

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3795899号**  
**(P3795899)**

(45) 発行日 平成18年7月12日(2006.7.12)

(24) 登録日 平成18年4月21日(2006.4.21)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08

請求項の数 1 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-150208 (P2004-150208)</p> <p>(22) 出願日 平成16年5月20日(2004.5.20)</p> <p>(62) 分割の表示 特願平7-105874の分割 原出願日 平成7年4月28日(1995.4.28)</p> <p>(65) 公開番号 特開2004-230200 (P2004-230200A)</p> <p>(43) 公開日 平成16年8月19日(2004.8.19) 審査請求日 平成16年5月20日(2004.5.20)</p>	<p>(73) 特許権者 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号</p> <p>(74) 代理人 100075258 弁理士 吉田 研二</p> <p>(74) 代理人 100096976 弁理士 石田 純</p> <p>(72) 発明者 原田 烈光 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内</p> <p>審査官 後藤 順也</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波ビームを送受波し、超音波エコー信号に基づいて超音波画像を生成して表示する超音波診断装置において、

各フレームごとに超音波画像における被検体組織の輪郭を検出する輪郭検出手段と、

各フレームの前記輪郭の慣性主軸の傾きを求める慣性主軸演算手段と、

前記慣性主軸の傾きのフレーム間の变化から、前記被検体組織の一体的な回転運動の角速度を求める角速度演算手段と、

前記超音波エコー信号に基づき前記被検体組織の各点の超音波ビーム方向速度成分を求めるドブラ速度検出手段と、

各フレームにおける前記輪郭の慣性中心を求め、フレーム間の前記慣性中心の変位から前記被検体組織の一体的な並進運動の速度を求める並進速度演算手段と、

前記角速度演算手段によって求められた前記角速度に基づき、前記被検体組織各点の前記一体的回転運動による速度成分を求める回転速度演算手段と、

前記一体的並進運動の速度と前記一体的回転運動による前記被検体組織各点の速度成分とに基づき、前記被検体組織各点の慣性中心周りの速度成分を求める接線速度演算手段と

前記被検体組織各点の超音波ビーム方向速度成分と慣性中心周りの速度成分とに基づいて、前記被検体組織各点の二次元速度ベクトルを求める速度ベクトル演算手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体組織の運動速度を検出し、表示する超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波エコーのドプラシフト周波数に基づいて血流の速度を求め、その分布をカラー表示する超音波ドプラ法が広く普及しているが、近年、この超音波ドプラ法を心筋等の被検体組織の運動速度の検出に利用する研究が進んでいる。このように超音波ドプラ法によって被検体組織の運動速度を求めリアルタイムで二次元表示する手法は、組織ドプラインメー

10

## 【0003】

被検体組織の運動は、被検体組織全体が一体となって動く一体的運動成分と、被検体組織各点同士の相対的な運動成分、すなわち被検体組織の変形による運動成分とに分解できると考えられる。従って、被検体組織の特定の運動機能を評価する場合には、その運動機能に係る運動成分のみを抽出する必要がある。例えば、心臓の運動には、心臓全体の一体的運動と心筋の拡張収縮運動とが含まれているので、心筋の拡張収縮機能を正しく評価しようとする場合には、超音波ドプラ法によって検出される速度から心臓全体の一体的運動による速度成分を除去し、拡張収縮運動のみによる速度成分を求める必要がある。

20

## 【0004】

そこで、心臓の拡張収縮運動の速度成分を抽出するための装置もしくは方法として、従来、例えば特許文献1や非特許文献1が提案されていた。これらの技術では、まず心筋の拡張収縮の中心となる点を求め、この点の動きから心臓全体の並進運動の速度を求める。そして、この並進運動の速度を超音波ドプラ法で求められる心筋組織の速度から減算することにより心筋組織の拡張収縮運動による速度成分を算出していた。

## 【0005】

【特許文献1】特開平6-114059号公報

【非特許文献1】「組織ドプラ法におけるWall Motion Imaging」,日本超音波医学会論文集,1993.11. pp671~672

30

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

しかしながら、被検体組織全体の一体的な運動には、並進運動のほかに回転運動もある。前述の従来技術では、被検体組織の並進運動の影響を取り除くことはできるが、回転運動に関しては全く考慮されていない。従って、それら従来技術によって求められた速度成分は、被検体組織の一体的な回転運動の速度成分を含んでおり、純粋な拡張収縮運動による速度成分を表すものとはならない。よって、従来装置では心筋の純粋な拡張収縮運動の速度成分を精度よく求めることができないという問題があった。更に言えば、従来は、心筋の一体的な回転運動の速度成分を適切に求めることもできなかった。

40

## 【0007】

本発明は、前述の問題点を解決するためになされたものであり、被検体組織全体の一体的な回転運動の速度成分を利用して、被検体組織各部の2次元速度ベクトルを求めることを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

前述の目的を達成するために、本発明の基礎となる構成は、各フレームごとに超音波画像における被検体組織の輪郭を検出する輪郭検出手段と、各フレームの被検体組織の輪郭の慣性主軸の傾きを求める慣性主軸演算手段と、慣性主軸の傾きのフレーム間の変化から、被検体組織の一体的な回転運動の角速度を求める角速度演算手段と、を有する。

50

## 【0009】

また、参考となる構成は、更に、超音波エコー信号に基づき被検体組織各点の運動速度を求める運動速度演算手段と、各フレームにおける被検体組織の輪郭の慣性中心を求め、フレーム間の慣性中心の変位から被検体組織の一体的な並進運動の速度を求める並進速度演算手段と、角速度演算手段によって求められた角速度に基づき被検体組織各点の一体的回転運動による速度成分を求める回転速度演算手段と、被検体組織各点ごとについて、その運動速度から一体的並進運動の速度と一体的回転運動による速度成分とを減算することにより、被検体組織各点の拡張収縮運動による速度成分を求める拡張収縮速度演算手段と、を有する。

## 【0010】

そして本発明の構成は、前記基礎となる構成に加え、更に超音波エコー信号に基づき被検体組織の各点の超音波ビーム方向速度成分を求めるドブラ速度検出手段と、各フレームにおける被検体組織の輪郭の慣性中心を求め、フレーム間の慣性中心の変位から被検体組織の一体的な並進運動の速度を求める並進速度演算手段と、角速度演算手段によって求められた角速度に基づき被検体組織各点の一体的回転運動による速度成分を求める回転速度演算手段と、一体的並進運動の速度と一体的回転運動による被検体組織各点の速度成分とに基づき、被検体組織各点の慣性中心周りの速度成分を求める接線速度演算手段と、被検体組織各点の超音波ビーム方向速度成分と慣性中心周りの速度成分とに基づいて被検体組織各点の二次元速度ベクトルを求める速度ベクトル演算手段と、を有することを特徴とする。

## 【0011】

また、更に被検体組織の各点ごとについて二次元速度ベクトルの慣性中心に対する動径方向の成分から一体的並進運動の速度の前記動径方向の成分を減算することにより、被検体組織各点の拡張収縮運動による速度成分を求める拡張収縮速度演算手段を設けてもよい。

## 【0012】

本発明の基礎となる構成では、まず輪郭検出手段が超音波画像の各フレームごとに被検体組織の輪郭、例えば心臓の場合では心筋部分と血流部分との境界を検出する。次に慣性主軸演算手段が、前記輪郭検出手段で検出された輪郭の慣性主軸の傾きを求める。ここで慣性主軸とは、輪郭図形の慣性中心（重心）を原点とする直交軸のうちで、各軸まわりの輪郭図形の慣性モーメントがそれぞれ最大及び最小となるような直交軸のことである。この慣性主軸は、輪郭図形の方向性を示す軸であるといえる。被検体組織が多少変形したとしても、その変形によっては輪郭図形の方向性はほとんど変わらないと考えられるので、慣性主軸の傾きの変化は被検体組織全体の一体的な回転によるものと考えられる。従って、慣性主軸の傾きがフレーム間でどれだけ変化したかを角速度演算手段によって検出することにより、被検体組織の一体的回転運動の角速度が求められる。

## 【0013】

このように、本発明の基礎となる構成によれば、被検体組織の一体的回転運動の角速度を求めることができ、この角速度を被検体組織の運動の定量的な評価値として利用することができる。

## 【0014】

参考となる構成では、このようにして求められた被検体組織の一体的な回転運動の角速度を利用して、被検体組織の運動から純粋な拡張収縮運動による成分のみを抽出する。

## 【0015】

すなわち、被検体組織の運動は、被検体組織の一体的な並進運動、被検体組織の一体的な回転運動、及び被検体組織の拡張収縮運動を重ね合わせたものであると考えられる。従って、被検体組織のある点の速度は、一体的並進運動による速度成分、一体的回転運動による速度成分、及び拡張収縮運動による速度成分の和となる。よって、超音波ドブラ法を用いて求められる被検体組織各点の運動速度から、一体的並進運動による速度成分と、一体的回転運動による速度成分とを差し引くことにより、純粋な拡張収縮運動による速度成

10

20

30

40

50

分を求めることができる。

【0016】

よって、参考となる構成では、運動速度演算手段において超音波ドプラ法を利用して被検体組織の各点の運動速度を求めるとともに、並進速度演算手段において輪郭の慣性中心の位置のフレーム間の変位に基づき被検体組織の一体的な並進運動の速度を求める。また、回転速度演算手段によって、一体的回転運動の角速度から被検体組織各点の一体的回転運動の速度成分を求める。そして、拡張収縮速度演算手段によって、被検体組織各点の運動速度から一体的並進運動及び一体的回転運動による速度成分を差し引くことにより、拡張収縮運動の速度成分を求める。

【0017】

本発明の構成は、超音波ドプラ法で超音波ビーム方向の速度成分しか求められない場合についての構成である。この構成は、輪郭情報から求められる被検体組織各点の一体的並進及び回転運動の速度成分とドプラ法によって求められる超音波ビーム方向の速度成分とから、被検体組織各点の二次元速度ベクトルを算出する。また、更なる構成として、被検体組織各点の二次元速度ベクトルに基づき拡張収縮運動の速度成分を算出するようにしてもよい。

【0018】

すなわち、被検体組織の慣性中心を原点とした極座標系を考えた場合、被検体組織各点の二次元速度ベクトルは、被検体組織の慣性中心周りの接線方向速度成分と、その慣性中心に対する動径方向（拡張収縮方向）の速度成分とに分解できる。ここで、被検体組織の一体的回転運動の速度は接線方向速度成分のみを有し、被検体組織の拡張収縮運動の速度は動径方向速度成分のみを有する。また、被検体組織の一体的並進運動の速度は、それら接線方向及び動径方向の両方向の速度成分を有する。従って、被検体組織の各点の二次元速度ベクトルの接線方向成分は、一体的回転運動による速度成分と、被検体組織の一体的並進運動速度の接線方向成分との和となる。一方、各点の二次元速度ベクトルの動径方向成分は、その点における拡張収縮運動による速度成分と、被検体組織の一体的並進運動の速度の動径方向成分との和となる。

【0019】

ここで、一体的並進運動及び一体的回転運動の速度は、超音波ドプラ法による超音波ビーム方向速度成分とは独立に、被検体組織の輪郭情報から求めることができる。従って、これら一体的並進運動及び一体的回転運動の速度成分に基づき、被検体組織の各点の二次元速度ベクトルの接線方向成分を求めることができる。この接線方向速度成分を、超音波ドプラ法で求められる超音波ビーム方向の速度成分と組み合わせれば、真の二次元速度ベクトルを求めることができる。

【0020】

よって、本発明の構成では、ドプラ速度検出手段が、被検体組織各点の超音波ビーム方向速度成分を求め、並進速度演算手段が被検体組織の輪郭の慣性中心位置のフレーム間変位に基づき被検体組織の一体的な並進運動の速度を求める。また、回転速度演算手段が、一体的回転運動の角速度から、被検体組織各点の一体的回転運動による速度成分を求める。そして、接線速度演算手段は、一体的並進運動の速度と一体的回転運動による速度成分とに基づき、被検体組織各点の接線方向速度成分を求める。速度ベクトル演算手段は、このようにして求められた被検体組織各点の接線方向速度成分と超音波ビーム方向速度成分とに基づいて、被検体組織各点の二次元速度ベクトルを算出する。

【0021】

また、前述したように、被検体組織各点の二次元速度ベクトルの動径方向成分は、拡張収縮運動による速度成分と、一体的並進運動の速度の動径方向成分との和となるので、二次元速度ベクトルの動径方向成分から一体的並進運動の速度の動径方向成分を減算することにより、被検体組織各点の拡張収縮運動の速度を求めることができる。

【0022】

そこで、拡張収縮速度演算手段を設ければ、被検体組織の各点ごとについて、二次元速

10

20

30

40

50

度ベクトルの動径方向速度成分から一体的並進運動の速度の動径方向の成分を減算することにより、被検体組織各点の拡張収縮の速度を求めることができる。

【発明の効果】

【0025】

また、本発明によれば、超音波ドプラ法で超音波ビーム方向の速度成分しか求められない場合においても、被検体組織の輪郭情報を利用することにより被検体組織各点の二次元速度ベクトルを求めることができ、更に被検体組織各点の拡張収縮運動による速度成分を求めることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0026】

以下、図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【0027】

以下、本発明に係る超音波診断装置の一実施例を図面に基づいて説明する。

【0028】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。図1において、走査制御部70は、タイミング信号発生部72からのタイミング信号に基づき、送受信部20を介して探触子10による超音波の送受波を制御する。このとき走査制御部70は、超音波の送受波によって得られるエコー情報やドプラ情報を表示する際の指標として、現在送受波中の超音波ビームの方向を示す単位ベクトル $[e_k]$ と、その超音波ビーム上の各点の座標 $(x, y)$ を順次生成し出力する。なお、以下の説明において、括弧 $[\ ]$ で括ったものはベクトル量を示すものとする。また、走査制御部70によって生成される座標 $(x, y)$ は、探触子10を原点とする所定の直交座標系(以下、探触子座標系と呼ぶ)で表される。

20

【0029】

超音波の送受波によって得られたエコー信号は、探触子10から送受信部20に入力され、以降2つの経路に分かれて処理される。一方の経路では、被検体のBモード断層画像を生成するための処理が行われ、他方では、ドプラ断層画像の生成のため処理が行われる。以下、それぞれの信号処理の流れを詳述する。

【0030】

30

まず、Bモード画像生成のための信号処理から説明する。

【0031】

送受信部20から出力されたエコー信号は、まず増幅部22によって所定レベルまで増幅される。検波部24は、増幅されたエコー信号を検波して、エコー信号の振幅に応じた輝度信号を生成する。この輝度信号は、A/D変換部26でデジタル化された後、DSC(デジタルスキャンコンバータ)60に入力され、表示部64の走査形式に適合するように走査変換される。DSC60の出力信号は、D/A変換部62でアナログ信号に変換され、表示部64にてBモード画像として表示される。

【0032】

次に、ドプラ画像生成のための信号処理について説明する。

40

【0033】

送受信部20から出力されたエコー信号は、直交検波部28によって直交検波される。このとき、直交検波部28は、エコー信号に対してタイミング信号発生部72から出力された90度位相の異なる参照信号を掛け合わせて直交検波を行う。直交検波部28からは、実数部及び虚数部の2つの信号から構成されるドプラ信号が出力される。

【0034】

直交検波部28から出力されたドプラ信号はA/D変換部30でデジタル化された後、ローパスフィルタ32に入力される。ローパスフィルタ32は、入力されたデジタル信号から低周波数帯域のドプラ信号のみを抽出する。例えば、被検体を心臓とした場合、心腔内の血流は速度が大きいため、血流部分のドプラ信号は比較的高周波となり、一方心筋等

50

の組織は血流に比べて運動速度が小さいので低周波帯域のドプラ信号を生成する。従って、ローパスフィルタ32によって、血流部分の高周波数帯域のドプラ信号が除去され、心筋等の組織部分のドプラ信号が抽出される。ローパスフィルタ32によって抽出された被検体組織のドプラ信号は、自己相関部34に入力され、公知の相関演算処理により自己相関が求められる。

【0035】

そして、この自己相関部34で得られた相関信号に基づき、ドプラ速度演算部36は、被検体組織各点の超音波ビーム方向の速度(ドプラ速度) $v_k$ を求める。また、分散演算部38は、同じく相関信号に基づき、被検体組織の速度分布の状態を示すドプラ信号の分散<sup>2</sup>を求める。

10

【0036】

通常の超音波ドプラ診断装置では、このようにして得られたドプラ速度と分散が表示されるが、本実施例の装置では、これに加え、更に被検体(例えば、心筋)組織各点の二次元速度ベクトルや拡張収縮運動による速度成分を求めるための処理を行う。

【0037】

被検体組織の拡張収縮運動による速度成分を求めるためには、前述したように、被検体組織全体の一体的な並進、回転運動の速度成分を求め、これらの成分を除去する必要がある。そこで、本実施例では、Bモード情報を用いて被検体組織の一体的並進運動及び一体的回転運動の速度成分を求める。

【0038】

20

本実施例では、各フレームごとに被検体組織の輪郭の慣性中心を求め、フレーム間の慣性中心の変位に基づいて、被検体組織の一体的並進運動の速度を求める。また、各フレームごとに被検体組織の輪郭の慣性主軸の傾きを求め、フレーム間の傾きの変化に基づいて一体的回転運動の角速度を求める。

【0039】

まず、慣性中心演算部40が、A/D変換部26から出力された輝度信号に基づいて被検体組織の輪郭を検出し、その輪郭の慣性中心の座標を求める。

【0040】

すなわち、慣性中心演算部40は、A/D変換部26から与えられる1フレーム分のエコー信号データに基づいて被検体組織の輪郭を検出する。例えば、心臓の場合、心筋組織と血流部分とではエコー信号の強度(振幅)に大きな差があるので、エコーレベルのしきい値によってこれらを弁別することにより心筋組織と血流との境界、すなわち心筋組織の輪郭を求めることができる。

30

【0041】

この輪郭の検出は、超音波ビームごと(すなわち走査線ごと)に行う。従って、図3に示すように探触子10からセクタ走査される各超音波ビーム100ごとに、その超音波ビームに沿った方向にエコー信号データを見ていき、エコーレベルがしきい値を超えるエッジの部分の輪郭点(すなわち血流領域110と被検体組織120との境界点) $P_1, \dots, P_i, P_{i+1}, \dots, P_N$ ( $N$ は求められた輪郭点の総数)として検出し、その座標 $P_i(x_i, y_i)$ を求める。ここで、各輪郭点 $P_i$ の座標は、探触子座標系で表現される。血流領域の輪郭115は、このようにして得られた輪郭点によって代表される。例えば、1フレーム分の走査における超音波ビームの数が64本であれば、100点程度の輪郭点 $P_i$ の座標が得られる。

40

【0042】

このようにして得られた輪郭点座標データに基づき、慣性中心演算部40は、次式(1)に従って輪郭点の慣性中心 $G$ の座標( $x_g, y_g$ )を算出する。なお、この慣性中心 $G$ の座標( $x_g, y_g$ )は、探触子座標系で示されている。

【数 1】

$$x_g = \sum_{i=1}^N x_i / N, \quad y_g = \sum_{i=1}^N y_i / N \quad \dots (1)$$

【0043】

求められた慣性中心 G の座標 (  $x_g$  ,  $y_g$  ) は、各輪郭点の座標 (  $x_i$  ,  $y_i$  ) とともに慣性主軸演算部 42 に入力される。なお、慣性中心 G の座標 (  $x_g$  ,  $y_g$  ) は、被検体組織の並進運動速度を求めるために速度演算処理部 50 にも入力される。

【0044】

次に、慣性主軸演算部 42 は、各輪郭点の座標及び慣性中心 G の座標に基づき、当該フレームの画像における輪郭の慣性主軸の傾き を求める。このために、まず慣性主軸演算部 42 は、次式 ( 2 ) に従って、各輪郭点の座標を、慣性中心 G (  $x_g$  ,  $y_g$  ) を原点とする座標系 ( 以下、慣性中心座標系と呼ぶ ) に座標変換する。

【数 2】

$$X_i = x_i - x_g, \quad Y_i = y_i - y_g \quad \dots (2)$$

【0045】

なお、この慣性中心座標系 ( X Y 座標系 ) は、探触子座標系 ( x y 座標系 ) と平行な座標系である。

【0046】

このようにして座標変換が終わると、更に慣性主軸演算部 42 は、慣性中心座標系の各軸回り ( すなわち X 軸回り及び Y 軸回り ) の慣性モーメント  $M_x$  及び  $M_y$  と、慣性乗積  $M_{xy}$  とを以下の式 ( 3 )、( 4 ) 及び ( 5 ) に従って求める。

【数 3】

$$M_x = N \sum_{i=1}^N Y_i^2 \quad \dots (3)$$

【数 4】

$$M_y = N \sum_{i=1}^N X_i^2 \quad \dots (4)$$

【数 5】

$$M_{xy} = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N X_i Y_j \quad \dots (5)$$

【0047】

そして、慣性主軸演算部 42 は、 $M_x$ 、 $M_y$  及び  $M_{xy}$  を用いて次式 ( 6 ) に従って慣性主軸の傾き を求める。

【数 6】

$$\phi = (1/2) \tan^{-1} \frac{2M_{xy}}{M_y - M_x} \quad \dots (6)$$

【0048】

10

20

30

40

50

このようにして求められた慣性主軸の傾き  $\theta_m$  は、速度演算処理部 50 に入力される。

【0049】

速度演算処理部 50 は、このようにして求められた慣性中心座標及び慣性主軸の傾きと、ドプラ速度演算部 36 で求められたドプラ速度  $v_k$  とから、被検体組織各点の拡張収縮運動の速度成分を求める。図 2 は速度演算処理部 50 の内部構成を示したブロック図であり、以下、この図を参照して速度演算処理部 50 における演算処理過程を説明する。

【0050】

まず、被検体組織全体の一体的並進運動速度  $[V]$  (ベクトル量) を求める過程から説明する。

【0051】

慣性中心演算部 40 で求められた慣性中心  $G_m$  の座標  $(x_{g(m)}, y_{g(m)})$  は、速度演算処理部 50 の並進速度演算部 510 及びメモリ 502 に入力される。ここで、 $G_m$  は、超音波画像の第  $m$  フレームにおける被検体組織輪郭の慣性中心を示し、座標  $(x_{g(m)}, y_{g(m)})$  は、その慣性中心  $G_m$  の座標である。なお、この座標は探触子座標系で示されている。メモリ 502 は、入力された慣性中心の座標データを 1 フレームの間保持する。並進速度演算部 510 は、入力された第  $m$  フレームの慣性中心  $G_m$  の座標  $(x_{g(m)}, y_{g(m)})$  と、メモリ 502 に保持されている 1 つ前のフレームの慣性中心  $G_{m-1}$  の座標  $(x_{g(m-1)}, y_{g(m-1)})$  とを用いて、式 (7) に従って並進運動速度  $[V]$  を求める。

【数 7】

$$[V] = \left( \frac{x_{g(m)} - x_{g(m-1)}}{\Delta t}, \frac{y_{g(m)} - y_{g(m-1)}}{\Delta t} \right) \quad \dots (7)$$

【0052】

なお、ここで  $t$  は、連続するフレーム間の時間間隔である。

【0053】

このようにして求められた一体的並進運動速度  $[V]$  は、拡張収縮速度演算部 522 及び接線速度演算部 518 に入力される。

【0054】

次に、被検体組織の一体的な回転の角速度  $\omega$  を求める過程を説明する。慣性主軸演算部 42 で求められた慣性主軸の傾き  $\theta_m$  は、速度演算処理部 50 内の角速度演算部 512 及びメモリ 504 に入力される。ここで、傾き  $\theta_m$  は、第  $m$  フレームにおける被検体組織輪郭の慣性主軸の傾きを示している。メモリ 504 は、入力された傾き  $\theta_m$  を 1 フレームの間保持する。そして、角速度演算部 512 は、入力された第  $m$  フレームの慣性主軸の傾き  $\theta_m$  と、メモリ 504 に保持されている 1 つ前のフレームの慣性主軸の傾き  $\theta_{m-1}$  とを用いて、次式 (8) に従って被検体組織の一体的な回転の角速度  $\omega$  を求める。

【数 8】

$$\omega = \frac{\theta_m - \theta_{m-1}}{\Delta t} \quad \dots (8)$$

【0055】

このようにして求められた被検体組織の一体的な回転の角速度  $\omega$  は、被検体組織の運動状態に関する特徴量として用いることができる。例えば、この角速度  $\omega$  の変化の様子を超音波診断装置のディスプレイ上に表示することにより被検体組織の回転状態を知ることができる。また、慣性主軸の傾き  $\theta$  自体をディスプレイ上に表示することにより、診断に役立てることもできる。

【0056】

このようにして被検体組織の一体的並進運動の速度  $[V]$  及び一体的回転運動の角速度  $\omega$  が求められると、次に、この一体的並進運動の速度  $[V]$  及び一体的回転運動の角速度

10

20

30

40

50

を用いて、被検体組織各点の二次元速度ベクトル及び拡張収縮運動の速度を求める。以下、この方法の原理について説明する。

【0057】

図4は、探触子座標系（ $x y$ 座標系）と慣性中心座標系（ $X Y$ 座標系）の関係を示す図である。被検体組織内の任意の点Pの慣性中心座標系における位置ベクトルを $[r]$ 、同じ点Pの探触子座標系での位置ベクトルを $[x]$ 、慣性中心Gの探触子座標系での位置ベクトルを $[R]$ とすると、図4に示すように、これらベクトルは、次の関係式を満たす。

【数9】

$$[x] = [R] + [r] \quad \dots (9) \quad 10$$

【0058】

この場合において、点Pの微小変位 $d[x]$ について考えると、この微小変位 $d[x]$ は、慣性中心の微小変位 $d[R]$ と、慣性中心周りの微小角の回転によって生じる微小変位 $d[\phi] \times [r]$ と、慣性中心Gと点Pとを結ぶ動径方向の微小変位 $d[r]$ とを足し合わせたものである。

【数10】

$$d[x] = d[R] + d[\phi] \times [r] + d[r] \quad \dots (10) \quad 20$$

【0059】

この(10)式において、ベクトル $d[\phi]$ は、微小回転、すなわち慣性主軸の傾きの微小変化を示すベクトルである。図5は、ベクトル $d[\phi]$ 、 $[r]$ 、 $d[\phi] \times [r]$ の関係を慣性中心座標系（ただし、回転のベクトルを導入するために三次元に拡張した）で表したものであり、この図に示されるように、微小回転を示すベクトル $d[\phi]$ はZ軸方向のベクトルである。そして、回転による点Pの微小変位 $d[\phi] \times [r]$ は、 $d[\phi]$ と $[r]$ とのベクトル積であるから、 $d[\phi]$ と $[r]$ の両方に垂直なベクトルである。従って、図5に示すように、 $d[\phi] \times [r]$ は、XY平面内において、点Pにおける接線方向のベクトルとなる。

【0060】

ここで、これら微小変位が生じた微小時間を $dt$ とすると、(10)式から次の関係式が導かれる。

【数11】

$$\frac{d[x]}{dt} = \frac{d[R]}{dt} + \frac{d[\phi]}{dt} \times [r] + \frac{d[r]}{dt} \quad \dots (11)$$

【0061】

この(11)式において、 $d[R]/dt$ は、慣性中心Gの速度を示すベクトルであり、これは前述の一体的並進運動の速度 $[V]$ と等しい。また、 $d[\phi]/dt$ は、慣性主軸の傾きの単位時間当たりの変化を示し、これは被検体組織の一体的回転運動の角速度 $[\omega]$ に等しい。なお、角速度ベクトル $[\omega]$ は、前述の(8)式で求められる角速度の大きさを有し、その方向は $d[\phi]$ の方向と等しい。

【0062】

ここで、 $d[x]/dt$ は点Pの二次元速度ベクトルであり、これを $[v]$ と表す。また、点Pにおける拡張収縮運動の速度の大きさを $v_r$ とし、動径方向の単位ベクトルを $[e_r]$ （図5参照）とすると、 $d[r]/dt = v_r [e_r]$ となる。従って、これらの関係を用いれば、前記(11)式は次式のごとく表現できる。

10

20

30

40

50

【数 1 2】

$$[v] = [V] + [\omega] \times [r] + v_r [e_r] \quad \dots (12)$$

【0063】

この式における  $[V]$  は、並進速度演算部 510 で求められる。

【0064】

また、点 P における接線方向の単位ベクトルを  $[e_\phi]$  (図 5 参照) とすると、

【数 1 3】

$$[\omega] \times [r] = r \omega [e_\phi] \quad \dots (13)$$

となる。(13) 式において、 $r$  はベクトル  $[r]$  の大きさであり、この値は慣性中心 G の座標と点 P の座標から求めることができる。また、 $\omega$  は、角速度演算部 512 で求められ、 $[e_\phi]$  は慣性中心 G の座標と点 P の座標が分かれば求めることができる。従って、(12) 式において、 $[V]$  及び  $[\omega] \times [r]$  は被検体組織の輪郭についての幾何学的情報から求めることができる。

【0065】

ここで、点 P の速度  $[v]$  の接線方向成分  $v_\phi$  は、 $v_\phi = [v] \cdot [e_\phi]$  の関係を満たすが、これは (12) 式及び (13) 式の関係を用いれば、次式のように簡略化できる。

【数 1 4】

$$\begin{aligned} v_\phi &= [v] \cdot [e_\phi] = [V] \cdot [e_\phi] + ([\omega] \times [r]) \cdot [e_\phi] \\ &= [V] \cdot [e_\phi] + r \omega \end{aligned} \quad \dots (14)$$

【0066】

(14) 式の右辺の  $[V]$ 、 $[e_\phi]$ 、 $r$  及び  $\omega$  は前述のごとく求めることができるので、これらから点 P の速度の接線方向成分  $v_\phi$  を求めることができる。

【0067】

また、前記 (12) 式を変形すると、

【数 1 5】

$$v_r [e_r] = [v] - ([V] + [\omega] \times [r]) \quad \dots (15)$$

となる。この (15) 式の両辺のベクトルについて、それぞれ  $[e_r]$  との内積をとれば、

【数 1 6】

$$v_r = [v] \cdot [e_r] - [V] \cdot [e_r] \quad \dots (16)$$

となる。ここで、 $[e_r]$  は、慣性中心 G の座標と点 P の座標が分かれば求めることができるので、(16) 式の右辺においては  $[v]$  のみが未知のベクトルとなる。

【0068】

そこで、本実施例では、(14) 式から求められる点 P の速度の接線方向成分  $v_\phi$  と、ドブラ法によって求められる点 P の超音波ビーム方向速度成分  $v_k$  とを用いて、この点 P の二次元速度ベクトル  $[v]$  を算出する。

【0069】

10

20

30

40

50

すなわち、二次元速度ベクトル  $[v]$  と超音波ビーム方向速度成分  $v_k$  との間には次の関係式が成り立つ。

【数 17】

$$v_k = [v] \cdot [e_k] = v \cos \theta \quad \dots (17)$$

【0070】

なお、 $[e_k]$  は、超音波ビーム方向を示す単位ベクトルであり、探触子に向かう方向のベクトルである。また、 $\theta$  は、 $[e_k]$  と  $[v]$  とのなす角度である。

【0071】

図6には、被検体組織内の点Pの速度ベクトル  $[v]$  と各速度成分との関係が図示されている。角度  $\theta$  は、点Pにおける接線方向と超音波ビーム方向とのなす角度である。図6から分かるように、二次元速度ベクトル  $[v]$  の接線方向成分  $v_\phi$  は次式を満たす。

【数 18】

$$v_\phi = v \cos(\theta - \gamma) \quad \dots (18)$$

【0072】

(17)式を用いて(18)式から  $v$  を消去し、 $\theta$  について解くと、

【数 19】

$$\cos \theta = \sin \gamma \sqrt{\left(\frac{v_\phi}{v_k}\right)^2 - 2 \left(\frac{v_\phi}{v_k}\right) \cos \gamma + 1} \quad \dots (19)$$

となる。この式の右辺において、 $v_k$  はドプラ法で検出でき、 $v_\phi$  は(14)式から算出でき、 $\gamma$  は超音波ビームの方向と慣性中心G及び点Pの座標から一意的に決まるので、この式によって  $\cos \theta$  を求めることができる。

【0073】

そして、求められた  $\cos \theta$  を用いれば、(17)式によって速度ベクトル  $[v]$  の絶対値  $v$  が算出できる。このようにして、 $v$  と  $\cos \theta$  が求めれば、超音波ビーム方向との関係から、点Pの速度ベクトル  $[v]$  が特定される。

【0074】

このように、本実施例では、ドプラ速度と、被検体組織の輪郭情報から求めた一体的並進運動及び回転運動の速度成分とから、被検体組織内の点Pの速度ベクトル  $[v]$  を求めることができる。

【0075】

そして、求められた速度ベクトル  $[v]$  を(16)式に用いることにより、点Pの拡張収縮運動による速度成分  $v_r$  が求められる。

【0076】

以上が、速度演算処理部50にて、被検体組織内の点の速度ベクトル  $[v]$  と、その点の拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  を求めるための原理である。

【0077】

このような原理に従い、図2に示す速度演算処理部50は、被検体組織各点の二次元速度ベクトル  $[v]$  及び拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  を求める。

【0078】

この演算に必要な被検体組織の一体的並進運動の速度  $[V]$  及び一体的回転運動の角速度  $\omega$  は、既に説明したように、被検体組織の輪郭情報と用いてそれぞれ並進速度演算部510及び角速度演算部512によって求められる。

【0079】

10

20

30

40

50

そして、回転速度演算部 5 1 4 は、角速度演算部 5 1 2 で求められた角速度  $\omega$  を用いて、一体的回転運動に起因する慣性中心周りの回転運動の速度成分を求める。

【 0 0 8 0 】

すなわち、回転速度演算部 5 1 2 には、動径演算部 5 0 6 より、慣性中心  $G_m$  から被検体組織各点までの動径の長さ  $r$  が与えられる。この動径の長さ  $r$  は、慣性中心演算部 4 0 によって求められた慣性中心  $G_m$  の座標  $(x_{g(m)}, y_{g(m)})$  と、走査制御部 7 0 から出力される被検体組織各点の座標  $(x, y)$  とに基づき、動径演算部 5 0 6 によって算出される。従って、回転速度演算部 5 1 4 は、被検体組織各点それぞれについて、動径の長さ  $r$  と角速度  $\omega$  とを乗算することにより、順次各点の慣性中心周りの回転運動の速度  $r\omega$  を算出する。求められた各点の回転運動の速度  $r\omega$  は、接線速度演算部 5 1 8 に入力される。

10

【 0 0 8 1 】

接線速度演算部 5 1 8 は、このようにして求められた被検体組織各点の回転運動の速度  $r\omega$  と、並進速度演算部 5 1 0 で求められた並進運動速度  $[V]$  と、単位ベクトル発生部 5 0 8 から与えられる被検体組織各点についての接線方向単位ベクトル  $[e_t]$  とを用いて、被検体組織各点の速度の接線方向成分  $v_t$  を求める。このうち、被検体組織各点における接線方向単位ベクトル  $[e_t]$  は、慣性中心演算部 4 0 で求められた慣性中心  $G_m$  の座標  $(x_{g(m)}, y_{g(m)})$  と、走査制御部 7 0 で求められた被検体組織各点の座標  $(x, y)$  とに基づいて、単位ベクトル発生部 5 0 8 によって求められる。従って、接線速度演算部 5 1 8 は、これら  $[V]$ 、 $r\omega$ 、 $[e_t]$  を前記 (14) 式に代入することにより、被検体組織各点の速度の接線方向成分  $v_t$  を求める。求められた接線方向速度成分  $v_t$  は、

20

【 0 0 8 2 】

二次元速度ベクトル演算部 5 2 0 は、このようにして求められた被検体組織各点の接線方向速度成分  $v_t$  に基づき、被検体組織各点の二次元速度ベクトル  $[v]$  を求める。

【 0 0 8 3 】

すなわち、二次元速度ベクトル演算部 5 2 0 には、被検体組織各点について、接線方向速度成分  $v_t$  と、ドプラ速度演算部 3 6 で求められたドプラ速度  $v_k$  と、三角関数発生部 5 1 6 で求められる  $\sin$  及び  $\cos$  とが入力される。ここで角度  $\theta$  は、点 P についての接線方向と超音波ビーム方向とのなす角度である。三角関数発生部 5 1 6 は、単位ベクトル発生部 5 0 8 から入力される接線方向単位ベクトル  $[e_t]$  と走査制御部 7 0 から入力される超音波ビーム方向単位ベクトル  $[e_k]$  との内積演算により  $\cos$  を求め、更にこの  $\cos$  を用いて  $\sin$  を求める。従って、二次元速度ベクトル演算部 5 2 0 は、このようにして求められた  $\sin$  及び  $\cos$  と、既に求められている接線方向速度成分  $v_t$  及びドプラ速度  $v_k$  とを用いて、前記 (19) 式によって  $\cos$  を算出する。この角度  $\theta$  は、超音波ビーム方向と二次元速度ベクトル  $[v]$  とのなす角であり、 $\cos$  を算出することにより二次元速度ベクトル  $[v]$  の方向が定められる。また、二次元速度ベクトル演算部 5 2 0 は、求められた  $\cos$  とドプラ速度  $v_k$  とを用い、前記 (17) 式に基づいて二次元速度ベクトル  $[v]$  の絶対値  $v$  を算出する。このようにして求められた  $\cos$  及び  $v$  により、被検体組織各点の二次元速度ベクトル  $[v]$  が特定される。

30

【 0 0 8 4 】

このようにして求められた被検体組織各点についての二次元速度ベクトル  $[v]$  は、マルチプレクサ 5 2 4 に入力される。

40

【 0 0 8 5 】

また、被検体組織各点についての二次元速度ベクトル  $[v]$  のデータは、拡張収縮速度演算部 5 2 2 に入力され、被検体組織各点の拡張収縮運動による速度成分  $v_r$  の算出のために用いられる。

【 0 0 8 6 】

すなわち、拡張収縮速度演算部 5 2 2 は、被検体組織各点についての二次元速度ベクトル  $[v]$  データに加え、被検体組織の一体的並進運動の速度  $[V]$  と被検体組織各点についての動径方向単位ベクトル  $[e_r]$  とを用いて、(16) 式に基づき拡張収縮運動によ

50

る速度成分  $v_r$  を算出する。なお、動径方向単位ベクトル  $[e_r]$  は、慣性中心  $G_m$  の座標  $(x_{g(m)}, y_{g(m)})$  と、被検体組織各点の座標  $(x, y)$  とに基づいて、単位ベクトル発生部 508 によって求められる。

【0087】

このようにして求められた被検体組織各点の拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  は、マルチプレクサ 524 に入力される。

【0088】

マルチプレクサ 524 は、図示しない表示切替制御部からの制御信号に応じて、二次元速度ベクトル  $[v]$  及び拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  のいずれか一方、あるいは両方のデータを DSC60 に出力する。

10

【0089】

そして、DSC60 は、このようにして求められた二次元速度ベクトル  $[v]$  及び拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  を、Bモード情報や分散 ( $^2$ ) 情報に重畳して表示画像を形成する。このようにして形成された表示画像は、D/A変換部 62 でアナログ信号に変換され、表示部 64 にて表示される。なお、表示においては、例えば二次元速度ベクトル  $[v]$  は矢印として表現する。また、拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  は、ドプラ画像と同様、拡張又は収縮の方向を異なった色で表し、速度成分の大きさを輝度で表す。このとき、慣性中心演算部 40 で求められる慣性中心  $G$  の座標も同時に表示する構成としてもよい。もちろん、各情報の表現形式はこれに限らない。

【0090】

20

このように、本実施例によれば、超音波ドプラ法によって求められる超音波ビーム方向速度成分と、被検体組織の輪郭情報から求められる一体的並進運動及び回転運動の速度成分とに基づき、被検体組織各点の二次元速度ベクトル及び被検体組織各点の拡張収縮運動の速度成分を求めて表示することができる。拡張収縮運動の速度成分  $v_r$  は、例えば心臓の診断において、拡張収縮機能を正確に評価するのに有用である。本実施例は、心臓のほか、動脈などの診断にも用いることができる。

【0091】

なお、本実施例では、被検体組織の一体的な並進及び回転運動の速度成分を求めるのに Bモード情報を用いたが、これに限らず、ドプラ情報から被検体組織の輪郭を求め、この輪郭から一体的な並進及び回転運動の速度成分を求める構成としてもよい。この場合、被

30

検体組織と血流部分とは、ドプラ信号のパワー、又はドプラ速度の大小によって判別することができる。

【0092】

また、本実施例では、ドプラ情報からは超音波ビーム方向の速度成分しか求めないので、被検体組織の輪郭情報を用いて二次元速度ベクトルを算出した上で拡張収縮運動の速度成分を求めたが、例えば 2 ビーム法などを用いてドプラ情報から二次元速度ベクトルを求めることができる場合には、前記 (15) 式から直接的に拡張収縮運動の速度成分を求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0093】

40

【図 1】本発明の実施例の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】速度演算処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】被検体組織と輪郭点との関係を示す図である。

【図 4】探触子座標系と慣性中心座標系の関係を示す図である。

【図 5】諸ベクトルの関係を示す図である。

【図 6】被検体組織内の点 P の二次元速度ベクトル  $[v]$  と各速度成分との関係を示す図である。

【符号の説明】

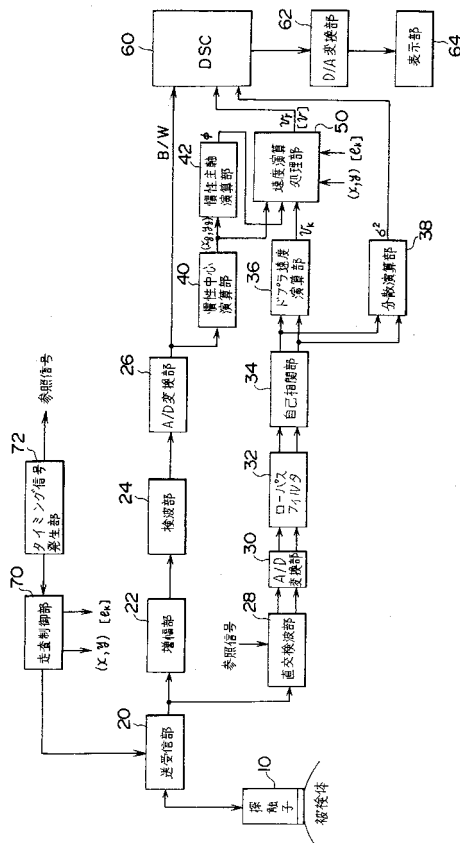
【0094】

10 探触子、20 送受信部、22 増幅部、24 検波部、26, 30 A/D変

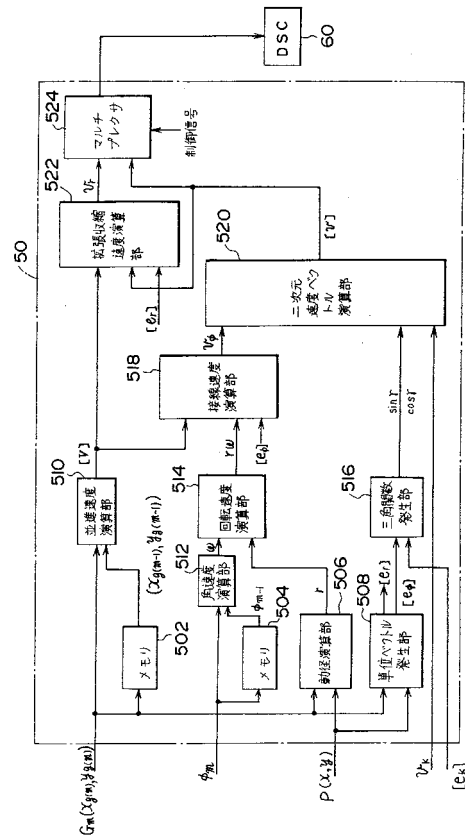
50

換部、28 直交検波部、32 ローパスフィルタ、34 自己相関部、36 ドプラ速度演算部、38 分散演算部、40 慣性中心演算部、42 慣性主軸演算部、50 速度演算処理部、60 DSC(デジタルスキャンコンバータ)、62 D/A変換部、64 表示部、502、504 メモリ、506 動径演算部、508 単位ベクトル発生部、510 並進速度演算部、512 角速度演算部、514 回転速度演算部、516 三角関数発生部、518 接線速度演算部、520 二次元速度ベクトル演算部、522 拡張収縮速度演算部、524 マルチプレクサ。

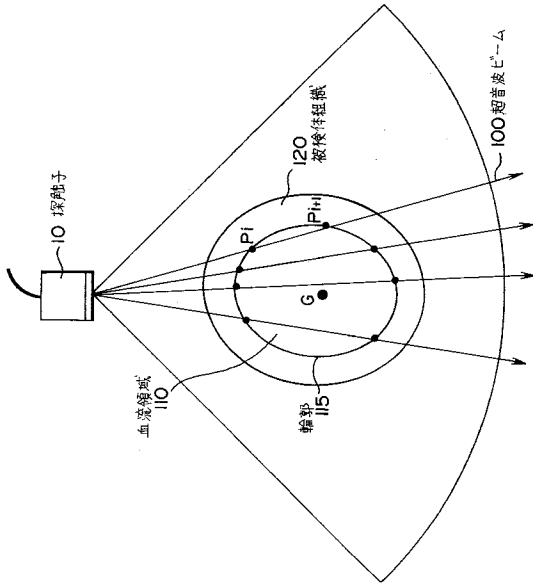
【図1】



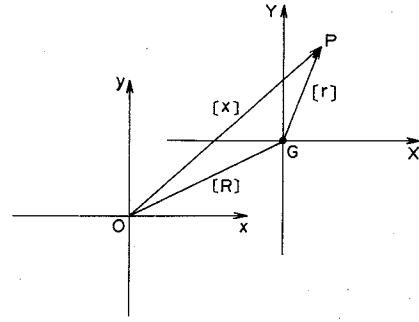
【図2】



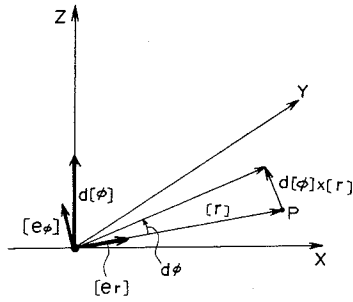
【 図 3 】



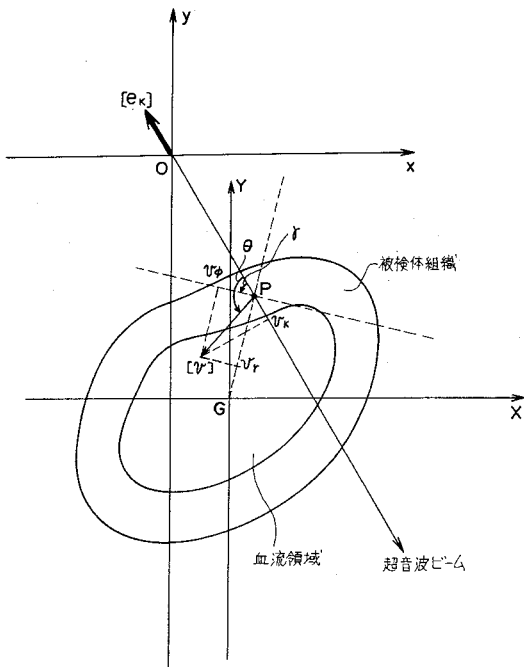
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06 - 285064 (JP, A)  
特開平06 - 028474 (JP, A)  
特開平05 - 015525 (JP, A)  
特開昭60 - 163641 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3795899B2</a>	公开(公告)日	2006-07-12
申请号	JP2004150208	申请日	2004-05-20
[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)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	原田烈光		
发明人	原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK18		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004230200A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够仅找到主体组织的膨胀/收缩速度分量的超声诊断设备。解决方案：平移速度操作部分510根据对象组织的轮廓的惯性中心的坐标的位移来计算平移速度V。角速度操作部512根据被检体组织的轮廓的主轴的惯性的倾斜度变化来计算被检体组织的旋转角速度 $\omega$ 。转速运算部514使用角速度 $\omega$ 求出被检体组织的各点的旋转运动的速度 $r\omega$ 的分量。切向速度操作部分518使用平移速度V和每个点的旋转运动的速度分量 $r\omega$ 来求出每个点的切线方向上的速度 $v\phi$ 的分量。二维速度矢量运算部520从切向方向上的速度 $v\phi$ 分量和超声波束方向上的速度分量 $v_k$ 中求出每个点的二维速度矢量v。每一点。扩展/收缩速度操作部分522基于二维速度矢量v和平移速度V计算每个点的伸缩运动的速度 $v_r$ 的分量。 $\dot{Z}$

