高率にエッジを保存可能な適応型部分メジアンフィルタ

李　鎔範[†a)]（正員）　高橋　規之[††]
蔡　篤儀[†]（正員）

An Adaptive Partial Median Filter for High Quality Edge Preserving

Yongbum LEE[†a)], *Member*,
Noriyuki TAKAHASHI[††], *Nonmember*, and
Du-Yih TSAI[†], *Member*

[†] 新潟大学医学部保健学科，新潟市
School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University, 2–746 Asahimachidori, Niigata-shi, 951–8518 Japan
[††] 仙台市立病院，仙台市
Department of Radiology, Sendai City Hospital, 3–1 Shimizukouji, Wakabayashi-ku, Sendai-shi, 984–8501 Japan
a) E-mail: lee@clg.niigata-u.ac.jp

あらまし　高率にエッジを保ちながらノイズ低減を行う適応型部分メジアンフィルタを提案する．X 線 CT で撮影したシミュレーション画像を用いて 11 種類の既存の平滑化フィルタと比較した結果，エッジの保存率に関して，提案法が既存法よりも明らかに優れていることが確認された．

キーワード　適応型平滑化フィルタ，メジアンフィルタ，エッジ保存，ノイズ低減

1. まえがき

画像からノイズ成分を低減させるとき，残したいエッジ（信号成分）はできるだけ保持しながらノイズ成分のみを低減させることが望ましい．こうした観点から，エッジ保存型平滑化フィルタが多く提案されている [1]〜[7]．最近は，高橋らによってフィルタリング時に関心領域内で信号成分とノイズ成分を取捨選択する仕組みをもたせた適応型部分平均フィルタ（Adaptive Partial Averaging Filter：APAF）が提案されている [8]〜[11]．このフィルタは，パラメータを適切に設定することで，残したいエッジを高率に保存しながらノイズ成分のみを低減させることができる．本論文では，その APAF に基づいて更に高いエッジ保存率を実現できる適応型部分メジアンフィルタ（Adaptive Partial Median Filter：APMF）を提案する．高橋らは APAF の比較対象として移動平均フィルタとメジアンフィルタの 2 フィルタのみを扱ったが，本論文では，更に九つの平滑化フィルタ（APAF 及び他のエッジ保存型平滑化フィルタ）を加え，計 11 種類のフィルタと提案する APMF との比較を行う．比較実験は，高橋らに倣い [8]，X 線 CT で撮影したファントム画像を用いてシミュレーション実験を行った．既存のエッジ保存型平滑化フィルタとの比較実験を通して提案する APMF の有用性を検証する．

2. 方　法

2.1 提案手法

APMF の処理手順を以下に示す．

Step 1：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．

Step 2：画像中の注目画素 (k,l) の画素値を $I(k,l)$ とし，その注目画素を中心としたサイズ $N \times N$（N は 1 を除く正の奇数）の初期関心領域を設定する．このとき関心領域内の任意の画素 (i,j) の画素値を $I(i,j)$ とする．

Step 3：しきい値 T を決定し，$|I(k,l)-I(i,j)| > T$ の場合 $G(i,j)=0$，それ以外の場合 $G(i,j)=1$ にラベルしたマスク画像 G を作成する．

Step 4：関心領域を 3×3 から奇数ごとに $N \times N$ まで順番に拡張していく．その際，マスク画像 G において関心領域の外周の画素数に占める $G(i,j)=0$ の画素数の割合 $P_0(\%)$ を計算する．P_0 が $P\%$を超えずに $P\%$に最も近い値になったときのサイズ $c \times c$（$3 \le c \le N$：c は奇数）を最終的な関心領域の大きさとする．もし N まで拡張しても P_0 が $P\%$に達しない場合は，N を最終的な関心領域の大きさとする．

Step 5：決定した関心領域内で，$G(i,j)=1$ に対応する画素値 $I(i,j)$ の中から中央値を求め，注目画素の画素値 $I(k,l)$ に置き換える．

Step 6：Step 2〜Step 5 をすべての画素に対して行う．

APMF の基である APAF は Step 5 の “$I(i,j)$ の中から中央値” を “$I(i,j)$ の平均値” に置き換えた方法である．各ステップの意義は，高橋ら [8] が詳細に述べているので本論文では省略する．

APMF のパラメータは，M，N，T，P の四つである．このうち最も重要なパラメータは T である．以降の実験では，M，N，P は経験的に $M=5$，$N=17$，$P=60$ とし，T は最も重要なパラメータであることから $T=0$〜T_{max}（T_{max} は $|I(k,l)-I(i,j)|$ の最大値）間で変化させて本実験での適切値を探った．ここで，本論文と高橋ら [8] ではパラメータ N の設定値が異なる（高橋らは $N=13$）．これは $N=13$ と $N=17$ で予備実験を行ったところ $N=17$ がより良好な結果を示したからである．具体的には，$N=17$

のときの方が $N = 13$ のときよりも，後述の SDR（ノイズ低減率の評価指標）及び ESR（エッジの保存度の評価指標）の値が平均して 2%ほど高くなった．

2.2 シミュレーション実験

対象画像には，頭部 CT 画像において急性期脳梗塞 [9]〜[11] などの診断を行う場合に重要な所見となる灰白質–白質間のコントラスト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 CTP486（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更に灰白質を模擬した信号（Simulated Gray Matter：SGM）を加えた．平均的な灰白質–白質の CT 値の差を 6HU（Hounsfield Unit），また，虚血が起きた場合の灰白質–白質の CT 値の差を 3HU と仮定して，撮像された SWM 領域内に 3〜6HU の信号を加算し SGM 領域とした．SWM-SGM 間のエッジ部分には，後述のエッジの保存度を評価しやすくするために 3 ピクセル分の線形な傾斜を与えた [8]．作成したシミュレーション画像例とその説明図を図 1 に示す．図 1 のシミュレーション画像は，マトリックスサイズ 512 × 512 画素の CT の原画像から被写体領域を中心に 340 × 340 画素のサイズで切り出した画像である．用いた CT 装置は SOMATOM Volume Zoom（シーメンス旭メディテック（株）製）で，撮像条件は，管電圧 120 kV，管電流 × 撮像時間 200〜400 mAs，スライス厚 10 mm，撮像視野 FOV 250 mm，マトリックスサイズ 512 × 512 pixel，階調数 16 bit であった．このうち管電流を 100 mAs 刻みで撮像することで，ノイズレベルの異なる 3 種類のシミュレーション画像を用意した．また，同じ撮影条件で 10 回撮像し，その 10 枚の画像から得た評価値の平均を出力結果とした．シミュレーション用に用意した画像は，ノイズレベル 3 段階（200〜400 mAs，100 mAs 刻み）× 信号コントラスト 4 段階（3〜6HU，1HU 刻み）×10 セットの合計 120 枚である．これらの画像に各フィルタを適用し評価値を求めた．

評価の指標にはノイズ低減率を示す標準偏差率（Standard Deviation Rate：SDR）

$$SDR(\%) = (SD_{org} - SD_{prc})/SD_{org} \times 100$$

と，エッジの保存度を示すエッジの傾斜比（Edge Slope

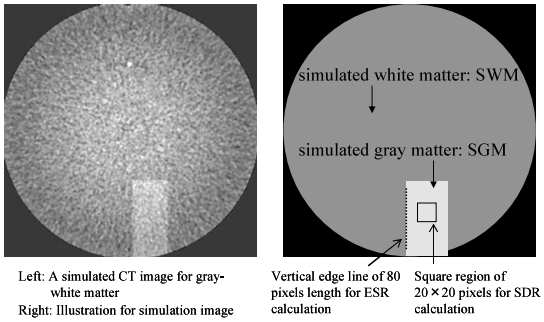


図 1 シミュレーション画像例とその説明図
Fig. 1 A simulation image and its illustration.

表 1 比較手法一覧及び比較結果
Table 1 A list of compared methods and comparison results.

Method	Parameters	SDR(%)	ESR(%)
Adaptive partial median filter (APMF)	M=5, N=17, P=60, T=3	76.0	74.6
Adaptive partial averaging filter (APAF) [8]-[11]	M=5, N=17, P=60, T=3	76.1	67.6
Averaging filter (AF) [1]	FS=15	76.5	20.3
Median filter (MF) [1]	FS=21	75.7	24.5
Gaussian filter (GF) [1]	FS=69, σ=(FS-1)/4	76.0	29.8
k-nearest neighbor averaging (KNNA) [1][2]	FS=23, k=FS×FS/2	40.2	74.5
k-nearest neighbor median (KNNM) [3]	FS=15, k=FS×FS/2	42.8	74.5
Hysteresis smoothing (HS) [1][4]	Width=5	35.9	76.2
Edge and line weights smoothing (ELWS) [1][5]	NI=227	76.0	46.6
Contrast sensitive weights smoothing (CSWS) [1][5]	NI=26, σ=50	75.9	29.4
Gradient inverse weighted smoothing (GIWS) [1][6]	NI=958	76.0	57.4
Edge preserving smoothing (EPS) [1][7]	NI=10	21.0	85.5

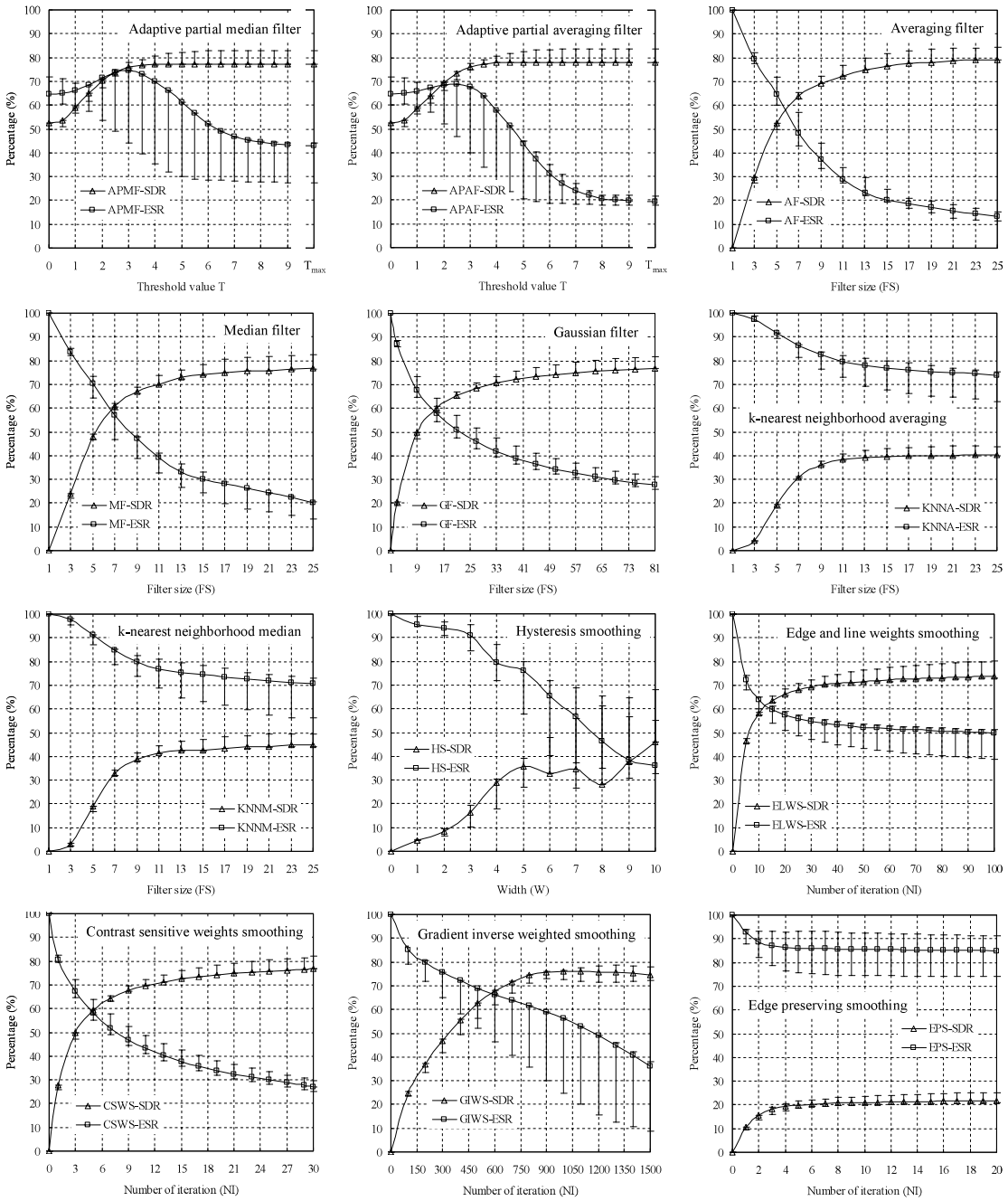


図 2　各手法の SDR と ESR のグラフ
Fig. 2　Graphs of SDR and ESR obtained by various methods.

Rate：ESR）

$$ESR(\%) = ES_{prc}/ES_{org} \times 100$$

を用いた [8]．SD_{prc} と SD_{org} は，処理後の画像と原画像における SGM 上の 20×20 ピクセルの関心領域内の標準偏差を表している（図 1）．同様に，ES_{prc} と ES_{org} は，処理後の画像と原画像における SGM と SWM 間のエッジの傾きを表している．SDR の値は

大きいほどノイズが多く低減されていることを，ESR の値は大きいほどエッジがよく保存されていることを示す．

2.3 比較する既存の平滑化フィルタ

本提案法と比較を行う 11 種類の平滑化フィルタを表 1 に結果の一部とともに示す．各手法の詳細は，各文献 [1]〜[8] に譲り本論文では省略する．フィルタサイズ（Filter Size：FS）が可変な手法（AF，MF，GF，KNNA，KNNM）は，そのサイズを変化させて SDR と ESR を求めた．なお，実際のフィルタサイズは FS × FS であるが，本論文では簡便のため FS 値のみを示す．フィルタサイズが固定の手法（ELWS，CSWS，GIWS，EPS）は，反復回数（Number of Iteration：NI）を変えて SDR と ESR を求めた．フィルタサイズと反復回数以外のパラメータは，GF の σ については一般的によく用いられる値 [1] を，CSWS の σ については一定範囲内で変化させて試行錯誤的に結果が良好となった値を用いた．KNNA 及び KNNM の k も同様に決定した．また，HS は，Width というカーソルの幅（この幅より小さな信号を雑音とみなす）をパラメータにもつので，これを変化させて SDR と ESR を求めた．APAF は，APMF と同様に $M = 5$，$N = 17$，$P = 60$ とし，T を変えて SDR と ESR を求めた．

3. 結　　果

各手法の SDR と ESR の結果グラフの例（300 mAs，6HU の場合）を図 2 に示す．ただし，グラフ中の ⊤ と ⊥ は，すべての組合せ（200〜400 mAs，3〜6HU）における測定値の最大値と最小値であり，つまりは今回の実験での測定値の変動幅を表している．APMF の結果グラフからは，300 mAs，6HU の場合では $T = 3.0$ のときが最も SGM-SWM 間のエッジが保たれ，かつ，ノイズ低減率も高いことが分かる．図 3 に，300 mAs，6HU のシミュレーション画像に対して，T を 0，1.0，2.0，3.0，4.0，5.0，6.0 としたときの APMF 処理画像（SGM-SWM 周辺）を示す．図 3 からも $T = 3.0$ のときが最も良好な画像が得られることが確認できる．このことから $T = 3.0$ のときの APMF の結果を基準に，他の手法との比較を行った（表 1）．具体的には，SDR を APMF と同程度にそろえることができる手法（APAF，AF，MF，GF，ELWS，CSWS，GIWS）については，そのときの ESR を求め比較した．SDR を APMF と同程度にそろえることができない手法（KNNA，KNNM，HS，EPS）については，できるだけ ESR を同程度にそろえて SDR で比較を行った．

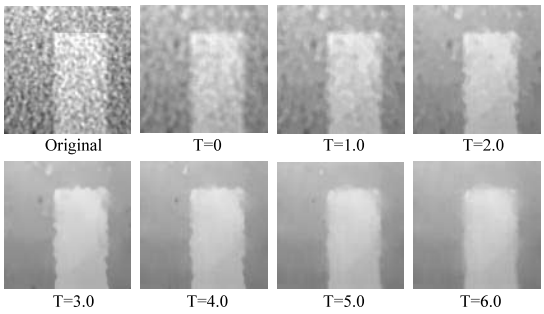


図 3　T を変えたときの APMF 処理画像
Fig. 3　APMF processed images by varying T.

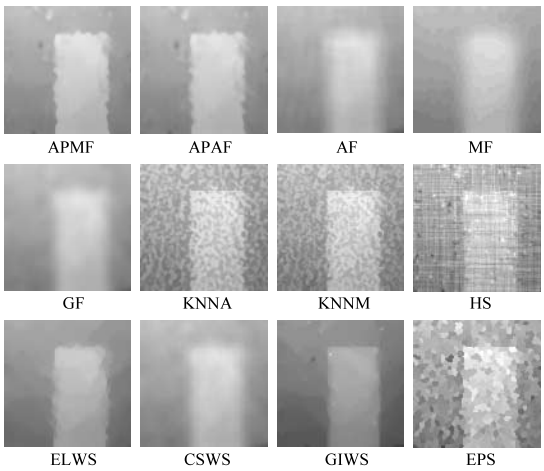


図 4　表 1 の条件のときの各手法の処理画像
Fig. 4　Various processed images by using the conditions shown in Table 1.

図 2，表 1 から，ノイズ低減率が同程度（SDR ≒ 76.0%）であるとき，最も高いエッジ保存率を示したのは，本提案法 APMF（ESR = 74.6%）であった．次が APAF（ESR = 67.6%），GIWS（ESR = 57.4%），ELWS（ESR = 46.6%）の順となり，その他のフィルタの ESR はすべて 20%台であった．また，ESR を同程度（ESR ≒ 75.0%）にそろえて比較した手法（KNNA，KNNM，HS，EPS）についても，これらの手法の SDR は 20〜40%台にとどまり，明らかに本提案法 APMF が最も高いノイズ低減率（SDR = 76.0%）を示した．図 4 に，表 1 の条件のときの各手法の処理画像を示す．図 4 の処理画像からは，視覚的なエッジ保存具合とノイズ低減具合が，表 1 の評価値とよく一致していることがうかがえる．なお，300 mAs，6HU 以外の組合せにおいても同様の結果を得ている．総合

して，本実験結果から，提案する APMF が今回比較した既存のどのエッジ保存型平滑化フィルタよりも高い性能を示すことが明らかとなり，本提案法の有効性が示されたと考える．

APMF の ESR が APAF の ESR より高い値を示した理由は，通常の移動平均フィルタ（AF）とメジアンフィルタ（MF）の関係と同様に考えることができる．APMF と APAF の違いは，処理手順の Step 5 において，“$I(i,j)$ の中から中央値” とするか，“$I(i,j)$ の平均値” とするかのみである．一般的に，AF と MF ではノイズ低減率が同程度である場合，エッジ保存率は MF の方が優れているとされる．今回の実験結果では，この関係が APMF と APAF 間にも大きく反映したものと考えられる．ただし，今回の実験では単純なエッジのみを扱ったので，今後は，より複雑なエッジを対象とした場合にも APMF と APAF 間でこの関係が成り立つかを検証していく必要があると考える．

4. むすび

関心領域内で信号成分とノイズ成分を取捨選択する仕組みをもたせた適応型部分平均フィルタ（APAF）に基づいて，更に高いエッジ保存率を実現できる適応型部分メジアンフィルタ（APMF）を提案した．X 線 CT 画像を用いたシミュレーション実験を行い，APAF を含めた既存の 11 種類の平滑化フィルタと比較を行った．同程度のノイズ低減率で比較したとき，エッジの保存率の観点で，提案手法 APMF が他の既存手法よりも明らかに優れていることが示された．

謝辞 本研究の一部は，電気通信普及財団の助成金の援助によるものである．

文　献

[1] 高木幹雄，下田陽久（監修），新編画像解析ハンドブック，東京大学出版会，東京，2004.

[2] L.S. Davis and A. Rosenfeld, “Noise cleaning by iterated local averaging,” IEEE Trans. Syst. Man Cybern., vol.SMC-8, no.9, pp.705–710, 1978.

[3] W.Y. Wu, M.J. Wang, and C.M. Liu, “Performance evaluation of some noise reduction methods,” CVGIP, vol.54, no.2, pp.134–146, 1992.

[4] R.W. Ehrich, “A symmetric hysteresis smoothing algorithm that preserves principal features,” CGIP, vol.8, pp.121–126, 1978.

[5] A. Lev, S.W. Zucker, and A. Rosenfeld, “Iterative enhancement of noisy images,” IEEE Trans. Syst. Man Cybern., vol.SMC-7, no.6, pp.435–442, 1977.

[6] D.C.C. Wang, A.H. Vagnucci, and C.C. Li, “Gradient inverse weighted smoothing scheme and the evaluation of its performance,” CVGIP, vol.15, pp.167–181, 1981.

[7] M. Nagao and T. Matuyama, “Edge preserving smoothing,” CGIP, vol.9, pp.394–407, 1978.

[8] 高橋規之，李　鎔範，蔡　篤儀，“エッジ成分の取捨選択を考慮した適応型部分平均フィルタ,” 信学論（D-II），vol.J89-D, no.4, pp.888–892, April 2006.

[9] 高橋規之，李　鎔範，蔡　篤儀，石井　清，神尾總一郎，“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,” 日本放射線技術学会雑誌，vol.61, no.11, pp.1531–1541, 2005.

[10] D.Y. Tsai, N. Takahashi, and Y. Lee, “An adaptive enhancement algorithm for CT brain images,” Proc. 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), paper #124, 2005.

[11] Y. Lee, N. Takahashi, D.Y. Tsai, and H. Fujita, “Detectability improvement of early sign of acute stroke on brain CT images using an adaptive partial smoothing filter,” Proc. SPIE Medical Imaging 2006, vol.6144, pp.2138–2145, San Diego, America, Feb. 2006.

（平成 18 年 6 月 16 日受付，7 月 26 日再受付）