

研究速報

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

高橋 規之^{†,††} 李 鎔範^{†††} (正員)
蔡 篤儀^{†††} (正員)

An Adaptive Partial Averaging Filter Considering Selection of Edge Components

Noriyuki TAKAHASHI^{†,††}, Nonmember, Yongbum LEE^{†††},
and Du-Yih TSAI^{†††}, Members

[†] 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

^{††} 新潟大学大学院保健学研究科, 新潟市

Graduate School of Health Sciences, Niigata University, 2-
746 Asahimachidori, Niigata-shi, 951-8518 Japan

^{†††} 新潟大学医学部保健学科, 新潟市

School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata Uni-
versity, 2-746 Asahimachidori, Niigata-shi, 951-8518 Japan

あらまし 関心領域内のエッジを選択的に保ちながらノイズ低減を行う適応型部分平均フィルタ (APAF) を提案する. X 線 CT の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結果, APAF がエッジの保存率の観点から, 単純な移動平均フィルタやメジアンフィルタより優れていることが確認された.

キーワード ノイズ低減, エッジ保存, 適応型フィルタ, 移動平均フィルタ

1. ま え が き

画像からノイズを低減させる場合, 必要な信号成分の情報量は減らすことなく, 不要なノイズ成分のみを低減させることが望ましい [1] ~ [4]. そのためには, 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が必要である. そこで, 本論文では, フィルタリング時に注目画素とその近隣画素の画素値の差に着目 [4] して, 信号成分とノイズ成分を取捨選択し, フィルタサイズも適応的に可変する平均フィルタ (Adaptive Partial Averaging Filter: APAF) を提案する. そして, X 線 CT で撮影したノイズレベルの異なる複数のファントム像を用いたシミュレーション実験によって本手法の有用性を検証する.

2. 方 法

2.1 提案手法

APAF 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 $c \times c$ ($3 \leq c \leq N$: 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 $I(i, j)$ の平均値を計算し, 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.

Step 1 を行う理由は, Step 3 で一つの注目画素 (k, l) とその周辺の画素との画素値の差分をとることに関係する. 周辺画素との画素値の差分をとるということは, 注目画素 (k, l) に加わったノイズの影響を非常に受けやすいことを意味する. したがって, あらかじめ, スムージングなどにより, 注目画素 (k, l) に加わったノイズを軽減しておかないと, 最終的なノイズ除去性能は大きく悪化する. Step 3 は, ノイズによる画素値変動が信号に起因する画素値差よりも小さいと仮定し, 両者を分離させるための処理である. この処理過程で信号成分とノイズ成分の取捨選択が行われる. Step 4 では, Step 3 での信号成分とノイズ成分の取捨選択に基づいて, 関心領域内にエッジを含む場合つまり信号成分が含まれる場合は, その信号成分の保存率を高めるためにフィルタサイズは小さくなり, 逆に関心領域内の濃淡レベルが一様に近い場合つまり信号成分を含まない場合は, ノイズ低減率を高めるためにフィルタサイズは大きくなる.

APAF のパラメータは, M, N, T, P の四つである. このうち, 主に P と T によってフィルタサイズが可変し, T によって関心領域内で信号成分とノイズ成分が取捨選択される. T の設定値によって信号成分とみなすエッジの強さが決まり, P の設定値によってそのエッジの保存率が変化する. P_0 の計算を外周領域だけで行うのは, 関心領域を 3×3 から順次拡張し

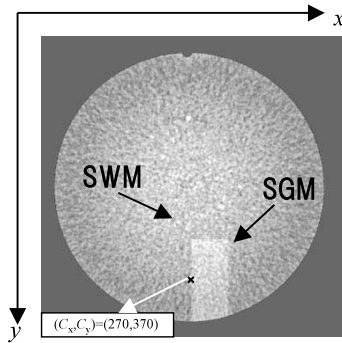


図1 灰白質-白質を模擬したシミュレーション CT 画像
Fig.1 A CT image with simulated gray matter (SGM) and white matter (SWM).

ていくことから、内部領域は既に判定済みとみなせるためである。四つのパラメータのうち APAF の性能を最も大きく左右する重要なパラメータは T である。

2.2 シミュレーション

提案する APAF の有効性を示すためにシミュレーションによる評価を行った。対象画像には、頭部 CT 画像において急性期脳梗塞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。灰白質を模擬した 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 $3 \sim 6$ HU (Hounsfield Unit) 加算することで作成した。これは平均的な灰白質-白質の CT 値の差を $3 \sim 6$ HU と仮定している。作成したシミュレーション画像例を図 1 に示す。図 1 は、マトリクスサイズ 512×512 の CT の原画像から被写体領域を中心に 340×340 のサイズで切り出した画像である。また、図中の \times 印の座標 (C_x, C_y) は SGM 領域を加算したときの基準点 (SGM の左端点) であり、以降の説明で用いる。なお、座標値は原画像サイズ 512×512 における値であり、原点 $(0, 0)$ は画像の左上端とする。ここで、SGM 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。具体的に、SGM 領域として加算する CT 値が $V (3 \leq V \leq 6)$ である場合、 $x = C_x - 1$ の加算値は $V \times 2/3$ 、 $x = C_x - 2$ の加算値は $V \times 1/3$ 、

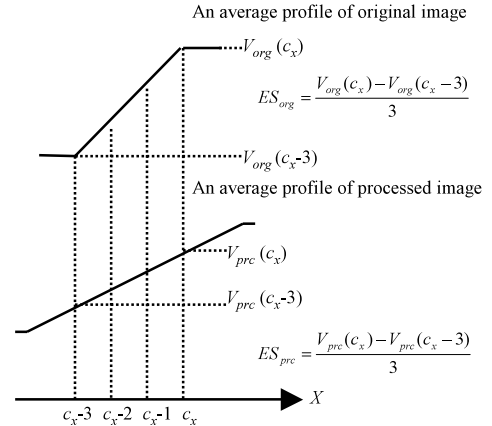


図2 エッジの傾き (ES) の定義
Fig.2 Definition of edge slope (ES).

$x = C_x - 3$ の加算値は 0 に設定した (図 2)。なお、画素値の計算は小数型で行った。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 \times 撮像時間 $200 \sim 400$ mAs、スライス厚 10 mm、撮像視野 FOV 250 mm、マトリクスサイズ 512×512 、階調数 16 bit であった。このうち撮像条件の管電流を 100 mAs 刻みで撮影することで、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、同じ撮像条件で 10 回撮像を行い、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 ($200 \sim 400$ mAs, 100 mAs 刻み) \times 信号コントラスト 4 段階 ($3 \sim 6$ HU, 1 HU 刻み) $\times 10$ セットの合計 120 枚である。

これらの画像に APAF を適用し評価値を求めた。評価関数にはノイズ低減率を示す標準偏差率 (Standard Deviation Rate: SDR)

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

と、エッジの保存度を示すエッジの傾斜比 (Edge Slope Rate: ESR)

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

を用いた。 SD_{pre} と SD_{org} は、APAF 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。同様に、 ES_{pre} と ES_{org} は、APAF 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。

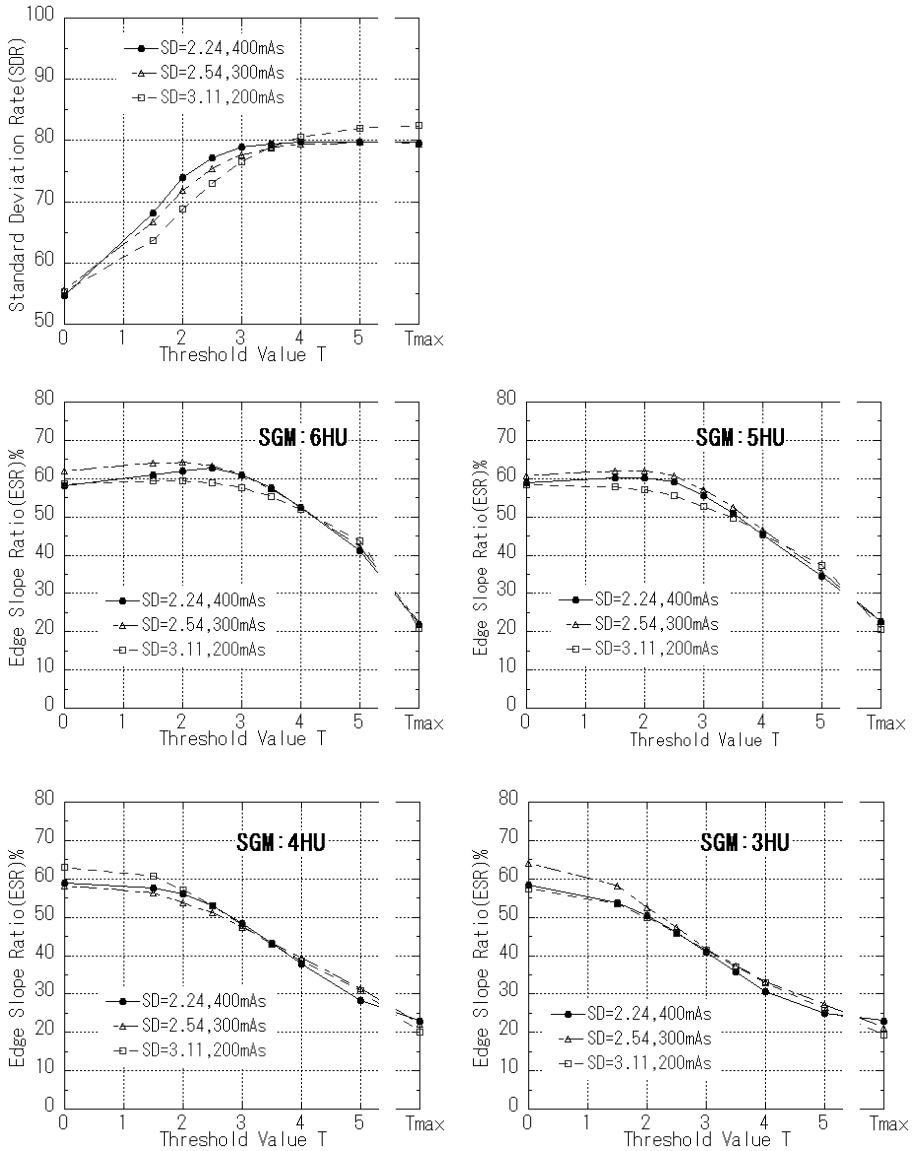


図3 T と SDR, ESR の関係グラフ
 Fig. 3 Graphs of SDR vs. T and ESR vs. T .

具体的には、図1に示したSGMの左エッジ上の点 (C_x, C_y) を中心として、 x 方向の平均プロファイル $C_y - 20 \leq y < C_y + 20$ の範囲で求め、原画像での平均プロファイルの x に関する値を $V_{org}(x)$ 、処理画像での平均プロファイルの x に関する値を $V_{prc}(x)$ としたとき、それぞれ $ES_{org} = (V_{org}(C_x) - V_{org}(C_x - 3))/3$ 、 $ES_{prc} = (V_{prc}(C_x) - V_{prc}(C_x - 3))/3$ で求めた(図2)。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。

APAFのパラメータは、 $M = 5$ 、 $N = 13$ 、 $P = 60$ 、 $T = 0 \sim T_{max}$ (T_{max} は $|I(k, l) - I(i, j)|$ の最大値)に設定して実験を行った。 M 、 N 、 P は経験的に決定し、 T は最も重要なパラメータであることから、その設定値とAPAF性能の関連性を調べることにした。

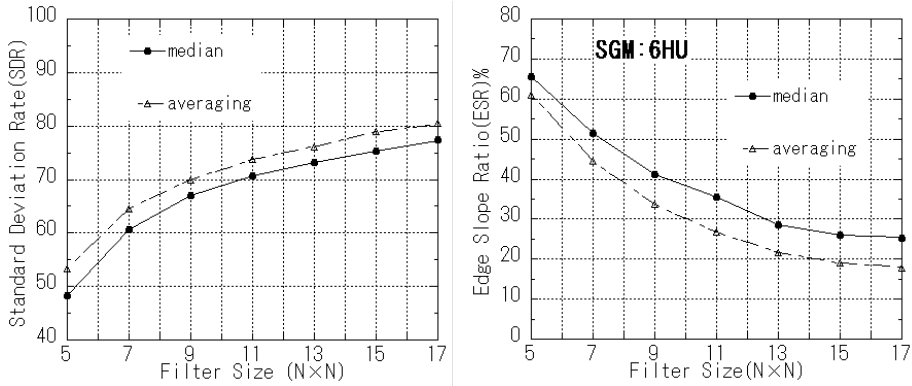


図 4 メジアンフィルタと移動平均フィルタのサイズと SDR, ESR の関係グラフ
Fig. 4 Graphs of SDR vs. Size and ESR vs. Size for a median filter and an averaging filter.

3. 結 果

SDR と ESR の結果のグラフを図 3 に示す．ここで， $T = 0$ は，Step 1 の前処理だけを行った結果，つまり $M \times M$ (今回は 5×5) の単純な移動平均フィルタを実行したときの結果に一致する．また， $T = T_{max}$ は，前処理後に最大フィルタサイズである $N \times N$ (今回は 13×13) の移動平均フィルタを実行したときの結果に一致する．SDR のグラフでは，ある T 値付近までは SDR 値は増加し，その T 値を超えるとほぼ一定になる傾向が見られる．そのときの T 値は，管電流 400 mAs の画像で約 3.5，管電流 300 mAs の画像で約 4.0，200 mAs の画像で約 5.0 となっている．この結果は，ノイズ低減率が飽和する T 値は，元画像のノイズ量に依存していることを示している．また，ESR のグラフでは，ある T 値までは ESR 値をほぼ一定に保っているが，その T 値を超えると急激に低下する傾向が見られる．この ESR 値が低下し始める T 値は，SGM と SWM のコントラストが 6 HU，5 HU，3 HU，3 HU の各画像においてそれぞれ 3.0，2.5，2.0，1.5 付近となっている．この結果は，信号成分のエッジ保存率が低下し始める T 値は，信号コントラストに依存していることを示している．これは逆の観点から考えると，保ちたい信号コントラスト及び画像のノイズ量がある程度分かっているならば，適したパラメータ T が設定でき，それによって信号とノイズを取捨選択できることを意味している．例えば，今回のシミュレーションで SGM が 6 HU の場合では， T を 2.5～3.5 付近に設定することで，良好な結果が得られることが推測できる．

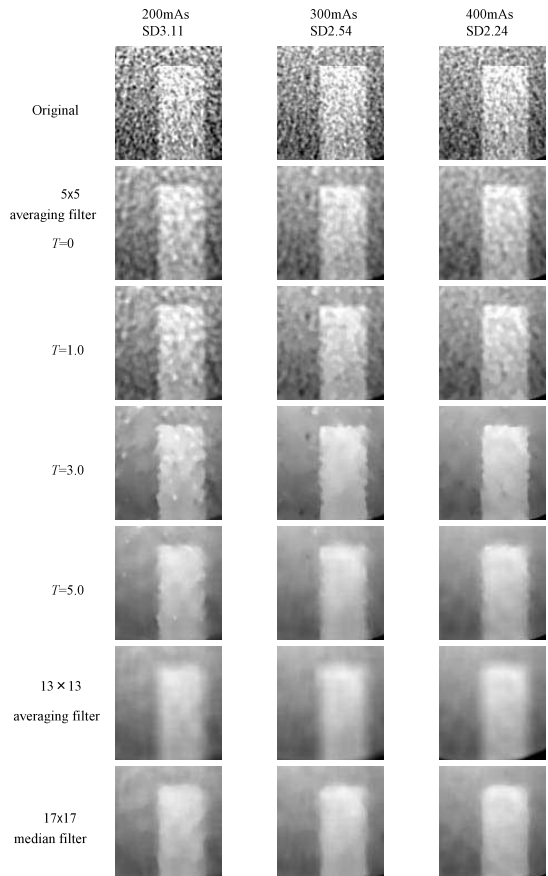


図 5 処理結果画像 (SGM 6 HU)
Fig. 5 Processed images at SGM 6 HU.

図 4 に，従来法との比較として SGM 6 HU，管電流 300 mAs の画像から得たメジアンフィルタと移動

平均フィルタの SDR と ESR の結果のグラフを示す。また、図 5 に SGM が 6 HU のときの APAF 処理画像及びメジアンフィルタと移動平均フィルタの処理画像 ($C_x - 39 \leq x \leq C_x + 57, C_y - 65 \leq y \leq C_y + 38$ の範囲, 97×104 ピクセル) を示す。図 5 では, $T = 3.0$ の APAF 処理画像が最も視覚的にエッジが保たれ, かつノイズも十分低減されていることが確認できる。このときの APAF 処理画像の SDR 値は, 図 3 のグラフから 77.5% である。また, この APAF の SDR 値とほぼ同じ値を示すメジアンフィルタと移動平均フィルタのサイズを図 4 から求めると, それぞれ 17×17 と 13×13 であり, それらの SDR 値は 77.5% と 76.0% である。そのときの三つフィルタの ESR 値は, APAF が 63.3%, メジアンフィルタと移動平均フィルタがそれぞれ 25.1%, 21.6% である。これらの結果から, ノイズ低減率をほぼ同程度に合わせた場合, APAF の方が従来の移動平均フィルタやメジアンフィルタよりも明らかにエッジの保存率が高いことが示された。なお, 他の条件 (SGM3 ~ 5 HU, 管電流 200 mAs, 400 mAs) においても同様の結果を得ている。

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し, フィルタサイズも可変する適応型部分平均フィルタ (APAF) 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, 同程度のノイズ低減率であった場合, エッジの保存率の観点から, 提案法が単純な移動平均フィルタやメジアンフィルタよりも明らかに優れていることが示された。ヒステリシス平滑化などの既存のエッジ保存型平滑化フィルタ [5] と比べ, 提

案法の特徴は, 信号成分とノイズ成分の取捨選択がパラメータによって調節できること, そして, 注目画素ごとにその周辺のエッジの分布に応じてフィルタのサイズと形状が適応的に変化することが挙げられる。特に複雑なエッジをもつような画像に対して, 適切なパラメータによって保存したいエッジの強さとその保存率及びノイズ低減率を設定することができ, その画像に適したエッジ保存効果とノイズ低減率を実現できる点で有効性が高いと考えられる。今後は, これら他のエッジ保存型フィルタとの比較や提案法のパラメータの自動設定, 実画像 (頭部 X 線 CT 画像など) への適用を検討していく予定である。

文 献

- [1] D.T. Kuan, A.A. Shawchuk, T.C. Strand, and P. Chavel, "Adaptive noise smoothing filter for images with signal-dependent noise," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol.7, no.2, pp.165-177, 1985.
- [2] A.P. Dhawan, G. Buelloni, and R. Gordon, "Enhancement of mammographic features by optimal adaptive neighborhood image processing," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.5, no.1, pp.8-15, 1986.
- [3] R.B. Paranjape, T.F. Rabie, and R.M. Rangayyan, "Image restoration by adaptive neighborhood noise subtraction," *Appl. Opt.*, vol.33, no.14, pp.2861-2869, 1994.
- [4] V.H. Guis, M. Adel, M. Rasigni, and G. Rasigni, "Adaptive neighborhood contrast enhancement in mammographic phantom images," *Opt. Eng.*, vol.42, no.2, pp.357-366, 2003.
- [5] 高木幹雄, 下田陽久 (監修), 新編画像解析ハンドブック, pp.1215-1226, 東京大学出版会, 2004.

(平成 17 年 10 月 11 日受付, 11 月 28 日再受付)