

(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2007-244835

(P2007-244835A)

(43) 公開日 平成19年9月27日(2007.9.27)

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

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-116339 (P2006-116339)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社
(22) 出願日	平成18年4月20日 (2006.4.20)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(31) 優先権主張番号	特願2006-40588 (P2006-40588)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(32) 優先日	平成18年2月17日 (2006.2.17)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	岡田 孝 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(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
		Fターム(参考)	4C601 DD03 DD15 DD27 DE04 EE04 EE11 FF08 JC37 KK12 KK19 KK20 KK24 KK31

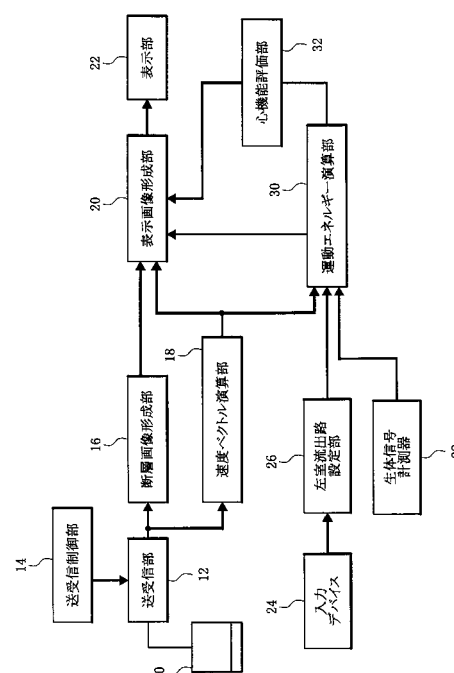
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 血流や組織などの運動状態を反映させた物理量を求める。

【解決手段】 速度ベクトル演算部18は、超音波ビームの走査領域内における各点のビーム方向速度成分の値から、心臓内の血流の速度ベクトルを演算する。運動エネルギー演算部30は、心臓内の血流の速度ベクトルから血流の運動エネルギーを算出する。運動エネルギー演算部30は、各微小領域ごとに血流の運動エネルギーを算出すると、さらに、複数の微小領域の各々から得られる運動エネルギーに基づいて、血流全体の運動エネルギーと左室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとを算出する。心機能評価部32は、左室内の血流全体の運動エネルギーと左室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとに基づいて、左室の収縮機能評価値である左室収縮能を求める。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受波することにより血流からエコー情報を取得する送受波部と、
取得されたエコー情報に基づいて血流の速度を反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、
前記速度情報に基づいて血流の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記速度情報演算部は、前記速度情報として、血流の速さと方向を示す速度ベクトルを
求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記速度情報演算部は、血流内の複数の微小領域について各微小領域ごとに速度ベクトル
を求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記物理量演算部は、前記物理量として、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて各
微小領域ごとに血流の運動エネルギーを算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記物理量演算部は、血流内の複数の微小領域の各々から得られる運動エネルギーに基づいて血流全体の運動エネルギーを算出する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
取得されたエコー情報に基づいて血流を含む超音波画像を形成する画像形成部をさらに
有し、
前記物理量演算部によって血流内の複数の微小領域について各微小領域ごとに血流の運動状態を反映させた物理量が求められ、
超音波画像の血流内の各微小領域にその微小領域の物理量に対応した表示処理を施す、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

心臓に対して超音波を送受波することにより心室内の血流からエコー情報を取得する送受波部と、
取得されたエコー情報に基づいて心室内の複数の微小領域について各微小領域ごとに血流の速度ベクトルを求める速度ベクトル演算部と、
各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて各微小領域ごとに血流の運動エネルギーを算出し、複数の微小領域の各々から得られる運動エネルギーに基づいて心室内の血流全体の運動エネルギーを算出する運動エネルギー演算部と、
心室内の血流全体の運動エネルギーに基づいて心室の収縮拡張運動を反映させた心機能情報を求める心機能情報演算部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

50

前記運動エネルギー演算部は、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて、心室内の血流全体の運動エネルギーと心室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとを算出し、

前記心機能情報演算部は、心室内の血流全体の運動エネルギーと心室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとの比較に基づいて、前記心機能情報として心室の収縮機能評価値を求める、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

超音波を送受波することにより対象組織からエコー情報を取得する送受波部と、

取得されたエコー情報に基づいて対象組織の動きを反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、

前記速度情報に基づいて対象組織の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波を送受波することにより生体内からエコー情報を取得する送受波部と、

取得されたエコー情報に基づいて生体内の流体の動きを反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、

前記速度情報に基づいて生体内の流体の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記物理量演算部は、前記物理量として、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて各微小領域ごとに血流の運動量を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、

前記物理量演算部は、血流内の複数の微小領域の各々から得られる運動量に基づいて血流全体の運動量を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波診断装置において、

前記物理量演算部は、複数の時相に亘って各時相ごとに血流全体の総運動量ベクトルを算出し、

当該超音波診断装置は、各時相ごとに算出される総運動量ベクトルに基づいて総運動量ベクトルの時間変化の様子を視覚的に表現した運動量グラフを形成するグラフ形成部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波診断装置において、

前記グラフ形成部は、各時相ごとに算出される総運動量ベクトルの始点を複数の時相に亘って重ね合わせるにより運動量グラフを形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波診断装置において、

前記グラフ形成部は、複数の時相に亘って重ね合わせた総運動量ベクトルの終点の軌跡を表示した運動量グラフを形成する、

10

20

30

40

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、血流や組織の速度情報を求める超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血流や組織などに対して超音波を送受波してエコー情報を取得し、そのエコー情報から血流などの速度情報を取得する超音波診断装置が知られている。例えば、ドプラ法を利用して超音波ビーム方向の速度成分を求める技術がよく知られている。 10

【0003】

また、特許文献1には、ドプラ法などによって得られる超音波ビーム方向の速度成分に基づいて、血流などの流れの情報を求める技術が開示されている。特許文献1に記載の技術を利用することにより、二次元的に血流などの速度情報を捉えることが可能になる。つまり、二次元領域内において、血流などの流れの情報として得られる流線から、血流などの速度ベクトルを求めることができる（特許文献1第7図参照）。

【0004】

【特許文献1】特開2005-110939号公報 20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述のように、血流などの速度情報を求める技術が従来から知られていた。本願の発明者らは、速度情報を利用して血流などの運動状態を観察する技術について研究を重ねてきた。

【0006】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、血流や組織などの運動状態を反映させた物理量を求める超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】 30

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、超音波を送受波することにより血流からエコー情報を取得する送受波部と、取得されたエコー情報に基づいて血流の速度を反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、前記速度情報に基づいて血流の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、を有することを特徴とする。

【0008】

望ましい態様において、前記速度情報演算部は、前記速度情報として、血流の速さと方向を示す速度ベクトルを求めることを特徴とする。望ましい態様において、前記速度情報演算部は、血流内の複数の微小領域について各微小領域ごとに速度ベクトルを求めることを特徴とする。 40

【0009】

望ましい態様において、前記物理量演算部は、前記物理量として、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて各微小領域ごとに血流の運動エネルギーを算出することを特徴とする。望ましい態様において、前記物理量演算部は、血流内の複数の微小領域の各々から得られる運動エネルギーに基づいて血流全体の運動エネルギーを算出することを特徴とする。

【0010】

望ましい態様において、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、取得されたエコー情報に基づいて血流を含む超音波画像を形成する画像形成部をさらに有し、前記物理量 50

演算部によって血流内の複数の微小領域について各微小領域ごとに血流の運動状態を反映させた物理量が求められ、超音波画像の血流内の各微小領域にその微小領域の物理量に対応した表示処理を施す、ことを特徴とする。

【0011】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、心臓に対して超音波を送受波することにより心室内の血流からエコー情報を取得する送受波部と、取得されたエコー情報に基づいて心室内の複数の微小領域について各微小領域ごとに血流の速度ベクトルを求める速度ベクトル演算部と、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて各微小領域ごとに血流の運動エネルギーを算出し、複数の微小領域の各々から得られる運動エネルギーに基づいて心室内の血流全体の運動エネルギーを算出する運動エネルギー演算部と、心室内の血流全体の運動エネルギーに基づいて心室の収縮拡張運動を反映させた心機能情報を求める心機能情報演算部と、を有することを特徴とする。

10

【0012】

望ましい態様において、前記運動エネルギー演算部は、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて、心室内の血流全体の運動エネルギーと心室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとを算出し、前記心機能情報演算部は、心室内の血流全体の運動エネルギーと心室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとの比較に基づいて、前記心機能情報として心室の収縮機能評価値を求める、ことを特徴とする。

【0013】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、超音波を送受波することにより対象組織からエコー情報を取得する送受波部と、取得されたエコー情報に基づいて対象組織の動きを反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、前記速度情報に基づいて対象組織の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、を有することを特徴とする。

20

【0014】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、超音波を送受波することにより生体内からエコー情報を取得する送受波部と、取得されたエコー情報に基づいて生体内の流体の動きを反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、前記速度情報に基づいて生体内の流体の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、を有することを特徴とする。上記構成により、例えば、体液が充満した臓器（尿が溜まった膀胱など）からエコー情報を取得して、臓器内の運動状態を反映させた物理量を得ることが可能になる。

30

【0015】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、超音波を送受波することにより血流からエコー情報を取得する送受波部と、取得されたエコー情報に基づいて血流の速度を反映させた速度情報を求める速度情報演算部と、前記速度情報に基づいて血流の運動状態を反映させた物理量を求める物理量演算部と、を有し、前記速度情報演算部は、血流内の複数の微小領域について各微小領域ごとに速度ベクトルを求め、前記物理量演算部は、前記物理量として、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて各微小領域ごとに血流の運動量を算出することを特徴とする。

40

【0016】

望ましい態様において、前記物理量演算部は、血流内の複数の微小領域の各々から得られる運動量に基づいて血流全体の運動量を算出することを特徴とする。望ましい態様において、前記物理量演算部は、複数の時相に亘って各時相ごとに血流全体の総運動量ベクトルを算出し、当該超音波診断装置は、各時相ごとに算出される総運動量ベクトルに基づいて総運動量ベクトルの時間変化の様子を視覚的に表現した運動量グラフを形成するグラフ形成部をさらに有することを特徴とする。望ましい態様において、前記グラフ形成部は、各時相ごとに算出される総運動量ベクトルの始点を複数の時相に亘って重ね合わせることで運動量グラフを形成することを特徴とする。望ましい態様において、前記グラフ形成部は、複数の時相に亘って重ね合わせた総運動量ベクトルの終点の軌跡を表示した運動

50

量グラフを形成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明により、血流や組織などの運動状態を反映させた物理量を求めることができる。本発明の好適な態様によれば、例えば、各微小領域ごとに血流の運動エネルギーを求めることや血流全体の運動エネルギーを算出することができる。また、本発明の好適な態様によれば、例えば、心室内の血流全体の運動エネルギーに基づいて心室の収縮拡張運動を反映させた心機能情報を求めることができる。また、本発明の好適な態様によれば、例えば、各微小領域ごとに血流の運動量を求めることや血流全体の運動量を算出することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。本発明の超音波診断装置は、血流や組織などの運動状態を反映させた物理量を求めることができる装置である。そこで、図1に示す実施形態では、対象組織の一例として心臓を挙げ、心臓内の血流から物理量を求める例を説明する。

【0019】

プローブ10は、対象組織である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走査制御され、対象組織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。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。

20

【0020】

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供給することによって超音波ビームを形成する一方、複数の振動素子の各々から受信信号を取得し、得られた複数の受信信号に対して整相加算処理などを実行する。これにより各超音波ビームごとにエコー信号が形成され、送受信部12から出力される。

【0021】

なお、送受信部12は、送受信制御部14によって制御されて超音波ビームを走査し、走査面内の全域からエコー信号を取得する。

30

【0022】

断層画像形成部16は、送受信部12から供給されるエコー信号に基づいて、対象組織である心臓の断層画像を形成する。つまり、断層画像形成部16は、周知のBモード画像の画像形成処理を実行して、各フレームごとに心臓の断層画像（Bモード画像）を形成する。なお、断層画像形成部16は、送受信部12から供給されるエコー信号に基づいて、カラードプラ画像の画像データを形成してもよい。カラードプラ画像の形成には、周知の技術が利用される。つまり、エコー信号から心臓内の各点における血流の超音波ビーム方向の速度成分が抽出され、心臓の断層画像上の各部に、その速度成分に応じた色が施されてカラードプラ画像が形成される。

40

【0023】

速度ベクトル演算部18は、超音波ビームの走査領域内における各点のビーム方向速度成分の値から、心臓内の血流の2次元速度ベクトルを演算する。2次元速度ベクトルの演算には、例えば、特許文献1（特開2005-110939号公報）に記載された手法が利用される。この文献に記載された演算の概要は次のとおりである。

【0024】

まず、各点のビーム方向速度成分をビームに直交する経路に沿って積分することで血流の流量関数を計算する。そして、その経路に沿ってビーム方向速度成分の正の値のみの積分値と負の値のみの積分値とを求め、両者のうちの小さい方を渦流の流量とみなし、両者のうちの大きい方に対する渦流の流量の割合から、渦流のビーム方向の速度成分を求める

50

。この成分の値から渦流の流れ関数が計算でき、さらに、その流れ関数からビームに直交する方向の渦流の速度成分が計算できる。また、流れ関数を流量関数から引くことにより基本流量関数が求められる。こうして、基本流量関数から血流の基本流の各方向の速度成分が求められ、2次元速度ベクトルが求められる。

【0025】

なお、速度ベクトルの演算として、特許文献1に記載の手法に換えて、複数の超音波ビームにより複数方向の速度成分を求める手法を利用してもよい。つまり、例えば、走査領域内における各点ごとに、互いに異なる方向から2本の超音波ビームを形成し、2本の超音波ビームの各々の速度成分から、各点の2次元速度ベクトルを求めてもよい。

【0026】

運動エネルギー演算部30は、心臓内の血流の速度ベクトルから血流の運動エネルギーを算出する。流体の運動エネルギーは、流体の速度を u とすると単位体積当たりで、 $(1/2)\rho u^2$ で表される。ここで ρ は流体の密度である。そこで、本実施形態の装置では、速度ベクトル演算部18において、心臓の心室内、例えば左室内の複数の微小領域について各微小領域ごとに血流の速度ベクトルを求め、その微小領域ごとに、運動エネルギー演算部30において運動エネルギーを算出する。

【0027】

つまり、図2に示すように、例えば左室内を複数の微小領域に区分けする。複数の微小領域は、互いに同じ大きさでありその面積（または体積）を s とする。そして、各微小領域ごとに求められる速度ベクトルの大きさを u_i とし、血流（血液）の密度 ρ から、各微小領域の運動エネルギー $E_i = (1/2)\rho u_i^2 s$ を求める。なお、血液の密度 ρ は、例えば $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ とする。

【0028】

図1に戻り、運動エネルギー演算部30は、各微小領域ごとに血流の運動エネルギーを算出すると、さらに、複数の微小領域の各々から得られる運動エネルギーに基づいて心室内の血流全体の運動エネルギーを算出する。つまり、例えば左室内の全ての微小領域の運動エネルギーを加算して左室内の血流全体の運動エネルギーを算出する。また、運動エネルギー演算部30は、各微小領域ごとの速度ベクトルに基づいて、左室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーを算出する。これらの算出については後に詳述する。

【0029】

左室流出路設定部26は、左室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーを求める際の基準線となる左室流出路を設定する。左室流出路設定部26は、マウスやキーボードやトラックボールなどの入力デバイス24を介したユーザ操作に応じて左室流出路を設定する。また、生体信号計測器28は、生体から心電信号を取得する。

【0030】

表示画像形成部20は、断層画像形成部16で形成される断層画像などに基づいて表示画像を形成する。また、形成された表示画像は表示部22に表示される。

【0031】

図3は、本実施形態の超音波診断装置によって表示される画像の一例を示す図である。以下に図3の表示画像40について説明するが、以下の説明において図1に示した部分については図1の符号を利用する。

【0032】

表示画像40は、表示画像形成部20において形成される。つまり、表示画像形成部20は、断層画像形成部16において形成される心臓左室のBモード断層画像42や心電信号に基づいて形成される心電波形46を含んだ表示画像40を形成する。なお、心電信号は、生体信号計測器28から運動エネルギー演算部30を介して供給される。

【0033】

さらに、表示画像形成部20は、Bモード断層画像42内に、運動エネルギー表示44を施す。運動エネルギー表示44は、各微小領域にその微小領域の運動エネルギーの大きさに応じた表示処理を施したものである。つまり、運動エネルギー演算部30において各

10

20

30

40

50

微小領域の運動エネルギーが演算され、表示画像形成部 20 によって、B モード断層画像 42 内の各微小領域の位置に、その微小領域の運動エネルギーの大きさに応じた表示処理が施される。

【0034】

運動エネルギー表示 44 の一例はカラー表示である。つまり、各微小領域の位置にその微小領域の運動エネルギーの大きさに応じた色を対応させる。これにより、例えば、色相や輝度の相違によって、運動エネルギー表示 44 から、各微小領域の運動エネルギーの大きさを読み取ることが可能になる。なお、カラー表示に換えて、例えば、輝度の相違のみによって運動エネルギーの大きさを表現するようにしてもよい。

【0035】

さらに、表示画像形成部 20 は、線分 AA' で示される左室流出路を表示する。ユーザは、表示画像 40 を確認しながら、入力デバイス 24 を利用して、左室の出口の近傍に左室流出路を設定する。例えば、B モード断層画像 42 内に二つの点 A と点 A' を設定することにより、その二点を結ぶ線分として、左室流出路設定部 26 によって左室流出路が設定される。

【0036】

ちなみに、表示画像形成部 20 は、速度ベクトル演算部 18 によって求められた速度ベクトルに基づいて、血流の速度ベクトル画像を形成してもよい。速度ベクトル画像としては、例えば、B モード断層画像 42 上に各微小領域の速度ベクトルを矢印で表現した画像が形成される。つまり、血流の各点における速度が矢印で表現された画像を形成してもよい。

【0037】

図 1 に戻り、心機能評価部 32 は、運動エネルギー演算部 30 で得られる運動エネルギーに基づいて、左室の収縮拡張運動を反映させた心機能情報を求める。前述したように、運動エネルギー演算部 30 は、左室内の全ての微小領域の運動エネルギーを加算して左室内の血流全体の運動エネルギーを算出する。

【0038】

さらに運動エネルギー演算部 30 は、左室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーを算出する。その際、運動エネルギー演算部 30 は、左室内の各計測点から左室流出路である線分 AA' (図 3 参照) へ向かうベクトルを、左室から流出する方向へ流れる血流とする。そして、左室から流出する方向へ流れる全ての血流の運動エネルギーを加算して運動エネルギーを算出する。

【0039】

心機能評価部 32 は、運動エネルギー演算部 30 で算出される左室内の血流全体の運動エネルギーと左室から流出する方向へ流れる血流の運動エネルギーとに基づいて、左室の収縮機能評価値である左室収縮能を求める。

【0040】

図 4 は、左室収縮能を求める手順を説明するためのフローチャートである。以下、図 4 のフローチャートを利用して、本実施形態の超音波診断装置によって左室収縮能を求める手順を説明する。なお、以下の説明において、図 1 に示した部分については図 1 の符号を利用する。

【0041】

超音波が送受波されて左室内からエコー信号が取得されると、速度ベクトル演算部 18 によって、左室内の各微小領域ごとに血流の速度ベクトルが求められる (S401)。そして、以下に説明するように、求められた速度ベクトルに基づいて、左室流出路に向かう血流の総運動エネルギーの算出と、左室内の血流の総運動エネルギーの算出が並行して行われる。

【0042】

まず、左室流出路に向かう血流の総運動エネルギーの算出手順について説明する。左室流出路設定部 26 によって左室流出路である線分 AA' が設定されると (S402)、運

10

20

30

40

50

動エネルギー演算部 30 は、左室内の各計測点から線分 A A' へ向かうベクトルを、左室から流出する方向へ流れる血流とする (S 403)。

【0043】

そして、左室から流出する方向へ流れる全ての血流の運動エネルギーを加算して総運動エネルギーを算出する (S 404)。なお、S 404 における総運動エネルギーの算出は、各フレームごとに実行され、その結果、時間の経過に伴って複数のフレームについて、各フレームごとに総運動エネルギーが算出される。

【0044】

さらに、運動エネルギー演算部 30 は、左室の収縮期間内における複数のフレームの総運動エネルギーを加算して総和を求める (S 405)。つまり、例えば、生体信号計測器 28 から得られる心電波形を利用し、心電波形に含まれる R 波や T 波といった特徴波を検出し、R 波から T 波の終わりまでを収縮期間とする。そして収縮期間内の全てのフレームの総運動エネルギーを加算することにより総和が求められる。

10

【0045】

次に、左室内の血流の総運動エネルギーの算出手順について説明する。運動エネルギー演算部 30 は、左室内の全ての微小領域の運動エネルギーを加算して左室内の血流全体の総運動エネルギーを算出する (S 406)。S 406 における総運動エネルギーの算出は、各フレームごとに実行され、その結果、時間の経過に伴って複数のフレームについて、各フレームごとに総運動エネルギーが算出される。そして、運動エネルギー演算部 30 は、左室の収縮期間内における複数のフレームの総運動エネルギーを加算して総和を求める (S 407)。つまり、S 405 における総和と同様に、例えば、心電波形に含まれる R 波や T 波から収縮期間を検出し、その収縮期間内の全てのフレームの総運動エネルギーを加算することにより総和が求められる。

20

【0046】

こうして、収縮期間内の総和として、左室流出路に向かう血流の総運動エネルギーと左室内の血流の総運動エネルギーが算出される。そして、心機能評価部 32 において、左室収縮能 = (左室流出路に向かう血流の総運動エネルギー) / (左室内の血流の総運動エネルギー) が求められる (S 408)。左室収縮能は、左室の収縮機能を反映させた収縮機能評価値であり、例えば、心臓の駆出能を評価する指標値となる。

【0047】

30

次に、本発明に係る超音波診断装置の別の実施形態について説明する。

【0048】

図 5 には、本発明に係る超音波診断装置の別の好適な実施形態が示されており、図 5 はその全体構成を示すブロック図である。図 1 に示した装置と同様に、図 5 に示す装置は、血流や組織などの運動状態を反映させた物理量を求めることができる装置である。そこで、図 1 との相違点を中心に、図 5 に示す装置について、心臓内の血流から物理量を求める例を説明する。なお、図 5 において、図 1 の装置と同じ構成部分については図 1 の符号と同じ符号を利用する。

【0049】

プローブ 10 は、対象組織である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走査制御され、対象組織を含む空間内で超音波ビームが走査される。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。送受信部 12 は、送受信制御部 14 によって制御されて超音波ビームを走査し、走査面内の全域からエコー信号を取得する。

40

【0050】

断層画像形成部 16 は、送受信部 12 から供給されるエコー信号に基づいて、対象組織である心臓の断層画像を形成する。なお、断層画像形成部 16 は、送受信部 12 から供給されるエコー信号に基づいて、カラードプラ画像の画像データを形成してもよい。

【0051】

50

速度ベクトル演算部 18 は、超音波ビームの走査領域内における各点のビーム方向速度成分の値から、心臓内の血流の 2 次元速度ベクトルを演算する。2 次元速度ベクトルの演算には、例えば、特許文献 1（特開 2005 - 110939 号公報）に記載された手法が利用される。この文献に記載された演算の概要は先に説明したとおりである。なお、速度ベクトルの演算として、特許文献 1 に記載の手法に換えて、複数の超音波ビームにより複数方向の速度成分を求める手法を利用してもよい。

【0052】

運動量演算部 31 は、心臓内の血流の速度ベクトルから血流の運動量を算出する。流体の密度を ρ とすると、単位体積当たりの流体の運動量はベクトル量として次のように算出される。

10

【数 1】

$$\vec{m} = \rho \vec{u}$$

$\vec{m}$: 運動量ベクトル

$\vec{u}$: 速度ベクトル

そこで、本実施形態の装置では、速度ベクトル演算部 18 において、心臓の心室内、例えば左室内の複数の微小領域について各微小領域ごとに血流の速度ベクトルを求め（図 2 参照）、その微小領域ごとに、運動量演算部 31 が数 1 式から運動量を算出する。

【0053】

20

さらに、運動量演算部 31 は、各微小領域ごとに求められた運動量ベクトルから左室内全域の総運動量ベクトルを算出する。総運動量ベクトルは、各微小領域の体積などから次のように算出される。

【数 2】

$$\vec{M} = \sum_{i=1}^N (\vec{u}_i \times dV_i \times \rho)$$

$\vec{M}$: 総運動量ベクトル

$\vec{u}_i$: 各微小領域の速度ベクトル

dV_i : 各微小領域の体積

N : 微小領域の総数（計測点数）

30

なお、各微小領域の厚さが一定であるとする、数 2 式が次のように変形される。

【数 3】

$$\vec{M} = \sum_{i=1}^N (\vec{u}_i \times dS_i \times \Delta d \times \rho)$$

dS_i : 各微小領域の断面積

Δd : 各微小領域の厚さ

40

さらに、血流の密度 ρ が一定（例えば $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ ）であるとする、数 3 式が次のように変形される。

【数 4】

$$\vec{Ms} = \vec{M} / C = \sum_{i=1}^N (\vec{u}_i \times dS_i)$$

$$C = \Delta d \times \rho$$

そして、各微小領域の断面積が一定値 Δs であるとする、数 4 式が次のように変形され

50

る。

【数 5】

$$\vec{Ms} = \Delta s \times \sum_{i=1}^N \vec{u}_i$$

$\vec{Ms}$: 総運動量ベクトル

$\vec{u}_i$: 各微小領域の速度ベクトル

Δs : 各微小領域の断面積 (定数)

10

【0054】

運動量演算部 31 は、数 5 式に基づいて、血流の速度ベクトルから総運動量ベクトルを算出する。なお、総運動量ベクトルは、数 2 式から求められてもよい。また、運動量演算部 31 は、複数の時相に亘って各時相ごとに総運動量ベクトルを算出する。

【0055】

表示画像形成部 20 は、断層画像形成部 16 で形成される断層画像、速度ベクトル演算部 18 で求められる各微小領域の速度ベクトル、運動量演算部 31 で求められる総運動量ベクトルなどに基づいて表示画像を形成する。また、形成された表示画像は表示部 22 に表示される。

【0056】

図 6 は、本実施形態の超音波診断装置によって表示される画像の一例を示す図である。以下、図 5 に示した部分については図 5 の符号を利用して、図 6 の表示態様を説明する。

20

【0057】

表示画像形成部 20 は、断層画像形成部 16 において形成される心臓左室の B モード断層画像 42 や心電信号に基づいて形成される心電波形 46 を含んだ表示画像を形成する。なお、心電信号は、生体信号計測器 28 から運動量演算部 31 を介して供給される。

【0058】

そして、表示画像形成部 20 は、B モード断層画像 42 内に、速度ベクトル表示 45 を施す。速度ベクトル表示 45 は、B モード断層画像 42 内の各微小領域の位置に、その微小領域の速度ベクトルに対応した矢印を挿入したものである。速度ベクトル表示 45 によ

30

【0059】

さらに、表示画像形成部 20 は、総運動量ベクトルの時間変化の様子を視覚的に表現した運動量グラフ 50 を形成する。運動量グラフ 50 は、横軸を方位方向として縦軸を距離方向としたグラフである。表示画像形成部 20 は、運動量演算部 31 において各時相ごとに算出される総運動量ベクトルの始点をグラフの原点にとり、複数の時相に亘って各時相の運動量ベクトルをグラフに重ねていく。そして、複数の時相に亘って重ね合わせた総運動量ベクトルの終点の軌跡 52 を表示することによって運動量グラフ 50 が形成される。

【0060】

また、運動量グラフ 50 内には、複数の時相のうちの特徴的な時相として、左室収縮期や等容収縮期や左室拡張期のグラフ内の表示位置が示されている。これらの時相は、例えば、心電波形 46 から確認される。なお、軌跡 52 のうちの収縮期部分を赤色で表現して拡張期部分を青色で表現するなど、軌跡 52 の色によって時相の相違を表現してもよい。また、軌跡 52 のうちの最新の時相部分の輝度を上げて古い時相部分の輝度を徐々に下げるなどの表示態様でもよい。

40

【0061】

このように、運動量グラフ 50 には、複数の時相に亘って総運動量ベクトルの終点の軌跡 52 が表示されるため、例えば、心臓内の血流全体の流れの特徴を視覚的に容易に認識することが可能になる。また、速度ベクトル表示 45 を併用すれば、心臓内の各微小領域ごとの微視的な流れの特徴を確認しながら、運動量グラフ 50 によって血流全体の特徴を

50

確認することができる。

【 0 0 6 2 】

なお、図 6 に示した運動量グラフ 50 は、総運動量ベクトルの時間変化の様子を示す表示態様の一例であり、例えば、各時相ごとに得られる総運動量ベクトルを矢印で表示し、各時相ごとに得られる矢印の原点（ベクトルの始点）を複数の時相に亘って重ね合わせて、複数の矢印をそのまま表現した表示態様を採用してもよい。

【 0 0 6 3 】

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。例えば、上述した実施形態では速度ベクトルの大きさから運動エネルギーや運動量を算出しているが、他の物理量を算出してもよい。また、上述した実施形態では心臓内の血流から物理量を求める例を示したが、血流に換えて、例えば、心筋の速度ベクトルから心筋の運動状態を反映させた物理量を求めてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 4 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 微小領域と速度ベクトルを説明するための図である。

【 図 3 】 本実施形態の装置によって表示される画像の一例を示す図である。

【 図 4 】 左室収縮能を求める手順を説明するためのフローチャートである。

【 図 5 】 本発明に係る別の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

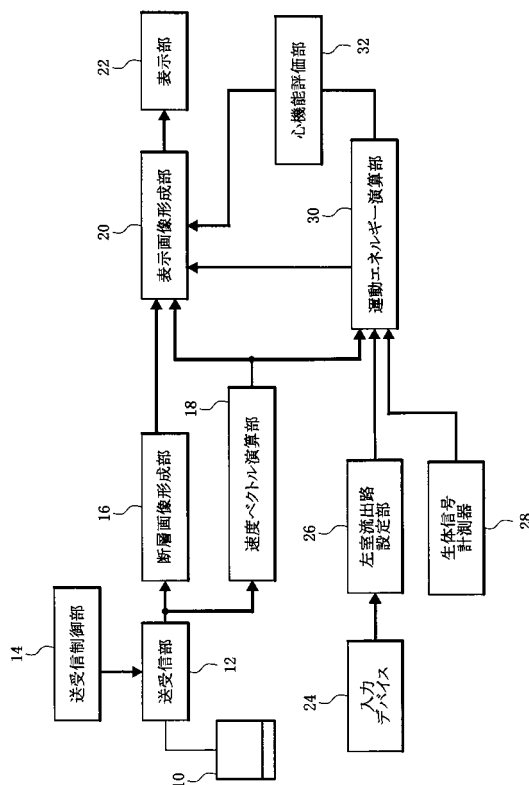
【 図 6 】 本実施形態の装置によって表示される画像の一例を示す図である。

【 符号の説明 】

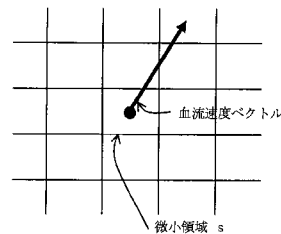
【 0 0 6 5 】

18 速度ベクトル演算部、26 左室流出路設定部、30 運動エネルギー演算部、31 運動量演算部、32 心機能評価部。

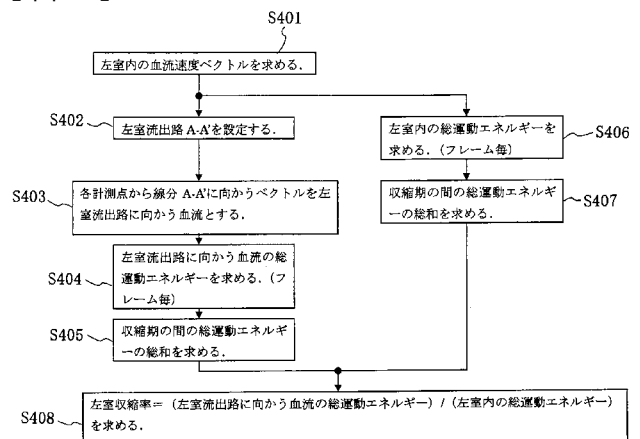
【 図 1 】



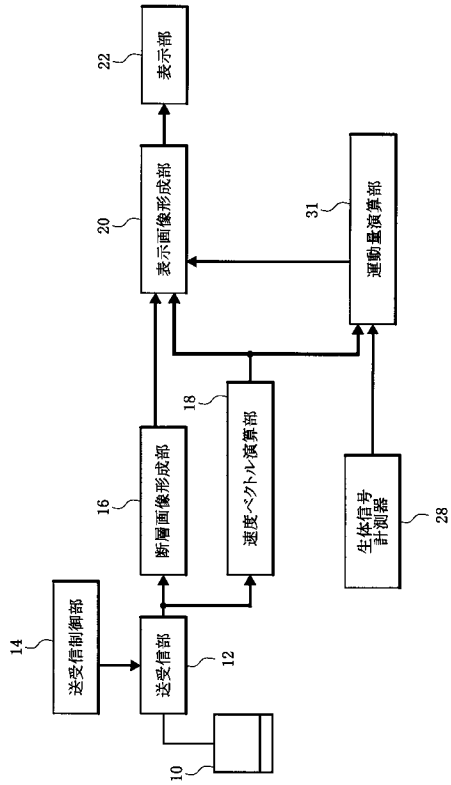
【 図 2 】



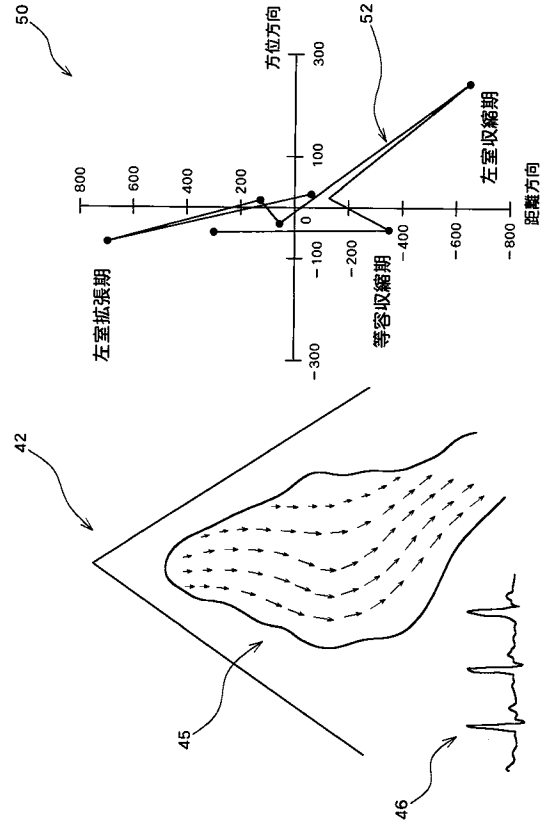
【 図 4 】



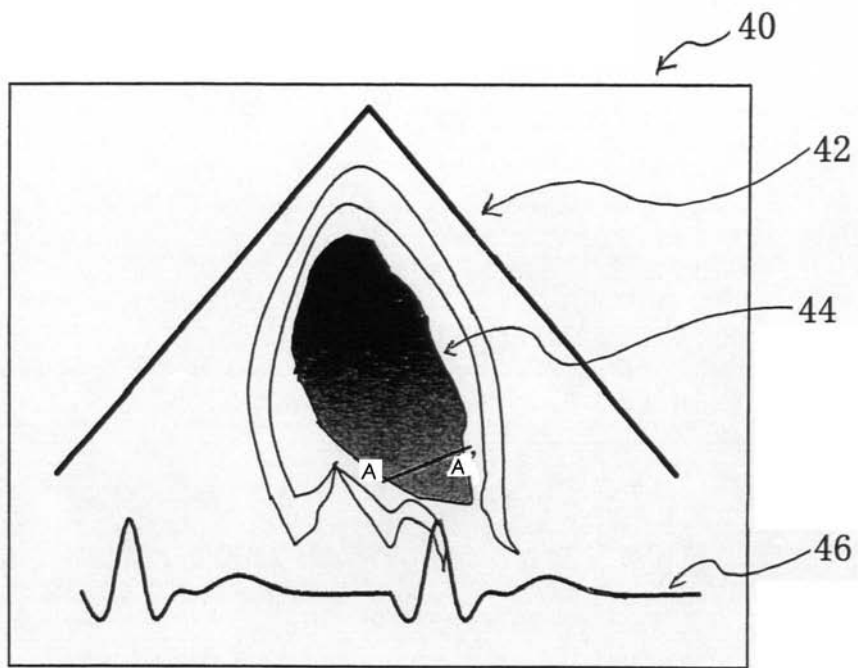
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007244835A	公开(公告)日	2007-09-27
申请号	JP2006116339	申请日	2006-04-20
[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		
[标]发明人	岡田孝 原田烈光		
发明人	岡田 孝 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
优先权	2006040588 2006-02-17 JP		
其他公开文献	JP4921838B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：确定反映血液，组织等的运动状态的物理量。解决方案：速度矢量计算部分18基于在不同点处的超声波束的波束方向速度分量的值来计算心脏中血液的速度矢量。扫描范围。运动能量计算部分30基于心脏中血液的速度矢量计算血液的运动能量。在针对每个微范围计算血液的运动能量之后，运动能量计算部分30计算全血的运动能量和从左心室沿输出方向流动的血液的运动能量。心脏功能评估部分32基于左心室中的全血的运动能量和从左心室在输出方向上流动的血液的运动能量，将左心室收缩能力确定为左心室收缩功能评估值。Ž

