

FMD 検査支援のための H 型プローブを用いた超音波画像の 3次元再構成と動脈検出の頑健化

野村 香織^{1,a)} 益田 博之^{2,b)} 佐野 和政^{3,c)} 小山 俊彦^{4,d)} 本谷 秀堅^{1,e)}

概要: 超音波プローブを体表に沿って移動させることにより得られる 2 次元超音波画像群より、体内の 3 次元超音波画像を再構成するとともに、その再構成 3 次元画像より動脈領域を自動的に抽出する手法を提案する。2 次元超音波画像より 3 次元画像を再構成するためには、プローブの移動量を推定すれば良い。本研究では、このプローブの移動量を推定するために、時系列超音波画像のフローを利用する。ただし、単一の 2 次元超音波画像のフローのみでは、超音波が観測している断層に沿ったプローブの移動成分しか推定できない。そこで、3 つの超音波プローブを H 型に配置し、各時刻で 3 枚の断層画像を撮影し、それぞれの画像のフローよりプローブの移動を推定し、3 次元復元をおこなう。さらに、復元された 3 次元画像より管状の構造を抽出することにより血管領域を抽出する。3 次元復元を利用することにより、血管壁の欠損などが軽減し、さらに動脈領域の検出精度が向上することを報告する。

キーワード: FMD 検査, H 型プローブ, 血管内皮機能, 超音波画像の 3 次元再構成, 血管抽出

Reconstruction of 3D Ultrasound Images and Robust Artery Region Extraction for a Computer Aided FMD Test System with a H-type Probe

KAORI NOMURA^{1,a)} HIROSHI MASUDA^{2,b)} KAZUMASA SANO^{3,c)} TOSHIHIKO KOYAMA^{4,d)}
HIDEKATA HONTANI^{1,e)}

Abstract: In this article, we propose a method, which reconstructs a 3D ultrasound image from a temporal series of 2D ultrasound images that are obtained while one moves the probes and which automatically detects the artery in the reconstructed 3D image. One can reconstruct a 3D ultrasound image from the 2D ones by inferring the motion of the probes. The method infers the motion by computing the optical flows in the 2D images. Here, it should be noted that, using the flow of a 2D temporal ultrasound image, one can infer only the 2D components of the 3D motion along the plane corresponding to the image. In order for the inference of the 3D motion, hence, we use a newly developed H-type probe, in which three conventional probes are mounted in a H-shape, and capture three 2D-ultrasound-images at each time. Computing the optical flow in each of the three images, we can infer the 3D motion of the probes and reconstruct a 3D ultrasound image. In addition, we extract a long cylindrical structure from the 3D image as the artery. It is reported in this article that the 3D reconstruction improves the performance of the artery extraction because it can repair some missing walls of the artery in the 2D images.

Keywords: FMD, Flow Mediated Dilation, Endothelial function, 3D Ultrasound Images, Artery Region Extraction

¹ 名古屋工業大学
Nagoya Institute of Technology

² 株式会社ユネクス
UNEX Corporation

³ 株式会社トーエ

Toe Corporation
⁴ 株式会社デンソー
DENSO CORPORATION
a) nomura@iu.nitech.ac.jp
b) masuda_h@unex.co.jp

1. はじめに

FMD 検査 (血流依存性拡張反応検査) とは、超音波画像を用いて血管内皮細胞の健康状態を %FMD 値により定量評価する検査である [1]。%FMD 値は以下の式で定義される。

$$\%FMD = \frac{\text{最大拡張血管径} - \text{安静時血管径}}{\text{安静時血管径}} \times 100. \quad (1)$$

血管の健康状態を維持するうえで重要な役割を果たしているのが、血管の拡張や、血液の凝固反応の抑制を行っている血管内皮細胞である。この FMD 検査ではカフで腕を締められた後の血流増大による血管の拡張度を超音波画像中の血管の直径 (血管径) の時間変化を測定することで、血管内皮細胞の健康状態を定量評価する。この検査は動脈硬化の進行度合いを初期から評価することができるため、様々な血管疾患に対する早期発見・治療に有用である。

通常の FMD 検査においては、血管径の時間変化の測定の為に、図 1(a) のように動脈に対して平行に切った断面の超音波画像を用いて血管径を測定する。この画像を長軸画像と呼ぶ。血管径を正確に測るためには長軸画像を動脈の真上から撮影し、動脈の中心軸を含む断面画像を得る必要がある。その時に得られる超音波画像の例を、図 1(b) に示す。実際には画像を見るまで動脈の位置は未知であり、長軸画像を見ながらプローブの位置を動かしつつ、動脈の真上にプローブを移動させる。しかし、長軸画像のみで、動脈の位置を認識するのは困難である。さらに、圧迫開放により位置が変化する動脈に対して、長軸画像のみでは動脈の変位方向を認識することは容易でない。

上記の問題を解決するために、H 型プローブ [2] が開発された。本研究では、この H 型プローブを用いる。H 型プローブは H 型に配置された 3 つのプローブで構成され、同時に 3 枚の超音波画像を撮影する装置である。図 2 のように、動脈に対して 3 枚の超音波画像を撮影する。単一プローブで撮影する長軸画像に加え、血管に対し直交する断面画像 2 枚を撮影できる。この 2 枚の超音波画像を短軸画像と呼ぶ。短軸画像で動脈の位置を把握し、その情報を基にプローブ位置を決定し、図 1(b) のような長軸画像で動脈の直径を計測する。このことによりプローブの位置決定が従来より格段に改善された。しかしなお、プローブの位置決定には熟練を必要とする。そこで、本研究の目標は、プローブの位置決定支援システムを開発する為に、超音波画像より動脈領域を自動で抽出し、プローブの位置・姿勢を自動制御するシステムを実現することである。本稿では、この目標の為にプローブを動かすことで得られる時系列の 2 次元超音波画像群より 3 次元超音波画像を再構成すると

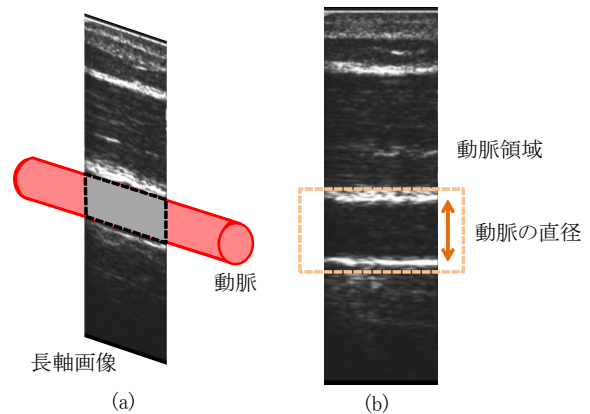


図 1 長軸画像における血管径

ともに、血管領域を自動抽出する手法を提案する。

2 次元超音波画像からの血管抽出は容易ではない。図 3 に短軸画像中の血管断面領域を示す。この図 3 に示した通り、超音波画像はスペckルノイズ [4] が多く、また、超音波ビームの進行方向の構造が撮影されにくいという 2 つの問題がある。超音波画像から血管を抽出するためには内腔構造を抽出することにより可能である。内腔とは、白い壁に囲まれた黒丸の領域である。しかし超音波画像内では上記の問題により、縦の壁の構造が欠損することが多い。そのため、超音波画像からの内腔領域抽出では、全周を壁で囲まれた構造ではなく上下の壁のみを内腔領域を抽出する。このため、血管を他の解剖構造より識別する識別能力が低くなり、動脈以外の構造を過抽出してしまことが多い。

そこで本研究では、先に述べた通り時系列の超音波画像群より 3 次元再構成を行う。この 3 次元再構成結果を利用することにより、血管領域と他の解剖構造との識別能力が改善する。例えば、他の 2 次元超音波画像中では欠損していた垂直な壁構造を補完することもできる。本稿では、3 次元動脈領域を抽出した後に、その結果を用いて 2 次元超音波画像の欠損した血管壁をも補完する。

本提案法により、H 型プローブを並進させた時系列の超音波画像群から超音波画像の 3 次元再構成に成功した。この 3 次元再構成結果を用いて管状構造を抽出することにより、3 次元血管領域の抽出が可能となった。

2. 3 次元情報を用いた血管抽出の提案手法

本章では、プローブの自動位置決定のための、3 次元情報を用いた血管抽出の提案手法について記す。まず、全体の概略について記し、その後各手法の詳細について記す。

2.1 提案手法の概略

本節では、3 次元情報を用いた血管抽出の提案手法の概略について記す。提案手法では、主に以下の 3 つの工程により 3 次元血管領域を抽出する。

- (1) 超音波画像の 3 次元再構成

c) sano@toe.jp
d) toshihiko_koyama@denso.co.jp
e) hontani@iu.nitech.ac.jp

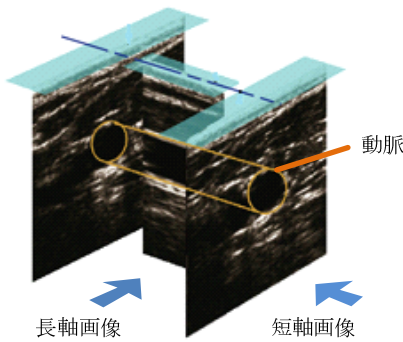


図 2 H型プローブによる3枚の超音波画像と動脈の相対位置

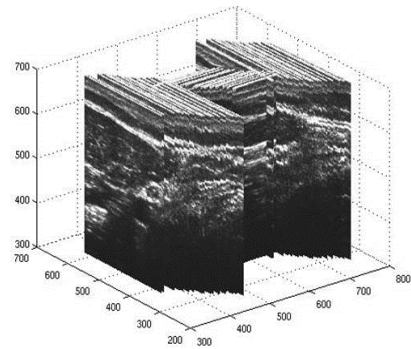


図 4 超音波画像の3次元再構成結果の例

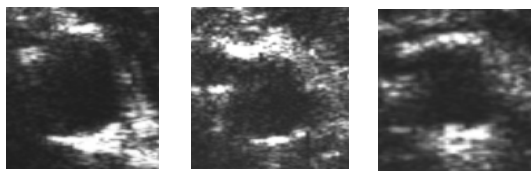


図 3 2次元超音波画像中の血管領域

(2) 静止画像からの血管候補領域抽出

(3) 3次元血管領域抽出

以下に提案手法の流れを記す。まず、初めにH型プローブを腕表面を血管をまたぐように斜めに並進させた時系列の2次元超音波画像群を得る。

これら時系列画像より超音波画像の3次元再構成を行う。すなわち、各画像より得られる移動ベクトルを用いてプローブの3次元移動ベクトルを推定することにより、各画像を3次元空間中の断面へと写像する。時系列の超音波画像を3次元空間へ写像した3次元再構成結果を図4に示す。3次元再構成された画像は図5に示すように左右それぞれのプローブで撮影される短軸画像より再構成される領域と中央のプローブで撮影される長軸画像より再構成される領域の3つの領域より構成される。

3次元再構成した画像より中空の管状構造を血管候補領域として抽出する。管状構造を抽出するためにまず短軸画像より血管断面候補領域を抽出する。次に、抽出した断面領域を軸に沿って追跡する。軸方向を推定しながら追跡することで図6のように、血管候補領域の3次元情報を得ることができる。2次元の超音波画像からの血管断面領域の抽出は、先に述べた通り偽陽性率が高い。3次元画像で内腔の軸方向を推定しながら追跡することで3次元情報を得ることができ、管状構造の有無を識別することで偽陽性を棄却できる。

以下に、各工程の詳しい手法について記す。

2.2 超音波画像の3次元再構成

本節では、H型プローブを並進させて撮影される時系列の超音波画像を入力として3次元構造を再構成する手法に

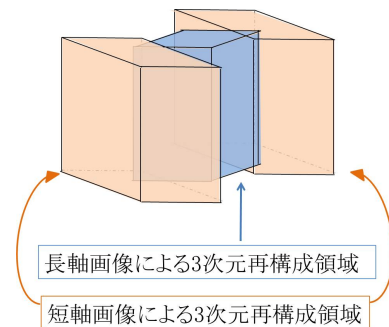


図 5 3次元再構成結果の模式図

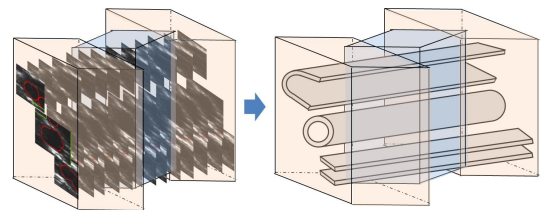


図 6 血管候補領域の追跡による3次元情報抽出の概念図

ついて記す。H型プローブを用いることで超音波画像の3次元再構成が可能となる。入力画像は、H型プローブを腕(血管)に対して、斜めに並進させた時系列の超音波画像群を撮影する。

上記のような時系列の超音波画像群を用いて、3次元再構成を行う。時刻 t の超音波画像の輝度値 $I(x, y; t)$ をワールド座標 (X, Y, Z) に写像することにより、3次元空間上の輝度値 $J(X, Y, Z)$ を求める。時刻 t の短軸画像2枚と長軸画像1枚の2次元座標は図7のように画像の左下を原点とした別々の座標系を持つとする。これらの2次元座標をワールド座標 (X, Y, Z) に変換することにより2次元超音波画像を3次元空間に写像する。写像は、まず画像の2次元座標系をH型プローブの座標系 (X_p, Y_p, Z_p) に変換する。そして、H型プローブの座標系からH型プローブの並進と回転によりワールド座標 (X, Y, Z) に変換する。

H型プローブの並進と回転は各超音波画像のフローより求める。3枚の超音波画像それぞれに対して時刻 $t-1$ と時刻 t 間の移動ベクトル α, β, γ を求めることにより、特定の条件下において、H型プローブのそれぞれの移動ベク

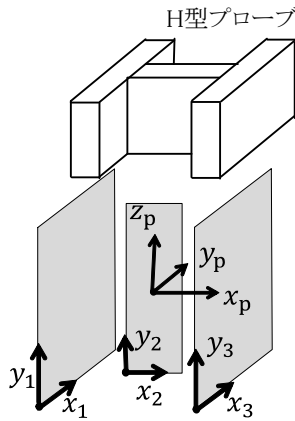


図 7 2次元画像の座標系とH型プローブの座標系

トルを求めることができ、時刻 $t-1$ と時刻 t 間の H 型プローブの移動量を推定できる。

超音波画像の移動ベクトルの計算は、連続する 2 枚の画像間の二乗誤差を求め、その誤差が最小となるときの並進量を移動ベクトルとして選択する。本稿では、H 型プローブは体表面で並進させるため、 y 軸方向の移動はないと仮定する。移動ベクトルを計算するために時刻 $t-1$ と時刻 t の超音波画像を x 軸方向にずらし、重なった部分の輝度値の最小二乗誤差を求めることで移動量を決定する。二乗誤差は式 (2) により計算する。

$$E = \frac{1}{wh} \sum_{i=0}^w \sum_{j=0}^h |I(i, j; t) - I(i, j; t-1)|^2 \quad (2)$$

w, h はそれぞれ重なった部分の横幅と高さで、 $I(i, j; t)$ は時刻 t の超音波画像の j 行 i 列の輝度値を表す。移動量を計算する際に、局所解が複数ある可能性があるため、画像をダウンサンプリングし、階層的に移動ベクトルを計算する。

2.3 静止画像からの血管候補領域抽出

本節では、静止画の短軸画像からの血管候補領域抽出法について記す。提案法は内腔を抽出することで血管候補領域を抽出する。内腔とは周りを白い輝度に囲まれた黒い穴の構造である。しかし、先に述べた通り、超音波画像中において縦の構造が欠如していることが多く、上下の白い壁のみ構造であることが多い。そのため、上下白い壁に囲まれた構造と直径、コントラストを手掛かりに内腔を抽出する。上下白い壁に囲まれ、直径やコントラストが共に血管に類似している構造は血管以外にも数多く存在するためこれらの領域をまとめて血管候補領域として抽出する。超音波画像から血管候補領域を抽出した結果の例を図 8(a), (b) に示す。赤線で囲まれた領域が、上下白い壁に挟まれた構造をもつ領域である。この領域からコントラストを手掛かりに内腔を抽出する。図 8(b) は、複数の血管候補領域が抽出された例である。このように、複数抽出された場合は、3

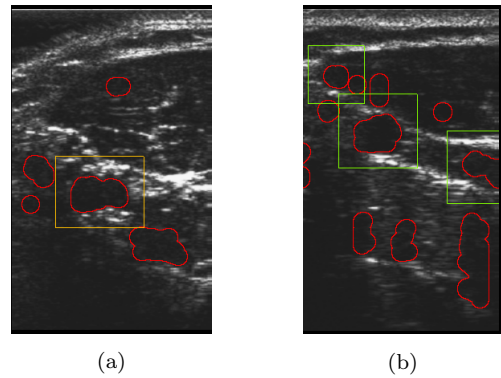


図 8 血管候補領域抽出の例

次元再構成結果を用いて血管のみを識別する。

2.4 3次元血管領域抽出

本節では、3次元再構成結果から管状構造を抽出することで3次元血管領域を抽出する手法を記す。2.2節の超音波画像の3次元再構成結果と、2.3節において抽出した血管候補領域を入力として、3次元の血管領域を抽出する。

3次元再構成結果から管状構造を抽出するために、3次元再構成結果中の血管候補領域を図6のように3次元再構成結果の端から端まで領域を追跡し、3次元情報を求める。この求めた3次元情報からどの程度管官需の構造をしているか評価することによって、3次元再構成結果から管状構造を抽出する。3次元再構成結果の端から端まで血管候補領域を追跡するため、短軸画像上の血管候補領域の追跡だけでなく、長軸画像においても追跡する必要がある。よって、本手法は以下の3つのステップにより行う。

- (1) 短軸画像において血管候補領域を追跡
- (2) 長軸画像において血管候補領域を追跡
- (3) 管らしさの評価

まず、超音波画像の時系列にそって短軸画像上で血管候補領域を追跡する。超音波画像 1 枚 1 枚の 3 次元空間の位置は既知であるため、短軸画像の 3 次元再構成領域で血管候補領域を写像することができる。これにより、短軸画像による再構成結果領域の中の血管候補領域の 3 次元情報を求めることができる。

次に、長軸画像を 3 次元再構成した領域中の血管候補領域について考える。短軸画像の場合と同様に血管候補領域の追跡をすることにより 3 次元情報を求める。その時に、長軸画像 1 枚 1 枚に対して領域を追跡するのではなく、長軸画像より再構成された 3 次元画像より擬似的な短軸画像を作成することで血管候補領域の断面を追跡する。

以上により、3次元再構成結果中の端から端まで、血管候補領域を追跡することができ、血管候補領域の3次元情報を求めることが可能である。最後に、血管候補領域の3

次元情報から管らしさを評価することで、3次元血管領域を抽出する。

詳しい追跡の手法と、長軸画像における追跡手法は2.5節と、2.6節に、管状構造の抽出法は2.7節に述べる。

2.5 追跡手法

本節では、画像から抽出した血管候補領域を追跡する手順について説明する。追跡には、血管候補領域をテンプレートとしたテンプレートマッチングを行う。まず、画像全体でフローを計算する。フローの計算は2.2節と同様、最小二乗誤差を求める。このフローにより血管のおおよその移動場所を決定する。次に、血管候補領域をテンプレートとし、上記で求めた血管の位置を中心とし、 $N_t \times N_t$ の範囲にテンプレートマッチングを行い、血管の移動箇所を決定する。

テンプレートマッチングは、Drift Updating[5]を採用する。毎時刻テンプレートを更新する手法では誤差が蓄積し最終的な追跡結果が大きすぎてしまうという問題がある。そこで本稿では、毎時刻 t の追跡領域画像をテンプレートとし、時刻1の画像 I_1 にテンプレートマッチングをする。これにより、誤差を修正することができ、最終的な追跡結果が時刻1の画像と大きく異なるない。

テンプレートマッチングの際の、類似度の評価は最小二乗誤差の計算を行う。しかし、図9(a)のように時刻 t の血管と時刻 $t+1$ の血管の形状は類似していても、血管壁を表す白のパターンが異なっていることがある。そこで、血管壁などを含む低周波の構造を強調するために、テンプレートと画像の2つを二値化する(図9(b))。この二値化した画像に対して、探索範囲内に二乗誤差を求め、その誤差が最小となる地点を求める。二乗誤差の計算の際には、誤差の絶対値が閾値 θ_t より大きい場合は二乗誤差を一定値 θ_t^2 とする手法を用いる。この計算法により、血管壁の白のパターンが変化しても、二乗誤差に影響をうけず、黒い領域が白に、又は白い領域が黒くなる場合にのみ二乗誤差を大きくすることが可能である。

2.6 長軸画像における追跡手法

本節では、長軸画像における追跡手法について説明する。長軸画像は血管を平行に切った断面を撮影しているため、追跡するのは容易ではない。そこで、長軸画像を用いて疑似的な短軸画像を作成することで、短軸画像と同様のテンプレートを用いて追跡を行う。H型プローブを用いることで、長軸画像の平面に対して垂直な方向の移動ベクトルも求められるため、疑似的な短軸画像の作成を可能とする。

本手法では、超音波画像群の3次元再構成結果を用いる。この3次元再構成結果の上面図を図10上部の模式図で表すとする。左右の領域が短軸画像による3次元再構成結果、中央の領域が長軸画像による3次元復元結果である。

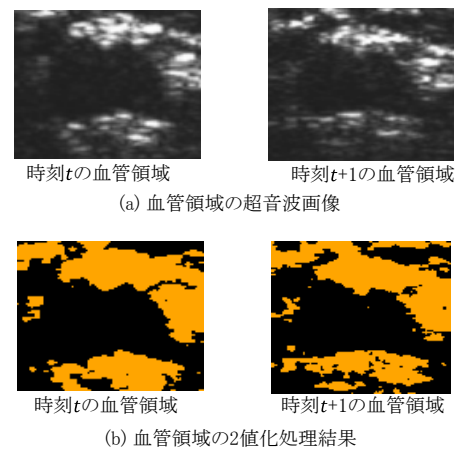


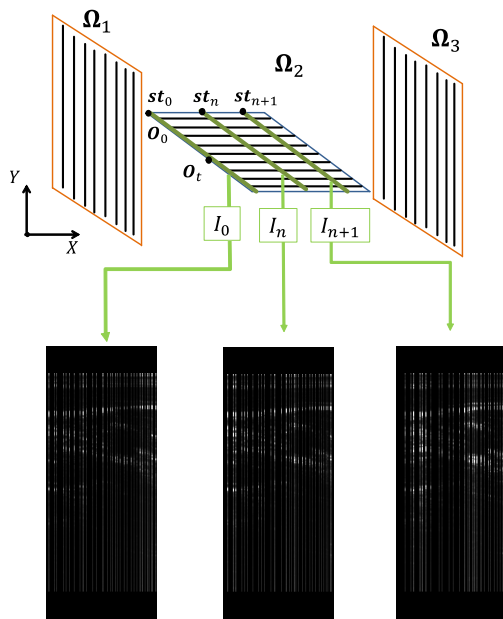
図9 血管の2値化処理結果

太い黒線が、左短軸、長軸、右短軸画像の超音波画像をとする。左短軸、長軸、右短軸画像により3次元空間中に再構成された領域を $\Omega_1, \Omega_2, \Omega_3$ で表す。時刻 t に撮影した左短軸画像中の血管断面をテンプレート T_t で表す。時刻 t に撮影した長軸画像中の点 $(0,0)$ の3次元空間中の点を O_t で表す。 O_t は時刻0の長軸画像中の点 $(0,0)$ のプローブの移動に伴う3次元空間の軌跡を表しており、図10(a)のように直線である。軌跡 O_t を含むワールド座標の z 軸を含む面を π_0 で表す。テンプレート T_t を平面 π_0 に射影して得られた画像を T_{new} で表す。上記の射影は、左短軸画像によるテンプレートの追跡によって得られた血管の軸のベクトル g の方向に行く。時刻0における長軸画像の $(x,y) = (\Delta n, 0)$ を $st_n (n=0,1,2,...)$ で表す。この st_n を含み、平面 π_0 と平行な面を π_n で表すとする。 π_n と Ω_2 との断面画像を $I_n(x,y)$ とする。この $I_n(x,y)$ が長軸画像の3次元再構成結果から作成した疑似的な短軸画像である(図10(a)参照)。

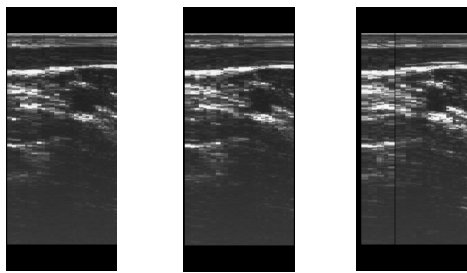
3次元再構成画像は並進成分が1[pixel]より大きい場合があるため、画素値を持たない領域がある。この領域を R_{non} で表すとする。 I_n 内では、 R_{non} の断層が図10(b)に示すように横縞で現れる。この領域を $R_{non,n}$ で表す。 I_n 内の点 $P(x_n, y_n) \in R_{non,n}$ を補うために、 I_n 内で $R_{non,n}$ に含まれない点のうち、 P に最近傍の点の輝度値で補完する(図10(b)参照)。

この補完した画像を用いて、血管候補領域を追跡する。 $n=0,1,2...$ における $I_n(x,y)$ 内部の血管断面を T_{new} でマッチングし、血管を追跡することにより、長軸画像の3次元再構成領域内で、血管候補領域を追跡する。テンプレートマッチングは2.5節で用いた二値化処理と二乗誤差の計算する手法を、追跡は2.5節の手法を用いる。

長軸画像を用いた疑似的な短軸画像 I_n の結果を図10(b)に3枚示す。実際は、1ボクセルごとにスライスするため、長軸画像の横幅程度の約120枚ほどの疑似的な短軸画像を生成できる。



(a) 長軸画像による疑似的な短軸画像の例と作成法の概念図



(b) 補完結果

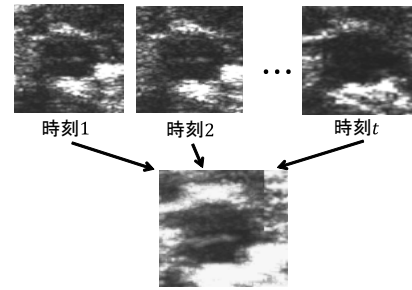
図 10 長軸画像による疑似的な短軸画像生成の概念図

2.7 管状構造の抽出

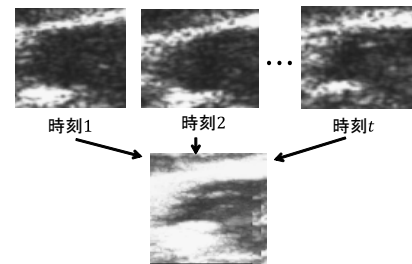
本節では、血管候補領域の追跡によって得られた3次元領域に対しての管らしさの評価方法について記す。血管の追跡に成功すると、血管の軸に沿った画像の投影が可能となり、血管の軸に沿って投影すると血管の周囲の壁を補完できる。なぜなら、図 11 のように、たとえ時刻 1 の時点では、縦の血管壁が欠如していたとしても、他時刻の短軸画像や長軸画像では欠如した壁が撮影されている可能性が高いためである。管らしさの評価手法は以下の 4 つのステップから成る。

- (1) 追跡領域の最大値投影画像の作成
- (2) 平滑化
- (3) 2階微分の最大値の点の算出
- (4) ヘシアン行列の固有値の比を算出

追跡した領域の最大値投影画像 K_{\max} を作成する。この最大値投影画像は、フレーム f の画像中の追跡領域を K_t とおくと、式 (3) で求める。



(a) 血管領域の最大値投影結果の例



(b) 血管以外の領域の最大値投影結果の例

図 11 最大値投影

$$K_{\max}(i, j) = \max_f K_t(i, j) \quad (3)$$

ここで、 $K_{\max}(i, j)$ は最大値投影画像の i 行 j 列の輝度値、 $K_t(i, j)$ はフレーム t の画像中の追跡領域の i 行 j 列の輝度値である。図 11(a) に、血管が写っている領域の最大値投影結果の例を示す。円状になめらかな血管壁が復元された画像が作成できる。これは、フレーム f では血管の縦の壁が欠如していても、他時刻での血管壁や、長軸画像による血管壁を用いることで、血管の断面画像を補完できるためである。また、血管候補領域として抽出されたが、血管でない領域を追跡し最大値投影した画像が図 11(b) である。フレーム 1 の画像では、上下に壁があり、血管に類似しているが、追跡し、その領域を最大値投影することで、血管のような円状の構造でないことが分かる。

次に、上記に示したような最大値投影結果の形状が円形であるか評価する。血管である最大値投影結果は、全周が白い壁で囲まれた円形構造を持つ。この構造を評価するために、ガウシアンフィルターを用いて平滑化し、2階微分を求め、この2階微分の最大値の点においてヘシアン行列の固有値を求め、その固有値の比により評価する。最大値投影結果の形状が円形であるほど、この固有値の比は小さくなる。

3. 実験結果

本節では、提案手法を用いて3次元血管領域抽出結果と、血管壁補完結果を記す。実験データは、株式会社ユネクスの FMD 診断装置ユネクスイーエフ UNEXEF38G を使用し、実際の人体の上腕部を撮影した超音波画像を 28 症例用いた。実験は B モードによる撮影画像で行った。B モー

ド画像の 1[pixel] の分解能は 0.075[mm] である。

まず初めに、時系列の超音波画像群を 3 次元再構成した結果を図 12 に示す。超音波画像間の移動量の計算は画像を間引いて、5 時刻おきの画像で移動ベクトルを計算した。

次に、時系列の超音波画像群において、任意の 1 枚から血管候補領域を抽出する。血管候補領域の抽出結果を図 13 に示す。本実験では、総時刻の超音波画像の中から、真ん中の時刻の超音波画像から血管候補領域を抽出した。

上記で求めた血管候補領域を追跡することにより、血管候補領域の 3 次元情報を求めた。短軸画像上で血管候補領域を追跡した結果を図 14 に、長軸画像による疑似的な短軸画像上で追跡し結果を図 15 に示す。追跡手法のテンプレートマッチングの二乗誤差の閾値 θ_t を 60, 探索範囲 $N_t = 5$ とした。

血管にそった追跡に成功したため、血管の軸に沿った画像の投影が可能となった。血管の軸に沿って投影した最大値投影結果を図 16 に示す。(a) が左短軸画像を追跡した領域、(c) が右短軸画像を追跡した領域、(b) が長軸画像による疑似的な短軸画像上で追跡した領域それぞれの最大値投影結果を示す。(d) は、これら 3 つすべての最大値投影結果を示す。血管候補領域が複数抽出されたため、最大値投影結果が 2 つ作成された。静止画ではこの 2 つは識別は容易ではなかったが、軸に沿った投影画像を用いることで、血管領域の場合は血管形状が推定でき、識別が容易となる。

最大値投影画像の円らしさを評価するために、最大値投影画像を平滑化し 2 階微分の最大値の点を求めた。そして、この最大値の点においてヘシアン行列の固有値を求めた。この平滑化のガウシアンフィルターの半径を、内腔領域の半径 r_v , 分散を $\frac{r_v}{3}$ とした。結果、血管領域の最大値投影結果の場合は固有値が $(-63.08, -49.92)$, 血管領域でない最大値投影結果の場合は固有値が $(-45.82, -0.17)$ となり固有値の比が小さい血管領域の最大値投影の選択に成功した。これにより、3 次元再構成結果上の 2 つの 3 次元領域のうち管状構造をもつ 3 次元血管領域のみ抽出でき、血管の 3 次元領域抽出に成功した。

最終的な、3 次元血管領域を抽出した結果を図 17 に示す。また、各時刻の 2 次元超音波画像上の動脈領域も既知であるため、この領域に最大値投影画像を足し合わせることで、2 次元超音波画像の動脈の欠損した壁を補完した。図 18(a) の超音波画像の血管の血管壁を補完した結果を図 18(b) に示す。欠損した血管壁の補完に成功した。

3 次元血管領域の抽出結果に一般化円筒をフィッティング [6] した結果も示す。図 19(a) の 3 次元血管領域を入力として、一般化円筒をあてはめた結果を図 19(b) に示す。また、3 次元再構成結果中に表示させた結果を図 19(c) に示す。3 次元血管領域を抽出することにより、血管壁を補完するだけでなく、血管形状も推定できた。

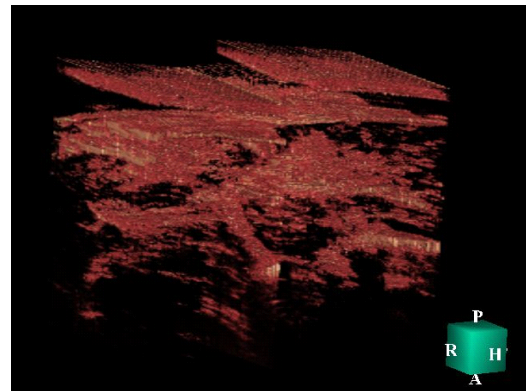


図 12 3 次元再構成結果

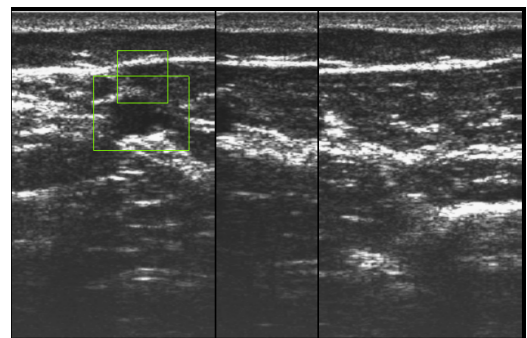


図 13 血管候補領域抽出結果

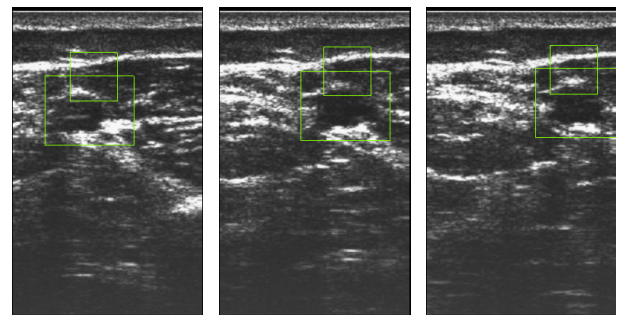


図 14 短軸画像追跡結果

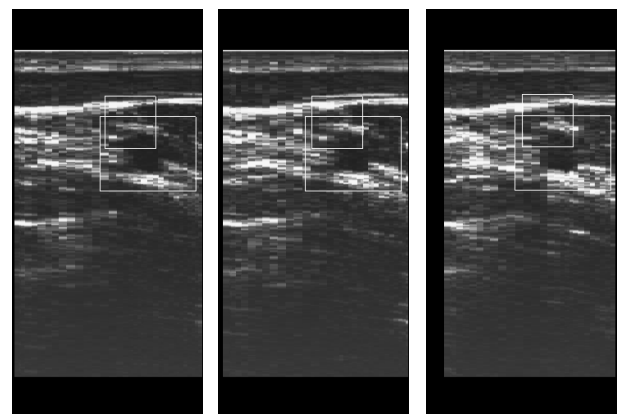
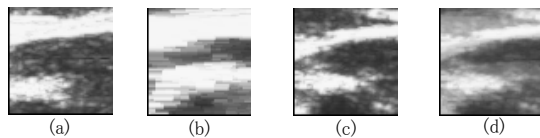


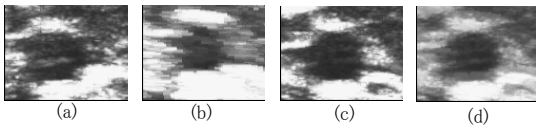
図 15 長軸画像による疑似的な短軸画像上の追跡結果

4. おわりに

超音波プローブを体表に沿って並進させた時系列の 2 次



(i) 血管領域でない場合の最大値投影結果の例



(ii) 血管領域の場合の最大値投影結果の例

図 16 最大値投影結果

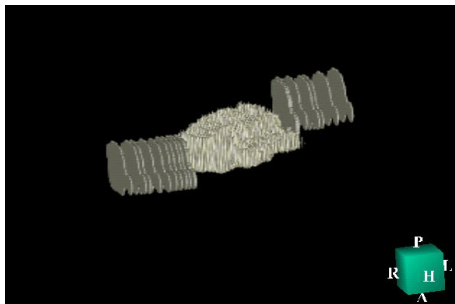
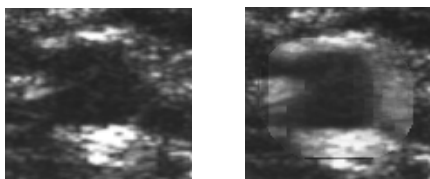
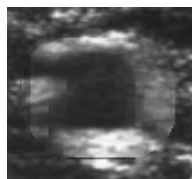


図 17 3次元血管領域抽出結果



(a) 元の血管領域



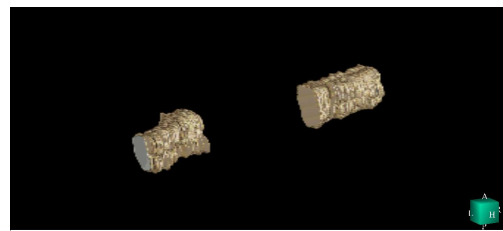
(b) 血管壁補完結果

図 18 血管壁補完結果

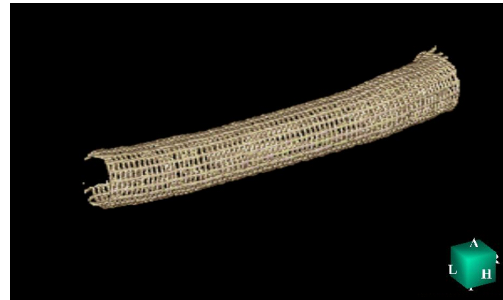
元超音波画像群より、体内の3次元超音波画像を再構成するとともに、その再構成3次元画像より動脈領域を自動的に抽出する手法を提案した。H型プローブを用いることで、3枚の超音波画像それぞれの移動量基に、H型プローブの3次元動的動きを推定することができ、超音波画像の3次元再構成を可能とした。そして、血管候補領域の抽出と領域の追跡により血管候補領域の3次元領域を抽出した。最終的に、追跡領域の最大値投影画像を作成し、3次元領域が管状構造かを評価することで、3次元血管構造を抽出した。3次元復元を利用することにより、血管壁の欠損などが軽減し、さらに動脈領域の検出精度が向上することを報告した。

参考文献

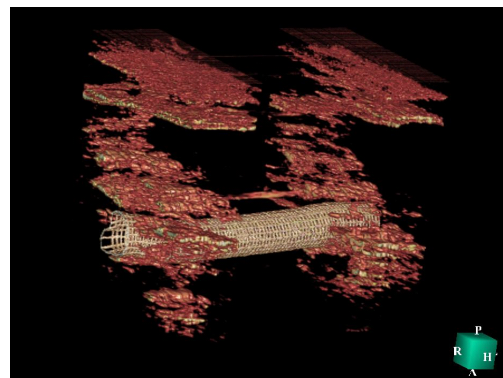
- [1] 東 幸仁: 心エコー - Journal of clinical echocardiography, 文光堂, pp. 634-643 2007, 7月
- [2] 株式会社 UNEX <http://www.unex.co.jp/index.html>
- [3] 石田隆行, 藤田広志, 桂川茂彦. 実践 医用画像ハンドブック. オーム社, 2012.



(a) 3次元血管領域



(b) 一般化円筒フィッティング結果



(c) 3次元再構成結果と一般化円筒

図 19 3次元血管領域と一般化円筒フィッティング結果

- [4] Burckhardt CB: Speckle in ultrasound B-mode scans. IEEE Trans. on Sonic & Ultrason SU-25 (1): 1-6, 1978
- [5] James Revell, Student Member, IEEE, Majid Mirme-hdi*, and Donal McNally, "Computer Vision Elastography: Speckle Adaptive Motion Estimation for Elastography Using Ultrasound Sequences", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 24, NO. 6, JUNE 2005
- [6] J. Mille and L. D. Cohen, "Deformable tree models for 2d and 3d branching structures extraction." IEEE international conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), pp. 149-156, 2009