

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5597455号
(P5597455)

(45) 発行日 平成26年10月1日(2014.10.1)

(24) 登録日 平成26年8月15日(2014.8.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 11 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-145519 (P2010-145519)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成22年6月25日 (2010. 6. 25)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2012-5708 (P2012-5708A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成24年1月12日 (2012. 1. 12)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成25年6月12日 (2013. 6. 12)		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	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(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、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心臓の少なくとも一部を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として超音波走査し、当該被走査領域に関する超音波データを取得するデータ取得手段と、

前記被走査領域に関する超音波データを用いて、心臓の複数部位に関する壁運動パラメータの時間変化曲線を取得する曲線取得手段と、

前記心臓の複数部位のうち任意の二つの部位に関する時間変化曲線を用いて、解析期間の各時相における前記任意の二つの部位の前記壁運動パラメータの差分値の絶対値を計算すると共に、前記差分値の絶対値の前記解析期間における総和を計算し所定の値で規格化することで、心臓の壁運動に関する指標値を取得する指標値取得手段と、

前記指標値を所定の形態で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】

前記指標値取得手段は、前記複数部位から選択可能な二つの組み合わせのすべてに関する前記指標値を計算すると共に、前記すべての組み合わせに関する前記複数の指標値の中から代表値を決定し、

前記表示手段は、前記代表値及び当該代表値が得られた二つの部位のうち、少なくとも一方を表示すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記代表値は、前記指標値の最大値であることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記曲線取得手段は、前記複数部位に関する各時間変化曲線を用いて平均的な時間変化曲線を取得し、

前記指標値取得手段は、前記平均的な時間変化曲線の前記解析期間内におけるピーク値を前記所定の値として前記規格化を実行することを特徴と、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記指標値取得手段は、前記二つの部位の一方の部位に関する前記時間変化曲線の前記解析期間内でのピーク値を前記所定の値として前記規格化を実行することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記解析期間は、一心拍周期、収縮期、拡張期のいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記壁運動パラメータとして、ストレイン、ストレインレート、変位、速度、捻れ、捻れ率のいずれかを選択するための選択手段をさらに具備し、

前記曲線取得手段は、選択されたいずれかの前記壁運動パラメータの時間変化曲線を取得すること、

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。

【請求項 8】

前記指標値取得手段は、前記壁運動パラメータ毎に設定可能な所定の値を用いて、前記規格化を実行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。

【請求項 9】

前記指標値取得手段は、前記指標値を時間の次元の単位を有する前記指標値を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体の心臓の少なくとも一部を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として超音波走査することで取得された、前記被走査領域に関する超音波データを用いて、心臓の複数部位に関する壁運動パラメータの時間変化曲線を取得する曲線取得手段と、

前記心臓の複数部位のうち任意の二つの部位に関する時間変化曲線を用いて、解析期間の各時相における前記任意の二つの部位の前記壁運動パラメータの差分値の絶対値を計算すると共に、前記差分値の絶対値の前記解析期間における総和を計算し所定の値で規格化することで、心臓の壁運動に関する指標値を取得する指標値取得手段と、

前記指標値を所定の形態で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画像処理装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

被検体の心臓の少なくとも一部を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として超音波走査することで取得された、前記被走査領域に関する超音波データを用いて、心臓の複数部位に関する壁運動パラメータの時間変化曲線を取得させる曲線取得機能と、

前記心臓の複数部位のうち任意の二つの部位に関する時間変化曲線を用いて、解析期間の各時相における前記任意の二つの部位の前記壁運動パラメータの差分値の絶対値を計算させると共に、前記差分値の絶対値の前記解析期間における総和を計算させ所定の値で規格化させることで、心臓の壁運動に関する指標値を取得させる指標値取得機能と、

前記指標値を所定の形態で表示させる表示機能と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、壁運動指標の時間変化曲線の部位間差分情報を用いて、心臓再同期療法（C R T : Cardiac Resynchronization Therapy）適用判断に有用な非同期性の程度に関する指標や評価法を提供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画像処理プログラムに関する。

【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。例えば、近年、重度心不全患者に対するC R Tが注目されており、C R Tへの適用の事前判定や治療の効果判定のために心エコーによる定量的評価が重要となってきた。C R Tは、重度心不全患者に合併することが多い心壁運動の収縮同期不全（dyssynchrony）を改善可能な治療法である。この治療法が有効な患者（Responder）では、劇的な症状の改善が認められている。その一方で、心不全症例であってもC R Tが有効でない患者（Non Responder）が2005年時点で約3割も存在することが問題となっている。

10

【0003】

Non Responderは心不全のうち収縮同期不全ではない患者である。これまでは、C R Tの適用を心電図のQRS幅 $>130\text{ msec}$ 、Ejection Fraction（EF） 35% で判定していた。しかしこの基準では、心不全だが収縮同期不全ではない人も含まれ、Non Responderを生じていた。

20

【0004】

そこで、心エコーを用いた定量的評価法により収縮同期不全のみを抽出しようという試みが世界中で始まり、速度の到達時間イメージングや、変位或いは歪みの到達時間（peak時間ないし重心時間）イメージング等を用いた手法が種々提案されている。これらの各手法は、局所的な心筋の収縮タイミングの違いをカラー画像として出力することができ、収縮同期不全の有無や収縮タイミングが異常な部位の把握を容易に行うことを狙いとしている。ここで、収縮タイミングの違いとして、速度や変位および歪み（strain）といった、「壁運動パラメータに関する時間変化のピーク（peak）時間差」が最も一般的に用いられている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3187008号公報

【特許文献2】特願2004-173589号

【特許文献3】特願2005-073788号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、PROSPECT study（Circulation, 2008;117:2608-16）の結果、速度や変位の心エコー・ドプラ法の指標すなわちピーク時間差では、ResponderとNon Responderが有意に識別できないことが報告されている。

40

【0007】

一方、ピーク時間だけでなく重心時間による非同期性の評価も提唱されている。すなわち、ピークだと速度や変位のピーク時相付近に僅かなノイズが混入した場合や、複数のピークが存在する場合の非同期性の評価が安定しないことを鑑みて提案されたのが重心時間である。しかしながら、重心時間であっても結局は上記のピーク時間差同様にC R T適用に有効な非同期性（異常）を検出する点で制約がある。また、一般に重心時間はピーク時間よりも正常と異常との時間差が少なくなるため、正常と異常の分離が困難である。

【0008】

50

従って、従来の非同期性に関する指標では、C R TのResponderとNon Responderとを有意に識別することはできない。

【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、C R T適用判断に有用な非同期性の程度に関する指標や非同期性の評価法を与える超音波診断装置、超音波画像処理装置および超音波画像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】

【0010】

本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の心臓の少なくとも一部を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として超音波走査し、当該被走査領域に関する超音波データを取得するデータ取得手段と、前記被走査領域に関する超音波データを用いて、心臓の複数部位に関する壁運動パラメータの時間変化曲線を取得する曲線取得手段と、前記心臓の複数部位のうち任意の二つの部位に関する時間変化曲線を用いて、解析期間の各時相における前記任意の二つの部位の前記壁運動パラメータの差分値の絶対値を計算すると共に、前記差分値の絶対値の前記解析期間における総和を計算し所定の値で規格化することで、心臓の壁運動に関する指標値を取得する指標値取得手段と、前記指標値を所定の形態で表示する表示手段と、を具備する。

10

本実施形態に係る超音波画像処理装置は、被検体の心臓の少なくとも一部を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として超音波走査することで取得された、前記被走査領域に関する超音波データを用いて、心臓の複数部位に関する壁運動パラメータの時間変化曲線を取得する曲線取得手段と、前記心臓の複数部位のうち任意の二つの部位に関する時間変化曲線を用いて、解析期間の各時相における前記任意の二つの部位の前記壁運動パラメータの差分値の絶対値を計算すると共に、前記差分値の絶対値の前記解析期間における総和を計算し所定の値で規格化することで、心臓の壁運動に関する指標値を取得する指標値取得手段と、前記指標値を所定の形態で表示する表示手段と、を具備する。

20

本実施形態に係る超音波画像処理プログラムは、コンピュータに、被検体の心臓の少なくとも一部を含む二次元領域又は三次元領域を被走査領域として超音波走査することで取得された、前記被走査領域に関する超音波データを用いて、心臓の複数部位に関する壁運動パラメータの時間変化曲線を取得させる曲線取得機能と、前記心臓の複数部位のうち任意の二つの部位に関する時間変化曲線を用いて、解析期間の各時相における前記任意の二つの部位の前記壁運動パラメータの差分値の絶対値を計算させると共に、前記差分値の絶対値の前記解析期間における総和を計算させ所定の値で規格化させることで、心臓の壁運動に関する指標値を取得させる指標値取得機能と、前記指標値を所定の形態で表示させる表示機能と、を具備する。

30

【発明の効果】

【0011】

以上本発明によれば、C R T適用判断に有用な非同期性の程度に関する指標や非同期性の評価法を与える超音波診断装置、超音波画像処理装置および超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0012】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置1の構成図である。

【図2】図2は、異なる二つの部位の壁運動パラメータの時間変化曲線 $f(t)$ 、 $g(t)$ の4つのケースを示した図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る非同期性評価支援機能に従う処理（非同期性評価支援処理）の流れを示したフローチャートである。

【図4】図4は、C R Tが有効な左脚ブロック症例に対する本非同期性評価支援機能の適用例を示した図である。

【図5】図5は、健常例に対する本非同期性評価支援機能の適用例を示した図である。

【図6】図6は、健常例に対する本非同期性評価支援機能の適用例を示した図である。

50

【図 7】図 7 は、非同期性評価支援情報の表示形態の他の例を示した図である。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係る非同期性評価支援処理の流れを示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 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にのみ行う。

【0014】

なお、以下の実施形態では、超音波診断装置に適用例について説明する。しかしながら、これに拘泥されることなく、ワークステーション、パーソナルコンピュータ等の超音波画像処理装置についても適用可能である。

【0015】

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成図である。本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 11、送信ユニット 13、受信ユニット 15、B モード処理ユニット 17、移動ベクトル処理ユニット 19、画像生成ユニット 21、表示ユニット 23、制御ユニット (CPU) 31、壁運動パラメータ演算ユニット 37、DI 値計算ユニット 38、記憶ユニット 39、操作ユニット 41、送受信ユニット 43 を具備している。なお、超音波画像処理装置に適用する場合には、図 1 の点線内がその構成要素となる。

【0016】

超音波プローブ 11 は、送信ユニット 13 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リング材等を有している。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等により、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。

【0017】

送信ユニット 13 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 13 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。

【0018】

受信ユニット 15 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。

【0019】

B モード処理ユニット 17 は、受信ユニット 15 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。

【0020】

移動ベクトル処理ユニット 19 は、時相の異なる二つの超音波データ間でパターンマッチング処理を用いて組織の移動位置を検出し、この移動位置に基づいて各組織の移動量 (又は速度) を求める。具体的には、一方の超音波データ内の関心領域について、最も類似性の高い他方の超音波データ内の対応領域を求める。この関心領域と対応領域との間の距

10

20

30

40

50

離を求めることで、組織の移動量を求めることができる。また、この移動量を超音波データ間の時間差（フレームレート又はボリュームレート）で除することにより、組織の移動速度を求めることができる。この処理を超音波データ上の各位置で行うことにより、各組織の変位（移動ベクトル）又は組織の変位に関する時空間分布データを取得することができる。なお、ここでは、超音波データを、二次元的又は三次元的な位置情報を有する受信信号の集合（すなわち、空間的な情報を持つ受信信号の集合）であると定義する。

【 0 0 2 1 】

画像生成ユニット 2 1 は、B モード信号の所定断層に係る二次元分布を表した B モード超音波像を生成する。また、画像生成ユニット 2 1 は、演算された壁運動パラメータに基づいて、サーフェスレンダリング、Polar-Mapping等の手法を用いて当該壁運動パラメータがマッピングされた二次元画像又は三次元画像を生成する。

10

【 0 0 2 2 】

表示部 2 3 は、画像生成ユニット 2 1 からのビデオ信号に基づいて、超音波画像、対応する各位置に壁運動パラメータがマッピングされた壁運動パラメータ画像、部位毎の壁運動パラメータの時間変化曲線等を所定の形態で表示する。また、表示部 2 3 は、セグメンテーション処理により分割された各部位を、後述する非同期評価支援機能に従って標識化し、所定の形態で表示する。

【 0 0 2 3 】

制御ユニット（C P U）3 1 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。特に、制御ユニット 3 1 は、記憶ユニット 3 9 に記憶された専用プログラムを図示していないメモリに展開することで、後述する非同期評価支援機能を実現する。

20

【 0 0 2 4 】

壁運動パラメータ演算ユニット 3 7 は、移動ベクトル処理ユニット 1 9 の出力した時空間分布データに基づいて、壁運動パラメータを時相毎に生成する。ここで、壁運動パラメータとは、例えば心壁等の所定組織の所定方向に関する変位、歪み、歪み率、速度、捻れ、捻れ率その他組織運動に関して取得可能な物理情報である。

【 0 0 2 5 】

D I 値計算ユニット 3 8 は、後述する非同期評価支援機能に従って、非同期性の評価に利用するための D I 値を計算する。

30

【 0 0 2 6 】

記憶ユニット 3 9 は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（C D - R O M、D V D など）、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット 3 7 には、送受信条件、所定のスキャンシーケンス、各時相に対応する生データや超音波画像データ（例えば、組織ドプラモード、B モード等によって撮影された組織画像データ）、予め生成された時相毎の超音波データ、移動ベクトルに関する時空間分布データ、後述する非同期評価支援機能を実現するためのプログラム、診断情報（患者 I D、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム等を記憶する。

【 0 0 2 7 】

40

操作ユニット 4 1 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（R O I）の設定指示、種々の画質条件設定指示、後述する非同期評価支援機能における任意の壁運動パラメータや任意の解析期間、心時相の選択等を行う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。

【 0 0 2 8 】

送受信ユニット 4 3 は、ネットワークを介して他の装置と情報の送受信を行う装置である。本超音波診断装置 1 において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、送受信ユニット 4 3 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 2 9 】

（理論的背景）

50

C R T が有効なタイプ (Responder) の心壁運動の非同期は、部位間のピーク時間差が同じなら、部位間の壁運動パラメータ値の差異がより大きいことが指摘されている。例えば心筋梗塞による局所的な壁運動低下 (akinesis) や心室壁の線維化が存在すると、その部位と他の健康な部位とで壁運動パラメータのpeak時間差が生じ易いが、このような病変部位ではC R T によりペーシングしても心筋の余力が無いので心室収縮不全が起こり、結果Non Responderとなる。この例ではピーク時間差だけでは部位間の壁運動パラメータ値の差異の程度が不明であることが本質的な問題である。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、異なる二つの部位の壁運動パラメータの時間変化曲線 (例えば、ストレイン波形) $f(t)$ 、 $g(t)$ の 4 つのケースを示した図である (縦軸はストレイン、横軸は時間を表す)。同図において、例えば (a) のケースと (b) のケースとを比較すると、2 部位間でのピーク時間差は同じだが、 (a) のケースの方が (b) のケースよりも C R T が有効という観点では、より非同期性が高い。従ってピーク時間差のみでは相対的に C R T が有効な (a) のケースと (b) のケースとを区別できない。同様に、 (c) のケースと (d) のケースとを比較すると、 (c) のケースの方が (d) のケースよりも C R T が有効という観点で非同期性が高い。ここで (c) のケースでは 2 部位間での重心時間差が等しく、重心時間では本例の非同期性が検出できないことを付け加えておく。

【 0 0 3 1 】

従来のピーク時間差および重心時間差に代表される部位間の非同期性は局所心筋の収縮同期不全 (dyssynchrony) と称される。一方で、このような壁運動パラメータ値の部位間差異を考慮した非同期性の概念は「左心室の失調 (discoordination) 」と呼ばれている。そして左心室の失調の程度が大きいほど C R T が有効と考えられている。そして、部位間の壁運動パラメータ値の差異は、時間変化曲線で見ると、各部位に対応する二つの時間変化曲線で囲まれる領域の面積値 (面積差分値) に相当し、左心室の失調を反映すると考えられる。

【 0 0 3 2 】

(非同期性評価支援機能)

次に、本超音波診断装置 1 が有する非同期性評価支援機能について説明する。本機能は、左心室の失調を反映する指標として、異なる二つの部位 (例えばセグメンテーションによって心壁を分割した場合の異なる二つのセグメント) 間の面積差分値を所定の値で規格化して得られる D I 値 (Discoordinatin Index) を計算し、これを非同期性評価支援情報として所定の形態で表示することで、心壁運動の非同期性の評価を支援するものである。

【 0 0 3 3 】

なお、以下の説明において、セグメントとは、局所部位と同義である。また、以下の説明においては、左心室を含む二次元領域を被走査領域とし本非同期性評価支援機能を適用する場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば左心室を含む三次元領域を被走査領域とし本非同期性評価支援機能を適用することも可能である。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、本実施形態に係る非同期性評価支援機能に従う処理 (非同期性評価支援処理) の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従って、非同期性評価支援処理の各ステップにおける処理の内容について説明する。

【 0 0 3 5 】

[所定期間に亘る時系列ボリュームデータ群の取得 : ステップ S 1]

まず、被検体の左心室を少なくとも含む二次元領域を被走査領域として、少なくとも一心拍分以上の所定期間に亘る時系列の超音波データ (以下、「時系列超音波データ群」と呼ぶ。) が取得される (ステップ S 1)。

【 0 0 3 6 】

[壁運動パラメータの選択受 : ステップ S 2]

次に、制御ユニット 3 1 は、操作者から操作ユニット 4 1 を介して壁運動パラメータの選択を受け付ける (ステップ S 2)。なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、

本ステップS 2において歪み（ストレイン：strain）が壁運動パラメータとして選択されたものとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば歪み率（ストレインレート：strain rate）、変位、速度等を壁運動パラメータとして採用することができる。

【 0 0 3 7 】

〔壁運動パラメータ群の生成：ステップS 2〕

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、取得された所定期間に亘る時系列超音波データ群を構成する1心拍以上の各時相に対応する超音波データのうち、所定の時相における超音波データにおいてユーザからの指示等に基づいて心筋部位を抽出し、抽出した局所的な心筋部位を二次元的なパターンマッチング処理により時間的に追跡するスペックルトラッキング処理を実行することで、時空間的な移動ベクトル情報を演算する。また、壁運動パラメータ演算ユニット37は、演算された時空間的な移動ベクトル情報を用いて、操作者から操作ユニット41を介して指定された壁運動パラメータを演算し、1心拍以上の壁運動パラメータから構成される二次元的な壁運動パラメータ群を生成する（ステップS 3）。

【 0 0 3 8 】

〔セグメンテーション処理／時間変化曲線の計算：ステップS 4〕

次に、D I 値計算ユニット38は、各時相毎の超音波データにおいて抽出された心筋部位をN個の局所部位（セグメント）に分割し（セグメンテーション処理）、各局所部位毎に壁運動パラメータの時間変化曲線を計算する（ステップS 4）。なお、次に、局所部位の数Nとしては、例えば分割対象となるデータが二次元データである場合には6程度が好適である。また、分割対象となるデータがボリュームデータである場合には、A S Eに従う16やA H Aに従う17が好適である。本実施形態においては、説明を具体的にするため、N = 6の場合を例とする。

【 0 0 3 9 】

〔全組み合わせに関するD I 値計算：ステップS 5〕

次に、D I 値計算ユニット38は、異なる二つの局所部位の全組み合わせに関して、D I 値を計算する（ステップS 5）。すなわち、D I 値計算ユニット38は、任意の二つの局所部位 S_i 、 S_j （ただし、 $i \neq j$ であり、 i 及び j は、 $1 \leq i, j \leq 6$ （セグメンテーション数）を満たす整数である。）の時間変化曲線をそれぞれ $f(t)$ 、 $g(t)$ とした場合、次の式（1）に従って、壁運動パラメータに関するD I 値を計算する。

【 0 0 4 0 】

$$D I 値 = (\sum |f(t) - g(t)| / norm) \cdot dt \quad (1)$$

なお、 $\sum$ は、解析期間（例えば1心周期）での時間和の演算を意味する。また、この式（1）に従って異なる二つの局所部位の全組み合わせに関してD I 値を計算した結果、得られるD I 値は、 ${}_6C_2 / 2$ 個（今の場合、 ${}_6C_2 / 2 = 15$ 個）となる。

【 0 0 4 1 】

上記式（1）において、 $\sum |f(t) - g(t)|$ は、異なる二つの局所部位間の壁運動パラメータ $f(t)$ 、 $g(t)$ のグラフの面積差分値に他ならない。また、 $norm$ は、局所部位間の時間変化曲線の値のばらつき（例えば、健常例であってもstrain等の壁運動パラメータ値はセグメント間で有意差を持つ）や病態によるグラフ絶対値のばらつき（例えば、健常例では相対的に壁運動パラメータの絶対値が大きい、心不全などの症例では絶対値が小さくなる）等の影響を吸収するために必要な規格化値である。この規格化値は、分子と同じ単位を有する量としてNセグメント全体の平均カーブ（グローバル）のピーク値を用いるのが好適である。この値を用いると、先の規格化の効果以外にも全体に対して相対的に小さなパラメータ値を有するセグメントのD I 値に対する重みが相対的に減少し、C R Tに反応しにくい壁運動低下部位の影響が反映しにくくなるという効果もある。他の規格化値としては、 $f(t)$ 又は $g(t)$ のピーク値があげられる。これらは共にペアの一方のパラメータ値で他方を規格化するという意味合いがある。さらに、上記式（1）の dt は、所定の時間ピッチを意味する。時間ピッチ dt を乗ずることは、グラフの面積差分の大きさを時間値に換算（時間積分）することを意味する。本項は必須の構成で

10

20

30

40

50

はない。しかしながら、D I 値の単位を時間に換算しておく、従来のピーク時間などと比較できる点が利点である。

【 0 0 4 2 】

なお、規格化の手法は、上記例に拘泥されず、例えば、壁運動パラメータ毎に設定可能な所定の値を用いても実行することが可能である。

【 0 0 4 3 】

また、上記式 (1) の面積差分を積分する時間区間 (解析期間) としては、壁運動パラメータが変位やストレインのように健常例において単峰性となる物理量では、上述のように1心周期を用いるのが好適である。一方、壁運動パラメータが速度やストレインレートのように健常例において収縮期と拡張期で極性の異なるピークを有する物理量では、収縮期と拡張期とを分けて解析期間とするのが望ましい。

10

【 0 0 4 4 】

[最大 D I 値及び D I 値に対応する部位の標識表示 : ステップ S 6]

次に、D I 値計算ユニット 3 8 は、計算された全組み合わせに関する D I 値の中から最大 D I 値 (代表値) を決定する。表示ユニット 2 3 は、決定された最大 D I 値に対応する二つの局所部位のうちの少なくとも一方、好ましくは双方が標識化された壁運動パラメータ画像、時間変化曲線を、最大 D I 値と共に非同期性評価支援として所定の形態で表示する (ステップ S 6) 。なお、代表値は最大 D I 値に拘泥されず、他の所定の統計値であってもよい。

【 0 0 4 5 】

20

以下、本非同期性評価支援機能の幾つかの適用例を示す。いずれの例も、二次元の短軸画像から、二次元的なスペルトラッキングの手法で求めた壁運動パラメータとしてのストレインを用いて D I 値を計算したものである。また、D I 値を計算する際の *norm* としては、N セグメント全体の平均カーブのピーク値を用いている。これらの各適用例では、セグメント 1 ~ 6 について、各々 1 : *inf*、2 : *pst*、3 : *lat*、4 : *ant*、5 : *sp*、6 : *asp* の心臓の短軸像における解剖学的部位 (セグメンテーションによる局所部位) が対応している。従って、D I 値は、異なる二つの局所部位の組み合わせ 1 - 2、1 - 3、1 - 4、・・・、5 - 6 の計 1 5 ペア分だけ計算されている。本実施形態における D I 値の定義では、非同期性の程度が大きいほど D I 値も大きくなるため、D I 値が最大となるペアを探索する。各適用例においては、好ましい表示形態として、得られた最大 D I 値に従来のピーク時間差を併記して表示している。

30

【 0 0 4 6 】

(適用例 1)

図 4 は、C R T が有効な左脚ブロック症例に対する本非同期性評価支援機能の適用例を示した図である。壁運動パラメータは、壁厚方向への変化に関する壁運動パラメータである Radial-Strain を用いている。同図から解るように、最大ピーク時間差は *asp - inf* 部位間の 4 1 4 [m s e c] であるのに対し、最大面積差分時間と表記した D I 値は、*asp - lat* 部位間で 9 9 7 [m s e c] となる。また、*asp* と *lat* の部位を画像上でカラーの楕円で表示して標識している。

【 0 0 4 7 】

40

この様に提供される非同期性評価支援情報を観察することで、操作者は、グラフの結果から *asp* 部位が早期に収縮し、*lat* 部位が最も非同期性を有していることを容易且つ迅速に把握することができ、その非同期性の程度は従来のピーク時間差と比較しても大きく表現されていることが解る。また、これらの各部位を超音波画像上で容易に視認することも可能である。C R T では、左心室側のベースングリードを非同期性が最も大きな部位に埋め込むのが効果的と言われている。従って、D I 値による非同期性の程度と同時にベースングリードを埋め込むべき位置の情報も同時に把握可能となる。

【 0 0 4 8 】

(適用例 2)

図 5 は、健常例に対する本非同期性評価支援機能の適用例を示した図である。壁運動パ

50

ラメータは、壁厚方向への変化に関する壁運動パラメータであるRadial-Strainを用いている。最大ピーク時間差は1 - 5部位間の70[msec]であり、最大重心時間差は1 - 4部位間の86[msec]であるのに対し、最大面積差分時間と表記したD I値は2 - 5部位間で72[msec]となっている。

【0049】

また、本適用例においては、局所部位2と局所部位5との凡例をグラフ上でカラーの楕円で表示すると共に、対応する波形をハイライト表示することで標識している。D I値は従来の指標同等の程度を有しており、かつ左脚ブロック症例に対する上記結果例から、従来の指標よりも高感度な非同期性の指標であることが示唆される。

【0050】

10

(適用例3)

図6は、健常例に対する本非同期性評価支援機能の別の適用例を示した図である。壁運動パラメータは、円周方向への変化に関する壁運動パラメータCircumferential-Strainを用いている。最大ピーク時間差は3 - 5部位間の94[msec]及び最大重心時間差は3 - 4部位間の87[msec]であるのに対し、最大面積差分時間と表記したD I値は3 - 6部位間で75[msec]となる。

【0051】

また、本適用例においては、局所部位3と局所部位6の凡例をグラフ上でカラーの楕円で表示するとともに対応する波形をハイライト表示することで標識している。D I値は、従来の指標同等の程度を有しており、かつ最小である。本例の場合は、D I値が従来の指標よりも高特異度な非同期性の指標であることが示唆される。

20

【0052】

(変形例)

図7は、例えば図4に示した非同期性評価支援情報に対して、最大D I値を得る部位の表示の仕方を変えた例を示した図である。この例に従って表示される非同期性評価支援情報では、a s p - l a t部位間で最大D I値として997[ms]を得ているが、a s pとl a t部位の位置が各々画像上でハイライトされた枠線で標識され表示されている。

【0053】

本超音波診断装置によれば、左心室の失調を反映する指標として、心臓の異なる二つの部位間の面積差分値を所定の値で規格化して得られるD I値を、心臓の異なる二つの部位(局所部位)の全組み合わせについて計算し、その中から最大となるD I値を判定する。局所部位間の壁運動パラメータの面積差分値は、左心室の失調を反映すると考えられることから、得られたこの最大D I値は、左心室の非同期性を反映する指標と成り得る。従って本D I指標を用いればC R T適用判断に有用な非同期性のタイプを網羅可能となり、従来の指標による非同期性の評価に比して、より精度の高いC R T適用判断を実現することができる。

30

【0054】

また、本超音波診断装置によれば、得られた最大D I値と共に、当該最大D I値に対応する二つの局所部位の少なくとも一方が標識化された壁運動パラメータ画像、時間変化曲線を、最大D I値と共に非同期性評価支援として所定の形態で表示する。従って、操作者は、表示された非同期性評価支援情報を観察することで、心臓のいずれの二つの局所部位が最も非同期性を有しているか等を、容易且つ迅速に視認することができる。また、必要に応じて、最大ピーク時間差等を併せて表示することで、多くの診断情報を一度に視認可能であり、より自由度の高い超音波画像診断を実現することができる。

40

【0055】

(第2の実施形態)

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。

【0056】

第1の実施形態においては、異なる二つの局所部位の全組み合わせについてD I値を計算し、その中から最大となるD I値を用いて非同期性評価支援情報を生成し表示するもの

50

であった。これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置は、任意の異なる二つの局所部位を操作者が選択し、当該選択された二つの局所部位についてのD I 値を計算し、これを用いて非同期性評価支援情報を生成し表示するものである。

【0057】

図8は、第2の実施形態に係る非同期性評価支援処理の流れを示したフローチャートである。同図において、ステップS 1' ~ステップS 4' までの各処理は、それぞれ図3に示したステップS 1 ~ステップS 4 までの各処理と実質的に同じである。以下、ステップS 5'、ステップS 6' の各処理の内容について説明する。

【0058】

[任意の二つの部位に関するD I 値計算：ステップS 5']

10

次に、制御ユニット31は、操作者から操作ユニット41を介して任意の二つの部位の指定を受ける。指定手法には、特に限定はない。例えば、各部位に分割された壁運動パラメータ画像又は超音波画像に対して所望の二部位を指定する、或いは、各部位に対応する時間変化曲線のうち、所望の二部位に対応する二つの時間変化曲線を指定する等の手法を挙げることができる。D I 値計算ユニット38は、指定された二つの部位に関するD I 値を計算する(ステップS 5')。計算手法は、第1の実施形態で述べた通りである。

【0059】

[D I 値及び指定された二部位の標識表示：ステップS 6']

表示ユニット23は、指定された二つの局所部位の少なくとも一方が標識化された壁運動パラメータ画像、時間変化曲線を、最大D I 値と共に非同期性評価支援として所定の形態で表示する。(ステップS 6')。

20

【0060】

以上述べた超音波診断装置によれば、左心室の失調を反映する指標として、心臓の異なる二つの部位間の面積差分値を所定の値で規格化して得られるD I 値を、所望の二つの部位(局所部位)について計算する。また、得られた任意の二部位に関するD I 値と共に、当該二つの局所部位の少なくとも一方が標識化された壁運動パラメータ画像、時間変化曲線を、最大D I 値と共に非同期性評価支援として所定の形態で表示することができる。

【0061】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

30

【0062】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0063】

(2) 上記各実施形態において、心臓組織に関する超音波データは、Bモード撮像によって取得する例を示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、組織ドプラ法によって心臓組織に関する超音波データを取得するようにしてもよい。

40

【0064】

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。

【符号の説明】

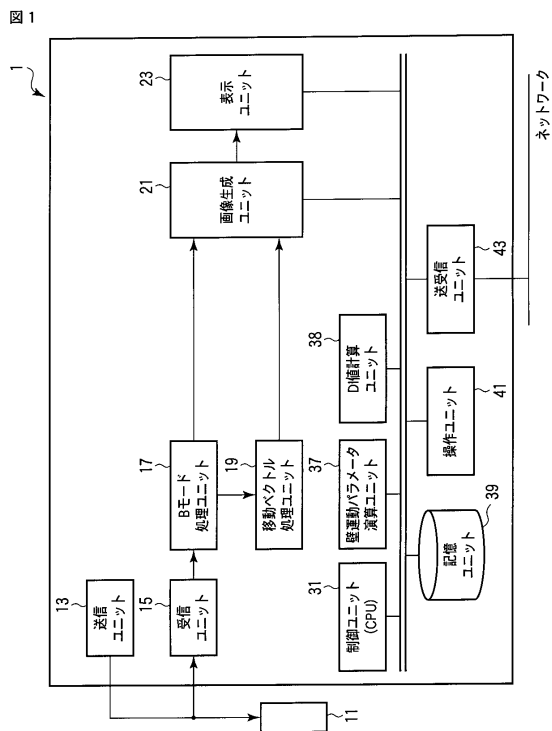
【0065】

1...超音波診断装置、11...超音波プローブ、13...送信ユニット、15...受信ユニット、17...Bモード処理ユニット、19...移動ベクトル処理ユニット、21...画像生成ユニ

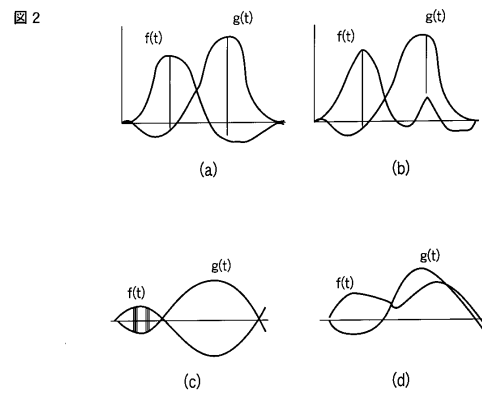
50

ット、23...表示ユニット、31...制御ユニット(CPU)、37...壁運動パラメータ演算ユニット、38...D値計算ユニット、39...記憶ユニット、41...操作ユニット、43...送受信ユニット

【図1】

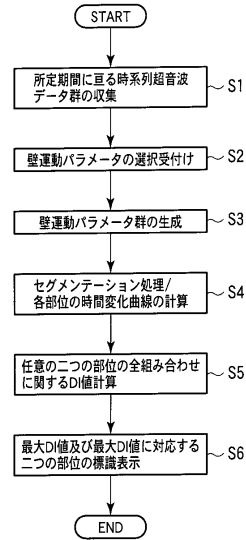


【図2】



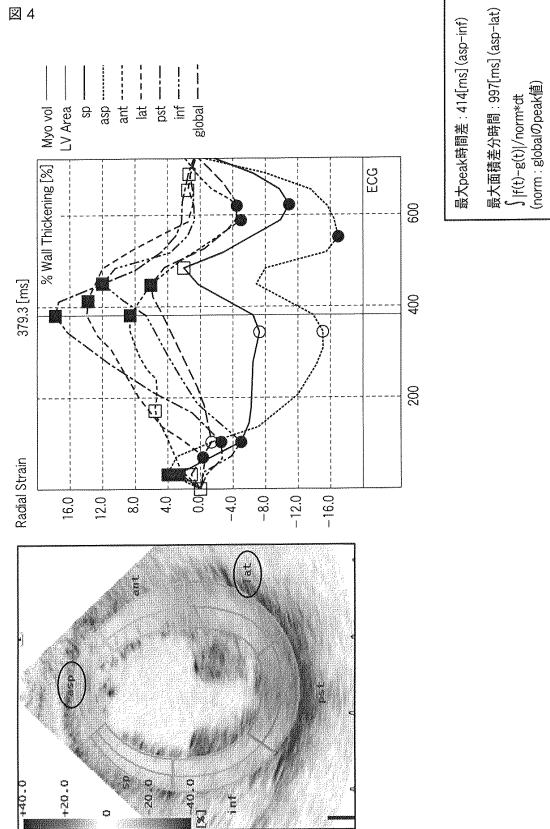
【図 3】

図 3



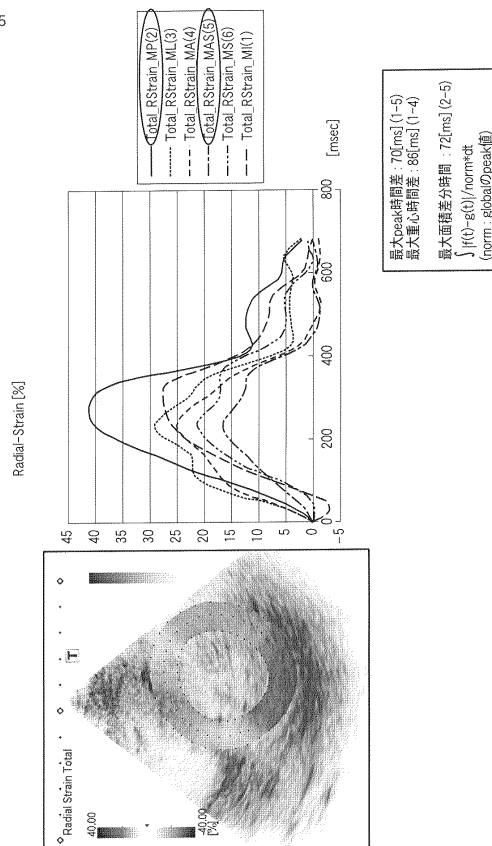
【図 4】

図 4



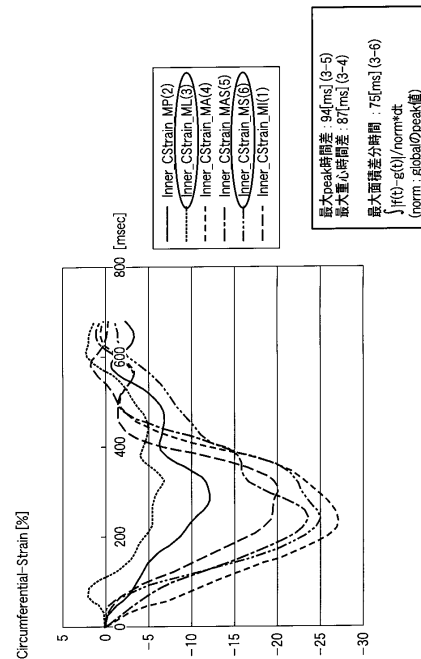
【図 5】

図 5



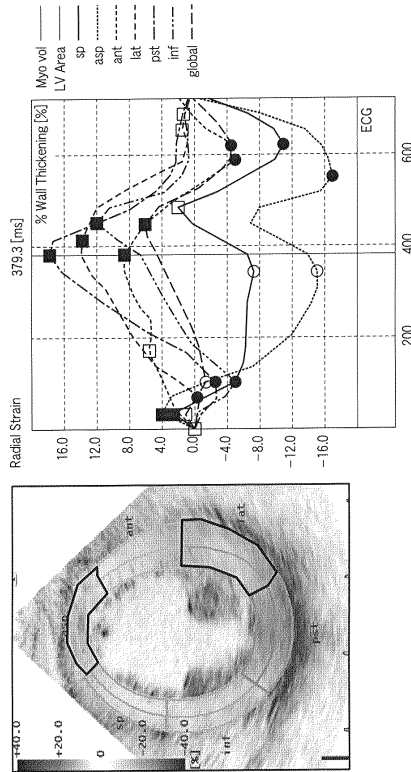
【図 6】

図 6



【図 7】

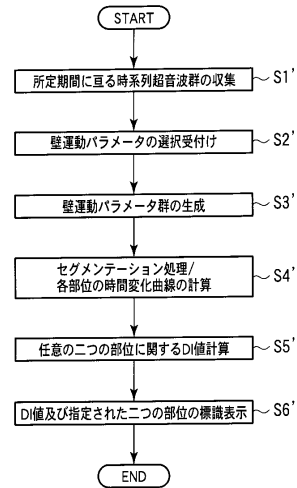
図 7



最大Peak時間差 : 414[ms] (asp-inf)
 最大面積差分時間 : 997[ms] (asp-lat)
 $\int |f(t) - g(t)| / \text{normed } t$
 (norm : global(Peak値))

【図 8】

図 8



フロントページの続き

- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (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 100101812
弁理士 勝村 紘
- (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 100127144
弁理士 市原 卓三
- (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
- (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本社内

審査官 南川 泰裕

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 3 1 3 4 8 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 3 / 0 1 5 6 3 5 (W O , A 1)
特開 2 0 0 7 - 1 7 5 2 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 0 0 4 4 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

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图像处理程序		
公开(公告)号	JP5597455B2	公开(公告)日	2014-10-01
申请号	JP2010145519	申请日	2010-06-25
[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	阿部康彦 川岸哲也		
发明人	阿部 康彦 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DE08 4C601/JB01 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP2012005708A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备等，其给出关于用于CRT应用判断的异步程度的指标和异步的评估方法。根据实施例的超声波诊断装置使用二维区域或三维区域进行超声波扫描，该二维区域或三维区域包括作为待扫描区域的对象的心脏的至少一部分，以及关于待扫描区域的超声波数据。曲线获取装置用于获取心脏的多个区域的壁运动参数的时间变化曲线，使用数据获取装置获取，以及扫描区域的超声数据，以及心脏的多个区域中的任何两个通过使用时间变化曲线计算分析周期的每个时间段中任意两个部分的壁运动参数的差值，计算分析周期中的差值之和并将其标准化为预定值并且索引值获取装置用于获取与心壁运动相关的索引值，以及显示装置，用于以预定形式显示索引值。[选中图]图3

【 図 1 】

