

Metal artifact reduction はどう使い、どう評価するか

座長 奥州市総合水沢病院 高橋 伸光 (Takahashi Nobuaki)

【座長集約】

平成最後の秋、このテクニカルミーティングも今回で最後になることが決まっている。最後のCT分野のテーマは、「Metal Artifact Reduction (MAR)」とさせていただきます。近年のCT装置は、金属アーチファクト低減アルゴリズムが搭載され、日常的に使用されるようになった。アーチファクトによって見えなかった部位が見えるようになる、という魔法のような処理と思いきや、臨床では多くの課題が浮き彫りになっている。金属の材質、配置などによっては、MAR処理を行うことによって偽像を生じ、目的によっては診断ができない画像になるケースもある。MAR処理を理解し、臨床で有効に使用するために特徴や評価方法を知る必要があると考え、本テーマを採用した。

市立横手病院の佐藤さんには、撮影条件を変更することによってMAR処理によるアーチファクトにどのような影響があるか、Artifact Index法にて評価していただいた。高mAs、低ピッチというそれぞれの条件下で低減効果が大きいことを示した。但し、ピッチの検討についてはヘリカルアーチファクトを含んだということは申し添える。詳細なデータは佐藤さんの報告を参照いただきたい。市立横手病院ではスペクトラルCTが導入されてお

り、Dual energyによるアーチファクト低減はどうか、MAR処理併用による効果はどうか、といったデータも興味があるところである。今回は、限られた時間での報告であったため、MARに限定して検討していただいたが、今後の研究、発表に期待したい。

山形大学医学部附属病院の保吉さんには、金属アーチファクトの発生原理、低減処理の手法、またこの領域の評価方法についてお話いただいた。今回の発表内容の一部は、論文化を検討しているとのことで、本稿に収載できていないデータもある。本稿の内容と、「金属アーチファクト低減処理画像に対する逐次近似応用再構成の影響 日放技学誌2018.74(8)」を読んでいただきたい。今後のさらなるご活躍を祈念し、また論文発表を待ちたい。

今回のテクニカルミーティングは、MARの新しい知見を求めるのではなく、入門編として実験、そしてこれまでの知見を中心にご発表いただきました。ご興味をもたれた方、今後の参考になる情報が得られえた方がいらっしゃれば幸いです。また別の場で皆様とともにディスカッションできればと思います。ご発表いただいた佐藤さん、保吉さん、ご指導いただきました皆様にこの場をおかりして感謝申し上げます。

メタルアーチファクトの評価とMAR使用時の注意点

市立横手病院 診療放射線科 ○佐藤 裕基 (Sato Yuki)

【はじめに】

メタルアーチファクトは、被写体に金属が含まれる場合に発生する放射状のアーチファクトのことをいい、この中にはストリークアーチファクトやビームハードニングアーチファクト、ダークバンドアーチファクト等が含まれる。これは金属による検出器へのX線入射線量の大幅な減少や線質硬化によって発生する。CT検査においては整形領域の金属インプラントが、メタルアーチファクトを発生させ診断の妨げとなる要因の1つとなっている。そこでメタルアーチファクトの低減方法はいくつか存在するが、1つは以前より行われている撮影条件の変更により低減することができる。ま

た、近年再構成技術の進歩により逐次近似再構成の併用やメタルアーチファクトリダクション(MAR)の併用、Dual energyによる仮想単色X線画像によってもメタルアーチファクトの低減が可能となった。その中でもMARは撮影後でも再構成で付加することができ、簡単にメタルアーチファクトの低減が可能である。しかしながら、このMARも撮影条件や金属の形状によりアーチファクト低減に差異が生じるといわれている。そこで本検討は、撮影条件がメタルアーチファクトに与える影響と、さらにその撮影条件においてMARの併用によるアーチファクト低減効果の定量評価を目的としている。

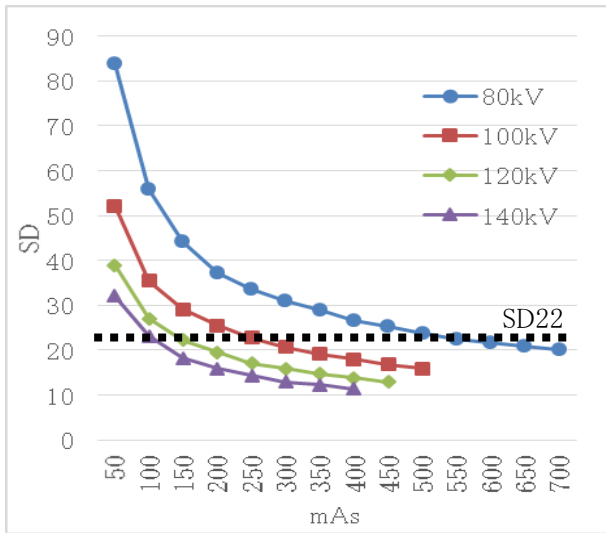


Fig.1 SD22となる撮影条件の決定

【使用機器, ファントム】

X線CT 装置はPHILIPS社製IQon Spectral CTを使用した。また搭載されているMARはO-MARである。画像解析ソフトウェアはAZE VirtualPlace Rijinを使用した。自作ファントムは300×250×150 mmの容器に金属インプラントを配置し、周囲は水で満たした(Fig.2)。これをファントム1とする。また、出来るだけ人体を模擬するため、ファントム1に腸管に見立てたチューブと豚の骨を配置したファントム2も作成した(Fig.3)。

【撮影条件】

評価する撮影条件は、管電圧80, 100, 120, 140 kV, mAs値100~700, Pitch 0.3~1.4, Rotation Time 0.33, 0.4, 0.5, 0.75, 1.0 secとした。その他撮影条件は焦点サイズhigh, Collimation 64×0.625, FOV 350 mm, スライス厚5 mm, 画像再構成関数YD(骨用), マトリクスサイズ 512×512に固定した。また、管電圧およびPitchにおけるmAs値は、バックグラウンドのSDの変化で単純なアーチファクトの評価が出来なくなってしまうことが懸念されたため、水ファントムを撮影しSDを算出、Fig.1よりSD22となる撮影条件80 kV - 650

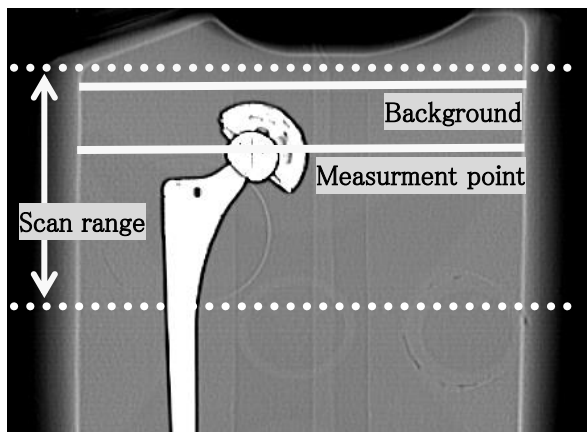


Fig.2 自作ファントム 1

mAs, 100 kV - 250 mAs, 120 kV - 150 mAs, 140 kV - 100 mAsと事前に求め決定している。

【定量評価法 AI(Artifact Index)】

今回アーチファクトの定量評価法として、AI(Artifact Index)法を用いた。AIとはアーチファクト領域のSD_Aとバックグラウンド領域のSD_Bを用いた簡便な評価法で、式(1)より算出する。

$$AI = \sqrt{SD_A^2 - SD_B^2} \dots \dots \dots (1)$$

【評価方法】

1. 撮影条件, MAR負荷がAIに及ぼす影響

ファントム1を前述した撮影条件にて撮影した。得られた画像よりインプラントのないスライスにてSD_Bを(Fig.2 Fig.4), インプラントが含まれるスライスでインプラントの周り4か所にてSD_Aを測定し(Fig.2 Fig.5), 各AIを求め平均値を出した。

2. 臨床を模擬した撮影条件とMARの影響

ファントム2を前述した撮影条件にて撮影した(Fig.3)。得られた画像にて、アーチファクトの低減効果の変化や偽像の発生程度を視覚的に評価した。

【結果】

1. 撮影条件, MAR負荷がAIに及ぼす影響

管電圧を80 kV→140 kVにすることで、O-MARありなし共にAIは5割程度減少した。さらにO-MAR付加により各管電圧で4割程度AIが減少した。(Fig.6)

O-MARなしでは、PitchによるAIの上昇はほとんどない結果となった。しかしながら、O-MAR付加した場合、各管電圧で程度は違えどAIの上昇があった。これはヘリカルアーチファクトの影響と考える(Fig.8)。

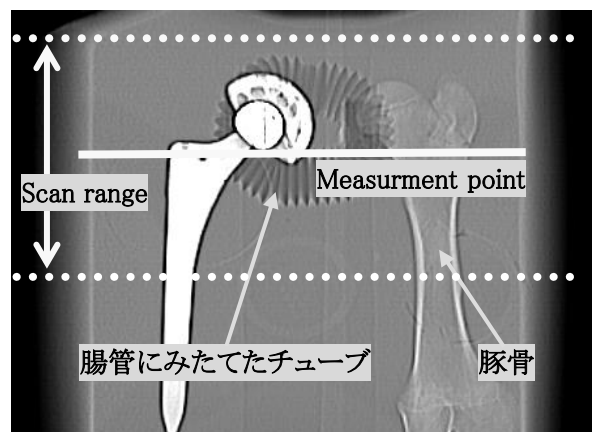


Fig.3 人体模擬ファントム 2

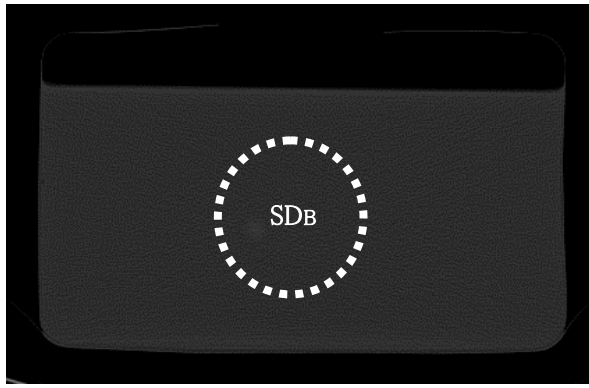


Fig.4 SDB測定位置

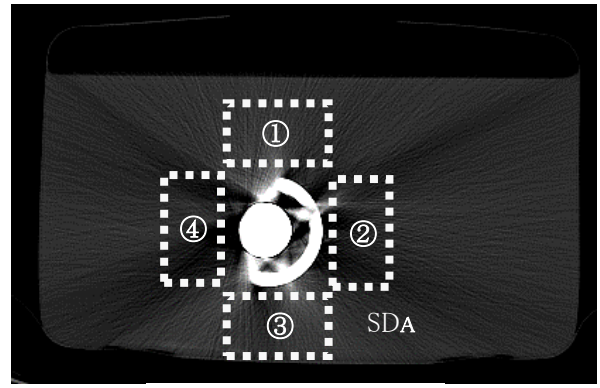


Fig.5 SDA測定位置

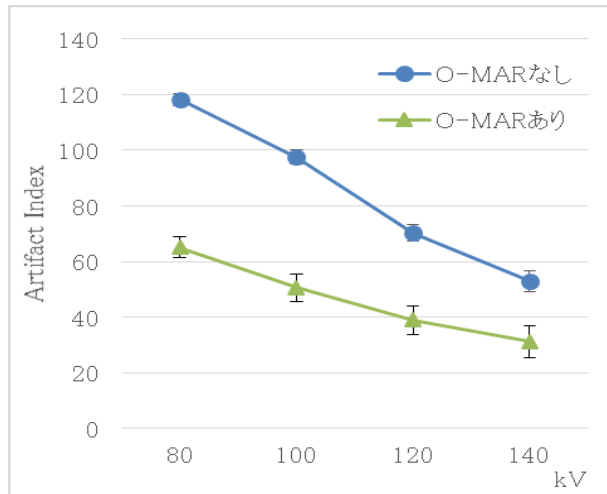


Fig.6 管電圧によるAIの変化

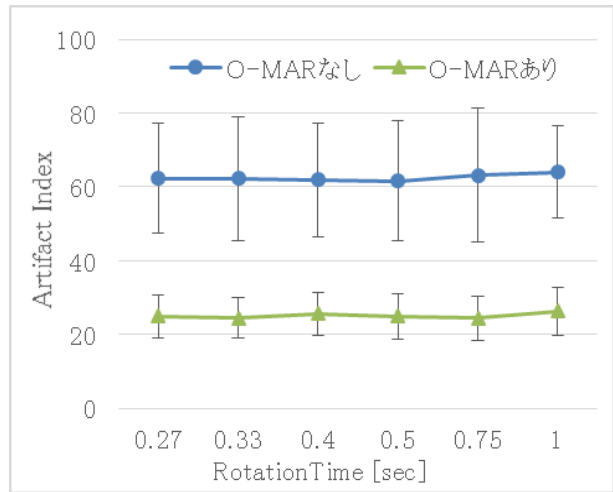


Fig.7 Rotation TimeによるAIの変化

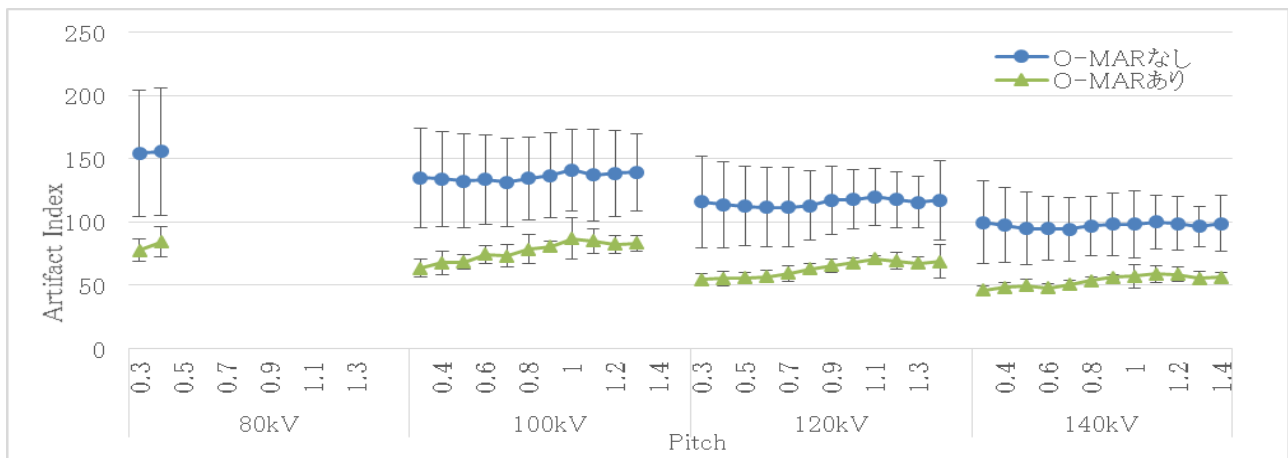


Fig.8 PitchによるAIの変化

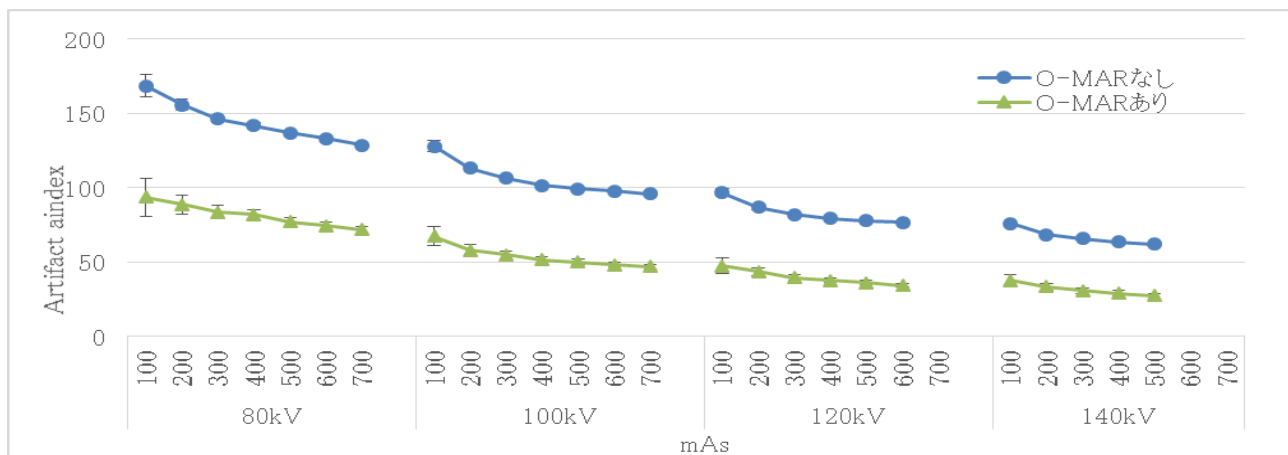


Fig.9 mAs値によるAIの変化

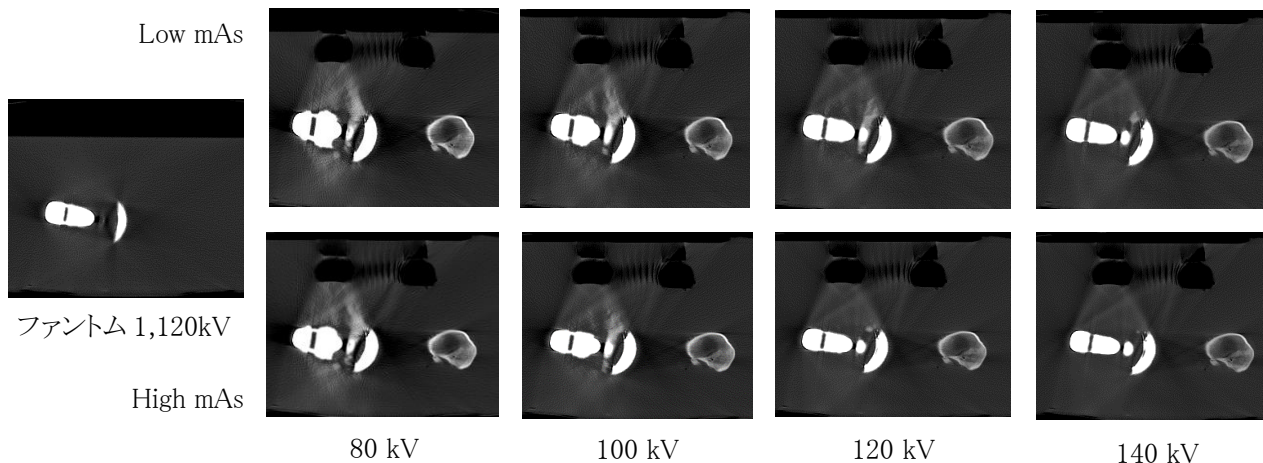


Fig.10 人体模擬ファントムにおける管電圧とmAs値の影響

mAs値の変化では、各管電圧においてLow mAs → High mAsにすることで2割程度AIが減少した。また、O-MAR付加により各管電圧で4割程度AIが減少した(Fig.9)。

Rotation Timeの違いにおけるAIの変動はほとんどなかった(Fig.7)。

2. 臨床を模擬した撮影条件とMARの影響

ファントム1の画像では、O-MARによりアーチファクトがきれいに除去されているが、ファントム2の場合、空気とインプラントの間のストリークアーチファクトが、またインプラントと骨の間のダークバンドアーチファクトの除去効果の低下があった。また、インプラント周囲に偽造の出現があった。これは管電圧およびmAs値を上げることで減少傾向にあった(Fig.10)。

【考察】

本検討において、AIを用いた撮影条件での変位やMAR使用時のアーチファクト低減効果の検討は簡便な方法であった。しかしながらmAs値においてはSD_Bの変化があるためAIでは正確な定量評価は困難と考える。とはいえ、管電圧やmAs値を上げることでアーチファクトの低減効果は明確であり、O-MAR付加によりAIで4割程のアーチファクト低

減が見込まれる。Pitchにおいては高PitchでヘリカルアーチファクトによるAIの上昇を認めるため可能な限り低Pitchが望ましい。今回Rotation TimeにおいてはAIの変化はなかったが、これは今回の使用プロトコルではRotation TimeにおけるView数の変化がなかったためであった。またファントム1では良好なアーチファクト除去が見込めたが、ファントム2では除去効果の低減、偽像の発生があった。このことより、一概にファントムスキャンと臨床では効果が一致しない可能性が示唆され、注意が必要である。またアーチファクトの除去効果低減と偽像の発生は、高管電圧・高線量にて改善可能と思われるが、被ばく線量の増加が懸念されるため、検査目的を考慮に入れた撮影条件の調節が望ましいと思われる。

【まとめ】

本検討では、基本的な撮影条件の変化によるものや、MAR使用時のアーチファクト低減と影響の評価を行ったが、逐次近似再構成併用時やDual Energy使用時の評価も必要である。また、各装置でMARアルゴリズムが異なるため、自装置のMAR性能の把握は重要と考える。

【参考文献・図書】

- 1) 秀潤社 スペクトラルCT—基本原理と臨床応用
- 2) 高田賢 市川勝弘 坂野信也 乙部克彦 相対artifact indexによるノイズ特性に依存しないストリークアーチファクト定量評価法の提案 日放技学誌2018.74(4)
- 3) 保吉和貴 佐藤俊光 岡田明男 金属アーチファクト低減処理画像に対する逐次近似応用再構成の影響 日放技学誌2018.74(8)
- 4) 澤龍貴 蓮本享佑 茂森祐平 平田誠 武田宜明 Computed tomographyにおける回転時間が及ぼす金属アーチファクト低減効果の影響について 日放技学誌2018.74(7)

Metal artifact reduction はどう使い, どう評価するか

山形大学医学部附属病院 放射線部 ○保吉 和貴 (Hoyoshi Kazutaka)

【はじめに】

現在, 臨床で用いられている金属アーチファクト低減手法としてはDual energy CTを用いた手法と, サイノグラム上から金属部分を同定し補正を行うMetal artifact reduction (MAR) algorithmに大別される. アーチファクトによって診断困難であった症例や部位に対しても, これらの手法を用いることで診断を可能にすると期待され注目されてきた分野である. しかし近年では利点とともにいくつかの課題や注意点が指摘されており, 特徴を理解した上で使用する必要があると考える. 本稿では金属アーチファクト発生にかかわる主な因子, 各低減手法の特徴と現在の課題について概説する.

【金属アーチファクト発生原理】

金属アーチファクトの発生に関与する因子としてBeam hardening (BH), Photon Starvation, Partial volume, Scatter, Exponential edge-gradient effect, Aliasing等が報告されている¹⁻⁴⁾. 金属素材に起因して発生することで金属アーチファクトと称されるが,

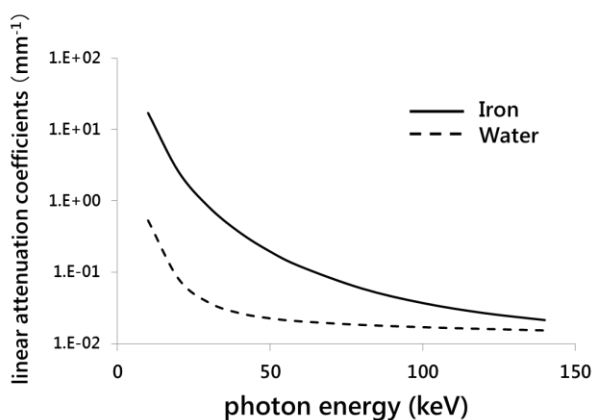


Fig.1 線減弱係数の変化

実際には上記のようなさまざまな物理現象が複合的にアーチファクト形成に関与している. このことが金属アーチファクトに対する対策や評価を困難にしている原因であると考えられる. 加納らは金属アーチファクトの発生要因として, 連続X線のエネルギースペクトルを考慮した再構成計算が行なわれていないこと⁵⁾, つまり前述した発生要因の中ではBHが主要因であると報告している. 本節ではこのBHの発生原理について記述する.

ある単一エネルギーをもつX線が均一な線減弱係数 μ を有する厚み L の物質を透過するとき, 入射X線光子数 I_0 と透過X線光子数 I の関係は次式であらわされる.

$$I = I_0 \exp(-\mu L) \quad (1)$$

投影データ値 p は(1)式の対数変換を行うことで得られ(2)式で表される. これは物質が均一であるとき, 投影データは物質の厚みに対して線形な関係をとることを表わしている.

$$p = \mu L = \ln I_0 - \ln I \quad (2)$$

一方, 物質の線減弱係数はX線エネルギーに依存して変化することが知られている. Fig.1にXCOM⁵⁾のデータベースから取得したWater (H₂O)とIron (Fe)のエネルギーに依存した線減弱係数の変化を示す. 実際のX線CTでは単色X線ではなく多色X線を利用しており, エネルギースペクトルを有するX線である. 多色X線の場合, 被写体を透過したX線スペクトルは線減弱係数の変化に依存して低エネルギー成分が強く減弱を受け, スペクトルが高エネルギー側へシフトする現象が発生する. これがBHと呼ばれる現象である.

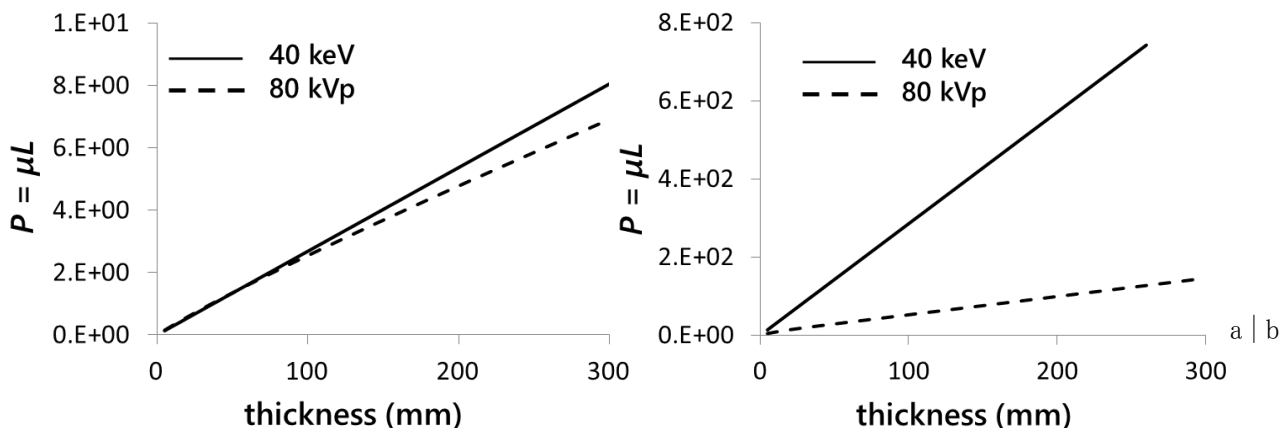


Fig.2 BHによる投影データ値の変化 (a: Water, b: Iron)

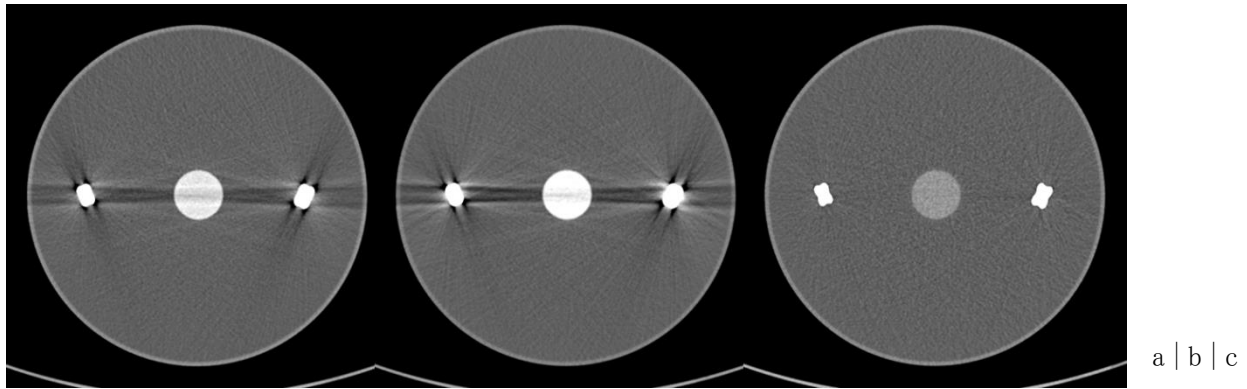


Fig.3 エネルギー変化による VMI のアーチファクト低減効果と造影コントラストの変化
 a: 120 kVp (Single energy), b: 70 keV (VMI), c: 120 keV (VMI)

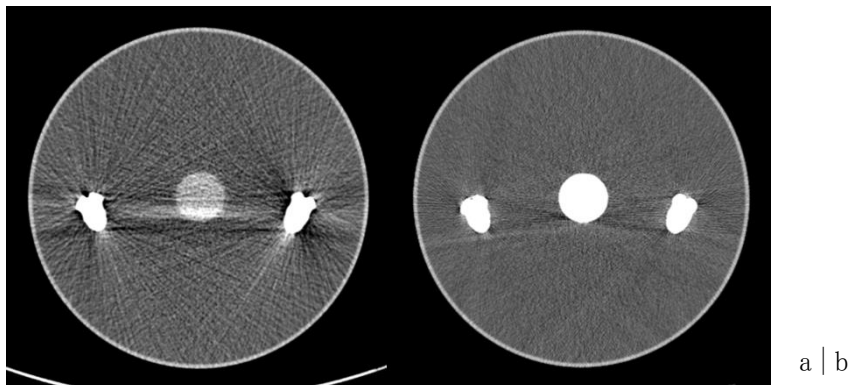


Fig.4 VMI と MAR algorithm のアーチファクト低減効果と造影コントラストの比較
 a: VMI (150 keV), b: Single energy (120 kVp) + MAR algorithm

Fig.2は数値シミュレーションによって得た単色X線と連続X線での被写体厚に対する投影データ値 p の変化を表している。単色X線のエネルギーを40 keV，多色X線のエネルギーは実効エネルギーを同等とした80 kVpと仮定している。ここで多色X線のスペクトルは10 keV毎に離散化したスペクトルを仮定した。これは必ずしも実機でのスペクトルを反映しているものではないが、多色X線で発生するBHを検証するには十分であろうと考える。Fig. 2aより被写体をWaterとした場合でも、多色X線の投影データ値は単色X線に比較して被写体厚の増加と共に低下し線形関係が崩れていることが確認できる。これがBHによって発生する投影データのエラーであり、水の均一円形被写体を撮影した場合には再構成画像中心部でCT値が低下するカップングやシェーディングと呼ばれるアーチファクトの要因となる。さらに被写体を金属とした場合には低エネルギー側で大きく線減弱係数が上昇することにより(Fig.1), BHがより強く発生することが理解できる。実際、Ironを被写体とした場合の投影データシミュレーションは、被写体厚が小さい場合でも強力なBHによって大きな投影データエラーが発生する結果となった(Fig.2b)。この大きな投影データエラーによって診断能の低下につながるような強力な

アーチファクトが発生することとなる。

以上からBHは多色のX線を使用することで発生する、X線のエネルギーに依存した現象である。

【金属アーチファクト低減手法】

•Dual energy CT

前述のエネルギーに依存した現象であるBHを補正するには高エネルギーでの撮影が有効となる。撮影条件でいえば撮影管電圧の上昇でのみ効果が期待できる。しかし、一般的な装置で通常の多色X線を利用する場合、撮影管電圧を最高値に設定した場合でも連続X線であることには変わりはなく、さらに最低管電圧との差は、最も大きな機種でも実効エネルギーで20 keV程度であると考えられるためアーチファクト低減効果は大きくない。さらに管電圧のみを上昇させた場合患者被ばく線量は上昇することとなる。これら課題を解決しうる手法となるのがDual energy CTによる仮想単色X線画像(Virtual Monochromatic Image:VMI)である。この手法を用いれば線量を上昇させずに理論的に高エネルギーの単色X線画像を再現可能である。

BHの原理から考えると低エネルギーであっても単色X線の場合にはBHは発生せずアーチファク

トを抑制しようとするが、現在用いられているVMIでは高エネルギーの場合のみBHを抑制しアーチファクトを低減することが可能である。一方、高いエネルギーを用いることで問題となるのが組織間や造影コントラストの低下である。そのため現在Dual energy CTを金属アーチファクト低減目的に用いた場合には骨評価等へのみ適応が限定されると考える。Fig. 3は円柱水ファントム内に希釈造影剤シリンジとTHA用ステム(チタン製)を内挿したファントムにおけるシャフト部分の画像である。またウィンドウ設定はすべての画像でWL=300, WW=600で統一している。視覚的に高エネルギーのVMIでのみ造影剤コントラストが低下するものの、アーチファクトが低減されていることが分かる。またこのVMIのアーチファクト低減効果は、金属の組成やサイズに依存して効果が得られない場合が存在することが示されている⁷⁾。Fig.4aはFig.3と同様のTHAステムファントムにおけるより骨頭側スライスでの画像である。金属サイズに依存して、より高いエネルギーを使用した場合でも効果的なアーチファクト低減効果が得られていない。金属組成やサイズによって低減効果に差があること、また最適なVMIのエネルギーが変化することを認識しておく必要がある。

•MAR algorithm

この手法ではサイノグラム上の金属部分を同定し、補完を行うことを基本原理としており、1980年代には基礎となる理論が報告されていた⁸⁾。しかし当初から新たなアーチファクトを発生してしまう課題が指摘されており、アルゴリズムの改善、補完

精度の向上に関して多くの研究が行われてきた。その後逐次近似再構成と組み合わせた処理を行うことで補完の精度が向上し近年の臨床応用へ至ったと考える。この手法では、BHによって発生した金属部分の投影データエラーを補正する効果があることから、大きな金属であっても効果が期待できる。さらに補完を行うのは金属部分のみであるから造影剤や組織のコントラストには関与しない。Fig.4bはTHAステムファントムを通常の多色X線120 kVpで撮影し、MAR algorithmを使用した画像である。VMIで補正不足となったステム骨頭側においてもアーチファクトを低減しつつ、造影コントラストの低下が発生しないことが確認できる。しかし、サイノグラムの補完を行うことで偽造や画像のぼけが生じること、前述した新たなアーチファクトの発生等の課題が臨床応用された各社のMAR algorithmにおいても報告されており、使用に際しては処理前の画像との比較が推奨されている。

【まとめ】

CTの登場初期から金属は撮影被写体として不適合と考えられてきたわけだが、近年登場した各種金属アーチファクト低減手法によってアーチファクトが抑制され診断に大きく寄与している。しかし幾つかの問題点や課題が指摘されており使用に関してはピットフォールが存在する。本稿が適正使用や基礎原理の理解の一助になれば幸いである。

【参考文献】

- 1) 森一生, 山形仁, 町田好男 他. CTとMRI -その原理と装置技術-. コロナ社, 東京, 2010.
- 2) Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics 2004; 24: 1679-1691
- 3) F.E. Boas, D. Fleischmann, CT artifacts: causes and reduction techniques, Imaging Med 2012; 4: 229-240.
- 4) B. De Man, J. Nuyts. Metal Streak Artifacts in X-ray Computed Tomography: A Simulation Study. IEEE Trans Nucl Sci 1999; 46(3): 691-696.
- 5) 加納徹, 小関道彦. 二次元的なメタルアーチファクト低減手法と三次元データへの拡張. 計測自動制御学会論文集 2014; 50 (9): 633-639.
- 6) K.M.J. Berger, J.H. Hubbell, S.M. Seltzer et al. XCOM : Photon Cross Sections Database, 1999. [Online]. Available: <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm>.
- 7) Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-Energy CT-Based Monochromatic Imaging. AJR Am J Roentgenol 2012; 199: S9-S15
- 8) Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. Radiology 1987; 164: 576-577.