

(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2014-36735

(P2014-36735A)

(43) 公開日 平成26年2月27日(2014.2.27)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2012-179904 (P2012-179904)
(22) 出願日 平成24年8月14日 (2012.8.14)(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 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 DE01 JC37 KK20

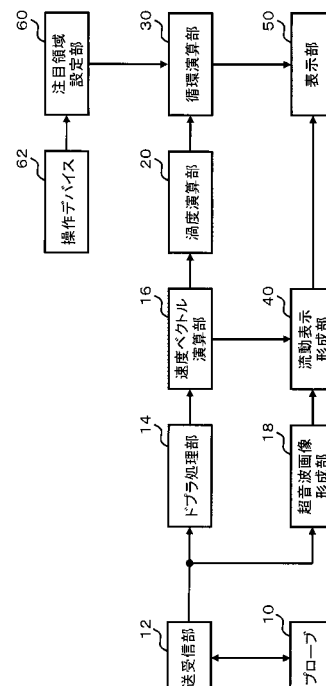
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波を利用して流動体の渦度を得るにあたっての改良技術を提供する。

【解決手段】速度ベクトル演算部16は、超音波が送受される空間に対応した演算用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。渦度演算部20は、演算用座標系において各サンプル点ごとに得られる速度ベクトルに基づいて演算用座標系における注目サンプル点の渦度を算出する。渦度演算部20は、注目サンプル点の周囲にある複数のサンプル点における速度ベクトルに基づいて、その注目サンプル点の渦度を算出する。循環演算部30は、注目領域に含まれる複数の注目サンプル点の渦度に基づいて、注目領域Rにおける循環を算出する。循環演算部30は、注目領域に含まれる全ての注目サンプル点の渦度を加算処理して、注目領域における循環を得る。

【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流動体を含む領域内から超音波の受信信号を得る送受信部と、
前記領域内から得られる受信信号に基づいて、その領域に関する演算用座標系における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速度ベクトル演算部と、
前記領域内に注目領域を設定する注目領域設定部と、
注目領域における循環を算出する循環演算部と、
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、
前記注目領域設定部は、ユーザから受け付けた設定情報に基づいて前記領域内に前記循環を算出するための注目領域を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記循環演算部は、前記注目領域設定部により設定される注目領域に含まれる全ての注目サンプル点の渦度を加算処理し、その加算処理の結果を注目領域における循環とする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、
前記循環演算部は、前記注目領域設定部により設定される注目領域の境界上の血流速度に基づいて、その注目領域における循環を算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 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、
前記領域内から得られる受信信号に基づいて、その領域の超音波画像を形成する画像形成部と、
超音波画像の表示用座標系において、流動体の流れを視覚的に表現した流動表示を形成する流動表示形成部と、
超音波画像上に流動表示を重ね合わせたガイド表示画像を表示する表示部と、
ガイド表示画像を参照するユーザから流動体の渦に対する設定情報を受け付けるユーザ操作部と、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
演算用座標系において前記注目領域に含まれる複数の注目サンプル点について、各注目サンプル点ごとに渦度を算出する渦度演算部、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、
前記渦度演算部は、 x y z 直交座標系で表される演算用座標系において超音波の走査面に対応した x y 平面内で、注目サンプル点に対して x 方向に隣接する 2 つのサンプル点から得られる速度ベクトルの y 方向成分と、その注目サンプル点に対して y 方向に隣接する 2 つのサンプル点から得られる速度ベクトルの x 方向成分と、に基づいて、その注目サンプル点における渦度の z 方向成分を算出する、

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、流動体の渦を計測する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

血流などの流動体に超音波を送受して得られるエコー信号からドプラ情報を抽出し、そのドプラ情報から流動体の流速情報を得ることができる。例えば、特許文献1には、血流から得られるエコー信号に基づいて血流を含む断面内の2次元速度ベクトル分布を得て、その2次元速度ベクトル分布から血流の粘性率を算出する技術が記載されている。また、特許文献1には、2次元速度ベクトル成分から、血流内に発生する渦に関する渦度を算出することが記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2006-166974号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

20

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波を利用して流動体の渦を計測する技術について、特に、流動体の渦に関する指標値を算出するにあたっての超音波診断装置内における具体的な処理について、研究開発を重ねてきた。

【0005】

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、超音波を利用して流動体の渦度に関する指標を得るにあたっての改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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流動体を含む領域内から超音波の受信信号を得る送受信部と、前記領域内から得られる受信信号に基づいて、その領域に関する演算用座標系における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速度ベクトル演算部と、前記領域内に注目領域を設定する注目領域設定部と、注目領域における循環を算出する循環演算部とを有する、ことを特徴とする。

30

【0007】

望ましい具体例において、前記注目領域設定部は、ユーザから受け付けた設定情報に基づいて前記領域内に前記循環を算出するための注目領域を設定する、ことを特徴とする。

【0008】

望ましい具体例において、前記循環演算部は、前記注目領域設定部により設定される注目領域に含まれる全ての注目サンプル点の渦度を加算処理し、その加算処理の結果を注目領域における循環とする、ことを特徴とする。

40

【0009】

望ましい具体例において、前記循環演算部は、前記注目領域設定部により設定される注目領域の境界上の血流速度に基づいて、その注目領域における循環を算出する、ことを特徴とする。

【0010】

望ましい具体例において、前記領域内から得られる受信信号に基づいて、その領域の超音波画像を形成する画像形成部と、超音波画像の表示用座標系において、流動体の流れを視覚的に表現した流動表示を形成する流動表示形成部と、超音波画像上に流動表示を重ね合わせたガイド表示画像を表示する表示部と、ガイド表示画像を参照するユーザから流動

50

体の渦に対する設定情報を受け付けるユーザ操作部と、をさらに有する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、演算用座標系において前記注目領域に含まれる複数の注目サンプル点について、各注目サンプル点ごとに渦度を算出する渦度演算部をさらに有する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記渦度演算部は、 x y z 直交座標系で表される演算用座標系において超音波の走査面に対応した x y 平面内で、注目サンプル点に対して x 方向に隣接する2つのサンプル点から得られる速度ベクトルの y 方向成分と、その注目サンプル点に対して y 方向に隣接する2つのサンプル点から得られる速度ベクトルの x 方向成分と、に基づいて、その注目サンプル点における渦度の z 方向成分を算出する、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明により、超音波を利用して流動体の渦度に関する指標を得るにあたっての改良技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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。

20

【図2】渦度演算部における渦度の算出を説明するための図である。

【図3】循環演算部における循環の算出を説明するための図である。

【図4】表示部に表示されるベクトル表示を示す図である。

【図5】表示部に表示される流線表示を示す図である。

【図6】表示部に表示される領域表示を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置（本超音波診断装置）の全体構成図である。本超音波診断装置は、血流などの流動体に関する渦を計測することができる。そこで、以下においては、診断対象となる流動体の一例である心臓内の血流に関する渦の計測について説明する。

30

【0016】

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、図示しない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、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。

【0017】

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機能する。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って超音波ビームを形成する一方、複数の振動素子から得られる複数の受信信号に対して整相加算処理などを実行する。これにより、超音波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エコー信号が形成され、送受信部12から出力される。

40

【0018】

ドプラ処理部14は、超音波ビームに沿って得られるエコー信号に含まれるドプラシフト量を計測する。これにより、超音波ビーム方向に沿った血流の速度情報が得られる。

【0019】

速度ベクトル演算部16は、超音波ビームに沿って得られる血流の速度情報から、走査面内における2次元の速度ベクトル分布を形成する。超音波ビーム方向に沿った1次元の

50

速度情報から、走査面内における２次元の速度ベクトル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。

【００２０】

例えば、特許文献１（特開２００６－１６６９７４号公報）に説明されるように、流体力学の非圧縮条件を用いて、走査面内の各位置における２次元の速度ベクトルを得るようにしてもよい。また、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してもよい。

【００２１】

速度ベクトル演算部１６は、超音波が送受される空間に対応した演算用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。例えば、演算用座標系を $x y z$ 直交座標系で表し、超音波の走査面に対応した $x y$ 平面内で、各サンプル点ごとに速度ベクトルを得て、２次元の速度ベクトル分布を形成する。

【００２２】

渦度演算部２０は、演算用座標系において各サンプル点ごとに得られる速度ベクトルに基づいて、演算用座標系における注目サンプル点の渦度を算出する。渦度は、血流の渦に関する指標値の一つである。

【００２３】

図２は、渦度演算部２０（図１）における渦度の算出を説明するための図である。図２において、 $x y z$ 直交座標系は演算用座標系を示しており、図２には、その演算用座標系における走査面に対応した $x y$ 平面の一部が図示されている。図２において、その $x y$ 平面には、格子状に配列された複数の破線が示されており、破線と破線の交点が各サンプル点の位置である。なお、 x 方向のサンプル点間隔は Δx であり、 y 方向のサンプル点間隔は Δy である。

【００２４】

渦度演算部２０は、注目サンプル点 P の周囲にある複数のサンプル点 $P 1 \sim P 4$ における速度ベクトルに基づいて、注目サンプル点 P の渦度を算出する。図２の具体例では、注目サンプル点 P は座標 (x, y) にあり、サンプル点 $P 1$ は座標 $(x + 1, y)$ にあり、サンプル点 $P 2$ は座標 $(x, y + 1)$ にあり、サンプル点 $P 3$ は座標 $(x - 1, y)$ にあり、サンプル点 $P 4$ は座標 $(x, y - 1)$ にある。

【００２５】

渦度演算部２０は、注目サンプル点 P に対して x 方向に隣接するサンプル点 $P 1, P 3$ の各々から得られる速度ベクトルの y 方向成分 $V(x + 1, y), V(x - 1, y)$ と、注目サンプル点 P に対して y 方向に隣接するサンプル点 $P 2, P 4$ の各々から得られる速度ベクトルの x 方向成分 $U(x, y + 1), U(x, y - 1)$ とに基づいて、次式を用いて注目サンプル点 P における渦度の z 方向成分 ω_z を算出する。

【００２６】

【数１】

$$\omega_z = \frac{V(x+1, y) - V(x-1, y)}{2\Delta x} - \frac{U(x, y+1) - U(x, y-1)}{2\Delta y}$$

【００２７】

なお、渦度の z 方向成分 ω_z は、図２に示すように、 z 方向に沿った矢印を中心とした回転運動の成分であり、例えば、図２に示す反時計回りの回転方向を正回転とし、その逆方向である時計回りの回転方向を負回転とする。

【００２８】

図１に戻り、循環演算部３０は、渦度演算部２０において算出された渦度に基づいて、血流の渦に関するもう一つの指標値である循環を算出する。

【００２９】

図 3 は、循環演算部 30（図 1）における循環の算出を説明するための図である。図 3 には、図 2 と同様に、x y z 直交座標系である演算用座標系における走査面に対応した x y 平面の一部が図示されている。図 3 においても、x y 平面には、格子状に配列された複数の破線が示されており、破線と破線の交点が各サンプル点の位置である。また、x 方向のサンプル点間隔は Δx であり、y 方向のサンプル点間隔は Δy である。

【0030】

循環の算出に先立ち、渦度演算部 20（図 1）は、演算用座標系において注目領域 R に含まれる複数の注目サンプル点について、各注目サンプル点ごとに渦度 $\omega_z(i, j)$ を算出する。そして、循環演算部 30（図 1）は、注目領域 R に含まれる複数の注目サンプル点の渦度 $\omega_z(i, j)$ に基づいて、注目領域 R における循環を算出する。

10

【0031】

循環演算部 30 は、次式に示すように、注目領域 R に含まれる全ての注目サンプル点の渦度 $\omega_z(i, j)$ を加算処理して、注目領域 R における循環である Γ を得る。

【0032】

【数 2】

$$\Gamma = \sum_{i=x} \sum_{j=y} \omega_z(i, j)$$

20

【0033】

数 2 式における Σ は、注目領域 R に含まれる全ての注目サンプル点についての総和を意味する。なお、注目領域 R は、後に説明するように、渦の形状に合わせて例えば円形や楕円形とされることが望ましい。そのため、図 3 に示すように、その円形や楕円形の注目領域 R をサンプル点の位置に応じて近似した近似領域 R' を利用し、近似領域 R' に含まれる全ての注目サンプル点の渦度 $\omega_z(i, j)$ を加算処理して、数 2 式の Γ を算出してもよい。

【0034】

また、循環演算部 30 は、注目領域 R の境界である閉曲線 C に沿って、閉曲線 C の接線方向の血流速度 v を周回積分する次式により、循環である Γ を得てもよい。

30

【数 3】

$$\Gamma = \oint_C v \cdot dl$$

【0035】

図 1 に戻り、超音波画像形成部 18 は、走査面内において超音波ビームに沿って得られるエコー信号に基づいて、走査面に対応した B モード画像を形成する。つまり、心臓内の断面を映し出した B モード画像が形成される。

40

【0036】

流動表示形成部 40 は、速度ベクトル演算部 16 において演算用座標系の各サンプル点ごとに得られる速度ベクトルに基づいて、B モード画像の表示用座標系において血流の流れを視覚的に表現した流動表示を形成する。そして、心臓内の断面を映し出した B モード画像上に流動表示を重ね合わせたガイド表示画像が表示部 50 に表示される。そこで、ガイド表示画像の具体例であるベクトル表示と流線表示について説明する。

【0037】

図 4 は、表示部 50（図 1）に表示されるベクトル表示 52 を示す図である。ベクトル表示 52 は、心臓の心筋と心臓の内部の断面を映し出した B モード画像上に、速度ベクトルに対応した複数の矢印 V を表示したものである。各矢印 V の向きは、その矢印 V の位置

50

における速度ベクトルの向きに対応しており、各矢印Vの長さは、その矢印Vの位置における速度ベクトルの大きさに対応している。

【0038】

複数の矢印Vは、速度ベクトル演算部16（図1）において算出された速度ベクトルから得られる。速度ベクトル演算部16において、速度ベクトルは演算用座標系の各サンプル点ごとに得られる。一方、図4のベクトル表示52における複数の矢印Vは、Bモード画像の表示用座標系における複数の表示サンプル点に配置される。

【0039】

演算用座標系の各サンプル点の位置と、表示用座標系の各表示サンプル点の位置は、互いに一致しているとは限らず、例えば、演算用座標系のサンプル点間隔よりも、表示用座標系の表示サンプル点間隔の方が大きい。

10

【0040】

そこで、流動表示形成部40（図1）は、表示座標系の各表示サンプル点の近傍にある演算用座標系の1つ以上のサンプル点の速度ベクトルから、補間処理などにより、その表示サンプル点における速度ベクトルを算出し、算出した速度ベクトルの大きさと向きに応じてその表示サンプル点における矢印Vを形成する。

【0041】

図4に示すベクトル表示52から、ユーザ（検査者）は心臓内における血流の流れを視覚的に確認することができ、例えば、複数の矢印Vが円を描くように並んで表示される箇所に、血流の渦があることを確認できる。

20

【0042】

図5は、表示部50（図1）に表示される流線表示54を示す図である。流線表示54は、心臓の心筋と心臓の内部の断面を映し出したBモード画像上に、速度ベクトルに基づいて得られる流線Lを表示したものである。

【0043】

流線Lは、例えば、Bモード画像内の任意の位置に設定された始点から、接線が血流の速度ベクトルの向きと一致するように描画される。図5において、流線Lは、破線で示されているが、実線やその他の線で示されてもよいし、着色されてもよい。

【0044】

図5に示す流線表示54からも、ユーザ（検査者）は心臓内における血流の流れを視覚的に確認することができ、例えば、流線Lが円を描くように表示される箇所に、血流の渦があることを確認できる。

30

【0045】

図1に戻り、表示部50にベクトル表示52（図4）または流線表示54（図5）が表示されると、ユーザ（検査者）はベクトル表示52または流線表示54を視覚的に確認して、血流の渦と考えられる箇所に、例えば操作デバイス62を利用して、注目領域R（図3）の設定情報を入力する。注目領域設定部60は、ユーザから受け付けた設定情報に基づいて注目領域Rを設定する。

【0046】

図6は、表示部50（図1）に表示される領域表示56を示す図である。領域表示56は、心臓の心筋と心臓の内部の断面を映し出したBモード画像上に、注目領域R（R1～R3）を表示したものである。図6には、3つの注目領域R1～R3が設定された例を示している。

40

【0047】

ベクトル表示52（図4）または流線表示54（図5）を見て血流の流れを確認したユーザ（検査者）は、例えばベクトル表示52または流線表示54上において血流の渦と思われる箇所を指定する。その指定された箇所が例えば注目領域Rの中心点に設定される。そして、ユーザはその注目領域Rの半径を設定し、これにより、例えば図6に示す注目領域R1が設定される。同様に、必要に応じて、注目領域R2、R3と複数の注目領域Rが設定されてもよい。なお、図6に示す注目領域R3のように楕円形の領域が設定されても

50

よいし、円形や楕円形以外の領域が設定されてもよい。

【0048】

また、領域表示56には、注目領域Rに関する設定情報も表示される。図6には、3つの注目領域R1～R3の各々についての中心座標が表示されている。例えば超音波の送信開始点を原点Oとして、注目領域R1～R3の各々についての中心座標(x, y)が表示される。さらに注目領域R1～R3の各々についての半径の長さ等が表示されてもよい。

【0049】

こうして、例えば、複数の注目領域Rが設定されると、各注目領域Rごとに、図3を利用して説明した循環の算出が行われる。そして、各注目領域Rごとに算出された循環の値が、例えば図6の領域表示56と共に数値で表示される。もちろん、循環の値を表示するための専用の表示画面が形成されてもよい。

10

【0050】

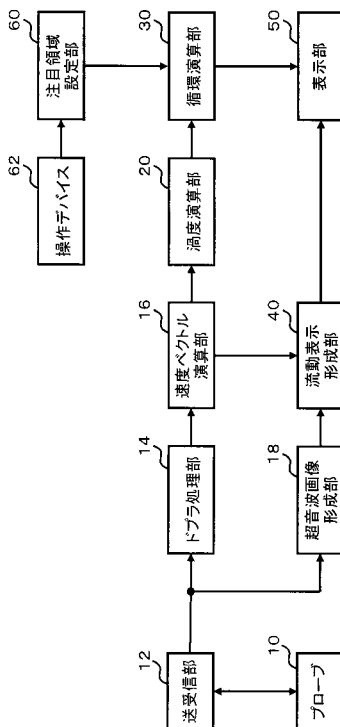
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

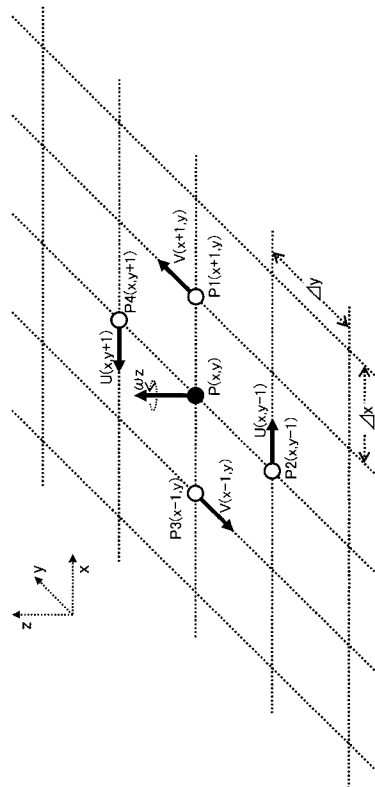
【0051】

10 プローブ、16 速度ベクトル演算部、20 渦度演算部、30 循環演算部、40 流動表示形成部、60 注目領域設定部。

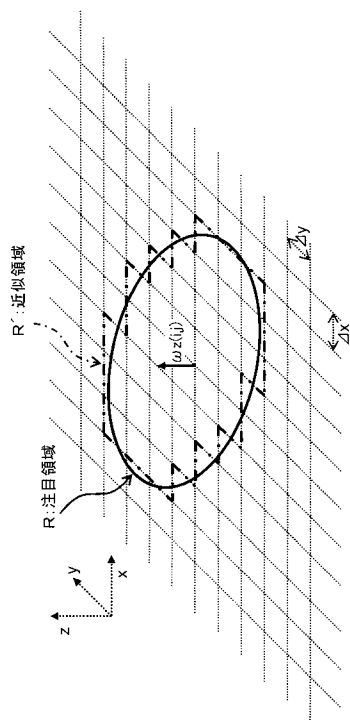
【図1】



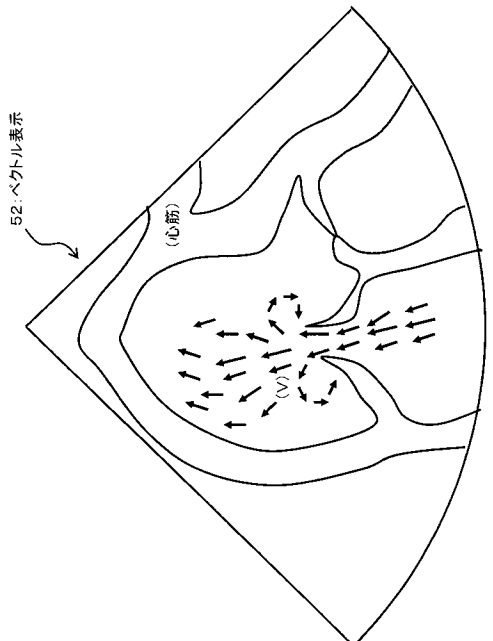
【図2】



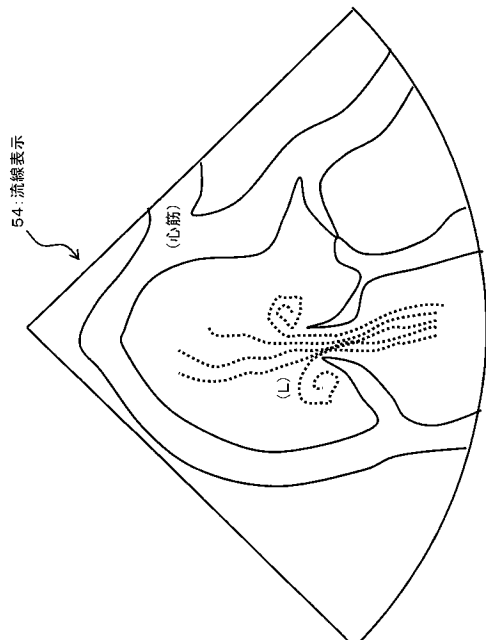
【図 3】



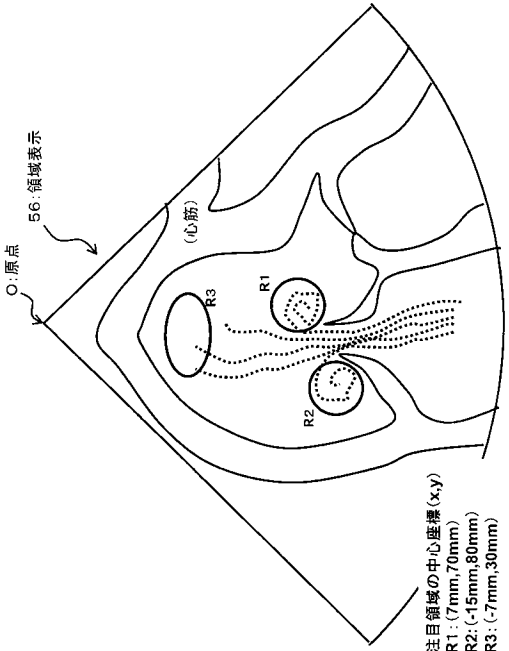
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014036735A	公开(公告)日	2014-02-27
申请号	JP2012179904	申请日	2012-08-14
[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	西山知秀		
发明人	西山 知秀		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/JC37 4C601/KK20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种利用超声波获得流体涡度的改进技术。
 解决方案：速度矢量计算部分16获得关于用于计算的坐标系中的多个采样点中的每一个的速度矢量，该计算对应于用于发送和接收超声波的空间。涡量计算部20基于要针对计算用坐标系中的每个采样点获得的速度矢量，计算用于计算的坐标系中的关注采样点的涡量。涡量计算部分20基于关注采样点周围的采样点处的速度矢量来计算关注采样点处的涡度。旋转计算部30基于关注区域中包括的多个关注采样点处的每个涡度来计算关注区域R中的旋转。旋转计算部30在关注区域中包括的所有关注采样点处添加涡旋，并获得关注区域中的旋转。

