

資料

間接変換型 Flat Panel Detector システムの画質特性の 観点からみた撮影条件の検討

村上 誠一¹⁾・高木 剛司²⁾・大田 哲²⁾

- 1) 純真学園大学保健医療学部放射線技術科学科
- 2) 産業医科大学病院放射線部

Study of Exposure Conditions Based on Image Quality Characteristics of Indirect Conversion Flat Panel Detector Imaging System.

Seiichi MURAKAMI¹⁾, Takeshi TAKAKI²⁾, Satoru OOTA²⁾

- 1) Department of Radiological Science, Faculty of Health Sciences, JUNSHIN GAKUEN University
- 2) Department of Radiology, University of Occupational and Environmental Health, Hospital

要旨：本研究では、間接変換型 FPD システムの入出力特性、解像特性、ノイズ特性、量子検出効率および管電圧特性について CR システムとの比較を行い、画質特性の観点から撮影条件について考察した。間接変換型 FPD システムは、CR システムより、解像特性、ノイズ特性に優れた画質特性を持ち、量子検出効率の比較においては撮影線量を約50%低減可能であった。両システムとも管電圧特性を認め、間接変換型 FPD システムでは80kV (36.6keV)、CR システムでは100kV (38.7keV) で最もノイズ特性が良くなった。間接変換型 FPD システムに使用する撮影条件は、検出器の画質特性を考慮し、適正な撮影管電圧を検討することで、CR システムより低被ばくで高画質の画像を得ることが期待できる。

キーワード：間接変換型 FPD、画質特性、管電圧依存性、デジタル画像、Computed Radiography (CR)

Abstract : This study aimed to investigate exposure conditions based on the basic imaging characteristics of an indirect conversion flat panel detector (FPD). These characteristics were evaluated by measuring the characteristic curves, presampled modulation transfer function, Wiener spectrum, and energy dependence. In addition, the detective quantum efficiency (DQE), which was calculated based on the measurements of these characteristics, was evaluated. The indirect conversion FPD imaging system showed better sharpness and graininess characteristics compared with a computed radiography (CR) imaging system. The DQE of the indirect conversion FPD system was higher than that of the CR system at all frequencies. Indirect conversion FPD showed tube voltage characteristics with the best granularity for the FPD system at 80 kV (36.6 keV). Based on the evaluation of the basic imaging characteristics of the indirect conversion FPD system, it was concluded that the system has the potential to provide low exposure and high image quality.

Keyword : FPD (indirect conversion flat panel detector), image quality characteristics, energy dependence, digital image, Computed Radiography (CR)

緒言

日本における国民1人当たりが受ける医療被ばく線量は、世界平均と比較して約6倍と高く、その約40%が単純 X 線撮影であることが報告されている^{1,2)}。

現在、わが国で使用される単純 X 線撮影装置の殆どが³ computed radiography (以下、CR システ

ム) や flat panel detector (以下、FPD システム) などのデジタル撮影システムであり、その普及率は96%となっている³⁻⁸⁾。特に、FPD システムは、従来のアナログシステムや CR システムと比べ X 線に対する感度が高く被ばく線量の低減が期待されている。しかし、デジタル撮影システムでは、線量不足によって生じるノイズの増加を避けるた

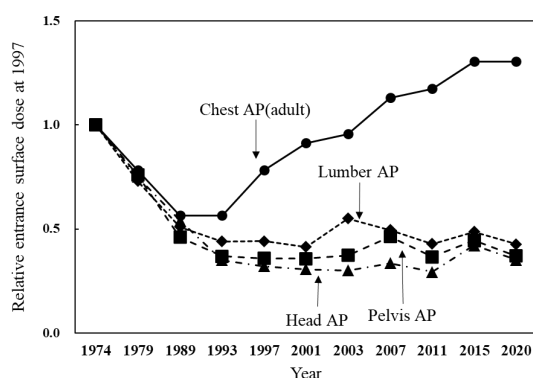


Fig.1 Transition of the entrance surface dose in Japan.

め、撮影者は高い撮影線量を選択する傾向にあることが報告されている⁹⁻¹¹⁾。

浅田らや DRLs2015, 2020の国内における被ばく線量の実態調査では, Fig.1に示すようにCRシステムが普及し始めた1993年以降 FPDシステムのような高感度検出器が開発されたにも関わらず皮膚表面線量は横ばいもしくは増加傾向にあり, 撮影頻度の高い胸部撮影は1993年時と比べ2020年で約2倍の皮膚表面線量であることが報告されている^{3,8,9)}。この理由として過去に使用されていた増感紙/フィルムシステムにおける撮影条件をそのままの基準としてデジタル撮影システムで用いている施設が多いことが主要因として挙げられている。しかし, この撮影条件が必ずしもデジタル撮影システムに適正な撮影条件であるとは限らない。

本研究では, 間接変換型 FPDシステムの入出力特性, 解像特性, ノイズ特性, 量子検出効率および管電圧特性についてCRシステムとの比較を行い, 検出器の画質特性の観点から撮影条件について考察する。

1. 方法

本研究では, X線発生装置はUD150B-40(株式会社島津製作所製), 一般撮影用CRシステムはFCR Speedia CS Plus(富士フイルム株式会社製), 一般撮影用間接変換型 FPDシステムはAero DR fine 1417HD(コニカミノルタ株式会社製), 線量計は半導体線量計のPiranha 657(RTI社製)を使用した。

Tableに使用した撮影システムの詳細を示す。

Table Details of the digital radiography system used in this study.

	computed radiography	indirect-conversion flat panel detector system
system name	FCR Speedia CS Plus	Aero DR fine 1417HD
fluorescent material	BaFBr(I):Eu ²⁺	CsI
matrix size	1760×1760	1744×2428
pixel size	0.2mm	0.2mm/0.1mm
gray level	1024	4096
detector size	35×35cm ²	35×43cm ²

これら2つのデジタル撮影システムにおける入出力特性, 解像特性, ノイズ特性, 量子検出効率および管電圧特性を測定し, 比較した。測定に使用した試料画像は, 両システムの感度指標:S値=200, 階調処理は直線階調で読み取りを行い, 周波数強調等の画像処理は一切行っていない生データである。詳細を1.1から1.5に述べる。

1.1 入出力特性

入出力特性は, IEC62220-1¹²⁾に準じてRQA5(7.1mmAl半価層)の線質を用いてタイムスケール法で測定し, 検出器への入射線量に対する画素値からデジタル特性曲線を求めた。RQA5となる撮影管電圧は70kV, 付加フィルタ厚は0.76mmCuで, 照射野サイズ20×20cm²の領域に均一露光した。測定試料の作成は, 1つの撮影距離で低露光領域から高露光領域までをカバーすることができないためsource image distance(SID)を200cmおよび450cmで撮影し, 両者をつなぎ合わせて最終的なデジタル特性曲線を求めた。線量測定は, 半導体線量計をFPDシステムの表面で撮影範囲内の隅に配置して測定した。測定点は, 200cmが10点, 450cmが10点の計20点で, 各点で3枚の試料を作製した。得られた試料画像はpersonal computer(PC)に取り込み, 画像の中心付近に100×100画素の大きさの関心領域(region of interest: ROI)を設定して平均画素値を算出した。デジタル特性曲線のプロットデータは各点で撮影された3枚の試料の平均値とした。

1.2 解像特性

解像特性は, IEC62220-1¹²⁾に準じて1.1の入出力特性と同条件であるRQA5の線質を用いてエッジ法にてプリサンプルドMTFを測定した。使用

したエッジは、1mm厚のタンゲステン板で、検出器に密着させ、エッジ部分が画像の垂直方向から2~3°傾くように配置し、エッジ部とX線束が一致するように測定試料を撮影した。得られた試料画像はPCに取り込み、取得したESF (edge spread function) は1.1で求めたデジタル特性曲線を用いて線量へ変換し、この線量変換したESFを微分してLSF (line spread function) を求めた後、1次元フーリエ変換を行い、プリサンプルドMTFを算出した。CRシステムのプリサンプルドMTFは読み取り方向で異なることが知られているが、本研究では、水平方向のみを測定対象とした。

1.3 ノイズ特性

ノイズ特性は、2次元フーリエ変換法にてウィナースペクトル (Wiener spectrum: WS) を算出した。WSの測定試料は、EC62220-1¹²⁾ に準じてRQA5 (7.1mmAl半価層) の線質を用いてSID200cmで照射サイズを20×20cm²とし、検出器への入射線量を0.44, 4.38, 8.76, 17.52 μGyと変えて均一露光を行い、各線量で5枚作成した。得られた試料画像はPCに取り込み、1.1で求めたデジタル特性曲線を用いて線量へ変換後、1つの測定試料から256×256画素の関心領域を上下左右に128画素オーバーラップするように16ヶ所に設定して計80枚の画像を切り出し、トレンド処理を行った後、2次元フーリエ変換によりWSを算出した。最終的なWSは、80本のWSを平均して1本のWSを求めた。

1.4 量子検出効率

量子検出効率 (detective quantum efficiency: DQE) は、総合画像評価の指標として用いられ、次式にて定義される。

$$DQE(u) = \frac{(\log_{10} e)^2 \cdot G^2 \cdot MTF(u)^2}{q \cdot WS(u)} \quad \dots\dots (1)$$

本研究では、G, $MTF(u)$ および $WS(u)$ は1.1から1.3で求めた値、フォトン数: q は、IEC62220-1¹²⁾ に示されるRQA5のフォトン数を用いて、検出器への入射線量を0.44, 4.38, 8.76, 17.52 μGyとした時の $DQE(u)$ を算出した。

1.5 管電圧特性

本研究では、検出器の管電圧特性を調べるために撮影管電圧と画素値の関係、粒状性および画像コントラストを測定した。

1.5.1 撮影管電圧と画素値の関係

検出器の管電圧特性を調べるために、撮影管電圧を変えたときの画素値の関係を求めた。測定試料は、SID200cm, 照射サイズを20×20cm², 検出器への入射線量を同一とし、撮影管電圧を50kV, 60kV, 80kV, 100kV および120kVと変えて均一露光を行い、各管電圧で3枚作成した。得られた試料画像は、中心付近に100×100画素の関心領域を設定し、平均画素値を算出して撮影管電圧と画素値の関係を求めた。最終的なプロットデータは、各点で撮影された3枚の試料の平均値とした。

1.5.2 撮影管電圧による粒状性への影響

検出器に用いられているCsIやBaの蛍光体は、使用するX線エネルギーにより線減弱係数が異なる。このため、同一線量が検出器に入射したとしても検出器に吸収されるX線量の違いにより発光量が異なり粒状性が異なることが推測される。ここでは、撮影管電圧による粒状性への影響を調べるために検出器の入射線量を同一とし、撮影管電圧を変えたときのRMS粒状度を測定した。測定試料は、SID200cm, 照射サイズを20×20cm², 検出器への入射線量を8.76 μGyとし、撮影管電圧を50kV, 60kV, 80kV, 100kV および120kVと変えて均一露光を行い、各管電圧で3枚作成した。得られた画像の中心付近に100×100画素の関心領域を設定してRMS粒状度を算出した。最終的なプロットデータは、各点で撮影された3枚の試料の平均値とした。

1.5.3 画像コントラスト

画像コントラストは、同一照射線量で30段のアルミステップを撮影管電圧50kV, 60kV, 80kV, 100kV および120kVを用いてSID120cmで撮影し、各管電圧における画像コントラストを求めた。画像コントラスト:Cは次式により算出した。

$$C = D_b - D_{Ai} (i) \quad \dots\dots\dots (2)$$

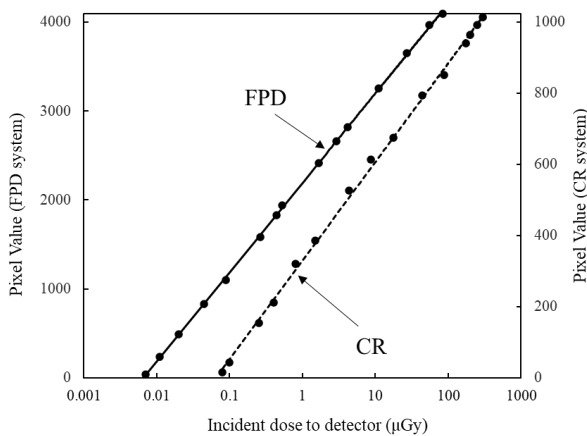


Fig.2 Digital characteristic curves of two different digital systems.

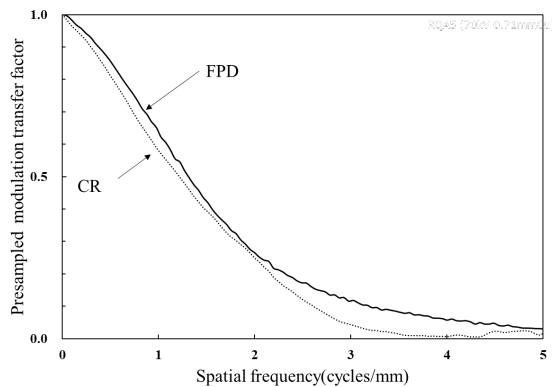


Fig.3 Presampled modulation transfer functions of the two digital systems at RQA5 in the horizontal direction.

ここで、 D_b はアルミステップのない露光域の画素値、 $D_{Al}(i)$ は i 段目のアルミステップの画素値である。

観察試料は、各管電圧で3枚作成し、得られた画像から各アルミステップ上および散乱体のない露光領域に 30×20 の関心領域を設定して平均画素値を算出し、式 (2) を用いて画像コントラストを求めた。最終的な画像コントラストは3枚の測定試料の平均値とした。

2. 結果

2.1 入出力特性

CR システムと FPD システムのデジタル特性曲線を Fig.2 に示す。図より両システムとも 10^4 程度の線量域を表現可能であり、広いダイナミックレンジを有していた。しかし、表現可能な線量域は両者で異なり、FPD システムは、CR システムに比べより低い線量域を画像化することが可能で

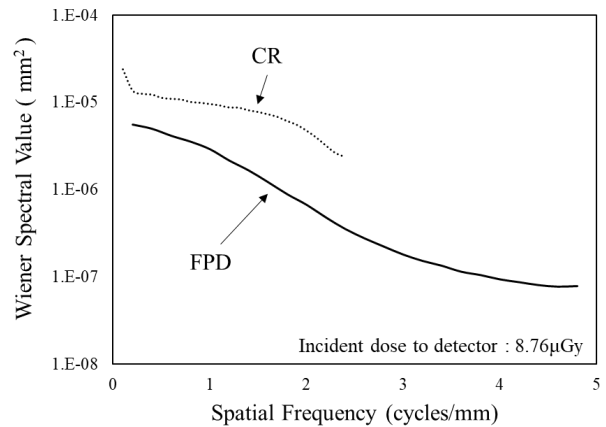


Fig.4 Wiener spectra of the two different digital systems at $8.76 \mu\text{Gy}$.

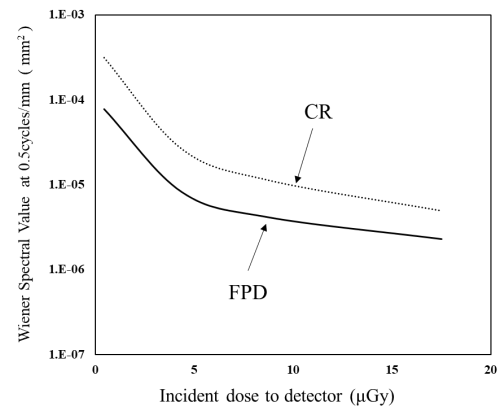


Fig.5 Relationship between incident dose and Wiener spectra for two different digital systems at 0.5 cycles/mm .

あった。一方で、FPD システムは、 $87.6 \mu\text{Gy}$ 付近で飽和状態となり、CR システムより少ない線量で飽和状態になることを示した。

2.2 解像特性

FPD システムと CR システムのプリサンプルド MTF を Fig.3 に示す。FPD システムのプリサンプルド MTF は、全周波数において CR システムより高い結果を示し、 0.5 cycles/mm における MTF 値は FPD システムが 0.86 、CR システムが 0.81 となり約 6% 高い値を示した。この結果は、FPD システムが CR システムより高解像度であることを示している。

2.3 ノイズ特性

Fig.4 に検出器入射線量が $8.76 \mu\text{Gy}$ の WS を示す。図より、両システムともに高周波になるほど低い値を示した。また、全周波数において FPD シス

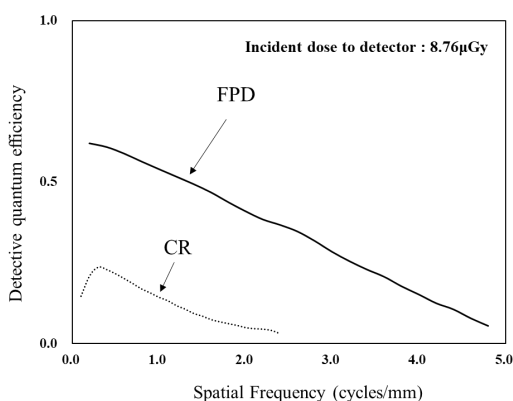


Fig.6 Detectable quantum efficiency of the two different digital systems at 8.76 μ Gy.

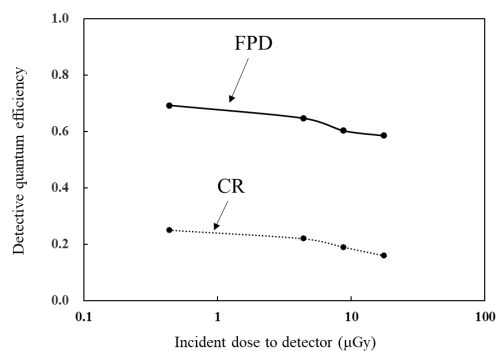


Fig.7 Relationship between incident dose and Detective quantum efficiency for two different digital systems at 0.5cycles/mm.

システムはCRシステムより明らかに低い値を示し、粒状性が優れていることがわかる。0.5cycles/mmで両システムを比較した場合、FPDシステムはCRシステムより2.7倍、2.0 cycles/mmでは2.2倍、ノイズ特性に優れた結果を示した。Fig.5に0.5cycles/mmにおける検出器への入射線量とWSの関係を示す。両システムとも入射線量の増加とともにWSは低い値を示し、粒状性が向上した。両システムとも入射線量が5 μ Gy以上では大きな粒状性の改善は見られなかった。

2.4 量子検出効率

Fig.6に検出器への入射線量が8.76 μ GyのFPDシステムとCRシステムのDQEを示す。図より、両者とも高周波数になるほどDQEは低い値を示した。また、FPDシステムはCRシステムより全周波数において高いDQE値を示した。この結果は、FPDシステムはCRシステムよりX線の利

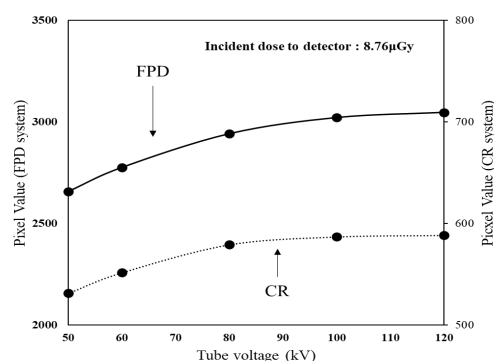


Fig.8 Relationship between tube voltage and pixel value for two different digital systems at 8.76 μ Gy.

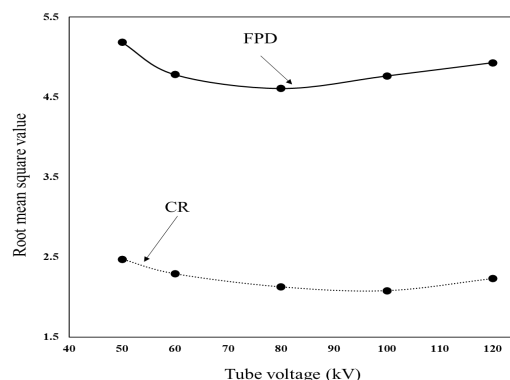


Fig.9 Relationship between tube voltage and RMS granularity on different digital systems.

用効率の高いシステムであることを示している。Fig.7に検出器への入射線量を0.44, 4.38, 8.76, 17.52 μ Gyと変化させた時の0.5 cycles/mmのDQEの値を示す。同図より入射線量が高くなると僅かに低いDQE値を示したが、どの線量においてもFPDシステムはCRシステムに比べ約50%高いDQE値を示した。

2.5 管電圧特性

2.5.1 撮影管電圧と画素値の関係

Fig.8に同一の検出器入射線量で撮影管電圧を変えたときの画素値の変化を示す。図より、両システムにおいて撮影管電圧が80kV付近までは管電圧が高くなるほど画素値は高い値を示し、80kV以上ではほぼ同一の画素値を示した。

2.5.2 撮影管電圧による粒状性への影響

Fig.9に両システムにおける撮影管電圧とRMS粒

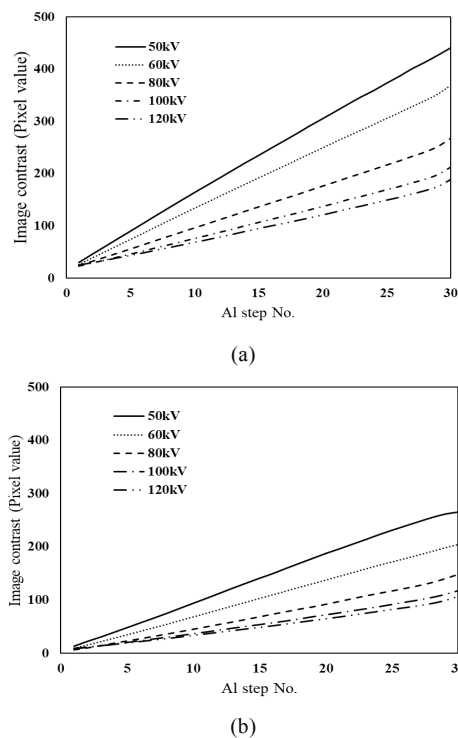


Fig.10 Relationship between tube voltage and image contrast. (a) FPD system (b) CR system

状態の関係を示す。図より、両システムともに撮影管電圧により RMS 粒状度は異なり、FPD システムでは80kV、CR システムでは100kV で RMS 粒状度は小さな値を示した。ここで求めた RMS 粒状度は、画素値の変動を算出した値のため階調数の異なる両システムを比較することはできない。

2.5.3 画像コントラスト

Fig.10に撮影管電圧と画像コントラストの関係を示す。図の縦軸は画像コントラスト、横軸がアルミ階段の番号で、この番号が大きな程アルミ厚が薄くなる。図より、両システムにおいて画像コントラストを示す直線の傾きは50kV が最も大きく、高い画像コントラストを示したが、管電圧が高くなる程、直線の傾きは小さくなり、画像コントラストが低下した。また、撮影管電圧間の画像コントラストの差は、撮影管電圧が高くなるほど小さくなった。なお、Fig.10 の縦軸は、単純に画素値の差を表しているため、本研究で用いた階調数の異なる両システムを比較することはできないので注意が必要である。

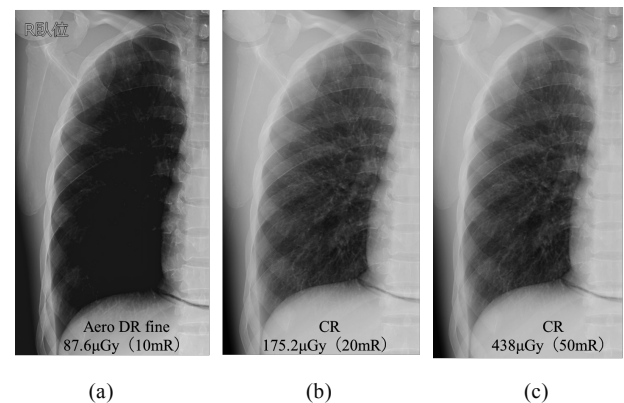


Fig.11 Chest phantom images of different digital systems radiographed with high exposure levels. (a) FPD system (b) and (c) CR system



Fig.12 Wrist radiographs taken with different digital systems. (a) FPD system (b) CR system

3. 考察

3.1 入出力特性

測定した両デジタルシステムの入出力特性は、 10^4 程度の広いダイナミックレンジを有するが、使用できる線量域が異なっていた。FPD システムは、CR システムに比べ、低い線量域に対しても画像化することが可能であるが、 $87.6 \mu\text{Gy}$ で画素値が飽和し、これ以上の線量が検出器に入射した場合、画像化できないことを意味している。Fig.11に過線量に起因する黒とびが生じた画像を示す。図より、FPD システムでは検出器入射線量が $87.6 \mu\text{Gy}$ で肺野の広範囲に黒とびを生じていることがわかる (Fig.11 (a))。一方、CR システムでは $175.2 \mu\text{Gy}$ 、 $438 \mu\text{Gy}$ の検出器入射線量でも黒とびは生じていない (Fig.11 (b), (c))。日常臨床において、 $175.2 \mu\text{Gy}$ や $438 \mu\text{Gy}$ の高線量が検出器へ入射することは考えにくい。が、 $87.6 \mu\text{Gy}$ は現実的に臨床で起こりえる線量であり、FPD システムにおいて使用できる撮影線量域は、実質

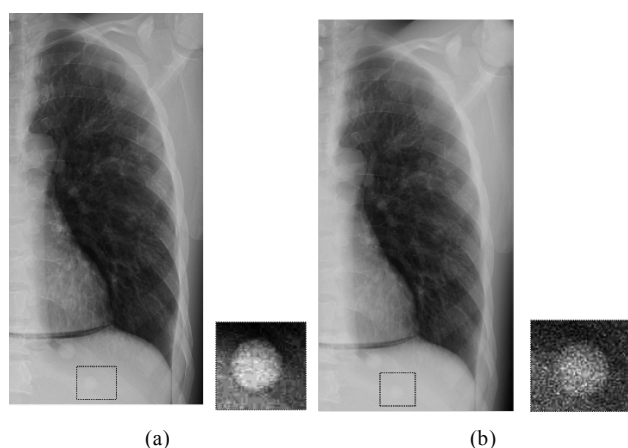


Fig.13 Comparison of chest radiographic from CR and FPD systems taken with different exposure doses. (a) FPD images taken with half the dose of the CR system (4.38 μGy) (b) CR image (8.76 μGy)

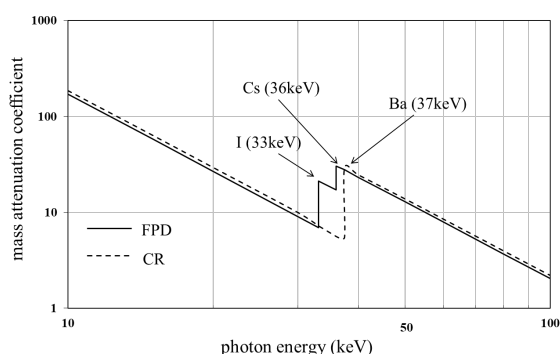


Fig.14 Relationship between mass attenuation coefficients and photon energy for X-ray detectors in different imaging systems.

CR システムより狭いと考えてよいのかもしれない。黒とびが生じた際に再撮影になるため患者被ばく線量の観点からも十分注意を払う必要がある。

3.2 解像特性

プリサンプルド MTF を用いて解像特性を測定した。FPD システムのプリサンプルド MTF は、CR システムより高い結果を示し、0.5cycles/mm における MTF 値は FPD システムが0.86、CR システムが0.81となり約6%高い値を示した。この6%の改善がどの程度臨床画像に違いを与えるのか、Fig.12に同一撮影条件で撮影した手関節のファントム画像を示す。図より、FPD システムは、CR システムに比べ骨梁構造が明瞭に描出されていることがわかる。つまり、この MTF の違いが、

臨床画像で確認できるレベルであることを意味している。

3.3 ノイズ特性

本研究では、検出器への入射線量を0.44, 4.38, 8.76, 17.52 μGy と変えたときの WS を2次元フーリエ変換法にて算出した。0.5cycles/mm で両システムを比較した場合、FPD システムは CR システムより2.7倍、2.0 cycles/mm では2.2倍粒状性に優れた結果を示した。この結果は、FPD システムが CR システムより粒状性に優れ、低コントラスト物質の検出に有用であることを意味している。また、Fig.5より両システムとも検出器への入射線量が5 μGy 以上では大きな粒状性の改善は見られなかったことから、これ以上の検出器入射線量での撮影は、患者被ばく線量を増加させるだけで粒状性の向上にはあまり期待できないと考えられる。

3.4 量子検出効率

本研究では、画質特性に基づく総合画像評価の指標として DQE を算出した。その結果、FPD システムは CR システムと比べて DQE 値が約2倍の高い値を示した。この結果は、検出器の画質特性の観点から CR システムと同等の画質を得る FPD システムの撮影線量が、CR システムの半分が良いことを意味している。Fig.13に CR システムの半分の検出器入射線量で胸部ファントムを撮影した時の FPD システムの画像を示す。図より、横隔膜下の結節影の描出を比較した場合、CR システムの半分の検出器入射線量で撮影しているにも関わらず FPD システムの方が CR システムより粒状性が良いことがわかる。このことから FPD システムは、CR システムより少ない検出器入射線量で撮影することができ、患者被ばく低減が可能と考えられる。

3.5 管電圧依存性

Fig.8に示すように本研究で使用したデジタルシステムは、使用する管電圧が変化すれば得られる画素値が異なる結果となった。仮に、検出器に線質依存性がなければ撮影管電圧と画素値の関係は一定となる。しかし、図からもわかるように同

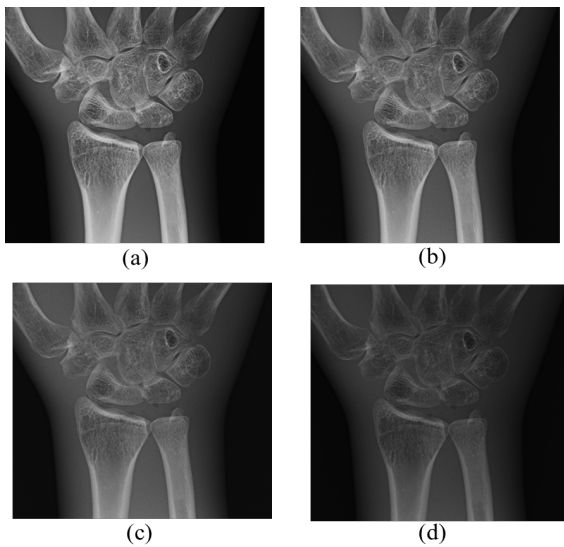


Fig.15 Effects of normalization processing on wrist FPD images taken at different tube voltages. (a) 60kV (b) 80kV (c) 100kV (d) 120kV

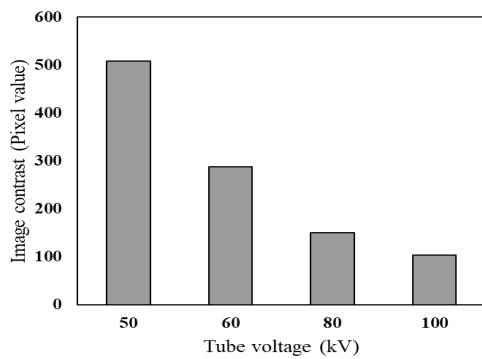


Fig.16 Relationship between tube voltage and image contrast on wrist FPD images with normalization processing.

一入射線量であるにも関わらず，使用する管電圧が変化すれば得られる画素値も異なり，本研究で使用した検出器は管電圧依存性を有していることがわかる．これは，使用する管電圧により検出器に吸収される X 線量が異なり，結果として発光量が減少したことが要因と考えられる．一般的に蛍光体に吸収された X 線量と発光量は比例関係にあり，検出器へ吸収される X 線量が多ければ発光量も多くなり結果として画素値は高い値を示す．Fig.9に両システムの撮影管電圧と RMS 粒状度を示す．図より，FPD システムでは80kV，CR システムでは100kV で RMS 粒状度の値は小さくなり粒状性が良くなっていることがわかる．この要因は，両システムの検出器で用いられている蛍

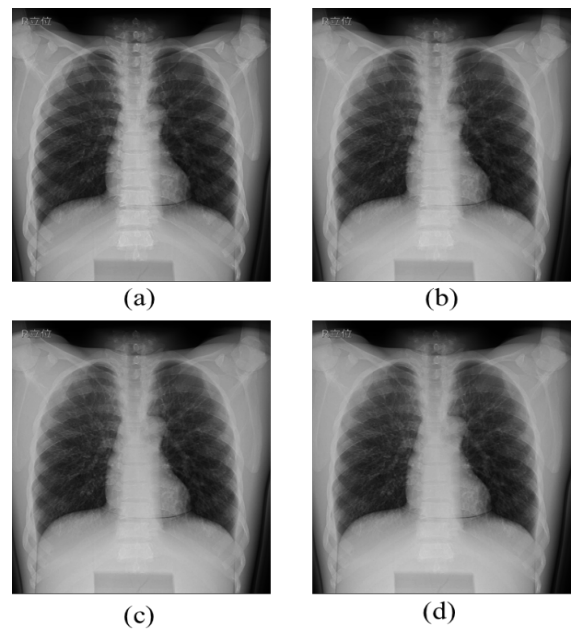


Fig.17 Effects of normalization processing on chest FPD images taken at different tube voltages. (a) 60kV (b) 80kV (c) 100kV (d) 120kV

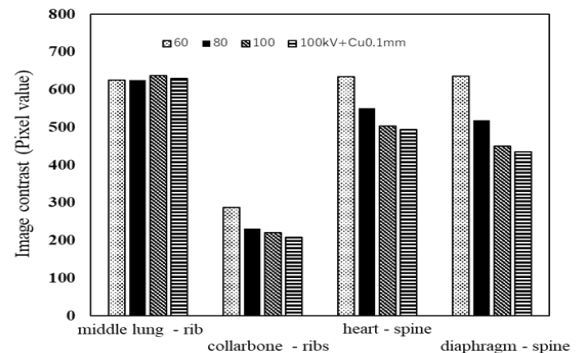


Fig.18 Relationship between tube voltage and image contrast on chest FPD images with normalization processing.

光体の K 吸収端による影響と考えられる．Fig.14 に FPD システムの蛍光体に使用されている CsI と CR システムの蛍光体に使用されている Ba の質量減弱係数を示す．同図より，CsI は Cs の 36keV と I の 33keV，Ba は 37keV に K 吸収端を持ち X 線吸収が大きくなる．FPD システムで最も高い粒状を示した80kV の実効エネルギーは 36.6keV，CR システムで最も高い粒状を示した 100kV の実効エネルギーは 38.7keV であり，蛍光体の K 吸収端により検出器の X 線吸収が大きくなり粒状性が向上したと考えられる．Fig.10より，撮影管電圧を変えて撮影した画像コントラストは、

撮影管電圧が高くなるほど低くなった。これは、人体を構成する骨や軟部組織の質量減弱係数が、X線エネルギーが高くなるほど小さくなり、被写体コントラストが低下するためである。特に、骨の質量減弱係数は管電圧に強く影響を受けるため、被写体コントラストの低下は大きくなる。

一方で、デジタルシステムは、画像処理の1つである正規化処理により濃度補正と画像コントラスト補正が可能であり、この処理により管電圧による被写体コントラストの低下を補える可能性がある。Fig.15および16に撮影管電圧を変えて手関節を撮影し、正規化処理を行ったときの画像と画像コントラストを示す。図より、撮影管電圧が高くなるほど手関節のコントラストは低下し、正規化処理を行っても補正ができていないことが分かる。つまり、正規化処理では管電圧による骨の被写体コントラストの低下を補正することができないことを意味している。Fig.17および18に撮影管電圧を変えて胸部撮影し、正規化処理を行ったときの画像コントラストを示す。図より、撮影管電圧が高くなると胸部のコントラストは僅かに低下する程度であり、正規化処理により補正が行われていること分かる。つまり、胸部においては正規化処理により、管電圧による肺野や血管などの軟部組織の被写体コントラストの低下を補正することが可能であることを意味している。

本研究に用いた間接変換型 FPD システムは、CR 撮影システムより、解像特性、ノイズ特性に優れた画質特性を有し Fig.7に示す DQE より撮影線量を50%程度低減できると考えられる。したがって、過度のX線量の増加は、患者被ばく線量の増加を招くだけであり、使用する検出器の画質特性を加味して撮影線量の最適化を図ることが重要である。

撮影管電圧は、デジタルシステムに移行した現在でも、増感紙/フィルムを使用していた条件と変わっていない^{3,5)}。これは、被写体コントラストが撮影管電圧により異なることが要因と考えられる。しかし、デジタルシステムでは、撮影部位により異なるが撮影管電圧の違いによる被写体コントラストの低下を画像処理により補正し、最終的な画像コントラストを調整することが可能である。画像処理によりどの程度の被写体コントラ

スの低下を補正できるかが重要な点であり、デジタルシステムに適した撮影管電圧の検討が今後の課題と言える。

4. 結語

本研究では、間接変換型 FPD システムの入出力特性、解像特性、ノイズ特性、量子検出効率および管電圧特性について CR システムとの比較を行い、検出器の画質特性の観点から撮影条件について考察した。

- 1) 間接変換型 FPD システムは、CR システムより、解像特性、粒状性に優れた画質特性を持ち、DQE の比較において撮影線量を約50%低減可能であった。
- 2) 粒状性や被写体コントラストは撮影管電圧により影響を受けることが明らかとなった。
- 3) デジタルシステムに使用する撮影条件は、検出器の画質特性を考慮し、使用する撮影管電圧を検討することで、低被ばくで高画質の画像を得ることが期待できる。

謝辞

本研究に際し、ご助言を頂きました産業医科大学病院放射線部、黒木燎平氏、岩瀬賢祐氏、山下翔正氏並びに放射線部諸兄に感謝申し上げます。

【参考文献】

- 1) 市川龍資, 日本の国民線量 —特に外国との比較—, *Radioisotopes*, 62 (12), 927-938, 2013.
- 2) UNSCEAR 2000 REPORT, SOURCES AND EFFECTS OF IONIZING RADIATION
- 3) 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, 加藤英幸, 五十嵐隆元, 塚本篤子, & 坂本肇, X線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)によるアンケート結果概要—撮影条件に関する因子を中心に—, *日本放射線技術学会雑誌*, 68 (9), 1261-1268, 2012.
- 4) 岸本健治, 有賀英司, 石垣陸太, 今井方丈, 川本清澄, 小林謙一, デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究, *日本放射線技術学会雑誌*, 67 (11), 1381-1397, 2011.
- 5) 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, 加藤英幸, 五十嵐隆元, 塚本篤子, X線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)による線量評価, *日本放射線技術学会雑誌*, 69 (4), 371-379, 2011.

- 6) Schaefer-Prokop C, De Boo D, Uffmann M, Prokop M. DR and CR: Recent advances in technology, *European journal of radiology*, 72, 194-201, 2009.
- 7) Japan Network for Research and Information on Medical Exposures. (2015). Diagnostic Reference Levels Based on Latest Surveys in Japan – Japan DRLs 2015.
- 8) 日本の診断参考レベル (2020年版). <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRL2020>
- 9) Gibson DJ, Davidson RA. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. *Academic radiology*, 19, 458-462, 2012.
- 10) ICRP Publication 93. Managing patient dose in digital radiology, 2004.
- 11) Shepard SJ, Wang J, Flynn M, Gingold E, Goldman L, Krugh K, et al, An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary) , *Medical physics*, 36, 2898-2914, 2009.
- 12) IEC62220-1: Medical electrical equipment –Characteristics of digital X – ray imaging devices part1 : Determination of detective quantum efficiency, International Electrotechnical Commission, 2003.