

原著

Digital-Mammography のモニタ診断における階調反転処理の有用性 — 特に微細信号検出能の向上について —

井手口 忠光¹⁾・古田 祐己²⁾・竹尾 晃一²⁾・山本 静成²⁾

純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科¹⁾

国立病院機構 熊本医療センター 放射線部²⁾

The Usefulness of the Invert Gray Scale in Digital-Mammography with 5MP Monochrome Monitor — Improvement in subtle signal detectability —

Tadamitsu IDEGUCHI¹⁾, Yuhki FURUTA²⁾, Kouichi TAKEO²⁾, Shizunari YAMAMOTO²⁾

Department of Radiological Science, Bachelor of Health Science,
JUNSHIN GAKUEN UNIVERSITY¹⁾

Department of Radiology, National Kumamoto Medical Center²⁾

要旨: デジタルマンモグラフィーのモニタ診断における微細信号検出能向上を目的とした、白黒反転（階調反転）画像の有用性を検証した。代表的なデジタルマンモシステムである、CR および直接型 FPD システムを用いて、CDMAM ファントムにより観察試料を作成し階調反転画像を併用した視覚評価実験を行った。観察は従来画像のみと従来画像に反転画像を併用した方法とで比較した。その結果、両デジタルマンモシステムにおいて階調反転画像を併用した観察法により、信号検出能は有意に向上した。特にノイズの影響を受けやすい低コントラストの信号においてその効果が大きかった。

また輝度計による観察試料の明度差測定においても、階調反転画像の方が従来画像に比べて大きな値を示し、階調反転の有用性を証明できた。本研究の結果をうけ、デジタルマンモグラフィーのモニタ診断において、読影者による階調反転処理の併用により画像観察することで、有意に微細信号検出能が向上することが明らかとなった。乳がん早期発見に貢献できる新しい観察手法を提案する。

キーワード: デジタルマンモグラフィー, CDMAM, 液晶モニタ, 階調反転, 検出能

Abstract: The aim of this study is to examine the usefulness of invert gray-scale images for improvement in subtle signal detectability in digital mammography using 5MP monochrome monitors. Visual evaluations were performed using images obtained with the CDMAM phantom using such digital mammography systems as CR and direct type FPD systems.

Observer performance studies were performed in two methods: One with gray-scale images alone and another with gray-scale images and invert gray-scale images. The result shows observers' ability to detect subtle signals obtained using the new observing method mentioned above improved significantly ($p < 0.01$) in both CR and the direct type FPD systems. Particularly, in the signal of low contrast which is subject to be influenced by a display noise, the detectability improved. Brightness difference of digital images obtained with the CDMAM phantom were performed using a luminance meter. The direction of the invert gray-scale images showed larger value compared with the direction obtained with the gray-scale image, thus proving the usefulness of the invert gray-scale images. In accordance with the results of this research, invert gray-scale images in monitor diagnosis of digital mammography were used and the result shows a significant improvement in detectability to the subtle signals. We propose a new observation technique that has clearly shown during tests to be very useful in the early detection of breast cancer.

Keyword: Digital-Mammography, CDMAM, liquid crystal display (LCD), Invert grayscale, Detectability

1. 諸言

乳がん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、その理由は乳がんの診断においてもっとも重要な所見である、微小石灰化巣の検出能が高いことにある¹⁾⁻⁵⁾。近年、医用画像のほとんどがデジタル化される中、マンモグラフィーのみは従来のフィルム（アナログ）システムを長年使用する施設が数多く存在した。その理由は微小石灰化の大きさは小さいものではおよそ $50-90\mu\text{m}$ だと言われており、当初の乳房 X 線撮影用デジタルシステムのピクセル間隔は $100\mu\text{m}$ であったため、その描出が困難と考えられていたからである⁶⁾。

しかし近年、ピクセル間隔が $100\mu\text{m}$ 未満の高解像度のマンモ用デジタルシステム CR (computed radiography) や FPD (Flat Panel Detector) 方式のフルデジタルマンモグラフィーシステムの開発に伴い、微小信号検出能向上など、その有用性を示す多くの研究結果が発表され⁷⁾⁻¹⁷⁾、現在では乳房 X 線撮影を行っているほとんどの臨床施設でデジタルシステムを導入するに至っている。

さらに、病院システムの医用画像におけるデジタル化やフィルムレス化に伴い、モニタ診断に移行する施設が多く、特にここ数年は液晶モニタの進歩と高解像度化に伴い、マンモグラフィーにおいてもモニタを用いた診断が主流となってきた¹⁸⁾⁻²⁰⁾。

モニタ診断はコントラストを観察者の主観で自由に設定できることで、信号検出能が高くなることが報告されている¹⁴⁾。また、人間の目は画像の明るい領域よりも暗い領域において相対的に高い感度を示す特性を持つことは以前より知られており²¹⁾、信号（微小石灰化病巣）は白より黒の方が信号検出能が高くなることも考えられる。モニタ診断では、簡便に画像の階調反転を行うことができ、信号の白黒を反転させて読影できる。大内は成書において、あくまでも読影者の好みと加筆しているものの、マンモグラフィーのモニタ診断では白黒反転機能を用いて石灰化を黒い点として描出することで、石灰化がさらに拾いやすくなる、と述べている²²⁾。

以上のような背景の下、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複数の最新デジタルマンモシステムを

用いて同時期に、同手法にてその特性を明らかにすることは非常に重要である。

本研究では特にモニタ診断における画像の白黒（階調）反転に着目し、微細構造を有するファントムモデルを用いてその有用性を詳細に検証し、微小石灰化の検出能向上をめざし、乳がん早期発見に貢献することを目的としている。

2. 実験方法および使用機器

2-1 CR システムと乳房 X 線撮影装置

実験に用いた CR 読取装置は両面集光の FCR PROTECT CS で、イメージングプレート (Imaging-Plate : IP) は $20.0\text{cm} \times 25.4\text{cm}$ の HR-BD、読取り間隔（ピクセルサイズ）は $50\mu\text{m}$ 、濃度分解能 10ビットである。実験に使用した乳房撮影用 X 線発生装置は Senographe DMR (GE 社製) で、(焦点サイズ 0.3mm , Mo/Mo)、格子比 5:1 (格子密度 :30 本/cm) を用いた。焦点-検出器間距離 (source-image receptor distance: SID) は 65cm である。

2-2 FPD システムと乳房 X 線撮影装置

実験に用いた直接型 FPD 装置は Novation DR (SIEMENS 社製) である。本装置は、アモルファスセレン (a-Se: $24 \times 29\text{cm}$) を検出器としており、ピクセルサイズは $70\mu\text{m}$ である。使用した X 線管焦点サイズは 0.3mm であり、グリッドは格子比 5:1 (格子密度 :31 本/cm)、SID 65cm である。

2-3 C-D ファントム

デジタル画像による微細構造の検出能の比較は、CDMAM (Contrast Detail MAMmography : Nuclear Associates 社) ファントム画像の観察結果から求めた²³⁾²⁴⁾。観察試料を作成するために厚さ 1cm のアクリル板4枚を用い、その中間部に CDMAM ファントムを挟んで撮影した。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、 $0.06\text{mm} \sim 2.00\text{mm}$ の16ステップ、厚さは $0.03\mu\text{m} \sim 2.00\mu\text{m}$ の16ステップである。撮影条件は、管電圧を IEC62220-1-2の RQA-M2

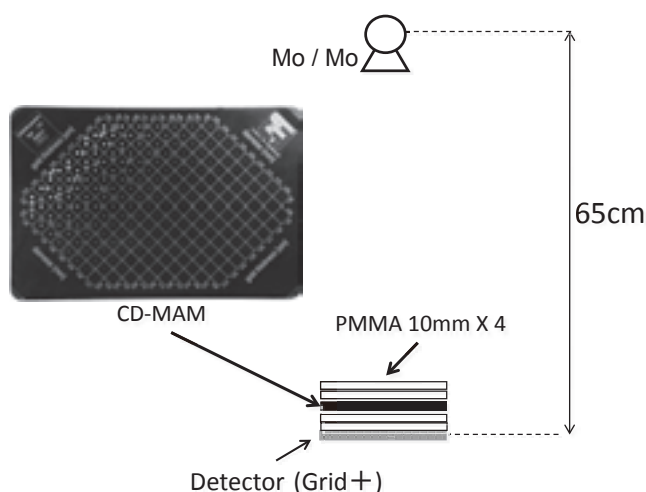


Fig 1 Experimental arrangement of the CDMAM phantom with PMMA.

となる線質に決定した。その時に使用した線量計は校正済みの DOSIMAX plus (Scanditronix Wellhöfer 社製) である。撮影線量は25mAs, 50mAs, 100mAs にて、一つの撮影条件で各3回ずつ撮影し観察試料を作成した。CR および FPD それぞれで撮影した観察試料の合計は18枚となる。画像出力は、CR および FPD それぞれのシステムにおいて臨床と同じ条件にて行った。

Fig.1に撮影配置図を、Fig.2 (a) には撮影した CDMAM の X 線画像を示す。黒のベースの中に白色の信号が配置されている (以下: 従来画像)。Fig.2 (b) には従来画像の白黒を階調反転した画像を示す。白のベースの中に黒色の信号が配置されている (以下: 反転画像)

2-4 観察方法

モニタによる観察は、解像度が5M ピクセルの高精細の医療用読影モニター (RadiForce, GS510:EIZO) を用いて行った。グレイスケールの標準表示関数として DICOM Part14 のカーブが用いられている。観察時の画像処理は、それぞれのデジタルシステムで使用している条件を用いたが、観察時のウィンドウ幅とウィンドウレベルは経験年数28年の放射線技師による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設定し固定した。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 (620Lx)。観察は経験年数5年以上の5名の診療放射線技師が行い、各観察者に CDMAM ファントムに含まれる各信号コントラストについ

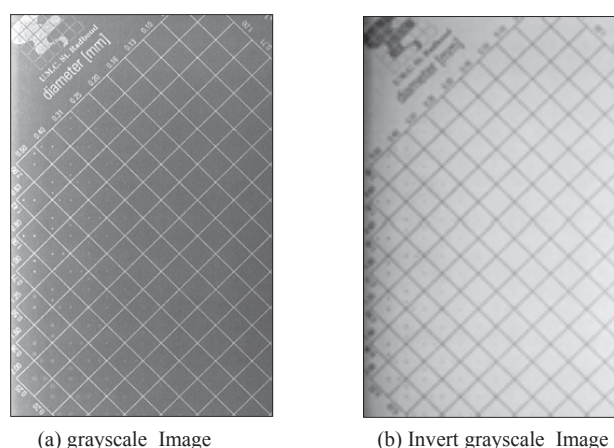


Fig 2 Grayscale image of a CDMAM phantom obtained with a CR system (a), Invert grayscale image (b).

て、50% の確信度で検出できる信号の最小径 (最小識閾径) を答えるように依頼した。

まず、CR システムの従来画像を先に観察するグループと、FPD の従来画像を先に観察するグループに分けて行った。CR および FPD システムの従来画像の観察がすべて終了したのち1週間以上の期間をあけ、反転画像を併用した観察実験を行った。

本研究は階調反転画像の有用性を検証するものであるが、日常臨床において反転画像のみを用いて読影診断することはまずない。そこで、今回の観察実験においてはモニタ診断の特徴を生かし、従来画像を観察しながら各観察者がファンクションキーにて自由に階調を反転し、また元の従来画像に階調を戻したり、を繰り返しながら観察を行うこととした。すなわち、従来画像に反転画像を追加・併用して観察することの有用性を検証することとした。この観察実験においても、CR システムから先に観察するグループと、FPD から観察するグループに分けて行ったが、前回と観察順は交代して行っている。

2-5 CD 曲線と IQF

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 C-D 曲線を計算した。また、C-D 曲線から IQF (Image Quality Figure: 画質指数)^{15) 23) 24)} を計算し、2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閾径の積分値であり、下記の式で計算される。

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

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。この式で計算される IQF は、画質が良くなると値が大きくなる。

さらに今回、CDMAM ファントムを厚さ方向で二つの領域すなわち、 $0.03 \mu\text{m} \sim 0.16 \mu\text{m}$ の低コントラスト部と $0.2 \mu\text{m} \sim 2.0 \mu\text{m}$ の高コントラスト部にわけ、それぞれで IQF を算出し検討した。

2-6 観察試料の輝度測定

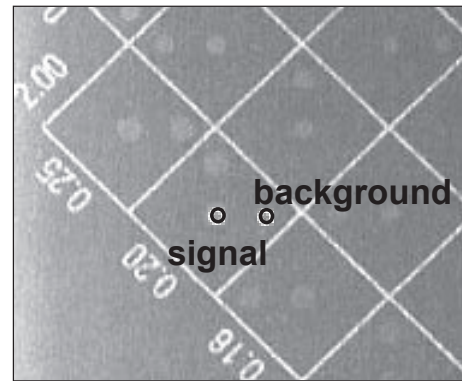
階調反転画像の有用性を科学的に検証するために、輝度計 (LS110 :KONICA MINOLTA) を用いてモニタに表示された観察試料の輝度測定を行った。測定試料は CR および FPD で撮影された 25, 50, 100mAs の CDMAM 画像で、従来画像および反転画像それぞれの輝度を測定した。輝度を測定するポイントは CDMAM ファントムの4角に区切られた各領域の中央に配置されているディスクと、4隅でディスクが配置されていない箇所 (背景) の計2箇所とした。Fig.3 (a) には、測定箇所のポイント例を示す。測定時は暗室とし、輝度計とディスプレイの位置は一定とした。径が小さい (1.25mm 以下) 箇所についてはクローズアップレンズを用いて測定を行い、その際係数を用いて補正を行った。Fig.3 (b) には試料の輝度測定におけるクローズアップレンズ装着時の輝度計配置を示す。CDMAM ファントムにおける信号の中心部と信号のない背景を輝度計で2回ずつ測定平均し、明度差を下記の式を用いて算出した。

$$\text{明度差} = [L_{\text{max}}] - [L_{\text{min}}] \dots\dots\dots (2)$$

L_{max} = 最大輝度、又は輝度の大きい方

L_{min} = 最小輝度、又は輝度の小さい方

また輝度を測定する箇所は、特に反転画像を加えて観察することで検出能が向上した信号部分に着目した。さらにその中でも比較的ディスク径が大きく、輝度計にて測定可能なディスク径の輝度をより詳細に検討した。



(a)



(b)

Fig 3 Measuring point of background and signal brightness (a). Experimental arrangement of luminance meter and the 5MP monochrome monitor (b).

3. 結果

3-1 CD 曲線による評価

従来画像および従来画像に反転画像を併用して (以下: 従来画像 + 反転画像) 観察した結果 (CD 曲線) を Fig.4 (a), Fig.4 (b) に示す。前述したように、今回の観察実験では各コントラストにおける最小識別信号径を求めたので、横軸はコントラスト、縦軸は各コントラストで検出できる最小径の平均値をプロットした。CD 曲線では Fig.4 (a) の CR, Fig.4 (b) の FPD どちらのデジタルシステムにおいても、またいずれの撮影線量においても従来画像のみで観察した場合より、従来画像 + 反転画像で観察した CD 曲線の方が下方に位置していた。

また特に、信号の厚さが薄くなるにしたってその差は明らかとなった。因みに撮影線量 50mAs

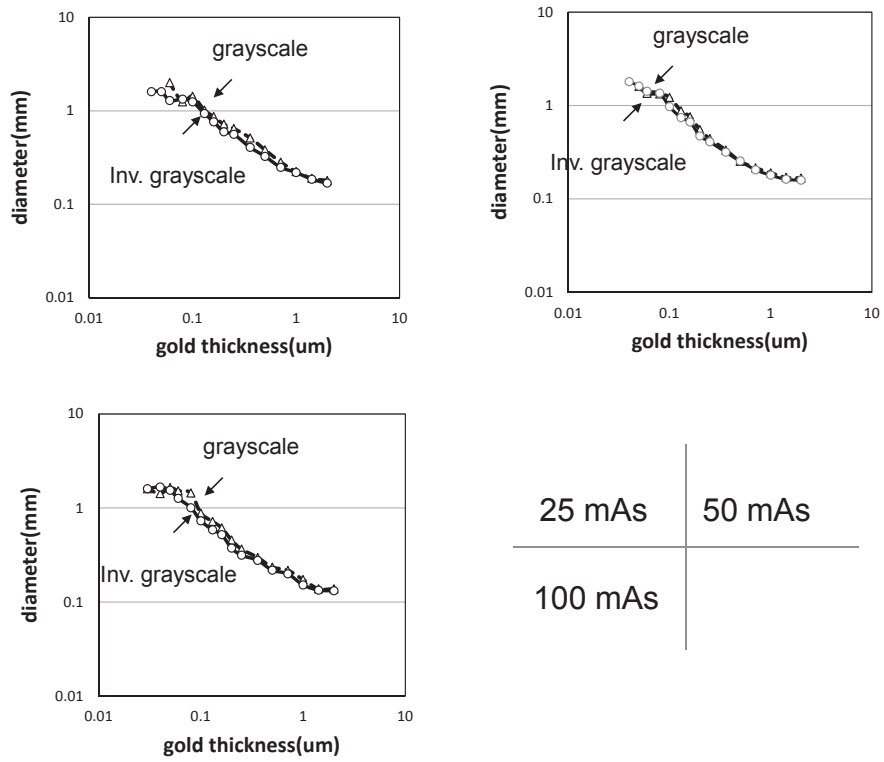


Fig 4 (a) Contrast-detail curves of images acquired using grayscale-image and invert grayscale-image under the same exposure condition in different exposure levels with CR $50 \mu\text{m}$. 25mAs, 50mAs, 100mAs.

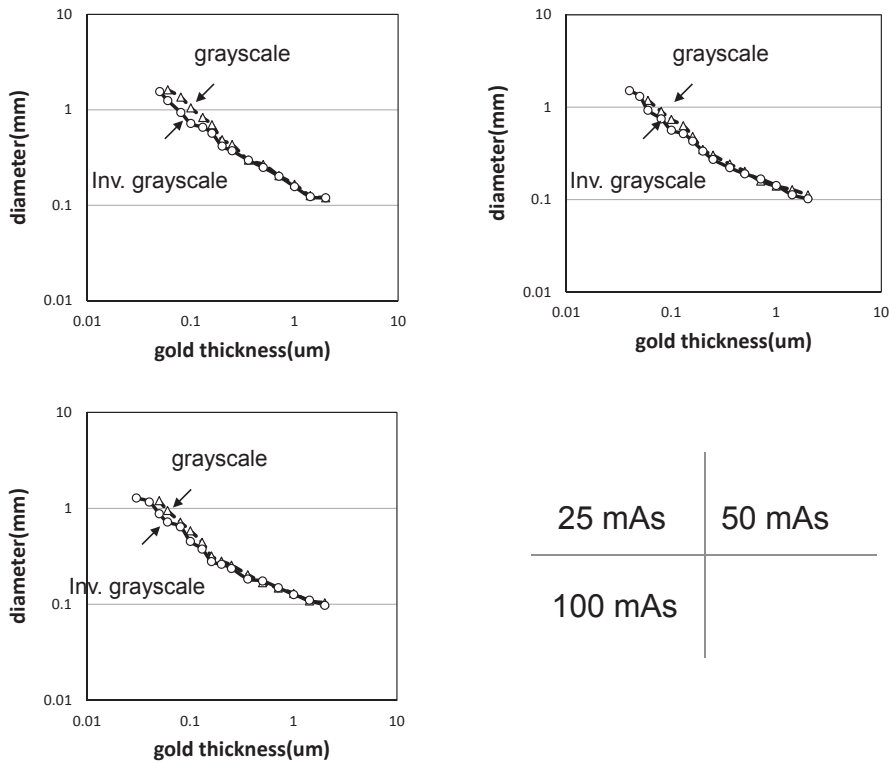


Fig. 4 (b) Contrast-detail curves of images acquired using grayscale-image and invert grayscale-image under the same exposure condition in different exposure levels with direct FPD. 25mAs, 50mAs, 100mAs.

のデータで比較すると CR では、ディスク厚が $0.1\ \mu\text{m}$ の場合、従来画像で最小閾径 1.22mm 、従来画像+反転画像では 0.97mm となった。一方 FPD でもディスク厚が $0.1\ \mu\text{m}$ の場合、従来画像で最小閾径 0.73mm 、従来画像+反転画像では 0.56mm となり、より小さな信号を認識したことを示している。

3-2 IQF による評価

Fig.5には CD 曲線より算出された CR および FPD の IQF を示す。いずれのデジタルシステムにおいても撮影線量が 25mAs 、 50mAs 、 100mAs と増加するにしたがい IQF の値も増加し、信号検出能が向上することを示した。同じ撮影線量で異なるシステム間の比較では 25mAs において CR (IQF = 5.2), FPD (IQF = 7.6)。 50mAs では CR (IQF = 6.7), FPD (IQF = 9.6)。 100mAs では CR (IQF = 7.9), FPD (IQF = 11.6) といずれの撮影線量においても直接型 FPD システムの方が両面集光 $50\ \mu\text{m}$ の CR に比べ微細信号検出能が高いことが示された。

また、反転画像を併用した信号検出能は CR および FPD の両システムにおいて、従来画像のみで観察を行うよりも従来画像+反転画像にて観察した方が有意に ($P < 0.01$, $P < 0.05$) 高い IQF 値を示した。また、その差も大きいところでは IQF 値で 1.4 、小さいところでも IQF 値で 0.7 も上昇している。

Fig.6 (a), Fig.6 (b)には CDMAM ファントムを信号の厚さ方向で二つの領域、 $0.2\ \mu\text{m} \sim 2.0\ \mu\text{m}$ の高コントラスト部 (a) と $0.03\ \mu\text{m} \sim 0.16\ \mu\text{m}$ の低コントラスト部 (b) にわけて算出した IQF の結果を示す。コントラストの高い領域における IQF は CR システムにおいては、全ての線量で従来画像のみで観察した場合より、従来画像+反転画像で観察した方がわずかに高い値($0.35 \sim 0.7$)を示したが、撮影線量 50mAs では有意な差は認められなかった。FPD システムにおいても撮影線量 50mAs と 100mAs の IQF 値に有意な差が認められなかった。 25mAs の線量においてのみ反転画像を加えて観察した IQF 値が 0.7 向上し、統計的有意さも認められた。

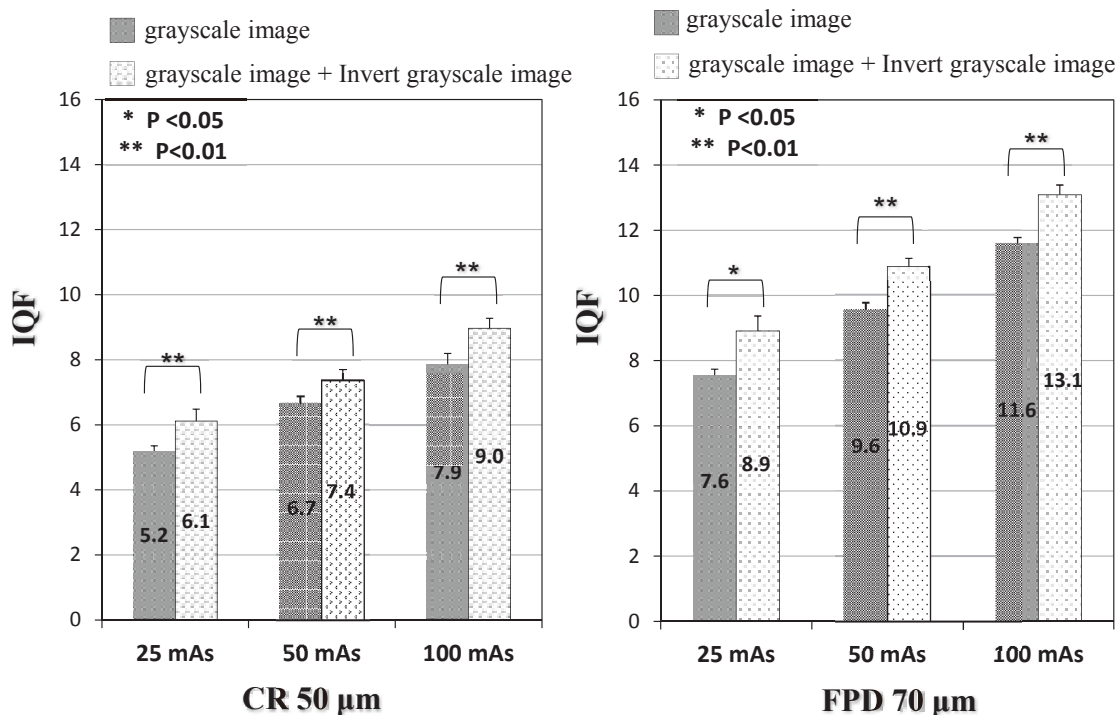


Fig. 5 Comparison of IQF calculated from contrast-detail curves for grayscale-images and Invert grayscale-images in different exposure levels. Left graph shows IQF values of CR $50\ \mu\text{m}$ and Right graph shows IQF values of direct FPD.

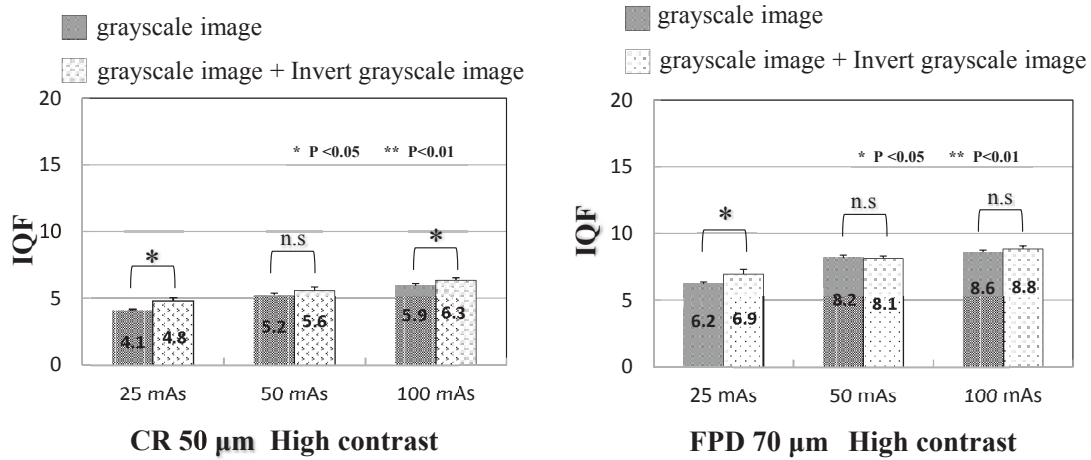


Fig. 6 (a) Comparison of IQF for grayscale-image and Invert grayscale-image in the High contrast signals area in different exposure levels. Left graph shows IQF values of CR 50 μm and Right graph shows IQF values of direct FPD.

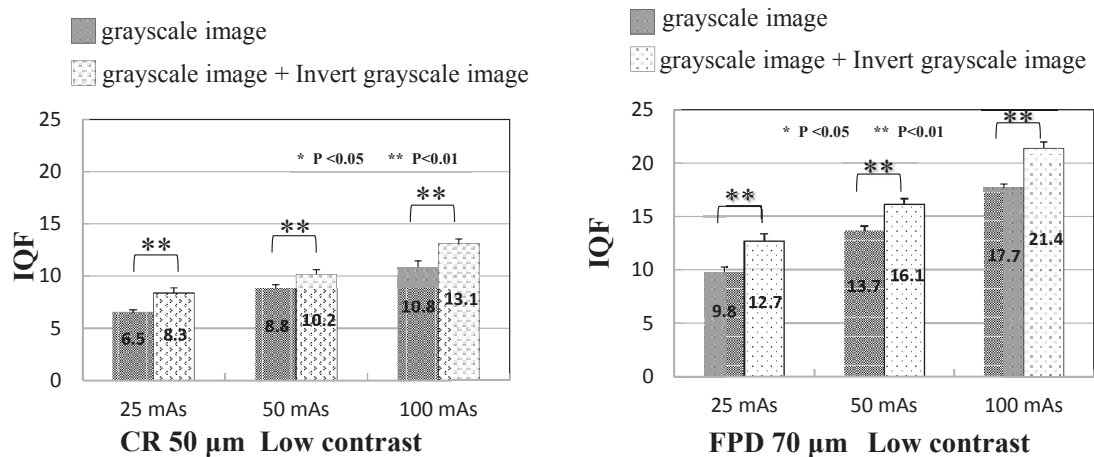


Fig. 6 (b) Comparison of IQF for grayscale-image and Invert grayscale-image in the Low contrast signals area in different exposure levels. Left graph shows IQF values of CR 50 μm and Right graph shows IQF values of direct FPD.

一方、コントラストの低い領域における IQF は CR および FPD の両システムにおいて、またすべての撮影線量において、従来画像のみで観察を行うよりも従来画像+反転画像にて観察した方が有意に ($P < 0.01$) 高い IQF 値を示した。また、その差も大きいところでは CR システムにおいて IQF 値で 2.2 ($P < 0.01$)、小さいところでも 1.3 ($P < 0.01$) と大きく向上しており、FPD システムにいたっては、IQF 値で 3.7 ($P < 0.01$)、小さいところでも 2.4 ($P < 0.01$) と大幅に向上した。

3-3 明度差による評価

Fig.7 (a) および Fig.7 (b) には輝度計による測定結果を示す。横軸はディスク径 1.25mm と 1.6mm におけるディスク厚 0.05, 0.06, 0.08, 0.1 μm を、縦軸はそのディスクの輝度値と背景の輝度値を用いて (1) 式より求めた明度差を表す。まず Fig.7 (a) の CR システムにおける明度差は撮影線量 25mAs の場合、従来画像と反転画像ではディスク径や厚さによりばらつきが認められた。しかし、線量が 50mAs, 100mAs と比較的大きい場合は、いずれのディスクにおいても階調反転画

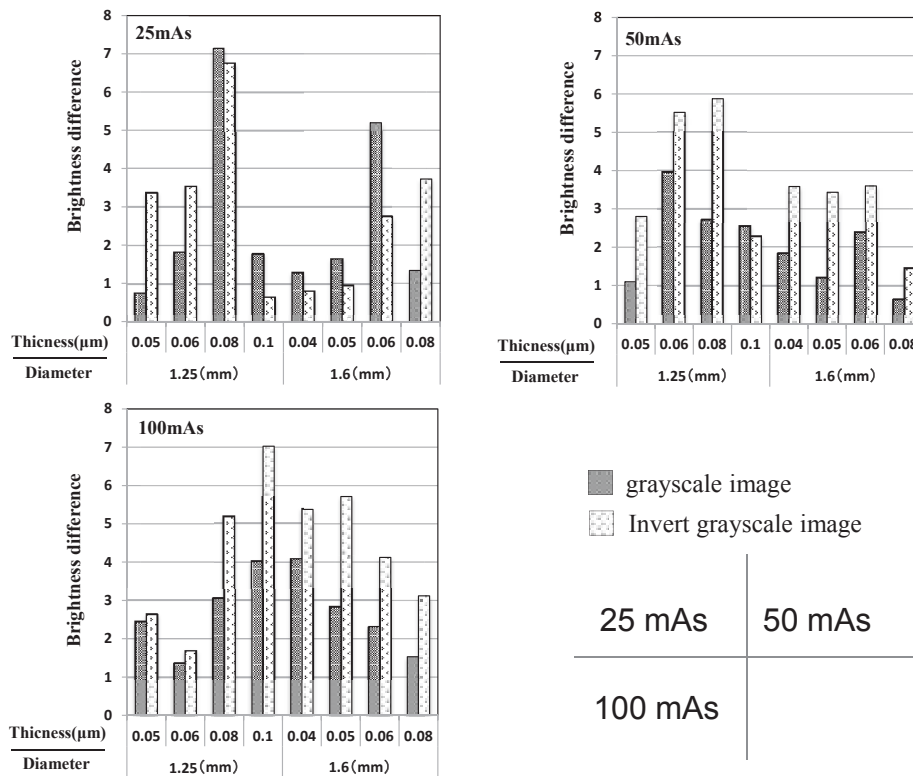


Fig. 7 (a) Comparison of brightness difference in grayscale image and invert grayscale image in different exposure levels with CR 50 μ m. 25mAs, 50mAs, 100mAs.

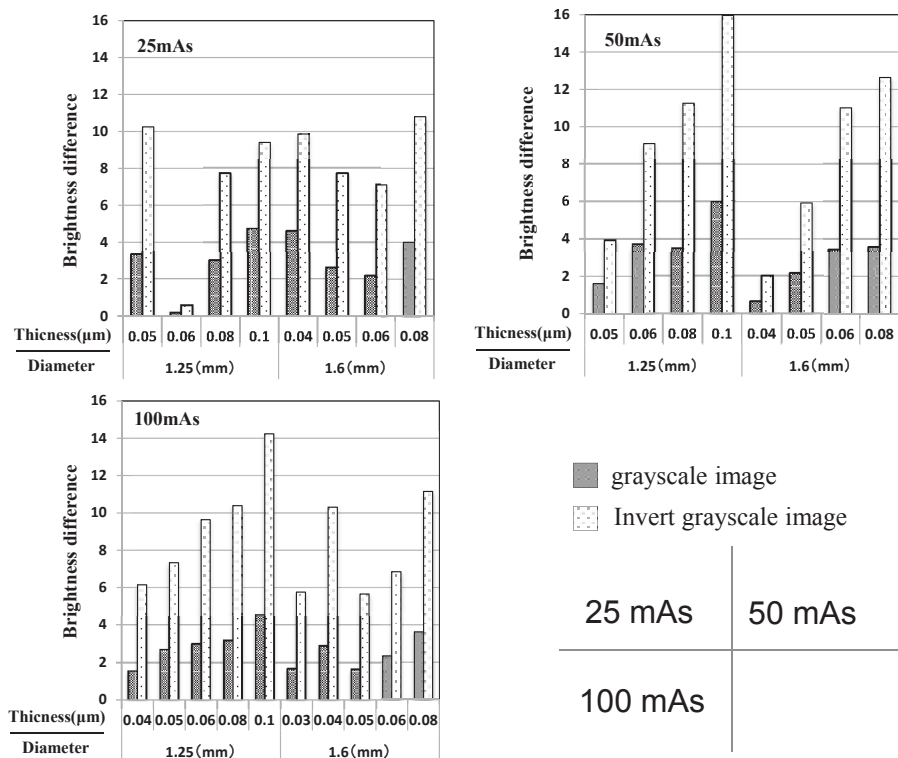


Fig. 7 (b) Comparison of brightness difference in grayscale image and invert grayscale image in different exposure levels with direct FPD. 25mAs, 50mAs, 100mAs.

像の方が明らかに大きな値を示した。

次に、Fig.7 (b) の FPD システムにおける明度差は撮影線量にかかわらず、またグラフに示した全てのディスク径および厚において明らかに階調反転画像の方が高い明度差を示した。

4. 考 察

本研究はデジタルマンモグラフィのモニター診断における階調反転の有用性を検証するものであるが、日常臨床において反転画像のみを用いて読影診断することはまずない。そこで、今回の観察実験においては、従来画像に反転画像を追加・併用して観察することの有用性を検証した。

微細構造を有するファントムモデル (CDMAM) を CR および直接型 FPD システムを用いて 25mAs, 50mAs, 100mAs の線量にて撮影した試料を高解像度の医療用モニタを用いて観察した。その結果、いずれのタイプのデジタルマンモシステムにおいても、またいずれの撮影線量においても従来画像のみで観察した IQF よりも従来画像+反転画像にて観察したほうが明らかに高い IQF 値を示し、統計的な有意差も認められた ($P<0.01$)。線量別に検証すると CR システムにおいては 25mAs で 18%, 50mAs で 10.5%, 100mAs では 14.1% もの IQF の向上が見られた。FPD システムにおいても 25mAs で 17.8%, 50mAs で 13.8%, 100mAs では 12.9% の IQF 向上が見られた。この結果をうけ、デジタルマンモグラフィのモニター診断においては、従来画像のみで観察・読影するより、従来画像に反転画像を加えて観察したほうが微細構造の検出能が明らかに向上するという知見が得られた。従来画像と階調反転画像の量子化データ、すなわちピクセル値は同じであるが、信号と背景が異なる輝度値を示す画像が追加されることで観察者のうける情報が増加したことも、IQF が向上した理由のひとつと考えられる。

また信号厚すなわち、コントラストに着目した検出能を検証すると、コントラストの高い領域 (信号厚 : $0.2\ \mu\text{m} \sim 2.0\ \mu\text{m}$) における IQF は CR および FPD の両システムにおいて、反転画像を併用して観察したときの IQF は向上したものの、撮影線量によっては有意差が認められない場合もあり、大きな改善は見られなかった。しかし、コン

トラストの低い領域 (信号厚 : $0.03\ \mu\text{m} \sim 0.16\ \mu\text{m}$) における IQF は CR および FPD の両システムにおいて、またすべての撮影線量において、従来画像のみで観察を行うよりも従来画像+反転画像にて観察した方が有意に ($P<0.01$) 高い IQF 値を示した。CR システムにおいては 25mAs で 28.5%, 50mAs で 16%, 100mAs では 21.3% もの IQF の向上が見られ、FPD システムにおいても 25mAs で 30%, 50mAs で 18.3%, 100mAs では 21% と大幅な IQF 向上が見られた。CD ファントムを用いた視覚評価では、低コントラスト領域の信号検出能は画像の粒状性の影響を受けるといわれており²⁵⁾ 信号検出を低下させる背景の粒状ノイズが階調反転することで背景輝度が高くなり、あたかもノイズが低減したように、観察者が感応した可能性も考えられる。

稲津ら²⁶⁾⁻²⁸⁾ は、アナログの X 線写真の白黒反転現像処理を行うことで 0.35mm のソーダガラス球の信号検出能が通常 X 線写真より著しく向上することを、ROC にて証明している。しかし、これは反転現像処理を行うことで、通常 X 線写真より粒状性が改善されたことが要因であると報告している。今回われわれが医療用モニターで行った白黒反転処理はデジタル画像処理で単純な階調反転を行ったもので、その画像が持つ粒状特性は基本的に変わらない。

今回、実験に用いた医療用高精細モニタは、グレイスケールの標準表示関数として DICOM Part14 の GSDF (Grayscale Standard Display Function) が用いられていたが、輝度計を用いて測定した観察資料の信号とその背景の明度差は、従来画像より反転画像の方がより大きい値を示した。このデータは、従来画像のみで観察するより従来画像に反転画像を加えて観察した方が、信号検出能が向上する理由を証明する結果といえる。今回実験に用いた CDMAM ファントムのすべての信号と背景を測定することは、輝度計の測定可能範囲 (性能) を超えているためにできなかった。しかし、輝度を測定し検討した個所は、特に反転画像を加えて観察することで検出能が向上した信号部分に着目し行っており、今回の測定結果 (明度差) は階調反転の微細信号検出能向上の理由のひとつとして述べることはできる。人間の視覚系

での生理レベルの現象として、入力刺激の強さに対する明暗順応、側抑制機構等が知られている。側抑制機構は、入力刺激強度のスケールの広いレンジで安定に働き、また、視細胞レベルでの非線形なS字型応答特性を線形に近付ける応答特性の補正回路（逆S字型の変換）としての役割を持ち、自然な画像強調を実現することも明らかにされている²⁹⁾³⁰⁾。

先に述べたように今回の観察実験では、従来画像と反転画像それぞれ単独の検出能比較を行わなかったのは、臨床の読影・診断において反転画像のみを用いるケースはほとんどないからである。従来画像をモニタに表示させ、そのあとにその画像を階調反転させ観察し、さらにもとの従来画像の階調に戻し観察を続ける方法が一般的である。

今回、われわれは読影する医師・技師が日常臨床で通常行われる手法を用いて、反転画像の有用性を検証し、反転画像を追加・併用して観察する有用性を科学的に証明した。

先行研究によると Heber MacMahon ら³¹⁾ は、アナログの胸部X線写真をスキャナーを用いてデジタル化した(0.1mm pixel, 10bit) デジタル画像をビデオモニターで観察し、検出能のROC実験を行っている。その中で、画像の白黒反転を行って胸部の腫瘍陰影を観察した場合、腫瘍の検出能は反転画像の方が低下したと報告している。しかし、このときのビデオディスプレイモニターの解像度はピクセルサイズが0.25mmであり、グレイスケールはリニア階調を使用しており、われわれが使用した高解像度5Mの医療用モニターやGSDFによる画像表示など観察環境が異なり、観察した信号サイズも大きく違う。また、Heberらの実験では画像を白黒反転することで肺紋理の陰影も反転されることから、逆に腫瘍が見えにくくなったことが考えられ、背景に障害陰影がないわれわれが用いたファントム実験とは、比較検討がしにくい。

秋田ら¹⁴⁾ は、フラットパネルディテクターを用いた、デジタルマンモグラフィーの観察手段において、ハードコピーとソフトコピーの比較を行っており、ソフトコピーの方が信号検出能は向上したことを報告している。その中で、ウィンドニングを自由に設定して観察するより、画像拡大や白

黒反転などを行った方がさらに検出能は向上したと報告しており、反転画像の有用性はわれわれの結果と一致する。

また、中田³²⁾ は初期のFCRマンモシステムを用いて反転階調の有用性も検証している。読取間隔が100 μ mのHRイメージングプレートにてハードコピーでの検証であったものの、乳癌専門の外科医3名と放射線科医2名による観察実験を行っている。その結果、腫瘍やその辺縁の描出は反転階調の有用性は認められなかったものの、自作ファントムを用いたROCによる微細石灰化の検出能では、反転階調が最も優れているという結果を得ている。この先行研究は、われわれの結果と良く一致する。そのなかで、反転階調の検出能が高かった理由のひとつとして、信号がバックグランドより暗くなり視覚的に読みやすくなることを、過去の知見より述べている³³⁾。

診断領域における画像（信号：病変）の見えやすさは、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見ることができたかどうかの判断結果で、知覚力とは、その被写体は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³⁴⁾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代表的な2種類のデジタルマンモシステムにおいて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、どちらのデジタルシステムを用いても、従来画像のみで観察するより階調反転した画像を追加・併用して観察したほうが、検出能は有意に向上するという結果が得られた。日常臨床におけるデジタルマンモグラフィーのモニタ診断において、乳がん早期発見に貢献できる新しい観察・読影方法であると考えられる。

5. 結 語

デジタルマンモグラフィーのモニタ診断における反転画像の有用性を検証した。CRおよび直接型FPDシステムを用いて、CDMAMファントム

により観察試料を作成し階調反転画像を併用した視覚評価実験を行った。結果、両デジタルマンモシステムにおいて反転画像を併用した観察法により、信号検出能は有意に向上した。特にノイズの影響を受けやすい低コントラストの信号においてその効果が大きかった。

また輝度計による観察試料の明度差測定においても、反転画像の方が従来画像に比べて大きな値を示し、階調反転の有用性を証明できた。

本研究の結果をうけ、デジタルマンモグラフィのモニタ診断において、階調反転処理の併用による画像観察の有用性を証明でき、乳がん早期発見に貢献する新しい観察手法といえる。

謝辞

本研究の読影観察に協力いただいた熊本医療センター放射線部の放射線技師の皆様、直接型 FPD にて撮影した CDMAM 画像を提供して頂いた、山口大学医学部付属病院の上田克彦放射線技師長ならびに上田亜希子技師に、深謝いたします。

【参考文献】

- 1) Millis RR, Davis R, Stacey AJ. The detection and significance of calcifications in the breast. A radiological and pathological study. *Br J R 49*. 12-26, 1976.
- 2) 井上善弘. 乳房の検査法. 放射線医学体系, 10, 101-113, 中山書店, 1986.
- 3) 松江寛人, 廣田映五, 村松幸男, 他. 乳房診断アトラス-X線・超音波と病理. 金原出版.
- 4) 岡崎正敏. 早期乳癌(非浸潤癌)の乳房X線像による検討, 代謝, 20, 891-901, 1983.
- 5) Egan RL. Intramammary calcification without an associated in benign and malignant diseases. *Radiology* 137. 1-7, 1980.
- 6) 池添 潤平. CRによる検査・診断のポイント. *INNERVISION*, 15-1. 2-4, 2000.
- 7) Vedantham S, Karellas A, Suryanarayanan S et al., Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flatpanel detector. Physical characteristics of a clinical prototype. *Med Phys*, 27, 558-567, 2000.
- 8) Obenaer S, Luftner-Nagel S, von Heyden D, et al., Screenfilm vs full-field digital mammography. image quality, detectability and characterization of lesions. *Eur Radiol*, 12, 1697-1702, 2002.
- 9) 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.
- 10) Pisano ED, Cole EB, Major S, et al., Radiologists' preferences for digital mammographic display. *Radiology*, 216, 820-830, 2000.
- 11) Pisano ED. Current status of full-field digital mammography. *Radiology*, 214, 26-28, 2000.
- 12) Hermann KP, Obenaer 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*, 12, 2188-2191, 2002.
- 13) 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, 2328-2335, 2001.
- 14) 秋田富二代. デジタルマンモグラフィにおける観察手段と視覚評価について. 日乳癌検診学会誌, 13 (3), 298-304, 2004.
- 15) 豊永真紀子, 東田善治, 福居重和他. 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.
- 16) Pisano ED, Hendrick RE, Yaffe MJ, et al., Diagnostic accuracy of digital versus film mammography. exploratory analysis of selected population subgroups in DMIST. *Radiology*, 246. 376-383, 2008.
- 17) 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. 日本放射線技術学会誌, 第60巻, 第3号, 399-405, 2004.
- 18) 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 JESRA X-0093*A-2010. 社団法人日本画像医療システム工業会. 2010年6月.
- 19) デジタル画像の取り扱いに関するガイドライン 2.0版. 日本医学放射線学会電子情報委員会. 2006年4月.
- 20) マンモグラフィガイドライン第2版増補版. 社団法人日本医学放射線学会・社団法人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・乳房撮影専門小委員会編集. 医学書院. 2007年4月.
- 21) ナナオカスタマーリレーション推進部. バックライトセンサーを利用した調光機能の役割. No.04-002 Revision A, 2004.
- 22) 大内 憲明. 実践デジタルマンモグラフィ-基礎から診断まで. 中山書店, 122-123, 2006.
- 23) 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.
- 24) Bijkerk KR, Thijssen MAO, Arnoldussen Th JM. Manual CDMAM-phantom type 3.4. University medical center Nijmegen, St. Radboud, 2001.
- 25) 岡部哲夫・藤田広志 編著. 新・医用放射線科学講座 医用画像工学. 医歯薬出版. P40, 2010.
- 26) 稲津博. 反転現像処理 X線写真に関する研究. *日本放射線技術学会誌*, 41 (6), 973-989, 1985.
- 27) 内田勝, 稲津博, 小寺吉衛. 反転現像による X線写真の画質改良. *応用物理*, 45 (5), 417-423, 1976.
- 28) 小寺吉衛, 上村修三郎, 速水昭宗他. 歯科領域における反転現像の応用. *歯放*, 19, 47-53, 1979.
- 29) 加藤 俊一, 坂本 隆, 小林 裕一. 明暗順応を考慮した側抑制機構と画像処理への応用. *電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解* 96 (308), 33-40, 1996.
- 30) 加藤 俊一, 坂本 隆, 小林 裕一. 視覚における側抑制の数理モデル-逆 S 字型変換によるモデル化. *電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解* 96 (247), 39-46, 1996.
- 31) Heber MacMahon et al., Digital chest radiography. Effect on diagnostic accuracy of Hard Copy, Conventional Video, and Reversed Gray Scal Video Display Formats. *Radiology*, vol. 168, 669-673, 1988.
- 32) 中田美保子. FCR (Fuji Computed Radiography) による乳房撮影像の処理条件の検討. *日本医学放射線学会誌*, 第 49 巻, 第 4 号, 454-467, 1989.
- 33) 山下一也, 稲本 一夫, 森川 薫. CRT 観察系におけるデジタル画像の ROC 解析. *日本放射線技術学会誌*, 第 42 巻, 第 7 号, 989-997, 1986.
- 34) Fujita H, Doi K, Giger ML. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. MTFs of II-TV digital imaging systems. *Med Phys*, 12, 713-720, 1985.