

## 原 著

適応型部分移動平均フィルタによる  
頭部単純CT画像における急性期脳梗塞の描出能の改善高橋規之<sup>1,2)</sup>・李 鎔範<sup>3)</sup>・蔡 篤儀<sup>3)</sup>・石井 清<sup>4)</sup>・神尾總一郎<sup>1)</sup>論文受付  
2005年5月30日論文受理  
2005年9月1日

Code No. 530

- 1) 仙台市立病院中央放射線科
- 2) 新潟大学大学院保健学研究科保健学専攻
- 3) 新潟大学医学部保健学科放射線技術科学専攻
- 4) 仙台市立病院放射線科

## 緒 言

computed tomography(CT)は、急性期脳梗塞の画像診断のための重要な検査法の一つである。一般に急性期脳梗塞の診断には、magnetic resonance imaging(MRI)が優れているとされている<sup>1)</sup>。しかし、安全性や当直体制などの問題からMRIを用いて24時間対応している施設は一部に限られている。それに対してCTは24時間体制でも比較的簡単に検査ができるため、多くの施設で急性期脳梗塞に対して頭部単純CT検査が行われている。さらに、最近注目されている急性期脳

梗塞に対する血栓溶解療法の判断基準にも頭部単純CT画像が用いられており、そのガイドラインのなかでも、頭部CT検査の重要性と有効性が強調されている<sup>2)</sup>。

急性期脳梗塞の一つである中大脳動脈塞栓症のCT画像診断では、発症早期に高い確率で出現する初期虚血変化を検出することが重要である<sup>2-4)</sup>。初期虚血変化として、レンズ核の輪郭の不明瞭化または一部欠損、皮髄境界の不明瞭化、脳溝の狭小化、dense MCA signと呼ばれる中大脳動脈の塞栓子の高吸収化が挙げ

## Improvement in Visibility and Detectability of Early Sign of Acute Stroke in Nonenhanced CT Images by Using an Adaptive Partial Smoothing Filter

NORIYUKI TAKAHASHI,<sup>1,2)</sup> YONGBUM LEE,<sup>3)</sup> DU-YIH TSAI,<sup>3)</sup> KIYOSHI ISHII,<sup>4)</sup> and SOUICHIRO KAMIO<sup>1)</sup>

- 1) Department of Radiology, Sendai City Hospital
- 2) Niigata University Graduate School of Health Sciences
- 3) Department of Radiological Technology, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University
- 4) Department of Radiology, Sendai City Hospital

Received May 30, 2005; Revision accepted Sept. 1, 2005; Code No. 530

## Summary

Detection of early infarct signs on nonenhanced CT is mandatory in patients with acute ischemic stroke. Loss of the gray-white matter interface at the lentiform nucleus or the insular ribbon has been an important early infarct sign, which affects decisions on thrombolytic therapy. However, its detection is difficult, since early infarct sign is of subtle hypoattenuation. To improve the detectability of early infarct sign, image processing that could reduce local noise while preserving edges is desirable. To examine this issue, we devised an adaptive partial smoothing filter(APS F). Since the APS F markedly improves visibility of the normal gray-white matter interface, loss of the gray-white matter interface due to hypoattenuation could be more easily detected. The APS F was applied to clinical CT images in hyperacute stroke patients. Our preliminary results showed that the visibility and detectability of early infarct signs was much improved. To validate the usefulness of the proposed method, two commonly used smoothing filters were also employed for comparison. The results demonstrated the superiority of the APS F. Our proposed APS F can improve the visibility of the gray-white matter interface, thereby enhancing the detectability of early infarct signs.

**Key words:** Computed tomography, Image processing, Cerebral infarction, Early CT sign

別刷資料請求先：〒984-8501 仙台市若林区清水小路3-1  
仙台市立病院中央放射線科 高橋規之 宛

られる。そのなかで、レンズ核の輪郭の不明瞭化または一部欠損、および皮髄境界の不明瞭化が、最も重要な初期虚血変化であるといわれている<sup>3,4)</sup>。これらの不明瞭化や一部欠損は、虚血によって灰白質のCT値(Hounsfield unit: HU)が低下し、灰白質-白質の境界が不明瞭になることによって起こる。一方、量子ノイズの存在するCT画像上では、灰白質-白質のコントラストはもともとわずかであるため、正常な灰白質-白質の境界さえも正確に認識することは難しいとされている。つまり、虚血によって起こる灰白質-白質の境界の不明瞭化を検出することは、さらに困難であるといえる。そのため、正確に急性期脳梗塞を診断するためには医師の経験と熟練が必要であるが<sup>2)</sup>、その診断を支援するために、CT検査の撮像線量を増やす、あるいは画像処理によって量子ノイズを低減させる方法が試みられている<sup>5)</sup>。しかし、撮像線量の増加は被ばく線量の増加につながり、被ばく低減意識が高まっている今日では一般に受け入れられることは容易ではない。つまり、何らかの画像処理によって量子ノイズを低減させ、初期虚血変化の描出能を向上させる方法のほうが現実的で望ましい。

このような背景から、われわれは、頭部CT画像における急性期脳梗塞の初期虚血変化の描出能を向上させることを目的とした画像処理の一手法として、適応型部分移動平均フィルタ(adaptive partial smoothing filter: APSF)を提案する。このフィルタは、Guisらや千葉らが報告しているコントラスト強調法<sup>6,7)</sup>に基づいており、適切なパラメータを設定することで信号成分を保存しながらノイズ成分のみを低減させることが可能である。つまり、提案するAPSFのフィルタ特性から、頭部CT画像上の脳の灰白質を信号成分とみなし量子ノイズ成分のみを選択的に低減させることで、正常な灰白質-白質の境界の描出能を向上させることができる。その結果、虚血による灰白質-白質の境界の不明瞭化が強調されることになる。すなわち、正常な灰白質-白質の境界の描出を良好にすることで、結果的に不明瞭な灰白質-白質の境界が目立つようになり初期虚血変化の描出能を向上させることにつながる。以下、提案するAPSFの概要とその初期パラメータを求めるためのシミュレーション実験、および臨床画像への適用結果についてそれぞれ述べ、最後に考察してまとめる。

## 1. 適応型部分移動平均フィルタの概要

提案する適応型部分移動平均フィルタ(APSF)の処理手順を述べる。

原画像に $M \times M$ の移動平均フィルタを適用し前処理画像を作成する。以降の手順は、すべて前処理画像

で行う。

注目画素を中心とした初期関心領域の大きさ $W_{max}$ (1を除く正の奇数)を決定する[Fig. 1(a)]。

初期関心領域内で任意の画素 $(k, l)$ の画素値を $I(k, l)$ とし、以下の条件式を満たす場合には画素 $(k, l)$ を画素値1でラベルし、条件式を満たさない場合は画素値0でラベルしたマスク画像を作成する[Fig. 1(a)]。

$$|I(k, l) - I(i, j)| < T \dots\dots\dots (1)$$

なお、 $I(i, j)$ は注目画素 $(i, j)$ の画素値を示す。注目画素 $(i, j)$ は、初期関心領域内の中心に位置する。関心領域のフィルタサイズを再設定する。注目画素を中心にフィルタサイズ $W$ を3から奇数ごとに $W_{max}$ まで順番に拡張していく。その際、各関心領域の外周の画素数に占める画素値0にラベルされた画素数の割合 $P_0$ (%)を計算する。 $P_0$ が $\alpha$ %を超えずに $\alpha$ %に最も近い値になったときのフィルタサイズ $W$ を最終的な関心領域の大きさとする。フィルタサイズを $W_{max}$ まで拡張しても $P_0$ が $\alpha$ %に達しない場合は、 $W_{max}$ を最終的な関心領域の大きさとする(Fig. 1(b))。

決定した関心領域内でマスク画像の画素値1に対応する領域の平均画素値を求め、その値を注目画素 $(i, j)$ の出力値とする[Fig. 1(c)]。

から の処理を画像内の各画素 $(i, j)$ で行う。

本手法では、特にしきい値 $T$ によって関心領域内で信号領域(マスク画像で画素値1の領域)とバックグラウンド領域(マスク画像で画素値0の領域)に分割される。そして信号領域内の画素値のみが平滑化の計算に用いられる。つまり、これは信号領域とバックグラウンド領域間のエッジを保存しながらノイズ低減を行うことを意味しており、提案するAPSFの大きな特徴といえる。もう一つのAPSFの特徴としては、しきい値 $T$ によって注目画素とその周囲の画素値の関係を考慮しながらフィルタサイズが適応的に決定される点である。これら二つの特徴は、いずれもしきい値 $T$ に大きく依存しており、しきい値 $T$ がAPSFの最重要パラメータであるといえる。なお、しきい値 $T$ 以外のパラメータ $M$ 、 $W_{max}$ 、 $\alpha$ もAPSFの性能を左右するが、今回はそれらの設定値は経験的に $M=5$ 、 $W_{max}=13$ 、 $\alpha=60$ とし、臨床画像へ応用する際のしきい値 $T$ の基準値のみを次のシミュレーション実験で求めた。

## 2. シミュレーション実験

シミュレーション実験の目的は、しきい値 $T$ の変化によるAPSFのノイズ低減とエッジ保存の効果を具体

的に数値化して検証すること，そしてそれらに基づいて臨床画像にAPSFを適用する際の基準となるしきい値 $T$ を求めることである．以下，まずはシミュレーション画像の作成について述べ，その後，実験方法と結果およびしきい値 $T$ の基準値の決定についてそれぞれ述べる．

2-1 シミュレーション画像の作成

シミュレーション画像には，頭部CT画像における灰白質 - 白質を模擬した画像を用いた．具体的には，白質を模擬した信号(simulated white matter : SWM)として，円柱ファントムであるcatphan® CTP445(ファントム・ラボラトリー社製)をCTで撮像し，そこで得られた画像にさらに灰白質を模擬した信号(simulated gray matter : SGM)を加えた．SGMは，サイズを40×100ピクセルとし，撮像された円柱ファントムに単純に6HUを加算することで作成した．この値は，灰白質と白質の平均CT値の差から決定した<sup>8)</sup>．作成したシミュレーション画像をFig. 2に示す．なお，用いたCT装置はSOMATOM Volume Zoom(シーメンス旭メディテック社製)で，撮像条件は，管電圧120kV，管電流×撮像時間300mAs，スライス厚10mm，FOV250mm，マトリクスサイズ512×512であった．また，撮影ごとの画素値のばらつきを考慮して，同じ条件で10回ファントム撮影を行い，10枚のシミュレーション画像を作成し以降の実験で用いた．

2-2 実験方法と結果

実験方法として，しきい値 $T$ を変えながらシミュレーション画像にAPSFを適用し，しきい値 $T$ に関するノイズ低減とエッジ保存の度合いをそれぞれの指標で数値化した．用いた二つの指標について述べながら，得られた結果を合わせて示す．

まず，ノイズ低減の指標には標準偏差(standard deviation : SD)を用いた．具体的には，20×20の大きさの関心領域(region of interest : ROI)をSGM上に設定し，そのROI内のSDを求めた．そして，しきい値 $T$ を0から5.0まで0.5おきに変えながらAPSFをシミュレーション画像に適用し， $T$ とSDの相関関係を調べた．得られた $T$ とSDのグラフをFig. 3(a)に示す．一般的にSDの値が小さいほどノイズも少ないとされている．つまり，Fig. 3(a)のグラフから， $T$ が約3.0まではほぼ線形にノイズが低減していることが分かる．そして， $T$ が3.0を超えたあたりからノイズ低減の効果が緩やかになり，やがてほぼ頭打ちになっている．このこ

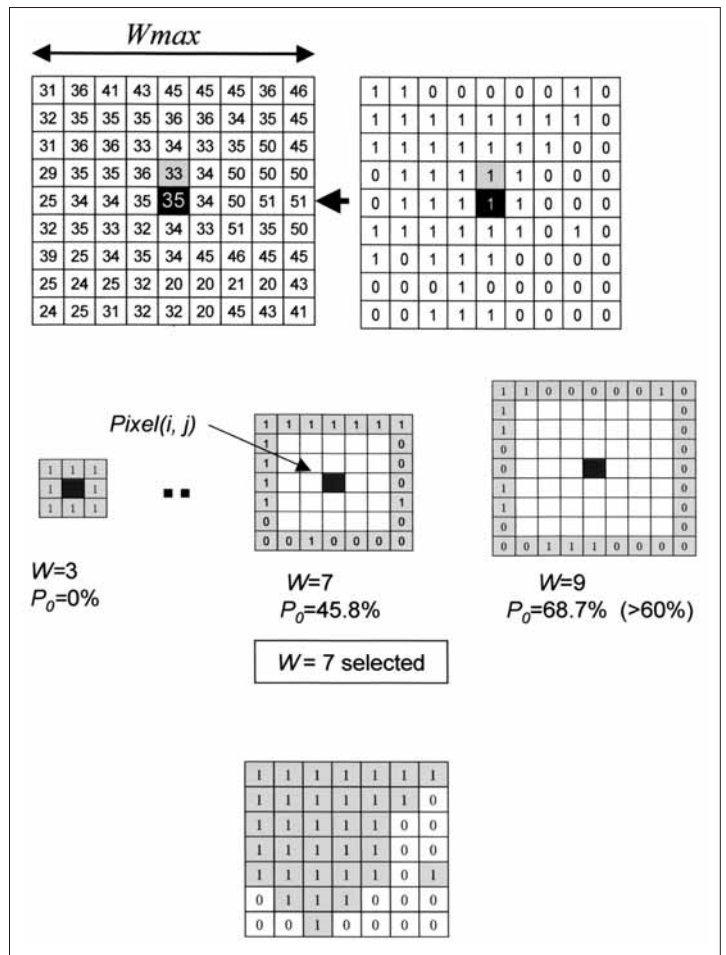


Fig. 1 Adaptive neighborhood selection with a threshold value of  $T=5$ .  
 (a) Left:  $W_{max}$  window around pixel value  $(i, j)=35$  (black) Right: Mask values associated with  $W_{max}$  window. For example, the pixel value  $(k, l)=33$  (gray) within  $W_{max}=9$  is assigned a binary mask value 1, because  $|(k, l)-(i, j)| \leq T$  (i.e.,  $|33-35| \leq 5$ )  
 (b) The percentage of zeros ( $P_0$ )s computed over the region of external area (gray) of window  $W=3, 5, 7$ . The pixel  $(i, j)$ s assigned the window  $W=7$ , when  $P_0$  is set at 60%.  
 (c) The pixel value of pixel  $(i, j)$  in the processed image  $I'$  is the mean value in image  $I$  of pixels labeled as a binary mask value 1 (gray) in the assigned window  $W=7$ .

とから今回用いたCT画像の量子ノイズの信号差は，約  $3 \pm 0.5$  HU 程度の範囲内にあることがうかがえる．なお，Fig. 3(a)のグラフにおいて，一つのしきい値 $T$ に対応するSDの値は，10枚のシミュレーション画像ごとに得られるSDの値の平均値とした．

ここで，しきい値 $T$ に小数点が含まれる理由は，APSFの処理手順の移動平均フィルタ処理時に，出力画素値として整数値ではなく小数値を切り捨てずにそのまま用いているためである．画素値に小数を含むようにしたのは，SGMとSWMの差がわずか6HUと小さいことから，整数値よりも細かくしきい値 $T$ を設定できると考えたからである．

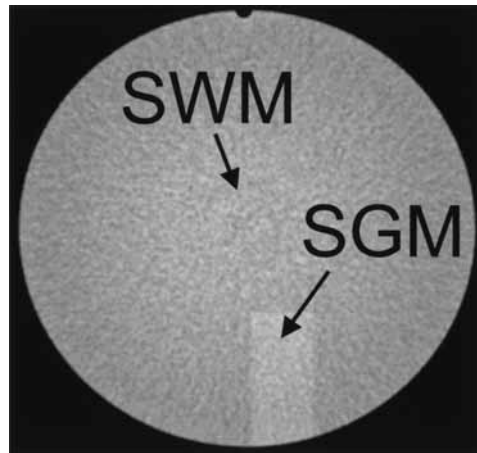


Fig. 2 A simulated image obtained by adding computer-simulated gray matter ( SGM ) to a phantom CT image that is considered as simulated white matter( SWM ).

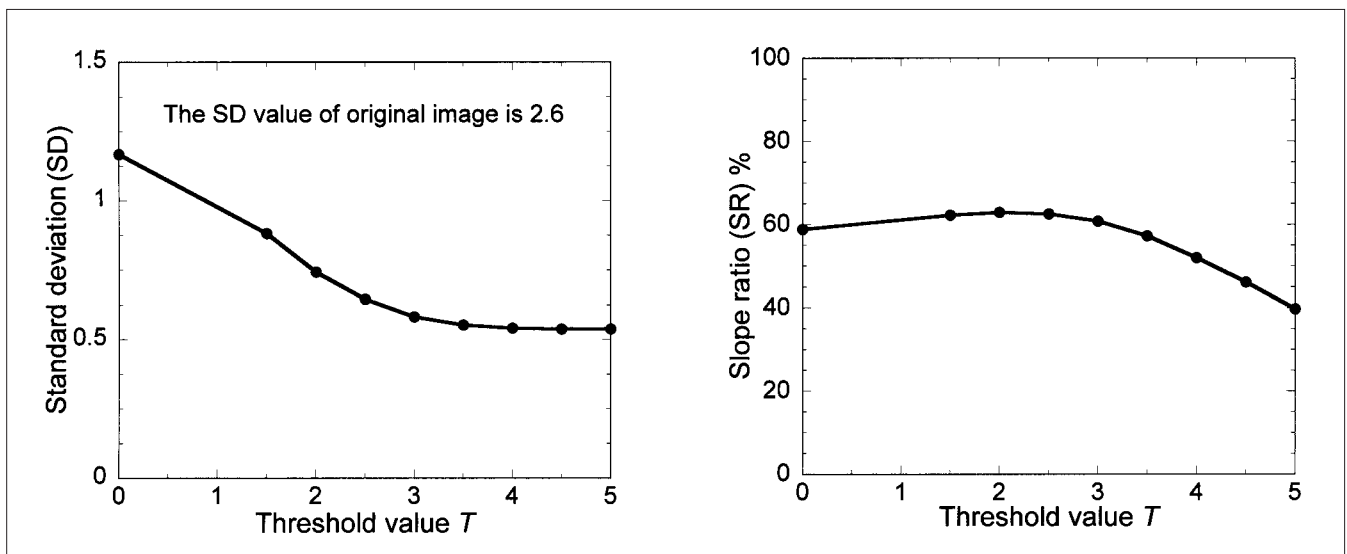


Fig. 3 Graphs of SD and SR as functions of the threshold value T. (a)Graph of SD vs T. (b)Graph of SR vs T.

a | b

次に、エッジ保存の指標について述べる。エッジ保存の指標には傾斜比( slope ratio : SR )というものを定義して用いた。その定義式を式( 2 )に示す。

$$SR( \% ) = \Delta P_{pr} / \Delta P_{org} \times 100 \dots\dots\dots( 2 )$$

$\Delta P_{pr}$ と $\Delta P_{org}$ は、それぞれAPSF処理後の画像と原画像におけるSGMとSWMのエッジの傾きを表している。具体的には、SGMとSWM間のエッジ上に80×40の大きさのROIを設定し、そのROI内の平均プロファイルから $\Delta P_{pr}$ と $\Delta P_{org}$ を求めた( Fig. 4 )。そして、SDと同様に、しきい値Tを0から5.0まで0.5おきに変えながらAPSFをシミュレーション画像に適用し、TとSRの相関関係を調べた。得られたTとSRのグラフをFig. 3(b)に示す。式( 2 )から、SRの値が大きいほどエッジがよく保存されているといえる。つまり、Fig. 3(b)のグラフから、Tが約2.5あたりまではエッジがよく保存

されていることが分かる。そして、Tが2.5を超えたあたりからエッジの保存度が低下しはじめている。本実験では、SGMとSWM間のエッジを6HU差として作成しているが、そこには先のSDの結果で述べたように3±0.5HU差程度の量子ノイズが加わることになる。つまり、実際にエッジとして認識しているのは3±0.5~9±0.5HU程度の差であると考えられる。このことから、Tが2.5~3.5を超えたあたりから、SGMとSWM間のエッジの一部がノイズとみなされ、エッジのぼけが大きくなりはじめることが予想される。Fig. 3(b)のSRのグラフは、このことをよく表した結果となっている。なお、Fig. 3(b)のグラフにおいて、一つのしきい値Tに対応するSRの値は、10枚のシミュレーション画像ごとに得られるSRの値の平均値とした。

Fig. 5に、しきい値Tを0、1.0、2.5、3.0、5.0に設定したときのAPSF処理後のシミュレーション画像の

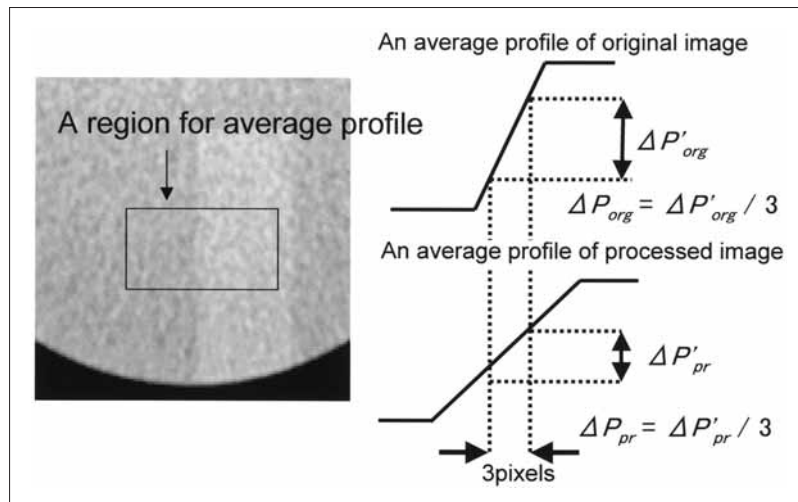


Fig. 4 Slope ratio (SR) defined for the performance evaluation.

一部を示す。Fig. 3(a)のSDのグラフが示すとおり、 $T$ が0, 1.0ではまだノイズが十分に低減されずに残っていることが画像からも確認できる。一方、 $T$ が2.5, 3.0, 5.0では、原画像と比べよくノイズが低減されているのが分かる。また、 $T$ が25.0の画像では、SGMとSWM間のエッジが、2.5と3.0の画像に比べぼけているのが確認できる。 $T$ が2.5の画像では、3.0の画像に比べ少しノイズが多いが、SGMとSWM間のエッジのぼけがわずかに少ないことが確認できる。これもFig. 3(b)のSRのグラフの傾向をそのまま表しているといえる。

### 2-3 しきい値 $T$ の基準値の決定

シミュレーション実験の結果から、臨床画像にAPSFを適用する際のしきい値  $T$  の基準値は  $3 \pm 0.5$  HU の範囲内が望ましいと判断できる。その理由は、Fig. 3のグラフにおいて、 $3 \pm 0.5$  HU の範囲内でノイズ低減の度合い (SD) は頭打ちになり、エッジ保存の度合い (SR) は低下しはじめていくからである。ノイズ低減を優先的に考慮すると、 $T$  の基準値は3.0~3.5が妥当であると考えられる。一方、エッジ保存を優先的に考えた場合は、Fig. 3(b)でSRのピークを示している2.5が望ましい。本実験では、Fig. 5で示したように、 $T$  が2.5でも視覚的に十分ノイズが低減されていること、およびエッジ保存の度合い (SR) を優先的に考慮し、 $T$  の基準値を2.5に設定することにした。

### 3. 臨床画像への応用

まず初めに、シミュレーション実験で得たしきい値  $T$  の基準値が、臨床画像においても適当であるかを検証するために、正常な頭部CT画像に  $T$  を基準値  $\pm 1.0$  の範囲で設定したAPSFを適用し、その効果を画像から

確認してみた。しきい値  $T$  を1.5, 2.5, 3.5に設定したときの画像の一例をFig. 6に示す。なお、この画像のレンズ核上のROIの標準偏差値は約2.5でありシミュレーション画像のノイズレベル (SD=2.6) と同程度である。 $T$  が1.5のときは細かいノイズがまだ目立ち、 $T$  が3.5のときはレンズ核の輪郭がぼけはじめていくのが分かる。このことから、シミュレーション実験で得たしきい値  $T$  の基準値2.5が、臨床画像においても適当であると判断される。そのため、以降の臨床画像へのAPSFの適用では、すべてしきい値  $T$  を基準値どおりに2.5に設定した。なお、Fig. 6に示した原画像と処理画像では、観察条件(ウィンドウ幅)が異なっている。ウィンドウレベルは同じ35HUであるが、ウィンドウ幅は原画像では80HU、処理画像では20HUとしている。原画像の80HUは、頭部CT検査で普段用いられているウィンドウ幅である。処理画像でウィンドウ幅を20HUとしているのは、APSFによってノイズが大幅に低減され、狭いウィンドウ幅で観察してもノイズが強調されないためである。一方、原画像ではウィンドウ幅が狭すぎるとノイズが強調され、レンズ核の輪郭がかえって確認しづらくなる場合がある。Fig. 6(e)にFig. 6(a)をウィンドウ幅20HUで表示した画像、Fig. 6(f)にFig. 6(c)をウィンドウ幅80HUで表示した画像をそれぞれ示す。Fig. 6(e)ではノイズが目立ち、Fig. 6(f)ではレンズ核の輪郭がFig. 6(c)より確認しにくくなっている。本論文では、この表示ウィンドウ幅の違いも提案法の一部とみなし、以後に提示するAPSFによる処理画像すべてをウィンドウ幅20HUで表示する。なお、20HUより狭いウィンドウ幅を用いると頭蓋内の情報の欠落が起きるため経験的にこの値にしている。また、頭部CT画像の観察条件を変えたときの初期虚血変化の検出への影響については、後で考察す

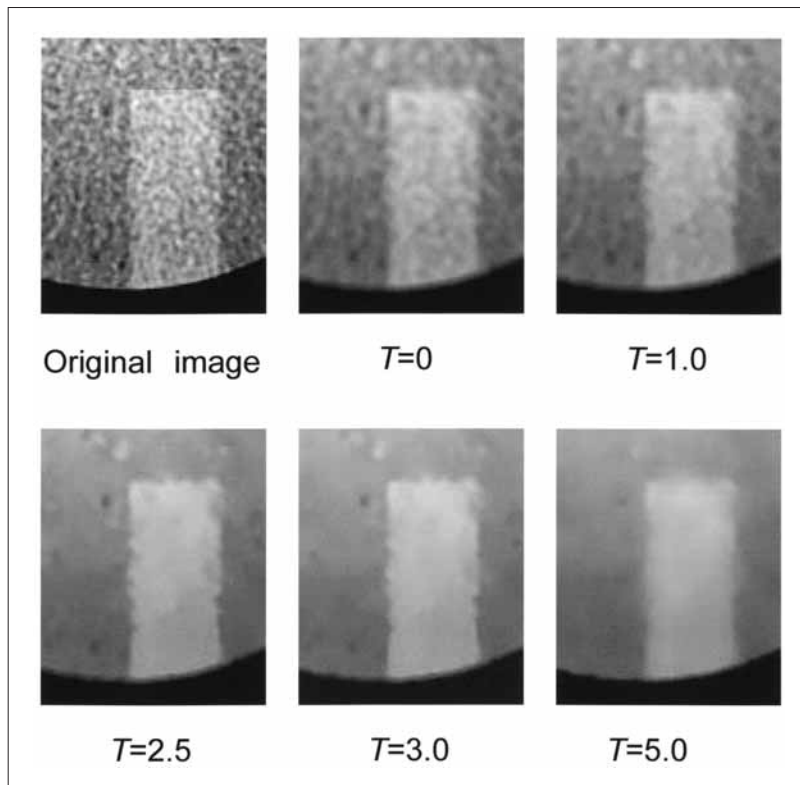


Fig. 5 Processed images obtained by varying threshold value  $T$ .

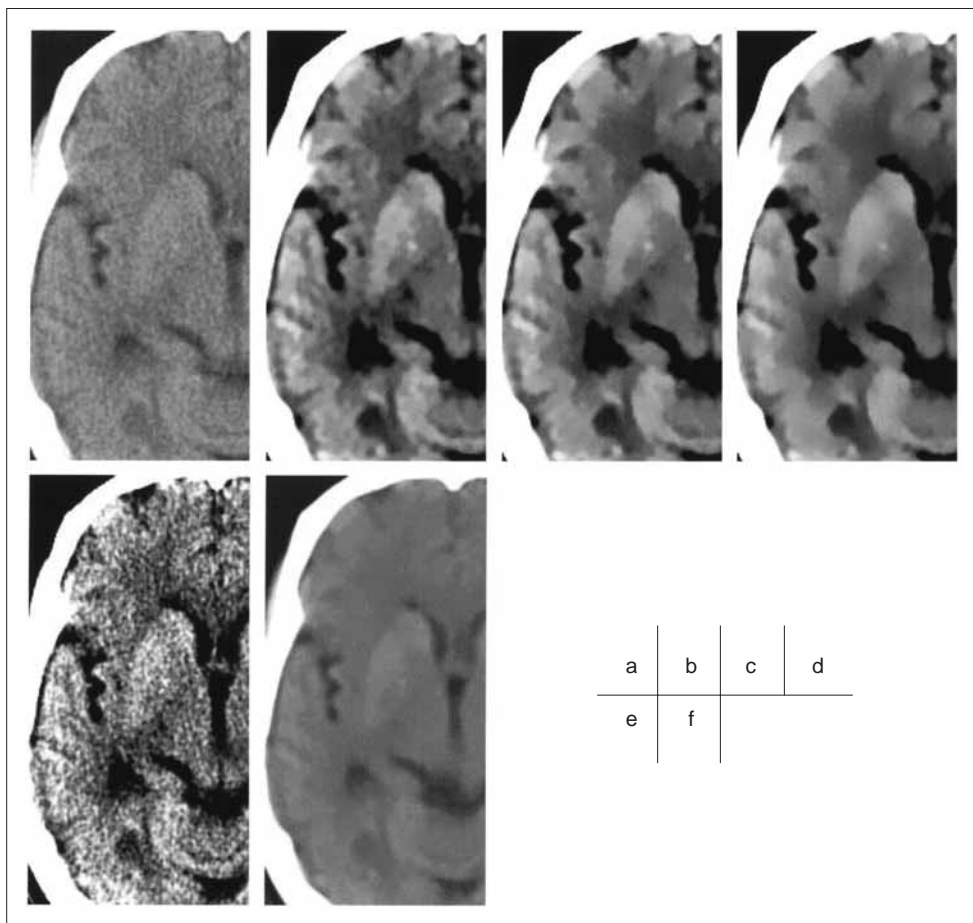


Fig. 6 Nonenhanced CT images after applying the APSF with various threshold values and different window widths (WW).  
 (a) Original image  
 (b)  $T=1.5$   
 (c)  $T=2.5$   
 (d)  $T=3.5$ ,  
 (e) (a) with narrow setting (WW, 20 HU)  
 (f) (c) with standard setting (WW, 80 HU)

る。

次に、本手法を4例の中大脳動脈領域塞栓性梗塞のCT画像に適用した。撮像に使用した装置はProSeed Accel( GE横河メディカルシステム社製)であり、撮像条件は、管電圧120kV、管電流×撮像時間400mAs、スライス厚10mm、FOV250mm、マトリクスサイズ512×512とした。

[症例1] 左中大脳動脈塞栓性梗塞の発症1時間45分後の63歳女性の頭部CT画像とAPSF処理後の画像をそれぞれFig. 7(a)とFig. 7(b)に示す。原画像では左側の梗塞によるレンズ核の一部欠損を正確に指摘することは困難であるが、APSF処理後の画像では虚血によるCT値の低下が強調され、レンズ核の一部欠損が認識できる[ Fig. 7(b)の矢印部分]。発症7日後のCT画像をFig. 7(c)に示す。左中大脳動脈領域に低信号域が出現し、急性期の脳梗塞が明らかになっている。

[症例2] 左中大脳動脈塞栓性梗塞の発症1時間30分後の83歳男性の頭部CT画像とAPSF処理後の画像をそれぞれFig. 7(d)とFig. 7(e)に示す。原画像では初期虚血変化を指摘することが困難であったが、APSF処理後の画像では右側と比べて左側のレンズ核が低吸収となり輪郭の不明瞭化が認められる[ Fig. 7(e)の矢印部分]。さらに、島皮質の不明瞭化も明瞭に描出されている[ Fig. 7(e)の矢頭部分]。発症7日後のCT画像をFig. 7(f)に示す。左側のレンズ核から島皮質の低吸収域が明らかになり内部に高吸収域が認められ、出血性脳梗塞と診断された。

[症例3] 左中大脳動脈塞栓性梗塞の発症1時間30分後の60歳男性の頭部CT画像とAPSF処理後の画像をそれぞれFig. 7(g)とFig. 7(h)に示す。原画像で左側のレンズ核の輪郭が少し不明瞭化している。APSF処理後の画像では、左レンズ核の輪郭の不明瞭化がはっきりと認められる[ Fig. 7(h)の矢印部分]。発症7日後のCT画像[ Fig. 7(i)]で、左側のレンズ核から島皮質に低信号域が認められ、急性期の脳梗塞であった。

[症例4] 詳細は考察で述べる( Fig. 8)。

原画像と比較した場合、APSFの適用により、すべての症例において正常なレンズ核の輪郭および皮髄境界が強調されていた。それに伴って、わずかな灰白質のCT値の低下である初期虚血変化の描出能が向上していることが確認できた。

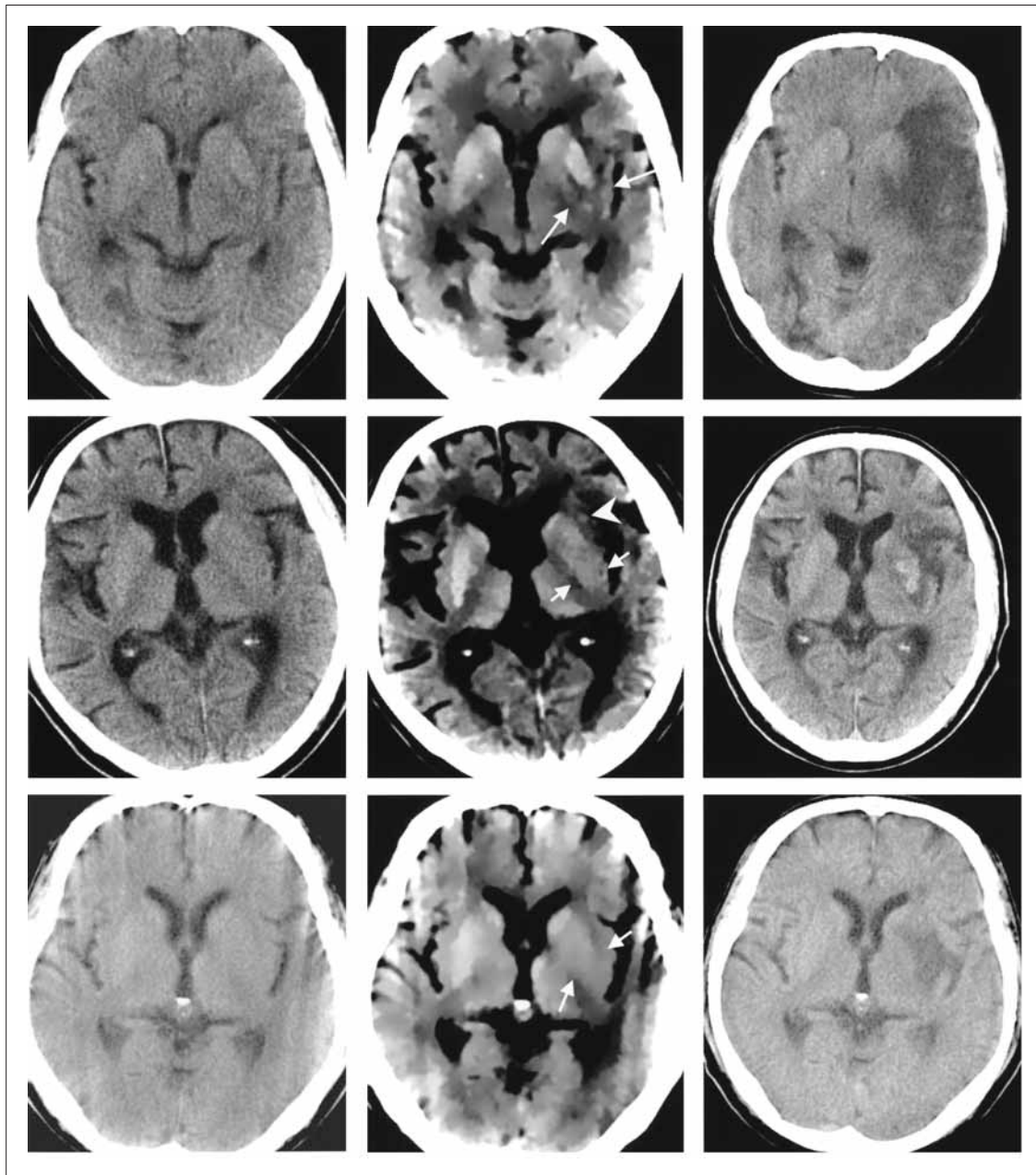
#### 4. 考察

脳梗塞の発症5時間以内に行われたCT検査で認められた初期虚血変化は、CT値の低下による灰白質 - 白質の境界の不明瞭化が81%、脳溝の消失が38%、中大脳動脈の高吸収が47%であったという報告がある<sup>9)</sup>。また緒言でも述べたように、すべての初期虚血変化の

なかでCT値の低下による灰白質 - 白質の境界の不明瞭化が最も頻繁にみられたとも報告されている<sup>3,4)</sup>。したがって、脳梗塞の超急性期の診断ではCT値の低下による灰白質 - 白質の境界の不明瞭化が最も重要な所見であり、本手法は、その描出能の向上を可能にしている。発症早期のCT値の低下は細胞性浮腫に伴う水分の増加が原因であり、1%の組織水分の増加はCT値を2HUから3HU低下させるという報告がある<sup>10)</sup>。シミュレーション画像で用いた原画像のSDの値は約2.5であり、臨床画像に置き換えると脳虚血によるCT値の低下(2~3HU)と同程度となる。すなわち、通常のCT画像では量子ノイズの影響で脳虚血によるわずかなCT値の変化を認識することは難しい。それに対して、APSF処理後の画像のSDの値は約0.6( $T=2.5$ のとき)であり、脳虚血によるCT値の低下よりも十分に量子ノイズが低減されている。こうした理由から、わずかなCT値の低下として現れる初期虚血変化に対しても、本手法を用いることである程度は強調することが可能であると考えられる。

本論文で使用した臨床画像は、急性期脳梗塞の診断経験が豊富な医師が読影を行えばすべて正確な診断が可能であると思われる。しかし、実際には発症早期に初期虚血変化を指摘できず、CT検査の後行われたMRIで脳梗塞の領域が確認された症例[ 症例2: Fig. 7(d)]が含まれている。救急の現場では、急性期脳梗塞の専門医が担当している場合は少なく、むしろ大多数の施設では、急性期脳梗塞に対する非専門医やさらに研修医が救急を担当しているのが実状であるといわれている。こうした現状において、本手法により初期虚血変化の描出能が向上できれば、救急における急性期脳梗塞の検出率の向上が期待できる。今後、本手法の臨床的有効性をさらに評価するためにはより多数の脳梗塞症例を用いた分析が必要であると考えている。

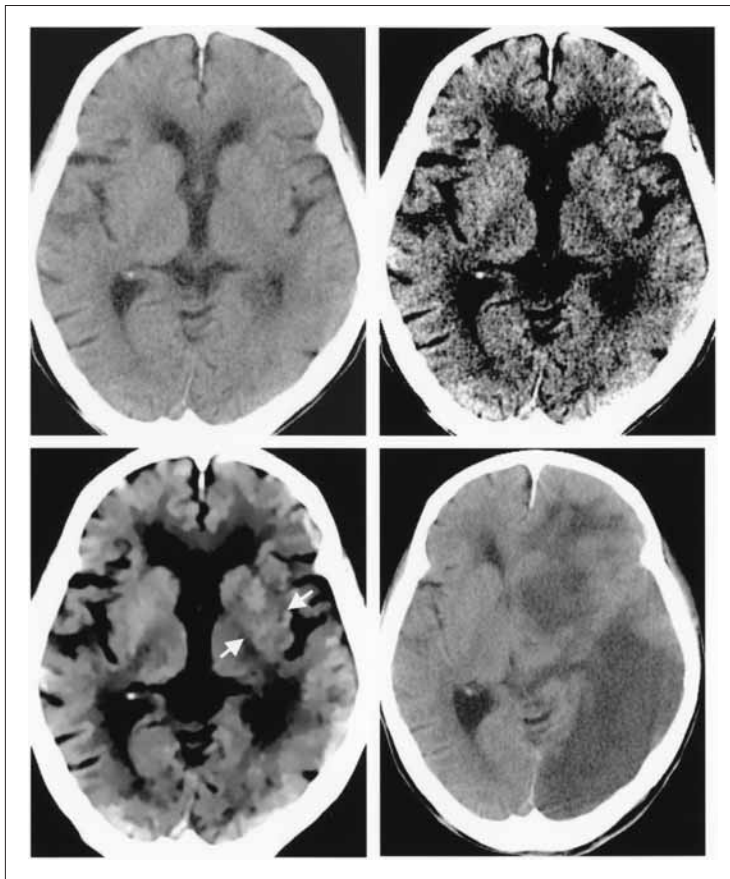
モニタで診断する場合、一般に用いられる観察条件より狭いウィンドウ幅で観察すると急性期脳梗塞の検出率が向上するといわれている<sup>11)</sup>。Fig. 8に、異なる観察条件の頭部CT画像と本手法による処理画像を示す。この症例では、一般的なウィンドウ幅である80HUを用いた場合では梗塞によるレンズ核の一部欠損を指摘することは難しい[ Fig. 8(a)]。また、狭いウィンドウ幅(20HU)を用いてもレンズ核の一部欠損を検出することは困難である[ Fig. 8(b)]。しかし、本手法による処理画像では、レンズ核の一部欠損が明瞭に描出されている[ Fig. 8(c)]。Fig. 8(d)に発症4日後のCT画像を示す。本手法による処理画像では、解剖学的な情報(レンズ核の輪郭など)は損なわずにノイズ成分のみが十分に低減されているため、ウィンドウ幅を狭める(20HU程度に)ことによって虚血による灰白質



a	b	c
d	e	f
g	h	i

Fig. 7 Nonenhanced CT images of three cases of acute ischemic stroke.  
 (a) Case 1: original image obtained at  $1\frac{3}{4}$  hours after stroke onset in a 63-year-old woman.  
 (b) Processed image after applying APSF ( $T=2.5$ ) (a).  
 Arrows indicate partial disappearance of the lentiform nucleus.  
 (c) Nonenhanced CT image obtained 7 days after the onset of symptoms.  
 (d) Case 2: original image obtained at  $1\frac{1}{2}$  hours after stroke onset in an 83-year-old man.  
 (e) Processed image after applying APSF ( $T=2.5$ ) (d).  
 Arrows indicate obscuration of the lentiform nucleus. Arrowhead indicates loss of the insular ribbon.  
 (f) Nonenhanced CT image obtained 7 days after the onset of symptoms.  
 (g) Case 3: original image obtained at  $1\frac{1}{2}$  hours after stroke onset in a 60-year-old man.  
 (h) Processed image after applying APSF ( $T=2.5$ ) (g).  
 Arrows indicate obscuration of the lentiform nucleus.  
 (i) Nonenhanced CT image obtained 7 days after the onset of symptoms.





a	b
c	d

Fig. 8 Comparison of different window width (WW) settings.  
 (a) Original image obtained by using standard WW setting (WW, 80 HU)  
 (b) Original image obtained by using narrow WW setting (WW, 20 HU)  
 (c) Processed image obtained by using narrow WW setting (WW, 20 HU). Arrows indicate partial disappearance of the lentiform nucleus.  
 (d) Nonenhanced CT image obtained 4 days after the onset of symptoms.

- 白質間の不明瞭化が強調され、読影経験にあまり左右されずに異常部位を検出することが可能であると考えられる。

提案したAPSFと基本的なノイズ低減フィルタである移動平均フィルタとメディアンフィルタとをシミュレーション画像を用いて比較検証した。APSFではフィルタサイズ $W$ が適応的に可変する(今回は $3 \times W \times 13$ )。そのため比較に用いる移動平均フィルタとメディアンフィルタのサイズも $3 \times W \times 13$ の範囲内が望ましい。これら二つのフィルタサイズは、処理後の画像のSGM領域のSDがAPSF処理後の画像のSGM領域のSDとほぼ同程度になるように決定した。APSFのしきい値 $T$ が2.5のときのSDは0.62であり、この数値に最も近い値を示したフィルタのサイズは、移動平均フィルタで $13 \times 13$  (SD=0.60)、メディアンフィルタで $15 \times 15$  (SD=0.61)であった。メディアンフィルタのサイズは $3 \times W \times 13$ の範囲外であるが、比較にはこの二つのフィルタサイズをそのまま用いることにした。TableにAPSF、移動平均フィルタ( $13 \times 13$ )、メディアンフィルタ( $15 \times 15$ )のSDとSRの値をそれぞれ示す。同程度のSDであるにもかかわらず、APSFが他の二つのフィルタと比較して2倍以上高いSRを示していることが分かる。また、Fig. 9にFig. 5の原画像に移動平均フィル

Table Performance comparison of SR for various filters: APSF ( $T=2.5$ ), averaging filter, and median filter.

Filter	SD	SR (%)
APSF	0.62	60.6
Averaging	0.60	21.3
Median	0.61	31.2

タ( $13 \times 13$ )、メディアンフィルタ( $15 \times 15$ )を適用した画像を示す。Fig. 5の $T=2.5$ の画像と比較したとき、移動平均フィルタとメディアンフィルタでは明らかにSGMとSWM間のエッジの保存の度合いが低いことが確認できる。以上のことから、提案したAPSFは従来の移動平均フィルタとメディアンフィルタよりも、本研究の目的に対してより有用性が高いことが示されたと考える。

実際の頭部CT画像では、個人差や施設間の撮影条件の違いによって画像ごとにSDが異なることが想定される。このことに対して、管電流つまりノイズレベルを変えてシミュレーション実験を行うことで、実際の臨床画像でのSDの違いを考慮したしきい値 $T$ の決定が可能であると考えられる。これは重要な今後の課題

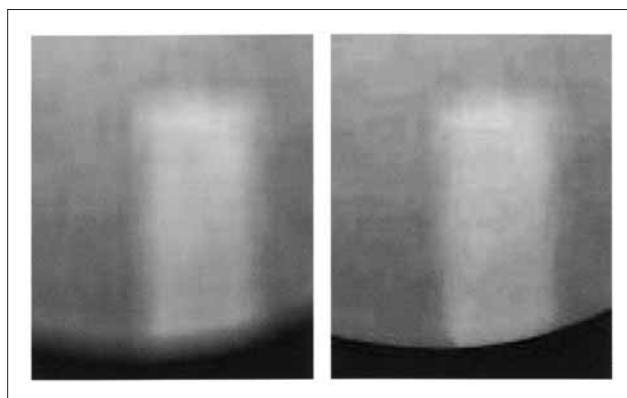


Fig. 9 Results obtained from the computer-simulated image after applying ( a )  $13 \times 13$  averaging filter, and ( b )  $15 \times 15$  median filter.

の一つとして挙げられる。

## 5. 結 語

急性期脳梗塞の初期虚血変化の描出能を向上させることを目的とした画像処理の一手法として適応型部分移動平均フィルタAPSFを提案した。シミュレーション実験から、本研究の目的に適したAPSFのパラメータ(しきい値 $T$ )の基準値を求めた。そして、その基準値を用いて臨床画像にAPSFを適用した結果、量子ノ

イズの低減とともにレンズ核の輪郭が明瞭になったことで、視覚的に初期虚血変化の描出能が向上するという良好な結果が得られた。今後は、本手法をより多くの症例に適用し臨床的有効性をさらに評価していく予定である。

本論文の要旨は第16回欧州放射線医学会議 (ECR2005, Vienna)において発表した。

## 参考文献

- 1) Bryan RN, Levy LM, Whitlow WD, et al.: Diagnosis of acute cerebral infarction: comparison of CT and MR imaging. *AJNR*, 12(4) 611-620(1991)
- 2) Adams HP Jr, Adams RJ, Brott T, et al.: Guidelines for the early management of patients with ischemic stroke: A scientific statement from the Stroke Council of the American Stroke Association. *Stroke*, 34(4) 1056-1083(2003)
- 3) Tomura N, Uemura K, Inugami A, et al.: Early CT finding in cerebral infarction: Obscuration of the Lentiform Nucleus. *Radiology*, 168(2) 463-467(1988)
- 4) Truwit CL, Barkovich AJ, Gean-Marton A, et al.: Loss of the Insular Ribbon: Another Early CT Sign of Acute Middle Cerebral Artery Infarction. *Radiology*, 178(3) 801-806(1990)
- 5) Yang YQ, Nakamori N, and Yoshida Y: De-noising of Cone beam CT image using wavelet Transform. *Proceedings of SPIE*, 4684, 1077-1084(2002)
- 6) Guis VH, Adel M, Rasigni M, et al.: Adaptive neighborhood contrast enhancement in mammographic phantom images. *Optical engineering*, 42(2) 357-366(2003)
- 7) 千葉怜那, 李 鎔範, 蔡 篤儀: 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. *日放技学誌*, 61(2), 268-276, (2005).
- 8) Kirkwood JR: *Cerebrovascular disease. Essentials of Neuroimaging second edition.* p.82, Churchill Livingstone, (1995)
- 9) von Kummer R, Meyding-Lamade U, Forsting M, et al.: Sensitivity and prognostic value of early CT in occlusion of the middle cerebral artery trunk. *AJNR*, 15(1) 9-15(1994)
- 10) Unger E, Littlefield J, and Gado M: Water content and water structure in CT and MR signal changes: possible influence in detection of early stroke. *AJNR*, 9(4) 687-691(1988)
- 11) Lev MH, Farkas J, Gemmete JJ, et al.: Acute stroke: improved nonenhanced CT detection-benefits of soft-copy interpretation by using variable window width and center level settings. *Radiology*, 213(1) 150-155(1999)

..... 図表の説明 .....

- Fig. 1 適応近傍領域の決定方法(しきい値 $T=5$ )  
 (a)左図: $(i, j)$ 画素値=35, 黒色)に設定した初期関心領域. 右図:しきい値 $T$ によって決定されたマスク画像. 例えば灰色で示した画素 $(k, l)$ は,  $|f(k, l)-f(i, j)| > T$ より画素値1にラベルされる.  
 (b)フィルタサイズによる各関心領域の $P_0$ を求め $W$ を決定する. 例では $P_0$ が60%を超えないとした場合,  $W=7$ に決定  
 (c)画素値1にマスクされた画素(灰色)に対応する領域の画素値の平均を $(i, j)$ に代入する.
- Fig. 2 白質を模擬したCTファントム画像(SWM)に灰白質を模擬した信号(SGM)を加えて作成したシミュレーション画像
- Fig. 3 しきい値 $T$ に関するSDとSRのグラフ  
 (a)しきい値 $T$ とSDとの関係  
 (b)しきい値 $T$ とSRとの関係
- Fig. 4 能力評価に使用した傾斜比(slope ratio: SR)の説明
- Fig. 5 しきい値 $T$ を変えたときのAPSF処理後のシミュレーション画像
- Fig. 6 しきい値 $T$ を変えてAPSFを適用したときの処理後の頭部CT画像とウィンドウ幅を変えた画像  
 (a)原画像  
 (b) $Y=1.5$   
 (c) $Y=2.5$   
 (d) $Y=3.5$   
 (e)狭いウィンドウ幅(20HU)を用いた(a)の画像  
 (f)通常のウィンドウ幅(80HU)を用いた(c)の画像
- Fig. 7 3例の急性期脳梗塞の頭部CT画像とAPSF処理後の画像  
 (a)症例1:発症1時間45分後の63歳女性の頭部CT画像  
 (b) (a)にAPSF( $T=2.5$ )を適用した画像. 矢印はレンズ核の輪郭の一部欠損を示す.  
 (c)発症7日後のCT画像  
 (d)症例2:発症1時間30分後の83歳男性の頭部CT画像  
 (e) (d)にAPSF( $T=2.5$ )を適用した画像. 矢印はレンズ核の輪郭の不明瞭化を示す. 矢頭は島皮質リボンの消失を示す.  
 (f)発症7日後のCT画像  
 (g)症例3:発症後1時間30分後の60歳男性の頭部CT画像  
 (h) (g)にAPSF( $T=2.5$ )を適用した画像. 矢印はレンズ核の輪郭の不明瞭化を示す.  
 (i)発症7日後のCT画像
- Fig. 8 異なるウィンドウ幅で表示した画像の比較  
 (a)通常のウィンドウ幅(80HU)で表示した原画像  
 (b)狭いウィンドウ幅(20HU)で表示した原画像  
 (c)狭いウィンドウ幅(20HU)で表示したAPSF処理後の画像. 矢印はレンズ核の一部欠損を示す.  
 (d)脳梗塞発症4日後のCT画像
- Fig. 9 各フィルタをシミュレーション画像に適用後の画像  
 (a)13×13移動平均フィルタ  
 (b)15×15メディアンフィルタ
- Table シミュレーション画像に適用後の各フィルタに関するSRの比較: APSF( $T=2.5$ ), 移動平均フィルタ, メディアンフィルタ