

(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2005-342006
(P2005-342006A)

(43) 公開日 平成17年12月15日(2005.12.15)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/08

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-161794 (P2004-161794)
(22) 出願日 平成16年5月31日(2004.5.31)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(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

最終頁に続く

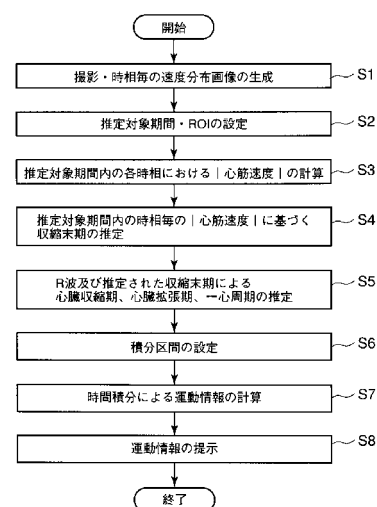
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波信号処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 一般的な心臓超音波検査で用いられる断面画像に対して簡便かつ高精度な収縮末期時相の自動検出を実行できる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 時相毎に取得された、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位(例えば心臓)の複数の位置に関する速度情報に基づいて、運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は運動部位の一周期期間を推定する。より具体的には、例えば収縮末期時相 = 心筋速度がゼロになる時相又はゼロに最も近くなる時相とし、所定期間の各時相において |心筋速度| を計算し、この値がゼロに最も近くなる時相を収縮末期時相と推定する。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報を時相毎に記憶する記憶手段と、

前記時相毎の速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 2】

前記推定手段は、

時相毎の前記運動部位の複数の位置のうち、当該運動部位に設定される関心領域内に存在する位置に関する速度の総和、平均値その他の統計的な計算値に基づいて、時相毎の前記運動部位の速度又は時相毎の前記運動部位の速度変化率を計算し、

前記時相毎の前記運動部位の速度又は前記時相毎の前記運動部位の速度変化率に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 3】

収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報を時相毎に記憶する記憶手段と、

前記時相毎の速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の前記運動部位の一周期内における任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定手段と、

少なくとも二つの時相に関する前記速度情報を利用した時間積分によって定義される歪み、歪み率、変位その他の前記運動部位の運動に関する物理量を計算するものであって、前記推定手段によって推定された前記任意の時相及び前記一周期期間の少なくとも一方を用いて、前記時間積分の積分区間を決定する計算手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 4】

前記推定手段は、

時相毎の前記運動部位の複数の位置のうち、当該運動部位に設定される関心領域内に存在する位置に関する速度の総和、平均値その他の統計的な計算値に基づいて、時相毎の前記運動部位の速度又は時相毎の前記運動部位の速度変化率を計算し、

前記時相毎の前記運動部位の速度又は前記時相毎の前記運動部位の速度変化率に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定し、

前記計算手段は、前記推定結果に基づいて、前記積分区間を前記運動部位の収縮期、拡張期、一周期のいずれかに自動設定すること、

を特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 5】

前記推定手段は、

少なくとも二つの時相のそれぞれに関して、前記運動部位に設定される関心領域内に存在する位置に関する速度の和である第 1 の値、又は前記運動部位に設定される関心領域内に存在する位置に関する速度の絶対値の和である第 2 の値を前記運動部位の速度として計算し、

前記運動部位の速度が最小となる時相を、前記運動部位の収縮末期時相として推定すること、

を特徴とする請求項 2 又は 4 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 6】

10

20

30

40

50

前記推定手段は、前記少なくとも二つの時相は、前記運動部位の単位時間当たりの周期的運動量に応じて選択することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 7】

前記推定手段によって推定された前記任意の時相を、所定の形態にて表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 8】

前記運動部位は心臓であり、

前記推定手段は、心電図によって検出された R 波発生時相と前記時相毎の速度情報とに基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 9】

コンピュータに、

時相毎に取得された、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定機能を実現させるための超音波信号処理プログラム。

【請求項 10】

コンピュータに、

時相毎に取得された、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の前記運動部位の一周期内における任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定機能と、

少なくとも二つの時相に関する前記速度情報を利用した時間積分によって定義される歪み、歪み率、変位その他の前記運動部位の運動に関する物理量を計算するものであって、前記推定手段によって推定された前記任意の時相及び前記一周期期間の少なくとも一方を用いて、前記時間積分の積分区間を決定する計算機能と、

を実現させるための超音波信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心筋等の生体組織の速度を推定し、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及び超音波画像処理装置に係わり、特に収縮末期時相を自動検出することで操作の手間を軽減する手法に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、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。超音波画像処理装置を使用した画像診断においても、主に心臓を例として様々な定量的評価法が試みられている。その代表的な例として、組織追跡イメージング (TTI: Tissue Tracking Imaging) 法がある (例えば、特許文献 1 参照)。この TTI 法により、組織速度を用いて歪みや変位といった局所的な壁運動指標による定量的評価法が提供可能となっている。

【0003】

上記特許文献 1 にも述べられている通り、歪みや変位を組織速度を用いて求める場合には、時間的な積分処理が必要となる。時間積分の結果は積分区間 (時間) で変わることが

10

20

30

40

50

ら、本区間の設定が重要であることは容易に推察されよう。

【0004】

また、開始時相は特に重要な意味を持つ。例えば、積分開始時相が心臓の拡張末期時相であれば、収縮期における歪みや変位を解析することができる。歪みに着目すると、正常な心筋は収縮期に壁厚方向（短軸）へは厚みが増し（thickening）、長軸方向へは長さが縮む（shortening）。一方、積分開始時相が心臓の収縮末期時相であれば、拡張期における歪みや変位が解析される。同様に歪みに着目すると、正常な心筋は収縮期に壁厚方向（短軸）へは厚みが薄くなり（thinning）、長軸方向へは長さが伸びる（stretching）。

【0005】

さらに、積分終了時刻は、収縮期や拡張期といった所定の区間における最終的な歪みや変位の状態を反映する時相として、開始時相の次に重要な時相である。すなわち、収縮期の時間積分によるトータルとしての運動の様子は収縮末期時相で解析され、拡張期の時間積分によるトータルとしての運動の様子は拡張末期時相で解析されるのが最も一般的と考えられる。

【0006】

これらの収縮期や拡張期の各種用途に応じた積分区間を定めるためには、拡張末期時相と収縮末期時相を可能な限り正確に与えることが必要である。また、解析処理の簡便性を向上させるためには、拡張末期時相及び収縮末期時相の2時相が自動的に設定されることが望ましい。さらに、収縮期と拡張期の各々の時相区間における積分区間設定以外の固有な応用設定として、例えば歪みの片極表示に関する技術が開示されている（特許文献1参照）。正確且つ簡便な時相設定の実現は、この歪みの片極表示においても実益が大きい。

【0007】

ところで、拡張末期時相及び収縮末期時相のうち、拡張末期時相については、心電図のR波時相として自動的に検出することができる。一方で収縮末期時相については心電図からは容易に検出が出来ないものの、例えば次に述べるような自動設定技術が知られている。

【0008】

近年普及しつつあるstressエコーパッケージにおいては、一連の動画像の中から収縮期のみを切り出して解析することが多い。この際、R波からの所定区間（Duration-Time: DT [sec]）が設定出来るようになっている。すなわちDTの時相が収縮末期時相に相当する。DTはハートレート（HR）[bpm]に依存して変化する（一般にHRが大きくなるにつれてDTは小さくなる）ことが知られているので、DTはHR毎のテーブルとしてユーザーによる設定が可能となっていることが多い。

【0009】

このように工夫されたstressエコーパッケージではあるが、設定される収縮末期時相に要求される精度は、あらかじめ定められた時間で一義に決まる程度のものである。従って、例えば信号源の運動に応じて適応的に決められるような構成ではないので、必ずしも高精度な収縮末期時相の設定法とは言えない。従って、歪みや変位を得るための時間積分の区間を自動設定するという観点からは、時間の精度が十分ではないという問題がある。

【0010】

また、近年、ACT（Automated Contour Tracking）法による心腔体積/面積ないし心音図を用いて収縮末期時相を自動認識する技術が開示されており、当該技術においては、「臨床的な意味での収縮末期時相は心音図の第II音の生ずる時間」として一般的に知られている。しかしながら、急峻な変化が多数存在する心音図波形から第II音のみを安定して検出することは困難であると共に、検査の際に必ずしも心音図が得られないケース（多くの心臓の超音波検査は心電図のみを参照信号として行われるため）もあり得る。当該ACT法による技術によれば、自動的に検出された心臓の内膜面の位置情報から心腔の面積ないし体積を推定することで、「心腔の面積ないし体積が最小になる時相として収縮末期時相を得る」ことが開示されている。

【0011】

10

20

30

40

50

しかしながら A C T 法では、心腔が明瞭に描出されない左室長軸像のような断面では適用が出来ない。また、収縮末期時相を得る時間の精度を高めるには心腔体積を高精度に求めるのが望ましいが、ある断面のみでは面積しか定義できないので、体積としての精度を保証するのは困難である。一般に、体積の精度を高めるには複数の基準断面を得る必要があり、これは手技的に複雑となり簡便性を損なう。従って A C T 法においては、利用できる断面に制限があるため精度向上が困難であり、且つ断面設定において操作性に欠ける場合がある。

【特許文献 1】特開平 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 号。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、その目的とするところは、一般的な心臓超音波検査で用いられるあらゆる断面の画像に対して簡便でかつ高精度な収縮末期時相の自動検出を実行することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波信号処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 1 の視点は、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報を時相毎に記憶する記憶手段と、前記時相毎の速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置である。

20

【 0 0 1 5 】

本発明の第 2 の視点は、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報を時相毎に記憶する記憶手段と、前記時相毎の速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の前記運動部位の一周期内における任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定手段と、少なくとも二つの時相に関する前記速度情報を利用した時間積分によって定義される歪み、歪み率、変位その他の前記運動部位の運動に関する物理量を計算するものであって、前記推定手段によって推定された前記任意の時相及び前記一周期期間の少なくとも一方を用いて、前記時間積分の積分区間を決定する計算手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置である。

30

【 0 0 1 6 】

本発明の第 3 の視点は、コンピュータに、時相毎に取得された、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定機能を実現させるための超音波信号処理プログラムである。

40

【 0 0 1 7 】

本発明の第 4 の視点は、コンピュータに、時相毎に取得された、収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位の複数の位置に関する速度情報に基づいて、前記運動部位の一周期に関する収縮始期、収縮末期、拡張始期、拡張末期その他の前記運動部位の一周期内における任意の時相、又は前記運動部位の一周期期間を推定する推定機能と、少なくとも二つの時相に関する前記速度情報を利用した時間積分によって定義される歪み、歪み率、変位その他の前記運動部位の運動に関する物理量を計算するものであって、前記推定手段によって推定された前記任意の時相及び前記一周期期間の少なくとも一方を用いて、前記時間積分の積分区間を決定する計算機能と、を実現させるための超音波信号処理プログラムである。

50

【発明の効果】

【0018】

以上本発明によれば、一般的な心臓超音波検査で用いられるあらゆる断面の画像に対して簡便でかつ高精度な収縮末期時相の自動検出を実行することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波信号処理プログラムを実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

10

【0020】

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。本超音波診断装置10は、超音波プローブ11、送信ユニット12、受信ユニット13、Bモード処理ユニット14、組織ドブラ処理ユニット15、運動情報処理ユニット16、表示制御ユニット17、表示部18、入力部19、記憶部20、制御ユニット21、入力部22を具備している。

【0021】

超音波プローブ11は、送信ユニット12からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ11から被検体に超音波が送信されると、生体組織の非線形性により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波（エコー）として超音波プローブ11に受信される。なお、本実施形態及び後述する各実施形態においては、心臓を撮影対象とする場合を例に説明するため、超音波プローブ1はセクタプローブであるものとする。

20

【0022】

送信ユニット12は、図示しない遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。送信ユニット12は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定の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に振動子毎に駆動パルスを印加する。

30

【0023】

受信ユニット13は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ11を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定の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。

【0024】

Bモード処理ユニット14は、受信ユニット13から受け取っ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。

40

【0025】

組織ドブラ処理ユニット15は、受信ユニット13から受け取ったエコー信号に対して直交検波処理、自己相関処理等を行い、遅延加算処理された超音波エコー信号のドブラ偏移成分に基づいて、被検体内で移動している組織の速度、分散、パワーに対応した組織ドブラ信号を求める。

【0026】

運動情報処理ユニット16は、Bモード処理ユニット14及び組織ドブラ処理ユニット

50

16の出力するBモード信号及びドプラ信号に基づいて、運動情報画像を取得するための各処理を実行する。

【0027】

また、運動情報処理ユニット16は、記憶部20に記憶された速度分布画像等を用いて、後述する任意の時相の推定処理、及びTTI法における積分区間の自動設定処理を実行する。

【0028】

表示制御ユニット17は、Bモード信号の所定断面に係る次元分布を表したBモード超音波像を生成する。また、表示制御ユニット17は、組織ドプラ信号に基づいて、速度、分散、パワー値の所定断面にかかる2次元分布を表した組織ドプラ超音波像を生成する。さらに、表示制御ユニット17は、必要に応じてBモード超音波像と組織ドプラ超音波像の重畳画像、Bモード超音波像と変位もしくは歪みの2次元分布像の重畳画像等を生成する。

10

【0029】

表示部18は、表示制御ユニット17からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、すなわち血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像として表示する。

【0030】

入力部19は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体にとりこむためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等を有している。

20

【0031】

記憶部20は、各時相に対応する超音波画像データ(超音波受信データ)、運動情報処理ユニット16によって生成された各時相に対応する速度分布画像等を記憶する。なお、超音波画像データは、組織ドプラモードによって撮影された組織画像データ、及び組織ドプラモード以外によって撮影された組織画像データであるものとする。なお、これらの組織画像データは、スキャンコンパート前の所謂Raw画像データであってもよい。

【0032】

制御ユニット21は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。

30

【0033】

入力部22は、装置10に接続され、オペレータからの各種パラメータ条件の設定及び変更指示、関心領域(ROI)の設定指示等を装置本体にとりこむための各種スイッチ・ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

【0034】

(組織追跡イメージング)

次に、本実施形態の前提となる技術である組織追跡イメージング法(TTI:Tissue Tracking Imaging)について、簡単に説明する。この組織追跡イメージング法は、組織の運動情報として、運動に伴う組織位置を追跡しながら、速度情報に由来する信号を積分することで得られる、局所の変位と歪みのパラメータを画像化するものである。当該手法によれば、心臓の局所心筋の歪みや変位の画像を、例えば短軸像を用いて作成・表示することができ、画像出力値の局所領域に対する時間変化の解析が支援される。また、短軸像を用いた場合、主な心臓の解析対象機能はシックニング(thickening:厚さ変化)であるが、上記組織追跡イメージング法では、このシックニングに関わる成分を角度補正によって検出して画像化するために、収縮中心に向かう運動の場(コントラクション場:contraction motion field)の概念や設定を用いている。さらに、上記組織追跡イメージング法では、心臓全体の並進運動(translation)とも呼ばれる)の影響も考慮して収縮中心位置を時間的に移動させ、時間的に可変な運動場に対しても適用可能となっている。従って、並進運動による収縮中心位置の変動に

40

50

は追従することができる。この組織追跡イメージング法のさらなる詳細については、例えば特開平2003-175041号に説明されている。

【0035】

なお、本組織追跡イメージング法には、複数の時相に関する組織速度の時空間分布画像（診断対象組織の各位置における速度を表す画像）を必要とする。この組織速度の時空間分布画像（以下、単に「速度分布画像」）は、組織ドプラ法によって収集された複数の時相に関する二次元又は三次元超音波画像データから生成するか、Bモード等によって収集された複数の時相に関する複数の二次元又は三次元組織画像に対してパターンマッチング処理を施すことで得られる。

【0036】

なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、組織ドプラ法（TDI：Tissue Doppler Imaging）によって生成された二次元の速度分布画像を利用するものとする。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、例えば組織ドプラ法によって生成された三次元の速度分布画像を利用するものであってもよいし、パターンマッチング処理によって得られた二次元又は三次元の速度分布画像を利用するものであってもよい。また、本実施形態では、診断対象が心臓である場合を例とする。従って、組織追跡イメージングによって得られる組織速度の殆どは、心筋速度とみなすことができる。

【0037】

（時相の推定機能）

次に、本超音波診断装置10が具備する時相の推定機能について説明する。この時相推定処理は、記憶部20に格納された時相毎の速度分布画像を用いて、例えば臨床学的に重要な各種時相を解析的に推定するものである。なお、以下においては、説明を簡単にするため収縮末期時相を推定する場合を例として説明するが、この他に、S波発生時相、E波発生時相、E波からの立ち上がりにおいて所定速度になる時相、A波発生時相その他の臨床学的特徴によって特定され得る任意の時相を推定することが可能である。

【0038】

本実施形態では、収縮末期時相を心筋速度の収縮期のS波と拡張期のE波の境界時相として定義し、「収縮末期時相ES＝心臓の動きが止まる時相＝心筋速度がゼロになる時相又はゼロに最も近くなる時相」との考え方から自動的に収縮末期時相ESを推定する。

【0039】

図2は、収縮末期時相ESの推定機能を説明するための図であり、心筋速度の時間的変化を示したグラフを示している。同図に示すように、収縮末期時相ESは、S波時相とE波時相との間において設定される所定期間 $t_0 \sim t_0 + t_g$ （以下、「推定対象期間」と呼ぶ。）において、|心筋速度|が最小となる時相を特定することによって推定するのが好適である。

【0040】

ここで、心筋速度として、例えば図3に示すような超音波画像（TDI画像）に設定されたROI内の心筋各位置での速度値の総和、又は当該ROI内の心筋各位置での速度値の絶対値（すなわち、|速度値|）の総和を用いるようにする。

【0041】

なお、心筋速度をROI内の心筋各位置での速度値の総和として定義した場合には、組織ドプラではビームに向かう成分の組織速度が得られることから、必ずしも総和が小さい場合に組織の動きが小さいと言えない場合がある。しかしながら、本推定処理の速度は高速であり、近似的には心臓組織の運動が静止した時相を検出することができる。

【0042】

一方、心筋速度をROI内の心筋各位置での|速度値|の総和として定義した場合には、あらゆるケースにおいて運動成分が絶対値として加算されることから、複雑な処理ではあるが、より高精度に心臓組織の運動が静止した時相を検出することが可能である。

【0043】

また、推定対象期間は、一心拍当たりの時間には個体差があるため、ハートレートHR

10

20

30

40

50

に応じて制御されることが好ましい。具体的な制御法としては、図4に示すように、推定対象期間の開始時相（開始時相）と、当該開始時相からの推定対象期間の幅を心拍数に応じたテーブルとして予め記憶部20に記憶しておき、ECGから取得した、又は入力装置19から入力されたハートレートと当該テーブルとに基づいて、運動情報演算ユニット16が推定対象期間を自動決定することが好ましい。この他、心拍数を変数とした所定の関数により、TTIにおける積分区間の開始時相と推定対象期間の幅とを解析的に求める構成であってもよい。

【0044】

このようにして推定された収縮末期時相ESは、所定の形態にて表示される。

【0045】

図5は、収縮末期時相ESをES時相線Lとして心電図波形と対応付けて表示した例を示した図である。このようにすれば、ユーザーは収縮末期時相ESの位置を、心拍全体の流れの中で容易に把握することが可能となる。

【0046】

（積分区間としての心時相区間の自動設定）

次に、本超音波診断装置10が具備する積分区間としての心時相区間の自動設定について説明する。この自動設定は、収縮期、拡張期、一心周期その他のTTI法において運動情報を計算する際に積分区間となり得る心時相区間を、推定された収縮末期時相ES及びECGによって得られたR波時相とに基づいて、自動設定するものである。これにより、TTI法において時間積分によって定義される運動情報を簡便に解析し取得することができる。

【0047】

図6は、TTI法において、最新の収縮期2を積分区間として自動設定する例を示した図である。同図に示すように、まず、運動情報処理ユニット16は、ECGによって検出された各心拍におけるR波時相と拡張末期時相とをみなし、これと上記推定処理によって得られた収縮末期時相ESとを用いて、R-ES時相区間を収縮期とし、ES-R時相区間を拡張期とし、R-R時相区間を一心周期として推定する。運動情報処理ユニット16は、推定された各時相区間の中から最も新しい収縮期2の開始時相であるR2波時相を積分区間の下限 t_0 とし、最も新しい収縮期2の終了時刻である収縮末期時相ES2を積分区間の上限 t_{end} として、自動的に設定する。

【0048】

また、図7は、TTI法において、最新の拡張期2を積分区間として自動設定する例を示した図である。運動情報処理ユニット16は、図6と同様に推定された各時相区間の中から最も新しい拡張期2の開始時相である収縮末期時相ES2を積分区間の下限 t_0 とし、最も新しい拡張期2の終了時刻であるR3波時相を積分区間の上限 t_{end} として、自動的に設定する。

【0049】

さらに、図8は、TTI法において、最新の一心周期を積分区間として自動設定する例を示した図である。運動情報処理ユニット16は、図6と同様に推定された各時相区間の中から最も新しい一心周期2の開始時相であるR2波時相を積分区間の下限 t_0 とし、最も新しい一心周期2の終了時刻であるR3波時相を積分区間の上限 t_{end} として、自動的に設定する。なお、一心周期は、R波発生時相を基準とするものに限らず、例えば収縮末期時相ES等を用いて設定することも可能である。

【0050】

以上述べた収縮期、拡張期、一心周期のいずれを積分区間として選択するかは、操作者が例えば図5に示す様に「一心周期(R-R)」、「収縮期(systolic)」、「拡張期(diastolic)」のいずれかの項目にチェックを入れることで実行される。この際、選択された各々の時相区間における積分区間設定以外の固有な応用設定として、例えば歪みの片極表示の設定を自動的に切り換えるようにする。このように対象とする心時相区間に応じて、対象区間だけでなく付随する設定も自動的に最適化することが可能となるので、ユーザー

10

20

30

40

50

が要手的に各種設定を制御する手間が省けるため操作の簡便性が向上する。

【0051】

なお、本対象心時相区間の推定処理によって推定される各種対象心時相区間は、高い精度で実際の心臓収縮末期時相と一致する。しかしながら、仮に推定された収縮末期時相 E S に誤差がある場合には、例えば図 5 に示した画面上の E S 時相線 L を参照しながら、要手的に積分区間の微調を行ったり、用途に応じた積分区間のマニュアル設定を行うことができる。

【0052】

(動作)

次に、上記時相の自動推定、及び積分区間の自動設定を含む T T I の一連の処理について説明する。 10

【0053】

図 9 は、時相の自動推定等を含む T T I の一連の処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、組織ドプラ法による撮影が実行され、得られたエコー信号に基づいて時相毎の速度分布画像が生成される(ステップ S 1)。

【0054】

次に、運動情報処理ユニット 16 は、例えば心電図から得られるハートレート H R に基づいて推定対象期間を設定する。また、例えば操作者のマニュアル操作により、心筋速度を求めるための関心領域が T D I 画像上に設定される(ステップ S 2)。

【0055】

次に、運動情報処理ユニット 16 は、設定された推定対象期間内における各時相について、心筋速度の絶対値(|心筋速度|)を計算し(ステップ S 3)、心臓収縮末期時相を推定する(ステップ S 4)。 20

【0056】

次に、運動情報処理ユニット 16 は、心電図から得られる R 波発生時相及び推定された心臓収縮末期時相に基づいて、心臓収縮期、心臓拡張期、一心周期を推定し(ステップ S 5)、得られた推定結果に基づいて、積分区間を自動設定する(ステップ S 6)。

【0057】

次に、運動情報処理ユニット 16 は、自動設定された積分区間において時間積分を実行することで、歪み、歪み率、変位量等の心臓に関する運動情報を計算し(ステップ S 7)、その結果に基づいて例えば各時相における歪み画像等を生成し、表示部 18 に表示する(ステップ S 8)。 30

【0058】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0059】

本超音波診断装置によれば、時相毎の速度分布画像を用いて、例えば臨床学的に重要な任意の時相を自動推定することができる。この自動推定は、速度情報を用いて解析的に実行される。そのため、操作者は、検査に必要な所望の時相を高精度且つ簡便に設定することができる。また、従来の人為的手法による時相設定と比較して、操作者の違いによる情報のばらつきがなく客観性の高い時相設定を実現することができ、診断情報の質の向上に寄与することができる。 40

【0060】

また、本超音波診断装置によれば、自動設定された任意の時相を利用して、T T I 法において時間積分によって定義される運動情報の積分区間を決定する。従って、T T I 法において、客観性の高い運動情報を提供することができ、また、積分区間設定における操作者の作業負担を軽減させることができる。特に、本超音波診断装置によれば、自動検出された収縮末期時相と、心電図から自動検出された拡張末期時相とを用いて、収縮期と拡張期を自動的に分離することができる。従って、組織速度を用いた歪みや変位といった局所的な壁運動指標による客観性の高い定量的評価法を、より簡便な操作によって迅速に実現することができる。 50

【 0 0 6 1 】

なお、本発明は上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。

【 0 0 6 2 】

(1) 例えば、上述した任意の時相の推定処理、積分区間の自動設定処理は、当該各処理をコンピュータに実行させるためのプログラムをワークステーション等の画像処理装置や超音波診断装置にて展開することによっても実現可能である。

【 0 0 6 3 】

(2) 上記実施形態では、心筋の速度及び速度変化に着目し、その値に基づいて心臓の収縮期等の時相を推定した。しかしながら、時相推定のための指標は、心筋の速度及び速度変化に限定する趣旨ではなく、例えば心臓の一周期内の所定期間において所定速度に達するタイミング、速度変化率（速度波形の微分係数）を使用する構成であってもよい。

【 0 0 6 4 】

(3) 上記実施形態では、診断対象が心臓である場合を例として説明した。しかし、これに限定する趣旨ではなく、本超音波診断装置による任意の時相の推定機能等は、頸動脈その他の収縮と膨張とを周期的に繰り返す運動部位と対象とする診断であれば、利用することが可能である。

【 0 0 6 5 】

また、上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。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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の構成図である。

【 図 2 】 図 2 は、収縮末期時相 E S の推定機能を説明するための図であり、心筋速度の時間的变化を示したグラフを示している。

【 図 3 】 図 3 は、心筋速度の計算において利用される超音波画像に設定された R O I の一例を示した図である。

【 図 4 】 図 4 は、心拍数と、推定対象期間の開始時相（開始時相）及び当該開始時相からの推定対象期間の幅とを対応付けたテーブルの一例を示した図である。

【 図 5 】 図 5 は、収縮末期時相 E S を E S 時相線として電図波形と対応付けて表示した例を示した図である。

【 図 6 】 図 6 は、T T I 法において、最新の収縮期 2 を積分区間として自動設定する例を示した図である。

【 図 7 】 図 7 は、T T I 法において、最新の拡張期 2 を積分区間として自動設定する例を示した図である。

【 図 8 】 図 8 は、T T I 法において、最新の一心周期を積分区間として自動設定する例を示した図である。

【 図 9 】 図 9 は、時相の自動推定等を含む T T I の一連の処理の流れを示したフローチャートである。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 7 】

1 0 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 超音波プローブ、 1 2 ... 送信ユニット、 1 3 ... 受信ユニット、 1 4 ... B モード処理ユニット、 1 5 ... 組織ドプラ処理ユニット、 1 6 ... 運動情報処理ユニット、 1 7 ... 表示制御ユニット、 1 8 ... 表示部、 1 9 ... 入力部、 2 0 ... 記憶部、 2 1 ... 制御ユニット、 2 2 ... 入力部

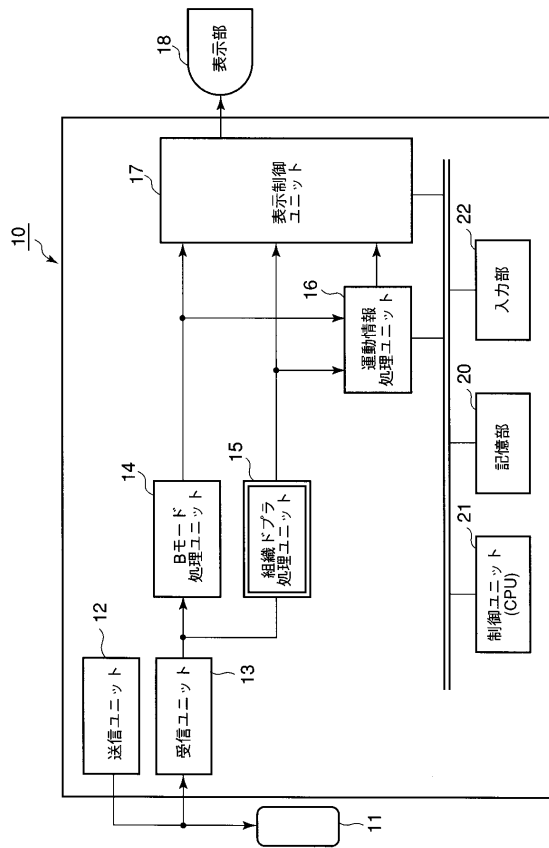
10

20

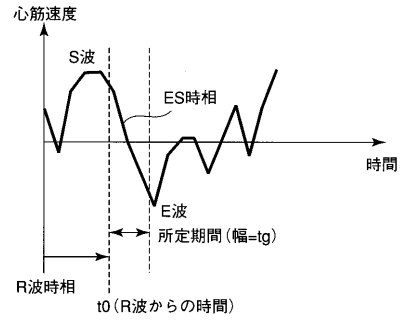
30

40

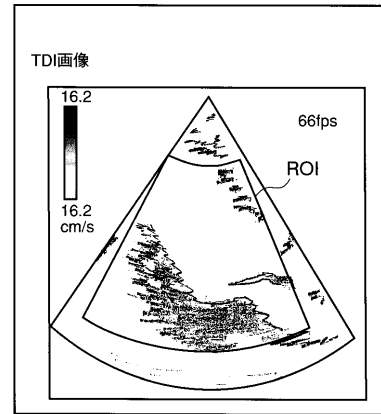
【 図 1 】



【 図 2 】



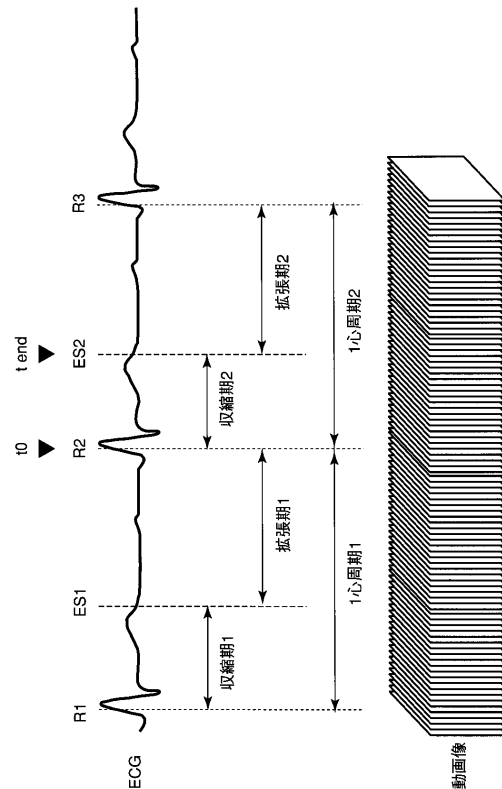
【 図 3 】



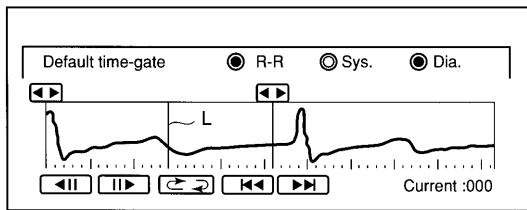
【 図 4 】

HR[bpm]	t0[msec]	tg[msec]
<50	300	100
50 ≦ <100	250	100
100 ≦ <200	200	100
200 ≦	150	100

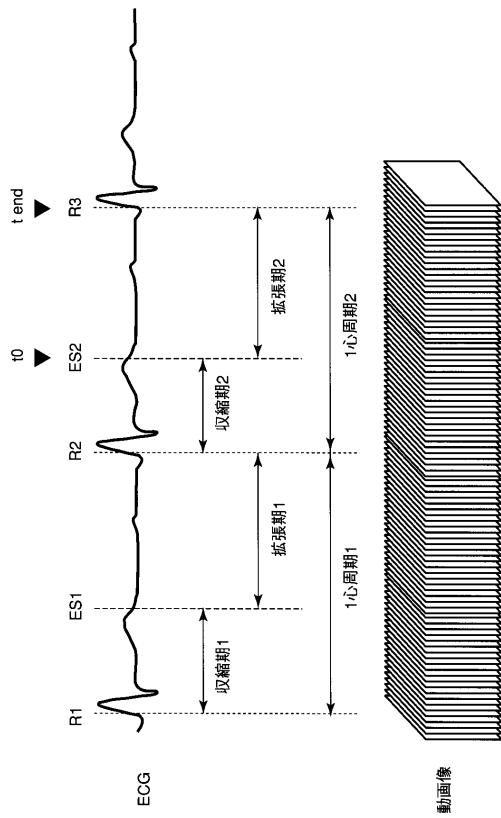
【 図 6 】



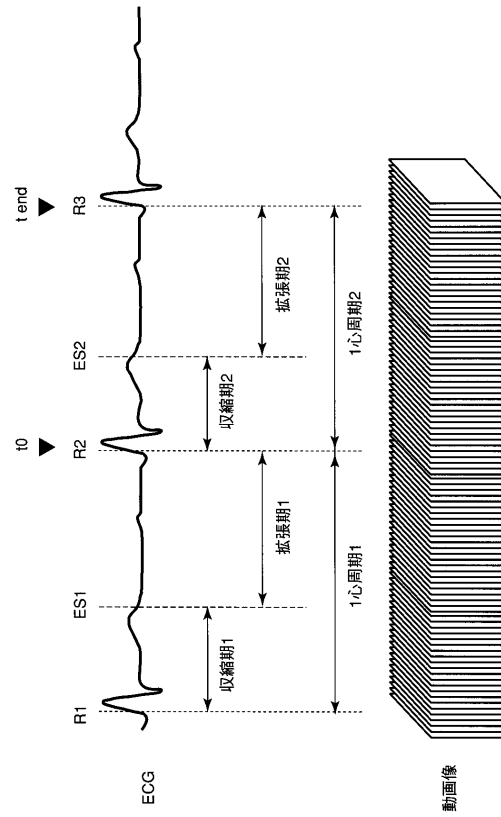
【 図 5 】



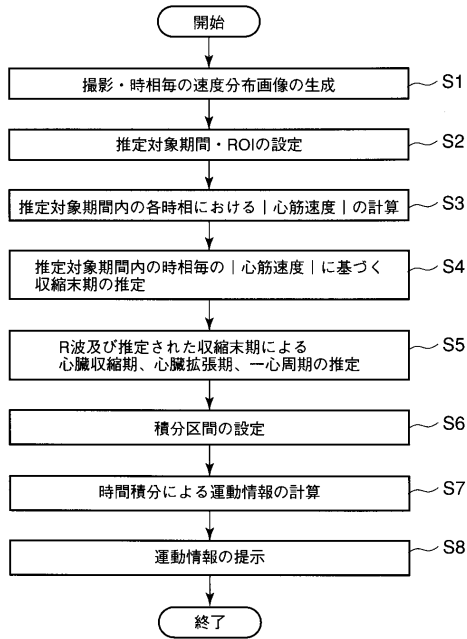
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(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 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

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD15 DD19 DD27 DE04 EE09 EE12 FF08 JB45 JB46

JB48 JC16 JC37 KK12 LL03 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波信号处理程序		
公开(公告)号	JP2005342006A	公开(公告)日	2005-12-15
申请号	JP2004161794	申请日	2004-05-31
[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	A61B8/02 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52071 A61B8/02 A61B8/0883 A61B8/485 A61B8/488 G01S15/8979 G06T7/20 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/FF08 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/LL03 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备等，其能够对在常规心脏超声检查中使用的截面图像执行收缩末期时间相进行简单而高精度的自动检测。 解决方案：基于有关运动部位（例如心脏）多个位置的速度信息，该位置周期性重复在每个时间阶段获取的收缩和扩张，一个运动部位一个周期的收缩开始期，收缩结束期，估计舒张期的开始，舒张末期或可能由临床特征或运动部位的周期确定的任何其他时间阶段。 更具体地，例如，收缩末期时间相位 = 心肌速度变为零时的时间相位或心肌速度变为最接近零的时间周期，并且|心肌速度|为0。 估计最接近的时间阶段是心脏收缩末期时间阶段。 [选择图]图9

