

デジタルマンモグラフィの物理評価

松本 政雄

大阪大学大学院医学系研究科 保健学専攻 〒565-0871 吹田市山田丘 1-7
(2006年2月28日受理)

Evaluation of Physical Imaging Properties of Digital Mammography

Masao MATSUMOTO

Division of Health Science, Graduate School of Medicine, Osaka University
1-7 Yamadaoka, Suita city, Osaka 565-0871, Japan
(Received on February 28, 2006)

Abstract : Evaluation standard of phantom images in mammography guideline (second edition) published on March, 2004 including film outcome of digital images was indicated and evaluation of physical imaging properties (digital characteristic curve, modulation transfer function, noise power (Wiener) spectrum, detective quantum efficiency, detectability of CDMAM phantom) of digital mammography was explained.

Key words : Physical imaging property, Digital mammography

1. はじめに

平成12年に厚生省通達によりマモグラフィの検診への導入が決まり、その精度管理に関してマモグラフィ検診精度管理中央委員会により平成16年3月にデジタル画像のフィルム表示を含んだマモグラフィガイドライン第2版が発行された。まず、このガイドライン中の物理評価部分のファントム画像評価基準 [1] を示し、さらに、現在、われわれが行っているデジタルマモグラフィの物理評価について解説する。

2. マモグラフィガイドライン第2版のファントム画像評価 [1]

マンモグラムは撮影装置が仕様基準に達していても、受光システム・現像処理、撮影技術などによって画質が異なるものである。一定以上の画質を確保するためには、画質基準を明確にし、各施設において検証すると同時にこれを公に認証することも重要である。

以下は、マンモグラフィの画像評価基準である。マンモグラフィはスクリーン・フィルムシステムの他、日本ではデジタルシステムが多く採用されており、両システムの固有の特性もあるが、評価は可及的に共通の機器と項目を採用している。

2.1 ファントム画像評価 (視覚評価とデジタル評価)

評価に使用するファントムは乳房組織模擬試料内蔵ファントム (以下 ACR 推奨ファントムと略す) と、これに10段からなるステップファントムを加え、以下のように撮影し、評価する。Fig.1 にそのファントム撮影の配置と模式図を示す。

2.1.1 ファントムとその撮影法

ステップファントムはベース材SZ-50 (ウレタン樹脂) $\rho=1.061\text{g/cm}^3$ で、これにリン酸カルシウム $\rho=0.0243\text{g/cm}^3$ * (N-1) を添加して、 $15\times 30\times 15\text{mm}$ 大の直方体を10段としたものに、各段 $200\mu\text{m}$ の模擬石灰化と 0.5mm 厚の模擬

腫瘍を貼り付けたものである (Fig.1)。(日本医学放射線学会推奨 京都科学製マンモステップファントム AGH-D 210型, 京都, 日本)

ACR 推奨ファントムとステップファントムを Fig.1 のように配置する。

(1) スクリーン・フィルムシステム

ACR 推奨ファントムの中心濃度 1.5 ± 0.15 となる条件で撮影する。

(2) デジタルシステム

階調カーブの形状および周波数処理の設定は臨床と同一条件で撮影し、撮影条件を明記した上で ACR 推奨ファントムの中心濃度 1.5 ± 0.1 の濃度となるよう、ハードコピーを作成する。

2.1.2 視覚評価

(1) スクリーン・フィルムシステム

ACR 推奨ファントム画像の評価方法は「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」(乳房撮影精度管理マニュアル (改訂版) [2], 日本放射線技術学会叢書, 1997年) による (Table 1)。

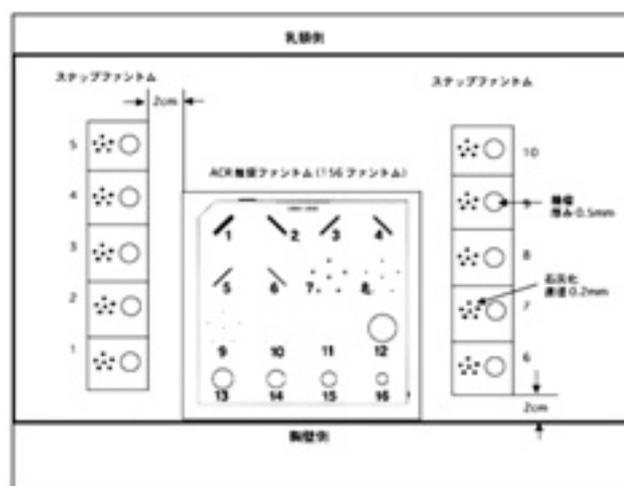


Fig.1 ACR推奨ファントムとステップファントムの配置と模式図

Table 1 ACR 推奨ファントム画像の評価方法 [1, 2]

対象	所見	評価(点)
模擬線維	全長が識別可能	1
	半分が識別可能	0.5
	識別できない	0
模擬石灰化	微細石灰化群 6 個のうち 4 個以上識別可能	1
	2~3 個が識別可能	0.5
	1 個のみ識別可能あるいは全く識別不能	0
模擬腫瘤	全円が識別可能	1
	辺縁が不明瞭で円として識別できない	0.5
	識別できない	0

ディスクと乳腺濃度の差：0.4 以上

合格基準としては、4 番目までの線維構造 (0.75mm, 4 点)、3 群までの模擬石灰化 (0.32mm, 3 点) および 3 番目までの模擬腫瘤 (0.75mm, 3 点) が検出でき、合計点 10 点以上、かつ、ファントム上に置いたディスクと周辺の濃度差 ΔD が 0.4 以上である。ディスクと周辺の濃度差 ΔD の測定方法は、精度管理マニュアルに準ずる。

ステップファントムは、10 段が識別可能、かつ順次濃度が上昇 (下降) し、石灰化が 4 段以上、腫瘤が 5 段以上観察されることが要求される。

しかし、目視評価は観察者による変動が大きいという欠点があり、これを補うものとして、デジタル評価があり、より客観的に評価可能である。

(2) デジタルシステム

評価方法はスクリーン・フィルムシステムと同様である。

ACR 推奨ファントムの評価は前述のようにディスクと周辺の濃度差 ΔD が 0.4 以上で、模擬線維 5 点、石灰化 4 点、腫瘤 4 点以上を獲得する合計 13 点とする。

ステップファントムは、10 段とも認識可能であり、かつ、模擬石灰化が 4 段以上、腫瘤が 5 段以上観察されることが要求される。

2.1.3 デジタル評価

(1) スクリーン・フィルムシステム

ファントム画像を適切なデジタルタイザ (例：VXR-12 (Vidar Systems Co.) または同等以上) により空間分解能 300 dpi (0.085mm 相当) 以上、密度分解能 8 bits/pixel 以上でデジタルタイズし、ファントム内の模擬物質とベースの信号および標準偏差を計測し、信号対雑音比を算出する。

標準画像に対する各施設のファントム画像の信号対雑音比を画質の到達度とした場合、到達度 0.8 以上が合格である。これは、101 施設のファントム画像評価の検討によって決まったものである。

(2) デジタルシステム

ハードコピーされたファントム画像を、高性能なレーザーデジタルタイザ (例：LD-5500, コニカミノルタ製) を用いて、サンプリング間隔 0.1 mm、濃度分解能 12 bits、(濃度レンジ 0.0~4.0 が望ましい) の条件でデジタル化する。このデジタル画像に対して、ファントム画像内のアクリル円板部の中心領域とその周辺の背景領域の平均デジタル値を計測し、信号対雑音比 (S/N 比) を求め、これにより各施設の到達度を評価する。

また、粒状性、書き込みムラ、ステップファントムの濃度プロファイルについても評価する。

3. デジタルマモグラフィの物理評価

3.1 照射線量 (空気カーマ値) の測定 [3, 4]

(1) 照射線量 (空気カーマ値) の測定には、読み値の精度

(校正係数 2) [5] が 5% 以下の校正された線量計を使用する。

(2) X 線の線質は IEC61267 [6] で定義された標準線質 RQA-M2 (Mo/Mo, 約 28kV) を用いる。

(3) 照射野内の照射線量のバラツキ (均一性) を確認しておく。

(4) 照射線量のレベルは、メーカーが推奨する臨床で実際に使用する照射線量レベルを基準レベルとして、その基準レベルの 2 倍と 1/2 倍の照射線量レベルを加えて、3 点の測定を行う。このとき、システムの設定条件は変えない。

(5) これらの測定は、中断せずに、連続して行う。照射線量のレベルの変更は管電流が照射時間あるいは両方を変更して行う。照射時間と照射線量のレベルの変更はデジタル X 線検出器の臨床応用の条件と同じにする。

(6) 他の臨床条件についても (4) と同様な測定を行う。

3.2 デジタル特性曲線の測定と計算 [3, 4, 7, 8]

(1) 測定の前に、デジタル検出器のキャリブレーション (オフセット補正とゲイン補正) が行われていることを確認しておく。

(2) デジタル特性曲線を測定するためには、一様曝射を行う。照射線量の測定も同時に行う。照射線量レベルは基準レベルの 0 倍から 2.4 倍まで行う。0 倍のレベルは X 線画像と同じ照射条件で実現できる dark 画像から決定し、基準レベルの 1/5 以下にする。

(3) 照射野中心付近の 100 ピクセル \times 100 ピクセルの領域の平均ピクセル値を計算して特性曲線を作成する。

Fig.2 に測定したデジタル特性曲線の例 [9] (GE2000D (Mo/Mo, 30 kV, 4~280 mAs)) を示す。

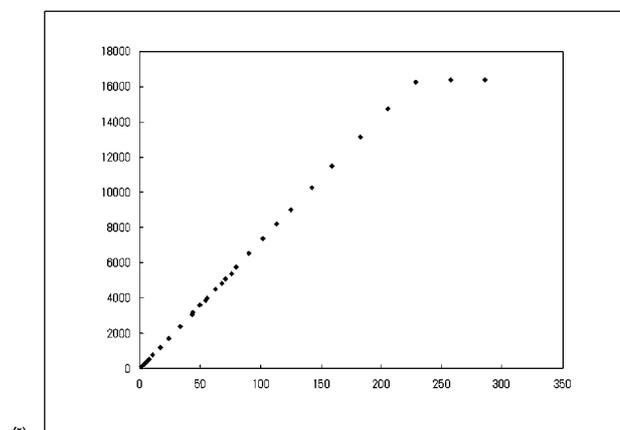


Fig.2 GE 2000 D (Mo/Mo, 30 kV, 4~280 mAs) のデジタル特性曲線 [9]

3.3 MTF (u, v) の測定と計算 [3, 4, 7, 9-14]

高精度に MTF を測定する方法にはスリット法 [7, 9, 10] とエッジ法 [3, 4, 7, 11-14] があるが、ここでは、エッジ法について解説する。

3.3.1 エッジ法で使用するテスト用被写体 [4]

(1) エッジ法で MTF を測定する時に Fig.3 の網掛け部で示す厚さ 0.8mm 以上、長さ 120mm、幅 60mm 以上のタングステン (W) 板をエッジ用のテスト用被写体 (MTF 測定用デバイス) として使用する。

(2) W 板は、エッジ用のテスト用被写体として使用する。120mm のエッジの端面は直角で真直ぐに磨かれている必要があり、エッジをノンスクリーンで X 線撮影した場合、エッジ像のリプルは 5 μ m 以下にする。

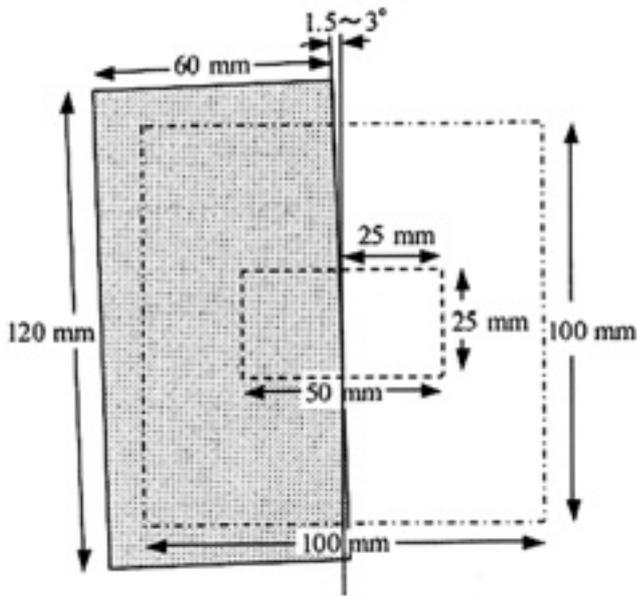


Fig.3 エッジ法による MTF 測定に用いるテスト用被写体 [4]

(3) エッジはわずか(1.5~3.0°)に傾ける. この配置は、水平方向の MTF を測定する時の配置である.

(4) これらを検出器表面に密着して設定し、外側の一点鎖線で示す照射野(100mm×100mm)で照射して、MTF の計算には、内側の点線で示す ROI (25mm×50mm) 内のデータを使用する.

3.3.2 エッジ法による MTF (u, v) の測定と計算 [3, 4, 12-14]

エッジ法で MTF (u, v) を測定するために、3.3.1 に示したテスト用被写体 (MTF 測定用デバイス) などを検出器の表面に密着し、長さ 120mm のエッジの中心をディテクタの胸壁端から 50mm の線上の中心点に一致させ、エッジ角度を $\theta = 1.5^\circ$ から $\theta = 3^\circ$ 以内で傾けて、3.1 の照射条件に従ってエッジ像を撮影する. この撮影を水平方向と垂直方向の 2 方向について行う.

合成ESF (Edge Spread Function) はエッジ像の2次元デジタルデータから推定したエッジ角度 θ の方向に沿って 1 次元のサブピクセルの配列 [大きさ: $N = (1/\tan\theta)$ の値に最も近い整数] に再投影することで得られる (Fig.4). エッジはピクセルの配列に対して斜めに置かれているので、エッジと重なる個々の列はエッジの位置に対して相対的にずれている. そのため、位相を移動させた多くの列の平均はエイリアシングのない合成 ESF を取得するのに利用できる. すなわち、撮影したエッジ像のデジタルデータを再投影して、任意のサブサンプリングピッチ $x_n = n (\Delta x/N)$ [Δx : ピクセルサイズ] で再サンプリングを行い、合成 ESF (x_n) を作成し、これをカーネル [-1, 0, 1] あるいは [-0.5, 0, 0.5] を使用し微分して合成 LSF を求め、スムージング補正 [11] を行った後、フーリエ変換して MTF (u, v) を求める [3, 4, 7, 11-14]. ノイズを減らすためには、合成 ESF (x_n) を何本も作成し、平均化してから合成 LSF を求めるとよい.

Fig.5 と Fig.6 に各種タイプの乳房用 X 線装置の MTF の比較 [9, 15] を示す. Fig.5 はイメージングプレート (IP) を使った Fuji の片面 (HR-V) 及び両面 (HR-BD) 集光式のコンピュータドラジオグラフィ (CR) システム, CsI:TI の蛍光体を使用した間接型フラットパネルディテクタ (FPD) システム GE 2000 D (Mo/Mo) とスクリーン・フィルム (S-F) システム Kodak Min R 2000 の MTF の比較 [9]

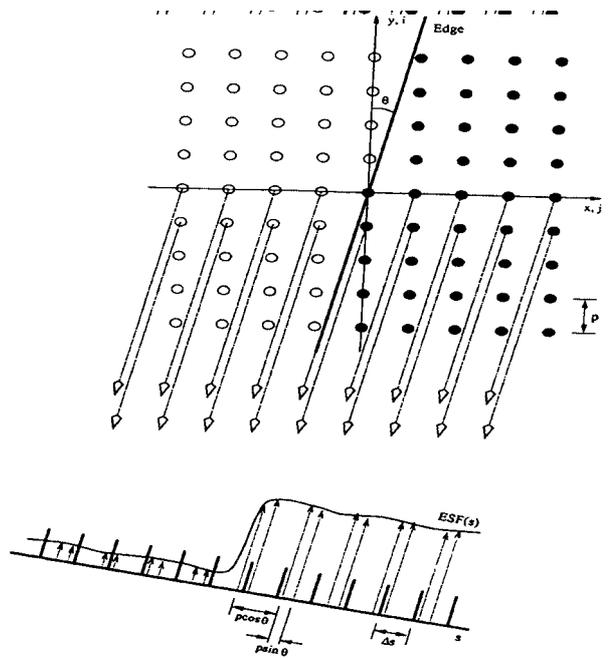


Fig.4 2次元エッジ像のエッジ角度 θ の方向に沿っての 1次元サブピクセル配列への再投影 [12]

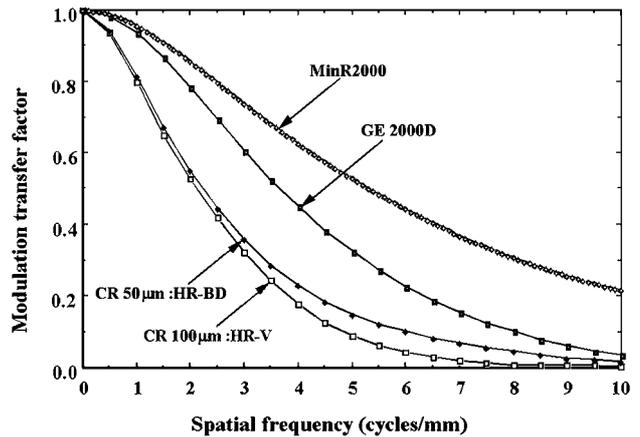


Fig.5 Fuji CR:HR-V, CR:HR-BD, GE 2000 D と Kodak MinR 2000 の MTF の比較 [9]

である.

Fig.6 の左図はスクリーン・フィルムシステムの MTF で、FS が焦点と幾何学的拡大による MTF, S-F がスクリーン・フィルムの MTF, Total がスクリーン・フィルムシステム全体の MTF を示している. また、右図の Type 2 は IP を使った両面集光式の CR システムの MTF, Type 3 は CsI:TI の蛍光体を使用した間接型 FPD システムの MTF, Type 4 は CsI:TI の蛍光体と一次元配列の CCD を光ファイバーで直結したラインスキャンシステムの MTF, Type 5 はアモルファスセレン (a-Se) を使用した直接型 FPD システムの MTF の比較 [15] である.

3.4 ノイズパワー (ウィナー) スペクトル $W_{out}(u, v)$ の測定と計算 [3, 4, 7, 9, 14-17]

3.2 のデジタル特性曲線の測定で、測定したデータの内、照射野の中心付近の 50mm×50mm の領域内で少なくとも 400 万個の独立した画素データを使用して、128 ピクセルずつずらしながら、256×256 のマトリックスサイズで ROI をとって行く. このデータを、デジタル特性曲線を使って照射線量データに変換し、トレンド処理を行った後、2次元フーリエ変換して、2次元のノイズパワー (ウィナー)

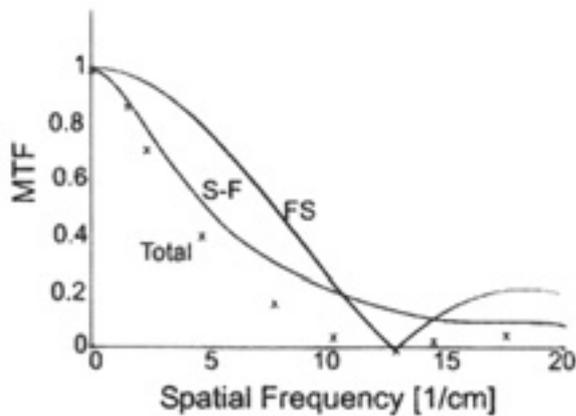


Figure MTF describes how well an imaging system conveys the modulation or contrast from the input to the output. MTF of a mammographic screen-film system (S-F) and MTF caused by the local spot and geometric magnification (FS) are shown. Overall MTF including both effects (Total) is indicated by the x's.

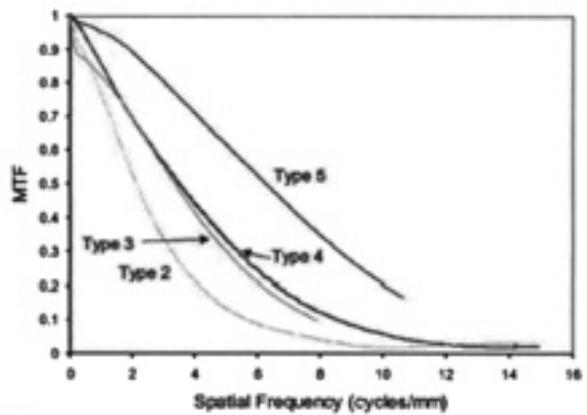


Figure Presampled MTFs for various types of currently available digital mammography detectors (see Fig 1).

Fig.6 各種タイプの乳房用X線装置のMTFの比較 [15]

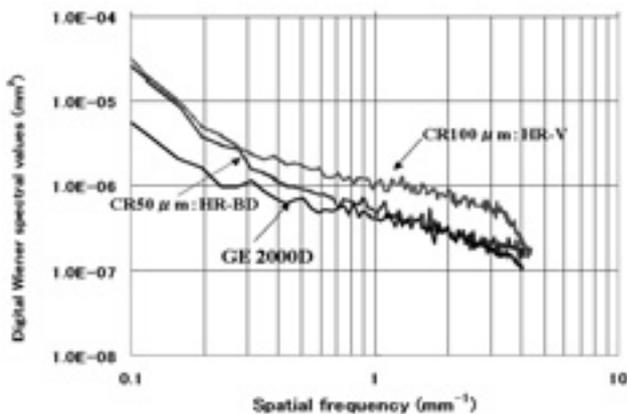


Fig.7 各種デジタルマンモグラフィシステムのウィナースペクトルの比較 [9]

スペクトル $W_{out}(u, v)$ を求めると、平均値の10%の標準偏差内で求められる。(1600万個の独立した画素データを使用すると、平均値の5%の標準偏差内で求められる。) 1次元ノイズパワー (ウィナー) スペクトル $W_{out}(u)$ を求めるには、求めた2次元ノイズパワー (ウィナー) スペクトル $W_{out}(u, v)$ の座標軸付近の値を使用し、座標軸上を除く、上下7ピクセルずつ14ピクセルの値を平均し、この値を(0.01/ピクセルピッチ)の周波数間隔で各周波数ごとに求め、1次元ノイズパワー (ウィナー) スペクトル $W_{out}(u)$ とする。

Fig.7に各種デジタルマンモグラフィシステムの1次元ノイズパワー (ウィナー) スペクトルの比較 [9]を示す。

3.5 DQE (u, v) の計算 [3, 4, 7, 18]

3.4で求めた2次元のノイズパワー (ウィナー) スペクトル $W_{out}(u, v)$ と3.3で求めた $MTF(u, v)$ と0空間周波数での検出器のゲイン G (すでに有効露光量変換を行っているので、 $G=1$ とすればよい) から $DQE(u, v)$ は次式から求まる。

$$DQE(u, v) = G^2 MTF^2(u, v) W_{in}(u, v) / W_{out}(u, v)$$

ここで、

$$W_{in}(u, v) = Q = K_a \cdot \int (\Phi(E) / K_a) dE = K_a \cdot SNR_m^2$$

で、 Q は単位面積 (1/mm²) 当りの入射光子数で、X線スペクトル $\Phi(E)$ [1/(mm² · keV)] と空気カーマレベル K_a [μGy]

に依存する。 SNR_m [1/(mm² · μGy)] [19]は空気カーマ当りの入射のSN比である。このSN比の2乗は入射の入射光子数に等しいので、Fig.8に示すような入射光子の光子数スペクトルを測定して求めることができる [20]。Fig.9にGE Senographe DS (28 kV) の各ターゲット/フィルタのDQEの比較を示す。また、Fig.10に乳房用X線装置のS-Fシステムと直接型FPDのDQEの比較 [15]を示す。

3.6 検出能の評価 [9]

CDMAM (Contrast Detail MAMmography: Nuclear Associates社製) ファントムをデジタル画像による検出能を比較するために使用する。観察試料を作成するために厚さ2cmの亚克力板2枚を用いて、その中間部にCDMAMファントムを挟んで、1つの撮影条件 (Mo/Mo, 30 kV, D = 1.4 ± 0.05)

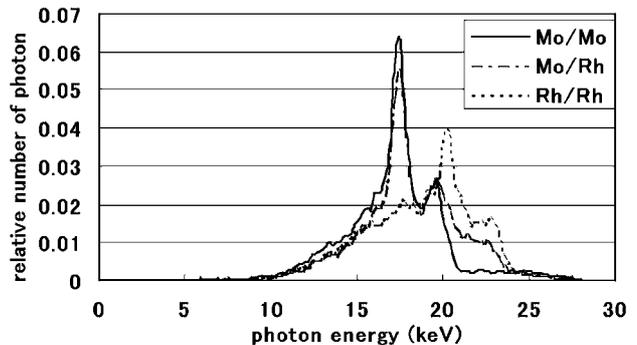


Fig.8 GE Senographe DS(28 kV)の各ターゲット/フィルタでの光子数スペクトルの比較

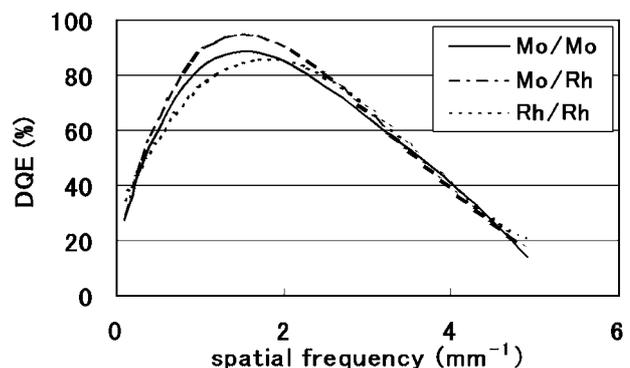


Fig.9 GE Senographe DS(28 kV)の各ターゲット/フィルタでのDQEの比較

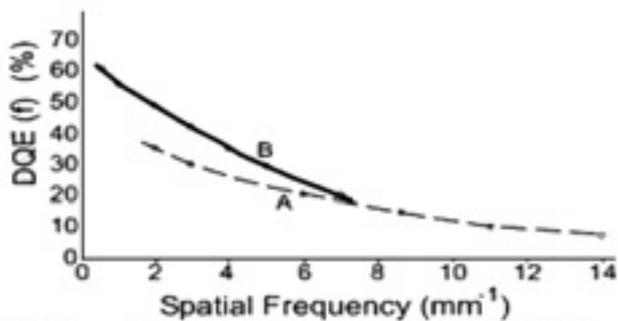


Figure DQE versus spatial frequency for a modern mammographic screen-film image receptor (curve A) and a digital mammography detector (type 5) (curve B)

Fig.10 乳房用 X 線装置の S-F システム (curve A) と直接型 FPD (curve B) の DQE の比較 [15]

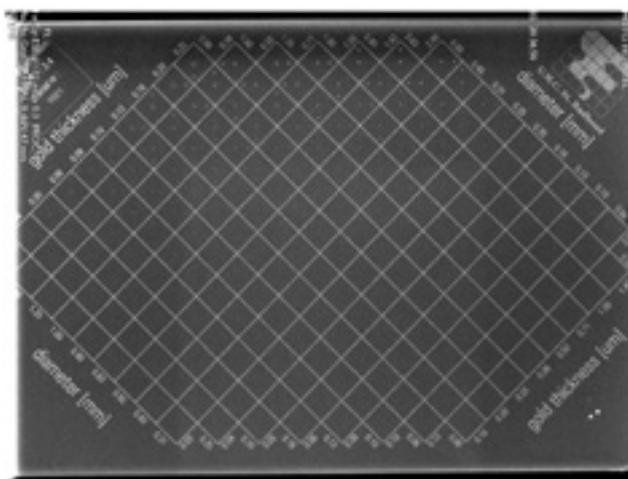


Fig.11 CDMAM ファントム [9]

で各 3 枚ずつ撮影する。撮影した X 線画像の例 [9] を Fig.11 に示す。

この CDMAM ファントムはマンモグラフィ用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、直径及び厚さが対数的に変化している。信号は四角に区切られた各領域の中央に 1 つと四隅のいずれかに 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。

CDMAM ファントム画像の視覚評価は何人かの観察者がそれぞれ各試料について 1 回の観察をワークステーション (2000 \times 2000, ウィンドウ幅: 約 500, ウィンドウレベ

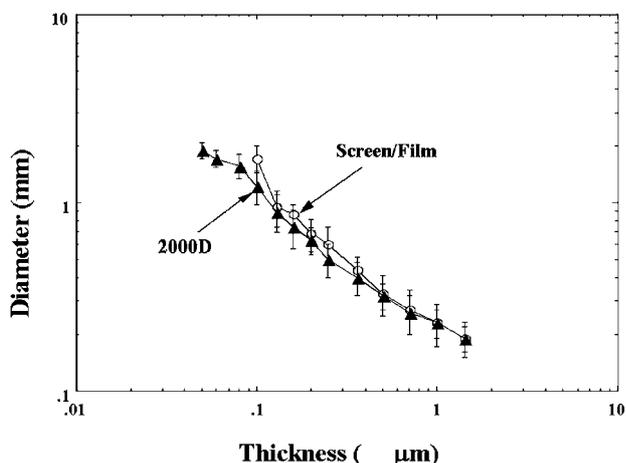


Fig.12 GE 2000D (Mo/Mo, 30 kV) と Min R 2000 の C-D 曲線の比較 [9]

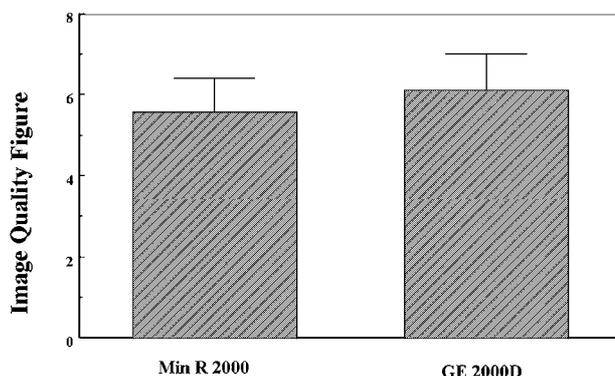


Fig.13 GE 2000D (Mo/Mo, 30 kV) と Min R 2000 の IQF の比較 [9]

ル: 約 2800, 拡大率 1.38 倍) で行い, CDMAM ファントム画像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) を選択する。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 C-D (Contrast-Detail) 曲線を計算する。Fig.12 に計算した GE 2000 D (Mo/Mo, 30 kV) とスクリーン・フィルムシステムの C-D 曲線の比較 [9] を示す。また、C-D 曲線から IQF (Image Quality Figure: 画質指数) を計算し、2 つの画像システムの信号検出能を比較する。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、次の式で計算できる。

$$IQF = n / \sum_i C_i D_{i, \min}$$

ここで、 $C_i D_{i, \min}$ は、それぞれディスクの厚さ及び最小識別径、 n はステップ数である。この式で計算された IQF は画質が良くなると大きくなる。Fig.13 に GE 2000 D (Mo/Mo, 30 kV) と Min R 2000 の IQF の比較 [9] を示す。

4. まとめ

この解説では、平成 16 年 3 月に発行されたデジタル画像のフィルム表示を含んだマンモグラフィガイドライン第 2 版のファントム画像評価基準を示し、さらに、現在、われわれが行っているデジタルマンモグラフィの物理評価 (デジタル特性曲線, MTF, ノイズパワー (ウィナー) スペクトル, DQE, CDMAM ファントムの検出能) について解説した。

【参考文献】

- [1] (社)日本医学放射線学会/(社)日本放射線技術学会 マンモグラフィガイドライン委員会/乳房撮影委員会 編集: マンモグラフィガイドライン第 2 版. 医学書院 pp. 59-60 (2004).
- [2] (社)日本放射線技術学会 放射線撮影分科会: 乳房撮影精度管理マニュアル(改訂版) (社)日本放射線技術学会叢書 (1997)
- [3] IEC 62220-1: Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, ed. 1, 2003.
- [4] 加野重紀子: 資料・文献紹介: デジタルマンモグラフィの画質評価—標準化の動向—. 画像通信 Vol. 29 No.1, pp. 55-59, 2006.
- [5] Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. ISO 1993.
- [6] IEC61267 Ed. 2. 0, Medical diagnostic x-ray equipment-

- Radiation conditions for use in the determination of characteristics, 2005.
- [7] 杜下淳次, 藤田広志, 小寺吉衛, 加野亜紀子: リフレクシャークラス: デジタル画像の画質評価. 画像通信 Vol. 24 No. 2, pp. 8-22, 2001.
- [8] 東田善治: デジタル特性曲線の実践的測定法. INNERVISION Vol. 18 No. 10, pp. 79-83, 2003.
- [9] 井手口忠光, 東田善治, 氷室和彦, 大喜雅文, 吉田 彰, 他7名: 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モグラフィシステム: 基礎的画像特性と信号検出. 日本放射線技術学会雑誌 Vol.60 No.3, pp. 399-405, 2004.
- [10] 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 Vol.18 No. 11, 68-75, 2003.
- [11] I. A. Cunningham and A. Fenster: A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. Med. Phys. 14, pp. 533-537, 1987.
- [12] E. Samei, M. J. Flynn and D. A. Reimann : A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. Med. Phys. 25(1), pp. 102-113, 1998.
- [13] 松本政雄: 表計算ソフト Excel を用いたエッジ法によるプリサンプリングMTFの実践的測定法. INNERVISION Vol. 19 No. 1, pp. 37-43, 2004.
- [14] 林田真昌: キヤノンフラットパネルディテクターの画像特性. 医用画像情報学会雑誌 Vol.21 No.2, pp.182-186, 2004.
- [15] E. Samei and M. J. Flynn: 2003 Syllabus Advances in Digital Radiography Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics. RSNA'03, 2003.
- [16] 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 Vol. 18 No. 12, pp. 40-46, 2003.
- [17] J. Beutel, H. L. Kundel and R. L. Van Metter: Handbook of medical imaging. Vol.1; Physics and Psychophysics. SPIE 2000.
- [18] 加野亜紀子: 文献紹介: 「DQEに関する文献」. 画像通信 Vol. 25 No. 1, pp. 43-45, 2001.
- [19] SPEVAL software package version of Jan. 1995 (H. Kramer of PTB)
- [20] M. Matsumoto, T. Yamazaki, M. Nokita, S. Hayashida, A. Yoshida, T. Ideguchi, K. Himuro, M. Ohki, S. Kumazawa and Y. Higashida: Physical Imaging Properties and Low-contrast Performance of a Newly Developed Flat-panel Digital Radiographic System. 日本放射線技術学会雑誌 Vol. 61 No. 12, pp. 1656-1665, 2005.