

# デジタルマンモグラフィにおける空間周波数処理を用いた ノイズ低減処理の検討

## 1. 緒言

近年、デジタルマンモグラフィの普及が急速に進んでいる。医療情報のデジタル化と装置の高性能化により、今後さらに普及が加速する可能性がある。それに伴い、デジタル画像の特性を生かした画像処理法の開発が望まれている。中でも、ノイズ低減処理に関しては、近年の乳癌患者数・死亡率の増加に伴うマンモグラフィ検査数の増加により、被曝線量低減の観点からも重要である。さらに、Ehsan Samei らの研究<sup>1)</sup>によると、ノイズの増加により、診断能の低下が認められた。このことから、被ばく線量を低下させつつ診断能を維持する画像処理手法は有効と考えられ、早急な開発・確立が求められている。藤村らの研究<sup>2)</sup>によると、Gaussian フィルタ（フィルタサイズ  $5 \times 5$  pixels,  $\sigma = 0.7$  pixel）を用いた画像処理では低線量域では有意に低コントラスト信号の検出率が上昇するが、石灰化や腫瘍の辺縁が滑らかに描出されるため、微小石灰化の検出率が下がり、デジタルマンモグラフィのファントム画像評価基準を満たすためにはオリジナル画像に比べ、約 15 % 入射線量を高くする必要があることが報告された。このことから、石灰化や腫瘍辺縁のエッジを保存したままノイズ低減できるフィルタが必要であれば、線量増加を抑制できることが期待できる。

現在、デジタルマンモグラフィ装置のメーカーは、様々な画像処理手法を搭載した機種を販売しており、その画像処理と診断能や検出能の関係に関する様々な研究報告がなされた<sup>3-7)</sup>。しかし、その処理は、コントラスト改善、空間周波数処理、及びスキライン描出など主な内容としており、ノイズ低減についての報告が数少ない。Alan らは、Bayesian image estimation をマンモグラフィに適用し、散乱線によるコントラスト低下とコントラストーノイズ比の改善を試みた<sup>8)</sup>。

しかし、ファントム画像の処理のみにとどまり、さらに処理画像の画質評価は CNR のみで詳しい画質測定はされていないだけでなく、視覚評価もされておらず、その効果は定かでない。これらのことから、デジタルマンモグラフィにおけるノイズ低減処理の開発と検討は現在においても意味のあるものと考えられる。

そこで、本研究ではエッジ検出フィルタと複数の空間周波数処理画像を用いて、エッジを保存しつつ、ノイズを低減する Multi Resolution Noise filter (MREN フィルタ) を開発し、ファントム画像、エッジ画像、マンモグラフィ画像について、その効果を物理的、視覚的に検討した。

## 2. MREN フィルタの原理

MREN フィルタは奥村らの研究<sup>9)</sup>にある量子フィルタ (Quantum denoising filter) を応用したものである。この量子フィルタはエッジの強い部分には先鋭化画像データを、エッジの弱い部分には平滑化画像データを用いるというものである。本研究ではより違和感のない処理画像を取得するために、先鋭化画像は用いず、平滑化の程度を変化させた画像を用いた。まず、平滑化の強度の異なる 3 種類の画像  $a(x, y)$ ,  $b(x, y)$ ,  $c(x, y)$  をオリジナル画像から Gaussian フィルタ処理にて作成する。それぞれのフィルタの空間周波数は、Fig.1 に示したとおりである。一般に、フィルタ処理には  $M \times M$  ( $M$ : マトリクスサイズ) のオペレータを用いた空間フィルタを用いることが多い。しかし空間フィルタは、ピクセルサイズの影響を受けるといった問題があり処理の汎用性を考慮した場合に適切ではない。そこで本研究では、フィルタ処理に 2 次元フーリエ変換を利用した空間周波数処理フィルタを用い、フィルタ係数は空間周波数に対するレスポンスとすることで、異なる機種に対して安定した処理を得るように汎用性に配慮した。次に、オリジナル画像から Sobel フィルタでエッジを検出する。今回は、無用なノイズ成分によるエッジの誤検出を避けるために平滑化処理を行った後、エッジを検出した。

Sobel フィルタにおける,  $x$  及び  $y$  方向のエッジ検出オペレータ  $hx$ ,  $hy$  を以下に示す.

$$hx = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad hy = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix},$$

前処理の平滑化は平滑化画像  $a(x, y)$  にて代用し,  $hx$ ,  $hy$  のオペレータをその画像に作用させることで, 水平方向のエッジ成分  $gx(x, y)$  と垂直方向のエッジ成分  $gy(x, y)$  が求められる. そして, この2つのベクトル和からエッジ強度  $g(x, y)$  を求める.

$$g(x, y) = \sqrt{gx(x, y)^2 + gy(x, y)^2} \dots \dots \dots (1)$$

本処理では, このエッジ強度に応じて, 平滑化画像,  $a(x, y)$ ,  $b(x, y)$ ,  $c(x, y)$  の混合比率を制御する方法を基本とする. すなわち, エッジ強度の低い領域には, 平滑化を程度の高い画像の重み付けを多くし, 逆にエッジ強度の高い領域には, 平滑化の程度の高いシャープな画像の重み付けを多くする. Fig. 2 は, エッジ強度と  $a(x, y)$ ,  $b(x, y)$ ,  $c(x, y)$  の重み付け係数を示す, それぞれのブレンディング関数である. このうち,  $b(x, y)$  のブレンディング関数は, ガウス関数に準じて次式とした.

$$y_b(g) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \sigma} \exp\left(-\frac{(g-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \dots \dots \dots (2)$$

ここで,  $\mu$  は関数の中心強度,  $\sigma$  は分布の幅を示す係数である. そして,  $a(x, y)$  の  $c(x, y)$  のブレンディング関数は,

$$y_a(g) = 1 - y_b(g(x, y)) \quad (g < \mu) \dots \dots \dots (3)$$

$$y_a(g) = 0 \quad (g \geq \mu),$$

$$y_c(g) = 1 - y_b(g(x, y)) \quad (g > \mu) \dots \dots \dots (3)$$

$$y_c(g) = 0 \quad (g \leq \mu),$$

となり，処理画像  $f(x, y)$  は，次式，

$$f(x, y) = a(x, y) \times y_a \{g(x, y)\} + b(x, y) \times y_b \{g(x, y)\} + c(x, y) \times y_c \{g(x, y)\} \quad \cdot \cdot (4)$$

によって合成される．この際， $\mu$  と  $\sigma$  の設定が重要となるが，あらかじめファントム画像や石灰化を含む臨床画像について，エッジ強度を求め，バックグラウンドと石灰化などの高コントラスト成分のエッジ強度分布から試行錯誤して決定した．

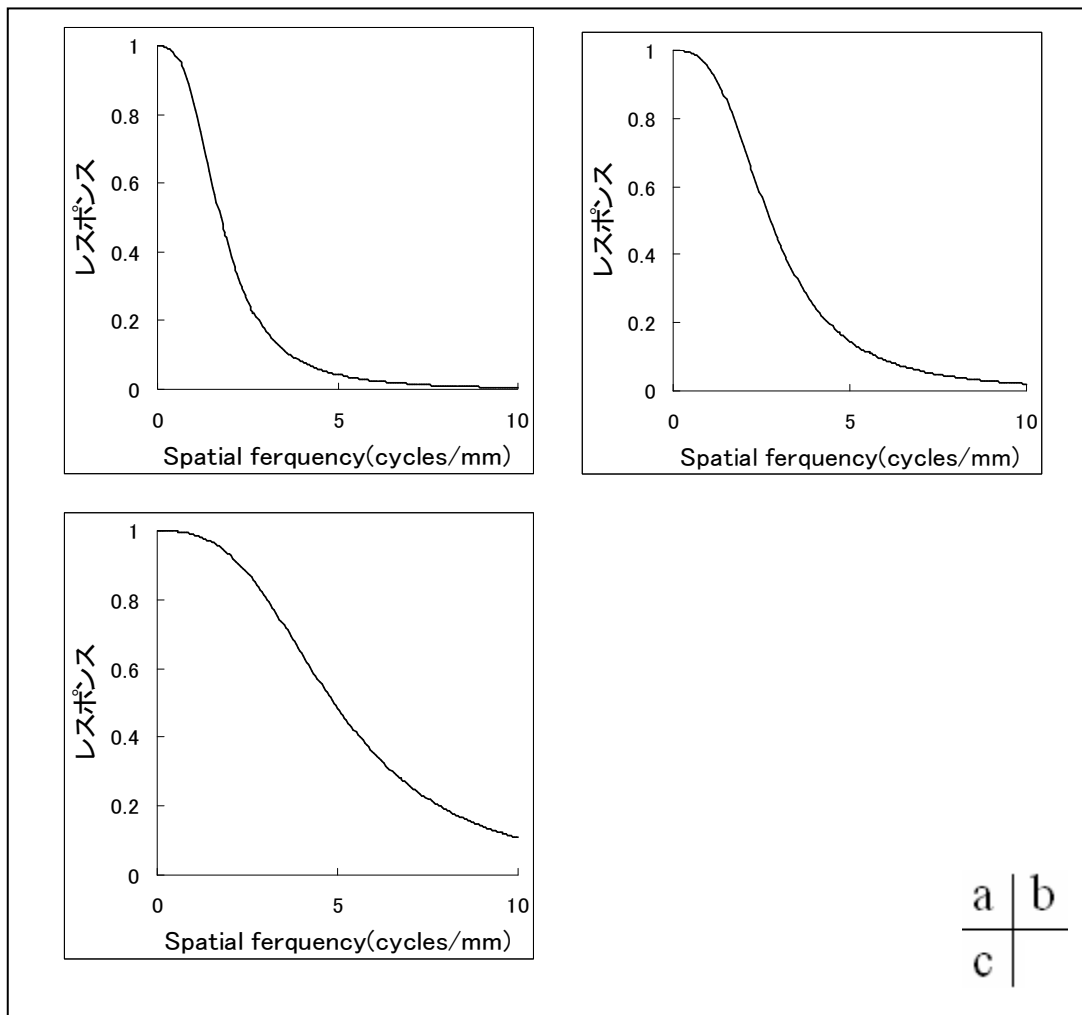


Fig. 1 平滑化画像作成に用いた空間周波数処理係数. (a)  $a(x, y)$ , (b)  $b(x, y)$ , (c)  $c(x, y)$

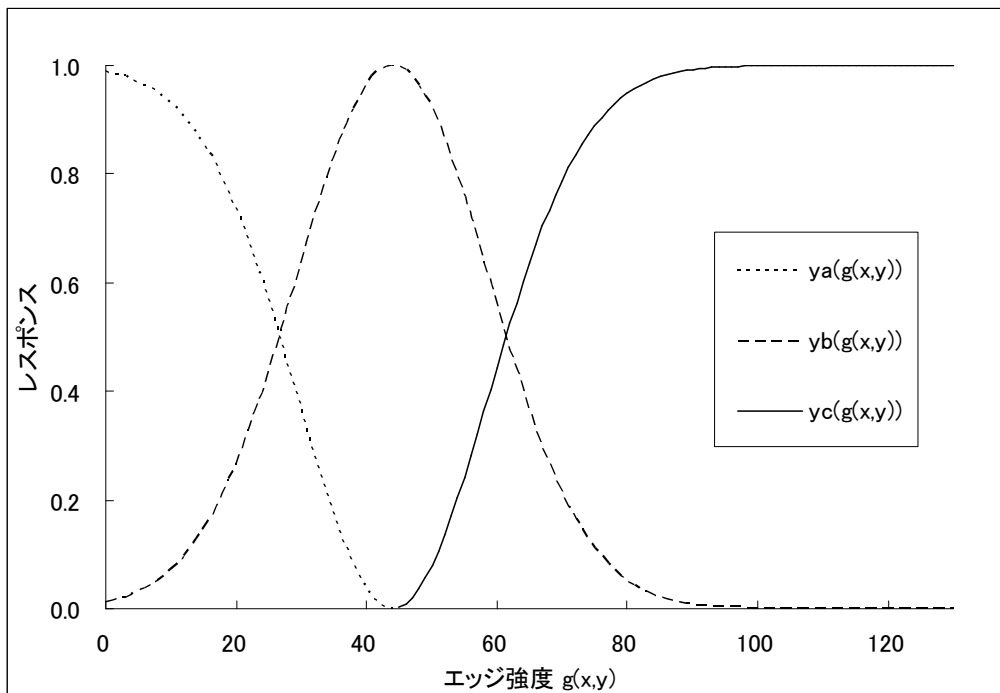


Fig. 2 平滑化画像  $a(x, y)$ ,  $b(x, y)$ ,  $c(x, y)$  に対応したブレンド関数.

### 3. 画像の取得

本研究では、オリジナル画像として、QC用ファントムと臨床マンモグラフィ画像を取得した。デジタルマンモグラフィ装置にはファントムと臨床画像用に SECTRA 社製 Micro Dose Mammography L30 (MDM) (ピクセルサイズ:  $50 \mu\text{m}$ ) とファントム用に SIEMENS 社製 MAMMOMAT Novation DR (DR) (ピクセルサイズ:  $70 \mu\text{m}$ ) を用いた。線量計として、MDM は unfors 社 8201011-C Xi Base unit Platinum を、DR は Radcal 社 model 19015 を用いた。ファントム画像には乳房組織模擬試料 (模擬腫瘍, 微小石灰化, 模擬繊維) を内蔵し、デジタルマンモグラフィのファントム画像評価基準 (模擬腫瘍 4 点, 微小石灰化 4 点, 模擬繊維 5 点, 合 13 点) が示されている ACR (American College of Radiology) 推奨の RMI156 ファントム (RMI 社製) を MDM, DR でそれぞれ 2 種類の平均乳腺線量 (average glandular dose: AGD) で撮影した。

また、解像特性の評価用に金属エッジ画像を、International Electrotechnical Commission (IEC) 62220 にて示された X 線質 RQA-M2 にて撮影して取得した。用いた金属エッジは、厚さ 1 mm, 100×100 mm のタングステン板であり、これを検出器の X 軸に対して、約 2.5 度傾けて撮影した。

マンモグラフィ画像は、石灰化を有する 5 症例を MDM で撮影された過去症例から選択し、その中で R-MLO (mediolateral oblique) の画像を使用した。なお、使用に先だって、匿名化を行った。ファントムと臨床画像の撮影条件を Fig. 3 に示す。

画像	使用機器	管電圧 (kV)	ターゲット/フィルタ	AGD(mGy)
156 ファントム	MDM	32	W/Al	0.5
		32	W/Al	1.0
	DR	27	Mo/Mo	0.6
		27	Mo/Mo	1.0
エッジ	MDM	32	W/Al	—
	DR	27	Mo/Mo	—
臨床	MDM	32~35	W/Al	0.61—0.88

Fig. 3 撮影条件

取得した 11 枚の画像 (156 ファントム画像 4 枚, エッジ画像 2 枚, マンモグラフィ画像 5 枚) をオリジナル画像の石灰化病変情報を損なわない程度の Gaussian フィルタ (Sharp), MREN フィルタ, MREN フィルタと同等のノイズ低減効果を有する Gaussian フィルタ (Smooth) で処理し、計 33 枚の画像を作成した。なお、Sharp は、MDM において実際に臨床画像に用いられる処理と同程度の石灰化描出となる処理である。

## 4. 測定

エッジ画像から presampled modulation transfer function (presampled MTF) を測定し、156 ファントム画像の一様部分から normalized noise power spectrum (NNPS) , 標準偏差 (standard deviation: SD) を測定した。156 ファントム画像と、臨床画像について視覚評価を行った。以下に詳細を述べる。

### 4.1 MTF 測定

IEC 62220-1<sup>10)</sup> による detective quantum efficiency (DQE)測定法の中で示された MTF 測定であるエッジ法を採用した。複数のエッジプロファイルから合成プロファイルを取得し、得られた合成プロファイル (edge spread function: ESF) を、入出力特性を用いて露光量に変換し、隣接差分して line spread function (LSF) に変換した後、フーリエ変換して MTF を取得した。水平方向、垂直方向について、それぞれ2回ずつ測定し、平均をとった。

### 4.2 NNPS 測定

IEC 62220-1 の測定法に基づき、156 ファントムの平坦部分の画像データから 256×256 画素の region of interest (ROI)を抽出し、各ピクセル値を、入出力特性を用いて露光量に変換して、二次元 2 次多項式によるトレンド補正を行い、二次元フーリエ変換によりパワースペクトルを求めた後、NNPS を算出した。計算に用いた ROI は、隣接した2個 (縦横に1×2個) であり、この二つの平均の NNPS 値を結果とした。

### 4.3 SD 測定

取得した 156 ファントム画像の平坦部の同位置に 256×256 画素の ROI を設定し SD を測定した。

### 4.4 視覚評価

視覚的評価では、Sharp 画像と MREN フィルタ画像とを比較した。観察者は、マンモグラフィ検診精度管理中央委員会のマンモグラフィ認定 A 判定を受けた技師 5 名 (平均マンモグラフィ経験年数 5 年) である。

医療用モニタには、実際に画像診断に用いている東京特殊電線社製医療用モニタである MS51i2 (5 メガピクセル) を最高輝度 500 cd/m<sup>2</sup> に設定して使用し、画像の表示拡大率は MDM で 30%、DR で 50%とした。

用いた画像は、3 種類の 156 ファントム画像 (MDM : AGD = 0.5 mGy, 1.0 mGy, DR : AGD = 0.6 mGy) と、5 種類のマンモグラフィ画像である。それぞれの画像について、Sharp 画像と MREN フィルタ画像をディスプレイ上にならべて表示し、観察者はウィンドウレベル、ウィンドウ幅を任意に設定した。評価スコアリングは、ファントムについては、デジタルマンモグラフィの評価基準<sup>11)</sup>にある、模擬繊維、模擬石灰化、模擬腫瘤について、Sharp 画像を基準とし、5-優、4-やや優、3-同等、2-やや劣、1-劣、の 5 段階評価とした。臨床画像では、マンモグラフィ検診精度管理中央委員会の新評価基準<sup>12)</sup>に基づき、粒状性、先鋭度、乳腺内コントラスト、乳腺外コントラストの項目について評価した。156 ファントム画像の評価と同様に、Sharp 画像を基準とし、5-優、4-やや優、3-同等、2-やや劣、1-劣、の 5 段階評価とした。

## 5. 結果

### 5.1 処理画像

Fig. 4 は、用いた 3 段階の平滑化処理の処理画像例である。画像は、156 ファントムの AGD = 0.5 mGy の画像における 0.40 mm の模擬石灰化部分である。Fig. 5 は、臨床画像内の石灰化病変の処理画像例である。MREN フィルタではエッジが保存しつつノイズ低減されているのに対して、Smooth はノイズ低減されると同時にエッジの辺縁までも平滑化され形状が変化した。



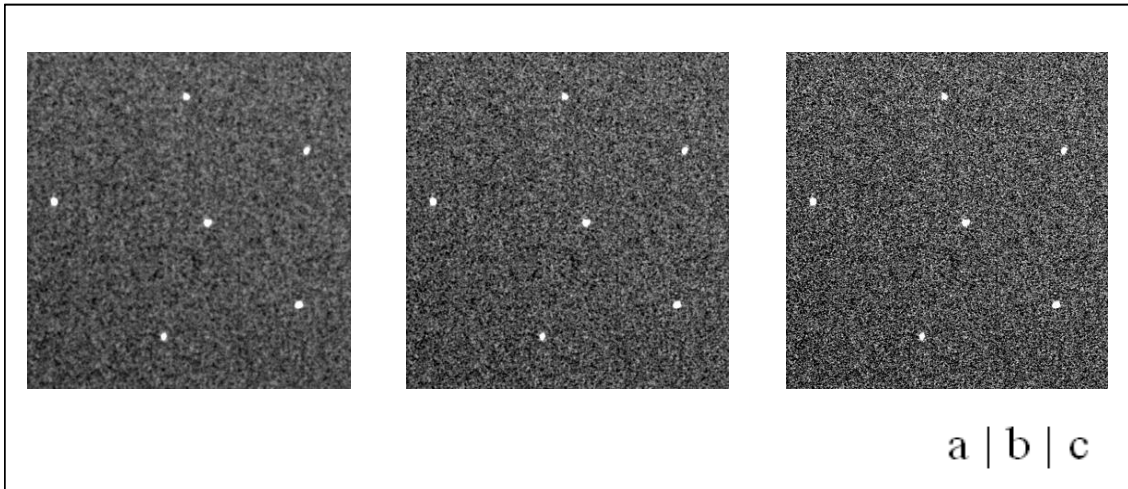


Fig. 4 3段階の平滑化画像の例. (a) *a* 処理, (b) *b* 処理, (c) *c* 処理

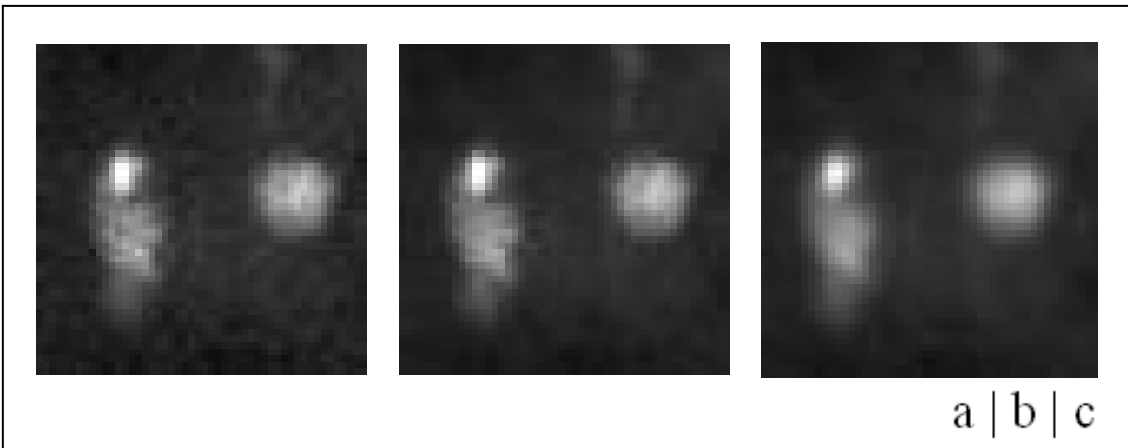


Fig. 5 石灰化病変の画像の例. (a) Sharp, (b) MREN フィルタ, (c) Smooth

## 5.2 MTF

Fig. 6 に MTF の結果を, Fig. 7 に 5 cycles/mm でのそれぞれの MTF 値を示す. MDM は被写体前面と検出器前面にコリメータを配置しているため, 水平方向, 垂直方向で MTF の値が異なった. DR では水平方向, 垂直方向ともに同程度であった. 水平方向 MTF と垂直方向 MTF を平均した値をその装置の MTF とした.

Smooth で MTF が顕著に低下した. Sharp, MREN フィルタはほぼ同じ MTF 特性を示した.

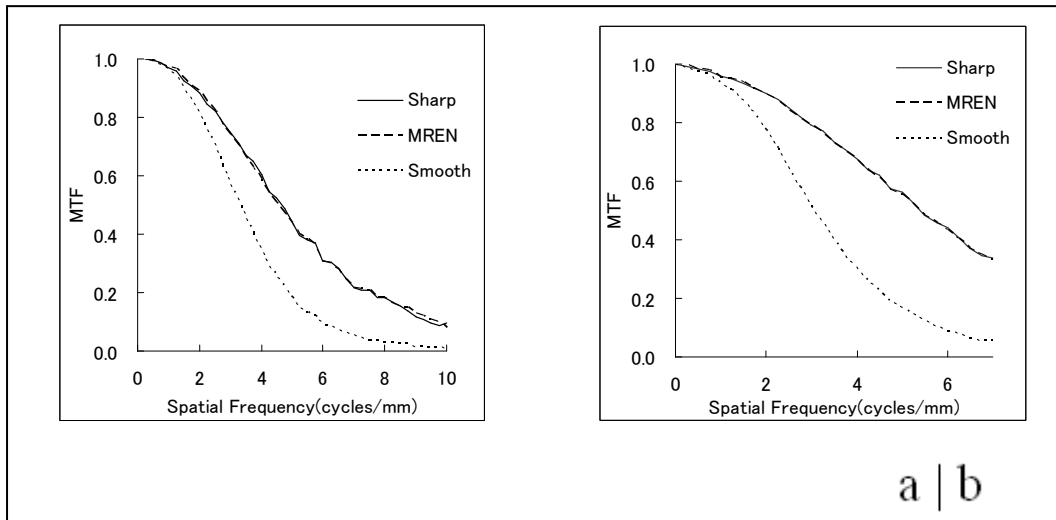


Fig. 6 MTF の結果. (a)MDM, (b)DR

	Sharp	MREN	Smooth
MDM	0.44	0.43	0.18
DR	0.56	0.55	0.16

Fig. 7 5 cycles/mm での MTF 値

### 5.3 NNPS

Fig. 8 に測定した NNPS の結果を示す。MDM, DR ともに, Sharp が著しく高く, MREN と Smooth は同程度に NNPS が低下した。

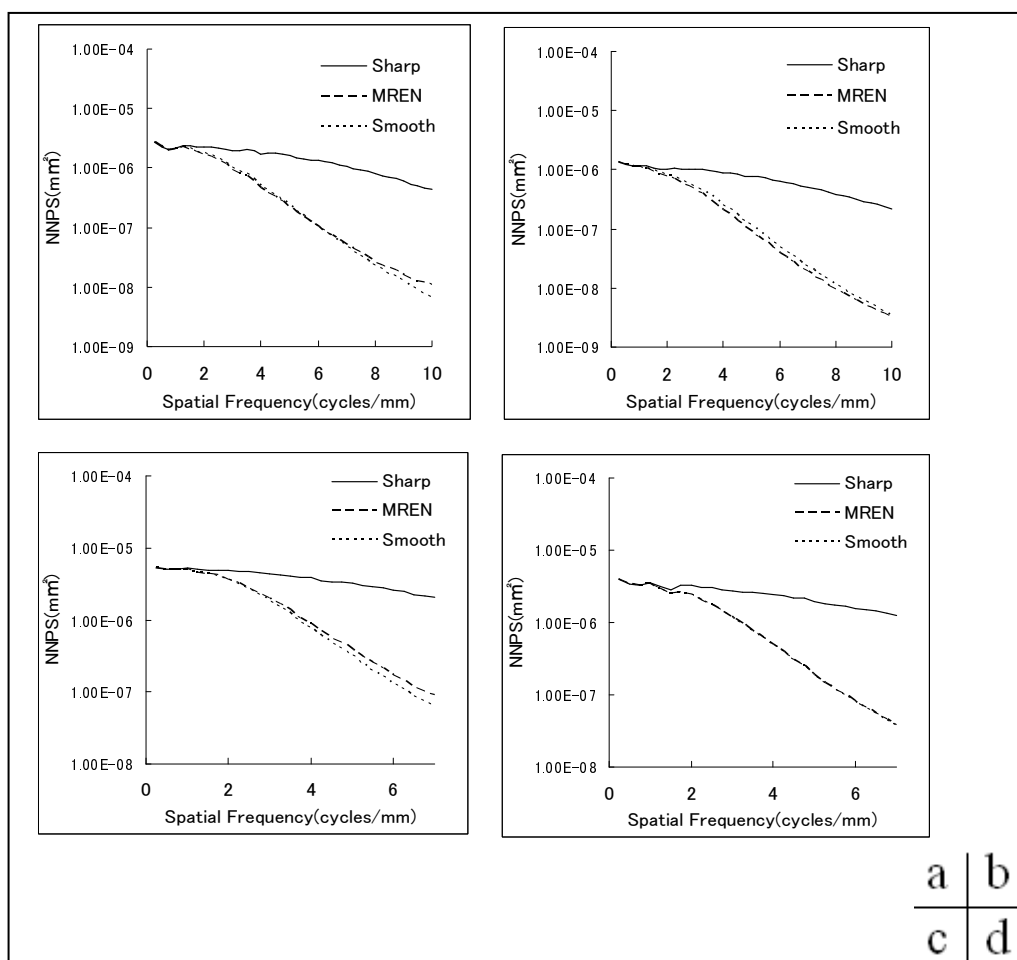


Fig. 8 NNPS の結果. (a)MDM, 0.5 mGy, (b)MDM, 1.0 mGy, (c)DR, 0.6 mGy, (d)DR, 1.0 mGy

#### 5.4 SD

Fig. 9 に測定した SD を示す. SD は MREN, Smooth とともに Sharp の 50%程度となった.

使用機器	平均乳腺線量(mGy)	Sharp	MREN	Smooth
MDM	0.5	27.4(46%)	28(47%)	27.4(46%)
	1.0	18.5(44%)	19.7(47%)	18.5(44%)
DR	0.6	2.68(52%)	2.6(50%)	2.68(52%)
	1.0	3.18(50%)	3.18(50%)	3.18(50%)

Fig. 9 SD の結果. 括弧内は, Sharp に対する低減率.

#### 5.5 156 ファントムの視覚評価

結果を Fig. 10 に示す. 模擬繊維, 模擬石灰化, 模擬腫瘍ともに, MREN フィルタ画像が Sharp 画像より, 優れるという結果となった.

		模擬繊維	模擬石灰化	模擬腫瘍
評価の内訳	5-優	3	0	4
	4-やや優	12	9	8
	3-同等	0	6	3
	2-やや劣	0	0	0
	1-劣	0	0	0
平均値		4.2	3.6	4.1
95%信頼区間		4.2±0.23	3.6±0.28	4.1±0.39

Fig. 10 156 ファントム画像による視覚評価の結果

## 5.6 マンモグラフィ画像の視覚評価

結果を Fig. 11 に示す。粒状性は MREN フィルタが Sharp 画像より優れるという結果となった。先鋭度、乳腺内コントラスト、乳腺外コントラストについては、同等程度という結果となった。

		粒状性	先鋭度	乳腺内コントラスト	乳腺外コントラスト
評価の内訳	5-優	12	1	0	0
	4-やや優	11	8	7	5
	3-同等	2	11	16	19
	2-やや劣	0	5	2	1
	1-劣	0	0	0	0
平均値		4.4	3.2	3.2	3.16
95%信頼区間		4.4±0.27	3.2±0.34	3.2±0.23	3.16±0.20

Fig. 11 マンモグラフィ画像による視覚評価の結果

## 6. 考察

物理測定では、MREN フィルタの理論通りの結果となった。MTF は Sharp とほぼ一致し、MREN フィルタ画像の良好なエッジ保存性が示された。また、Smooth の MTF が大幅に低下していることから、Smooth 画像ではエッジ、つまり、マンモグラフィ画像における石灰化や腫瘍辺縁の情報を損なっていると考えられる。

NNPS, SD の結果から、MREN フィルタは Sharp 画像に比べ、SD 値で 50%程度に低下し、NNPS 値は、フィルタ特性に準じて高周波に向けて低下した。SD 値の比を入射線量に換算すると約 4 倍となるが、NNPS に明らかな周波数特性の違いがあり、真の線量低減によるノイズ変化（NNPS が平行に低下）とは異なった。

156 ファントム画像の視覚評価の結果では、95%の信頼区間の最低値が、模擬腫瘍と模擬繊維において、3.5を上回り優れていることが示され、模擬石灰化では3.32であったことから、同等か優るという結果になった。本研究の画像処理デザインは、エッジ強度に応じた解像特性維持とそれ以外の平滑化であるので、エッジの強い石灰化は、Sharp と同等となり、それ以外は、辺縁のコントラストによっては弱い平滑化がなされ、平坦部分で Smooth とほぼ同じ画像となる。このことから、模擬石灰化の評価が、同等となっても矛盾ではない。また模擬繊維、模擬腫瘍で評価が高いことについて、これらの低コントラスト信号の検出にはノイズの影響が大きいと考えられる。

マンモグラフィ画像の視覚評価の結果から、MREN フィルタによる粒状性の顕著な向上が確認された。鮮鋭度、乳腺内コントラスト、乳腺外コントラストは MREN フィルタ画像と Sharp 画像でほぼ同等であった。このことから、MREN は画質を低下させることなく、ノイズのみを選択的に除去できることが示された。

これらの結果から、MREN フィルタはマンモグラフィ領域において、エッジを保ったままノイズを低減する効果があり、石灰化を含む症例においては、石灰化や乳腺などの画像情報を損なうことなく、ノイズ低減が可能で、腫瘍病変については、ファントムのみの評価であるため、描出能向上の可能性が示唆された。

本研究では、MREN フィルタの線量低下の可能性について検討していない。しかし、用いた画像は、すべて AGD で 1.0mGy 以下であり、比較的低線量な画像である。このような画像は、低線量によりノイズ成分が顕著であるが、通常はそれを容認しながら読影が行われている。よって、MREN フィルタが適用可能となれば、ノイズ低減が可能となり、より視認しやすい画像が提供できる可能性がある。今後、腫瘍病変などを含んださらに多くの臨床例で検討を行うことで、現在までにほとんど報告されていない低線量マンモグラフィ画像の画質改善に対してある方向性を示すことができるものとする。

さらに、今回開発したコンピュータプログラムでは、ブレンディング関数の中心値や範

困を試行錯誤で決定したため、その汎用性に問題があり、マンモグラフィ装置が変わると処理係数を変化させる必要があり煩雑である。より簡易で汎用性の高い処理を可能にするため、自動で処理係数を決定できるよう改良する必要がある。また、現在のプログラムでは1画像作成に1分程度の時間がかかるため、高速化の必要もあると考える。

本研究ではMDM, DRの2つの装置を使用した。更なる精度向上のために、他の装置でも測定を行い、症例数の増加を含めMRENフィルタの効果を検討する必要があると考える。

## 7. 結語

デジタルマンモグラフィにおけるノイズ低減を目的として、エッジ検出フィルタと空間周波数処理を応用したフィルタ処理であるMRENフィルタを開発し、その効果を物理的及び視覚的に検討した。MTFはSharp画像と同等となり、解像特性維持が確認され、ノイズは顕著に減少した。マンモグラフィ画像の視覚評価では、粒状性が顕著に向上し、156ファントムでは、模擬繊維と模擬腫瘍でMRENフィルタの有効性が示された。今後の症例数を増加しての検討の後、実臨床への応用の可能性が示唆された。

## 参考文献

- 1) Ehsan Samei, Robert S. Saunders, Jay A. Baker, David M. DeLong. Digital Mammography : Effects of Reduced Radiation Dose on Diagnostic Performance. Radiology. 2007 ; 243:396-404
- 2) 藤村良夫, 西山光, 舛本俊典, 河野信吾, 北川康子, 池田俊貴, 古川隆志, 石田隆行. Digital Mammography における被曝線量低減の検討ー入射線量と処理画像画質の関係ー. 日放技学誌. 2008 ; 64(2) : 520-522.
- 3) E J Goldstraw, I castellano, S Ashley, S Allen. The effect of Premium View post-processing software on digital mammographic reporting. The British Journal of Radiology. 2009 ; 000 : 1-7.
- 4) Takayoshi Uematsu. Detection of masses and calcifications by soft-copy reading: comparison of

- two postprocessing algorithms for full-field digital mammography. *Jpn J Radiol.* 2009 ; 27 : 168–175.
- 5) Etta D. Pisano, Elodia B. Cole, Stacey Major, Shuquan Zong, Bradley M. Hemminger, Keith E. Muller, R. Eugene Johnston, Ruth Walsh, Emily Conant, Laurie L. Fajardo, Stephen A. Feig, Robert M. Nishikawa, Martin J. Yaffe, Mark B. Williams, Stephen R. Aylward, For the International Digital Mammography Development Group. Radiologists' Preferences for Digital Mammographic Display1. *Radiology.* 2000 ; 216 : 820–830.
- 6) Etta D. Pisano, Elodia B. Cole, Bradley M. Hemminger, Martin J. Yaffe, Stephen R. Aylward, Andrew D. A. Maidment, R. Eugene Johnston, Mark B. Williams, Loren T. Niklason, Emily F. Conant, Laurie L. Fajardo, Daniel B. Kopans, Marylee E. Brown, Stephen M. Pizer. Image Processing Algorithms for Digital Mammography : A Pictorial Essay1. *RadioGraphics.* 2000 : 20 ; 1479-1491.
- 7) Elodia B. Cole, Etta D. Pisano, Donglin Zeng, Keith Muller, Stephen R. Aylward, Sungwook Park, Cherie Kuzmiak, Marcia Koomen, Dag Pavic, Ruth Walsh, Jay Baker, Edgardo I. Gimenez, Rita Freimanis. The Effects of Gray Scale Image Processing on Digital Mammography Interpretation Performance. *Academic Radiology.* 2005 ; 12(5) : 585-595.
- 8) Alan H. Baydusha, Carey E. Floyd, Jr. Improved image quality in digital mammography with image processing. *Med. Phys.* 2000 ; 27(7) : 1503-1508.
- 9) 奥村美和. マルチスライス CT における被ばく低減. *日放技学誌.* 2005 ; 61(3) : 14-17.
- 10) IEC 62220-1. Medical electrical equipment, Characteristics of digital X-ray imaging devices, Part 1 : Determination of the detective quantum efficiency. 2003.
- 11) 鈴木隆二, 小山智美, 新井敏子, 他 : 叢書 (14-3) 乳房撮影精度管理マニュアル (改訂版) . 日本放射線技術学会. 2004.
- 12) マンモグラフィ精度管理中央委員会 : <http://www.mammography.jp/>