

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5958806号
(P5958806)

(45) 発行日 平成28年8月2日(2016.8.2)

(24) 登録日 平成28年7月1日(2016.7.1)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-116544 (P2012-116544)	(73) 特許権者	504157024
(22) 出願日	平成24年5月22日 (2012.5.22)		国立大学法人東北大学
(65) 公開番号	特開2013-240517 (P2013-240517A)		宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
(43) 公開日	平成25年12月5日 (2013.12.5)	(74) 代理人	100095359
審査請求日	平成27年5月12日 (2015.5.12)		弁理士 須田 篤
		(74) 代理人	100143834
			弁理士 楠 修二
		(72) 発明者	早瀬 敏幸
			宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
			国立大学法人東北大学内
		(72) 発明者	船本 健一
			宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
			国立大学法人東北大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および血流量推定プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管の分岐部の血流量を推定する超音波診断装置であって、
前記分岐部の上流側の血管および前記分岐部の下流側の少なくとも一つの分岐血管に対して、超音波信号を送信し、そのエコーを受信する超音波計測手段と、
前記超音波計測手段で受信した各エコーに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の形状情報と血流速度情報とを求める計測処理手段と、
前記計測処理手段で求めた各形状情報と各血流速度情報とに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるシミュレーション手段と、
前記シミュレーション手段で得られた前記血流速度分布と前記圧力分布とを表示する表示手段とを有し、
前記シミュレーション手段は、
境界条件として前記上流側の血管に流入する血流量および血流速度分布形状と、前記下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流境界条件による血流速度分布形状とを与えて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求め、それらから前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度情報を求める数値計算手段と、
前記数値計算手段で求められた各血流速度情報と前記計測処理手段で取得した各血流速度情報との誤差が小さくなるよう、前記数値計算手段を1回または複数回繰り返して前記

境界条件を調整する境界条件調整手段とを有し、

前記境界条件調整手段で得られた前記境界条件に基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるよう構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記血管は分岐部で 2 つに分岐しており、

前記境界条件調整手段は、以下の式に基づいて、前記下流側の分岐血管から流出する血流量を調整することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【数 1】

$$u_e = u_{e-1} + \beta u_{e-1} \left(r \frac{q_0}{q_1} - 1 \right) \frac{q_1 + q_2}{q_0}$$

10

ここで、 u_e ：分岐血管の下流端の計算格子点での血流速、 u_{e-1} ：分岐血管の下流側の 1 つ上流側での血流速、 β ：緩和係数、 r ：分流比 (q_1 / q_0 の目標値)、 q_0 ：分岐部の上流側の血管の血流量、 q_1 ：分岐血管の血流量、 q_2 ：分岐部の下流側のもう一方の血管の血流量である。

【請求項 3】

前記境界条件調整手段は、前記上流側の血管に対して最適化手法を適用することにより、前記上流側の血管に流入する血流量を求め、前記下流側の分岐血管に対して最適化手法を適用することにより、前記下流側の分岐血管に流入する血流量の割合を示す分流比を求め、求められた分流比に基づいて前記下流側の分岐血管から流出する血流量を求めることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

血管の分岐部の血流量を推定する血流量推定プログラムであって、コンピュータを、

前記分岐部の上流側の血管および前記分岐部の下流側の少なくとも一つの分岐血管に対して送信した超音波信号のエコーに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の形状情報と血流速度情報とを求める計測処理手段、

前記計測処理手段で求めた各形状情報と各血流速度情報とに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるシミュレーション手段、

30

前記シミュレーション手段で得られた前記血流速度分布と前記圧力分布とを表示する表示手段として機能させ、

前記シミュレーション手段は、

境界条件として前記上流側の血管に流入する血流量および血流速度分布形状と、前記下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流出境界条件による血流速度分布形状とを与えて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求め、それらから前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度情報を求める数値計算手段と、

40

前記数値計算手段で求められた各血流速度情報と前記計測処理手段で取得した各血流速度情報との誤差が小さくなるよう、前記数値計算手段を 1 回または複数回繰り返して前記境界条件を調整する境界条件調整手段とを有し、

前記境界条件調整手段で得られた前記境界条件に基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるよう構成されていることを

特徴とする血流量推定プログラム。

【請求項 5】

前記血管は分岐部で 2 つに分岐しており、

前記境界条件調整手段は、以下の式に基づいて、前記下流側の分岐血管から流出する血流量を調整することを特徴とする請求項 4 記載の血流量推定プログラム。

50

【数 2】

$$u_e = u_{e-1} + \beta u_{e-1} \left(r \frac{q_0}{q_1} - 1 \right) \frac{q_1 + q_2}{q_0}$$

ここで、 u_e ：分岐血管の下流端の計算格子点での血流速、 u_{e-1} ：分岐血管の下流端の1つ上流側での血流速、 β ：緩和係数、 r ：分流比（ q_1 / q_0 の目標値）、 q_0 ：分岐部の上流側の血管の血流量、 q_1 ：分岐血管の血流量、 q_2 ：分岐部の下流側のもう一方の血管の血流量である。

【請求項 6】

10

前記境界条件調整手段は、前記上流側の血管に対して最適化手法を適用することにより、前記上流側の血管に流入する血流量を求め、前記下流側の分岐血管に対して最適化手法を適用することにより、前記下流側の分岐血管に流入する血流量の割合を示す分流比を求め、求められた分流比に基づいて前記下流側の分岐血管から流出する血流量を求めることを特徴とする請求項 4 または 5 記載の血流量推定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管の分岐部の血流量を推定する超音波診断装置および血流量推定プログラムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

循環器系疾患は、生体内の血液の循環を担う心臓と血管に関わる疾患であり、現代の日本人の死因の約 3 割を占めている。このような循環器系疾患の機序の解明とより高度な診療を確立するために、生体内の血流場を正確かつ詳細に把握することが重要であると考えられる。特に、頸動脈の分岐部は動脈硬化の好発部位であるため、分岐部の血流量の正確な計測が実現できれば、動脈硬化の進展や狭窄などの病変の存在を正確に評価することができると考えられる。そこで、従来、非侵襲で生体内の血流場の情報を得るために、頸動脈の分岐部等で、超音波診断装置による計測が行われている。

30

【0003】

従来の超音波診断装置による計測では、血管の形状や血流の 1 方向成分であるドブラ速度を得ることができるが、その情報に基づく血流量や、血管の分岐部での分流比の計測は精度が悪かった。すなわち、従来の超音波診断装置による計測では、得られるドブラ速度を血管軸方向に射影することにより血流速度を推定するが、血管軸方向に対する超音波ビームの入射角度が大きいほど換算過程において生じる誤差が大きくなるという問題があった。また、血管内の血流が複雑な速度分布を有する場合には、計測点の設定により血流量の情報が変わるため、信用性に難点があるという問題もあった。

【0004】

そこで、本発明者等は、血流量や分流比の測定精度を高めるために、超音波計測と数値シミュレーション（例えば、非特許文献 1 参照）とを融合した超音波計測融合シミュレーション（Ultrasonic - Measurement - Integrated simulation）を開発している（例えば、特許文献 1、2、または、非特許文献 2 参照）。

40

【0005】

さらに、本発明者等は、開発した超音波計測融合シミュレーションを利用して、頸動脈血流の臨床データを用いて 2 次元血流解析を行い、血管病態と血行力学パラメータとの間に相関が存在することを示している（例えば、非特許文献 3 参照）。また、血管の分岐部に関して、単純形状の分岐管モデルの定常流に対して超音波計測融合シミュレーションを行い、下流端の抵抗値を調整パラメータとした分岐部の流量推定を行っている（例えば、

50

非特許文献 4 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 4 2 6 9 6 2 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 1 - 6 2 3 5 8 号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】早瀬敏幸、「有限体積法 (S I M P L E R 法)」、油圧と空気圧、1995 年、Vol.26、No.4、p.407-413

10

【非特許文献 2】船本健一、早瀬敏幸、「医療計測と数値シミュレーションを融合した血管内血流の解析」、可視化情報、2009年7月、Vol.29、No.114、p.20-26

【非特許文献 3】T. Kato, et al., "Evaluation of Wall Shear Stress on Carotid Artery with Ultrasonic-Measurement-Integrated Simulation", Proc. 7th ICFD, 2010年11月, p.542-543

【非特許文献 4】船本健一他、「超音波計測融合シミュレーションによる分岐血管の流量推定」、超音波医学 (日本超音波医学会第83回学術集会プログラム・講演抄録集)、2010年5月、Vol. 37、Supplement、S309

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0008】

非特許文献 4 に記載のように、単純形状の分岐管モデルの定常流に対しては、下流端の抵抗値を調整パラメータとして超音波計測融合シミュレーションを行うことにより、分岐部の流量を正確に推定することができる。しかしながら、頸動脈等の実際の血管の分岐部では、血管が複雑な形状を有しており、また心臓の拍動の影響で血流が非定常流になっている。このため、血流の速度分布に偏りが生じ、時間と共に血流量および分流比が変化するため、非特許文献 4 の方法では、血流量および分流比を正確に推定するのが非常に困難であるという課題があった。

【0009】

本発明は、このような課題に着目してなされたもので、血管の分岐部の非定常流について、血流量および分流比を正確に推定することができる超音波診断装置および血流量推定プログラムを提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、血管の分岐部の血流量を推定する超音波診断装置であって、前記分岐部の上流側の血管および前記分岐部の下流側の少なくとも一つの分岐血管に対して、超音波信号を送信し、そのエコーを受信する超音波計測手段と、前記超音波計測手段で受信した各エコーに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の形状情報と血流速度情報とを求める計測処理手段と、前記計測処理手段で求めた各形状情報と各血流速度情報とに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるシミュレーション手段と、前記シミュレーション手段で得られた前記血流速度分布と前記圧力分布とを表示する表示手段とを有し、前記シミュレーション手段は、境界条件として前記上流側の血管に流入する血流量および血流速度分布形状と、前記下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流出境界条件による血流速度分布形状とを与えて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求め、それらから前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度情報を求める数値計算手段と、前記数値計算手段で求められた各血流速度情報と前記計測処理手段で取得した各血流速度情報との誤差が小さくなるよう、前記数値計算手段を 1 回または複数回繰り返して前記境界条件を調整する境界条件調整手段とを有し、前記境界条件調整手段で得られた前記境界条件に基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐

40

50

血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるよう構成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る血流量推定プログラムは、血管の分岐部の血流量を推定する血流量推定プログラムであって、コンピュータを、前記分岐部の上流側の血管および前記分岐部の下流側の少なくとも一つの分岐血管に対して送信した超音波信号のエコーに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の形状情報と血流速度情報とを求める計測処理手段、前記計測処理手段で求めた各形状情報と各血流速度情報とに基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるシミュレーション手段、前記シミュレーション手段で得られた前記血流速度分布と前記圧力分布とを表示する表示手段として機能させ、前記シミュレーション手段は、境界条件として前記上流側の血管に流入する血流量および血流速度分布形状と、前記下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流境界条件による血流速度分布形状とを与えて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求め、それらから前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度情報を求める数値計算手段と、前記数値計算手段で求められた各血流速度情報と前記計測処理手段で取得した各血流速度情報との誤差が小さくなるよう、前記数値計算手段を1回または複数回繰り返して前記境界条件を調整する境界条件調整手段とを有し、前記境界条件調整手段で得られた前記境界条件に基づいて、前記上流側の血管および前記下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるよう構成されていることを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムは、境界条件調整手段により、数値計算手段で求められた各血流速度情報と計測処理手段で取得した各血流速度情報との誤差が小さくなるよう、境界条件である下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流境界条件による血流速度分布形状を調整することにより、非定常流であっても、血管の分岐部の血流量および分流比を正確に推定することができる。このため、分岐部を有する頸動脈等の血管の動脈硬化や狭窄、その下流側に位置する血管の狭窄や出血といった循環器系疾患の診断において、疾患の重症度に対する高度な診断が可能となる。

20

【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムは、分岐部の上流側の血管および分岐部の下流側の少なくとも一つの分岐血管に対して、超音波信号のエコーを計測し、そのデータに基づいて計測処理手段により血管形状を求め、数値計算手段により、血管形状に対して計算格子を生成して、超音波計測融合シミュレーションを行うよう構成されていることが好ましい。このとき、血流速度情報として、エコー計測で得られるドプラ速度を使用し、超音波計測融合シミュレーションとして、特許文献1および非特許文献2に記載の方法に従って行われることが好ましい。すなわち、(1)式の非圧縮性ナビエ・ストークス方程式と、(2)式の圧力方程式とに基づいて、SIMPLER法などの数値シミュレーション手法を利用して流れ場の速度ベクトルや圧力を求める。また、このとき、ドプラ速度の誤差に比例する(3)式のフィードバック力 f (ベクトル)を与えて計算を行う。

30

【 0 0 1 4 】

40

【数 3】

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = \mu \Delta \mathbf{u} - \nabla p + \mathbf{f} \quad (1)$$

$$\Delta p = -\nabla \cdot (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla \mathbf{f} \quad (2)$$

$$\mathbf{f} = -K_v^* \frac{V_c - V_m}{U} \left(\frac{\rho U^2}{L} \right) \cdot \mathbf{b} \quad (3)$$

10

ここで、 ρ ：密度、 $\mathbf{u}$ ：速度ベクトル、 t ：時間、 μ ：粘度、 p ：圧力、 K_v^* ：フィードバックゲイン、 V_c ：計算によるドブラ速度、 V_m ：計測によるドブラ速度、 U ：代表速度、 L ：代表長さ、 $\mathbf{b}$ ：超音波ビーム方向の単位ベクトル、である。

【0015】

本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムで、表示手段は、シミュレーション手段で求められた各時刻における血流速度分布や圧力分布だけでなく、それらに基づいて求められる各血管に流れる血流量や分流比、超音波信号のエコー計測結果などを表示可能であることが好ましい。また、表示手段は、それらの計測結果等を数値としてだけでなく、より理解しやすいようにグラフまたは画像化して表示可能であることが好ましい。

20

【0016】

また、本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムで、前記血管は分岐部で2つに分岐しており、前記境界条件調整手段は、以下の式に基づいて、前記下流側の分岐血管から流出する血流量を調整することが好ましい。特に、下流側の分岐血管から流出する血流の速度分布形状を、自由流出境界条件を適用して下流端境界の直前の速度分布形状に等しいとして決定したうえで、血流量を調整することが好ましい。この場合、血管の分岐部の非定常流について、血流量および分流比をより正確に推定することができる。

30

【0017】

【数 4】

$$u_e = u_{e-1} + \beta u_{e-1} \left(r \frac{q_0}{q_1} - 1 \right) \frac{q_1 + q_2}{q_0} \quad (4)$$

ここで、 u_e ：分岐血管の下流端の計算格子点での血流速、 u_{e-1} ：分岐血管の下流端の1つ上流側での血流速、 β ：緩和係数、 r ：分流比（ q_1 / q_0 の目標値）、 q_0 ：分岐部の上流側の血管の血流量、 q_1 ：分岐血管の血流量、 q_2 ：分岐部の下流側のもう一方の血管の血流量である。

40

【0018】

また、本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムで、前記境界条件調整手段は、前記上流側の血管に対して最適化手法を適用することにより、前記上流側の血管に流入する血流量を求め、前記下流側の分岐血管に対して最適化手法を適用することにより、前記下流側の分岐血管に流入する血流量の割合を示す分流比を求め、求められた分流比に基づいて前記下流側の分岐血管から流出する血流量を求めることが好ましい。

【0019】

この場合、最適化手法は、計測値と計算値との誤差を最小化するよう、上流側の血管に流入する血流量や、下流側の分岐血管に流入する血流量の割合を示す分流比を求められるものであれば、黄金分割法や不動点反復法など、いかなる手法であってもよい。特に、数

50

値計算手段で求められた各ドブラ速度と計測処理手段で取得した各ドブラ速度との誤差が小さくなるよう、上流側の血管に対しては、最適化手法として(5)式の黄金分割法により血流量 q_0 を求め、下流側の分岐血管に対しては、最適化手法として(6)式の不動点反復法により分流比 r を求めることが好ましい。

【0020】

【数5】

$$\min_{q_0} \frac{1}{N_A} \sum_n |V_c - V_m| \quad (5)$$

10

$$r_{new} = r_{old} + \alpha \frac{1}{N_B} \sum_n (V_c - V_m) \quad (6)$$

ここで、 N_A ：上流側の血管における計算格子点の数、 N_B ：下流側の分岐血管における計算格子点の数、 α ：緩和係数、である。

【0021】

なお、本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムで、血管の分岐部は、2つに限らず3つ以上に分岐していてもよい。3つ以上に分岐している場合、2つに分岐する分岐部が連続的に連なっているものとして、それぞれの分岐部に対して、本発明に係る超音波診断装置および血流量推定プログラムを適用してもよい。本発明に係る超音波診断装置または血流量推定プログラムを実行する方法として、本発明に係る超音波診断方法または血流量推定方法が構成されていてもよい。また、本発明に係る血流量推定プログラムは、CD-ROMやDVD-ROM、ハードディスクなどのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶された形態で提供されてもよい。

20

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、血管の分岐部の非定常流について、血流量および分流比を正確に推定することができる超音波診断装置および血流量推定プログラムを提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の実施の形態の超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の血流量推定プログラムのフローチャートである。

【図3】本発明の実施の形態の超音波診断装置および血流量推定プログラムによる計算結果を示す血流速度の分布図である。

【図4】本発明の実施の形態の超音波診断装置および血流量推定プログラムによる計算結果の(a)血管の上流端の平均流速の時間変化を示すグラフ、(b)分流比の値の時間変化を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

40

【0024】

以下、図面に基づき、本発明の実施の形態について説明する。

図1乃至図4は、本発明の実施の形態の超音波診断装置および血流量推定プログラムを示している。

図1に示すように、超音波診断装置10は、2つの分岐血管に分岐する血管の分岐部の血流量を推定する超音波診断装置10であって、超音波計測手段11と計測処理手段12とシミュレーション手段13と表示手段14とを有している。

【0025】

超音波計測手段11は、被測定者の皮膚に直接当てるプローブ11aを有し、プローブ11aから超音波信号を送信し、そのエコーをプローブ11aで受信するよう構成されて

50

いる。超音波計測手段 1 1 は、分岐部の上流側の血管および分岐部の下流側の一つの分岐血管に対して、超音波エコーを計測可能になっている。

【 0 0 2 6 】

計測処理手段 1 2 およびシミュレーション手段 1 3 は、コンピュータから成っている。計測処理手段 1 2 は、超音波計測手段 1 1 に接続され、超音波計測手段 1 1 で計測したエコーを受信するようになっている。計測処理手段 1 2 は、そのエコーに基づいて、形状情報として血管の形状を求め、血流速度情報としてドブラ速度を求めるよう構成されている。これにより、計測処理手段 1 2 は、超音波計測手段 1 1 により計測を行った分岐部の上流側の血管および分岐部の下流側の一つの分岐血管に対してそれぞれ、血管の形状とドブラ速度とを求めるようになっている。

10

【 0 0 2 7 】

シミュレーション手段 1 3 は、計測処理手段 1 2 で求めた血管の形状とドブラ速度とに基づいて、それぞれ上流側の血管および下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるよう構成されている。シミュレーション手段 1 3 は、計測処理手段 1 2 で求めた血管の形状に対して計算格子を生成して、超音波計測融合シミュレーションを行うようになっている。シミュレーション手段 1 3 は、数値計算手段 1 5 と境界条件調整手段 1 6 とを有している。

【 0 0 2 8 】

数値計算手段 1 5 は、境界条件として上流側の血管に流入する血流量 q_0 および血流速度分布形状と、下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流境界条件による血流速度分布形状とを与え、(1) ~ (3) 式を利用して S I M P L E R 法により、上流側の血管および下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とをそれぞれ求めるようになっている。さらに、数値計算手段 1 5 は、それらの計算結果から、上流側の血管および下流側の分岐血管のドブラ速度を求めるようになっている。

20

【 0 0 2 9 】

境界条件調整手段 1 6 は、数値計算手段 1 5 で求められた各ドブラ速度と、計測処理手段 1 2 で取得した各ドブラ速度との誤差が小さくなるよう、境界条件を調整するようになっている。このとき、上流側の血管に対して (5) 式の黄金分割法を適用し、境界条件である上流側の血管に流入する血流量 q_0 を求めるようになっている。また、下流側の分岐血管に対して (6) 式の不動点反復法を適用し、下流側の分岐血管に流入する血流量の割合を示す分流比 r を求め、求められた分流比 r に基づいて (4) 式により、境界条件である下流側の分岐血管下流端の計算格子点での血流速度 u_e を求めるようになっている。このとき、下流側の分岐血管から流出する血流速度 u_e の分布形状を、自由流境界条件を適用して下流端境界の直前の速度分布形状に等しいとして決定したうえで、血流速度 u_e の大きさを分流比 r に応じて求めるようになっている。このようにして、境界条件調整手段 1 6 は、境界条件を調整しながら、血流量 q_0 および分流比 r が所定の範囲内に収束するまで、数値計算手段 1 5 を 1 回または複数回繰り返すよう構成されている。

30

【 0 0 3 0 】

さらに、シミュレーション手段 1 3 は、境界条件調整手段 1 6 で得られた境界条件に基づいて、最終的な上流側の血管および下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求めるよう構成されている。

40

【 0 0 3 1 】

表示手段 1 4 は、モニタおよびプリンタから成り、シミュレーション手段 1 3 で求められた各時刻における血流速度分布や圧力分布を、数値やグラフ、画像で表示可能になっている。また、表示手段 1 4 は、血流速度分布や圧力分布に基づいて求められる各血管に流れる血流量や分流比、計測処理手段 1 2 で得られた超音波信号のエコー計測結果なども、数値やグラフ、画像で表示可能になっている。

【 0 0 3 2 】

本発明の実施の形態の血流量推定プログラムは、超音波診断装置 1 0 のコンピュータに内蔵されている。本発明の実施の形態の血流量推定プログラムは、図 2 に示すフローに従

50

って、血管の分岐部の血流量を推定するようになっている。すなわち、まず、超音波計測手段 11 で計測された、分岐部の上流側の血管および分岐部の下流側の一つの分岐血管からの超音波信号のエコーに基づいて、計測処理手段 12 により、上流側の血管および下流側の分岐血管の血管形状とドブラ速度とを求める。次に、計測処理手段 12 で求めた血管の形状に対して計算格子を生成して、超音波計測融合シミュレーションを行う。

【0033】

超音波計測融合シミュレーションでは、まず、境界条件として上流側の血管に流入する血流量 q_0 および血流速度分布形状を与え、計測処理手段 12 で求めた上流側の血管の各血管形状と各ドブラ速度とに基づいて、数値計算手段 15 により、上流側の血管の血流速度分布と圧力分布とを求める（ステップ 21）。このとき、求められる血流速度および圧力が、所定の範囲に収束するよう、SIMPLER 法により繰り返し計算を行う（ステップ 22）。さらに、求められた血流速度分布から、上流側の血管のドブラ速度を求める。

10

【0034】

求められたそのドブラ速度と計測処理手段 12 で取得したドブラ速度との誤差が小さくなるよう、境界条件調整手段 16 により、黄金分割法を適用して上流側の血管に流入する血流量 q_0 を更新し、境界条件を調整する（ステップ 23）。このようにして境界条件を調整しながら、血流量 q_0 が所定の範囲内に収束するまで、数値計算手段 15 を 1 回または複数回繰り返す（ステップ 24）。

【0035】

次に、境界条件として下流側の分岐血管から流出する血流量および自由流境界条件による血流速度分布形状を与え、計測処理手段 12 で求めた下流側の分岐血管の各血管形状と各ドブラ速度とに基づいて、数値計算手段 15 により、下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求める（ステップ 25）。このとき、求められる血流速度および圧力が、所定の範囲に収束するよう、SIMPLER 法により繰り返し計算を行う（ステップ 26）。さらに、求められた血流速度分布から、下流側の分岐血管のドブラ速度を求める。

20

【0036】

求められたそのドブラ速度と計測処理手段 12 で取得したドブラ速度との誤差が小さくなるよう、境界条件調整手段 16 により、不動点反復法を適用して下流側の分岐血管に流入する血流量の割合を示す分流比 r を求め、求められた分流比 r に基づいて（4）式により、境界条件である下流側の分岐血管下流端の計算格子点での血流速度 u_e を更新し、境界条件を調整する（ステップ 27）。このようにして境界条件を調整しながら、分流比 r が所定の範囲内に収束するまで、数値計算手段 15 を 1 回または複数回繰り返す（ステップ 28）。最終的に求められた境界条件に基づいて、最終的な上流側の血管および下流側の分岐血管の血流速度分布と圧力分布とを求め、表示手段 14 によりその結果を表示する。

30

【0037】

本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 および血流量推定プログラムは、境界条件調整手段 16 により、数値計算手段 15 で求められた各血流速度情報と計測処理手段 12 で取得した各血流速度情報との誤差が小さくなるよう、境界条件である下流側の分岐血管から流出する血流速度を調整することにより、非定常流であっても、血管の分岐部の血流量および分流比を正確に推定することができる。このため、分岐部を有する頸動脈等の血管の動脈硬化や狭窄、その下流側に位置する血管の狭窄や出血といった循環器系疾患の診断において、疾患の重症度に対する高度な診断が可能となる。

40

【0038】

なお、血管の分岐部が 3 つ以上に分岐している場合、2 つに分岐する分岐部が連続的に連なっているものとして、それぞれの分岐部に対して、本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 および血流量推定プログラムを適用することができる。本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 または血流量推定プログラムを実行する方法として、本発明の実施の形態の超音波診断方法または血流量推定方法が構成されていてもよい。また、本発明の実施の形態の血流量推定プログラムは、CD-ROM や DVD-ROM、ハードディスクなどのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶された形態で提供されてもよい。

50

【実施例 1】

【0039】

本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 および血流量推定プログラムの有効性を示すため、数値実験を行った。まず、基準解として、表 1 に示す条件で血管の分岐部の血流モデルを計算した。表 1 に示すように、基準解では、上流側の血管の上流端の速度分布形状を放物分布とし、時間的には正弦的な振動成分と定常速度成分との和で表されるものと仮定した。また、分流比を 0.5 として、数値計算を行った。この基準解を実際の血流と仮定し、本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 および血流量推定プログラムにより、血管の分岐部の血流量および分流比の推定を行った。

【0040】

【表 1】

設定条件	基準解	本発明のシミュレーション
格子数 $N_x \times N_y$	188×100	188×100
タイムステップ Δt [s]	0.0861	0.0861
黄金分割法の 最大繰り返し回数	—	15
不動点反復法の 最大繰り返し回数	—	10
SIMPLER法の 収束判定値	1.0×10^{-5}	1.0×10^{-2}
緩和係数 (α, β)	—	(0.1, 0.14)
分流比	既知 (0.5)	未知 (初期分流比 : 0.2)
上流速度変化	$u_{ave} = u_{ave0} + \Delta u_{ave} \cdot \sin \omega \tau$ $u_{ave0} = 2.5$ $\Delta u_{ave} = 2.0$ $\omega = 2\pi [1/s]$	未知
上流速度分布	放物分布	一様分布

【0041】

本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 および血流量推定プログラムでは、表 1 に示すように、上流側の血管の上流端の速度分布形状を一様流と仮定し、血流量および分流比を未知として計算を行った。その計算領域および計算結果を、図 3 に示す。図 3 中の A の領域が上流側の血管に設定した血流量を推定するために計測結果と計算結果とを比較する領域、B の領域が下流側の分岐血管に設定した分流比を推定するために計測結果と計算結果とを比較する領域である。また、このときの上流側の血管の上流端の平均流速 u_{ave} および分流比 r の値の時間変化を、図 4 に示す。

【0042】

図 4 に示すように、超音波計測融合シミュレーションにおけるフィードバックゲインを $K_v^* = 200$ としたときに、平均流速および分流比ともに基準解に収束していることが確認された。このことから、本発明の実施の形態の超音波診断装置 10 および血流量推定プログラムは、(3) 式のフィードバックを組み入れることにより、非定常流であっても、血管の分岐部の血流量および分流比を正確に推定することができるといえる。

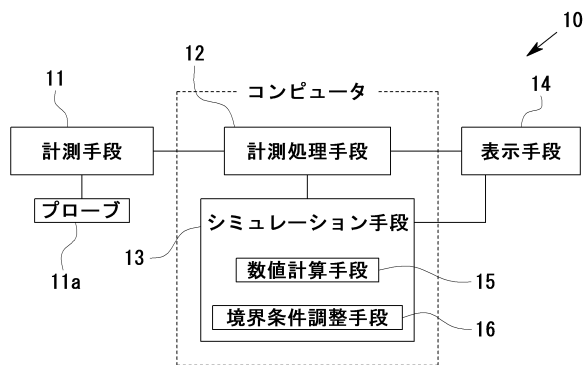
【符号の説明】

【 0 0 4 3 】

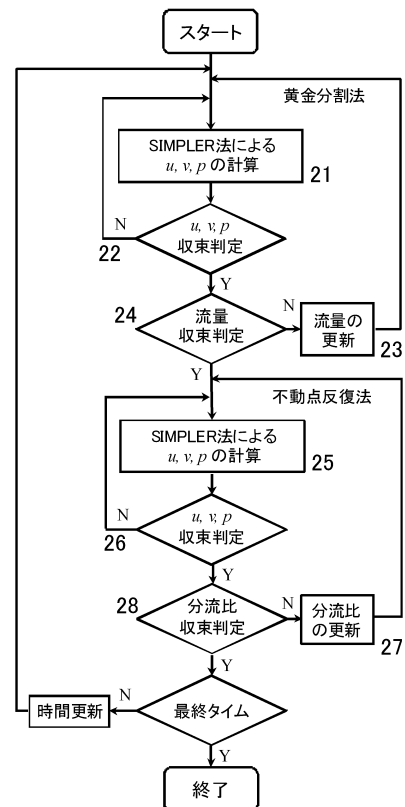
- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 超音波計測手段
 - 1 1 a プローブ
- 1 2 計測処理手段
- 1 3 シミュレーション手段
 - 1 5 数値計算手段
 - 1 6 境界条件調整手段
- 1 4 表示手段
- 1 5 数値計算手段
- 1 6 境界条件調整手段

10

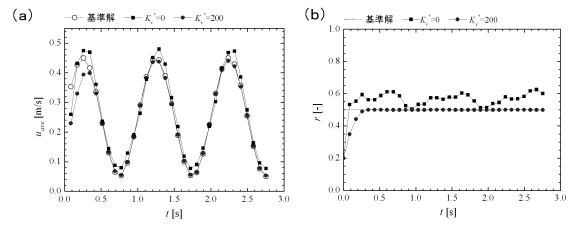
【図 1】



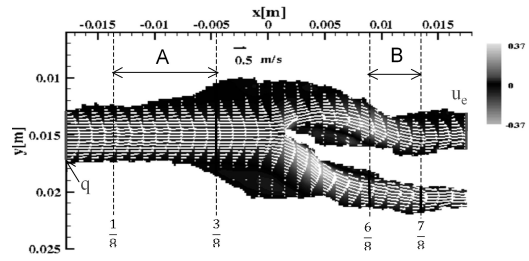
【図 2】



【図4】



【図3】



フロントページの続き

特許法第30条第2項適用 発行者名 : 東北大学グローバルCOEプログラム 新世紀世界の成長焦点に築く
ナノ医工学拠点(Tohoku University Global COE Programme Glo
bal Nano-Biomedical Engineering Education and Rese
arch Network Centre) 刊行物名 : 5th East Asian Pacific
Student Workshop on Nano-Biomedical Engineering 発行
年月日:平成23(2011)年12月12日 集会名:5th East Asian Pacific S
tudent Workshop on Nano-Biomedical Engineering 開 催
日:平成23(2011)年12月12日~14日 発行者名 : 一般社団法人 日本機械学会 刊行物名
: 第24回バイオエンジニアリング講演会 講演論文集(CD-ROM) 発行年月日:平成24(2012)
年1月6日 集 会 名: 第24回バイオエンジニアリング講演会 開 催 日:平成24(2012)年1月
7日~8日 発行者名 : 社団法人 日本超音波医学会 刊行物名 : 超音波医学 第39号 増刊号 「日本
超音波医学会 第85回学術集会プログラム・講演抄録集」 発行年月日:平成24年4月15日

(72)発明者 門脇 弘子

宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特許第4269623(JP,B2)

特開2009-039240(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备和血流估计程序		
公开(公告)号	JP5958806B2	公开(公告)日	2016-08-02
申请号	JP2012116544	申请日	2012-05-22
申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人东北大学		
[标]发明人	早瀬敏幸 船本健一 門脇弘子		
发明人	早瀬 敏幸 船本 健一 門脇 弘子		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/LL38		
代理人(译)	须田淳		
其他公开文献	JP2013240517A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

阿非定常流血管分叉，超声波诊断装置及血液流量估计程序可以精确地估计血流量和分流比。 解决方案：超声波测量装置11将超声波信号发送到分支部分上游的血管和下游侧的一个分支血管，并接收回波。测量处理装置12基于每个回波获得关于上游侧血管和下游侧分支血管的形状信息和血流速度信息。在给定的一个血流量和血流速度分布形状模拟单元13，流入到容器的上游侧作为边界条件，通过血流和自由流出边界条件的血流速度分布曲线从所述分支血管的下游侧流出，调整边界条件，使得通过计算获得的每个血流速度信息与由测量处理装置12获取的每个血流速度信息之间的误差变小。基于边界条件，获得上游侧血管和下游侧分支血管的血流速度分布和压力分布并显示在显示装置14上。 点域1

$$u_p = u_{p-1} + \beta u_{e-1} \left(r \frac{q_0}{q_1} - 1 \right) \frac{q_1 + q_2}{q_0}$$