

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-87331
(P2016-87331A)

(43) 公開日 平成28年5月23日(2016.5.23)

| | | |
|------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 8/06 (2006.01) | A 6 1 B 8/06 | 4 C 6 0 1 |
| G 0 6 T 1/00 (2006.01) | G 0 6 T 1/00 2 9 0 D | 5 B 0 5 7 |

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2014-228742 (P2014-228742)
(22) 出願日 平成26年11月11日 (2014.11.11)

(71) 出願人 390029791
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 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 坂下 肇
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
(72) 発明者 西山 知秀
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
Fターム(参考) 4C601 DD03 DD15 DE03 JB35 JB51
JC06 KK18 KK20

最終頁に続く

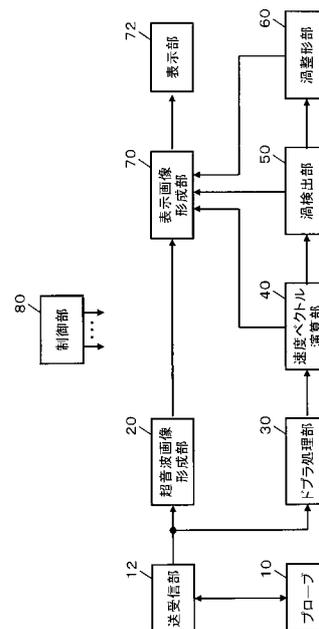
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波を利用して検出される渦の形状を整形する。

【解決手段】速度ベクトル演算部40は、血流についての超音波ビーム方向の速度情報から、走査面内における2次元の速度ベクトルを導出し、さらに、走査面内における速度ベクトルの分布を形成する。渦検出部50は、速度ベクトル演算部40において得られる2次元の速度ベクトルの分布に基づいて流体の流れを追跡することにより、流体内の渦を検出する。渦整形部60は、渦検出部50において検出された渦の形状に係る特徴点に基づいて修正範囲を決定し、その修正範囲において渦の形状を修正する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、
プローブを送信制御して生体内から超音波の受信信号を得る送受信部と、
超音波の受信信号に基づいて生体内における流体の運動ベクトルを得るベクトル演算部と、
流体の運動ベクトルに基づいて当該流体の流れを追跡することにより当該流体内の渦を検出する渦検出部と、
検出された渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲において当該渦の形状を修正する渦整形部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記渦整形部は、検出された渦の始点と終点に対応した二つの特徴点に基づいて当該渦に二つの修正端点を設定し、一方の修正端点から他方の修正端点までを前記修正範囲とする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が特定の型である場合に、当該渦の二つの特徴点のうち、当該渦の中心からの距離に応じて選択される一方の特徴点を前記一方の修正端点とし、他方の特徴点を起点として前記他方の修正端点を探索する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置において、
前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が前記特定の型とは異なる別の型である場合に、当該渦の二つの特徴点間の距離に応じて探索距離を決定し、一方の特徴点から探索距離だけ離れた位置に前記一方の修正端点を設定し、他方の特徴点から探索距離だけ離れた位置に前記他方の修正端点を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 2 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記渦整形部は、前記二つの修正端点を結ぶ修正曲線を形成し、前記修正範囲における渦の形状を修正曲線に置き換えることにより当該渦の形状を修正する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が特定の型である場合に、前記各修正端点における運動ベクトルの方向に基づいて制御点を設定し、当該制御点を利用して形成されるベジェ曲線を前記修正曲線とする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 5 または 6 に記載の超音波診断装置において、
前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が前記特定の型とは異なる別の型である場合に、前記各修正端点から当該修正端点に対応した特徴点までの距離に基づいて制御点を設定し、当該制御点を利用して形成されるベジェ曲線を前記修正曲線とする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

50

前記渦整形部は、検出された渦の始点と終点に対応した二つの特徴点における渦の内側の角度に係る判定条件に従って、当該渦の修正前における形状の型を判定する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、前記渦整形部は、二つの特徴点における運動ベクトルの方向を比較することにより、前記判定条件に応じた渦の型を判定する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波の受信信号に基づいて生体内における流体の運動ベクトルを得るベクトル演算部と、

流体の運動ベクトルに基づいて当該流体の流れを追跡することにより当該流体内の渦を検出する渦検出部と、

検出された渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲において当該渦の形状を修正する渦整形部と、

を有する、

ことを特徴とする流体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、流体に係る診断情報を得る技術に関する。

【背景技術】

【0002】

血流などの流体に超音波を送受して得られる受信信号から流体に係る診断情報を得る技術が知られている。例えば、特許文献 1 には、生体内の流体に対して超音波を送受して得られる受信信号（エコーデータ）に基づいて、観測面内の複数点において流体に関する 2 次元の速度ベクトルを得る技術が記載されている。観測面内の複数点における 2 次元の速度ベクトルの分布から、流体の流れを示す流線などの診断情報を得ることが可能になり、例えば、心臓等の診断への応用が期待される。

【0003】

心臓の診断においては、心臓内における血流の渦に注目する場合があります。例えば、超音波診断装置に血流に関する 2 次元の速度ベクトルの分布や流線を表示させ、医師等のユーザが目で見ても渦等の状態を確認していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2013 - 192643 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波を利用して血流等の流体に係る診断情報を得る技術について研究開発を重ねてきた。特に、流体内において検出される渦の形状に注目した。

【0006】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波を利用して検出される渦の形状を整形することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを送信制御して生体内から超音波の受信信号を得る送受信部と、超音波の受信信号に基づい

10

20

30

40

50

て生体内における流体の運動ベクトルを得るベクトル演算部と、流体の運動ベクトルに基づいて当該流体の流れを追跡することにより当該流体内の渦を検出する渦検出部と、検出された渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲において当該渦の形状を修正する渦整形部と、を有することを特徴とする。

【0008】

上記構成において、運動ベクトルとは、流体の運動に係るベクトル情報であり、具体的には、流体内における各部分の速度と方向を示す速度ベクトルや、各部分の移動量と方向を示す移動ベクトルなどが含まれる。運動ベクトルは、例えば、特許文献1に記載された技術(2次元の速度ベクトルの分布)を利用して得ることができるものの、他の公知の技術を利用して運動ベクトルを得るようにしてもよい。

10

【0009】

上記装置によれば、渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲において、その渦の形状が修正される。特徴点に基づく修正範囲は、できる限り限定的であることが望ましい。これにより、例えば、運動ベクトルに基づいて得られた渦の形状をできる限り尊重しつつ、限定的な修正範囲において渦の形状を修正することができる。

【0010】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、検出された渦の始点と終点に対応した二つの特徴点に基づいて当該渦に二つの修正端点を設定し、一方の修正端点から他方の修正端点までを前記修正範囲とする、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が特定の型である場合に、当該渦の二つの特徴点のうち、当該渦の中心からの距離に応じて選択される一方の特徴点を前記一方の修正端点とし、他方の特徴点を起点として前記他方の修正端点を探索する、ことを特徴とする。

20

【0012】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が前記特定の型とは異なる別の型である場合に、当該渦の二つの特徴点間の距離に応じて探索距離を決定し、一方の特徴点から探索距離だけ離れた位置に前記一方の修正端点を設定し、他方の特徴点から探索距離だけ離れた位置に前記他方の修正端点を設定する、ことを特徴とする。

30

【0013】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、前記二つの修正端点を結ぶ修正曲線を形成し、前記修正範囲における渦の形状を修正曲線に置き換えることにより当該渦の形状を修正する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が特定の型である場合に、前記各修正端点における運動ベクトルの方向に基づいて制御点を設定し、当該制御点を利用して形成されるベジェ曲線を前記修正曲線とする、ことを特徴とする。

【0015】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、検出された渦の修正前における形状が前記特定の型とは異なる別の型である場合に、前記各修正端点から当該修正端点に対応した特徴点までの距離に基づいて制御点を設定し、当該制御点を利用して形成されるベジェ曲線を前記修正曲線とする、ことを特徴とする。

40

【0016】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、検出された渦の始点と終点に対応した二つの特徴点における渦の内側の角度に係る判定条件に従って、当該渦の修正前における形状の型を判定する、ことを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、前記渦整形部は、二つの特徴点における運動ベクトルの方向

50

を比較することにより、前記判定条件に応じた渦の型を判定する、ことを特徴とする。

【0018】

また、上記目的にかなう好適な流体情報処理装置は、超音波の受信信号に基づいて生体内における流体の運動ベクトルを得るベクトル演算部と、流体の運動ベクトルに基づいて当該流体の流れを追跡することにより当該流体内の渦を検出する渦検出部と、検出された渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲において当該渦の形状を修正する渦整形部と、を有することを特徴とする。

【0019】

上記流体情報処理装置は、コンピュータにより実現することができる。例えば、超音波の受信信号に基づいて生体内における流体の運動ベクトルを得るベクトル演算機能と、流体の運動ベクトルに基づいて当該流体の流れを追跡することにより当該流体内の渦を検出する渦検出機能と、検出された渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲において当該渦の形状を修正する渦整形機能と、をコンピュータに実現させるプログラムにより、コンピュータを上記流体情報処理装置として機能させることができる。なお、そのプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供されてもよいし、インターネットなどの電気通信回線を介してコンピュータに提供されてもよい。

【発明の効果】

【0020】

本発明により、超音波を利用して検出される渦の形状を整形することができる。例えば本発明の好適な態様によれば、渦の形状に係る特徴点に基づく修正範囲をできる限り限定的な範囲とすることにより、運動ベクトルに基づいて得られた渦の形状をできる限り尊重しつつ渦の形状を修正することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】血流の流れを追跡する処理の具体例を説明するための図である。

【図3】複数の開始点SPの配置に関する具体例を示す図である。

【図4】渦の判定に係る具体例を説明するための図である。

【図5】渦の外縁を決定する処理の具体例を説明するための図である。

【図6】渦の中心点の具体例を示す図である。

【図7】渦の形状に係る型の具体例を示す図である。

【図8】型の判別に係る具体例を説明するための図である。

【図9】カタツムリ型の渦に係る修正範囲の具体例を示す図である。

【図10】カタツムリ型の渦に係る修正範囲の変形例を示す図である。

【図11】半楕円型の渦に係る修正範囲の具体例を示す図である。

【図12】ベジェ曲線の具体例を示す図である。

【図13】カタツムリ型の渦における制御点の設定例を示す図である。

【図14】ベクトル交点が遠方にある場合の対応例を示す図である。

【図15】ベクトル交点が渦の内側方向にある場合の対応例を示す図である。

【図16】渦の流れと補助線がほぼ平行な場合の対応例を示す図である。

【図17】半楕円型の渦における制御点の設定例を示す図である。

【図18】渦の形状の修正例を示す図である。

【図19】心臓壁の近傍における渦の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。図1の超音波診断装置は、生体内における流体の渦を検出する機能を備えており、特に、心臓内における血流の渦を検出するのに適している。そこで、以下においては、診断対象となる流体の好適な一例である心臓内の血流に関する渦の検出について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

プローブ 10 は、心臓を含む空間内に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ 10 は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が電子的に走査制御され、心臓を含む空間内で超音波ビームが走査される。プローブ 10 は、例えば、医師等のユーザ（検査者）に把持されて被検者の体表面上に当接して用いられる。なお、プローブ 10 は被検者の体腔内に挿入して用いられるものであってもよい。

【 0 0 2 4 】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマーおよび受信ビームフォーマーとしての機能を備えている。つまり、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が走査面内において走査され、超音波ビームに沿って受信信号が形成される。

10

【 0 0 2 5 】

超音波画像形成部 20 は、走査面内から得られる受信信号に基づいて超音波画像の画像データを形成する。超音波画像形成部 20 は、例えば、心臓内の血流が含まれる断面についての B モード画像の画像データを形成する。

【 0 0 2 6 】

ドブラ処理部 30 は、超音波ビームに沿って得られる受信信号に含まれるドブラシフト量を計測する。ドブラ処理部 30 は、血流によって超音波の受信信号内に生じるドブラシフトを例えば公知のドブラ処理により計測して、血流についての超音波ビーム方向の速度情報を得る。

20

【 0 0 2 7 】

速度ベクトル演算部 40 は、血流についての超音波ビーム方向の速度情報から、走査面内における 2 次元の速度ベクトルを導出し、さらに、走査面内における速度ベクトルの分布を形成する。超音波ビーム方向に沿った 1 次元の速度情報から、走査面内における 2 次元の速度ベクトルの分布を形成するにあたっては、公知の様々な手法を利用することができる。

【 0 0 2 8 】

例えば、特許文献 1（特開 2013 - 192643 号公報）に説明されるように、血流についての超音波ビーム方向の速度情報に加えて心臓壁の運動情報を利用し、走査面内の各位置における血流の 2 次元速度ベクトルを得るようにしてもよい。なお、互いに方向が異なる 2 本の超音波ビームを形成して、2 本の超音波ビームの各々から速度情報を得て、2 次元の速度ベクトルを形成するようにしてもよい。

30

【 0 0 2 9 】

速度ベクトル演算部 40 は、超音波ビームの走査に対応した走査座標系において、例えば r 座標系において、複数のサンプル点について、各サンプル点ごとに速度ベクトルを得る。また、速度ベクトル演算部 40 は、走査座標系で得られた速度ベクトルを演算用座標系の速度ベクトルに変換することが望ましい。例えば、 r 座標系における複数のサンプル点についての速度ベクトルから、座標変換処理や補間処理等により、 $x y$ 直交座標系における複数のサンプル点についての速度ベクトルを得る。さらに、速度ベクトル演算部 40 は、 $x y$ 直交座標系における複数のサンプル点の速度ベクトルに基づいて、2 次元の速度ベクトルの分布を形成する。

40

【 0 0 3 0 】

渦検出部 50 は、速度ベクトル演算部 40 において得られる 2 次元の速度ベクトルの分布に基づいて流体の流れを追跡して流体内の渦を検出する。また、渦整形部 60 は、渦検出部 50 において検出された渦の形状を修正する。渦検出部 50 と渦整形部 60 における具体的な処理については後に詳述する。

【 0 0 3 1 】

表示画像形成部 70 は、超音波画像形成部 20 から得られる超音波画像の画像データ、

50

速度ベクトル演算部 40 から得られる 2 次元の速度ベクトル、渦検出部 50 における渦の検出結果、渦整形部 60 から得られる整形された渦の情報などに基づいて表示画像を形成する。表示画像形成部 70 は、例えば、心臓内の断面に係る B モード画像内において血流の渦を明示した表示画像や、B モード画像内において速度ベクトルの分布または速度ベクトルの分布から得られる流線を示した表示画像を形成する。表示画像形成部 70 において形成された表示画像は表示部 72 に表示される。

【0032】

制御部 80 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。なお、図 1 の超音波診断装置は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、ジョイスティック等の操作デバイスを備えていることが望ましい。そして、制御部 80 による全体的な制御には、操作デバイス等を介してユーザから受け付けた指示も反映される。

10

【0033】

図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、送受信部 12，超音波画像形成部 20，ドプラ処理部 30，速度ベクトル演算部 40，渦検出部 50，渦整形部 60，表示画像形成部 70 は、それぞれ、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用される。表示部 72 の好適な具体例は液晶ディスプレイ等である。制御部 80 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【0034】

また、図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、例えばプローブ 10 を除く他の構成の少なくとも一部をコンピュータにより実現し、そのコンピュータを流体情報処理装置として機能させてもよい。

20

【0035】

図 1 の超音波診断装置の概要は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置による渦の検出と整形に係る具体例について詳述する。なお、図 1 に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【0036】

図 2 は、血流の流れを追跡する処理の具体例を説明するための図である。渦検出部 50 は、複数の開始点 SP について、各開始点 SP ごとに、その開始点 SP を起点として 2 次元の速度ベクトルの分布に従って流体の流れを追跡する。図 2 には、代表例として 1 つの開始点 SP のみが図示されている。

30

【0037】

渦検出部 50 は、開始点 SP から、その開始点 SP の位置における速度ベクトル（図 2 における矢印）の方向に進んで追跡点 TP を探索する。追跡点 TP は、例えば、破線で示す格子状の演算グリッド上において探索される。演算グリッド上の追跡点 TP が探索されると、その追跡点 TP の位置における速度ベクトルが参照され、その速度ベクトルの方向に進んで次の追跡点 TP が探索される。

【0038】

なお、追跡点 TP の位置に速度ベクトルが無い場合には、例えば、その追跡点 TP の近傍において既に算出されている複数の速度ベクトルに基づいて、例えば補間処理等により得られる補間ベクトルが、その追跡点 TP における速度ベクトルとされる。

40

【0039】

こうして、図 2 に示すように、1 つの開始点 SP を起点として速度ベクトルの分布に従って次々に追跡点 TP が探索され、血流の流れが追跡される。また、開始点 SP と複数の追跡点 TP について、互いに隣り合う点同士を直線または曲線で結ぶことにより、折れ線状または曲線状の流線が形成される。

【0040】

渦検出部 50 は、診断対象となる関心領域内、例えば心臓の心腔内の全域に亘って、複数の開始点 SP を離散的に配置し、各開始点 SP を起点として血流の流れを追跡して流線

50

を形成する。

【0041】

図3は、複数の開始点SPの配置に関する具体例を示す図である。渦検出部50は、例えば図3に例示するように、複数の開始点SPを格子状に離散的に配置し、各開始点SPごとに流線(実線の曲線)を形成する。なお、複数の開始点SPを配置する格子の大きさや格子の間隔(複数の開始点SPの間隔)は可変であることが望ましい。流線が形成されると、渦検出部50は、各開始点SPから得られる流線に基づいて、その開始点SPを起点とする血流の流れが渦であるか否かを判定する。

【0042】

図4は、渦の判定に係る具体例を説明するための図である。図4には、代表例として1つの開始点SPのみが図示されており、その開始点SPから得られる流線が実線で図示されている。渦検出部50は、開始点SPから流線上の点までの距離に基づいた回帰条件により、開始点SPから得られる流線が渦か否かを判定する。

10

【0043】

具体的には、流線上の複数の計測点について、各計測点ごとに開始点SPからその計測点までの距離Lが算出され、流線に沿って距離Lの最大値Lmaxと最小値Lminが探索される。例えば、開始点SPから予め定められた流線長までが探索範囲とされ、まず、最大値Lmaxが探索され、次に、最大値Lmaxの後方(流線上において開始点SPから遠ざかる方向)において最小値Lminが探索される。そして、渦検出部50は、最大値Lmaxと最小値Lminの比率(Lmin/Lmax)が閾値(例えば0.4)以下

20

【0044】

なお、距離Lは、流線の開始点SP以外の点を基準としてもよい。例えば、開始点SPの近傍または流線の近傍に基準点を設定し、その基準点から流線上の計測点までの距離Lが利用されてもよい。また、距離Lに基づいた回帰条件は、あくまでも渦の判定に係る1つの具体例であり、流線に係る他の評価値により渦の判定が行われてもよい。

【0045】

渦検出部50は、複数の開始点SPから得られる複数の流線(例えば図3参照)について、各開始点SPごとにその流線(血流の流れ)が渦であるか否かを判定する。そして、渦検出部50は、各開始点SPから追跡される流線(流体の流れ)が渦である場合に、その渦の外側における流れを確認して渦の外縁を決定する。

30

【0046】

図5は、渦の外縁を決定する処理の具体例を説明するための図である。図5には、開始点SPから得られる流線が渦である場合の具体例が図示されている。渦検出部50は、開始点SPから得られる流線を渦であると判定すると、その渦の外側に開始点SPをずらして、渦の外側における流線(流体の流れ)を確認する。

【0047】

例えば、図5に示すように、渦検出部50は、開始点SPを渦の外側にずらして開始点SP1とし、開始点SP1から得られる流線1について渦か否かの判定(図4参照)を行う。そして、流線1が渦である場合に、渦検出部50は、さらに、開始点SP1を渦の外側にずらして開始点SP2とし、開始点SP2から得られる流線2について渦か否かの判定(図4参照)を行う。そして、流線2が渦である場合に、渦検出部50は、さらに、開始点SP2を渦の外側にずらして開始点SP3とし、開始点SP3から得られる流線3について渦か否かの判定(図4参照)を行う。

40

【0048】

こうして、渦の外側に向かって開始点SPをずらしながら渦か否かの判定を行い、開始点SP3から得られる流線3が渦ではないことを確認すると、渦検出部50は、渦であることを確認した最も外側の開始点SP2から得られる流線2を最も外側の渦であると判定する。そして、流線2に基づいて、渦の外縁が決定される。例えば、開始点SP2から流線2までの最短距離地点(図4における最小値Lminの計測点)を直線で結び、当該直

50

線と流線 2 によって形成される閉曲線が渦の外縁とされる。例えば、開始点 S P 2 が渦の始点（外縁の始点）となり、最短距離地点が渦の終点（外縁の終点）となり、始点と終点が直線の補助線で結ばれる。さらに、渦検出部 5 0 は、渦の中心点を探索してもよい。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、渦の中心点の具体例を示す図である。渦検出部 5 0 は、渦内における注目点について、その注目点を取り囲む複数の速度ベクトルのうち、互いに対向する速度ベクトル同士が逆方向である場合に、その注目点が渦の中心点であると判断する。

【 0 0 5 0 】

具体的には、図 6 に示すように、二次元平面内において検出された渦内の注目点について、その注目点の上下（Y 軸方向）に近接する速度ベクトル U と速度ベクトル D が互いに逆方向であり、且つ、その注目点の左右（X 軸方向）に近接する速度ベクトル L と速度ベクトル R が互いに逆方向である場合に、その注目点が渦の中心点とされる。

10

【 0 0 5 1 】

渦検出部 5 0 は、複数の開始点 S P（図 3 参照）から得られる複数の流線について、各開始点 S P ごとに流線が渦であるか否かを判定し、渦であると判定された流線について、渦の中心点を探索する。そして、中心点の位置が同じである複数の渦が検出された場合には、それらの渦が同じ渦であるとみなされて一つに纏められる。例えば、中心点の位置が同じである複数の渦のうち、面積の大きい方の渦がその中心点に対応した渦として残される。

【 0 0 5 2 】

渦検出部 5 0 によって渦が検出されると、渦整形部 6 0 は、検出された渦の形状を修正する。渦整形部 6 0 は、渦検出部 5 0 によって検出された渦、つまり修正前における渦の形状の型を判別し、型に応じた修正のアルゴリズムを利用して、渦の形状を修正する。

20

【 0 0 5 3 】

図 7 は、渦の形状に係る型の具体例を示す図である。渦検出部 5 0 において検出された渦は、その渦の始点 S P（図 5 を利用して説明される追跡の開始点 S P）と終点 E P（図 5 を利用して説明される最短距離地点）が補助線（直線）で結ばれており、始点 S P と終点 E P における渦の形状に応じて、カタツムリ型と半楕円型に大別される。図 7 には、渦の形状の代表例であるカタツムリ型（A）と半楕円型（B）が図示されている。

【 0 0 5 4 】

渦整形部 6 0 は、渦の始点 S P を頂点とする渦の内側の角度 S A と、渦の終点 E P を頂点とする渦の内側の角度 E A に基づいて、その渦の型を判別する。例えば、渦検出部 5 0 において検出された渦について、角度 S A と角度 E A のうちの一方が 1 8 0 度を超えている場合に、その渦がカタツムリ型であると判定し、角度 S A と角度 E A が両方共に 1 8 0 度以下である場合に、その渦が半楕円型であると判定する。

30

【 0 0 5 5 】

図 8 は、型の判別に係る具体例を説明するための図である。渦整形部 6 0 は、渦検出部 5 0 において検出された渦の始点 S P における端点ベクトル S V の方向と終点 E P における端点ベクトル E V の方向を互いに比較することにより、渦の修正前における形状の型を判別する。

40

【 0 0 5 6 】

なお、始点 S P における端点ベクトル S V は、始点 S P における流線の方向を示すベクトルである。例えば、始点 S P における速度ベクトルに基づいて端点ベクトル S V を得ることができる。また、終点 E P における端点ベクトル E V は、終点 E P における流線の方向を示すベクトルである。例えば、終点 E P における速度ベクトルに基づいて端点ベクトル E V を得ることができる。

【 0 0 5 7 】

渦整形部 6 0 は、例えば、図 8 に示す具体例のように、X Y 直交座標系において、X 軸に重なるように補助線を移動（回転移動と平行移動）させ、その移動後における端点ベクトル S V の Y 軸方向成分と端点ベクトル E V の Y 軸方向成分の符号（正負）を比較する。

50

【 0 0 5 8 】

そして、渦整形部 6 0 は、渦検出部 5 0 において検出された渦について、端点ベクトル $S V$ と端点ベクトル $E V$ の Y 軸方向成分の符号が互いに異なれば、その渦がカタツムリ型であり、符号が互いに同じであればその渦が半楕円型であると判定する。

【 0 0 5 9 】

渦整形部 6 0 は、渦の型を判定すると、つまり、渦の形状がカタツムリ型か半楕円型かを判別すると、渦の型に応じたアルゴリズムにより渦の形状を修正する。渦の形状は、修正範囲内において修正される。渦整形部 6 0 は、渦検出部 5 0 において検出された渦の始点 $S P$ と終点 $E P$ に基づいてその渦に二つの修正端点を設定し、一方の修正端点から他方の修正端点までを修正範囲とする。

10

【 0 0 6 0 】

図 9 は、カタツムリ型の渦に係る修正範囲の具体例を示す図である。渦整形部 6 0 は、まず、渦の始点 $S P$ と終点 $E P$ のうち、その渦の中心からの距離が大きい方（中心から遠い方）を一方の修正端点とする。図 9 に示す具体例では、始点 $S P$ よりも終点 $E P$ の方が渦の中心から離れているため、終点 $E P$ が一方の修正端点とされる。また、渦整形部 6 0 は、渦の始点 $S P$ と終点 $E P$ のうち、その渦の中心からの距離が小さい方（中心に近い方）を起点として、他方の修正端点を探索する。図 9 に示す具体例では、終点 $E P$ よりも始点 $S P$ の方が渦の中心に近いため、始点 $S P$ を起点として他方の修正端点が探索される。

【 0 0 6 1 】

修正端点の探索において、渦整形部 6 0 は、補助線に対応した補助線ベクトル $V e c A$ を利用する。補助線ベクトル $V e c A$ は、始点 $S P$ と終点 $E P$ を結ぶ補助線の方向を示すベクトルである。そして、渦整形部 6 0 は、探索の起点となる始点 $S P$ から、複数の追跡点 $T P$ （図 2）を次々に辿り、各追跡点 $T P$ における速度ベクトル $V e c T$ と補助線ベクトル $V e c A$ に基づいて、修正端点を探索する。

20

【 0 0 6 2 】

例えば、起点となる始点 $S P$ から探索を開始し、速度ベクトル $V e c T$ と補助線ベクトル $V e c A$ の角度の符号が変化した追跡点 $T P$ が修正端点とされる。図 9 に示す具体例では、探索の起点である始点 $S P$ における速度ベクトル $V e c T$ と補助線ベクトル $V e c A$ の角度の符号が正（0 度以上）であり、複数の追跡点 $T P$ を次々に辿り、速度ベクトル $V e c T$ と補助線ベクトル $V e c A$ の角度が負（0 度以下）となった追跡点 $T P$ が修正端点とされる。具体的には、始点 $S P$ から複数の追跡点 $T P$ を次々に辿り、各追跡点 $T P$ における速度ベクトル $V e c T$ と補助線ベクトル $V e c A$ の外積を算出し、外積の符号が変化（反転）した追跡点 $T P$ を修正端点とすればよい。

30

【 0 0 6 3 】

図 9 に示す具体例によれば、速度ベクトル $V e c T$ が、補助線に対して平行となる（最も平行に近い）追跡点 $T P$ を他方の修正端点とすることができ、例えば、一方の修正端点である終点 $E P$ における速度ベクトル $V e c E$ と補助線ベクトル $V e c A$ の角度に依存せずに、他方の修正端点を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

なお、図 9 に示す具体例においては、渦の始点 $S P$ と終点 $E P$ のうち、その渦の中心からの距離が大きい方（中心から遠い方）を一方の修正端点とし、その渦の中心からの距離が小さい方（中心に近い方）を起点として、他方の修正端点を探索しているが、これとは逆に、例えば、渦の中心からの距離が小さい方（中心に近い方）を一方の修正端点とし、渦の中心からの距離が大きい方（中心から遠い方）を起点として、他方の修正端点を探索するようにしてもよい。また、カタツムリ型の渦においては、次に説明する変形例により修正範囲を得るようにしてもよい。

40

【 0 0 6 5 】

図 10 は、カタツムリ型の渦に係る修正範囲の変形例を示す図である。図 10 の変形例においても、渦整形部 6 0 は、まず、渦の始点 $S P$ と終点 $E P$ のうち、渦の中心からの距離が大きい方（中心から遠い方）を一方の修正端点とし、渦の中心からの距離が小さい方

50

(中心に近い方)を起点として、他方の修正端点を探索する。図10に示す変形例では、始点SPよりも終点EPの方が渦の中心から離れているため、終点EPが一方の修正端点とされ、終点EPよりも始点SPの方が渦の中心に近いため、始点SPを起点として他方の修正端点が探索される。

【0066】

図10の変形例において、渦整形部60は、他方の修正端点を探索するにあたり、一方の修正端点つまり終点EPにおける速度ベクトル V_{ecE} を利用する。そして、渦整形部60は、探索の起点となる始点SPから、複数の追跡点TP(図2)を次々に辿り、各追跡点TPにおける速度ベクトル V_{ecT} と、終点EPにおける速度ベクトル V_{ecE} に基づいて、他方の修正端点を探索する。

10

【0067】

例えば、探索の起点である始点SPから探索を開始し、速度ベクトル V_{ecT} と速度ベクトル V_{ecE} の角度が、90度未満から90度以上に変化した箇所の追跡点TPが修正端点とされる。図10に示す変形例によれば、速度ベクトル V_{ecT} が、一方の修正端点における速度ベクトル V_{ecE} に対して垂直となる(最も垂直に近い)追跡点TPを他方の修正端点とすることができる。

【0068】

なお、図10に示す変形例においても、例えば、渦の中心からの距離が小さい方(中心に近い方)を一方の修正端点とし、渦の中心からの距離が大きい方(中心から遠い方)を起点として、他方の修正端点を探索するようにしてもよい。

20

【0069】

図11は、半楕円型の渦に係る修正範囲の具体例を示す図である。半楕円型の渦の場合に、渦整形部60は、始点SPと終点EPを結ぶ補助線の半分の長さhに基づいて、始点SPから長さhだけ離れた追跡点TPを一方の修正端点とし、終点EPから長さhだけ離れた追跡点TPを他方の修正端点とする。なお、始点SPまたは終点EPから修正端点までの距離(図11の具体例において長さh)は、例えば、半楕円型の形状等に応じて適宜に修正されてもよいし、ユーザが調整できる構成としてもよい。

【0070】

修正範囲が決定されると、つまり二つの修正端点が決定されると、渦整形部60は、それら二つの修正端点を結ぶ修正曲線を形成し、修正範囲における渦の形状を修正曲線に置き換えることにより渦の形状を修正する。修正曲線は、公知の各種の数学的(幾何学的)手法を利用して形成することができる。その代表例が以下に説明するベジェ曲線である。

30

【0071】

図12は、ベジェ曲線の具体例を示す図である。渦整形部60は、二つの修正端点のうち一方を修正始点として他方を修正終点とし、修正始点から修正終点に向かって移動する修正点の軌跡であるベジェ曲線を形成する。

【0072】

図12(A)には、二つの修正端点を結ぶベジェ曲線の具体例が図示されている。ベジェ曲線を形成するにあたっては、修正始点と修正終点に加えて制御点を利用される。図12(A)に示す具体例において、修正始点の座標は (x_1, y_1) であり、制御点の座標は (x_2, y_2) であり、修正終点の座標は (x_3, y_3) である。

40

【0073】

ベジェ曲線の形成においては、修正始点と制御点を結ぶ直線上で、修正始点から出発して制御点に向かって移動点1を移動させ、制御点と修正終点を結ぶ直線上で、制御点から出発して修正終点に向かって移動点2を移動させる。さらに、移動点1と移動点2を結ぶ直線上で、移動点1から移動点2に向かって修正点を移動させる。そして、移動する修正点の軌跡がベジェ曲線となる。

【0074】

図12(B)には、各時刻($t = 0.25$, $t = 0.5$, $t = 0.75$)における移動点1と移動点2と修正点の位置関係が図示されている。

50

【 0 0 7 5 】

図 1 2 に示す具体例において、つまり、修正始点の座標が (x_1, y_1) であり、制御点の座標が (x_2, y_2) であり、修正終点の座標が (x_3, y_3) である場合に、各時刻 t ($t = 0 \sim 1$) における修正点の座標 (x, y) は、数 1 式により算出される。

【 数 1 】

$$x = (1-t)^2 x_1 + 2(1-t)x_2 + t^2 x_3$$

$$y = (1-t)^2 y_1 + 2(1-t)y_2 + t^2 y_3$$

$$t = 0.0 \sim 1.0$$

10

【 0 0 7 6 】

なお、複数の時刻 t に亘って離散的に複数の修正点を得るのであれば、例えば、ベジェ曲線内に頂点を持たないようにするために修正点の個数を偶数個とすることが望ましい。例えば、時刻 $t = 0 \sim 1$ までの期間において、修正点を得る時間間隔を $1/9$ とすることにより、8 個の修正点を得ることができる。もちろん、8 個以外の複数個、望ましくは偶数個の修正点を得るようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

図 1 3 は、カタツムリ型の渦における制御点の設定例を示す図である。渦がカタツムリ型の場合に、渦整形部 6 0 は、2 つの修正端点における速度ベクトルの交点を制御点とする。図 1 3 に示す例においては、一方の修正端点における速度ベクトル V_{ecE} と他方の修正端点における速度ベクトル V_{ecT} について、それぞれの速度ベクトルの方向に延長した直線の交点に制御点が設定されている。そして、設定された制御点を利用して形成されるベジェ曲線 (図 1 2 参照) が修正曲線とされる。

20

【 0 0 7 8 】

渦整形部 6 0 は、一方の修正端点から他方の修正端点までの修正範囲における渦の形状を、当初の形状、つまり追跡点 TP を結ぶ曲線 (流線) と補助線から、修正曲線に置き換えることにより、渦の形状を修正する。

【 0 0 7 9 】

図 1 4 は、ベクトル交点が遠方にある場合の対応例を示す図である。図 1 3 を利用して説明したように、2 つの修正端点における速度ベクトルの交点を制御点とすると、2 つの修正端点における速度ベクトルが平行に近い場合に、交点が遠方となってしまう、その交点を制御点とすると、渦から遠方に大きく張り出した修正曲線 (ベジェ曲線) が形成されてしまう。そこで、渦整形部 6 0 は、各修正端点から交点までの距離が大きい場合に、例えば距離が閾値を超える場合に、制御点を渦に近づける処理を行う。

30

【 0 0 8 0 】

例えば、図 1 4 に示す具体例のように、二つの修正端点間の距離 L と、一方の修正端点から交点までの距離 L_1 と、他方の修正端点から交点までの距離 L_2 について、距離 L_1 と距離 L_2 の少なくとも一方が、距離 L の半分 ($L/2$) 以上となる場合に、交点が遠方であると判定される。

40

【 0 0 8 1 】

そして、交点が遠方である場合には、一方の修正端点から交点に向かって距離 $L/2$ だけ離れた点 P_1 と、他方の修正端点から交点に向かって距離 $L/2$ だけ離れた点 P_2 に基づいて、点 P_1 と点 P_2 を結ぶ直線上に制御点が設定される。例えば、点 P_1 から制御点までの距離と、点 P_2 から制御点までの距離が、距離 L_1 と距離 L_2 の比率に応じて決定されることが望ましい。

【 0 0 8 2 】

図 1 5 は、ベクトル交点が渦の内側方向にある場合の対応例を示す図である。例えば、図 1 5 に示す例のように、渦検出部 5 0 において検出された渦について、始点 SP と終点 EP を結ぶ補助線が、渦 (の流線) を跨いでしまい、二つの修正端点における速度ベクト

50

ルの交点が、二つの修正端点から見て渦の内側方向となってしまう場合がある。この場合に、ベクトル交点を制御点とすると、渦の内側に引き込まれた修正曲線（ベジェ曲線）が形成されてしまう。

【 0 0 8 3 】

そこで、例えば、補助線が渦（の流線）を跨いでいる場合に、渦整形部 6 0 は、修正曲線（ベジェ曲線）に代えて、二つの修正端点同士を直線で結んだ修正直線を利用する。なお、例えば、二つの修正端点における速度ベクトルが平行となり交点が得られない場合にも、修正曲線（ベジェ曲線）に代えて、二つの修正端点同士を直線で結んだ修正直線を利用すればよい。

【 0 0 8 4 】

図 1 6 は、渦の流れと補助線がほぼ平行な場合の対応例を示す図である。図 1 6 に示す例において、角度 $S A'$ は、始点 $S P$ における速度ベクトルの方向、つまり始点 $S P$ における渦（の流れ）の方向と補助線との間の小さい方の角度であり、角度 $E A'$ は、終点 $E P$ における速度ベクトルの方向、つまり終点 $E P$ における渦（の流れ）の方向と補助線との間の小さい方の角度である。

【 0 0 8 5 】

そして、例えば、角度 $S A'$ と角度 $E A'$ が両方共に 150 度程度以上の場合に、渦の流れと補助線がほぼ平行であると判断され、始点 $S P$ と終点 $E P$ との間における補助線が渦の形状として残され、修正曲線（ベジェ曲線）による形状の修正が行われない。

【 0 0 8 6 】

図 1 7 は、半楕円型の渦における制御点の設定例を示す図である。渦が半楕円型の場合に、渦整形部 6 0 は、2 つの修正端点から始点 $S P$ または終点 $E P$ までの距離に基づいて制御点を設定する。

【 0 0 8 7 】

図 1 7 に示す例において、一方の修正端点から始点 $S P$ までの距離が $L S$ であり、始点 $S P$ から修正端点の反対方向に距離 $L S$ だけ離れた箇所に点 $P 3$ が設定される。また、他方の修正端点から終点 $E P$ までの距離が $L E$ であり、終点 $E P$ から修正端点の反対方向に距離 $L E$ だけ離れた箇所に点 $P 4$ が設定される。そして、点 $P 3$ と点 $P 4$ の中間点に制御点が設定される。なお、制御点の位置は、例えば、半楕円型の形状等に応じて適宜に修正されてもよいし、ユーザが調整できる構成としてもよい。

【 0 0 8 8 】

図 1 8 は、渦の形状の修正例を示す図である。図 1 8 には、渦の形状の代表例であるカタツムリ型（A）と半楕円型（B）のそれぞれの場合の修正例が図示されている。カタツムリ型（A）と半楕円型（B）のいずれの場合も、修正前の始点 $S P$ と終点 $E P$ において角張っていた形状部分が、渦として自然な丸みを帯びた形状に修正されている。また、修正前に角張っていた形状部分のみが限定的に修正されるため、速度ベクトルの分布に基づいて検出された渦の形状が極力維持される。

【 0 0 8 9 】

なお、修正された形状部分が、例えば、心臓の心筋内に及ぶ場合には、その形状部分を表示させないようにしてもよい。

【 0 0 9 0 】

図 1 9 は、心臓壁の近傍における渦の表示例を示す図である。図 1 9 には、渦の形状が修正された部分、つまり修正曲線が心筋内に及ぶ場合の表示例を示している。表示例 1 においては、心筋内に及ぶ修正曲線がそのまま心筋内に表示されており、表示例 2 においては、心筋内の修正曲線が表示されていない。

【 0 0 9 1 】

心筋内には血流が存在せず、従って渦も存在しないため、表示画像形成部 7 0 は、渦整形部 6 0 から得られる修正された渦の形状に基づいて、表示例 2 の表示画像を形成して表示部 7 2 に表示させることが望ましい。なお、必要に応じて、例えばユーザからの指示に応じて、表示例 1 と表示例 2 を切り替えて表示する構成としてもよい。

10

20

30

40

50

【0092】

また、表示例2を実現するにあたっては、心臓壁に対応したラインに基づいて、渦を表示させる領域（心腔側）と表示させない領域（心筋側）とを区別したクリッピングウィンドウを作成し、そのクリッピングウィンドウに基づいて、渦を表示させる部分と表示させない部分を判別することが望ましい。心臓壁に対応したラインの情報は、速度ベクトル演算部40において、例えば、特許文献1（特開2013-192643号公報）に説明される手法を利用する場合に必要とされるため、表示画像形成部70は、速度ベクトル演算部40から、心臓壁に対応したラインの情報を得てもよい。

【0093】

なお、表示画像形成部70は、心臓壁に対応したラインと修正された渦の交点を算出して、算出された交点に基づいて、渦を表示させる部分と表示させない部分を判別するようにしてもよいし、心臓壁に対応したラインに基づいて表示のマスクパターンを形成し、そのマスクパターンに基づいて、渦を表示させる部分と表示させない部分を判定するようにしてもよい。

10

【0094】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

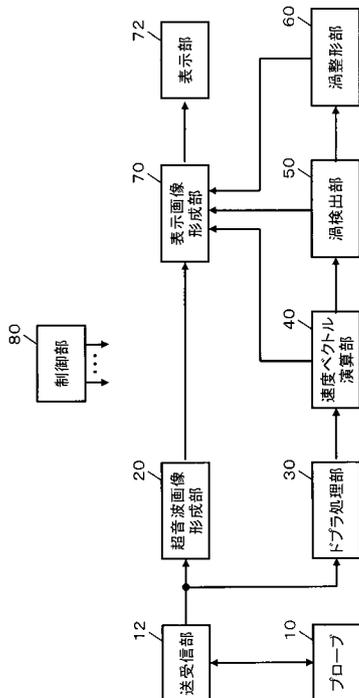
【符号の説明】

【0095】

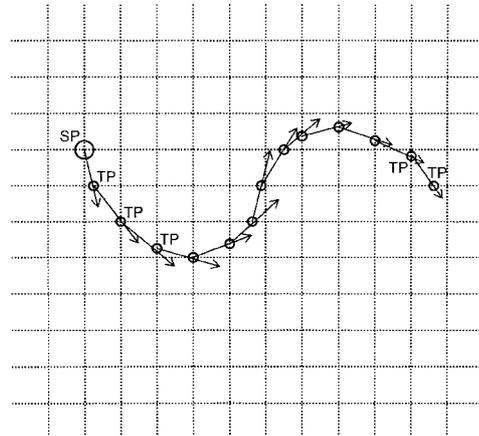
10 プローブ、12 送受信部、20 超音波画像形成部、30 ドプラ処理部、40 速度ベクトル演算部、50 渦検出部、60 渦整形部、70 表示画像形成部、80 制御部。

20

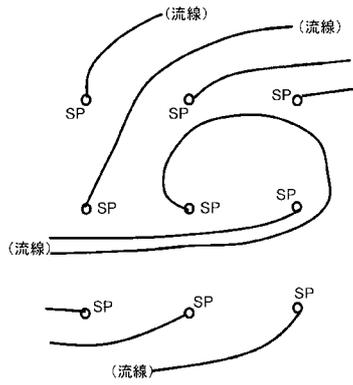
【図1】



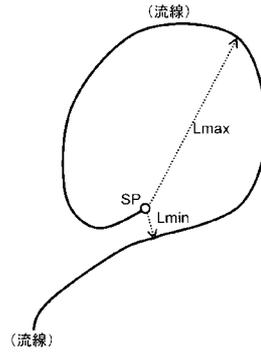
【図2】



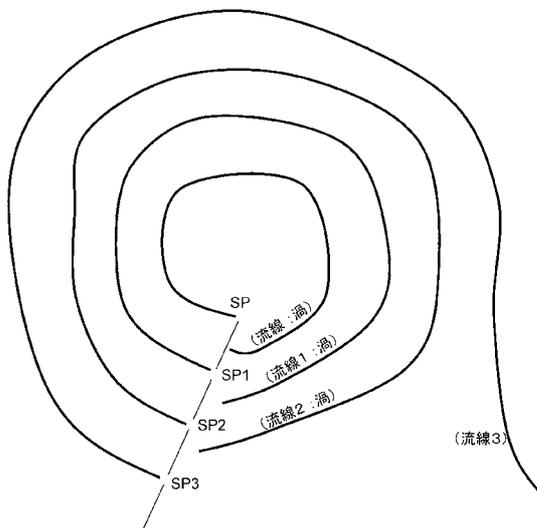
【 図 3 】



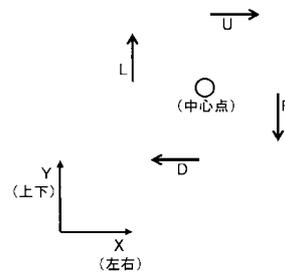
【 図 4 】



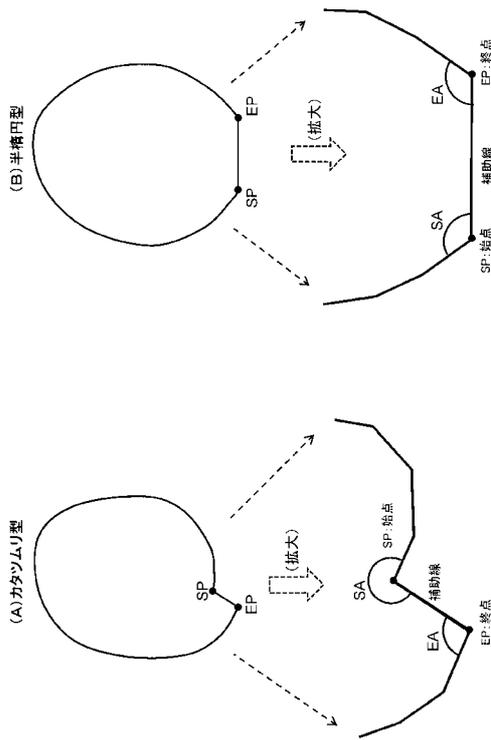
【 図 5 】



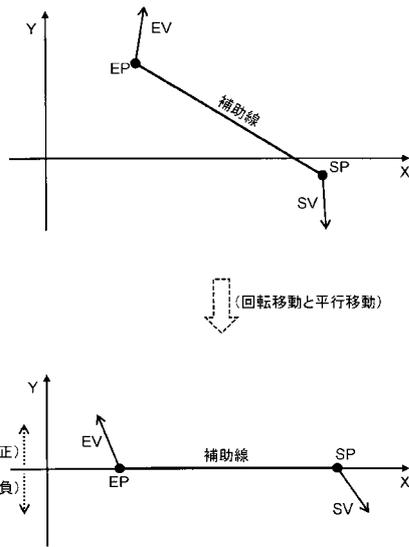
【 図 6 】



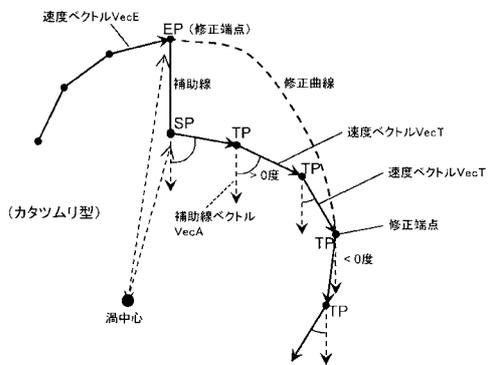
【 図 7 】



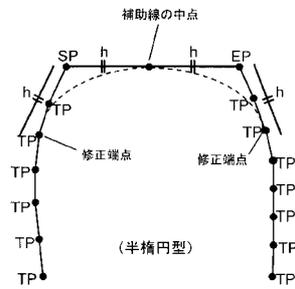
【 図 8 】



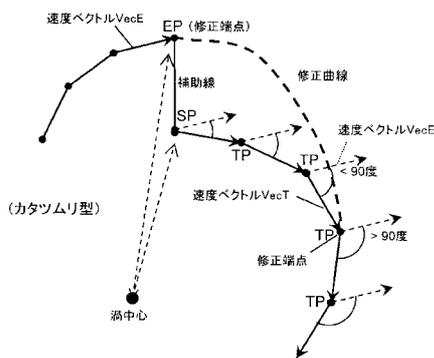
【 図 9 】



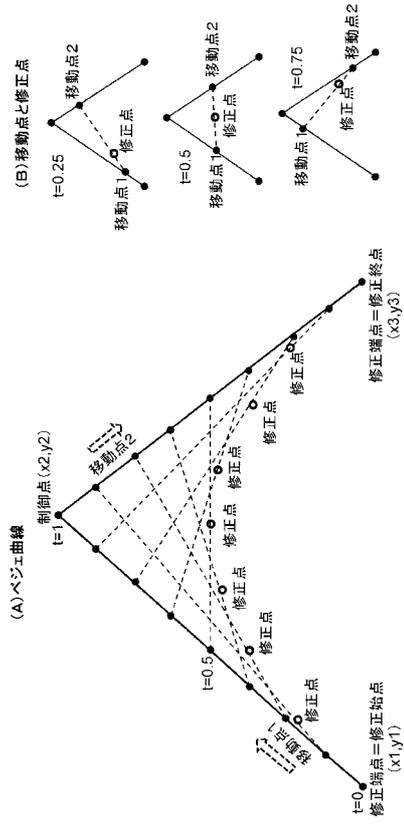
【 図 1 1 】



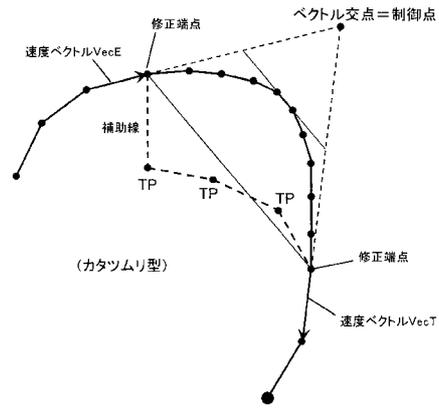
【 図 1 0 】



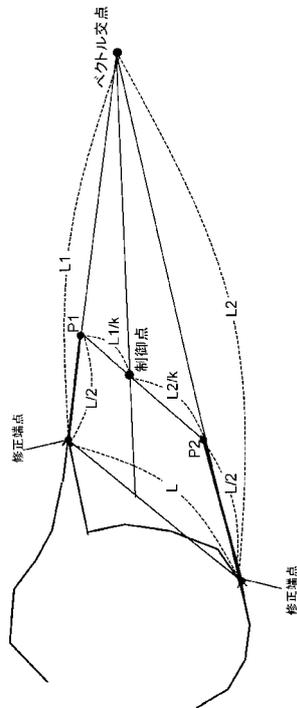
【 図 1 2 】



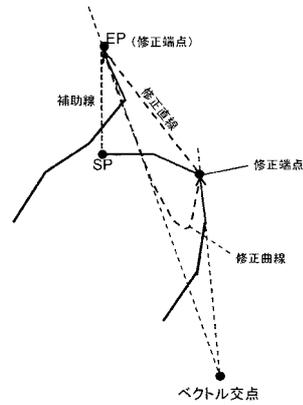
【 図 1 3 】



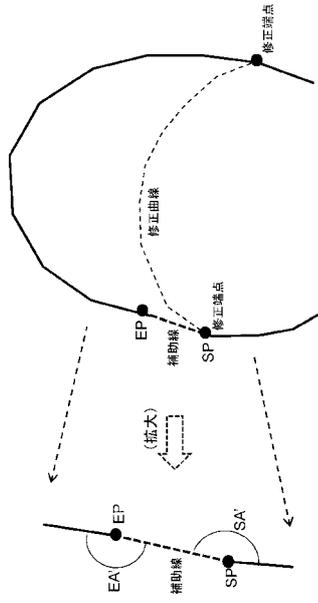
【 図 1 4 】



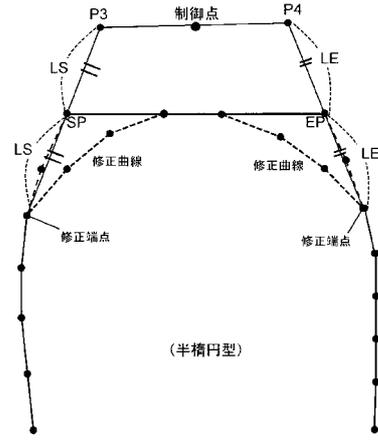
【 図 1 5 】



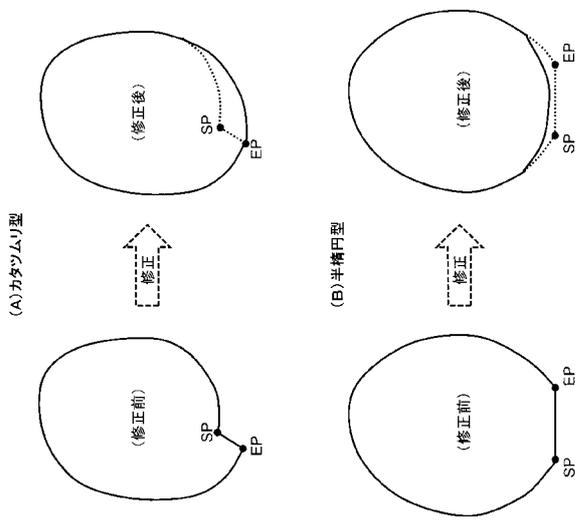
【図 16】



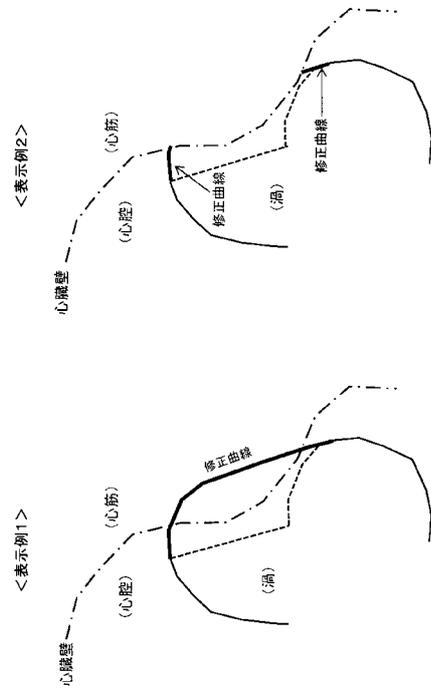
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA06 CA12 CA16 CB06 CB12 CB16 CF01 CF05
DA07 DA16 DB02 DB08 DC08 DC09 DC17

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2016087331A | 公开(公告)日 | 2016-05-23 |
| 申请号 | JP2014228742 | 申请日 | 2014-11-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 日立アロカメディカル株式会社 | | |
| [标]发明人 | 坂下肇 西山知秀 | | |
| 发明人 | 坂下 肇 西山 知秀 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 G06T1/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/06 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/JB35 4C601/JB51 4C601/JC06 4C601/KK18 4C601/KK20 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA06 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB06 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CF01 5B057/CF05 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB08 5B057/DC08 5B057/DC09 5B057/DC17 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA13 5L096/HA04 5L096/HA05 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：塑造使用超声波检测到的涡流的形状。速度矢量计算单元(40)从关于血流的超声波束方向上的速度信息推导扫描平面中的二维速度矢量，并且进一步在扫描平面中形成速度矢量的分布。涡流检测器50基于由速度矢量计算器40获得的二维速度矢量分布，通过跟踪流体的流动来检测流体中的涡流。涡流整形单元60基于与由涡流检测单元50检测到的涡流的形状有关的特征点来确定校正范围，并且在校正范围内校正涡流形状。[选型图]图1

