

# 超音波画像における前処理手法の評価

＝細径血管の抽出と表示を目的として＝

東京電機大学 伊東 正安

## 1. はじめに

超音波画像に限らず一般の多値（濃淡）画像において、処理対象となる物体の輪郭を抽出するには画像のもつ性質や特徴を有効に活用する前処理手法の開発が不可欠である。一方余りに画像に特化した処理を行うと操作が複雑になり効率を損なうことにもなるので、画像になるべく依存しない汎用性のあるいわゆるロバストな方法の開発も重要である。

生体組織においては超音波の伝播が複雑であり、透過波や反射波によって映像化される超音波画像には斑紋状のスペックル雑音が多く境界もあまり鮮明ではない。本稿では細径血管の超音波画像からその輪郭を抽出する前処理手法を紹介し、それらの評価法を述べる。

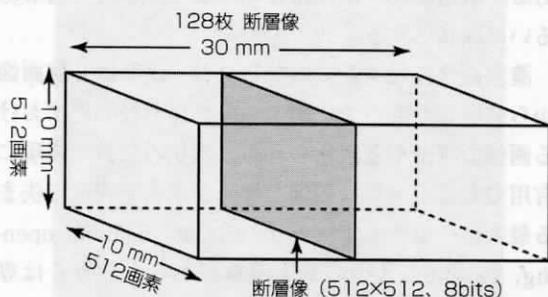
超音波断層像において、血管が比較的太く周囲組織との濃淡差が大きく鮮明である場合には、前処理とそれに続く2値化は比較的容易であるから血管抽出の問題は余り生じない。しかし細径血管では周囲組織との濃度差が極端に小さくなりまた血管の境界もスペックル雑音などで不鮮明になり、一般に適用されるような単純な平滑化や境界強調では精度の良い輪郭抽出は困難となる。また処理結果が超音波像の個人差による影響を出来るだけ受けないようにすることも必要であり、画像に適応しながら画像演算をする前処理手法を以下に概説する。

## 2. 細径血管像

処理対象画像は微細血管構造映像化システム<sup>(1)</sup>で得られた血管断層像である。このシステムは直径が

※本記事は第29回超音波シンポジウムで発表された論文に基づいております。

2～数百マイクロン、太くて1 mm程度の血管を映像化することを目標に開発されたものであり、第1図のように1 (cm) × 1 (cm) × 3 (cm)の範囲を30 MHzの探触子で機械的に走査し128枚の連続した断層像を三次元データとして出力される。1枚の断層像は512 × 512画素8ビットの濃淡画像である。



第1図 走査領域と3次元データ

## 3. 前処理

一般に画像分割により濃淡差から境界を抽出するには、画像の平滑と輪郭強調の後に多値化処理が行われる。実際の超音波像において、血管は低濃度の領域として表示されからその輪郭は2値化により抽出することが出来る。

画像の平滑化と先鋭化の手法は多種多様な方法があり画像処理の教科書や文献に数多く掲載されているので割愛する。エッジ保存平滑化法は一般に有効であるが、超音波画像では境界にもスペックル雑音が存在するので効果的なエッジ強調は難しい。

超音波画像に対しては形状情報を基にするモーフォロジー演算は画質や映像（診断）装置の影響を受けにくく非線形フィルタ処理として有効であること

がこれまでの研究から分かっている。モーフォロジー演算では構造要素の選択あるいは設定が重要であり、処理対象パターンを考慮して予め構造要素の大きさ、形、値などを用意しておき、評価関数の結果から最適な構造要素を決定する適応的な方法も報告されている。また局所可変構造要素を用いたモーフォロジー演算<sup>2)</sup>は画像の平滑と先鋭を同時に行うことが出来る特性をもっている。本稿ではこの手法をさらに発展させ、それらの手法をいくつかの尺度で評価する。

#### 4. 適応モーフォロジー演算

処理全体にかかわる個々のパラメータに対して最適値を決定しながら一連の画像処理を進めれば、画像あるいは目標に適応した演算が可能になる。ここでの適応モーフォロジー演算は、局所画像の特徴が構造要素の値に自動的に反映されるように設定してある。構造要素の形は血管を対象とするため円形あるいは球状とする。

濃淡画像に対するモーフォロジー演算は2値画像から発展したもので、画像の前処理や後処理における画像の平滑や先鋭化を含め、形状の認識や表現に有用である。演算は画像と構造要素の定義域で決まる最大値や最小値で決まり、erosion、dilation、opening、closingの4つの基本演算がある。詳しくは専門書や文献を参考されたい。ここでの適応モーフォロジー演算はその構造要素の値が構造要素だけではなく画像の値もかかわるように組み込んだもので、以下のように定義してある。画像および構造要素を各々 $f(X)$ 、 $g(Z)$ とし、ここでは構造要素を座標と画像の関数とし適応モーフォロジー演算では $g(Z)$ を $g(f(X), Z)$ とする。 $F$ 、 $G$ は各々画像および構造要素の定義域である。

##### (1) Erosion

$$E(f, g)(X) = \min_{\substack{X+Z \in F \\ Z \in G}} |f(X+Z) - g(f(X), Z)| \quad \dots(1)$$

##### (2) Dilation

$$D(f, g)(X) = \max_{\substack{X-Z \in F \\ Z \in G}} |f(X-Z) + g(f(X), Z)| \quad \dots(2)$$

##### (3) Opening

$$O(f, g)(X) = D(E(f, g), \bar{g}) \quad \dots(3)$$

ただし、

$$\bar{g}(f(X), Z') = \min_{\substack{X-Z' \in F \\ Z' \in G}} |g(f(X-Z'))| \quad \dots(4)$$

##### (4) Closing

$$C(f, g)(X) = E(D(f, g), \bar{g}) \quad \dots(5)$$

ただし、

$$\bar{g}(f(X), Z') = \min_{\substack{X+Z' \in F \\ Z' \in G}} |g(f(X+Z'))| \quad \dots(6)$$

$g(f(X), Z)$ を単に $g(Z)$ とすれば従来のモーフォロジー演算と同じ結果になる。適応型モーフォロジー演算には、 $g(f(X), Z)$ をどのように構築するかが重要な問題であり、式(7)、(8)のように以前発表<sup>2)</sup>した局所可変構造要素(構造要素1)と平滑と先鋭化が余り強過ぎないように改良した構造要素2による前処理効果を今回検証し比較した<sup>3)</sup>。構造要素1、2を用いるモーフォロジー演算をここでは各々適応モーフォロジー演算1、2と呼ぶことにする。

##### (1) 構造要素 1

$$g_1(f(X), Z)$$

$$g_1(f(X), Z) = \alpha(f_{\max} - f_{\min}) + \beta |f_{\max} - f(X), f(X) - f_{\min}| \quad \dots(7)$$

ただし、 $f_{\max}$ 、 $f_{\min}$ は構造要素を画像に適用したとき、その領域内における画素の最大値と最小値である。また $\alpha$ 、 $\beta$ は重みを与えるパラメータである。

##### (2) 構造要素 2

$$g_2(f(X), Z)$$

$$g_2(f(X), Z) = A_g \Delta e^{-\frac{|f(X) - m|^2}{B_g \sigma^2}} \quad \dots(8)$$

$$\Delta = f_{\max} - f_{\min} \quad \dots(9)$$

$$m = (f_{\max} + f_{\min}) / 2 \quad \dots(10)$$

ただし、 $A_g$ 、 $B_g$ 、 $\sigma$ はパラメータである。

#### 5. ファジイモーフォロジー

画像の適合概念をファジイでモデル化したファジイモーフォロジー<sup>4)</sup>を簡単に紹介する。画像A、Bを正規化し0と1の間の値を取るメンバーシップ関数 $\mu_A(x)$ 、 $\mu_B(x)$ で表す。画像Bが画像Aに含まれる(または属する)度合はインデックス関数

$$I(B, A) = \inf_{x \in U} \min[1, 1 - \mu_B(x) + \mu_A(x)]$$

で表される。この関数を基に実際にはAを画像、B

を構造要素とし、ファジイモーフォロジー演算は以下のように定義されている<sup>(4)</sup>。

(1) Erosion

$$A \ominus B$$

$$\mu_{A \ominus B}(x) = I(B_x, A) \\ = \inf_{z \in G_x} \min [1, 1 - \mu_{B_x}(z) + \mu_A(z)] \quad \dots(11)$$

(2) Dilation

$$A \oplus B = (A^c \ominus (-B))^c$$

$$\mu_{A \oplus B}(x) = 1 - I((-B)_x, A^c) \\ = \sup_{z \in G_x} \max [0, \mu_{(-B)_x}(z) + \mu_A(z) - 1] \quad \dots(12)$$

(3) Opening

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad \dots(13)$$

(4) Closing

$$A \bullet B = (A \oplus (-B)) \ominus (-B) \quad \dots(14)$$

上式で $B_x$ は構造要素 $B$ を原点から $x$ だけ移動した構造要素を示し、 $-B$ は構造要素 $B$ を、原点を中心に反転した構造要素である。

ファジイモーフォロジー演算の数学的構造と特性は従来のモーフォロジー演算に類似している点があるので、5章で実際の超音波画像に応用し定量的にと比較してみる。

## 6. 超音波画像の前処理と評価関数

前章で述べたように超音波画像の前処理に適切と思われる4つの処理(フィルタ)を施してみた。写真1は血管の超音波断層像である。中央に太い血管

があり両側に細い血管が見える。写真2は参考のためエッジ保存平滑化を行った画像である。スペックル雑音がまだ血管内外に残存する。適応モーフォロジー演算1、演算2によるClose-Opening(画像にOpening処理をした後さらにClosingの演算をする)画像を各々写真3、4に示す。明らかに画像は平滑化されている。エッジの先鋭化については視覚的に明瞭ではないが、プロファイル、血管辺縁の濃淡差や後に行う定量評価からその効果に分かる。ファジイモーフォロジー演算の結果を写真5に示す。平滑効果はあるがこの方法ではエッジの先鋭化は出来ない。

次に4つの処理(フィルタ)に対して、次の4つの評価尺度を計算し、定量的に比較する。

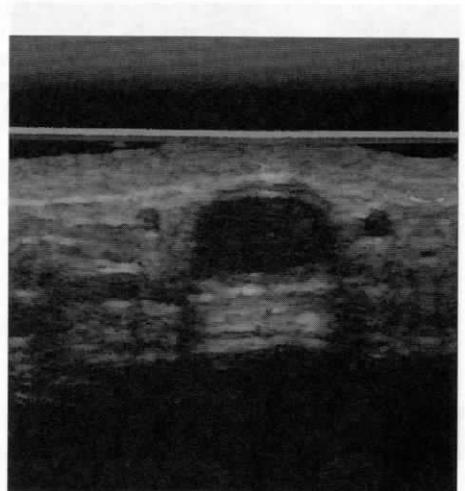


写真2 エッジ保存平滑化法

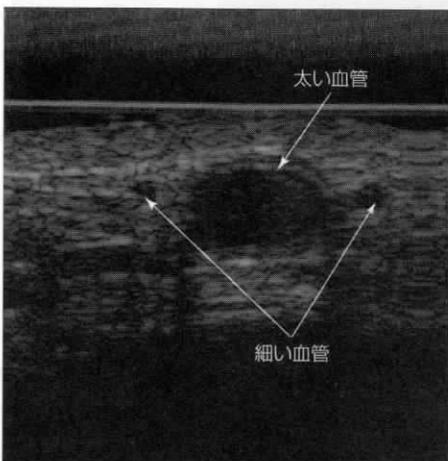


写真1 血管の超音波断層層像

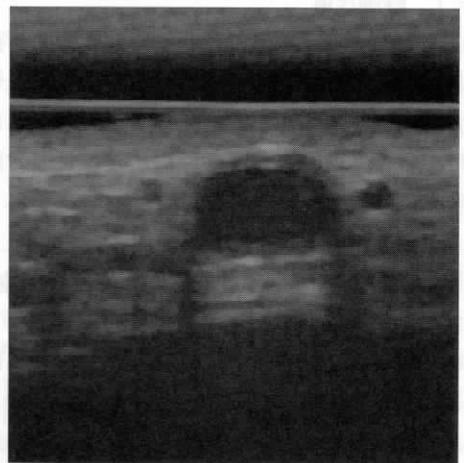


写真3 適応的モーフォロジー演算1  
(構造要素1を用いた場合)

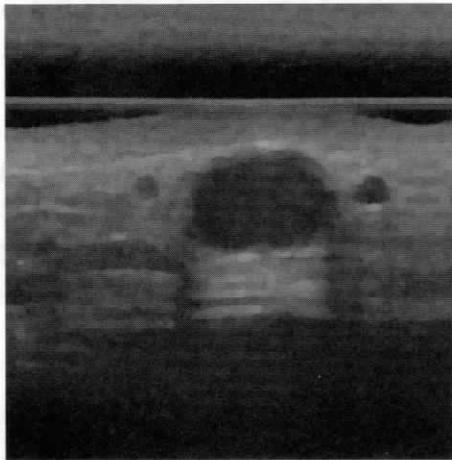


写真4 適応的モーフォロジー演算2  
(構造要素2を用いた場合)

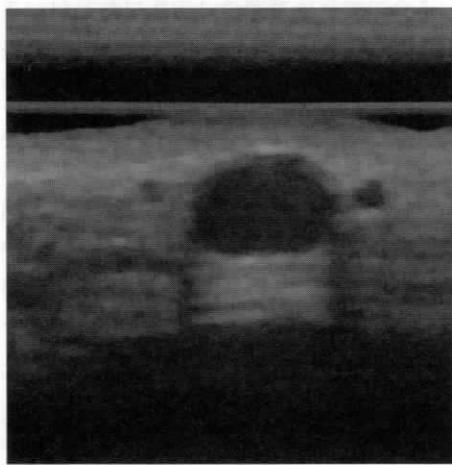


写真5 ファジイモーフォロジー演算

## 6-1 評価尺度

ここでの前処理は一連の超音波画像から血管抽出を容易にすることが目的である。最終的には血管を三次元的に表示するから、前処理手法の評価には断面だけではなく血管としての断面の連続性も考慮する必要がある。

### (1) 分離度

境界は2つの領域を分ける位置に存在するから、分割された2つの領域がどの程度互いに分離しているかを示す尺度を分離度としている。分離度は画像をあるしきい値で2つの領域(クラス)に分割したとき、各クラス内の分散が小さく、クラス間の分散が大きいかほど2つの領域が分離していることを示す統計的な尺度であり、次式で定義される。

$$\eta = \frac{\sigma_b^2}{\sigma_w^2 + \sigma_b^2} \quad \dots(14)$$

$\sigma_w^2$ 、 $\sigma_b^2$ は各々クラス内分散、クラス間分散である。また $0 \leq \eta \leq 1$ である。この基本概念は既に2値化の最適なしきい値を決定する方法としてよく知られている<sup>[5]</sup>。

### (2) 濃度勾配

境界をはさむ血管内外に存在する2つの画素間の濃度勾配を境界からの距離で加重平均した値であり、画素が境界から離れるに従い勾配の重みを減じている。ここでは境界上に $3 \times 7$ 画素の窓を設定し、濃度差もこの窓内で計算した。

### (3) 濃度差(輝度差)

境界をはさむ2つの領域間の濃度差であり、各領域(血管外と血管内)の濃度平均値の差を尺度とした。

以上が前処理の評価尺度であり、これらの値が大きいかほど血管抽出のための後処理も容易になる。ただし、評価に使用する境界は2値化などを含む後処理の後最終的に得た輪郭を用いている。

### (4) 血管抽出率

血管断面は本来円形か楕円に近い丸みを帯びた形であり、処理した総断面数の中で丸みのある輪郭が抽出された割合を示す。残りは血管が抽出できなかったということではなく雑音や不要成分も混在しそれらが同時に血管上に表示されている場合などである。この指標は前処理を含む全体処理に対する1つの評価を意味する。

## 6-2 定量評価

構造要素は直径が7画素の球、パラメータは適応モーフォロジー1： $\alpha=5$ 、 $\beta=-3$

適応モーフォロジー2： $A_g=2$ 、 $B_g=20$ 、 $\sigma=3$ とした。血管は太い血管と細い血管に分けて抽出し、評価も第1表、2表のように別々に行った。評価値は1枚の断層像ではなく血管抽出に使用した全断層像における平均値である。なお表中次のように用語を省略した。従来は従来のモーフォロジー演算であり、適応1、適応2は各々構造要素1、構造要素2による適応モーフォロジー演算である。ファジイはファジイモーフォロジー演算を意味する。

## 7. おわりに

第1表、第2表から適応モーフォロジー演算は輪郭抽出など画像分割の前処理に有効であることが分かる。実際の処理では、統計が取れる大きさの窓を移動しながら上記の前処理を行い2値化し、2値化画像を順次重ね合わせるにより細径血管の輪郭を明確になるようさらに強調している。なお第2表においては形状を問題にせず細径血管の抽出を目標にしたため円形度を考慮した血管抽出率は計算していない。

第1表 比較的太い血管に対する評価

	従来	適応1	ファジイ	適応2
分離度	0.713	0.713	0.712	0.713
濃度勾配	7.921	7.981	7.994	7.914
濃度差	36.19	36.92	35.98	37.14
血管抽出率	0.68	0.914	0.766	0.961

第2表 細い血管に対する評価

	従来	適応1	ファジイ	適応2
分離度	0.691	0.683	0.686	0.695
濃度勾配	8.332	8.306	8.67	8.444
濃度差	42.51	38.38	43.22	42.92

抽出された血管を写真6に示す(写真1とは異なる部位の血管超音波像データである)。

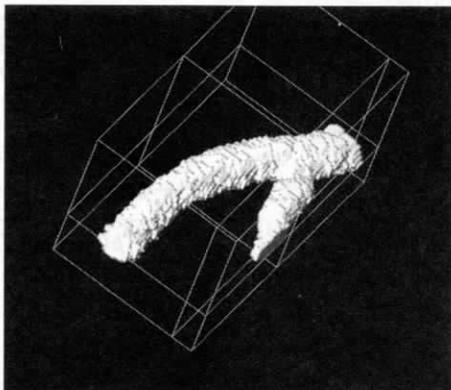


写真6 抽出した血管の三次元表示

## 謝辞

この超音波画像処理には平成16、7年度地域コンソーシアム研究開発事業で開発された装置を使用した。またプログラム開発には本学院生斉藤弦、大津康明両君に負うところが大きく両氏に感謝する。

## <参考文献>

- (1) M.Ito, A.Yamada, K.Kato, K.Kobayashi, N.Kuroshima: "Development of ultrasound imaging and diagnostic system for fine blood vessel structure", Proc. of 11th Congress of WFUMB, Ultrasound in medicine and biology, 32, 5S, 278 (May, 2006)
- (2) M.Tsubai, M.Ito: "Control of Variable Structuring Element on Adaptive Mathematical Morphology for Boundary Enhancement of Ultrasound Images", Trans. Information and Systems, Vol.86-D-II, No.6, pp.895-907 (2003)
- (3) Masayasu Ito, Yuzuru Saito, Yasuaki Osawa: "Evaluation of Preprocessing Operations for the Extraction of Fine Blood Vessels from Ultrasound Images", Proceeding of Symposium on Ultrasonic Electronics, Vol.28 (2007), pp.393-394, 14-16 (November 2007)
- (4) Divyendu Sinha and Edward R.Dougherty: "Fuzzy Mathematical Morphology", Journal of Visual communication and Image Representation, Vol.3, No.3, 286-302 (1992)
- (5) 大津辰之: "判別および最小2乗基準に基づく自動しき値決定法", 信学論D, J63-D, 4, 349-356 (1980)

## 【筆者紹介】

### 伊東 正安

東京電機大学 理工学研究科 情報学専攻  
特別専任教授  
〒350-0394 埼玉県比企郡鳩山町石坂  
TEL: 049-296-1294 FAX: 049-296-6403