

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5597492号

(P5597492)

(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 12 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2010-201241 (P2010-201241)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成22年9月8日(2010.9.8)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2012-55483 (P2012-55483A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成24年3月22日(2012.3.22)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成25年7月10日(2013.7.10)		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	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	阿部 康彦
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	川岸 哲也
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心臓の左心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集された第1ボリュームデータ群から、左心室及び左心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第1の運動情報を生成し、前記被検体の前記心臓の右心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集されたボリュームデータ群であり、前記第1ボリュームデータ群とは異なる時間帯で収集されたボリュームデータ群である第2ボリュームデータ群から、右心室及び右心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第2の運動情報を生成する運動情報生成部と、

前記運動情報生成部により生成された前記第1の運動情報及び前記第2の運動情報を所定の表示部に表示する際に、表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的変化を示す時間変化情報である場合、当該表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第1の補正情報及び第2の補正情報を表示するように制御する表示制御部と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第1の補正情報を構成する各測定値が極値となる時点と、前記第2の補正情報を構成する各測定値が極値となる時点との時間差を算出する算出部をさらに備え、

前記表示制御部は、さらに、前記算出部により算出された前記時間差を前記所定の表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記運動情報生成部は、各運動情報を構成する各測定値の中で予め設定された基準心時相に対応する測定値を起点とすることで前記時間変化情報としての第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報の開始点を揃え、さらに、一方の運動情報を構成する測定値の前記開始点からの経過時間に対応する他方の運動情報の測定値を、当該他方の運動情報の当該経過時間の近傍にて測定された測定値を用いて補間することで、前記第 1 の補正情報及び前記第 2 の補正情報を生成し、

前記表示制御部は、前記運動情報生成部により生成された前記第 1 の補正情報及び前記第 2 の補正情報を前記所定の表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記運動情報生成部は、前記時間変化情報としての第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報それぞれの基準心時相間の期間を相対的に合わせ、当該相対的に合わせた基準心時相間の期間を所定の間隔で分割した複数の相対的経過時間の測定値を、前記第 1 の運動情報及び前記第 2 の運動情報それぞれの当該複数の相対的経過時間それぞれの近傍にて測定された測定値を用いて補間することで、前記第 1 の補正情報及び前記第 2 の補正情報を生成し、

前記表示制御部は、前記運動情報生成部により生成された前記第 1 の補正情報及び前記第 2 の補正情報を前記所定の表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

20

前記運動情報生成部は、各ボリュームデータに描出された心筋組織に設定された追跡点をスペckルパターンに基づいて追跡することで、前記第 1 の運動情報及び前記第 2 の運動情報を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記運動情報生成部は、前記第 1 の補正情報及び前記第 2 の補正情報それぞれを時間軸に沿ってプロットした 2 つのグラフを生成、又は、前記第 1 の補正情報及び前記第 2 の補正情報をまとめて時間軸に沿ってプロットした 1 つのグラフを生成し、

前記表示制御部は、前記運動情報生成部により生成された前記 2 つのグラフを並列表示するように制御する、又は、前記運動情報生成部により生成された前記 1 つのグラフを表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記運動情報生成部は、心室又は心房の少なくとも一方の容積に関する情報を前記第 1 の運動情報及び前記第 2 の運動情報として生成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記運動情報生成部は、心室又は心房の少なくとも一方の全体的な歪み、全体的な歪み率、全体的な心筋組織の変位、又は、全体的な心筋組織の変位速度を前記第 1 の運動情報及び前記第 2 の運動情報として生成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記運動情報生成部は、心室又は心房の少なくとも一方の局所的な歪み、局所的な歪み率、局所的な心筋組織の変位、又は、局所的な心筋組織の変位速度を前記第 1 の運動情報及び前記第 2 の運動情報として生成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記運動情報生成部は、同一被検体の同一部位が超音波により異なる複数の時期に 3 次元走査されることで、前記第 1 のボリュームデータ群及び前記第 2 のボリュームデータ群のボリュームデータ群ペアが複数生成された場合、当該複数生成されたボリュームデータ

50

群ペアごとの第1の補正情報及び第2の補正情報の補正情報ペアを生成し、

前記表示制御部は、前記運動情報生成部により生成された前記補正情報ペアを前記所定の表示部に並列表示するように制御することを特徴とする請求項3～9のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

被検体の心臓の左心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集された第1ボリュームデータ群から、左心室及び左心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第1の運動情報を生成し、前記被検体の前記心臓の右心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集されたボリュームデータ群であり、前記第1ボリュームデータ群とは異なる時間帯で収集されたボリュームデータ群である第2ボリュームデータ群から、右心室及び右心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第2の運動情報を生成する運動情報生成部と、

10

前記運動情報生成部により生成された前記第1の運動情報及び前記第2の運動情報を所定の表示部に表示する際に、表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的变化を示す時間変化情報である場合、当該表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第1の補正情報及び第2の補正情報を表示するように制御する表示制御部と、

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

【請求項12】

被検体の心臓の左心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集された第1ボリュームデータ群から、左心室及び左心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第1の運動情報を生成し、前記被検体の前記心臓の右心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集されたボリュームデータ群であり、前記第1ボリュームデータ群とは異なる時間帯で収集されたボリュームデータ群である第2ボリュームデータ群から、右心室及び右心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第2の運動情報を生成する運動情報生成手順と、

20

前記運動情報生成手順により生成された前記第1の運動情報及び前記第2の運動情報を所定の表示部に表示する際に、表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的变化を示す時間変化情報である場合、当該表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第1の補正情報及び第2の補正情報を表示するように制御する表示制御手順と、

30

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、画像処理装置およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

40

生体組織の機能を客観的かつ定量的に評価することは、当該生体組織の疾患を診断するうえで重要であり、例えば、心疾患の診断では、心エコーにより心壁運動を定量的に評価する定量的評価法が試みられている。

【0003】

特に近年、重度心不全患者に対して両心室ペーシング（biventricular pacing）を行なう心臓再同期療法（CRT：Cardiac Resynchronization Therapy）が注目されており、CRT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心壁運動の定量的評価が重要となってきた。

【0004】

CRT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（dyssynchro

50

ny)を改善可能な治療であり、CRT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CRTが有効でない患者(Non Responder)が2005年の時点で約3割も存在することが知られている。「Non Responder」は、心不全であるが収縮同期不全ではない患者である。これまでは、CRTの適用を、心電図のQRS幅及び左心室の駆出率(EF: Ejection Fraction)により判定していた。例えば、心電図のQRS幅が「130ミリ秒」より大きく、左心室の駆出率が35%以下の患者をCRTの適用対象として判定していた。しかし、かかる基準では、心不全だが収縮同期不全ではない人もCRTの適用対象として判定される場合があり、これにより、「Non Responder」を生じていた。

【0005】

10

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行なわれている。心エコーを用いた定量的評価法の一例としては、超音波画像に特有のスペックルパターンに基づいて、超音波画像上の心筋に設定した点を追跡するスペックルトラッキングを用いた方法がある。例えば、患者の心臓を時系列に沿って超音波により3次元で走査することで収集されたボリュームデータをスペックルトラッキングにより解析することで、左心室、右心室、左心房及び右心房それぞれの心壁運動を3次元にて定量的評価することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

20

【特許文献1】特開2010-115372号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Tomoyuki Takeguchi et al., "Practical considerations for a method of rapid cardiac function analysis based on three-dimensional speckle tracking in a three-dimensional diagnostic ultrasound system", Journal of Medical Ultrasonics, Volume 37, Number 2, 41-49, 2010.

【非特許文献2】Hidekazu Tanaka MD et al., "Usefulness of Three-Dimensional Speckle Tracking Strain to Quantify Dyssynchrony and the Site of Latest Mechanical Activation", The American Journal of Cardiology, Volume 105, Issue 2, 235-242, 2010.

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、CRTを適用するか否かを判定するための要素は、左心室内での心壁運動の同期の程度以外にも、房室間(左心房と左心室との間)や、心室間(右心室と左心室との間)での心壁運動の同期の程度という要素も存在する。すなわち、CRTを適用するか否かの判定は、これら各要素の同期不全の程度に依存する。

【0009】

しかし、上記した従来の技術は、心臓の4つの房室の機能を個別に解析するものであり、特に、左心室内での3次元的心壁運動の同期不全を評価するものである。すなわち、上記した従来の技術は、心室間、心房間及び房室間の心壁運動の同期性の差異を3次元的に解析することが出来なかった。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

実施形態の超音波診断装置は、運動情報生成部と、表示制御部とを備える。運動情報生成部は、被検体の心臓の左心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査することで収集された第1ボリュームデータ群から、左心室及び左心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第1の運動情報を生成し、前記被検体の前記心臓の右心系を含む3次元領域を1心拍以上の期間にわたり超音波で繰り返し走査すること

50

で収集されたボリュームデータ群であり、前記第 1 ボリュームデータ群とは異なる時間帯で収集されたボリュームデータ群である第 2 ボリュームデータ群から、右心室及び右心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第 2 の運動情報を生成する。表示制御部は、前記運動情報生成部により生成された前記第 1 の運動情報及び前記第 2 の運動情報を所定の表示部に表示する際に、表示対象となる第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報が時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的变化を示す時間変化情報である場合、当該表示対象となる第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を表示するように制御する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

10

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図 2】図 2 は、第 1 のボリュームデータ群及び第 2 のボリュームデータ群を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、運動情報生成部が実行するスペックルトラッキングを説明するための図である。

【図 4】図 4 は、運動情報生成部が生成する心壁運動の情報の具体例を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、運動情報生成部が実行する第 1 の補間方法を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、運動情報生成部が実行する第 2 の補間方法を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、本実施形態にて表示される時間変化曲線の一例を説明するための図である。

20

【図 8】図 8 は、算出部を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、本実施形態にて表示される分布画像の一例を説明するための図（ 1 ）である。

【図 1 0】図 1 0 は、本実施形態にて表示される分布画像の一例を説明するための図で（ 2 ）である。

【図 1 1】図 1 1 は、本実施形態にて表示される情報のレイアウト例を説明するための図である。

【図 1 2】図 1 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

30

【図 1 3】図 1 3 は、本実施形態の第 1 の変形例を説明するための図（ 1 ）である。

【図 1 4】図 1 4 は、本実施形態の第 1 の変形例を説明するための図（ 2 ）である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

（実施形態）

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、心電計 4 と、装置本体 1 0 とを有する。

40

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 1 は、装置本体 1 0 と着脱自在に接続される体外式の超音波プローブである。超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 1 0 が有する送受信部 1 1 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、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などを有する。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体

50

Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドブラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0016】

ここで、本実施形態に係る超音波プローブ1は、セクタスキャンにより被検体Pを超音波で2次元走査するとともに、被検体Pを3次元走査することが可能な超音波プローブである。具体的には、本実施形態に係る超音波プローブ1は、複数の超音波振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体Pを3次元走査する体外式のメカニカルスキャンプローブである。

10

【0017】

なお、本実施形態は、超音波プローブ1が、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体Pを3次元で超音波走査することが可能な2次元超音波プローブである場合であっても適用可能である。2次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体Pを2次元で走査することが可能である。

【0018】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体10に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

20

【0019】

例えば、本実施形態に係る入力装置3は、ポリウムデータから生成される心壁運動の情報の種別の指定や、生成された情報の出力形態の指定を操作者から受け付ける。なお、本実施形態に係る入力装置3が受け付ける各種指定内容については、後に詳述する。

【0020】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像などを表示したりする。

【0021】

30

心電計4は、装置本体10と接続され、超音波走査が行なわれる被検体Pの心電図（ECG：Electrocardiogram）を取得する。心電計4は、取得した心電図を装置本体10に送信する。

【0022】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置である。具体的には、本実施形態に係る装置本体10は、超音波プローブ1が受信した3次元の反射波データに基づいて3次元超音波画像（ポリウムデータ）を生成可能な装置である。装置本体10は、図1に示すように、送受信部11と、Bモード処理部12と、ドブラ処理部13と、画像生成部14と、画像メモリ15と、内部記憶部16と、ポリウムデータ処理部17と、制御部18とを有する。

40

【0023】

送受信部11は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0024】

50

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 18 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0025】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A/D変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

10

【0026】

このように、送受信部 11 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。ここで、本実施形態に係る送受信部 11 は、超音波プローブ 1 から被検体 P に対して 3 次元で超音波ビームを送信させ、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【0027】

Bモード処理部 12 は、送受信部 11 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

20

【0028】

ドプラ処理部 13 は、送受信部 11 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0029】

なお、本実施形態に係るBモード処理部 12 およびドプラ処理部 13 は、2次元の反射波データおよび3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、本実施形態に係るBモード処理部 12 は、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成することができる。また、本実施形態に係るドプラ処理部 13 は、3次元の反射波データから3次元のドプラデータを生成することができる。

30

【0030】

画像生成部 14 は、Bモード処理部 12 及びドプラ処理部 13 が生成したデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像生成部 14 は、Bモード処理部 12 が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像を生成する。具体的には、画像生成部 14 は、Bモード処理部 12 が生成した3次元のBモードデータから、3次元のBモード画像を生成する。

【0031】

また、画像生成部 14 は、ドプラ処理部 13 が生成したドプラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像を生成する。具体的には、画像生成部 14 は、ドプラ処理部 13 が生成した3次元のドプラデータから、3次元のカラードプラ画像を生成する。

40

【0032】

なお、以下では、画像生成部 14 が生成した3次元のBモード画像を「ボリュームデータ」と記載する。

【0033】

また、画像生成部 14 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディーマークなどを合成した合成画像を生成することもできる。

【0034】

また、画像生成部 14 は、ボリュームデータをモニタ 2 にて表示するための各種画像を

50

生成することができる。具体的には、画像生成部 14 は、超音波ボリュームデータから MPR (Multi Planar Reconstructions) 画像、レンダリング画像 (ボリュームレンダリング画像やサーフェスレンダリング画像) を生成することができる。

【0035】

画像メモリ 15 は、画像生成部 14 が生成した超音波画像を記憶するメモリである。ここで、画像生成部 14 は、ボリュームデータと当該ボリュームデータを生成するために行なわれた超音波走査の時間とを、心電計 4 から送信された心電図に対応付けて画像メモリ 15 に格納する。すなわち、後述するボリュームデータ処理部 17 は、画像メモリ 15 に格納されたデータを参照することで、ボリュームデータを生成するために行なわれた超音波走査時の心時相を取得することができる。また、画像メモリ 15 は、B モード処理部 12 やドブラ処理部 13 が生成したデータを記憶することも可能である。

10

【0036】

内部記憶部 16 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報 (例えば、患者 ID、医師の所見など) や、診断プロトコルや各種ボディーマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部 16 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像の保管などにも使用される。また、内部記憶部 16 が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0037】

ボリュームデータ処理部 17 は、画像メモリ 15 が記憶するボリュームデータに対して各種画像処理を行なう処理部であり、図 1 に示すように、運動情報生成部 17a 及び算出部 17b を有する。なお、ボリュームデータ処理部 17 が行なう処理については、後に詳述する。

20

【0038】

制御部 18 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 18 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 16 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 11、B モード処理部 12、ドブラ処理部 13、画像生成部 14 及びボリュームデータ処理部 17 の処理を制御する。また、制御部 18 は、画像メモリ 15 が記憶する超音波画像や、ボリュームデータ処理部 17 により行われる各種処理を指定するための GUI、ボリュームデータ処理部 17 の処理結果などをモニタ 2 にて表示するように制御する。

30

【0039】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、本実施形態に係る超音波診断装置は、ボリュームデータを生成し、生成したボリュームデータに対して画像処理を行なう。具体的には、本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体 P の心臓のボリュームデータを生成する。そして、本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体 P の心臓のボリュームデータに対して画像処理を行なうことで、心臓再同期療法 (CRT: Cardiac Resynchronization Therapy) への適用の事前判定や治療の効果判定を行なうためのデータを生成し、表示する。

【0040】

ここで、CRT を適用するか否かを判定したり、CRT の効果を判定するための要素には、左心室内での心壁運動の同期の程度以外にも、房室間 (左心房と左心室との間) や、心室間 (右心室と左心室との間) での心壁運動の同期の程度という要素がある。

40

【0041】

また、最近の CRT 用のデバイスは、これら各要素の同期不全の程度に応じて、房室遅延 (A-V delay) 時間を調整するための設定自由度と、心室遅延 (V-V delay) 時間を調整するための設定自由度を有している。かかる CRT 用のデバイスは、例えば、房室遅延時間を「50 ミリ秒から 160 ミリ秒」の範囲にて約 20 ミリ秒刻みで設定可能であり、心室遅延時間を「- 40 ミリ秒から + 40 ミリ秒」の範囲にて約 30 ミリ秒刻みで設定可能である。

50

【 0 0 4 2 】

C R Tを行なう場合は、房室遅延時間や心室遅延時間の設定を最適化してC R Tの初期設定（治療計画）を決定する必要がある。また、C R T治療後、同期不全の改善度評価による効果判定を行なって、さらに、房室遅延時間や心室遅延時間の最適設定を決定するためのフィードバックを行うためには、心室間や房室間の機能や壁運動のタイミングなどの差異について詳細な評価を行う必要がある。この際、2次元超音波画像を用いた2次元的な解析よりも、房室の全ての心筋領域をカバーすることができるボリュームデータを用いた3次元的な解析を行なって行う方が、見落としのない高精度な評価が可能となる。

【 0 0 4 3 】

このため、本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体Pの心臓を超音波により3次元走査することでボリュームデータを生成する。

10

【 0 0 4 4 】

しかし、セクタスキャンを行なう体外式の超音波プローブ1により被検体Pの心臓全体を3次元走査する場合、音響窓の制約により傍胸骨アプローチだと心尖部が描出されないために、心尖部アプローチが用いられる。ただし、心尖部アプローチによるセクタスキャンでは、浅い部位である心尖部の描出幅が狭くなる。

【 0 0 4 5 】

また、C R Tが適用となる心不全患者では、拡大的代償作用により心臓が大きくなる場合が多い。特に、左心室が拡大する拡張型心筋症（D C M : Dilated Cardiomyopathy）では、駆出率（E F : Ejection Fraction）が大幅に低下する高度心不全になりやすく、かつ、広範囲な心筋の障害により左脚ブロックを代表とする刺激伝導系の異常を合併する場合が多いために同期不全を起こしやすい。すなわち、D C Mでは、C R T適用の診断を行なう機会が増える。

20

【 0 0 4 6 】

このようなことから、C R T適用の診断対象となる被検体Pの心臓は、拡大している場合が多くなるため、心尖部アプローチを用いたセクタスキャンでは、特に心尖部領域において左心系と右心系の両方の領域の心筋を同時に画角内に描出するのが困難となる。

【 0 0 4 7 】

さらに、3次元走査では、2次元走査と比較して必要な受信走査線数が2乗のオーダーで増えるために、音速の制約から時間分解能（フレームレート）が相対的に不足する。従って、3次元走査で画角を大きくしようとすると、時間分解能を確保するのが困難となる。しかし、C R T適用の判定を行なう要素である非同期性の評価のためには、時間分解能が可能な限り高い方が望ましい。

30

【 0 0 4 8 】

また、上述したC R Tデバイスの遅延時間の設定時間幅は、例えば、20ミリ秒～30ミリ秒程度であることから、3次元走査における時間分解能を高く保つように、3次元走査が設定されることが多い。例えば、理想的な3次元走査の設定は、設定時間幅の逆数を目処として、30 f p s（frame per second）となる。このような高い時間分解能を得るために、画角を狭めた設定では、相対的に走査線密度を高くできるので、高空間分解能な画像（ボリュームデータ）を用いて評価を行うことが可能となる。

40

【 0 0 4 9 】

しかし、例えば、C R T適用評価の際に、右心室と左心室とを同時に含むような広い画角で3次元走査を行うことは、体外式の超音波プローブ1では、実質的に困難となる。従って、体外式の超音波プローブ1での3次元走査によりC R T適用判定のための心室間非同期性を評価するためには、画角を制限して左心室側を含むボリュームデータの収集と右心室側を含むボリュームデータの収集とを分割して行うことが必要となる。すなわち、心臓全体を2つの領域に分割してボリュームデータを収集することで、C R T適用判定のための心室間非同期性を評価するために必要な時間分解能と空間分解能とを維持する必要がある。

【 0 0 5 0 】

50

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置は、被検体 P の心臓を左心系を含む領域と右心系を含む領域とに分割し、各領域を 1 心拍以上の期間にわたり超音波で 3 次元走査することで 2 つのポリウムデータ群である第 1 ポリウムデータ群及び第 2 ポリウムデータ群を生成する。図 2 は、第 1 のポリウムデータ群及び第 2 のポリウムデータ群を説明するための図である。

【 0 0 5 1 】

すなわち、超音波プローブ 1 は、左心系を含む領域を 1 心拍以上の期間にわたり超音波で 3 次元走査する。そして、B モード処理部 1 2 は、左心系を含む領域の 1 心拍以上の期間にわたる 3 次元の B モードデータを生成する。そして、画像生成部 1 4 は、図 2 の破線で挟まれる領域 1、すなわち、左心房 (L A : Left Atrium) 及び左心室 (L V : Left Ventricular) を 1 心拍以上の期間にわたり時系列に沿って撮影した複数のポリウムデータ (第 1 のポリウムデータ群) を生成する。

10

【 0 0 5 2 】

また、超音波プローブ 1 は、第 1 ポリウムデータ群を生成するために行なわれた超音波の走査期間とは異なる時期に、右心系を含む領域を 1 心拍以上の期間にわたり超音波で 3 次元走査する。これにより、B モード処理部 1 2 は、右心系を含む領域の 1 心拍以上の期間にわたる 3 次元の B モードデータを生成する。そして、画像生成部 1 4 は、図 2 の点線で挟まれる領域 2、すなわち、右心房 (R A : Right Atrium) 及び右心室 (R V : Right Ventricular) を 1 心拍以上の期間にわたり時系列に沿って撮影した複数のポリウムデータ (第 2 のポリウムデータ群) を生成する。

20

【 0 0 5 3 】

そして、画像生成部 1 4 は、第 1 のポリウムデータ群および第 2 のポリウムデータ群を画像メモリ 1 5 に格納する。具体的には、画像生成部 1 4 は、超音波走査時間が各ポリウムデータに対応付けられた第 1 のポリウムデータ群と、第 1 のポリウムデータ群生成時の E C G とを画像メモリ 1 5 に格納する。また、画像生成部 1 4 は、超音波走査時間が各ポリウムデータに対応付けられた第 2 のポリウムデータ群と、第 2 のポリウムデータ群生成時の E C G とを画像メモリ 1 5 に格納する。そして、操作者から入力装置 3 を介して画像処理要求を受け付けると、制御部 1 8 は、ポリウムデータ処理部 1 7 の処理を開始させる。

【 0 0 5 4 】

30

すなわち、ポリウムデータ処理部 1 7 が有する運動情報生成部 1 7 a は、第 1 のポリウムデータ群から左心室及び左心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第 1 の運動情報を生成する。また、運動情報生成部 1 7 a は、第 2 のポリウムデータ群から右心室及び右心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第 2 の運動情報を生成する。

【 0 0 5 5 】

具体的には、運動情報生成部 1 7 a は、各ポリウムデータに描出された心筋組織に設定された追跡点をスペckルパターンに基づいて追跡することで、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を生成する。すなわち、運動情報生成部 1 7 a は、3 次元のスペckルトラッキングを行なって、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を生成する。図 3 は、運動情報生成部が実行するスペckルトラッキングを説明するための図である。

40

【 0 0 5 6 】

例えば、入力装置 3 は、操作者から、第 1 のポリウムデータ群の第 1 フレームのポリウムデータと、第 2 のポリウムデータ群の第 1 フレームのポリウムデータとの表示要求を受け付ける。表示要求が転送された制御部 1 8 は、表示要求にて指定された各ポリウムデータを画像メモリ 1 5 から読み出して、モニタ 2 に表示させる。例えば、制御部 1 8 は、表示要求にて指定された各ポリウムデータを複数方向の断面にて切断した複数の M P R 画像を画像生成部 1 4 に生成させ、モニタ 2 に表示させる。

【 0 0 5 7 】

そして、操作者は、モニタに表示されたポリウムデータ (例えば、画像生成部 1 4 に

50

より生成された複数の M P R 画像)を参照して、トラッキングを行なう追跡点を、図 3 に示すように、心筋内膜及び心筋外膜にそれぞれ複数設定する。ここで、追跡点は、図 3 に示すように、心筋内膜及び心筋外膜にそれぞれにてペアとして設定される。なお、操作者は、左心系及び右心系それぞれを 3 次元でトラッキングするため、複数の追跡点を各 M P R 画像に設定する。

【 0 0 5 8 】

そして、運動情報生成部 1 7 a は、第 1 のボリュームデータ群の第 1 フレームのボリュームデータに設定された複数の追跡点を、第 1 のボリュームデータ群を構成する各ボリュームデータにてスペックルトラッキングを行なうことで、第 1 の運動情報を生成する。また、運動情報生成部 1 7 a は、第 2 のボリュームデータ群の第 1 フレームのボリュームデータに設定された複数の追跡点を、第 2 のボリュームデータ群を構成する各ボリュームデータにてスペックルトラッキングを行なうことで、第 2 の運動情報を生成する。すなわち、運動情報生成部 1 7 a は、第 1 フレームのボリュームデータに設定された複数の追跡点それぞれが他フレームのボリュームデータのどの位置に対応するかをスペックルトラッキングにより特定する。

【 0 0 5 9 】

ここで、運動情報生成部 1 7 a は、各ボリュームデータを生成するために行なわれた超音波走査時間と、心電計 4 から送信された心電図とを参照することで、超音波走査時間及び心時相の情報を付与したうえで、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を生成する。

【 0 0 6 0 】

なお、第 1 の運動情報は、操作者が設定した追跡点の場所に応じて、「左心室」の心壁運動の情報である場合や、「左心房」の心壁運動の情報である場合、「左心室」及び「左心房」双方の心壁運動の情報である場合がある。また、第 2 の運動情報は、操作者が設定した追跡点の場所に応じて、「右心室」の心壁運動の情報である場合や、「右心房」の心壁運動の情報である場合、「右心室」及び「右心房」双方の心壁運動の情報である場合がある。

【 0 0 6 1 】

すなわち、心室間の心壁運動の解析を行なう場合、操作者は、第 1 の運動情報が「左心室」の心壁運動の情報となるように追跡点を設定し、第 2 の運動情報が「右心室」の心壁運動となるように追跡点を設定する。また、心房間の心壁運動の解析を行なう場合、操作者は、第 1 の運動情報が「左心房」の心壁運動の情報となるように追跡点を設定し、第 2 の運動情報が「右心房」の心壁運動となるように追跡点を設定する。また、心室間、心房間及び房室間全ての心壁運動の解析を行なう場合、操作者は、第 1 の運動情報が「左心室」及び「左心房」双方の心壁運動の情報となるように追跡点を設定し、第 2 の運動情報が「右心室」及び「右心房」双方の心壁運動の情報となるように追跡点を設定する。

【 0 0 6 2 】

なお、追跡点は、上述したように操作者が手動設定する場合であってもよいし、ボリュームデータ内の特徴点を抽出することで、運動情報生成部 1 7 a が自動的に設定する場合であってもよい。

【 0 0 6 3 】

ここで、図 4 を用いて、運動情報生成部 1 7 a が生成する心壁運動の情報の具体例について説明する。図 4 は、運動情報生成部が生成する心壁運動の情報の具体例を説明するための図である。なお、図 4 の (A) に示す情報は、心室又は心房の全体的な心壁運動の情報であり、図 4 の (B) に示す情報は、心室又は心房の局所的な心壁運動の情報である。

【 0 0 6 4 】

運動情報生成部 1 7 a は、心室又は心房の少なくとも一方の容積に関する情報を第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報として生成する。具体的には、運動情報生成部 1 7 a は、心筋内膜の追跡点により囲まれる 3 次元領域や、心筋外膜の追跡点により囲まれる 3 次元領域を特定することで、容積に関する情報を生成する。すなわち、運動情報生成部 1 7 a は、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報として、図 4 の (A) に示すように、拡張末期 (E

D: end diastole) 時相での内腔容積である拡張末期容積「EDV (mL)」、収縮末期 (ES: end systole) 時相での内腔容積である収縮末期容積「ESV (mL)」を算出する。また、運動情報生成部 17a は、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報として、図 4 の (A) に示すように、EDV 及び ESV から定義される駆出率「EF (%)」を算出する。

【0065】

また、運動情報生成部 17a は、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報として、図 4 の (A) に示すように、「心筋容積 (mL)」や「心筋重量 (g)」、「Mass - Index (g/m²)」を算出する。すなわち、運動情報生成部 17a は、心筋の外膜内部の体積から心筋の内腔容積を差し引くことで「心筋容積 (mL)」を算出する。ここで、心筋容積は、心拍にともない変化するが、心筋容積の時間にとまなう変化の度合いは、少ない。そこで、例えば、運動情報生成部 17a は、各ボリュームデータから算出した心筋容積の平均値を代表的な心筋容積として算出する。

【0066】

また、運動情報生成部 17a は、「心筋容積 (mL)」に平均的な心筋密度値 (例えば、1.05 g/mL) を乗算することで「心筋重量 (g)」を算出する。例えば、運動情報生成部 17a は、平均心筋容積から心筋重量を算出する。また、運動情報生成部 17a は、「心筋重量 (g)」を「体表面積 (BSA) (m²)」で規格化することで「Mass - Index (g/m²)」を算出する。

【0067】

ここで、拡張末期容積、収縮末期容積、駆出率、心筋容積、心筋重量、Mass - Index は、1 心拍における心室又は心房の全体的な心壁運動の情報を示す代表的な値である。一方、内腔容積は、対象となる心腔のポンプ機能を反映して時間的に変化するため、内腔容積の時間変化曲線は、心機能評価の指標として重要である。そこで、運動情報生成部 17a は、図 4 の (A) に示すように、「内腔容積の時間変化曲線」を生成する。すなわち、運動情報生成部 17a は、内腔容積を時間軸に沿ってプロットしたグラフを「内腔容積の時間変化曲線」として生成する。換言すれば、「内腔容積の時間変化曲線」は、『時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的变化を示す「時間変化情報」』である。

【0068】

さらに、運動情報生成部 17a は、心室又は心房の少なくとも一方の局所的な歪み (心筋ストレイン)、局所的な歪み率 (心筋ストレインレート)、局所的な心筋組織の変位 (心筋変位)、又は、局所的な心筋組織の変位速度 (心筋速度) を第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報として生成する。すなわち、運動情報生成部 17a は、ペアとして設定された追跡点間を結ぶ線分の長さ及び方向に基づいて、図 4 の (B) に例示するような心室又は心房の局所的な心壁運動の情報を生成する。すなわち、運動情報生成部 17a は、図 4 の (B) に示すように、「局所心筋ストレイン (%)」、「局所心筋ストレインの時間変化である「局所心筋ストレインレート (1/s)」を生成する。また、運動情報生成部 17a は、図 4 の (B) に示すように、「局所心筋変位 (cm)」、「局所心筋変位の時間変化である「局所心筋速度 (cm/s)」を生成する。

【0069】

また、これらの局所的な心壁運動の情報は、成分分離されたうえで生成される場合であってもよい。例えば、左心室の場合、運動情報生成部 17a は、ペアとして設定された追跡点間を結ぶベクトルを、長軸 (Longitudinal) 方向や、円周 (Circumferential) 方向、壁厚 (Radial) 方向に成分分離したうえで、局所的な心壁運動の情報を生成する。なお、図 4 に例示した局所的な心壁運動の情報は、「時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的变化を示す時間変化情報」である。

【0070】

ここで、運動情報生成部 17a は、局所的な心壁運動の情報を出力するため、局所的な心壁運動の情報を所定の画像にマッピングした分布画像を時系列に沿って複数生成する。

具体的には、運動情報生成部 17 a は、各局所領域で得られた心壁の運動情報の値を、予め設定された LUT (Look Up Table) に基づきカラーに変換したうえで、所定の画像にマッピングした分布画像を時系列に沿って複数生成する。例えば、カラー分布のマッピング法としては、各局所領域で得られた心壁の運動情報の値を Polar-map にマッピングする方法や、内膜面のサーフェスレンダリング画像にマッピングする方法などの公知の方法がある。また、運動情報生成部 17 a は、局所的な心壁運動の情報を出力するため、局所的な心壁運動の情報を時間軸に沿ってプロットしたグラフである時間変化曲線を生成する。

【0071】

なお、運動情報生成部 17 a は、局所的な心壁運動の情報を出力する際、アメリカ心エコー学会などが推奨する 16 ~ 17 分画ごとに、局所的な心壁運動の情報の値を平均して、分布画像や時間変化曲線を出力してもよい。ここで、アメリカ心エコー学会などが推奨する分画としては、例えば、前壁中隔 (ant-sept)、前壁 (ant)、側壁 (lat)、後壁 (post)、下壁 (inf)、中隔 (sept) などが挙げられる。

【0072】

さらに、運動情報生成部 17 a は、心室又は心房の少なくとも一方の全体的な歪み (心筋ストレイン)、全体的な歪み率 (心筋ストレインレート)、全体的な心筋組織の変位 (心筋変位)、又は、全体的な心筋組織の変位速度 (心筋速度) を第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報として生成する。すなわち、運動情報生成部 17 a は、同一ボリウムデータにて算出された複数の局所心筋ストレインの値を平均することで、全体心筋ストレインを算出する。また、運動情報生成部 17 a は、同一ボリウムデータにて算出された複数の局所心筋ストレインレートの値を平均することで、全体心筋ストレインレートを算出する。また、運動情報生成部 17 a は、同一ボリウムデータにて算出された複数の局所心筋変位の値を平均することで、全体局所心筋変位を算出する。また、運動情報生成部 17 a は、同一ボリウムデータにて算出された複数の局所心筋速度の値を平均することで、全体局所心筋速度を算出する。局所的な心壁運動の情報に基づく全体的な心壁運動の情報は、心腔のポンプ機能を評価するための指標として用いることができる。

【0073】

なお、運動情報生成部 17 a は、心拍間のばらつきの影響を軽減するため、複数心拍における値の平均値を用いることで上述した心壁の壁運動情報 (第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報) を生成することが望ましい。

【0074】

心壁運動の情報の種別や出力形態は、操作者により指定される。運動情報生成部 17 a は、操作者により指定された種別の心筋運動の情報を第 1 のボリウムデータ群及び第 2 のボリウムデータ群から生成する。すなわち、運動情報生成部 17 a は、同一種別の第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を生成する。また、運動情報生成部 17 a は、時間変化情報である第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を、指定された出力形態にて生成出力する。

【0075】

ここで、内腔容積の時間変化曲線、局所的な心壁運動の情報、及び局所的な心壁運動の情報に基づく全体的な心壁運動の情報は、時間変化情報である。上述したように、第 1 のボリウムデータ群と第 2 のボリウムデータ群は、異なる時間帯に収集される。すなわち、各ボリウムデータ群の収集タイミングは、同じ時間ではない。また、左心系の撮影と右心系の撮影とでは、必要な画角設定も異なり得る。従って、ボリウムデータ群同士の各ボリウムデータ (フレーム) に対応する心時相には、揺らぎが生じ得る。仮に、各々のボリウムデータ群が完全に同じ心拍数下で得られたとしても、左心系の撮影と右心系の撮影とで画角設定が異なると、フレームレート設定が変化し得るので、ボリウムデータ群同士の各フレームに対応する心時相には、差異が生じることになる。

【0076】

しかし、心室間や心房間での正確な非同期性評価のためには、両者のボリウムデータ群に関する解析結果における心時相、すなわち、時間変化情報としての第 1 の運動情報及

10

20

30

40

50

び第2の運動情報における心時相が同期して対応づけられている必要がある。

【0077】

そこで、図1に示す制御部18は、運動情報生成部17aにより生成された第1の運動情報及び第2の運動情報をモニタ2に表示する際に、表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が時間変化情報である場合、当該表示対象となる第1の運動情報及び第2の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第1の補正情報及び第2の補正情報を表示するように制御する。

【0078】

具体的には、制御部18の制御に基づき、運動情報生成部17aは、以下に説明する第1の補間方法、又は、第2の補間方法により第1の補正情報及び第2の補正情報を生成する。

10

【0079】

まず、第1の補間方法について説明する。図5は、運動情報生成部が実行する第1の補間方法を説明するための図である。なお、図5に示す一例では、時間変化情報としての第1の運動情報及び第2の運動情報それぞれをデータ1及びデータ2として示している（図5の（A）を参照）。また、図5に示す一例では、第1のボリュームデータ群のフレーム間隔が「 dT_1 」であり、第2のボリュームデータ群のフレーム間隔が「 dT_2 （ $dT_2 < dT_1$ ）」であるとして示している（図5の（A）を参照）。

【0080】

第1の補間方法を行なう場合、運動情報生成部17aは、まず、各運動情報を構成する各測定値の中で予め設定された基準心時相に対応する測定値を起点とすることで時間変化情報としての第1の運動情報及び第2の運動情報の開始点を揃える。

20

【0081】

例えば、運動情報生成部17aは、基準心時相としてR波時相が設定されていることから、図5の（B）に示すように、R波時相に合わせてデータ1とデータ2との開始点を揃える。なお、基準心時相としては、心房収縮の起点となるP波時相が設定される場合であってもよい。

【0082】

そして、運動情報生成部17aは、さらに、一方の運動情報を構成する測定値の開始点からの経過時間に対応する他方の運動情報の測定値を、当該他方の運動情報の当該経過時間の近傍にて測定された測定値を用いて補間する。これにより、運動情報生成部17aは、第1の補正情報及び第2の補正情報を生成する。

30

【0083】

例えば、運動情報生成部17aは、フレーム間隔が長いデータ1を補間対象とする。そして、運動情報生成部17aは、データ2を構成する測定値のR波時相（開始点）からの経過時間に対応するデータ1の測定値を、データ1の当該経過時間の近傍にて測定された測定値を用いて補間する（図5の（B）に示す点線の丸枠を参照）。これより、運動情報生成部17aは、データ間の間隔がデータ2と同様に時間分解能が「 dT_2 」となったデータ1の補正データを生成する（図5に示す黒丸を参照）。

【0084】

40

一方、第2の補間方法を行なう場合、運動情報生成部17aは、時間変化情報としての第1の運動情報及び第2の運動情報それぞれの基準心時相間の期間を相対的に合わせる。具体的には、第2の補間方法は、収縮期間を用いて心時相を合致させる。例えば、第2の補間方法では、図6に示すように、大動脈弁閉鎖（AVC）時相が心室収縮期と心室拡張期との境目となるので、第1の運動情報及び第2の運動情報それぞれで、個別にAVC時間を100%として定義する。なお、第2の補間方法では、R波時相間やP波時相間の期間、すなわち、1心周期を100%として定義してもよい。

【0085】

そして、運動情報生成部17aは、相対的に合わせた基準心時相間の期間を所定の間隔で分割した複数の相対的経過時間の測定値を、第1の運動情報及び第2の運動情報それぞ

50

れの当該複数の相対的経過時間それぞれの近傍にて測定された測定値を用いて補間する。これにより、運動情報生成部 17 a は、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を生成する。具体的には、運動情報生成部 17 a は、100%に相対的に合わせた基準心時相間の期間を、「1%から5%」の範囲内の値で分割する。例えば、運動情報生成部 17 a は、図 6 に示すように、100%のAVC時間を5%ごとの相対的経過時間に分割する。

【0086】

そして、運動情報生成部 17 a は、図 6 に示すように、200%位（又は、300%位）までの期間において第 1 の運動情報の 5%ごとの相対的経過時間における測定値を、当該相対的経過時間の近傍にて測定された複数の実測値から補間して求める。同様に、運動情報生成部 17 a は、第 2 の運動情報の 5%ごとの相対的経過時間における測定値を、当該相対的経過時間の近傍にて測定された複数の実測値から補間して求める。

10

【0087】

そして、運動情報生成部 17 a は、相対的経過時間（%）を絶対時間（ミリ秒）に変換するために、相対的経過時間（%）に第 1 のボリュームデータ撮影時の「AVC時間 / 100」、又は、第 2 のボリュームデータ撮影時の「AVC時間 / 100」を乗算する。

【0088】

このように、運動情報生成部 17 a は、第 1 の補間方法、又は、第 2 の補間方法により、時間変化情報としての第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を生成する。

【0089】

20

そして、制御部 18 は、運動情報生成部 17 a により生成された第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報をモニタ 2 に表示するように制御する。

【0090】

以下、制御部 18 の制御により表示される第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報について説明する。

【0091】

まず、時間変化曲線を表示する場合について説明する。制御部 18 の制御により、運動情報生成部 17 a は、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報それぞれを時間軸に沿ってプロットした 2 つのグラフを生成する。そして、制御部 18 は、運動情報生成部 17 a により生成された 2 つのグラフを並列表示するように制御する。局所的な心壁運動の情報である第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を時間変化曲線として表示する場合、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報それぞれは、複数の局所領域における心壁運動の情報により構成されるため、個別のグラフにて並列表示されることが望ましい。

30

【0092】

あるいは、制御部 18 の制御により、運動情報生成部 17 a は、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報をまとめて時間軸に沿ってプロットした 1 つのグラフを生成する。そして、制御部 18 は、運動情報生成部 17 a により生成された 1 つのグラフを表示するように制御する。例えば、内腔容積の時間変化曲線や局所的な心壁運動の情報に基づく全体的な心壁運動の情報を時間変化曲線として表示する場合、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報は、心室間の同期性の判定や心房間の同期性の判定を容易にするため、1 つのグラフにまとめて表示されることが望ましい。

40

【0093】

また、内腔容積の時間変化曲線や局所的な心壁運動の情報に基づく全体的な心壁運動の情報が、表示対象として複数選択されている場合は、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報のペアが複数生成されることとなる。かかる場合、補正情報のペアごとに一つのグラフが生成表示される場合であってもよいし、補正情報のペアごとの時間変化曲線を一つにまとめたグラフが生成表示される場合であってもよい。図 7 は、本実施形態にて表示される時間変化曲線の一例を説明するための図である。

【0094】

例えば、運動情報生成部 17 a は、左心室及び右心室における内腔容積の時間変化曲線

50

(図7に示す点線を参照)と、左心室及び右心室における長軸方向の全体心筋ストレインの時間変化曲線(図7に示す実線を参照)とを一つのグラフとして生成する。なお、運動情報生成部17aは、図7に示すように、グラフの時間軸に合わせたECGを合成してもよい。そして、制御部18は、図7に示すグラフをモニタ2に表示させる。

【0095】

ここで、制御部18は、心室間や心房間の同期性を判定するうえで指標となる数値を表示させてもよい。すなわち、図1に示す算出部17bは、第1の補正情報を構成する各測定値が極値となる時点と、第2の補正情報を構成する各測定値が極値となる時点との時間差を算出する。そして、制御部18は、さらに、算出部17bにより算出された時間差をモニタ2に表示するように制御する。

10

【0096】

例えば、算出部17bは、図8に示すように、左心室における内腔容積の時間変化曲線が極小値となる時点と、右心室における内腔容積の時間変化曲線が極小値となる時点との時間差「dT」を算出する。そして、制御部18は、時間差「dT」をグラフに重畳表示させる。

【0097】

次に、分布画像を表示する場合について説明する。上述したように、分布画像は、局所的な心壁運動の情報を出力する際に用いられる。制御部18の制御により、運動情報生成部17aは、第1の補正情報の局所的な心壁運動の情報を時間軸に沿ってマッピングした第1の分布画像群を生成する。また、制御部18の制御により、運動情報生成部17aは、第2の補正情報の局所的な心壁運動の情報を時間軸に沿ってマッピングした第2の分布画像群を生成する。

20

【0098】

そして、制御部18は、第1の分布画像群及び第2の分布画像群を、心時相に略同期させて動画表示するように制御する。図9及び図10は、本実施形態にて表示される分布画像の一例を説明するための図である。

【0099】

例えば、運動情報生成部17aは、図9に示すように、第1の補正情報において各局所領域で得られた心壁の運動情報の値をカラーに変換したうえで、内膜面のサーフェスレンダリング画像にマッピングした第1の分布画像群を生成する。同様に、運動情報生成部17aは、第2の補正情報を、内膜面のサーフェスレンダリング画像にマッピングした第2の分布画像群を生成する。あるいは、運動情報生成部17aは、例えば、図10に示すように、第1の補正情報において各局所領域で得られた心壁の運動情報の値をカラーに変換したうえで、Polar-mapにマッピングした第1の分布画像群を生成する。同様に、運動情報生成部17aは、第2の補正情報を、Polar-mapにマッピングした第2の分布画像群を生成する。

30

【0100】

図11は、本実施形態にて表示される情報のレイアウト例を説明するための図である。例えば、CRT前(Pre-CRT)の判定時において、制御部18の制御により、図11に示すように、左心室の局所的な心壁運動の情報をサーフェスレンダリング画像にマッピングした第1の分布画像群は、モニタ2の上半分の左側の領域(図中の「3D display of LV」を参照)に3次的に動画表示される。また、右心室の局所的な心壁運動の情報をサーフェスレンダリング画像にマッピングした第2の分布画像群は、モニタ2の上半分の右側の領域(図中の「3D display of RV」を参照)に動画表示される。また、図7や図8で示した時間変化曲線(グラフ)は、モニタ2の下半分の領域(図中の「Graph of LV & RV」を参照)に表示される。

40

【0101】

次に、図12を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図12は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。なお、以下では、第1のボリュームデータ群及び第2のボリュームデータ群が画像メモ

50

リ 15 に格納された後の処理について説明する。

【0102】

図 12 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、操作者から入力装置 3 を介して、第 1 のボリュームデータ群及び第 2 のボリュームデータ群に対する画像処理要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。ここで、画像処理要求を受け付けない場合（ステップ S 101 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0103】

一方、画像処理要求を受け付けた場合（ステップ S 101 肯定）、運動情報生成部 17a は、操作者により設定された追跡点を用いたトラッキング処理を行なうことで、第 1 のボリュームデータ群及び第 2 のボリュームデータ群それぞれから、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を生成する（ステップ S 102）。

10

【0104】

そして、制御部 18 は、表示対象となる運動情報に時間変化情報が含まれるか否かを判定する（ステップ S 103）。ここで、時間変化情報が含まれない場合（ステップ S 103 否定）、制御部 18 は、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報をモニタ 2 に表示するように制御し（ステップ S 107）、処理を終了する。

【0105】

一方、時間変化情報が含まれる場合（ステップ S 103 肯定）、制御部 18 の制御により、運動情報生成部 17a は、時間情報である第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報から、第 1 の補間方法又は第 2 の補間方法のいずれかの補間処理により第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を生成する（ステップ S 104）。

20

【0106】

そして、算出部 17b は、同一種別の第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報から、時間差を算出する（ステップ S 105）。そして、制御部 18 は、第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を時間差とともにモニタ 2 に表示するように制御し（ステップ S 106）、処理を終了する。なお、ステップ S 106 において、制御部 18 は、表示対象となる運動情報に時間変化情報でない情報が存在する場合、当該情報も表示させる。

【0107】

上述してきたように、本実施形態では、運動情報生成部 17a は、被検体 P の心臓を左心系を含む領域と右心系を含む領域とに分割し、各領域を 1 心拍以上の期間にわたり超音波で 3 次元走査することで生成された 2 つのボリュームデータ群である第 1 ボリュームデータ群及び第 2 ボリュームデータ群それぞれから、左心室及び左心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第 1 の運動情報と、右心室及び右心房の少なくとも一方における心壁運動の情報である第 2 の運動情報とを生成する。

30

【0108】

そして、制御部 18 は、運動情報生成部 17a により生成された第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を所定の表示部に表示する際に、表示対象となる第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報が時間軸に沿った複数の測定値からなる心壁運動の経時的変化を示す時間変化情報である場合、当該表示対象となる第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報が心時相に応じて略同期した情報に補正された第 1 の補正情報及び第 2 の補正情報を表示するように制御する。

40

【0109】

すなわち、本実施形態では、左心系及び右心系それぞれで最適となる空間分解能及び時間分解能にて第 1 のボリュームデータ群及び第 2 のボリュームデータ群を収集することができる。そして、本実施形態では、最適となる空間分解能及び時間分解能を有する第 1 のボリュームデータ群及び第 2 のボリュームデータ群それぞれから、第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を生成することができる。そして、本実施形態では、時間変化情報である第 1 の運動情報及び第 2 の運動情報を、心時相に同期した状態にて同時に表示することができる。すなわち、本実施形態では、左心室内のみならず、心室間や心房間の心機能や心壁運動の同期性の程度を 3 次元的に解析することができる。

50

【 0 1 1 0 】

従って、本実施形態によれば、心室間、心房間及び房室間の心壁運動の同期性の差異を3次元的に詳細に解析することが可能となる。特に、C R T適用の非同期性診断において、医師は、心室間における壁運動時相のズレ時間（非同期の程度）を正確に評価可能となる。また、本実施形態によれば、医師は、C R Tデバイスの房室遅延時間や心室遅延時間の設定を正確に行なうことができる。例えば、医師は、治療開始時におけるC R Tデバイスの房室遅延時間や心室遅延時間の初期設定や、治療効果判定後のC R Tデバイスの房室遅延時間や心室遅延時間の再設定を正確に行なうことができる。

【 0 1 1 1 】

また、本実施形態では、算出部17bは、第1の補正情報を構成する各測定値が極値となる時点と、第2の補正情報を構成する各測定値が極値となる時点との時間差を算出し、制御部18は、さらに、時間差をモニタ2に表示するように制御する。従って、本実施形態によれば、医師は、C R Tデバイスの房室遅延時間や心室遅延時間の設定を容易に行なうことができる。

10

【 0 1 1 2 】

また、本実施形態では、運動情報生成部17aは、第1の補間方法を行う。すなわち、運動情報生成部17aは、各運動情報を構成する各測定値の中で予め設定された基準心時相に対応する測定値を起点とすることで時間変化情報としての第1の運動情報及び第2の運動情報の開始点を揃え、さらに、一方の運動情報を構成する測定値の前記開始点からの経過時間に対応する他方の運動情報の測定値を、当該他方の運動情報の当該経過時間の近傍にて測定された測定値を用いて補間することで、第1の補正情報及び第2の補正情報を生成する。すなわち、本実施形態では、例えば、時間分解能の高い運動情報に合わせて、心時相に略同期した第1の補正情報及び第2の補正情報を生成することができる。

20

【 0 1 1 3 】

あるいは、本実施形態では、運動情報生成部17aは、第2の補間方法を行う。すなわち、運動情報生成部17aは、時間変化情報としての第1の運動情報及び第2の運動情報それぞれの基準心時相間の期間を相対的に合わせ、当該相対的に合わせた基準心時相間の期間を所定の間隔で分割した複数の相対的経過時間の測定値を、第1の運動情報及び第2の運動情報それぞれの当該複数の相対的経過時間それぞれの近傍にて測定された測定値を用いて補間することで、第1の補正情報及び第2の補正情報を生成する。すなわち、本実施形態では、「心臓の時計」に合わせて第1の運動情報及び第2の運動情報を規格化したうえで、同一の時間分解能を有し、かつ、心時相に略同期した第1の補正情報及び第2の補正情報を生成することができる。

30

【 0 1 1 4 】

また、本実施形態では、運動情報生成部17aは、各ボリュームデータに描出された心筋組織に設定された追跡点をスペckルパターンに基づいて追跡することで、第1の運動情報及び第2の運動情報を生成する。従って、本実施形態では、公知の技術を用いて容易に第1の運動情報及び第2の運動情報を生成することができる。

【 0 1 1 5 】

また、本実施形態では、運動情報生成部17aは、第1の補正情報及び第2の補正情報それぞれを時間軸に沿ってプロットした2つのグラフを生成し、制御部18は、2つのグラフを並列表示するように制御する。あるいは、運動情報生成部17aは、第1の補正情報及び第2の補正情報をまとめて時間軸に沿ってプロットした1つのグラフを生成し、制御部18は、1つのグラフを表示するように制御する。

40

【 0 1 1 6 】

すなわち、本実施形態によれば、例えば、局所的な心壁運動の情報である第1の補正情報及び第2の補正情報を時間変化曲線として表示する場合は、個別のグラフにて並列表示させることができる。また、本実施形態によれば、例えば、内腔容積の時間変化曲線や局所的な心壁運動の情報に基づく全体的な心壁運動の情報を時間変化曲線として表示する場合は、1つのグラフにまとめて表示させることができる。従って、本実施形態によれば、

50

医師は、表示される時間変化情報の特性に応じて、最適な表示形態を選択することができる。

【0117】

また、本実施形態では、運動情報生成部17aは、第1の運動情報及び第2の運動情報として、心室又は心房の少なくとも一方の容積に関する情報を生成する。また、第1の運動情報及び第2の運動情報として、心室又は心房の少なくとも一方の全体的な歪み、全体的な歪み率、全体的な心筋組織の変位、又は、全体的な心筋組織の変位速度を生成する。また、運動情報生成部17aは、第1の運動情報及び第2の運動情報として、心室又は心房の少なくとも一方の局所的な歪み、局所的な歪み率、局所的な心筋組織の変位、又は、局所的な心筋組織の変位速度を生成する。従って、本実施形態によれば、医師に対して、心壁の運動を3次元的に解析するための様々な指標を網羅的に提供することができる。

10

【0118】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置は、以下で説明する2つの変形例を実行する場合であってもよい。

【0119】

まず、第1の変形例について説明する。例えば、CRT後(Post-CRT)に撮影された第1のボリュームデータ群及び第2のボリュームデータ群に対して、上述した処理を行なうことで、CRTの効果を容易に判定することができる。しかし、CRTの効果を判定する場合、CRT前(Pre-CRT)に撮影された第1のボリュームデータ群及び第2のボリュームデータ群に対して処理された情報も同時に参照されることが望ましい。

20

【0120】

そこで、第1の変形例では、運動情報生成部17aは、同一被検体の同一部位が超音波により異なる複数の時期に3次元走査されることで、第1のボリュームデータ群及び第2のボリュームデータ群のボリュームデータ群ペアが複数生成された場合、当該複数生成されたボリュームデータ群ペアごとの第1の補正情報及び第2の補正情報からなる補正情報ペアを生成する。そして、制御部18は、運動情報生成部17aにより生成された補正情報ペアをモニタ2に並列表示するように制御する。図13及び図14は、本実施形態の第1の変形例を説明するための図である。

【0121】

例えば、CRT前(Pre-CRT)の補正情報及びCRT後(Post-CRT)の補正情報それぞれは、図11で例示したようにレイアウトされる。ただし、CRT前(Pre-CRT)の補正情報である第1の分布画像群、第2の分布画像群及び時間変化曲線は、図13に示すように、モニタ2の左半分の領域に表示される。また、CRT後(Post-CRT)の補正情報である第1の分布画像群、第2の分布画像群及び時間変化曲線は、図13に示すように、モニタ2の右半分の領域に表示される。

30

【0122】

あるいは、制御部18は、図14に示すように、左心室におけるCRT前の局所的な壁厚方向のストレイン(radial-strain)をプロットしたグラフと、左心室におけるCRT後の局所的な壁厚方向のストレイン(radial-strain)をプロットしたグラフを、並列表示させる。

40

【0123】

これにより、第1の変形例では、医師は、治療前後の心室間、心房間の非同期性の改善度を容易に把握することができ、治療効果判定を効果的に行なうことができる。

【0124】

次に第2の変形例について説明する。上述したように第1のボリュームデータ群や第2のボリュームデータ群は、それぞれ左心系や右心系を最適な空間分解能及び時間分解能にて収集されたデータ群である。そこで、第2の変形例では、運動情報生成部17aは、第1のボリュームデータ群又は第2のボリュームデータ群のいずれか一方を処理対象として、第1の運動情報又は第2の運動情報を生成する。そして、制御部18は、運動情報生成部17aにより生成された第1の運動情報又は第2の運動情報をモニタ2に表示するよう

50

に制御する。なお、第2の変形例でも、算出部17bが左心室の時間変化曲線と左心房の時間変化曲線との極値の時間差や、右心室の時間変化曲線と右心房の時間変化曲線との極値の時間差を算出してもよい。また、第2の変形例においても、CRT前後の運動情報を並列表示させてもよい。

【0125】

すなわち、第2の変形例では、補間処理を行なうことなく、左心室と左心房との同期性や、右心室と右心房との同期性を比較判定することができる。

【0126】

これにより、第2の変形例では、特に、房室間の心機能や壁運動タイミングの差異について3次元的な解析が可能となる。特に、医師は、CRT適用の非同期性診断において、房室間における壁運動時相のズレ時間（非同期の程度）を正確に評価することができる。

10

【0127】

なお、上述した実施形態では、超音波診断装置においてボリュームデータ群に対する処理が行なわれる場合について説明した。しかし、超音波診断装置とは独立に設置された画像処理装置により、上述したボリュームデータ群に対する処理が行なわれる場合であってもよい。具体的には、図1に示すボリュームデータ処理部17及び制御部18の表示制御機能を有する画像処理装置が、超音波診断装置、又は、PACSのデータベースや、電子カルテシステムのデータベースから受信した2つのボリュームデータ群を受信して上述した画像処理を行なう場合であってもよい。

【0128】

20

なお、本実施例で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVDなどのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0129】

以上、説明したとおり、本実施形態によれば、心室間、心房間及び房室間の心壁運動の同期性の差異を3次元的に詳細に解析することが可能となる。

30

【0130】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0131】

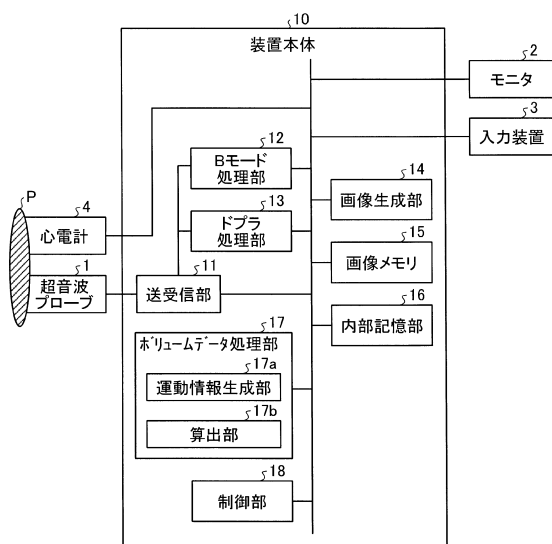
- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 4 心電計
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 13 ドブラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 内部記憶部

40

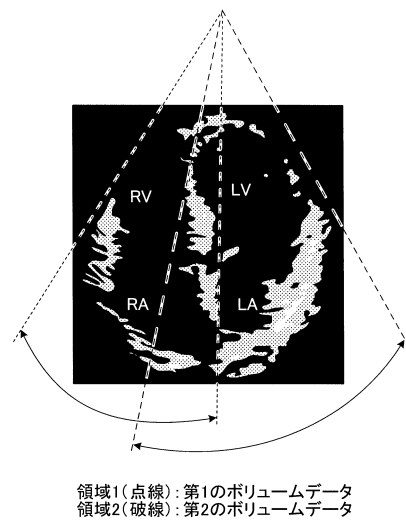
50

- 17 ボリュームデータ処理部
- 17a 運動情報生成部
- 17b 算出部
- 18 制御部

【図1】



【図2】



【図3】



【図 4】

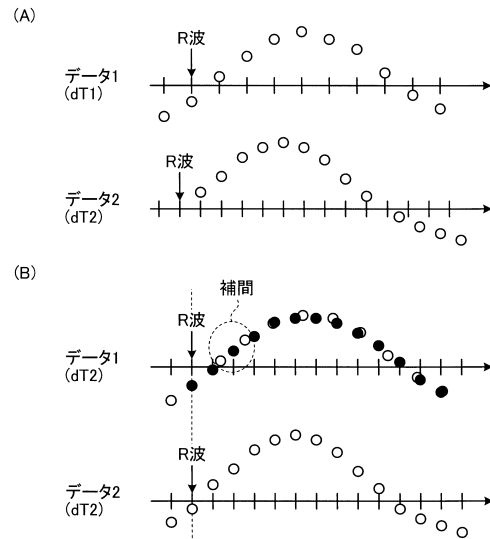
(A)

EDV(mL)
ESV(mL)
EF(%)
心筋容積(mL)
心筋重量(g)
Mass-Index(g/m ²)
内腔容積の時間変化曲線

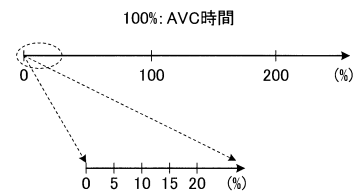
(B)

局所心筋ストレイン(%)
局所心筋 ストレインレート(1/s)
局所心筋変位(cm)
局所心筋速度(cm/s)

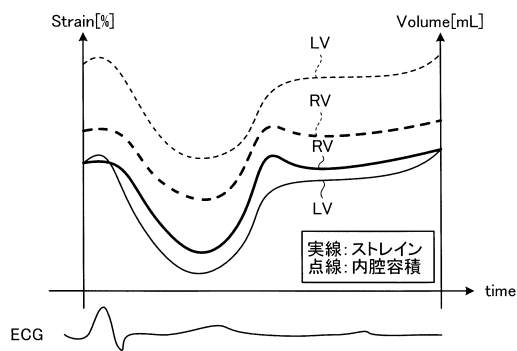
【図 5】



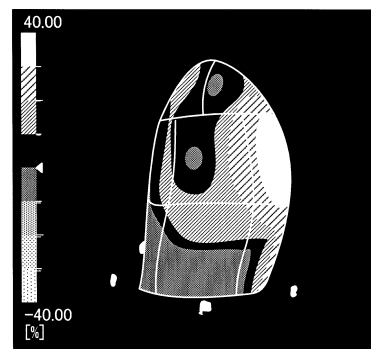
【図 6】



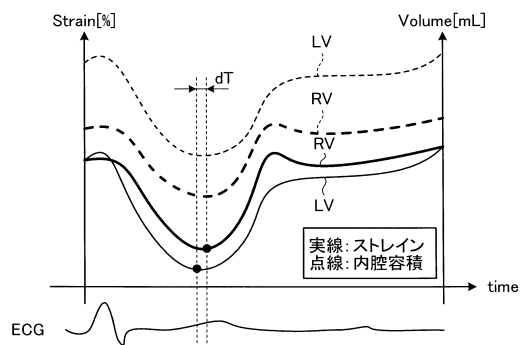
【図 7】



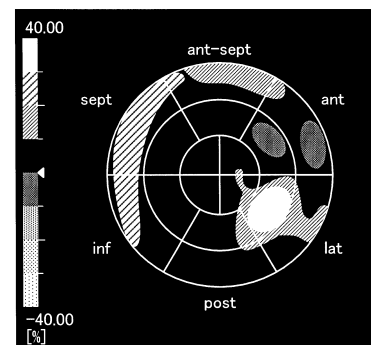
【図 9】



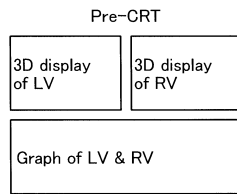
【図 8】



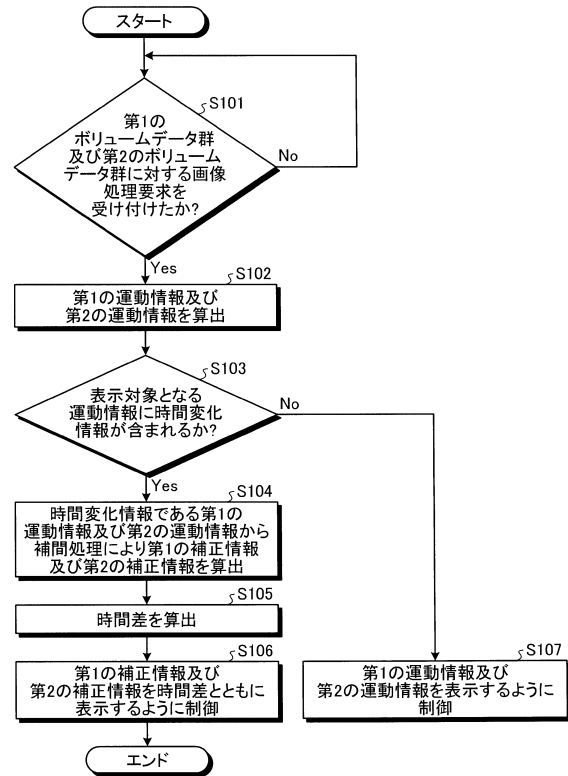
【図 10】



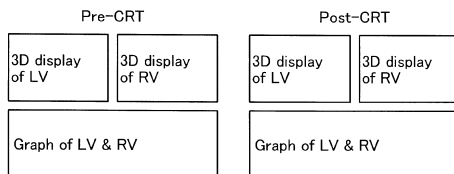
【図 1 1】



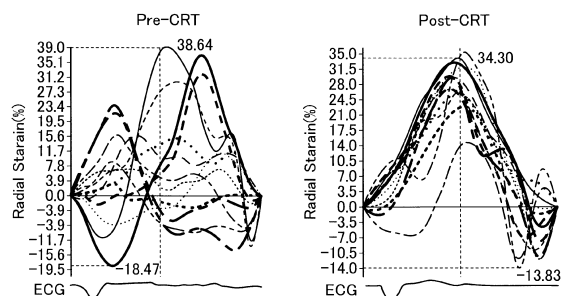
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

審査官 泉 卓也

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 1 7 5 2 3 5 (J P , A)

特開 2 0 0 7 - 0 4 4 4 9 9 (J P , A)

特開 2 0 1 0 - 1 7 9 1 1 7 (J P , A)

特表 2 0 0 8 - 5 1 5 5 1 7 (J P , A)

特表 2 0 1 0 - 5 0 2 4 1 2 (J P , A)

多田 浩, 心臓再同期療法の効果と適応, ICUとCCU, 2 0 0 6 年, 30巻、10号, 697-715

(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，图像处理装置和程序		
公开(公告)号	JP5597492B2	公开(公告)日	2014-10-01
申请号	JP2010201241	申请日	2010-09-08
[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 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5284		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/FF15 4C601/JB51 4C601/JC23 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK33		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2012055483A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以三维方式微小地分析心室之间，心房之间以及心室和心房之间的心壁运动的同步差异。解决方案：本实施例中的超声诊断设备包括运动信息生成部分基于从包含左心系统的区域和包含右心系统的区域分别生成的第一体数据集和第二体数据集，运动信息生成部17a首先生成17a，以及控制部18。运动信息是关于左心室和左心房中的至少一个的心脏壁运动的信息，第二运动信息是关于右心室和右心房中的至少一个的心脏壁运动的信息。控制部18进行控制以显示第一校正信息和第二校正信息，其中，当第一移动信息时，根据同步信息，根据同步信息校正要显示的第一移动信息和第二移动信息。并且要显示的第二移动信息是时间变化信息。

【 図 1 】

