

○横内 義憲

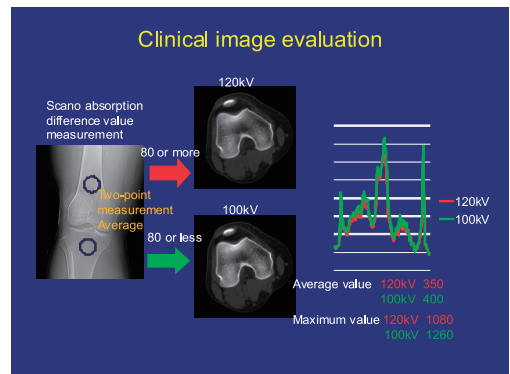
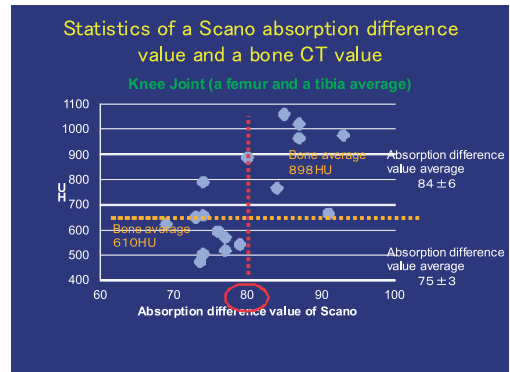
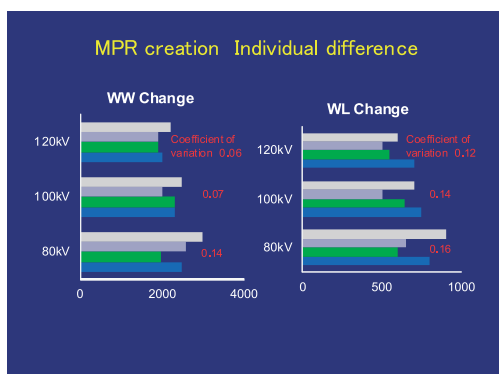
医療法人 きたじま倚山会 きたじま田岡病院 放射線科

【目的】四肢骨 CT 撮影において低管電圧を用いることによる CT 値上昇を利用する事と一定の被ばく低減効果については既知である。しかしながら、管電圧 80kV 撮影では、使用頻度の高い管電圧 120kV で撮像される画像との極端な違いに戸惑うことが多い。加えて 120kV 撮影時では、骨量が少ない場合においてはコントラスト不足を感じる画像も少なくない。そこで 80 と 120 の中間に位置する管電圧 100kV がどの程度四肢骨 CT 撮影に有用性があるのか検討したので報告する。

【使用機器】CT 装置は東芝社製 Asteion4列を使用した。管電圧変化時における CT 値変動、MTF 評価、関数変化における画像表示、Scano 画像における評価、MIP・VR 作成時の個人差評価、臨床画像評価について検討をおこなった。

#### 【考察】

- 管電圧 80kV を使用すると、海綿骨・皮質骨の CT 値に相当する付近の CT 値上昇が著しくなり、骨評価を伴う四肢骨撮影には不向きであることが分かった。
- 管電圧を変化させた時、MPR・VR 作成時この画像なら適切な骨折評価ができるであろうと WW/WL 設定した際にどのくらい個人差が出るか評価を行った。CT 値上昇や辺縁強調が過度になる分 80kV がもっとも設定の個人差が出やすい傾向になった。80kV で撮影した際はかなり CT 値上昇に配慮しないと骨皮質の骨折線を見落とす傾向になる可能性を感じた。100 と 120kV の個人差は大きく出なかった。
- Scano 画像の吸収差値と実スキャン時の骨の CT 値が一定の相関があることが分かった。Scano 吸収差値と実際に撮影した骨の CT 値の関係を統計にて評価し、Scano 吸収差値に閾値を設ける事で骨密度が少ない可能性のある骨を選択し、管電圧 100kV を使用することで CT 値を 200 程度底上げしコントラスト向上に寄与する可能性があることが分かった。



- 管電圧変化における SD 値変動において、管電圧 80kV を使用すると、同一 mAs の場合には他の管電圧と比べ骨部分での SD 値が大きく上昇する傾向が見られた。
- 撮影条件に関しての検討において、複数の技師間で画像評価し、100kV70mAs と 120kV80mAs の画像の差を感じる事が無いという結果となった。100kV で CT 値を底上げした効果がでたため、100kV 70mAs と撮影条件を下げてでも画質の差を感じることがなかったと評価した。

【結語】臨床画像評価で、100kV 撮影は、MPR・VR 作成時の個人差が使用頻度の高い 120kV と比較しても少なく、画像作成においては、過大過小評価につながる可能性が少ないことが分かった。

管電圧 100kV を使用することで、特に骨密度が低下している可能性の高い四肢骨のコントラスト向上に寄与し、被ばく低減につながる事が分かった。今回検討により当院で使用している 120kV の撮影条件から mAs 値で 10% 程度下げても臨床画像評価には影響しない可能性が高いことが分かった。

今後の課題として、撮影位置・体厚・FOV 変化によって管電圧 100kV 撮影がどの程度画像に影響を及ぼすか検討したい。

## 低管電圧 CNR 指標線量制御法による 冠動脈 CTA を想定した微小血管描出能の検討

○松本 頼明、宇山 浩文、安井 哲士、西 秀治、藤本 耕平  
庄原赤十字病院 医療技術部 放射線技術課

【目的】低管電圧 CNR 指標線量制御法(以下、CNR 法)は、低管電圧使用時に CNR を一定にすることで SD を一定にした場合に比べ、被ばくが低減する撮影技術として近年注目されている。しかし、微小血管における描出能は報告されていない。本研究の目的は、微小血管ファントムを用いて冠動脈 CTA における CNR 法の描出能を検討することである。

【使用機器】CT 装置は 64 列 CT である LightSpeed VCT、ワークステーションは Advantage Workstation 4.5 (GE ヘルスケアジャパン株式会社)を使用した。模擬血管ファントムはオリジナル製品であり、縦 6 cm × 横 10 cm × 幅 2 cm のアクリルブロック内に 4 mm 径の主管と 0.8, 1, 1.2, 1.4, 2, 2.5, 3, 3.5 mm 径の分枝管を有した構造である。また胸部を想定し、ポリプロピレン製の樹脂容器を使用した。画像解析には ImageJ を使用した。

【方法】まず、120 kV を基準とした CNR を算出した。水を入れたポリプロピレン樹脂容器の中央部に血管ファントムが Z 軸に平行となるよう配置し、撮影した。CNR は次式から求めた。

$$CNR = ROI_M / SD_B \dots\dots\dots (1)$$

当院の冠動脈目標 CT 値 350 HU に、アクリル CT 値 120 HU を加算した 470 HU と、back ground (BG) 目標 SD25 から求めた、 $CNR = 18.8$  を基準とした。撮影条件は、回転速度 0.35 s/rot、ビーム幅 40 mm (0.625 mm × 64)、ヘリカルピッチ 0.2、スライス厚 0.625 mm、スライス間隔 0.625 mm、scan FOV 32 cm、display FOV 20 cm、matrix 512 × 512、再構成関数 standard、心拍数 60 bpm、管電流 285 mA である。次に、管電圧を 100 kV、80 kV とし CNR が一定となるよう管電流を手動制御した。定量評価として、Axial 画像から各径の円形度、半値幅、1/10 値幅を求め、管電圧群間で比較した (20 スライスの平均値)。円形度 (roundness:  $R$ ) は大津の二値化処理後、面積 (area:  $A$ ) と周囲長 (perimeter:  $P$ ) を計測し、次式から求めた。

$$R = 4\pi A / P^2 \dots\dots\dots (2)$$

なお、円形度は真円に近い程 1 を示す。また、半値幅、1/10 値幅は、Axial 画像に対して X、Y 方向にプロファイルを引き、得られたプロファイルカーブの BGCT 値を引いた値から求めた。視覚評価は Axial、MPR、MIP、VR 画像を 5 段階で評価した。Axial、MPR、MIP の WW、WL は固定した。VR のオパシティーカーブは直線を使用し、下限値は各血管径の CT 値の半値とした。有意差検定は Mann-Whitney's U test を使用し、いずれも 120 kV 群をリファレンス

とし、100 kV 群、80 kV 群を比較した。統計学的な有意水準は  $p < 0.05$  とした。

【結果】各管電圧の 3.5 mm 径の CT 値 (HU)、BGSD、CNR、CTDIvol (mGy) は、120 kV : 459.7、25.2、18.2、34.7、100 kV : 568.9、30.6、18.6、25.3、80 kV : 744.2、39.6、18.8、18.8 であった。CNR が一定の場合、CTDIvol は 100 kV で 27%、80 kV で 46% 低下した。円形度は低管電圧群ほど低下し、半値幅、1/10 値幅は有意差を認めなかった。視覚評価 (Fig.1) は低管電圧群ほどスコアがやや上昇した。

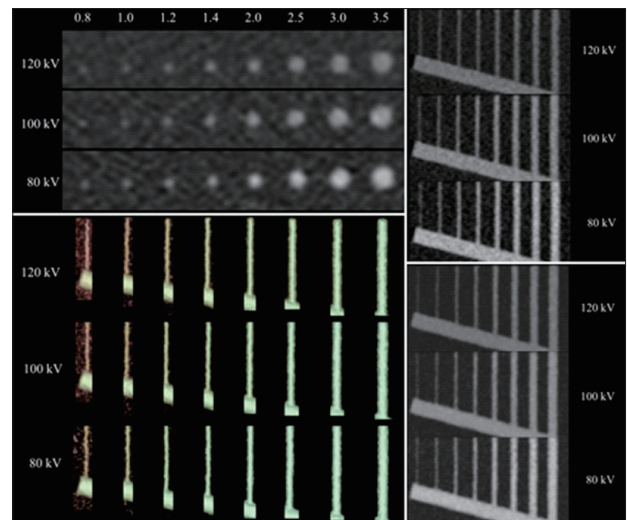


Fig.1 左上; Axial、左下; VR、右上; MPR、右下; MIP

【考察】円形度が低管電圧群ほど低下した原因は、ノイズの増加により辺縁が不整になったと考える。半値幅、1/10 値幅は有意差を認めなかったため、今回の検討においてはアーチファクトの増強による描出能への影響は無かったと考える。視覚評価は低管電圧群でスコアがやや上昇した。これはウインドウを固定したため、ノイズの増加より CT 値の増加が視覚的に優位となったと考える。仮にウインドウを調整したら、スコアは今回の結果とは異なることが予測される。CNR 法の描出能は円形度を除き、低管電圧群がやや向上した。しかし、臨床の冠動脈においては、CT 値、ノイズ、アーチファクトが増強するため、石灰化、非石灰化プラーク、ステント内の描出に影響を及ぼす可能性があると考えられる。

【結語】ファントム実験上、CNR 法の描出能は 120 kV 群よりやや向上し、被ばく低減の観点からも有用性が示唆された。しかし、臨床の冠動脈描出には課題があり、設定 CNR 値や適応など検討が必要である。

○中島 寛人、梶谷 尊郁、金山 秀和、永見 晶子、山本 泰司  
島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景】当院では冠動脈バイパスグラフト後の血流評価と心機能解析を心電図同期撮影しているため被曝が多い。近年被曝低減、造影コントラスト向上を目的とした低管電圧撮影が行われているが、ノイズの増加が問題となる。そこで逐次近似応用再構成を用いてノイズ低減を図りたいが、画質の変化が懸念される。

【目的】低管電圧撮影における、逐次近似応用再構成が血管描出能に与える影響を従来のフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection : FBP) と比較し、評価を行った。

【使用機器・器具】X線CT装置: Aquilion ONE (TOSHIBA)、自作模擬血管ファントム: 直径220mmのプラスチック容器に水を満たし内部に模擬血管を配置した(模擬血管: アトム多用途チューブ2.0mm、1.35mmに250HU(120kV撮影時)程度の希釈造影剤を封入)

【方法】模擬血管ファントムを表1、2の条件で撮像し画像SD値、模擬血管半値幅 (full width at half maximum : FWHM)、模擬血管CT値についてそれぞれ比較した。

〈画像SD値〉5mmスライス厚の画像中心、周辺ROI 5ポイントの平均値から算出した。

〈模擬血管FWHM、CT値〉模擬血管径と同一スライス厚のMPR像を作成し、FWHMは模擬血管軸に直行するROI 5ポイントの平均から、CT値は模擬血管軸に沿ったROIの平均から算出した。次にFBPとAIDR 3DのFWHM、CT値の変化率を算出した。変化率は以下の式を用いた。

模擬血管FWHM, CT値について  
式: 変化率(%) = (AIDR 3Dの値 - FBPの値) / (FBPの値) × 100

管電圧 [kV]	管電流 [mA]	回転速度 [sec/rot]	FOV [mm]	ビームピッチ	コリメーション [DAS×mm]
100,120	50 ~ 500 (50mA毎)	0.5	320	0.994	160×0.5

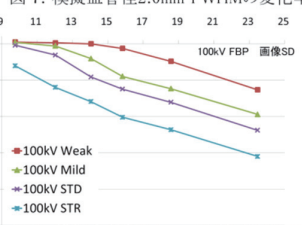
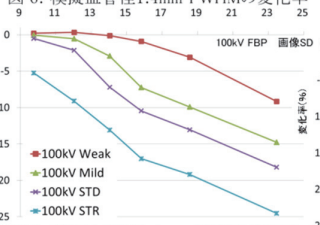
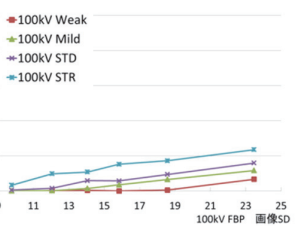
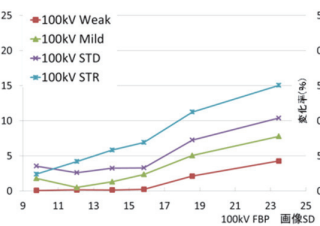
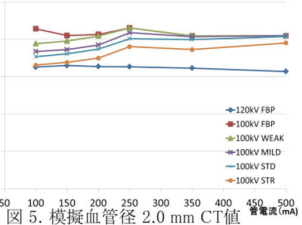
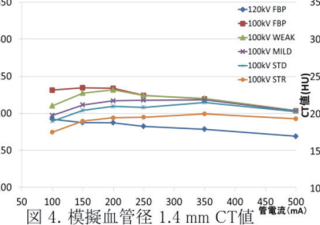
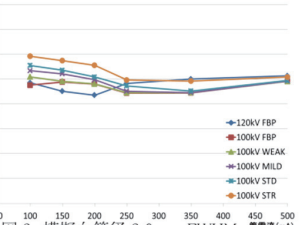
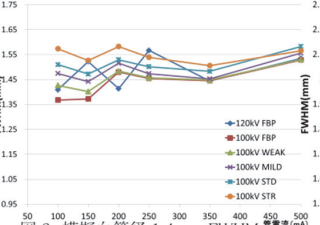
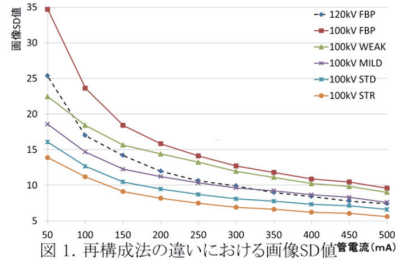
  

画像再構成法	再構成関数	スライス厚/スライス間隔 (mm)
FBP (100, 120 kV) AIDR 3D (100 kVのみ)	FC14	0.5/0.25

※AIDR 3Dの強度: Weak < Mild < Standard (STD) < Strong (STR)

【結果および考察】図1に画像SD値、図2~5に模擬血管FWHM、CT値、図6~9に変化率の各結果を記す。画像SD値は、120kV FBPと比較して100kV FBPでは高くAIDR 3Dを用いることで改善した。また同一管電流においてAIDR 3DのMILD以上の

強度では120kV FBPの画像SD値より抑えることが可能であった。FWHMはAIDR 3Dを用いることでFBPより増加し、CT値は減少した。この傾向は線量が低いほど、模擬血管径が細いほど、AIDR 3Dの強度が大きいくほど顕著であった。



【結論】低管電圧撮影に逐次近似応用再構成を用いることでノイズ低減が可能であるが、ノイズの多い投影データに対して逐次近似応用再構成を行うと、FBPと比較してFWHMは増加し、CT値は減少する。

## 大動脈3D-CTAにおける低電圧撮影による 造影剤低減に関する検討

○瀧本 佳広、大元 謙二、西山 光、末国 宏、谷 佳緒梨、大西 恭平、沖野 文香、田頭 裕之  
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部 放射線技術部門

**【背景】** 当院では従来、120kV(従来法)で大動脈CTAの撮影を行ってきた。現在では、描出能を向上させるため、造影プロトコルを変更せずに、管電圧を100kV(低電圧法)に下げて撮影を行っている。

**【目的】** 本研究では、従来法から低電圧法に変更することによって、どの程度造影剤を低減することが可能か自作ファントムと臨床データを用いて、後ろ向きに検討を行った。

### 【使用機器】

- Brilliance iCT Philips 社製
- イオパミロン注 300mgI/20mL バイエル薬品
- 自作ファントム(直径; 18, 25, 30cm)

### 【方法】

1. 自作ファントム(25cm径)を用いて、各希釈率(0/0.5/1.0/1.5/2.0/3.0/4.5/6.0/8.0/10%)における120kVと100kVのCT値の差を求めた。
2. 直径の異なる自作ファントムを用いて、大きさの違いによる120kVと100kVのCT値の差を求めた。
3. 2011年11月から2013年10月の間で、120kVと100kV両方で大動脈CTAを施行した19名を対象として120kVと100kVのCT値の差を比較した。ROIは横隔膜上の3スライスに置き、大きさは対象の動脈の30%程度の大きさとした。また、CT値に関しては、今回の検討では上昇値を検討するためベースを引いた値(Enhancement Unit; EU)とした。対象部位は胸部、腹部、胸腹部大動脈に限定した。

### 【結果】

1. 各希釈率におけるCT値の差を120kVと100kVで比較してみると、いずれの場合も100kVの方が高い値となった。また、希釈率が大きくなるほど120kVと100kVのCT値の差は大きくなった。
2. ファントムの径が大きくなるほど120kVと100kVともにCT値は小さくなった。しかし、各ファントムの大きさによるCT値の差は、どの大きさにおいても120kVと100kVのCT値の差は80HU程度で差は見られなかった。
3. 臨床データでは、120kVの平均が $309.99 \pm 44.99$  HU、100kVでは $412.97 \pm 61.32$  HUとなった。両者には約100HUの差が見られた。

### 【考察】

1. 120kVと比較して100kVの方がCT値の差が大きくなったのは管電圧を下げることで実効エネルギーも下がり、ヨードのK吸収端に近づいたことによるものと考えられる。また、希釈率が高くなるにつれてCT値の差が大きくなったのは、吸収体の割合が増えることで、低エネルギーである100kVの方が120kVより吸収される割合が増加したことによるものと考えられる。

管電圧	100kV	120kV
実効エネルギー	53keV	58keV

2. ファントムの径が大きくなると120kVと100kVともにCT値が小さくなった。これは、ビームハードニング効果が起こったものと考えられる。しかし、120kVと100kVの差はファントムの大きさが変化してもほぼ一定であった。これは、実効エネルギーの差がさほど大きくないためと考えられる。しかし、今回の臨床データによると、体重が大きい人の方が120kVと100kVの差が小さくなっていった。これは、実際の人体では今回ROIを置いたのが横隔膜上であったため椎体や心臓などの高吸収体の影響を受けたのではないかと推測される。
3. 当院では、350HUを目標に撮影を行っている。今回のファントム実験における350HUを基準とした上昇値と臨床データの上昇値がほぼ一致した。これより、臨床から得られた平均値をファントム実験より求めた近似式に代入し、低減できる造影剤の量を計算してみると、約24%となった。しかし、これはファントム径が25cm(体重65kg相当)のもので結果であるため異なるファントム径での考察が必要である。今後はファントム径異なるものでも検討していきたい。

**【結語】** 当院の大動脈CTA撮影では、低電圧法は従来法と比較して約24%の造影剤の低減が可能であることが示唆された。