

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5627706号
(P5627706)

(45) 発行日 平成26年11月19日(2014.11.19)

(24) 登録日 平成26年10月10日(2014.10.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-546842 (P2012-546842)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成23年11月28日(2011.11.28)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/077323		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02012/073863	(74) 代理人	100091096
(87) 国際公開日	平成24年6月7日(2012.6.7)		弁理士 平木 祐輔
審査請求日	平成25年5月8日(2013.5.8)	(74) 代理人	100105463
(31) 優先権主張番号	特願2010-266486 (P2010-266486)		弁理士 関谷 三男
(32) 優先日	平成22年11月30日(2010.11.30)	(74) 代理人	100102576
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 渡辺 敏章
		(72) 発明者	田中 智彦
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
		(72) 発明者	東 隆
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、超音波撮像プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像を撮像する装置であって、
被検体に超音波を照射して反射信号を受信する超音波送受信部と、
前記反射信号を用いて前記被検体内の血流速度を検出する血流検出部と、
を備え、
前記血流検出部は、

前記反射信号を用いて作成した、異なるタイミングにおける前記被検体の複数の超音波画像に基づき、前記被検体の組織形状を示す画像を除去し、

前記被検体の組織形状を示す画像を除去した後の異なるタイミングにおける複数の画像に基づいて、前記被検体内の血流速度ベクトルを算出する

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記血流検出部は、

前記複数の超音波画像の間でパターンマッチングを実施することにより、前記被検体内の血流速度ベクトルを算出する

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記反射信号を用いて前記被検体の組織形状を認識する形状認識部を備え、

前記血流検出部は、

10

20

前記形状認識部の認識結果に基づき、前記被検体の組織と血流の境界面を特定し、前記境界面における流体力学上の整合条件を適用して前記血流速度を算出または補正する

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記血流検出部は、

前記被検体の組織と血流の境界面における前記血流速度を 0 と仮定してその他の部分の前記血流速度を算出または補正する

ことを特徴とする請求項 3 記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

10

前記血流検出部は、

前記血流速度の実測値を取得し、

前記被検体の血管形状を円管として近似し、当該円管内の前記血流速度を演算によって求めることにより、前記実測値が得られなかった部分の血流速度を補間する

ことを特徴とする請求項 3 記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記血流検出部は、

前記血流速度の実測値を取得し、

前記被検体の血管が面对称構造を有するものと仮定して 2 次元平面上で前記円管形状を近似し、当該 2 次元平面上の質量保存則を用いて前記血流速度を演算によって求めることにより、前記実測値が得られなかった部分の血流速度を補間する

20

ことを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記血流検出部は、

流れ関数を用いて、前記実測値が得られなかった方向の血流速度成分を計算する

ことを特徴とする請求項 5 記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記形状と前記血流速度を用いて、前記被検体内の血流が前記被検体の組織に影響を与える物理量を算出する、相互作用算出部を備え、

前記相互作用算出部は、

30

前記被検体内の血流による圧力分布、前記血流が前記被検体の血管内壁に生じさせるせん断応力、前記血流の仕事量、前記血流の流量、のうちいずれか 1 以上を前記物理量として算出する

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記被検体内の血流による圧力分布、前記血流が前記被検体の血管内壁に生じさせるせん断応力、前記血流の仕事量、前記血流の流量、前記血流の速度分布、のうちいずれか 1 以上について、空間的分布または経時的分布の少なくともいずれかを画面表示する表示部を備えた

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 10】

前記表示部は、

前記空間的分布または経時的分布の少なくともいずれかについて、最大値、最小値、平均値、積分値、またはこれらの比のうちいずれか 1 以上の数値を画面表示する

ことを特徴とする請求項 9 記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記表示部は、

前記血流検出部が前記被検体の血流速度を求める過程を画面表示する

ことを特徴とする請求項 9 記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

50

超音波画像を撮像する処理をコンピュータに実行させるプログラムであって、前記コンピュータに、

被検体に超音波を照射して反射信号を受信するステップと、

前記反射信号を用いて前記被検体内の血流速度を検出する血流検出ステップと、
を実行させ、

前記血流検出ステップでは、前記コンピュータに、

前記反射信号を用いて作成した、異なるタイミングにおける前記被検体の複数の超音波画像に基づき、前記被検体の組織形状を示す画像を除去するステップと、

前記被検体の組織形状を示す画像を除去した後の異なるタイミングにおける複数の画像に基づいて、前記被検体内の血流速度ベクトルを算出するステップと、

を実行させることを特徴とする超音波撮像プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を撮像する技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

血液を体内に循環させる循環器系において、血液循環の効率や形態は循環器疾患と密接な関わりをもっている。たとえば、効率の悪い循環器系は心臓に負担がかかり、心不全へのリスクが高まる。血液循環の効率は、血流の運動量やエネルギーによって表すことができる。

20

【0003】

また、心臓にとどまらず、動脈硬化などの血管疾患においても、血液が流れるときの血管と血流の間の運動交換を表すせん断応力が、疾患と密接に関わることが明らかとなっている（非特許文献1）。

【0004】

循環器組織の循環効率や血流動態を調べるためには、循環器組織と血流との間の力学的な相互関係を取得することが必要となる。このためには、循環器組織と血流の境界付近における循環器組織運動と血流ベクトルを定量的に求め、その影響を数値化して解析することが必要である。

30

【0005】

下記特許文献1では、複数の差分画像を累加することにより血流ベクトルを求める手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平5-31112号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Suzuki, J et al. Am. J. Roentgenology. 171:1285-1290 (1998)

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記特許文献1に記載の技術では、画素の輝度値が動き方向に沿って段階的に変化するため、その輝度変化に応じて動きベクトルを目視確認することができる。しかし、輝度や色の変化によって血流ベクトルを解析しているため、血流を感覚的・定性的に把握することができるに留まる。

【0009】

循環器組織の循環効率や血流動態を調べるためには、循環器組織と血流との間の力学的な相互関係を数值的に解析する必要がある、上記特許文献1に記載されている手法では十

50

分な解析結果を得られない可能性がある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、循環器組織近傍の血流を定量的に測定する技術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】

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波撮像装置は、複数フレームの超音波画像の差分をとることにより、組織形状に相当する画像部分を除去した後、異なるタイミングにおける複数の画像に基づいて、血流速度ベクトルの計測値を算出する。

【発明の効果】

10

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波撮像装置によれば、組織形状に相当する画像部分を除去することにより、循環器組織近傍の血流から得られた反射信号が弱い場合でも、血流を強調することができる。これにより、血流をより正確に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】実施形態 1 に係る超音波撮像装置 1 の機能ブロック図である。

【図 2】超音波撮像装置 1 の動作フローを示す図である。

【図 3】ステップ S 2 0 1 で得られる組織形状画像の 1 例を示す図である。

【図 4】ステップ S 2 0 3 の詳細フローを示す図である。

20

【図 5】ステップ S 2 0 1 で形状認識部 1 5 1 が時系列に沿って取得する超音波画像の例を示す図である。

【図 6】ステップ S 2 0 3 1 における処理イメージを示す図である。

【図 7】ステップ S 2 0 3 2 における処理イメージを示す図である。

【図 8】ステップ S 2 0 3 3 における処理イメージを示す図である。

【図 9】被検体 3（動脈）の側断面図である。

【図 1 0】表示部 1 4 が圧力分布の等高線を画面表示する際の画面イメージを例示する図である。

【図 1 1】表示部 1 4 がせん断応力を画面表示する際の画面イメージを例示する図である。

30

【図 1 2】圧力分布、血流のせん断応力分布 S、渦度分布 W のいずれか 1 以上を表示する際の画面イメージを例示する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

<実施の形態 1>

図 1 は、本発明の実施形態 1 に係る超音波撮像装置 1 の機能ブロック図である。超音波撮像装置 1 は、超音波探触子 2 から被検体 3（例えば生体）に超音波を照射して反射エコー信号を受信し、被検体の超音波画像を生成する装置である。超音波探触子 2 は、超音波信号発生器 1 2 が生成した信号にしたがって、被検体 3 の照射領域 3 0 に超音波を照射するとともに、照射領域 3 0 の反射波エコー信号を受信する。

40

【 0 0 1 5 】

超音波撮像装置 1 は、入力部 1 0、制御部 1 1、超音波信号発生器 1 2、超音波受信回路 1 3、表示部 1 4、信号処理部 1 5 を備える。本発明における「超音波送受信部」は、制御部 1 1、超音波信号発生器 1 2、超音波受信回路 1 3 が相当する。

【 0 0 1 6 】

入力部 1 0 は、超音波撮像装置 1 を操作するオペレータが制御部 1 1 に対して超音波撮像装置 1 の動作条件などを指示するための操作装置である。入力部 1 0 は、キーボード、ポインティングデバイスなどを用いて構成することができる。入力部 1 0 はまた、オペレータが心電図を使用する場合の心電図信号を入力する際に用いることもできる。

【 0 0 1 7 】

50

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 1 の動作条件に基づき、超音波信号発生器 12、超音波受信回路 13、表示部 14、信号処理部 15 を制御する。超音波受信回路 13 は、超音波探触子 2 が受信した反射エコー信号に、増幅、整相などの信号処理を施す。超音波受信回路 13 は、受信回路、包絡線検波手段、Log 圧縮を行う手段を含む。スキャンコンバータは超音波受信回路 13 に含んでもよく、この場合、取り扱うデータ量が減るというメリットがある。また、スキャンコンバータを超音波受信回路 13 に含めず、信号処理部 15 で多くのデータを取り扱うことができ、精度のよい計測装置が実現できる。計算後にスキャンコンバータを用いてもよい。A/D コンバータのサンプリングの周波数は 20 MHz から 50 MHz の間とする。表示部 14 は、信号処理部 15 が生成した情報を画面表示する。信号処理部 15 は、超音波探触子 2 が受信した反射エコー信号から超音波画像を生成する。

10

【0018】

信号処理部 15 は、形状認識部 151、血流検出部 152、相互作用算出部 153、メモリ 154 を有する。

【0019】

形状認識部 151 は、超音波受信回路 13 が出力する反射エコー信号から、平面的撮像法を用いた被検体 3 の 2 次元組織形状情報、または立体的撮像法を用いた 3 次元組織形状情報（例えば B モード像）を作成する。B モードのラスタ間隔は、超音波点広がり関数幅の 10 分の 1 から 4 倍の範囲である。また、形状認識部 151 は、作成した組織形状情報より、被検体 3 の組織位置を表す組織位置情報を求める。

20

【0020】

血流検出部 152 は、形状認識部 151 が作成した組織形状情報から、血流速度ベクトルを求める。また、血流検出部 152 は、形状認識部 151 が作成した組織位置情報を用いて、被検体組織と血流の境界付近において、流体の物理法則を適用し、血流速度ベクトルを補正する。詳細は後述する。

【0021】

相互作用演算部 153 は、血流検出部 152 が算出した血流速度ベクトルから、被検体組織と血流の間で作用する物理量や臨床指標を演算する。詳細は後述する。

【0022】

メモリ 154 は、超音波探触子 2 が受信する反射エコー信号の他、形状認識部 151、血流検出部 152、相互作用演算部 153 が作成する情報を記憶する。

30

【0023】

制御部 11、信号処理部 15、およびその配下の機能部は、これらの機能を実現する回路デバイスのようなハードウェアを用いて構成することもできるし、マイコンや CPU (Central Processing Unit) のような演算装置とその動作を規定するソフトウェアを用いて構成することもできる。

【0024】

図 2 は、超音波撮像装置 1 の動作フローを示す図である。図 2 では、被検体 3 が心臓であり、照射領域 30 が左心室と右心室を含む部位であるものとする。なお、照射領域 30 はこれに限るものではなく、血管、他の心腔などの部位でもよい。

40

【0025】

(図 2: ステップ S201)

形状認識部 151 は、超音波受信回路 13 が出力する反射エコーから、例えば B モード像のような、被検体 3 の組織形状を表す超音波画像（組織形状画像）を生成する。形状認識部 151 は、複数の超音波画像を時系列に沿って順次取得する。

【0026】

(図 2: ステップ S202)

形状認識部 151 は、ステップ S201 で生成した超音波画像から、被検体 3 の組織位置情報を取得する。具体的には、心臓組織、血管などの生体組織の位置を特定してこれらの位置情報を作成する。組織位置は、組織内壁を画像処理によって検出することにより特

50

定してもよいし、超音波撮像装置 1 のオペレータが入力部 10 を介して組織内壁を指定することにより特定してもよい。

【0027】

(図2:ステップS203)

血流検出部 152 は、形状認識部 151 が生成した超音波画像のなかの血流部位を強調し、被検体 3 の生体組織と血流の間の境界近傍の血流速度を計測する。血流検出部 152 は、求めた血流速度に対し、流体力学上の物理的な整合性を適用して補正する。

【0028】

(図2:ステップS203:補足)

ここでいう流体力学上の整合性とは、例えば血流が血管内壁で反射すること、血管内壁に接する部分の血流速度は 0 であること、などの制約をいう。具体例については後に改めて説明する。

【0029】

(図2:ステップS204)

相互作用算出部 153 は、形状認識部 151 が取得した組織位置情報と、血流検出部 152 が取得した血流速度から、被検体 3 の生体組織と血流の間の物理的な相互作用を算出する。例えば、血管内の血流圧力分布、血流が被検体 3 の血管内壁に生じさせるせん断応力、血流の仕事量、血流の流量、などが考えられる。

【0030】

(図2:ステップS204:補足その1)

相互作用演算部 153 は、上記各物理作用に基づき、その他の臨床上有用な指標を算出することもできる。例えば、上記各物理作用の空間的分布または経時的分布を算出することができる。また、その最大値、最小値、平均値、積分値、またはこれらの比などの値を算出することもできる。

【0031】

(図2:ステップS204:補足その2)

本ステップにおける臨床上有用な指標とは、例えば最高血圧や最低血圧などの指標値のことをいう。これら指標は、血流速度から算出することができ、また循環器疾患の有用な指標となるため、本ステップにおいて算出することとした。その他、血流が血管内壁に生じさせるせん断応力は、動脈瘤などの一因となっていることが分かっているため、これら物理量を臨床指標として算出することも有用である。

【0032】

(図2:ステップS204:補足その3)

表示部 14 は、相互作用演算部 153 が本ステップで算出した物理作用、臨床指標などの値を画面表示する。例えば、血流圧力分布の経時変化を色付けして表示する、各時点の最高血圧/最低血圧を数値表示する、などの表示形態が考えられる。

【0033】

図3は、ステップS201で得られる組織形状画像の1例を示す図である。ここでは、2次元Bモードによって撮像した被検体3(心臓)の左心室31、左心房32、右心室33、僧房弁34、左室後壁35、心尖部36を例示した。図3では例として2次元画像を示したが、3次元画像でもよい。Bモード像の超音波周波数は、撮像が可能な1MHzから20MHzの範囲である。本実施形態1では、中心周波数5MHzとした。心拍によって変動する組織を撮像する際のフレームレートは、心臓の動きを捉えることができる範囲で採用する必要があるため、20Hz以上とした。

【0034】

ステップS202において、形状認識部151は、ステップS201で得られた組織形状画像の位置情報を、画像処理により検出する。具体的には、超音波画像において組織画像は高輝度値を有するため、高輝度値を有する位置には心臓組織が存在するものとして取り扱うことができる。これにより、2次元または3次元的な心臓組織位置を特定することができる。その他、超音波撮像装置1のオペレータが、入力部10を介して血流と心臓組

10

20

30

40

50

織の境界面である組織内壁の位置を指定することにより、組織位置を特定してもよい。また、組織内壁輪郭抽出には一般的にSNAKESと呼ばれるような画像輝度値のエネルギー関数を用いた手法を用いてもよい。

【0035】

以上、超音波撮像装置1の全体動作を説明した。以下では、図2の各ステップの詳細について、図面を参照しながら説明する。

【0036】

図4は、ステップS203の詳細フローを示す図である。本処理フローの前提となる超音波画像の例は、後述の図5で示す。各ステップにおける処理イメージについては、後述の図5～図8で改めて示す。以下、図4の各ステップについて説明する。

10

【0037】

(図4：ステップS2031)

血流検出部152は、ステップS201で形状認識部151が時系列に沿って取得した超音波画像のフレーム間差分をとり、差分画像を生成する。一般に、血流を測定するため血液内に投与する血中散乱体からの反射エコー信号は、生体組織からの反射エコー信号と比べて小さいため、血流を超音波画像から特定することは難しい。本ステップによれば、生体組織からの反射エコー信号成分を画像上でキャンセルし、血中散乱体からの反射エコー信号成分を強調して、血流を測定しやすくすることができる。本ステップの処理イメージは、後述の図6で改めて示す。

【0038】

20

(図4：ステップS2032)

血流検出部152は、ステップS2031で生成した差分画像間でパターンマッチングを実施し、血流速度ベクトルを求める。差分画像内には、血中散乱体からの反射エコー信号成分が主に残っているため、差分画像間でパターンマッチングを実施することにより、血流の動きベクトルを求めることができる。本ステップの処理イメージは、後述の図7で改めて示す。

【0039】

(図4：ステップS2033)

血流検出部152は、形状認識部151が作成した組織位置情報と、ステップS2032で求めた血流速度ベクトルを用いて、被検体組織と血流の境界付近において流体の物理法則を適用し、血流速度ベクトルを補正する。本ステップの処理イメージは、後述の図8で改めて示す。

30

【0040】

図5は、ステップS201で形状認識部151が時系列に沿って取得する超音波画像の例を示す図である。画像を撮像する時間間隔を、 dt とする。図5(a)は任意の基準時刻 $t=0$ における超音波画像A0、図5(b)(c)はそれぞれ $t=dt$ 、 $t=2dt$ における超音波画像A1、A2を示す。図5に示す超音波画像内には、被検体3の1例として、左心室31、左心房32、血流に混在する散乱体37が撮像されている。散乱体は血球でもよいし、信号強度増幅のための超音波造影剤でもよい。

【0041】

40

図6は、ステップS2031における処理イメージを示す図である。図6(a)は、図5に示した超音波画像A0とA1の差分画像B0を示す。図6(b)は、図5に示した超音波画像A1とA2の差分画像B1を示す。図6中の関心領域(Region Of Interest: ROI)72については、図7で改めて説明する。

【0042】

差分画像B0において、血流速度が生体組織の移動速度より十分大きい場合、組織成分は除去され、血流成分のみが差分画像上に残る。これにより、差分画像上の背景部分(生体組織部分)の輝度値はほぼ0に近くなる。A0に撮像されていた血流散乱体が正の輝度値となり、A1に撮像されていた血流散乱体が負の輝度値となって、差分画像B0上に表れる。図6では正の輝度値を白抜きの丸で示し、負の輝度値を黒丸で示した。また、速度

50

を検出する際に、輝度値の微分値を用いるオプティカルフローを用いてもよいし、パターンマッチング以外には血流散乱体輝度値から、血流散乱体中心地点を特定し、同様に次の画像における、血流散乱体中心場所を特定することで、二点間がもとまりその差分が移動量となる。移動量を画像の撮像間隔で除することで、速度を求めることができる。また、画像の中心地点以外には、画像の特徴点を抽出しその特徴点の移動量を検出し速度に変換してもよい。特徴点とは、そのほか、エッジや折れ線など、丸が考えられる。

【0043】

血流検出部152は、ステップS2032において、血中散乱体の移動量をパターンマッチングによって求めることにより、血流速度ベクトルを算出する。ここにおいて、パターンマッチングによる血流速度ベクトルの算出のほかにも、上述の速度算出方法があり、被検体の組織形状を示す画像を除去した後の異なるタイミングにおける複数の画像に基づいて、被検体の血流速度ベクトルを算出する機能があればよく、本発明はパターンマッチング処理のみに限定されるものではない。

10

【0044】

ただし、生体組織が画像内に存在していると、生体組織と血流の境界近傍における血流からの反射エコー信号は、生体組織からの反射エコー信号によって目立たなくなってしまう。そこで、ステップS2031において、生体組織からの反射エコー信号成分を相殺することにより、信号強度を低減させることとした。具体的には、各ピクセルの輝度値をフレーム間で減算することにより、差分画像を求めることができる。

【0045】

20

図7は、ステップS2032における処理イメージを示す図である。図7(a)は、時刻 $t = 0$ におけるROI72内の超音波画像を示す。図7(b)は、時刻 $t = dt$ におけるROI72内の超音波画像を示す。ROI72は、血流速度ベクトルを算出しようとしている画像領域に相当する。空間的な速度情報を取得するため、血中散乱体個々の挙動を追跡することもできるが、ここでは、ある時刻におけるROIを格子状に区切り、各格子内の血中散乱体画像パターンを追跡することとする。

【0046】

血流検出部152は、図7(a)内の格子721の画像パターンに対応する、図7(b)内の格子722を、パターンマッチングにより探索する。すなわち、血流検出部152は、図7(a)における格子721内の血中散乱体が、図7(b)においてどの位置まで移動したかを特定する。これにより、図7(a)(b)間の格子721の移動量を算出することができる。

30

【0047】

格子721の移動量を R としたとき、格子721の速度は R / dt で求めることができる。血流検出部152は、同様にすべての格子に対して速度を求めることにより、図7(c)のような空間的な速度ベクトル723を算出することができる。

【0048】

血流検出部152は、上述のように格子単位でパターンマッチングを実施することに代えて、個々の血中散乱体粒子についてパターンマッチングを実施し、空間的な速度ベクトルを算出してもよい。

40

【0049】

速度ベクトルの空間分布を求める他の方法として、血球のような血中超音波信号反射体のドップラー効果を用いた方法がある。さらに、ドップラー効果を用いて取得した速度場から流れ関数を用いて速度ベクトルを算出する手法を用いることもできる。ただし、ドップラー効果で求めることができる速度情報は、ベクトルで示される速度ベクトルの超音波射影方向の投影成分のみとなる。そのため、ドップラー効果を用いた場合は、角度補正が必要であるとともに、速度ベクトルの超音波射影方向成分が誤差の原因となる。また、流れ関数は2次元の流れ場を仮定するため、ドップラー効果を用いて速度ベクトルの空間分布を算出することができる場面は限定される。

【0050】

50

以上に鑑みると、血中散乱体を追跡して流れ場を３次元的に算出する手法が最適であると思われる。格子サイズはトレーサを追従するのに適しているサイズを選択し、具体的には３から１３０ピクセルの間の大きさである。

【００５１】

図８は、ステップＳ２０３３における処理イメージを示す図である。生体組織と血流の間の物理的な相互作用は、これら両者の境界面において発生しているため、生体組織と血流の境界近傍における血流速度は、極めて重要な情報となる。図８では、その算出手法について説明する。

【００５２】

血流検出部１５２は、形状認識部１５１が算出した組織位置情報７３に基づき、生体組織と血流の間の境界面を特定する。次に、当該境界面におけるすべりなし境界条件、すなわち境界面における血流速度が０であるという法則を適用し、当該境界面における血流速度ベクトル７２４がゼロベクトルであると仮定する。

【数１】

$$\vec{V} = \vec{0} \quad \dots (式 1)$$

【００５３】

計測対象をベクトルマッピングとした場合は、血流検出部１５２は、血流速度分布の連続性を利用して、補間処理により血流速度ベクトルを求めることもできる。例えば、まず血流速度の実測値を別途測定し、例えば入力部１０などを介して信号処理部１５に与えておく。一般に、血流測定を実際に行うと、血管内壁近傍ではなく、血管中央付近の血流速度が得られる。血流検出部１５２は、上記境界面におけるゼロベクトルと実測値との間の領域について、線形補間やスプライン補間などの補間処理を実施し、これら中間領域における速度ベクトルを求めることができる。図８では、速度ゼロベクトル７２４、実測速度ベクトル７２３、補間速度ベクトル７２５を併記した。

【００５４】

<実施の形態１：まとめ>

以上のように、本実施形態１に係る超音波撮像装置１は、超音波画像のフレーム間差分画像を求めることにより、被検体３の生体組織画像をキャンセルする。これにより、生体組織と血流の境界近傍における血流からの反射エコー信号が、生体組織からの反射エコー信号に比して小さい場合でも、血流画像を強調し、より正確に血流を把握することができる。

【００５５】

また、本実施形態１に係る超音波撮像装置１は、生体組織画像をキャンセルした後の画像に対してパターンマッチングを実施し、血流速度ベクトルを算出する。これにより、血流を強調した画像を用いて、血流速度を定量的に数値化することができる。

【００５６】

また、本実施形態１に係る超音波撮像装置１は、形状認識部１５１が認識した組織形状に基づき、被検体３の生体組織と血流の境界面を特定する。また、その境界面における血流速度がゼロになるという力学法則を適用し、その他の領域における血流速度を算出または補間する。これにより、血流速度ベクトルの算出精度を向上させることができる。

【００５７】

<実施の形態２>

本発明の実施形態２では、被検体３が動脈である場合における、超音波撮像装置１の動作例を説明する。超音波撮像装置１の構成は実施形態１と同様であるため、以下では差異点を中心に説明する。

【００５８】

図 9 は、被検体 3 (動脈) の側断面図である。図 9 (a) に示すように、動脈は、動脈壁 39 と血管内皮 38 を有する。さらに、図 9 (b) に示すように、動脈内に動脈瘤 381 が存在する場合もある。以下では、図 4 で説明したステップ S 2033 について、実施形態 1 と異なる点を説明する。

【0059】

(図 4 : ステップ S 2033 : 追加事項)

血流検出部 152 は、動脈を円管として近似できる場合、円管内の流れ解析手法を用いて血流速度ベクトルを算出することができる。例えば、ハーゲン・ポアズイユ流れやウォーマスリイの振動解析解を用いる流れ解析手法を実施し、動脈内の血流速度ベクトルを求めることができる。

10

【0060】

(図 4 : ステップ S 2033 : 補足その 1)

動脈瘤 381 が存在する場合でも、動脈を面対称な円管として近似できる場合、動脈形状を 2 次元平面で近似することができる。また、計測対象を 1 方向速度を計測するドブラ速度とし、ゼロベクトルに流れ関数を用いることで、2 方向ベクトル分布を導出し、実測値が得られなかった方向の血流速度成分を計算することができる。具体的な方法を以下に説明する。

【0061】

ドブラ計測で得られる血流速度は、超音波ビームに平行な方向成分であり、この方向を x 、 x 速度成分を u 、また、超音波撮像画像面内において、 x に垂直な方向を y 、 y 方向速度成分を v とする。流れ場の二次元性が保たれる場合や、超音波撮像画像を横切る流体の速度変化が少ない場合、質量保存の法則は下記 (式 2) のように表すことができる。

20

【数 2】

$$0 = \frac{\partial V_1}{\partial x_1} + \frac{\partial V_2}{\partial x_2} \cdots \cdots \text{(式 2)}$$

30

【0062】

ここで、流れ関数 Φ を下記 (式 3)、および (式 4) のように定義すると、上記 (式 2) は自動的に満たされる。

【数 3】

$$\partial \Phi / \partial y = u \cdots \cdots \text{(式 3)}$$

【数 4】

40

$$-\partial \Phi / \partial x = v \cdots \cdots \text{(式 4)}$$

【0063】

(式 3) を x 方向で微分し、 y 方向で積分することにより、下記 (式 5) の関係式が求められる。

【数 5】

$$\int \frac{\partial u}{\partial x} dy = \int \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y \partial x} dy = \frac{\partial \Phi}{\partial x} = -v \quad \dots (式 5)$$

【0064】

次に定積分を行うと、任意の場所 C 2 における y 方向速度 v_{c2} は下記（式 6）のように記述される。

10

【数 6】

$$v_{c2} = \int_{c1}^{c2} \frac{\partial u}{\partial x} dy + v_{c1} \quad \dots (式 6)$$

【0065】

20

（式 6）の詳細を説明する。ドプラ計測では、取得できる速度成分は 1 方向である。任意の場所 C 2 における y 方向速度 v_{c2} を求める際に、y が同値で任意の x の位置における y 方向速度 v_{c1} が既知である必要がある。そこで、位置 C 1 に壁面 C 0 を選ぶことで、 v_{c0} の速度を 0 と設定して下記（式 7）を得ることができる。また、壁面位置を明確にすることで、C 0 から C 2 への積分が可能となり、任意の y 方向速度 v_{c2} を求めることが可能となった。

【数 7】

$$v_{c2} = \int_{c0}^{c2} \frac{\partial u}{\partial x} dy \quad \dots (式 7)$$

30

【0066】

上記では 1 例として直交座標系を示したが、軸座標系の流れ関数を用いてもよい。

【0067】

（図 4：ステップ S 2033：補足その 2）

上記（式 2）中の添字 1 および 2 は、超音波画像内の互いに直交する座標軸を示す。超音波で計測した血流速度ベクトルに対し、上記（式 1）（式 2）を用いることにより、動脈組織と血流の境界近傍の速度分布も補間することができる。

40

【0068】

（図 4：ステップ S 2033：補足その 3）

図 9（c）は、動脈内の圧力分布図を示す。動脈内壁 38 上における血流速度ベクトルは、速度ゼロベクトル 724 となる。動脈中心部分の血流速度は、実測により取得することもできる（実測速度ベクトル 723）。実測速度ベクトル 723 と速度ゼロベクトル 724 の間の領域における血流速度ベクトル 725 は、実施形態 1 と同様に補間によって求めることができる。

【0069】

50

<実施の形態 2 : まとめ>

以上のように、本実施形態 2 に係る超音波撮像装置 1 は、血管を円管として近似し、円管内の流体解析手法を用いて、血管内の血流速度ベクトルを演算推定する。また、血流速度の実測値が得られる場合は、実測速度ベクトル 7 2 3 と速度ゼロベクトル 7 2 4 の間の領域における血流速度ベクトルを補間によって求める。これにより、血管内の血流速度ベクトルを精度よく推定することができる。

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態 2 に係る超音波撮像装置 1 は、血管の中心軸を通る平面を対称面として、血管が面对称構造を有するものと仮定し、2 次元平面で近似する。これにより、流体の質量保存則を簡易化して取り扱うことができるので、少ない演算量で血管内の血流速度ベクトルを演算推定することができる。

10

【 0 0 7 1 】

<実施の形態 3 >

本発明の実施形態 3 では、図 2 のステップ S 2 0 4 の具体例を説明する。超音波撮像装置 1 の構成は、実施形態 1 ~ 2 と同様である。

【 0 0 7 2 】

相互作用演算部 1 5 3 は、形状認識部 1 5 1 が取得した被検体 3 の組織位置情報と、血流検出部 1 5 2 が取得した血流速度ベクトルから、生体組織と血流の間の物理的な相互作用を算出する。ここでいう相互作用は、力の相互作用、運動量交換、エネルギー交換などから算出することができる。

20

【 0 0 7 3 】

力の相互作用は、組織境界面の法線に対して平行な方向の圧力と、垂直な方向のせん断応力との 2 つに大別できる。

【 0 0 7 4 】

圧力分布は、流体の運動方程式によって算出することができる。運動方程式として、下記(式 8)に示す、流体の運動量保存則を表す Navier - Stokes 式、または(式 8)を簡略化した下記(式 9)に示す Euler 式を用いることができる。

【数 8】

$$\nabla P = -\rho \left(\frac{\partial V_i}{\partial t} + V_j \frac{\partial V_i}{\partial t} \right) + \mu \frac{\partial^2 V_i}{\partial x_j \partial x_j} \quad \dots (式 8)$$

30

$$\nabla P = -\rho \left(\frac{\partial V_i}{\partial t} + V_j \frac{\partial V_i}{\partial t} \right) \quad \dots (式 9)$$

V_i : 心腔内の任意の位置 X における血流速度ベクトル V の i 方向成分

40

∇P : 位置 X における圧勾配

ρ : 血液密度を表す定数、 $1000 \text{ Kg/m}^3 \leq \rho \leq 1100 \text{ Kg/m}^3$

μ : 血液粘性を示す定数、 $3500 \text{ Kg/m/s} \leq \mu \leq 5,500 \text{ Kg/m/s}$

【 0 0 7 5 】

圧勾配を用いて圧力分布を算出する方法を、以下に説明する。血流が流れている位置 X における圧勾配を算出する場合、相互作用演算部 1 5 3 は、基準点 X_0 と位置 X_1 を結ぶ任

50

意の経路 L を指定し、 N を任意の整数として、経路 L 上の経路離散位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ における圧勾配を算出する。次に相互作用演算部153は、圧勾配を算出した位置 $L_1, L_2, L_3, \dots, L_N$ における圧勾配と経路離散位置間の距離の積の和をとり、基準点 X_0 と位置 X_1 の間の圧較差とする。なお、流量が小さい領域の圧勾配については、値を0、あるいは -1 mmHg/cm 以上 1 mmHg/cm 以下の定数とおいてもよい。

【0076】

図10は、表示部14が圧力分布の等高線を画面表示する際の画面イメージを例示する図である。相互作用演算部153は、上記処理を全ての格子に対して実施することにより、圧力較差分布の等高線を得ることができる。また、基準点 X_0 における圧力の推定値を

10

【0077】

基準点 X_0 における圧力の推定値は例えば、一般化伝達関数法を用いることで推定してもよいし、上腕部の血圧値より推定してもよい。

【0078】

また、相互作用演算部153は、圧力分布を時系列データとして算出してもよいし、空間的分布または時間的分布、さらにはその最大値、最小値、積分値などを算出し、それらの値の相対値をとることにより、臨床上の指標として用いることもできる。表示部14はその指標値を画面表示する。

【0079】

20

また、弁狭窄などが生じると、弁の上流と下流の間の圧力差が大きくなり、心臓に負担がかかる。したがって、圧力較差自体も有用な臨床指標となる。表示部14は、この圧力較差の空間分布や経時分布を画面表示するようにしてもよい。

【0080】

図11は、表示部14がせん断応力を画面表示する際の画面イメージを例示する図である。図11に示すように、せん断応力の大きさによって境界部分の色を変えて表示してもよい。せん断応力の時系列データとして、経時的に変化したせん断応力を算出させてもよいし、空間的あるいは時間的变化の最大値や最小値、積分値を算出し、さらにそれらの値の相対値をとることによって臨床指標化して、表示部14が表示してもよい。

【0081】

30

また、エネルギーは血流の力と組織移動量の積に相当するため、組織の移動量を組織ドップラー法や組織トラッキングによって求めることにより、エネルギー、すなわち血液が組織に与える仕事率を求めることができる。

【0082】

特に、心臓拡張能不全においては、心臓拡張が心筋の自発的な弛緩によるものか、それとも血液が心筋を押すことに起因して拡張したものであるのかを、区別しにくい。本発明のように、心筋と血流の力学的な相互作用を調べることにより、心臓拡張能不全を診断する際に有効な指標を提供することができる。また、心筋と血流の局所的な相互作用を調べることにより、本発明を虚血診断にも適用することができる。

【0083】

40

図12は、表示部14が、1以上の空間位置における、またはある時刻における圧力分布、血流のせん断応力分布 S 、渦度分布 W のいずれか1以上を表示する際の画面イメージを例示する図である。相互作用演算部153は、血流のせん断応力分布 S と渦度分布 W を、下記(式10)(式11)に示す定義式によって算出することができる。表示部14は、その算出結果を画面表示する。

【数 9】

$$S = \frac{\left(\frac{\partial V_i}{\partial x_j} + \frac{\partial V_j}{\partial x_i} \right)}{2} \quad \dots (式 10)$$

10

【数 10】

$$W = \frac{\partial V_j}{\partial x_i} - \frac{\partial V_i}{\partial x_j} \quad \dots (式 11)$$

【0084】

20

表示部 14 は、図 12 の経時変化を動画として表示してもよい。また、形状認識部 151 が生成した画像と組織画像と重ね合わせて表示してもよい。また、同時に相互作用演算部 153 が算出した力やエネルギーの定量的な数値、またはそれらの比を画面表示してもよい。

【0085】

表示部 14 は、上記のほか、信号処理部 15 が血流速度ベクトルを算出する過程を画面表示することもできる。例えば、図 2 や図 4 に示したフローチャートの各ステップで実施する演算過程、上記各数式、図 5 ~ 図 9 に示した演算途中の画像などを画面表示することが考えられる。

【0086】

30

以上、本発明者によってなされた発明を実施形態に基づき具体的に説明したが、本発明は前記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で種々変更可能であることは言うまでもない。

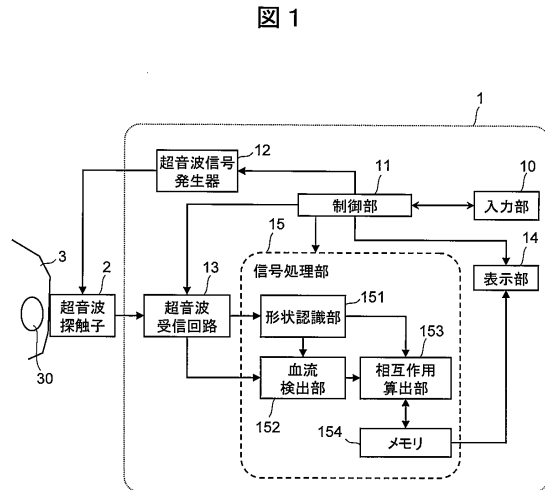
【符号の説明】

【0087】

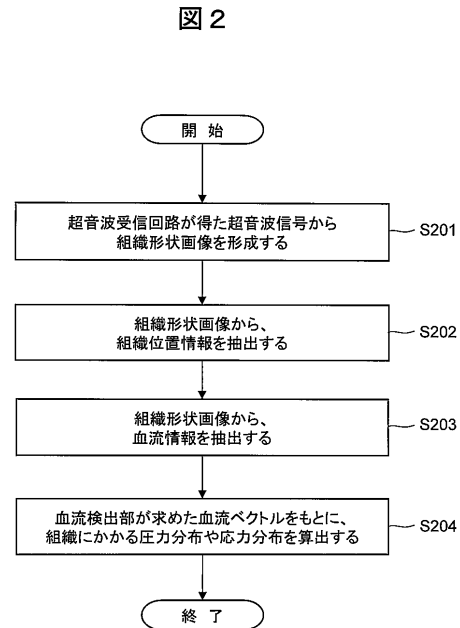
1 : 超音波撮像装置、10 : 入力部、11 : 制御部、12 : 超音波信号発生器、13 : 超音波受信回路、14 : 表示部、15 : 信号処理部、151 : 形状認識部、152 : 血流検出部、153 : 相互作用算出部、154 : メモリ、2 : 超音波探触子、3 : 被検体、30 : 照射領域、31 : 左心室、32 : 左心房、33 : 右心室、34 : 僧房弁、35 : 左室後壁、36 : 心尖部、38 : 血管内皮、381 : 動脈瘤、39 : 動脈壁、72 : ROI、721 ~ 722 : 格子、723 : 実測速度ベクトル、724 : 速度ゼロベクトル、725 : 補間速度ベクトル、73 : 組織位置情報。

40

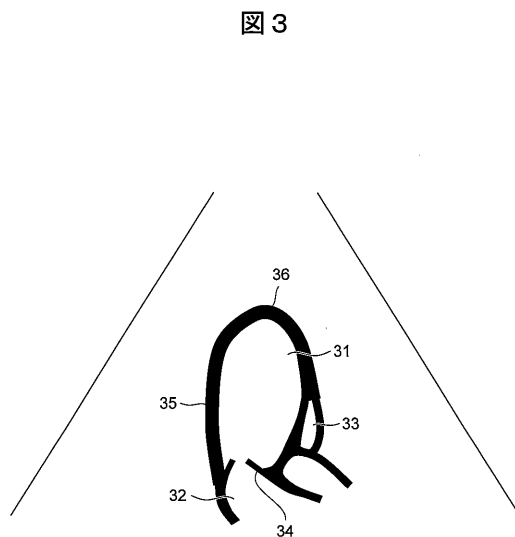
【図 1】



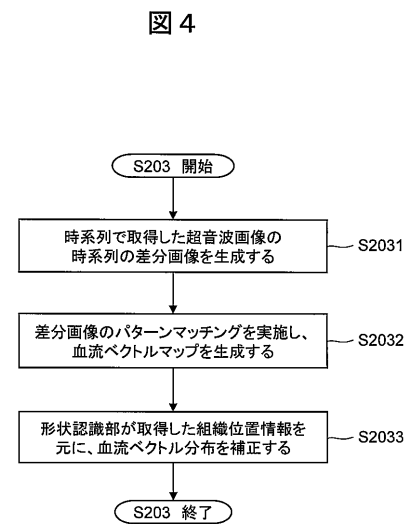
【図 2】



【図 3】

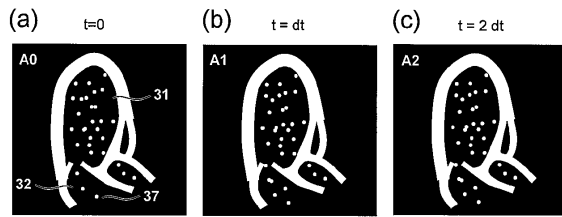


【図 4】



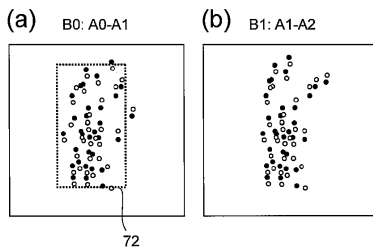
【図 5】

図 5



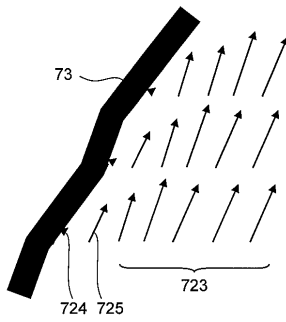
【図 6】

図 6



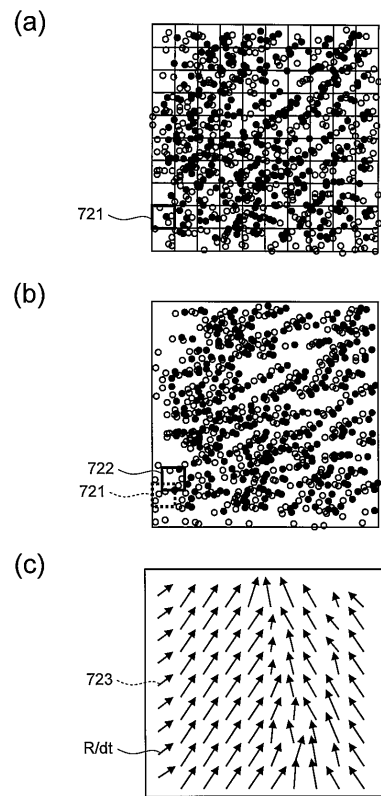
【図 8】

図 8



【図 7】

図 7



【図 9】

図 9

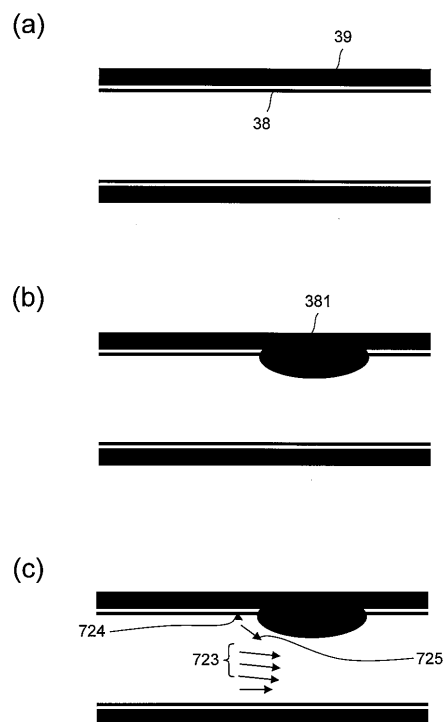


图 10

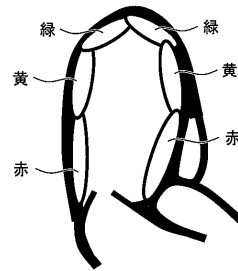
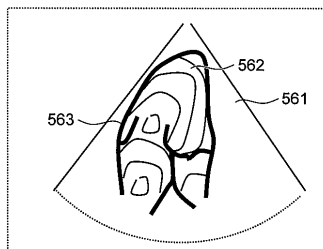


图 12



フロントページの続き

(72)発明者 橋場 邦夫

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開昭 6 2 - 1 1 4 5 3 9 (J P , A)

特開 2 0 0 7 - 2 2 2 2 5 3 (J P , A)

特開 2 0 1 0 - 5 0 3 4 2 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声成像设备，超声成像程序		
公开(公告)号	JP5627706B2	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	JP2012546842	申请日	2011-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	田中智彦 東隆 橋場邦夫		
发明人	田中 智彦 東 隆 橋場 邦夫		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	渡辺 敏章		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2010266486 2010-11-30 JP		
其他公开文献	JPWO2012073863A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种用于定量测量循环组织附近的血流的技术。根据本发明的超声波成像装置，在通过取多个帧的超声波图像之间的差异去除对应于组织形状的图像部分之后，血流速度矢量计算测量值（参见图3）。