

液晶モニタにおけるマンモグラム用ファントムの検出度とSN比の検討

佐藤 真知子, 犬井 正男, 茅原 功, 伊達 隼人, 中越 智恵子, 東 吉彦, 藤澤 健一[†]

東京工芸大学工学部画像工学科

〒243-0297 厚木市飯山 1583

[†]株式会社 エム・エス・アイ

〒206-0000 東京都稲城市東長沼 2120-6-101

(2007年7月20日受付, 2007年9月21日最終受付)

Detectability and Signal to Noise ratio of Mammographic phantoms displayed on LCD Monitors

Machiko SATO, Masao INUI, Isao KAYAHARA, Hayato DATE, Chieko NAKAKOSHI,
Yoshihiko AZUMA, and Kenichi FUJISAWA[†]

Department of Image Engineering, Faculty of Engineering, Tokyo Polytechnic University

1583 Iiyama, Atsugi-shi, Kanagawa 243-0297, Japan

[†]M.S.I. Corporation

2120-6-101 Higashinaganuma Inagi-shi, Tokyo 206-0000, Japan

(Received on July 20, 2007, in final form on September 21, 2007)

Abstract : With the spread of the digital mammography systems, imaging tools for interpreting mammograms are changing from the screen/film to the monitors. In this paper, we assess the effect of the pixel pitch of the Liquid crystal monitors on the detectability of abnormalities. The result of the visual test using mammographic phantoms showed that the 5M-monitor is necessary in the detection of the simulated calcifications, while the 3M-monitor performed equally as the 5M-monitor for detecting the simulated masses and fibrillar structures. The SNR calculated for the phantoms, which incorporate the visual characteristics, well explained the result of the visual test. Thus, it can be an index for evaluating the monitor performance.

Key words : LCD monitor, Mammography, SNR, Detectability, Pixel pitch

1. はじめに

わが国の乳がん罹患率および死亡率の増加を鑑み、厚生労働省は検診におけるマンモグラフィの併用を強力に推進している。このような状況の下、マンモグラフィガイドラインが改定され、X線画像診断のデジタル化の流れを考慮して、デジタル画像のハードコピー診断に関する精度管理が明確化された[1]。しかし、乳房撮影装置の急速なデジタル化に伴い、モニタ診断への移行が進行しつつある現在、ソフトコピー診断に対するガイドラインの策定が急務となっている。マンモグラム表示に適したモニタとその精度管理に関しては、各方面で検討が行なわれており、近い将来、ガイドラインに盛り込まれる予定であるが、現時点ではまだ結論に達していない。現状では、マンモグラムは、CTやMRに比べて、空間解像度、濃度分解能に対する要求が高いにもかかわらず、それらと区別されずに移行が進んでいるのが実情である。

文献[4-6]ではマンモグラム診断用モニタの特性や要求される性能について検討されている。また、マンモグラフィ検診精度管理中央委員会では、ガイドライン策定に向けて臨床面からの評価が進められている[7]。モニタ診断の有用性を検証する大規模な試みも行なわれており、モニタ診断はスクリーンフィルム診断と同等かそれ以上であることが報告されている[2, 3]。本研究では、現在、医用画像表示用として一般的に用いられているモニタについて、ファン

トム画像を使用した視覚評価実験により、モニタの画素間隔がマンモグラム診断における検出能力に及ぼす影響を調べる。また、検出能力と、視覚特性を考慮したSN比との関係を求め、診断能の指標となる物理評価値について検討する。

2. 視覚評価実験

2.1 実験方法

Table 1 に視覚評価実験に使用した4種類の液晶モニタの諸元およびビデオカードを示す。また、Fig.1には使用した2種類の乳房組織模擬試料内臓ファントム(RMI製

Table 1 Specification of the monitors

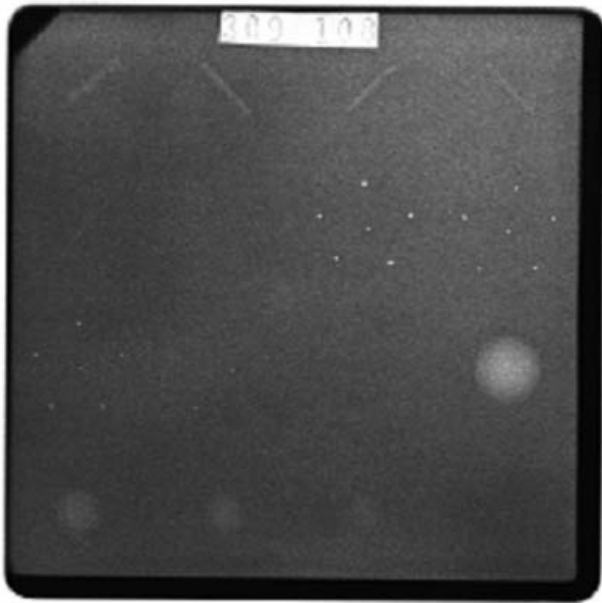
Monitor	1M*	2M	3M	5M
Resolution (pixel)	1,280×1,024	1,600×1,200	2,048×1,536	2,560×2,048
Size (mm)	376×301	432×324	432×324	399×319
Maximum intensity (cd/m ²)	300	800	800	850
Contrast ratio	600 : 1	700 : 1	700 : 1	600 : 1
Video card	ATI RADION XPRESS 200	RealVision MD2	RealVision MD3	RealVision MD5

*Color monitor for PC, the others : Truepix by ibd co.

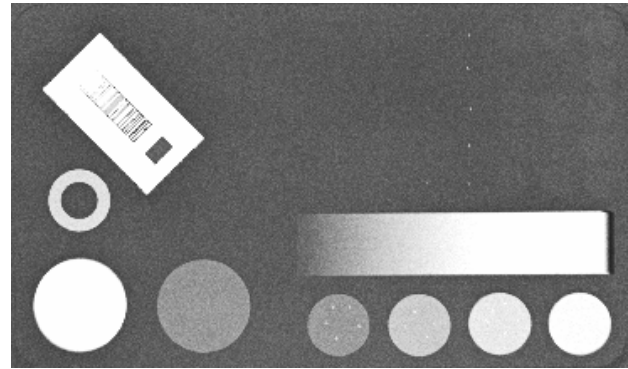
156 型（以下 ACR 推奨ファントム） Fig.1(a), 国立がんセンター東病院作成ファントム（以下がんセンターファントム） Fig.1(b) を示す。ファントム画像の解像度は 3,540

画素×4,740 画素, 画素サイズ 50 μ m, 1 画素あたり 10 ビットである。

実験は, 照度約 50lx の準暗室内に設置した 4 台のモニ

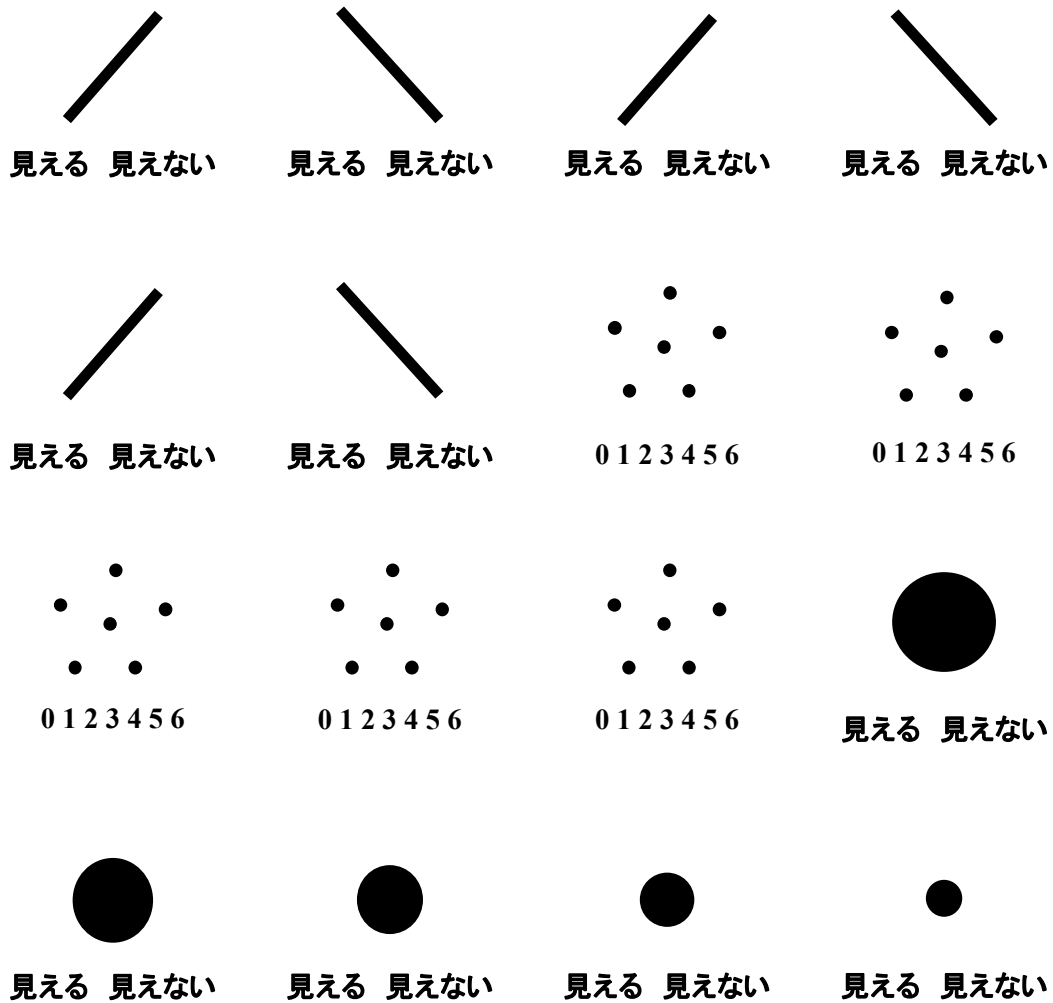


(a)



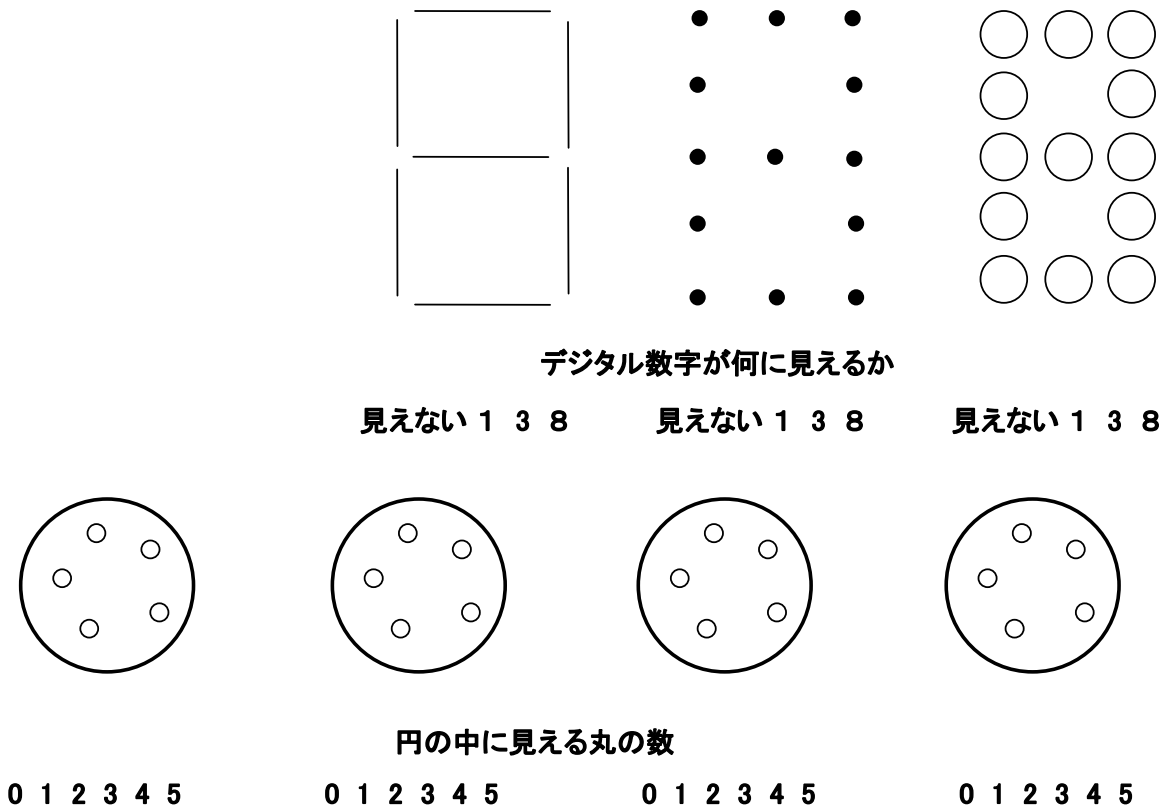
(b)

Fig.1 Mammographic phantom : (a) ACR phantom, (b) National cancer center phantom.



(a)

Fig.2 Questionnaires : (a) for ACR phantom, (b) for National Cancer Center phantom.



(b)

Fig.2

タ上に同一のビューワーソフトを用いて実寸表示したファントム画像（ウィンドウレベル：533，ウィンドウ幅：979）を被験者にランダムな順序で観察させ、「見える」，「見えない」を回答させることによって行なった．このとき，観察用の椅子の位置を調節し，視距離がほぼ500mmとなるようにしている．使用した回答用紙を Fig.2(a) (ACR 推奨ファントム用)，Fig.2(b) (がんセンターファントム用) に示す．評価は本学学生47名によって行なった．

ファントムについて，試料の種類（模擬線維，模擬石灰化，模擬腫瘍）別に検出度の平均値を求めた結果を示す．これらの結果は，模擬石灰化の検出においては，モニタの画素間隔が小さくなるにしたがって，検出度が高くなることを示している．しかし，模擬線維，模擬腫瘍においては，3M モニタと5M モニタ間では検出度に大きな差は見られず，

2.2 検出度の算出

検出度の算出にあたっては，模擬線維，模擬腫瘍については，「見えない」と回答されたものを検出度0%，「見える」を検出度100%とし，模擬石灰化については，（見えた石灰化の数/試料内石灰化の数）×100%を検出度とした．試料毎に観察者全員の検出度の平均値を求め，各モニタにおける各試料の検出度とした．

2.3 結果

Fig.3 に ACR 推奨ファントム模擬石灰化について試料サイズ別の検出度を示す．また，Fig.4(a) には ACR 推奨ファントムについて，また，Fig.4(b) にはがんセンター

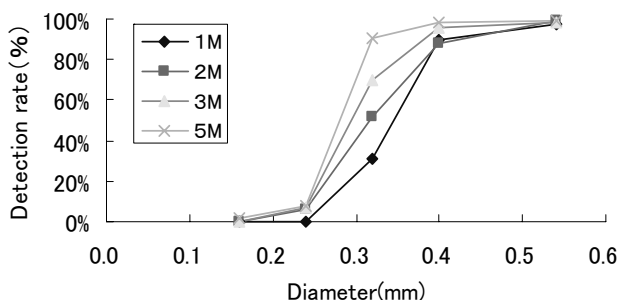
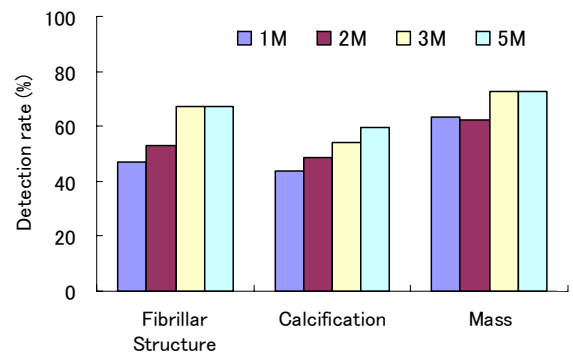
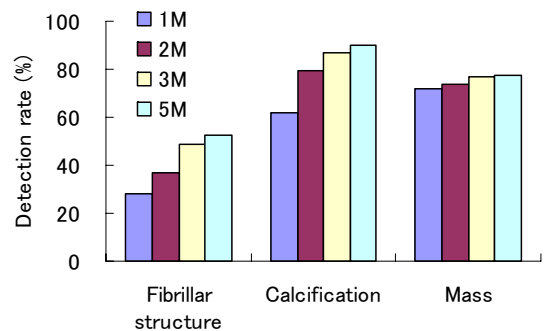


Fig.3 Detection rate of the simulated calcifications (ACR phantom)



(a)



(b)

Fig.4 Detection rate :

(a) for ACR phantom, (b) for National Cancer center phantom.

微小な石灰化の検出には、高解像度のモニタが必要であるが、模擬線維、模擬腫瘍の検出には3Mモニタで十分であることが分かる。

3. SN比

前章では、視覚評価により検出度を求めた。しかし、視覚評価は観察者による変動が大きいため、これに変わる物理指標により検出度が算出できれば、客観的な評価が可能となる。本章では、検出度を表す物理指標として、視覚特性を考慮したSN比についての検討を行なう。

SN比として、次式で計算される値を考える[8]。

$$SNR = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(u, v) MTF_{vis}^2(u, v) dudv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} N(u, v) MTF_{vis}^2(u, v) dudv} \quad (1)$$

ただし、

- $S(u, v)$: 信号のウィナーズスペクトル
- $N(u, v)$: ノイズのウィナーズスペクトル
- $MTF_{vis}(u, v)$: 視覚系のMTF
- u, v : 画像の x, y 方向の空間周波数

である。視覚系のMTFとは視覚の空間周波数応答特性で、これを信号およびノイズの空間周波数スペクトルにかけることにより、視覚系で評価された信号、ノイズのスペクトルが得られる。したがって、(1)式を用いれば、視覚系で評価されたSN比を求めることができると考えられる。

本研究で採用した視覚系のMTFをFig.5に示す[9]。ただし、計算には近似式

$$MTF_{vis}(u, v) = 1.06 \{ \exp(-0.0195u^2) - \exp(-0.937u^2) \} \quad (2)$$

による値を用いている。また、視距離は500mmとした。

信号およびノイズのウィナーズスペクトルは、ファントム画像を各モニタで表示したとき実寸となるように解像度変

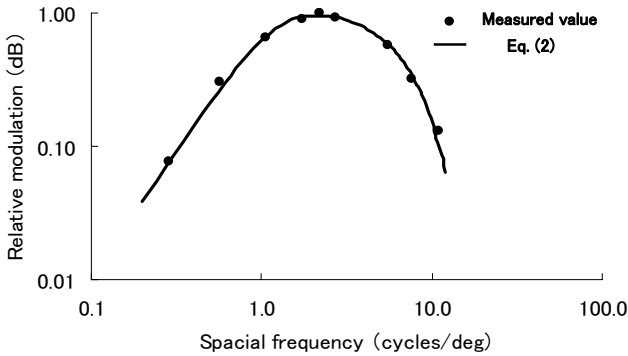


Fig.5 MTF of visual system

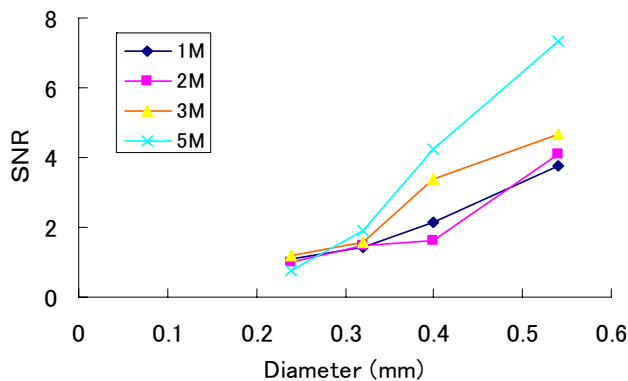


Fig.6 SNR of the simulated calcification (ACR phantom)

換した画像から、それぞれ試料を含む領域、試料付近の試料を含まない領域を切り出して求める。このとき、領域のサイズが大きいくほど、空間周波数の高い範囲におけるスペクトルを求めることができるため都合がよい。しかし、信号領域内には単一の試料のみを含むように、また、ノイズ領域内には試料を含まないようにする必要があるので、ファントム内の試料配置により領域サイズは制限される。領域サイズはこの制限を考慮して決定した。また、領域の実寸がモニタ間ではほぼ等しくなるように配慮している。なお、ファントム画像の解像度変換はビューワの拡大縮小アルゴリズムである最近傍法により行なった。

計算結果例として、Fig.6にACR推奨ファントム模擬石灰化の試料サイズ別のSN比を示す。直径0.16mmの試料については、試料自体が視認不能であったため領域設定ができず計算を行っていない。また、がんセンターファントムでは、試料の配置により、領域設定が困難であったため、ACR推奨ファントムについてのみ、SN比の計算を行なった。

4. 検出度とSN比の関係

Fig.7に、ACR推奨ファントムにおけるSN比と視覚評価による検出度の関係を、試料の種類別に示す。Fig.7(a)は模擬線維、Fig.7(b)は模擬石灰化、Fig.7(c)は模擬腫瘍に対する結果である。これらの図から、検出度とSN比の関係はモニタの画素間隔にかかわらず、試料の種類毎に1本の曲線上にあることが分かる。すなわち、視覚評価による検出度と(1)式で定義されるSN比には相関があり、(1)式により算出されるSN比は検出度を示す物理評価値として使用できる可能性があることを意味している。模擬線維、模擬腫瘍に関しては、SN比1付近を境に検出度が急激に0%から100%となる。模擬石灰化については、この変化が若干緩やかである。なお、Fig.7にはSN比が1以下で

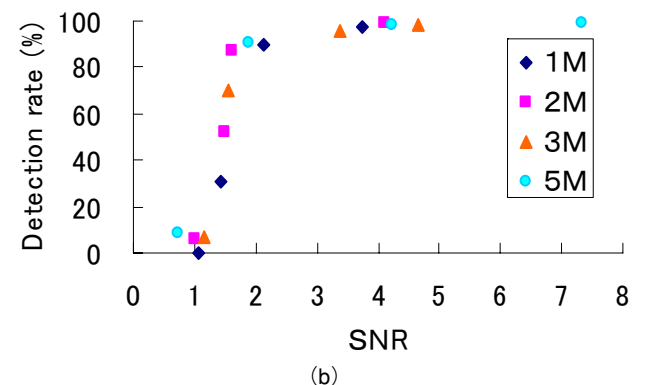
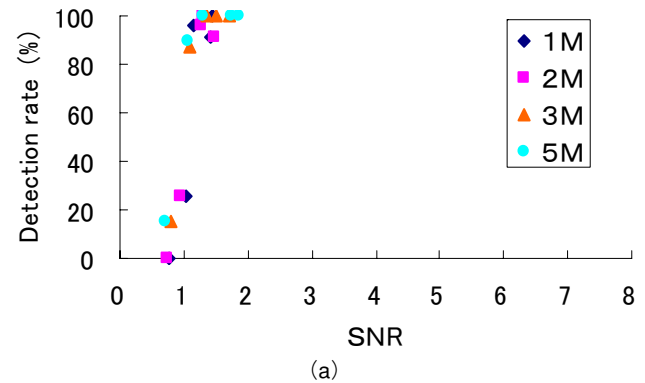
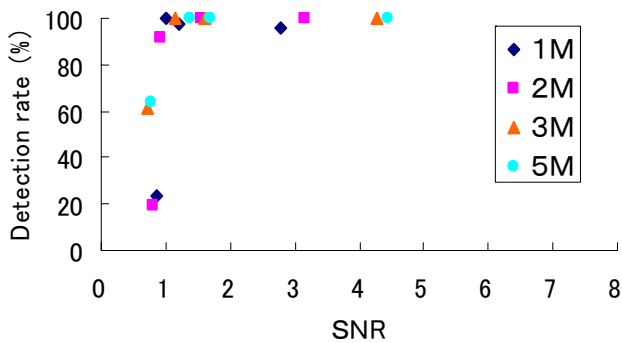


Fig.7 Relation between SNR and Detection rate : (a) Fibrillar structure, (b) Calcification, (c) Mass



(c)
Fig.7

も検出度が0%でない点があるが、これは、信号とノイズのウィナースペクトルを計算する領域が異なるためであると考えられる。

5. まとめ

ファントム画像を用いて、画素間隔の異なる4種類のモニタについて、マンモグラム診断のための検出度の評価を行なった。視覚評価実験では、模擬石灰化の検出には5Mのモニタが必要であるが、模擬線維と模擬腫瘍の検出には、3Mのモニタで十分であるという結果が得られた。また、視覚の周波数応答特性を考慮したSN比を計算し、この値と視覚評価による検出度の関係がモニタの解像度に関係なく、試料の種類だけに依存することを確認した。

本研究における評価はファントム画像の実寸表示のみについて行なったものである。しかし、モニタ診断のメリットは、拡大/縮小やウィンドウ幅/レベルの調節機能や各種画像処理技術を用いて、関心領域をよりの確に表示する点にある。われわれのグループでは、すでに、これらの機能を用いた場合の検出度に関する予備実験を終えている。今後は、臨床における診断の効率を考慮して選択した機能について視覚評価を行なうとともに、SN比との関係を検討していく予定である。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省ハイテク・リサーチ・センター整備事業（平成17年度～平成21年度）による助成を得て行われた。

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，2004.
- [2] Pisano E. D., Hendrick E., et. al. : Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening, *The New England Journal of Medicine*, Vol. 353, pp. 1773-1783, 2005.
- [3] Skaane P., Skjennald A. : Screen-Film Mammography versus Full-Field Digital Mammography with Soft-Copy Reading: Randomized Trial in a Population-based Screening Program — The Oslo II Study, *Radiology*, Vol. 232, pp. 197-204, 2004.
- [4] 長谷川幹夫, 山川正登, 西嘉一, 他：マンモグラム読影のためのモニタについて，*医用画像情報学会雑誌*, Vol. 23, No. 2, pp. 58-63, 2006.
- [5] 橋本憲幸, 比良浄敬：マンモグラム診断用モニタの選定と精度管理，*医用画像情報学会雑誌*, Vol.23, No.2, pp. 64-69, 2006.
- [6] 大石篤：デジタルマンモグラフィーの出力技術，*日本写真学会誌*, Vol. 69, No. 1, pp. 10-15, 2006.
- [7] 島本佳寿広：デジタル画像の取り扱いに関するガイドライン」の適応上の問題点，*医用画像情報学会平成19年度年次大会特別講演*, 2007.
- [8] I 犬井正男, 宮崎圭一, 小門宏, 他：高ノイズ画像における正弦波の検出，*医用画像情報学会雑誌*, Vol. 2, No. 2, pp. 75-81, 1985.
- [9] 坂田晴夫, 磯野春雄：視覚における色度の空間周波数特性(色差弁別閾)，*テレビジョン学会誌*, Vol. 31, No.1, pp. 29-35, 1977.