

重みつき分離度と非等方性拡散による 冠動脈血管内超音波画像のエッジ保存平滑化

Edge-preserved Smoothing of Intravascular Ultrasound Image of Coronary Artery by Weighted-separability and Anisotropic Diffusion Filter

古賀 崇了¹, 内野 英治^{2,1}, 末竹 規哲², 廣 高史³, 松崎 益徳⁴

1) 財団法人ファジィシステム研究所, 2) 山口大学大学院 理工学研究科,

3) 日本大学 医学部, 4) 山口大学大学院 医学系研究科

Takanori KOGA¹, Eiji UCHINO^{2,1}, Noriaki SUETAKE²,

Takafumi HIRO³, Masunori MATSUZAKI⁴

1) *Fuzzy Logic Systems Institute*

2) *Graduate School of Science and Engineering, Yamaguchi University*

3) *School of Medicine, Nihon University*

4) *Graduate School of Medicine, Yamaguchi University*

Abstract: This paper describes a novel edge-preserved smoothing method with special consideration to an intravascular ultrasound (IVUS) image. An IVUS image, which is commonly used for a diagnosis of acute coronary syndromes (ACS), is very grainy due to heavy speckle noise. The speckle noise prevents a medical doctor from reading the IVUS image. The processing of the image for computer-aided diagnoses (CADs) also becomes difficult. In order to reduce the speckle noise, in this study, we propose a modification of anisotropic diffusion filter in which diffusion strength is locally and adaptively controlled by a weighted separability of an IVUS image. The proposed method not only reduces a speckle noise but also effectively enhances an edge of plaque tissue in an IVUS image. The effectiveness of the proposed method has been verified by the experiments using the real IVUS images.

Keywords: Intravascular ultrasound (IVUS) image, Speckle noise reduction, Edge-preserved smoothing, Anisotropic diffusion, Weighted separability

Eiji UCHINO

1677-1 Yoshida, Yamaguchi 753-8512, Japan

Phone: 083-933-5699, Fax: 083-933-5699, E-mail: uchino@yamaguchi-u.ac.jp

1. はじめに

心臓の冠動脈疾患の治療や診断において用いられる血管内超音波画像上で、プラーク組織の形状・体積などを評価するため、その組織境界線を正確かつ自動的に抽出する必要がある[1].

血管内超音波画像にはスペckルノイズと呼ばれる斑紋上のノイズが重畳するため、エッジ検出フィルタや動的輪郭モデルによる輪郭抽出を行う際に、適切な前処理を行う必要がある。特に、プラーク組織のエッジとスペckルパターン(ノイズ)のエッジを適切に識別し、適応的にプラークのエッジ部分を保存しながらスペckルパターンを平滑化する手法が必要となる。

本研究では、冠動脈の血管内超音波画像処理におけるプラーク組織境界線抽出の前処理法として、重み付き分離度[2]と非等方性拡散フィルタ[3]を用いたエッジ保存平滑化を提案し、実験によりその有効性を示す。

2. 血管内超音波画像と提案手法

2.1 血管内超音波画像

Bモード画像と呼ばれる血管内超音波画像を図1に示す。プラーク(Plaque)は、内膜面(Luminal Boundary: LB)と外弾性板(Adventitial Boundary: AB)の間に存在する。抽出すべきプラーク境界線を図中に点線で示している。本研究では、こ

の境界線付近のエッジを保存した平滑化手法を提案する。

実際の画像処理においては、処理の簡便化を図るため、血管内超音波画像を直交座標系に変換した画像を用いる。

2.2 非等方性拡散フィルタ

本研究では、エッジ保存平滑化の手段として、代表的な非等方性拡散フィルタである Perona と Malik の手法(PMD)を用いる。PMD の処理の概要を図 2 に示す。 $n+1$ 回目の反復時における PMD の処理は以下により表される。

$$I_s^{(n+1)} = I_s^{(n)} + \frac{\lambda}{|\phi_s|} \sum_{p \in \phi_s} g(\nabla I_{s,p}^{(n)}) \cdot \nabla I_{s,p}^{(n)} \quad (1)$$

ここで、 $\mathbf{s} = (x, y)$ と \mathbf{p} はそれぞれ注目画素とその近傍の画素を表す。 $I_s^{(n)}$ は画素 \mathbf{s} の輝度を表す。 ϕ_s と $|\phi_s|$ は注目画素の近傍画素集合とその画素数を表す。近傍画素としては、図 2 に示すように、注目画素の上下左右 4 近傍を用いる。 λ はパラメータである。画像の輝度勾配は以下の式で計算される。

$$\nabla I_{s,p}^{(n)} = I_p^{(n)} - I_s^{(n)} \quad (2)$$

また、エッジ停止関数は次式で与えられる。

$$g(z) = \frac{1}{1 + (z/K)^2} \quad (3)$$

ここで、 K は拡散の強度を決定するパラメータである。エッジ停止関数は、画像の輝度勾配が小さい場合に大きな値をとる。すなわち、輝度勾配が小さい箇所では強い平滑化が施される。一方、輝度勾配が大きい箇所は平滑化が抑制され、エッジが保存される。

2.3 画像の分離度

画像の分離度は、図 3 に示されるような画像中の 2 つの局所領域における線形判別分析を基にして計算される値であり、テクスチャ画像などにおいて、異なるテクスチャ間の境界を検出する際などに有効である。

画素 $\mathbf{s} = (x, y)$ に対する分離度 η_s は、以下の式で計算される。

$$\eta_s = \frac{\sum_{k=1}^{k=L} \sigma_{bk}^2}{\sum_{k=1}^{k=L} \sigma_{Tk}^2} \quad (4)$$

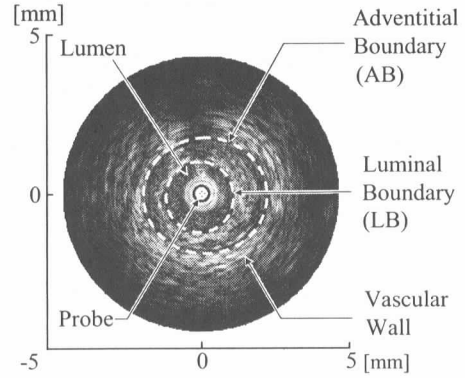


図 1 冠動脈の血管内超音波画像。

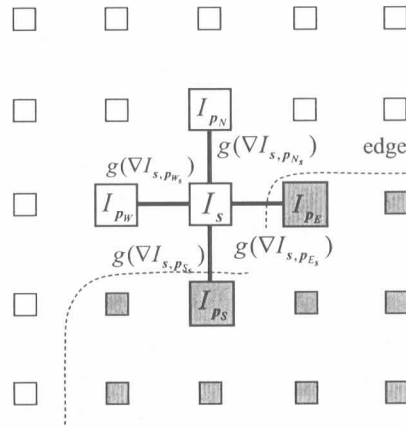


図 2 非等方性拡散フィルタの処理。

$$\sigma_{bk}^2 = n_1(\bar{I}_{k1} - \bar{I}_k)^2 + n_2(\bar{I}_{k2} - \bar{I}_k)^2 \quad (5)$$

$$\sigma_{Tk}^2 = \sum_{i=1}^{n_1+n_2} (\bar{I}_{ki} - \bar{I}_k)^2 \quad (6)$$

ここで、 \bar{I}_{k1} と \bar{I}_{k2} はそれぞれ、局所領域 1 と 2 における平均輝度値を表す。 \bar{I}_k は局所領域 1 と 2 全体に対する平均輝度値を表す。分離度 η_s は 0 から 1 までの値を取り、その数値が大きい画素は、画像中でエッジである可能性が高い。

2.4 提案手法

血管内超音波画像においては、血管内腔の輝度・プラークの輝度、血管壁の輝度に関する事前知識を基に、前節で述べた画像の分離度以下のような重みつけを行う。

$$\eta_s^w = \eta_s \times \frac{(I_{MAX} - \bar{I}_1)}{I_{MAX}} \times \frac{\bar{I}_2}{I_{MAX}} \quad (7)$$

ここで、 I_{MAX} , \bar{I}_1 , \bar{I}_2 はそれぞれ、画像全体の画素における最大輝度値、領域1に含まれる画素の平均輝度値、領域2に含まれる画素の平均輝度値をである。

重みつき分離度を用いることにより、内膜および外弾性板周辺における分離度を強調し、それ以外の部位で分離度を抑制することができる。

提案手法では、以下の式を用い、重みつき分離度の値に応じて PMD の拡散強度を変えることにより、内膜面と外弾性板周辺のエッジのみを効果的に保存する平滑化を実現する。

$$I_s^{(n+1)} = I_s^{(n)} + \frac{\lambda(1-\eta_s^w)}{|\phi_s|} \sum_{p \in \phi_s} g(\nabla I_{s,p}^{(n)}) \cdot \nabla I_{s,p}^{(n)} \quad (8)$$

3. 実験結果

実験では、図4に示される 1024×256 画素で構成される冠動脈の血管内超音波画像に本提案手法を適用した。提案手法（重みつき分離度と PMD を組み合わせることによりエッジ保存平滑化を行う方法）を、通常のパラメータによる PMD を用いた場合と比較した。すべての実験において、パラメータを $K=4$, $\lambda=1.0$, $M_H=70$, $M_W=3$ と事前実験の結果に基づいて決定した。

エッジ保存平滑化の効果を定量的に評価するため、目的とする輪郭線周辺の局所分散値 (Subject Area Variance: SAV) とそれ以外の領域における局所分散値 (Background Area Variance: BAV) の比率を用いる。SAV/BAV の値が大きいほど、エッジ保存平滑化が良好に行われている事を意味する。局所分散の計算には 9×9 の窓を用い、テスト画像における望ましい境界線の両側25画素の領域を SAV の計算対象領域とした。

図5に、通常のパラメータを用いた場合、提案手法 (WSC-PMD) を用いた場合、式(8)における重みつけ処理を通常のパラメータによって行った場合 (SC-PMD) の結果を示す。この結果より、処理の反復回数に関わらず、提案手法が良好なエッジ保存平滑化を行うことがわかる。

また、通常のパラメータおよび提案手法をテスト画像に施しエッジ保存平滑化された結果と、その結果の画像に Sobel フィルタを適用した結果を図6に示す。通常のパラメータを用いた場合に比べ、提案手法を用いた場合では、プラーク境界線周辺以外の領域が良好に平滑化され、Sobel

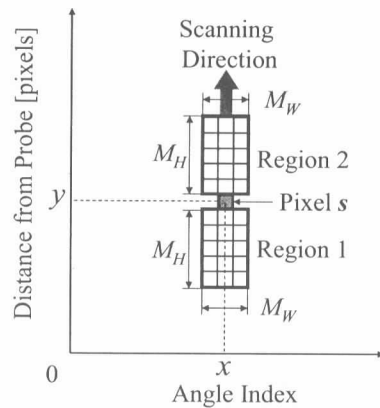


図3 画像の分離度の計算.

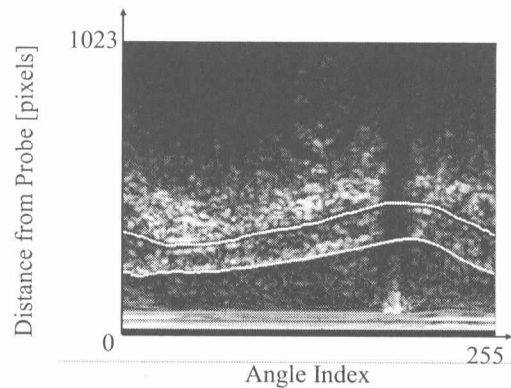


図4 テスト画像と望ましいプラーク境界線.

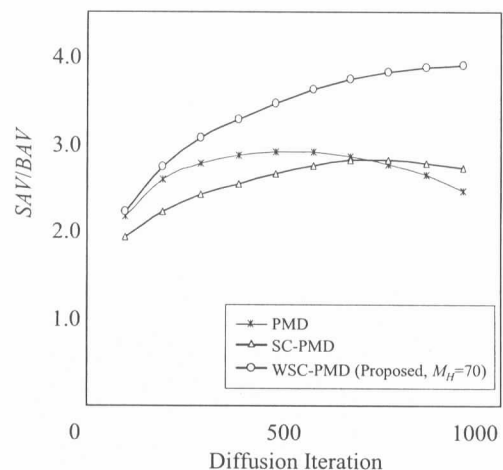


図5 局所分散値による性能評価.

フィルタにより望ましい境界線付近のエッジが良好に検出されていることがわかる。

数例の画像に本提案手法を適用したところ、同様の結果が得られ、本提案手法の有効性が確認された。

4. 結論

本研究では、冠動脈の血管内超音波画像の輪郭抽出における前処理として、重みつき分離度と非等方性拡散フィルタを用いたエッジ保存平滑化法を提案した。実際の血管内超音波画像に本提案手法を適用し、その有効性を確認した。

今後の課題として、著者らがこれまでに提案している、血管内超音波画像のためのファジィ推論ベースの輪郭抽出法[4]と組み合わせることにより、輪郭抽出の精度向上や処理の完全自動化に向けた研究を行う。

謝辞

本研究は、文部科学省知的クラスター創成事業“やまぐち・うべ・メディカル・イノベーション・クラスター”（平成16年度～20年度）の援助の下に行われた。

参考文献

- [1] 小谷：IVUSテクニックマニュアル，南江堂，2006.
- [2] P. Perona and J. Malik: Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, *IEEE Pattern Anal. Mach. Intell.*, Vol.12, pp.629-639, 1990.
- [3] K. Fukui: Edge extraction method based on separability of image features, *IEICE Trans. on Inf. and Syst.*, Vol. E78-D, pp.1533-1538, 1995.
- [4] E. Uchino, et al.: Fuzzy inference-based plaque boundary extraction using image separability for intravascular ultrasound image of coronary artery, *IET Electronics Letters*, Vol.45, pp.451-453, 2009.

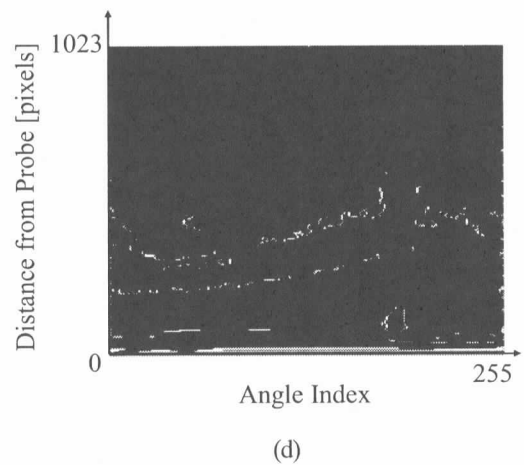
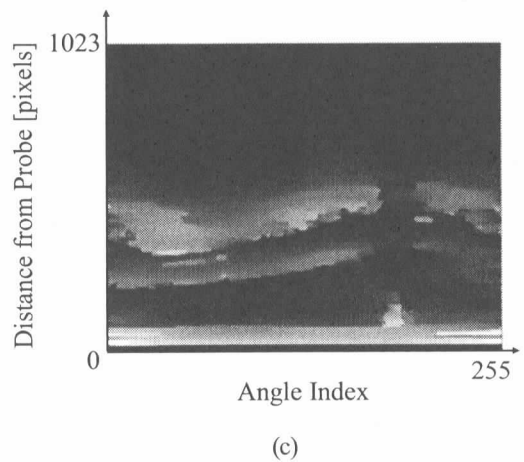
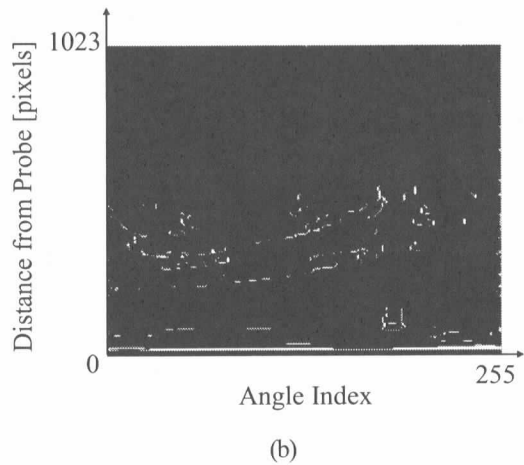
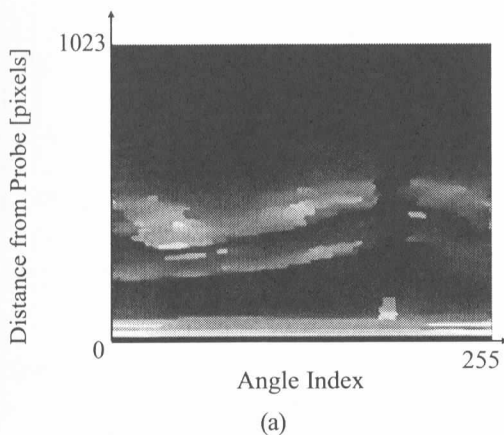


図6 テスト画像に通常のPMDと本提案手法によりエッジ保存平滑化を行った結果と、その平滑化された画像にSobelフィルタを適用し、エッジ検出を行った結果。(a) 通常のPMDによる平滑化結果。(b) (a)の画像にSobelフィルタを適用した結果。(c) 提案手法による平滑化結果。(d) (c)の画像にSobelフィルタを適用した結果。