

(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2018-11634

(P2018-11634A)

(43) 公開日 平成30年1月25日(2018.1.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-141217 (P2016-141217)
(22) 出願日 平成28年7月19日 (2016.7.19)(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 110000350
ポレール特許業務法人
(72) 発明者 清水 一力
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
(72) 発明者 田中 智彦
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
(72) 発明者 岡田 孝
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

最終頁に続く

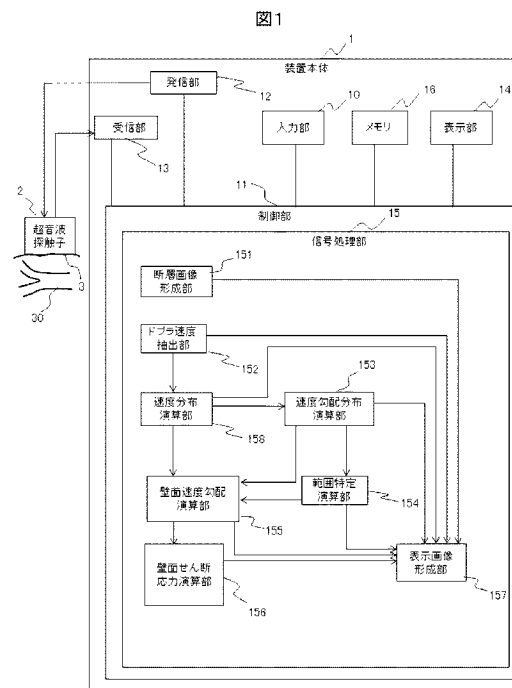
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置およびその演算方法

(57) 【要約】

【課題】本発明は、様々な血流条件下において血管壁面近傍の血流速度勾配を高精度に推定する技術を提供する。

【解決手段】検査対象が反射するエコー信号から、検査対象の血管内の壁面における血流速度勾配の推定値を算出する超音波撮像装置およびその演算方法において、エコー信号から算出される、血管壁面から血管中心へ径方向にとった複数の測定点における、血管壁面に沿った方向の血流速度から血流速度勾配分布を算出し、算出した血流速度勾配分布において所定の範囲を算出し、算出した所定の範囲内の測定点における血流速度および血流速度勾配の値から血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象が反射するエコー信号を受信する受信部と、
前記受信部により受信された前記エコー信号を処理する信号処理部と、を備え、
前記信号処理部は、
前記検査対象の血管壁面から血管中心へ径方向に並んだ複数の測定点における、前記エコー信号から算出される前記血管壁面に沿った方向の血流速度の値から、血流速度勾配分布を算出する速度勾配分布演算部と、
前記血流速度勾配分布において所定の範囲を算出する範囲特定演算部と、
前記所定の範囲内の測定点における血流速度および血流速度勾配の値から、血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出する壁面速度勾配演算部と、を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、
前記範囲特定演算部は、前記血流速度勾配分布の形状に基づいて棄却する領域を決定し、
前記血流速度勾配分布に対して前記棄却する領域を除いた範囲として、前記所定の範囲を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置において、
前記範囲特定演算部は、前記血流速度勾配分布において、前記血管壁面から前記血管中心に向かって単調増加から単調減少に転じる点および上に凸から下に凸に転じる変曲点の少なくともいずれかを基準として、前記所定の範囲を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置において、
前記範囲特定演算部は、前記血管壁面における血流速度勾配の推定に用いる測定点の所定の範囲の境界を、前記血管壁面から前記血管中心に向かって単調増加から単調減少に転じる点とし、
前記壁面速度勾配演算部は、前記境界を含む所定の範囲内の少なくとも1点以上の測定点における血流速度および血流速度勾配の値から、前記血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、
前記壁面速度勾配演算部は、前記血管壁面から前記血管中心に向かって単調増加から単調減少に転じる点および前記上に凸から下に凸に転じる変曲点の少なくともいずれかにおける血流速度および血流速度勾配の値から、血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、
前記信号処理部は、前記壁面速度勾配演算部が算出した前記血管壁面における血流速度勾配の推定値を用いて、前記検査対象の診断指標となる情報を算出する診断指標演算部を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、
前記診断指標演算部は、前記血管壁面上の血流速度勾配の推定値から壁面せん断応力を算出する壁面せん断応力演算部であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、
前記診断指標演算部は、前記血管壁面上の血流速度勾配の推定値から血管弾性を算出する血管弾性演算部であることを特徴とする超音波撮像装置。

50

【請求項 9】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、
前記診断指標演算部は、前記血管壁面上の血流速度勾配の推定値から血液流量を算出する血液流量演算部であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、
前記信号処理部で得られた情報を表示する表示部を備え、
前記表示部は、前記速度勾配分布演算部が算出した前記血流速度勾配分布を表示し、
前記範囲特定演算部が算出した所定の範囲を、前記血流速度勾配分布に重ねて表示することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、
前記信号処理部は、前記エコー信号から前記検査対象の断層画像を形成する断層画像形成部を備え、
前記壁面速度勾配演算部は、前記断層画像から特定される血管壁面の位置情報と、前記範囲特定演算部が算出した所定の範囲内の測定点における血流速度および血流速度勾配の値から、血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 12】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、
前記信号処理部で得られた情報を表示する表示部を備え、
前記信号処理部は、前記エコー信号から前記検査対象の断層画像を形成する断層画像形成部を備え、
前記表示部は、前記検査対象の診断指標となる情報を前記断層画像に重ねて、空間分布図として表示することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 13】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、
前記検査対象の心拍信号情報を入力する入力部と、
前記入力部および前記信号処理部で得られた情報を表示する表示部と、を備え、
前記表示部は、前記検査対象の診断指標となる情報を前記心拍信号情報とともに時系列変化で表示することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 14】

超音波撮像装置における演算方法であって、
検査対象が反射するエコー信号から前記検査対象の血管内における超音波照射方向の血流速度成分を抽出する工程と、前記血流速度成分に基づいて、前記血管壁面から前記血管中心へ径方向に並んだ複数の測定点における、血管壁面に沿った方向の血流速度分布を算出する工程と、
微分演算により前記血流速度分布から血流速度勾配分布を算出する工程と、
前記血流速度勾配分布において所定の範囲を算出する工程と、
前記所定の範囲内の測定点から1点以上の測定点を選択する工程と、
選択された測定点における血流速度および血流速度勾配の値から血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出する工程と、
を備えることを特徴とする演算方法。

40

【請求項 15】

請求項 14 に記載の演算方法において、
前記選択された測定点における血流速度勾配の値を用いて、前記血管壁面近傍における前記血流速度勾配分布に近似モデルを適用し、前記近似モデルにおける血流速度勾配分布の定積分が前記選択された測定点における血流速度の値と等しくなる関係に基づいて、前記選択された測定点における血流速度および血流速度勾配の値から前記血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出することを特徴とする演算方法。

50

【請求項 16】

請求項 15 に記載の演算方法において、
前記血管壁面近傍における前記血流速度勾配分布の近似モデルを1次直線とすることを特徴とする演算方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の超音波撮像装置に関し、血管壁面近傍における血流速度勾配を求める技術に関する。

【背景技術】

10

【0002】

先進国における主要な死因の一つは、心不全などの心血管疾患であり、その多くに動脈硬化が関わる。動脈硬化は、血管壁面に対する血流からの刺激の大小により進行速度が変わることが指摘されている。そのため、血管壁面に作用する壁面せん断応力は、動脈硬化早期の診断指標として注目されている。

【0003】

壁面せん断応力を算出する方法の一つに、超音波撮像装置を用いて、超音波ドブラ法により測定した血流速度分布に基づいて算出する方法がある。この方法では、血流速度分布の空間微分である血流速度勾配を、血管壁面近傍で高精度に求めることが要求される。

【0004】

20

超音波ドブラ法では、ドブラ効果を用いてエコー信号から反射体の移動速度情報が得られるが、反射体には血流中の赤血球だけでなく、血管膜や筋肉などの周辺組織も含まれる。血管壁面近傍における血流は、血管壁面との摩擦により周辺組織の動きと同程度に低速となるため、血流のエコー信号が周辺組織等の検出対象外の信号に埋もれてしまい、血管壁面近傍における血流速度の測定精度は低下する。このことから、超音波撮像装置で測定した血流速度分布を単純に微分することでは、血管壁面近傍で血流速度勾配が高精度に得られず、臨床的に動脈硬化の早期診断が可能な精度は実現されていない。

【0005】

血流速度勾配の測定精度向上を目的とした超音波撮像方法には、非特許文献1に記載の技術がある。この文献には、「II. MATERIALS AND METHODS」の「B. Velocity reconstruction and WSR measurement」中に、「In the first step the two regions that extend for about 5-10% of the diameter from the wall positions towards the vessel lumen are located. The profile measured in these regions is substituted by a line that starts at the wall with velocity 0 and ramps up to join the remaining -measured- profile.」という記載がある。この方法では、血管壁面から血管径の5-10%離れた領域までの血流速度分布を棄却し、棄却した領域に対して補間を行った後、血管壁面近傍の血流速度勾配を推定している。

30

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

40

【非特許文献1】Improved Wall Shear Rate Method for Robust Measurements (Stefano Ricci et al., 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings, 432-435, 2014.)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

非特許文献1では、血管径を基準として血流の測定値を棄却する領域を決定する方法を適用しており、頸動脈をモデルとしたシミュレーションで検証している。しかし、実測した血流速度分布は、検査対象の血管の形状や柔軟性、血管内皮の性状、拍動などにより様々に異なるため、血管径のみを基準として棄却領域を決定する方法では、血流条件次第で

50

、検出対象外の信号に埋もれた血流速度の測定値が十分に棄却されない場合が生じる。その結果、血管壁面近傍の血流速度勾配の推定に信頼性の低い血流速度の測定値を用いる可能性がある。

【0008】

本発明は、血管の形状、柔軟性、血管内皮の性状、拍動などが異なる様々な血流条件下においても、血管壁面近傍の血流速度勾配を高精度に推定する超音波撮像装置およびその演算方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明においては、検査対象が反射するエコー信号を受信する受信部と、前記受信部により受信された前記エコー信号を処理する信号処理部と、を備え、前記信号処理部は、前記検査対象の血管壁面から血管中心へ径方向に並んだ複数の測定点における、前記エコー信号から算出される前記血管壁面に沿った方向の血流速度の値から、血流速度勾配分布を算出する速度勾配分布演算部と、前記血流速度勾配分布において所定の範囲を算出する範囲特定演算部と、前記所定の範囲内の測定点における血流速度および血流速度勾配の値から、血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出する壁面速度勾配演算部と、を備えることを特徴とする超音波撮像装置を提供する。

10

【0010】

また、上記課題を解決するため、本発明においては、超音波撮像装置における演算方法であって、検査対象が反射するエコー信号から前記検査対象の血管内における超音波照射方向の血流速度成分を抽出する工程と、前記血流速度成分に基づいて、前記血管壁面から前記血管中心へ径方向に並んだ複数の測定点における、血管壁面に沿った方向の血流速度分布を算出する工程と、微分演算により前記血流速度分布から血流速度勾配分布を算出する工程と、前記血流速度勾配分布において所定の範囲を算出する工程と、前記所定の範囲内の測定点から1点以上の測定点を選択する工程と、選択された測定点における血流速度および血流速度勾配の値から前記血管壁面における血流速度勾配の推定値を算出する工程と、を備えることを特徴とする演算方法を提供する。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、様々な血流条件下において、血管壁面近傍の血流速度勾配を高精度に推定することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】実施例1における超音波撮像装置の一構成例を示すブロック図。

【図2】実施例1における信号処理部の動作の実施形態を示す計算処理フローを示す図。

【図3】血流速度分布の例および血流速度勾配分布の例を示す図。

【図4】壁面速度勾配演算に用いる血流速度勾配分布の近似モデルと血管壁面の位置を示す図。

【図5】表示画像形成部において形成する所定の範囲の表示画像の一例を示す図。

【図6】表示画像形成部において形成する壁面せん断応力の空間分布の表示画像の一例を示す図。

40

【図7】表示画像形成部において形成する壁面せん断応力の時系列変化の表示画像の一例を示す図。

【図8】実施例2における信号処理部の動作の実施形態を示す計算処理フローを示す図。

【図9】実施例3における信号処理部の動作の実施形態を示す計算処理フローを示す図。

【図10】実施例3における血液流量演算の積分範囲を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施例を図面に従い説明する。

【実施例1】

50

【 0 0 1 4 】

図 1 は、実施例 1 の壁面せん断応力測定機能を有する超音波撮像装置の構成例を示すブロック図である。壁面せん断応力は、血管内皮細胞に変化をもたらす血流刺激で、動脈硬化の早期診断における診断指標として臨床研究で注目されているパラメータである。また、壁面せん断応力の大きさは、進行した動脈硬化で発生するプラークの破綻に影響しており、プラーク破綻のリスク予測とも関係が深い。

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 は超音波探触子 2 を制御しながら超音波画像を生成するものであり、入力部 1 0、制御部 1 1、超音波信号を発信する発信部 1 2、エコー信号を受信する受信部 1 3、表示部 1 4、信号処理部 1 5、およびメモリ 1 6 を備えている。

10

【 0 0 1 6 】

超音波探触子 2 は、被検者の生体 3 に接し、発信部 1 2 で生成された信号に従い、生体 3 内の血管 3 0 に対し超音波を照射し、受信部 1 3 は血管 3 0 のエコー信号を受信する。超音波探触子 2 は、スキャン方式に応じて連続波あるいはパルス波を発生する。また超音波探触子 2 の走査方法により、2 次元的な断面を撮像する平面的撮像法、或いは 3 次元的な領域を撮像する立体的撮像法を適宜選択してよい。

【 0 0 1 7 】

装置本体 1 の各構成要素の機能を説明する。入力部 1 0 は、超音波撮像装置を操作する医師や技師（以下、まとめて検者という）が制御部 1 1 に対し超音波撮像装置の動作条件を設定するキーボードやポインティングデバイスを備える。また検査に心電図等の外部機器からの情報を利用する場合、外部機器からの情報を取り込む機能も備える。

20

【 0 0 1 8 】

制御部 1 1 は、入力部 1 0 によって設定された超音波撮像装置の動作条件に基づき発信部 1 2、受信部 1 3、表示部 1 4 および信号処理部 1 5 を制御するもので、例えばコンピュータシステムの CPU (Central Processing Unit) に構築することができる。

【 0 0 1 9 】

発信部 1 2 は、所定の周波数の信号を発生する発振器を備え、超音波探触子 2 に駆動信号を送る。受信部 1 3 は、図示していないが、受信回路やサンプリング周波数が通常 1 0 MHz から 5 0 MHz の A / D (Analog-to-Digital) コンバーターを含み、そのほかに、超音波探触子 2 によって受信されたエコー信号に対し整相加算、検波、増幅などの信号処理を行う。この処理には、一般的な超音波撮像装置が備えている低速の速度成分を排除するフィルタ（以下、ウォールフィルタという）を含む。ただし、A / D コンバーターは受信部 1 3 の代わりに信号処理部 1 5 の前段に備えてもよく、その場合は整相加算、検波、増幅、ウォールフィルタなどの信号処理を信号処理部 1 5 が行う。また、受信部 1 3 は、図示していないが、超音波探触子 2 の受信素子毎、あるいは素子を束ねた開口部ごとのエコー信号を一時的に保存する受信データメモリを有してもよい。

30

【 0 0 2 0 】

次に、信号処理部 1 5 の詳細な構成要素を説明する。ここでは、CPU が実行するソフトウェアにより実現する場合を例に説明する。信号処理部 1 5 は、主要な要素として、断層画像形成部 1 5 1、ドブラ速度抽出部 1 5 2、速度分布演算部 1 5 8、速度勾配分布演算部 1 5 3、範囲特定演算部 1 5 4、壁面速度勾配演算部 1 5 5、壁面せん断応力演算部 1 5 6、表示画像形成部 1 5 7 をプログラムとして有し、CPU がプログラムを読み込んで実行することにより、後述する機能を実現する。

40

【 0 0 2 1 】

断層画像形成部 1 5 1 は、受信部 1 3 から出力されるエコー信号から、検査対象の照射領域の 2 次元的な組織の断層画像、あるいは 2 次元アレイ探触子やメカニカル探触子を用いることにより、3 次元的な組織の断層画像を形成する。ドブラ速度抽出部 1 5 2 は、受信部 1 3 から出力されるエコー信号から超音波照射方向の血流速度成分（以下、ドブラ速度という）を抽出する。その際、ドブラ速度は、平面的撮像法を用いることで 2 次元的な空間分布として、あるいは立体的撮像法を用いることで 3 次元的な空間分布として得る。

50

【 0 0 2 2 】

速度分布演算部 1 5 8 は、ドブラ速度抽出部 1 5 2 の出力したドブラ速度に対し、血管 3 0 の壁面に沿った方向の血流速度（以下、特に方向を示さない場合、血流速度は血管 3 0 の壁面に沿った方向の血流速度を指す）を算出し、血管 3 0 の壁面から血管中心へ径方向に並んだ複数の測定点における血流速度分布を算出する。

【 0 0 2 3 】

速度勾配分布演算部 1 5 3 は、速度分布演算部 1 5 8 で算出された血流速度分布から微分演算により血流速度勾配分布を算出する。範囲特定演算部 1 5 4 は、速度勾配分布演算部 1 5 3 の出力した血流速度勾配分布に対し、所定の範囲を算出する。

【 0 0 2 4 】

壁面速度勾配演算部 1 5 5 は、範囲特定演算部 1 5 4 が算出した所定の範囲内の測定点における血流速度分布および血流速度勾配分布の値を用いて、血管壁面における血流速度勾配（以下、壁面速度勾配という）を算出する。

【 0 0 2 5 】

壁面せん断応力演算部 1 5 6 は、検査対象の診断指標となる情報を算出する診断指標演算部を構成する。壁面せん断応力演算部 1 5 6 は、壁面速度勾配演算部 1 5 5 が算出した壁面速度勾配の値に対し、例えば予め決められた値や、入力部 1 0 から入力される値、もしくはエコー信号から算出される値として与えられる血液の粘性係数を乗じることによって血管壁面に作用する壁面せん断応力を算出する。表示画像形成部 1 5 7 は、スキャンコンバーターを備え、表示部 1 4 に表示される表示画像を形成する。形成される表示画像としては、断層画像形成部 1 5 1 で形成した断層画像や、ドブラ速度抽出部 1 5 2 で抽出したドブラ速度、速度分布演算部 1 5 8 で算出した血流速度分布、速度勾配分布演算部 1 5 3 で算出した血流速度勾配分布、範囲特定演算部 1 5 4 で算出した所定の範囲、壁面速度勾配演算部 1 5 5 で算出した壁面速度勾配、壁面せん断応力演算部 1 5 6 で算出した壁面せん断応力などの情報である。

【 0 0 2 6 】

なお、信号処理部 1 5 の構成要素の一部又は全部の機能は、制御部 1 1 を構成するものと同じの C P U、あるいは異なる C P U で実行するソフトウェアで実現する他、A S I C（Application Specific Integrated Circuit）や F P G A（Field-Programmable Gate Array）、G P U（Graphics Processing Unit）等のハードウェアで実現してもよい。

【 0 0 2 7 】

メモリ 1 6 は、エコー信号、信号処理部 1 5 での演算に必要な情報（検者が入力部 1 0 により指示した情報等）や信号処理部 1 5 の処理結果（断層画像、ドブラ速度、血流速度分布、血流速度勾配分布、血流速度勾配分布における所定の範囲、壁面速度勾配、壁面せん断応力、表示画像等）を記憶する。

【 0 0 2 8 】

以上説明した装置の構成を踏まえ、信号処理部 1 5 の動作の実施形態の一例を、図 2 に示す計算処理フローを参照して説明する。

ステップ S 1

ドブラ速度抽出部 1 5 2 は、受信部 1 3 が出力したエコー信号を受け取った後、血流情報を抽出するためウォールフィルタを適用し、カラードブラ法を用いてエコー信号からドブラ速度を抽出する。その際、パルス波ドブラ法などの血流速度測定方式を用いてもよい。また、抽出したドブラ速度の空間分布や時間変化に対して、例えばローパスフィルタや、バンドパスフィルタ、平滑化フィルタなどの様々なフィルタを適用し所望の分布や時間変化を得てもよい。

ステップ S 2

速度分布演算部 1 5 8 は、ドブラ速度成分抽出部により抽出されたドブラ速度を受け取った後、血管 3 0 の壁面に沿った方向の血流速度を算出する。その際、まず、二方向以上の角度で求めたドブラ速度から速度ベクトルを算出するベクトルドブラ法を用いて血流の速度ベクトルを算出し、続いて、速度ベクトルの血管 3 0 の壁面に沿った方向の速度成分

10

20

30

40

50

を求める。なお、血管壁面に沿った方向の血流速度を求める方法は、ベクトルドブラ法に限らず、例えば、抽出されたドブラ速度に、超音波照射角度または血流の流れ方向を考慮することで推定してもよい。その後、算出された血流速度から、血管 30 の壁面から血管中心へ径方向に並んだ複数の測定点における血流速度分布を算出する。その際、血管 30 の径方向は、断層画像形成部 151 により形成されメモリ 16 に保存された B モード画像などの断層画像より自動的に計算されてもよいし、検者が入力部 10 により指示してもよい。

ステップ S 3

速度勾配分布演算部 153 は、速度分布演算部 158 により算出された血流速度分布を受け取った後、微分演算により血流速度勾配分布を算出する。その際、算出した血流速度勾配分布に対して、例えばローパスフィルタや、バンドパスフィルタ、平滑化フィルタなどの様々なフィルタを適用し所望の分布を得てもよい。

10

ステップ S 4

範囲特定演算部 154 は、速度勾配分布演算部 153 により算出された血流速度勾配分布を受け取った後、まず血流速度勾配分布の極値および変曲点の少なくともいずれかを算出する。この血流速度勾配分布の極値および変曲点の少なくともいずれかの座標を用いて血流速度勾配分布の棄却する領域を決定する根拠について、図 3 を用いて説明する。

【0029】

図 3 (a) は血管壁面から血管中心へ径方向 (y 方向) に並んだ複数の測定点における血流速度の測定値を分布図として表したものであり、図 3 (b) は図 3 (a) の血流速度分布を微分演算することにより算出される血流速度勾配分布を表したものである。ただし、図中の点線は血管壁面の位置、一点鎖線は血管中心をそれぞれ表す。ここで、図 3 (a)、(b) の分布図は、ウォールフィルタの影響を受けている。

20

【0030】

一方、図 3 (c) は血流速度分布の近似モデルの例、図 3 (d) は血流速度勾配分布の近似モデルの例である。まず、これらの近似モデルについて説明する。血管を最も簡易的に表す 3 次元形状は円断面の直管 (以下、単に円管という) である。仮に、血流が時間依存性の全く無い定常流れであるとする、血流速度分布は、数式 (1) に示す Hagen-Poiseuille 流れの式より、2 次曲線で表される。

【0031】

30

【数 1】

$$u = -\frac{R^2}{4\mu} \frac{dp}{dx} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right) \quad \dots (1)$$

【0032】

ただし、u は血流速度、R は血管半径、x は流れ方向の距離、r は血管中心からの半径方向の距離を表す。また、dp は流れ方向の 2 箇所の微小区間 dx における圧力 p の変化量であり、μ は血液の粘性係数である。

40

【0033】

血流速度勾配分布は血流速度分布の空間微分として算出できることから、円管の血流速度勾配分布は、数式 (2) に示す式より、1 次直線で表される。

【0034】

【数 2】

$$\frac{du}{dr} = \frac{1}{2\mu} \frac{dp}{dx} r \quad \dots (2)$$

【0035】

実際の血流では、湾曲などの複雑な血管形状や、拍動などの血流の時間変動が存在するため、血流速度分布はHagen-Poiseuille流れと同じにはならないが、血管壁面近傍の局所では、壁面の滑りなし条件の影響が強く、Hagen-Poiseuille流れと共通する。このため、図3(c)、(d)では、血管壁面近傍の血流速度分布を2次曲線、血管壁面近傍の血流速度勾配分布を1次直線で近似し、血管中心付近の血流速度勾配分布は下に凸で、緩やかに0に収束するものとしてモデル化している。ただし、血流速度分布の近似モデルは2次曲線に限られるものではなく、多項式や指数関数などその他の関数で近似することもできる。

10

【0036】

続いて、図3(a)および(b)に示すウォールフィルタの影響を受けた血流速度分布および血流速度勾配分布について説明する。ウォールフィルタは、血流と比較して低速の、血管膜や筋肉など周囲組織の動きを除外するためのフィルタである。そのため、特性上、血管壁面から受ける摩擦力により低速となった血管壁面近傍の血流速度の信号を弱め、結果として血流速度が過小に測定される。したがって、ウォールフィルタ適用後の血流速度分布を微分演算することで得られた血流速度勾配分布は、図3(b)に示すように、血管中心から血管壁面へ向かうに従って単調増加から単調減少に転じ、血管壁面における血流速度勾配が0に収束する傾向を示す。

20

【0037】

以上に述べた理由から、図3(b)に示す血流速度勾配分布において、少なくとも血管壁面から血管中心に向かって単調増加から単調減少に転じる点(以下、極値aという)から血管壁面までの範囲は、血流速度および血流速度勾配が過小評価されている。また、血流速度勾配分布の変曲点のうち、上に凸から下に凸に転じる点(以下、変曲点bという)は、血流速度勾配分布が図3(d)の近似モデルに合う形状となったことを示す指標となる。したがって、血流速度勾配分布の極値aや変曲点bは、様々な血流条件下において、ウォールフィルタの影響で血流速度が過小評価された領域、すなわち、周辺組織等の検出対象外の信号に血流速度の測定値が埋もれた領域の指標となる。

30

ステップS5

範囲特定演算部154は、続いて、極値aおよび変曲点bの少なくともいずれかを基準として血流速度勾配分布の棄却する領域を決定し、前記血流速度勾配分布から棄却領域を除いた範囲、すなわち血管30の壁面における血流速度勾配の推定に分布上の値を用いる所定の範囲を算出する。極値aを所定の範囲の境界とした場合、壁面に近い測定点の分布上の値を壁面速度勾配の推定に用いることができる。また、変曲点bから血管壁面までをウォールフィルタの影響で過小評価された領域とみなし、変曲点bを所定の範囲の境界としてもよい。また、これらの座標を基準として検者により設定される、これらの座標と異なる点を所定の範囲の境界としてもよい。算出される範囲は、着目している血管壁面から血管中心までにおいて定義されてもよいし、血管壁面から血管中心を通過して対向する血管壁面までにおいて定義されてもよい。

40

ステップS6

壁面速度勾配演算部155は、速度分布演算部158から算出された血流速度分布、速度勾配分布演算部153から算出された血流速度勾配分布、範囲特定演算部154から算出された所定の範囲を受け取った後、まず所定の範囲内から、壁面速度勾配の演算に用いる測定点を選ぶ。

50

【 0 0 3 8 】

その際、後述する壁面速度勾配演算の方式によって、選択する測定点は一点でも複数点でもよい。好ましくは、下記の理由より、極値aおよび変曲点bの二点の測定点を選択するとよい。極値aを選択することで、所定の範囲内で最も壁面に近い測定点における血流速度および血流速度勾配の値を用いることができ、さらに、変曲点bを選択することで、血流速度勾配分布が図3(d)の近似モデルに合う形状となった点における血流速度および血流速度勾配の値を用いることができる。

ステップS7

壁面速度勾配演算部155は、続いて、選択された測定点における血流速度および血流速度勾配の値を用いて壁面速度勾配の推定値を算出する。

10

【 0 0 3 9 】

ここでは、代表的な例として、選択された測定点が一点の場合(a)と二点の場合(b)について図4を用いて説明する。図4では、極値aを境界の一方とし、もう一方の境界を血管中心として、極値aから血管中心までの範囲を所定の範囲とする。ただし、所定の範囲の内側は境界を含むものとする。ここでは、図3(d)と同様に、選択された測定点から血管壁面までの血流速度勾配分布を一次直線で近似した場合について説明する。

【 0 0 4 0 】

測定点が一点の場合が図4(a)であり、選択された測定点から血管壁面までの血流速度勾配分布を1次直線41で近似する場合、図1および図2には図示していないが、Bモード画像など断層画像形成部151で形成した断層画像から血管壁面の位置 y_w を特定する必要がある。その際、血管壁面の位置 y_w の特定方法としては、断層画像形成部151により形成されメモリ16に保存されたBモード画像などの断層画像より自動的に計算されてもよいし、検者が入力部10により指示してもよい。

20

血流速度勾配の定積分が血流速度となることから、測定点 y_0 における血流速度は台形ABCDの面積となり、数式(3)が成立する。

【 0 0 4 1 】

【数3】

$$u_0 = \frac{1}{2} \left(\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_0} + \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \right) y_0 \quad \cdots (3)$$

30

【 0 0 4 2 】

ただし、 u_0 は測定点 y_0 における血流速度、 du/dy は血流速度勾配を表す。

【 0 0 4 3 】

したがって、壁面速度勾配は数式(4)で算出される。

【 0 0 4 4 】

【数4】

$$\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} = \frac{2u_0}{y_0} - \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_0} \quad \cdots (4)$$

40

【 0 0 4 5 】

すなわち、血管壁面近傍の血流速度勾配分布に近似モデル(1次直線)を適用し、血管壁面から選択された測定点までの血流速度勾配分布の定積分が選択された測定点における血流速度と等しくなる関係に基づき、選択された測定点における血流速度および血流速度勾配の値から壁面速度勾配の推定値を算出することができる。

50

【 0 0 4 6 】

また、測定点が二点の場合が図 4 (b) であり、各々の測定点から血管壁面までの血流速度勾配分布を 1 次直線 4 2 で近似する。その際、血管壁面の位置は必ずしも特定しておく必要はない。血管壁面の座標 y_w を未知数として、測定点 y_1 および y_2 における血流速度と血流速度勾配の関係は、台形 A B C D および台形 A B E F より数式 (5) で記述される。

【 0 0 4 7 】

【 数 5 】

$$u_1 = \frac{1}{2} \left(\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_1} + \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \right) (y_1 - y_w) \quad \dots (5)$$

$$u_2 = \frac{1}{2} \left(\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_2} + \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \right) (y_2 - y_w)$$

【 0 0 4 8 】

数式 (5) を連立方程式として解くと、壁面速度勾配 $(du / dy)_{y = y_w}$ は算出される。例えば、測定点 y_1 を極値 a の y 座標、測定点 y_2 を変曲点 b の y 座標として、数式 (5) に代入することで、血管壁面の位置 y_w が不明であっても壁面速度勾配を求めることが可能である。

ステップ S 8

壁面せん断応力演算部 1 5 6 は、壁面速度勾配演算部 1 5 5 から壁面速度勾配の値を受け取った後、壁面せん断応力を算出する。壁面せん断応力 τ は、数式 (6) によって与えられる。

【 0 0 4 9 】

【 数 6 】

$$\tau = \mu \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \quad \dots (6)$$

【 0 0 5 0 】

ここで、 μ は血液の粘性係数である。

ステップ S 9

表示画像形成部 1 5 7 は、断層画像形成部から血管 3 0 の断層画像、ドブラ速度抽出部 1 5 2 からドブラ速度、速度分布演算部 1 5 8 から血管 3 0 の壁面に沿った方向の血流速度分布、速度勾配分布演算部 1 5 3 から血流速度勾配分布、範囲特定演算部 1 5 4 から所定の範囲、壁面速度勾配演算部 1 5 5 から壁面速度勾配の値、壁面せん断応力演算部 1 5 6 から壁面せん断応力の情報を受け取った後、それらの情報の全部または一部を、予め決められた形式や入力部 1 0 から入力される指示に従い、表示画像として形成する。

【 0 0 5 1 】

本実施例の装置構成においては、表示部 1 4 は速度分布演算部 1 5 8 が算出した血流速度分布や速度勾配分布演算部 1 5 3 が算出した血流速度勾配分布を表示し、範囲特定演算部 1 5 4 が算出した所定の範囲を、血流速度分布や血流速度勾配分布に重ねて表示してもよい。例えば、図 5 (a) または (b) に示すように、血管壁面に沿った方向の血流速度分布や血流速度勾配分布に対し、所定の範囲 5 1、5 2 の範囲内または範囲外を色付けす

る、あるいは単に所定の範囲 5 1、5 2 の境界の座標を数値として表示する表示画像を形成する。

【0052】

また、図 6 (a) または (b) に示すように、複数点について算出した壁面速度勾配または壁面せん断応力の空間分布情報を知覚情報として、血管の断層画像 6 1、6 2 と共に検者に提示する。すなわち、断層画像形成部 1 5 1 が形成した検査対象の血管の断層画像と、壁面速度勾配または壁面せん断応力の空間分布情報などの検査対象の診断指標となる情報を重ねて、空間分布図として表示する。

【0053】

その際、知覚情報を、図 6 (a) に示すように壁面せん断応力の大きさを幅で表示してもよいし、図 6 (b) に示すようにカラーバー 6 3 を利用して壁面せん断応力の大きさを色分けして表示してもよい。このように、B モード画像などの血管の断層画像に、血流速度分布および血流速度勾配分布の少なくとも一つに重ねて表示することは、これらの情報の空間分布に対する検者の理解を助ける。

【0054】

また、図 7 に示すように、壁面速度勾配または壁面せん断応力の時系列変化情報 7 1 を、検者に提示してもよい。同図の横軸は時間 (s)、縦軸は壁面せん断応力 (P a) である。特に、時系列変化の情報を心拍信号とともに表示することは、壁面せん断応力の時系列変化と拍動の相関に対する検者の理解を助ける。すなわち、入力部 1 0 から検査対象の心拍信号情報を入力するよう指示し、表示部 1 4 は、検査対象の診断指標となる壁面せん断応力などの情報を入力された心拍信号情報とともに時系列変化で表示する。さらに、壁面せん断応力の空間分布情報や時系列変化情報の統計値、例えば最大値、最小値、平均値、中央値などの少なくとも一つを、検者に提示してもよい。

【実施例 2】

【0055】

実施例 1 においては、検査対象の診断指標となる情報を算出する診断指標演算部として、壁面速度勾配の推定値を用いて壁面せん断応力を算出する壁面せん断応力演算部を備える構成を説明したが、壁面速度勾配は、圧較差による血管弾性測定法の計算にも用いられる。実施例 2 として、検査対象の診断指標となる情報を算出する診断指標演算部として血管弾性演算部を有する超音波撮像装置の実施例を、実施例 1 の超音波撮像装置と異なる点を中心に説明する。計算処理フローではステップ S 8 以降が異なるため、図 2 のステップ S 8、S 9 の代わりにステップ S 1 0、S 1 1 を挿入したフローチャートを図 8 に示す。

ステップ S 1 0

実施例 1 では、壁面速度勾配演算部 1 5 5 の出力を壁面せん断応力演算部 1 5 6 が受け取り、壁面せん断応力を算出した。実施例 2 では、図示を省略するが、壁面せん断応力演算部 1 5 6 に代え血管弾性演算部を備え、血管弾性演算部は、図 1 の壁面速度勾配演算部 1 5 5 の出力を受け取り、血管弾性を算出する。また、算出された血管弾性はメモリ 1 6 に保存される。血管弾性 E は数式 (7) によって与えられる。

【0056】

【数 7】

$$E = \frac{2\mu LR}{h \Delta d} \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \dots (7)$$

【0057】

ただし、R は血管の内径、h は血管の厚さ、L は圧較差算出に用いる 2 点間の距離、Δ d は前記 2 点間の内径差、μ は血液の粘性係数を示す。これらのパラメータは、例えば予め決められた値や、入力部 1 0 から入力される値、もしくはエコー信号から算出される値のいずれを採用してもよい。

ステップ S 1 1

実施例 2 では、表示画像形成部 1 5 7 は、断層画像形成部 1 5 1 から血管 3 0 の断層画像、ドプラ速度抽出部 1 5 2 からドプラ速度、速度分布演算部 1 5 8 から血管 3 0 の壁面に沿った方向の血流速度分布、速度勾配分布演算部 1 5 3 から血流速度勾配分布、範囲特定演算部 1 5 4 から所定の範囲、壁面速度勾配演算部 1 5 5 から壁面速度勾配の値、血管弾性演算部から血管弾性の情報を受け取った後、それらの情報の全部または一部を、予め決められた形式や入力部 1 0 から入力される指示に従い、表示画像として形成する。表示形式の具体例は、図 2 のステップ S 9 に準じる。

【実施例 3】

【0058】

10

実施例 3 は、検査対象の診断指標となる情報を算出する診断指標演算部として血液流量演算部を有する超音波撮像装置の実施例である。実施例 3 の構成を、実施例 1 の超音波撮像装置と異なる点を中心に説明する。本実施例では、図 1 に示した装置構成の壁面せん断応力演算部 1 5 6 に代え流量演算部を備える。流量演算部は壁面速度勾配演算部 1 5 5 の出力を受け取り、血液流量を算出する。具体的には、壁面速度勾配演算部 1 5 5 が算出した壁面速度勾配の値を用いて、流量演算部が血管壁面から測定点 y 1 までの範囲の血流速度分布を前記の近似モデル（2 次曲線）で置換し、置換後の流速分布を積分することにより血液流量を算出する。

【0059】

本実施例の構成によれば、より高精度に血液流量を求めることができる。計算処理フローでは実施例 1 と内容が異なるステップ S 8 以降に関して、図 2 のステップ S 8、S 9 の代わりにステップ S 1 2、S 1 3、S 1 4、S 1 5 を挿入したフローチャートを図 9 に示す。

20

ステップ S 1 2

図示を省略した流量演算部は、壁面速度勾配の数値を受け取った後、血液流量を算出する。まず、壁面速度勾配演算部 1 5 5 が算出した壁面速度勾配の値を用いると、血流速度勾配分布の近似モデルは数式（8）によって与えられる。

【0060】

【数 8】

30

$$\frac{du}{dy} = \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} + y \frac{\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_1} - \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w}}{y_1 - y_w} \quad \dots (8)$$

【0061】

ステップ S 1 3

数式（8）を積分することにより、血流速度分布の近似モデルは数式（9）によって与えられる。

【0062】

【数 9】

40

$$u = y \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} + y^2 \frac{\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_1} - \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w}}{2(y_1 - y_w)} \quad \dots (9)$$

【0063】

ステップ S 1 4

数式（9）を血管断面全体で積分することにより、血液流量が求められる。図 1 0 は実

50

施例 3 の構成で血液流量演算の積分範囲を説明するための図であり、101、103 はモデル化した血流速度分布を積分する領域を、102 は実測した血流速度分布を積分する領域を示す。同図に示すように、モデル化した血流速度分布を積分する領域 101 における血管壁面 A 近傍の血流速度分布の近似モデルを u_A 、モデル化した血流速度分布を積分する領域 103 における血管壁面 B 近傍の血流速度分布の近似モデルを u_B 、実測した血流速度分布を積分する領域 102 における血管中央の実測した血流速度分布を u_C とすると、血液流量は次式で求められる。

【0064】

【数 10】

$$Q = \int_{y_A}^{y_{wA}} u_A dy + \int_{y_{wB}}^{y_B} u_B dy + \int_{y_A}^{y_B} u_C dy \quad \dots (10)$$

10

【0065】

ただし、 y_{wA} は血管壁面 A の座標、 y_{wB} は血管壁面 B の座標、 y_A は血管壁面 A 近傍の測定点、 y_B は血管壁面 B 近傍の測定点をそれぞれ示す。

ステップ S15

実施例 3 では、表示画像形成部 157 は、断層画像形成部 151 から血管 30 の断層画像、ドプラ速度抽出部 152 からドプラ速度、速度分布演算部 158 から血管 30 の壁面に沿った方向の血流速度分布、速度勾配分布演算部 153 から血流速度勾配分布、範囲特定演算部 154 から所定の範囲、壁面速度勾配演算部 155 から壁面速度勾配の値、血液流量演算部から血液流量の情報を受け取った後、それらの情報の全部または一部を、予め決められた形式や入力部 10 から入力される指示に従い、表示画像として形成する。表示形式の具体例は、ステップ S9 に準じる。

20

【0066】

本発明の超音波撮像装置は、上記の実施例に限定されず、適宜要素の追加、削除などが可能である。例えば、各実施例は検査対象の診断指標となる情報を算出する診断指標演算部として、それぞれ壁面せん断応力演算部、血管弾性演算部、あるいは血液流量演算部を備えていたが、これらの二つ、あるいは三つを組み合わせる構成とすることも可能である。また、実施例 1 は動脈硬化の早期診断を例に説明したが、これは本発明の適用対象を動脈に限定するものではなく、下肢静脈などの静脈における血流速度勾配測定にも適用することが可能である。下肢静脈は、血栓や静脈瘤の生じやすい部位であり、これらの診断にも本発明を適用してもよい。

30

【符号の説明】

【0067】

- 1 装置本体
- 2 超音波探触子
- 3 生体
- 10 入力部
- 11 制御部
- 12 発信部
- 13 受信部
- 14 表示部
- 15 信号処理部
- 16 メモリ
- 30 血管
- 41、42 一次直線
- 51、52 所定の範囲
- 61、62 血管の断層画像
- 63 カラーバー

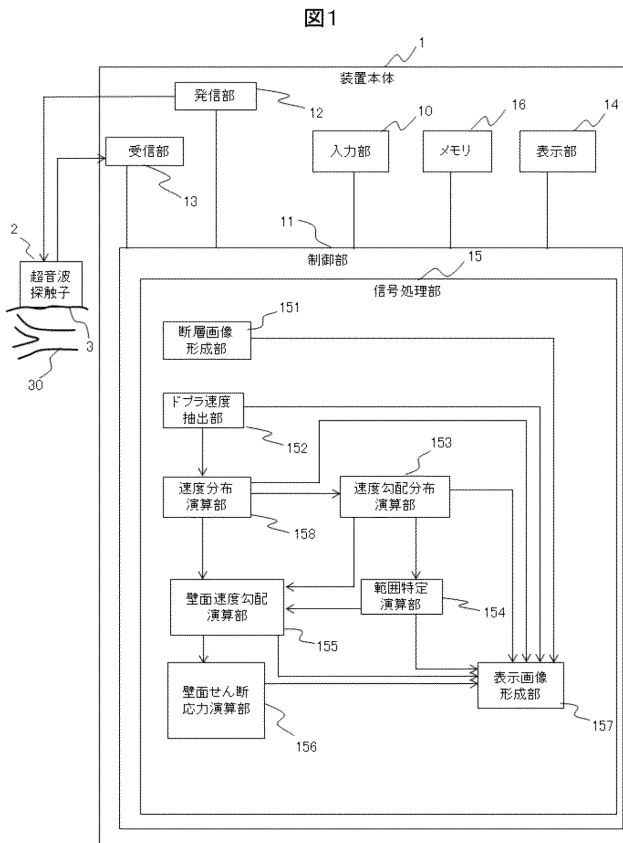
40

50

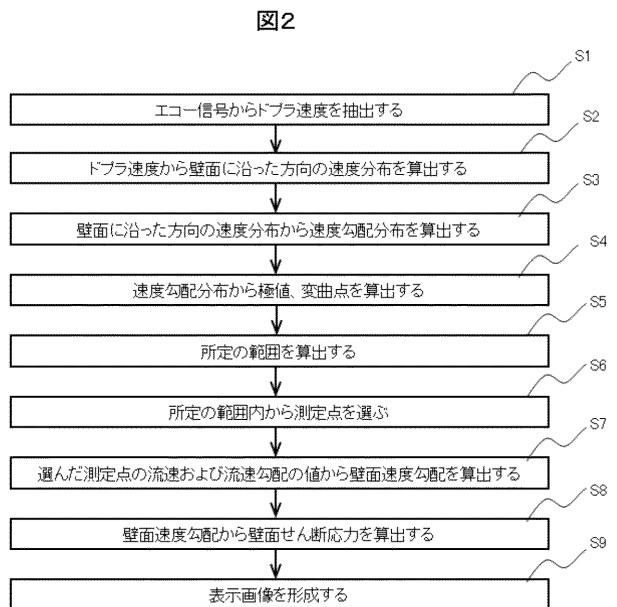
- 7 1 時系列変化情報
- 1 0 1、1 0 3 モデル化した血流速度分布を積分する領域
- 1 0 2 実測した血流速度分布を積分する領域
- 1 5 1 断層画像形成部
- 1 5 2 ドプラ速度抽出部
- 1 5 3 速度勾配分布演算部
- 1 5 4 範囲特定演算部
- 1 5 5 壁面速度勾配演算部
- 1 5 6 壁面せん断応力演算部
- 1 5 7 表示画像形成部
- 1 5 8 速度分布演算部

10

【図 1】

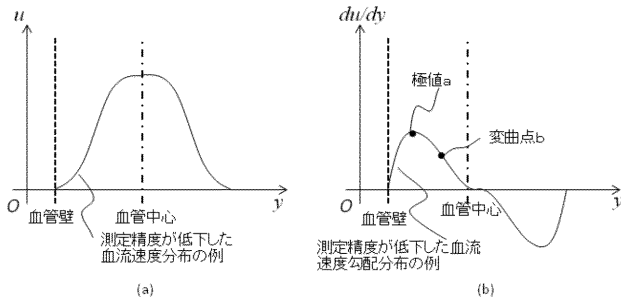


【図 2】



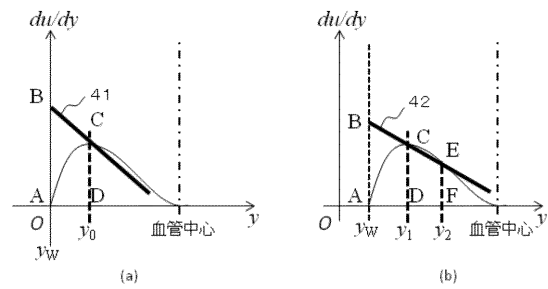
【図 3】

図3



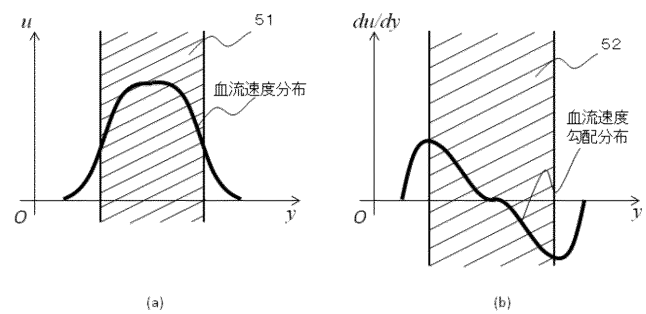
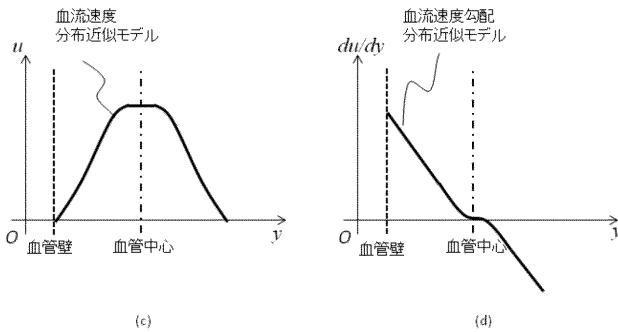
【図 4】

図4



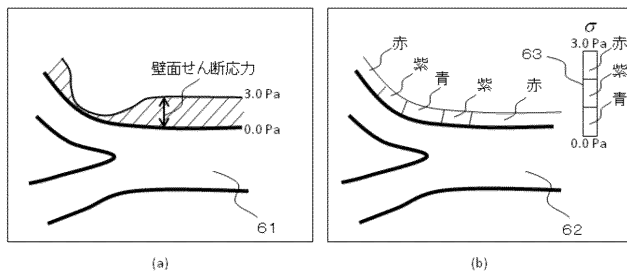
【図 5】

図5



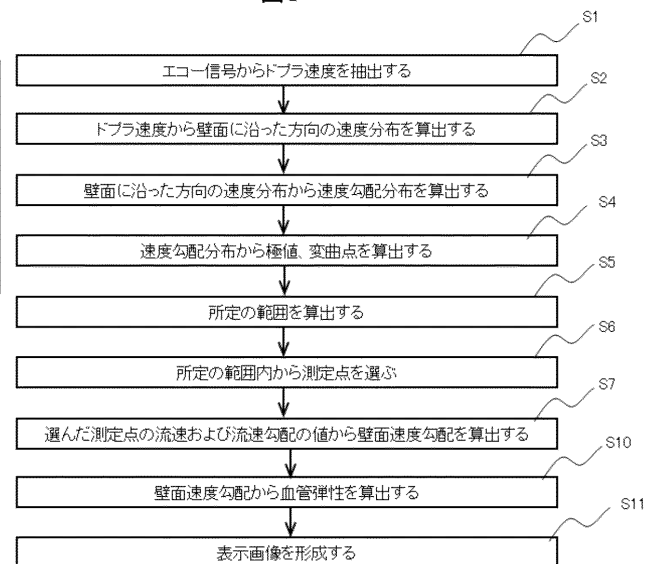
【図 6】

図6



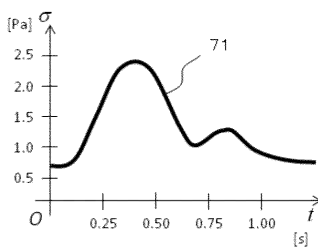
【図 8】

図8

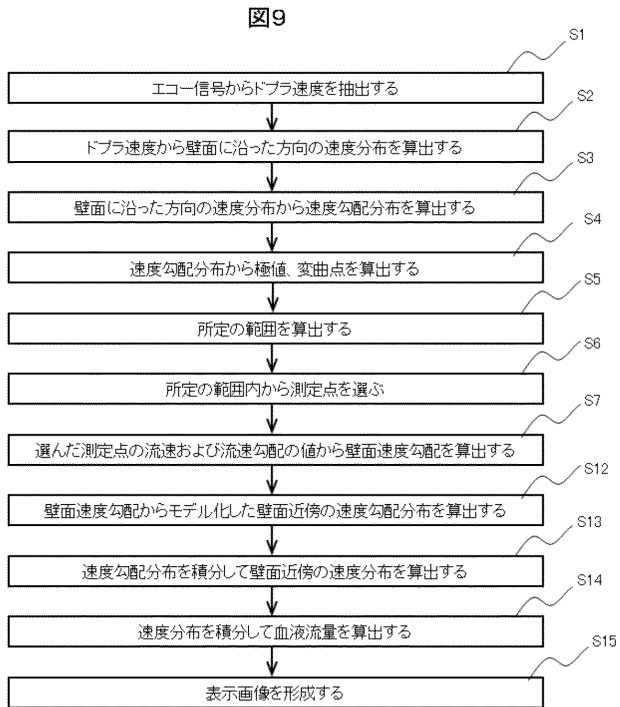


【図 7】

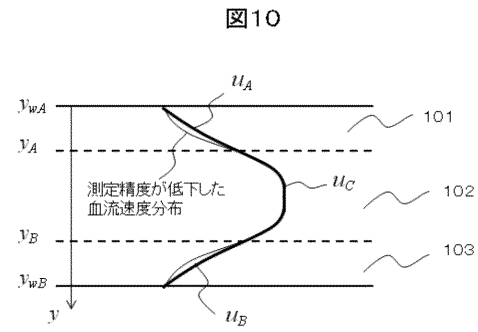
図7



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 坂下 肇

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

(72)発明者 関 佳徳

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 DD04 DD14 DE03 EE09 JB46 KK02 KK24 KK36

专利名称(译)	超声成像设备及其计算方法		
公开(公告)号	JP2018011634A	公开(公告)日	2018-01-25
申请号	JP2016141217	申请日	2016-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	清水一力 田中智彦 岡田孝 坂下肇 関佳徳		
发明人	清水 一力 田中 智彦 岡田 孝 坂下 肇 関 佳徳		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5269 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/JB46 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK36		
其他公开文献	JP2018011634A5 JP6668191B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种技术，用于在各种血流条件下高度准确地估计血管壁表面附近的血流速度梯度。一种超声波成像装置及其运算方法，用于根据由检查对象反射的回波信号计算待检查血管壁面上的血流速度梯度的估计值，根据从血管中心到血管中心的径向方向上的多个测量点，沿着血管壁表面的方向的血流速度计算血流速度梯度分布，并计算计算出的血流速度梯度分布中的预定范围，根据计算出的预定范围内的测量点处的血流速度和血流速度梯度的值，计算血管壁表面上的血流速度梯度的估计值。点域1

