

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-189324

(P2017-189324A)

(43) 公開日 平成29年10月19日(2017.10.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
<b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2016-79955 (P2016-79955)  
 (22) 出願日 平成28年4月13日 (2016. 4. 13)  
 (11) 特許番号 特許第6150922号 (P6150922)  
 (45) 特許公報発行日 平成29年6月21日 (2017. 6. 21)

(71) 出願人 000005108  
 株式会社日立製作所  
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
 (74) 代理人 110001210  
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所  
 (72) 発明者 長野 智章  
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内  
 Fターム(参考) 4C601 DD14 EE09 JB28 JC06 JC09  
 JC10  
 5B057 AA07 BA05 BA24 CA08 CA12  
 CA16 CB08 CB12 CB16 CE06  
 CF03 DA08 DB02 DB09 DC14  
 DC16

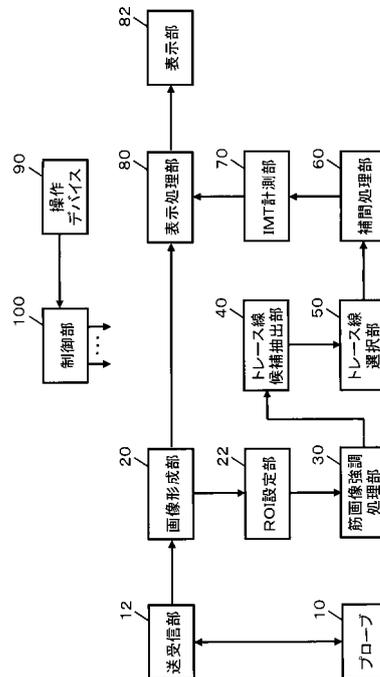
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像内において血管の膜境界を特定する改良技術を提供する。

【解決手段】筋画像強調処理部30は、血管の断面を表す超音波画像内において、血管の短軸方向よりも長軸方向に長い2次元フィルタを用いた処理により、長軸方向に対応した筋画像を強調する。トレース線候補抽出部40は、2次元フィルタの出力値に基づいて、筋画像が強調された超音波画像内において、血管の膜境界の候補となる複数のトレース線候補を抽出する。トレース線選択部50は、各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づいて、複数のトレース線候補の中から、血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線を選択する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

血管の断面を表す超音波画像内において、当該血管の短軸方向よりも長軸方向に長い 2 次元フィルタを用いた処理により、長軸方向に対応した筋画像を強調する強調処理部と、前記 2 次元フィルタの出力値に基づいて、筋画像が強調された前記超音波画像内において、前記血管の膜境界の候補となる複数のトレース線候補を抽出する候補抽出部と、前記各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づいて、前記複数のトレース線候補の中から前記血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した 2 つのトレース線を選択する境界選択部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記強調処理部は、前記血管の長軸方向に対して複数の角度で傾けられた前記 2 次元フィルタを用いた処理により、前記複数の角度に対応した前記筋画像を強調する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記 2 次元フィルタの短軸方向の長さが前記血管の内膜内側境界から中外膜境界までの距離よりも短い、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記候補抽出部は、筋画像が強調された前記超音波画像内において、前記 2 次元フィルタの出力値が極大となる複数の極大画素を特定し、隣接関係にある複数の極大画素を連結して前記各トレース線候補とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記境界選択部は、前記各トレース線候補ごとに当該トレース線候補を構成する複数画素に関する前記 2 次元フィルタの出力値を積算した積算値を前記評価値とし、前記複数のトレース線候補の中から、前記積算値が大きい方から順に 2 つのトレース線候補を前記血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した 2 つのトレース線として選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

選択された前記 2 つのトレース線間の距離を算出し、前記 2 つのトレース線のうちの一方のトレース線から他方のトレース線側に前記距離だけ離れた位置を含む探索領域内において、前記複数のトレース線候補の中から前記他方のトレース線に追加する少なくとも 1 つのトレース線候補を探索する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に血管を診断する超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波を送受することにより得られた受信データに基づいて超音波画像を形成して表示する装置である。一般に、超音波診断装置は、複数の動作モード（Bモード、ドプラモードなど）を有している。さらに、複数の計測機能を有する超音波診断

50

装置も知られている。そのような計測機能の一例が血管計測の機能であり、例えば超音波の I M T 計測は血管計測の代表例である。

【 0 0 0 3 】

I M T 計測は、例えば頸動脈などの血管を対象とした計測であり、血管壁の内膜中膜複合体厚 ( Intima-Media Thickness ) を計測対象とする。血管壁は、血流側から見て順に内膜と中膜と外膜からなる三層構造を有しており、I M T 計測では、内膜と中膜を合わせた複合体の厚さ ( 内膜中膜複合体厚 = I M T ) が計測される。

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献 1 には、超音波診断装置による I M T 計測に関する発明が記載されている。つまり、特許文献 1 には、超音波画像内の血管を含む関心領域内を内腔側分割線と外膜側分割線により血管の内腔領域と内膜中膜領域と外膜領域の 3 つの領域に分割し、内腔側分割線から内腔側に限定した範囲で内腔側境界と抽出し、外膜側分割線から外膜側に限定した範囲で外膜側境界を抽出し、内膜側境界と外膜側境界の距離に基づいて内膜中膜複合体厚を計測する発明が記載されている。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特許第 5 7 1 3 8 9 6 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 に係る発明は、I M T 計測の境界抽出におけるノイズの影響を抑制することができる画期的な発明である。本願の発明者らは、その画期的な発明の更なる改良について研究開発を重ねてきた。

【 0 0 0 7 】

本発明は、超音波画像内において血管の膜境界を特定する改良技術を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、血管の断面を表す超音波画像内において、当該血管の短軸方向よりも長軸方向に長い 2 次元フィルタを用いた処理により、長軸方向に対応した筋画像を強調する強調処理部と、前記 2 次元フィルタの出力値に基づいて、筋画像が強調された前記超音波画像内において、前記血管の膜境界の候補となる複数のトレース線候補を抽出する候補抽出部と、前記各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づいて、前記複数のトレース線候補の中から前記血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した 2 つのトレース線を選択する境界選択部と、を有することを特徴とする。

30

【 0 0 0 9 】

血管の断面を表す超音波画像内において、血管の内膜内側境界 ( 血流と内膜の境界 ) と中外膜境界 ( 中膜と外膜の境界 ) は比較的高輝度になるため、例えば周辺輝度との輝度差に基づいてこれらの膜境界 ( 内膜内側境界と中外膜境界 ) を特定することができる。しかし、超音波画像内ではスペックル等のノイズも高輝度となり膜境界の特定において障害となる。

40

【 0 0 1 0 】

そこで、上記構成の超音波診断装置は、例えばノイズの影響を低減するために、まず、血管の短軸方向よりも長軸方向に長い 2 次元フィルタを用いた処理により、長軸方向に対応した筋画像を強調する。血管の膜境界 ( 内膜内側境界と中外膜境界 ) は、概ね長軸方向に連なる筋状の画像となるため、まず、膜境界の候補となる筋画像が強調される。2 次元フィルタが短軸方向よりも長軸方向に長い場合、長軸方向に対応した筋画像がより積極的に強調される。これにより、相対的にノイズ等の影響が低減される。

【 0 0 1 1 】

50

また、上記構成の超音波診断装置は、筋画像が強調された超音波画像内において、血管の膜境界の候補となる複数のトレース線候補を抽出する。長軸方向に対応した筋画像が強調され、相対的にノイズ等の影響が低減されているため、長軸方向に沿った膜境界の候補となる複数のトレース線候補の抽出精度が高められる。

【0012】

さらに、上記構成の超音波診断装置によれば、抽出された複数のトレース線候補の中に膜境界とは異なるトレース線候補が含まれていたとしても、各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づいて、内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線が選択される。例えば、複数のトレース線候補の中から、比較的連続性の良好な2つのトレース線候補が、内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線として選択される。

10

【0013】

このように、上記構成の超音波診断装置によれば、2次元フィルタを用いた超音波画像内における筋画像の強調と、筋画像が強調された超音波画像内における複数のトレース線候補の抽出と、各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づく選択により内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線が選択される。したがって、血管の断面を表す超音波画像内において、極めて高い精度で血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線を特定することが可能になる。こうして特定された2つのトレース線を利用して、例えばIMT計測を行うことにより、IMT計測の精度が飛躍的に高められる。

20

【0014】

望ましい具体例において、前記強調処理部は、前記血管の長軸方向に対して複数の角度で傾けられた前記2次元フィルタを用いた処理により、前記複数の角度に対応した前記筋画像を強調する、ことを特徴とする。

【0015】

望ましい具体例において、前記2次元フィルタの短軸方向の長さが前記血管の内膜内側境界から中外膜境界までの距離よりも短い、ことを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記候補抽出部は、筋画像が強調された前記超音波画像内において、前記2次元フィルタの出力値が極大となる複数の極大画素を特定し、隣接関係にある複数の極大画素を連結して前記各トレース線候補とする、ことを特徴とする。

30

【0017】

望ましい具体例において、前記境界選択部は、前記各トレース線候補ごとに当該トレース線候補を構成する複数画素に関する前記2次元フィルタの出力値を積算した積算値を前記評価値とし、前記複数のトレース線候補の中から、前記積算値が大きい方から順に2つのトレース線候補を前記血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線として選択する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、選択された前記2つのトレース線間の距離を算出し、前記2つのトレース線のうちの一方のトレース線から他方のトレース線側に前記距離だけ離れた位置を含む探索領域内において、前記複数のトレース線候補の中から前記他方のトレース線に追加する少なくとも1つのトレース線候補を探索する、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0019】

本発明により、超音波画像内において血管の膜境界を特定する改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、血管の断面を表す超音波画像内において、極めて高い精度で血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線を特定することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

50

## 【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波診断装置の具体例を示す図である。

【 図 2 】 I M T 計測に利用される超音波画像の具体例を示す図である。

【 図 3 】 2次元フィルタの具体例を示す図である。

【 図 4 】 筋画像が強調された超音波画像の具体例を示す図である。

【 図 5 】 複数のトレース線候補の具体例を示す図である。

【 図 6 】 選択された2つのトレース線の具体例を示す図である。

【 図 7 】 追加のトレース線候補の探索例を示す図である。

【 図 8 】 補間処理されたトレース線の具体例を示す図である。

【 図 9 】 平滑化処理されたトレース線の具体例を示す図である。

【 図 1 0 】 2つのトレース線を表示する表示画像の具体例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 1 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の具体例を示す図である。図 1 の超音波診断装置は、血管の I M T ( Intima-Media Thickness ) 計測の機能を備えている。プローブ 1 0 は、I M T 計測の対象となる血管 ( 例えば頸動脈 ) を含む診断領域に超音波を送受する超音波探触子である。プローブ 1 0 は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が例えば電子的に走査制御され、診断対象を含む空間内で超音波ビームが走査される。プローブ 1 0 は、例えば、医師や検査技師等のユーザ ( 検査者 ) に把持されて被検査者の体表面上に当接して用いられる。頸動脈を対象とする I M T 計測において、プローブ 1 0 としては例えばリニア型超音波探触子 ( リニアプローブ ) が好適である。もちろん、例えば計測対象や計測内容に応じて、コンベックス型やセクタ型などのプローブ 1 0 が利用されてもよい。

## 【 0 0 2 2 】

送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、超音波の送信ビームを形成してその送信ビームを走査する。また、送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子の各々から得られる受波信号に対して整相加算処理などを施すことにより、走査される送信ビームに対応した受信ビームを形成し、受信ビームに沿って得られるエコーデータ ( 受信信号 ) を出力する。つまり、送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマと受信ビームフォーマの機能を備えている。なお、送信開口合成などの送受信技術を利用してエコーデータ ( 受信信号 ) が得られてもよい。

## 【 0 0 2 3 】

画像形成部 2 0 は、走査面内から得られる超音波の受信信号に基づいて、超音波画像のデータ ( 断面データ ) を形成する。つまり、走査により走査面内に形成される複数の超音波ビームに対応した複数ラインのラインデータに基づいて断面データが形成される。画像形成部 2 0 は、例えば、超音波の受信信号に対して、検波処理やフィルタ処理や A D 変換処理等を施すことにより、血管の長軸断面を映し出した B モード画像用の断面データを形成する。なお、超音波の受信信号に対する検波処理やフィルタ処理や A D 変換処理等は、送受信部 1 2 において実行されてもよい。

## 【 0 0 2 4 】

R O I 設定部 2 2 は、画像形成部 2 0 により形成された超音波画像の画像データ内に関心領域 ( R O I ) を設定する。R O I 設定部 2 2 は、血管の長軸断面の画像データ内において、例えば I M T 計測の計測範囲を示す矩形の関心領域を設定する。関心領域が設定される画像内の位置は、例えば医師や検査技師等のユーザが操作デバイス 9 0 を操作して決定する。また、関心領域の大きさは、固定であってもよいし、ユーザが操作デバイス 9 0 を操作して変更できるようにしてもよい。

## 【 0 0 2 5 】

筋画像強調処理部 3 0 は、血管の長軸断面を表す超音波画像内において長軸方向に対応した筋画像を強調する。トレース線候補抽出部 4 0 は、筋画像が強調された超音波画像内において、血管の膜境界の候補となる複数のトレース線候補を抽出する。トレース線選択

10

20

30

40

50

部 50 は、各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づいて、複数のトレース線候補の中から、血管の内膜内側境界と中外膜境界に対応した 2 つのトレース線を選択する。補間処理部 60 は、トレース線に対して補間処理を実行する。筋画像強調処理部 30 から補間処理部 60 までの各部により実行される処理、つまり血管の長軸断面内において血管の内膜内側境界と中外膜境界を特定する処理については後にさらに詳述する。

#### 【0026】

IMT 計測部 70 は、筋画像強調処理部 30 から補間処理部 60 までの処理により特定された内膜内側境界と中外膜境界に基づいて IMT の計測値を算出する。IMT 計測では計測対象となる血管の血管壁を構成する内膜と中膜を合わせた複合体の厚さである内膜中膜複合体厚 (IMT) が計測される。

10

#### 【0027】

IMT 計測部 70 は IMT 計測用の関心領域 (ROI) 内における IMT を計測する。関心領域は例えば血管の後壁に対して設定され、IMT 計測部 70 は、関心領域内において、血管の後壁内で特定された内膜内側境界 (血流と内膜の境界) と同じ後壁内で特定された中外膜境界 (中膜と外膜の境界) とに基づいて、内膜内側境界と中外膜境界との間の距離を後壁の IMT 計測値として算出する。例えば、関心領域内における内膜内側境界と中外膜境界との間の距離の平均値が IMT 計測値として算出される。なお、関心領域が血管の前壁に対して設定され、前壁の IMT が計測されてもよい。もちろん、前壁と後壁の両方に関心領域が設定され、前壁と後壁の両方の IMT 計測値が算出されてもよい。

20

#### 【0028】

表示処理部 80 は、画像形成部 20 から得られる断面データ (超音波画像の画像データ) と IMT 計測部 70 から得られる IMT 計測値に基づいて、IMT 計測における表示画像を形成する。表示処理部 80 において形成された表示画像は表示部 82 に表示される。

#### 【0029】

制御部 100 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 100 による全体的な制御には、操作デバイス 90 を介して医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

#### 【0030】

図 1 に示す構成 (符号を付した各部分) のうち、送受信部 12, 画像形成部 20, ROI 設定部 22, 筋画像強調処理部 30, トレース線候補抽出部 40, トレース線選択部 50, 補間処理部 60, IMT 計測部 70, 表示処理部 80 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア (プログラム) との協働により実現されてもよい。

30

#### 【0031】

表示部 82 の好適な具体例は液晶モニタ等である。操作デバイス 90 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 100 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア (プログラム) との協働により実現することができる。

40

#### 【0032】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される膜境界 (内膜内側境界と中外膜境界) の特定処理について詳述する。なお、図 1 に示した構成 (部分) については以下の説明において図 1 の符号を利用する。

#### 【0033】

図 2 は、IMT 計測に利用される超音波画像の具体例を示す図である。図 2 の超音波画像は、リニア走査型のプローブ 10 を利用して得られるエコーデータ (受信信号) に基づいて画像形成部 20 において形成される画像データ (断面データ) の具体例である。画像

50

形成部 20 は、各フレームごとに超音波画像の画像データを形成する。

【0034】

図 2 の超音波画像は、血管（例えば頸動脈）の断面を表している。IMT 計測においては、血管の長軸方向が画像の左右方向（横方向）となるように形成された超音波画像が望ましい。そして、画像の上下方向をビーム方向（深さ方向）とする複数の超音波ビームに対応したエコーデータ（受信信号）に基づいて超音波画像が形成される。

【0035】

図 2 には、ROI 設定部 22 により超音波画像内に設定される関心領域（ROI）が図示されている。図 2 に示す具体例では、矩形（長方形）の関心領域（ROI）が血管の後壁に対して設定されている。

10

【0036】

筋画像強調処理部 30 は、血管の長軸断面を表す超音波画像に設定され関心領域（ROI）内において、血管の短軸方向よりも長軸方向に長い 2 次元フィルタを用いた処理により、長軸方向に対応した筋画像を強調する。2 次元フィルタは、ノイズ等の細かな輝度変化への応答性を低くし、横長の形状つまり長軸方向に長い形状に対する応答性を高くすることにより、ノイズ等の影響を抑えつつ横長の筋画像を強調できるフィルタであることが望ましい。

【0037】

図 3 は、2 次元フィルタの具体例を示す図である。図 3 には、ソーベルフィルタをベースとして、フィルタの横幅（図 2 の左右方向の幅）と縦幅（図 2 の上下方向の幅）と角度を調整できる 2 次元フィルタが図示されている。

20

【0038】

図 3 において、2 次元フィルタは、横方向（血管の長軸方向）と縦方向（血管の短軸方向）に 2 次元的に配列された複数の正方形で表現されるウィンドウを備えており、各正方形内の数値（-1, 0, 1）がフィルタ係数である。各正方形は画像内の各画素に対応付けられる。なお、2 次元フィルタの中心位置（C）のフィルタ係数は 0（ゼロ）である。そして、2 次元フィルタを構成する各正方形の位置に対応した画素の画素値に対して、その正方形に対応したフィルタ係数（-1, 0, 1）を乗算し、2 次元フィルタを構成する全正方形に関する乗算結果を加算することにより、中心位置（C）に対応した画素に関するフィルタ出力値が得られる。

30

【0039】

図 3 の具体例において、2 次元フィルタの半値横幅は、例えば 1.0 mm 程度（数十画素程度）であり、左の半値横幅と右の半値横幅は同じ長さであることが望ましい。また、2 次元フィルタの半値縦幅は、例えば 0.1 mm 程度（数画素程度）であり、上の半値縦幅と下の半値縦幅は同じ長さであることが望ましい。

【0040】

さらに、図 3 の具体例において、2 次元フィルタは、血管の長軸方向に対して複数の角度で傾けられる。つまり、2 次元フィルタの中心位置（C）を回転中心とし、血管の長軸方向（図 2 の左右方向）に対して、例えば 3 種類の回転角度  $0^\circ$ 、 $\pm 5^\circ$  で傾けられる。これにより、2 次元フィルタの中心位置（C）に対応した画素に関するフィルタ出力値が 3 つ得られ、3 つのフィルタ出力値の合計が最終的なフィルタ出力値とされる。なお、3 種類の回転角度に対応したフィルタ出力値のうちの最大値が最終的なフィルタ出力値として出力されてもよい。なお、2 次元フィルタの回転角度に関しては絶対値で  $10^\circ$  以内とすることが好適であり、また角度の種類も 3 種類には限定されず、例えば 2 種類でもよいし 4 種類以上であってもよい。

40

【0041】

2 次元フィルタに関するパラメータ（半値横幅、半値縦幅、回転角度）は、後にトレース線候補抽出部 40 において抽出される各トレース線候補が 8 近傍連結で出来る限り途切れなく長い距離で抽出されるように、例えば実験に基づいて決定されることが望ましい。なお、2 次元フィルタの縦長（縦方向の全長）は、血管の内膜と中膜の両方が入らない長

50

さに設定されることが望ましい。

【0042】

筋画像強調処理部30は、関心領域（ROI）内の全画素の各々に対して、3種類の角度に対応した2次元フィルタを適用することにより、関心領域（ROI）内の全画素のフィルタ出力値を得る。例えば、処理対象となる各画素の位置において2次元フィルタを5種類の角度で回転させて各角度ごとにフィルタ出力値が算出される。もちろん、3種類の角度に対応した3種類の2次元フィルタを予め用意しておき、処理対象となる各画素ごとに3種類の2次元フィルタを適用してフィルタ出力値が算出されてもよい。これにより、血管の長軸方向に対応した筋画像が強調される。3種類の角度に対応した2次元フィルタを利用するため、例えば長軸方向に対して微小な角度（ $0^\circ$ 、 $\pm 5^\circ$ ）をもつ膜面（膜境界）に対応した筋画像も強調することができる。

10

【0043】

図4は、筋画像が強調された超音波画像の具体例を示す図である。図4には、血管の後壁に対して設定された関心領域（ROI）内の全画素に関する2次元フィルタのフィルタ出力値を可視化した画像が図示されている。つまり、フィルタ出力値が小さい画素ほど低い輝度（黒に近い輝度）で表現し、フィルタ出力値が大きい画素ほど高い輝度（白に近い輝度）で表現したグレースケール画像が図示されている。図3の2次元フィルタを利用することにより、細かなノイズを強調せずに血管壁内の膜近傍における筋画像を強調した図4の画像を得ることができる。

【0044】

20

トレース線候補抽出部40は、筋画像が強調された超音波画像内において、血管の膜境界の候補となる複数のトレース線候補を抽出する。トレース線候補抽出部40は、例えば図4に示す画像内において、上下方向（深さ方向）に1列に並ぶ複数画素で構成される各ラインごとに、フィルタ出力値の極大位置（ピーク位置）を検出する。つまり、各ライン上でフィルタ出力値が増加から減少に転じる位置が検出される。なお、1つのライン上において複数の極大位置（ピーク位置）が検出される場合もある。

【0045】

図5は、複数のトレース線候補の具体例を示す図である。図4の画像内において、複数のライン上で検出された極大位置に対応した複数画素を高輝度（白）で表現し、極大位置以外の画素を低輝度（黒）で表現した二値化画像が図5に図示されている。図5の画像内において、各トレース線候補は、8近傍連結（上下左右と斜めに隣接する8画素との連結）で連続する高輝度の複数画素により構成される。図5の画像内には、様々な長さの複数のトレース線候補が含まれている。そして、抽出された複数のトレース線候補に対してラベリングが行われる。つまり、各トレース線候補ごとに他のトレース線候補とは異なる識別情報（番号など）が対応付けられる。

30

【0046】

トレース線選択部50は、各トレース線候補ごとに得られる連続性に係る評価値に基づいて、複数のトレース線候補の中から、血管の内膜内側境界と中膜境界に対応した2つのトレース線を選択する。トレース線選択部50は、各トレース線候補ごとに、そのトレース線候補を構成する複数画素に関する2次元フィルタの出力値を積算した積算値を算出し、複数のトレース線候補の中から、積算値が大きい方から順に2つのトレース線候補を血管の内膜内側境界と中膜境界に対応した2つのトレース線として選択する。

40

【0047】

図6は、選択された2つのトレース線の具体例を示す図である。図5に示す複数のトレース線候補の中から選択された2つのトレース線が図6に図示されている。つまり、図5に示す複数のトレース線候補のうち、2次元フィルタの出力値の積算値が大きい方から順に選択された2つのトレース線候補が図6に図示されている。

【0048】

関心領域（ROI）が血管の後壁に設定されているため、選択された2つのトレース線候補のうち、上側（浅い側）のトレース線候補が内膜内側境界に対応したトレース線とさ

50

れ、下側（深い側）のトレース線候補が中外膜境界に対応したトレース線とされる。なお関心領域が血管の前壁に設定されている場合には、上側（浅い側）のトレース線候補が中外膜境界に対応したトレース線とされ、下側（深い側）のトレース線候補が内膜内側境界に対応したトレース線とされる。

【0049】

さらに、トレース線選択部50は、内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線に追加するトレース線候補を探索する。探索にあたり、まず、選択された2つのトレース線間の距離が算出される。例えば、図6に示す2つのトレース線間の上下方向（深さ方向）の平均距離が算出される。そして、2つのトレース線のうちの一方のトレース線から他方のトレース線側に、平均距離だけ離れた位置を含む探索領域内において、追加のトレース線候補が探索される。

10

【0050】

図6に示す具体例では、上側（浅い側）のトレース線つまり内膜内側境界に対応したトレース線が左側領域において途切れているため、その左側領域において、内膜内側境界として追加するトレース線候補が探索される。

【0051】

図7は、追加のトレース線候補の探索例を示す図である。図7には、内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線（図6）が図示されており、さらに、内膜内側境界に対応したトレース線の左側領域に探索領域（破線の矩形）が図示されている。

【0052】

図7の具体例において、探索領域は、下側のトレース線つまり中外膜境界に対応したトレース線から、内膜内側境界に対応したトレース線側に、前述の平均距離だけ離れた位置を含むように設定される。なお、探索領域の大きさ（横幅と縦幅）は固定値であってもよいし、例えばトレース線が途切れている部分の左右方向の長さ（トレース線が存在しない部分の長さ）に応じて、探索領域の横幅が調整されてもよい。

20

【0053】

トレース線選択部50は、探索領域内において、追加のトレース線候補を探索する。図7の具体例では、複数のトレース線候補（図5）のうち、探索領域内にある2本のトレース線候補が、内膜内側境界に対応したトレース線として追加される。

【0054】

補間処理部60は、内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線（追加のトレース線候補を含む）に対して補間処理を実行する。補間処理部60は内膜内側境界に対応したトレース線と追加のトレース線の途切れ区間を仮想線（例えば直線）で補間する。

30

【0055】

図8は、補間処理されたトレース線の具体例を示す図である。図8には、図7の内膜内側境界に対応したトレース線と追加のトレース線の途切れ区間を直線で補間した具体例が図示されている。なお、中外膜境界に対応したトレース線に対して追加のトレース線が探索されていればそれらのトレース線の途切れ区間も仮想線（例えば直線）で補間される。補間処理部60は既定長（例えば2mm程度）以下の途切れ区間のみを補間対象とすることが望ましい。また、関心領域（ROI）の両端においてはトレース線の補間処理を行わないことが望ましい。これにより、例えば、関心領域の両端においてトレース線が跳ね上がる（下がる）ことが抑制される。さらに、補間処理されたトレース線に対して、平滑化処理を行うことが望ましい。

40

【0056】

図9は、平滑化処理されたトレース線の具体例を示す図である。図9には、補間処理後のトレース線（図8）に対して、ガウス関数による重みづけ移動平均フィルタを適用した平滑化処理後のトレース線が図示されている。平滑化処理により、本来の内膜内側境界と中外膜境界に対応した比較的滑らかな2つのトレース線が形成される。

【0057】

IMT計測部70は、筋画像強調処理部30から補間処理部60までの処理により特定

50

された内膜内側境界と中外膜境界に基づいてIMTの計測値を算出する。IMT計測部70は、関心領域(ROI)内において特定された内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線(図9)に基づいて、これら2つのトレース線間の距離をIMTの計測値として算出する。例えば、関心領域内における2つのトレース線間の距離の平均値がIMT計測値とされる。

【0058】

表示処理部80は、画像形成部20から得られる断面データ(超音波画像の画像データ)とIMT計測部70から得られるIMT計測値に基づいて、IMT計測における表示画像を形成する。IMT計測値は、例えば数値やグラフ等によって表示される。また、表示処理部80は、IMT計測に利用される2つのトレース線の抽出結果を表示してもよい。

10

【0059】

図10は、2つのトレース線を表示する表示画像の具体例を示す図である。表示処理部80は、画像形成部20から得られる血管の長軸断面を表す超音波画像内に、ROI設定部22により設定された関心領域と、筋画像強調処理部30から補間処理部60までの処理により特定された内膜内側境界と中外膜境界に対応した2つのトレース線を表示した表示画像を形成する。

【0060】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

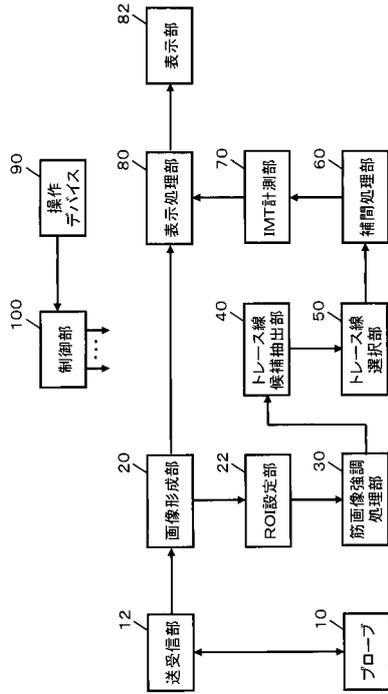
20

【符号の説明】

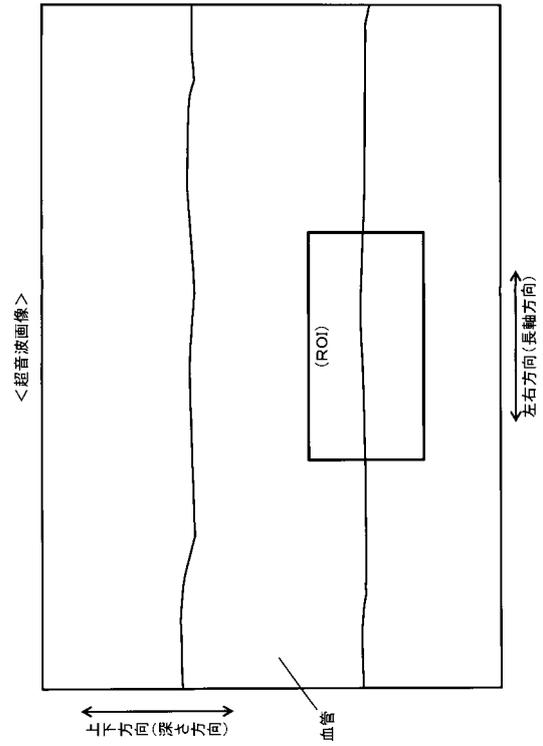
【0061】

10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、22 ROI設定部、30 筋画像強調処理部、40 トレース線候補抽出部、50 トレース線選択部、60 補間処理部、70 IMT計測部、80 表示処理部、82 表示部、90 操作デバイス、100 制御部。

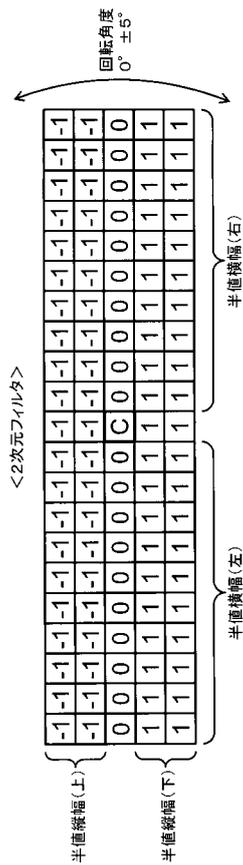
【 図 1 】



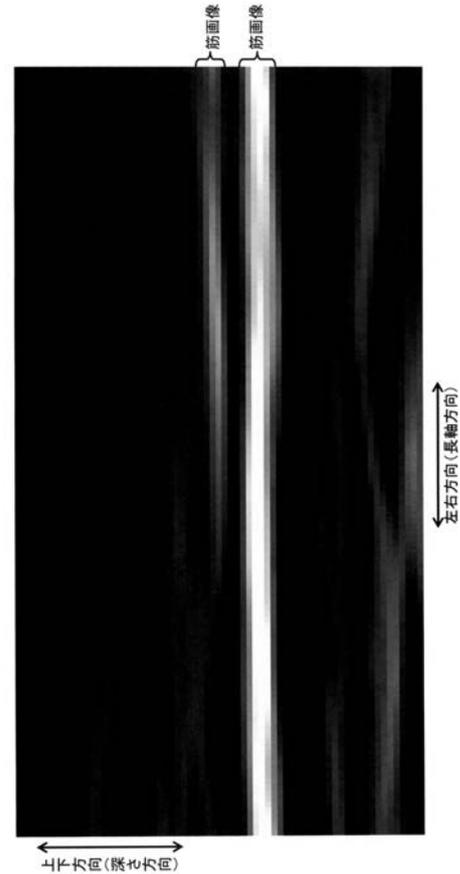
【 図 2 】



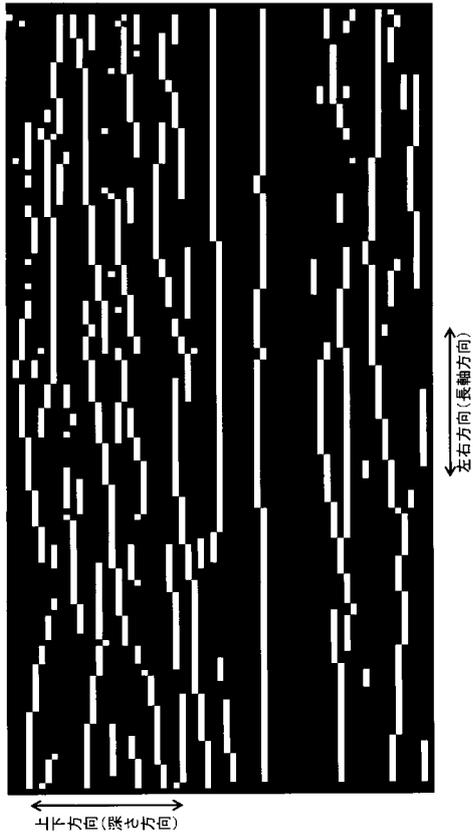
【 図 3 】



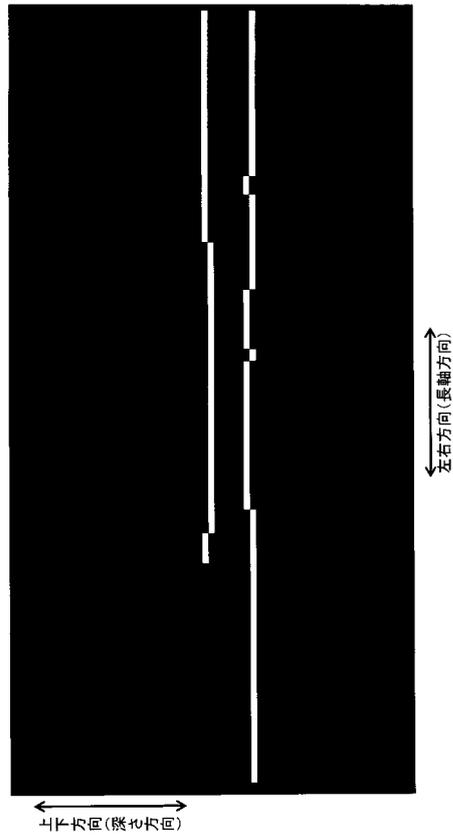
【 図 4 】



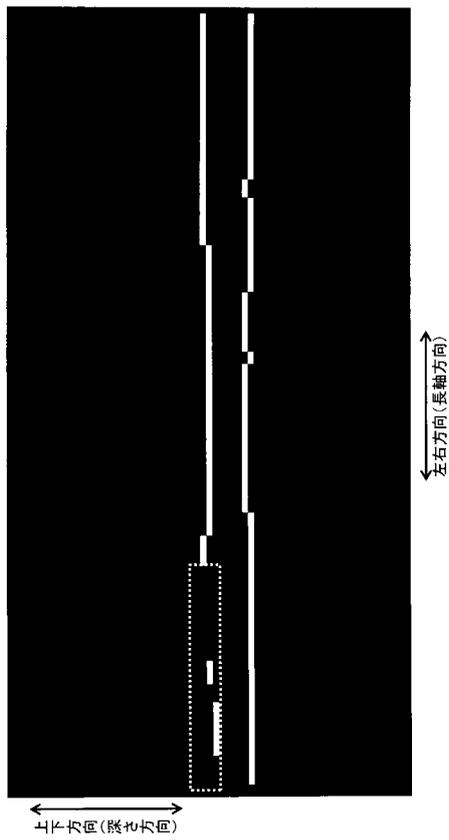
【 図 5 】



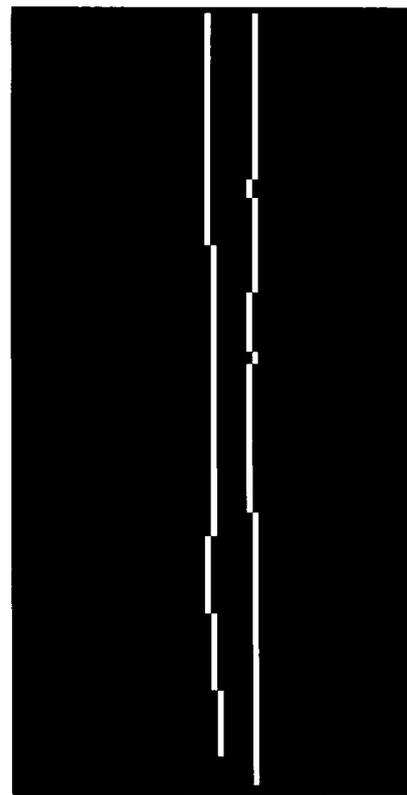
【 図 6 】



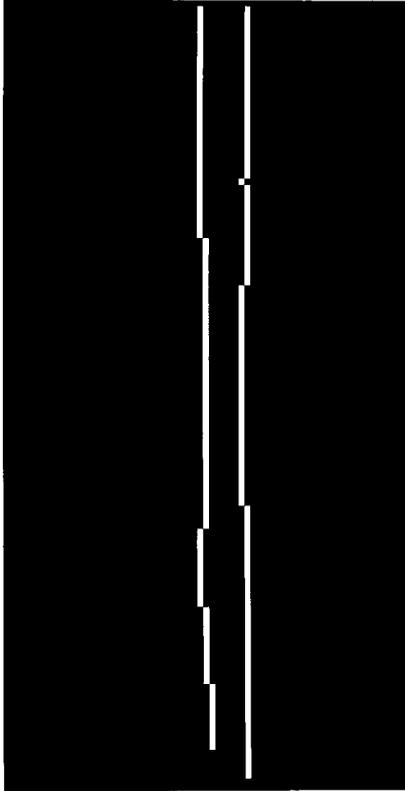
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】

