

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第5497821号  
(P5497821)

(45) 発行日 平成26年5月21日(2014.5.21)

(24) 登録日 平成26年3月14日(2014.3.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

G 0 1 P 5/00 (2006.01)

G 0 1 P 5/00

C

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2012-60973 (P2012-60973)	(73) 特許権者	504137912
(22) 出願日	平成24年3月16日 (2012.3.16)		国立大学法人 東京大学
(65) 公開番号	特開2013-192643 (P2013-192643A)		東京都文京区本郷七丁目3番1号
(43) 公開日	平成25年9月30日 (2013.9.30)	(73) 特許権者	390029791
審査請求日	平成24年10月16日 (2012.10.16)		日立アロカメディカル株式会社
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	100122275
			弁理士 竹居 信利
		(74) 代理人	100102716
			弁理士 在原 元司
		(74) 代理人	100115129
			弁理士 清水 昇
		(72) 発明者	小野 稔
			東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大 学法人東京大学内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体流速検出装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内部の管腔状組織内を流れる流体に対し、複数の角度方向位置で超音波ビームを送受波し、超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する動作を、繰返し行う超音波探触子と、

前記エコーデータ列から、前記流体の前記超音波ビーム方向成分に係る流速を演算する第1演算手段と、

前記繰返し得られたエコーデータ列から、前記管腔状組織の複数の時点でのBモード画像を得て、当該複数の時点でのBモード画像に基づいて、前記管腔状組織の前記複数の角度方向での一方側の壁と、他方側の壁との運動速度を2次元座標系内で検出する検出手段と、

10

前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の一方側から、流速を求めたい注目位置(  $r$  , )まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該一方側の壁の運動速度を用いて、第1の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V_{\perp}$  を得るとともに、

前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の他方側から、流速を求めたい注目位置まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該他方側の壁の運動速度を用いて、第2の積分結果として、前記流体の前記超音波

20

ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V^+$  を得て、

これら第1の積分結果  $V^-$  と、第2の積分結果  $V^+$  と、重み  $w$  とを用いて、

$$V(r, \theta) = w \cdot V^- + (1 - w) \cdot V^+$$

を演算し、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V(r, \theta)$  を演算する第2の演算手段と、

を含み、

前記重み  $w$  は、少なくとも前記一方側の壁から予め定めた距離までは、当該一方側の壁からの距離  $d$  に比例し、前記他方側の壁から予め定めた距離までは、当該他方側の壁からの距離  $d$  に比例する値である流体流速検出装置。

#### 【請求項2】

請求項1記載の流体流速検出装置であって、

前記重み  $w$  は、一方側の壁からの距離  $d$  に比例する値である流体流速検出装置。

#### 【請求項3】

生体内部の管腔状組織内を流れる流体に対し、複数の角度方向位置で超音波ビームを送受波し、超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する動作を、繰返し行う超音波探触子に接続されたコンピュータを、

前記エコーデータ列から、前記流体の前記超音波ビーム方向成分に係る流速を演算する第1演算手段と、

前記繰返し得られたエコーデータ列から、前記管腔状組織の複数の時点でのBモード画像を得て、当該複数の時点でのBモード画像に基づいて、前記管腔状組織の前記複数の角度方向での一方側の壁と、他方側の壁との運動速度を2次元座標系内で検出する検出手段と、

前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の一方側から、流速を求めたい注目位置  $(r, \theta)$  まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該一方側の壁の運動速度を用いて、第1の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V^-$  を得るとともに、

前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の他方側から、流速を求めたい注目位置まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該他方側の壁の運動速度を用いて、第2の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V^+$  を得て、

これら第1の積分結果  $V^-$  と、第2の積分結果  $V^+$  と、重み  $w$  とを用いて、

$$V(r, \theta) = w \cdot V^- + (1 - w) \cdot V^+$$

を演算し、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V(r, \theta)$  を演算する第2の演算手段であって、

前記重み  $w$  は、少なくとも前記一方側の壁から予め定めた距離までは、当該一方側の壁からの距離  $d$  に比例し、前記他方側の壁から予め定めた距離までは、当該他方側の壁からの距離  $d$  に比例する値である第2の演算手段と、

として機能させるプログラム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、血管や心臓等、生体内部の管腔状組織内を流れる流体の流速を検出する流体流速検出装置及びプログラムに関する。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

従来、超音波ビームを生体に向けて送受して得た超音波エコー信号から血流のドプラ信号を検出し、その信号から血管や心臓等の内部を流れる血液の血流速度を検出する方法と

10

20

30

40

50

して、例えば特許文献 1 に開示するものが知られている。この特許文献 1 に開示された方法では、血流を基本流成分と渦流成分とにわけて演算している。

【 0 0 0 3 】

また一方で、非特許文献 1 に開示された方法は、心臓の左心室（L V）内の血流速度を検出する例が開示されている。この方法は具体的には次のようなものである。すなわち図 5 に示すように、公知の超音波診断法により 2 次元カラー Doppler 画像 1 0 0 と、連続的な B モードの画像 2 0 0 とを得ておき、2 次元カラー Doppler の画像 1 0 0 からは、超音波ビーム方向の速度（Radial Velocities） $V_r$  の情報 1 0 1 を得る。一方、B モードの画像 2 0 0 からはスペックル・トラッキング等の広く知られた方法により左心室の壁の運動速度を検出する。

10

【 0 0 0 4 】

次に連続の方程式

【数 1】

$$\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) = -r \partial_r V_r(r, \theta) - V_r(r, \theta) \quad (1)$$

を用いて、超音波ビーム方向に直交する角度方向の速度  $V_{\theta}$  の情報 1 0 2 を得る。

ここで

【数 2】

$$\partial_x f(x, y)$$

20

は、

【数 3】

$$\frac{\partial f(x, y)}{\partial x}$$

を簡略に示したものである（以下同じ）。

30

【 0 0 0 5 】

具体的には、図 6 に示すように、超音波ビーム源 T を中心とした 2 次元極座標系（ $r, \theta$ ）において、ある動径位置  $r$  における左心室の一方側の壁（例えば後壁：posterior wall）の運動速度を  $V_{\theta}^{-}(r)$ 、他方側の壁（例えば前壁：anterior wall）の運動速度を  $V_{\theta}^{+}(r)$  とする。

【 0 0 0 6 】

このとき、ある動径位置  $r$ 、角度位置  $\theta$  の点（以下、注目位置と呼ぶ）における、超音波ビーム方向に直交する角度方向の速度  $V_{\theta}$  は、（1）式を積分することによって得られる。この積分には、後壁側から積分していく第 1 の積分結果と、前壁側から積分していく第 2 の積分結果とがある。つまり、後壁の位置  $\theta^{-}$  から動径  $r$  が一定の線に沿って（角度方向に）注目位置  $\theta$  まで積分し、積分定数として後壁の運動速度  $V_{\theta}^{-}(r)$  を用いる第 1 の積分は、

40

【数 4】

$$V_{\theta}^{-}(r, \theta) = V_{\theta}^{-}(r) + \int_{\theta^{-}}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (2)$$

となる。また、前壁の位置  $\theta^{+}$  から動径  $r$  が一定の線に沿って（角度方向に）注目位置  $\theta$  まで積分し、積分定数として前壁の運動速度  $V_{\theta}^{+}(r)$  を用いる第 2 の積分は、

50

【数 5】

$$V_{\theta}^{+}(r, \theta) = V_{\theta+}(r) - \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (3)$$

となる。

【0007】

これは結局、一階の偏微分方程式に対して、後壁側と前壁側とで2つの境界条件が設定できる結果、余分な解が得られていることに相当する。そこでこれらを重みづけ平均することにより、解の誤差を低減する。すなわち、注目位置（ $r$ ， $\theta$ ）における、超音波ビーム方向に直交する角度方向の速度  $V$  を、上記第1の積分結果と第2の積分結果とを重み  $w$  で、重みづけ平均して、

10

【数 6】

$$\begin{aligned} V_{\theta}(r, \theta) &= wV_{\theta}^{-}(r, \theta) + (1-w)V_{\theta}^{+}(r, \theta) \\ &= [wV_{\theta-}(r) + (1-w)V_{\theta+}(r)] + \\ &\quad \left[ w \int_{\theta^{-}}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta + (1-w) \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \right] \end{aligned} \quad (4)$$

20

とする。

【0008】

ここに  $w$  は重みであり、技術常識として、(2)，(3) 式のそれぞれの解  $V$  が一様に等しくなるように選択する。具体的には、積分経路に沿った位置を表す  $r$  及び  $\theta$  の関数として、

【数 7】

$$\begin{aligned} w(r, \theta) &= 1 - \frac{\int_{\theta^{-}}^{\theta} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{-})] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{-})] d\theta} \\ &= \frac{\int_{\theta}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{+})] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^{+})] d\theta} \end{aligned} \quad (5)$$

30

で定められる。また(5)式で分母が「0」に近くなり、発散する場合は

【数 8】

$$\begin{aligned} w(r, \theta) &= 1 - \frac{\int_{\theta^{-}}^{\theta} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta} \\ &= \frac{\int_{\theta}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta}{\int_{\theta^{-}}^{\theta^{+}} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \min(\partial_{\theta} V_{\theta})(r)] d\theta} \end{aligned} \quad (6)$$

40

と、近似的な式で置換える。ここで  $V$  は(1)で得られるものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 9 】

【特許文献 1】特許第 4 6 9 8 6 8 6 号公報

【非特許文献】

【 0 0 1 0 】

【非特許文献 1】Damien Garcia, et. al., "Two-Dimensional Intraventricular Flow Mapping by Digital Processing Conventional Color-Doppler Echocardiography Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.29, No.10, October 2010, 1701-1712

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

10

しかしながら非特許文献 1 に開示の技術では、( 5 ) または ( 6 ) 式で  $V_{\perp}(r, \theta)$  を用いる場合には、一方側の壁側における重みが過大ないし過小となって壁の運動方向に直交する向きに流体の速度成分が大きくなってしまったり、壁の運動速度以上に、流体が壁から遠ざかる速度が大きくなったりするなど、不自然な結果が得られることになっており、医学的にみて演算結果の妥当性が低いという問題があった。

【 0 0 1 2 】

本発明は上記実情に鑑みて為されたもので、医学的見地から妥当な評価を得ることのできる流体流速検出装置及びプログラムを提供することを、その目的の一つとする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

20

上記従来例の問題点を解決するための本発明は、流体流速検出装置であって、生体内部の管腔状組織内を流れる流体に対し、複数の角度方向位置で超音波ビームを送受波し、超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する動作を、繰返し行う超音波探触子と、前記エコーデータ列から、前記流体の前記超音波ビーム方向成分に係る流速を演算する第 1 演算手段と、前記繰返し得られたエコーデータ列から、前記管腔状組織の複数の時点での B モード画像を得て、当該複数の時点での B モード画像に基づいて、前記管腔状組織の前記複数の角度方向での一方側の壁と、他方側の壁との運動速度を検出する検出手段と、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の一方側から、流速を求めたい注目位置  $(r, \theta)$  まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該一方側の壁の運動速度を用いて、第 1 の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V_{\perp}^{-}$  を得るとともに、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の他方側から、流速を求めたい注目位置まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該他方側の壁の運動速度を用いて、第 2 の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V_{\perp}^{+}$  を得て、これら第 1 の積分結果  $V_{\perp}^{-}$  と、第 2 の積分結果  $V_{\perp}^{+}$  と、重み  $w$  とを用いて、 $V_{\perp}(r, \theta) = w \cdot V_{\perp}^{-} + (1 - w) \cdot V_{\perp}^{+}$  を演算し、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V_{\perp}(r, \theta)$  を演算する第 2 の演算手段と、を含み、前記重み  $w$  は、少なくとも前記一方側の壁から予め定めた距離までは、当該一方側の壁からの距離  $d$  に比例し、前記他方側の壁から予め定めた距離までは、当該他方側の壁からの距離  $d$  に比例する値であることとしたものである。また前記重み  $w$  は、一方側の壁からの距離  $d$  に比例する値としてもよい。

30

40

【 0 0 1 4 】

また本発明の一態様に係るプログラムは、生体内部の管腔状組織内を流れる流体に対し、複数の角度方向位置で超音波ビームを送受波し、超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する動作を、繰返し行う超音波探触子に接続されたコンピュータを、前記エコーデータ列から、前記流体の前記超音波ビーム方向成分に係る流速を演算する第 1 演算手段と、前記繰返し得られたエコーデータ列から、前記管腔状組織の複数の時点での B モード画像を得て、当該複数の時点での B モード画像に基づいて、前記管腔状組織の前記複数の角度

50

方向での一方側の壁と、他方側の壁との運動速度を検出する検出手段と、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の一方側から、流速を求めたい注目位置(  $r$  , )まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該一方側の壁の運動速度を用いて、第1の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V^-$  を得るとともに、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、前記超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、管腔状組織の他方側から、流速を求めたい注目位置まで積分し、当該積分における境界条件として、前記検出手段により検出した当該他方側の壁の運動速度を用いて、第2の積分結果として、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V^+$  を得て、これら第1の積分結果  $V^-$  と、第2の積分結果  $V^+$  と、重み  $w$  とを用いて、 $V(r, ) = w \cdot V^- + (1 - w) \cdot V^+$  を演算し、前記流体の前記超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V(r, )$  を演算する第2の演算手段であって、前記重み  $w$  は、少なくとも前記一方側の壁から予め定めた距離までは、当該一方側の壁からの距離  $d$  に比例し、前記他方側の壁から予め定めた距離までは、当該他方側の壁からの距離  $d$  に比例する値である第2の演算手段と、として機能させることとしたものである。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によると、医学的見地から妥当な評価を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施の形態に係る流体流速検出装置の構成例を表すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態に係る流体流速検出装置による超音波ビームの送受波の方向の例を表す説明図である。

【図3】本発明の実施の形態に係る流体流速検出装置の動作例を表すフローチャート図である。

【図4】本発明の実施の形態に係る流体流速検出装置が用いる重みの例を表す説明図である。

【図5】従来の血流速度を得る方法の例を表す概要図である。

30

【図6】対象となる組織の壁面の運動速度の例を表す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本発明の実施の形態について図面を参照しながら説明する。本実施の形態の流体流速検出装置は、図1に例示するように、超音波探触子1と、送受信部2と、送受信制御部3と、演算部4と、表示部5とを含んで構成される。ここで演算部4は、断層画像形成部41と、カラードプラ演算部42と、壁運動速度演算部43と、速度ベクトル演算部44と、重み設定部34と、表示画像形成部45とを含んで構成される。これら各部は、CPU等のプログラム制御デバイスによりソフトウェア的に実現されてもよい。この場合、プログラム制御デバイスは、記憶部等コンピュータ可読な記録媒体に格納されたプログラムに従って動作し、上記各部の構成をソフトウェア的に実現する。

40

【0018】

超音波探触子1は、例えばセクタ走査型またはコンベックス走査型のプローブである。送受信部2は、送受信制御部3の制御を受けて、この超音波探触子1を介して体表側から人体等の生体内部にある血管や心臓など、測定対象となる流体を内部に含んだ管腔状組織(以下、対象管腔状組織と呼ぶ)内を流れる流体に対し、複数の角度方向位置で超音波ビームEを送受波する。

送受信制御部3の動作により、図2に例示するように、体表より超音波探触子1側にある仮想的な中心点を中心として、仮想的な面内(観測面内)で、所定角度範囲( $a < \theta < b$ )内で予め定められた複数の角度方向  $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n$  ( $a - 1 < \theta_1 < \theta_2 < \dots < \theta_n$ )

50

b) に対して、それぞれ超音波ビーム  $E(j)$  ( $j = 1, 2, \dots, n$ ) が送信される。送信された超音波ビームは、体内の組織や流体の組成物（血液ならば例えば赤血球）で反射し、超音波探触子 1 へ戻る。送受信部 2 は、超音波探触子 1 を介して、一定の時間ごとに、複数回、到来する超音波受信信号データ（エコーデータ） $e_i(j) = \{(j, t_1), (j, t_2), \dots, (j, t_m)\}$  ( $j = 1, 2, \dots, n$ 、また  $\{*\}$  は、 $*$  の配列（データアレイ）を表す）を取得して、超音波ビームごとにエコーデータ列を得る。そしてこの送受信部 2 は、超音波ビームごとのエコーデータ列を、演算部 4 の断層画像形成部 4 1 と、カラードプラ演算部 4 2 とに出力する。送受信制御部 3 は、以上の動作を、予め定めたタイミングごとに繰返し行うよう送受信部 2 を制御する。そして送受信部 2 は  $i$  回目の繰返しのときに当該タイミングで取得したエコーデータ列  $e_i(1) \dots e_i(n)$  ( $i = 1, 2, \dots$ ) を出力する。

10

【0019】

本実施の形態では、断層画像形成部 4 1 が、送受信部が出力するエコーデータ列から、B モード画像を形成する。またカラードプラ演算部 4 2 は、送受信部が出力するエコーデータ列から、流体の超音波ビーム方向成分に係る流速を演算して、2 次元カラードプラの画像を形成する。また壁運動速度演算部 4 3 は、断層画像形成部から対象管腔状組織の複数の時点での B モード画像を受け入れ、当該複数の時点での B モード画像に基づいて、対象管腔状組織の一方側の壁と、他方側の壁との運動速度を検出する。

【0020】

そして速度ベクトル演算部 4 4 は、流体の超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、対象管腔状組織の一方側から、流速を求めたい注目位置 ( $r, \theta$ ) まで積分し、当該積分における境界条件として、先に検出した当該一方側の壁の運動速度を用いて、第 1 の積分結果として、流体の超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V^-$  を得るとともに、流体の超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速と、超音波ビーム方向成分に係る流速の情報とに関連する連続の方程式を、対象管腔状組織の他方側から、流速を求めたい注目位置まで積分し、当該積分における境界条件として、検出手段により検出した当該他方側の壁の運動速度を用いて、第 2 の積分結果として、流体の超音波ビーム方向 ( $r$  軸方向) に直交する成分に係る流速の計算値  $V^+$  を得る。

20

【0021】

速度ベクトル演算部 4 4 は、これら第 1 の積分結果  $V^-$  と、第 2 の積分結果  $V^+$  と、重み  $w$  とを用いて、

$$V(r, \theta) = w \cdot V^- + (1 - w) \cdot V^+$$

を演算し、これより流体の超音波ビーム方向に直交する成分に係る流速の計算値  $V(r, \theta)$  を得て出力する。

30

【0022】

以下、これらの演算部 4 の各部の動作をより具体的に説明する。

断層画像形成部 4 1 は、送受信部が出力するエコーデータ列  $e_i(1) \dots e_i(n)$  ( $i = 1, 2, \dots$ ) を用いて、B モード画像を形成する。

カラードプラ演算部 4 2 は、送受信部が出力するエコーデータ列  $e_i(1) \dots e_i(n)$  ( $i = 1, 2, \dots$ ) のうち、予め定めた条件で選択される  $p$  回目のエコーデータ列  $e_p(1) \dots e_p(n)$  を用いて、2 次元カラードプラの画像を形成する。そしてカラードプラ演算部 4 2 は、この 2 次元カラードプラの画像から対象管腔状組織内の座標 ( $r, \theta$ ) における流体の超音波ビーム方向成分 ( $r$  成分) に係る流速  $V_r(r, \theta)$  (Radial Velocities) を演算する。この演算方法は広く知られているので、ここでの説明は省略する。なお、条件は例えば  $p = 1$  としてもよいし、測定開始から予め定めた時間  $T$  が経過した時点でのエコーデータ列を用いる条件であってもよい。

40

【0023】

壁運動速度演算部 4 3 は形成された B モード画像から、スペックル・トラッキング等の方法によって、超音波探触子 1 (超音波の放射源) からの距離  $r$  にある、対象管腔状組織

50

の一方側で流体に接する壁面（（ $r$ ， $\theta^-$ ）の位置にあるものとする）の運動速度のうち、超音波ビーム方向に直交した（ $\theta$  軸）方向の成分  $V_{\theta^-}(r)$  を検出する。

【0024】

また、この壁運動速度演算部43は、形成されたBモード画像から、同様の方法で、超音波探触子1（超音波の放射源）からの距離  $r$  にある、対象管腔状組織の他方側で流体に接する壁面（（ $r$ ， $\theta^+$ ）の位置にあるものとする）の運動速度のうち、超音波ビーム方向に直交した（ $\theta$  軸）方向の成分  $V_{\theta^+}(r)$  を検出する。

【0025】

この壁運動速度演算部43が処理するBモード画像は、XY直交座標系上に描画されている。従ってスペックル・トラッキング等によって得られる対象管腔状組織の壁の運動速度は、XY直交座標系における値となる。壁運動速度演算部43は、このXY直交座標系における値を、超音波探触子1（超音波の放射源）の位置を原点とした、極座標系（ $r$ ， $\theta$ ）に変換して出力する。

10

【0026】

速度ベクトル演算部44は、カラードブラ演算部42が出力する2次元カラードブラ画像（超音波ビーム方向の血液の流速情報  $V_r(r, \theta)$ ）と、壁運動速度演算部43が出力する  $V_{\theta^-}(r)$  及び  $V_{\theta^+}(r)$  とを用いた連続の方程式

【数1】

$$\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) = -r \partial_r V_r(r, \theta) - V_r(r, \theta) \quad (1)$$

20

により、超音波ビーム方向に直交する角度方向の流体の速度  $V_{\theta}$  を得る。ここで

【数2】

$$\partial_x f(x, y)$$

は、

【数3】

$$\frac{\partial f(x, y)}{\partial x}$$

30

を簡略に示したものである（以下同じ）。

【0027】

このとき、ある動径位置  $r$ ，角度位置  $\theta$  の点（以下、注目位置と呼ぶ）における、超音波ビーム方向に直交する角度方向の速度  $V_{\theta}$  は、（1）式を積分することによって得られる。この積分には、対象管腔状組織の一方側の壁の位置  $\theta^-(r)$  から積分していく第1の積分結果と、対象管腔状組織の他方側の壁の位置  $\theta^+(r)$  から積分していく第2の積分結果とがある。つまり、一方側の壁の位置  $\theta^-(r)$  から動径  $r$  が一定の線に沿って（角度方向に）注目位置  $\theta(r)$  まで積分し、積分定数として一方側の壁の運動速度  $V_{\theta^-}(r)$  を用いる第1の積分は、

40

【数4】

$$V_{\theta}^-(r, \theta) = V_{\theta^-}(r) + \int_{\theta^-}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (2)$$

となる。また、他方側の壁の位置  $\theta^+(r)$  から動径  $r$  が一定の線に沿って（角度方向に）注目位置  $\theta(r)$  まで積分し、積分定数として前壁の運動速度  $V_{\theta^+}(r)$  を用

50



いる第 2 の積分は、

【数 5】

$$V_{\theta}^{+}(r, \theta) = V_{\theta+}(r) - \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \quad (3)$$

となる。

【0028】

速度ベクトル演算部 44 は、これら (2), (3) 式の積分を、予め定めた複数の動径方向位置  $r_1, r_2, \dots$  ごとに演算して、各動径方向位置における第 1, 第 2 の積分結果  $V_{\theta}^{-}(r_1), V_{\theta}^{+}(r_1), V_{\theta}^{-}(r_2), V_{\theta}^{+}(r_2), \dots$  を得る。

【0029】

これは結局、一階の偏微分方程式に対して、一方側及び他方側の壁の 2 箇所合計 2 つの境界条件が設定できる結果、余分な解が得られていることに相当する。そこでこれらを重みづけ平均することにより、解の誤差を低減する。すなわち速度ベクトル演算部 44 は、上記第 1 の積分結果  $V_{\theta}^{-}(r)$  と第 2 の積分結果  $V_{\theta}^{+}(r)$  と ( $r = r_1, r_2, \dots$ ) を、重み設定部 34 が出力する重み  $w$  で重みづけ平均して、

【数 6】

$$\begin{aligned} V_{\theta}(r, \theta) &= wV_{\theta}^{-}(r, \theta) + (1-w)V_{\theta}^{+}(r, \theta) \\ &= [wV_{\theta-}(r) + (1-w)V_{\theta+}(r)] + \\ &\quad \left[ w \int_{\theta^{-}}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta + (1-w) \int_{\theta}^{\theta^{+}} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta \right] \end{aligned} \quad (4)$$

を演算し、注目位置 ( $r, \theta$ ) における、超音波ビーム方向に直交する角度方向の速度  $V_{\theta}(r, \theta)$  を得る。

【0030】

これにより速度ベクトル演算部 44 は、対象管腔状組織内 ( $r, \theta$ ) における流体の流速を、超音波ビーム方向の成分  $V_r(r, \theta)$  と、超音波ビーム方向に直交する成分  $V_{\theta}(r, \theta)$  とに分けて取得することとなる。

【0031】

重み設定部 34 は、少なくとも一方側の壁から予め定めた距離までは、当該一方側の壁からの距離  $d$  に比例し、他方側の壁から予め定めた距離までは、当該他方側の壁からの距離  $d$  に比例する値であるように重みを設定する。一例として、本実施の形態のこの重み設定部 34 が設定する重み  $w$  は、次のようになる。まず、動径方向座標  $r_i$  ( $r_i$  は  $r_1, r_2, \dots$  のいずれか) における、対象管腔状組織の一方側の壁から他方側の壁までの積分経路 (動径方向座標  $r$  = 一定の経路) 上の距離  $D(r_i)$  は、 $D(r_i) = |r_i - r_{i+1}|$  で得られる ( $|*|$  は、 $*$  の絶対値を演算することを意味する)。また一方側の壁から注目位置 ( $r_i, \theta$ ) までの距離  $d$  は、 $d = |r_i - r_{i+1}|$  で得られる。そこで重み設定部 34 は、重み  $w$  を、 $w = d / D(r_i) = |r_i - r_{i+1}| / |r_i - r_{i+1}|$  とする。これにより設定される重みは、注目位置の角度方向座標  $\theta$  に関して一次 (距離  $d$  に比例) する値となる。この比例関係は動径方向位置  $r$  によらずに成立する。なお、このように、重み  $w$  を、一方側からの壁からの距離  $d$  に比例するものとする、当然に  $w = d / D(r_i) = (D(r_i) - r_{i+1}) / (r_i)$  である (ここで  $r_{i+1}$  は、他方側から注目位置までの積分経路上の距離) ので、他方側の壁からの距離  $d$  にも比例することとなる。

10

20

30

40

50

## 【0032】

この重みは、(5)または(6)式により設定される重みとは異なり、積分経路上の各点で第1, 第2の積分結果を一致させるものではない。しかしながら一見技術常識に反するこの重みの設定により、両側の壁近傍における流体の流速は、壁の運動速度を自然に反映したものとなることがわかった。

表示画像形成部45は、断層画像形成部41が出力するBモード画像に、速度ベクトル演算部44にて演算した、(r, )座標の各点での速度ベクトルを表す画像を合成して、表示用画像を形成して出力する。

## 【0033】

本実施の形態の流体流速検出装置は、以上の構成を有してなり、次のように動作する。10  
具体的に以下の例では、心臓の左心室(LV)内の血流速度を検出する場合を例とする。この例では、超音波探触子1は、体表側から人体等の生体内部にある心臓の左心室内を流れる血液に対し、複数の角度方向位置で超音波ビームEを送波する。そして超音波探触子1は、送波した超音波ビームごとに得られるエコーデータ列 $e(1) \dots e(n)$ を送受信部2を介して演算部4に対して出力する。超音波探触子1は、この動作を、予め定めたタイミングごと(例えば間隔 $t$ のタイミングごと)に繰返し行う。k番目の繰返しで得られるエコーデータ列を、 $e_k(1) \dots e_k(n)$  ( $k = 1, 2, \dots$ )とする。

## 【0034】

速度ベクトル演算部44は、図3に例示するように、超音波探触子1が出力するエコーデータ列 $e_k(1) \dots e_k(n)$  ( $k = 1, 2, \dots$ )のうち、予め定めた条件で選択されるp回目のエコーデータ列 $e_p(1) \dots e_p(n)$ から演算される2次元カラー Doppler 画像を得る(S1)。また壁運動速度演算部43は、超音波探触子1が出力するエコーデータ列から、複数のBモードの画像を得る(S2)。そして2次元カラー Doppler 画像から、複数の予め定められた点(規定点と呼ぶ)( $r_i, j$ )(ここで $i = 1, 2, \dots, j = 1, 2, \dots$ )での血液の超音波ビーム方向の速度(Radial Velocities) $V_r(r_i, j)$ を得る(S3)。20

## 【0035】

一方、壁運動速度演算部43は、処理S2で得た複数のBモードの画像の各々からスペckル・トラッキング等の広く知られた方法により対象管腔状組織である左心室の $r = r_i$  ( $i = 1, 2, \dots$ )における後壁(posterior wall)の位置 $r^-(r_i)$ と、前壁(anterior wall)の位置 $r^+(r_i)$ とを求める。この際、スペckル・トラッキング等の方法では画像のX, Y座標で得られる位置の情報を、超音波源である超音波探触子1の位置を原点とした極座標に変換して、これらの位置を求める。30

## 【0036】

また壁運動速度演算部43は、この各壁の位置の情報と、複数のBモードの画像のそれぞれが得られたタイミングの情報(例えば $t$ 間隔)を用いて、動径位置 $r_i$  ( $i = 1, 2, \dots$ )のそれぞれにおける左心室の一方側の壁(例えば後壁: posterior wall)の運動速度 $V^-(r_i)$ と、他方側の壁(例えば前壁: anterior wall)の運動速度 $V^+(r_i)$ とを求める(S4)。40

## 【0037】

次に重み設定部34は、規定点のある動径方向位置 $r = r_i$  ( $i = 1, 2, \dots$ )のそれぞれにおいて、(1)式の積分経路の一方端(後壁側)の位置 $r^-(r_i)$ と他方端(前壁側)の位置 $r^+(r_i)$ とを得る。そして積分経路上の規定点( $r_i, j$ ) ( $j = 1, 2, \dots$ )において、一方端からの距離 $d = r_i - |r^-(r_i) - r^+(r_i)|$ と、積分経路全体の長さ $D = r_i - |r^-(r_i) - r^+(r_i)|$ とを用いて、重み $w = d / D(r_i) = |r^-(r_i) - r^+(r_i)| / |r^-(r_i) - r^+(r_i)|$ を演算する(S5)。50

## 【0038】

また速度ベクトル演算部44は、この重み $w$ を用いて(4)式を演算し、各規定点( $r_i, j$ ) ( $i = 1, 2, \dots, j = 1, 2, \dots$ )での、超音波ビーム方向に直交する角度方向の血液の速度 $V(r_i, j)$ を得る(S6)。

## 【 0 0 3 9 】

これにより、各規定点  $(r_i, j)$  ( $i = 1, 2, \dots, j = 1, 2, \dots$ ) での、血液の速度  $V$  が、超音波ビーム方向の速度成分  $V_r(r_i, j)$  と、超音波ビーム方向に直交する角度方向の速度成分  $V_\theta(r_i, j)$  とにわけて得られたこととなる。速度ベクトル演算部 44 は、この得られた各規定点での速度  $V$  の値を出力する (S7)。

## 【 0 0 4 0 】

速度ベクトル演算部 44 は、例えば以上の処理を、処理 S1 において  $p = 1, 2, \dots$  と予め定めた値ずつインクリメントしながら繰返し実行する。そうすると、各繰返しで得られるエコーデータ列  $ek(1) \dots ek(n)$  ( $k = 1, 2, \dots$ ) に基づいて、各エコーデータ列が得られた時点での B モード画像と、血液の速度  $V$  とが得られることとなる。速度ベクトル演算部 44 は、 $k$  番目のエコーデータ列に基づいて各規定点で得られた速度  $V_k(r_i, j)$  について、 $k$  番目のエコーデータ列に基づいて得られた B モード画像上で各規定点  $(r_i, j)$  の位置を根元とし、この速度ベクトル  $V_k(r_i, j)$  の長さ及び方向を表す矢印図形を描画してもよい。このためには、演算部 4 の表示画像形成部 45 は、断層画像形成部 41 が出力する B モード画像に、速度ベクトル演算部 44 にて演算した、 $(r, j)$  座標の各点での速度ベクトルを表す画像を合成して、表示用画像を形成して出力する。つまり、断層画像形成部 41 が出力する B モード画像上で各規定点に対応する位置  $(X, Y)$  座標系上の位置  $P(x, y)$  を演算するとともに、速度ベクトル  $V_k(r_i, j)$  もまた、 $X, Y$  座標系上での各成分 ( $X$  軸方向成分と  $Y$  軸方向成分) の値  $V_{k_x}(x, y)$  ( $X$  軸方向成分) 及び  $V_{k_y}(x, y)$  ( $Y$  軸方向成分) に変換する。そして表示画像形成部 45 は、予め定めた係数 (拡大縮小率) を乗じて、位置  $(x, y)$  からここで得た位置  $(x + V_{k_x}(x, y), y + V_{k_y}(x, y))$  を得ておき、規定点  $(x, y)$  からここで得た位置  $(x + V_{k_x}(x, y), y + V_{k_y}(x, y))$  までの矢印図形を描画する。

## 【 0 0 4 1 】

これを各繰返しで得られるエコーデータ列  $ek(1) \dots ek(n)$  ( $k = 1, 2, \dots$ ) に基づいて得られた画像や値ごとに繰返すと、心臓の動きとともに心臓内における血液の流れがアニメーションのコマとして描画されることとなる。表示画像形成部 45 は、各コマの画像を連続的に置換えながら表示することで、アニメーションとして表示してもよいし、各コマの画像をマトリクス状に配列して表示してもよい。

## 【 0 0 4 2 】

図 4 に、(4) 式を演算する際の重みについて、従来の重みの例と、本実施の形態の重みの例とを比較して示す。この図 4 に示されるように従来例の重み (図中破線にて示す) は、動径方向位置 (図中の  $r_1, r_2, r_3$ ) により異なり、また、角度方向に沿って壁近傍でも必ずしも積分経路全体の長さのうち、壁からの距離の割合に対して比例的に変化する重みとなっていなかった。これに対して、本実施の形態の重み (図中実線で示す) は、少なくとも各壁から予め定めた範囲 (積分範囲の両端から予め定めた範囲) では動径方向の位置によらず、少なくとも壁近傍において、積分経路全体の長さのうち、壁からの距離の割合に対して比例的に変化する重みとした。

## 【 0 0 4 3 】

この本実施の形態の重みは、技術常識的には、一方側の壁からの積分結果と、他方側の壁からの積分結果とを積分経路上の各点で一致させないため採用しがたい重みであったが、本実施の形態では、これを敢えて採用したものである。そしてこの本実施の形態におけるような重みによれば、医学的見地から妥当な評価を得ることができることが見出された。

## 【 0 0 4 4 】

なお、本実施の形態において、重みは、各壁から予め定めた距離  $l$  まで  $w = d / D(r_i) = |r_i - r_{i-1}| / |r_i - r_{i+1}|$  にて演算された値であれば、各壁から予め定めた距離  $l$  より離れた位置では、この重みに従わなくてもよい。例えば、 $r_i - r_{i-1} > l$  と  $r_i - r_{i+1} > l$  との双方が、予め定めた距離  $l$  より大きい位置では (5) 式 (またはそれを近似した (6) 式) とし、 $r_i - r_{i-1} < l$  と  $r_i - r_{i+1} < l$  とのい

れか一方が予め定めた距離  $l$  より小さい位置では重み  $w = d / D(r_i) = | \vec{r}_i - \vec{r} | / | \vec{r}_i - \vec{r} |$  としてもよい。すなわち

【数 9】

$$w(r, \theta) = 1 - \frac{\int_{\theta^-}^{\theta} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^-)] d\theta}{\int_{\theta^-}^{\theta^+} [\partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) - \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta^-)] d\theta} \quad (r|\theta - \theta^+| > l, r|\theta - \theta^-| > l)$$

$$w(r, \theta) = \frac{|\theta - \theta^-|}{|\theta^- - \theta^+|} \quad (r|\theta - \theta^+| \leq l \text{ or } r|\theta - \theta^-| \leq l)$$

10

としてもよい。

【0045】

なお、 $r|\theta - \theta^+|$  と  $r|\theta - \theta^-|$  との双方が、予め定めた距離  $l$  より大きい範囲における重みは、(5) ないし (6) 式に限られず、 $| \vec{r}_i - \vec{r} |$  に関して実験的に定められる単調減少関数とすることとしてもよい。

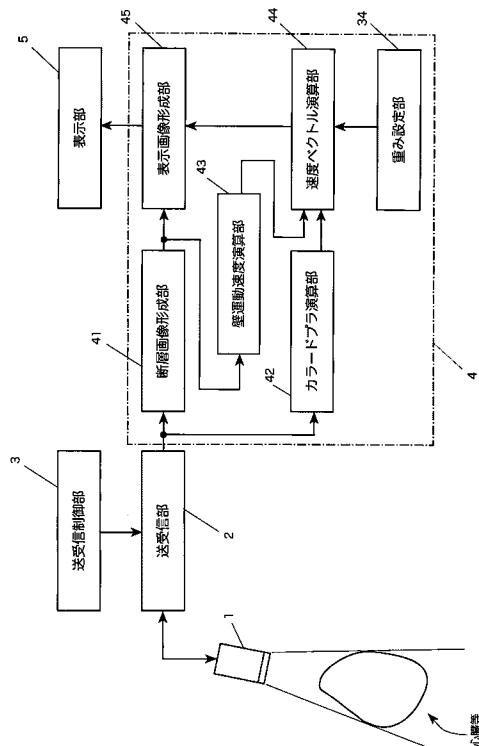
【符号の説明】

【0046】

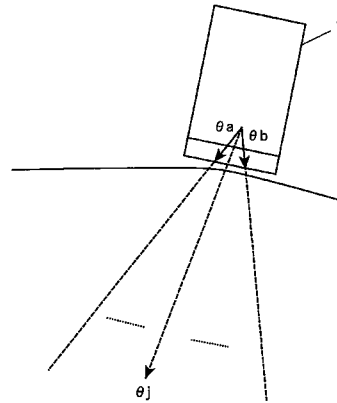
1 超音波探触子、2 送受信部、3 送受信制御部、4 演算部、5 表示部、34 重み設定部、41 断層画像形成部、42 カラー Doppler 演算部、43 壁運動速度演算部、44 速度ベクトル演算部、45 表示画像形成部。

20

【図 1】



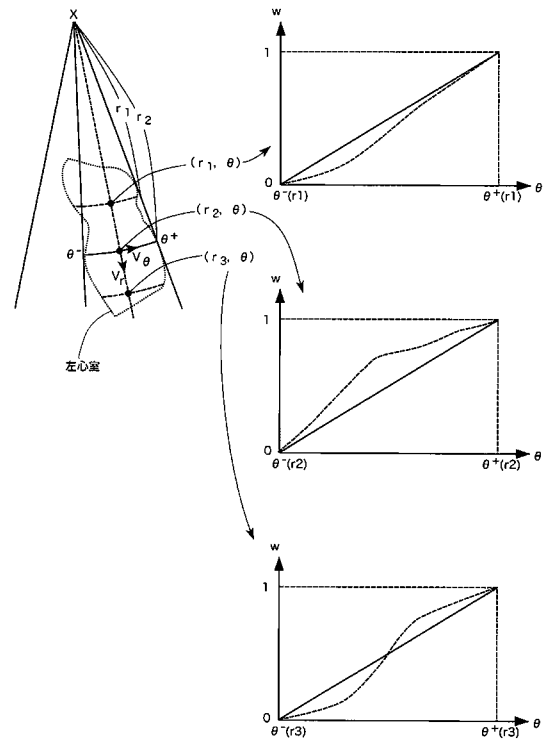
【図 2】



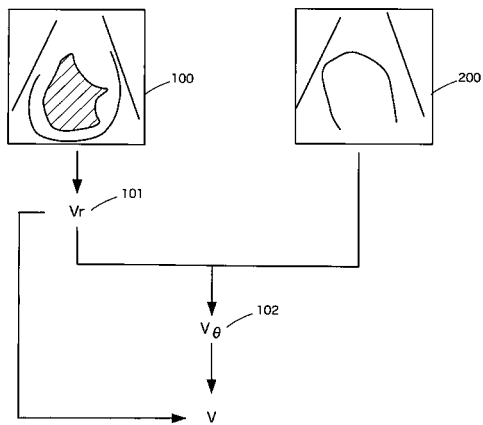
【図 3】



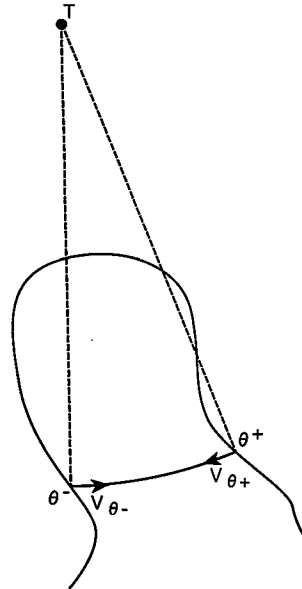
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 板谷 慶一

東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

(72)発明者 岡田 孝

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 泉 卓也

(56)参考文献 特許第4698686(JP, B2)

特開2012-5690(JP, A)

特開2005-102718(JP, A)

特開2005-21347(JP, A)

Garcia, D., et al., Two-Dimensional Intraventricular Flow Mapping by Digital Processing Conventional Color-Doppler Echocardiography Images, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2010年10月, Vol. 29, No. 10, 1701-1713

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/14

G01P 5/00 - 5/22

专利名称(译)	流体流速检测装置和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5497821B2</a>	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	JP2012060973	申请日	2012-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	小野 稔 板谷 慶一 岡田 孝		
发明人	小野 稔 板谷 慶一 岡田 孝		
IPC分类号	A61B8/06 G01P5/00		
CPC分类号	G01F1/66 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 G01S15/8984		
FI分类号	A61B8/06 G01P5/00.C A61B8/14 G01P5/24.A		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/KK20 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	竹居 信利 清水 登		
其他公开文献	JP2013192643A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

[问题]为了提供用于检测流体流速的装置，该装置能够获得医学上适当的评估。[解决方案]确定在生物体内的管腔组织中流动的流体的速度。计算 $V_{\theta}(r, \theta) = w \cdot V_{\theta-} + (1-w) \cdot V_{\theta+}$ 以计算与超声波束的方向正交的分量的流体流速的计算值 $V_{\theta}(r, \theta)$ 。对于至少从组织的一个壁预先确定的距离，这里的重量（w）是与距离一个壁的距离（d）和与组织的另一个壁的先前确定的距离成比例的值，重量与另一壁的距离（d'）成正比。

$$V_{\theta}^{-}(r, \theta) = V_{\theta-}(r) + \int_{\theta-}^{\theta} \partial_{\theta} V_{\theta}(r, \theta) d\theta$$