

# 小児腹部CTにおける 低管電圧を用いた1相造影 撮像のファントムによる検討

焼津市立総合病院 中央放射線科 | 岩倉圭佑

小児computed tomography (CT) 検査は、年齢や体格に応じた撮影条件の設定が必要とされており、低管電圧撮影を用いることで造影効果が上昇し、contrast to noise ratio (CNR) を基準として線量の設定を行うと被ばく線量を低減できるという報告がある。また、window width/window level (WW/WL) を調整することで、見かけ上の信号とノイズが変化し、画像診断に何らかの影響を及ぼす可能性がある。以上のことから、今回は小児における腹部造影1相撮影において、低管電圧撮影とWW/WLの調整を用いることで、適切に被ばく線量が低減できるか、自作ファントムを作成し検討を行った。

Pediatric CT examinations require the setting of scan parameters according to age and body size, and it has been reported that the use of low-tube-voltage imaging increases the contrast effect and reduces the radiation dose when contrast to noise ratio (CNR) is used as the standard. In addition, experience has shown that adjusting window width/window level (WW/WL) can change the apparent signal and noise, which may affect the imaging diagnosis. Based on the above background, we created a self-made phantom and examined whether low-tube-voltage imaging and WW/WL adjustment can appropriately reduce the radiation dose in 1-phase contrast-enhanced abdominal imaging in children.

## 背景

小児computed tomography (CT) 検査の放射線被ばくの背景として、International Commission on Radiological Protection (ICRP) Publication 102<sup>1)</sup> や National Cancer Institute (NCI)<sup>2)</sup> の報告から、年齢や体格に応じた撮影条件の設定が必要とされている。また、線量管理の義務化や日本の診断参考レベル<sup>3)</sup> が設定されたことにより、小児に対しても線量管理やプロトコルを見直す必要がある。

従来のCT装置では主に管電圧120kVpで撮影するケースが多い<sup>4)</sup> が、低管電圧を

用いることで造影効果が上昇し、contrast to noise ratio (CNR) を基準とすると被ばく線量を低減できる可能性がある<sup>5)</sup>。低管電圧撮影ではノイズやアーチファクトが上昇する可能性があるが、被写体の大きさに依存するため体格が小さい小児に対しては有用とされている<sup>6)</sup>。CNRを基準とした撮影として、CT-angiography (Angio) の報告が多くあるが、造影1相のスクリーニング撮影の報告はほとんどない<sup>7)</sup>。

低管電圧撮影によるCT値の変化については、水のCT値は水の線減弱係数を基準とした値であるため、常に0HU、軟部組織のCT値はやや高くなるが限定的である。また、脂肪のCT値はやや低くなり、ヨード系造影剤のCT値は顕著に増加す

る。このことより、低管電圧を使用するファントム実験において、管電圧の違いによる臨床に近いCT値変化を表現するためには、ファントムに使用する材質は造影剤、水、脂肪があることが望ましい。

画像表示調整について、臨床画像、例えば体幹部CT-Angio撮影の画像において、血管内が見えるようにwindow width/window level (WW/WL) の調整を行う事で、見かけ上の血管の信号は低下し、画像全体のノイズは少なくなっている様に観察できることが経験上ある。このことより、WW/WLの調整による信号とノイズの変化が画像診断に何らかの影響を及ぼす可能性がある。

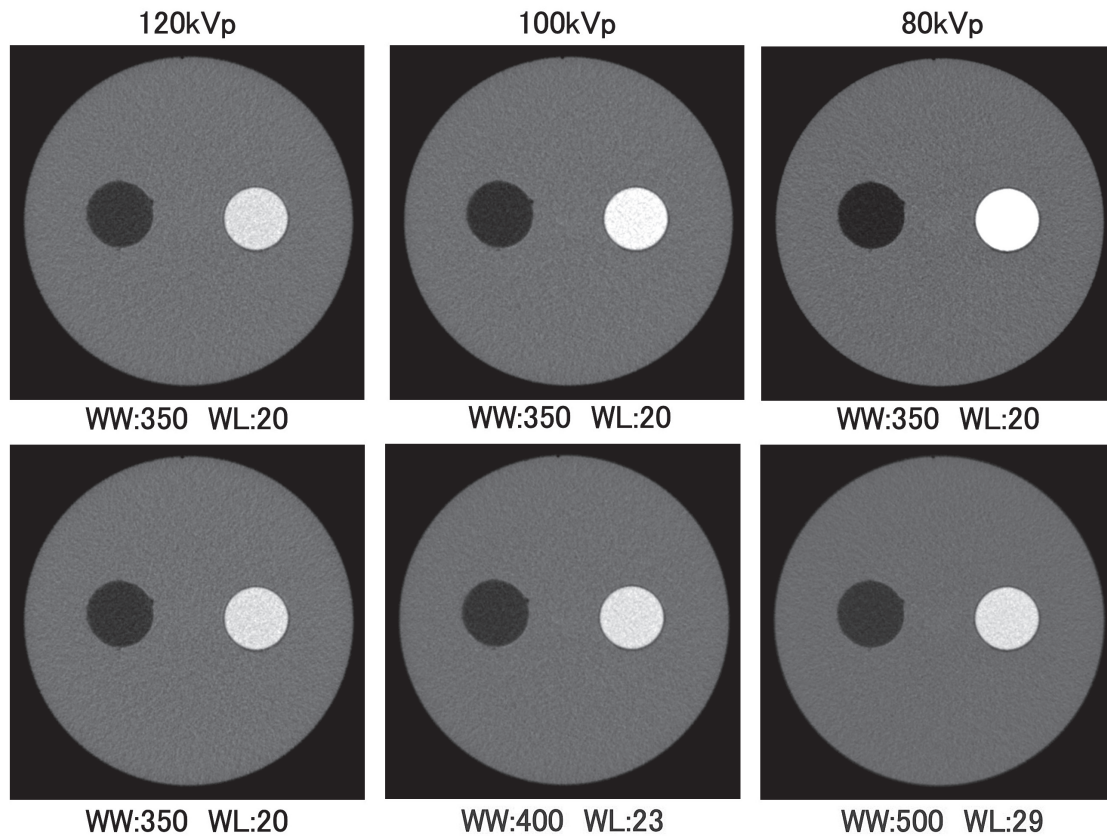


図1 従来のWW/WL固定の画像と、視覚的に信号値が同等となるようにWW/WLの調整を行った画像  
 上段の従来のWW/WL 固定の画像では、管電圧によって希釈造影剤やオイルのCT値は異なるが、下段では視覚的に信号値が同等となるようにWW/WLの調整を行う事で同等の信号値に見える。

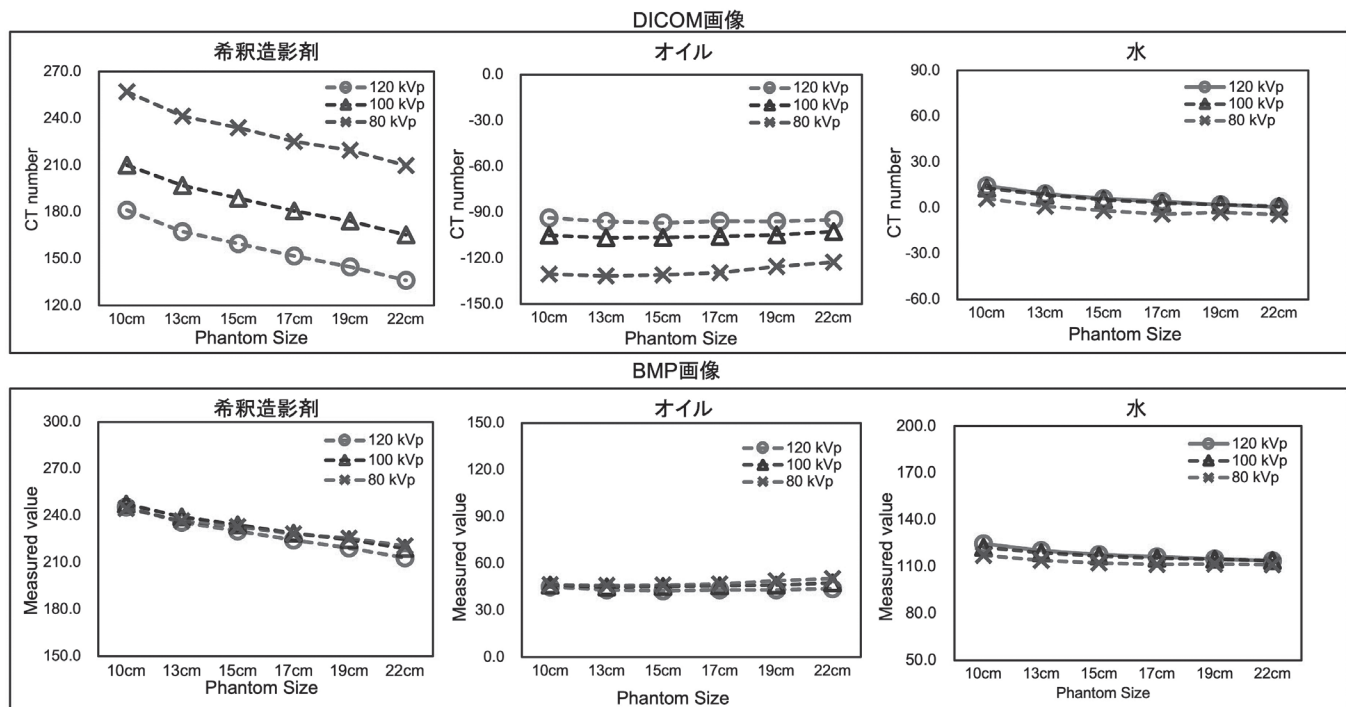


図2 管電圧の違いによる、DICOM画像とBMP画像の測定結果  
 希釈造影剤、オイルの測定値はDICOM画像では管電圧によって異なる値を示したが、WW/WLを調整したBMP画像では同等の値となった。また、水の測定値はどちらも同等の結果を示した。

## 目的

小児における腹部造影1相撮影において、低管電圧撮影とWW/WLの調整を用いることで、適切に被ばく線量が低減できるか検討する。

## 方法

本研究の対象として小児腹部の体型を模擬した6種類の大きさのファントムを作成し検討を行った。本研究での小児の

年齢はDRLs2020記載の0から14歳とし、体型は当院の小児患者データから計測し得られた等価円とImage gently<sup>®</sup>記載の表を参考に設定した。なお、当院のデータに関しては所属施設の倫理委員会の承認を得ている。作成した6種類のファントムの大きさは、直径10、13、15、17、19、および22cm、各対象は、0、1、3、5、10、および14歳とした。ファントムは円形のポリプロピレン容器を使用し、ファントム内には3cm径の2つの容器に希釈造影剤とクレンジングオイルを入れ、3cmの間隔を空け中央に設置し、水で満たした。希釈造影剤の濃度は16cm径の水ファントム中央に希釈造影剤を設置し、

管電圧120kVpで撮影した際に150HUとなる様に設定した。撮影条件は管電圧120kVp、100kVp、80kVp、線量は自動露出機構を用い設定SDを6から18まで変更し設定した。撮影範囲はファントムの中央付近を50mm撮影し、画像表示はdisplay field of view (DFOV) 160mmで固定した。また、撮影は1つの条件に対し3回行った。

方法は、上記の方法で得られたDICOM画像のWW/WLを調整し、BMP(ビットマップ)画像に出力した。従来のWW/WL固定の画像では、管電圧によって希釈造影剤やオイルのCT値は異なるが、視覚的に信号値が同等となるようにWW/WL

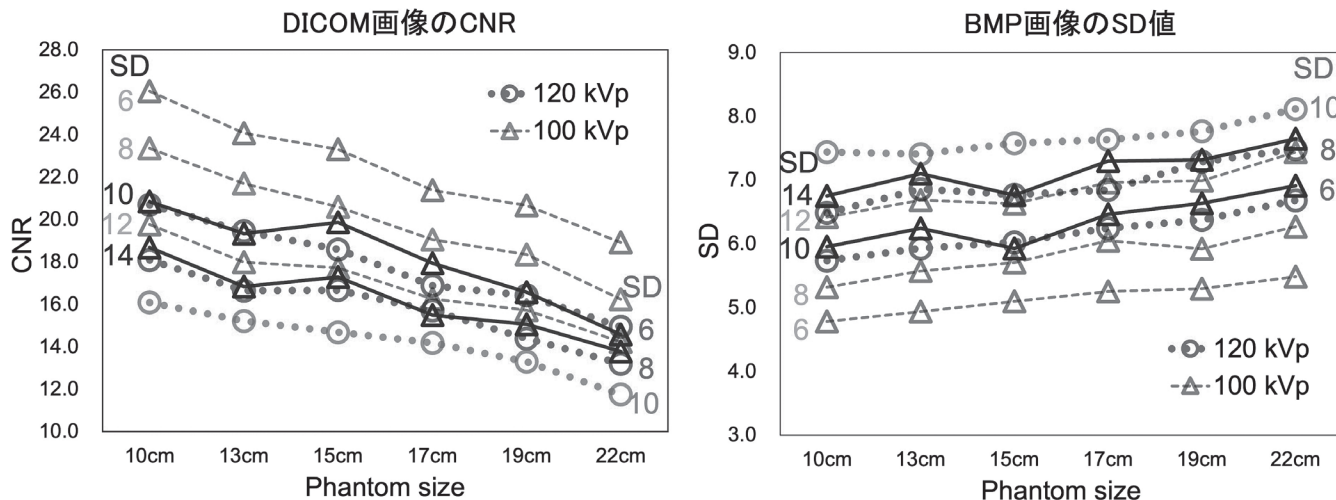


図3 120kVpと100kVpの設定SDの違いによる、DICOM画像のCNRとBMP画像のSD値を比較した結果  
120kVpの設定SD6と8と同等の100kVpの各設定SDはCNRでは10と14、BMP画像のSD値の結果でも10と14と同じ値となった。

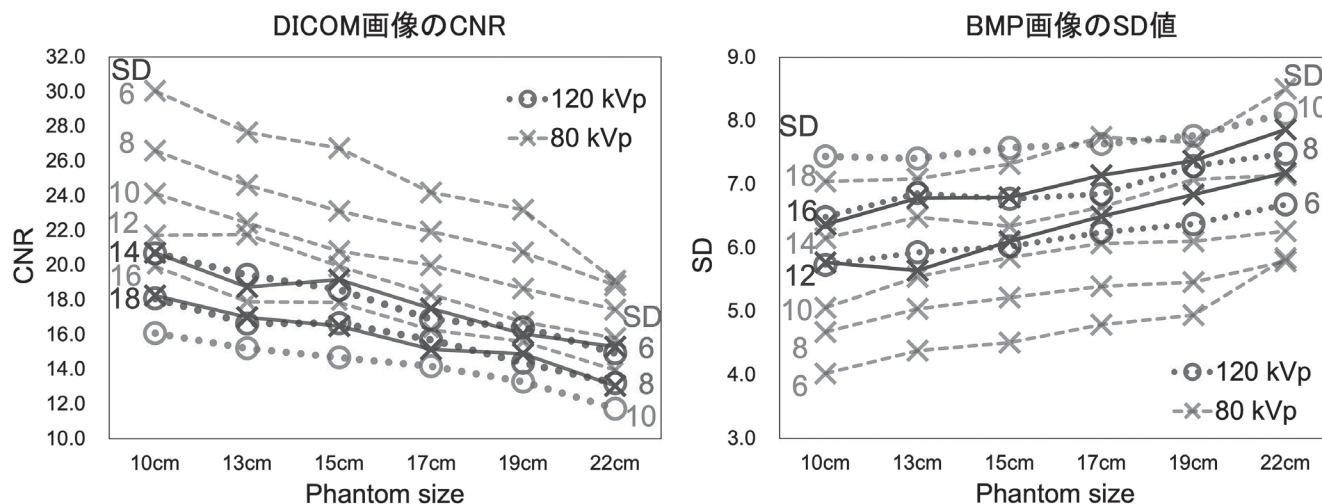


図4 120kVpと80kVpの設定SDの違いによる、DICOM画像のCNRとBMP画像のSD値を比較した結果  
120kVpの設定SD6と8と同等の80kVpの各設定SDはCNRでは14と18、BMP画像のSD値の結果では12と16に近い値となった。



WLの調整を行った(図1)。

WW調整方法は、希釈造影剤とオイルのCT値差の諧調が管電圧ごとに同じになるように(1)の式で求めた。

$$WW_{LOW} = WW_{120kVp} \times \Delta HU_{LOW} / \Delta HU_{120kVp} \dots\dots\dots (1)$$

$WW_{LOW}$ は低管電圧のWW、 $WW_{120kVp}$ は120kVpのWW、 $\Delta HU_{LOW}$ は低管電圧のCT値差(希釈造影剤-オイル)、 $\Delta HU_{120kVp}$ は120kVpのCT値差(希釈造影剤-オイル)。

WL調整方法は、水のCT値を0HUとし、設定WLと水のCT値0HUの諧調が同じになるように(2)の式で求めた。

$$WL_{LOW} = WL_{120kVp} \times \Delta HU_{LOW} / \Delta HU_{120kVp} \dots\dots\dots (2)$$

$WL_{LOW}$ は低管電圧のWL、 $WL_{120kVp}$ は120kVpのWL、 $\Delta HU_{LOW}$ は低管電圧のCT値差(希釈造影剤-オイル)、 $\Delta HU_{120kVp}$ は120kVpのCT値差(希釈造影剤-オイル)。

検討1として、撮影したファントム内の管電圧の違いによる希釈造影剤、オイル、および水について、DICOM画像のCT値とBMP画像の輝度値を測定し比較を行った。計測はImage J(National Institutes of Health)を使用し、region of interest(ROI)は一边が15mm程度の四角形(50×50pixels)を希釈造影剤とオイルの各1点と、水は2点の平均値として計測した。計測値は撮影回数3回分行い平均値とし

求めた。

次に検討2として、DICOM画像の測定値より求めたCNRと、BMP画像から計測し求めた水の画像SD値について、管電圧と設定画像SDの違いによる結果を比較し評価を行った。なお、低管電圧撮影ではCNRを基準とする評価が多いためDICOM画像ではCNRを、WWを広げた画像は見かけ上のノイズが減少するためBMP画像では水の画像SD値を評価対象とした。

### 結果

検討1の結果を図2に示す。希釈造影剤の測定値の結果は、DICOM画像では管電圧120kVpのCT値が最も低く、管電圧を下げるとCT値は上昇した。また、ファントムサイズが大きくなると希釈造影剤のCT値は低下した。比較するとDICOM画像では管電圧によってCT値は異なる値を示し、BMP画像では画像表示の調整がされたため輝度値は同程度の値を示した。オイルの測定値の結果は、DICOM画像では管電圧120kVpのCT値が最も高く、管電圧を下げるとCT値が低下した。比較するとDICOM画像では管電圧によってCT値は異なる値を示し、BMP画像では輝度値は同程度の値を示した。水の測定値の結果は、DICOM画像では誤差はあるがすべて0HUに近い値を示した。比較するとDICOM画像とBMP画像は同様のグラフ形状を示した。

検討2の結果を図3、4に示す。管電圧

と設定画像SDの違いによるDICOM画像のCNRとBMP画像のSD値を比較した結果では、120kVpの設定画像SD6と同等のCNRとなる100kVpと80kVpの設定画像SDはそれぞれ10と14、BMP画像のSD値の結果では10と12となり、120kVpの設定画像SD8と同等のCNRとなる100kVpと80kVpの設定画像SDはそれぞれ14と18、BMP画像の画像SD値の結果では14と16となり、同等の結果を示した。BMP画像の画像SD値が同等となった画像データを図5に示す。比較すると、BMP画像の画像SD値はすべての管電圧で6.8と同じ値を示したが、CTDI<sub>vol</sub>は120kVpで6.0mGyであるのに対し、100kVpと80kVpでは2.3mGyと半分以下に低下した。

### 考察

検討1の計測結果より、希釈造影剤とオイルの値はDICOM画像では異なるCT値を示したが、BMP画像では同程度の値となった。また、CT値の基準である水の値はDICOM画像とBMP画像では同等のグラフ形状を示した。以上の2点より、画像表示調整が適切にされ、管電圧の変化によるCT値の差異が同程度の信号値に調整されたと言える。

ファントム径を基準に考えると、希釈造影剤は右肩下がりが、オイルは横ばいとなり被写体の大きさによるビームハードニング効果の影響を受けたと考えられる。

	120kVp SD8	100kVp SD14	80kVp SD16
DICOM-CNR	16.7	17.3	17.9
DICOM-SD値	9.2	10.6	13.2
BMP-SD値	6.8	6.8	6.8
CTDI vol	6.0	2.3	2.3
SSDE	6.3	2.4	2.4
FOM	46.3	129.9	138.5

図5 BMP画像のSD値が同等となった画像の比較

BMP画像のSD値は6.8と同じ値を示したが、CTDI<sub>vol</sub>は120kVpで6.0mGyであるのに対し、100kVpと80kVpでは2.3mGyと被ばく線量は半分以下に低減した。

希釈造影剤もオイルも大きい径のファントムでは値に変動が出た。こちらはノイズの影響を受けたと考えられ、臨床のプロトコル検討時にはこれらを踏まえて被写体のサイズをメインに考慮が必要であることが示唆された。

検討2の結果より、低管電圧撮影とWW/WLの調整を行うことで見かけ上の画像SD値を同等の値にすることができ、CNRを基準とした設定と同等の効果があると言えた。それにより、80kVpの低管電圧撮像を用いた場合の被ばく線量は120kVpと比較しCTDI<sub>vol</sub>で半分以下に低減可能である事が示唆された。

本研究にはいくつかのリミテーションを有する。1つ目は、臨床の画像を用いた検討ではないため、実際の診療で用いるためにはさらなる検討が必要と考える。今回は大動脈のCT値を基準としたが、臓器によって造影能が異なり、造影があまりされない部位もあるため、臨床画像を用いた検討が必要である。2つ目は、病変の診断能の評価は行っていないため、病変検出能に影響がある可能性は否定できない。見かけ上の画像SD値は同等と

なったが、線量低下による画質やそれに伴う病変検出能への影響は不明であり、さらなる検討が必要である。

## 結語

小児腹部造影1相撮影の撮影条件を低管電圧撮影とWW/WLの調整を行い見かけ上の画像SD値を同等にすることで、CNRを基準とした撮影条件と同等の設定ができ、被ばく線量が低減できる可能性が示唆された。

## 謝辞

本研究は日本放射線技術学会 中部部会の若手育成セミナーによる支援を受けて行われた。指導者である岐阜大学医学部附属病院 三好利治先生をはじめ、サポートをしてくださった鈴鹿医療科学大学 永澤直樹先生、名古屋市立大学病院 大橋一也先生、中部部会 東海CT担当の皆様に対し、心から御礼申し上げます。

## <文献>

- 1) J Valentine et al: ICRP Publication 102 Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). Ann ICRP 37(1), 2007
- 2) National Cancer Institute: <http://www.cancer.gov/about-cancer/causes-prevention/risk/radiation/pediatric-ct-scans>
- 3) J-RIME: National diagnostic reference levels in Japan (2020)- Japan DRLs 2020-. [http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020\\_jp.pdf](http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf)
- 4) W A Kalender: Dose in x-ray computed tomography. Phys Med Biol 59 (3): 129-150, 2019 <https://www.imagegently.org/portals/6/igbanner.png>
- 5) 木藤雅文 ほか: 低電圧腹部CTによる造影剤減量および被曝低減(特集 腹部画像診断の今: エキスパートによるポイント解説). 映像情報 medical 45(1): 32-37, 2013
- 6) Yu L et al: Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. Radiographics 31(3): 835-848, 2011
- 7) Takanori M et al: Radiation Dose Reduction With a Low-Tube Voltage Technique for Pediatric Chest Computed Tomographic Angiography Based on the Contrast-to-Noise Ratio Index. Can Assoc Radiol J 69(4): 390-396, 2018
- 8) Image gently. <https://www.imagegently.org>