原 著

直接型FPDの画質特性と検出特性

井手口忠光・松田勝彦¹⁾・氷室和彦²⁾・桑原里依¹⁾・宮崎秀庸¹⁾・杢山博幸¹⁾
熊澤誠志³⁾・川路康之⁴⁾・吉田 彰⁵⁾・松本政雄⁶⁾・東田善治³⁾

論文受付
2005年8月22日
論文受理
2006年1月17日
Code Nos. 250
253

国立病院機構九州医療センター放射線部(臨床研究部)

1) 済生会熊本病院画像診断部

2) 九州大学医学部附属病院放射線部

3) 九州大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

4) 国立病院機構長崎医療センター放射線部

5) 県立広島大学保健福祉学部看護学科

6) 大阪大学大学院医学系研究科

緒 言

消化管X線検査のデジタル化は、約十数年前にイメージ・インテンシファイアテレビジョン(image intensifier-television: I.I.-TV)システムを用いたデジタルラジオグラフィ(digital radiography: DR)システムの導入に始まった。初期のI.I.-TVデジタルシステムの

マトリックス数は512×512からスタートしたが、増感紙-フィルム系(以下フィルム画像)に比べ解像特性が落ちることが指摘された。しかし、その後1024×1024のマトリックスが導入され、さらには2048×2048のマトリックスを有する高精細I.I.-TVデジタルシステムの開発が進められ、現在では、このシステムが広く臨

Image Quality and Detection Performance of a Direct Digital Radiography System

TADAMITSU IDEGUCHI, KATSUHIKO MATSUDA,¹⁾ KAZUHIKO HIMURO,²⁾
RIE KUWAHARA,¹⁾ HIDETSUNE MIYAZAKI,¹⁾ HIROYUKI HAZEYAMA,¹⁾
SEIJI KUMAZAWA,³⁾ YASUYUKI KAWAJI,⁴⁾ AKIRA YOSHIDA,⁵⁾
MASAO MATSUMOTO,⁶⁾ and YOSHIHARU HIGASHIDA³⁾

Department of Radiology, Clinical Research Institute, National Hospital Organization Kyushu Medical Center

1) Department of Radiology, Saiseikai Kumamoto Hospital

2) Department of Radiology, Kyushu University Hospital

3) Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kyushu University

4) Department of Radiology, National Hospital Organization Nagasaki Medical Center

5) Department of Nursing, Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima

6) Division of Allied Health Science, Graduate School of Medicine, Osaka University

Received August 22, 2005; Revision accepted Jan. 17, 2006; Code Nos. 250, 253

Summary

The physical characteristics of a direct amorphous Selenium(a-Se) digital fluoroscopy and radiography system were investigated. Pre-sampled modulation transfer functions(MTF) were measured using a slit method. Noise power spectra were determined for different input exposures by fast Fourier transform of uniformly exposed samples. The MTFs of direct digital radiography systems showed significantly higher values than those of indirect digital radiography and screen-film systems. The direct digital radiography systems showed higher noise levels compared with those of indirect systems under roughly the same exposure conditions. Contrast-detail analysis was performed to compare detection by direct digital radiography systems with that of the screen-film(FUJI HG-M2/UR2) systems. The average contrast-detail curves of digital and film images were obtained from the results of observation. Image quality figures(IQF) were also calculated from the individual observer performance tests. The results indicated that digital contrast-detail curves and IQF are, on average, are equal those of the screen-film system.

Key words: Direct digital radiography system, Physical imaging properties, Contrast-detail curve, Signal detection, Screen-film

別刷資料請求先: 〒812-8563 福岡市中央区地行浜1-8-1
国立病院機構九州医療センター 放射線部 井手口忠光 宛

床に用いられている¹⁻³⁾。

近年、平面検出器 (flat panel detector : FPD) の開発により、臨床ではまず単純X線撮影系に導入され、現在国内ではすでに多くのFPDが稼働している。一方、透視および撮影画像が要求される消化管X線検査にも最近ではFPDが導入されている。FPDデジタルシステムの利点は、画質の向上、I.I.のような電子レンズを使用しないことによる画像の歪みの改善、システムのコンパクト化などが考えられる⁴⁾。

FPDには、間接変換方式 (間接型) と直接変換方式 (直接型) があり、前者はヨウ化セシウム (CsI) や希土類蛍光体などのシンチレータでX線を光に変換した後、この光をアモルファスシリコンで電荷に変換している。直接型は、アモルファスセレン (a-Se) を用いX線量子を直接電荷量に変換するものであるが、技術的な問題から間接型のシステムが広く臨床に導入されており、このシステムに関する物理的あるいは臨床的な報告も多い⁵⁻¹⁶⁾。これに対して、直接型は間接型のような光の散乱による解像度の劣化が理論上ほとんどないため、高解像度の画像が得られることが期待されている。しかし、電気的ノイズの改善が大きな障害となり、間接型FPDに比べて少し遅れて医療へ導入された。このため、このシステムに関する報告は少ない。

本論文の目的は、消化管撮影に開発された直接型FPDの基礎的な画像特性を測定することである。また、低コントラスト検出能について視覚評価を行い、従来のフィルム画像との比較を行った。

1. 実験方法

1-1 X線装置および使用機器

実験には、消化管撮影用直接型FPD装置 (Dyna Direct Winscope6000 : 東芝メディカルシステムズ) を用いた。本装置は、アモルファスセレン (厚さ : 1000 μ m, 大きさ : 34 $\times$ 34cm) を検出器としており、ピクセルピッチ150 μ m, ピクセル数2240 $\times$ 2240, 濃度分解能は10ビットである。ただし画像表示のピクセルサイズは164 $\times$ 164 μ mであり、1秒当たり最高30画像のデジタル透視と撮影が可能である。本装置は二つの読出しモード (全画素読出しモードおよび2 $\times$ 2加算モード) を持ち、全画素読出しモードは高解像度を必要とする撮影モードで使用され、加算モードは高いフレームレートが必要な場合に使用される。最低でも30フレーム/秒のレートが必要な透視においては、全画素を30フレーム/秒で読み出すことは不可能なので加算モードを使用している⁴⁻⁷⁾。本実験は、全画素読出しモードで行った。

X線管焦点サイズは0.6mm/0.4mmであり、本実験では、0.4mm焦点を使用した。グリッドは、格子比13 :

1 (格子密度 : 68本/cm, 中間材質 : Al), 焦点 - 検出器間距離 (source-image receptor distance : SID) 110cmである。

1-2 画像特性

直接型FPDによるデジタルシステムの特性曲線は、タイムスケール法を用いて測定した¹⁷⁾。線質依存性を確認するため、80kVと100kVの2種類のX線管電圧を用いた。SID 110cmとし、測定は検出器前面のグリッドは取り外し、検出器に入射する線量に対するデジタル値を測定した。検出器に入射する線量は、校正した線量計RAMTEC 1000 Plus (30cc) でモニターした。入射線量はmAs値を変化させて調節したが、照射時間の変化だけでは、最小デジタル値から最大デジタル値までカバーすることができないので、デジタル値の小さい部分は、X線管前面に吸収体 (イメージングプレート : IP) を挿入し線量を調整した。二つの条件下で測定した特性曲線の傾きに違いがないことを確認した後、つなぎ合わせて全体の特性曲線を求めた。デジタル画像の解像特性はpre-sampling modulation transfer function (MTF) を測定することで行った。厚さ2mm, 幅10 μ mのタングステン合金スリットを水平移動および回転移動が可能なステージ上に固定し、グリッドを除去したFPDの上に密着させた。スリットは、センターアライメントおよびシフトドアライメントを含むように、垂直からわずかに傾けて (約3°) 置いた¹⁸⁾。スリットの正確なアライメントは、水平移動および回転移動ステージをパルスモータによって制御しながら行った。まず水平移動を行いながらX線照射を行い、モニターを見ながらスリットを通過後のX線像 (以下スリット像) が最も明るく左右対称性が良い位置を求めた。次に、回転移動を行いながら同様にX線照射を行い、スリット像を確認した。再びこの位置で水平移動を行い、最終的なスリットのアライメントを決定した。水平方向のアライメントも同様の方法で行った。スリットの撮影は、管電圧80kVで行ったが、mAs値 (照射線量) を5mAs (基準露光) とその5倍の線量の25mAs (5倍露光) を用い、デジタル値の異なるスリット像を作製した。5倍露光で得られたスリット像を基準露光で得られたスリット像の最高デジタル値で正規化を行い、基準露光の線像強度分布 (line spread function : LSF) と5倍露光のLSFとをLSF値0.01でつなぎ合わせ、結合LSFを作製した。得られた結合LSFのフーリエ変換を行うことによってMTFを求めた¹⁹⁾。スリット像は、水平および垂直方向について求めたが、測定精度を確認するため、それぞれ3回測定した。

粒状特性はウィナーズペクトル (wiener spectrum :

Fig. 1 (a) Photograph of the contrast-detail phantom.

(b) X-ray images of a contrast-detail phantom obtained with a direct digital radiography system.

a | b

WS)で定量化した²⁰⁾。測定試料は、特性曲線の測定に用いた試料のなかから選択した。中等度感度増感紙 - フィルム系 (HG-M2/UR2: 富士フィルム) で一定写真濃度 (1.25) を得るのに必要な線量を基準線量とし、200%, 50% 線量の粒状特性も測定した。均一に照射した画像のピクセル値を高さ 3mm の仮想スリットを用いてスキャンを行い、150本のスキャンデータを得た。また、それぞれのデータは3次の多項式近似を用いてトレンド除去を行い、デジタル値の揺らぎを高速フーリエ変換した後、特性曲線を用いてデジタルWSを得た。最終的に、得られた150本のデジタルWSの平均を行い、1本のデータにした。

1-3 C-Dファントムによる検出能の比較

直接型FPDの検出能を比較するために、contrast-detail (C-D) ファントムの撮影を行った。C-Dファントムの撮影は、アクリルファントムを付加しない場合とアクリルファントムを付加した条件で行った。アクリルファントムを付加しないときの撮影は、C-DファントムをFPDの上に直接配置して撮影した。アクリルファントムを付加した撮影では、厚さ 5cm のアクリル板 3枚 (15cm) を使い、その間にC-Dファントムを挟んで撮影した。実験に用いたC-Dファントムは、観察実験のために特別に製作したものである(京都科学)。信号(凹型信号)の直径は 0.3 ~ 8.0mm の15ステップ、深さは 0.3 ~ 8.0mm の15ステップで構成され、信号が大きい3列目(直径5.0mm)までは、従来のC-Dファントムと同様、中心に1個の信号が存在する。しかし、4列目(直径4.0mm)より径が細かい部分では、四角に区切られた各領域の中央に一つと四隅のいずれかに信号を

配置させた4点選択型C-Dファントムである。FPDの検出能と比較するため、フィルム画像でも同様の撮影を行った。使用したフィルム画像は、中等度感度を持つHG-M2/UR2(富士フィルム)である。すべてのフィルム画像の現像は自動現像機(Konica SRX-503: 35°C, 90秒)で行い、デジタル画像はレーザーイメージャ(DRYPRO-752: Konica)で出力した。ドライフィルムへの書き込みピッチは40μmである。Fig. 1に今回撮影したC-DファントムのX線写真(a)、およびデジタルシステムで撮影したC-DファントムのX線写真(b)を示す。撮影条件は、フィルム画像と同等線量(写真濃度1.25±0.05を得るのに必要な線量)であるが、デジタル画像においては、約1/2(56%)および約1/4(26%)線量下の試料も作製した。X線管電圧はアクリルファントムなしの場合60kV、ありの場合80kVを使用し、mAs値を変化させて調整した。試料は一つの撮影条件で各3枚ずつ作製した。フィルム画像の観察は通常輝度を持つフィルムビューアを使用し、観察時周辺から光が入らないように観察試料の周辺をマスクで囲んだ。観察距離、観察時間は観察者の自由としたが、観察を行う間、部屋の明るさは同一条件に保った。観察は8名の診療放射線技師が行い、各観察者にC-Dファントムに含まれる各信号コントラストについて、50%の確信度で検出できる信号の最小径(最小識別径)を答えるように依頼した。各観察者の観察記録から、二つの信号を正しく検出したときの最小径を求め平均のC-D曲線を計算した。また、C-D曲線から画質指数(image quality figure: IQF²¹⁾)を計算し、二つの画像システムの信号検出能を比較した。IQFは信号の各コントラストにおける最小識別径の積分値であり、次式

Fig. 2 Characteristic response of a direct digital radiography system.
(a) 80 kV, (b) 80 kV and 100 kV

a | b

Fig. 3 LSF obtained with different exposure levels (a) and LSF combined with different exposure levels (b)

a | b

で計算される。

$$IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \cdot D_{i,min}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 C_i 、 D_i は、それぞれディスクの厚さ(凹型の場合は深さ)および直径、 n はステップ数である。この式では観察者が検出できたcolumn(行)までの積分値を求め、この値で行数を割る。この式で計算されるIQF値は、画質が良くなると大きくなる。

2. 結果

Fig. 2に、今回測定したディジタルシステムの特性曲線を示す。入力相対露光量および出力のディジタル値を通常目盛りでプロットした。相対露光量の増加とともにディジタル値も増加するが、相対露光量が250倍程度変化すると、ディジタル値が1022程度になり飽和した(Fig. 2a)。Fig. 2(b)にX線管電圧80kVの特性曲線の上に100kVのディジタル特性曲線を重ねて表示したが、今回用いた線質の範囲内では、特性曲線の傾きに相違はみられなかった。

Fig. 3に、スリット像の撮影から得たLSFを示す。図の横軸はスリットの幅(mm)を通常目盛りで、また縦軸はLSF値を対数目盛りで表す。Fig. 3(a)は、基準露光(80kV, 5mAs)と5倍露光(80kV, 25mAs)のLSFを示し、Fig. 3(b)は、二つのLSFを継ぎ合わせた結合LSFを示す。Fig. 3(a)で示す二つの照射条件における

Fig. 3に、スリット像の撮影から得たLSFを示す。図の横軸はスリットの幅(mm)を通常目盛りで、また縦軸はLSF値を対数目盛りで表す。Fig. 3(a)は、基準露光(80kV, 5mAs)と5倍露光(80kV, 25mAs)のLSFを示し、Fig. 3(b)は、二つのLSFを継ぎ合わせた結合LSFを示す。Fig. 3(a)で示す二つの照射条件における

Fig. 4 MTFs of the screen-film system(FUJI HG-M2/UR2), an indirect digital radiography system(pixel size: $140\mu\text{m}$) and a direct digital radiography system.

Fig. 5 Comparison of MTFs obtained with horizontal, and vertical directions for a direct digital radiography system.

LSFのピークデジタル値はそれぞれ761, 1018であり, 5倍露光ではスリット像のピークにおいてデジタル値の飽和がみられる. 今回得られた直接型FPDのLSFは, 裾野が急激に落ち込んでいるのが特徴である. また, 縦軸を通常目盛りでプロットすると, 得られたLSFは矩形波に近い形を示した.

Fig. 4に今回測定した直接型FPDと, これまですでに測定している間接型FPD(ピクセルサイズ $140\mu\text{m}$)システムとのMTFの比較を示す. 今回, フィルム画像のMTFの測定は行っていないが, われわれが過去に測定した増感紙 - フィルム(HR4/HR-S)のMTF²²⁾も比較のために示す. 直接型FPDのMTFをフィルム画像と比較すると, 空間周波数 5cycles/mmまでは明らかに高い

値を示したが, それ以上ではフィルム画像の方が高い値を示した. ちなみにこのデジタルシステムのナイキスト周波数は約3.05LP/mmである. 間接型FPD(ピクセルサイズ $140\mu\text{m}$)のMTFとの比較では, 全周波数領域において直接型FPDのMTFは明らかに高い値を示した.

Fig. 5に水平方向と垂直方向におけるMTFの比較を示す. スリット撮影の照射条件は同じである. 水平および垂直方向のMTFには差がみられなかった. この傾向は間接型FPDと同様であった.

Fig. 6に基準線量($4.15\mu\text{Gy}$)および基準線量に対し200%, 50%における直接型FPDのWSの比較を示す. 入射線量の増加とともにWSの値は小さくなる(改善され

Fig. 6 WS for a direct digital radiography system obtained with different exposure levels.

Fig. 7 WS for a direct digital radiography system and an indirect digital radiography system (pixel size: $140\mu\text{m}$) obtained under the same exposure conditions.

るが、200%線量にした場合のノイズ特性はさほど改善されなかった。

Fig. 7に、ほぼ同等線量で得られた直接型FPD(ピクセルサイズ $140\mu\text{m}$)と間接型FPD(ピクセルサイズ $140\mu\text{m}$)のWSとの比較を示す。間接型と比較すると、今回測定した直接型のWSは全周波数領域において高い値を示し、ノイズ特性が劣っていることを示している。特に 1cycles/mm 以上の高周波領域での差が大きい。

Fig. 8に、同一線量におけるフィルム画像およびデジタル画像のC-D曲線、線量を $1/2$ (56%)および $1/4$ (26%)線量に変化させたC-D曲線をあわせて示す。(a)は散乱体なし、(b)は散乱体ありのC-D曲線である。C-D曲線は、8名の観察者の平均値である。散乱体がない場合、基準線量におけるフィルム画像および

デジタル画像のC-D曲線を比較すると、デジタル画像は径が 1.0mm を除くすべての信号径で検出能が優れていた。また両システムにおける検出能は、信号径が小さい方(高周波)ではその差は少なく、信号径が大きい方(低周波)の検出能では明らかにデジタルシステムが優れていた。 $1/2$ (56%)の撮影線量におけるC-D曲線は、フィルム画像と同等かやや悪い傾向を示した(Fig. 8(a))。散乱体がある場合は、信号径が 1.6mm までデジタル画像の信号検出能が優れていたが、それ以上の大きな径では逆にフィルム画像の検出能が優れていた。56%の撮影線量におけるC-D曲線は、フィルム画像が優れた傾向を示した(Fig. 8(b))。当然ではあるが、デジタル画像における検出能は、線量が $1/2$ (56%)、 $1/4$ (26%)に減少すると悪くなった。

Fig. 9には、C-D曲線から求めた8名の観察者の平

Fig. 8 Contrast-detail curves of images acquired using screen-film and a direct digital radiography system obtained under the same exposure conditions and with different exposure levels.

a | b

Fig. 9 Comparison of IQF calculated from contrast-detail curves for screen-film and direct digital radiography systems.

a | b

均IQFを示す。散乱体がない場合、同等線量(基準線量)で撮影したFPDとフィルム画像、および1/2(56%)線量によるFPDのIQFには違いがあったが、有意差はみられなかった。しかし、FPDの1/4(26%)線量では、有意に検出能が低下した。

散乱体がある場合においては、同等線量によるFPDとフィルム画像に有意の差はみられなかったが、FPDの1/2(56%)線量、1/4(26%)線量では、有意に検出能が低下した。

3. 考 察

本研究では、透視が可能で消化管撮影用に開発されたアモルファスセレンを検出器に持つ、直接型FPDの基礎的画像特性と信号検出能について検討した。直接型ではX線量子を直接電荷量に変換するため、間接型FPDのような光の散乱による解像度の劣化が理論上ほとんどない。このため、高い解像特性を持つことが知られているが、電気的ノイズの改善など技術的な問題があり、間接型FPDに比べて少し遅れて臨床に導入された。

透視撮影兼用装置では、低線量で行う透視から大電

流撮影まで広いダイナミックレンジが要求されるが、今回測定した直接型FPDのダイナミックレンジは、相対露光量が200倍を超えるレンジで直線性を示した。間接型を含むFPDのダイナミックレンジは、フィルムのダイナミックレンジに比べて広い。アナログシステムのMTF測定で行われていた倍数露光の必要がないが、これまで直接型FPDのMTF測定の経験がなかったため、今回は倍数露光法も行った。直接型FPDのLSFは、間接型に比べ裾野の広がりが少なく矩形波に近い形を示した。われわれは通常FPDを含む画像特性の測定では、raw dataを取り扱っている。しかし、今回使用した直接型FPDの有効視野は34×34cm、マトリックス数は2240×2240であるが、画像処理装置への転送時、有効視野サイズはそのまま2048×2048のマトリックス数に落としており、この過程でスプライン関数による補間処理を行っている。この理由は、CCDカメラ(2048×2048のマトリックス数)の画像処理に使用しているコンピュータ(ADR2000A)をこのFPD装置に搭載してあり、扱える画像が2048×2048のマトリックス数ということによる。このため、Fig. 3でみられるLSFの不連続性(スプライン関数のデータ補間によるアンダーシュート)が起きたものと推察される。また、直接型FPDのMTFは6.5cycles/mmで折り返しがみられるが、直接型FPDの高い鮮鋭度のためにスリット像が矩形波に極めて近い形となっていることが原因と考えられる。ちなみに今回得られたスリット像の半値幅は約1.68mmで、この幅の矩形波として近似したときの理論的なMTFはsinc関数となり、5.95cycles/mmで折り返しが発生する。今回得られたMTFカーブの折り返し周波数とほぼ一致する。また、今回得られたMTF値は2cycles/mmで7.5を示したが、これまで報告された値と比較的よく一致しており、高い鮮鋭度を有していた⁶⁾。

ほぼ同一線量下で測定した直接型FPDのノイズ特性は間接型FPDに比べると劣っていた。また、線量を2倍に増加させても大きな改善を認めなかった。直接型

FPDでは、電荷の読取りのために高電圧スイッチングを必要とするため、ノイズを誘発することが知られている。また、たとえ入射線量が同じであっても検出器で実際に吸収されたX線光子の数は、間接型より直接型の方が少ないと推測されるので量子モトルが高いことも考えられる。しかし、明確な理由については不明である。Sameiら¹⁰⁾は、直接型と間接型FPDについて詳細な解析を行っているが、直接型FPDのノイズ特性は間接型に比べるとホワイトノイズに近い形を示している。われわれの測定結果でも、間接型に比べると周波数依存性が少ない傾向がみられた。

同一線量における信号検出能は、C-D曲線の平均値ではデジタル画像がフィルム画像に比べて優れた結果を示したが、大きな差がみられなかった。直接型FPDの鮮鋭度が優れているにもかかわらず粒状特性が悪いことが理由と考えられるが、今後ノイズ減少に関する技術的な改善が進むことが期待される。今回、観察画像はフィルム画像およびデジタル画像ともにハードコピーで観察したが、デジタル画像の観察は、ソフトコピー観察を前提に設計されている。ハードコピーおよびソフトコピーによる検出能の違いについては、観察系の環境が整備された後に報告したい。

4. 結 論

消化管撮影に開発された直接型FPDの基礎的画像特性を測定した。直接型FPDのMTFは、間接型FPDや増感紙-フィルムに比べ優れた特性を示した。しかし、ノイズ特性は同等線量の間接型FPDのWSと比較すると劣っていた。また、同一線量で撮影した直接型FPDの信号検出能は、フィルム画像とほぼ同等であった。

謝 辞

本研究を行うにあたり、有意義な討論と意見をいただきました。「日本放射線技術学会デジタル画像検出システムの画像特性に関する研究班」の藤田広志、奥迫謙治の両氏にお礼を申し上げます。

参考文献

- 1) Takahashi M, Ueno S, Yoshimatsu S, et al.: Gastrointestinal examinations with digital radiography. *Radiographics*, 12(5), 969-978(1992)
- 2) Takahashi M, Ueno S, Tsuchigame T, et al.: Development of a 2,048×2,048-pixel image intensifier-TV digital radiography system: Basic imaging properties and clinical application. *Invest Radiol*, 27(11), 898-907(1992)
- 3) Higashida Y, Baba Y, Hatemura M, et al.: Physical and clinical evaluation of a 2,048×2,048-matrix image intensifier TV digital imaging system in bone radiography. *Academic Radiology*, 3(10), 842-848(1996)
- 4) 西木雅行: 東芝フラットパネルディテクタ テクニカルレポート. *映像情報Medical*, 36(2), 162-167, (2004).
- 5) 西木雅行: 動画(直接型)システム. *INNERVISION*, 18(4), 65-67, (2003).
- 6) 西木雅行: 平面検出器の基礎と技術の有用性について. *日放技学誌*, 60(3)付録, 5-9, (2004).
- 7) 西木雅行: 東芝フラットパネルディテクタの展望2. *映像情報Medical*, 34(2), 184-188, (2002).
- 8) Rong XJ, Shaw CC, Liu X, et al.: Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems - a contrast-detail phantom study. *Med Phys*, 28(11), 2328-2335(2001)
- 9) Samei E: Image quality in two phosphor-based flat panel digital radiographic detectors. *Med Phys*, 30(7), 1747-1757(2003)
- 10) Samei E, and Flynn MJ: An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys*, 30(4), 608-622(2003)
- 11) X Liu, and Shaw CC: A-Si: H/Cs(TI) flat-panel versus computed radiography for chest imaging applications: image quality metrics measurement. *Med Phys*, 31(1), 98-110(2004)
- 12) Samei E, Hill JG, Frey GD, et al.: Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Med Phys*, 30(4), 601-607(2003)
- 13) Granfors PR, Aufrichtig R, Possin GE, et al.: Performance of a 41×41 cm² amorphous silicon flat panel x-ray detector designed for angiographic and R&F imaging applications. *Med Phys*, 30(10), 2715-2726(2003)
- 14) Granfors PR, and Aufrichtig R: Performance of a 41×41-cm² amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications. *Med Phys*, 27(6), 1324-1331(2000)
- 15) Launders JH, Kengyelics SM, and Cowen AR: A comprehensive physical image quality evaluation of a selenium based digital x-ray imaging system for thorax radiography. *Med Phys*, 25(6), 986-997(1998)
- 16) Floyd CE Jr, Warp RJ, Dobbins JT 3rd, et al.: Imaging characteristics of an amorphous silicon flat-panel detector for digital chest radiography. *Radiology*, 218(3), 683-688(2001)
- 17) 東田善治: デジタル特性曲線の実践的測定法. *INNERVISION*, 18(10), 79-83, (2003)
- 18) Fujita H, Doi K, and Giger ML: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems. *Med Phys*, 12(6), 713-720(1985)
- 19) 井手口忠光: 表計算ソフトExcelを用いたプリサンプリングMTFの実践的測定法. *INNERVISION*, 18(11), 68-75, (2003)
- 20) 山崎達也: デジタルウィナースペクトルの実践的測定法. *INNERVISION*, 18(12), 40-46, (2003).
- 21) Bijkerk KR, Thijssen MAO, and Arnoldussen Th JM: Manual CDMAM-phantom type 3.4. University medical center Nijmegen, St. Radboud(2002)
- 22) 吉田 彰, 朝原正喜, 岡田弘治, 他: 最近の感材の特性と評価. *日放技学誌*, 58(2), 251-257, (2002).

図表の説明

- Fig. 1 (a) C-DファントムのX線写真
(b) 直接型FPDで撮影したC-DファントムのX線写真
- Fig. 2 直接型FPDの特性曲線
(a) 80kV, (b) 80kVと100kV
- Fig. 3 異なる線量で求めたLSF(a)と結合されたLSF(b)
- Fig. 4 フィルム画像, 直接型および間接型FPDのMTFの比較
- Fig. 5 直接型FPDの垂直方向と水平方向のMTFの比較
- Fig. 6 線量の違いによる直接型FPDのWSの比較
- Fig. 7 同等線量における直接型および間接型FPDのWSの比較
- Fig. 8 フィルム画像および直接型FPDデジタル画像によるC-D曲線の比較
(a) 散乱体なし, (b) 散乱体あり
- Fig. 9 C-D曲線から計算した平均IQFの比較