

平成 28 年度 SART・TART 地区合同勉強会 骨軟部撮影セミナー 2017 ～初学者からベテランまで抑えておきたい四肢撮影技術～

【抄録集】

平成 29 年 10 月掲載

- ① 「機能解剖を考える上肢撮影」 上尾中央総合病院 仲西 一真
- ② 「誰でも簡単スカイラインビューの実践」 社会医療法人 堀ノ内病院 小池 正行
- ③ 「大腿骨頸部骨折の撮影・読影ポイント」
～画像から見た撮影ポイントと画像から診た読影ポイント～

深谷赤十字病院 坂本 里紗

④ 「臨床に適した画像処理選択の基本」～四肢撮影を中心に～

済生会川口総合病院 森 一也

平成 30 年 1 月掲載

- ⑤ 「上腕骨顆上骨折症例における再撮影の検討」 済生会川口総合病院 西田 衣里
- ⑥ 「外傷診療における救急撮影の基礎」 さいたま赤十字病院 渡部 伸樹
- ⑦ 「みんなで創ろう、実践的救急撮影法」 上尾中央総合病院 内田 瑛基

平成 30 年 5 月掲載

- ⑧ 「THA 術前計画における股関節 30 度内旋位 PA 撮影の検討」 さいたま赤十字病院 大河原 侑司
- ⑨ 「Dual Energy CT を用いた乾癆性関節炎の画像評価」 東京慈恵会医科大学附属病院 宮崎 健吾

平成28年度 SART・TART地区合同勉強会
共催：骨軟部診断情報研究会

骨軟部

撮影セミナー 2017

～初学者からベテランまで
抑えておきたい四肢撮影技術～

日時 2017年2月18日(土) 9:50～18:30

参加費 2000円

会場 済生会川口総合病院 講堂(B1)
埼玉県川口市西川口5-11-15

セッション1 一般演説(各15分) 座長 東京大学病院 田部 博行
国立精神・神経医療研究センター病院 釋迦 充

- ①「機能解剖を考える～手関節～」 上尾中央総合病院 仲西 一真
- ②「THA術前計画における股関節30度内旋位PA撮影の検討」 さいたま赤十字病院 大河原 侑司
- ③「上腕骨顆上骨折症例における再撮影の検討」 済生会川口総合病院 西田 衣里
- ④「ACS患者を対象としたアキレス腱の撮影意義と撮影方法について」 新沢ハートセンター 柴 俊幸
- ⑤「誰でも簡単スカイラインビューの実践」 堀ノ内病院 小池 正行
- ⑥「Dual Energy CTを用いた乾癆性関節炎の画像評価」 東京慈恵会医科大学附属病院 宮崎 健吾

セッション2 メーカーセッション「ランチョンセミナー(各20分)」 座長 上尾中央総合病院 港口 泰徳

- ①「最新画像処理【ダイナミック処理】について」 富士フィルムメディカル株式会社 宮野 武晴
- ②「ワイヤレスフラットパネルを用いた 株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン社 佐中 康友
- ③「キャンデジタルラジオグラフィ(CXDI)シリーズの紹介」 キヤノンライフケアソリューションズ株式会社 伊藤 琢也

特別講演 12:50*13:30 座長 埼玉医科大学病院 高橋 忍

「撮影から考える(診る)疾患、疾患から考える撮影(読影や撮影の工夫・ポイント)」

- ①「大腿骨頸部骨折の撮影・読影ポイント」 深谷赤十字病院 坂本 里紗
- ②「読影として手疾患を撮る(診る)」 船橋市立医療センター 石塚 剛一

セッション3 救急撮影セッション 座長 済生会川口総合病院 大野 渉

「明日から実践！～救急撮影の基礎を学び、疑問を解消～」

- ①「外傷診療における救急撮影の基礎」 さいたま赤十字病院 渡部 伸樹
- ②「みんなで創ろう、実践的救急撮影法」 上尾中央総合病院 内田 瑛基

セッション4 DR 座長 東海大学医学部付属八王子病院 由地 良太郎

- ①「臨床に適した画像処理選択の基本～四肢撮影を中心に～」 埼玉県済生会川口総合病院 森 一也
- ②「読影指標の基礎知識～整形外科領域での活用法～」 埼玉医科大学病院 高橋 利聡

特別講演 16:30*17:30 座長 埼玉医科大学病院 岡本 康正

- ①「骨軟部診断情報研究会での症例検討紹介」 昭和大学病院 石田 秀樹
- ②「各施設一般撮影領域読影比較の取り組み」 関東労務病院 若林 一成

特別講演 17:30*18:30 「特別講演」 座長 JR東京総合病院 後藤 大作

「日々の撮像に活かしたい骨軟部診断の知識～読影医の視点から～」

埼玉医科大学病院 竹澤 佳由 先生

※ 駐車券はございませんので公共交通機関をご利用ください

お問い合わせ先
新沢ハートセンター 放射線科
大宮・東
04-2940-8611(代)

平成 30 年 7 月掲載

- ⑩ 「ACS 患者を対象としたアキレス腱の撮影意義と撮影方法について」 久我山病院 柴 俊幸
- ⑪ 「日々の撮影に活かしたい骨軟部診断の知識～読影医の視点から～」 埼玉医科大学病院 竹澤 佳由 先生

「経験不足な検査に対する私なりのアプローチ」

～ ACS に対するアキレス腱撮影を通じて～

久我山病院

柴 俊幸

1. はじめに

骨軟部撮影セミナー 2017 が開催された平成 29 年 2 月当時、循環器専門施設である所沢ハートセンターに所属しており、整形領域の一般撮影は頸椎、腰椎を中心に年間 40 例程度であった。一般撮影においては経験が少ないながらも骨軟部撮影セミナーで発表する機会をいただいた。同時期に多施設共同研究にて急性冠症候群 (Acute coronary syndrome ; ACS) を対象にアキレス腱撮影の依頼があったため、「ACS 患者を対象としたアキレス腱の撮影意義と撮影方法について」というタイトルにて発表を行った。ある程度経験がある診療放射線技師に対して、撮影方法だけでは聞き応えがないだろうと考え、満足度を上げるためにはどのような内容が適切かを考え、未経験の部位に対する撮影方法の妥当性や目的に対するアプローチの仕方を含めて発表させていただいた。これは共同研究が始まる際に私自身が疑問に思ったことをまとめた結果でもあり、他部位や他モダリティにも共通する考え方ではないであろうか。

2. アキレス腱

アキレス腱 (Achilles tendon) とは下腿三頭筋のうち、腓腹筋とヒラメ筋が一体となり形成され踵骨後方突起に付着する、身体で最も大きく強い足の底屈筋であり (図 1)、踵骨腱とも呼ばれる。

3. 急性冠症候群

3-1 定義

ACS は冠動脈粥腫の破綻と血栓形成を基盤として急性心筋虚血を呈する臨床症候群であり、不安定狭心症から心臓急死までが包括された広範囲の疾患概念である。

3-2 危険因子

高血圧、喫煙、糖尿病、肥満などが危険因子として挙げられ、2007 年より高コレステロール血症と高脂血症を総称して呼ばれる脂質異常症もその一つである。高コレステロール血症は LDL コレステロールが 140mg/dL 以上の状態を指すが食生活、生活習慣、遺伝的要因、他疾患や薬剤副作用が原因とされる。この遺伝的な要因で主なもの家族性高コレステロール血症 (Familial hypercholesterolemia ; FH) である。

3-3 FH

LDL 受容体、アポ B-100、PCSK9 の遺伝子変異により FH ヘテロ接合体の 50 ～ 80% で原因遺伝子の変異が確認される。生化学検査において高 LDL コレステロール値や、皮膚黄色腫、腱黄色腫を呈する。X 線軟線写真により 9mm 以上でアキレス腱肥厚とされる。視診や触診も重要であるが、アキレス腱左右差が極端な場合では、断裂の既往や手術痕を疑う。なお、臨床で遭遇する可能性の高い FH ヘテロ接合体の診断基準は、高 LDL コレステロール血症 (未治療時 180mg/dL 以上)、腱黄色腫あるいは皮膚結節性黄色腫、FH あるいは早発性冠動脈疾患の家族歴の 3 項目のうち、2 項目が該当する場合とされる。

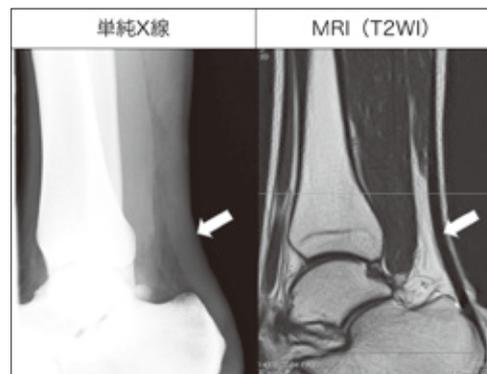


図 1 アキレス腱画像

3. 急性冠症候群とアキレス腱

日本における死因原因の第2位は心疾患であり、15.8%を占める。また ACS に含まれる急性心筋梗塞 (Acute myocardial infarction ; AMI) の発症率は人口10万人当たり50人とされているが、食生活の欧米化や糖尿病などの生活習慣病の増加、高齢化などに伴い年々増加傾向にある。先に記したように FH は ACS の遺伝的要因として挙げられ、ACS 患者の 12.7 ~ 19.0% にアキレス腱肥厚 $\geq 9\text{mm}$ が認められたとの報告があるものの、AMI 発症時の一時的な LDL コレステロール値の低下、スタチン服用などによるマスキング、アキレス腱肥厚や家族歴の有無など日常診療での診断が難しいことで見逃されやすい問題点が指摘されている。今回依頼があった共同研究は、対象となる ACS 患者に対してアキレス腱の単純 X 線撮影を行い、計測することで脂質管理の現状とイベント発症リスクのなどを評価するものであった。

4. アキレス腱断裂における画像診断

4-1 ガイドラインによるモダリティの位置付け

CR の普及により一般撮影におけるアキレス腱の描出は鮮明になったが、ガイドラインによると診断は問診や局所所見、理学的検査所見によりほとんどが診断可能とされており、一般撮影ではアキレス腱断裂そのものの描出は不可能であると記載があり、付着部裂離骨折や骨棘との鑑別及び、Kager's sign 陽性 (図2) により指標のひとつとされている。画像診断領域において治療方針決定の第一選択は超音波検査であり、補助的な検査として用いるのが MRI (図3) とされ、一般撮影の優先度は高く示されていない。しかし簡便な検査であることや超音波検査が診療放射線技師の業務となっていない施設が多いことや、予約が不要であったり他部位の撮影と同時に行えることから一般撮影が依頼されることが少なくないと考える。今回の共同研究において一般撮影が評価に選択されたのは、上記と同様の理由と撮影方法が標準化できる、つまり超音波のように術者による描出方向や角度の差が少ないためではないかと予想でき

る。また、被ばくはあるものの被検者の身体的、精神的負担も少ない。



図2 Kager's sign 陽性像

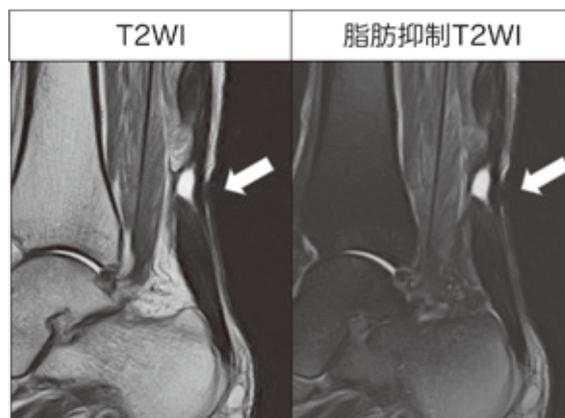


図3 出血を伴うアキレス腱断裂の MRI 画像

4-2 アキレス腱の単純 X 線撮影方法

撮影にあたり、前もって文献検索を行ったが軟線撮影を行うことやアキレス腱断裂の症例などは見つかったが、「アキレス腱の撮影方法」と記された文献を見つけることができなかった。実際の臨床では足関節側面像と同様の体位をとることが多いと考えられるが、依頼された撮影方法は撮影者間のバラつきを抑えるために以下のように指定があった (一部改変して抜粋)。(a) 検側外果をカセットにつけ臥位、(b) 下腿骨と足底を垂直、(c) 下腿骨とカセットができるだけ平行、(d) 足部中心とカセットができる限り平行、(e) 50kV, 5.0mAs, 120cm。中心線入射位置の記載

がなかったことと、足関節側面像が足軸をカセットに対し10～20°内旋させる体位であること、さらにその足軸に関する記載がないことに注意が必要であると考えた。計測を伴う撮影であり不適画像の提出とならないため、あるいは個人的な興味からアキレス腱の計測と撮影法の妥当性の検討を行った。

5. アキレス腱撮影法の検討

5-1 アキレス腱の解剖学的位置

まずは撮影対象の解剖学的特徴を知る必要があると考えた。アキレス腱の存在位置や付着部は文献からも確認可能であった。しかしその長軸や短軸について記載されているものは見つからなかったため、CTにて周囲の骨や、足関節撮影の基準線として用いられる第2趾と踵骨を結ぶ足軸との関係を確認した。図4は右足関節に対し、内果と外果を結ぶ線を平行にした横断像で再構成したものである。この場合、足軸は15°内旋となった。始まりである腓腹筋は平行に描出されるが、付着する踵骨後方突起に向かうにしたがい基準線に対しアキレス腱長軸は外旋していることが分かる。図5は図4と同様の軸での横断像を足関節レベルで4症例再構成したものである。このレベルではいずれの画像でもアキレス腱軸は足関節撮影法での基準線とほぼ一致することが分かる。再現性を持ち、かつ正確にアキレス腱を測定するにはこのレベルが適切ではないかと考えられる。

5-2 背屈位によるアキレス腱径変化の検討

撮影体位は下腿骨と足底を垂直にする指示があり、これは足関節の背屈によりアキレス腱が進展された場合の変化を抑えるためであると考えられる。図6は自然位と背屈位にて足関節レベルのアキレス腱の前後径を測定、比較したものであるがいずれも7.2mmと相違は見られなかった。ただし測定対象がボランティア1名だけであり、腱黄色腫が認められない被検者であったことや、測定方法が正確性を欠くため、大多数の測定対象に該当する結果であるとは言いがたい。

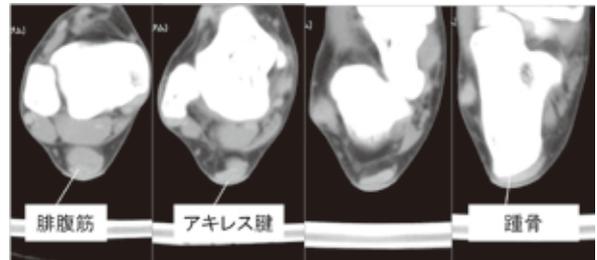


図4 右アキレス腱の走行

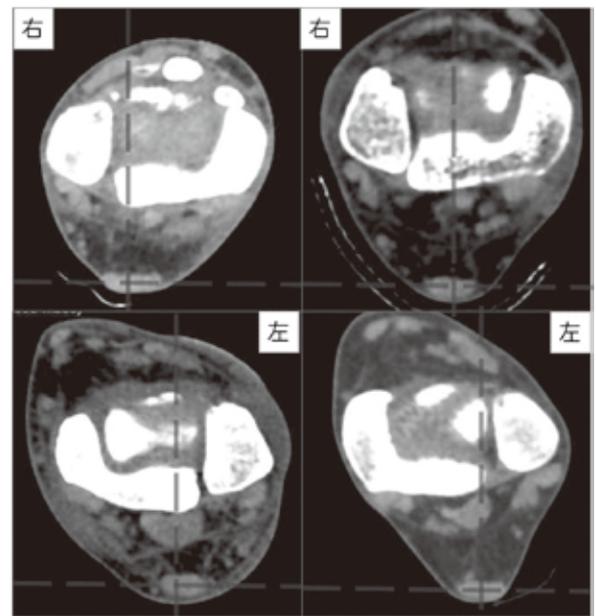


図5 足関節レベルのアキレス腱

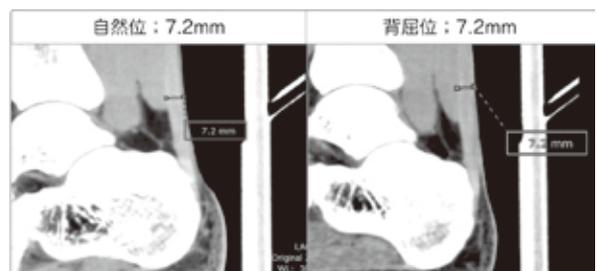


図6 自然位と背屈位のアキレス腱径測定

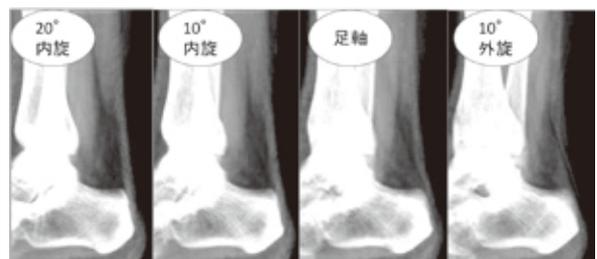


図7 角度を変えたRaySUM画像

5-3 足軸回転によるアキレス腱描出の違い

これまでの検討によりおおよそ足関節側面像の体位が足関節レベルでのアキレス腱の正確な側面像を描出できることは予想できる。ではアキレス腱撮影において正確な側面像が得られなかった場合、画像にどのような影響が出るのか、CT像をワークステーションのRaySUM画像にてシミュレーションを行った(図7)。なお、いずれの画像も濃度は統一している。教科書的な角度である足軸 10° ~ 20° の内旋位においてアキレス腱は良好に描出されており辺縁も鮮明で測定に適すと考えられる。足軸を平行にした場合、踵骨に近くにつれてアキレス腱は細く描出されており測定位置によっては再現性を保てない可能性が示唆される。また外旋位においてはアキレス腱の認識が困難になり測定には不適である。原因としてはKager's triangleを形成する脂肪組織に対してアキレス腱が正確な側面像とならず、辺縁がボケてしまうためであると考えられる。一般撮影の解像力から考えてもアキレス腱の描出が困難であることは考えにくい。このような場合にはアキレス腱断裂の既往歴の確認や、再撮影を考慮する必要がある。

6. 指定された撮影方法に対する考察

4-2に記した撮影方法のうち、(a)、(b)、(c)はいずれも足関節側面像を撮影する際の体位と同様であると考えられる。(d)に記される足部中心であるが、これは足軸を示すものではなく、足関節側面像においてカセット面に平行となる基準線と認識する必要がある。また撮影条件については(e)を遵守すれば良いが、中心線はアキレス腱に対する反影を抑制するためアキレス腱中心に入射することが望ましいと考えられ、これが唯一足関節側面像の撮影方法と異なる点であると考えられる。しかし解剖学的特徴は個人差があるため、撮影画像からKager's triangleと、アキレス腱遠位の先細りがないかを確認の上、検査を終えることが必要である。

7. 発表と検討を振りかえって

検討を終えてみたところで結果としては予想通りのものであり、新しい発見や改善点などは見られなかったように感じる。しかし、放射線を扱う専門家として行為の正当性を掲げるのであれば検査の目的は何なのか、その目的を達成する為に必要な解剖学的もしくは医学的な知識はどこまで必要なのかを常に意識し検査に当たる必要があると考える。教科書に記載されている撮影方法に忠実に検査を行うことは大切ではあるが、解剖学的構造を理解し、どんな目的で記されている撮影方法なのかは日常業務の中で常に意識して検査を行っていくことが診療放射線技師としての成長につながると再認識させられた。

8. さいごに

現在の施設では整形領域の一般撮影や外科手術の術中イメージ、救急外傷の撮影など経験の少なかった業務を行うようになった。基本的な撮影はもちろんの事、依頼する医師によって重視するものに違いがあったり、教科書通りの体位がとれない検査も数多く経験した。いかに身体的、精神的、金銭的な負担が少ない検査を行えるかが診療放射線技師として大切な事であり、そのために小さな事に疑問を持ち日々勉強していくことが使命であると考え。「患者を家族だと思って検査に向かえ」、「ひとつひとつの検査を大切にしろ」。これは先輩から教わり常に心に持ち続けている大切な言葉である。多忙な業務の中でもこの言葉を忘れず、医療を担う一人としてこれからも精進していければと思う。本稿が明日からの検査業務に対するアプローチの一助となれば幸いである。

9. 引用・参考文献

- 1) 高島力, 佐々木康人; 標準放射線医学 第6版. 医学書院
- 2) 鳥巢岳彦, 国分正一; 標準整形外科学 第10版. 医学書院
- 3) 小川聡, 井上博司; 標準循環器病学. 医学書院

- 4) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会,
アキレス腱断裂診療ガイドライン策定委員会;
アキレス腱断裂診療ガイドライン. 南江堂
- 5) 堀尾重治; 骨・関節 X 線写真の撮りかたと見かた 第7版. 医学書院
- 6) 杉本恒明, 他; 内科学 第8版. 医学書院
- 7) 石橋俊, 及川眞一; 急性冠症候群 (ACS) のおけるアキレス腱肥厚について. 平成 24 年度 難治性疾患等克服研究事業 原発性高脂血症に関する調査研究
- 8) 石橋俊, 代田浩之; 原発性高脂血症に関する調査研究. 平成 24 年度 難治性疾患等克服研究事業 原発性高脂血症に関する調査研究
- 9) Cetti R, Andersen I; Roentgenographic diagnoses of ruptured Achilles tendons. Clin Orthop Relat Res.
- 10) 中村實 (監); X 線撮影法. 医療科学社

日々の撮像に活かしたい骨軟部診断の知識

～読影医の視点から～

埼玉医科大学病院

丸山（旧姓 竹澤）佳由

1. 要旨

骨軟部領域をふかんに見直すことを意図し、成長や退行性変化やそれらに起因する障害、沈着症など内科的疾患による障害などを取り上げ、単純 X 線写真と MRI を対比させながら病態の概説を行った。

2. はじめに

骨軟部領域の画像診断は、単純 X 線写真（以下、X 線と略）を基盤とした上で、CT、MRI、超音波、核医学の各々が有用な情報を付加し、治療方針の決定に大きく寄与する。なかでも MRI により、病態の早期検出や予後の違いが明らかになるにつれ、疾患概念の再編や提唱、診断基準や治療方針の変化など著しい変革がもたらされている。これまで以上にモダリティの特性に加え、病態の知識、画像所見を知っておかなければならないが、網羅することは容易ではないと思われる。その要因として、骨軟部疾患は運動器としての外傷や障害のみならず、造血や代謝を担う臓器としての病態も含まれること。罹患部位、成長や退行性変化に基づいた特有の病態を考慮しなければならないこと。モダリティあるいは部位ごとに専門性を追求するあまり視野が狭くなることなどが考えられる。本講演では、これら難しさを感じる要素を以下の 3 つのテーマ；(1) 成人・高齢者に多い荷重部位の疾患、(2) 小児に特徴的なスポーツ外傷、(3) 内科的疾患で生じる骨軟部病変に分けて、読影医の観点から病態の解説を行なった。いずれも疾患の多い骨盤から下肢の荷重部位に着目し、多面的に病態画像を捉えられるように X 線と MRI を対比させながら、画像所見のポイントやピットフォールを提示した。以下に講演内容を概説する。

3. 成人・高齢者に多い荷重部位の疾患

3-1 大腿骨近位部の骨折

骨折部位により、軟骨下、骨頭、頸部、転子部、転子下、近位骨幹部骨折に分類される。軟骨下から頸部骨折は関節内であり、血流の乏しさから骨壊死、変形治癒、偽関節から変形性股関節症へ進行する。また小児では成長障害などの合併症を来しやすい。通常は X 線で診断され得るが、例えば転位のない骨折や、骨盤・腰仙椎の脆弱性骨折との鑑別には CT や MRI が役立つ。

3-2 大腿骨頭壊死症^{1) 2)}、大腿骨軟骨下脆弱性骨折

大腿骨頭壊死は骨や骨髄の細胞死であり、圧潰により関節機能障害をきたす。外傷や放射線照射、塞栓症などに起因する症候性と、狭義の特発性と副腎皮質ステロイドの使用、アルコール摂取の起因を含めた特発性とに分類される。病初期の X 線では異常所見を認めず自覚症状もないため、リスクの高い患者では MRI や骨シンチでの早期検出が求められる。画像診断では、骨壊死の診断、壊死域の位置と大きさを評価し、病型分類、病期分類を行う。MRI において、壊死域は T1 強調像で帯状の低信号域として囲まれる。STIR あるいは脂肪抑制 T2 強調像では、壊死域周囲の新生骨添加層（低信号）とその内側の繊維肉芽組織（高信号）から成る二重線縁（double line sign）が特徴的である（図 1）。壊死に伴い軟骨下に骨折をきたすと、線状低信号（crescent sign）として現れ、骨頭圧潰から変形性関節症へと進行する。

同じく線状低信号（crescent sign）と骨髄浮腫を呈する病態として、大腿骨軟骨下脆弱性骨折がある（図 2）。自然治癒する場合と、骨折の連鎖から骨頭圧潰、変形性股関節症へと進行する場合

がある。通常の変形性関節症では年単位で進行が見られるが、1年以内に急速に大腿骨頭や関節の破壊をきたす場合、それらは急速破壊型股関節症と総称される。機序は不明な点が多いが、その一つに軟骨下脆弱性骨折との関連を指摘する報告もある³⁾。

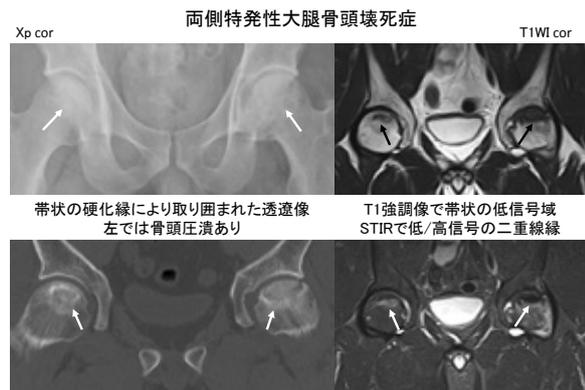


図1

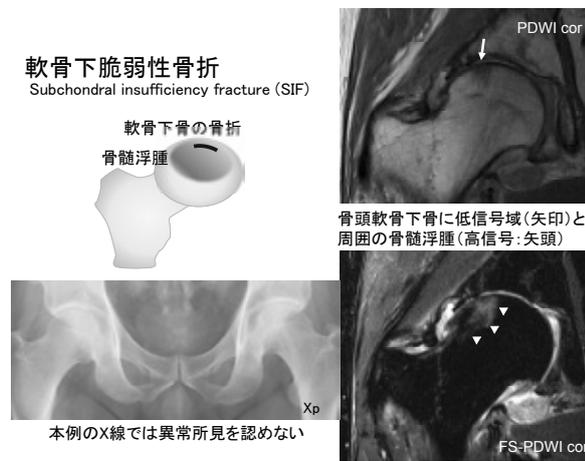


図2

3.3 非定型大腿骨骨折^{1) 4)}

軽微な外傷か、外傷のない骨幹部に生じる横骨骨折であり(図3)、背景に高度な骨の脆弱性や修復障害が指摘されている⁵⁾。ビスホスホネートやデノスマブなどの骨吸収抑制薬のほか、ステロイドやプロトンポンプ阻害薬の使用との関連性が指摘されている。骨折に先行する疼痛や違和感、外傷歴はないか、あっても軽微で両側同時や異時性が多く、骨癒合は遷延しやすい。

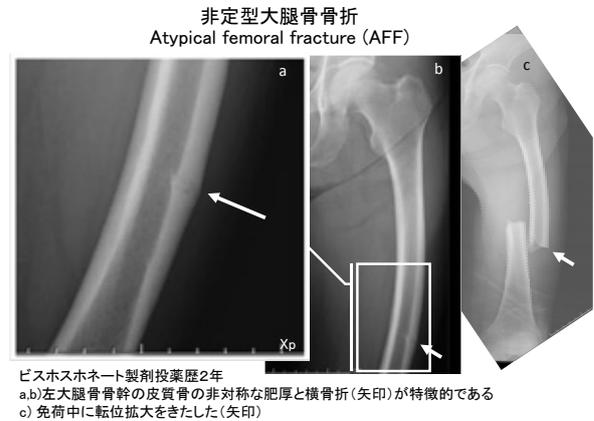


図3

4. 小児に特徴的なスポーツ外傷

小児は成長段階により骨端核の出現や癒合時期が異なるため、必要に応じて健側との比較や経時比較が正確な診断のために役立つ。また小児期に限ることではないが種子骨、副骨、骨癒合症や破格なども障害の要因となることもあるため、形態評価は丁寧に行う必要がある。また小児では体表超音波検査は、低侵襲かつ診断価値が高い情報が得られやすいため、積極的に使用されたい。

以下にスポーツで生じやすい病態を取り上げる。

4-1 骨端線閉鎖前(10-14歳): 骨端症、裂離骨折

骨端線閉鎖前の特に10-14歳では、筋の収縮に伴い脆弱な骨端に障害を受けやすく、骨端症や裂離骨折(図4a)が生じやすい。骨端症とは、overuseや血流供の遮断などによって生じる骨端核の骨壊死である。大腿四頭筋の収縮による牽引力による脛骨粗面部の骨端症であるOsgood-Schlatter病が有名であるが、膝蓋骨、足舟状骨、踵骨、上腕骨小頭など様々な部位に生じる。X線では、硬化像、濃淡不整、扁平化、分節化などが見られる。これらの障害の多くは自然修復が期待できるが、時に後遺症を残す場合もあり、早期診断が重要である。

4-2 骨端線閉鎖（15歳頃）以降：疲労骨折、肉離れ、腱断裂

繰り返す負荷によって生じる疲労骨折は全年齢層で見られるが、若年層の荷重部位に多い。疲労骨折は、X線では発症早期に異常を認めず、2-6週間に硬化像や骨折が明瞭化することが多い（図4b）。一方、骨シンチやMRIでは初期から病態の検出は可能であるが、骨髄浮腫や骨膜反応を示す画像所見は特異的ではなく、ときに骨髄炎、骨腫瘍（Ewing肉腫、ランゲルハンス組織球症、骨肉腫、悪性リンパ腫、転移性骨腫瘍など）と鑑別を要する（図4b）。

骨端線閉鎖後は、筋腱移行部での損傷の頻度が高くなる（肉離れ）^{6) 7)}。肉離れは、超音波のほかMRIで筋の連続性、浮腫/炎症、筋や筋膜下血腫の有無を評価する。高齢者では変性により腱のしなやかさが失われ、腱断裂が生じやすくなる。このように年齢ごとに相対的な脆弱部位は変化するが、概して骨端・筋腱の移行部に損傷の頻度が高いため、特にMRIの撮像野決定の際には、病変を疑う筋腱の起始停止部は外さないように留意したい。



図4

5. 内科的疾患による骨軟部病変

骨軟部領域は、代謝異常や薬物副作用のターゲットとなる部位でもある。なかでも、滑膜や関節腔に種々の結晶が析出、沈着によって惹起される炎症（結晶誘発性関節炎）は成人で頻度の高い

病態である。痛風（尿酸ナトリウム結晶）、偽痛風（ピロリン酸カルシウム結晶）、石灰沈着性腱炎（ヒドロキシアパタイト結晶）（図5a）が知られている。後二者は、X線でカルシウム成分を反映した高吸収物が同定される。

痛風の急性期関節炎では関節腫脹や関節液貯留といった非特異的な所見であるが、慢性痛風結節では、軟部腫瘤影、骨びらんや骨侵食（punched-out lesionやoverhanging edge）など骨や関節の変形が明瞭化し、時に石灰化や骨化を呈する⁸⁾（図5b）。Dual-energy CTによる尿酸ナトリウム沈着の検出感度は高く有用である⁹⁾。

偽痛風は、ピロリン酸カルシウム（CPPD）が関節軟骨や半月板、靭帯、関節包、滑膜へ沈着して誘発される炎症である。軸椎歯突起周囲に沈着し頸部痛を呈する病態は、Crowned dens症候群と呼ばれる。ただし、50歳代以降では無症候性のCPPD沈着症の頻度は高く¹⁰⁾、さらに変形性関節症や環軸関節疾患の罹患で有病率が上がる¹¹⁾。このため、石灰化の検出と病的意義の解釈には注意が必要である（図5c）。

長期透析患者には全身にアミロイドが沈着し、透析アミロイドーシスと称される。骨関節領域はその主な標的部位であり、多関節痛、手根管症候群、弾撥指、透析脊椎症、破壊性関節症、骨嚢胞などがある。慢性腎臓病に伴う骨の脆弱性もあり、骨折に注意が必要である（図5d）。

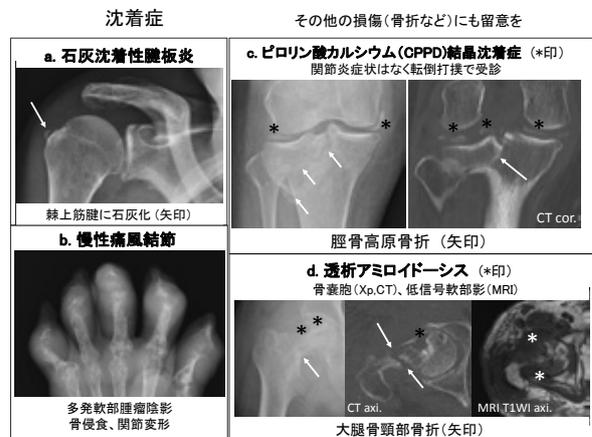


図5

6. X線とMRIのまとめ

X線とMRIをそれぞれの病態で対比提示した。X線では、骨の形態、濃度、関節のアライメント、異常な石灰化の検出ができる。また、荷重位など撮像体位の変換による動的な情報も得やすい。一方MRIは、転位のない骨折や骨挫傷、早期診断（疲労骨折、骨壊死、骨髄炎など）、関節軟骨、半月板、靭帯、筋腱の病態の検出に優れている。

最後に、すべてのモダリティ検査に共通することであるが、X線は画像診断の基盤であるからこそ、あらためて基本的な手順や撮像画像の確認を大切にしたい。単純X線の2の法則（The rule of twos）¹²⁾（図6）は、見落としを防ぐ工夫の一つであるが、これに加えて、撮像現場からのフィードバックも重要な助けとなるため、疑問点や思いがけない情報は積極的に医師に伝えて頂きたい。私自身、これが貴重な情報源となり、インシデントの予防や発見のみならず、病態の本質に気づける機会を頂いてきたことに感謝している。お互いの専門性を尊敬し、補い高め合うことで、今後もよりよい医療を目指していきたいと願う。

単純X線写真の2の法則
The rule of twos

2の法則	解説
1 Two views	2方向撮像する
2 Two points	長管骨では近位端と遠位端を含める
3 Two sides	反対側と比較する
4 Two abnormalities	異常を見つけたら2つ目を探す
5 Two occasions	過去画像と比較する
6 Two visits	一定期間おいてから再撮像する
7 Two opinions	他の医師にも読影してもらう
8 Two records	臨床所見と画像を対比する
9 Two specialists	画像診断医に読影依頼する
10 Two examinations	他のモダリティの診断も考慮する

Touquet R, et al. BMJ. 310: 642-645.1995.より改変

図6

7. 結語

頻度の高い病態を中心に、高齢者や小児の外傷、沈着症など内科的疾患による骨軟部病変について、X線とMRIを対比して概説した。知識や撮像技術を深く探求すること同時に、いまいちど

ふかんに骨軟部領域の撮像について見直す機会になれば幸いである。

8. 謝辞

まだまだ道半ばの放射線診断医にも関わらず、このような貴重な機会にご推薦下さいました埼玉医科大学放射線科の新津守教授、日々支えてくださる埼玉医科大学病院診療放射線技師の皆さま、最後まで聴講下さいました皆さまに心より感謝申し上げます。

9. 参考文献

- 1) 竹澤佳由ほか：薬物治療に起因する骨軟部障害. 臨床画像, vol.33, No10 : 1189-1199. 2017.
- 2) 厚生労働省特定疾患：特発性大腿骨頭壊死診断基準. 病型分類. 病期分類.
- 3) Yamamoto T, et al : Subchondral Insufficiency Fracture of the Femoral Head Resulting in Rapid Destruction of the Hip Joint. A Sequential Radiographic Study. AJR, 178 : 435-7. 2002.
- 4) 日本整形外科学会骨粗鬆症委員会：非定型大腿骨骨折例調査報告（2011）.
- 5) Temponi EF, et al : Atypical femoral fracture : Pearls and pitfalls. J Osteopor Phys Act, 3 : 3, 2015.
- 6) 竹澤佳由ほか：筋の外傷性変化のMRI診断. 臨床画像, vol.33, No5 : 557-568. 2017.
- 7) Lee JC, et al : Imaging of muscle injury in the elite athlete. Br J Radiol, 85 : 1173-1185. 2012.
- 8) Chowallor PV, et al : Imaging in gout : A review of the recent developments. Ther Adv Musculoskelet Dis, 6 : 131-143. 2014.
- 9) Baer AN, et al : Dual-energy computed tomography has limited sensitivity for non-tophaceous gout : a comparison study with tophaceous gout. BMC Musculoskeletal Disord, 17 : 91. 2016.
- 10) Neame RL, et al : UK community prevalence

of knee chondrocalcinosis : evidence that correlation with osteoarthritis is through a shared association with osteophyte. Ann Rheum Dis, 62 : 513-518. 2003.

- 11) Shirazian H, et al: Prevalence of sternoclavicular joint calcium pyrophosphate dihydrate crystal deposition on computed tomography. Clin Imaging, 38 : 380-383. 2014.
- 12) Touquet R, et al : Teaching in accident and emergency medicine : 10 commandments of accident and emergency radiology. BMJ, 310 : 642-645. 1995.

Dual Energy CT セミナー 2017 抄録集

「Dual Energy セミナー 2017 開催報告・座長集約」

～基礎講座「イメージベースでエネルギー情報を解析してみる」～

埼玉医科大学総合医療センター 松澤 浩紀

Metal Artifact Reduction ～メタルアーチファクトの基礎～

上尾中央総合病院 滝口 泰徳

メタルアーチファクトの評価法

済生会川口総合病院 城處 洋輔

臨床におけるメタルアーチファクトリダクション

越谷市立病院 関根 貢

Metal Artifact Reduction ～評価法から臨床応用まで～

メタルアーチファクト共同実験

医療法人社団真療会 野田病院 鈴木 佳也

主催：平成28年度 公益社団法人埼玉県診療放射線技師会 第一・二・五・六支部合同勉強会

「Dual Energy CTセミナー 2017」

日時：2017年3月18日(土) 10:30～18:00
 場所：浦和コルソコミュニティプラザ7Fホール
 参加費：1000円(弁当なし) 1500円(弁当あり)※弁当は限定100個です

総会司会 丸山記念総合病院:高嶋 豊	開会挨拶(10:40～10:45) さいたま市立病院:双木 邦博
I. 基礎講座(10:45～11:45) 座長:埼玉医科大学総合医療センター 松澤 浩紀	
「イメージベースでエネルギー情報を解析してみる」 東京慈恵会医科大学附属病院 樋口 杜典	
II. メーカー講演(11:55～12:55) 座長:獨協医科大学越谷病院 渡邊 慎吾	
「Dual Energy CTの現状と今後の展望」 東芝メディカルシステムズ 津島 総 シーメンスヘルスケア 松浦 孝俊 GEヘルスケア・ジャパン 大川 博和 PHILIPSエレクトロニクス・ジャパン 守谷 芽実	
III. 技術セッション(13:05～14:30) 座長:埼玉医科大学総合医療センター 中根 淳	
「Metal Artifact Reduction～評価法から臨床応用まで～」 埼玉県済生会川口総合病院 城處 洋輔 埼玉医科大学総合医療センター 鈴木 佳也 越谷市立病院 関根 貢 上尾中央総合病院 滝口 泰徳	
IV. 技術講演(14:40～15:40) 座長:埼玉県済生会栗橋病院 内海 将人	
「Dual EnergyCTの画質評価と臨床応用」 埼玉県済生会川口総合病院 富田 博信	
V. 特別講演(15:45～16:45) 座長:埼玉県済生会川口総合病院 富田 博信	
「次世代のCT技術を目指して ～フォトンカウンティング型X線CTと 静止型データ収集SPECT～」 法政大学応用情報工学科教授 尾川 浩一先生	
閉会挨拶 春日部市立病院:矢崎 一郎	

・会終了後、懇親会をご用意しております。詳細は実行委員までお問い合わせください
 ・問い合わせ先:所沢ハートセンター 04-2940-8611(代) 放射線科まで
 ・セッションの順番等、変更の可能性がございます
 ・Web等での確認をよろしくお願い致します



「Dual Energy セミナー 2017 開催報告・座長集約」

～基礎講座「イメージベースでエネルギー情報を解析してみる」～

埼玉医科大学総合医療センター

松澤 浩紀

1. 開催報告

平成 28 年度公益社団法人埼玉県診療放射線技師会 第 1,2,5,6 支部合同勉強会主催で「Dual Energy CT セミナー 2017」が、2017 年 3 月 18 日（土）に浦和コルソコミュニティプラザ 7F ホールにて開催された。112 人と多くの参加者を集め、Dual Energy 技術への関心の高さを実感し、セミナーは盛り上がりを見せた。

セミナーの内容は、基礎講座「イメージベースでエネルギー情報を解析してみる」、メーカー講演「Dual Energy CT の現状と今後の展望」、技術セッション「Metal Artifact Reduction ～評価法から臨床応用まで～」、技術講演「Dual Energy CT の画質評価と臨床応用」であった。特別講演には、法政大学応用情報工学科教授の尾川浩一先生に、「次世代の CT を目指して～フォトンカウンティング型 X 線 CT と静止型データ収集 SPECT～」をご講演いただいた。

2. 座長集約

基礎講座では、「イメージベースでエネルギー情報を解析してみる」と題し、東京慈恵会医科大学付属病院の樋口壮典先生に Dual Energy の歴史から原理、臨床応用までご講演いただいた。講演内容は、施設紹介、Dual Energy の歴史と変遷、Dual Energy の基礎、イメージベースでの解析方法、臨床応用などで構成されており、初学者にも分かりやすい内容になっていた。

当講座では、SIEMENS で採用されているイメージベースでの Dual Energy 処理に関して、様々な CT 値が用意されている電子密度変換ファントムとヨード造影剤を用いて、撮影管電圧の組み合わせと撮影線量の変化に伴う物質弁別精度を評価したものであった。縦軸と横軸に各管電圧での CT 値をプロットし、各物質・濃度の異なるヨード造影剤がどの CT 値範囲にあり、管電圧の組み合わせを変えると CT 値分布がどう変化するかをグラフに示した。管電圧の組み合わせによ

り、各物質とヨード造影剤の CT 値の近似直線が変化し、各管電圧の実効エネルギーの差が大きい方が各物質とヨード造影剤の近似直線が離れるため、物質弁別制度が高いとグラフを用いて説明された。また、Dual Energy においては、異なるエネルギーから得られる画像の SD が同等であり、かつ SD を低くすることにより物質弁別精度の向上が期待できることも図解された。2 つの画像の SD が近く、SD が小さいほど物質弁別のための Separation line は引きやすく、物質弁別が正確にできると結果付けており、どの管電圧の組み合わせによっても同じ傾向であった。

臨床での Dual Energy における物質弁別においては、対象物質や撮影条件による SD の変動を考慮する必要があるとし、体幹部において、80kV のデータではフォトン不足によりノイズが多くなるため、低管電圧側は 100kV の使用が望ましいと論じられていた。撮影するターゲット（物質）を絞ることで、どこまで線量を下げることができるか検討できると考えるが、CTA などの撮影においては CT 値の上昇が正確に予測できず、物質の密度は千差万別であり、人体はファントムのように既知の物質ではないため想定が難しいと感じた。

また、統計処理ソフト『R』を使用した解析手法も紹介していただいた。実際に画像を読み込み、R を用いて処理する過程を見せていただき、Dual Energy 解析アプリケーション内で行われている解析を視覚的に捉えることができた。

以上のように、Dual Energy におけるイメージベースでのエネルギー情報解析を詳細な実験結果を裏付けとした説明をしていただき、ブラックボックスになりがちな解析内容をしっかりと把握することができたのではないだろうか。

最後に、樋口先生、ご参加いただいた皆さま、会場設営ならびに運営にご尽力いただきました実行委員の皆さまに深謝致します。

「Metal Artifact Reduction」

～メタルアーチファクトの基礎～

上尾中央総合病院

滝口 泰徳

1. はじめに

2017年3月18日に行われた「Dual Energy CTセミナー 2017」にて、技術セッション「Metal Artifact Reduction～評価法から臨床応用まで～」というセッションでメタルアーチファクトについて、4人の演者にて公演を行った。X線CTの撮影において、金属の存在は脅威であり、その金属から発生するアーチファクトは診断の妨げにしなければならない。今回、私は「メタルアーチファクトの基礎」という演題名で金属から発生するアーチファクトであるメタルアーチファクトがどのように発生するのか、また従来のメタルアーチファクト低減方法や現在主流になりつつある低減方法を含め、メタルアーチファクトの基礎についてまとめたので報告する。

2. メタルアーチファクトの発生原理

メタルアーチファクトは大きく分けると、ビームハードニングアーチファクト（図1A）、ストリークアーチファクト（図1B）、ダークバンドアーチファクト（図1C）に大別され、ビームハードニングやフォトン・スターベーションの組み合わせで発生すると言われている。まずは、それぞれの発生原理について解説する。

2-1 ビームハードニング

通常、我々が診断領域で使用しているX線は、単一エネルギーではなく連続したエネルギーを持っている。X線CTではその連続したエネルギーのX線を、単一エネルギーのX線と仮定し画像を再構成しており、矛盾が生じてしまう。原子番号の低い人体はエネルギー依存性が低く、単一エネルギーのX線と仮定しても影響は少ないが、金属などの原子番号が高い物質では、エネルギー依存性が高く単一エネルギーのX線と仮定

して再構成した場合、アーチファクトとして画像に影響を及ぼす。

2-2 フォトン・スターベーション

あまり聞きなれない言葉ではあるが、フォトン・スターベーション（photon starvation）を直訳すると、photonは「光子」、starvationは「飢餓」となり、金属等の線減弱係数の極端に高い物質の存在により、極端にX線が減弱することにより起こる現象をいい、金属由来のストリークアーチファクトやダークバンドアーチファクトの原因となる。

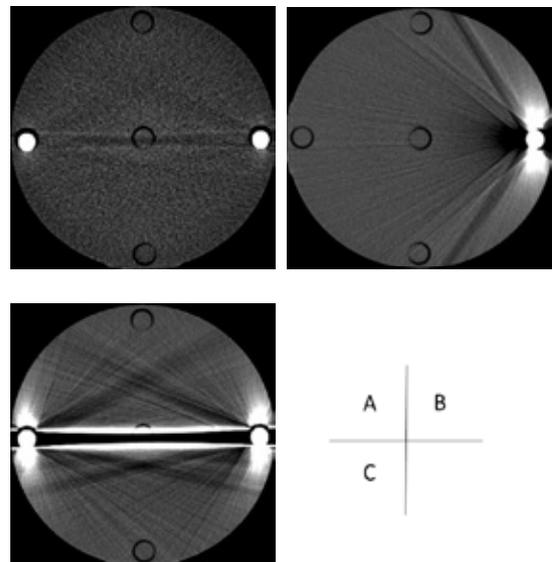


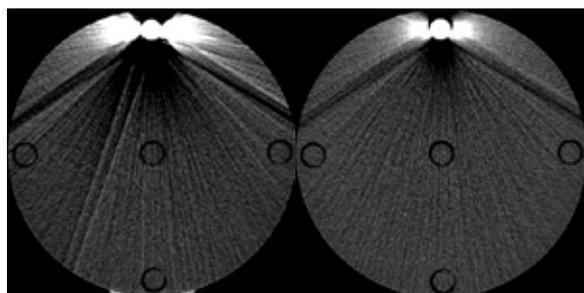
図1 メタルアーチファクトの種類

3. 従来のメタルアーチファクト対策

メタルアーチファクトの対策は前項で解説したビームハードニングやフォトン・スターベーションの影響をどのように軽減するかが鍵となる。従来行われてきた対策として、管電圧（kVp）を上げる、ビームハードニング補正の使用、体位の工夫がある。

3-1 管電圧 (kVp) を上げる

管電圧を上げることにより、高エネルギー成分が増加し、ビームハードニングやフォトン・スターベーションの影響を軽減することが可能となる。図2は80kVpと140kVpを用い、メタクリル樹脂製のCTDI測定用の16cmファントムに金属棒 (Fe) を挿入し撮影した画像である。撮影条件は金属がない場合に画像のSDが同等となるようにした。80kVpの画像に比べ、140kVpの画像のほうが、金属周囲のダークバンドアーチファクトやストリークアーチファクトが軽減している。ただし、管電圧を変更することによりコントラストにも影響が出るため、高管電圧の使用には注意が必要である。



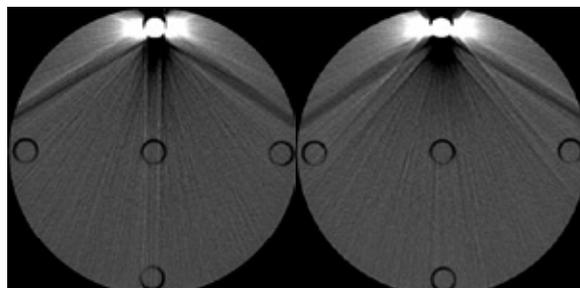
A. 80kVp B. 140kVp

図2 管電圧の違いによる影響

3-2 ビームハードニング補正の使用

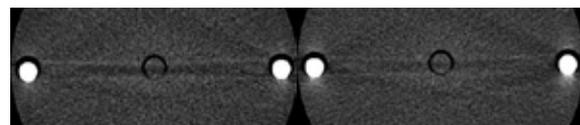
ビームハードニング補正は投影データよりビームハードニングを考慮して画像再構成を行う機能である。本来の使用目的は骨で囲まれている頭部領域であるが、金属由来のビームハードニングにも応用できる可能性がある。図3はそれぞれ金属棒 (Fe) 1本をファントムに挿入し、ビームハードニング補正の有無で撮影した画像である。金属棒 (Fe) では補正の有無であまり変化は見られない。次に図4はそれぞれ金属棒 (Al) 2本をファントムに挿入し、ビームハードニング補正の有無で撮影した画像である。微細な変化ではあるが、ビームハードニング補正を使用していない画像に比べ、使用した画像のほうが金属間や金属周囲のCT値の変動が小さくなっている。なおビームハードニング補正は各CTメーカー毎に挙動が

異なることが考えられるため、使用する際は、一度自施設での検証を行うことを推奨する。



A. 補正なし B. 補正あり

図3 ビームハードニング補正の有無 (Fe)



A. 補正なし B. 補正あり

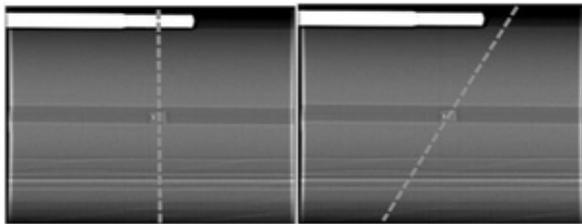
図4 ビームハードニング補正の有無 (Al)

3-2 体位を工夫する

金属の位置によっては体位を工夫するだけでメタルアーチファクトを大幅に軽減することが可能となる。図1.Bのように撮影断面に対し金属のような高吸収体が一か所であれば、金属から遠いほどその影響が少ないことがわかる。仮に金属と観察部位との距離を離すことができるのであれば大幅に影響を減らすことが可能となる。臨床の現場では体内金属だけでなく、やむを得ず体外の金属を外せないまま撮影することがあり、上記をうまく活用することで、アーチファクトの少ない画像を得ることができる。

金属と観察部位との距離が取れない場合も、ガントリのチルト機構や、ポジショニング角度の変更などで観察部位と金属を別断面に描出することにより、メタルアーチファクトの影響を軽減できる。図5はCTDI測定用ファントム内の上部に金属棒 (Fe) を、中心にゴム製の物質を挿入し撮影した画像である。チルト機構を使用せず、ファントムに垂直に撮影すると、中心のゴム製物質にストリークアーチファクトがかかってしまうが、チルト機構を使用したことにより、ゴム製物

質にストリークアーチファクトの影響のない画像を描出することが可能となる。



A. チルトなし B. チルトあり

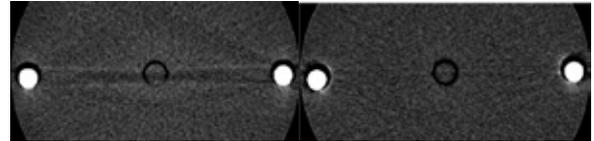
図5 チルト機構によるアーチファクト対策

4. 近年のメタルアーチファクト対策

X線CT装置の進歩により前項で述べたメタルアーチファクト対策に加え、各社さまざまな対策が行われている。代表的なメタルアーチファクト対策として、Dual Energy CTによる撮影、逐次近似応用再構成の使用、メタルアーチファクト低減アプリケーションの使用などが挙げられる。

4-1 Dual Energy CT による撮影

Dual Energy CT撮影では、仮想単色X線エネルギー画像の再構成や、物質弁別など行うことができる。その中で仮想単色X線エネルギー画像はビームハードニングの影響を低減できるといわれており、メタルアーチファクトの低減が期待されている。図6は、CTDI測定用ファントムに金属棒 (Al) を2本挿入し撮影した画像である。120kVpで撮影した図6Aの画像に比べ、Dual Energyで撮影した図6Bのほうがビームハードニングによる金属間のCT値変動が少ないことがわかる。



A. 120kVp B. 70keV (120kVp相当)

図6 仮想単色X線エネルギー画像 (Al)

仮想単色X線エネルギー画像は実効エネルギーを任意に選択することができ、実効エネルギーを上げることにより、さらなるメタルアーチファクトの低減が期待できる。図7は実効エネルギーをA.70keV、B.100keV、C.140keVと変更した画像である。ストリークアーチファクトはあまり軽減していないが、金属周囲のCT値変動は大幅に改善している。実効エネルギーを変えると画像のコントラストにも影響するため、検査目的とメタルアーチファクト低減率のバランスを考慮しつつ実効エネルギーを決定する必要がある。

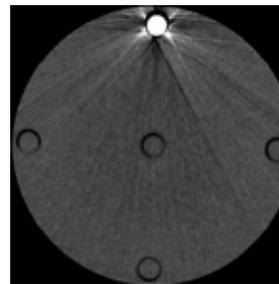
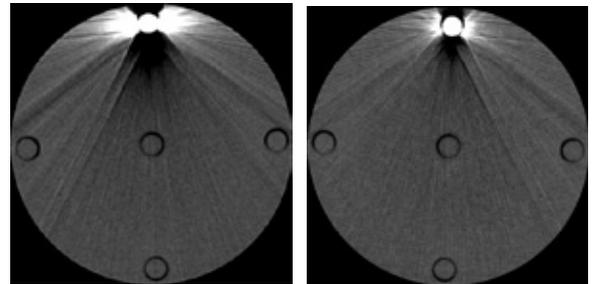
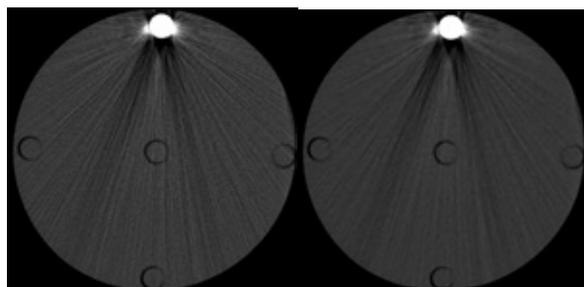


図7 実効エネルギーの違いによる変化

4-2 逐次近似応用再構成の使用

逐次近似応用再構成 (IR) は、従来のFBPで再構成された画像に比べ画像のノイズを低減することができる。図8にFBPで再構成された画像 (A) とIRにて再構成された画像 (B) を示す。AとBともに金属棒周囲のCT値変動は変わら

ないものの、ストリークアーチファクトは低減していることがわかる。逐次近似応用再構成は多くの装置で搭載されているが、メーカーの違いやソフトウェアのバージョンの違いで挙動が異なるため使用する際は注意が必要である。

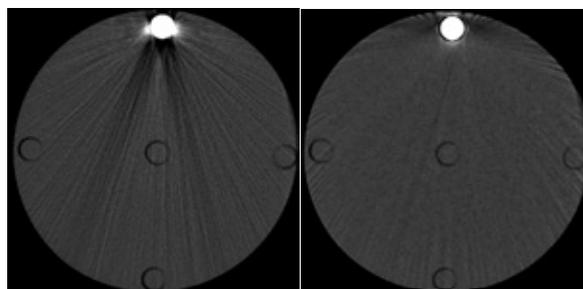


A. FBP の画像 B. IR の画像

図8 逐次近似応用再構成の使用

4.3 メタルアーチファクト低減アプリケーションの使用

メタルアーチファクト低減アプリケーション (MAR) もメーカー各社が搭載しており、現在のメタルアーチファクト対策として最も有用であると考えられる。MARの原理は、サイノグラムや画像上より金属を抽出し、金属を取り除いたことにより起こるデータ欠損部分を補間する。補間したサイノグラムより金属の無い画像を作成し、抽出した金属のみの画像と合成することにより、金属によるアーチファクトを低減した画像を出力する。この方法では金属の無い画像を作成するため、ビームハードニング、フォトン・スターベーションともに有効である。図9はファントム内に金属棒 (Fe) を挿入し撮影した画像を示す。図9AのMARを使用していない画像に比べ、図9BのMARを使用した画像は、金属周囲のCT値変動が減少しており、ストリークアーチファクトも低減している。MARは金属の種類や形状、弾面内の個数によりメタルアーチファクト低減効果に差異があり、稀にMARが想定外の挙動を示す場合がある。そのためMARを使用しない画像との比較が必要である点だけは理解しておく必要がある。



A. MAR off B. MAR on

図9 MARの使用

5. おわりに

今回紹介したメタルアーチファクト対策は各施設の装置の仕様上、可能なこと、そうではないことがある。自施設での装置の特性を理解し、可能な限りメタルアーチファクト対策を行うことで、より有益な画像を提出することができる。本稿が明日からの業務の一助になれば幸いである。

最後に、今回このような機会をいただいた、Duai Energy CT 研究会代表世話人大西さま、並びに関係者の皆さまに感謝致します。

メタルアーチファクトの評価法

済生会川口総合病院
城處 洋輔

1. はじめに

メタルアーチファクトの評価については様々な手法が検討されてきているが、未だ定量的な評価法が定まっていないのが現状である。本稿では従来検討されてきた評価法についていくつか例を挙げて概要を紹介し、中でも近年ストリークアーチファクトにおいてより定量的な評価が可能とされる極値統計の Gumbel 分布を用いた解析について解説する。

2. 評価方法

2-1 画像 SD (Standard Deviation)

CT 画像においてノイズを評価するとき用いられる画像 SD (CT 値の標準偏差) は、CT 値の統計学的変動が Gauss 分布 (正規分布) に従う事から利用されている。本手法の利点としては ROI (Region of Interest) を設定するだけで簡便に測定する事が可能であるが、欠点として CT 値の標準偏差を測定しているだけでありアーチファクトのみを評価できずノイズの変動も混在した指標となってしまう。また、ストリークアーチファクトによる CT 値の変動は Gauss 分布には従わないことが証明されていることから¹⁾、アーチファクトの傾向の確認や相対的評価はできるが、定量評価としての精度は低い。均一なファントムにおいて画像 SD によりノイズを評価するとき ROI は図 1 のように設定するが、アーチファクトを評価する際には位置や方向依存性があり ROI の設定する位置を任意に決定することが求められる。例えば、ダークバンドアーチファクトにおいて黒く潰れたアーチファクトが強い箇所は逆にその周囲よりも SD が低い結果となることもあり、測定位置には注意する必要がある。

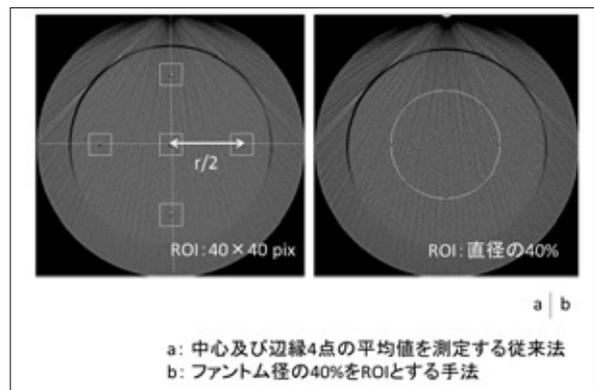


図 1 画像 SD の測定方法

従来はファントム中心と辺縁 4 点により測定が行われていたが²⁾、近年では ROI は被写体サイズに合わせた設定が望ましいとされ、ファントム径の 40% とする方法が提唱されてきている³⁾。

2-2 SAI (Streak Artifact Index)

画像 SD は ROI を設置した箇所の標準偏差を指標としているのに対し、SAI では (1) 式に示す通り同じ SD を用いているが、アーチファクトの無い (少ない) 箇所に対して標準化を行った値であるため、SD 単独での評価に比べノイズの影響が少なく、アーチファクト成分の評価精度が向上している⁴⁾。ただし、結局のところ SD を指標としていることに変わりはないため少なからずノイズを含めて計算しており、 SD_B の設定によってはより測定誤差が生じる可能性があることを念頭に置いて使用することが必要である (図 2)。

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

SD_A : アーチファクト測定部位の SD

SD_B : アーチファクトの無い (少ない) 部位の SD

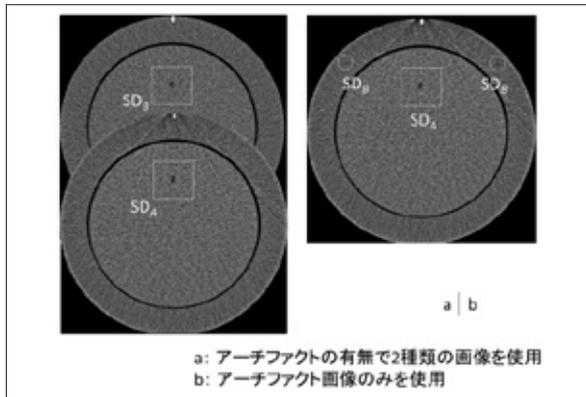


図2 SAIにおけるROIの設定

SD_Bを同じ画像上でアーチファクトの少ない箇所に設定するか、アーチファクトの無い画像を用いるかで測定値は変動することが示唆される。

2-3 極値統計 (Gumbel 分布)

ノイズが Gauss 分布に従うのに対し、ストリークアーチファクトによる CT 値の変動が極値統計における Gumbel 分布に従うことを利用した評価法である^{1,5,6)}。原理上、ノイズによる影響を除外することができ、アーチファクトの定量的な評価が可能である。Gumbel 分布は何らかの分布に従う標本から最大値を集めてきて、それらを新たな確立変数としたときに漸近的に従う確率分布のことであり、まずアーチファクトの特徴量とした最大変数が Gumbel 分布に従うかを判断し、その関係式から導き出されるパラメータによりアーチファクトの強度を評価する手法である^{5,6)}。以下に測定方法の概要を示す。

2-3-1 ROI の設定

ストリークアーチファクトによる CT 値の変動を評価対象とするため、ROI の設定は線状陰影が生じている箇所にする必要がある。この ROI 内において直線による CT 値プロファイルを取得し、画素間の CT 値差の最大値を最大変動量としアーチファクトの特徴量としているため (図 3)、理想的にはアーチファクトに対して垂直に解析できるような設定することが望ましい。

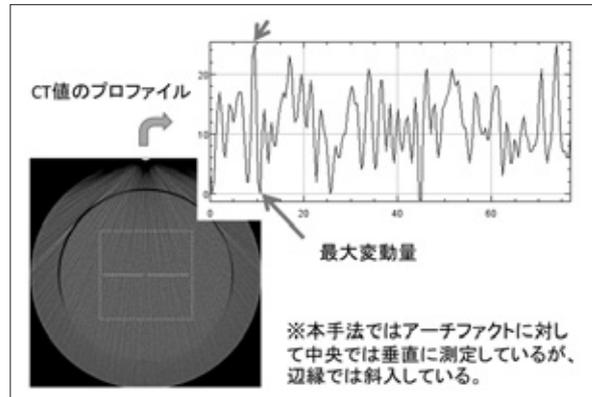


図3 ROIの設定とアーチファクトの特徴量

ROI の大きさについて、サンプル数は 40 個以上が推奨される。

2-3-2 Gumbel 分布の定義

CT 値プロファイルの隣り合う画素間の CT 値差において最も大きい値を最大変動量とし、1 画素ずつ移動して ROI 内における各最大変動量を取得する。ここで得られた標本が Gumbel 分布に従うかを Gumbel 分布の定義式 (2) を用いて確認する。

$$F(x) = \exp \left[-\exp \left(-\frac{x-\beta}{\gamma} \right) \right] \dots \dots (2)$$

F(x) : 最大変動量 x に対する確立密度

β : 位置パラメータ (最大変動量の最頻値)

γ : 尺度パラメータ (最大変動量の広がり)

このままでは 2 重に指数関数が存在して関係性が分かりにくいので、両辺に対して 2 回自然対数を取り (3) 式のような y=ax+b の関係式に変換した。最大変動量 x が確立密度 F(x) の 2 重対数値と直線的な関係となれば Gumbel 分布に従うと判断できる。

$$-\ln(-\ln F(x)) = \frac{1}{\gamma}x - \frac{\beta}{\gamma} \dots \dots (3)$$

2-3-3 確立密度の推定と Gumbel 分布の相関

本稿ではミーンランク法を用い、最大変動量を昇順に並べ、その中で i 番目に大きい最大変動量を x_i とすると、確立密度 F(x_i) は i をデータ総数

n に 1 を加えた値で除した (4) 式によって算出される。

$$F(x_i) = \frac{i}{n+1} \dots \dots \dots (4)$$

n : データ総数 (サンプル数)

(3)、(4) 式から横軸に最大変動量 x、縦軸に $-\ln(-\ln F(x))$ としてプロットを作成し、直線的な分布を示すことで Gumbel 分布に従うことが判断できる (図 4)。

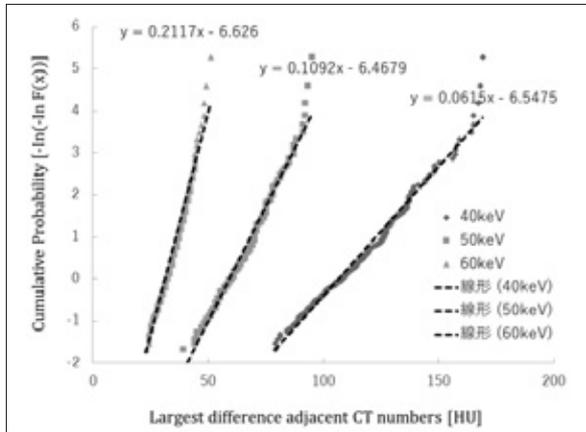


図 4 Gumbel プロットによる直線性の確認

Gumbel プロットの見方としては、右側へ移動するほどアーチファクトが強い傾向がある。

2-3-4 アーチファクトの強度

アーチファクトの数値評価については位置パラメータ β が用いられ、Gumbel プロットから得られた直線近似式を $y=ax+b$ としたとき (5) 式によって表される。

$$\beta = -\frac{b}{a} \dots \dots \dots (5)$$

位置パラメータは値が大きいほどアーチファクトが強い傾向となる。この値は確率変数の最頻値であり、平均値では無いことから外れ値による影響を受けずに評価可能である。位置パラメータとアーチファクト画像の相関を図 5 に示す。

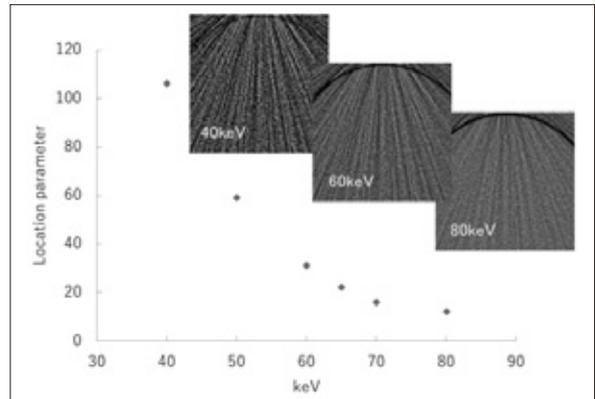


図 5 エネルギー (keV) と位置パラメータの関係

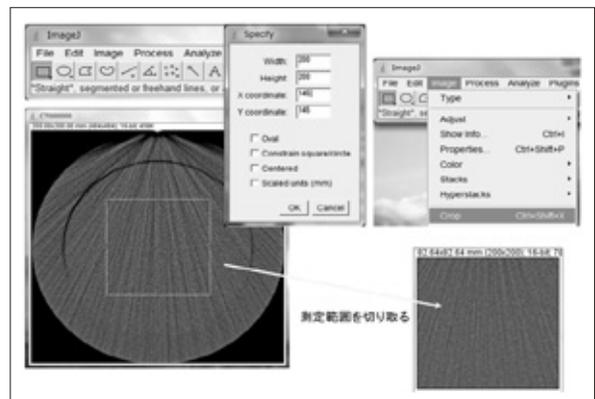
低 keV ほど位置パラメータは高くなり、実際のアーチファクト画像からも相関が確認できる。

3. Gumbel 分布による解析の流れ

均一ファントム上部に金属を配置することでアーチファクト画像を取得し、実際に Image J とエクセルで解析した流れを以下に示す。尚、この手法はアーチファクトに対し垂直に測定できていないため測定誤差を含んだ結果となることを理解した上で利用することが必要である。アーチファクトに対して垂直に測定する手法は中根らの報告により、アーチファクトの定量解析における精度向上が確認されている⁷⁾。

① ROI の設定

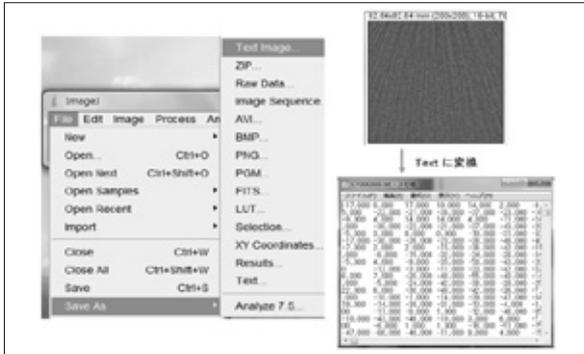
(測定範囲の指定 → Image → Crop)



② Text image の取得

(File → Save As → Text image)

巻頭言
会
告
お知らせ
連載企画
誌上講座
技術解説
総会資料
動本
会
きの
強
会
支
情
部
報
勉
掲
各
示
支
板
部
コ
求
ナ
人
議
事
録
動
会
員
向
の
役
員
名
簿
申
F
込
A
書
X
ジ
年
コ
間
ス
ル
ケ



③エクセルに貼り付け

1	A	B	C	D	E	F	G	
1	-17	0	17	19	14	2	-9	
2	-9	4	14	14	4	-11	-24	
3	-5	3	8	0	-19	-31	-30	
4	-7	2	2	-15	-36	-42	-31	
5	-5	4	-9	-25	-50	-43	-20	
6	6	7	-20	-48	-55	-40	-14	
7	22	6	-30	-48	-42	-4	-7	
8	19	-14	-39	-31	-13	-4	-3	
9	-10	-42	-46	-19	3	6	-7	
10	-47	-46	-46	-11	9	4	-15	
11	-75	-48	-36	-8	2	-4	-19	
12	-77	-24	-24	-7	2	-6	-21	
13	-51	-24	-6	-7	-8	-20	-33	
14	-21	-5	-2	-12	-28	-42	-31	
15	-7	-3	-4	-20	-42	-51	-47	
16	-3	-7	-18	-41	-51	-33	1	
17	-3	-4	-29	-58	-52	-14	17	
18	2	2	-31	-57	-40	-1	23	
19	8	-6	-34	-39	-16	13	26	

④隣り合う画素間の CT 値差をとる (ABS 関数により算出)

1	10	24	9	19	8	17
2	6	33	30	10	21	11
3	3	31	39	2	26	5
4	5	29	36	7	24	18
5	6	26	29	12	11	15
6	11	22	22	10	6	4
7	19	7	11	15	24	9
8	20	5	3	5	25	23
9	16	11	11	11	7	22
10	1	13	18	20	8	11
11	9	14	23	15	5	6
12	18	12	31	11	7	1
13	25	3	28	16	4	5
14	21	11	11	17	9	8
15	4	17	16	4	15	6
16	16	9	32	17	16	10
17	17	5	22	27	4	19

⑤最も大きい CT 値差 (最大変動量) を抽出 (MAX 関数により算出)

20	GN	GO	GP	GO	GR
20	7	10	1	8	40
10	14	6	11	4	35
3	15	0	18	6	36
18	12	15	11	17	38
26	1	23	6	19	41
16	9	15	16	9	39
5	6	0	15	5	40
20	7	6	7	9	42
17	17	3	5	4	48
8	18	1	15	6	51
6	13	4	17	18	44
1	2	6	7	20	42
6	16	0	12	9	35
2	22	9	18	5	37

⑥最大変動量 x を小さい順に並べる (並べ替えとフィルター → 昇順)



⑦確立密度 F(x) を算出

$$F(x_i) = \frac{i}{n+1}$$

データ数 + 1

順位	F	G	H	I
1	24	0.014925373	-1.666930194	
2	24	0.039850746	-1.526262971	
3	24	0.014925373	-1.436201192	
4	24	0.019900499	-1.385328747	
5	24	0.024875622	-1.366739776	
6	24	0.029850746	-1.256056297	
7	25	0.034825871	-1.211165304	
8	25	0.039800995	-1.170580444	
9	25	0.044776119	-1.133361587	
10	25	0.049751244	-1.098852198	
11	25	0.054726368	-1.066574991	
12	25	0.059701492	-1.036168773	

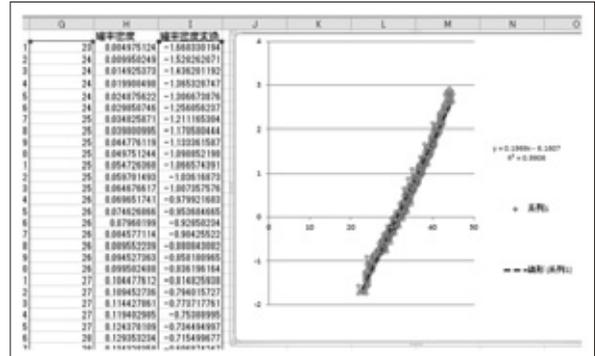
⑧確立密度 F(x) の 2 重対数値に変換

$$-\ln(-\ln F(x_i))$$

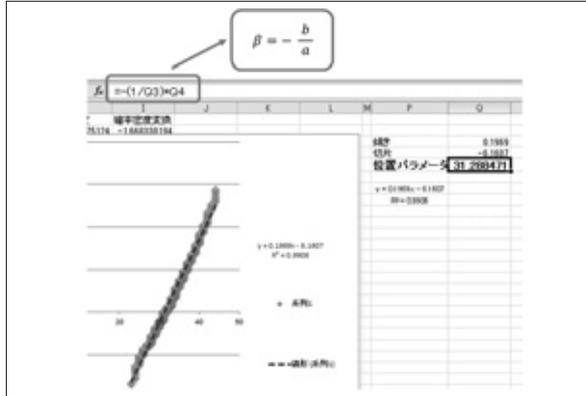
$$F_i = -\ln(-\ln F(x_i))$$

順位	F	G	H	I
1	24	0.014925373	-1.666930194	
2	24	0.039850746	-1.526262971	
3	24	0.014925373	-1.436201192	
4	24	0.019900499	-1.385328747	
5	24	0.024875622	-1.366739776	
6	24	0.029850746	-1.256056297	
7	25	0.034825871	-1.211165304	
8	25	0.039800995	-1.170580444	
9	25	0.044776119	-1.133361587	
10	25	0.049751244	-1.098852198	
11	25	0.054726368	-1.066574991	
12	25	0.059701492	-1.036168773	

⑨横軸に最大変動量、縦軸に確立密度 F(x) の 2 重対数値をプロット (直線性から Gumbel 分布に従うかを評価)



⑩近似式の傾きと切片より位置パラメータを算出



4. まとめ

メタルアーチファクトの測定法について、Gumbel分布を用いた手法はより定量性が高いが、あまり聞きなれない統計学を用いた手法であることから難しく思われがちである。本稿で記したエクセルを用いることで簡便に解析できるため、アーチファクト評価の一助となれば幸いである。また、評価法については必ずしも Gumbel 分布を用いなければならない訳ではなく、傾向を把握する程度であればSD や SAI を用いた評価でも可能であり、検討の目的や評価法の特徴を理解して選択すべきと考える。

5. 謝辞

本解析を行うにあたり、ご指導いただいた埼玉医科大学総合医療センターの中根さまをはじめ、スタッフの方々に感謝申し上げます。

6. 参考文献

- 1) Gumbel EJ. Statistics of Extremes. New York : Dover Publications, 1958.
- 2) 市川雅弘, 村松禎久. 標準 X 線 CT 画像計測. 東京: オーム社.
- 3) JIS Z 4752-2-6 第 2-6 部: 不変性試験 - 医用 X 線 CT 装置.
- 4) Wang Y, Qian B, Li B, et al. Metal artifacts reduction using monochromatic images from spectral CT : evaluation of pedicle screws in patients with scoliosis. Eur J Radiol 2013; 82

(8) : e360-366.

- 5) 今井國治, 池田充, 遠地志太, 他. 極値統計学によるアーチファクトの統計解析とそれに基づく評価法. 電信技報 2005; 105 (386) : 1-6.
- 6) Imai K, Ikeda M, Wada S, et al. Analysis of streak artefacts on CT images using statistics of extremes. Br J Radiol 2007; 8 (959) : 911-918.
- 7) 中根淳, 小林芳春, 塩澤努. ストリークアーチファクトに対する極値統計解析を用いた等方的な定量評価. 放射線技術学会誌 2015 : 71 (12) : 1165-1173.

執筆者紹介

済生会川口総合病院
城處 洋輔
技師歴 13年



「臨床におけるメタルアーチファクトリダクション」

越谷市立病院
関根 貢

1. はじめに

メタルアーチファクトに混在するアーチファクトとして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などが挙げられる。

これらのアーチファクトは臨床画像に様々な形状で現れ、診断の妨げとなる。上記アーチファクトを低減するために臨床で用いられている手法には従来、高電圧撮影法、ポジショニングの工夫により金属から距離を離す方法、ビームハードニング補正ありの再構成関数で再構成する方法などがある。

今回は従来法だけではなく、Dual Energy（以下DE）の仮想単色 X 線画像 Monochromatic Image（以下MI）を用いた手法とメタルアーチファクト低減アプリケーションを用いた手法について述べる。

2. Dual Energy：仮想単色 X 線画像 (Monochromatic Image)

DEには各CTメーカー様々な種類 (image base、raw data base)、方式 (dual source、kV switching、dual spin、dual layer) がある。

今回は Discovery 750HD (GE Healthcare) のMIによる臨床画像について述べる。

2-1) 椎骨動脈損傷術後症例

初療時、上位頸椎・横突孔に及ぶ骨折、脱臼があり椎骨動脈損傷が疑われた症例である (図1)。後方固定手術後、救命医よりフォローアップCTをDE撮影で検査依頼があった。

その読影レポートには左椎骨動脈に解離・血栓 (図1：矢印) を疑うと記載されていた。

通常撮影ではメタルアーチファクトで椎骨動脈が描出不良となってしまうがMIによってアーチ

ファクトを軽減でき、診断に有用であった症例である。

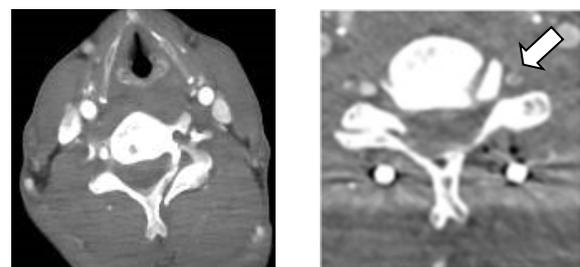


図1 椎骨動脈損傷術前・術後の比較 (左：初療時 120kVp 右：術後 MI 105keV)

2-2) 下腿骨術後症例

下腿骨の術後、金属の位置、骨折、骨癒合の評価目的でDEにて撮影された症例である。

従来の 120kVp に比べ、MI 120keV はメタルアーチファクトが軽減され、診断に有用な画像が得られている。

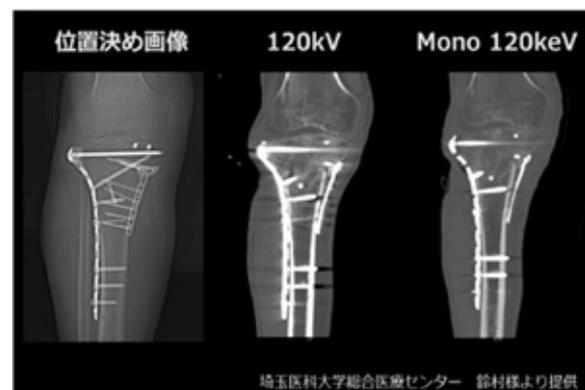


図2 下腿骨術後 DE 撮影 (左：位置決め画像、中央：120 kVp、右：MI 120keV)

2-3) MIによる keV の選択とコントラスト

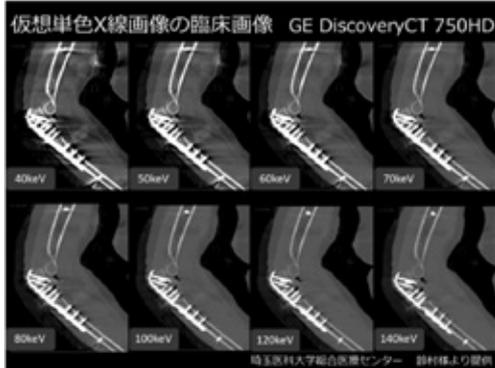


図3 低 keV から高 keV への画質変化

MI を用いた場合、keV の選択によって画質が大きく変化するの周知のとおりである。

肘関節術後 DE にて撮影し keV を変えた画像を図3に示す。

高 keV になる程、メタルアーチファクトは軽減されているが骨梁や骨皮質のコントラストは低下しているのがわかる (図3)。

今回使用した機種とは異なるが MI の keV を変化させた場合の画像を図4示す。

高 keV になる程、メタルアーチファクトは軽減されるがhydroxyapatite/calcium carbonate pellet と背景との CNR は低下している。

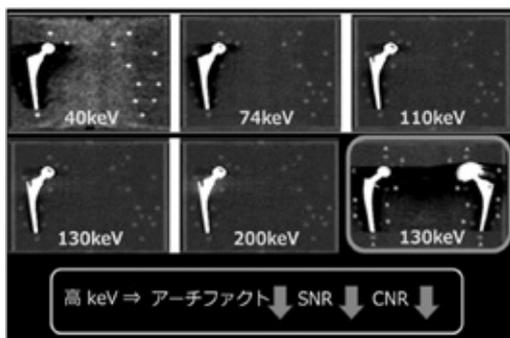


図4 MI の keV と CNR

130keV 付近がアーチファクトと CNR の関係から画質は良好であるが、両側の骨頭付近の金属 (cup : CoCrMo) による強いダークバンドが生じている場合には同じ 130keV でも画質はあまり改善されない。したがって金属の種類とアーチファクトの種類によって MI によるアーチファクト低

減効果が異なってくる¹⁾。

3. メタルアーチファクト低減アプリケーション

メタルアーチファクト低減アプリケーションでは当院で運用している Aquilion ONE (Canon medical systems) の Single Energy Metal Artifact Reduction (以下 SEMAR) を中心に臨床画像を提示する。

SEMAR は通常の Single Energy で撮影された画像から投影 (Forward Projection) と逆投影 (Back Projection) を複数回繰り返す過程で金属アーチファクト成分を選択的に低減する再構成技術である。撮影条件によっては使用制限があるが基本的にはどの部位にでも使用することが可能である。

3-1) 脳外科領域 (コイリング後頭部 CTA)

コイリング後頭部 CTA を行い、SEMAR を使用し再構成した。コイル (Pt) からのメタルアーチファクトを軽減でき、MIP 画像にて SEMAR なしで欠損になっていた内頸動脈が描出できた症例である (図5)。脳動脈瘤 clip よりもコイルの方が材質の原子番号が大きいためより画質改善される²⁾と報告もある。

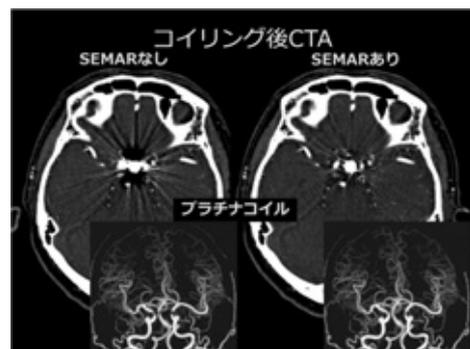


図5 コイリング後 CTA SEMAR の有無

しかしメタルアーチファクトは軽減できたものの、一方で左椎骨動脈の CT 値低下が生じた。(図6)

SEMAR 使用時にはアーチファクト軽減だけではなく、その他の部位で画質に変化がないか元画像と対比しながら注意深く観察する必要がある。



図6 脳血管のCT値変化 SEMARの有無 (左:SEMARなし 右:SEMARあり)

3-2) 循環器領域 (ペースメーカー有の心臓CT)

ペースメーカー本体は体表面にあるため SEMAR の効果はないといわれているがリードには有効である³⁾と報告がある。

図7では右冠動脈#1はペースメーカーのリードからのメタルアーチファクトにより描出不良であるが SEMAR を使用することによってメタルアーチファクトは軽減されしっかりと描出されている。

心臓CTで SEMAR を使用する場合、CT装置のバージョンによって使用できない場合があるので注意が必要である。



図7 ペースメーカーのリードにおける SEMAR の有無 (左:SEMARなし 右:SEMARあり)

3.3) 整形外科領域

SEMAR はこれまで述べた脳外科、循環器科領域だけではなく整形外科領域でも有用である。

3-3-1) 肘関節術後評価

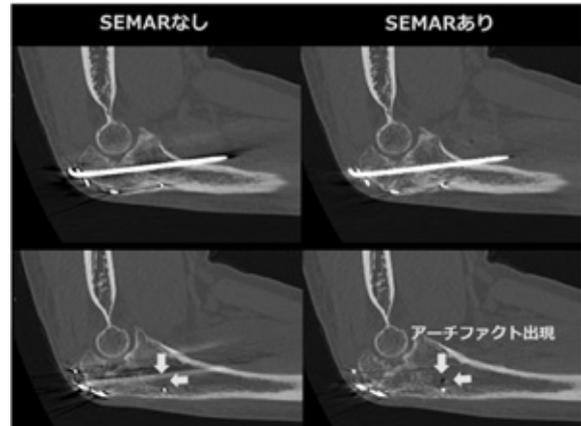


図8 肘関節術後 SEMAR の有無 (左:SEMARなし 右:SEMARあり)

図8では肘にチタン製金属が挿入されているが SEMAR を使用することによってメタルアーチファクトを軽減することができる。しかし、この症例はアーチファクト軽減だけではなく、金属周囲骨皮質への影響や別のアーチファクトが出現してしまっている (図8矢印)。

整形外科領域ではメタルアーチファクト軽減だけではなく、周辺骨皮質も注意深く観察する必要がある。

3-3-2) 管電圧と SEMAR の組み合わせ

a) 各管電圧と SEMAR の基礎実験

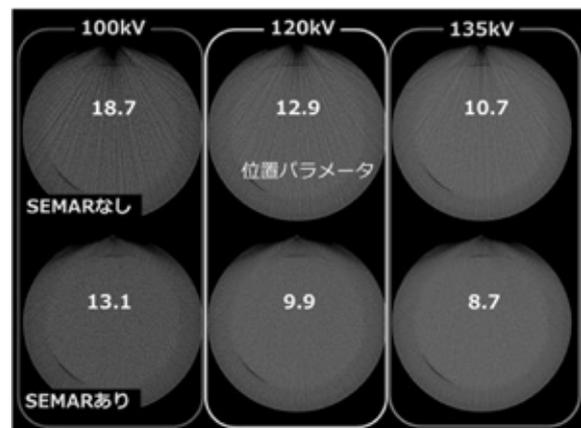


図9 SEMAR と管電圧の組み合わせ

メタルアーチファクトを低減させるためには従来から行われている高電圧撮影は有効である。

管電圧を高くするほどアーチファクト量を表す位置パラメータ^{4), 5)}が低下しているのがわかる(図9)。

さらに SEMAR を併用することでアーチファクトが減り、位置パラメータは低下する。

b) 臨床編

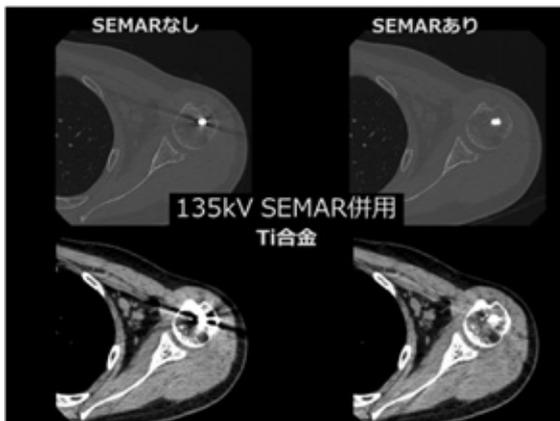


図10 高管電圧併用 SEMAR の有無

実際の臨床において高管電圧で撮影し、尚且つ SEMAR を併用した症例である(図10)。

基礎実験の結果で示すように高管電圧を使用することで骨条件、軟部条件ともにメタルアーチファクトを軽減でき、診断に有用であった症例である。

3.4) その他の領域

その他耳鼻科領域(膿瘍)や消化器領域(腹部コイル後)でも SEMAR は有用である。

(図11)

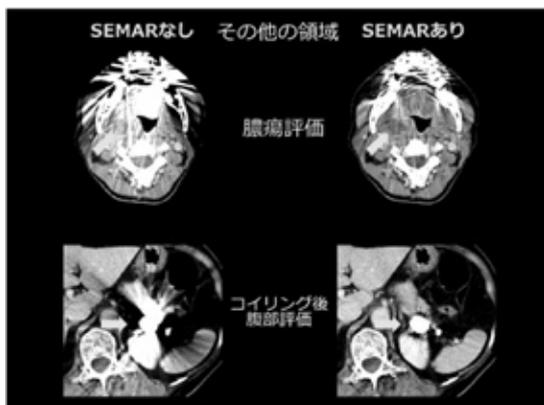


図11 その他の領域の SEMAR の有無

3.5) SEMAR の効果がなかった症例

上記のようにどの領域においてもメタルアーチファクト低減アプリケーションは臨床において有用である。

しかし、複数の金属がある場合や金属自体の形状が小さく、複雑な構造の金属、皮膚表面の金属、金属がスキャン範囲外にある時には最適な効果が得られない場合がある。(図12)

また、金属周囲の構造物(骨、造影血管など)において濃度変化や形状変化を伴う場合もあるため必ずオリジナル画像との比較が重要である。



図12 SEMAR の効果が得られなかった症例

4. さいごに

メタルアーチファクト低減において DE、アプリケーションそれぞれにおいて一長一短がある。

汎用性やポストプロセスの点から考えればアプリケーションを用いた方が臨床的有用性は高いと考える。もちろん、両手法併用可能な機種であればより低減効果が期待できる。

しかし、アプリケーションは万能ではなく、効果がない場合や別のアーチファクト発生が生じる場合、再構成時間延長や特定の再構成関数や特殊撮影方法では使用できないといったいくつかの問題点があるためさらなる改善を要望としてあげたい。

最後に共同実験のため施設を使用させていただいた埼玉医科大学総合医療センターさま、座長中根さま、スライド提供していただいた鈴木さま、高瀬クリニック高柳さまに深謝いたします。

5. 参考文献

- 1) Wellenberg et al. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. H.H. European Journal of Radiology. 2017. January
- 2) Keitaro Sofue, Improved image quality in abdominal CT in patients who underwent treatment for hepatocellular carcinoma with small metal implants using a raw data-based metal artifact reduction algorithm. Eur Radiol. November, 2016.
- 3) 高柳知也, 他. ペースメーカーリードが冠動脈CT血管造影に与える影響と金属アーチファクト低減再構成法の有用性. 日放技学誌 2017;vol.73.No6
- 4) 中根淳, 他. ストリークアーチファクトに対する極値統計解析を用いた等方的な定量評価. 日放技学誌 2015;vol.71.No12
- 5) 北口茂聖, 他. 極値統計を用いたCT画像における金属アーチファクトの定量評価. 日放技学誌 2016;vol.72.No5

「Metal Artifact Reduction」～評価法から臨床応用まで～

メタルアーチファクト共同実験

医療法人社団真療会 野田病院
鈴村 佳也

1. はじめに

CT 検査において、メタルアーチファクトは主に投影データの不足によるストリークアーチファクト、ビームハードニングによるカップリングアーチファクトおよび金属間に生じる多数のダークバンドとして表される。これらのアーチファクトにより、金属およびその周囲が不鮮明となり、画質の劣化を招く¹⁾。このメタルアーチファクトの低減方法として、現在では Dual energy の仮想単色 X 線画像、メタルアーチファクト低減アプリケーション等が臨床使用されており、アーチファクトの評価法^{2) 3) 4) 5)}も様々報告されている。

今回、公益社団法人埼玉県診療放射線技師会第 1、2、5、6 支部合同勉強会「Dual Energy CT セミナー 2017」技術セッション担当にて、メタルアーチファクトに対し、複数の CT 装置およびメタルアーチファクト低減方法を用いて共同実験を行った。本実験におけるメタルアーチファクトの評価法は、同技術セッションによる「メタルアーチファクトの評価法」にて述べられた SD 法、Streak Artifact Index、極値統計解析を用い、特に極値統計解析を中心に検討を行った。極値統計

解析では、CT 値変位が極値統計の Gumbel 分布に従っていることを確認したうえで位置パラメータを算出した。

本実験の目的として、同じ金属物体・ファントムを用いて、CT 装置機種間・メタルアーチファクト低減方法間におけるメタルアーチファクト低減効果の傾向を把握し、比較を行うこととした。

2. 方法

2-1 使用機器

Dual energy の仮想単色 X 線画像搭載装置 2 台、メタルアーチファクト低減アプリケーション搭載装置 2 台の計 4 台を使用した。CT 装置、メタルアーチファクト低減方法、施設名を表 1 に示す。Definition Flash は Monoenergetic Plus 非搭載装置を使用した。

メタルアーチファクト評価を行うファントムとして、東洋メディック社製 Catphan600 およびチタン製・ステンレス製の金属（直径 10mm）を用いて、Catphan600 画像均一性モジュール周囲の 0° と 0°・180° に金属を配置した（図 1）。

表 1 各施設における使用 CT 装置とメタルアーチファクト低減方法

CT 装置	メタルアーチファクト低減方法	施設名
Discovery CT750 HD GE ヘルスケア・ジャパン社製	Dual Energy 仮想単色 X 線画像	埼玉医科大学総合医療センター
Definition Flash シーメンスヘルスケア社製	Dual Energy 仮想単色 X 線画像	埼玉医科大学総合医療センター
Perspective シーメンスヘルスケア社製	メタルアーチファクト低減アプリケーション iMAR	埼玉医科大学総合医療センター
Aquilion ONE キャノンメディカルシステムズ株式会社製	メタルアーチファクト低減アプリケーション SEMAR	越谷市立病院

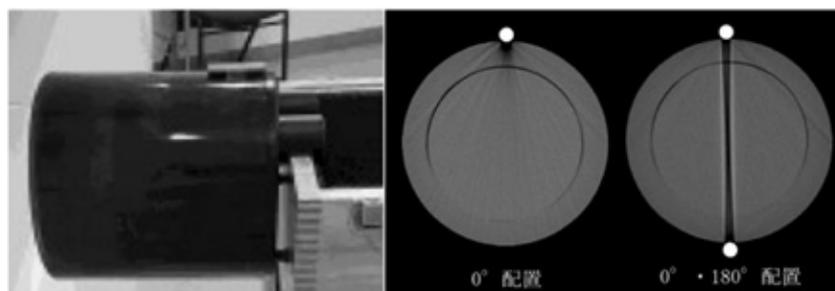


図1 ファントム外観と金属配置の画像

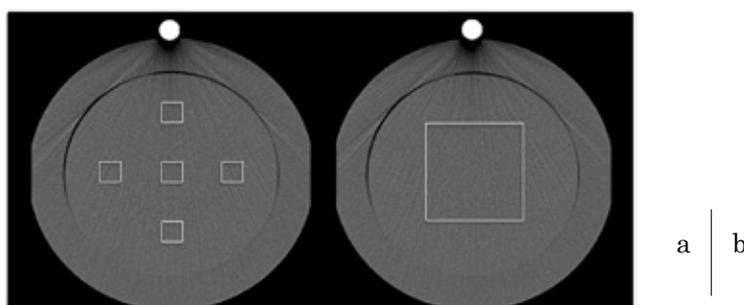


図2 評価法の関心領域
(a) SD 法、(b) Streak Artifact Index・極値統計解析

2-2 検討項目

2-2-1 評価法の傾向把握

ステンレス製金属を0°に配置し、SD法、Streak Artifact Index、位置パラメータを算出した。各評価法における関心領域を図2に示す。SD法は、関心領域40×40画素にて各画像SDの平均値、Streak Artifact Indexは、関心領域200×200画素にて金属有無の2画像を用いて算出した。極値統計解析は、Streak Artifact Indexと同じ関心領域を用いた。以下に検討条件を示す。他に金属0°・180°配置、関心領域の位置変更を行い、各評価法について検討した。

(a) 評価法：SD法、Streak Artifact Index、極値統計解析。

(b) 評価画像：金属有無における仮想単色X線画像65keV・100keV・130keV、iMAR、SEMARおよび各装置の120kV (Perspective 130kV)の画像。

(c) 撮影条件：金属無における評価画像の画像SDを揃えた条件 (画像SD：5.81±0.18)。

2-2-2 極値統計解析を用いた低減方法の比較

チタン製・ステンレス製金属を使用して、①金属0°配置によるストリークアーチファクトの評価、②金属0°・180°配置によるダークバンドアーチファクトの評価を行った。位置パラメータにて評価を行い、関心領域は2-2-1項と同位置に設定した。以下に検討条件を示す。

(a) 評価法：極値統計解析。

(b) 評価画像：金属有無における仮想単色X線画像40keV～140keV、iMAR、SEMARおよび各装置の120kV (Perspective 130kV)の画像。

(c) 撮影条件：CTDIvolを揃えた条件 (CTDIvol：13.61±0.08mGy)。

2-2-1項、2-2-2項にて、helical scanに起因するアーチファクトを除外するためにスキャン方式はnon-helical scanとし、回転時間：1.0s/rotation、再構成関数：Standard・B40s・B40s・FC07 (表1上から順に)、再構成視野：200mm、スライス厚：5.0mmにて行った。iMARは、各評価法にて低値を示したHip implantsを使用した。

3. 結果

3-1 評価法の傾向把握

ステンレス製金属を0°に配置し、画像SD・Streak Artifact Index・位置パラメータを算出した結果を表2に示す。画像SDにて、金属無の画像SD (5.81±0.18) より全て高値を示した。また、Streak Artifact IndexはSEMARが最低値であるが、位置パラメータはDiscovery CT750 HDが低値を示す、Definition Flash 100keVとiMARのStreak Artifact Indexがほぼ同値であるが、位置パラメータは異なる等、SD法・Streak Artifact Indexと位置パラメータ間にて異なる傾向を示した。

ステンレス製金属を0°・180°に配置し、画像SD、Streak Artifact Indexを算出した一例を図3に示す。関心領域の位置・大きさによって異なる結果となった。

評価画像およびGumbel Plotの一例を図4abに示す。金属周囲のビームハードニングアーチファクトとストリークアーチファクトが混在する部分に関心領域を設定したが、Gumbel分布に従わない分布となった。しかし、2種類の直線的な分布を確認できたため、図4cdに示すようにGumbel Plotを相関の高い分布に分割し、それぞれ位置パラメータ (c: 204.5, d: 85.6) を算出した。

表2 ステンレス製金属0°配置における評価法の比較 (金属無の画像SD: 5.81±0.18)

評価法	Discovery CT750 HD			Definition Flash			Perspective	Aquilion ONE
	65keV	100keV	130keV	65keV	100keV	130keV	iMAR	SEMAR
画像SD	6.49	6.51	6.43	9.37	6.69	7.58	6.82	6.31
Streak Artifact Index	2.99	2.62	2.56	7.41	3.54	4.94	3.55	2.21
位置パラメータ	11.64	12.11	11.61	19.27	13.58	15.23	15.69	12.48

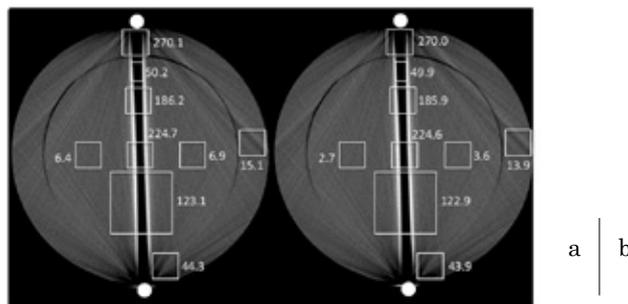


図3 (a) SD法、(b) Streak Artifact Indexの傾向

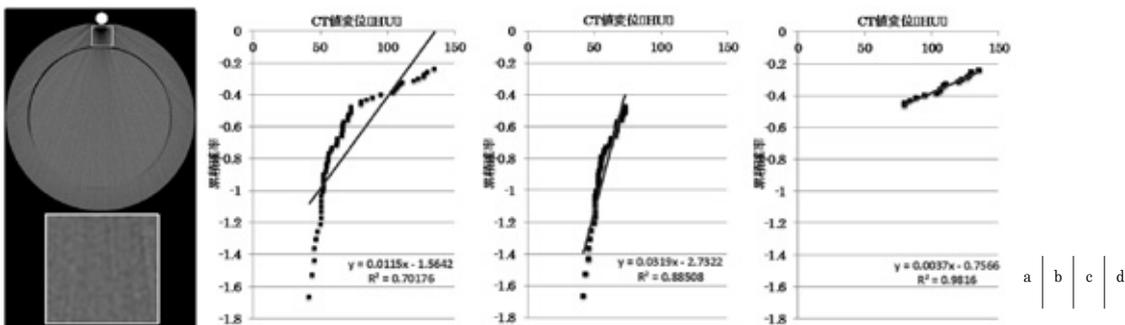


図4 極値統計解析の特色 (a) 評価画像と関心領域、(b) Gumbel Plot、(c) (d) 2種類のGumbel Plot

3-2 極値統計解析を用いた低減方法の比較

3-2-1 金属 0° 配置によるストリークアーチファクトの評価

チタン製・ステンレス製金属における 2 社仮想単色 X 線画像 40keV ~ 140keV の位置パラメータを図 5a、各低減方法における位置パラメータ (仮想単色 X 線画像は最低値の keV) を図 6a、ファントム画像を図 7、8 に示す。図 5a の 2 社位置パラメータにおいて、Discovery CT750 HD は 65keV 以上にてほぼ同値であり、高 keV ほど低値を示したが、Definition Flash は 80keV が最低値を示した。

メタルアーチファクト低減方法を使用しない 120kV の位置パラメータは、Discovery CT750 HD：チタン製 13.3・ステンレス製 14.8、Definition Flash：チタン製 8.6・ステンレス製 11.1、Perspective：チタン製 12.6・ステンレス製 15.8、Aquilion ONE：チタン製 9.2、ステンレス製 13.5 であった。この結果と図 6a を比較すると、Discovery CT750 HD 仮想単色 X 線画像の両金属および iMAR、SEMAR のステンレス製金属のみにおいて、120kV より低値を示した。ファントム画像より、主観的ではあるが、特にチタン製金属にて 120kV のストリークアーチファクトと大きな差は見られず、加えて iMAR、SEMAR において、特に金属周囲に 120kV では見られない

画像変化が生じる傾向にある (図 7、8)。

3-2-2 金属 0°・180° 配置によるダークバンドアーチファクトの評価

チタン製・ステンレス製金属における 2 社仮想単色 X 線画像 40keV ~ 140keV の位置パラメータを図 5b、各低減方法における位置パラメータ (仮想単色 X 線画像は最低値の keV) を図 6b、ファントム画像を図 9、10 に示す。

図 5b より、2 社仮想単色 X 線画像の位置パラメータは、高 keV にて低値を示した。図 6b より、ステンレス製金属にて仮想単色 X 線画像とメタルアーチファクト低減アプリケーションの位置パラメータに大きな差が見られた。ファントム画像より、主観的ではあるが Discovery CT750 HD は、どの keV においてもダークバンドアーチファクトが多く残り、Definition Flash は、keV によっては低減傾向にあるが、ストリークアーチファクトが多く発生している (図 10)。チタン製金属では、ステンレス製金属より各低減方法による位置パラメータの差が少なく (図 6b)、同様の傾向がファントム画像より見られる (図 9)。

図 6ab より、メタルアーチファクト低減アプリケーションにおける金属素材・配置の異なる 4 種の位置パラメータの差が、仮想単色 X 線画像より少ない結果となった。

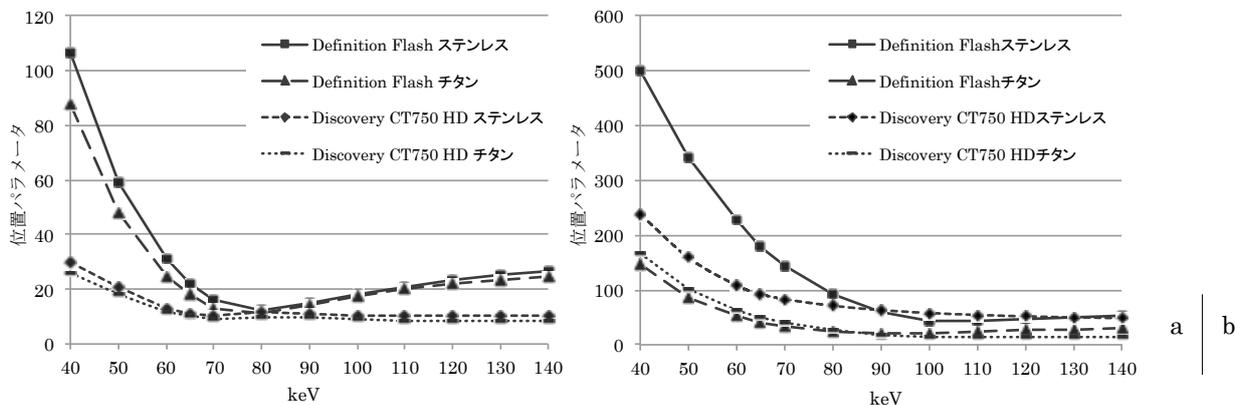


図 5 (a) 金属 0° 配置、(b) 金属 0°・180° 配置における仮想単色 X 線画像の位置パラメータ

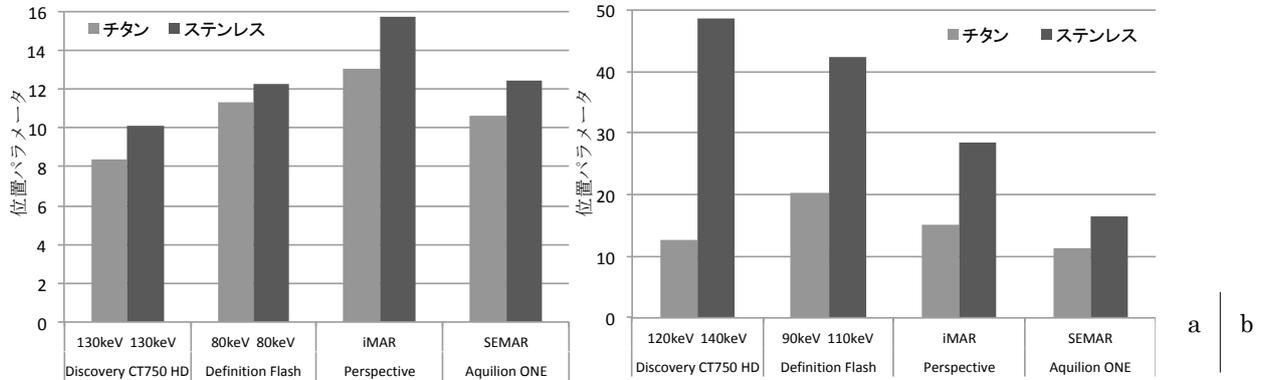


図6 (a) 金属 0° 配置、(b) 金属 0°・180° 配置における各低減方法の位置パラメータ

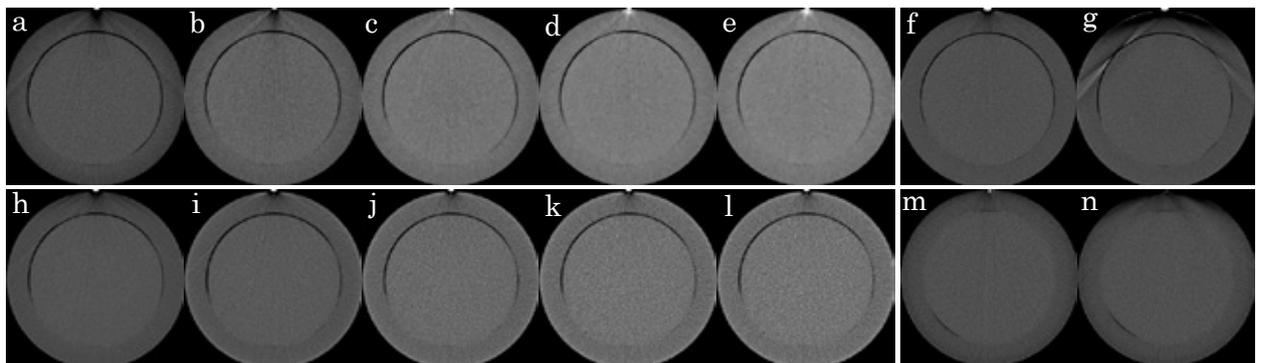


図7 チタン製金属 0° 配置における各低減方法のファントム画像 (WW200 / WL40)
 Discovery CT750 HD (a) 120kV 仮想単色 X 線画像 (b) 80keV (c) 100keV (d) 120keV (e) 130keV
 Definition Flash (h) 120kV 仮想単色 X 線画像 (i) 80keV (j) 100keV (k) 120keV (l) 130keV
 Perspective (f) iMAR 無 (g) iMAR 有、Aquilion ONE (m) SEMAR 無 (n) SEMAR 有

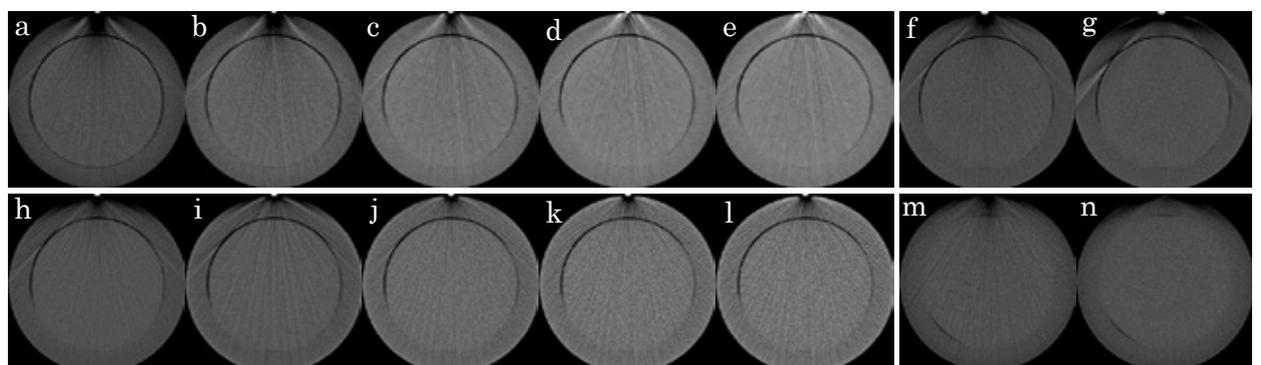


図8 ステンレス製金属 0° 配置における各低減方法のファントム画像 (WW200 / WL40)
 Discovery CT750 HD (a) 120kV 仮想単色 X 線画像 (b) 80keV (c) 100keV (d) 120keV (e) 130keV
 Definition Flash (h) 120kV 仮想単色 X 線画像 (i) 80keV (j) 100keV (k) 120keV (l) 130keV
 Perspective (f) iMAR 無 (g) iMAR 有、Aquilion ONE (m) SEMAR 無 (n) SEMAR 有

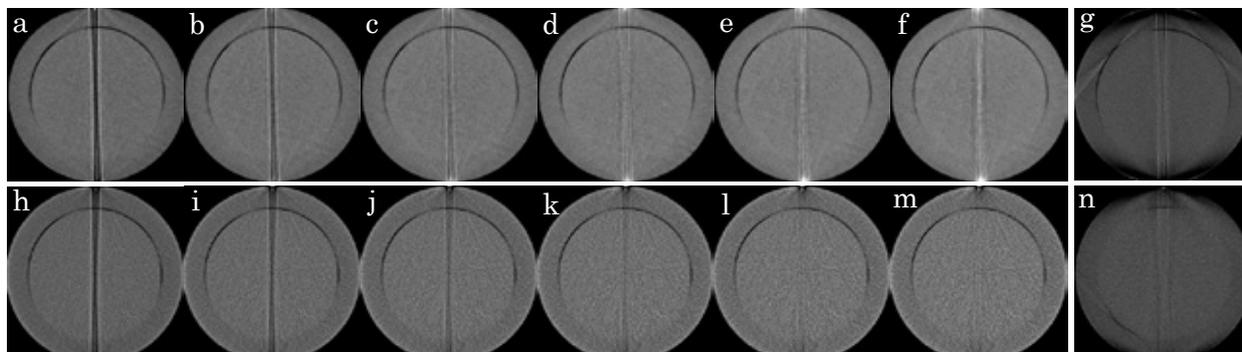


図9 チタン製金属 0°・180°配置における各低減方法のファントム画像 (WW200 / WL40)
 Discovery CT750 HD 仮想単色 X 線画像 (a) 90keV (b) 100keV (c) 110keV (d) 120keV (e) 130keV (f) 140keV
 Definition Flash 仮想単色 X 線画像 (h) 90keV (i) 100keV (j) 110keV (k) 120keV (l) 130keV (m) 140keV
 (g) Perspective iMAR、(n) Aquilion ONE SEMAR

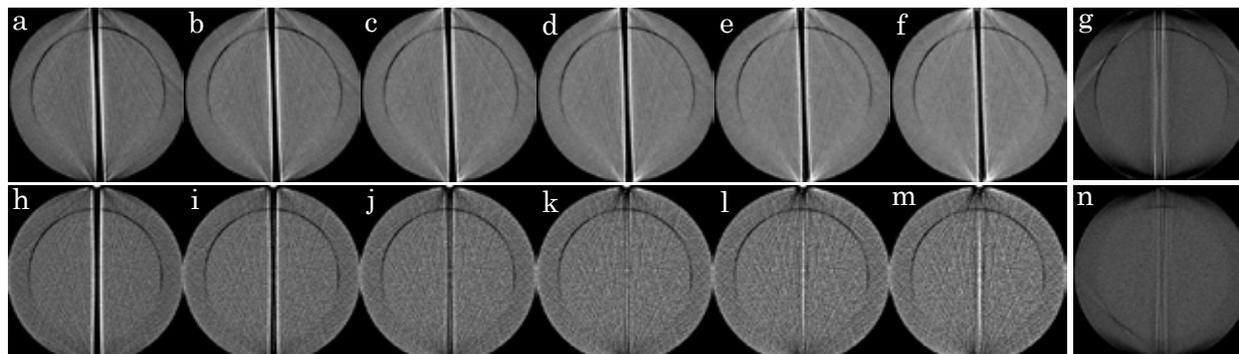


図10 ステンレス製金属 0°・180°配置における各低減方法のファントム画像 (WW200 / WL40)
 Discovery CT750 HD 仮想単色 X 線画像 (a) 90keV (b) 100keV (c) 110keV (d) 120keV (e) 130keV (f) 140keV
 Definition Flash 仮想単色 X 線画像 (h) 90keV (i) 100keV (j) 110keV (k) 120keV (l) 130keV (m) 140keV
 (g) Perspective iMAR、(n) Aquilion ONE SEMAR

4. 考察

評価法の傾向把握において、SD法・Streak Artifact Index と位置パラメータ間に一部異なる傾向を示した。SD法、Streak Artifact Index は、より容易に使用可能であるが、CT値の標準偏差を用いた金属アーチファクト評価では、金属アーチファクトと画像ノイズが混在した状態で評価している。そのため、画像ノイズに影響され、精度の高い評価が行えていない⁶⁾、標準偏差が正規分布する母集団の性質を表す代表値であることから、ストリークアーチファクトの統計学的性質を明らかにしないまま使用することには定量値としての根拠が乏しい³⁾等の報告があり、原理上、画像ノイズによる影響を受けることなく評価可

能⁶⁾な極値統計解析の必要性は非常に大きいと考えられる。また、関心領域の設定によって結果が異なった。金属周囲のビームハードニングアーチファクトとストリークアーチファクトが混在している部分に関心領域を設定して評価する場合、極値統計解析を用いることで関心領域内の異なるアーチファクトをGumbel Plot上で区別することができ、各アーチファクトを把握することができるのではないかと考えられる。

金属0°配置によるストリークアーチファクト評価において、メタルアーチファクト低減方法を使用しない120kVにて、一部を除き位置パラメータが低値を示した。評価に当たり、より金属に近いほどその影響を強く受けたアーチファクトを解

析できる⁶⁾ため、関心領域の位置（今回ファントム中心に設定）によって結果が異なると考えられる。今回対象としたストリークアーチファクトの場合、低減効果が少ないため、各低減方法による画像変化を把握したうえで、選択する必要があると考えられる。

金属 $0^\circ \cdot 180^\circ$ 配置によるダークバンドアーチファクト評価において、特にステンレス製金属を配置した仮想単色 X 線画像にて、アーチファクト低減効果が少なくなった。メタルアーチファクト低減アプリケーションは、仮想単色 X 線画像より位置パラメータが低値を示しており、ステンレス製金属のような高吸収体であるほど、ダークバンドアーチファクトに対してメタルアーチファクト低減アプリケーションが有用であると考えられる。

メタルアーチファクト低減アプリケーションは、仮想単色 X 線画像より金属の素材・配置の違いによる位置パラメータの変化が少ないため、その他画像変化を把握したうえで、より臨床で使用しやすい低減方法であると考えられる。仮想単色 X 線画像は、金属の素材・配置の違いにより、位置パラメータの最低値を示す keV が異なる場合があるため、使用を検討したうえで、目的に合わせて keV を選択する必要があると考えられる。

仮想単色 X 線画像によるメタルアーチファクト評価について報告がされており^{7) 8) 9) 10)}、100keV ~ 150keV 辺りが有用であると述べられている。メタルアーチファクト評価に当たり、使用ファントム、金属（素材・配置位置・数・形状・大きさ等）、評価法、関心領域（位置・大きさ）、対象とするアーチファクト等によって結果が異なってくると考えられる。また、今回極値統計解析を行うに当たり、noise power spectral (NPS) 形状の確認を行ったが、特に CT 装置間で比較する場合、この NPS における誤差等の評価画像設定も結果に影響しているのではないかと考えられる。上記項目を念頭に置き、目的に合っ

た物理評価と視覚評価を併せて行うことが必要になってくると考えられる。

今回用いた極値統計解析は、アーチファクトに対して垂直な方向に CT 値変位を走査し解析を行う方法であるが、本実験では、垂直な方向とならない特に放射状に発生するアーチファクトの方向を考慮できていない。このような問題を解決するために関心領域回転法³⁾が報告されており、アーチファクトの発生方向を視認する必要がなく、等方的なストリークアーチファクトの定量評価を行うことができ³⁾、方向依存性に起因した誤差⁶⁾を抑えることで、更に精度の高い評価が可能になってくると考えられる。

5. おわりに

チタン製・ステンレス製金属を 0° と $0^\circ \cdot 180^\circ$ に配置したファントムを用いて、極値統計解析を中心にメタルアーチファクト評価を行った。金属素材・配置、CT 装置・メタルアーチファクト低減方法により、アーチファクトの低減効果が異なり、傾向を確認できた。今回使用したファントムは、臨床で対象となる金属の配置・形状・サイズ等および人体構造と異なる。目的に合った物理評価と視覚評価を根拠とし、その他画像変化、CT 装置・メタルアーチファクト低減方法の特性を把握し、臨床への応用が期待される。

6. 参考文献

- 1) 上野恵子. スペクトラル CT 基本原理と臨床応用. 秀潤社 2013;1 (1) : 56
- 2) 今井國治, 池田 充, 遠地志太, 他. 極値統計学によるアーチファクトの統計解析とそれに基づく評価法 —Gumbel 評価法の考案—. 電信技報 2005;105 (386) : 1-6.
- 3) 中根淳, 小林芳春, 塩澤努. ストリークアーチファクトに対する極値統計解析を用いた等方的な定量評価. 日放技学誌 2015;71 (12) :

1165-1173

4) Lewis M, Reid K, Toms AP. Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. *Skeletal Radiol* 2013; 42 (2) : 275-282.

5) Duan X, Wang J, Leng S, et al. Electronic noise in CT detectors : Impact on image noise and artifacts. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 201 (4) : W626-632.

6) 北口茂聖, 今井國治, 上田傑, 他. 極値統計を用いたCT画像における金属アーチファクトの定量評価. *日放技学誌* 2016;72 (5) : 402-409

7) Lewis M, Reid K, Toms AP. Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. *Skeletal Radiol* 2013;42 (2) : 82-275

8) Wellenberg RH, Boomsma MF, van Osch JA, Vlassenbroek A, Milles J, Edens MA, Streekstra GJ, Slump CH, Maas M. Quantifying metal artefact reduction using virtual monochromatic dual-layer detector spectral CT imaging in unilateral and bilateral total hip prostheses. *Abstract. Eur J Radiol* 2017 Mar;88 : 61-70. doi : 10.1016/j.ejrad.2017.01.002. Epub 2017 Jan4.

9) Filograna L, Magarelli N, Leone A, Guggenberger R, Winkhofer S, Thali MJ, Bonomo L. Value of monoenergetic dual-energy CT (DECT) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies. *Skeletal Radiol* 2015 Sep;44 (9) : 1287-94. doi : 10.1007/s00256-015-2155-z. Epub 2015 May 12.

10) Takrouri HS, Alnassar MM, Amirabadi A,

Babyn PS, Moineddin R, Padfield NL, BenDavid G, Doria AS. Metal Artifact Reduction : Added Value of Rapid-Kilovoltage-Switching Dual-Energy CT in Relation to Single-Energy CT in a Piglet Animal Model. *AJR Am J Roentgenol* 2015 Sep;205 (3) : W352-9. doi : 10.2214/AJR.14.12547.

執筆者

鈴木 佳也

平成 16 年 国際医療福祉大学

保健学部 放射線・情報科学科 卒業

平成 16 年 岐阜大学医学部附属病院 入職

平成 19 年 埼玉医科大学総合医療センター 入職

平成 29 年 医療法人社団真療会 野田病院 入職