

ノート

エントロピーに基づく適応型近傍コントラスト強調法の改良

千葉怜那・李 鎔範¹⁾・蔡 篤儀¹⁾論文受付
2004年6月9日論文受理
2004年11月16日

Code No. 530

新潟大学大学院保健学研究科保健学専攻

1) 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

緒言

画像において局所的な近傍領域の情報は非常に重要であるとされている。このことは雑音除去やエッジ強調などの空間フィルタにおいて、注目する画素に隣接する近傍の画素値情報を利用していることからもうかがえる。こうした近傍領域に注目した画質改善の一手法として適応型近傍コントラスト強調法が提案されている^{1~4)}。この手法では、まず適応的にフィルタサイズを変えながら、注目画素と近傍領域の画素とのコントラストを計算し、画素値をコントラスト値に変換す

る。その後、強調関数を適用し、階調値空間に逆変換することでコントラストが強調された画像を得る。この手法はコントラストを強調または維持しながら同時に雑音を抑制する因子も備えている。一方、パラメータの設定は必須であり、それらのパラメータ値によって性能は大きく左右される。そこで、本研究では適応型近傍コントラスト強調法におけるパラメータの一部を、エントロピー⁵⁾を用いて自動的に設定する一手法を提案する。そして、その提案法を医用画像の画質改善に応用することを試みる。

Improvement in the Performance of the Adaptive Neighborhood Contrast Enhancement Technique Based on Entropy

REINA CHIBA, YONGBUM LEE,¹⁾ and DU-YIH TSAI¹⁾

Niigata University Graduate School of Health Sciences

1) Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University

Received June 9, 2004; Revision accepted Nov. 16, 2004; Code No. 530

Summary

This paper presents an improved adaptive-neighborhood-contrast-enhancement (ANCE) method for the improvement of medical image quality. The ANCE method consists of computing the local contrast around each pixel using a variable neighborhood whose size depends on the statistical properties around the given pixel. The obtained contrast image is then transformed into a new contrast image using a contrast enhancement function. Finally, a contrast-enhanced image is obtained by applying inverse contrast transform to the previous step. This technique provides the advantages of enhancing or preserving image contrast while suppressing noise. However, it does have a drawback. The performance of the ANCE method largely depends on how to determine the parameters used in the processing steps. The present study proposes a novel method for optimal and automatic determination of several parameters using entropy. To quantitatively compare the performance of the proposed method with that of the ANCE method, computer-simulated images are generated. The output-to-input SNR level and the mean squared error are used as comparison criteria. Results demonstrated the superiority of the proposed method. Moreover, we have applied our new algorithm to echocardiograms and mammograms. Our results showed that the proposed method has the potential to become useful for improving the image quality of medical images.

Key words: Image processing, Contrast enhancement, Noise reduction, Entropy

別刷資料請求先: 〒951-8518

新潟市旭町通2-746

新潟大学医学部保健学科 李 鎔範 宛

以下,手法の詳細と提案法の有効性を示すために行ったシミュレーションの評価結果を報告する.

1. 方法

1-1 適応型近傍コントラスト強調法

Fig. 1に適応型近傍コントラスト強調法¹⁾のフローチャートを示す.はじめに前処理として3×3の移動平均フィルタを適用する.その後,画素値をコントラスト空間に変換し,強調を行い,階調値に戻す処理をすべての画素において実施する.処理の詳細手順は次のようになる.

まず,注目画素 (i, j) の画素値を $I(i, j)$ とし,その注目画素を中心とした初期の関心領域の大きさ(フィルタサイズ)を W_{max} (奇数)とする[Fig. 2(a)].そして関心領域内の任意の画素 (k, l) の画素値を $I(k, l)$ としたとき,任意のしきい値 T を定め, $T < |I(k, l) - I(i, j)|$ の場合 $\alpha(k, l) = 0$,それ以外の場合 $\alpha(k, l) = 1$ とした二値画像 G を作成する[Fig. 2(b)].その後, G を用いてフィルタサイズの見直しを行う.具体的にはフィルタサイズを $1 \sim W_{max}$ (奇数のみ)間で変えながら,任意の条件 U (後述)を満たすフィルタサイズ c を探す[Fig. 2(c)].もしも条件 U を満たさなかった場合は $c = W_{max}$ とする.次に,二値画像 G において画素値が1の画素をcenter領域,画素値が0かつその8近傍中に1カ所でも画素値1の画素がある画素をbackground領域と定義し,式(1)によって注目画素の画素値 $I(i, j)$ をコントラスト値 $C(i, j)$ に変換する.なお,center領域とbackground領域以外の画素はこの計算では考慮しない[Fig. 2(d)].

$$C(i, j) = \frac{|M_c(i, j) - M_b(i, j)|}{\max[M_c(i, j), M_b(i, j)]} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで, M_c はcenter領域の画素値 $I(k, l)$ の平均値, M_b はbackground領域の画素値 $I(k, l)$ の平均値である.

こうして得たコントラスト値は,三角関数や多項式などで表される強調関数 F によって強調した後[式(2)],逆コントラスト変換[式(3)]を行うことで強調された画素値 E に戻すことができる.この逆変換式(3)は,式(1)を M_c イコールに変換後, M_c を E に置き換えることで得られる.

$$C(i, j) = F[C(i, j)] \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$\begin{aligned} E(i, j) &= M_b(i, j)[1 - C(i, j)] \quad \text{if } M_c(i, j) < M_b(i, j) \\ E(i, j) &= \frac{M_b(i, j)}{1 - C(i, j)} \quad \text{if } M_c(i, j) \geq M_b(i, j) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (3)$$

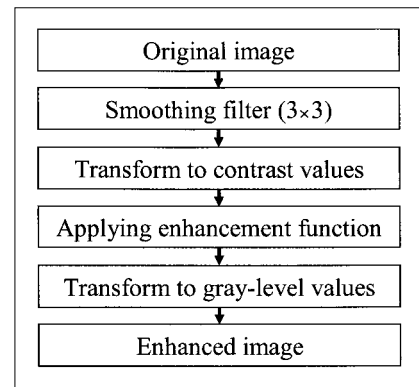


Fig. 1 Flowchart of the adaptive neighborhood contrast enhancement method.

1-2 パラメータの設定

適応型近傍コントラスト強調法の主要なパラメータは W_{max} , T , U , F の四つである.本研究ではこのうち, T と U をエントロピーの観点から自動設定する手法を提案する.提案法について述べる前に,従来のパラメータ設定の一例を次に紹介しておく¹⁾.

W_{max} : 画像の大きさによって経験的に決定

T : 画像全体の標準偏差や $W_{max} \times W_{max}$ 内の標準偏差を用いて決定

U : 「 G において $c \times c - (c-2) \times (c-2)$ の領域内で0の割合が一定値を超えたとき」という条件によって決定

F : 多項式や三角関数を比較評価することで決定(例:
 $F(x) = 5x^5 - (25/2)x^4 + 8x^3 + (1/2)x^2$, $F(x) = \tan[(\pi/4)x]$)

われわれが提案する新しいパラメータ設定法の特徴は,エントロピーが最も大きくなるようにパラメータを決定する点である.つまり,これは情報量を最大限に保持するようにパラメータを設定することを意味している.

T に関しては,関心領域 $W_{max} \times W_{max}$ 内の画素値の最大値から最小値を引いた値を d としたとき, $0 < T < d$ の範囲内にあると考えられる.そこで,この範囲内でエントロピーが最大となるしきい値を探し,その値を T とする.エントロピーの計算式を式(4)に示す.

$$ENT(t) = -p_{0t} \log_2 p_{0t} - p_{1t} \log_2 p_{1t} \quad (0 < t < d) \quad \dots\dots (4)$$

$ENT(t)$ は,しきい値 t で得た二値画像 G から計算されるエントロピーであり, p_{0t} はそのときの G 内の画素値0の確率, p_{1t} は画素値1の確率である.この $ENT(t)$ を $0 < t < d$ の範囲ですべて計算し, $ENT(t)$ が最大となる t を T とする.

U に関しては,「 G において $c \times c$ 内のエントロピーが最大となるとき」を条件として用いる.具体的には, $1 \leq c \leq W_{max}$ (c は奇数)の範囲で $c \times c$ 内のエントロピーを計

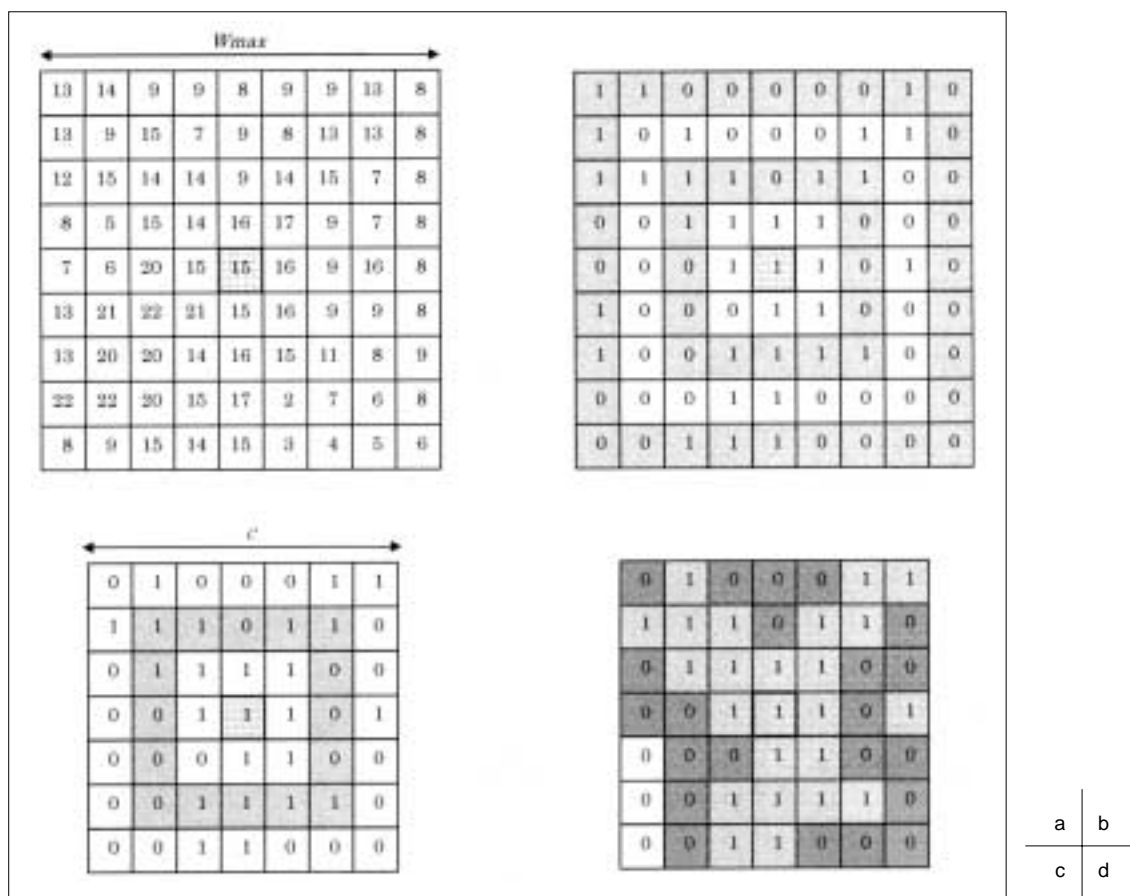


Fig. 2 Adaptive neighborhood selection with a threshold value of $T=5$.

(a) Basic region of interest around bold-faced pixel value $(i, j) = 15$.

(b) Binary image G obtained by thresholding $T=5$.

(c) Reconsidered region of interest $c \times c$.

(d) Defined center (pixels 1 with light gray) and background (pixels 0 with dark gray) regions. Other regions (pixels 0 with white) are not used in the next computation.

算し、エントロピーが最大となったときの c を関心領域のサイズとして採用する。

W_{max} と F は、提案法と従来法を比較するために従来法と同じものを用いる。具体的な設定値は、次項の「シミュレーションによる評価」で述べる。

2. シミュレーションによる評価

2-1 対象画像

提案法の有効性を確認するためにシミュレーションによる評価を行った。そのために乳房写真上の微小石灰化・腫瘍・線維を模倣したシミュレーション像(サンプリング間隔 $50\mu\text{m}$ と仮定)を作成した¹⁾。腫瘍像の形状は円形とし、大きさは 3.2mm とした。微小石灰化像は、面積が異なる六つの斑点状を呈し(直径 0.1mm , 0.2mm , 0.3mm , 0.4mm , 0.5mm , 1mm)、形状は腫瘍像と同様の円形とした。線維像は半円筒状で 135° の角度をつけて、長さ 12.8mm 、直径 1.25mm とした。これらの画像サイズは 256×256 画素、最大階調値は 255 、背景の階調値は 128 に設定した。

腫瘍像の作成過程では、まずその大きさ(半径 r とする)を決め、二次関数 $y = -ax^2 + b$ によって腫瘍内部の階調値の分布を決定した。ここで、 a は $\frac{b}{r \times r}$ で求め、 b は腫瘍内部の階調値を変更する変数であるため、後述するコントラストレベルによって5段階に変化させた。その後、背景成分を加えることでシミュレーション用の腫瘍像の基本形を得た。微小石灰化像も、腫瘍像と同様の方法で作成を行った。異なるのは半径 r と配置位置だけである。線維像は、腫瘍像の作成で用いた二次関数を応用して得た半円筒状の陰影を 135° 傾けることで作成した。

最終的にシミュレーション像はコントラストレベルを5段階に、ノイズレベルを3段階に変化させて計15パターンを作成した。コントラストレベル $C.L.$ は式(5)のように定義する。

$$C.L. = \frac{O_m - B_m}{B_m} \times 100 \quad \dots\dots\dots (5)$$

O_m は物体の平均階調値、 B_m は背景の平均階調値で

ある．また， $C.L.$ の範囲は10%から50%までとし10%刻みで変化させた．その後，3種類の異なるノイズレベル(高ノイズ，中ノイズ，低ノイズ)のランダム雑音をのせた．ここで有雑音のシミュレーション画像は $g(i, j) = f(i, j) + n(i, j)$ と表せる． $f(i, j)$ は無雑音画像(信号成分)であり $n(i, j)$ は雑音成分である．ノイズレベルは信号雑音比(signal-to-noise ratio: SNR)を調整することで設定を行った． SNR は式(6)のように定義する．

$$SNR_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N f(i, j)^2}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N n(i, j)^2} \right) \dots\dots\dots (6)$$

具体的なノイズレベルの値としては23dB，18dB，10dBを用いた．順に視覚的に低ノイズ，中ノイズ，高ノイズと判断した．なお， $N \times N$ は対象画像の画素数である．このようにして作成したシミュレーション像の例をFig. 3に示す．

2-2 評価基準

評価には二つの基準を用いた．一つは，ノイズ抑制の度合いを定量化するための入力画像と出力画像の信号雑音比 ρ ，もう一方は画像変化の度合いを評価する平均二乗誤差(mean squared error: MSE)である． ρ は式(7)で定義される．

$$\rho = \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \dots\dots\dots (7)$$

SNR_{in} は入力画像の SNR ， SNR_{out} は出力画像の SNR であり，式(8)で与えられる．

$$SNR_{in} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N f(i, j)^2}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N [f(i, j) - g(i, j)]^2}$$

$$SNR_{out} = 10 \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \hat{f}(i, j)^2}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N [\hat{f}(i, j) - \hat{g}(i, j)]^2} \dots\dots\dots (8)$$

ここで， g は有雑音画像， f は無雑音画像， \hat{f} は f を処理して得た結果画像， \hat{g} は g を処理して得た結果画像である．また， MSE は f と \hat{g} により式(9)で定義される．

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N [f(i, j) - \hat{g}(i, j)]^2}{N^2} \dots\dots\dots (9)$$

ρ は，より多くのノイズが取り除かれていれば値が大きくなり， MSE は，信号成分のみを含む画像(この場合，無雑音画像 f)の構造がよく保たれている場合，値が小さくなる．つまり， ρ 値は高く MSE 値は低いほうが，より良好に画質が改善されたことを意味する．

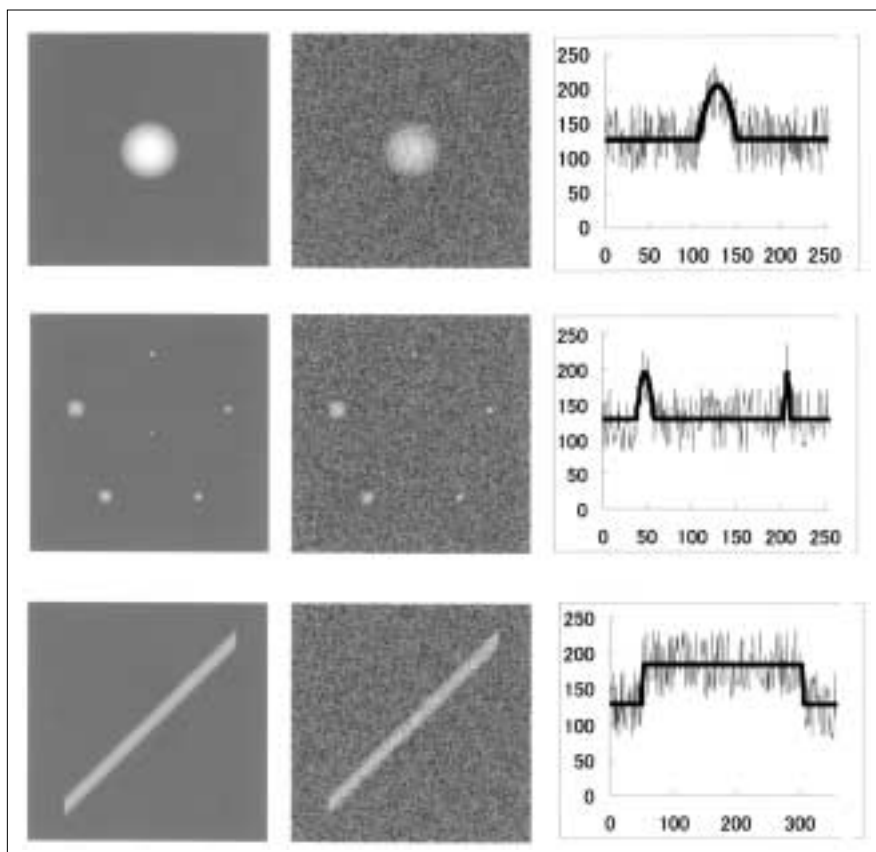


Fig. 3 Computer-simulated images of mass, microcalcifications, and fiber(30% contrast level). Noise-free image, noisy image with $SNR=18$ dB, and their profiles. The bold line is the profile of the noise-free image.
(a) Simulated mass shadow.
(b) Simulated microcalcifications' shadows.
(c) Simulated fiber shadow.

2-3 評価結果

比較のために従来法，提案法， 5×5 メディアンフィルタ， 5×5 移動平均フィルタの4種類の方法について評価を行った．従来法のパラメータ設定には，Guisらの報告¹⁾から， W_{max} ：17， T ：画像全体の標準偏差， U ： G において $c \times c - (c-2) \times (c-2)$ の領域内で0の割合が60%を超えたとき， $F : F(x) = \tan[(\pi/4)x]$ を用いた．提案法におけるパラメータ W_{max} と F は従来法と同じものを用いた．また，メディアンフィルタと移動平均フィルタのフィルタサイズを 5×5 としたのは，Guisらの報告¹⁾において 5×5 のサイズで比較していたことに基づく．このフィルタサイズは，大きいほど雑音除去能力は高くなるが，その分ボケもひどくなり実用に適さないことはよく知られている．このことから 5×5 程度のフィルタサイズを比較対象とするのが妥当であると考えられる．

シミュレーション画像にこれら四つの手法を適用した結果をFig. 4とFig. 5に示す．Fig. 4は ρ 値，Fig. 5はMSE値の算出結果である．Fig. 4の高ノイズでの腫瘍像，微小石灰化像，線維像における結果では，提案法の ρ 値が最も高くなっていることが分かる．中ノイズ，低ノイズの場合でも従来法では一部変動が激しいが，提案法では一定して高い値を示していることが確認できる．Fig. 5のMSEによる評価も ρ 値とほぼ同じ傾向を示しており，一定して提案法のMSE値が低いという良好な結果が得られた．

各手法の処理結果の画像例をFig. 6に示す．Fig. 6の結果画像からは，視覚面においても提案法が良好に画質を改善していることが確認できる．ただし，微小な信号成分(0.1～0.2mm程度の微小石灰化像)は雑音が多い場合，雑音とともに信号強度も低減し視覚的に見えにくくなるという現象がみられた．こうした微小な信号に対してはreceiver operating characteristic(ROC)解析などを用いた定量的な評価が今後必要であると考えられる．

3. 医用画像への適応と考察

本手法を実際の医用画像に適用した画像例をFig. 7とFig. 8に示す．Fig. 7で対象とした画像は心臓の拡張末期の超音波画像(256×256画素，256階調)である．シミュレーションの結果などから，提案法は，従来法およびフィルタサイズをある程度限定した移動平均フィルタやメディアンフィルタに比べ，雑音除去能力に優れていると考えられる．このことから，まず雑音が多いとされる超音波画像に本手法の適用を行ってみた．Fig. 7の結果画像では，画像中の境界がややぼやけるものの，雑音を低減しながら心臓辺縁のコントラストはほぼ維持しているという観点から，提案法が他

の手法に比べ良好であることがうかがえる．また，Fig. 8では，シミュレーション実験に合わせて腫瘍陰影(916×916画素)，微小石灰化陰影(696×696画素)，線維状陰影(990×953画素)の3種類の乳房X線画像を対象画像とした．これらの画像はシミュレーションで想定したのと同じ $50 \mu\text{m}$ ，256階調でサンプリングされた画像である．提案法の結果は，紙面上では確認しにくい，他の手法に比べ，大局的にコントラストが維持または若干強調され，局所的に微小なエッジ領域が雑音として除去される傾向にあった．特に微小石灰化陰影に関しては，微小石灰化像の領域が微小であったことから，シミュレーションと同様に信号成分が減弱されてしまう結果となった．この結果から，提案法は，微小石灰化像のような小さな信号の強調には向いていないと考えられる．逆に，比較的大きな信号に雑音が複雑にのっているような画像には，提案法が有効であると考えられる．なお，Fig. 7およびFig. 8の結果画像が，実際の診断で有用であるかどうかは全く検討しておらず，シミュレーション同様ROC解析などによる定量的な評価が今後必要であると考えている．

ここで，提案法の「エントロピーが最大になるように T と U を決定する」は，つまりは0と1の割合が50%ずつに最も近づくようにそれらを決定することを意味する．例えば，雑音だけの領域でも半分程度は信号とみなされ，逆に，信号だけの領域でも半分程度は雑音とみなされる．このことから，本手法は，信号と雑音がほどよく混在している画像に対して威力を発揮すると考えられる．また，必ず50%程度は雑音とみなされることから，シミュレーションで用いたような雑音の激しい画像に対しても雑音除去の面では有効であると考えられる．逆に，雑音が少ないあるいは信号成分が弱い画像に対しては，本手法の有効性は低いと考えられる．Fig. 7の超音波画像は，雑音が激しく，信号と雑音がほどよく混在している画像といえる．一方，Fig. 8の乳房X線画像は，細かい雑音はのっているものの，比較的雑音の少ない明瞭な画像であるといえる．そのなかでも特に微小石灰化陰影の信号は，乳房X線画像全体からみると非常に弱い信号であると考えられる．実験結果やここまでの考察から，微小石灰化陰影のような小さな信号を含む画像に対しては，今回提案したパラメータ設定法が決して最適なものであるとは考えにくい．このように，本稿の提案法は，すべての画像に対して有効であるとはいいがたいが，シミュレーションの結果や実際の医用画像への適用結果から考察すると，大局的にコントラストを維持・強調しながら雑音を大きく減らすという観点では，従来法より優れていると結論づけられる．

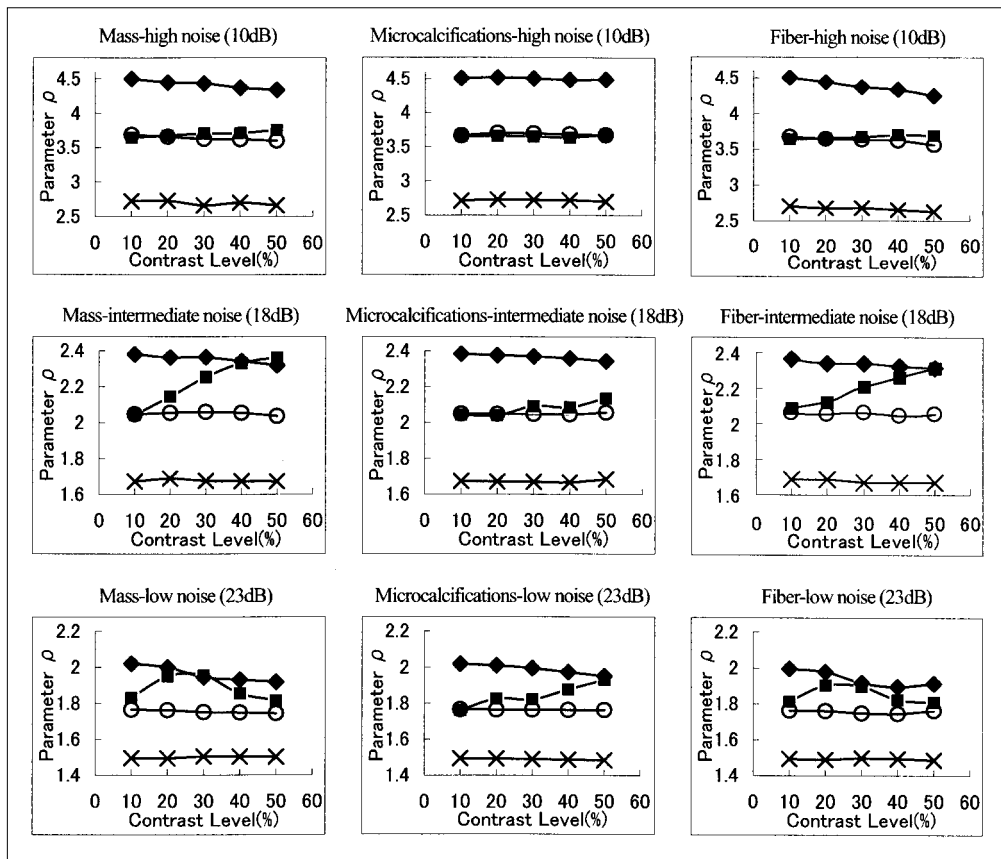


Fig. 4 Results of evaluation with parameter ρ versus contrast level.
○: conventional method, ■: improved method, ○: 5×5 smoothing filter, ×: 5×5 median filter.

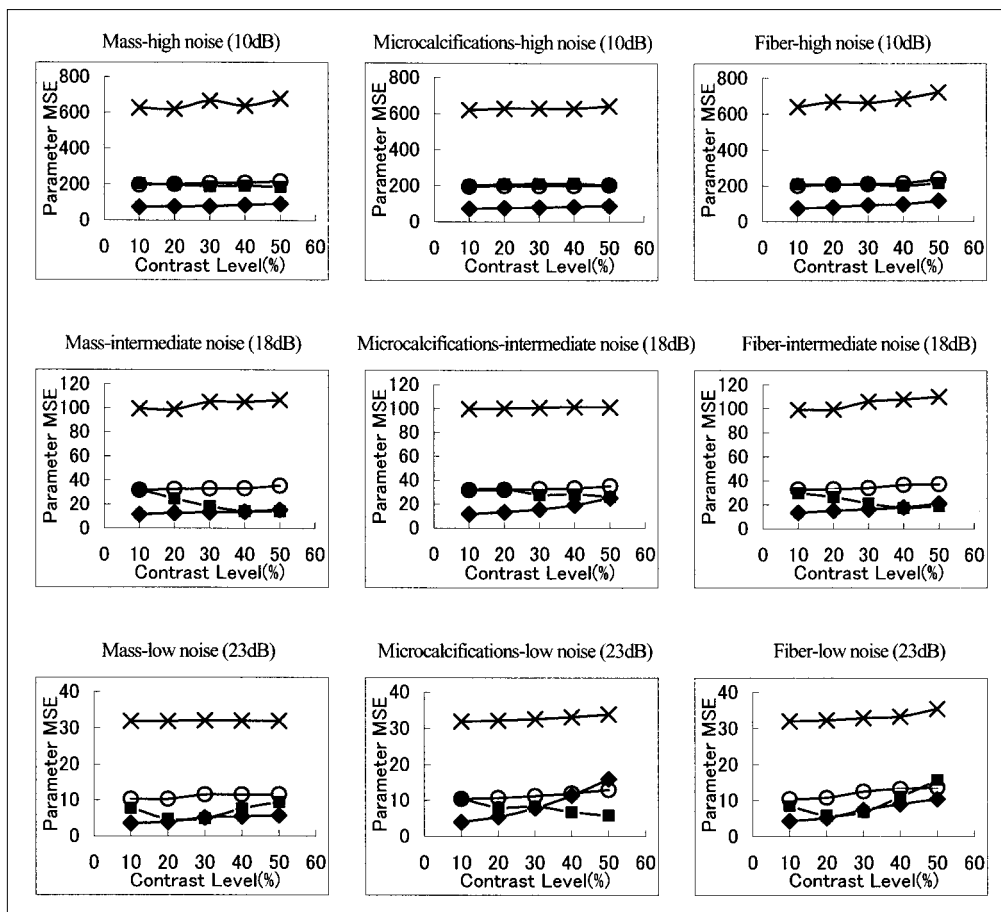


Fig. 5 Results of evaluation with parameter MSE versus contrast level.
○: conventional method, ■: improved method, ○: 5×5 smoothing filter, ×: 5×5 median filter.

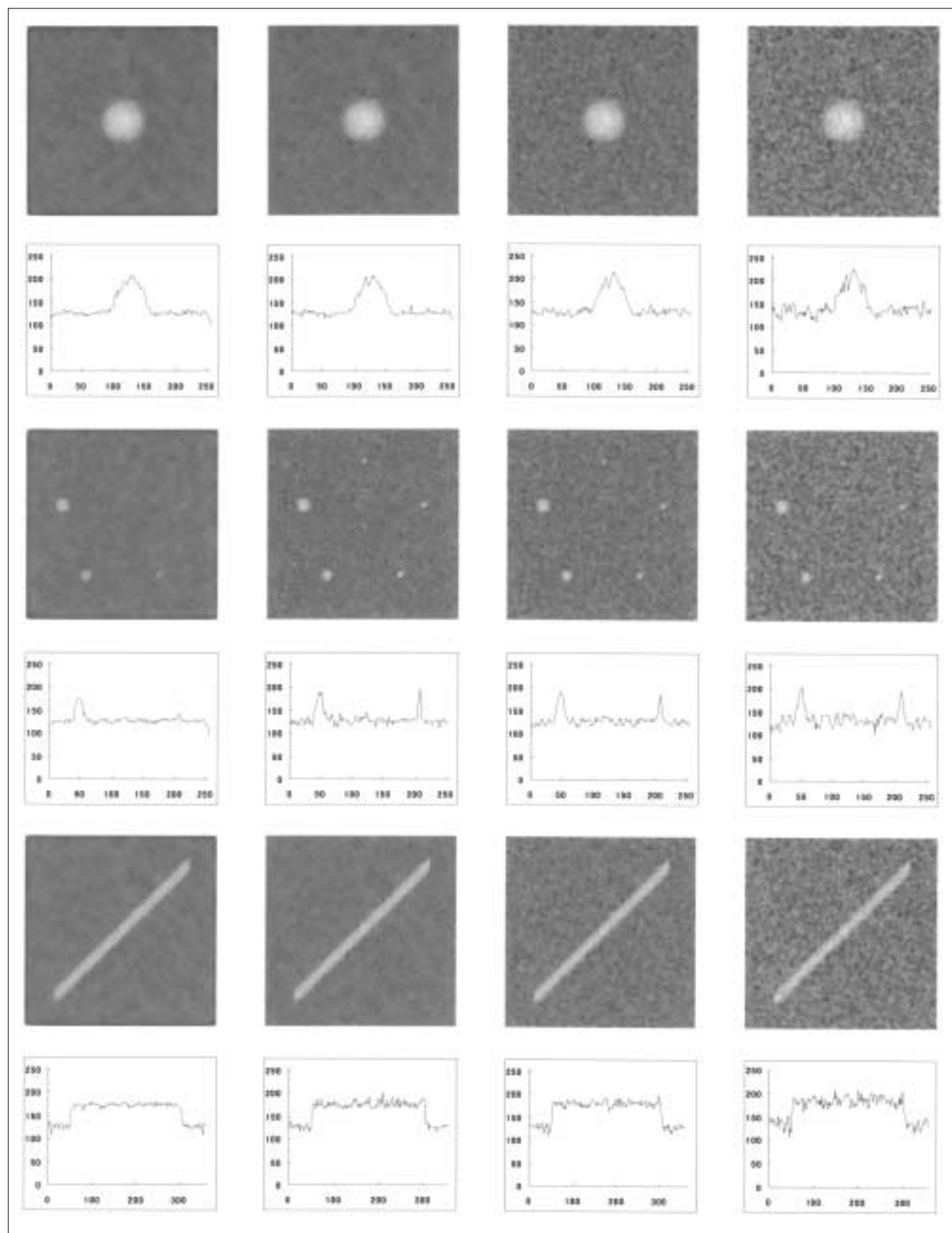


Fig. 6 Examples of processed simulation images and their profiles. Original images are shown in Fig. 3.

- (a) Processed images obtained by improved method.
 (b) Processed images obtained by conventional method.
 (c) Processed images obtained with 5×5 smoothing filter.
 (d) Processed images obtained with 5×5 median filter.

a | b | c | d

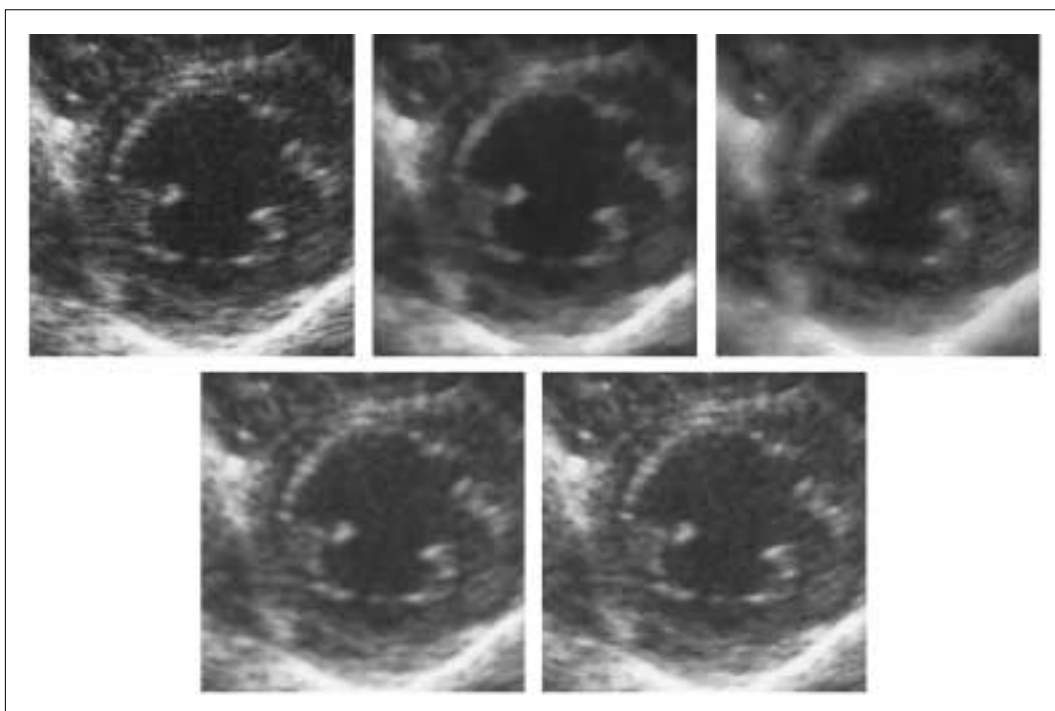


Fig. 7 Processed echocardiograms.

- (a)Original image of end-diastole.
- (b)Processed image obtained by improved method.
- (c)Processed image obtained by conventional method.
- (d)Processed image obtained with 5×5 smoothing filter.
- (e)Processed image obtained with 5×5 median filter.

a	b	c
d	e	

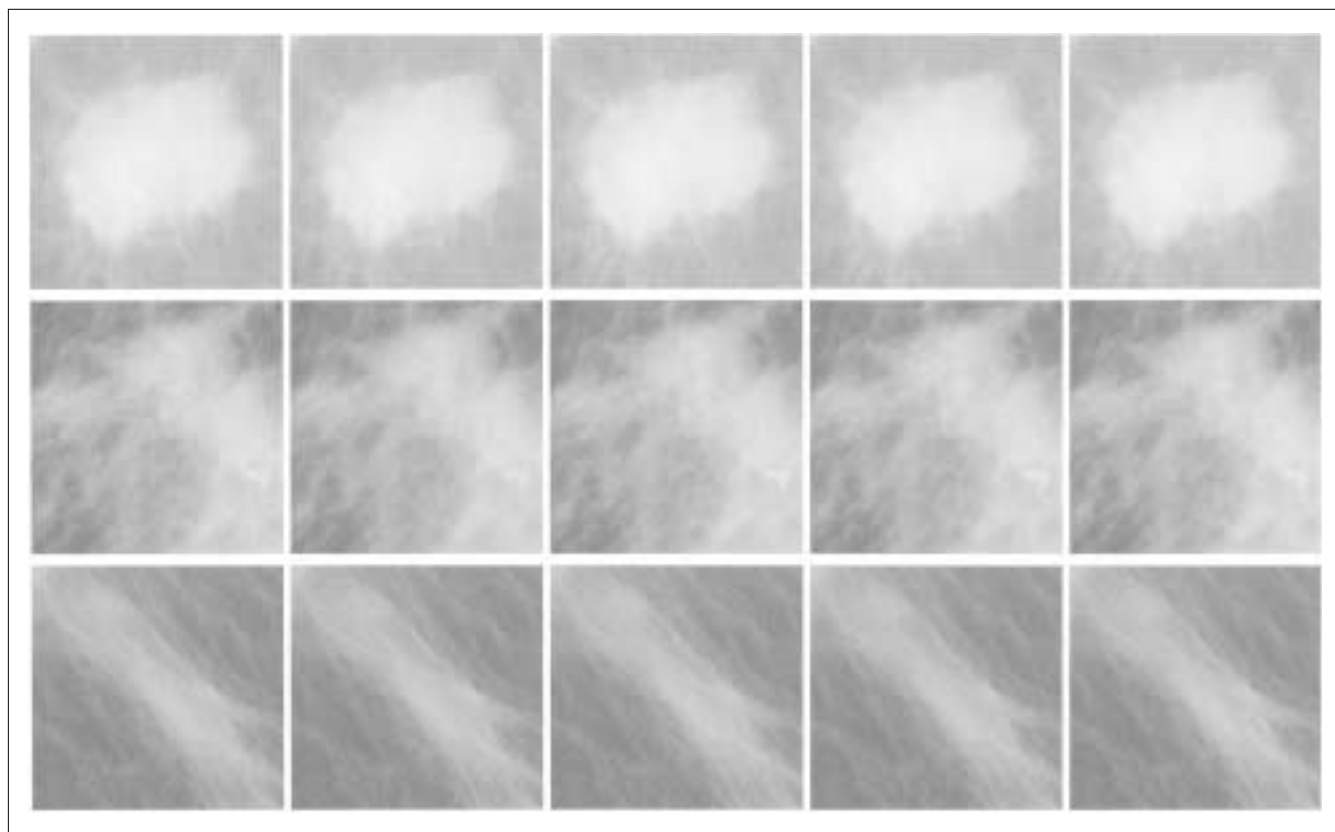


Fig. 8 Processed mass, microcalcifications, and fiber shadows in mammogram.

- (a)Original images.
- (b)Processed images obtained by improved method.
- (c)Processed images obtained by conventional method.
- (d)Processed images obtained with 5×5 smoothing filter.
- (e)Processed images obtained with 5×5 median filter.

a	b	c	d	e
---	---	---	---	---

4. 結 語

適応型近傍コントラスト強調法のパラメータの一部を、エントロピーを用いて自動的に設定する新たな手法を提案した。シミュレーションによる評価を行い、提案法が従来法に比べ良好に画質を改善できるこ

とを確認した。また、心臓超音波画像と乳房X線画像に適応した結果画像を示し、本手法が実際の医用画像の画質を改善できる可能性を示唆した。今後は、残ったほかのパラメータ(W_{max} と F)の自動設定、ROCによる視覚評価などを検討していく予定である。

参考文献

- 1) Guis VH, Adel M, Rasigni M, et al.: Adaptive neighborhood contrast enhancement in mammographic phantom images. Optical Engineering, 42(2), 357-366, (2003)
- 2) Dhawan AP, Buelloni G, and Gordon R: Enhancement of mammographic features by optimal adaptive neighborhood image processing. IEEE Trans Med Imaging, 5(1), 8-15, (1986)
- 3) Rangayyan RM, Shen L, Shen Y, et al.: Improvement of sensitivity of breast cancer diagnosis with adaptive neighborhood contrast enhancement of mammograms. IEEE Trans Inform Technol Biomed, 1, 161-170, (1997)
- 4) Paranjape RB, Rabie TF, and Rangayyan RM: Image restoration by adaptive neighborhood noise subtraction. Appl Opt, 33(14), 2861-2869, (1994)
- 5) 内田 勝: デジタル放射線画像。オーム社, 東京, (1998)。

図表の説明

Fig. 1 適応型近傍コントラスト強調法のフローチャート

Fig. 2 しきい値 $T=5$ のときの適応型近傍選択

(a) 注目画素(i, j)=15の周囲の基礎となる関心領域

(b) $T=5$ により二値画像 G に置換

(c) 再考された関心領域 $c \times c$

(d) 定義されたcenter領域(薄灰色で色付けされた画素値1)とbackground領域(濃灰色で色付けされた画素値0)。その他の領域(白色の画素値0)はコントラスト値の計算では考慮しない。

Fig. 3 コンピュータで作成した腫瘍、微小石灰化、線維のファントム像(コントラストレベルは30%)。無雑音画像, $SNR=18dB$ の有雑音画像そしてそれらのプロファイル。太線は無雑音画像のプロファイル

(a) シミュレートされた腫瘍陰影

(b) シミュレートされた微小石灰化陰影

(c) シミュレートされた線維状陰影

Fig. 4 縦軸がパラメータ ρ , 横軸がコントラストレベルの評価結果

-従来法, -提案法, -5×5移動平均フィルタ, ×-5×5メディアンフィルタ

Fig. 5 縦軸がパラメータ MSE , 横軸がコントラストレベルの評価結果

-従来法, -提案法, -5×5移動平均フィルタ, ×-5×5メディアンフィルタ

Fig. 6 Fig. 3の原画像に対し処理を行ったシミュレーション画像およびそのプロファイル

(a) 提案法で行った処理画像

(b) 従来法で行った処理画像

(c) 5×5移動平均フィルタで行った処理画像

(d) 5×5メディアンフィルタで行った処理画像

Fig. 7 心臓超音波画像に適用

(a) 拡張末期の原画像

(b) 提案法で行った処理画像

(c) 従来法で行った処理画像

(d) 5×5移動平均フィルタで行った処理画像

(e) 5×5メディアンフィルタで行った処理画像

Fig. 8 乳房X線画像の腫瘍陰影, 微小石灰化陰影, 線維状陰影に適用

(a) 原画像

(b) 提案法で行った処理画像

(c) 従来法で行った処理画像

(d) 5×5移動平均フィルタで行った処理画像

(e) 5×5メディアンフィルタで行った処理画像