原 著

直接変換型 FPD を搭載した
デジタル X 線透視撮影システムの画質特性と視覚評価の対応坂口太郎¹⁾・片山礼司¹⁾・杜下淳次²⁾・坂井真二¹⁾・黒木英郁¹⁾
大久保征司¹⁾・前田 孝¹⁾・早瀬尚文³⁾論文受付
2010年 6 月 2 日論文受理
2010年 9 月 27 日

Code No. 522

1) 久留米大学病院画像診断センター
2) 九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野
3) 久留米大学医学部放射線医学教室

緒 言

X 線平面検出器(flat panel detector: FPD)システムを利用した X 線診断装置は、単純 X 線検査、X 線透視検査さらには血管造影検査と、X 線診断に関わるほとんどの領域に普及している。特に、X 線透視を必要とする検査では、これまで利用されてきたイメージインテンシファイア(image intensifier: I.I.)と比べて広い視野が得られることや、ダイナミックレンジが広く、I.I. 使用時には注意が必要であったハレ-

ションの問題が飛躍的に改善されているなど、その有用性は顕著である。また、リアルタイムな画像処理回路¹⁾や画像のノイズ低減のアルゴリズムの開発^{2, 3)}により、インターベンショナルラジオロジーで要求される高品質な透視画像を提供する装置も臨床に普及し始めている。一方、FPD などのデジタル X 線撮影システムで撮影した画像による診断の形態は、フィルムを用いた診断から、モニタによる診断へと変遷の一途をたどっている。

Correlation between Basic Imaging Properties and Subjective Evaluations of Two Digital Radiographic X-ray Systems Based on Direct-Conversion Flat Panel Detector

Taro Sakaguchi,¹⁾ Reiji Katayama,¹⁾ Junji Morishita,²⁾ Shinji Sakai,¹⁾ Hidefumi Kuroki,¹⁾ Seiji Ohkubo,¹⁾ Takashi Maeda,¹⁾ and Naofumi Hayabuchi³⁾

1) Center for Diagnostic Imaging, Kurume University Hospital

2) Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

3) Department of Radiology, Kurume University School of Medicine

Received June 2, 2010; Revision accepted September 27, 2010; Code No. 522

Summary

The purpose of this study was to examine the correlation between the basic imaging properties of two digital radiographic X-ray systems with a direct conversion flat-panel detector and their image qualities, which were evaluated by the observer in hard copy and soft copy studies. The subjective image quality was evaluated and compared in terms of the low-contrast detectability and image sharpness in the two digital radiographic X-ray systems. We applied the radiographs of a contrast detail phantom to the evaluation of low-contrast detectability and analyzed the contrast detail diagrams. Finally, low-contrast detectability was evaluated by the image quality figure (IQF) calculated from the contrast detail diagrams. Also, the subjective image sharpness of human dry bones of two systems was examined and evaluated by the normalized-rank method. The results indicated that System A tended to provide superior subjective image quality compared to System B in both observer studies. We also found high correlations between IQFs and basic imaging properties, such as the noise power spectrum (NPS) and the noise equivalent quantum (NEQ). In conclusion, the low-contrast detectability of the two digital radiographic X-ray systems with a direct conversion flat-panel detector corresponded to the NPS and the NEQ in both outputs (soft copy and hard copy). On the other hand, the subjective image sharpness of human dry bones was affected by their noise properties.

Key words: digital radiographic system, flat panel detector (FPD), observer study, image quality別刷資料請求先: 〒 830-0011 福岡県久留米市旭町 67
久留米大学病院画像診断センター 坂口太郎 宛

Table 1 (a) Specifications of the two different FPD systems

FPD System	System A	System B
Array size (pixel)	2.240×2.240	2.880×2.880
Sampling pitch (mm)	0.15	0.15
Field size (inch)	12	12
Matrix size (acquisition)	2.048×2.048	2.048×2.048
Matrix size (output)		
Gray levels (bits)	10	12

(b) Specifications of the monochrome liquid crystal display (LCD) monitor

LCD monitor	
Matrix size of monitor	1.536×2.048 (3 mega pixels)
Pixel pitch (mm)	0.207×0.207
Display function	gray scale standard display function (GSDF)
Maximum luminance (cd/m ²)	450
Maximum display bit-depth (bits)	12

FPD を利用した X 線診断装置の諸特性については、多くの報告⁴⁻¹⁴⁾がなされている。視覚評価では、直接変換型と間接変換型 FPD システムの画質の比較^{15, 16)}や複数種類の digital radiography (DR) システム間の画質の比較を行った報告¹⁷⁾がある。しかし、異なる直接変換型 FPD システム間の静止画像の評価について、物理特性の測定時と同じ幾何学的配置や撮影 X 線に関する条件下で、1. contrast-detail (CD) ファントムやドライボーンを撮影した報告、2. フィルム(以下、ハードコピー)出力と liquid crystal display (LCD: 以下、ソフトコピー)表示の両方で視覚評価した報告、3. ハードコピーとソフトコピー両方の視覚評価と物理評価の関係を明らかにした報告、は見あたらない。

そこで本研究は、直接変換型 FPD を搭載した 2 種類のデジタル X 線透視撮影システムの静止画像について、ハードコピーとソフトコピーの両方を用いた観察実験を行い、視覚評価の結果と物理的な画質特性との対応を調べることを目的とした。

1. 方法

1-1 使用機器

研究に使用したデジタル X 線透視撮影システムは、直接変換型 FPD を搭載した DynaDirect Winscope 6000(東芝メディカルシステムズ株式会社: 2004 年 1 月導入, 以下 System A)と、Sonialvision Safire Multi(株式会社島津製作所: 2005 年 3 月導入, 以下 System B)である。二つの FPD システムのおもな仕様と観察実験用の X 線写真(以下、X 線写真)撮影時のデータ収集条件を Table 1a に示す。

X 線写真の被写体には、低コントラスト分解能を評価する CD ファントム(株式会社京都科学)と、画

像の鮮鋭性を評価するために骨梁や海綿骨が多く存在する大腿骨、踵骨などの四肢骨のドライボーン(実験用)を使用した。CD ファントムとドライボーンを撮影する際の X 線量の確認には、半導体検出器を利用した線量計(MOM-565L 型: アンフォース社)を、画像のコントラストの調整にはアルミステップを使用した(Fig. 1a)。

ハードコピーの画像出力は、ドライレーザイメージャ(DRY VIEW 8900: ケアストリームヘルス株式会社)を使用し、ソフトコピーの画像出力には、解像度 3 メガピクセルの液晶ディスプレイ(RadiForce G33: 株式会社ナナオ)を使用した(Table 1b)。

1-2 X 線写真の撮影

X 線写真の撮影は、物理特性との対応を評価する目的で、FPD 前面にある透視撮影台の天板、自動露出機構の受光部、散乱線除去用グリッドおよび FPD 前面のカバーを取り外して行い、幾何学的配置はノイズ特性の測定時と同じに設定した。FPD の視野は、両システムとも画像データのリサンプリング処理¹⁰⁾の行われない 12 インチに設定し、撮影照射野もこの大きさに一致させた。X 線写真用の CD ファントム、ドライボーン、アルミステップ、線量計の検出部は 12 インチの大きさの台紙上に固定し、二つの FPD システムでの撮影時に配置が変わらないようにした。アクリル板などの散乱体は物理特性の評価時と同様に使用していない。また、両システムでヒール効果の影響を考慮し、CD ファントムを撮影するときは、信号の深さが変化する方向と X 線管の陰極-陽極方向が直交する配置にして一致させ、ドライボーンの撮影時は、台紙上に一緒に固定したアルミステップを利用し

Fig. 1 Geometrical configuration for CD Phantom image acquisition (a).
Evaluation areas in the bone images for radiographic sharpness (b).

a | b

て、その配置と両システムの X 線管の陰極-陽極方向との位置的关系を同じにすることで、ドライボーンの配置をシステム間で一致させた。

X 線写真の撮影の線質は、物理的な画質特性の測定で使用したのと同じ IEC 62220-1¹⁸⁾の RQA5 とした。CD ファントムの撮影線量は、System A の FPD のゲイン値の設定に利用した線量(3.87×10^{-8} C/kg)に近い線量(3.92×10^{-8} C/kg)を基準線量とし、その約 3 倍線量(11.9×10^{-8} C/kg)でも撮影を行った。この線量は CD ファントムの後面、つまり FPD 表面への入射線量とし、物理特性の評価時とほぼ一致させた。なお、この線量は予備実験によって得た CD ファントム後面とファントムの辺縁に外接する位置での線量との比率の関係をもとにモニタリングした(Fig. 1a)。一方、ドライボーンの撮影は 3 倍線量のみ行った。画像収集時のパラメータは、画像強調用のフィルタ処理など、ユーザが設定できるすべての処理を外して、かつ直線階調に設定した。出力画像の階調数は、System A が 10 ビット、System B が 12 ビットである。これらは、物理的なノイズ特性を測定したときの設定と同じである。

1-3 ハードコピーおよびソフトコピーの出力

ハードコピーは、各システムで撮影した X 線画像を画像表示装置(SimRAD: 株式会社島津製作所)へ転送し、ここからドライレーザイメージャへ出力した。フィルム出力時の画像の大きさは、 28×28 cm で、FPD の視野に対して約 0.93 倍である。各システムの画像は 14 ビットの濃度階調に変換されてフィルムに記録される。また、レーザによる画像記録時の画素サイズは $39 \mu\text{m}$ である。両システムで撮影した画

像の濃度とコントラストは、拡散光濃度計(PDA-15: コニカミノルタヘルスケア株式会社)を使用して、ファントム像の中心付近で観察用の信号を含んでいない部分のフィルム素地濃度を 1.0 ± 0.05 以内とし、かつアルミステップの各段の濃度が同等、すなわち画像中のコントラストが同等となるように、出力元のビューワ上のウィンドウ幅とウィンドウレベルを調整して出力した。

ソフトコピーの画像出力に使用する 2 台の LCD は、8 ビット、10 ビット、または 12 ビットでの画像表示が可能である。それぞれのシステムで撮影した X 線写真は、DICOM 画像としてデータを取り出し、ビューワソフト(EVClient: ピー・エス・ピー株式会社)を使用して、各システムのオリジナルの階調数(System A: 10 ビット、System B: 12 ビット)とピクセル等倍で表示した。両システムの画像は、接触型輝度計(CAL-008: 東京特殊電線株式会社)を利用して、最終的にアルミステップの各段の輝度が同等となるようにビューワソフトのウィンドウ幅とウィンドウレベルを調整した。

2. 観察実験

2-1 低コントラスト分解能の評価

低コントラスト分解能の評価に用いた CD ファントムは、 15×15 個に区切られた各領域の内部に、円形で径の大きさと深さがどちらも 0.3 mm から 8.0 mm までの 15 段階に変化する信号が配列されている。信号の径と深さが 0.3 mm から 4.0 mm までは、各領域の中央と四隅のいずれか 1 箇所に同じ大きさの信号が存在し、5.0 mm から 8.0 mm までは領域の中央に信号が一つだけ存在する構造を持つ^{19, 20)}。

観察者は、実験への理解を深める目的で、CDファントムの構造および観察と評価方法について記述した説明文を読み、その後、トレーニング用の画像を観察して事前の学習を行った。観察時は、信号の径ごとに検出できた最小の深さ(コントラスト)を回答した。ハードコピー、ソフトコピーとも、画像の観察は、観察対象の1列だけに集中するように対象領域以外をマスキングした。各システムのCDファントム画像のハードコピーによる観察は、同じ12名の診療放射線技師(経験年数3~21年)で行い、観察時間と観察距離は任意とした。

ソフトコピーは、表示された画像の階調数がシステムによって異なることが観察者の先入観とならないように、事前の情報提供を行っていない。画像の観察は、観察領域以外のマスキングに加え、LCDの輝度の不均一の心配を排除するために、観察対象領域を常にLCDの中央部へ移動させて行った。CDファントム画像のソフトコピーによる観察は、同じ診療放射線技師8名(経験年数3~17年)で行い、観察時間と観察距離は任意とした。

CDファントムの観察実験では、観察者ごとに画質指数(image quality figure: IQF)を計算した。IQFは各信号径に対する識別コントラストの積分値であり、以下の式で定義される¹⁹⁾。

$$IQF = \sum_{i=1}^{i=n} (D_i \cdot C_i)$$

D_i は信号の直径(mm)であり、 C_i は識別できた信号の深さ(mm)を示しており、識別コントラスト(C_i)が小さいほどIQFの値は小さくなり、高い画質と定義される。計算した各観察者のIQF値は、対応のあるt検定(有意水準1%, 5%)を行い、結果をもとに、システム間の低コントラスト分解能を比較した。

2-2 画像の鮮鋭性の評価

観察実験は正規化順位法^{21, 22)}を適用し、各システムで撮影した骨画像の主観的なシャープさを比較した。観察者は、低コントラスト分解能の観察実験時と同様に評価方法に関する説明文を読み、トレーニング用の画像による事前の学習を行った。観察実験は、海綿骨像や皮質骨像中に指定した観察領域(Fig. 1b)について、観察者が相対的にシャープと判断した画像を1位とし、他方を2位とした。この際、観察者は骨梁や骨辺縁の陰影のシャープさを判断基準に用いた。なお、画像の観察時は観察領域以外のマスキングを行った。順位の結果は正規スコアに変換し、これに対し有意差検定(有意水準5%)を行った。骨画像のハードコピーによる観察は、診療放射線技師10名(経験年数3~17年)で行い、観察時間と観察距離

は任意とした。

ソフトコピーの観察は、DICOM画像のなかから、ハードコピーと同じ観察領域を、画像処理解析ソフトであるImage J(フリーソフトウェア: National Institutes of Health)を使用して切り出し、これをLCDの中央に表示して行った。この際、観察領域以外はビューワソフトにより自動的にマスキングされる。画像の輝度とコントラストの決定は、診療放射線技師6名が個別に、シャウカステンに掲示したハードコピーの評価用の骨画像を参照しながら、System Aの画像について、ビューワソフトのウィンドウ幅とウィンドウレベルを調整し、LCD上の画像が主観的に同等と判断したときのウィンドウ幅とウィンドウレベルの値を記録し、その平均値を求めた。さらに、これを初期値とし、両システムの画像の輝度とコントラストをそろえるために、アルミステップ部の輝度測定とウィンドウ幅とウィンドウレベルの微調整を行った。

骨画像のソフトコピーによる観察は、診療放射線技師7名(経験年数4~17年)で行い、観察時間と観察距離は任意とし、評価方法やデータの解析は、ハードコピーと同様に行った。

3. 結果

3-1 低コントラスト分解能の評価

3-1-1 ハードコピーによる観察結果

二つのシステムの基準線量と3倍線量のCDダイアグラムをFig. 2に示す。グラフの横軸は信号の大きさでディテールに相当し、縦軸は識別できた信号の最小の深さでコントラストに相当する。点線は基準線量、実線は3倍線量のCDダイアグラムを示す。どちらのシステムも、3倍線量のCDダイアグラムが基準線量に比べて下方に位置した。各観察者のIQFから求めた観察者全体のIQFの平均値と有意差検定の結果をFig. 3aに示す。どちらのシステムも、IQFの平均値は3倍線量の結果が低い値となり、基準線量に対して有意な差($p < 0.01$)を認めた。

Fig. 4に、基準線量と3倍線量のCDダイアグラムのシステム間の比較を示す。実線はSystem A、点線はSystem Bの結果を示している。各観察者のIQFから求めた観察者全体のIQFの平均値と有意差検定の結果(Fig. 3a)からは、どちらの線量とも、System AのIQFの平均値が低い値となり、基準線量ではSystem Bに対して有意な差($p < 0.05$)を認めた。一方、3倍線量では、System AとSystem BのIQFの平均値に有意な差を認めなかった。

3-1-2 ソフトコピーによる観察結果

二つのシステムの基準線量と3倍線量のCDダイアグラムをFig. 5に示す。点線は基準線量、実線は3

Fig. 2 Comparison of the CD diagrams at two exposure levels in the Hard-copy reading.
(a) System A, (b) System B. The dotted line and solid line indicate CD diagrams at exposure levels; $3.92 \times 10^{-8} \text{ C/kg}$ of standard level and $11.9 \times 10^{-8} \text{ C/kg}$ of triple standard level, respectively.

Fig. 3 Comparison of the average IQF values calculated from CD diagrams and results of the statistical tests.
(a) Hard copy, (b) Soft copy.

Fig. 4 Comparison of the CD diagrams in the two different FPD systems in the Hard-copy reading at the same exposure levels.
(a) $3.92 \times 10^{-8} \text{ C/kg}$, (b) $11.9 \times 10^{-8} \text{ C/kg}$. The solid line and dotted line indicate CD diagrams in system A and system B, respectively.

a | b

Fig. 5 Comparison of the CD diagrams at two exposure levels in the Soft-copy reading. (a) System A, (b) System B. The dotted line and solid line indicate CD diagrams at exposure levels; 3.92×10^{-8} C/kg of standard level and 11.9×10^{-8} C/kg of triple standard level, respectively.

a | b

Fig. 6 Comparison of the CD diagrams in the two different FPD systems in the Soft-copy reading at the same exposure levels. (a) 3.92×10^{-8} C/kg, (b) 11.9×10^{-8} C/kg. The solid line and dotted line indicate CD diagrams in system A and system B, respectively.

倍線量の CD ダイアグラムを示す。どちらのシステムも、3 倍線量の CD ダイアグラムが基準線量に比べて下方に位置し、ハードコピーによる観察結果(Fig. 2)と同様の傾向を示した。各観察者の IQF から求めた観察者全体の IQF の平均値と有意差検定の結果を Fig. 3b に示す。IQF の平均値は 3 倍線量の結果が低い値となり、基準線量に対して有意な差($p < 0.01$)を認めた。

Fig. 6 に、基準線量と 3 倍線量の CD ダイアグラムのシステム間の比較を示す。どちらの線量とも System A のほうがわずかに優れた検出能を示していた。また、IQF の平均値では、System B に対して有意な差($p < 0.01$)を認めた(Fig. 3b)。

3-2 画像の鮮鋭性の評価

二つのシステムで撮影した骨画像をハードコピーま

たはソフトコピーで表示し、それらの主観的なシャープさを評価して順位をつけた結果に対して有意差検定を行った(Table 2)。ハードコピーでは、観察に指定した 12 領域のなかで 3 領域において System A が有意に高い順位になった。一方、ソフトコピーでは、12 領域中の 10 領域において、System A が有意に高い順位になった。

4. 考 察

本研究では、直接変換型 FPD を搭載した 2 種類のデジタル X 線透視撮影システムで撮影した CD ファントムと骨の画像を、ハードコピーとソフトコピーで出力し、CD ダイアグラムや骨のシャープさの視覚評価を行った。その結果、どちらのシステムとも、ハードコピー、ソフトコピーに関わらず、撮影線量が多いときに CD ダイアグラムの曲線は下方に位置

Table 2 Results of the statistical tests for the radiographic sharpness for Hard-copy reading and Soft-copy reading

Region	Hard copy (n=10)	Soft copy (n=7)
① Lipping	n.s.	n.s.
② Epiphyseal line	*	*
③ Bony ridge	*	*
④ Bony ridge	n.s.	n.s.
⑤ Lipping	n.s.	*
⑥ Border line	n.s.	*
⑦ Lipping	n.s.	*
⑧ Epiphyseal line	n.s.	*
⑨ Lipping	n.s.	*
⑩ Bony ridge	*	*
⑪ Bony ridge	n.s.	*
⑫ Lipping	n.s.	*

*: p<0.05

n.s.: not significant

した。また、System A の曲線が System B よりも下に位置し高い検出能を示す結果となった。先行研究¹³⁾で得られた 0.4 cycle/mm におけるノイズ特性(noise power spectrum: NPS)ならびに雑音等価量子数(noise equivalent quanta: NEQ)と、CD ダイアグラムから求めた IQF との関係を図 7 に、また 0.4 から 3.2 cycles/mm までのプリサンプルド modulation transfer function(MTF)、NPS、NEQ の値を図 3 に示す。観察実験の結果は、直接変換型 FPD を搭載した 2 種類のデジタル X 線透視撮影システムの物理的な画質特性に示されたノイズ特性や NEQ の相互関係を反映していることがわかる。解像特性は、System B が System A に対して高い値を示したが、System B は、NPS の値が高くノイズ特性の値が影響したために、画質の総合評価を表す NEQ の値は System A より低くなった。NEQ の値は、(出力信号: S_{out})/(出力ノイズ: N_{out})²=(S_{out}/N_{out})²と表せるため、視覚評価では、画像の S/N の影響を受ける低コントラスト分解能の評価、すなわち CD ダイアグラムや IQF とよく対応した結果となっている。

本研究に使用した System A については、過去に井手口らが物理特性の測定と CD ファントムを用いた視覚評価¹⁴⁾を行っている。しかしその研究では、リサンプリング処理¹⁰⁾の行われたデータが使用されていると考えられ、本研究では、物理特性の測定、視覚評価ともに、そのような処理のなされていないシステム固有のデータを使用している点で大きく異なる。

ハードコピーとしてレーザーイメージャでフィルムへの画像を記録するとき、濃度階調が 14 ビットに変換される。またレーザーによる記録時の画素サイズは 39 μm である。これらは、レーザーイメージャの内部で、

キュービックスプライン法^{23, 24)}によるデータ補間がなされている。それぞれのシステムの画像のオリジナルな階調数は、System A は 10 ビット、System B は 12 ビットであり、画素の大きさは 150 μm であるため、空間、濃度の双方にデータが補間されスムージングの効果を生じる。ハードコピーにおける 3 倍線量の IQF の平均値に有意な差を認めなかったのは、線量の増加によって画像の粒状が向上したことに加え、データ補間に伴うスムージングの効果が寄与したと考ええる。これに対し、ソフトコピーの観察では、画像のピクセルデータを LCD の各ピクセルへ、データの補間を行わずに表示しており、また、オリジナルの階調数で表示を行ったことで、物理特性に示されたシステム間の関係を主観的に検出したと思われる。撮影画像の観察手段がハードコピーからソフトコピーへ移行している今日では、今回のようにデータの補間を行わず、かつオリジナルな階調で観察を行うことによって、物理的な画質特性と視覚評価の結果がよく対応することを示している。

本研究の CD ファントムの撮影では散乱体を使用していないが、線量を各システムのピクセル値が飽和する直前のレベルまで増加させて撮影を行っても、ハードコピーとソフトコピーの両方において信号の一部を把握できておらず、量子ノイズ以外の影響があったと考えている。

骨画像の主観的なシャープさの比較評価は、ハードコピーに比べ、ソフトコピーで有意な差が多くみられた。観察実験時に収集した順位付けに関するコメントでは、System B の画像は「ざらつき感」や「ざらつき感」が強いという回答を多くの観察者から得ており、解像特性の高さと相反するノイズ特性の低下を

Fig. 7 Correlation between physical image quality (NPS or NEQ) and subjective image quality (IQF).

(a) Correlation between NPS and IQF, (b) Correlation between NEQ and IQF.

Regardless of the colors of the marks, circles indicate the triple standard exposure level of System A, triangles indicate the triple standard exposure level of System B, diamonds indicate the standard exposure level of System A, and squares indicate the standard exposure level of System B.

The solid line and the dotted line indicate the regression line of the Hard-copy and that of the Soft-copy reading, respectively.

Table 3 Comparison of the presampled MTFs, the NPS and the NEQ values in the two different FPD systems

Spatial frequency (cycles/mm)	presampled MTF		NPS (mm ²) (×10 ⁻⁵)		NEQ (mm ⁻²)	
	System A	System B	System A	System B	System A	System B
0.4	0.98	0.99	5.02	7.59	18732	12619
0.8	0.93	0.95	4.57	7.73	18332	12155
1.2	0.86	0.90	4.07	6.99	17112	11382
1.6	0.78	0.85	3.73	6.82	15790	10544
2.0	0.70	0.79	3.38	6.73	14324	9585
2.4	0.62	0.73	3.11	6.32	12446	8363
2.8	0.54	0.66	2.85	6.24	10194	6881
3.2	0.47	0.59	2.74	5.98	8437	5505

観察者が認識していたことがわかる。

観察用の骨画像は、シャウカステンに掲示したハードコピーのアルミステップ各段の輝度を just noticeable difference (JND) index²⁵⁾ 値に変換した値と、それに対応するソフトコピーのアルミステップの JND index の値の関係がよく対応しており [$y=1.068x-196.6$ (決定係数: 0.996)], 両方で全体的な輝度は異なるものの、骨画像のコントラストは視覚的には同程度であったと思われる。しかし、ハードコピーとソフトコピーで有意差を認めた領域数が大きく異なっており (3 と 10), 要因として、前述したデータ補間に起因する主観的な粒状の違いの影響が大きかったと考えられる。

5. 結 語

直接変換型 FPD を搭載した 2 種類のデジタル X 線透視撮影システムの物理的な画質特性と、同システムで撮影した静止画像の視覚評価の結果は、低コントラスト分解能の評価について、画質の総合評価を表す雑音等価量子数 (NEQ) やノイズ特性 (NPS) とよく対応することを明らかにした。一方、骨画像の主観的なシャープさについては、解像特性が高いことと関係してノイズが多いことを反映した結果となった。また、観察画像をハードコピーとソフトコピーのどちらに出力しても、低コントラスト分解能の評価について、物理的な画質特性との相対的な関係が同じであることを明らかにした。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、ご協力いただいた久留米大学病院画像診断センター診療放射線技師諸兄姉、東芝メディカルシステムズ株式会社の西木雅行氏、米満敏幸氏、および島津メディカルシステムズ株式

会社の河野誠司氏、安田満則氏に深く感謝いたします。

なお、本論文の要旨は日本放射線技術学会第 63 回および 64 回総会学術大会(2007 年 4 月, 2008 年 4 月, 横浜)において発表した。

参考文献

- 1) 北澤恵子. 17 インチ直接変換方式 FPD 搭載デジタルテールシステム「SONIALVISION safire II」最新アプリケーションの紹介. Rad Fan 2008; 6(2): 44-45.
- 2) Nishiki M, Shiraishi K, Sakaguchi T, et al. Method for reducing noise in X-ray images by averaging pixels based on the normalized difference with the relevant pixel. Rad Phys & Tech 2008; 1(2): 188-195.
- 3) 佐藤直高. 東芝 X 線循環器診断システムの新技术. 日放技学誌 2009; 65(6): 809-814.
- 4) 朝比奈宏. デジタル透視・撮影の可能な直接変換方式の X 線平面検出器. メディカルレビュー 2001; 72: 2-8.
- 5) 西木雅行. デジタル時代の画像評価の基礎と応用—フラットパネルディテクタ(平面検出器)の画像評価. 日放技学誌 2002; 58(1): 25-27.
- 6) 西木雅行. 平面検出器の基礎と技術的有用性について. 日放技学誌 2004; 60(3) 付録: 5-9.
- 7) 松本雅雄. FPD の技術解説と今後の課題. 日放技学誌 2004; 60(3) 付録: 15-19.
- 8) 今西哲雄, 岡村貴由, 藤井圭一, 他. 17 インチ直接変換型 FPD 搭載透視撮影システム Sonialvision Safire の開発. 島津評論 2004; 61(3・4): 117-125.
- 9) Matsumoto M, Yamazaki T, Nokita M, et al. Physical Imaging Properties and Low-contrast Performance of a Newly Developed Flat-panel Digital Radiographic System. 日放技学誌 2005; 61(12): 1656-1665.
- 10) 片山礼司, 坂井真二, 杜下淳次, 他. FPD システムにおけるリサンプリングが基本的な画質特性の測定に及ぼす影響. 日放技学誌 2007; 63(7): 749-756.
- 11) Spahn M. Flat detectors and their clinical Applications. Eur Radiol 2005; 15(9): 1934-1947.
- 12) Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. Med Phys 2003; 30(4): 608-622.
- 13) 坂井真二, 片山礼司, 杜下淳次, 他. 直接変換型 FPD を搭載したデジタル X 線透視撮影システムの基本的な画質特性の比較. 日放技学誌 2008; 64(1): 41-49.
- 14) 井手口忠光, 松田勝彦, 氷室和彦, 他. 直接型 FPD の画質特性と検出特性. 日放技学誌 2006; 62(3): 425-433.
- 15) Borasi G, Samei E, Bertolini M, et al. Contrast-detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography. Med Phys 2006; 33(6): 1707-1719.
- 16) Bacher K, Smeets P, Vereecken L, et al. Image Quality and Radiation Dose on Digital Chest Imaging: Comparison of Amorphous Silicon and Amorphous Selenium Flat-Panel Systems. AJR 2006; 187(9): 630-637.
- 17) Kroft LJ, Veldkamp WJ, Mertens BJ, et al. Comparison of eight different digital chest radiography systems: variation in detection of simulated chest disease. AJR Am J Roentgenol 2005; 185(2): 339-346.
- 18) IEC62220-1. Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging device—part 1; Determination of the detective quantum efficiency.
- 19) Thijssen MAO, Bijkerk KR, van der Burght RJM. Manual of CONTRAST-DETAIL PHANTOM ARTINIS CDRAD type2.0. 1-12.
- 20) 加藤豊幸, 小川和久, 梅津芳幸, 他. 両面集光方式による新しい CR システムの低コントラスト検出能. 日放技学誌 2003; 59(3): 410-415.
- 21) 佐藤 信. 官能検査入門. 東京: 日科技連出版社, 1989.
- 22) 中前光弘. 順位法を用いた視覚評価の信頼性について. 日放技学誌 2000; 56(5): 725-730.
- 23) Sakurai T. Interpolation of One- and Two-Dimensional Images with Pixelwise Photon Number Conservation. PASJ 2001; 53(4): 361-380.
- 24) 菅野敬祐, 吉村和美, 高山文雄. C によるスプライン関数. 東京: 東京電機大学出版局, 1993.
- 25) 日本画像医療システム工業会. 医用画像表示用モニタの品質管理に関するガイドライン. 2005.

図表の説明

- Fig. 1 (a)CD ファントムの撮影配置
(b)骨画像の観察領域
- Fig. 2 線量の違いによる CD ダイアグラムの比較：ハードコピー
(a)System A
(b)System B
点線は基準線量(3.92×10^{-8} C/kg), 実線は 3 倍線量(11.9×10^{-8} C/kg)
- Fig. 3 CD ダイアグラムより算出した観察者全員の IQF 値の平均値の比較
(a)ハードコピー
(b)ソフトコピー
- Fig. 4 システム間の CD ダイアグラムの比較：ハードコピー
(a)基準線量
(b)3 倍線量
実線は System A, 点線は System B
- Fig. 5 線量の違いによる CD ダイアグラムの比較：ソフトコピー
(a)System A
(b)System B
点線は基準線量(3.92×10^{-8} C/kg), 実線は 3 倍線量(11.9×10^{-8} C/kg)
- Fig. 6 システム間の CD ダイアグラムの比較：ソフトコピー
(a)基準線量
(b)3 倍線量
実線は System A, 点線は System B
- Fig. 7 物理的な画質特性(NPS と NEQ)と画質指数(IQF)の相関関係
(a)NPS と IQF の相関関係
(b)NEQ と IQF の相関関係
実線はハードコピー, 点線はソフトコピー
- Table 1 (a)FPD システムのおもな仕様とデータ収集条件
(b)医用画像表示用液晶ディスプレイのおもな仕様
- Table 2 ハードコピーとソフトコピーの骨画像の観察結果
- Table 3 二つの FPD システムの presampled MTF, NPS と NEQ の値(参考文献 13 から引用)ただし, NPS と NEQ は参考文献 13 の基準線量における結果を示す