

その他（ノート）

SEMARを用いた血管塞栓用コイルの金属アーチファクト低減における撮影条件の検討

池田 欣正¹, 濱本 耕平², 紙 恭子¹, 小澤耕一郎¹, 真鍋 治³, 千葉英美子²,
森 壑², 真鍋 徳子³

- 1) 自治医科大学附属さいたま医療センター中央放射線部, 埼玉県さいたま市大宮区天沼町1-847
- 2) 自治医科大学医学部放射線医学講座, 栃木県下野市薬師寺3311-1
- 3) 自治医科大学医学部総合医学第1講座放射線科, 埼玉県さいたま市大宮区天沼町1-847

要 約

【目的】 Single energy metal artifact reduction (SEMAR) を用いた血管塞栓用コイルの金属アーチファクト低減における撮影条件の影響を明らかにする。

【方法】 チューブ内に血管塞栓用コイルを留置した血管塞栓ファントムを用い, 管電圧, 管電流, 撮影方向を変えてCTを撮影し, 視覚評価, standard deviation (SD) 値, CT値のプロファイル曲線を指標として, それぞれの金属アーチファクト低減における影響を比較検討した。

【結果】 すべての管電圧, 管電流において, SEMARありではSEMARなしと比較し視覚評価スコアは高値を示し, SD値は低値を示した。SEMARありの画像では, 高電圧および高電流撮影でSD値は低値を示した。撮影方向の検討では, チューブに対して水平に撮影した画像でチューブ内の金属アーチファクトがより広範囲にみられた。

【結論】 SEMARを用いた金属アーチファクト低減には, 高電圧, 高電流での撮影が有用であり, 評価対象血管と金属コイルとの位置関係を考慮した方向での撮影が重要である。

(キーワード: コイル塞栓術, 金属アーチファクト低減, CT: computed tomography, SEMAR: single energy metal artifact reduction)

緒言

現在, 動脈瘤や血管奇形などの体幹部血管病変の治療は, 低侵襲性手技である血管内治療が第一選択となっている。血管内治療では血管塞栓用コイルなどを用いた血管塞栓術が主に行われているが, 術後に再発(血流再開)を生じる例があるため, 治療後の効果判定が必要である。近年, 血管塞栓術後の効果判定には, 空間分解能および時間分解能に優れた造影computed tomography (CT) が主に用いられているが, コイルから発生する金属アーチファクトにより正確な評価が困難となる例がしばしば経験される。single energy metal artifact reduction (SEMAR) は, 近年のCT装置で使用可能となった金属アーチファクト低減法であり, CT撮影後にソフトウェア処理にて, 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の低減を行う手法である^{1,2)}。これまで, 外科用クリップ, 歯科補綴器具, 人工関節および血管塞栓用コイルなどの種々の金属デバイスのアーチファクト低

減におけるSEMARの有用性が報告されている¹⁻⁷⁾。一方, SEMARはCT撮影後に金属アーチファクトを低減する再構成処理であるため, その金属アーチファクト低減効果には, CT撮影時の管電圧や管電流, 撮影方向などが影響することが予測される。しかしながら, これまで, これらの撮影条件が与える影響に関する詳細な検討は行われていない。今回我々は, SEMARを用いた血管塞栓用コイルの金属アーチファクト低減における管電圧, 管電流及び撮影方向が与える影響に関する検討を行ったので報告する。

材料と方法

CT装置および画像解析装置

CT装置: Aquilion ONE Global Standard Editionおよび付属アプリケーションソフトウェア(バージョン6.0)(キヤノンメディカルシステムズ株式会社, 大田原)。解析用ワークステーション: Ziostation2 (ザイオソフト株式会社, 東京)。画像解析ソフトウェア: ImageJ (バージョン1.51, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland,

USA)。

血管塞栓ファントム

一次コイル径 0.018 inch, 二次コイル径 18 mm, 長さ 30 cm プラチナ製金属コイル (GDC-18, Boston Scientific Neurovascular, Natick, MA, USA) を 7 mm 径の塩化ビニルチューブ内に, 長径 10 mm の範囲となるように留置したものを作成した。チューブ径およびコイル留置密度は体幹部の中型動脈に対する塞栓を模して設定した。チューブはポリエチレン容器内に直線的に留置し, 2% アガロースゲルに包埋した (図 1 の A)。チューブ内は, 一般的な CT 血管造影で描出される血管内の造影効果 (CT 値: 320 Hounsfield unit) と同等の希釈ヨード系造影剤で満たした⁸⁻¹⁰⁾。

撮影条件および画像評価

管電圧の検討

血管塞栓ファントムは, CT 装置の回転中心では同一検出器に X 線が入射することによる物理特性評価への影響を考慮し, 回転中心から X 方向に +3 cm オフセットした位置に配置した。また, 方向は血管塞栓ファントムのチューブの長軸を CT 装置の Z 軸方向と水平になるように配置した。スキャンモードは volume scan とし, 16 cm の範囲 (0.5 mm × 320 mm) を 0.5 sec/rotation の回転速度で撮影した。管電圧は 80, 100, 120 および 135 kV とし, それぞれ 3 回ずつ撮影した。管電流は, 実臨床での応用を考慮し, 自動露出機構 (auto exposure control: AEC) を用いて, いずれの管電圧とも同等の被ばく線量 (computed tomography

dose index: CTDI, 3.3 mGy) となるように設定した。画像再構成法は volumeXact+, 再構成関数は腹部で用いられる一般的な関数である FC11 を用いた。再構成時に量子フィルタは使用せず, 再構成スライス厚は 2 mm, スライス間隔は 2 mm とした。得られた各管電圧の画像を, SEMAR 画像処理を施したもの (SEMAR あり), と施していないもの (SEMAR なし) でそれぞれ再構成し, 解析用ワークステーションに転送した。SEMAR あり, なしの画像の血管塞栓ファントム中心から 2 cm の間の背景画像について, 3 名の評価者が 4 段階スコア (スコア 1, アーチファクトにより背景の評価が不能; スコア 2, 背景の評価は部分的に可能だがアーチファクトにより限定的; スコア 3, アーチファクトは軽微であり背景の評価が良好に可能; スコア 4, アーチファクトは全く見られない) を用いて視覚的評価を行った。血管塞栓用コイル周囲の画像のノイズの評価として, 金属アーチファクトが生じた任意の 4 部位に直径 4 mm の円形関心領域 (region of interest: ROI) を設定し, 各管電圧および SEMAR あり, なしの画像で ROI 内の CT 値の標準偏差 (standard deviation: SD) 値を測定した (図 1 の B と C)。また, 管電圧の背景画像のノイズへの影響を評価するために, 血管塞栓コイルのない部位でもチューブ周囲に 4 部位の ROI を設定し SD 値を測定した。

管電流の検討

管電圧の検討同様に血管塞栓ファントムを配置し, 同様のスキャンモード, 回転速度で撮影した。管電圧は 100 kV に固定し, 管電流は 50, 100, 200, および 300 mA でそれぞれ 3 回ずつ撮影した。得られた画像を管電圧の検討と同様に再構成した。得られた画像の評価は, 管電圧の検討と同様に行った。

撮影方向の検討

血管塞栓ファントムを CT 装置の回転中心から X 方向に +3 cm オフセットした位置で, 血管塞栓ファントムのチューブの長軸が CT 装置の Z 軸方向に対して垂直および水平になるように配置し, それぞれ 1 回ずつ撮影した。スキャンモードは volume scan とし, 16 cm の範囲 (0.5 mm × 320 mm) を 0.5 sec/rotation の回転速度で撮像した。管電圧は 135 kV とし, 管電流は, 背景の SD が同一となる条件とした。再構成方法は管電圧の検討と同様のものを用いた。スライス厚は 1 mm, スライス間隔は 1 mm とした。得られた画像は解析用ワークステーションに転送し, multi-planar reconstruction (MPR) を用いて血管塞栓ファントム内のプラチナ製金属コイルを留置した塩化ビニルチューブに沿って長軸画像を作成した。作成したそれぞれの画像において, ImageJ を用いてチューブ内腔の CT 値のプロファイル曲線を作成した (図 2)。

統計解析

統計解析は, ソフトウェア (SPSS ver. 16.0; SPSS Inc., Chicago, USA) を用いて行った。視覚評価の検討では, SEMAR あり・なし群間の比較は Wilcoxon signed rank test を用いて行った。各管電圧および管電流の群間の比較で

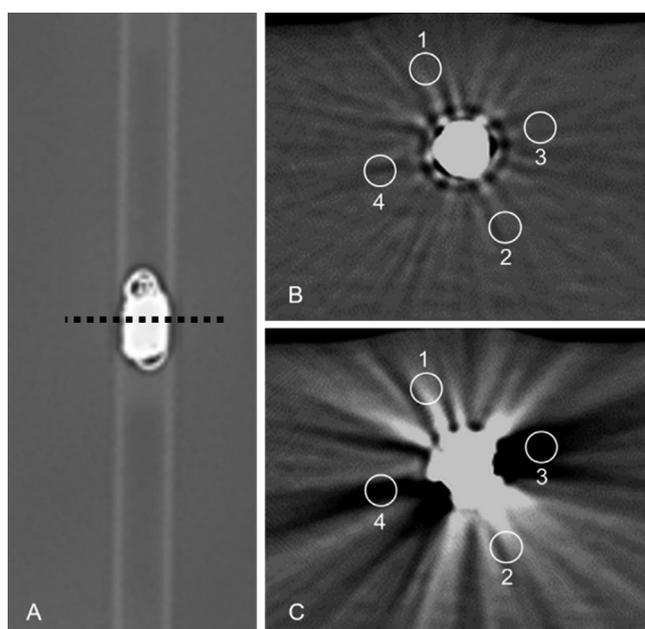


図 1. 血管塞栓ファントムおよび CT 画像での ROI の設定。(A) 血管塞栓ファントム (造影剤注入前) の CT scanography 画像。破線は撮影時のガントリの方向を示す。(B) SEMAR ありの CT 画像。(C) SEMAR なしの CT 画像。4 つの円は ROI を示す。

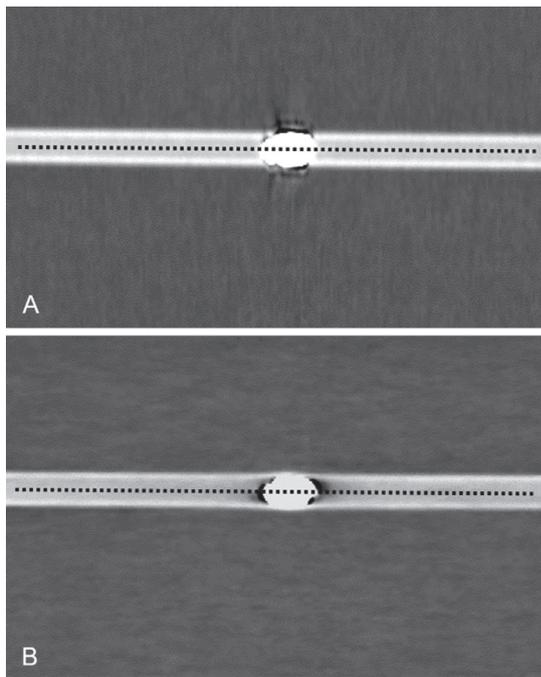


図2. CT値のプロファイル曲線の基準位置の設定。(A) チューブ長軸方向に対してガント리가垂直で撮影した画像。(B) チューブ長軸方向に対してガント리가水平で撮影した画像。破線はプロファイル曲線の基準線を示す。

は、Kruskal-Wallis検定を用い、多重比較はSteel-Dwass法を用いて行った。SD値の評価では、3回の測定を平均値±SD値で表示し、各群の比較は反復測定分散分析を用い、多重比較はBonferroni法を用いて行った。また、SEMARあり・なし群間の比較はpaired t-testを用いて行った。いずれの検定も $p < 0.05$ を有意差ありとした。

結果

管電圧の検討

各管電圧およびSEMARあり、なしの画像を図3のAに示す。金属アーチファクトの視覚的評価では、SEMARありの画像での80 kV、100 kV、120 kVおよび135 kVにおける視覚評価スコアの中央値は、それぞれ3（四分位範囲、2-3、範囲、2-3）、3（2-3、2-3）、3（2-3、2-3）および3（3-3、2-4）であり、いずれもSEMARなしの値（すべて中央値1、四分位範囲、1-1、範囲、1-1）と比較し有意に高値を示した（ $p < 0.01$ ）（図3のB）。各管電圧間の比較では、SEMARあり・なしともに有意な差は見られなかった。SD値の評価では、SEMARありの画像は、いずれの管電圧条件でもSEMARなしの画像と比較し有意に低値を示した（ $p < 0.01$ ）（図4のA）。各管電圧間の比較では、SEMARありでは、管電圧が増加するほどSD値が低下する傾向を示し、統計学的検討では、80 kVと100 kVおよび135 kV間、120 kVと135 kV間で有意差を認めた（それぞれ、 $p < 0.05$ 、 $p < 0.01$ および $p < 0.05$ ）（図4のA）。一方、SEMARなしの画像では、管電圧の違いによるSD値の変化は見られなかった。背景画像の評価では、SEMARあり・なしともに管電圧の違いによるSD値の変化は認めなかった（図4のB）。また、

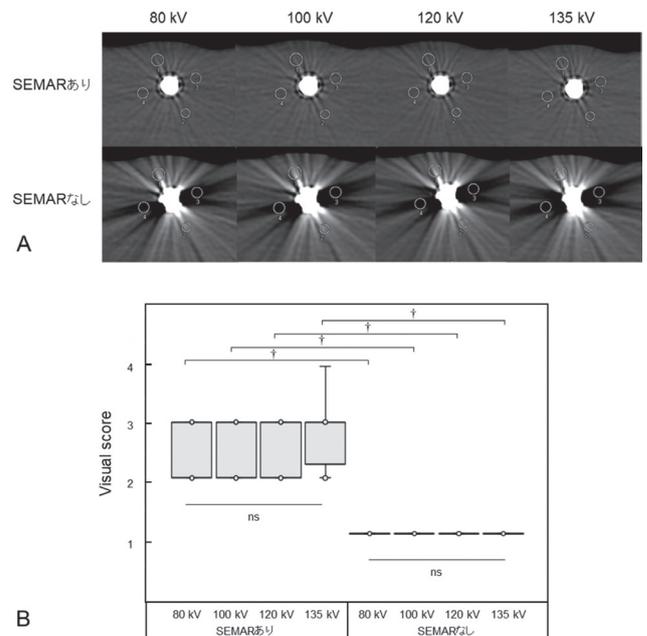


図3. 管電圧の違いによる画像の変化 (A) およびアーチファクトの視覚的評価(B)。バーは範囲を示す。* $p < 0.05$; † $p < 0.01$; ns, not significant.

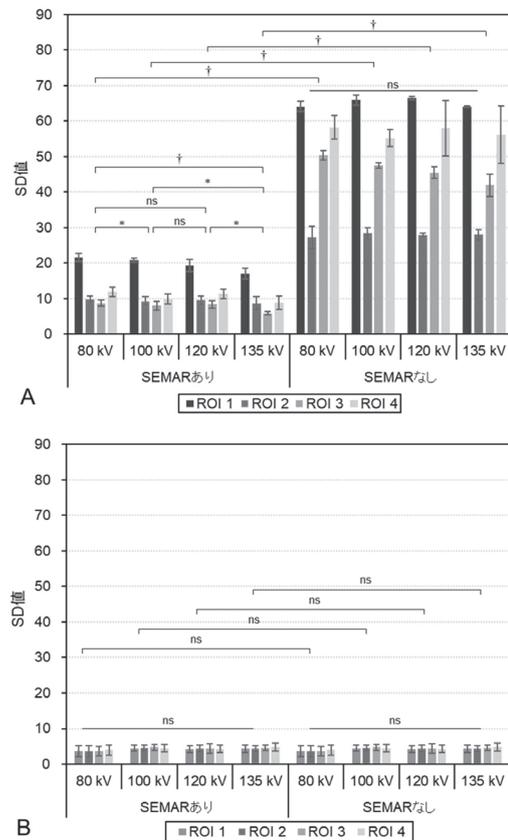


図4. 管電圧の違いによるSD値の評価。血管塞栓用コイル周囲の評価 (A) および背景画像の評価 (B)。バーは標準偏差を示す。* $p < 0.05$; † $p < 0.01$; ns, not significant; ROI, region of interest; SD, standard deviation.

各電圧ともSEMARあり・なし間にSD値の変化は見られなかった。

管電流の検討

各管電流およびSEMARあり、なしの画像を図5のAに示す。金属アーチファクトの視覚的評価では、SEMARありの画像での50 mA、100 mA、200 mAおよび300 mAにおける視覚評価スコアの中央値は、それぞれ3（四分位範囲、2-3、範囲、2-3）、3（2-3,2-3）、3（2-3,2-3）および3（2-3,2-3）であり、いずれもSEMARなしの値（すべて中央値1、四分位範囲、1-1、範囲、1-1）と比較し有意に高値を示した（ $p < 0.01$ ）（図5のB）。各管電流間の比較では、SEMARあり・なしともに有意な差は見られなかった。SD値の評価では、SEMARありの画像は、いずれの管電流条件でもSEMARなしの画像と比較し有意に低値を示した（ $p < 0.01$ ）（図6のA）。各管電流間の比較では、SEMARありでは、管電流が増加するほどSD値が低下する傾向を示し、統計学的検討では、50 mAと200 mA間、50 mAと300 mA間、100 mAと200 mA間、100 mAと300 mA間で有意差を認めた（それぞれ、 $p < 0.05$ 、 $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ ）。一方、SEMARなしの画像では、管電流の違いによるSD値の変化は見られなかった。背景画像の評価では、SEMARあり・なしともに管電流が増加するほどSD値が低下する傾向を示し、統計学的検討では、50 mAと100 mA間、50 mAと200 mA間、50 mAと300 mA間、200 mAと300 mA間、100 mAと300 mA間で有意差を認めた（それぞれ、 $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ 、 $p < 0.01$ 、 $p < 0.05$ ）（図6のB）。SEMARあり・なしの比較では、各電流ともSD値に有意差は見られなかった。

撮影方向の検討

CT装置のZ軸に対して垂直方向にチューブを配置した画像のプロファイル曲線では、金属コイルの部位のみが高いCT値を示したが、水平方向にチューブを配置した画像では、金属コイル部に接する位置から約5 mm範囲で著明な低値を示し、金属コイルから約30 mmの部位まで低値を示した（図7）。

考察

今回、SEMARを用いた血管塞栓用コイルの金属アーチファクト低減における撮影条件及び撮影方向が与える影響に関する検討を行った。

まず今回の検討では、SEMARありの画像において、高電圧撮影で血管塞栓用コイル周囲の金属アーチファクト低減効果が增强することが明らかとなった。背景画像の検討では管電圧の差によるSD値に変化は見られなかったことから、高電圧撮影は、SEMARの金属アーチファクト低減に直接有用であると考えられる。一般的にCT撮影での管電圧はX線透過性に寄与するため、高電圧撮影ではX線の透過量が増加し、金属デバイス後方の検出器に入射するX線データをより多く取得することが可能である。そのため、SEMARなしの画像でも金属アーチファクトの低減効果が得られるとされ、この現象はチタン製手術デバイ

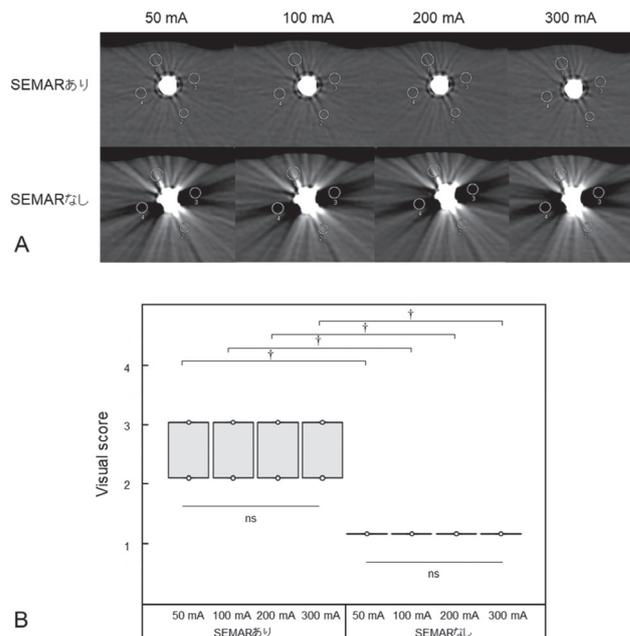


図5. 管電流の違いによる画像の変化 (A) およびアーチファクトの視覚的評価(B)。バーは範囲を示す。* $p < 0.05$; † $p < 0.01$; ns, not significant.

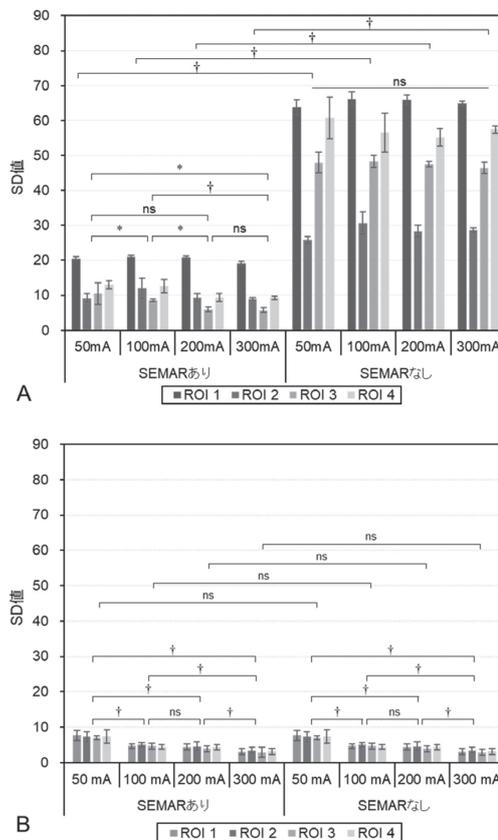


図6. 管電流の違いによるSD値の評価。血管塞栓用コイル周囲の評価 (A) および背景画像の評価 (B)。バーは標準偏差を示す。* $p < 0.05$; † $p < 0.01$; ns, not significant; ROI, region of interest; SD, standard deviation.

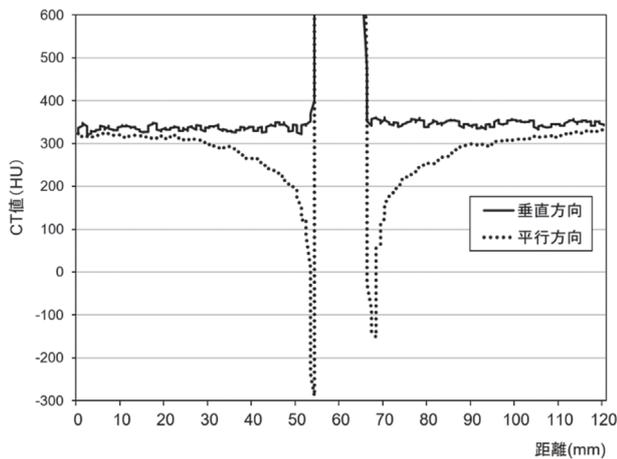


図7. 撮影方向の違いによるCT値のプロファイル曲線。HU, Hounsfield unit.

スで報告されている¹¹⁾。今回の検討でも同様の機序により高電圧撮影がSEMARの金属アーチファクト低減効果に寄与した可能性があるが、今回の結果では、SEMARなしの画像では管電圧の差によるノイズの変化は見られなかったことから、これ以外の機序が関与した可能性も示唆される。SEMARの詳細な処理過程が開示されていないため正確な機序は不明であるが、高電圧でX線強度が増加したことが、SEMARの処理過程の一部である元データであるサイノグラム上で金属アーチファクトを補正する過程、すなわちダークバンドアーチファクトの低減過程に有用であった可能性がある。一方、SEMARなしの画像で管電圧の差によるノイズ低減がみられなかった要因としては、プラチナはチタンと比較し原子番号が高いことから、金属コイルでのX線減弱が高く、X線データの欠損がより多く生じたためと考えられる。

管電流の検討では、高電流撮影において、SEMARありの画像で血管塞栓用コイル周囲のノイズ低減効果を認めた。CT撮影において管電流はX線の線量を規定しているため、線量の増加はノイズ低減に寄与することが知られている。今回の検討では、高電流撮影で背景画像でもSD値の低下がみられたことから、高電流撮影によるノイズ低減効果は、管電流の増加による画像全体のノイズ低減が寄与していると考えられる。一方、SEMARなしの画像で高電流によりノイズ低減効果が得られなかった要因としては、元来の金属アーチファクトが非常に強く、ノイズ低減効果がマスクされたためと考えられる。これらの結果より、高電流撮影は、SEMARを用いた画像評価においてノイズを低減させることにより、SEMARの金属アーチファクト低減効果に間接的に寄与することが示唆される。

撮影方向の検討では、SEMARを用いた際の金属コイルによるアーチファクトは、血管塞栓ファントムのチューブの長軸方向とZ軸と垂直となるように撮影した際にはチューブ内のアーチファクトは生じず、水平に撮影した際には金属コイル部に接する位置から約5 mm範囲で著明なアーチファクトを生じ、約30 mmの部位までアーチファクトがみられることが明らかとなった。SEMARは優れた

金属アーチファクト低減法ではあるが、上記のごとくプラチナコイルでは原子番号が大きいプラチナコイルと同一撮影スライスにおいてX線データの欠損が生じ、完全にアーチファクトを除去することが困難であったことがこの結果を生じた要因と考えられる。今回の結果からは、実際の臨床応用を行う際には、評価対象の血管(あるいは臓器)と金属コイルとの位置関係を考慮し撮影方向を検討する必要があることが示唆される。

今回の検討より、SEMARを用いた金属アーチファクトの低減には高電圧、高電流が有用と考えられ、特にSEMARの金属アーチファクト低減効果に直接寄与すると考えられる高電圧撮影は有用と考えられる。臨床応用を考慮する上では視覚的評価も重要ではあるが、体幹部の塞栓後評価においては、塞栓部だけでなく塞栓部周囲の微細構造(血管や臓器など)の評価も重要であるため、物理学的評価でノイズ低減効果がみられた今回の結果は、臨床的にも意義があると考えられる。一方で、臨床応用を考慮する上では、高電圧、高電流は被ばく量の増加をきたすため、診断参考レベル: Diagnostic reference levelを参照にしながら、金属アーチファクト低減と被ばく量のバランスを勘案した撮影条件を決定することが必要である。また、体幹部血管病変の血管内治療後の治療効果判定においては血管や対象臓器の造影効果を考慮する必要があるため、管電圧の変化による造影効果の変化についても注意する必要がある。高電圧撮影では造影剤のCT値が低下することが知られているため、高電圧で造影CTを行う際には血管内のCT値が高くなるような造影プロトコルを用いるなどの工夫を行う必要がある^{12,13,14)}。撮影方向に関しては、CTは基本的に頭尾側方向での撮影となるため、ガントリのチルト機構の使用や、患者体位(位置)を可能な限り変更するなどの工夫が必要である^{15,16)}。実際に我々は、今回の検討を基に、肺動脈奇形や内臓動脈瘤のコイル塞栓後の評価において、管電圧は135 kVとし(管電流は被ばく量を考慮しAECを使用)、また撮影方向に関してはガントリの傾斜や患者体位の工夫を行うことで金属アーチファクト低減撮影を行い、良好な結果を得ている。

今回の検討のlimitationとしては、管電圧と管電流の組み合わせによる検討を行っていないことがあげられる。その理由としては、実際の撮影を行う際には、管電圧は固定されるが、管電流は被ばく線量低減のため、体厚や体幅に応じて自動的に変化するAECを用いることが一般的であり、高電圧と高電流あるいはその逆の条件でのファントム撮影は実臨床を正確に反映しえないと考えたためである。しかしながら管電流に関しては、実際の撮影時にはSD値の設定により規定されるため、今回の管電流の検討結果は、CT撮影時のSD値設定に有用であると考えられる。また、今回の検討では血管塞栓ファントムをガントリの回転中心付近に配置し検討を行ったが、実際の臨床ではオフセンター(ガントリ辺縁部)での撮影となることも多くあり、実臨床を必ずしも反映していない可能性がある。CT撮影においては、ガントリ中心部と辺縁部では物理特性が異なることが知られており¹⁷⁾、SEMARの金属アーチファクト低減効果も部位によって異なる可能性はある。今後、

これらの検討を行うことで、それぞれの部位に応じて最適な撮影条件を検討していきたい。加えて、今回の研究では金属アーチファクトの評価の指標として、CTの画質評価として一般的に用いられているSD値を用いたが、金属アーチファクト低減を包括的に評価する上では、コイル周辺のダークバンドの幅や強度の変化なども重要と考えられるため、今後、管電圧や管電流の変化によるこれらの影響についても検討していく予定である。

結論

今回、血管塞栓用コイルを留置した血管塞栓ファントムを用いてSEMARの金属アーチファクト低減における撮影条件の影響に関する検討を行った。SEMARによる金属アーチファクト低減効果には、高電圧、高電流撮影が有用であり、また標的血管内のアーチファクトの低減には、撮影方向が重要であることが明らかとなった。

利益相反の開示

著者全員は本論文の研究内容について、報告すべき利益相反を有しません。

参考文献

- 1) Gondim Teixeira, P.A., Meyer, J.B., Baumann, C. et al. Total hip prosthesis CT with single-energy projection-based metallic artifact reduction: impact on the visualization of specific periprosthetic soft tissue structures. *Skeletal Radiol* 2014; **43**: 1237-1246.
- 2) Sonoda, A., Nitta, N., Ushio, N. et al. Evaluation of the quality of CT images acquired with the single energy metal artifact reduction (SEMAR) algorithm in patients with hip and dental prostheses and aneurysm embolization coils. *Japanese journal of radiology* 2015; **33**: 710-716.
- 3) Pan, Y.N., Chen, G., Li, A.J. et al. Reduction of Metallic Artifacts of the Post-treatment Intracranial Aneurysms: Effects of Single Energy Metal Artifact Reduction Algorithm. *Clinical Neuroradiology* 2019; **29**: 277-284.
- 4) Hirata, K., Utsunomiya, D., Oda, S. et al. Added value of a single-energy projection-based metal-artifact reduction algorithm for the computed tomography evaluation of oral cavity cancers. *Japanese journal of radiology* 2015; **33**: 650-656.
- 5) Yasaka, K., Maeda, E., Hanaoka, S. et al. Single-energy metal artifact reduction for helical computed tomography of the pelvis in patients with metal hip prostheses. *Japanese journal of radiology* 2016; **34**: 625-632.
- 6) Ragusi, M.A.A.D., van der Meer, R.W., Joemai, R.M.S. et al. Evaluation of CT Angiography Image Quality Acquired with Single-Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) Algorithm in Patients After Complex Endovascular Aortic Repair. *CardioVascular and Interventional Radiology* 2018; **41**: 323-329.
- 7) Kidoh, M., Utsunomiya, D., Ikeda, O. et al. Reduction of metallic coil artefacts in computed tomography body imaging: effects of a new single-energy metal artefact reduction algorithm. *European radiology* 2016; **26**: 1378-1386.
- 8) Bae, K.T., Heiken, J.P. Scan and contrast administration principles of MDCT. *European Radiology Supplements* 2005; **15**: e46-e59.
- 9) Bae, K. T., Seeck, B. A., Hildebolt, C. F. et al. Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. *American journal of roentgenology* 2008; **190**: 777-784.
- 10) Hellinger, J. C. Evaluating mesenteric ischemia with multidetector-row CT angiography. *Techniques in Vascular and Interventional Radiology* 2004; **7**: 160-166.
- 11) Lee, M. J., Kim, S., Lee, S. A. et al. Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multi-detector CT. *Radiographics* 2007; **27**: 791-803.
- 12) 市川智章 編. *CT造影理論*. 東京, 医学書院, 2004.
- 13) 中浦 猛. 低電圧CTの有用性と位置づけ. *Innervision* 2012; **27**: 14-17.
- 14) Schueller-Weidekamm, C., Schaefer-Prokop, C. M., Weber, M. et al. CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings. *Radiology* 2006; **241**: 899-907.
- 15) Onodera, M., Aratani, K., Shonai, T. et al. Lateral Position With Gantry Tilt Further Improves Computed Tomography Image Quality Reconstructed Using Single-Energy Metal Artifact Reduction Algorithm in the Oral Cavity. *Journal of Computer Assisted Tomography* 2020; **44**: 553-558.
- 16) 中江保夫, 坂本 清, 源貴 裕. 他. X線CTで発生する義歯アーチファクトの軽減. *日本放射線技術学会雑誌* 2006; **62**: 863-866.
- 17) 瓜倉厚志, 中屋良宏, 市川勝弘. 他. 320-row multi detector computed tomographyにおけるノンヘリカルスキャンの物理特性. *日本放射線技術学会雑誌* 2012; **68**: 432-442.

Effect of computed tomography protocol for artifact reduction of metallic coils using single energy metal artifact reduction

Yoshimasa Ikeda¹, Kohei Hamamoto², Kyoko Kami¹, Koichiro Ozawa¹, Osamu Manabe³, Emiko Chiba², Harushi Mori², Noriko Oyama-Manabe³

1) Central Division of Radiology, Jichi Medical University Saitama Medical Center 1-847 Amanuma-cho, Omiya-ku, Saitama 330-0834, Japan

2) Department of Radiology, Jichi Medical University 3311-1 Yakushiji, Shimotsuke, Tochigi 329-0498, Japan

3) Department of Radiology, Jichi Medical University Saitama Medical Center 1-847 Amanuma-cho, Omiya-ku, Saitama 330-0834, Japan

Abstract

Objective: This study aimed to clarify the effect of imaging conditions for artifact reduction of metal coils using the single energy metal artifact reduction (SEMAR).

Methods: Computed tomography (CT) images were taken at different tube voltages and currents using an embolization phantom with a metal coil placed in the tube. The visual score and standard deviation (SD) values were evaluated at each condition. In addition, the imaging direction was changed, and artifacts in the tube were evaluated with a profile curve of CT values.

Results: In all tube voltages and currents, the visual scores were higher, and the SD values were lower with SEMAR than those without SEMAR. The SD values were lower at high tube voltage and current images compared with those at low tube voltage and current images. In the evaluation of imaging direction, images taken horizontally to the tube showed more extensive metallic artifacts than those taken vertically.

Conclusion: To reduce metal coil artifacts using SEMAR, it is better to use high tube voltage and current. In addition, taking the images in a direction where the target vessels and the metal coil are lined in the appropriate position is important.

(Keywords: coil embolization, metallic artifact reduction, CT: computed tomography, SEMAR: single energy metal artifact reduction)

