクトを生じる。金属部が周囲組織に磁化率アーチファクトおよび信号欠損を生じる。もう一つは、導電性のステント金属部が、ステント内部からの MRI 信号を遮る。どちらの影響も、ともにステントによって広範囲に血管信号が欠損する原因となる。このため、ステント内部の評価は困難あるいは不可能なことすらある。ゆえに、MRA の評価において、このようなステントの存在、部位、長さを知ることは非常に重要である。

MRA の後処理

どんなアーチファクトか -- 認識 --

均一に造影された多くの血管を 3 次元最大値投影法（3D-MIP）で確認する際に、個々の血管の狭窄、または部分的に不明瞭な欠損がみられ、狭窄または閉塞と誤って認識される場合がある。しかしこれらは 3D-MRA データの後処理によって生じたアーチファクトである可能性がある（図 25）。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

MRA データの 3D 後処理では、関心領域全体の血管を含める必要がある。後処理のフレームワーク内では、MIP 画像は、局所の血管と背景のコントラストを向上させるため、余分なボリュームデータを手動で削除しながら作成することが多い。この際、重要な血管構造がボリュームデータとともに削除されている可能性がある。これにより、再構成される 3D-MIP 画像の投影角度によっては、血管の狭窄または閉塞があるような印象を与える画像を作成してしまう可能性がある。

同様の影響は、3D 撮像における撮像範囲の設定が不十分な場合にも生じうる。3D-MRA 撮像の設定した範囲に必要な血管が含まれていなかった場合、MRA シーケンスが自動的に撮像部位の補正を行うことはなく、必要な画像が後から表示されることもない。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

MRA データの評価は、必ず元画像で評価することが望ましい。追加で 3D-MIP 画像の確認を行う時に、多方向からの観察や target MIP 処理を行うと、さらに詳しい診断に役立つことがある。しかし手動の後処理が必要となるため、さらにアーチファクトが生じる可能性があることを考慮しなければならない。疑わしい場合は、その領域を元画像で再確認するべきである。

3D-MRA の撮像設定において必要な血管領域が含まれていないと、後処理のミスに似た影響が生じる。撮像範囲設定を誤った場合は、改めて全ての関連する血管を評価するために、もう一度検査をやり直さなければならない。これが造影 MRA の場合、その影響はより大きい。

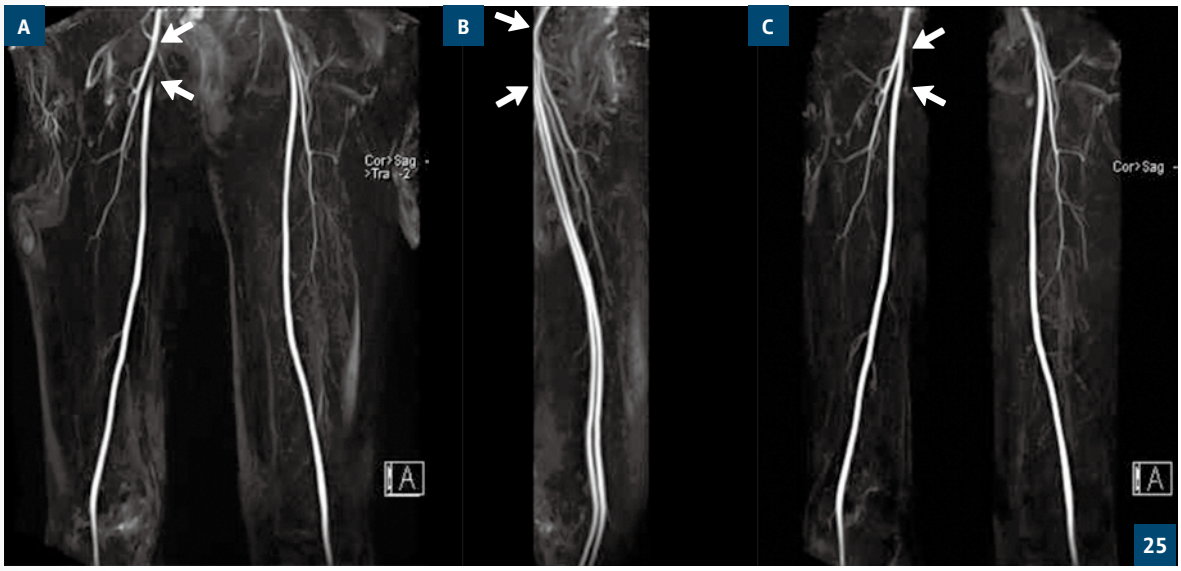


図 25 誤った画像後処理による偽狭窄。骨盤から下肢の造影 MRA における冠状断 MIP 画像で、右大腿動脈の狭窄所見がみられる（A の矢印）。(B) の矢状断 MIP 画像では、画像後処理中に削除範囲が適切に考慮されていなかったことが分かる。3D-MRA データセットの前面側が不適切に切り取られているため、最終的な MIP 画像では、この領域からの一部の信号が欠如し、血管狭窄または閉塞があるかのように見えている（B の矢印）。図（C）は同じ MRA データセットから改めて再構成したものだが、対象となる血管が損なわれることなく正しく確認できる。この種のアーチファクトは、造影 MRA 撮像の位置決め設定の際にも生じることがある。このため、撮像範囲は収集するボリューム内に必要な血管全体が完全に含まれていることを確認しなければならない。

T2* アーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

ガドリニウムをベースとした造影剤は優れた信号増強効果をもたらすが、特定の領域で信号欠損を生じる場合がある。これは T2* アーチファクトと呼ばれる。鎖骨下動脈上部の一部において、造影 MRA の造影剤投与側に限局的な信号欠損が生じ、狭窄または閉塞と誤解される場合がある (図 26)。泌尿器系を介して造影剤は排泄されるが、排尿直前での膀胱では濃縮された造影剤の沈降がみられ (図 27)、これにより 2 つ目の特徴的な T2* アーチファクトが生じる。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

例えば、T2* アーチファクトは胸部の造影 MRA 施行中に生じる可能性がある。ガドリニウム系造影剤は、患者の血管中で希釈されていくが、造影剤投与側の上腕静脈の肩関節の高さでは高濃度で存在している。すべての動脈は高信号となり造影される。しかし造影剤投与側の上肢の静脈では、局所の造影剤濃度が相対的に高いため、造影剤の T2* による信号減衰が優勢となり信号欠損をきたす。結果としてこの部位の上肢の静脈に磁化率アーチファクトが生じ、このアーチファクトは上肢の静脈を超えて広がり、近くにある鎖骨下動脈にも限局的な信号欠損をきたす。これが狭窄または閉塞と誤解される可能性がある。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

このアーチファクトは特定の検査で非常に特徴的な所見を呈し、造影 MRA で造影剤投与側にのみ起こり、通常は鎖骨下動脈にみられる。このため、この血管の領域では注意深く観察する必要があり、T2* アーチファクトの可能性を考慮するべきである。

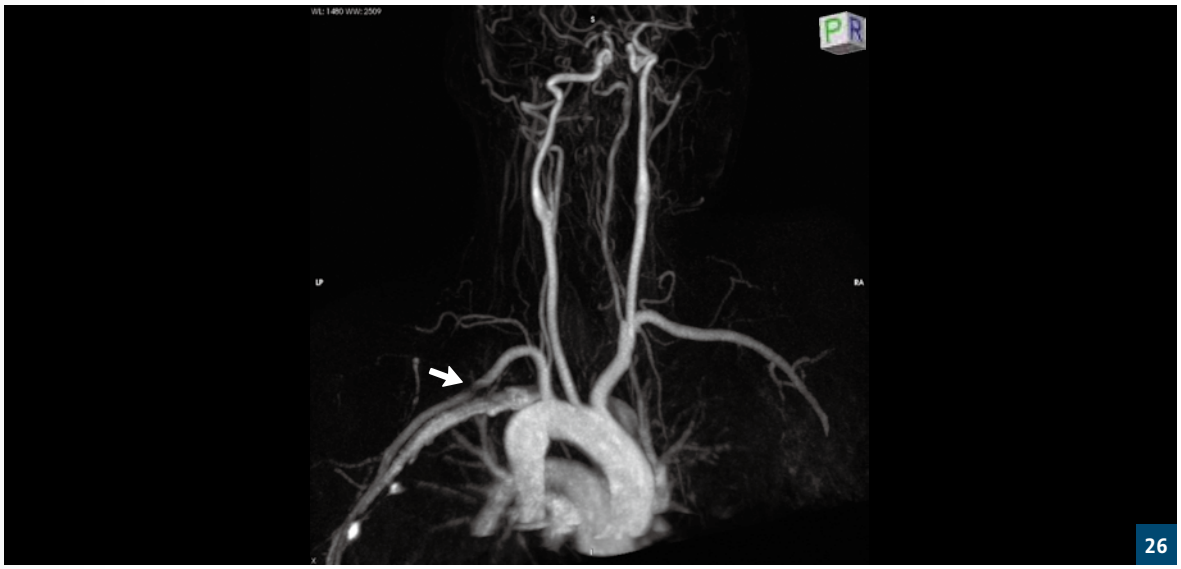


図 26 大動脈弓部から頭頸部の頭側血管の造影 MRA。最大値投影法（MIP）で、鎖骨下動脈（矢印）周囲に信号消失が生じており、狭窄あるいは閉塞と誤って認識される可能性がある。これが、造影 MRA における特定の血管領域に時として認められる T2* アーチファクトである。このアーチファクトの原因は、造影剤が近傍を走行する静脈（鎖骨下静脈）の下流から投与され、この血管の一部で造影剤濃度が相対的に高いことによる。投与直後は静脈にガドリニウム系造影剤が高濃度のまま存在しており、そのため周囲組織と比べ磁化率が高くなっている。この影響で生じる磁化率アーチファクト、および信号消失が近傍を走行する動脈に影響し、動脈の信号に限局的な信号欠損として描出される。

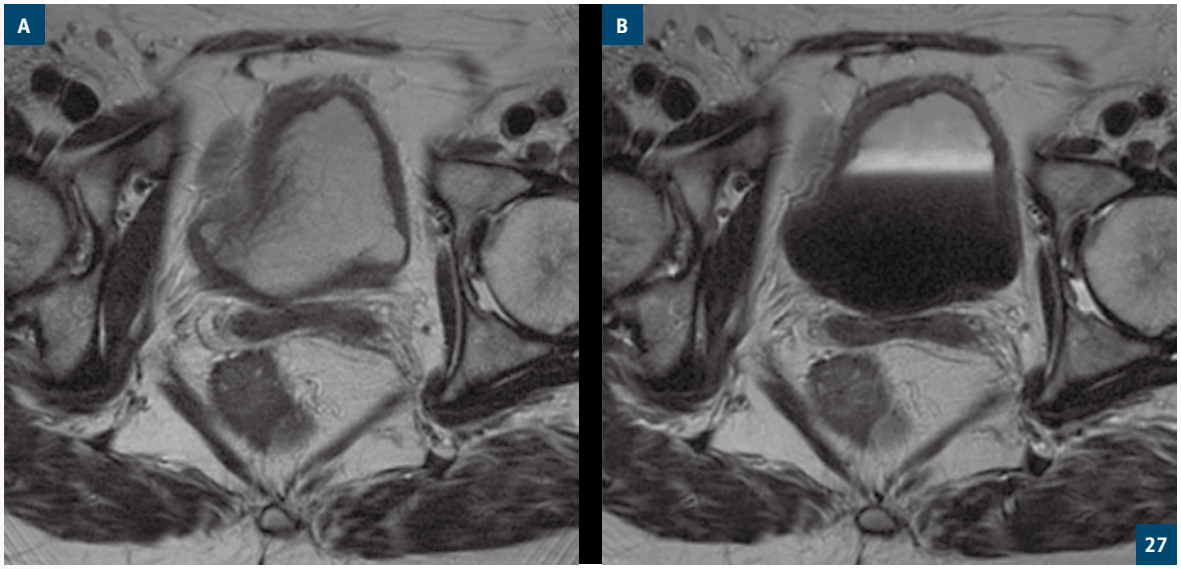


図 27 膀胱の T2* アーチファクトの例。造影剤投与前の骨盤領域の横断像では、膀胱内に均一な MRI 信号がみられる（A）。投与から数分後に、造影剤は腎臓を介して膀胱へ到達する。膀胱内の造影剤濃度が高くなり、臥位になっている患者の膀胱の下方領域に造影剤の沈降がみられる（B）。溜まった尿中の造影剤濃度が高いため、この領域では造影剤の T2* 減衰が優勢となっている。迅速に信号の分散が起こり、その結果膀胱内に溜まった尿の一部が低信号として描出されている（B）。

アーチファクトの例
システム／ハードウェア

いくつかのアーチファクトは MRI ハードウェアのトラブルによって、または検査室の電気機器の故障によって生じ、MRI データの収集中に画像の不具合をきたす場合がある。これらの装置に関連したアーチファクトには、特徴的なパターンを生じるラジオ波アーチファクトとスパイクなどが含まれる。

RF アーチファクト

どんなアーチファクトか -- 認識 --

ラジオ波アーチファクト(RF アーチファクト)は、しばしば特定のパターンを呈する画像として現れる。RF アーチファクトは、ジッパーアーチファクトとも呼ばれる。RF アーチファクトは、位相エンコード方向に高信号と低信号が交互に現れる縞状に重なった点として現れる(図 28)。不連続の縞状に描出されることもあれば、画像全体に影響を及ぼすこともある。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

MR 画像の基礎となる信号は、微弱なラジオ波による信号であり、非常に高感度なラジオ波アンテナ (RF コイル) で受信される。外部からの電磁的影響を防ぐため、MRI 検査室は RF シールドにより完全に遮蔽されている。このため、麻酔器具や輸液ポンプ、造影剤注入器など、検査室で使用する可能性のある全ての電気機器は、干渉する電磁信号を発することのない MRI に適合した製品でなければならない。RF コイルに干渉する信号が受信されると、それらは位相エンコード方向に直線状の高信号の縞状パターンとして MR 画像上に重なって現れる。RF の干渉は特定の周波数を有しているため、常に MR 画像上の読み取り周波数方向の同じ位置に生じ、位相エンコード方向に沿って分離した線またはパターンを生じる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

RF アーチファクトを防ぐためには、干渉するラジオ波を発するすべての原因を検査室から取り除く必要がある。以下の対処が有用な場合がある: RF コイルの接続状況を再確認する、MRI 室のドアを完全に閉める、MRI 室にある外部の電気機器の電源を落とすか室内から撤去する。これらの対策を行った後に、MRI 検査を改めて施行することが望ましい。

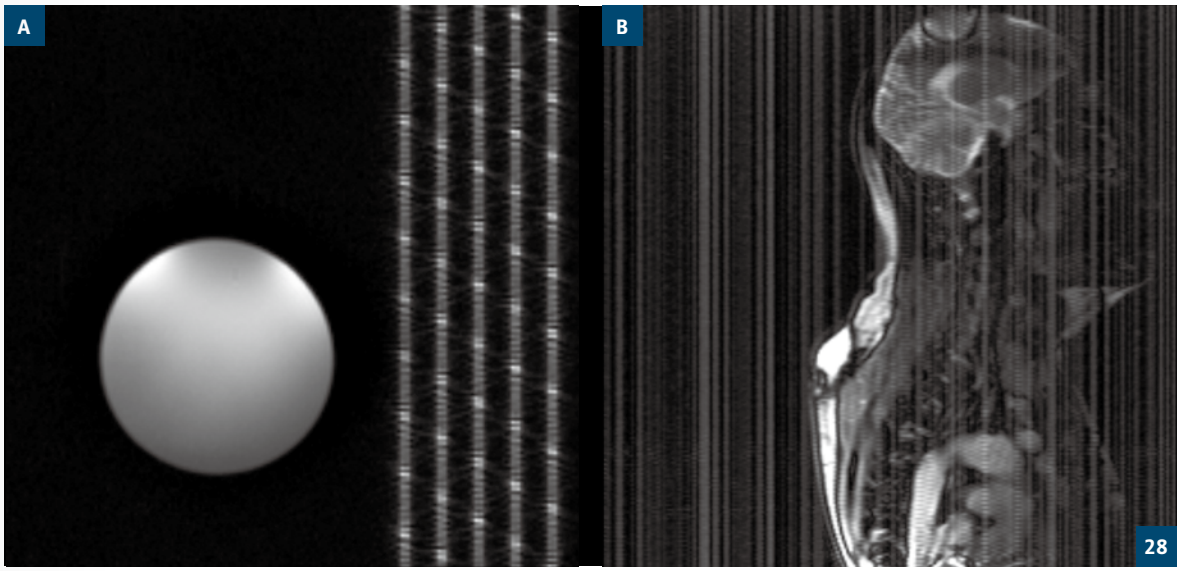


図 28 RF アーチファクトが、画像とは無関係に発生し一定のパターンとして MR 画像上に現れており、まさに位相エンコード方向（この例では上下方向）に沿って発生している。MR 画像の読み取り周波数方向（ここでは左右方向）では、まるでスペクトルのように見える。特定の周波数において干渉が存在し、それらが位相エンコードの各ステップの同じ位置で、重なり合っている。このファントム画像（A）および患者の画像（B）の例では、縞状パターンが位相エンコード方向に生じている。この RF アーチファクトはジッパーアーチファクトとも呼ばれている。検査室のドアが開いている、RF シールドの破損、検査室内に故障した機器がある、RF コイルの接続不良などが、RF アーチファクトの原因としての頻度が高い。

スパイク

どんなアーチファクトか -- 認識 --

再構成した MR 画像全体に、格子状またはダイヤモンド型のパターンで高信号が画像上にみられた場合、「スパイク」によるものである可能性がある。RF アーチファクトは通常、画像の水平線上または垂直線上に現れ、必ず位相エンコード方向に沿って生じるが、これとは対照的に「スパイク」による干渉パターンは通常、斜め方向に生じる (図 29 および 30)。

なぜこのアーチファクトが生じるのか -- 解明 --

傾斜磁場を高速にスイッチングすると、MRI 装置の周囲の金属製部品に機械的変動および渦電流が生じる。MRI 装置の各パーツ類が正しく固定されていない場合、傾斜磁場コイルからの振動などにより、MRI 装置の部品間に電位差が生じる。これらの電位差に加え、RF シールドに保護された検査室内の他の静電気が撮像中に放電し、RF コイルによって受信され、raw データの信号ピークを意味する「スパイク」が生じる。画像再構成後、このような「スパイク」は、MR 画像上に格子状またはダイヤモンド型の干渉パターンとして現れる。

どうすればこのアーチファクトを回避できるのか -- 除去 --

「スパイク」の原因を探すのは時間の浪費となることが多い。このアーチファクトは多くの例で散発的に発生し、再現することは容易でない。検査室内の湿度が設定値よりも低下すると検査室内における静電気の放電が増加し「スパイク」アーチファクトが生じる可能性があるため、検査室の湿度は設定値以上に保つ必要がある。このアーチファクトの発生頻度が多く、対処できる対策を講じても発生するようであれば、MRI 装置の調整を、製造業者のサービス担当者に連絡するべきである。

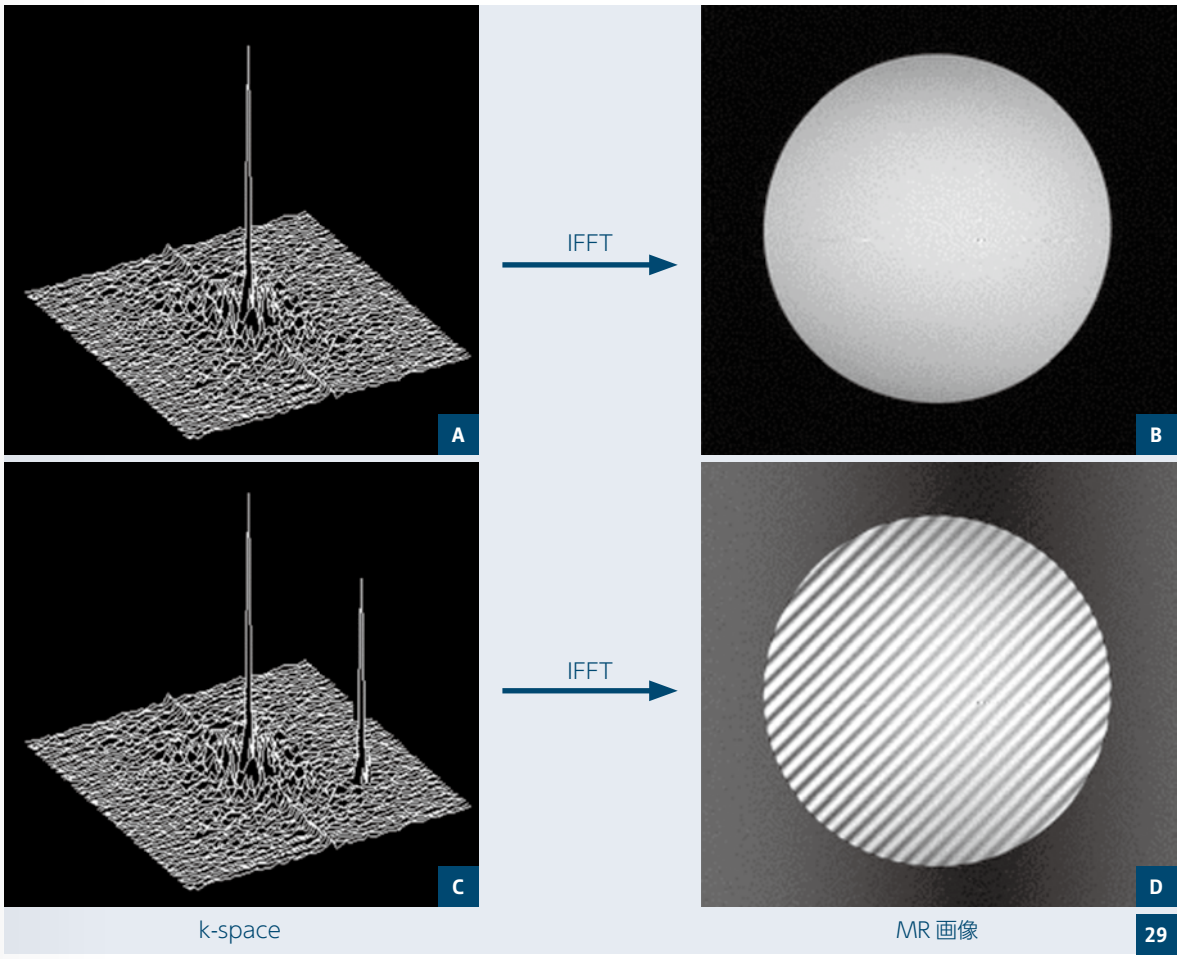


図 29 通常のケースでは、k-space（A）の raw データを逆高速フーリエ変換（IFFT）することで、アーチファクトのない MR 画像が得られる（B）。しかし、データ収集中に静電気の放電により k-space に高エネルギーの信号ピーク（スパイク）が加わると（C）、MR 画像全体にスパイクアーチファクトとして相対的に高信号の点、縞状、格子パターンが形成される。RF アーチファクトと異なり、スパイクアーチファクトは厳密には位相エンコード方向に平行に生じるわけではないが、横に移動するような縞状または格子状のパターンを呈する場合がある。

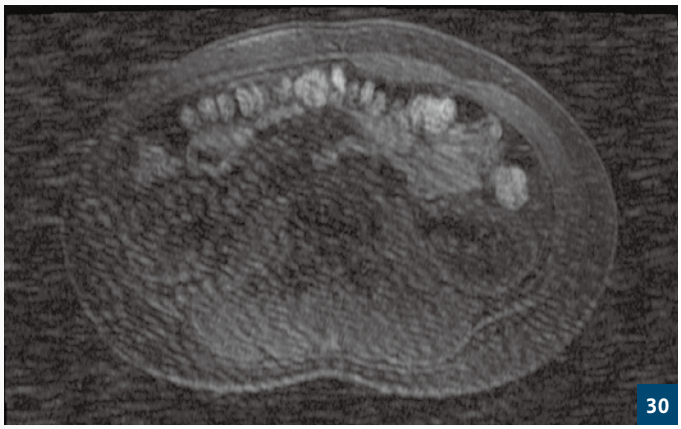


図 30 腹部 MR 画像にランダムに斜め方向の縞模様として重なるスパイクアーチファクト。スパイクアーチファクトが MR 画像上の全体に発生している。

アーチファクトの例
稀な例

日常の臨床業務において、ときに我々は見たこともなく明確に分類することのできないアーチファクトに驚かされることがある。その結果、我々はケースバイケースでなんとか区別していくことになる。特に奇妙なアーチファクトの例をいくつか示す。これらは、独特の美的感覚に訴えるものを有しており、我々を魅了し、驚かせる。

ヘアジェルと頭皮

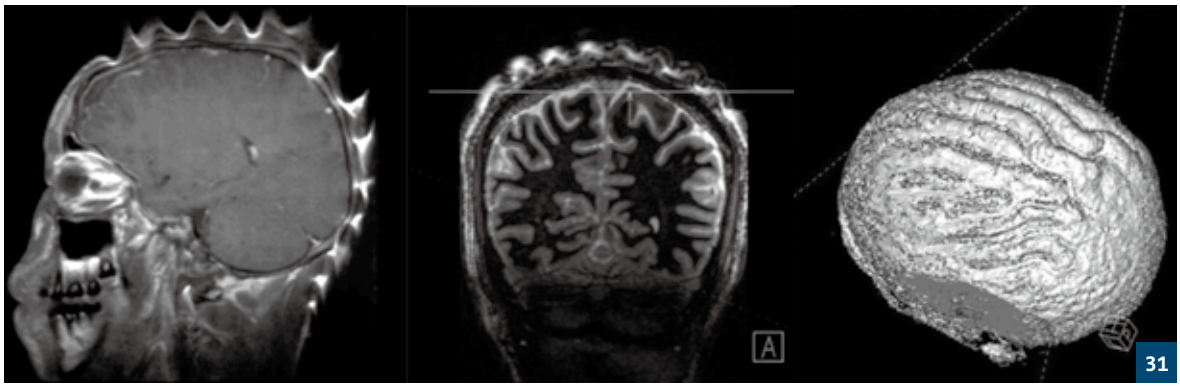


図 31 左の画像は、頭皮に沿って信号異常がみられる頭部 MRI の矢状断である。金属製の光る粒子を含むヘアジェルによりスパイク状の高信号が生じており、特徴的な信号欠損と信号増強を伴う磁化率アーチファクトが起きている。中央および右の画像は別の例を示している。頭皮に沿った高信号は類似して見えるが、これはアーチファクトではない。頭皮が波状にみえるのは実際の構造物であり、まれな症例である脳回点状皮膚の所見である。この皮膚に起こる病理学的変化では、脳回によく似た構造物が頭皮に認められる。

サイボーグ、それとも鶏？

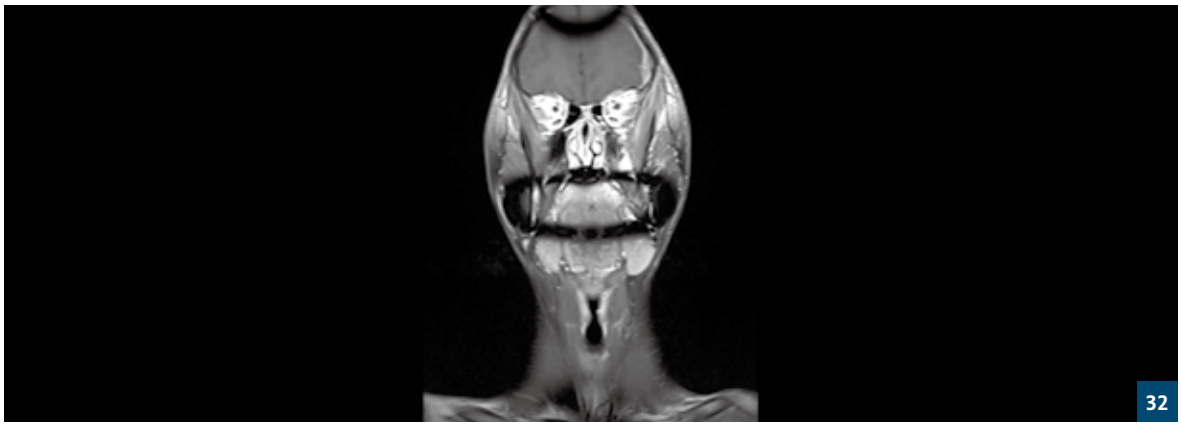


図 32 サイボーグ、それとも鶏？どちらでもない。この冠状断像では、歯列矯正具により、金属アーチファクトにみられる歪みとリング状の信号欠損があり、独特で美的な画像を生み出している。

不思議な直線

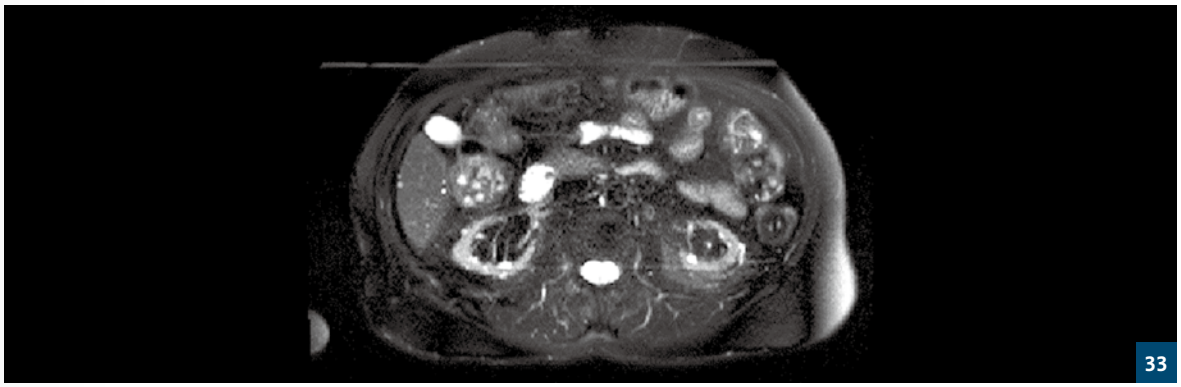


図 33 腹部 MR の横断像では、腹部と背景を横切る水平な高信号の直線がみられる。前後のスライスにも同じアーチファクトがみられ、他のコントラストの画像でも同様に確認できる。詳しく調べると、患者のテーブル清掃に使用した水の残りが脊椎用 RF コイルの下に溜まっていたことが判明した。脊椎用 RF コイルがこの水からの信号も受信しており、信号の発生源が FOV の外にあったため、これらの領域の信号は画像上部において位相エンコード方向の別の部分に「折り返し」として描出されていた。アーチファクト防止の観点から、次のことが言える：清掃したら、乾かそう！

解剖学的構造とは関係ない

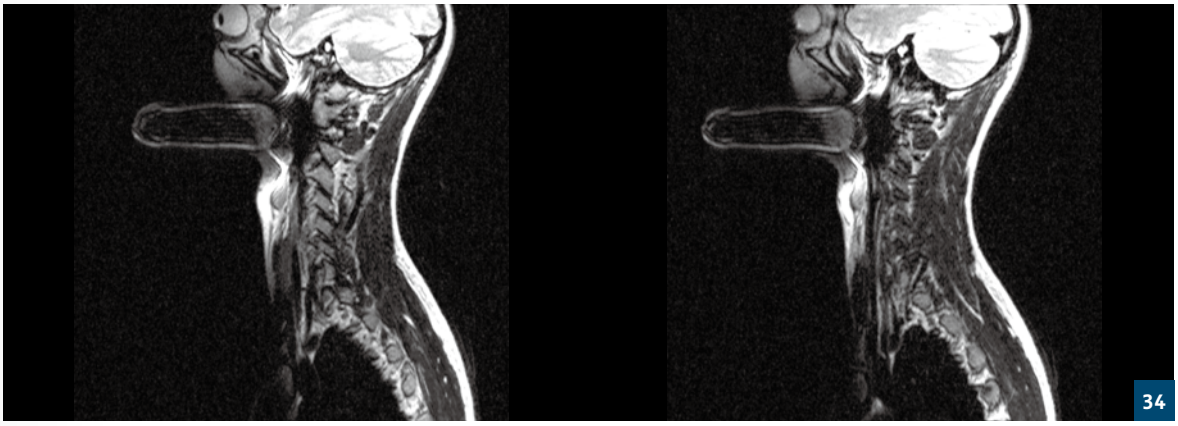


図 34 何が言えるだろうか？前後のスライスや患者の臨床情報を確認しても、このアーチファクトの理由を説明できる情報は得られなかった。この驚くべき画像の歪みは、解剖学的構造とは関係ないことが保証されているため、読者は安心していい。答え：これは金属アーチファクトと、それらが含むあらゆる要素（辺縁の明るい大きな幾何学的歪み、限局的な信号欠損、ゴースティング）によるもので、原因は歯列矯正具であった！

一覧表

- アーチファクトの認識、解明 、除去
- アーチファクトを回避するために
- 磁場強度でなにが変わるか

アーチファクトの認識、解明 、除去

アーチファクト	認識	解明	除去
呼吸アーチファクト	位相エンコード方向に規則的に繰り返す胸壁・腹壁からのゴースト画像。	撮像中に k-space 個々のラインにおいて起こる呼吸運動により、位相エンコード方向に胸壁・腹壁からの多様な画像が現れる。	安定した呼吸をするように指示を出す、息止め撮像をする、呼吸ベルトを使用する、体動補正のあるシーケンスを使用する。
拍動アーチファクト	位相エンコード方向に規則的に繰り返す（等間隔）高信号のアーチファクトで、拍動する動脈の上下にみられる。	撮像中に k-space 個々のラインにおいて起こる拍動により、位相エンコード方向に、拍動する動脈の多様な画像が現れる。	血液の信号を飽和させるため、スライス面の前後方向にプリサチレーションパルスを加えたシーケンスを用いる、読み取り周波数方向と位相エンコード方向を入れ替える。
フローアーチファクト	動脈または静脈から生じる、位相エンコード方向に不規則かつ広範に展開する高信号のアーチファクト。	撮像中に k-space 個々のラインにおいての起こる血流や拍動により、位相エンコード方向に、広範な高信号の画像が現れる。	血液の信号を飽和させるため、スライス面の前後方向にプリサチレーションパルスを加えたシーケンスを用いる、読み取り周波数方向と位相エンコード方向を入れ替える。
折り返しアーチファクト	FOV の片側で切り取られた画像そのものであり、FOV の反対側に重なって表示される。	位相エンコード方向で FOV が撮像対象よりも小さいと、位相エンコード方向において切り取られた画像そのものを正確な位置に配置することができないため、切り取られた画像の折り返しが生じる。	検査対象の長辺を読み取り周波数方向に設定する、FOV 全体または位相エンコード方向の FOV を広げる、位相エンコード方向でオーバーサンプリングを使用する、読み取り周波数方向と位相エンコード方向を入れ替える。
磁場不均一	幾何学的歪み、信号消失、高信号と低信号の縞状（ゼブラアーチファクト）、そして何より撮像部位が FOV の辺縁である。	磁場が均一でない領域において、スピンの位相が乱される、幾何学的な歪み、限局的な信号分散による限局性の信号消失。	検査領域をできる限りアイソセンターにセッティングする、SE シーケンスは GRE シーケンスに比べ歪みを生じにくい、手動で検査領域のシム調整を行う。
傾斜磁場の非線形	主に長軸方向の画像（脊椎、長骨）にみられる大きな幾何学的歪みと、FOV 辺縁でそれが強調されること。	FOV 全体で解剖学的に正確な画像を得るためには、撮像中は傾斜磁場の線形性が保たれている必要がある。特に FOV が広い場合、FOV の辺縁で湾曲が生じる。	FOV が広い場合は「広い FOV 用フィルター」または他の非線形補正を使用する、FOV を小さくする、撮像領域をできる限り磁場中心にセットする。
脂肪抑制不良によるアーチファクト	脂肪抑制を併用したにも関わらず、局所的に高信号の脂肪性構造物が残り、低信号領域と混在し、それらは FOV 辺縁において顕著である。	脂肪抑制では、水の信号と脂肪の信号を区別するため、あらゆる部位で磁場の均一性が保たれている必要がある。磁場が不均一の場所では、この区別がうまく行えない可能性がある。	適切な脂肪抑制法を選択する、撮像領域を対象に手動でシム調整を行う、撮像範囲をできる限り磁場中心にセットする。
ケミカルシフト	臓器の周辺において、読み取り周波数方向に沿って、臓器辺縁に高信号または低信号となるレリーフ型の信号がみられる。	水と脂肪のプロトンはわずかに異なる共鳴周波数を有するため、得られたMR画像において、水と脂肪を含む組織が読み取り周波数方向に沿って位置ずれを起こして表示される。	位置ずれを起こした脂肪信号を抑制するため適切な脂肪抑制法を用いる。位置ずれを抑制するため受信バンド幅を大きくする。読み取り周波数方向と位相エンコード方向を入れ替える。
磁化率アーチファクト	空気、組織、骨の接する部位（顔面骨内や消化管など）に限局的な信号欠損および歪みが生じる。	組織は固有の磁化率を有しているため、お互いに異なる磁気特性を持つ。組織が接する境界面では局所磁場勾配が生じ、位相分散により信号低下が起こる場合がある。	SE シーケンスは GRE エコーシーケンスと比べ磁化率アーチファクトを生じにくい。

アーチファクト	認識	解明	除去
金属アーチファクト	強力な磁化率アーチファクトとして描出され、あらゆるタイプの金属異物およびインプラントの近くに生じる、大きな歪みと信号消失を生じる場合がある。	金属異物およびインプラントは、組織に対して局所的な磁場不均一をきたし、歪みや位相分散による信号低下を生じる。	SE シーケンスは GRE シーケンスと比べ金属アーチファクトを生じにくい。金属アーチファクトを低減する特殊なシーケンスを使用する。
造影剤のタイミング	造影 MRA や Dynamic 撮像において、目的とする動脈相が最適な時相で描出されていない。造影 MRA において静脈が重なって描出されている。	画像コントラストを決める k-space 領域のデータ収集時に造影剤が動脈内に存在するよう、造影剤の投与と、撮像シーケンスを正確に同期させなければならない。	造影剤投与と撮像シーケンス開始のタイミングを患者ごとに最適化しなければならない。造影剤到達のタイミングを計測する手法（bolus timing、Care bolus など）を用いる。
ステント	本来は均一に増強されている血管において、ステントの近傍に信号減弱または信号消失が生じ、ステントの血流が良好な場合であっても狭窄または閉塞と誤って認識されることがある。	金属製のステントは金属アーチファクトを生じ、さらにステント内部からのMRI信号を遮断する。	ステントが留置されている場合は、常に元画像を確認し、必要に応じ多方向の再構成画像を作成する。撮像パラメータのフリップ角を少し高めにするとステント内の信号強度を上げることができる。
MRA 後処理（再構成）	3D 後処理（再構成）において、造影した血管群で描出されない血管や血管領域があり、狭窄や閉塞と誤って認識されることがある。	MRA データの 3D 後処理では、目的とする血管全体を網羅する必要がある。3D データを作成する際に重要な血管領域が不適切に処理されている可能性がある。	MRA データの評価は、必ず画像の元データを用いて行うべきである。疑わしい血管領域は元データを再確認する。
T2* アーチファクト	造影 MRA において、造影剤投与側の鎖骨下動脈に限局的な信号欠損が認められ、狭窄または閉塞と誤って認識されることがある。	血管内で希釈されるまで上腕静脈には高濃度の造影剤が残っている。局所的に造影剤の T2* 減衰が優位となり、磁化率アーチファクトによって近くの鎖骨下動脈に信号欠損が生じる。	造影 MRA の診断および評価を行う場合には、上腕静脈および鎖骨下動脈に特異的に生じるアーチファクトを認識しておく必要がある。
RF アーチファクト	しばしば特徴的なパターンを伴う画像の不具合（ジッパーアーチファクトとも呼ばれる）で、位相エンコード方向に沿って交互に現れる明るい縞状または点状の信号。散発的に縞状のみがみられることもあれば、画像全体に生じることもある。	データ収集時の RF 関連のアーチファクトは、受信される本来の信号に畳み込まれている。 信号受信時の不具合は特定の周波数を有しているため、常に読み取り周波数方向の同じ位置に生じ、画像の位相エンコード方向に沿って分離した線またはパターンを生じる。	RF 関連の不具合を回避する：RF コイルのプラグを抜き差しする、MRI 室のドアをしっかり閉める、MRI 室内に設置された機器の電源を切るか撤去する、再撮像する。
スパイクアーチファクト	しばしば格子状に発生、濃淡が交互に現れる斜め方向の縞状および特定のパターンを伴う画像の不具合。通常、画像全体にこれらのアーチファクトが重なって生じる。	データ収集時の MRI 検査室内において電気および静電気の放電により、k-space に不要な高信号が生じる場合があり、画像再構成後の画像全体に特徴的なパターンとして確認される。	散発的な静電気の放電を防ぐためには、MRI 室の湿度を 50%以上とする。スパイクノイズが頻繁にみられる場合は、MRI 装置の製造業者のサービス担当者に MRI 装置の確認・調整を依頼することが望ましい。

表 1 代表的なアーチファクトの概要と、「認識、解明、除去」に関連する対処方法。RF = radio frequency（ラジオ波）、FOV = field of view（撮像視野）、MRA = Magnetic Resonance Angiography（磁気共鳴血管画像法）、CA = contrast agent（造影剤）

アーチファクト回避のための対策

アーチファクト	解決策
体動アーチファクトを回避する。	患者に十分な説明をする。
体動アーチファクトを回避する。	患者が楽な姿勢を保てるようにする。
体動アーチファクトを回避する。	無理のない撮像範囲を設定する。
呼吸アーチファクトを回避する。	呼吸の指示および練習を行う。
磁場中心では静磁場の均一性および傾斜磁場の線形性が高く、磁場の不均一と画像の歪みを回避。	撮像範囲 / 検査領域を磁場中心にセッティングする。
生理学的運動とデータ収集を同期調させる。呼吸性アーチファクトおよび拍動アーチファクトを回避する。	生理信号によるトリガー（呼吸ベルト、ECG）を用いる。
血流信号を飽和させることで、画像面内のフローアーチファクトおよび拍動アーチファクトを回避する。	プリサチレーションパルスを用いる。
位相エンコード方向の折り返しを回避する。	FOV：必ず対象部位の大きさに合わせて調節する。撮像対象の長辺の方向に読み取り周波数方向を設定する。
ケミカルシフトアーチファクトを回避する	脂肪または水抑制法を用いる
180° パルスを用いた信号のリフェイズにより、磁場不均一によるアーチファクトと信号減衰を低減し、磁化率アーチファクトと金属アーチファクトを低減する。	GRE シーケンスではなく、SE シーケンスを用いる。
TE を短縮し、スピンの分散および信号減衰を抑え、ケミカルシフトを低減する。	受信バンド幅を大きくする。
画像の折り返しを防ぎ、必要な画像上に避けられない体動アーチファクトおよびフローアーチファクトが描出されることがある。	読み取り周波数方向と位相エンコード方向を入れ替える。
広い FOV で傾斜磁場の非線形により生じることがある幾何学的歪みは、非線形補正により改善される。	非線形補正フィルターやソフトを用いる。
記載したアーチファクトの多くは、磁場強度が高いほど著明となる。	一般的に、磁場強度が低い方がアーチファクトは目立たない（3.0T より 1.5T が有利）。

表 2 アーチファクト回避のための対策。MRI 撮像で起こりうるアーチファクトを部分的、または完全に抑制するための一般的な対策を一覧にした。

磁場強度でなにが変わるか

アーチファクト	1.5テスラ	3.0テスラ	7.0テスラ注)
呼吸性アーチファクト	n.a.	n.a.	n.a.
拍動アーチファクト	n.a.	n.a.	n.a.
フローアーチファクト	n.a.	n.a.	n.a.
折り返しアーチファクト	n.a.	n.a.	n.a.
磁場不均一	0	+	++
傾斜磁場の線形性	n.a.	n.a.	n.a.
脂肪抑制によるアーチファクト	0	+	++
ケミカルシフト	0	+	++
磁化率アーチファクト	0	+	++
金属アーチファクト	0	+	++
造影タイミング	n.a.	n.a.	n.a.
ステント	0	+	++
MRA の後処理	n.a.	n.a.	n.a.
T2* アーチファクト	0	+	++
RF アーチファクト	n.a.	n.a.	n.a.
スパイク	n.a.	n.a.	n.a.

表 3 磁場強度でなにが変わるか？アーチファクトの程度は、静磁場強度によって相対的に増大または縮小する。この表で「0」は 1.5 テスラでのアーチファクトの基準値である。
評価：「0」＝変化なし、「+」＝増大、「＋＋」＝さらに増大、「n.a.」は特定のアーチファクトの程度と範囲が磁場強度に関連しない。

注）国内では 7T は臨床使用範囲外

参考文献

1 **Zhuo J, Gullapalli RP.**
AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR artifacts, safety, and quality control.
Radiographics. 2006;26(1):275–297.

2 **Bernstein MA, Huston J 3rd, Ward HA.**
Imaging artifacts at 3.0T.
J Magn Reson Imaging. 2006;24(4):735–746.

3 **Stadler A, Schima W, Ba-Ssalamah A, et al.**
Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them.
Eur Radiol. 2007;17(5):1242–1255.

4 **Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO.**
Artifacts in 3-T MRI: physical background and reduction strategies.
Eur J Radiol. 2008;65(1):29–35.

5 **Morelli JN, Runge VM, Ai F, et al.**
An image-based approach to understanding the physics of MR artifacts.
Radiographics. 2011;31(3):849–866.

Artifacts Encountered in MRI

Recognizing, Explaining, Eliminating

Harald H. Quick

- **Recognizing, Explaining and Elimin**
- **In-House Remedies for Avoidin**
- **What Changes With Field**

MRIで生じるアーチファクト

認識、解明、除去

- アーチファクトの認識、解明 、除去
- アーチファクト回避のための対策
- 磁場強度でなにが変わるか

この文書に掲載されている患者データは実際の医療情報であるが、個人を特定する要素はすべて削除するか、匿名化している。個人を特定する情報は掲載していない。

バイエルおよびバイエルクロスは、米国および／または他の国のバイエル社により所有および／または登録されているトレードマークである。この文書に掲載されている他のトレードマークおよび会社名は、それらの各オーナーが所有するものであり、ここでは情報提供の目的でのみ使用されている。提携または推薦を表すまたは意味するものではない。

© 2018 Bayer. バイエル社からあらかじめ明確な書面上の同意を得ることなく、この資料を複製、展示、変更、配布することを禁ずる。

Bayer

資料請求先
バイエル薬品株式会社
大阪市北区梅田2-4-9 〒530-0001
http://byl.bayer.co.jp/

(202111) GAD-5.0 (ASCA/HH)

PP-GAD-JP-1001-07-10
資材記号 GAD210102