

(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2011-104432

(P2011-104432A)

(43) 公開日 平成23年6月2日(2011.6.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-49612 (P2011-49612)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年3月7日 (2011.3.7)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2004-210110 (P2004-210110) の分割	(71) 出願人	594164542
原出願日	平成16年7月16日 (2004.7.16)		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	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像処理装置

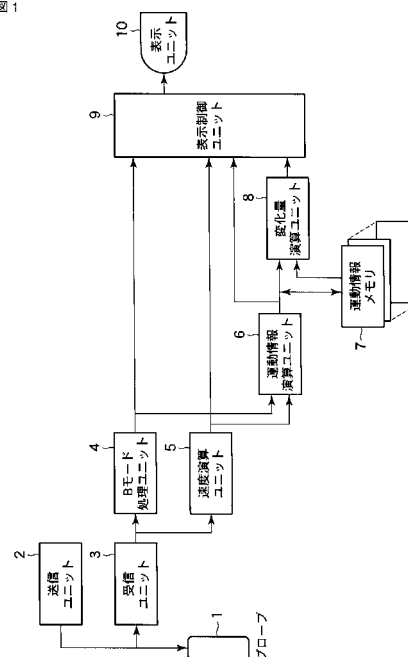
(57) 【要約】

【課題】 安定性が高く有益な診断情報を得ることで、容易かつ再現性が高いストレスエコー法による診断を行なうことを可能とする。

【解決手段】 速度演算ユニット5は、超音波プローブ1で送受信される超音波を利用して被検体における局所的な組織の運動速度を測定する。運動情報演算ユニット6は、上記の運動速度に基づいて組織の歪みまたは変位を示す運動情報を演算する。変化量演算ユニット8は、互いに異なる負荷を被検体与えた2つの負荷状態でそれぞれ演算手段により演算される2つの運動情報に基づいて負荷の変化に伴う組織の運動の変化量を表すパラメータ値を算出する。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて超音波を放射するとともに前記被検体で反射された前記超音波を受信する超音波プローブを利用した B モード撮像により、前記被検体の診断を行う超音波診断装置において、

前記超音波プローブで送受信される超音波を利用して被検体における局所的な組織の運動速度を、前記組織の運動周期よりも短い測定周期で繰り返し測定する測定手段と、

前記測定周期で測定される前記運動速度を用いた時間積分を行うことにより、前記組織の歪みまたは変位を示す運動情報をそれぞれ演算する演算手段と、

前記運動周期内において、前記運動情報の値が基準時相からの所定の値に至るまでの所要時間を計測する計測手段と、

前記被検体に与えた異なる 2 つの負荷状態のそれぞれにおいて、前記計測手段により計測される 2 つの前記所要時間に基づいて、前記負荷状態の変化に伴う前記組織の運動の変化量を表すパラメータ値を算出する算出手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記算出手段は、2 つの前記運動情報または 2 つの前記所要時間の間の差、比または規格化した比を前記パラメータ値として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 3】

前記パラメータ値を反映する画像を生成する生成手段をさらに備え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】

前記生成手段により生成された前記画像を表示する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記生成手段は、前記変化量をカラー表現するカラー画像を生成することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブにより走査される 2 次元平面または 3 次元空間に内在する複数の局所的な組織のそれぞれについて前記演算手段により演算された運動情報または所要時間を画素情報として持つ 2 つの画像情報の相対的な位置関係を調整する調整手段をさらに備え、

前記算出手段は、前記調整手段により位置関係が調整されたのちの前記 2 つの画像情報に基づいて、2 つの画像情報における同一位置の画素情報どうしの変化量を表すパラメータ値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 7】

前記算出手段は、前記超音波プローブにより走査される 2 次元平面または 3 次元空間に内在する複数の局所的な組織のそれぞれについて前記演算手段により演算された運動情報または所要時間を画素情報として持つ画像情報に基づき、2 つの画像情報における同一位置の画素情報どうしの変化量を表すパラメータ値を算出するものであり、

前記 2 次元平面内または前記 3 次元空間内に設定された解剖学的に意味のある局所定なセグメントまたは局所的な関心領域における代表的な値を前記算出手段により算出されたパラメータ値から選出する手段をさらに具備した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 8】

超音波プローブで送受信される超音波を利用した B モード撮像により、被検体における局所的な組織に関して測定される運動速度に基づいて前記被検体の診断のための画像処理を行う超音波画像処理装置において、

前記超音波プローブで送受信される超音波を利用して被検体における局所的な組織の運

10

20

30

40

50

動速度を、前記組織の運動周期よりも短い測定周期で繰り返し測定する測定手段と、

前記測定周期で測定される前記運動速度を用いた時間積分を行うことにより、前記組織の歪みまたは変位を示す運動情報をそれぞれ演算する演算手段と、

前記運動周期内において、前記運動情報の値が基準時相からの所定の値に至るまでの所要時間を計測する計測手段と、

前記被検体に与えた異なる２つの負荷状態のそれぞれにおいて、前記計測手段により計測される２つの前記所要時間に基づいて、前記負荷状態の変化に伴う前記組織の運動の変化量を表すパラメータ値を算出する算出手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【０００１】

本発明は、心筋等の生体組織の速度を超音波を利用して推定し、この推定した速度情報を処理して組織の局所的な運動情報を出力することで医学診断に有効な情報を提供する超音波診断装置および超音波画像処理装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

心筋等の生体組織に関して、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その組織の診断にとって非常に重要である。

【０００３】

20

様々な定量的評価法が試みられているが、近年では、超音波診断装置を用いたストレスエコー法が注目されつつある。この方法は、例えば被検体にジョギングをさせ、ジョギングする前とジョギングをした後とのそれぞれにおいて心筋の画像を撮影し、これらを比較して異常のある部位を判断しようというものである。

【０００４】

この種の検査においては、ストレス（負荷）の前後における比較を定量化することで、検者の主観に頼った診断を避けることが望ましく、そのための様々な方法が提案されている。

【０００５】

例えば、専用の左室壁運動解析装置を用いる方法が知られている。あるいは、容易かつ高精度にストレスエコー法による診断を行なうことのできる超音波診断装置が、特許文献１に開示されている。さらには、主に壁運動の部位毎の局所的な遅延の様子をイメージングすることのできる方法が、特許文献２に開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開平6-285066号公報

【特許文献２】特許第3187008号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【０００７】

専用の左室壁運動解析装置を用いる方法では、心内膜のトレース等が必要で、煩雑な操作が必要であるという問題があった。

【０００８】

特許文献１に開示された超音波診断装置であると、生体ではスペックルノイズ等の影響で不安定となりやすい速度の情報や、さらにノイズの影響を受けやすい加速度の情報を用いて比較を行っているために、安定した再現性の高い結果は得にくいという問題がある。

【０００９】

特許文献２に開示された方法では、特にストレスエコーにおける負荷前後の比較は行っていない。このため、負荷前には一見壁運動が正常に見えても、実は負荷を加えると虚血

50

が誘発されて壁運動の局所的な遅延が生ずるような虚血性心疾患症例において、局所的な遅延の様子が負荷の前後にて微妙に変化するのを容易には検出し難いという背景もあった。

【 0 0 1 0 】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、安定性が高く有益な診断情報を得ることで、容易かつ再現性が高いストレスエコー法による診断を行なうことのできる超音波診断装置および超音波画像処理装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体に向けて超音波を放射するとともに前記被検体で反射された前記超音波を受信する超音波プローブを利用した B モード撮像により、前記被検体の診断を行う超音波診断装置において、前記超音波プローブで送受信される超音波を利用して被検体における局所的な組織の運動速度を、前記組織の運動周期よりも短い測定周期で繰り返し測定する測定手段と、前記測定周期で測定される前記運動速度を用いた時間積分を行うことにより、前記組織の歪みまたは変位を示す運動情報をそれぞれ演算する演算手段と、前記運動周期内において、前記運動情報の値が基準時相からの所定の値に至るまでの所要時間を計測する計測手段と、前記被検体に与えた異なる 2 つの負荷状態のそれぞれにおいて、前記計測手段により計測される 2 つの前記所要時間に基づいて、前記負荷状態の変化に伴う前記組織の運動の変化量を表すパラメータ値を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

10

20

【 0 0 1 2 】

請求項 8 に記載の発明は、超音波プローブで送受信される超音波を利用した B モード撮像により、被検体における局所的な組織に関して測定される運動速度に基づいて前記被検体の診断のための画像処理を行う超音波画像処理装置において、前記超音波プローブで送受信される超音波を利用して被検体における局所的な組織の運動速度を、前記組織の運動周期よりも短い測定周期で繰り返し測定する測定手段と、前記測定周期で測定される前記運動速度を用いた時間積分を行うことにより、前記組織の歪みまたは変位を示す運動情報をそれぞれ演算する演算手段と、前記運動周期内において、前記運動情報の値が基準時相からの所定の値に至るまでの所要時間を計測する計測手段と、前記被検体に与えた異なる 2 つの負荷状態のそれぞれにおいて、前記計測手段により計測される 2 つの前記所要時間に基づいて、前記負荷状態の変化に伴う前記組織の運動の変化量を表すパラメータ値を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、安定性が高く有益な診断情報を得ることが可能となり、容易かつ再現性が高いストレスエコー法による診断を行なうことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。

40

【 0 0 1 5 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

この図 1 に示すように第 1 の実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ 1、送信ユニット 2、受信ユニット 3、B モード処理ユニット 4、速度演算ユニット 5、運動情報演算ユニット 6、運動情報メモリ 7、変化量演算ユニット 8、表示制御ユニット 9 および表示ユニット 10 を含む。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 は、電気信号を超音波に変換する複数の超音波振動子を配列した超音波振動子アレイを備え、この超音波振動子アレイにより被検体に対して超音波の送受波を

50

行う。第 1 の実施形態において、超音波プローブ 1 は心臓を対象としたセクタプローブであるものとする。

【0017】

送信ユニット 2 は、スキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるよう振動子毎に所定の遅延特性を持たせた駆動信号を発生する。受信ユニット 3 は、超音波振動子アレイの各超音波振動子で受波された超音波エコー信号に対して遅延加算処理を行って、スキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0018】

B モード処理ユニット 4 は、遅延加算処理された超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応した B モード信号を生成する。B モード処理ユニット 4 は、この B モード信号の所定断面にかかる 2 次元分布を表した B モード超音波像を生成する。

10

【0019】

速度演算ユニット 5 は、遅延加算処理された超音波エコー信号から組織速度の時空間分布像を得る。速度演算ユニット 5 が組織速度の時空間分布像を得るための手法としては、超音波のビーム方向への 1 次元的な組織速度の取得に好適な組織ドブラ処理手法や、特開平 08-164139 号公報に開示されている手法などの周知の手法を適用することができる。なお特開平 08-164139 号公報には、パターンマッチングの手法を例とするような処理を有する移動ベクトル処理により、2 次元的な組織速度を取得する手法が開示されている。

【0020】

20

運動情報演算ユニット 6 は、B モード超音波像と組織速度の時空間分布像とから組織の運動情報を得る。運動情報演算ユニット 6 が運動情報を得る手法としては、特開 2003-175041 に開示された手法を適用することができる。すなわち、組織速度を用いた局所的な時間積分処理に基づいて、局所的な変位や歪みの運動情報を得る。運動情報演算ユニット 6 は、上述のようにして得られる運動情報を各 pixel(x,y) の値とした運動情報画像を出力する。運動情報演算ユニット 6 は、出力する運動情報画像に、それを生成するために参照した B モード情報を含める。運動情報メモリ 7 は、運動情報演算ユニット 6 により得られた運動情報画像を記憶する。運動情報メモリ 7 は、被検体の負荷状態が異なる複数の検査状態（以下、フェーズと称する）における運動情報画像をそれぞれ記憶する。

【0021】

30

変化量演算ユニット 8 は、運動情報メモリ 7 に記憶されたフェーズの異なる 2 つの運動情報の変化量（以下、比較パラメータと称する）を算出する。

【0022】

表示制御ユニット 9 は、B モード超音波像、組織速度の時空間分布像、運動情報、変化量に基づいて表示画像を生成する。表示ユニット 10 は、表示制御ユニット 9 で生成された表示画像を表示する。

【0023】

図 2 は変化量演算ユニット 8 の具体的な構成を示す図である。

この図 2 に示すように変化量演算ユニット 8 は、比較演算ユニット 8 a および出力情報演算ユニット 8 b を含む。

40

【0024】

比較演算ユニット 8 a は、運動情報メモリ 7 に記憶されたフェーズの異なる運動情報同士を用いて、互いの運動情報画像を比較して比較パラメータを生成する。出力情報演算ユニット 8 b は、比較演算ユニット 8 a により生成された比較パラメータの値に基づいて比較パラメータ画像を生成する。

【0025】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

ここでは、心筋の組織の局所的な運動について 2 D 画像を用いて評価する場合への本発明の適用について述べる。

【0026】

50

[1 . 組織速度の取得]

先ず、速度演算ユニット 5 により組織速度の時空間分布像（時相毎の 2 次元分布像）が得られる。

【 0 0 2 7 】

[2 . 運動情報の取得]

次に、運動情報演算ユニット 6 により組織速度から局所的な組織の変位や歪みの運動情報が得られる。

【 0 0 2 8 】

[3 . 負荷状態の異なる運動情報の取得]

複数のフェーズを設定し、これらのフェーズのそれぞれについて上記の運動情報の取得を行う。各フェーズの運動情報画像は、運動情報メモリ 7 に記憶しておく。

10

【 0 0 2 9 】

ここで、負荷には大きく運動負荷と薬物（ドブタミン）負荷とがある。運動負荷に基づくストレス診断では一般的に、「負荷前」→「負荷中（ピーク負荷時）」→「負荷後（リカバリ）」という 3 段階のフェーズが設定される。またドブタミン負荷では一般的に、「負荷前」→「1 0 y 負荷」→「2 0 y 負荷」→「3 0 y 負荷」→「4 0 y 負荷（peak 負荷時）」→「負荷後（リカバリ）」という 6 段階のフェーズが設定される。しかし、最も単純なストレス診断は、負荷前と負荷中（ピーク負荷時）とを比較する場合であり、最低限のフェーズは「負荷前」と「ピーク負荷時」といった 2 段階となる。

【 0 0 3 0 】

20

[4 . 比較パラメータの取得]

変化量演算ユニット 8 は、運動情報メモリ 7 に記憶された運動情報画像より比較パラメータを取得する。ストレス診断のためのフェーズがどのように設定される場合でも、組織運動の変化は異なる 2 つのフェーズの間での変化として観察される。従って変化量演算ユニット 8 は、比較パラメータの取得を、運動情報メモリ 7 に記憶されているうちの任意の 2 つのフェーズ phase_i , phase_j の運動情報画像に基づいて行う。

【 0 0 3 1 】

変化量演算ユニット 8 の比較演算ユニット 8 a はまず、運動情報画像の各 pixel(x,y) に関して、図 3 に示したような所定の心時相区間 t_int におけるピーク値（最大値または最小値）を求めるのが好適であり、phase_i でのピーク値として Vmax(i,x,y) を得、phase_j でのピーク値として Vmax(j,x,y) を得る。なお、心時相区間 t_int は例えば、区間開始時相 t0 と区間終了時相 t_end とをユーザに指定させることにより定める。

30

【 0 0 3 2 】

この上で比較演算ユニット 8 a は、下記の式(1)、(2)、(3)のいずれかにより変化量（以下、比較パラメータと称する）を演算する。

【 0 0 3 3 】

$$Vmax(j,x,y) / Vmax(i,x,y) \quad \dots (1)$$

$$Vmax(j,x,y) - Vmax(i,x,y) \quad \dots (2)$$

$$\{Vmax(j,x,y) - Vmax(i,x,y)\} / Vmax(i,x,y) \quad \dots (3)$$

なお、超音波診断装置の設計段階において式(1)、(2)、(3)のうちの 1 つを選択して、その演算を固定的に実行するように比較演算ユニット 8 a を構成しても良いし、式(1)、(2)、(3)のうちの任意の 2 つまたは 3 つに基づいて演算する機能を比較演算ユニット 8 a に備えておき、それらの演算をユーザ指示に応じて選択的に実行するようにしても良い。

40

【 0 0 3 4 】

[5 . 比較パラメータの表示]

出力情報演算ユニット 8 b は、上述のように演算された比較パラメータの値を示した比較パラメータ画像を生成する。

【 0 0 3 5 】

表示制御ユニット 9 は、出力情報演算ユニット 8 b により生成された比較パラメータ画像を、組織ドブラ画像による速度表示や、変位または歪みの運動情報画像表示と同様に、

50

カラー変換してBモード画像と重畳した表示画像を生成する。この表示画像は、表示ユニット10により表示される。ただし、このような比較パラメータの画像については、速度や、変位または歪みとは異なるカラーマップを用いるのが好適である。

【0036】

カラーマップとして例えば、上記(3)式の変化量の符号の「+」を暖色系の色(例えば赤色)、「-」を寒色系の色(例えば青色)、変化量の大きさを色相(あるいは輝度であっても良い)で表現するものとする。このようなカラーマップを適用した場合、負荷前は正常な壁運動の患者に対して負荷を与えてゆくと、正常心筋では心臓のポンプ機能を増大させるため、運動情報が短軸像での歪みの場合は壁厚増加の程度が赤色で表示される。しかし、心筋虚血が誘発され壁運動の低下部位が出現すると、その領域での壁厚増加が減少するために青色で表示されるので、容易に正常心筋と区別できる。

10

【0037】

また、負荷前に壁運動の低下部位がある患者に対して、薬物投与等による収縮能回復の検査をする場合には、収縮力が回復した領域は赤色で表示されることになるため、この部分の心筋はviabilityが残っていることがわかる。一方、収縮力が回復しなければ、その部分の運動情報の程度に応じて橙～黄(変化量の大きさを輝度変換した場合は、赤～暗い赤～黒)で表示されることになるため、この部分の心筋は完全に壊死していることが容易にわかる。

【0038】

このように第1の実施形態は、ジョギングや薬の投与等の負荷状態の異なる各フェーズにおいて、運動する器官の運動情報として安定した指標である変位や歪みを求め、これに基づいてその差、比、または規格化した比として比較パラメータを演算する。そして、この演算した比較パラメータに基づいたカラー表示を行う。これにより、負荷を加える前後での変化を高い再現性で表示することができる。すなわち、変位や歪みでは信号そのものが速度より安定しているので、速度よりも再現性が改善される。また変位や歪みは速度の時間積分をベースに与えられるので、所定区間内におけるピーク値を比較パラメータの演算に用いていることで更に安定性が向上する。

20

【0039】

(第2の実施形態)

上述の第1の実施形態においては、異なるフェーズでそれぞれ得られた2つの運動情報画像を画素毎に比較して比較パラメータを算出している。しかし、負荷を与える前後での断面や呼吸や心拍数などの様々な状態の変化により、すなわち、各フェーズでのスキャン位置の変化や、呼吸および心拍などの各種条件の変化により、比較対称となる2つの運動情報画像の位置関係が同等となる保証は無い。そして2つの運動情報画像の位置関係のずれによって比較パラメータの安定性が低下することがある。

30

そこで以下に、上述のような不具合を回避するようにした第2の実施形態について説明する。

【0040】

図4は第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図4において図1と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

40

この図4に示すように第2の実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信ユニット2、受信ユニット3、Bモード処理ユニット4、速度演算ユニット5、運動情報演算ユニット6、運動情報メモリ7、表示ユニット10、変化量演算ユニット11および表示制御ユニット12を含む。すなわち第2の実施形態の超音波診断装置は、第1の実施形態の超音波診断装置における変化量演算ユニット8および表示制御ユニット9に代えて変化量演算ユニット11および表示制御ユニット12を備える。

【0041】

図5は変化量演算ユニット11の具体的な構成を示す図である。

この図5に示すように変化量演算ユニット11は、セグメント設定ユニット11a、比較演算ユニット11bおよび出力情報演算ユニット11cを含む。

50

【 0 0 4 2 】

セグメント設定ユニット 1 1 a は、セグメントの設定を、例えばユーザ指示に応じて行う。セグメント設定ユニット 1 1 a は、ユーザが各フェーズにおけるセグメントの設定を画像上の位置と対応付けて実施できるようにするために、各フェーズにおける運動情報の表示を行うのが好適である。本画像出力は、セグメント設定ユニット 1 1 a から直接的に表示制御ユニット 1 2 へ与えられ、ユーザに確認させるために表示ユニット 1 0 にて表示される。

【 0 0 4 3 】

比較演算ユニット 1 1 b は、運動情報メモリ 7 に記憶されたフェーズの異なる運動情報同士を用いて、互いの運動情報画像を比較して比較パラメータを生成する。出力情報演算ユニット 8 b は、比較演算ユニット 8 a により生成された比較パラメータの値のセグメント内での代表値を演算する。また出力情報演算ユニット 8 b は、演算した代表値を示した比較パラメータ画像を生成する。

【 0 0 4 4 】

表示制御ユニット 1 2 は、セグメント設定ユニット 1 1 a より出力される運動情報画像に基づいてセグメントの設定状況をユーザに対して知らせる表示画像を生成する。また表示制御ユニット 1 2 は、セグメント毎の比較パラメータを表す表示画像を生成する。

【 0 0 4 5 】

次に以上のように構成された第 2 の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

第 2 の実施形態の超音波診断装置の動作で第 1 の実施形態の超音波診断装置と異なるのは、[5 . 比較パラメータの表示] に関してであるので、ここではこれらの動作のみについて説明することとする。

【 0 0 4 6 】

第 2 の実施形態の超音波診断装置が特徴とするところは、解剖学的に意味のある局所的なセグメントにおける比較パラメータ値の代表的な値を得て負荷の状態の異なる場合でこれら代表値同士の比較を行うようにするものである。これは、出力として空間分解能よりも安定性が重視される場合に好適なものである。

【 0 0 4 7 】

出力情報演算ユニット 1 1 c は、セグメント内における比較パラメータ値の代表的な値を得る。

【 0 0 4 8 】

このような解剖学的に意味のある分割の一例としては、図 6 (a) に模式的に示すような A S E (American Society of Echocardiography) 分割がある。また、本 A S E 分割を模擬した、図 6 (b) に示すような複数 R O I を設ける方法でも同等の効果が期待される。比較パラメータ値の代表的な値の実例としては、セグメント内における比較パラメータ値の平均値、中央値、あるいは中間値などが好適である。

【 0 0 4 9 】

出力情報演算ユニット 1 1 c は、求めた代表的な比較パラメータ値を示した比較パラメータ画像を生成する。

【 0 0 5 0 】

図 7 は図 6 (a) の各セグメント毎における負荷状態を変えて比較した代表値 (例えば歪みの運動情報における、式 (2) によるフェーズ間の変化量の領域内平均値) の表示の一例を示す図である。図 7 では、各セグメント毎における負荷状態を変えた比較パラメータを数値で表示するとともに、本数値を図示したようなカラーマップにてカラー変換し、各セグメントに割り付けて表示することで直感的な理解を支援している。

【 0 0 5 1 】

図 7 (a) はドプタミン負荷時における phase1 と phase0 との比較結果について模式的に示している。また、図 7 (b) はドプタミン負荷時における phase4 と phase0 との比較結果について模式的に示している。なお、比較する phase_i と phase_j の組み合わせは任意であ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 5 2 】

このようにすることにより、2つの運動情報画像の位置関係のずれの影響が軽減され、同じ局所領域同士と比較を安定的に、かつ簡潔に行うことが可能となる。

【 0 0 5 3 】

更に、セグメントを解剖学的に意味のある分割や部位としているから、出力情報はそのままレポートとして診断に活用され得る。

【 0 0 5 4 】

(第 3 の実施形態)

2つの運動情報画像の位置関係のずれによって比較パラメータの安定性が低下することを回避するようにした第3の実施形態について説明する。

【 0 0 5 5 】

図8は第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図8において図1と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

この図8に示すように第3の実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信ユニット2、受信ユニット3、Bモード処理ユニット4、速度演算ユニット5、運動情報演算ユニット6、運動情報メモリ7、表示ユニット10、変化量演算ユニット13および表示制御ユニット14を含む。すなわち第3の実施形態の超音波診断装置は、第1の実施形態の超音波診断装置における変化量演算ユニット8および表示制御ユニット9に代えて変化量演算ユニット13および表示制御ユニット14を備える。

【 0 0 5 6 】

図9は変化量演算ユニット13の具体的な構成を示す図である。なお図9において図2と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

この図9に示すように変化量演算ユニット13は、比較演算ユニット8a、出力情報演算ユニット8bおよび位置合わせユニット13aを含む。すなわち変化量演算ユニット13は、変化量演算ユニット8に位置合わせユニット13aを追加した構成をなす。

【 0 0 5 7 】

位置合わせユニット13aは、比較パラメータを算出するために使用する2つの運動情報画像の位置合わせをユーザ指示に応じて行う。また位置合わせユニット13aは、入力される運動情報に含まれたBモード情報を要手的に位置合わせ用のBモード情報として表示制御ユニット14へ出力する。

【 0 0 5 8 】

表示制御ユニット14は、第1の実施形態における表示制御ユニット9が有する機能に加えて、位置合わせのためのユーザ指示を支援する表示画像を生成する機能を備える。表示制御ユニット14は上記の位置合わせのための表示画像を、位置合わせユニット13aより出力される要手的に位置合わせ用のBモード情報に基づいて生成する。

【 0 0 5 9 】

次に以上のように構成された第3の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

第3の実施形態の超音波診断装置が特徴とするところは、比較対象となる2枚の運動情報画像の位置関係を使用者が要手的に合わせることを可能とするところにある。

位置合わせユニット13aは、比較対象となる2枚の運動情報画像に対して、背景のBモード画像を抽出し、一方のBモード画像の位置を固定し、比較する他方のBモード画像を要手的に移動可能としておく。そして位置合わせユニット13aは、ユーザ指示に応じて上記の移動可能としたBモード画像を、固定しているBモード画像に対して相対的に移動させる。この際、一方のBモード画像と比較する他方のBモード画像との各々に、両者が重なり合った場合に白色となるように別々の配色を施しておく（例えば一方のBモード画像には緑色、比較する他方のBモード画像にはマゼンダ色を割り付ける）。このようにすれば、比較の際に使用者が一番白色の領域が多くなるようにBモード画像を要手的に移動することで、確からしい位置への合わせ込みが支援される。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

そして、このようにして位置合わせが行われた後の 2 枚の運動情報画像に基づいて、第 1 の実施形態と同様にして比較パラメータの算出や表示が行われる。

【 0 0 6 1 】

このようにすることにより、2 つの運動情報画像の位置関係のずれの影響が軽減され、同じ局所領域同士と比較を安定的に行うことが可能となる。

【 0 0 6 2 】

(第 4 の実施形態)

2 つの運動情報画像の位置関係のずれによって比較パラメータの安定性が低下することを回避するようにした第 4 の実施形態について説明する。

10

【 0 0 6 3 】

図 1 0 は第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図 1 0 において図 1 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

この図 1 0 に示すように第 4 の実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ 1、送信ユニット 2、受信ユニット 3、B モード処理ユニット 4、速度演算ユニット 5、運動情報演算ユニット 6、運動情報メモリ 7、表示制御ユニット 9、表示ユニット 1 0 および変化量演算ユニット 1 5 を含む。すなわち第 4 の実施形態の超音波診断装置は、第 1 の実施形態の超音波診断装置における変化量演算ユニット 8 に代えて変化量演算ユニット 1 5 を備える。

【 0 0 6 4 】

20

図 1 1 は変化量演算ユニット 1 5 の具体的な構成を示す図である。なお図 1 1 において図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

この図 1 1 に示すように変化量演算ユニット 1 5 は、比較演算ユニット 8 a、出力情報演算ユニット 8 b および位置合わせユニット 1 5 a を含む。すなわち変化量演算ユニット 1 5 は、変化量演算ユニット 8 に位置合わせユニット 1 5 a を追加した構成をなす。

【 0 0 6 5 】

位置合わせユニット 1 5 a は、比較パラメータを算出するために使用する 2 つの運動情報画像の位置合わせを自動で行う。

【 0 0 6 6 】

次に以上のように構成された第 4 の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

30

第 4 の実施形態の超音波診断装置が特徴とするところは、比較対象となる 2 枚の運動情報画像の位置関係を自動的に合わせるところにある。

位置合わせユニット 1 5 a は、比較対象となる 2 枚の運動情報画像に対して、背景の B モード画像を抽出し、パターンマッチング処理を行う。パターンマッチングには、例えば特開平 8-164139 号公報に開示されているような周知技術を適用することができる。この際、2 枚のモード画像が最もマッチングする（最も似ている）位置へ、比較する他方の B モード画像を移動させれば確からしい位置への合わせ込みが自動的に可能となる。

【 0 0 6 7 】

そして、このようにして位置合わせが行われた後の 2 枚の運動情報画像に基づいて、第 1 の実施形態と同様にして比較パラメータの算出や表示が行われる。

40

【 0 0 6 8 】

このようにすることにより、2 つの運動情報画像の位置関係のずれの影響が軽減され、同じ局所領域同士と比較を安定的に行うことが可能となる。

【 0 0 6 9 】

(第 5 の実施形態)

これまでに説明した各実施形態においては、組織の変位や歪みの値に着目している。しかしながら組織の変位や歪みは、心筋梗塞などの組織の異常によりピーク時相が局所的に遅れる、いわゆる時相遅れという現象が生じることが知られている。

【 0 0 7 0 】

50

以下に、この時相遅れに着目する第 5 の実施形態について説明する。

図 1 2 は第 5 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図 1 2 において図 1 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

この図 1 2 に示すように第 5 の実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ 1、送信ユニット 2、受信ユニット 3、B モード処理ユニット 4、速度演算ユニット 5、運動情報演算ユニット 6、運動情報メモリ 7、表示制御ユニット 9、表示ユニット 1 0 および変化量演算ユニット 1 6 を含む。すなわち第 5 の実施形態の超音波診断装置は、第 1 の実施形態の超音波診断装置における変化量演算ユニット 8 に代えて変化量演算ユニット 1 6 を備える。

【 0 0 7 1 】

図 1 3 は変化量演算ユニット 1 6 の具体的な構成を示す図である。なお図 1 3 において図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

この図 1 3 に示すように変化量演算ユニット 1 6 は、比較演算ユニット 8 a、出力情報演算ユニット 8 b およびピーク時相検出ユニット 1 6 a を含む。すなわち変化量演算ユニット 1 6 は、変化量演算ユニット 8 にピーク時相検出ユニット 1 6 a を追加した構成をなす。

【 0 0 7 2 】

ピーク時相検出ユニット 1 6 a は、運動情報メモリ 7 に記憶されたフェーズの異なる運動情報画像のそれぞれについて、変位または歪みが心時相区間でピークとなるピーク時相を画素毎に検出する。またピーク時相検出ユニット 1 6 a は、心時相区間における所定の基準時相からピーク時相までの所要時間を測定し、この所要時間を各画素毎に表した運動情報画像を生成する。

【 0 0 7 3 】

次に以上のように構成された第 5 の実施形態の超音波診断装置の動作について説明する。

第 5 の実施形態の超音波診断装置の動作で第 1 の実施形態の超音波診断装置と異なるのは、[4 . 比較パラメータの取得] に関してであるので、ここではこれらの動作のみについて説明することとする。

【 0 0 7 4 】

ピーク時相検出ユニット 1 6 a は、運動情報画像の各pixel(x,y)に関して、図 1 4 に示したような心時相区間 t_{int} における区間開始時相 t_0 からピーク値（最大値または最小値）が得られるピーク時相までの所要時間 T_p を測定する。

【 0 0 7 5 】

比較演算ユニット 8 a は、 $phase_i$ でのピーク時相 $T_p(i, x, y)$ と $phase_j$ でのピーク時相 $T_p(j, x, y)$ とから、下記の式(4)、(5)、(6)のいずれかにより変化量（比較パラメータ）を演算する。

【 0 0 7 6 】

$$T_p(j, x, y) / T_p(i, x, y) \quad \dots (4)$$

$$T_p(j, x, y) - T_p(i, x, y) \quad \dots (5)$$

$$\{T_p(j, x, y) - T_p(i, x, y)\} / T_p(i, x, y) \quad \dots (6)$$

以上の式(4)、(5)、(6)は第 1 の実施形態における式(1)、(2)、(3)とは異なっているが、演算に利用する情報が異なるだけであり、演算自体は実質的に同一であるから、出力情報演算ユニット 8 b の動作は同様である。

【 0 0 7 7 】

上記(5)式により求まる変化量を、符号の「+」を暖色系の色（例えば赤色）、「-」を寒色系の色（例えば青色）、変化量の大きさを色相（あるいは輝度であっても良い）で表現するものとすれば、カラーマップの意味づけは例えば図 1 5 に示すようなものとなる。そしてこのようなカラーマップを適用した場合、負荷前後にてピーク時相の変わらない正常な心筋部位は時相差の無い緑色で示されるのに対して、負荷を与えてゆくことで局所的な歪みに関するピーク時相が遅延を起こした（心筋虚血が誘発された）心筋部位が徐々

10

20

30

40

50

に赤色系で表示されるようになり、鋭敏かつ容易に正常心筋部位と区別されるようになる。

【 0 0 7 8 】

かくして、負荷前には一見壁運動が正常に見えても、実は負荷を加えると虚血が誘発されて壁運動の局所的な遅延が生ずるような虚血性心疾患症例において、局所的な遅延の様子が負荷の前後にて微妙に変化するの様子を画像上で容易に把握することが可能となる。

【 0 0 7 9 】

なお、この第 5 の実施形態に関しても、第 2 乃至第 4 の実施形態における特徴的な構成を組み合わせることも可能である。

【 0 0 8 0 】

10

この実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

受信信号が 2 D 空間で得られている場合について述べてきたが、3 D 空間で得られている場合についても同様の手続きを次元の拡張により適用することが可能である。

運動情報演算ユニット 6、変化量演算ユニット 8, 11, 13, 15, 16 および表示制御ユニット 9, 12, 14 の機能は、パーソナルコンピュータやワークステーションなどコンピュータにより実現した超音波画像処理装置により、超音波診断装置とは切り離して実行しても良い。

【 0 0 8 1 】

なお、本発明は上記各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、上記各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。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 2 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 2 】 図 1 中の変化量演算ユニット 8 の具体的な構成を示す図。

【 図 3 】 運動情報のピーク値検出の対象となる心時相区間 t_{int} の設定の様子を示す図。

【 図 4 】 本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 5 】 図 4 中の変化量演算ユニット 11 の具体的な構成を示す図。

30

【 図 6 】 局所的なセグメントの設定例を示す図。

【 図 7 】 図 6 (a) の各セグメント毎における負荷状態を変えて比較した代表値の表示の一例を示す図。

【 図 8 】 本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 9 】 図 8 中の変化量演算ユニット 13 の具体的な構成を示す図。

【 図 10 】 本発明の第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 11 】 図 10 中の変化量演算ユニット 15 の具体的な構成を示す図。

【 図 12 】 本発明の第 5 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 13 】 図 12 中の変化量演算ユニット 16 の具体的な構成を示す図。

【 図 14 】 心時相区間 t_{int} における区間開始時相 t_0 からピーク時相までの所要時間 T_p を説明する図。

40

【 図 15 】 第 5 の実施形態におけるカラー表示のためのカラーマップの一例を示す図。

【 符号の説明 】

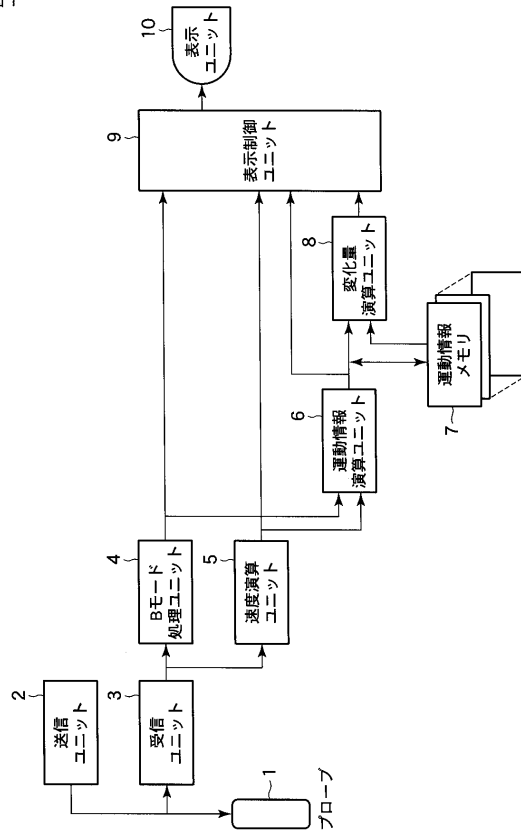
【 0 0 8 3 】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 送信ユニット、3 ... 受信ユニット、4 ... B モード処理ユニット、5 ... 速度演算ユニット、6 ... 運動情報演算ユニット、7 ... 運動情報メモリ、8, 11, 13, 15, 16 ... 変化量演算ユニット、8 a, 11 b ... 比較演算ユニット、8 b, 11 c ... 出力情報演算ユニット、11 a ... セグメント設定ユニット、13 a, 15 a ... 位置合わせユニット、16 a ... ピーク時相検出ユニット、9, 12, 14 ... 表示制御ユニット、10 ... 表示ユニット。

50

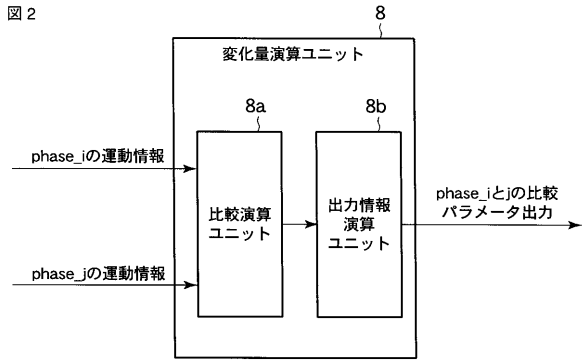
【 図 1 】

圖 1



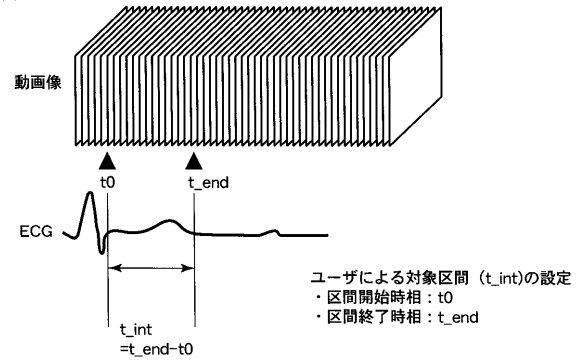
【 図 2 】

図 2



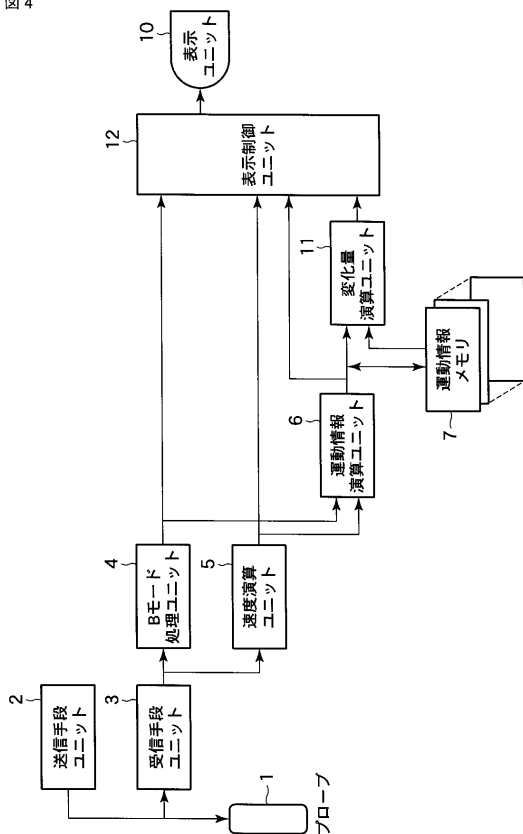
【 図 3 】

図 3



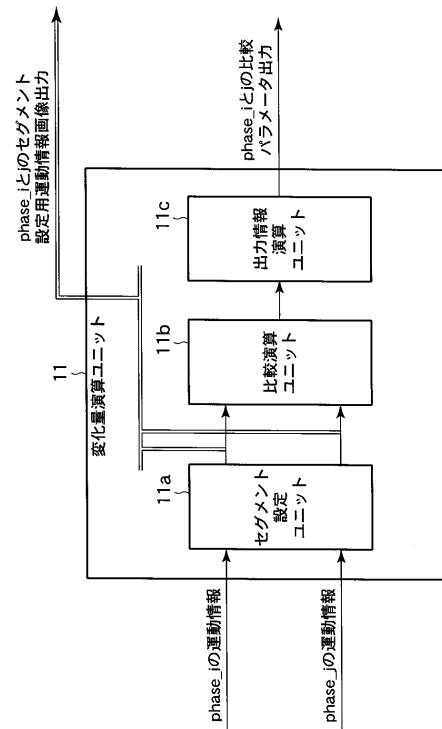
【 図 4 】

图 4



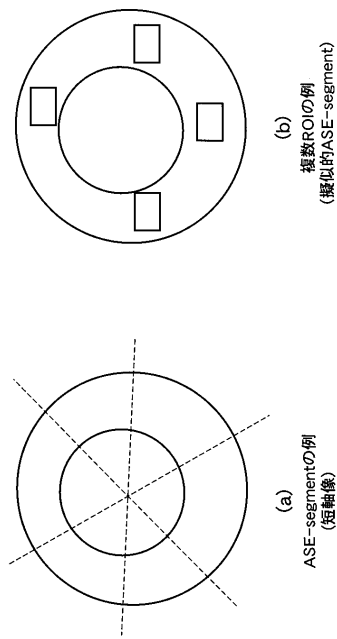
【 図 5 】

图 5



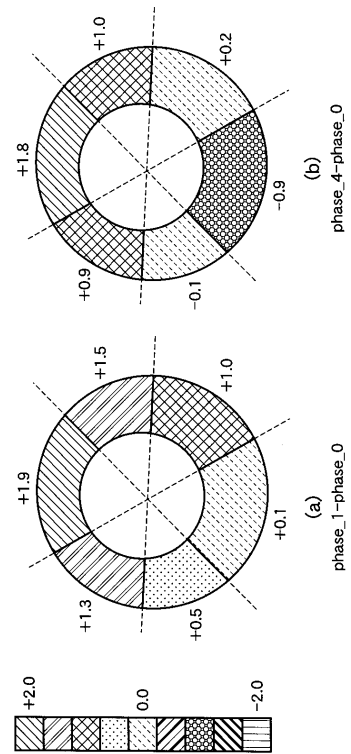
【図 6】

図 6



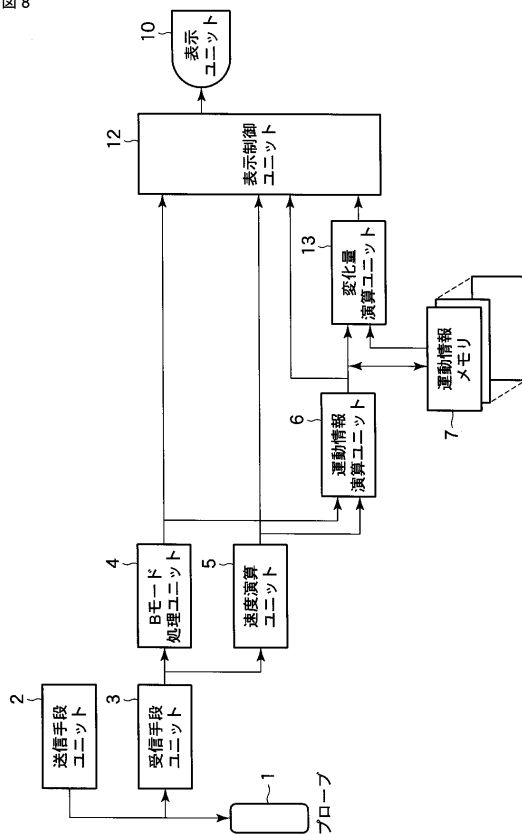
【図 7】

図 7



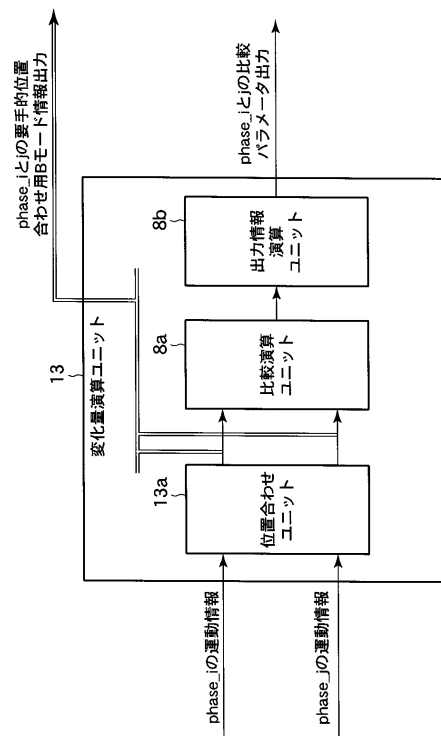
【図 8】

図 8



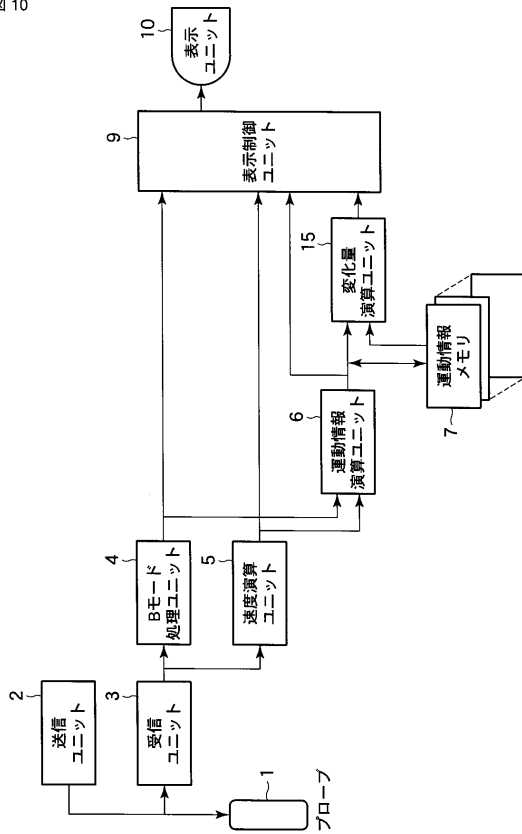
【図 9】

図 9



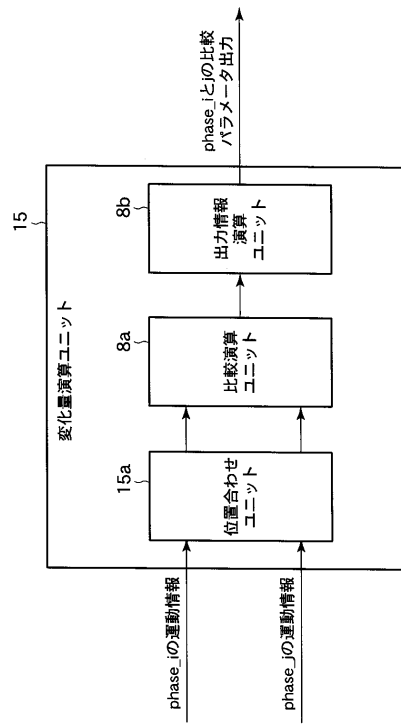
【図 1 0】

図 10



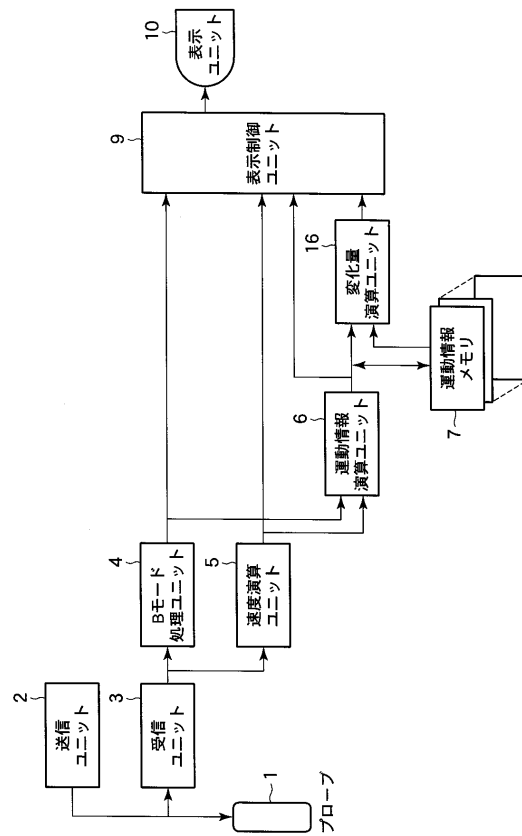
【図 1 1】

図 11



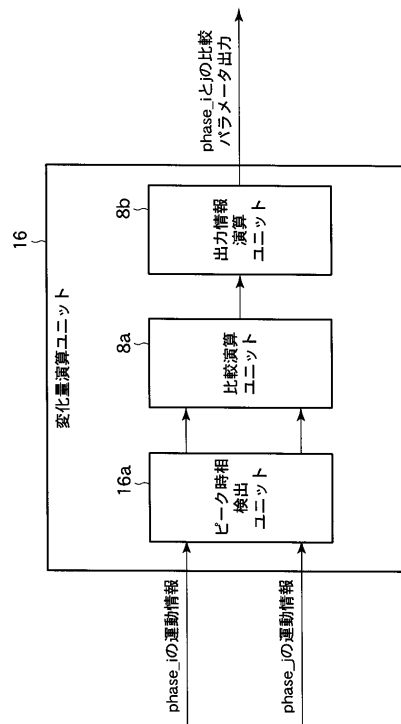
【図 1 2】

図 12



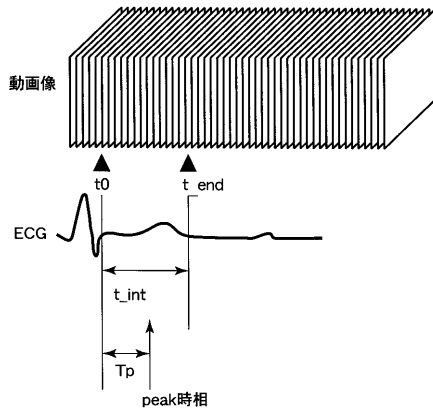
【図 1 3】

図 13



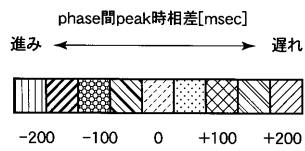
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



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 100075672
弁理士 峰 隆司
(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓

(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本社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD15 DD19 DD20 EE10 EE11 JB38 JB46 JC06 JC13
JC15 KK02 KK36

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2011104432A	公开(公告)日	2011-06-02
申请号	JP2011049612	申请日	2011-03-07
[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		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB38 4C601/JB46 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC15 4C601/KK02 4C601/KK36		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP5405509B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过获得高稳定性的有用诊断信息，通过压力回波方法轻松，高度可重复地执行诊断。速度计算单元（5）使用由超声探头（1）发送和接收的超声波来测量对象体内组织的局部运动速度。运动信息计算单元6基于上述运动速度来计算指示组织的应变或位移的运动信息。变化量计算单元8是参数值，该参数值基于在由不同的负荷施加于被检体的两个负荷状态的每一个中，由计算装置计算出的两个运动信息，指示与负荷的变化相关的组织运动的变化量。要计算。[选型图]图

1

图 1

