

デジタルマンモグラフィーの現状

井手口忠光 山本 静成 東田 善治*
檜崎亜希子 村中 光 朔 元則

IRYO Vol. 60 No. 12 (735-742) 2006

要 旨

近年、画像診断のほとんどの領域がデジタル化されているが、マンモグラフィーにおいては例外的に進んでいない。この最大の要因は、デジタル画像はピクセルサイズが有限であるため従来のアナログ系に比し乳がん診断の生命線ともいべき微小石灰化の検出能が劣る点にある。しかし最近これらの改善を目指してフラットパネル検出器を用いたフルデジタルマンモグラフィーシステム、また従来の半分の50 μ mのピクセルサイズの高解像度CRシステムが開発された。

本稿ではデジタル検出器、デジタルシステムのマンモグラフィーへの開発から現在までの流れを解説し、ついでフラットパネルマンモグラフィーシステム、高解像度CRシステムと従来のアナログマンモグラフィーの物理特性、ならびに信号検出能の比較検討結果をもとに、デジタルマンモグラフィーの今後を展望する。

キーワード デジタルマンモグラフィー、フラットパネル検出器、CRシステム、増感紙—フィルム

コンピュータド・ラジオグラフィーならびに フラットパネル検出器について

デジタルのX線画像が初めて臨床の現場に登場したのは、1983年フジメディカルシステムが開発したFCR101システムである。このシステムは、通常コンピュータド・ラジオグラフィー computed radiography (CR) と呼ばれている¹⁾。X線フィルムに取って代わるX線検出器には、フッ化ハロゲン化バリウムを輝尽性蛍光体の材料として用いており、それを塗布したX線検出器は通称イメージング・プレート imaging plate (IP) と呼ばれている¹⁾。

アモルファスシリコン a-Si:H 薄膜トランジスタ

thin film transistor (TFT) とフォトダイオードを用いたフラットパネル検出器 flat panel detector (FPD) は1992年、ミシガン大学の Antonuk²⁾によって開発された。わが国では1998年、キヤノン株式会社によって開発された FPD (CXDI-11) が最初に臨床に導入された。FPD は現在、X線の強弱をアモルファスセレン半導体 (a-Se) により電子と正孔の負と正の電荷の大きさの信号に直接変換する直接変換方式と、いったんX線の強弱をシンチレータやヨウ化セシウム (CsI)、希土類蛍光体である硫化ガドリニウム (Gd₂O₃:Tb) を介して光に変換し、フォトダイオードアレイにより電荷の大小の信号に変換される間接変換方式がある³⁾⁻⁶⁾ (Fig. 1)。

国立病院機構 九州医療センター 放射線部 (臨床研究部)

*九州大学医学部 保健学科 放射線技術学専攻

別刷請求先: 井手口忠光 国立病院機構九州医療センター 放射線部 〒856-8563 福岡市中央区地行浜 1-8-1

(平成18年3月13日受付, 平成18年9月21日受理)

The Current State of Digital Mammography

Tadamitsu Ideguchi, Shizunari Yamamoto, Yoshiharu Higashida*, Akiko Naruzaki, Toru Muranaka and Motonari Saku

Key Words: digital-mammography, flat panel detector, CR system, screen-film

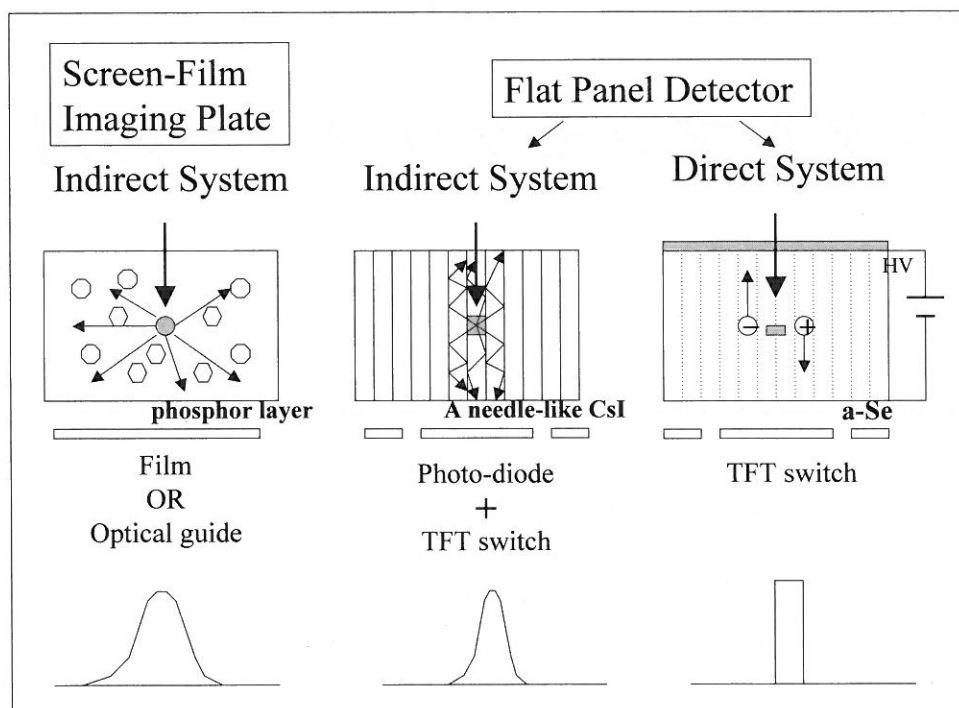


Fig. 1 Figure shows that each digital systems for CR and FPD. Photostimulated luminescence scatter is larger than indirect FPD with a needle-like CsI structure. Direct system has not luminescence scatter.

直接変換方式は光の散乱がなく、空間分解能がきわめて優れている反面、高電圧（5,000-10,000V）のバイアスが必要であることや、高温時におけるアモルファスセレンの安定性など問題が多く、現段階では、間接変換方式のフ FPD が主流となっており、臨床の現場でも数多く導入されている。

デジタルシステムのマンモグラフィーへの適用

乳がんの早期発見の手段として、乳房 X 線撮影（マンモグラフィー）の有効性は広く認められているが、画像のほとんどがデジタル化されるなか、マンモグラフィーは、片面増感紙-片面乳剤フィルム（アナログ）システムを用いている施設が、いまだ多い。

その最大の要因は、乳がんの診断において最も重要な所見である、微小石灰化集の大きさは小さいものではおよそ $50\mu\text{m}$ に対し、現在数多く導入されている乳房 X 線撮影用デジタルシステムのピクセル間隔は $100\mu\text{m}$ であるため、その描出が困難と考えられているからである⁷⁾。

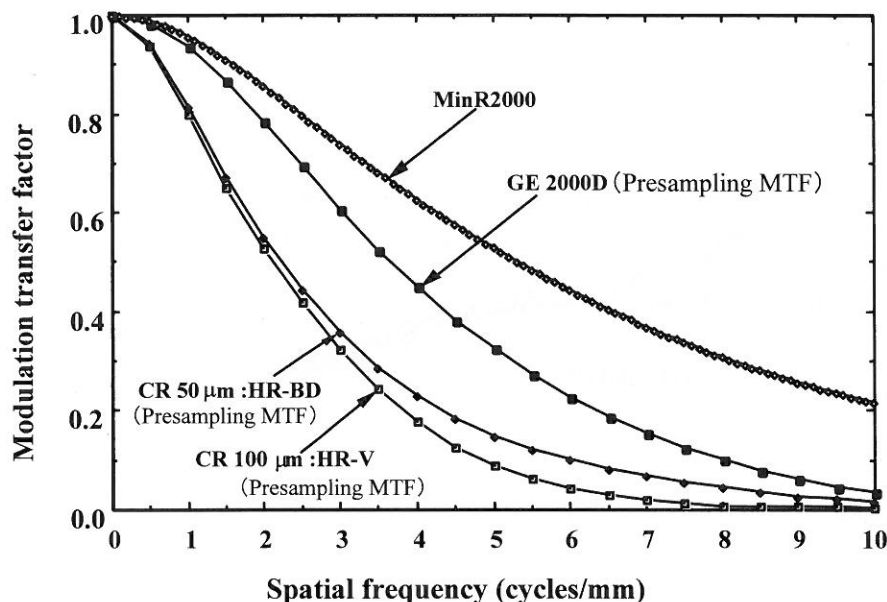
しかし、ピクセル間隔が $50\mu\text{m}$ で、乳房 X 線撮影専用の両面集光方式の高解像度 CR や柱状結晶構造を用いた光の散乱が少ない、間接型 FPD 方式のフ

ルデジタルマンモグラフィーシステムの開発もあり、デジタルマンモグラフィーの有用性が注目されつつある。

以上のような背景のもと、微細構造の検出が要求される乳房 X 線撮影において、現在臨床で使用されているデジタルマンモグラフィーシステムの基本的な画像特性や、検出特性を明らかにすることは重要である。そこで本稿では、われわれが測定した基礎的画像特性（物理評価）とファントムモデルを用いた視覚評価の結果を示しながら、デジタルマンモグラフィーシステム、とくに本稿では CR および間接型 FPD を中心に、その X 線検出器の方式が画像（画質）に与える影響について述べ、その問題点と臨床的有用性を明らかにする。

基礎的画像特性（物理評価）

各デジタルマンモグラフィーシステムの基礎的画像特性（物理特性）を比較するために、画像の鮮鋭度をあらわす変調伝達関数 modulation transfer function (MTF) と、粒状性を評価するウィナースペクトル Wiener Spectrum (WS) を測定し、アナログシステムと比較した。鮮鋭度をあらわす MTF は、厚さ 2 mm、幅 $10\mu\text{m}$ のタングステン合金スリ



井手口ほか：日放線技会誌 60 (3)：403, 2004

Fig. 2 MTFs of the screen-film (MinR2000/MinR2000), CR(50μm, 100μm) and FPD digital mammography systems.

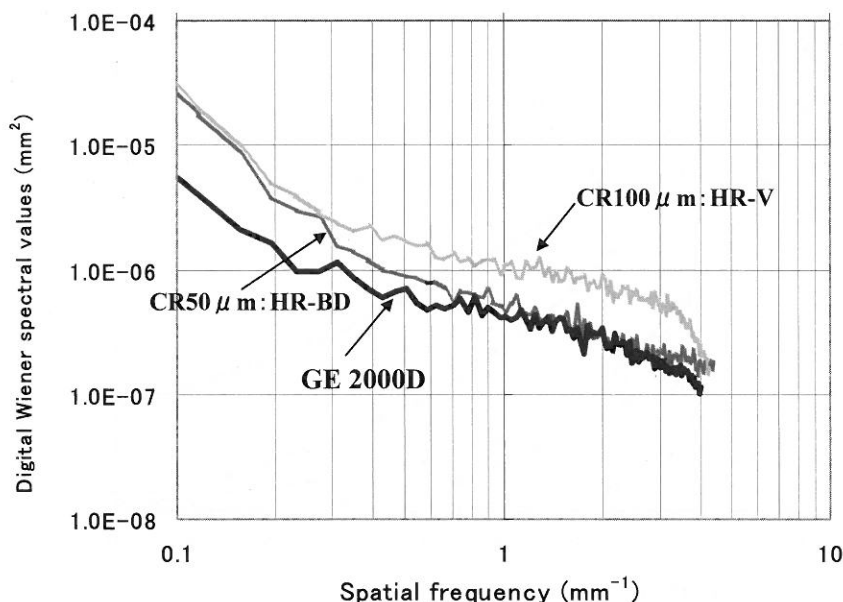
ットを用い測定した。ただし、デジタル画像の鮮鋭度は presampling MTF[®]を測定することで行った。また、粒状性をあらわす WS は、デジタルシステムとアナログシステムの測定方法が異なるため、今回は同等線量におけるデジタルシステム同士のみの WS を比較した。WS の測定に用いた撮影条件は管電圧30kV, 焦点サイズ0.3×0.3mm で Mo ターゲット, Mo フィルターを用いた。また、すべてのシステムにおいて、校正した線量計で1.25mGy になるように mAs 値を調整し、同等線量とした。

検討に用いた CR システム (富士写真フィルム, 東京) は FCR9501, IP はデジタルマンモグラフィ用開発された HR-V で、現在までに広く CR マンモグラフィに用いられている。読取間隔 (ピクセルサイズ) が100μm, 濃度分解能10ビットである (片面読取の従来タイプ)。また、新しくデジタルマンモグラフィ用開発された高解像度 CR システムは両面読取の FCR5000MA-Plus で⁹⁾¹⁰⁾, IP は HR-BD, 読取間隔 (ピクセルサイズ) は50μm, 濃度分解能10ビットである。

間接型 FPD を搭載したフルデジタルマンモグラフィ装置 (Senographe2000D:GE Medical Systems, Milwaukee, Wis.) は、ヨウ化セシウム化合物 CsI 結晶に接着された a-Si を検出器としており、ピクセルサイズが100μm である。デジタルマンモグラフィシステムと比較するために増感紙-

フィルム系として現在最も広く臨床で使用されている, Kodak 社製 Min-R2000/Min-R2000を使用した。

まず, Fig. 2 にデジタルマンモグラフィシステムおよび MinR2000 システム¹¹⁾¹²⁾の鮮鋭度をあらわす MTF を示す。測定した系では, MinR2000 の MTF (鮮鋭度) が最も高い値を示している。しかし, 間接型 FPD システムは CR システムよりピクセル寸法が大きい (2 倍) にもかかわらず著しく高い MTF (鮮鋭度) を示す。とくに低空間周波数領域での MTF (鮮鋭度) が高くなっている。これは, Fig. 1 に示すように蛍光体層の CsI が柱状結晶をしているため, 蛍光体層内での光の散乱が少なく, ボケの要因が減少したためと考えられる。Vedantham¹³⁾らは比較的早い時期の間接型 FPD マンモグラフィシステムの物理特性を測定している。報告の中で, 鮮鋭度を示す MTF は, 空間周波数 2 cycle/mm における値が0.73となっており, 今回同じ空間周波数におけるわれわれの測定値0.78と比べるとやや低い。しかしその差は小さく (0.05), その後の装置の改良を考えると, 今回のわれわれの測定値は妥当な値と考えられる。CR システムの比較では, 空間周波数2.5cycle/mm 以下では, HR-BD (50μm) の MTF (鮮鋭度) は, HR-V (100μm) 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。ピクセルサイズを半分の50μm にすることで, 鮮鋭度の大幅な改善が予測されたが, MTF 値



井手口ほか：日放線技会誌，60（3）：403，2004

Fig. 3 Wiener spectra for FPD digital mammography and CR systems obtained at same exposure conditions.

の向上はわずかであった。この原因として、50 μ mに採用されているIPの粒子径は、従来の100 μ mに比べ30-40%小さくなっているものの、蛍光体層が30%ほど厚くなっているからだと考えられる¹⁴⁾¹⁵⁾。それは、蛍光体層の深部で発光する光は、X線管焦点の幾何学的不鋭の影響を受けており、裏面から集光する信号には、表面と比較するとボケの成分も多く含まれ、予測したほどのMTFの向上はみられなかったと考えられる。

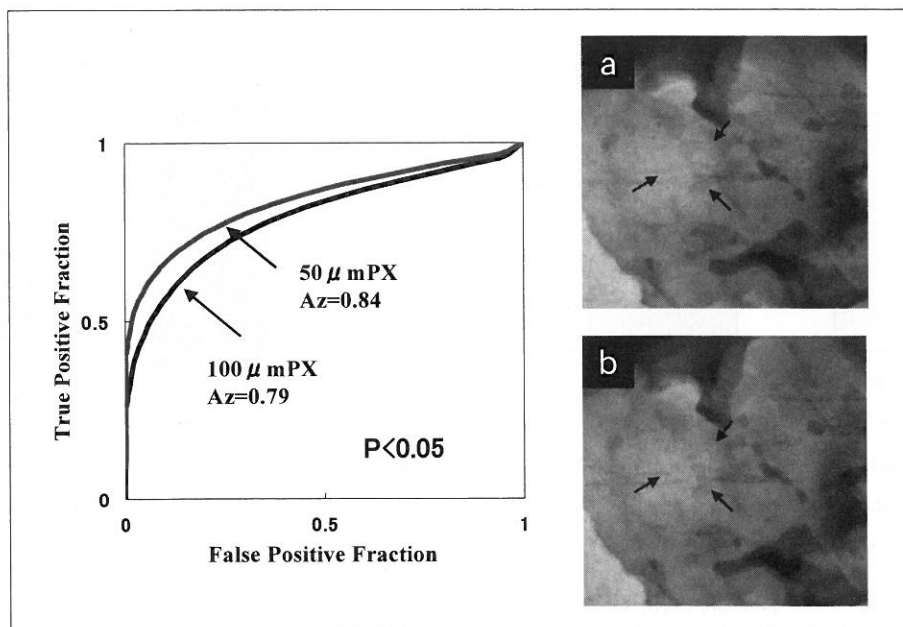
Fig. 3に同一線量（30kV：1.25mGy）におけるデジタルマンモグラフィシステムのWS（粒状性）の比較を示す。間接型FPDマンモグラフィシステムのWS（粒状性）は従来の100 μ m片面読取システムであるCR：HR-Vに比べて、明らかに優れた粒状特性を示す。その理由として、間接型FPDシステムの検出器のX線吸収効率が高いことがあげられる¹³⁾。しかし、新しく開発された50 μ m両面読取システム：HR-BDと比較すると、0.1-1 cycle/mmまでの低空間周波数領域の粒状性は優れているが、1 cycle/mm以上の空間周波数領域においては、差がみられない。従来のIPは片面にのみ蛍光体が塗布された片面読取システムで、レーザー励起側から遠い輝尽性蛍光体層の発光は、散乱体である蛍光体層を通過して表面の検出器に到達するために、X線量子ノイズの影響を受け画質が低下する問題があった。しかし、新しいIPは、その支持体

を透明にし、支持体側からも集光する（両面集光）技術が採用された。この方法により輝尽性蛍光体層の発光は、表面、裏面の検出器から効率よく検出することができ、X線量子ノイズの影響を受けにくく粒状性も向上したと考えられる¹⁵⁾。われわれが測定したWS（粒状性）の結果から、CRの50 μ m両面読取システムは、間接型FPDマンモグラフィシステムとほぼ同等の粒状特性を有しているといえる。

ファントムモデルを用いた視覚評価

1. 100 μ m片面読取CRと高解像度50 μ mの両面読取CRの検出能

従来の100 μ m片面読取CRと、新しくデジタルマンモグラフィ用に開発された高解像度50 μ mの両面読取CRの微小陰影の検出能について比較した。方法は、微小陰影の検出能を定量的に解析できる receiver operating characteristic (ROC) を用いた。ROC解析に用いる観察試料は、人体の摘出乳房に模擬した厚さ40mmの豚肉を用意し、臨床で使用している撮影条件を用いて、乳房X線撮影装置にて撮影を行った。撮影条件は28kV-80mAs、焦点サイズ0.3×0.3、ターゲットフィルター：Mo/Moで、人体と同じ条件を用いた。また、微小石灰化は乾燥骨を削って作成し、直径50 μ m-250 μ mのものを顕微鏡にて抽出し使用した。通常、乳がんにおける石



Ideguchi T et al : Radiation Medicine 60 (3) : 222, 2004

Fig. 4 Graph shows comparison of average ROC curves of six observers for detecting simulated microcalcifications with 100 μ m ($A_z=0.79$) and 50 μ m ($A_z=0.84$) CR images. Diagnostic performance is significantly improved ($P<0.05$) with the 50 μ m CR images. Close-up radiographs of simulated microcalcifications used for the evaluation of the detection task. (a) 100 μ m CR and (b) 50 μ m CR images.

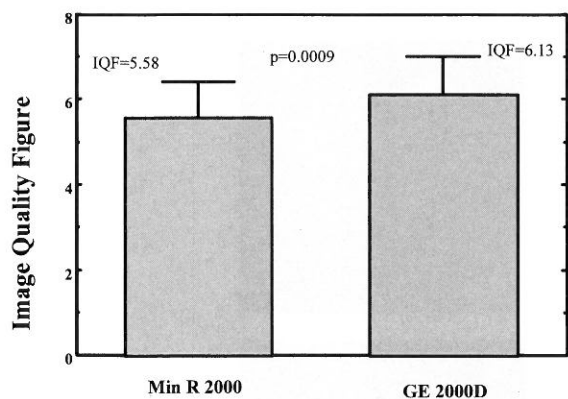
灰化はクラスター（集落）を形成することが多く¹²⁾，作成した微小石灰化約20個-25個（直径50 μ m-250 μ m）を厚紙の上に，のりで固定したもの6種類を作成した。作成した6種類の模擬微小石灰化を，模擬摘出乳房（豚肉）の上に重ねて撮影を行った。撮影されたX線写真上，実際の石灰化像に最も近い模擬微小石灰化3種類を選択し，観察試料を作成した。両CRシステムの画像読取条件（コントラスト，周波数処理）は同じ条件を使用し，背景の写真濃度（拡散濃度）は同一の1.5になるように調整し，どちらもドライイメージャでフィルム出力を行った。観察は，経験年数10年以上の放射線科医1名，および乳腺専門外科医1名，乳房撮影の経験が2年以上ある放射線技師4名の計6名で行った。

Fig. 4に100 μ mの片面読み取りCRと，50 μ mの両面読み取りCRにおける6名の観察者による平均ROC曲線を示す。平均ROC曲線下の面積 A_z は50 μ mが0.84，100 μ mが0.79を示し，微小石灰化の検出能は100 μ mCRに比べ50 μ mCRの方が有意に高いことが示された ($P<0.05$)。Fig. 4 (a), (b)には100 μ mの片面読取CR (a) と，50 μ mの両面読取CR (b) で撮影された模擬摘出乳房の拡大写真を示

す。100 μ mの片面読取CR (a) に比べ，50 μ mの両面読取CR (b) の模擬微小石灰化が，より明瞭に描出されている。CRシステム同士の比較では，微小石灰化の検出能は，われわれが測定した基礎的画像特性の結果を反映するものであった。

2. デジタルマンモグラフィシステムとアナログシステムの検出能の比較

デジタルマンモグラフィシステムとアナログシステムによる検出能の比較は，Nuclear Associates社のContrast Detail Mammography (CDMAM) ファントム画像の観察結果から求めた^{16) 17)}。観察試料を作成するために厚さ2cmのアクリル板2枚を用い，その中間部にCDMAMファントムを挟んで撮影した (47mm厚)。CDMAMファントムはマンモグラフィ用（微小陰影の検出能）に作成されたもので，信号（凸型信号）は金のディスクで作られており，直径および厚さが対数的に変化している。信号は4角に区切られた各領域の中央に1つと4隅のいずれかに1つ，計2つのディスクが配置されている。信号の直径は，0.06mm-2.00mmの16ステップ，厚さは0.03 μ m-2.00 μ mの16ステップである。



井手口ほか：日放技雑誌，60（3）：403，2004

Fig. 5 Comparison of average image quality figures for screen-film and FPD digital mammography systems.

撮影条件は，増感紙-フィルム系（MinR2000/MinR2000）で一定写真濃度（ 1.4 ± 0.05 ）を得るのに必要な入射線量（28kV, 140mAs, Mo/Mo）で行い，試料は1つの撮影条件で各3枚ずつ作成した。それぞれのシステムにおいて校正された線量計で測定し，アナログと同等線量になるように mAs 値を調整した。対象は，MinR2000システム（アナログ）&間接型 FPD システム（デジタル），MinR2000システム（アナログ）&高解像度50 μ m両面読取 CR システム（デジタル）のそれぞれで比較を行った。高解像度50 μ m両面読取 CR システムの観察資料は，ドライイメージャにてフィルム出力を行い，間接型 FPD システムの観察はワークステーション（ソフトコピー）を用いて行った。ワークステーションのマトリックスは，2K $\times$ 2Kである。画像処理は，臨床で使用している条件を用いたが，ウィンドウニングは診療に従事している者が観察前にあらかじめ調整し，主観評価によって最も観察に適していると思われる条件に合わせた。観察は乳房撮影に従事している8名の診療放射線技師が行った。各観察者の観察記録から，2つの信号を正しく検出したときの最小径を求め平均の画質指数 image quality figure (IQF)¹⁶⁾⁻¹⁸⁾を計算し，2つの画像システムの信号検出能を比較した。画質指数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，下記の式で計算される。

$$IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \cdot D_{i,min}} \quad (4-1)$$

ここで， C_i ， D_i は，それぞれディスクの厚さおよび直径， n はステップ数である。この式で計算さ

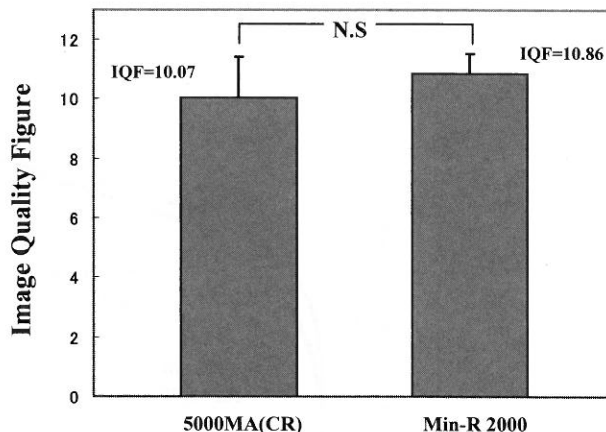


Fig. 6 Comparison of average image quality figures screen-film and 50 μ m CR mammography systems.

れる IQF は，画質がよくなると画質指数が大きくなる。

Fig. 5 に MinR2000システム（アナログ）と間接型 FPD システム（デジタル）の8名の観察者による平均画質指数の比較を示す。間接型 FPD システム（画質指数=6.13）と，アナログシステム（画質指数=5.58）間では，明らかに有意な差がみられ，間接型 FPD システムの検出能が優れていた（ $p=0.0009$ ，Paired t-test）。また Fig. 6 には MinR2000システム（アナログ）と高解像度50 μ m両面読取 CR システム（デジタル）の画質指数の比較を示す。アナログシステムの画質指数が高解像度50 μ m CR に比べわずかに高い値（高い検出能）を示したが，統計的有意差は認められなかった。ちなみに，それぞれ（Fig. 5, Fig. 6）のデータは，撮影装置や観察者，観察時期などいくつかの条件が同一でないために，アナログシステムの画質指数の値は異なっている。

今回の結果から，同一線量で撮影した時の信号検出能は，アナログシステムに対して間接型 FPD システムが最も優れていた。この結果は，これまで報告された結果¹³⁾¹⁹⁾と矛盾しない。この理由は，フルデジタルマンモグラフィー装置の量子検出効率 detective quantum efficiency (DQE)²⁰⁾が高いことによるとされている。量子検出効率は入出力特性や，解像特性，粒状特性など個々の物理特性を合わせた X 線画像の画質の総合評価法であり，最近では画質評価にこの量子検出効率が用いられることも多い。また，アナログシステムと高解像度50 μ m両面読取 CR システムの信号検出能は同等であると考えられた。

デジタルマンモグラフィーの今後

本稿では、基礎的画像特性とファントムモデルを用いた視覚評価により、デジタルマンモグラフィーシステムの評価を従来のアナログシステムと比較を行い、その結果を示しながら解説をした。

今回、われわれが測定したピクセルサイズ100 μ mの間接型FPDマンモグラフィーシステムのMTF(鮮鋭度)は、ピクセルサイズ50 μ mのCRシステムに比べて優れた特性を示した。現在臨床で使用されているデジタルシステムの多くは、間接変換方式でX線を一度光に変換してその信号をデジタル化している。したがって、光に変換する過程において、蛍光体層内で散乱が少ない場合、ピクセル間隔が大きくとも鮮鋭度(MTF)は高くなることを示した。

診断領域における画像(信号:病変)のみえやすさは、観察者(医師または技師)の「視覚力と知覚力」に左右されるといわれている。視覚力とは、単に観察者がその被写体をみることができたかどうかの判断結果で、知覚力とは、その被写体が何であるかを判別し、認識する能力である。一般に、観察者の視覚力と知覚力の両者の能力を用いて行われる評価を総称して、視覚評価という。今日では、視覚評価はデジタル画像システムの臨床的な評価において、物理評価と並んで不可欠な存在となっている。その評価法を用いて、現在臨床で使用されているデジタルシステムにおける同一線量で撮影したCDMAM(ファントム)の信号検出能(微小陰影の存在診断)は、増感紙-フィルム系に比べても同等、またはそれ以上優れていた。

以上の結果を踏まえると、現在の間接型FPDフルデジタルマンモグラフィーシステムは従来のアナログシステムに取って代われる十分な性能を持ったシステムであるといえる。一方、高解像度CRシステムのMTF(鮮鋭度)は間接型FPDデジタルマンモグラフィーシステムに劣っているものの、粒状特性を示すWSではほぼ同等の性能を示している。今回われわれが示した視覚評価の結果も踏まえて、この高解像度CRデジタルシステムも拡大デジタル乳房撮影やスポット撮影などを併用することで、アナログシステムに取って代われる可能性が十分にあるシステムと考える。間接型FPDマンモグラフィーシステムは優れたシステムではあるが、コストの面で導入をためらう施設も多く、現在では乳房X線撮影を行っている施設の約40%がCRシステムを

導入している地域もみられる²¹⁾。

しかしながら早急にデジタルマンモグラフィーシステムにすべて置き換えるのは時期尚早であり、デジタル画像特有の画像処理や画像表示システムが、長年臨床で使われてきた従来の増感紙-フィルム系とどのように違い、どのように優れているかの確認作業は今後也非常に重要なことであり、継続が必要であろう。しかし、すべての施設でアナログからデジタルのマンモグラフィーに移行する日も、そう遠い将来ではないと考える。

〈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、松本政雄、吉田彰、大喜雅文、氷室和彦の皆様にお礼を申し上げます。また、実験に御協力いただいた博愛会病院放射線科 田中勇技師長、九州医療センター放射線部の中村由美子技師に深謝致します。

〔文献〕

- 1) 岩崎信之編著:FCR (Fuji Computed Radiography) 画像処理解説書, 富士写真フィルム株式会社, 富士フィルムメディカル株式会社, 東京, 2001
- 2) Antonuk LE, Boudry J, Huang Vet al: Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays. Med Phys 19: 1455-1466, 1992
- 3) 東田善治: 日本におけるフラットパネルディテクタの現状と今後について. 医学物理 22: 210-215, 2002
- 4) 石垣武男: フラットパネルとは-デジタルイメージングの近未来. INNERVISION 15: 120-123, 2000
- 5) 岡部光行: AXIOM Artis dFC (シーメンス旭メディック). INNERVISION 18(4): 65-70, 2003
- 6) 西木雅行: 動画(直接型)システム. INNERVISION 18(4): 58-61, 2003
- 7) 池添潤平: CRによる検査・診断のポイント. INNERVISION 15(1): 2-4, 2000
- 8) Fujita H, Doi K, Giger ML: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems. Med Phys 12: 713-720, 1985
- 9) Arakawa S, Itoh W, Kohda K et al: Novel computed radiography system with improved image

- quality by detection of emission from both sides of an imaging plate. SPIE 3659 : 572-581, 1999
- 10) Arakawa S, Yasuda H, Kohda K et al : Improvement of image quality in CR mammography by detection of emission from dual sides of an imaging plate. SPIE 3977 : 590-600, 2000
 - 11) 吉田彰, 朝原正喜, 岡田弘治ほか : 最近の感材の特性と評価検討. 日放線技会誌 58 : 251-257, 2002
 - 12) 東田善治, 朝原正喜, 鈴木隆二ほか : 乳癌検診における画像検出器の特性. 日放線技会誌 56(11) : 1298-1305, 2000
 - 13) Vedantham S, Karellas A, Sankararaman S et al : Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat panel detector: Physical characteristics of a clinical prototype. Med Phys 27 : 558-567, 2000
 - 14) Arakawa S, Yasuda H, Kohda K, et al : Improvement of Image Quality in CR Mammography by Detection of Emission from Dual Sides of an Imaging Plate. Proceedings of SPIE, Volume 3977 : 590-600, 2000
 - 15) 高橋健治 : IP (イメージングプレート). 富士フィルムメディカルレビュー No. 11 : 22-40, 2000
 - 16) Geleijns J, Kool LJS, Zoetelief J et al : Image quality and dosimetric aspects of chest X ray examinations: measurements with various types of phantoms. Radiation Protection Dosimetry 49 : 83-88, 1993
 - 17) Bijkerk KR, Thijssen MAO, Arnoldussen Th JM : Manual CDMAM-phantom type3. 4. University medical center Nijmegen, St. Radboud, 2001
 - 18) 豊永真紀子, 東田善治, 福居重和ほか : 新しいCRマンモグラフィシステムと増感紙-フィルム系の低コントラスト検出能の比較. 日乳癌検診学会誌 12 : 209-216, 2003
 - 19) 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 225 : 801-807, 2002
 - 20) 岡部哲夫, 瓜谷富三編集 : 医用放射線科学講座14 医用画像工学. 東京, 医歯薬出版, p. 34-36, 1999
 - 21) 田中勇, 東田善治, 畑田俊和ほか : 平成12年度福岡県内の乳房撮影の実態調査. 福岡県放射線技師会学術奨励研究助成金研究報告, 2003

The Current State of Digital Mammography

Tadamitsu Ideguchi, Shizunari Yamamoto, Yoshiharu Higashida*,
Akiko Naruzaki, Toru Muranaka and Motonari Saku

Abstract In the last several years most diagnostic imaging systems which were screen-film systems have been replaced with digital systems. However, mammography has not advanced as much toward digitization. The most important factor against digitization of mammography is detectability of micro-calcifications, which are essential in diagnosing breast cancer. Digital images have low spatial resolution relative to screen-film for the limited pixel sizes.

Recently, with the aim of improving this situation, high resolution CR systems with a pixel size of 50 μ m (half the pixel size of conventional CR systems) and full field digital mammography systems with a flat-panel-detector (FPD) pixel size of 100 μ m have been developed and made commercially available.

In this report, we describe the current state of digital imaging system development for mammography. The purpose of this report is to survey the future of digital mammography from comparisons of the results of the physical imaging properties and contrast-detail characteristics between digital mammography (FPD and high resolution CR) and screen-film (Min-R2000/Min-R2000) systems.