

□原著論文□

幼児股関節 X 線撮影における線量低減方法の研究

富里 謙一¹ 飯沼 一浩² 丸山 智之¹

抄 録

本研究の目的は、CR を用いた幼児股関節撮影において、必要な画質を維持したまま被曝線量を可能な限り低くすることであり、診療放射線技師が臨床の現場で設定する X 線撮影条件と画像処理パラメータを変え、線量低減の効果を検証した。その結果、当施設での従来の表面線量の標準値 187 μ Gy（日本放射線技師会のガイドラインは 200 μ Gy）に対して、9 μ Gy という大幅な線量低減が可能になった。撮影条件の改善と画像処理により、総合で 1/20 の低減である。画像処理では非線形フィルタであるノイズ抑制処理（FNC）がノイズ低減に大きく寄与していることがわかった。画像の視覚評価を実施し、幼児股関節の診断に十分な画質であることを確認した。ここで得られた手順により、他の部位や疾患についても、画質に要求される条件を明確にすることにより、それに見合う低線量化が可能であると考えられる。

キーワード：幼児股関節撮影，線量低減，ノイズ制御処理，コンピュータド・ラジオグラフィー（CR）

Study of methods to reduce X-ray exposure dose during infant hip joint examinations

TOMISATO Kenichi, IINUMA Kazuhiro and MARUYAMA Tomoyuki

Abstract

The purpose of this study is to reduce the exposure dose as low as possible during examinations of infant hip joints that employ computed radiography, while maintaining the required level of image quality. The effects of reduced exposures were examined by changing X-ray exposure conditions and image processing parameters configured by radiological technologists in a clinical laboratory setting. As a result, the standard surface dose of 187 μ Gy used at our hospital (the guideline set by the Japan Association of Radiological Technologists is 200 μ Gy) was reduced significantly to 9 μ Gy, representing a reduction to 1/20th of the total by improving exposure conditions and image processing. Flexible noise control (FNC), a non-linear filter, contributed the most to this reduction in dose out image processing parameters. Visual assessments of images indicated a level of quality that was adequate for examining infant hip joints. This proposed technique is anticipated to be able to achieve a similar reduction in exposure dose for examining other body parts and patient types by clarifying the conditions required for image quality.

Keywords : infant hip joint, low-dose X-ray, noise reduction, flexible noise control (FNC), computed radiography (CR)

I. はじめに

X 線撮影による被曝線量は computed tomography (CT) 検査のおよそ 1/100 と低いが、放射線の利用については as low as reasonably achievable (ALARA) の原則¹⁾に従って僅かであっても不要な被曝は避けな

ければならない。とくに、幼児や小児では大人に比べ放射線の感受性が高い理由から不要な被曝を避けることがきわめて重要であり、線量低減を目的とした生殖腺防護プロテクターの提案²⁾、天板の材料と厚さの選択³⁾、適切な管電圧や付加フィルタ^{4,5)}、両面集

受付日：2016 年 9 月 26 日 受理日：2017 年 3 月 9 日

¹ 日本医科大学千葉北総病院

Nippon Medical School, Chiba Hokusoh Hospital

ktomisato@nifty.com

² 国際医療福祉大学

International University of Health and Welfare

光 imaging plate (IP) の採用^{6,7)}, グリッド中間物質, X線管焦点と撮影距離の検討⁷⁾ など撮影条件に関する数々の報告がある.

一方, 近年 flexible noise control (FNC) と呼ばれるノイズ抑制処理が可能な computed radiography (CR) 装置が出現し⁸⁾, 画像処理によるノイズ低減の研究も行われている⁹⁻¹²⁾.

これらの報告は, 個々の X 線撮影条件や得られた画像の画像処理条件について個別に線量低減の方法やその効果を述べたものであり, 被曝線量の低減効果はおよそ 30~40% である²⁻¹³⁾. X 線撮影条件や画像処理条件を適切に組み合わせることにより被曝線量をさらに低減できる可能性があると思われるが, 組み合わせ

による総合的な線量低減効果に関する研究は報告されていない.

Table 1 に示すように設定が必要な X 線撮影条件および画像処理条件はきわめて多く, これらのパラメータのすべての組み合わせについて検討することは不可能であるが, 本研究では, 対象を幼児の股関節撮影に限定し, 被曝線量低減のためのシステムティックでかつ現実的な組み合わせ方法を試み, 必要十分な画質を維持したままで, 被曝線量を当施設での従来の標準値 (187 μGy) および日本放射線技師会のガイドライン (200 μGy) に対して 1/10 以下に低減することを試みた.

Table 1. X-ray exposure conditions and the image processing parameters configured by the radiological technologist. The standard values and parameters that are conventionally used in our hospital (image processing parameters: recommended by the manufacturer) and those that were configured for this study are shown in the two right side columns.

| Parameters | | | Conventional | This study |
|-----------------------------|--------------------------------------|---|-----------------|------------------|
| Exposure conditions | X-ray tube voltage | | 60 kV | 60 kV |
| | X-ray tube current | | 500 mA | 125 mA |
| | Exposure time | | 8 ms | 4 ms |
| | Source image receptor distance | | 100 cm | 150 cm |
| | Tube current time product (mAs) | | 4 mAs | 0.5 mAs |
| | Focal spot size | | 0.8 mm | 0.3 mm |
| | Imaging plate | Reading method | Single side | Dual side |
| | | Pixel size | 100 μm (1pixel) | 100 μm (4pixels) |
| | Anti-scatter grid | Interspace material | Al | CF |
| Grid ratio | | 3:1 | 3:1 | |
| Image processing parameters | Gradation processing | Sensitivity (S) | Auto | Auto |
| | | Latitude (L) | Auto | Auto |
| | | Gradation type (GT) | D | G |
| | | Rotation center (GC) | 0.6 | 0.8 |
| | | Rotation amount (GA) | 1.3 | 0.7 |
| | | Gradation shift (GS) | 0.05 | 0.3 |
| | Multi-objective frequency processing | Multi-frequency balance type (MRB) | C | C |
| | | Multi-frequency enhancing type (MRT) | R | P |
| | | Degree of multi-frequency enhancement (MRE) | 0.4 | 5 |
| | Flexible noise control | Filter control type of FNC (FFC) | — | A |
| | | Balance type of FNC (FNB) | — | A |
| | | Type of FNC (FNT) | — | A |
| | | Enhancement of FNC (FNE) | — | 1.0 |
| | Surface dose ^(※) | | | 187 μGy |

(※) The guideline of the Japan Association of Radiological Technologists : 200 μGy

II. 方法

1. 低線量化のための X 線撮影条件と画像処理パラメータの決定手順

まず、撮影条件の設定として、管電圧により線質が変わるが、倫理上、管電圧を変えて臨床データを撮影することはできないので、今回、管電圧は当院で使われている従来（画像処理条件において FNC がない場合のメーカー推奨値を「従来の施設標準値」とする）の設定値を使用し、管電流と撮影時間については被曝線量と幼児撮影の体動の観点から従来の設定値より低い値を検討した。つぎに、その他の条件として、IP の種類、X 線管焦点サイズ、撮影距離、散乱線除去用グリッドの選択を行った。まず、管電圧、管電流、撮影距離を一定として、Table 1 のその他の X 線撮影条件を求める。つぎに、この撮影条件で被曝線量を低減させていくと、量子ノイズが増加するので、画像処理により増加したノイズを抑制する。画像処理（階調処理、マルチ周波数処理、ノイズ抑制処理）は互いに関連し合うので、それぞれの処理特性を考慮して目的に適う可能な限りのノイズ抑制処理を行う。その条件で、画像の物理評価（解像特性、コントラスト特性、ノイズ特性）および視覚評価を行い、診断目的に対して従来と同等の画質が得られることを条件として、総合的にどこまで被曝線量を低減できるかおよびそれぞれの条件による低減効果を検証する。使用機器は X 線高電圧装置（UD150B-10, X 線管 :F38C-80, P323DK-80 島津製作所製）、CR システム（FCR PROTECT CS, IP:ST-VI, ST-BD 富士写真フイルム株式会社製）、グリッド評価には集束型散乱 X 線除去用グリッド（三田屋製作所製）、画質評価として手関節型撮影用人体ファントム（京都科学製）、線量測定には放射線モニター（9010/9015 型、米国ラドセル社製）を用いた。

2. 撮影条件の決定方法

1) IP の選択

片面集光方式と両面集光方式があり、表示画素サイズはいずれも 100 μm で、ノイズの評価指標である標

準偏差 (SD) と normalized noise power spectrum (NNPS) の比較を行う。両面集光では読み取り画素サイズ 50 μm の 4 画素を加算して表示画素サイズを 100 μm として使用する。測定線量は 60 kV, 10 mAs を使用した。

2) 焦点サイズ、撮影時間、撮影距離の決定

IP の読取画素サイズは片面集光方式が 100 μm 、両面集光が 50 μm なので、半影が 50 μm 以下となる焦点サイズを選択し、幼児股関節撮影では動きによるボケをなくするため撮影時間は 20 ms 以下とする。管電流を装置の許容範囲まで下げ、さらに線量を低減したい場合には撮影距離を大きくする。

3) 散乱 X 線除去用グリッドの選択

集束距離 100 cm、中間物質がアルミニウム (Al) およびカーボンファイバー (CF) のグリッドについて、JIS (Z4910) の Grid 試験法¹⁴⁾に基づきコントラスト改善度と露出倍数を測定し低線量化に適切なグリッドを選択する。

3. 画像処理パラメータの決定

画像処理には、Table 1 に示すように階調処理、マルチ周波数処理 (MFP 処理)、ノイズ抑制処理 (FNC 処理) がある¹²⁾。これらは互いに関連しているので、処理の理論的根拠に基づき目的に適した候補の組み合わせを決めてから処理の効果を実験的に検証する。

1) 階調処理

Table 1 の階調処理パラメータのうち、感度とラチチュードは装置の自動感度調整機能により適した値が決定される。特性曲線に関する 4 種類のパラメータのうち、タイプ (GT) は股関節撮影に適したラチチュードの広い G タイプとし、股関節部の濃度約 1.0 を回転中心 (GC) として低濃度を強調するような回転量 (GA) を選定し、低濃度強調によるノイズの増加は FNC 処理によって抑制する。シフト量 (GS) は診療放射線技師が画像を見て最終調整する¹²⁾。

2) マルチ周波数処理 (MFP 処理)

MFP 処理には、周波数帯域を選択する multi-frequency balance type (MRB)、濃度に依存する multi-

frequency enhancing type (MRT), ボケマスク処理の強さを変える degree of multi-frequency enhancement (MRE) の3種類のパラメータがある。

股関節撮影では骨梁の高解像度描写は必要がないので、MRBは低帯域から強調するAタイプまたは中間のCタイプとし、FNCによるノイズ抑制を前提としてMRTは低濃度で最も強調度の高いPタイプ、MREはエッジ強調に関しては高い程良いが、強調し過ぎると低濃度部のノイズが目立ちやすくなるため、中間値とする¹²⁾。

3) ノイズ抑制処理 (FNC 処理)

FNC 処理は、診断に有用な組織構造を残したままノイズ成分を抑制する適応型フィルタであり、照射X線量に依存する filter control type of FNC (FFC: A, M), 周波数帯域を選ぶ balance type of FNC (FNB: A ~ F の6タイプ), 濃度に依存する type of FNC (FNT: A ~ C), ノイズ抑制の程度を決める enhancement of FNC (FNE: 0 ~ 1.0) の4種類がある⁸⁾。

FFCはAタイプが一般撮影用、Mタイプがリニアックグラフィ用なのでAタイプを使用し、FNB, FNT, FNEについては全ての組み合わせについてNNPSを算出し、ノイズ抑制が最大のパラメータの組み合わせを求める。

つぎに、表面線量を9 ~ 187 μGy まで変化させて厚さ10 cmの亚克力板を撮影し、FNC処理無とノイズ抑制最大のFNC処理を行った画像のSDを求めて、FNC処理の効果を確認する。SDとNNPSの測定は仮想スリット法(日本放射線技術学会の画像部会が推奨した方法)で行い、そのエクセルシートを使用し、被写体なしで撮影した256 × 256 pixelsの画像の縦方向の1次元データについて行った。

表面線量は、撮影距離(SID)を100 cmあるいは150 cmとし、厚さ10 cmの亚克力板上、照射野10 × 10 cmの中心に放射線モニター線量計を配置し、管電流時間積を0.5, 1, 2, 4, 8, 16 mAsと変えて各5回測定した平均値の少数以下を四捨五入して求めた。

つぎに、表面線量が187 μGy でFNC処理無と表面線量が9 μGy でFNCありの場合の解像特性として線

像応答(エッジ像処理画像のデジタル値の微分値), と周波数応答(線像応答のフーリエ変換), コントラスト特性として、体厚10 cmの幼児股関節と同等な条件にするため、厚さ5 cmの亚克力板上に置いた手関節ファントムの中手骨を通る直線上の濃度プロファイルを求めて比較する。解像特性は、IEC規格に定められた斜めエッジ法により測定した¹⁵⁾。

これらの物理特性を確認した上で、最終的に視覚評価により幼児股関節撮影に十分な画像かどうかを確認する。

4. 視覚評価

視覚評価用には、従来の表面線量187 μGy でFNC処理無と、本研究による表面線量が1/20の9 μGy でFNCありの手関節ファントム画像、および臨床画像として187 μGy でFNC処理無の幼児股関節の側面像と表面線量が1/8の23 μGy でFNCありの正面像を用いた。臨床画像は倫理的な観点から研究のための新たな撮影を行わず、撮影済みの画像を用いたため、低線量の条件は全く同じとはなっていない。評価は、計測(臼蓋傾斜角・Wollenberg線など、未発達時の股関節疾患の診断に用いられている項目)、形状(股関節の形や正常位置からのずれなど、股関節脱臼の評価は臨床画像のみ)、骨梁を着眼点として、①全く問題なし(4点)、②殆ど問題なし(3点)、③やや問題あり(2点)、④問題あり(1点)の4段階評価とし、撮影条件、処理条件等については評価者には知らせず、整形外科医1名、放射線科医1名、診療放射線技師8名、合計10名の評価者により評価を行った。視覚評価結果の公表に関しては観測者の同意を得ている。結果は符号検定¹⁶⁾を用いて有意差検定を行い、 $p < 0.05$ (有意水準: 5%)を有意差ありとした。また本研究の結果が臨床的に問題がないか、視覚評価のスコアの母平均の比較値との t 検定(有意水準: 5%)を行った。例えば、帰無仮説 $\mu_0 = 3$ (殆ど問題なし)が棄却されれば右片側対立仮説 $\mu_0 = 4$ (全く問題なし)が採択される。本研究は当施設の倫理委員会の承認を得て、本院の個人情報保護に関する規定を遵守し、匿名化されたデータ

を CD-ROM 化し、それ以外のデータは一切使用せず、徹底した個人情報の管理下のもとで検討に用いた。本研究は報告すべき利益相反はない。

Ⅲ. 結果

1. 撮影条件の決定

1) IP の選択

標準偏差 (SD) の測定結果は両面集光では 10.2, 片面集光方式では 16.8 であり, その比は 0.61 であった。NNPS の測定結果は, 空間周波数領域 0.01 ~ 5 cycles/mm にわたって前者が小さく, 周波数空間での積分値の平方根の比は 0.59 で SD の比とほぼ一致することを確認した。

2) X 線管焦点サイズ, 撮影時間の決定

幼児股関節撮影の被写体厚を 10 cm とすれば, 焦点サイズ 0.2 mm, 0.3 mm, 0.8 mm に対する画像検出器面上の半影は, 撮影距離 100 ~ 150 cm に対してそれぞれ 14 ~ 22 μm , 21 ~ 33 μm , 57 ~ 89 μm である。両面集光の IP の読取画素が 50 μm であり撮影時間を 20 ms 以下にすることを考慮すれば, 半影が 21 ~ 33 μm の焦点サイズ 0.3 mm が適切である。

3) 散乱 X 線除去用グリッド

Fig. 1 に中間物質が Al と CF に対するコントラスト改善能と露出倍数の測定結果を示す。Al と CF ともにグリッドによるコントラストの改善が顕著であるが, グリッド比を高くしても大きな変化は見られないのでグリッド比は 3:1 を選択する。また, 幼児股関節撮影では低線量化を重視し, 露出倍数の小さな CF を選択する。グリッド比 3:1 における露出倍数は CF では 2.4, Al では 3.0, その比は 0.8 である。また, 幼児股関節撮影の低線量化を目的とするため, Al と比較してわずかにコントラストが劣るが, 露出倍数の小さな CF を選択した。

2. 画像処理パラメータの決定

1) 階調処理

股関節撮影ではラチチュードが広く高濃度で飽和しにくい G タイプが適する。回転中心 (GC) と回転量

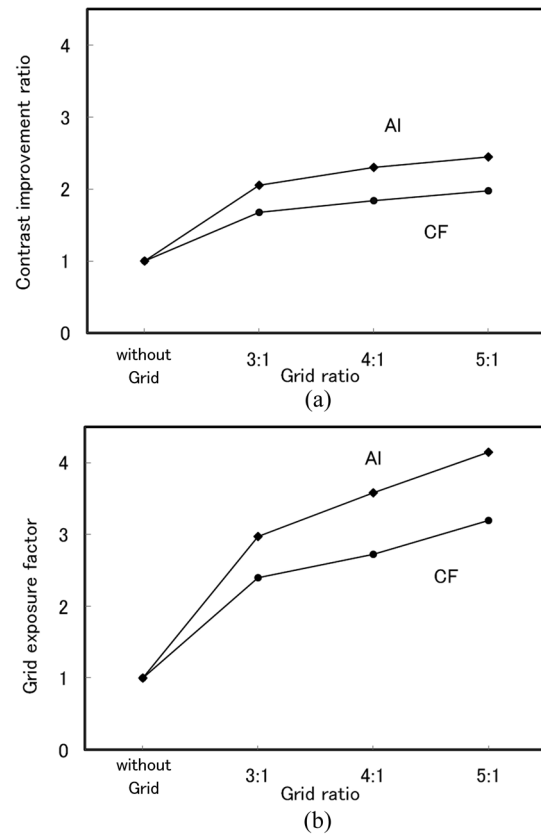


Fig. 1. Comparison of characteristics for focusing anti-scatter grid in which interspace material is made of aluminum (Al) or carbon fiber (CF). (a) Contrast improvement factor. (b) Bucky factor.

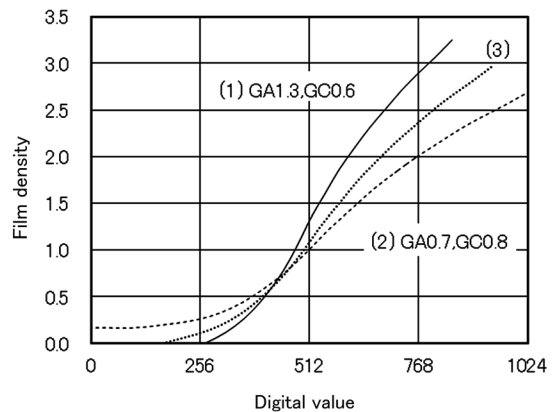


Fig. 2. Comparison of gradation characteristic curves for parameters conventionally used in our hospital (1) (GA=1.3, GC=0.6) and parameters selected in this study (2) (GA=0.7, GC=0.8). Curve (3) is the wide latitude standard gradation curve. Curve (1) is given by rotating curve (3) anti-clockwise at the center of GC=0.6. To enhance the low dose region, curve (2) is given by rotating curve (3) clockwise at the center of GC=0.8, which is the average density of an infant hip joint. This raises the low dose region.

(GA) については、FNC による低濃度領域のノイズの抑制を前提として、股関節部の平均的な濃度 $GC = 0.8$ を回転中心として右に回転 ($GA = 0.7$) して低濃度部分を持ち上げるように設定する。Fig. 2 に従来の特性曲線 (1) ($GA1.3, GC0.6$) と股関節撮影を目的として新たに設定した特性曲線 (2) ($GA0.7, GC0.8$) を示す。(3) は Fuji が設定した GT が G タイプの基準曲線である。

2) マルチ周波数処理 (MFP 処理)

幼児股関節では微細構造の描写は必要ないので、周波数帯域を選ぶ MRB は全体を適切に描写する C タイプを選択する。濃度依存性を選ぶ MRT は、低線量に対応するため低濃度まで強調する P タイプを選択し、MFP 処理の強さを決める MRE は中間の 5 とする。低濃度を強調して MFP 処理を強く掛けるとノイズが増強するが、FNC によりこのノイズ成分を抑制する。

3) ノイズ抑制処理 (FNC 処理)

(1) FNC 処理パラメータの決定

4 種類の処理のうち、FFC は方法でも述べたように A タイプを選定した。その他の 3 種類の FNC 処理の全てのタイプの組み合わせについて NNPS を測定した。Fig. 3 に代表的な組み合わせの測定結果を示す。これらの組み合わせを、例えば FFC, FNB, FNT が A, FNE が 0.3 の場合は、「AAA0.3」のように表す。Fig. 3(a) は FNC 処理無および FFC, FNB, FNT を全て A として、抑制の強さ FNE を変えた場合であり、当然、ノイズは FNC 無が最も大きく FNE = 1.0 が最も小さい。Fig. 3(b) は、ノイズ抑制の程度を最大 (FNE = 1.0) として FNB, FNT を変えた場合であり、ノイズ抑制効果が最も大きいのは AAA1.0 であった。また検討結果により、画像処理パラメータは AAA1.0 に決定し、次項以降の結果はこの画像処理パラメータを使用した。

(2) FNC 処理によるノイズ低減効果

Fig. 4 は、表面線量 D を $9 \sim 187 \mu\text{Gy}$ まで変化した場合の FNC 処理無と FNC (AAA1.0) の画像の SD の測定結果であり、グラフの横軸は $1/\sqrt{D}$ である。FNC 無のグラフが直線となることから、FNC 無の場合は、線量 D の平方根に逆比例する量子ノイズと線

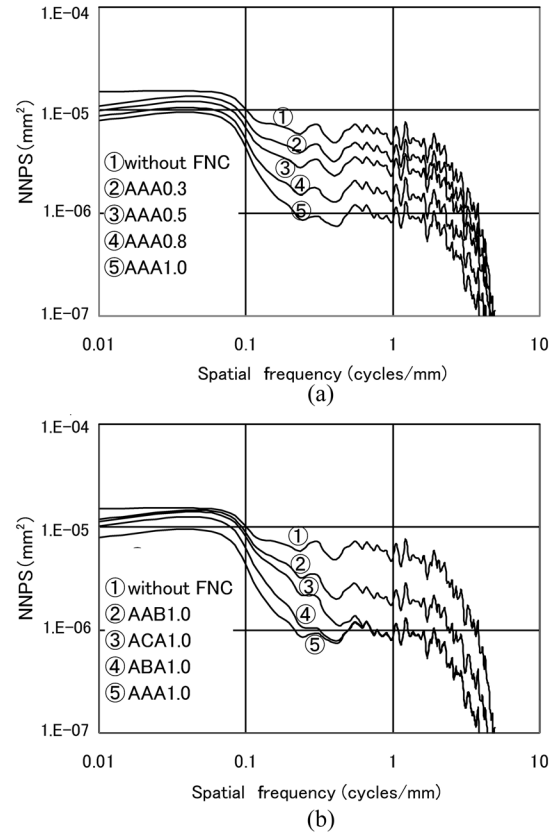


Fig. 3. Normalized noise power spectrum for various FNC (flexible noise control) parameters, where FFC, FNB, FNT, and FNE are the FNC parameters defined by Fuji computed radiography system. For example, (AAA0.3) denotes FFC:A, FNB:A, FNT:A, and FNE=0.3.
 (a) ① without FNC, ②~⑤ with FNC for various amount of noise reduction level FNE (0.3~1.0).
 (b) ① without FNC, ②~⑤ with FNC for various kinds of noise reduction type and the maximum noise reduction level FNE=1.0.

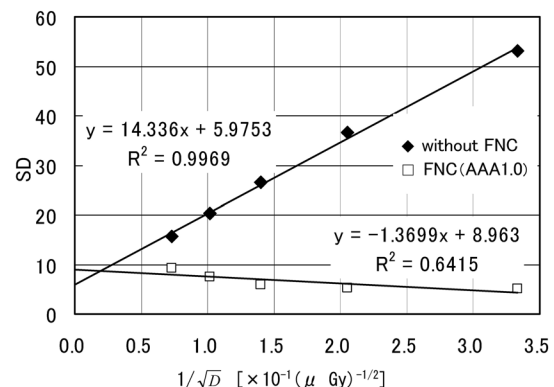


Fig. 4. X-ray surface dose (D) dependence of standard deviation (SD) for without FNC and with FNC. The horizontal axis is represented by the inverse of the square root of D . Poisson distribution is expressed as the positive slope straight-line.

量に依存しないシステムノイズ ($1/\sqrt{D}$ を 0 に外挿した SD の値 ≈ 6) の和で表されることがわかる。一方, FNC 処理を行うと, 線量を $187\mu\text{Gy}$ から $9\mu\text{Gy}$ まで約 $1/20$ に低減してもノイズは増加せず, むしろやや低下していることがわかる。線量が $9\mu\text{Gy}$ における SD は, FNC 無が 53, FNC 有は 5.2 であり, FNC 処理により SD すなわちノイズは約 $1/10$ に低減されている。

(3) FNC 処理が解像度に及ぼす影響

FNC 無と FNC (AAA1.0) の場合の線像応答と周波数応答の測定結果を Fig. 5 に示す。FNC 処理によりノイズを $1/8$ に低減しても線像応答の幅はやや狭く, 周波数応答はやや高い値になり高コントラストの解像度はむしろ改善されていると推測される。

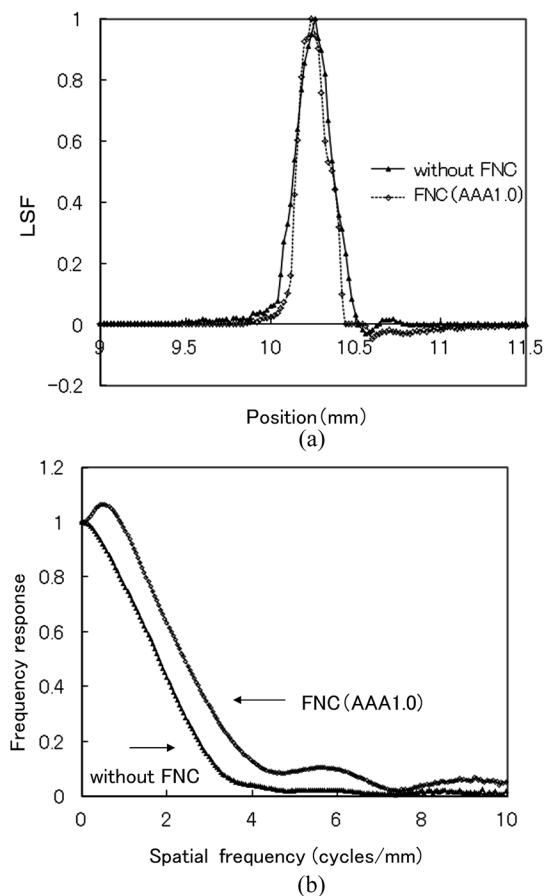


Fig. 5. Resolution property for without FNC and with FNC measured using the IEC standard edge method.
(a) Line image response.
(b) Frequency response.

(4) FNC 処理がコントラストやノイズに及ぼす影響

FNC 無と FNC (AAA1.0) の場合の手関節ファントム画像の中手骨を通る直線上の濃度プロファイルの測定結果を Fig. 6 に示す。図上で線が重なるのを避けるため, FNC 処理無のグラフはデジタル値を 250 下げて表示している。コントラストに関しては, 高濃度部分から低濃度部分への移行部分の変化についての検討を行い, FNC 有りの方がやや良好であった。ノイズに関しては, 同じノイズレベルでのプロファイルでの振幅について検討し, 線量が $1/20$ であるにもかかわらずノイズも明らかに小さいことがわかる。

3. 視覚評価

Fig. 7 は手関節ファントムの画像であり, (a) は従来の $187\mu\text{Gy}$, FNC 処理無, (b) は本研究による線量が $1/20$ の $9\mu\text{Gy}$, FNC (AAA1.0) の画像である。Fig. 8 は幼児股関節の臨床画像であり, (a) は側面像で, $187\mu\text{Gy}$, FNC 処理無, (b) は同じ患者の正面像で線

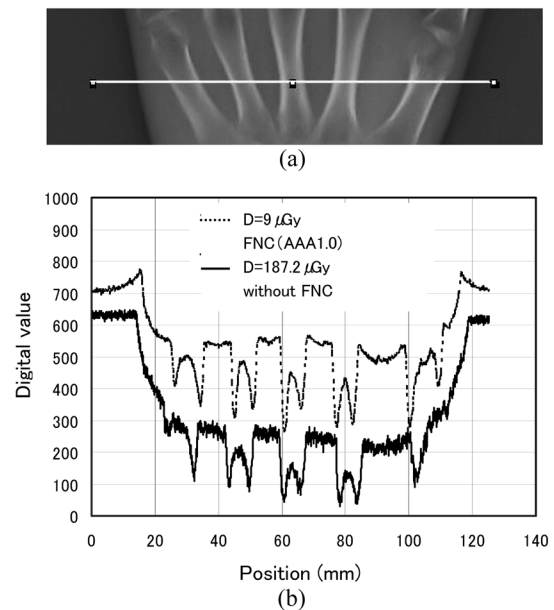


Fig. 6. Comparison of profile curves of wrist phantom images for $187\mu\text{Gy}$ surface dose without FNC and $9\mu\text{Gy}$ with FNC.
(a) Wrist phantom image and the line to obtain the density profile curve.
(b) Density profile curve. The curve without FNC is drawn lower than the original position by a digital value of 250 to prevent the two curves from overlapping.

量が 1/8 の 23 μ Gy, FNC (AAA1.0) である. Table 2 は視覚評価の結果である.

Table 2 の Test(1) は従来の 187 μ Gy で FNC 処理無と, 本研究による 9 μ Gy または 23 μ Gy で FNC (AAA1.0) の画像の差の符号検定 (有意差 5%) の結果である. 手関節の評価では計測は両者に統計的有意差は認められなかった. 股関節の評価においても計測と脱臼診断ではスコアが非常に高く, 骨梁のみ両者に統計的有意差が認められた. Test (2) は, 本研究により得られ

た画像の臨床評価として, 母平均との差の t 検定 (右片側検定) を行った結果で, 検定統計量 T が 1.833 を超えれば, 有意水準 5% で帰無仮説 μ_0 が棄却されることを意味する. 例えば, 帰無仮説 $\mu_0=3$ (殆ど問題なし) が棄却されれば右片側対立仮説 $\mu_0=4$ (全く問題なし) が採択される. Test (2) から, 9 μ Gy 又は 23 μ Gy, FNC (AAA1.0) の画像で, 幼児股関節撮影で必要とされる①計測と②脱臼診断では, 有意水準 5% で「全く問題なし」であり, 一方, 骨梁の診断には不十分であることがわかる.

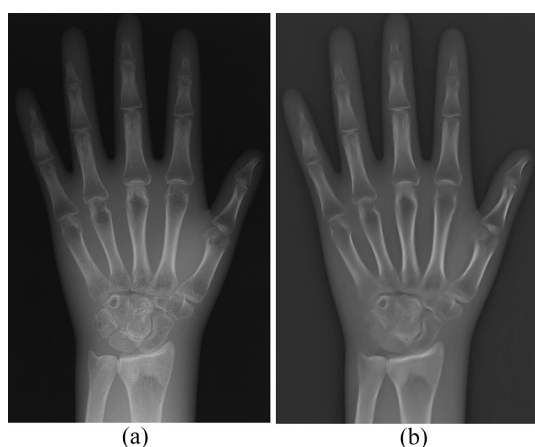


Fig. 7. Comparison of wrist phantom images.
(a) Surface dose $D=187 \mu\text{Gy}$ without FNC.
(b) Surface dose $D=9 \mu\text{Gy}$ with FNC (AAA1.0).

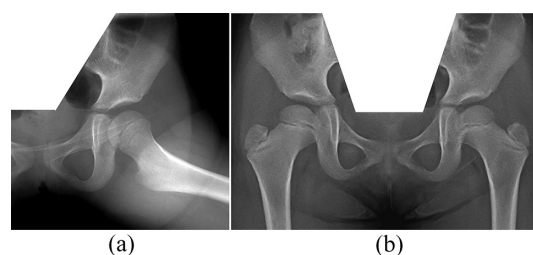


Fig. 8. Comparison of clinical images of infant hip joints.
(a) Lateral image of infant hip joint. $D=187 \mu\text{Gy}$ without FNC.
(b) Frontal image of infant hip joint. $D=23 \mu\text{Gy}$ with FNC (AAA1.0).

Table 2. Result of visual assessments of wrist phantom images [Fig.7 (a) and (b)] and infant hip joint clinical images [Fig.8 (a) and (b)].

| | | Evaluation scores by 10 observers (a ~ j) | | | | | | | | | | | Test(1) | | Test(2) | |
|---|--------------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|------|---------|--------------|---------|--------------|
| Wrist phantom | | a | b | c | d | e | f | g | h | i | j | Ave. | μ_0 | P | μ_0 | T |
| Bone histomorphometry | Conventional | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 0 | 0.500 | 3 | <u>6.000</u> |
| | This study | 4 | 3 | 4 | 4 | 3 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 3.8 | | | | |
| Form (shape of wrist joint) | Conventional | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 0 | <u>0.031</u> | 3 | <u>2.449</u> |
| | This study | 3 | 4 | 4 | 4 | 3 | 3 | 3 | 4 | 3 | 3 | 3.4 | | | | |
| Trabecula | Conventional | 4 | 4 | 4 | 4 | 3 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 3.9 | 0 | <u>0.002</u> | 2 | −2.449 |
| | This study | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1.6 | | | | |
| Infant hip joint | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Bone histomorphometry | Conventional | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 0 | 1.000 | 3 | <u>6.325</u> |
| | This study | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | | | | |
| Form (shape of hip joint, dislocation, etc.,) | Conventional | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 0 | 1.000 | 3 | <u>6.325</u> |
| | This study | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | | | | |
| Trabecula | Conventional | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 | 0 | <u>0.008</u> | 3 | 0.557 |
| | This study | 3 | 4 | 3 | 2 | 4 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3 | 3.1 | | | | |

Completely no problem : 4, Practically no problem : 3, A little bit problem: 2, Not acceptable: 1

IV. 考察

Table 1 に、撮影および画像処理に係るパラメータについて従来の施設標準値と本研究の結果得られた低線量化のためのパラメータの一覧を示す。

幼児股関節撮影に限定した場合は、X 線撮影条件および画像処理パラメータの設定により、総合で約 1/20 の線量低減が可能になった。それぞれの線量低減効果の寄与率を正確に求めることはできないが、特定の仮定のもとにおよその寄与率を推定してみる。

IP の片面集光を両面集光に変えることにより SD が 0.61 に減少したこと、ノイズが量子ノイズであり、SD の 2 乗が線量に逆比例すると仮定すれば、両面集光の採用による線量低減効果は $0.61^2 = 0.37 = 1/2.7$ となる。また、散乱線除去グリッドの中間物質を Al から CF に変えることにより露出倍数の比は $0.8 = 1/1.25$ となり、撮影条件による総合の線量低減効果は 1/3.4、すなわちおよそ 30% 程度と推定される。その他の低減効果は画像処理によるもので、Fig.4 からわかるように低線量においても FNC により量子ノイズが大きく低減された結果であると考えられる。

幼児股関節撮影では骨梁など微細構造の描写は必要がなく低線量化を目的としているので、階調処理では低濃度を持ち上げ、MFP では低濃度まで強調し、その結果低線量側で増加したノイズは最大限の FNC 処理 (AAA1.0) で抑制した。FNC (AAA1.0) により線量を低下させても SD は増加せずわずかに減少している。

FNC により極端なノイズ抑制を行っても、高コントラストの解像度やコントラストがむしろ改善するという線形処理とは逆の結果が得られた (Fig. 5, 6)。このことは、FNC 処理などの非線形処理が行われた画像について modulation transfer function (MTF) などの線形系の物理指標で評価することに問題があり、最終的な視覚評価の重要性を示している。視覚評価の結果、計測および脱臼の診断では問題ないが、より高い解像度を必要とする骨梁診断には不十分であることがわかった。このことは、FNC 処理により、Fig. 5 に示した高コントラスト部分の解像度は向上するが、低コ

ントラスト部分の解像度が低下することを意味し、非線形処理画像の解像度については新たな物理評価法が必要であることを示唆している。また、十分な線量低減を行うには診断目的に合ったパラメータの設定が必要ともわかる。

今回、線量低減のための装置の設定条件は、管電流時間積を 4 mAs から 0.5 mAs (線量が 1/8)、撮影距離を 100 cm から 150 cm (線量が 1/2.25) にしたが、これが限度であり、さらなる線量低減の実験は行っていない。

撮影線量の低減値が 1/20 まで可能であると断定していることに対して、実際の臨床において股関節画像は 1/8 の線量までの評価であり、正面と側面の異なる画像に対して、(照射野の大きさによる散乱線の違い、被写体厚の違いなど) 研究の限界があったことは、今後の課題としたい。また管電圧には検討の余地があると考え、本研究では幼児股関節撮影に限定したが、この線量低減の手法は他の撮影目的に対しても活用することができると考えている。

V. 結語

本研究では、対象を幼児の股関節撮影に限定した被曝低減を目的とし、必要十分な画質を維持したまま被曝線量をできるだけ低減させるための撮影条件と画像処理パラメータを求める現実的な手順を試み、画質の物理評価および視覚評価を実施し、結果としてどこまで線量を低減できるかを検証した。その結果、当施設での従来の標準値 (187 μ Gy) および日本放射線技師会のガイドライン (200 μ Gy) に対して、総合で約 1/20 という大幅な線量低減が可能になった。

謝辞

稿を終えるにあたり、直接御指導いただきました日本医科大学千葉北総病院、放射線センターの川村義彦前技師長、故渡辺典男前副技師長、および本研究に御協力いただきました同放射線センターの諸氏に深く感謝致します。

文献

- 1) ICRP. Recommendations of the international commission of radiation protection. ICRP Publication 22, 1975: 1-18
- 2) 谷川文, 阿部磨, 高部正清ら. 小児股関節撮影における生殖腺防護プロテクターについて. 日本放射線技術学会雑誌 2000; 56: 135
- 3) 沢田道人, 小田英雄, 柘植達矢ら. 小児股関節撮影台天板の CFRP 化. 日本放射線技術学会雑誌 1990;46: 287
- 4) 横田浩, 鈴木光昭, 河野輝久ら. 小児股関節撮影における管電圧の高電圧化による被曝線量低減の検討. 日本放射線技術学会雑誌 1993; 49: 1130
- 5) 鈴木光昭, 横田浩, 新藤雅司ら. 小児股関節撮影における付加フィルターによる被曝線量低減の検討. 日本放射線技術学会雑誌 1995; 51: 1421
- 6) 大坪恵理子, 鳴海知秋, 土田吉弘ら. 一般撮影・ポータブル撮影における被ばく低減への取り組み. 日本小児放射線技術 2012; 37: 28
- 7) 渡辺典男. 小児胸部撮影を対象にした Digital 撮影システムの構築を考える. 日本小児放射線技術 2007; 32: 4
- 8) ノイズ抑制処理 FNC (Flexible noise control). FCR 画像処理解説書Ⅱ. 東京: 富士フイルム株式会社, 2007: 1-6
- 9) 中島正弘, 村田正弘, 宿谷俊郎ら. ノイズ抑制処理による被曝低減の検討. 日本放射線技術学会雑誌 2004; 60(9): 1218
- 10) 平山翼, 尾崎隆男, 田ノ岡征雄ら. FCR におけるノイズ抑制処理 (FNC) の有用性について. 日本放射線技術学会近畿部会雑誌 2005; 10(3): 81
- 11) 風間清子, 皆川靖子, 関川高志ら. ノイズ抑制処理を用いた画質の検討. 日本放射線技術学会雑誌 2004; 60(9): 1253
- 12) 画像処理(階調処理, 周波数処理). FCR 画像処理解説書. 東京: 富士フイルム株式会社, 2007: 29-49
- 13) 村井雅美, 播摩優子, 小川隆由ら. 小児股関節フォロー撮影における被曝線量低減の試み. 日本放射線技術学会近畿部会雑誌 2005; 10(3): 79-80
- 14) 日本工業規格. 散乱線除去用グリッド JIS Z 4910. 2000: 2-11
- 15) 東出了, 市川勝弘, 國友博史ら. エッジ法による presampled MTF の簡便な解析方法の提案と検証. 日本放射線技術学会雑誌 2008; 64(4): 417-425
- 16) 青木繁伸. R による統計解析. 東京: オーム社, 2009: 117-138