

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4751090号
(P4751090)

(45) 発行日 平成23年8月17日 (2011.8.17)

(24) 登録日 平成23年5月27日 (2011.5.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-111134 (P2005-111134)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成17年4月7日 (2005.4.7)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-288544 (P2006-288544A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年10月26日 (2006.10.26)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成20年4月7日 (2008.4.7)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

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】

造影剤バブルが投与された被検体を超音波で走査して組織の診断画像を取得する超音波診断装置において、

前記被検体に対して超音波を送信し、当該被検体からのエコー信号を受信する送受信手段と、

前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、前記被検体の断層像を示す第1の画像を生成する第1の生成手段と、

前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、前記組織の各所での運動速度を推定する推定手段と、

前記推定手段が推定した複数の運動速度に基づいて、前記組織の運動速度に関する第2の画像を生成する第2の生成手段と、

前記推定手段が推定した運動速度の空間的なばらつきを算出する算出手段と、

前記算出手段が算出した運動速度の空間的なばらつきを示す第3の画像を生成する第3の生成手段と、

前記第1の画像、第2の画像、及び第3の画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第2の画像は、前記組織の歪分布を示す画像であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記表示手段は、前記第 1 の画像、第 2 の画像、及び第 3 の画像のうち少なくとも 2 つを重畳表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記推定手段が推定した運動速度の分散を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記運動速度の分散の値が、予め設定しておいた所定値以下となるように、前記被検体に対する超音波の送信条件を制御する制御手段を更に具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

造影剤バブルが投与された被検体を超音波で走査して組織の診断画像を取得する超音波診断装置において、

前記造影剤バブルを映像化するために前記被検体に対して第 1 の超音波を送信し、当該被検体からの第 1 のエコー信号を受信すると共に、前記被検体の組織を映像化するために前記被検体に対して第 2 の超音波を送信し、当該被検体からの第 2 のエコー信号を受信する送受信手段と、

前記第 1 のエコー信号に基づいて、前記造影剤バブルが入流した血管に関する第 1 の画像を生成する第 1 の生成手段と、

前記第 2 のエコー信号に基づいて、前記組織の各所での運動速度を推定する推定手段と

20

、
前記推定手段が推定した複数の運動速度に基づいて、前記組織の運動速度に関する第 2 の画像を生成する第 2 の生成手段と、

前記第 1 の画像及び第 2 の画像を表示する第 1 の表示手段と、

前記第 1 の生成手段が生成した第 1 の画像に基づいて、前記第 1 の画像の関心領域内における輝度の時間変化を計測する計測手段と、

前記計測手段が計測した輝度の時間変化に基づいて入力される指示に応答して、前記第 2 の超音波送信に関する M I 値を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

造影剤バブルが投与された被検体を超音波で走査して組織の診断画像を取得する超音波診断装置において、

前記造影剤バブルを映像化するために前記被検体に対して第 1 の超音波を送信し、当該被検体からの第 1 のエコー信号を受信すると共に、前記被検体の組織を映像化するために前記被検体に対して第 2 の超音波を送信し、当該被検体からの第 2 のエコー信号を受信する送受信手段と、

前記第 1 のエコー信号に基づいて、前記造影剤バブルが入流した血管に関する第 1 の画像を生成する第 1 の生成手段と、

前記第 2 のエコー信号に基づいて、前記組織の各所での運動速度を推定する推定手段と

40

、
前記推定手段が推定した複数の運動速度に基づいて、前記組織の運動速度に関する第 2 の画像を生成する第 2 の生成手段と、

前記第 1 の生成手段が生成した第 1 の画像に基づいて、前記第 1 の画像の関心領域内における輝度の時間変化を計測する計測手段と、

前記計測手段が計測した輝度の時間変化に基づいて入力される指示に応答して、前記第 2 の超音波送信に関する M I 値を制御する制御手段と、

前記計測手段が計測した輝度の時間変化に基づいて、前記組織の各所での血流に関するパラメータを算出する算出手段と、

前記算出手段が算出した複数のパラメータに基づいて、前記パラメータの分布を示す第 3 の画像を生成する第 3 の生成手段と、

50

前記第 1 の画像、第 2 の画像、及び第 3 の画像を表示する表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示手段は、前記第 1 の画像、第 2 の画像、及び第 3 の画像のうち少なくとも 2 つを重畳表示することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して血流情報と組織運動情報を映像化する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

例えば虚血性疾患を診断するための技術として、心臓などの局所的な組織の血流情報を映像化するコントラストエコーや、心筋などの局所的な組織の運動情報を推定する組織ドプラーイメージング（例えば、特許文献 1 参照。）が知られている。コントラストエコーは、被検体に造影剤バブルを投与し、造影剤バブルの強い超音波散乱特性を利用して組織内の血流を映像化する技術である。組織ドプラーイメージングは、カラードプラー断層法的一种であり、ドプラ効果による超音波の周波数変化から組織の運動速度を推定する技術である。

【特許文献 1】特開平 6 - 1 1 4 0 5 9 号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところで近年、組織内の血流情報と組織の運動情報とを同時に解析したいというニーズがある。しかしながら、コントラストエコーのために被検体に造影剤を投与すると、造影剤中のバブルが割れるときに擬似的なドプラ成分が発生し、組織ドプラーイメージングによる組織の運動速度の推定が精度良く行えないという問題がある。

【0004】

また、いわゆるリプリニッシュにおいてバブルを破壊した直後などは、太い血管内を流れるバブルのエコー信号により組織の運動速度の推定が大きく影響を受けるという問題がある。

30

【0005】

すなわち、コントラストエコーと組織ドプラーイメージングを同時に実施し、組織の運動速度を精度良く求めることは極めて困難であった。

【0006】

本発明は、前記事情を鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、コントラストエコー中でも組織ドプラーイメージングにより組織の運動速度を精度良く推定することができ、血流情報と運動情報を同時に解析・評価することができ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】

40

【0007】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は次のように構成されている。

【0008】

請求項 1 に記載の発明は、造影剤バブルが投与された被検体を超音波で走査して組織の診断画像を取得する超音波診断装置において、前記被検体に対して超音波を送信し、当該被検体からのエコー信号を受信する送受信手段と、前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、前記被検体の断層像を示す第 1 の画像を生成する第 1 の生成手段と、前記送受信手段が受信したエコー信号に基づいて、前記組織の各所での運動速度を推定する推定手段と、前記推定手段が推定した複数の運動速度に基づいて、前記組織の運動速度に関する

50

る第2の画像を生成する第2の生成手段と、前記推定手段が推定した運動速度の空間的なばらつきを算出する算出手段と、前記算出手段が算出した運動速度の空間的なばらつきを示す第3の画像を生成する第3の生成手段と、前記第1の画像、第2の画像、及び第3の画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項6に記載の発明は、造影剤バブルが投与された被検体を超音波で走査して組織の診断画像を取得する超音波診断装置において、前記造影剤バブルを映像化するために前記被検体に対して第1の超音波を送信し、当該被検体からの第1のエコー信号を受信すると共に、前記被検体の組織を映像化するために前記被検体に対して第2の超音波を送信し、当該被検体からの第2のエコー信号を受信する送受信手段と、前記第1のエコー信号に基づいて、前記造影剤バブルが入流した血管に関する第1の画像を生成する第1の生成手段と、前記第2のエコー信号に基づいて、前記組織の各所での運動速度を推定する推定手段と、前記推定手段が推定した複数の運動速度に基づいて、前記組織の運動速度に関する第2の画像を生成する第2の生成手段と、前記第1の画像及び第2の画像を表示する第1の表示手段と、前記第1の生成手段が生成した第1の画像に基づいて、前記第1の画像の関心領域内における輝度の時間変化を計測する計測手段と、前記計測手段が計測した輝度の時間変化に基づいて入力される指示に応答して、前記第2の超音波送信に関するM I値を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

10

請求項7に記載の発明は、造影剤バブルが投与された被検体を超音波で走査して組織の診断画像を取得する超音波診断装置において、前記造影剤バブルを映像化するために前記被検体に対して第1の超音波を送信し、当該被検体からの第1のエコー信号を受信すると共に、前記被検体の組織を映像化するために前記被検体に対して第2の超音波を送信し、当該被検体からの第2のエコー信号を受信する送受信手段と、前記第1のエコー信号に基づいて、前記造影剤バブルが入流した血管に関する第1の画像を生成する第1の生成手段と、前記第2のエコー信号に基づいて、前記組織の各所での運動速度を推定する推定手段と、前記推定手段が推定した複数の運動速度に基づいて、前記組織の運動速度に関する第2の画像を生成する第2の生成手段と、前記第1の生成手段が生成した第1の画像に基づいて、前記第1の画像の関心領域内における輝度の時間変化を計測する計測手段と、前記計測手段が計測した輝度の時間変化に基づいて入力される指示に応答して、前記第2の超音波送信に関するM I値を制御する制御手段と、前記計測手段が計測した輝度の時間変化に基づいて、前記組織の各所での血流に関するパラメータを算出する算出手段と、前記算出手段が算出した複数のパラメータに基づいて、前記パラメータの分布を示す第3の画像を生成する第3の生成手段と、前記第1の画像、第2の画像、及び第3の画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

20

30

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、コントラストエコー中でも組織ドプラーイメージングにより組織の運動速度を精度良く推定することができる。また、血流情報と運動情報を同時に解析・評価することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

最初に、図1と図2を参照しながら本発明の第1実施形態について説明する。

【0018】

図1は本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0019】

図1に示すように、この超音波診断装置は、超音波プローブ1、送受信回路2、A/Dコンバータ3、コントラスト信号処理部4、TDI信号処理部5、デジタルスキャンコンバータ(以下、「DSC」と称する。)6、モニター7、操作卓8を具備している。

【0020】

以下、各要素について説明する。

【0021】

40

50

超音波プローブ 1 はアレイ型圧電振動子を有している。このアレイ型圧電振動子は、複数の圧電素子を直線状に配列し、その配列方向を走査方向としたもので、各々の圧電素子が送受信の各チャンネルを形成する。

【 0 0 2 2 】

送受信回路 2 は、超音波プローブ 1 の各圧電素子に駆動パルスを供給し、超音波パルスを出射させる。この超音波パルスは被検体内を伝播しながら、設定された送信遅延時間により被検体を走査するための送信ビームを形成する。送信ビームの一部は、被検体内の音響インピーダンスの異なる境界面で反射してエコー信号となり、超音波プローブ 1 の各圧電素子により受信される。また、送受信回路 2 は、各圧電素子が受信したエコー信号を電気信号に変換し、設定された受信遅延時間により定まるフォーカス点を備えた受信ビームを形成する。

10

【 0 0 2 3 】

A/Dコンバータ 3 は、送受信回路 2 の出力をデジタル信号に変換する。

【 0 0 2 4 】

コントラスト信号処理部 4 は、A/Dコンバータ 3 の出力に基づいて B モードの断層像データを作成する。

【 0 0 2 5 】

T/DI 信号処理部 5 は、A/Dコンバータ 3 の出力に基づいて組織ドプラインメージング (T/DI : カラードブラ断層法の一つ) により組織の運動速度、本実施形態では心筋の運動速度を推定し、その推定結果に基づいて心筋の運動速度分布を示す運動速度データを作成する。また、T/DI 信号処理部 5 は、この運動速度データに基づいて心筋の歪分布を示す歪データを作成する。更に、T/DI 信号処理部 5 は、組織ドプラインメージングにより推定された心筋の運動速度の分散を微小領域ごとに算出し、これらを組み合わせることにより、心筋の各所における運動速度の分散を示す分散データを作成する。

20

【 0 0 2 6 】

D/S/C 6 は、コントラスト信号処理部 4 や T/DI 信号処理部 5 の出力に基づいて、被検体の断層像を白黒で示す断層画像、心筋の歪分布をカラーで示す歪画像、及び運動速度の分散の分布をカラーで示す分散画像などを生成する。また、D/S/C 6 は、複数のモードで取得された情報を同時表示するための複合画像を生成する。

30

【 0 0 2 7 】

モニタ 7 は、D/S/C 6 により作成された断層画像、T/DI 画像、分散画像、及び複合画像を表示する。

【 0 0 2 8 】

操作卓 8 は、超音波プローブ 1 から送信される超音波の M/I (メカニカルインデックス) 値を調整するためのものである。

【 0 0 2 9 】

次に、前記構成の超音波診断装置の動作について説明する。

【 0 0 3 0 】

被検体に投与された造影剤バブルが心臓に到達したら、超音波プローブ 1 から超音波の送受信を開始する。これにより、超音波によるイメージングが開始する。なお、造影剤バブルが心臓に到達する前から超音波の送受信を開始しても良い。

40

【 0 0 3 1 】

超音波によるイメージングが開始すると、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号に基づいてエコー信号の強度を白黒の濃淡で示す断層画像が作成される。そして、これと同時に、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号に基づいて組織ドプラインメージングにより心筋の運動速度分布を示す運動速度データが作成される。

【 0 0 3 2 】

運動速度データが作成されたら、このデータを基にして微小領域ごとに心筋の運動速度の分散が算出され、これらを組み合わせることにより、心筋の各所における運動速度の分散の値をカラーで示す分散画像が作成される。これら断層画像と分散画像は、図 2 に示すよ

50

うに、モニターに重畳表示される。なお、図2中の帯状部分20が、カラー表示された心筋の運動速度の分散の分布状態を示す部分である。

【0033】

オペレータは、モニターに表示される分散画像を見ながら、超音波プローブ1から送信される超音波のMI値が適正であるかどうかを判断する。すなわち、超音波の送信により心筋内のバブルが崩壊すると、エコー信号にバブルの崩壊（消失）に基づく周波数変化が生じるため、作成される運動速度データに、実際の生体には起こり得ない運動速度の空間的ばらつきが生じる。言い換えれば、実際の生体では、心筋などの組織の運動速度は滑らかに変化するはずであるが、超音波の送信により人為的にバブルを崩壊させた場合には、運動速度に空間的ばらつきが生じてしまう。そこで、本実施形態では、この空間的ばらつきを分散で表現し、この分散の値に基づいて心筋内のバブルが割れているかどうか、すなわち超音波のMI値が大き過ぎないかどうかを判断することになっている。

10

【0034】

オペレータが分散画像を見てバブルが割れていると判断したら、超音波のMI値を低下させる。そして、超音波のMI値が、バブルが割れない程度まで低下したら、再び運動速度データを作成し、このデータを基にして心筋の歪分布を示す歪画像が作成される。これら断層画像と歪画像はモニターに重畳表示される。オペレータは、モニターに重畳表示される断層画像と歪画像を同時に見ながら診断を行う。

【0035】

本実施形態に係る超音波診断装置によれば、組織ドプラインメージングにより心筋の各所における運動速度の分散を算出し、モニターに運動速度の分散の値をカラーで示す分散画像を表示している。

20

【0036】

そのため、分散画像を見れば心筋内のバブルが割れているかどうかを知ることができ、もしバブルが割れていれば超音波のMI値をバブルが割れないように調節することができるから、従来のようにバブルが割れることにより生じる擬似ドブラ成分を除去することが可能となる。

【0037】

これにより、コントラストエコーと組織ドプラインメージングを同時に実施した場合であっても、心筋の運動速度を精度良く推定できるから、歪画像の信頼性を向上させることが可能となる。

30

【0038】

なお、本実施形態では、オペレータが分散画像を見てMI値の調整を行っているが、例えば送受信回路2に、運動速度の分散の値が予め設定しておいた所定値以下となるようMI値などの送信条件を制御する制御手段としての機能を持たせれば、モニターに分散画像を表示する必要が無くなり、またオペレータの負担を減らすことができる。

【0039】

次に、図3と図4を参照しながら本発明の第2実施形態を説明する。なお、ここでは前記実施形態と同様の構成、作用についてはその説明を省略する。

【0040】

40

本実施形態では、いわゆるリプリーニッシュを実施している最中に、組織ドプラインメージングにより心筋の運動速度を推定する例について述べる。なお、リプリーニッシュとは、高MI値の超音波でスキャン面内の気泡を全て破壊してから、低MI値の超音波でスキャン面内に流入してくる気泡の様子を観察する手法のことである。

【0041】

本実施形態に係るコントラスト信号処理部4は、第1実施形態で述べた機能に加えて、ADコンバータ3の出力に基づいて微小領域ごとに輝度の時間変化を示す輝度変化データを作成し、更にこれらを組み合わせて心筋の各所における輝度値を示す輝度データを作成する機能を具備している。また、DSC6は、コントラスト信号処理部4の出力に基づいて関心領域R（図3に示す）における輝度の時間変化を示す輝度変化グラフを作成する機能

50

を具備している。また、操作卓 8 は、T D I 信号処理部 5 に対して心筋の運動速度データの作成を開始させるタイミングを入力するためのものでもある。

【 0 0 4 2 】

次に、前記構成の超音波診断装置の動作について説明する。

【 0 0 4 3 】

被検体に投与された造影剤バブルが心臓に到達したら、超音波プローブ 1 から超音波の送受信を開始する。これにより、超音波によるイメージングが開始する。なお、造影剤バブルが心臓に到達する前から超音波の送受信を開始しても良い。

【 0 0 4 4 】

超音波によるイメージングが開始すると、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号に基づいてエコー信号の強度を白黒の濃淡で示す断層画像が生成される。そして、これと同時に、関心領域 R における輝度の時間変化を示す輝度変化グラフが作成される。これら断層画像と輝度変化グラフはモニター 7 に同時表示される。

【 0 0 4 5 】

図 4 は同実施形態に係るリブリニッシュ中に作成された関心領域 R における輝度の時間変化を示す輝度変化グラフである。

【 0 0 4 6 】

高 M I 値の超音波が送信されると、スキャン面内の全てのバブルが破壊され、図 4 中の部分 P 1 で示すように、関心領域 R の輝度の値が 0 となる。しかしながら、破壊されたバブルは、時間経過により、合体を繰り返しながら拡大してゆき、再び冠動脈から心筋の毛細血管内に流れ込む。これにより、関心領域 R 内の輝度は徐々に上昇してゆき、所定時間が経過すると、心筋内の毛細血管がバブルで満たされ、図 4 中の部分 P 2 で示すように、関心領域 R の輝度の上昇が止まる。

【 0 0 4 7 】

オペレータは、モニター 7 に表示される輝度変化グラフを見て、関心領域 R の毛細血管がバブルで満たされたこと、すなわち関心領域 R の輝度の上昇が停止したことを確認したら、組織ドブライメージングにより心筋の運動速度データを作成し、このデータに基づいて心筋の歪分布を示す歪画像を生成する。この歪画像は断層画像と重畳表示される。

【 0 0 4 8 】

心筋内の毛細血管がバブルで満たされると、超音波プローブ 1 が受信するエコー信号のうち、毛細血管内を流れるバブルからのエコー信号が支配的となり、冠動脈などの太い血管内を流れるバブルからのエコー信号は相対的に低下する。しかも、毛細血管内における血流速度は非常に遅く、実質的に 0 とみなせるため、毛細血管内のバブルの速度成分は心筋の運動速度と等しくなる。すなわち、超音波プローブ 1 が受信するエコー信号は、心筋の運動速度を反映したものとなる。これにより、関心領域 R の輝度の上昇が停止するまで待てば、心筋の運動速度の推定結果から、冠動脈などの太い血管内を流れるバブルの影響を排除できるから、心筋の運動速度をより正確に推定することが可能となる。

【 0 0 4 9 】

本実施形態に係る超音波診断装置によれば、関心領域 R における輝度の時間変化を示す輝度変化グラフを作成し、このグラフに基づいて心筋内の毛細血管がバブルで充満したことを確認してから、組織ドブライメージングにより心筋の運動速度の推定を行っている。

【 0 0 5 0 】

そのため、例えばリブリニッシュのように高 M I 値の超音波を送信しながら組織ドブライメージングを実施するような場合であっても、運動速度の推定結果から冠動脈などの太い血管内を流れるバブルの影響を排除できるから、心筋の運動速度の推定精度を向上することができる。

【 0 0 5 1 】

次に、図 4 と図 5 を参照しながら本発明の第 3 実施形態を説明する。なお、ここでは第 1、第 2 実施形態と同様の構成、作用についてはその説明を省略する。

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

50

本実施形態に係るコントラスト信号処理部 4 は、第 1、第 2 実施形態で述べた機能に加えて、輝度変化データに基づいて輝度の時間変化に関するパラメータ α と β (後述する) を算出する機能を具備している。また、DSC 6 は、コントラスト信号処理部 4 の出力に基づいて心筋の各所におけるパラメータ α をカラーで示す α 画像と、心筋の各所におけるパラメータ β をカラーで示す β 画像とを生成する機能を具備している。

【0053】

次に、前記構成の超音波診断装置の動作について説明する。

【0054】

被検体に投与された造影剤バブルが心臓に到達したら、超音波プローブ 1 から超音波の送受信を開始する。これにより、超音波によるイメージングが開始する。なお、造影剤バブルが心臓に到達する前から超音波の送受信を開始しても良い。

10

【0055】

超音波によるイメージングが開始すると、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号に基づいてエコー信号の強度が白黒の濃淡で表された断層画像が生成される。これと同時に、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号に基づいて組織ドプラーイメージングにより心筋の運動速度分布を示す運動速度データが作成され、このデータに基づいて心筋の歪分布を示す歪画像が作成される。

【0056】

更に、これと同時に、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号に基づいて心筋の各所における輝度の時間変化を示す輝度変化データが作成され、このデータに基づいて心筋の各所における輝度の時間変化に関するパラメータ α と β が算出される。

20

【0057】

パラメータ α は、心筋内の毛細血管に存在できる血液の最大量を示し、パラメータ β は、心筋内の毛細血管に流入する血液の速度に関する指標を示している。すなわち、パラメータ α が大きいと、心筋に多くの血液が存在できることとなり、パラメータ β が大きいと、単位時間あたりに多くの血液が流入できることとなる。なお、図 4 に示す曲線 K 1 と K 2 は、それぞれパラメータ β が大きい場合と小さい場合を示している。

【0058】

そして、パラメータ α と β が算出されたら、心筋の各所におけるパラメータ α と β の値をカラーで表す α 画像と β 画像が生成される。歪画像と α 画像、及び歪画像と β 画像は、図 5 (a) と (b) に示すように、それぞれ重畳され、モニタ 7 に同時表示される。

30

【0059】

なお、図 5 (a) 中の帯状部分 2 1 は、カラー表示されたパラメータ α の分布状態を示し、図 5 (b) 中の帯状部分 2 2 は、カラー表示されたパラメータ β の分布状態を示している。

【0060】

オペレータは、歪画像と α 画像、及び歪画像と β 画像を同時に見ながら診断を行う。パラメータ α は、前述のとおり心筋内の毛細血管に存在できる血液の最大量を示しているため、この値が小さい場合には、血液の保持量が低下していると判断できる。また、パラメータ β は前述のとおり、心筋内の毛細血管に流入する血液の速度に関する指標であるため、この値が小さい場合には、心筋内の毛細血管への血液の流入が円滑になされていないと判断できる。このように、オペレータは、心筋の歪状態と心筋の血液保持量とを関連付けて診断したり、心筋の歪状態と心筋への血液の流入し難さとを関連付けて診断したりすることができる。

40

【0061】

前記構成の超音波診断装置によれば、輝度変化データに基づいて、心筋内の毛細血管が保持できる最大の血液量であるパラメータ α と、心筋内の毛細血管への血液の流入速度に関する指標であるパラメータ β とを求め、歪画像と心筋の各所におけるパラメータ α の値を示す α 画像、及び歪画像と心筋各所におけるパラメータ β の値を示す β 画像をそれぞれ重畳表示している。

50

【 0 0 6 2 】

そのため、同時刻における心筋の歪状態と心筋の毛細血管の血液保持量、及び心筋の歪状態と心筋の毛細血管の血流速度とを対応させることが可能となるから、従来に比べてより多くの診断情報を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

本発明は、前記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、前記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。更に、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 4 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図 2】同実施形態に係るモニタに重畳表示された断層画像と分散画像を示す写真。

【図 3】本発明の第 2 実施形態に係る心臓の関心領域を示す写真。

【図 4】同実施形態に係るリブリニッシュ中に作成された関心領域における輝度の時間変化を示す輝度変化グラフ。

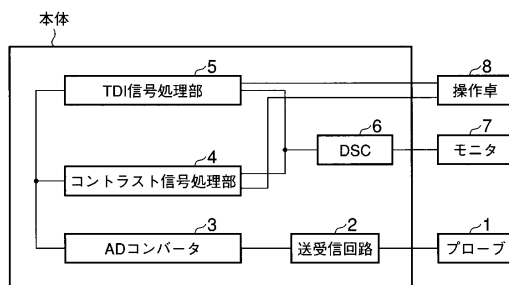
【図 5】本発明の第 3 実施形態に係るモニタに重畳表示された歪画像と α 画像、及び歪画像と β 画像を示す写真。

【符号の説明】

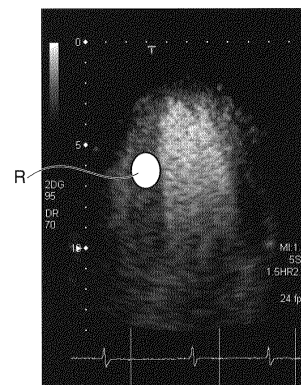
【 0 0 6 5 】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 送受信回路、3 ... A/Dコンバータ、4 ... コントラスト信号処理部、5 ... TDI信号処理部、6 ... デジタルスキャンコンバータ、7 ... モニタ、8 ... 操作卓、20 ... 帯状部分、21 ... 帯状部分、22 ... 帯状部分、 α ... パラメータ、 β ... パラメータ、R ... 関心領域。

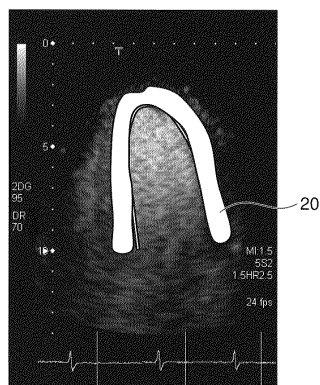
【図 1】



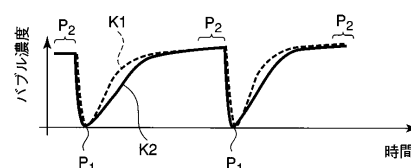
【図 3】



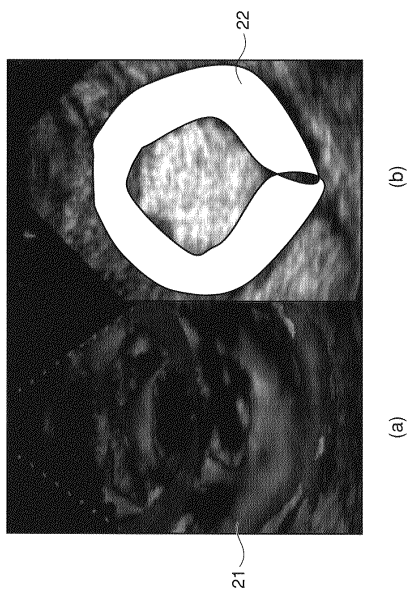
【図 2】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

(72)発明者 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

(72)発明者 神田 良一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平 0 8 - 1 8 2 6 8 0 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 2 6 9 3 4 1 (J P , A)

特開平 0 8 - 3 0 8 8 3 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4751090B2	公开(公告)日	2011-08-17
申请号	JP2005111134	申请日	2005-04-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	川岸哲也 阿部康彦 神田良一		
发明人	川岸 哲也 阿部 康彦 神田 良一		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/EE11 4C601/HH05 4C601/JB43 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2006288544A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供即使在对比回波期间也能通过组织多普勒成像准确估计组织运动速度的超声诊断设备，然后，可以同时分析/评估血流信息和运动信息。ZSOLUTION：超声波诊断装置具有：发送和接收装置，用于将超声波发送到对象并从对象接收回波信号；第一代装置，用于根据回波信号产生表示对象的断层图像的第一图像；估计装置，用于根据回声信号估计对象组织每个位置的运动速度；第二代装置，用于产生关于组织运动速度的第二图像；计算装置，用于计算组织每个位置的运动速度的变化；第三代装置，用于产生第三图像，该第三图像显示组织每个位置的运动速度的变化状态；显示装置，用于显示第一图像，第二图像和第三图像。Z

