

学術調査研究班報告

デジタル画像検出システムの画像特性に関する研究班報告

東田善治・井手口忠光・大喜雅文・奥迫謙治
藤田広志・氷室和彦・吉田 彰・松本政雄

日本放射線技術学会雑誌第65巻第7号所載

別 刷

2009. 7. 20

日本放射線技術学会

学術調査研究班報告

デジタル画像検出システムの画像特性に関する研究班報告

平成14, 15年度 デジタル画像検出システムの画像特性に関する研究班

班長	東田善治	九州大学大学院医学系学府保健学専攻
班員	井手口忠光	国立病院機構九州医療センター
	大喜雅文	九州大学大学院医学系学府保健学専攻
	奥迫謙治	大阪市立大学医学部附属病院
	藤田広志	岐阜大学大学院医学系研究科
	氷室和彦	九州大学医学部附属病院
	吉田 彰	県立広島大学大学院総合学術研究科
	松本政雄	大阪大学大学院医学系研究科

はじめに

診断用X線画像は多くの施設でデジタル化が進み、現在ではこれまで使用されてきたCR (computed radiography) システムに加えて、FPD (flat panel detector) を用いたデジタルシステムが臨床で使用されている。CRシステムの画像特性や臨床的な有効性については、臨床経験が長いことから国内外で多くの報告がある。一方FPDの開発や画像特性については、1992年頃からMedical Physicsを中心に論文が発表され始めている¹⁻³⁾。当初は、画素サイズが大きく、マトリクスサイズやディテクタサイズも研究室での開発段階によるものであったが、その後急速な発展を遂げ、2000(平成12)年頃から実用FPDの画像特性に関して基礎的⁴⁻¹⁸⁾および臨床応用¹⁹⁻²⁶⁾に関する論文が増加してきた。わが国でもこの頃から医療施設におけるFPDの導入が始まったが、これらのシステムの画像特性については主としてメーカーの測定結果によるものが多かった。

「デジタル画像検出システムの画像特性に関する研究班(以下研究班)」は、平成14年から2年間、FPDを中心にデジタル画像検出システムの画像特性や測定法について検討してきた。研究班が組織された背景には、「当時先端的な医療施設に導入されつつあったFPDの画像特性が主として機器開発メーカーの測定結果によるものが多かったため、いろいろな機器メーカーで開発されたFPDシステムをできるだけ同じ土俵で評価したい」という考えがあった。しかし、機器メーカーによるFPDの開発がまだ途上だったことや、直接変換方式FPDが間接変換方式に比べて遅れて医療施設に設置されたこともあり、実際の活動期間が長くなった。ここでは、研究班が測定したFPDを用いたデジタルシステムの画像特性について報告する。

1. デジタル画像システム

1-1 検出器別にみたX線から画像への変換方式

現在診断放射線領域で用いられている医用画像システムを、検出器およびX線から画像への変換方式の違いによって区別するとFig. 1のように示される。

すなわち、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)を用いたX線量子を直接電荷量に変換するものである。わが国におけるFPDの開発は、蛍光体にGd₂O₂Sを用いた間接変換方式からスタートしたが、その後ヨウ化セシウムを用いた間接変換方式が主流になり、さらに、アモルファスセレンを用いた直接変換方式の開発や導入が行われてきた。

1-2 本研究班で測定したデジタルシステム

Table 1a, 1bに本研究班で測定したデジタルシステムの機種、変換方式、蛍光体、および画素サイズを示す。研究班では、一般撮影用デジタルシステムとして、Table 1aに示す5種類の間接変換方式

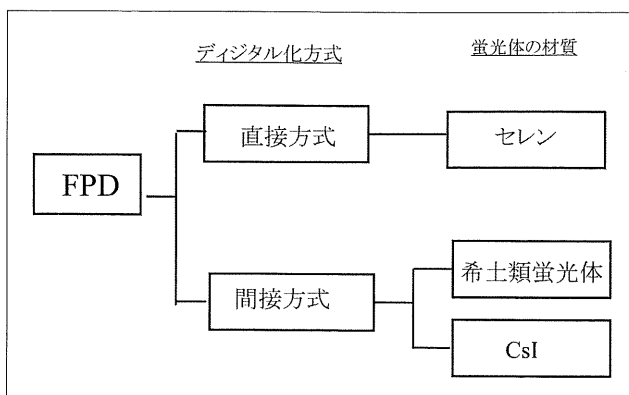


Fig. 1 検出器別にみたX線から画像への変換方式

Table 1 本研究班で測定したデジタルシステムの機種、変換方式、蛍光体、および画素サイズ

測定機種	変換方式	蛍光体	画素サイズ (μm)
キヤノン CXDI-11	間接型	Gd ₂ O ₂ S	160
キヤノン CXDI-40C	間接型	CsI	160
GE Revolution QX/I	間接型	CsI	200
Siemens Thorax FD	間接型	CsI	142
Varian PAX Scan4030A	間接型	CsI	194
Hologic EPEX	直接型	(a-Se)	139
Toshiba DBX6000A	直接型	(a-Se)	150

Table 1b FPDとCRを含む乳房撮影用デジタルシステム

測定機種	変換方式	蛍光体	画素サイズ (μm)
FCR 5501D		BaFX	100
FCR 5000MA: plus		BaFX	50
GE Senographe 2000D	間接型	CsI	100

(キヤノン CXDI-11, キヤノン CXDI-40C, GE Revolution QX/I, Siemens Thorax FD, Varian PAX Scan4030A)と、2種類の直接変換方式(Hologic EPEX, Toshiba DBX6000A)を測定対象としたが、これらの機種のなかには、研究班が発足する前からすでに班員によって測定が試みられていたシステムが含まれる。また、諸般の事情で同じ測定条件で測定ができなくなった機種が含まれる。このため、7種類の機種のすべての画像特性の測定ができたわけではない。

乳房撮影用デジタルシステムとして、Table 1bに示す1種類のFPDとCRシステムの比較を行った。乳房撮影用FPDについては、間接型FPD(GE Senographe 2000D)がいくつかの施設に導入されていたので、これまでわが国で乳房用に使用されていたCRシステム(FCR 5501D)^{27~33}と比較を行ったが、その後新しく開発されたCRシステム(FCR 5000MA: plus)^{32, 33}についても測定することができたので比較を行った。

2. デジタルシステムの画像特性^{34~37}

デジタルシステムの画像特性として、入出力特性(デジタル特性曲線)、解像特性、ノイズ特性を測定したが、班活動を行う過程でIEC規格³⁸による測定法が検討されていた時期だったこともあり、一部についてはIEC規格に基づいた測定も行った。また画像特性と視覚評価の関係を確認するため、一部のシステムについては、ファントム画像による視覚評価を行った。

2-1 入出力特性(特性曲線)

デジタルシステムでは、増感紙-フィルム系と異なり相反則が成立するため、入出力特性はすべて時間スケール法で測定した。X線検出器に入射した線量あるいは、相対露光量の対数を横軸にとり、デジタル値(ピクセル値)を縦軸にプロットした。CRやFPDは、フィルムに比べて広いダイナミックレンジを

有しているため、広い範囲で線量を変化させる必要がある。測定に使用したデジタルシステムはX線管とディテクタの距離が固定されているので、装置によっては付加フィルタなどによって入射線量を調整し、デジタル値の低い部分と高い部分の測定を行い、二つの測定データをつなぎ合わせた。

2-2 解像特性

デジタルシステムの解像特性は、スリット法とエッジ法から求めたプリサンプルドMTF(プリサンプリングMTF)を測定することで比較した。班活動としては、当初スリット法による測定でスタートしたが、その後の国際的な動きのなかで、解像特性の測定法にエッジ法が導入されたこともあり、エッジ法による測定も行った^{38~42}。エッジ法による測定は、一般撮影用デジタルシステム(キヤノン CXDI-11, キヤノン CXDI-40C)について行い、他の一般撮影用デジタルシステムとデジタルマンモグラフィ装置は、スリット法で行った。スリット法による測定は、スリットの回転と平行移動がミクロン単位で稼動可能なスリットステージを用いてX線線錐と開口幅10 μm のスリットのアライメント調整を行った。測定方法およびプリサンプルドMTFの計算はこれまでの報告と同様である。エッジ法による測定は、厚さ1mmのタングステン材質で作成した100×100mmのエッジチャートを撮影し、エッジ像の解析を行ったが、計算過程はIEC規格(IEC62220-1)に準拠している。X線焦点と検出器の距離を、スリット法では200cm、エッジ法では360cmとし、エッジ法による測定線質は、IEC62220のRQA5(70kV, 21mm Alフィルタ)を使用した。デジタルマンモグラフィ装置については、焦点-検出器距離が固定されているため、装置の距離で行った。いずれも測定の際、グリッドは除去した。

2-3 粒状特性

粒状特性はウィナーспекトル(Wiener spectrum: WS)で定量化した。測定方法は、これまでの報告と同様であるが、解像特性の測定と同様、一部につい

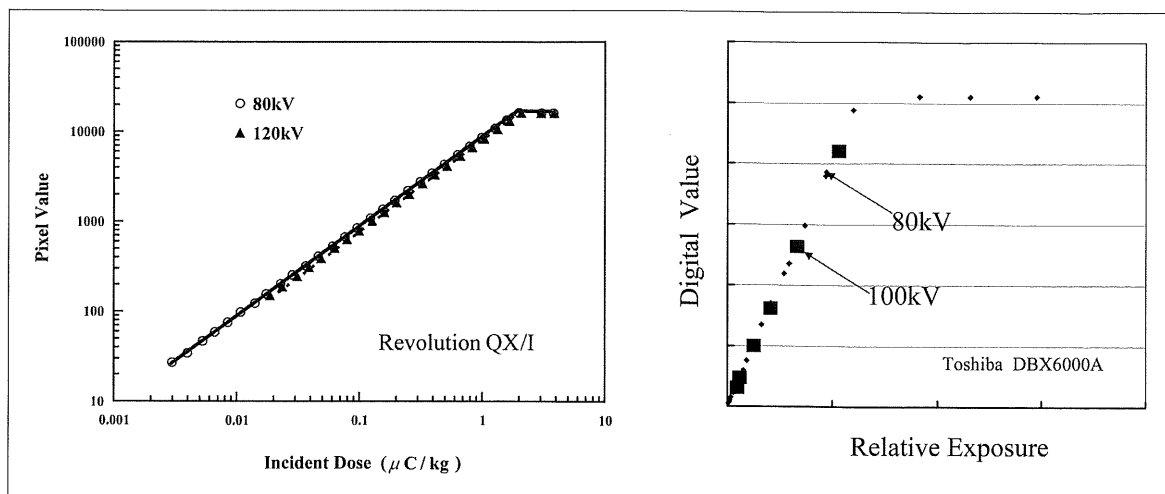


Fig. 2 入出力特性
(a)間接型FPDの入出力特性, (b)直接型FPDの入出力特性

a | b

ではIEC規格に基づいた測定も行った。いずれも測定試料は均一に照射した画像のピクセル値から求めたが、トレンド除去処理および特性曲線を用いてデジタルWSを求めた。

3. 測定結果

3-1 入出力特性

Fig. 2aに2種類の管電圧(80, 120kV)で測定した間接型FPD, Revolution QX/I (GE医療システム)の入出力特性を示す。いずれの測定結果も、フィルムに比べて広い範囲にわたり、照射線量とFPDのピクセル値間に直線性がみられる。管電圧80kV, 100kVで測定した直接型FPD, DBX6000A (東芝医療システムズ)の入出力特性をFig. 2bに示す。こちら、直線性を示し、線質が異なっても特性曲線の傾きに違いがないが、間接型FPDに比べるとやや狭くなっている。

Fig. 3に、検出器に希土類蛍光体を用いた間接型FPDであるキヤノンCXDI-11とCsIを用いたCXDI-40Cの2種類の入出力特性を示す。2種類のFPDの蛍光体、アンプ、アナログデジタル(A/D)変換器は異なっているが、特性曲線の傾きはほぼ同じである。

3-2 解像特性

Fig. 4に6種類のFPDとCRシステム(ST-V)のMTFの比較を示す。6種類のFPDのなかで、Hologic EPEXとToshiba DBXは直接型FPDであり、キヤノンCXDI-40C, GE Revolution QX/I, Varian PAX Scan, Siemens Thorax FDは間接型FPDである。図から明らかのように、直接型の2種類のMTFは著しく高い値を示す。間接型では、キヤノンCXDI-40Cが広い空間

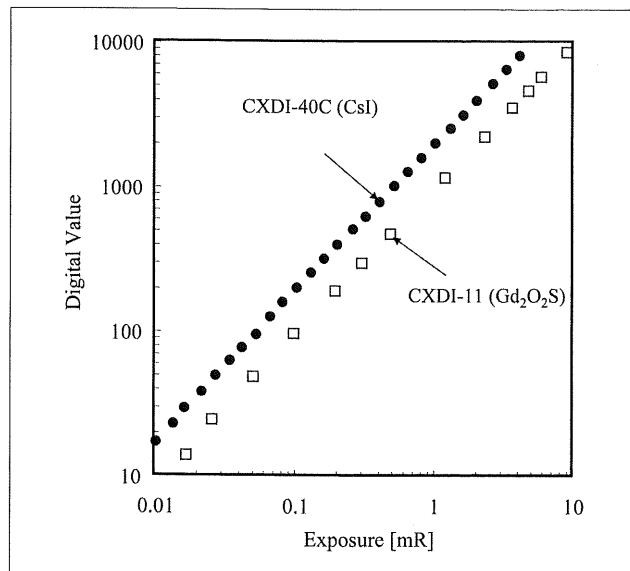


Fig. 3 2種類の間接型FPDの入出力特性

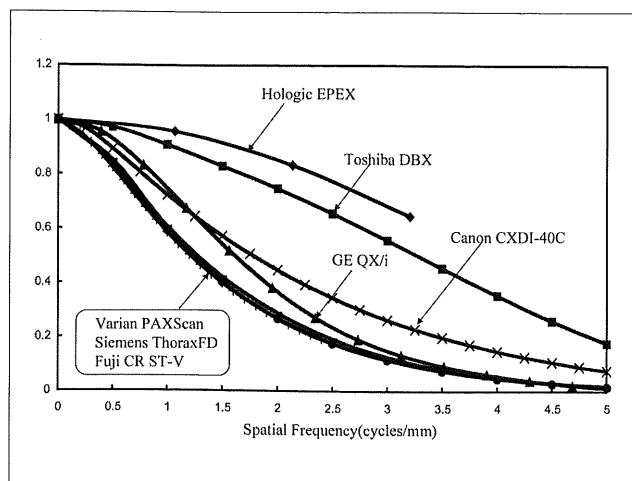


Fig. 4 6種類のFPDとCRシステムのMTFの比較

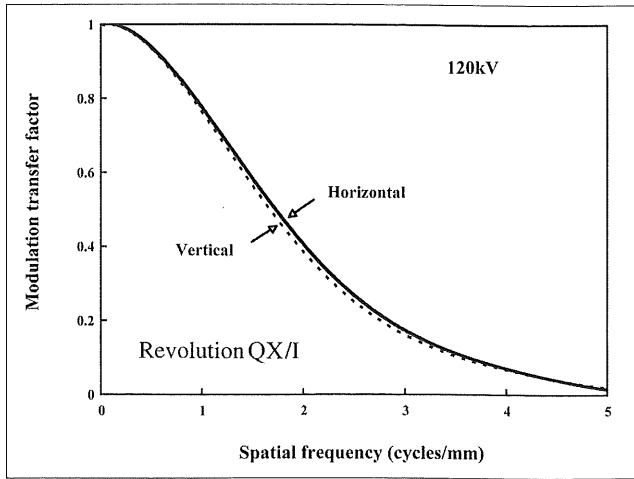


Fig. 5 水平方向および垂直方向における間接型FPDのMTFの比較

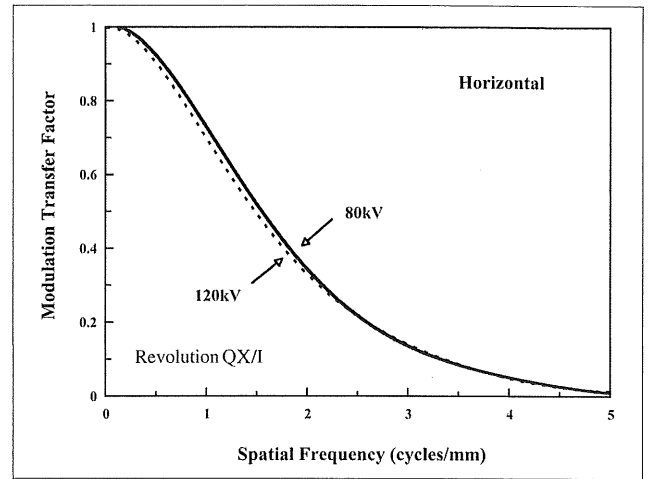


Fig. 6 管電圧の違いによる間接型FPDのMTFの比較

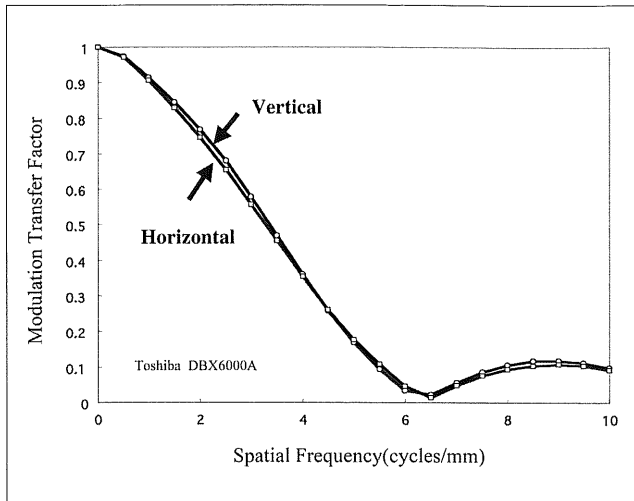


Fig. 7 水平方向および垂直方向における直接型FPDのMTFの比較

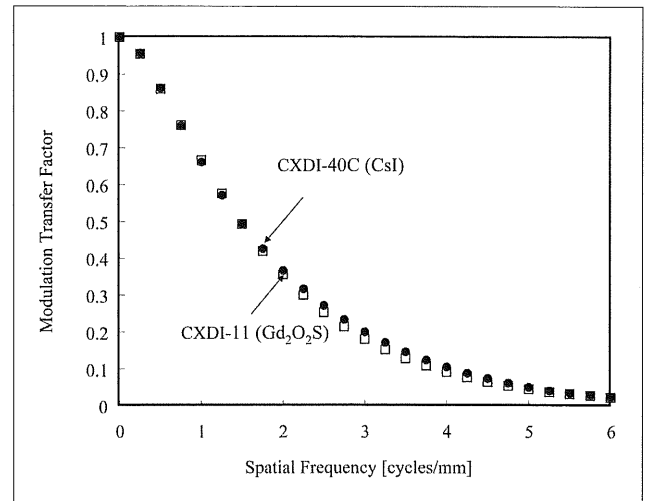


Fig. 8 2種類の間接型FPDのMTFの比較

周波数領域にわたって高いMTFを示す。GE Revolution QX/Iは、空間周波数が低いところでは、キヤノンCXDI-40Cと同程度のMTFを示すが、他の周波数領域では低くなっている。間接型のなかでは、Varian PAX Scan, Siemens Thorax FDが最もMTFが小さく、CRシステムも同様の値である。

Fig. 5に管電圧120kVで測定した間接型FPD, Revolution QX/Iの水平方向および垂直方向のプリサンプルドMTFを示す。FPDのMTFは、水平方向および垂直方向で差がみられない。

Fig. 6に2種類の管電圧(80, 120kV)で測定したRevolution QX/IのプリサンプルドMTFを示す。測定した線質の範囲では、MTFに差がみられない。

Fig. 7に直接型FPD, DBX6000Aの水平方向および垂直方向のプリサンプルドMTFを示す。こちらも間接型と同様、水平方向および垂直方向のMTFに差がみ

られない。

Fig. 8にキヤノンCXDI-11とCXDI-40CのMTFの比較を示す。検出器の蛍光体が異なるが、2種類のFPDはほぼ同様な解像特性を持っている。

Fig. 9に直接型FPD, 間接型FPDおよび中等度感度の増感紙-フィルム系(HR4/HRS)のMTFの比較を示す。増感紙-フィルム系のMTFの測定は、われわれが過去に測定したMTFを用いた⁴³⁾。直接型FPDのMTFを増感紙-フィルムと比較すると、空間周波数5cycle/mmまでは明らかに高い値を示したが、それ以上では増感紙-フィルムの方が高い値を示した。間接型FPDのMTFは最も低い値を示した。

3-3 粒状特性

Fig. 10に管電圧120kVで測定した間接型FPD, Revolution QX/Iの水平方向および垂直方向のディジ

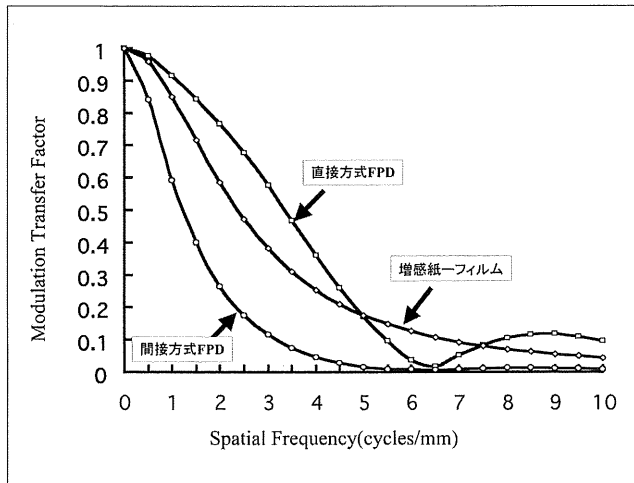


Fig. 9 直接型FPD, 間接型FPDおよび中等度感度の増感紙-フィルム系のMTFの比較

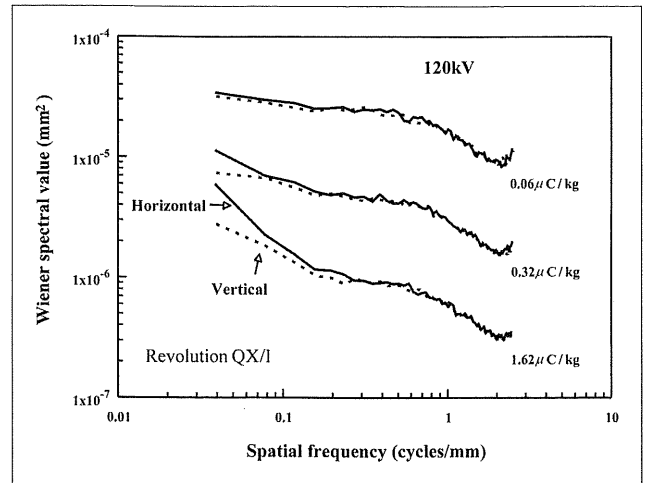


Fig. 10 間接型FPDの水平方向および垂直方向のデジタルWSの比較

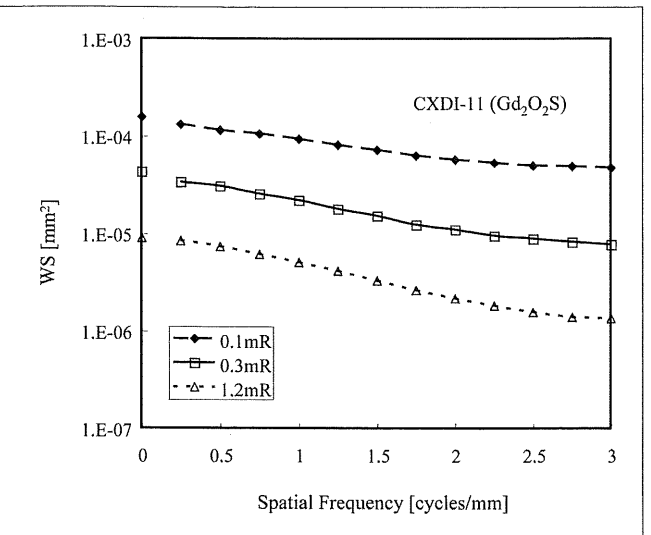
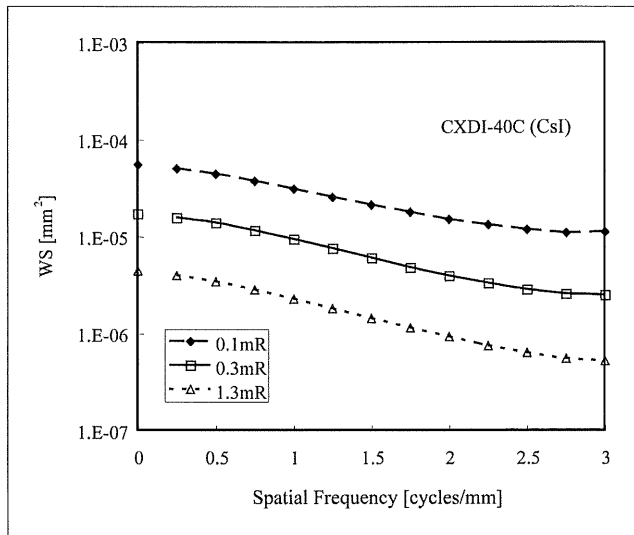


Fig. 11 3種類の線量レベルで測定した間接型FPDのデジタルWSの比較 (a) CXDI-40C, (b) CXDI-11

タルWSを示す。3種類の照射線量は、 $0.32\mu\text{C}/\text{kg}$ (中央の曲線の照射線量)が、胸部撮影における被写体通過後のFPD前面での照射線量に近い値であり、他は参考のためそれぞれ約5分の1 ($0.06\mu\text{C}/\text{kg}$)および約5倍 ($1.62\mu\text{C}/\text{kg}$)の照射線量でのWSを示す。照射線量の違いによりそれぞれ3組の曲線に分かれているが、水平および垂直方向の2本のWSがほとんど重なっており、これらの結果からデジタルWSの方向依存性はないと考えられる。

Fig. 11a, bに3種類の線量レベルで測定したキヤノンCXDI-40CとCXDI-11のWSの比較を示す。測定結果から明らかなように、CsIを用いたCXDI-40C (Fig. 11a)と希土類蛍光体を用いたCXDI-11 (Fig. 11b)の粒状特性を同一線量で比較すると、CXDI-40Cの

WS値が小さくなり粒状特性が著しく改善されている。CXDI-40C (Fig. 11a), CXDI-11 (Fig. 11b)とも照射線量が増加するとWSの測定値が小さくなり、粒状が改善する。

4. 乳房撮影用デジタルシステムの画像特性^{44~49)}

4-1 乳房撮影用デジタルシステム

研究班の活動時期に、国内のいくつかの施設にデジタルマンモグラフィ装置 (Senographe 2000D: 以下2000D)が臨床に導入されたので、このシステムの画像特性についても測定を行った。本装置は、ヨウ化セシウム化合物 (CsI) 結晶に接着されたアモルファスシリコン (a-Si: $19.2 \times 23\text{cm}$) を検出器としており、ピクセルピッチ $100\mu\text{m}$ 、ピクセル数 $1,920 \times 2,300$ で

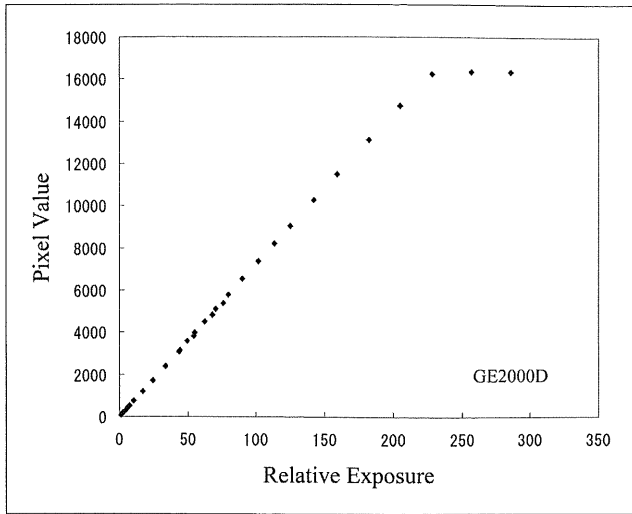


Fig. 12 乳房撮影用間接型FPDの入出力特性

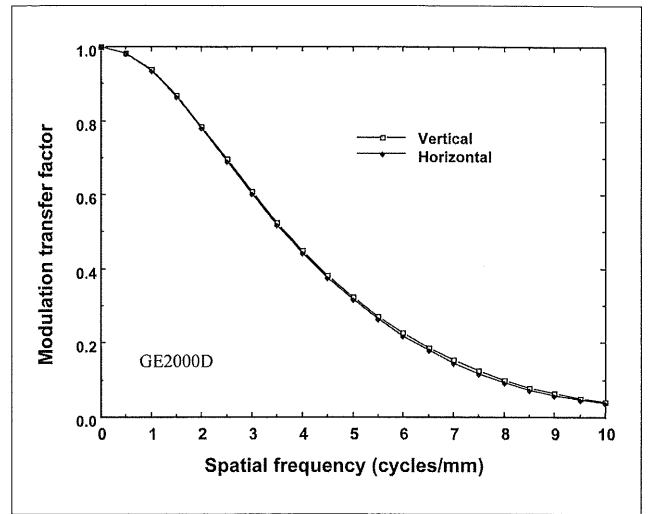


Fig. 13 水平方向および垂直方向における乳房撮影用間接型FPDのMTFの比較

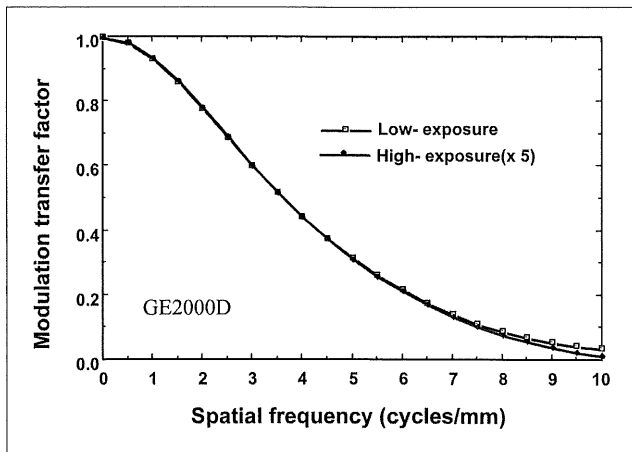


Fig. 14 低露光照射および5倍露光照射から計算した乳房撮影用間接型FPDのMTFの比較

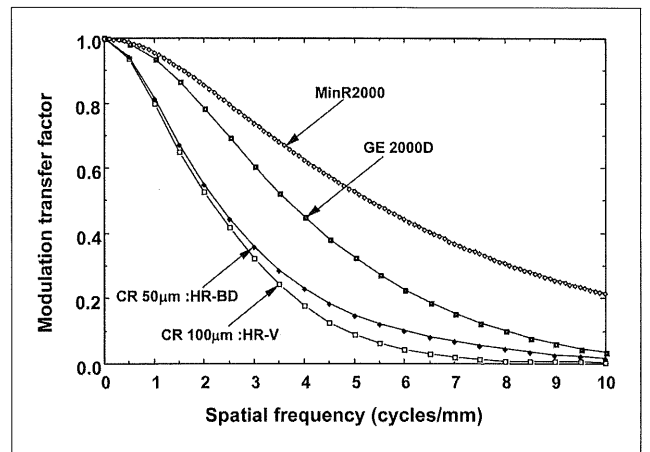


Fig. 15 乳房撮影用間接型FPD, 2種類のCRシステム, フィルマンモグラフィのMTFの比較

ある。X線管ターゲットはバナジウム付加モリブデン (Mo)およびロジウム (Rh), 焦点サイズ0.3mm/0.1mmを有しているが, 測定ではMoターゲット, 0.3mm焦点を用いた。焦点-検出器間距離 (SID)66cmである。デジタルマンモグラフィと比較するためにCRマンモグラフィとして用いられている2種類のIP (HR-V, HR-BD)の特性も測定した。HR-Vは, 最近まで広くCRマンモグラフィに用いられている100 μ m読み取り方式である。HR-BDは, 新しく開発された50 μ mのサンプリングピッチによる面集光方式FCR5000MA plusによるMTFである。

4-2 乳房撮影用デジタルシステムの画像特性

4-2-1 入出力特性 (特性曲線)

Fig. 12に乳房撮影用デジタルシステム (2000D)の入出力特性を示す。横軸の相対露光量および縦軸のデジタル値を通常目盛りでプロットしている。

2000Dは相対露光量が230倍程度変化すると, デジタル値が飽和する。

4-2-2 解像特性

Fig. 13に2000Dの水平方向と垂直方向におけるMTFを示す。一般撮影用デジタルシステムと同様, デジタルマンモシステム (2000D)でも水平および垂直方向によるMTFの差はみられない。

Fig. 14に低露光照射 (30kV, 8mAs)と5倍露光照射 (30kV, 40mAs)から求めた線像強度分布 (LSF: line spread function)から計算したMTFの比較を示す。二つのLSFから計算したMTFには差がみられず, フィルム系のMTF測定で必要とされた倍数露光の必要性がない。

Fig. 15にスリット法で求めたデジタルマンモシステム (2000D), フィルマンモグラフィ (Min-R2000システム)および2種類のCRシステムのMTFを示す。フィルムマンモグラフィは, Kodak社製Min-R2000/

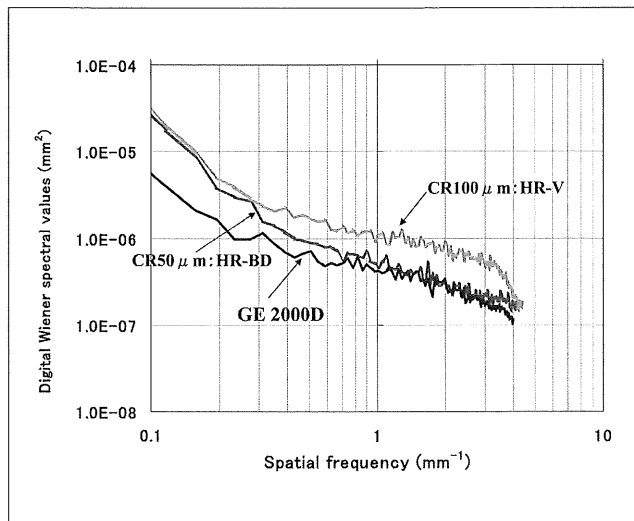


Fig. 16 乳房撮影用間接型FPDとCRシステムのWSの比較

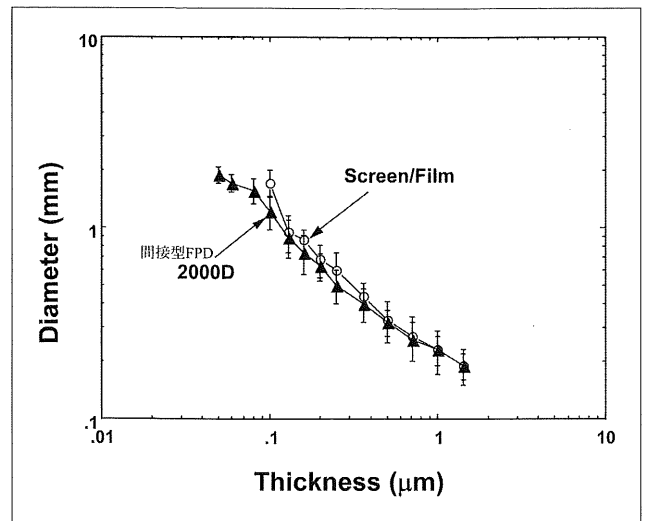


Fig. 17 同等線量で求めたフィルム画像およびデジタル画像のC-D曲線

Min-R2000のMTFである。測定した系では、Min-R2000のMTFが最も高い値を示している。しかし、デジタルマンモシステム(2000D)はCRシステムよりピクセル寸法が大きいにも関わらず著しく高いMTFを示す。特に低空間周波数領域でのMTFが高くなっている。CRシステムの比較では、空間周波数2.5cycle/mm以下では、HR-BDのMTFは、HR-Vと同等かやや改善しており、2.5cycle/mm以上では明らかに改善している。

4-2-3 粒状特性

Fig. 16に管電圧30kVで同一線量におけるデジタルマンモシステム(2000D)とCRシステムのWSの比較を示す。デジタルマンモシステム(2000D)のWSは100μm読み取り方式であるCR(HR-V)に比べて、明らかに優れた粒状特性を示す。しかし、50μm両面読み取り方式(HR-BD)と比較すると、0.1~1cycle/mmまでの低空間周波数領域の粒状性は優れているが、1cycle/mm以上の空間周波数領域においては、差がみられない。

4-2-4 検出特性

Fig. 17に同等線量で求めたフィルム画像およびデジタル画像のC-D曲線を示す。C-D曲線は、CDMAM(contrast detail mammography)ファントム⁵⁰⁾を厚さ2cmのアクリル板2枚の中間部に挟んで撮影した画像の観察結果から求めた。図から明らかなように、同一コントラストレベルで比較すると、デジタル画像はすべてのコントラストで小さい径まで検出されており検出能が優れている。特に、低コントラストにおける検出能ではデジタルシステムが優れている。

4-2-5 片面集光方式CRと両面集光方式CRにおける模擬石灰化病変の検出能

Fig. 18にマンモグラフィ用片面集光方式CR(HR-V)

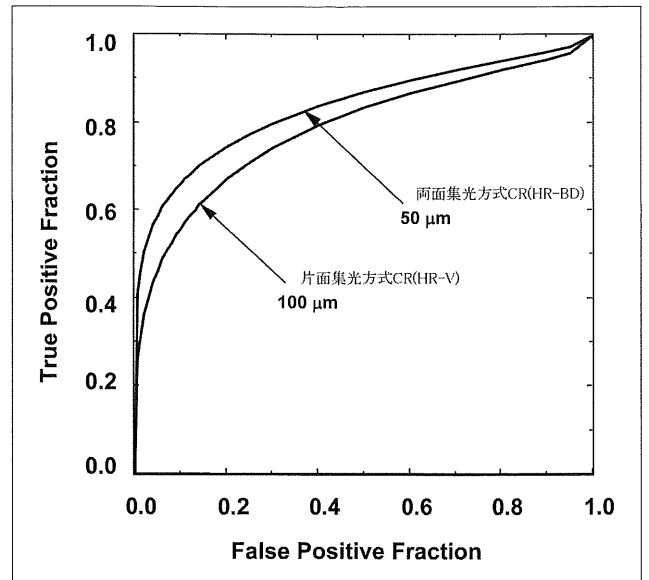


Fig. 18 片面集光方式と両面集光方式による模擬石灰化病変の検出能に関するROC曲線の比較

と両面集光方式CR(HR-BD)の模擬石灰化病変の検出能に関するROC(receiver operating characteristic)曲線の比較を示す。ROC曲線は6名の観察者の平均値である。図から明らかなように、両面集光方式CR(HR-BD)の検出特性は、これまでのHR-Vに比べて優れている。

5. 考 察

わが国ではデジタルシステムとして長い間CRシステムが使用されてきたが、それに続くFPDの開発と医療への導入は、熱い期待を持って待ち望まれていた。その理由の一つとして、DQE(detective quantum

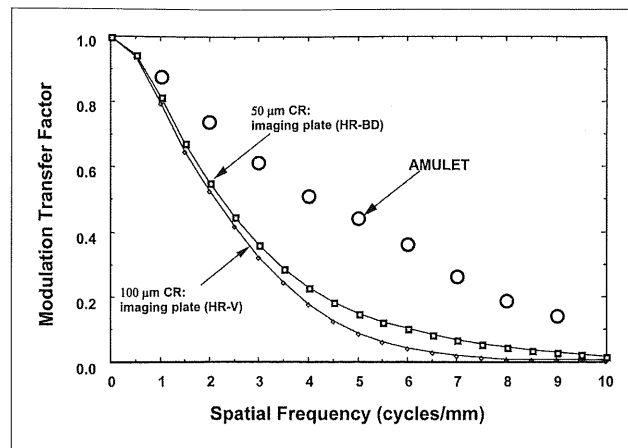


Fig. 19 2種類のCRシステムおよび直接変換型CRシステムのMTFの比較

efficiency)に代表されるFPDが持つ高い画像特性が挙げられる。

本研究班が発足した平成14年は、FPDが導入されている施設がまだ限られていた。このため本研究班の測定も、これらの装置が導入されている施設や開発中のメーカーで行うことになり測定施設も広範囲にわたった。その後デジタルシステムのイノベーションが一挙に進み、数年を経ずして一般撮影用の直接変換方式FPDや乳房撮影用FPDの開発や導入が加速された。一般撮影用および乳房撮影用FPDの導入が進むに伴い、これらのシステムの基礎的な画像特性や臨床的有用性について、国外の研究者による多くの発表があるが^{12~26, 44~49)}、国内の研究者による報告は少なく、FPDの機器開発者^{17, 51, 52)}や本研究班による報告に限られている^{53~57)}。一方、わが国では高精細な画像が要求されるマンモグラフィに以前からCRシステムが使用されてきたが、当初必ずしも画質特性が十分検討されたうえでの臨床応用ではなかった⁵⁸⁾。しかし、その後IPやCRシステムの改良が進み、さらにこれまでの片面集光方式IPに代わる両面集光方式IPが開発され、CRシステムにおいても画質の面でも改善が行われてきた^{32, 33)}。マンモグラフィにおけるCRやFPDの診断特性に関しては、Pisanoら⁵⁹⁾の大規模調査が報告されているが、現在ではフィルム画像とほぼ同等の診断特性を持っていると考えられる。

CRシステムに関しては、最近画素サイズ $50 \times 50 \mu\text{m}$ の直接変換方式が開発され、注目されている⁶⁰⁾。このシステムは、2層のアモルファスセレンからなり、被写体を通過したX線を、まず第1層で電気信号に変換し、第2層では電気信号化された画像情報を読み取るものである。新しく開発した「光学式スイッチ技術」を用いるため、TFT(薄膜トランジスタ)を用いた従来型FPDと比べて電気ノイズが大幅に改善されて

いるといわれている。Fig. 19にこのシステムのMTF⁶¹⁾を現在使用されている2種類のCRシステムのMTFとともに示す。直接変換方式CRのMTFは著しく高い値を示す。このシステムの臨床的な有効性が期待される。

本研究班では、一部の間接型および直接型FPDの画像特性に加え新しく開発された両面集光方式IPの画像特性についても検討した。CRやFPDを検出器とするデジタルX線診断装置は、今後放射線診断領域のなかで主流になる。これらのシステムの画像特性の評価や測定に関しては、すでにIEC規格に代表される指針が出ているが、これらの規格はメーカーが準拠すべきものとして策定されている。これらの新しい機器の特性に関する測定や評価法に関してユーザや研究者の立場から発信を続けていくことは、今後も重要な課題である。

6. 結論

CRおよびFPDに代表されるデジタルシステムの画像特性について測定し、システムの特性を明らかにした。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、測定に関する技術的なアドバイスをいただき、施設に設置してある装置を利用させていただきました。キヤノン株式会社DRシステム開発部の山崎達也氏に心からお礼を申し上げます。また、測定に関してご協力いただきました多くの医療施設の皆様、機器メーカーの皆様に感謝申し上げます。

最後に、班長の責任で本報告が遅れましたことを関係各位にお詫び申し上げます。

参考文献

- 1) Antonuk LE, Boudry J, Huang W, et al. Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays. *Med Phys* 1992; 19(6): 1455-1466.
- 2) Antonuk LE, Boudry J, Huang W, et al. Thin-film, flat-panel, composite imagers for projection and tomographic imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13(3): 482-490.
- 3) Yorkston J, Antonuk LE, Seraji N, et al. Evaluation of the MTF for a-Si:H imaging arrays. *Proc. SPIE* 1994; 2163: 141-149.
- 4) Siewerdsen JH, Antonuk LE, el-Mohri Y, et al. Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med Phys* 1998; 25(5): 614-628.
- 5) Lee DL, Cheung LK, Rodricks BG, et al. Improved imaging performance of a 14×17-inch direct radiographyTM system using Se/TFT detector. *Proc. SPIE* 1998; 3336: 14-23.
- 6) Chaussat C, Chabbal J, Ducourant T, et al. New CsI/a-Si 17×17 X-ray flat-panel detector provides superior detectivity and immediate direct digital output for General Radiography systems. *Proc. SPIE* 1998; 3336: 45-56.
- 7) Tsukamoto A, Yamada S, Tomosaki T, et al. Development of a selenium-based flat-panel detector for real-time radiography and fluoroscopy. *Proc. SPIE* 1998; 3336: 388-395.
- 8) Kameshima T, Kaifu N, Takami E, et al. Novel large area MIS-type X-ray image sensor for Digital Radiography. *Proc. SPIE* 1998; 3336: 453-462.
- 9) Aufrichtig R. Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon and a screen-film based imaging system for thoracic radiography. *Med Phys* 1999; 26(7): 1349-1358.
- 10) Watanabe M, Mochizuki C, Kameshima T, et al. Development and evaluation of a portable amorphous silicon flat-panel x-ray detector. *Proc. SPIE* 2001; 4320: 103-114.
- 11) Floyd CE Jr, Warp RJ, Dobbins JT 3rd, et al. Imaging characteristics of an amorphous silicon flat-panel detector for digital chest radiography. *Radiology* 2001; 218(3): 683-688.
- 12) 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* 2001; 28(11): 2328-2335.
- 13) Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys* 2003; 30(4): 608-622.
- 14) Samei E. Image quality in two phosphor-based flat panel digital radiographic detectors. *Med Phys* 2003; 30(7): 1747-1757.
- 15) 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* 2003; 30(4): 601-607.
- 16) 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* 2003; 30(10): 2715-2726.
- 17) Yamazaki T, Tamura T, Nokita M, et al. Performance of a novel 43-cm × 43-cm flat-panel detector with CsI: Tl scintillator. *Proc. SPIE* 2004; 5368: 379-385.
- 18) Liu X, Shaw CC. A-Si: H/CsI (Tl) flat-panel versus computed radiography for chest imaging applications: image quality metrics measurement. *Med Phys* 2004; 31(1): 98-110.
- 19) Bernhardt TM, Otto D, Reichel G, et al. Detection of simulated interstitial lung disease and catheters with selenium, storage phosphor, and film-based radiography. *Radiology* 1999; 213(2): 445-454.
- 20) Goo JM, Im JG, Kim JH, et al. Digital chest radiography with a selenium-based flat-panel detector versus a storage phosphor system: comparison of soft-copy images. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175(4): 1013-1018.
- 21) Ludwig K, Lenzen H, Kamm KF, et al. Performance of a flat-panel detector in detecting artificial bone lesions: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography. *Radiology* 2002; 222(2): 453-459.
- 22) Fink C, Hallscheidt PJ, Noeldge G, et al. Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178(2): 481-486.
- 23) Strotzer M, Völk M, Fründ R, et al. Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178(1): 169-171.
- 24) Ludwig K, Schülke C, Diederich S, et al. Detection of subtle undisplaced rib fractures in a porcine model: radiation dose requirement—digital flat-panel versus screen-film and storage-phosphor systems. *Radiology* 2003; 227(1): 163-168.
- 25) Ludwig K, Ahlers K, Wormanns D, et al. Lumbar spine radiography: digital flat-panel detector versus screen-film and storage-phosphor systems in monkeys as a pediatric model. *Radiology* 2003; 229(1): 140-144.
- 26) Bernhardt TM, Rapp-Bernhardt U, Lenzen H, et al. Low-voltage digital selenium radiography: detection of simulated interstitial lung disease, nodules, and catheters—a phantom study. *Radiology* 2004; 232(3): 693-700.
- 27) Hillen W, Schiebel U, Zaengel T. Imaging performance of a digital storage phosphor system. *Med Phys* 1987; 14(5): 744-751.
- 28) Dobbins JT 3rd, Ergun DL, Rutz L, et al. DQE (f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys* 1995; 22(10): 1581-1593.
- 29) Bradford CD, Peppler WW, Dobbins JT 3rd. Performance characteristics of a Kodak computed radiography system. *Med Phys* 1999; 26(1): 27-37.
- 30) Kengyelics SM, Lauenders JH, Cowen AR. Physical imaging performance of a compact computed radiography acquisition device. *Med Phys* 1998; 25(3): 354-360.
- 31) Flynn MJ, Samei E. Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k storage phosphor radiography systems. *Med Phys* 1999; 26(8): 1612-1623.
- 32) Arakawa S, Itoh W, Kohda K, et al. Novel computed radiography system with improved image quality by detection of emissions from both sides of an imaging

- plate. Proc. SPIE 1999; 3659(2): 572-581.
- 33) Arakawa S, Yasuda H, Kohda K, et al. Improvement of image quality in CR mammography by detection of emissions from dual sides of an imaging plate. Proc. SPIE 2000; 3977: 590-600.
- 34) Fujita H, Doi K, Giger ML. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems. Med Phys 1985; 12(6): 713-720.
- 35) Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. IEEE Trans Med Imaging 1992; 11(1): 34-39.
- 36) Giger ML, Doi K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. Med Phys 1984; 11(3): 287-295.
- 37) Giger ML, Doi K, Metz CE. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 2. Noise Wiener spectrum. Med Phys 1984; 11(6): 797-805.
- 38) IEC62220-1. Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1: Determination of the detective quantum efficiency 1st Edition. 2003.
- 39) Cunningham IA, Reid BK. Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques. Med Phys 1992; 19(4): 1037-1044.
- 40) Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. Med Phys 1998; 25(1): 102-113.
- 41) Greer PB, van Doorn T. Evaluation of an algorithm for the assessment of the MTF using an edge method. Med Phys 2000; 27(9): 2048-2059.
- 42) Buhr E, Günther-Kohfahl S, Neitzel U. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of the digital radiographic system from an edge image. Med Phys 2003; 30(9): 2323-2331.
- 43) 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 2002; 58(2): 251-257.
- 44) Haus AG, Yaffe MJ, Eds. Categorical course in diagnostic radiology physics: physical aspects of breast imaging—current and future considerations. RSNA Syllabus. Oak Brook, IL, 1999: 43-45.
- 45) Vedantham S, Karellas A, Suryanarayanan S, et al. Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector: physical characteristics of a clinical prototype. Med Phys 2000; 27(3): 558-567.
- 46) Obenauer S, Luftner-Nagel S, von Heyden D, et al. Screen film vs full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions. Eur Radiol 2002; 12(7): 1697-1702.
- 47) Suryanarayanan S, Karellas A, Vedantham S, et al. Flat-panel digital mammography system: contrast-detail comparison between screen-film radiographs and hard-copy images. Radiology 2002; 225(3): 801-807.
- 48) Pisano ED. Current status of full-field digital mammography. Radiology 2000; 214(1): 26-28.
- 49) Hermann KP, Obenauer S, Funke M, et al. Magnification mammography: a comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for the detection of simulated small masses and microcalcifications. Eur Radiol 2002; 12(9): 2188-2191.
- 50) Bijkerk KR, Thijssen MAO, Arnoldussen Th JM. Manual CDMAM-phantom type 3.4. University Medical Center Nijmegen, St. Radboud, 2001.
- 51) 西木雅行. 東芝フラットパネルディテクタの展望. 映像情報(M) 2002; 34(2): 184-188.
- 52) 山崎達也. デジタルウィナーズスペクトルの実践的測定法. Innervision 2003; 18(12): 40-46.
- 53) 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 2003; 18(11): 68-75.
- 54) 井手口忠光, 東田善治, 氷室和彦, 他. アモルファスシリコンを検出器に用いたフルデジタルマンモグラフィシステム: 基礎的画像特性と信号検出. 日放技学誌 2004; 60(3): 399-405.
- 55) Ideguchi T, Higashida Y, Kawaji Y, et al. New CR system with pixel size of 50 μ m for digital mammography: physical imaging properties and detection of subtle microcalcifications. Radiat Med 2004; 22(4): 218-224.
- 56) 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.
- 57) 井手口忠光, 東田善治, 赤澤史生, 他. 50 μ m両面集光CR-mammography: 画質特性と検出能におけるX線斜入射の影響. 日放技学誌 2005; 61(6): 833-839.
- 58) Higashida Y, Moribe N, Morita K, et al. Detection of subtle microcalcifications: comparison of computed radiography and screen-film mammography. Radiology 1992; 183(2): 483-486.
- 59) Pisano ED, Gatsonis C, Hendrick E, et al. Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. N Engl J Med 2005; 353(17): 1773-1783.
- 60) 山根勝敏, 入澤目覚, 岩崎信之. 50 μ m画素FPDシステム「AMULET」の開発. 画像通信 2009; 32(1): 37-42.
- 61) 畔柳宏之(富士フイルムメディカル株式会社). (私信).