

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年1月25日(25.01.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/016233 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/06 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/021781

(22) 国際出願日: 2017年6月13日(13.06.2017)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

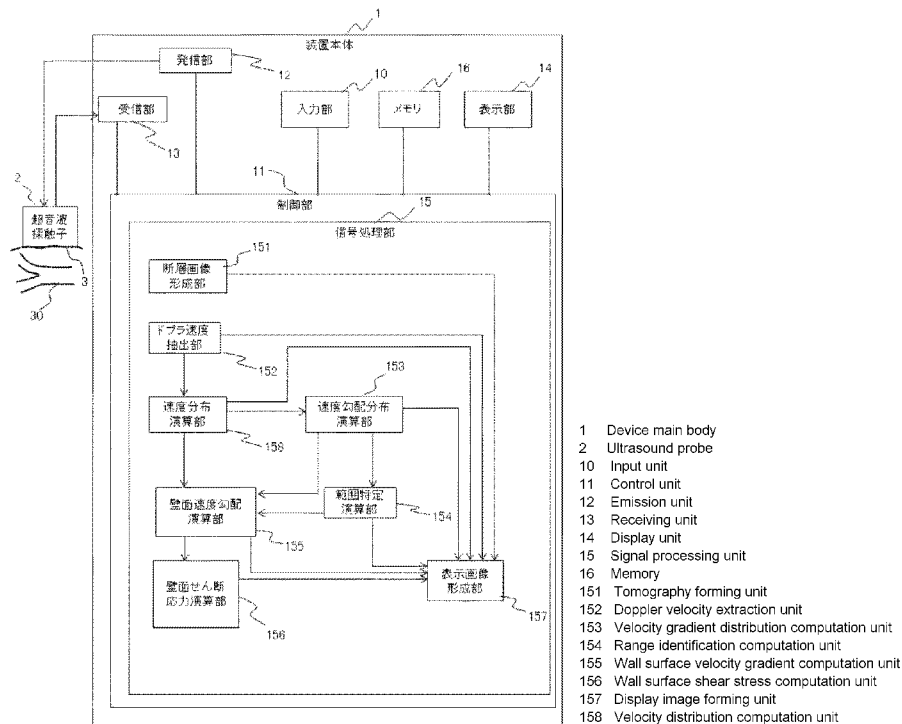
(30) 優先権データ:
特願 2016-141217 2016年7月19日(19.07.2016) JP

(71) 出願人: 株式会社日立製作所(HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内
一丁目6番6号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 清水 一 力 (SHIMIZU Motochika);
〒1008280 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 Tokyo (JP). 田中 智彦(TANAKA Tomohiko); 〒1008280 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 Tokyo (JP). 岡田 孝(OKADA Takashi); 〒1008280 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 Tokyo (JP). 坂下 肇(SAKASHITA Hajime); 〒1008280 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 Tokyo (JP). 関 佳徳(SEKI Yoshinori); 〒1008280 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 Tokyo (JP).

(54) Title: ULTRASOUND IMAGE CAPTURE DEVICE AND COMPUTATION METHOD THEREOF

(54) 発明の名称: 超音波撮像装置およびその演算方法



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide a technology which estimates with high precision a blood flow velocity gradient in the vicinity of a blood vessel wall surface under a variety of blood flow conditions. Provided are an ultrasound image capture device and computation method thereof which, from an echo signal which an examination subject reflects, compute an estimated value of a blood flow velocity gradient in a wall surface within a blood vessel of the examination subject. With said ultrasound image capture device and computation method thereof: a blood flow velocity



(74) 代理人: ポレール特許業務法人 (POLAIRE I.P.C.); 〒1030025 東京都中央区日本橋茅場町二丁目13番11号 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

gradient distribution is computed from a blood flow velocity which is computed from an echo signal and at a plurality of measurement points which are taken in the radial direction from the blood vessel wall surface to the blood vessel center and which is in a direction in line with a blood vessel wall surface; a prescribed range is computed with respect to the computed blood flow velocity gradient distribution; and an estimated value of a blood flow velocity gradient in the blood vessel wall surface is computed from the blood flow velocity and the blood flow velocity gradient at the measurement points within the computed prescribed range.

(57) 要約: 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。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。

明 細 書

発明の名称：超音波撮像装置およびその演算方法

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

[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、超音波ドプ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] 超音波ドプラ法では、ドプ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

t 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。

先行技術文献

非特許文献

- [0006] 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、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。

[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。

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。

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。

[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

[0014] 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。

[0015] 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10、制御部11、超音波信号を発信する発信部12、エコー信号を受信する受信部13、表示部14、信号処理部15、およびメモリ16を備えている。

[0016] 超音波探触子2は、被検者の生体3に接し、発信部12で生成された信号に従い、生体3内の血管30に対し超音波を照射し、受信部13は血管30

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。

[0017] 装置本体 1 の各構成要素の機能を説明する。入力部 10 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 11 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。

[0018] 制御部 11 は、入力部 10 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 12、受信部 13、表示部 14 および信号処理部 15 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。

[0019] 発信部 12 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 13 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 10 MHz から 50 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 13 の代わりに信号処理部 15 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 15 が行う。また、受信部 13 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。

[0020] 次に、信号処理部 15 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 15 は、主要な要素として、断層画像形成部 151、ドプラ速度抽出部 152、

速度分布演算部 158、速度勾配分布演算部 153、範囲特定演算部 154、壁面速度勾配演算部 155、壁面せん断応力演算部 156、表示画像形成部 157 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。

[0021] 断層画像形成部 151 は、受信部 13 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。ドプラ速度抽出部 152 は、受信部 13 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、ドプラ速度という）を抽出する。その際、ドプラ速度は、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。

[0022] 速度分布演算部 158 は、ドプラ速度抽出部 152 の出力したドプラ速度に対し、血管 30 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 30 の壁面に沿った方向の血流速度を指す）を算出し、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。

[0023] 速度勾配分布演算部 153 は、速度分布演算部 158 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 154 は、速度勾配分布演算部 153 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。

[0024] 壁面速度勾配演算部 155 は、範囲特定演算部 154 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。

[0025] 壁面せん断応力演算部 156 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 156 は、壁面速度勾配演算部 155 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 10 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 157 は、スキャンコンバーターを備え、表示部 14 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 151 で形成した断層画像や、ドプラ速度抽出部 152 で抽出したドプラ速度、速度分布演算部 158 で算出した血流速度分布、速度勾配分布演算部 153 で算出した血流速度勾配分布、範囲特定演算部 154 で算出した所定の範囲、壁面速度勾配演算部 155 で算出した壁面速度勾配、壁面せん断応力演算部 156 で算出した壁面せん断応力などの情報である。

[0026] なお、信号処理部 15 の構成要素の一部又は全部の機能は、制御部 11 を構成するものと同じの CPU、あるいは異なる CPU で実行するソフトウェアで実現する他、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や FPGA (Field-Programmable Gate Array)、GPU (Graphics Processing Unit) 等のハードウェアで実現してもよい。

[0027] メモリ 16 は、エコー信号、信号処理部 15 での演算に必要な情報（検者が入力部 10 により指示した情報等）や信号処理部 15 の処理結果（断層画像、ドプラ速度、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。

[0028] 以上説明した装置の構成を踏まえ、信号処理部 15 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 S1〉

ドプラ速度抽出部 152 は、受信部 13 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、カラードプラ法を用いてエコー信号からドプラ速度を抽出する。その際、パルス波ドプラ法などの血流速度測定方式を用いてもよい。また、抽出したドプ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S2〉

速度分布演算部158は、ドプラ速度成分抽出部により抽出されたドプラ速度を受け取った後、血管30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プラ速度から速度ベクトルを算出するベクトルドプ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30の壁面に沿った方向の速度成分を求める。なお、血管壁面に沿った方向の血流速度を求める方法は、ベクトルドプラ法に限らず、例えば、抽出されたドプラ速度に、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S3〉

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。

〈ステップS4〉

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。

[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] [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。

[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-P

oiseuille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。

[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。

[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。

〈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过对向する血管壁面までにおいて定義されてもよい。

〈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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。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。

[0041] [数3]

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

[0042] 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。

[0043] したがって、壁面速度勾配は数式（4）で算出される。

[0044] [数4]

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

[0045] 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。

[0046] 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42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。

[0047] [数5]

$$\begin{aligned} u_1 &= \frac{1}{2} \left(\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_1} + \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \right) (y_1 - y_w) \\ u_2 &= \frac{1}{2} \left(\left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_2} + \left(\frac{du}{dy} \right)_{y=y_w} \right) (y_2 - y_w) \end{aligned} \quad \dots (5)$$

[0048] 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S8〉

壁面せん断応力演算部156は、壁面速度勾配演算部155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。

[0049] [数6]

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

[0050] ここで、 μ は血液の粘性係数である。

〈ステップS9〉

表示画像形成部157は、断層画像形成部から血管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、壁面せん断応力演算部156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10から入力される指示に従い、表示画像として形成する。

[0051] 本実施例の装置構成においては、表示部14は速度分布演算部158が算出した血流速度分布や速度勾配分布演算部153が算出した血流速度勾配分布を表示し、範囲特定演算部154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51、52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51、52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61、62と共に検者に提示する。すなわち、断層画像形成部151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63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 71 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 (Pa) 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 10 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 14 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 S8 以降が異なるため、図 2 のステップ S8、S9 の代わりにステップ S10、S11 を挿入したフローチャートを図 8 に示す。

〈ステップ S10〉

実施例 1 では、壁面速度勾配演算部 155 の出力を壁面せん断応力演算部 156 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 156 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 155 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 16 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、 Δd 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10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S11〉

実施例2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、図2のステップS9に準じる。

実施例 3

[0058] 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156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155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155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y1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。

〈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]

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

[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]

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

[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、1 0 1、1 0 3 はモデル化した血流速度分布を積分する領域を、1 0 2 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 1 0 1 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 1 0

3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]

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

[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。

[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。

符号の説明

- [0067] 1 装置本体
- 2 超音波探触子
 - 3 生体
 - 1 0 入力部
 - 1 1 制御部
 - 1 2 発信部
 - 1 3 受信部
 - 1 4 表示部
 - 1 5 信号処理部
 - 1 6 メモリ
 - 3 0 血管
 - 4 1、4 2 一次直線
 - 5 1、5 2 所定の範囲
 - 6 1、6 2 血管の断層画像
 - 6 3 カラーバー
 - 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

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。
- [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。
- [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。

[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。

[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。

[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。

[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。

[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。

[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。

[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。

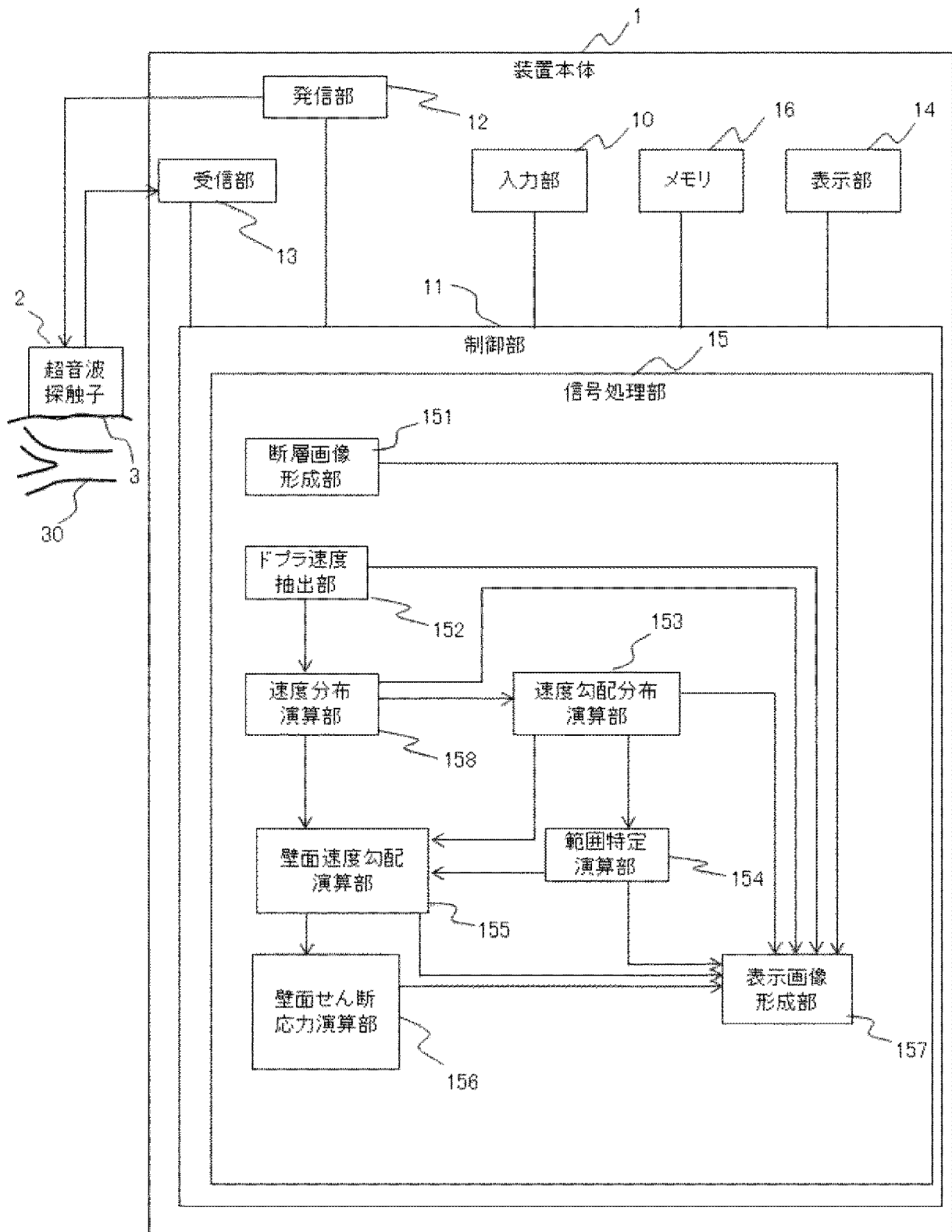
[請求項16]

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。

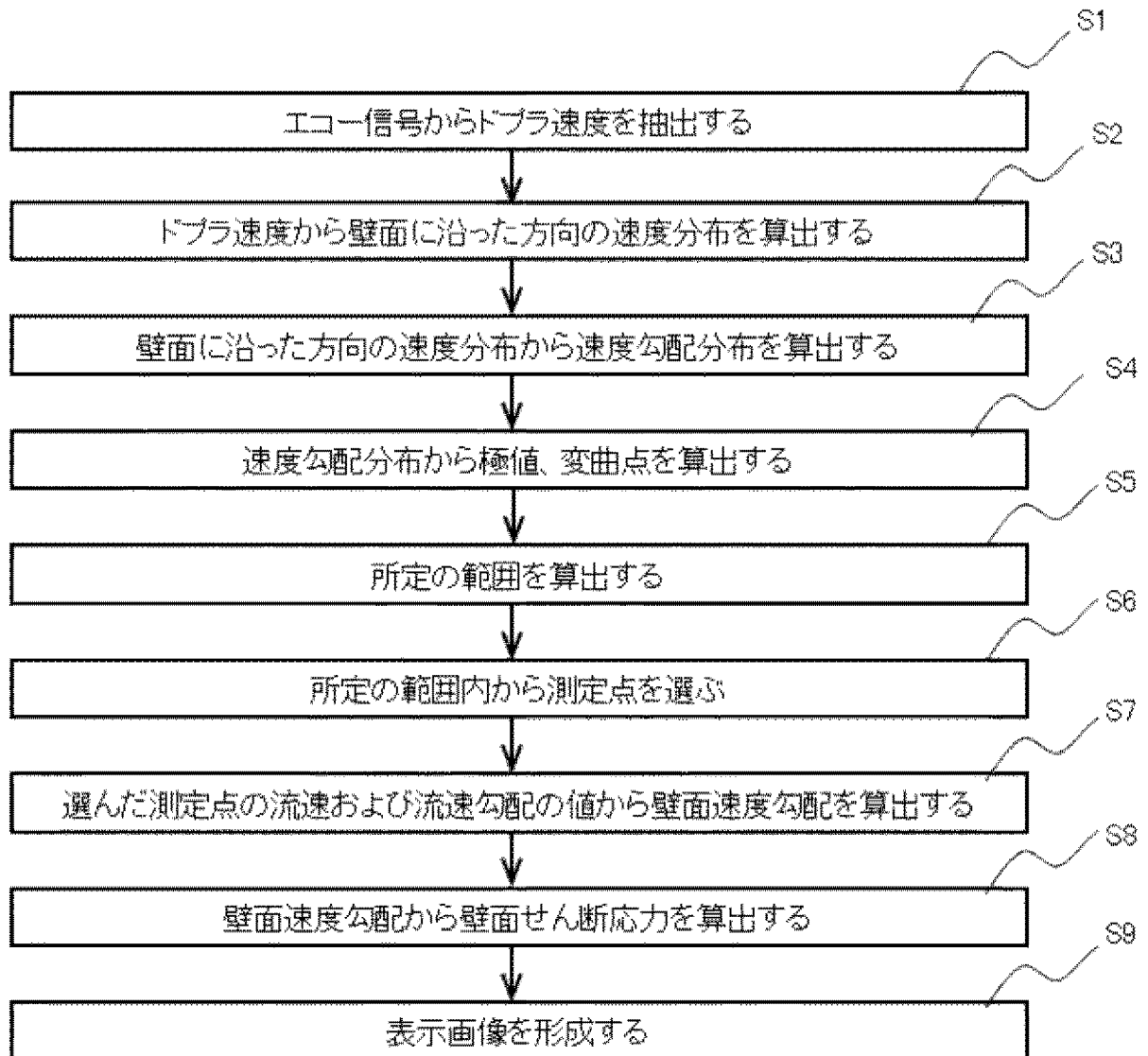
[図1]

図1



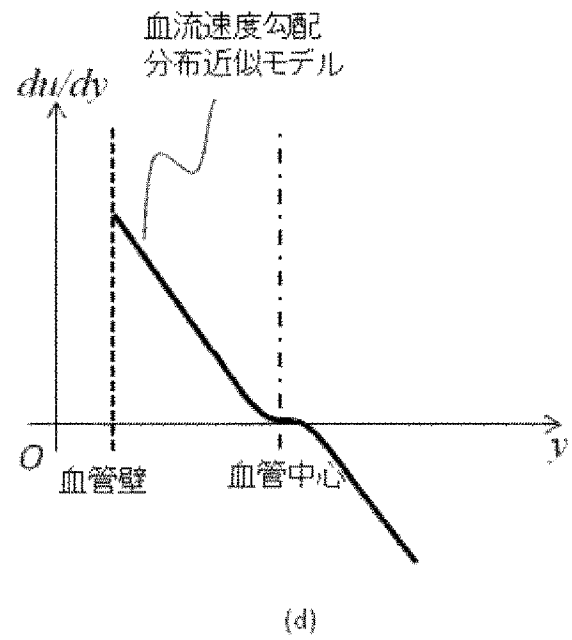
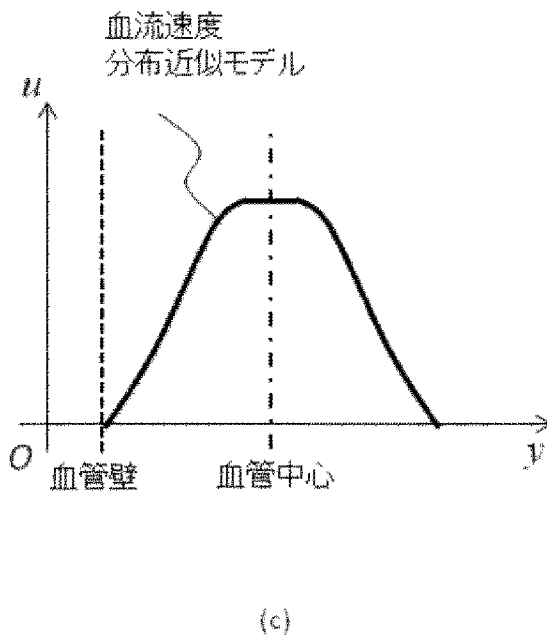
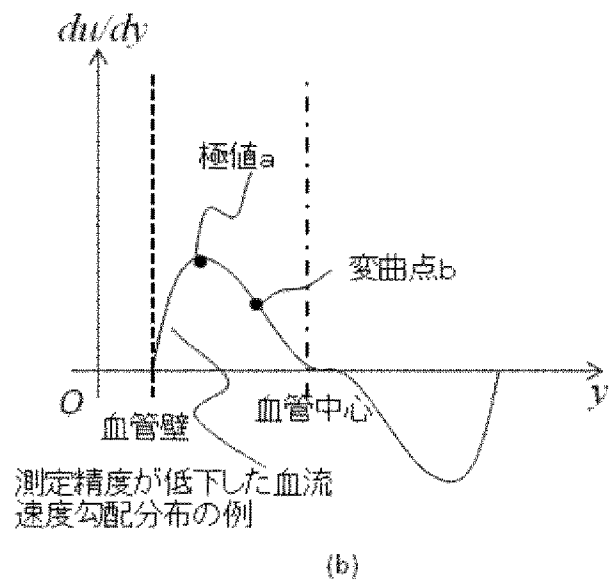
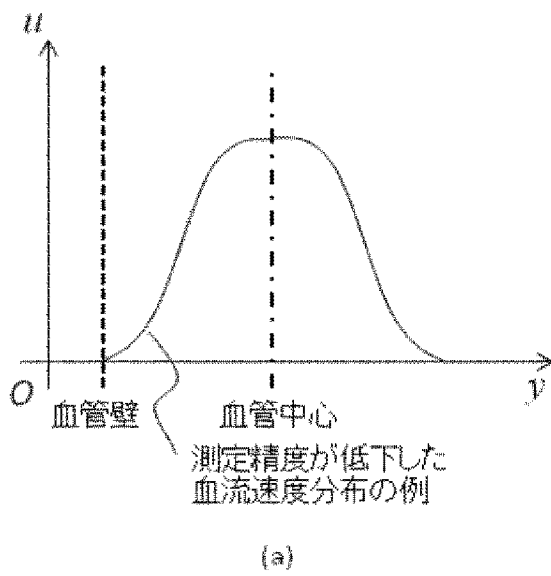
[図2]

図2



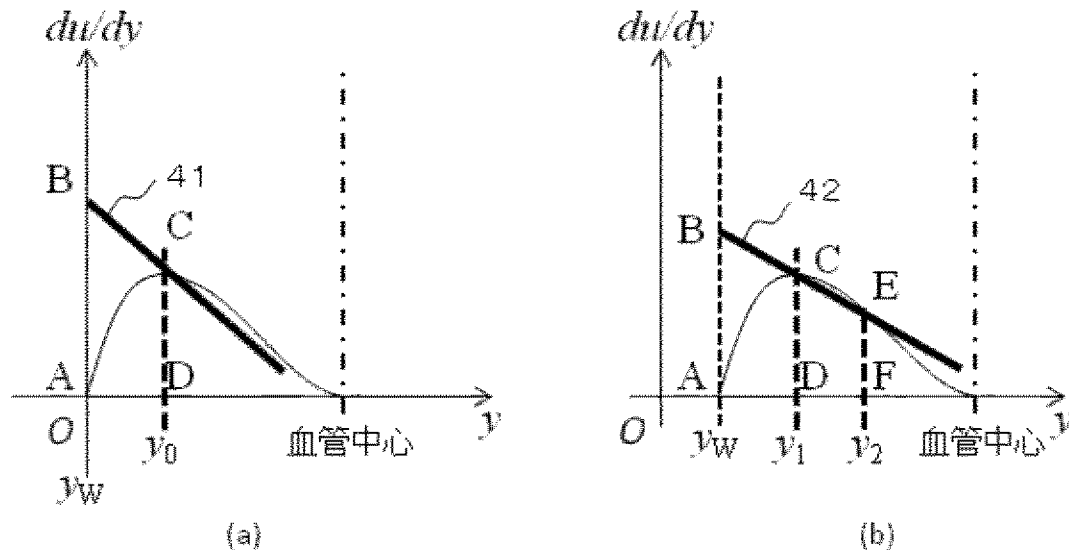
[図3]

図3



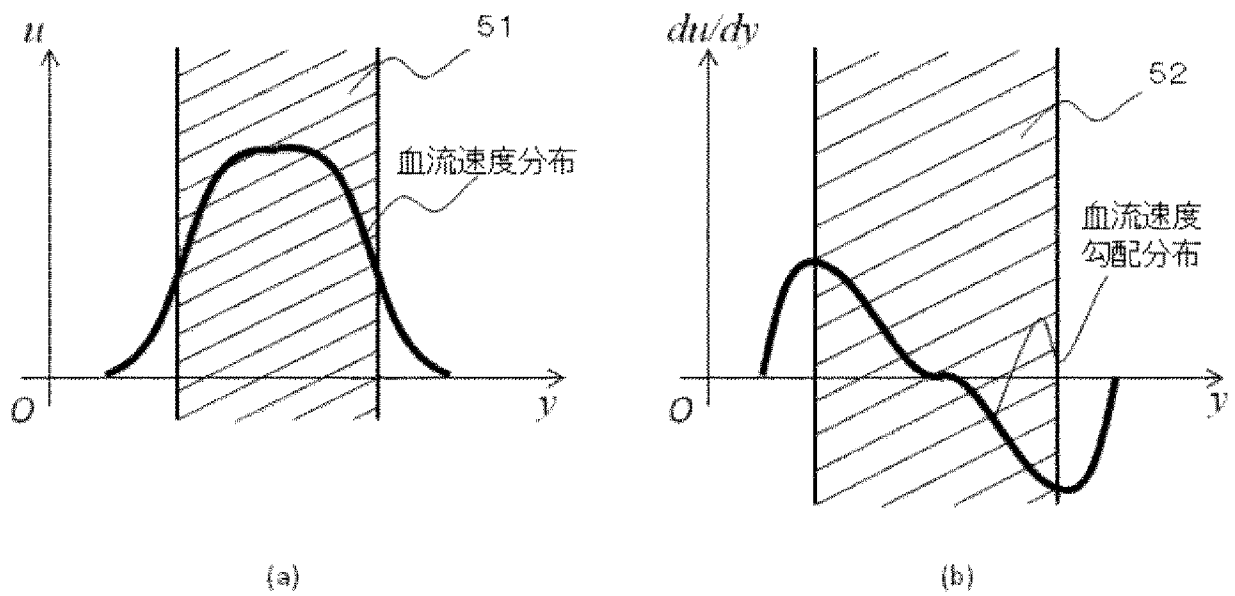
[图4]

图4



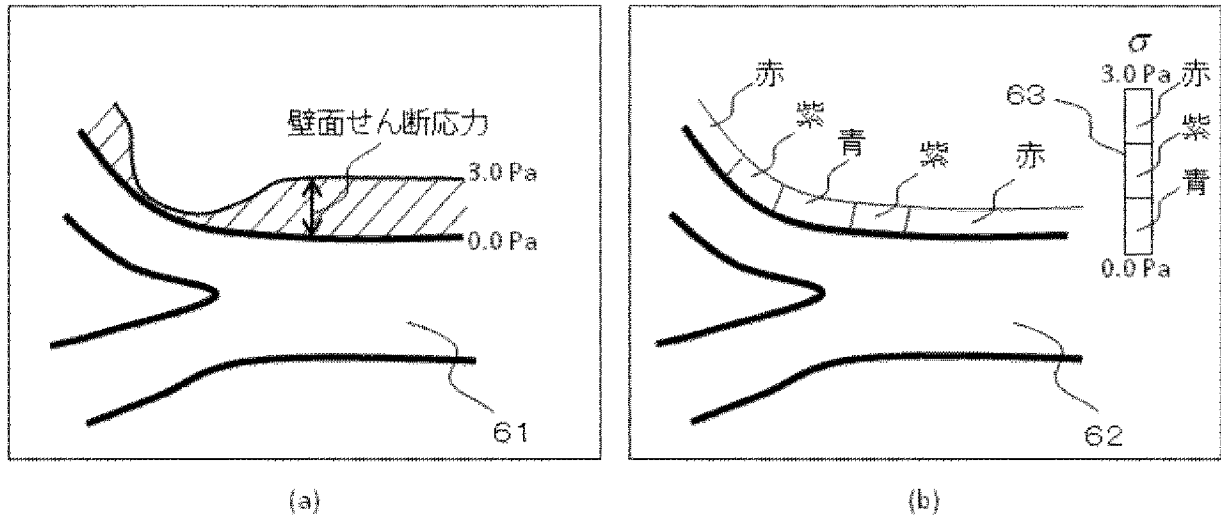
[图5]

图5



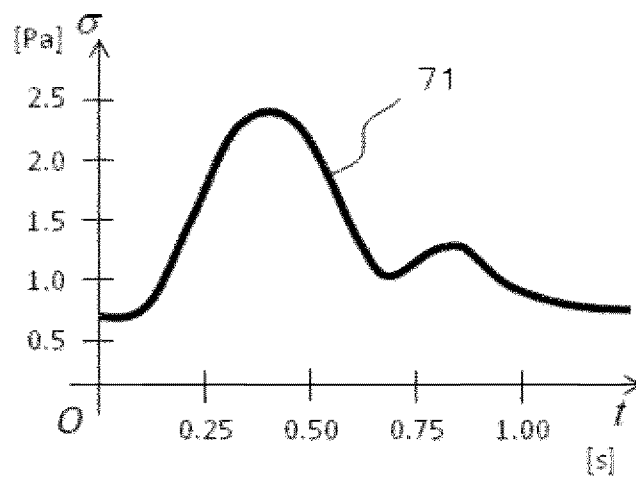
[図6]

図6



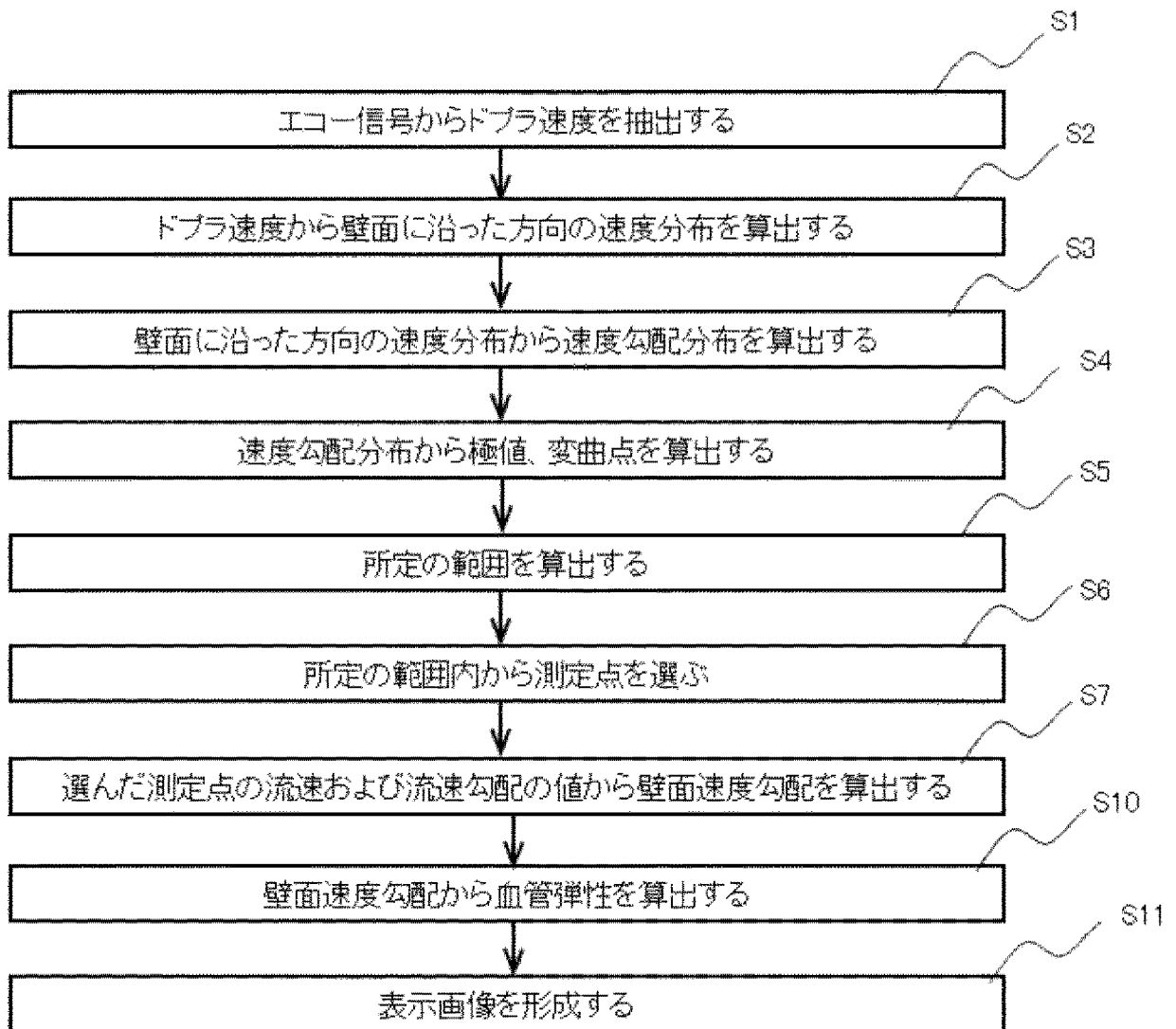
[図7]

図7



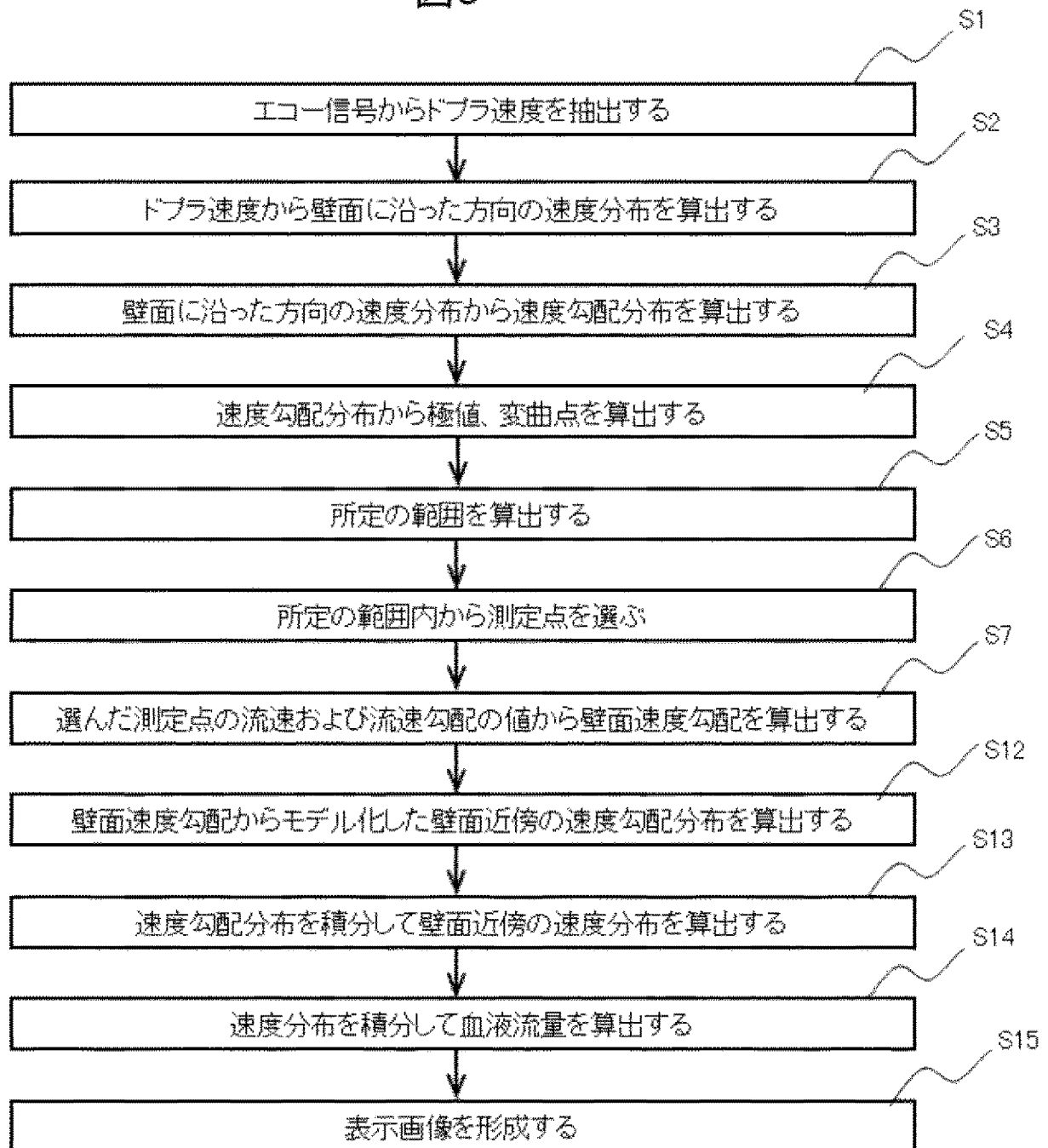
[図8]

図8



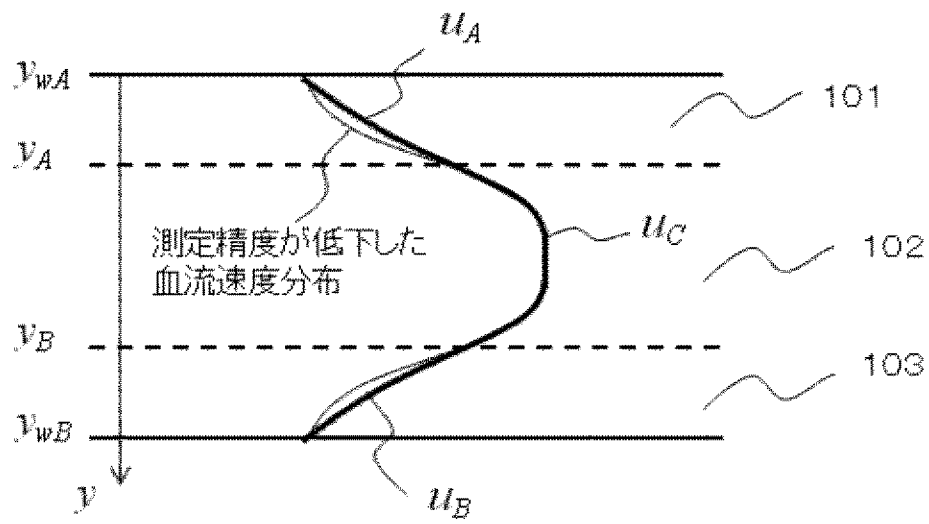
[図9]

図9



[図10]

図10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/021781

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/06(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-62358 A (Tohoku University), 31 March 2011 (31.03.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2010-42283 A (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 25 February 2010 (25.02.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
A	JP 2013-132437 A (Seiko Epson Corp.), 08 July 2013 (08.07.2013), entire text; all drawings & US 2013/0165780 A1	1-16

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 August 2017 (18.08.17)

Date of mailing of the international search report
29 August 2017 (29.08.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B8/06

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-62358 A（国立大学法人東北大学）2011.03.31, 全文全図（ファミリーなし）	1-16
A	JP 2010-42283 A（独立行政法人産業技術総合研究所） 2010.02.25, 全文全図（ファミリーなし）	1-16
A	JP 2013-132437 A（セイコーエプソン株式会社）2013.07.08, 全文全図 & US 2013/0165780 A1	1-16

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

18.08.2017

国際調査報告の発送日

29.08.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

森口 正治

2U

9403

電話番号 03-3581-1101 内線 3292