

血管内超音波画像の特徴に基づくファジィ推論を用いた プラーク組織境界線抽出法

¹ 古賀崇了 ² 市山征平 ^{2,1} 内野英治 ² 末竹規哲 ³ 廣高史 ² 松崎益徳
 Takanori Koga Shohei Ichiyama Eiji Uchino Noriaki Suetake Takafumi Hiro Masunori Matsuzaki
¹ 財団法人ファジィシステム研究所 ² 山口大学 ³ 日本大学
 Fuzzy Logic Systems Institute Yamaguchi University Nihon University

Abstract: This paper presents a novel plaque boundary extraction method for an intravascular ultrasound (IVUS) image employing image separability and Takagi-Sugeno's fuzzy inference model. The membership functions are allocated heuristically with special consideration to the features of the IVUS image. The present method not only has improved the accuracy of plaque boundary extraction but also has reduced the workload of medical doctors.

1 はじめに

血管内超音波 (Intravascular Ultrasound: IVUS) 法 [1] は、生体内撮像によって実時間で心臓冠動脈の断面画像を可視化する手法であり、急性冠症候群などの心疾患の診断において広く用いられている [2]。急性冠症候群の原因となるプラークの定量的評価・診断においては、正確かつ自動でプラークの輪郭線を抽出する技術が望まれている。

プラークの状態の診断に際して、医師は大量の血管内超音波画像を処理する必要がある。この作業は医師の手作業によって行われることが多いため、医師にとって大きな負担となる。また、エッジ検出などの画像処理手法やスプライン関数 [3] などを用いた補間では、精度の良い境界線の検出は難しい。この原因は、血管内超音波画像にスペックルノイズと呼ばれる斑紋状のノイズが重畳し、画像が不明瞭になるためである。

本報告では、上記の問題を解決するため、血管内超音波画像におけるプラーク境界線自動抽出の新奇な手法を提案する。提案手法では、画像の分離度 [4] と高木一菅野型のファジィ推論 [5] を用いて、繰り返し計算を必要としない高速なプラーク境界線の自動抽出を実現する。ファジィ推論の前件部メンバシップ関数の個数と配置は、血管内超音波画像の特徴から導出された発見的規則により、自動的に決定される。

2 提案手法

図1に血管内超音波画像 (Bモード画像) を示す。初めに、医師はBモード画像上において、プラーク境界線上的特徴的な部分 (例えば境界線が大きく変化している部分など) に任意の数のシード点を打つ。提案手

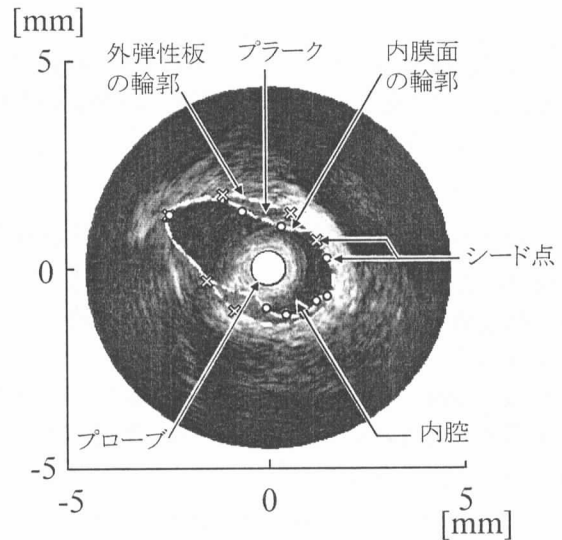


図1: IVUS法によって得られた冠動脈の断面画像 (Bモード画像)。

法による境界線自動抽出処理は非常に高速に行われるため、もしも得られた境界線抽出結果が望ましくない場合には、その結果を見ながら、医師は即座にシード点の追加ができる。一方、必要以上に与えられたシード点は、後述する処理プロセスにおいて、自動的に削除される。

次に、極座標系で表されるBモード画像を、直交座標系における画像へと変換する。さらに、直交座標系において、画像の分離度を計算する。画像の分離度は、テクスチャ間で大きな値をとる。図2における輝度は

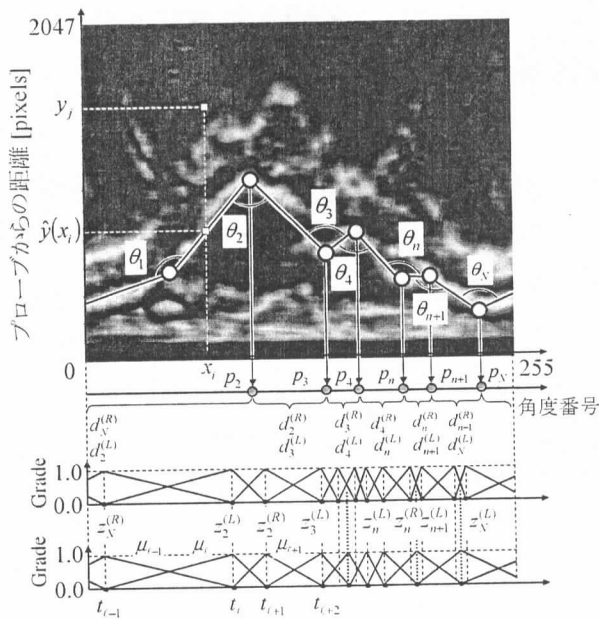


図 2: 直交座標系における IVUS 画像の分離度画像とメンバシップ関数の適応配置の概要. 図中○印は医師によって与えられたシード点を表す.

各画素における分離度の値を示しており、輝度値が高い画素ほど分離度が大きいことを示している. すなわち、輝度値が高い画素の連なりがプラーク境界線の候補となる.

分離度を用いて抽出されたプラーク境界線の候補は、高木一菅野型ファジィ推論により、下記のルールで区分的に近似される.

IF x_i is μ_l THEN $f_l(x_i) = a_l x_i + b_l$

ここで、 l は、相補的に配置された三角型のメンバシップ関数の番号を表す. 後件部における線形関数の最適な係数は、次の目的関数を最小化するものであり、重みつき最小二乗法によって求められる.

$$E = \sum_{j=0}^{2047} \sum_{i=0}^{255} \eta_{ij}^2 \{y_j - \hat{y}(x_i)\}^2 \quad (1)$$

ここで、 $0 \leq \eta_{ij} \leq 1$ は画素 (i, j) における分離度の値を示している. $x_i, y_j, \hat{y}(x_i)$ は、それぞれ、角度番号、超音波プローブからの距離、ファジィ推論により得られる境界線の位置を表している. ただし、境界線の近似領域はシード点を線形内挿した線 (図 2 中の太い実線) の周辺のみ限定する.

これまでの研究成果 [6] では、前件部メンバシップ関数 (Membership Function: MSF) は事前に定められた個数が等間隔で配置されていたのに対し、今回の提

案手法では図 2 に示すように MSF が適応的に配置される. MSF の適応配置の手順は以下のとおりである.

まず、 N 個のシード点を線形補間し、求めるプラーク境界線の第一次近似とする. 第一次近似の情報を用いて、各シード点周りの角度 θ_n を算出する. この角度は、各シード点周りにおけるプラーク境界線の複雑さを表す. θ が全て鈍角の場合は、プラーク境界線が滑らかなので、4 個の MSF を等間隔に配置してファジィ推論の処理を行う. 一方、鋭角となる θ が存在する場合には、以下の手順に従って MSF の個数と配置を自動的に決定する.

鋭角を有するシード点の直交座標系における角度番号を p_n とする. ここで、図 2 の上段に示すように、 p_{n-1} と p_n 間の距離を $d_n^{(L)}$ 、 p_n と p_{n+1} 間の距離を $d_n^{(R)}$ とする. 鋭角を有するシード点周りの角度 θ_n が鋭角である度合い (すなわちプラーク境界線の複雑さ) を、

$$\rho_n = \begin{cases} 1 - \theta_n/T & \text{for } \theta_n < T \\ 0 & \text{for } \theta_n \geq T \end{cases} \quad (2)$$

と定義する. T はパラメータである. 複雑なプラーク境界線付近にあるシード点周りに MSF の頂点が密に配置されるように、 p_n の左右それぞれの MSF の頂点座標 $z_n^{(L)}$ と $z_n^{(R)}$ を次式により決定する.

$$\begin{cases} z_n^{(R)} = p_n + (1 - \rho_n)[d_n^{(R)} / \{2 + \beta(d_n^{(R)})\}] \\ z_n^{(L)} = p_n - (1 - \rho_n)[d_n^{(L)} / \{2 + \beta(d_n^{(L)})\}] \end{cases} \quad (3)$$

ここで、 $\beta(\cdot)$ はシグモイド関数であり、

$$\beta(d_n) = 1/[1 + \exp\{-a(d_n - c)\}] \quad (4)$$

で与えられる. これは d_n が極端に大きい場合に、 z_n を p_n の近辺に配置するための補正関数である.

次に、図 2 の中段に示すように、 $z_n^{(L)}, z_n^{(R)}$ を頂点とする三角形型 MSF を相補的に配置し、これを MSF の暫定配置とする. 最終的な MSF の配置を決めるために、次の 3 つの条件を満たす場合、MSF の統合を行う. 1) $z_n^{(R)}$ と p_n の間の距離が長い. 2) $z_{n+1}^{(L)}$ と p_{n+1} の間の距離が長い. 3) $z_n^{(R)}$ と $z_{n+1}^{(L)}$ の間の距離が短い. これらの条件を (5)~(7) 式で定義し、(8) 式によって、MSF の頂点を統合するか否かを判定する.

$$f_1 = 2 \| p_n - z_n^{(R)} \| / d_n^{(R)} \quad (5)$$

$$f_2 = 2 \| p_{n+1} - z_{n+1}^{(L)} \| / d_n^{(R)} \quad (6)$$

$$f_3 = \max(1 - 2 \| z_n^{(R)} - z_{n+1}^{(L)} \| / d_n^{(R)}, 0) \quad (7)$$

$$S_n = f_1 \cdot f_2 \cdot f_3 \quad (8)$$

即ち, $S_n > T_h$ のとき, $z_n^{(R)}$ と $z_{n+1}^{(L)}$ の中点を統合後の MSF の頂点座標とし, 図2の下段に示すように, 最終的な MSF の個数と配置を決定する.

3 実験結果と考察

本提案手法を, 様々な特徴を持つ5枚の血管内超音波画像に適用した(画像1から画像5). プラーク境界線の抽出においては, 内膜面と外弾性板の2つの境界線が正確に抽出される必要がある.

本提案手法により得られたプラーク境界線の抽出性能を評価するため, (i) 同じシード点に対してスプライン関数により補間処理を行った場合, (ii) 本提案手法において MSF の数を固定した場合, (iii) 本提案手法において MSF を適応配置した場合, の3通りに対して比較実験を行う.

実験に際し, 式(2), (4)におけるパラメータおよび式(8)における閾値は, $T = 45$, $a = 0.05$, $c = 150$, $T_h = 0.5$ とした. これらの値は, 様々な形態のプラーク輪郭線を有するテスト用の血管内超音波画像に対して, 平均的な性能を示すように事前に調整され, 実験的に決定された.

プラーク境界線抽出の精度を, 望ましい境界線抽出結果と各手法によって抽出された境界線の平均二乗平方根誤差 (Root Mean Squared Error: RMSE) により評価した. 表1に結果を示す. 提案手法(表2行目~最終行まで)による結果は, 従来の代表的手法であるスプライン関数を用いた結果よりも誤差が小さく, 良好な性能を示していることがわかる. 提案手法のように, ファジィ推論による区分的なプラーク境界線抽出を行う場合, MSF の数は性能の向上にあまり寄与しない. 一方で, 表1の下部2行に示される結果からわかるように, MSF の数が同じ場合でも, MSF の配置によりプラーク境界線抽出の性能が劇的に向上している.

画像5における具体的なプラーク境界線の抽出結果を図3に示す. この図からもわかるように, メンバシップ関数の適応的配置を行った場合が, 望ましいプラーク境界線を最も良好に抽出している.

以上の実験結果より, 分離度とファジィ推論によるプラーク境界線抽出法と MSF の適応的調整則(提案手法)が従来手法よりも優れていることが示された.

4 おわりに

本報告では, 画像の分離度と高木一菅野型のファジィ推論を用いた新規なプラーク境界線抽出法を提案した. 本提案手法で用いたファジィ推論では, 前件部メンバ

シップ関数の個数と配置が, IVUS 画像の特徴に応じて発見的規則により適応的に決定される. 実際の血管内超音波画像を用いた実験により, 本提案手法は, プラーク境界線の抽出精度および医師の負担軽減という面で従来の手法より優れていることが示された.

今後は, 提案手法を用いた血管内プラークの3次元自動再構成などを行う予定である.

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16~20年度)の援助の下に行われた.

参考文献

- [1] Nicholls, S.J., et al., “Intravascular ultrasound in cardiovascular medicine,” *Circulation*, vol.114, pp.54-59, 2006.
- [2] Klingensmith, J.D., et al., “Assessment of coronary compensatory enlargement by three-dimensional intravascular ultrasound,” *Int. J. Cardiac Imaging*, vol.16, pp.87-98, 2000.
- [3] Ferguson, J., “Multivariable curve interpolation,” *J. of the Association for Computing Machinery*, vol.11, pp.221-228, 1967.
- [4] Fukui, K., “Edge extraction method based on separability of image features,” *IEICE Trans. on Inf. and Syst.* vol.E78-D, pp.1533-1538, 1995.
- [5] Takagi, T., et al., “Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control,” *IEEE Trans. on Syst., Man, and Cybern.*, vol.15, pp.116-132, 1985.
- [6] Kubota, R., et al., “Fuzzy rule-based boundary extraction of plaque in intravascular ultrasound image,” *Proc. of the 2008 IAENG Int. Conf. on Imaging Eng.*, pp.597-600, 2008.

問合せ先

〒753-8512 山口県山口市吉田1677-1

山口大学大学院理工学研究科

内野英治 (うちのえいじ)

Tel/Fax: 083-933-5699

E-mail: uchino@yamaguchi-u.ac.jp

表 1: 各手法を用いた場合の望ましいプラーク境界線と抽出されたプラーク境界線の平均二乗平方根誤差 (Root Mean Squared Error: RMSE). 略記の AB と LB はそれぞれ外弾性板の輪郭 (Adventitial Boundary) と内膜面の輪郭 (Luminal Boundary) を表す.

(μm)

プラーク境界線抽出手法	画像 1		画像 2		画像 3		画像 4		画像 5	
	AB	LB	AB	LB	AB	LB	AB	LB	AB	
スプライン関数	162.6	276.5	450.5	92.8	98.9	123.0	411.6	247.5	188.6	
提案手法 (MSF10 個等間隔配置)	92.4	41.7	31.6	49.3	47.8	48.3	44.3	95.6	48.6	
提案手法 (MSF15 個等間隔配置)	97.5	48.4	37.1	<u>44.3</u>	50.3	37.6	40.4	83.1	51.7	
提案手法 (MSF20 個等間隔配置)	99.5	46.8	35.9	48.0	59.1	31.6	37.8	91.8	58.5	
提案手法によって 決定された MSF の個数	4 個	4 個	3 個	10 個	4 個	12 個	9 個	9 個	6 個	
提案手法によって決定された個数の MSF を等間隔に配置した場合	61.6	<u>33.2</u>	43.3	49.3	68.3	38.0	41.9	89.9	78.8	
MSF の個数と配置を同時に適応的に 決定した場合 (推奨する方法)	<u>41.3</u>	<u>33.2</u>	<u>27.3</u>	44.5	<u>46.4</u>	<u>30.6</u>	<u>34.5</u>	<u>72.7</u>	<u>29.4</u>	

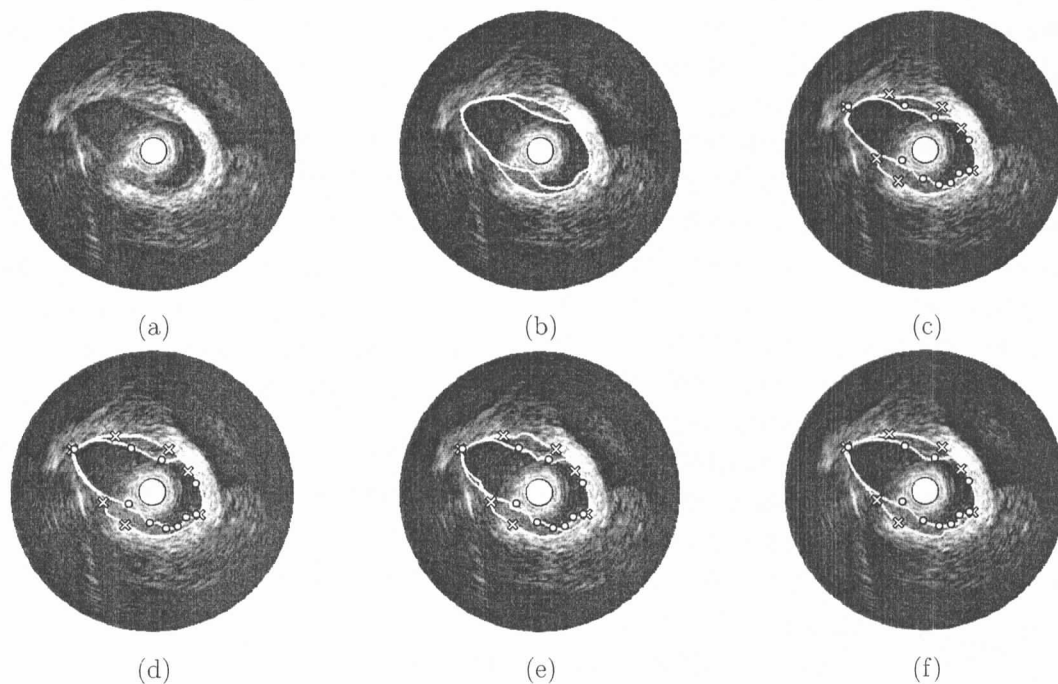


図 3: 画像 5 におけるプラーク境界線抽出結果. \times : 外弾性板の位置に与えられたシード点. \circ : 内膜面の位置に与えられたシード点. (a) B モード画像. (b) 望ましいプラーク境界線. (c) プラーク境界線抽出結果 (MSF を 10 個等間隔に配置した場合) (d) プラーク境界線抽出結果 (MSF を 15 個等間隔に配置した場合). (e) プラーク境界線抽出結果 (MSF を 20 個等間隔に配置した場合). (f) 提案手法によるプラーク境界線抽出結果 (外弾性板の輪郭抽出に 6 個, 内膜面の輪郭抽出に 9 個の MSF が適応的に配置された).