

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6041350号
(P6041350)

(45) 発行日 平成28年12月7日 (2016. 12. 7)

(24) 登録日 平成28年11月18日 (2016. 11. 18)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 19 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2013-73762 (P2013-73762)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年3月29日 (2013. 3. 29)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-226411 (P2013-226411A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成25年11月7日 (2013. 11. 7)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成27年12月24日 (2015. 12. 24)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-82623 (P2012-82623)	(72) 発明者	阿部 康彦
(32) 優先日	平成24年3月30日 (2012. 3. 30)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	浅沼 俊彦
			大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法
			人大阪大学内
		(72) 発明者	中谷 敏
			大阪府吹田市山田丘 1 番 1 号 国立大学法
			人大阪大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも左心室を含む心臓を 1 心拍以上の期間で超音波走査することで生成された超音波画像データ群を取得する画像取得部と、

前記超音波画像データ群から、前記左心室の第 1 関心領域における容積情報の時系列データを算出する容積情報算出部と、

前記超音波画像データ群から、前記左心室の第 2 関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する壁運動情報算出部と、

前記容積情報の時系列データから容積情報の時間変化率の時系列データである第 1 時系列データを算出し、前記壁運動情報の時系列データから壁運動情報の時間変化率の時系列データである第 2 時系列データを算出する時間変化率算出部と、

前記第 1 時系列データの拡張早期における極値を第 1 極値として検出し、前記第 2 時系列データの拡張早期における極値を第 2 極値として検出する極値検出部と、

前記第 1 極値と前記第 2 極値とを用いて指標値を算出する指標値算出部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像取得部は、少なくとも左心室を含む心臓を 1 心拍以上の期間で超音波走査することで生成された 3 次元超音波画像データ群を取得し、

前記容積情報算出部は、前記 3 次元超音波画像データ群から、前記容積情報の時系列データを算出し、

10

20

前記壁運動情報算出部は、前記３次元超音波画像データ群から、前記壁運動情報の時系列データを算出する、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項３】

前記画像取得部は、少なくとも左心室を含む心臓の所定断面を１心拍以上の期間で超音波走査することで生成された２次元超音波画像データ群を取得し、

前記容積情報算出部は、前記２次元超音波画像データ群から、前記左心室の第１関心領域における容積情報の時系列データを算出し、

前記壁運動情報算出部は、前記２次元超音波画像データ群から、前記左心室の第２関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項４】

前記画像取得部は、前記所定断面としての複数断面それぞれに対応する複数の２次元超音波画像データ群を取得し、

前記容積情報算出部は、前記複数の２次元超音波画像データ群から前記容積情報の時系列データを算出し、

前記壁運動情報算出部は、前記複数の２次元超音波画像データ群から前記壁運動情報の時系列データを算出する、請求項３に記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記極値検出部は、前記第１極値を検出する際に、前記容積情報が最小となる時相を用いて前記第１時系列データにおける拡張早期の時相を推定する、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記極値検出部は、前記第２極値を検出する際に、前記第１極値が検出された時相を用いて前記第２時系列データにおける拡張早期の時相を推定する、請求項５に記載の超音波診断装置。

【請求項７】

前記容積情報算出部は、画像データ間のパターンマッチングを含む処理により前記第１関心領域の位置を追跡した結果を用いて、前記容積情報の算出処理を行なう、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項８】

前記壁運動情報算出部は、画像データ間のパターンマッチングを含む処理により前記第２関心領域の位置を追跡した結果を用いて、前記壁運動情報の算出処理を行なう、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記容積情報算出部は、前記第１関心領域としての内腔境界の位置を検出した結果を用いて、前記容積情報の算出処理を行なう、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記壁運動情報算出部は、前記第２関心領域としての内腔境界の位置を検出した結果を用いて、前記壁運動情報の算出処理を行なう、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記壁運動情報算出部は、前記壁運動情報として、歪み及び内膜の面積変化率の少なくとも１つを算出する、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記壁運動情報算出部は、前記壁運動情報として、少なくとも、変位を算出する、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記壁運動情報算出部は、前記第２関心領域における壁運動情報として左心室全体の壁運動情報を算出する、請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記壁運動情報算出部は、前記第２関心領域における壁運動情報として左心室の弁輪部位の壁運動情報を算出する、請求項１に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 15】

前記壁運動情報算出部は、前記複数の２次元超音波画像データ群それぞれの壁運動情報の時系列データを平均した時系列データを、前記壁運動情報の時系列データとして算出する、請求項４に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記壁運動情報算出部は、前記複数の２次元超音波画像データ群それぞれに対応する複数の壁運動情報の時系列データを算出し、

前記時間変化率算出部は、前記複数の壁運動情報の時系列データそれぞれから、複数の第２時系列データを算出し、

前記極値検出部は、前記複数の第２時系列データそれぞれで検出した拡張早期における極値を平均した値を、前記第２極値として算出する、請求項４に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 17】

前記容積情報算出部は、更に、前記容積情報の時系列データから、左室駆出率及び心筋重量の少なくとも１つを算出する、ことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

少なくとも左心室を含む心臓を１心拍以上の期間で超音波走査することで生成された超音波画像データ群を取得する画像取得部と、

前記超音波画像データ群から、前記左心室の第１関心領域における容積情報の時系列データを算出する容積情報算出部と、

前記超音波画像データ群から、前記左心室の第２関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する壁運動情報算出部と、

20

前記容積情報の時系列データから容積情報の時間変化率の時系列データである第１時系列データを算出し、前記壁運動情報の時系列データから壁運動情報の時間変化率の時系列データである第２時系列データを算出する時間変化率算出部と、

前記第１時系列データの拡張早期における極値を第１極値として検出し、前記第２時系列データの拡張早期における極値を第２極値として検出する極値検出部と、

前記第１極値と前記第２極値とを用いて指標値を算出する指標値算出部と、

を備える、画像処理装置。

【請求項 19】

画像取得部が、少なくとも左心室を含む心臓を１心拍以上の期間で超音波走査することで生成された超音波画像データ群を取得し、

30

容積情報算出部が、前記超音波画像データ群から、前記左心室の第１関心領域における容積情報の時系列データを算出し、

壁運動情報算出部が、前記超音波画像データ群から、前記左心室の第２関心領域における壁運動情報の時系列データを算出し、

時間変化率算出部が、前記容積情報の時系列データから容積情報の時間変化率の時系列データである第１時系列データを算出し、前記壁運動情報の時系列データから壁運動情報の時間変化率の時系列データである第２時系列データを算出し、

極値検出部が、前記第１時系列データの拡張早期における極値を第１極値として検出し、前記第２時系列データの拡張早期における極値を第２極値として検出し、

40

指標値算出部が、前記第１極値と前記第２極値とを用いて指標値を算出する、

ことを含む、画像処理方法。

【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、画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、生体内の情報を示す超音波画像を、非侵襲的に生成して略リアルタイムで表示可能な装置である。心疾患の診断では、超音波診断装置を用いた心エコー検査

50

により、例えば、心壁の運動情報を定量的に評価することが行なわれている。

【0003】

心疾患の診断に用いられる重要な指標値として、左室拡張末期圧（EDP：End Diastolic Pressure）がある。EDPは、心臓の拡張能（具体的には、左心室の硬さ）を反映した指標値であり、心疾患の診断及び治療において重要な診断指標となる。例えば、EDPが高い心臓は、予後が悪いことが知られている。しかし、EDPを正確に測定するためには、観血的な心臓カテーテル検査が必要となり、侵襲的な手技である心臓カテーテル検査は、日常の臨床では用いられない。

【0004】

日常の臨床では、EDPを推定できる指標値として、非侵襲的な心エコー検査法により計測可能な「E/e'」が用いられている。「E/e'」は、左室充満圧及びEDPに相關する指標値として広く知られており、パルス波（PW：Pulsed Wave）ドプラ法を用いて計測することができる。「E」は、左室流入血流速度を心時相に沿ってプロットした波形における拡張早期（early diastole）の波高（E波の波高）に対応する。例えば、「E」の計測は、僧帽弁口にレンジゲートを設定して血流PWドプラ波形を収集することで行なわれる。また、「e'」は、僧帽弁輪部速度を心時相に沿ってプロットした波形における拡張早期の波高に対応する。例えば、「e'」の計測は、僧帽弁輪部にレンジゲートを設定して組織PWドプラ波形を収集することで行なわれる。「E/e'」は、「E」と「e'」との比として算出される。

【0005】

「E/e'」を算出するためには、左室流入血流速度及び僧帽弁輪部速度を双方計測する必要がある。従来、「E」と「e'」とは、別々の心拍で計測されていた。しかし、別々の心拍で計測された「E」と「e'」とから算出された「E/e'」は、精度が低い場合がある。そこで、近年、PWによるドプラ走査を時分割で行なうことで2つの部位のドプラ波形を同時に収集可能な技術を用いて、同一心拍での「E」及び「e'」を同時に計測することも行なわれている。しかし、「E/e'」は、必ずしも、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値とならない場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-39429号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値を算出することができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、画像取得部と、容積情報算出部と、壁運動情報算出部と、時間変化率算出部と、極値検出部と、指標値算出部とを備える。画像取得部は、少なくとも左心室を含む心臓を1心拍以上の期間で超音波走査することで生成された超音波画像データ群を取得する。容積情報算出部は、前記超音波画像データ群から、前記左心室の第1関心領域における容積情報の時系列データを算出する。壁運動情報算出部は、前記超音波画像データ群から、前記左心室の第2関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する。時間変化率算出部は、前記容積情報の時系列データから容積情報の時間変化率の時系列データである第1時系列データを算出し、前記壁運動情報の時系列データから壁運動情報の時間変化率の時系列データである第2時系列データを算出する。極値検出部は、前記第1時系列データの拡張早期における極値を第1極値として検出し、前記第2時系列データの拡張早期における極値を第2極値として検出する。指標値算出部は、前記第1極値と前記第2極値とを用いて指標値を算出する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る画像処理部の構成例を示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る画像取得部を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、3 次元スペクトルトラッキングの一例を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係る極値検出部を説明するための図（ 1 ）である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る極値検出部を説明するための図（ 2 ）である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る画像処理解析を適用した実験例を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る第 1 の変形例を説明するための図である。

【図 1 0】図 1 0 は、第 1 の実施形態に係る第 2 の変形例を説明するための図である。

【図 1 1】図 1 1 は、第 2 の実施形態に係る画像取得部を説明するための図である。

【図 1 2】図 1 2 は、2 次元スペクトルトラッキングの一例を説明するための図である。

【図 1 3】図 1 3 は、第 2 の実施形態に係る容積情報算出部を説明するための図である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、第 3 の実施形態に係る画像取得部を説明するための図（ 1 ）である。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、第 3 の実施形態に係る画像取得部を説明するための図（ 2 ）である。

【図 1 6 A】図 1 6 A は、第 3 の実施形態に係る容積情報算出部を説明するための図（ 1 ）である。

【図 1 6 B】図 1 6 B は、第 3 の実施形態に係る容積情報算出部を説明するための図（ 2 ）である。

【図 1 7】図 1 7 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

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 1 】

（第 1 の実施形態）

まず、第 1 の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、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、第 1 の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。

【 0 0 1 2 】

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等を有する。なお、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。

【 0 0 1 3 】

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 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等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、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。

【 0 0 1 4 】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査するとともに、被検体 P を 3 次元で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、一列に配置された複数の圧電振動子により、被検体 P を 2 次元で走査するとともに、複数の圧電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 次元で走査するメカニカル 4 D プローブである。或いは、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、複数の圧電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 D アレイプローブである。なお、2 D アレイプローブは、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も可能である。

10

【 0 0 1 5 】

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、ジョイスティック等を有し、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 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。なお、第 1 の実施形態に係る入力装置 3 が操作者から受け付ける設定情報については、後に詳述する。

【 0 0 1 6 】

20

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 G U I（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像等を表示したりする。

【 0 0 1 7 】

心電計 4 は、3 次元走査される被検体 P の生体信号として、被検体 P の心電波形（E C G：Electrocardiogram）を取得する。心電計 4 は、取得した心電波形を装置本体 1 0 に送信する。

【 0 0 1 8 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示す装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波データに基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。また、図 1 に示す装置本体 1 0 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 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。以下、3 次元の超音波画像データを「ボリュームデータ」と記載する場合がある。

30

【 0 0 1 9 】

装置本体 1 0 は、図 1 に示すように、送受信部 1 1 と、B モード処理部 1 2 と、ドプラ処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、内部記憶部 1 6 と、画像処理部 1 7 と、制御部 1 8 とを有する。

【 0 0 2 0 】

送受信部 1 1 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、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、送信遅延部は、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、かつ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、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、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、送信遅延部は、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、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

40

【 0 0 2 1 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 8 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、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有してい

50

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ンプ型の発信回路、又は、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。

【 0 0 2 2 】

また、送受信部 1 1 は、プリアンプ、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、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って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【 0 0 2 3 】

送受信部 1 1 は、被検体 P を 2 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、送受信部 1 1 は、被検体 P を 3 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 1 1 は、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。

【 0 0 2 4 】

なお、送受信部 1 1 からの出力信号の形態は、R F (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

20

【 0 0 2 5 】

B モード処理部 1 2 は、送受信部 1 1 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、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。

【 0 0 2 6 】

ドブラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 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、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。

30

【 0 0 2 7 】

なお、第 1 の実施形態に係る B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 は、2 次元の反射波データ及び 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、B モード処理部 1 2 は、2 次元の反射波データから 2 次元の B モードデータを生成し、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。また、ドブラ処理部 1 3 は、2 次元の反射波データから 2 次元のドブラデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成する。

【 0 0 2 8 】

画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度で表した 2 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表す 2 次元ドブラ画像データを生成する。2 次元ドブラ画像データは、速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらを組み合わせた画像である。また、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 が生成したドブラデータから、血流や組織の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドブラ波形を生成することも可能である。

40

【 0 0 2 9 】

ここで、画像生成部 1 4 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換 (スキャンコンバート) し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部 1 4 は、超音波プローブ 1 による

50

超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部 14 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成部 14 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

【 0 0 3 0 】

すなわち、B モードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部 14 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、B モードデータ及びドブラデータは、生データ (Raw Data) とも呼ばれる。

10

【 0 0 3 1 】

更に、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 モードデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成部 14 は、ドブラ処理部 13 が生成した 3 次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元ドブラ画像データを生成する。すなわち、画像生成部 14 は、「3 次元の B モード画像データや 3 次元ドブラ画像データ」を「3 次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」として生成する。

【 0 0 3 2 】

更に、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の 2 次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部 14 が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法 (MPR: Multi Planer Reconstruction) を行なってボリュームデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成部 14 が行なうレンダリング処理としては、ボリュームデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、ボリュームデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像生成部 14 が行なうレンダリング処理としては、3 次元の情報を反映した 2 次元画像データを生成するボリュームレンダリング (VR: Volume Rendering) 処理がある。

20

【 0 0 3 3 】

画像メモリ 15 は、画像生成部 14 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。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。画像メモリ 15 が記憶する B モードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 14 を経由して表示用の超音波画像データとなる。なお、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波形に対応付けて画像メモリ 15 に格納する。後述する画像処理部 17 や制御部 18 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。

30

【 0 0 3 4 】

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、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等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 が記憶する画像データの保管等にも使用される。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、外部装置へ転送することができる。なお、外部装置は、例えば、画像診断を行なう医師が使用する PC (Personal Computer) や、CD や DVD 等の記憶媒体、プリンター等である。

40

【 0 0 3 5 】

画像処理部 17 は、コンピュータ支援診断 (Computer-Aided Diagnosis: CAD) を行なうために、装置本体 10 に設置される。画像処理部 17 は、画像メモリ 15 に格納された超音波画像データを取得して、診断支援のための画像処理を行なう。そして、画像処

50

理部 17 は、画像処理結果を、画像メモリ 15 や内部記憶部 16 に格納する。なお、画像処理部 17 が行なう処理については、後に詳述する。

【0036】

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 及び画像処理部 17 の処理を制御する。また、制御部 18 は、画像メモリ 15 や内部記憶部 16 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。また、制御部 18 は、画像処理部 17 の処理結果をモニタ 2 に表示するように制御したり、外部装置に出力したりするように制御する。

10

【0037】

以上、第 1 の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、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、左室拡張末期圧に相関する指標値として用いられている「 E/e' 」に代わる指標値を算出する。

【0038】

上述したように、EDP に相関する指標値として従来用いられている「 E/e' 」を算出するためには、左室流入血流速度及び僧帽弁輪部速度を双方計測する必要がある。従来、「 E 」と「 e' 」とは、別々の心拍で計測されていた。或いは、「 E/e' 」の精度を高めるために、2 つの部位のドブラ波形を同時に収集可能な技術を用いて、同一心拍での「 E 」及び「 e' 」を同時に計測することも行なわれていた。ここで、僧帽弁輪部速度は、1 箇所、又は、2 箇所（通常、四腔断面での中隔側と側壁側との 2 箇所）で測定されている。僧帽弁輪部速度を正確に測定するためには、僧帽弁輪部速度の測定が、複数の断面それぞれで複数の部位において行なわれることが望ましい。

20

【0039】

しかし、「 E 」と「 e' 」とを同時に収集する場合、「 e' 」が測定できる箇所は 1 箇所であり、複数箇所の「 e' 」を求めるためには、やはり、別々の心拍で計測する必要がある、検査時間が長くなる。また、「 E 」と「 e' 」とを別々の心拍で計測する場合には、「 e' 」を 2 以上の複数箇所で測定することができるが、測定部位を増やすと、検査時間が長くなってしまう。

【0040】

また、「 E/e' 」を用いた左室拡張能の診断では、「 E/e' 」が「8」未満であれば拡張能が正常であり、「 E/e' 」が「15」を超えると拡張能が異常であるとされている。しかし、正常異常の判断基準となるカットオフの値は、必ずしも「15」とならない場合があり、一般的には「8～22」と広い範囲の値が用いられていた。「8～22」とカットオフのオーバーラップが大きくなる要因は、以下の 2 つの要因に大別される。

30

【0041】

第 1 の要因は、ドブラ法により行なわれる「 E 」及び「 e' 」の計測結果に、ドブラ角度に依存する誤差が含まれることである。特に、組織ドブラ法により計測される「 e' 」の場合、弁輪の運動方向が走査線方向に一致しないと、計測結果の誤差が大きくなる。例えば、左心室が球形状になる拡張型心筋症（DCM: Dilated Cardiomyopathy）では、弁輪の運動方向が走査線方向に一致せず、「 e' 」の誤差が大きくなる場合がある。これに対しては、近年、2 次元のスペckルトラッキング（2D Speckle Tracking、以下「2DT」）を用いて、拡張早期における、長軸（Longitudinal）方向の全体的な歪み率（strain rate）のピーク値を「 e' 」に対応する値として用いて、「 E/e' 」に対応する指標値を得ることも行なわれている。スペckルトラッキング法では、動きの検出にドブラ法を用いないので、ドブラ角度依存性の問題は無くなる。しかし、前記の方法では、同一心拍での「 E 」及び「 e' 」を同時に計測することができない。

40

【0042】

第 2 の要因は、「 E 」が心壁の全体的（global）な指標であるのに対し、前述したように、「 e' 」が、弁輪の円周方向における局所的な一部分の指標であることである。

50

【 0 0 4 3 】

このように、「 E/e' 」は、必ずしも、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値とならない場合があった。そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、以下に説明する画像処理部17の機能により、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値を算出する。

【 0 0 4 4 】

図2は、第1の実施形態に係る画像処理部の構成例を示すブロック図である。図2に例示するように、第1の実施形態に係る画像処理部17は、画像取得部17aと、容積情報算出部17bと、壁運動情報算出部17cと、時間変化率算出部17dと、極値検出部17eと、指標値算出部17fとを有する。

【 0 0 4 5 】

第1の実施形態では、まず、3次元走査可能な超音波プローブ1を用いて、操作者は、被検体Pの心臓の左心系を、例えば、心尖部アプローチにより1心拍以上の期間で3次元走査する。これにより、画像生成部14は、1心拍以上の期間の時系列に沿った複数の3次元超音波画像データを生成し、画像メモリ15に格納する。画像メモリ15に格納された複数の3次元超音波画像データは、少なくとも左心室を含む心臓を1心拍以上の期間で超音波走査することで生成された3次元超音波画像データ群である。なお、第1の実施形態に係る3次元超音波画像データは、3次元Bモード画像データである。

【 0 0 4 6 】

そして、画像取得部17aは、少なくとも左心室を含む心臓を1心拍以上の期間で超音波走査することで生成された3次元超音波画像データ群を取得する。図3は、第1の実施形態に係る画像取得部を説明するための図である。画像取得部17aは、図3に例示するように、1心拍以上の時系列に沿った複数の3次元超音波画像データを取得する。各3次元超音波画像データには、被検体Pの左心室が含まれている。

【 0 0 4 7 】

そして、容積情報算出部17bは、3次元超音波画像データ群から、左心室の第1関心領域における容積情報の時系列データを算出する。また、壁運動情報算出部17cは、同一の3次元超音波画像データ群から、左心室の第2関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する。

【 0 0 4 8 】

具体的には、容積情報算出部17bは、画像データ間のパターンマッチングを含む処理により第1関心領域の位置を追跡した結果を用いて、容積情報の算出処理を行なう。また、壁運動情報算出部17cは、画像データ間のパターンマッチングを含む処理により第2関心領域の位置を追跡した結果を用いて、壁運動情報の算出処理を行なう。

【 0 0 4 9 】

より具体的には、容積情報算出部17b及び壁運動情報算出部17cは、3次元心エコー法で得られた3次元動画データに対して3次元スペckルトラッキング(3D Speckle Tracking、以下「3DT」)を行なった結果を用いて、第1関心領域における容積情報及び第2関心領域における壁運動情報を算出する。スペckルトラッキング法は、パターンマッチング処理と共に、例えば、オプティカルフロー法や種々の時空間補間処理を併用することで、正確な動きを推定する方法である。また、スペckルトラッキング法には、パターンマッチング処理を行わずに、動きを推定する方法もある。以下では、3DT処理が容積情報算出部17bにより行なわれる場合について説明する。ただし、第1の実施形態は、3DT処理が、画像取得部17aや壁運動情報算出部17cにより行なわれる場合であっても、画像処理部17以外の処理部(例えば制御部18)により行なわれる場合であっても良い。

【 0 0 5 0 】

図4は、3次元スペckルトラッキングの一例を説明するための図である。例えば、入力装置3は、操作者から、3次元超音波画像データ群の第1フレーム(第1ボリューム)の表示要求を受け付ける。表示要求が転送された制御部18は、第1フレームの3次元超音波画像データを画像メモリ15から読み出して、モニタ2に表示させる。例えば、制御

10

20

30

40

50

部 18 は、第 1 フレームの 3 次元超音波画像データを複数方向の断面にて切断した複数の MPR 画像データを画像生成部 14 に生成させ、モニタ 2 に表示させる。

【0051】

そして、操作者は、モニタに表示された複数の MPR 画像データを参照して、3DT を行なう追跡点を複数設定する。一例を挙げると、操作者は、各 MPR 画像データにおいて、左室内膜や心筋外膜の位置をトレースする。容積情報算出部 17b は、トレースされた内膜面や外膜面から 3 次元的な境界面を再構成する。そして、容積情報算出部 17b は、図 4 に例示するように、第 1 フレームの内膜面に対して複数の矩形で構成されるメッシュを設定し、各矩形の頂点を追跡点として設定する。また、図示しないが、容積情報算出部 17b は、第 1 フレームの外膜面に対しても複数の矩形で構成されるメッシュを設定し、各矩形の頂点を追跡点として設定する。ここで、容積情報算出部 17b は、内膜面の各追跡点と外膜面の各追跡点とをペアとして設定する。そして、容積情報算出部 17b は、第 1 フレームで設定された複数の追跡点それぞれに対して、テンプレートデータを設定する。テンプレートデータは、追跡点を中心とする複数のボクセルから構成される。

10

【0052】

そして、容積情報算出部 17b は、2 つのフレーム間でテンプレートデータのスペックルパターンと最も一致する領域を探索することで、テンプレートデータが次のフレームでどの位置に移動したかを追跡する。これにより、容積情報算出部 17b は、図 4 に示すように、第 1 フレームの各追跡点が、第 n フレームのどの位置に移動したかを追跡する。なお、追跡点を設定するためのメッシュは、容積情報算出部 17b が第 1 フレームに含まれる左心室の内膜面や外膜面を検出することで設定する場合であっても良い。

20

【0053】

容積情報算出部 17b は、左心室全体（例えば、左心室の内膜及び左心室の外膜）を第 1 関心領域として、3 次元超音波画像データ群に対する 3DT を行なう。そして、容積情報算出部 17b は、内膜の 3DT の結果から、各ボリュームデータで、左心室の内膜面で囲まれる内腔容積（V）を算出する。これにより、容積情報算出部 17b は、内腔容積（V）の 1 心周期以上の期間にわたる時系列データを生成する。また、容積情報算出部 17b は、外膜の 3DT の結果から、外膜内部の容積を算出する。これにより、容積情報算出部 17b は、外膜内部の容積の 1 心周期以上の期間にわたる時系列データを生成する。なお、後述するが、第 1 の実施形態では、内腔容積（V）の時間微分が、左室流入血流速度に対応する値として用いられる。

30

【0054】

そして、壁運動情報算出部 17c は、3 次元超音波画像データ群に対する 3DT の結果から、壁運動情報の 1 心周期以上の期間にわたる時系列データを生成する。なお、後述するが、第 1 の実施形態では、壁運動情報の時間微分が、僧帽弁輪部速度に対応する値として用いられる。以下、3DT の結果から算出される壁運動情報の具体例と、第 2 関心領域とについて説明する。

【0055】

例えば、壁運動情報算出部 17c は、内膜及び外膜の 3DT の結果から、壁運動情報として歪み（Strain）を算出する。壁運動情報算出部 17c は、長軸（Longitudinal）方向の歪み（LS）や、円周（Circumferential）方向の歪み（CS）、壁厚（Radial）方向の歪み（RS）を算出する。

40

【0056】

或いは、例えば、壁運動情報算出部 17c は、内膜の 3DT の結果から、壁運動情報として、左室内膜面の面積変化率（Area Change ratio: AC）を算出する。僧帽弁輪部速度に対応する値という観点からは、壁運動情報は、LS が好適である。また、内腔容積（V）の変化と対応する値という観点からは、壁運動情報は AC が好適である。

【0057】

或いは、例えば、壁運動情報算出部 17c は、内膜又は外膜の 3DT の結果から、変位（Displacement）を算出しても良い。変位の時間微分も、僧帽弁輪部速度に対応する値と

50

して用いることができる。壁運動情報として変位を用いる場合、壁運動情報算出部 17c は、長軸方向の変位 (LD) や、壁厚方向の変位 (RD) を算出することができる。或いは、壁運動情報算出部 17c は、基準時相 (例えば、R 波) での追跡点の位置に対する、基準位相以外の時相での追跡点の移動距離 (Absolute Displacement: AD) を算出して も良い。

【0058】

「歪み、面積変化率及び変位」は、スペックルトラッキング技術を用いて得られる壁運動情報であり、心筋の動きを追跡可能であることから、局所領域での定義が可能となる。特に、「歪み及び面積変化率」は、心臓全体の動きである「translation」の影響を除外した局所心筋の伸縮情報が得られる点が、「変位」に対する利点として知られている。

10

【0059】

ここで、壁運動情報算出部 17c は、第 2 関心領域における壁運動情報として左心室全体の壁運動情報 (全体的な壁運動情報) を算出する場合であっても、第 2 関心領域における壁運動情報として左心室の弁輪部位の壁運動情報 (局所的な壁運動情報) を算出する場合であっても良い。例えば、壁運動情報算出部 17c は、アメリカ心エコー図学会やアメリカ心臓協会が推奨する分割領域を用いて、局所的な壁運動情報を算出する。

【0060】

第 2 関心領域が左心室全体である場合、壁運動情報算出部 17c は、全ての分割領域の壁運動情報を算出し、算出した全ての壁運動情報を平均することで、左心室全体の壁運動情報を算出する。

20

【0061】

また、第 2 関心領域が左心室の弁輪部位 (僧帽弁輪部) である場合、壁運動情報算出部 17c は、例えば、基部レベルにおける前壁、側壁、後壁、下壁、中隔及び前壁中隔それぞれの壁運動情報を算出し、算出した 6 つの壁運動情報を平均することで、左心室の弁輪部位の壁運動情報を算出する。

【0062】

内腔容積 (V) の変化と対応する値という観点からは、「中隔の壁運動情報」や「中隔及び側壁の壁運動情報の平均」等のように「弁輪部位における局所的な壁運動情報」を用いるより、「内膜面全体」や「弁輪部位全体」といった全体的な壁運動情報を用いることが好適である。「弁輪部位全体の壁運動情報」は、左心室としては局所的な壁運動情報であるが、弁輪部としては全体的な壁運動情報となる。

30

【0063】

例えば、壁運動情報として LS や CS、RS もしくは RD を用いる場合は、壁運動情報算出部 17c は、局所領域での値についての左心室全体の平均値を算出する。或いは、AC を用いる場合は、壁運動情報算出部 17c は、局所領域での値についての左心室全体の平均値もしくは内膜面全体での面積変化率を算出する。また、LD や AD を用いる場合、壁運動情報算出部 17c は、弁輪部位全体の平均値を算出するのが好適である。

【0064】

なお、壁運動情報として算出される情報の設定は、操作者により入力装置 3 を介して設定される場合であっても、初期設定されている場合であっても良い。

40

【0065】

そして、図 2 に例示する時間変化率算出部 17d は、容積情報の時系列データから容積情報の時間変化率の時系列データである第 1 時系列データを算出する。また、図 2 に例示する時間変化率算出部 17d は、壁運動情報の時系列データから壁運動情報の時間変化率の時系列データである第 2 時系列データを算出する。そして、図 2 に例示する極値検出部 17e は、第 1 時系列データの拡張早期における極値を第 1 極値として検出し、第 2 時系列データの拡張早期における極値を第 2 極値として検出する。図 5 及び図 6 は、第 1 の実施形態に係る極値検出部を説明するための図である。

【0066】

図 5 の上図は、容積情報算出部 17b が算出した内腔容積 (V、単位: mL) の時系列

50

データをプロットしたグラフを破線で示し、壁運動情報算出部 17c が算出した左室内膜全体の面積変化率 (AC、単位: %) の時系列データをプロットしたグラフを実線で示している。また、図 5 の下図は、時間変化率算出部 17d が第 1 時系列データとして算出した内腔容積の時間変化率 (dV/dt 、単位: mL/s) の時系列データをプロットしたグラフを破線で示し、時間変化率算出部 17d が第 2 時系列データとして算出した面積変化率の時間変化率 (ACR: AC Rate、単位: $1/s$) の時系列データをプロットしたグラフを実線で示している。なお、図 5 では、心電計 4 から取得した ECG も併せて示している。

【0067】

図 5 に例示する場合、極値検出部 17e は、拡張早期時相での第 1 極値として「 dV/dt 」のピーク値「 $(dV/dt)_e$ 」を検出する。ここで、「e」は、「early diastole」を示す。また、図 5 に例示する場合、極値検出部 17e は、拡張早期時相での第 2 極値として「ACR」のピーク値「 SR_e 」を検出する。ここで、「e」は、上記と同様に、「early diastole」を示す。また、「SR」は、「strain rate」を示す。AC は、上述したように、壁運動情報の一形態である。

【0068】

極値検出部 17e は、拡張早期のピーク値を検出するため、まず、時系列データにおける収縮末期 (end systole: ES) を決定する。ES の決定方法は、被検体 P の大動脈弁が閉鎖する時間 (AVC) を、左室流出血流計測での駆出期間として予め計測しておき、計測結果を参照する方法が知られている。或いは、ES の決定方法は、心音図を用いて第 11 音の時間を計測する方法が知られている。第 1 の実施形態では、これらの方法を用いる場合であっても良いが、これらの方法は、ES の決定用に、別途計測が必要となる。

【0069】

そこで、第 1 の実施形態に係る極値検出部 17e は、計測を行わずに ES を簡便に決定するために、以下の推定処理を行なう。極値検出部 17e は、第 1 極値を検出する際に、容積情報が最小となる時相を用いて第 1 時系列データにおける拡張早期の時相を推定する。

【0070】

例えば、極値検出部 17e は、図 5 の上図に例示するように、内腔容積の時系列データをプロットしたグラフで「V」が最小となる時相を「ES」として検出する。そして、極値検出部 17e は、「ES」として検出した時相から拡張末期 (end diastole: ED) までを探索期間として、「 dV/dt 」の極大値の候補を探索する。この探索期間には、左室拡張に伴う拡張早期の E 波と、心房収縮に伴う拡張後期の A 波との 2 つの極大値が候補として出現する。

【0071】

極値検出部 17e は、2 つの極大値のうち、「ES」として検出した時相に近い極大値を「 $(dV/dt)_e$ 」として検出する。図 5 の下図に例示する場合では、極値検出部 17e は、時間「 t_1 」の「 dV/dt 」を「 $(dV/dt)_e$ 」として検出する。

【0072】

そして、極値検出部 17e は、第 2 極値を検出する際に、第 1 極値が検出された時相を用いて第 2 時系列データにおける拡張早期の時相を推定する。ここで、一般的に、「 dV/dt 」がピークとなる時間と、「SR」がピークとなる時間とは、必ずしも、一致しない。このため、極値検出部 17e は、第 1 極値が検出された時相に最も近い時相でピークとなる壁運動情報の時間変化率を第 2 極値として検出する。図 5 の下図に例示する場合では、極値検出部 17e は、時間「 t_1 」に最も近い時間でピークとなる時間「 t_2 」の「ACR」を「 SR_e 」として検出する。

【0073】

なお、壁運動情報が「RS」や「変位」の場合、拡張期での極性は「負」となり、壁運動情報が「RS」及び「変位」以外の情報の場合、拡張期での極性は「正」となる。極値検出部 17e は、探索するピーク値の極性に応じて、探索すべきピーク値の正負を選択す

10

20

30

40

50

る。

【0074】

また、心筋虚血では、PSS (post systolic shortening) と呼ばれる特異な収縮が発生することが知られている。PSS が起こると、拡張早期に複数の「SR」のピークが出現する可能性がある。そこで、極値検出部17eは、第1極値が検出された時相を含む所定時間範囲内で最大のピーク値となる「SR」を「SRe」として検出しても良い。図6に示す一例では、極値検出部17eは、「 $(dV/dt)_e$ 」が検出された時間「 t_1 」に対して、時間範囲「 $t_1 - dT \sim t_1 + dT$ 」を設定する。そして、図6に例示するように、極値検出部17eは、「 $t_1 - dT \sim t_1 + dT$ 」内で、「SR」が最大となる時間「 t_2 」の「SR」を「SRe」として検出する。

10

【0075】

図2に戻って、指標値算出部17fは、第1極値と第2極値とを用いて指標値を算出する。例えば、指標値算出部17fは、「 $(dV/dt)_e$ 」と「SRe」との比「 $(dV/dt)_e / SRe$ 」を指標値として算出する。すなわち、第1の実施形態では、「 $(dV/dt)_e$ 」を「E」として用い、「SRe」を「e'」として用いる。そして、第1の実施形態では、「 E / e' 」の代わりに、「 $(dV/dt)_e / SRe$ 」をEDPに対応する指標値として算出する。なお、指標値「 $(dV/dt)_e / SRe$ 」は、制御部18の制御により、モニタ2に表示されたり、外部装置に出力されたりする。

【0076】

ここで、容積情報算出部17bは、更に、容積情報の時系列データから、左室駆出率 (Ejection Fraction: EF) を算出しても良い。EFは、左室拡張末期容積及び左室収縮末期容積により定義される値である。従って、容積情報算出部17bは、容積情報の時系列データから、左室拡張末期容積及び左室収縮末期容積を取得して、EFを算出することができる。

20

【0077】

また、容積情報算出部17bは、更に、容積情報の時系列データから、心筋重量を算出しても良い。上述したように、第1関心領域として、容積情報算出部17bは、内膜面とともに外膜面の3DTを行っており、外膜面で囲まれる容積の1心周期以上の期間にわたる時系列データを生成している。容積情報算出部17bは、同一時相の外膜内部の容積から内腔容積を差し引くことで、「心筋容積 (mL)」を算出する。そして、容積情報算出部17b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。なお、容積情報算出部17bは、更に、「心筋重量 (g)」を「体表面積 (BSA) (m^2)」で規格化することで「Mass - Index (g/m^2)」を算出しても良い。

30

【0078】

容積情報算出部17bが算出した左室駆出率や心筋容積、心筋重量、Mass - Index等は、指標値と共に、制御部18の制御により、モニタ2に表示されたり、外部装置に出力されたりする。

【0079】

図7は、第1の実施形態に係る画像処理解析を適用した実験例を示す図である。図7は、上記した解析方法を、実験動物 (イヌ) に適用した結果の一例である。図7のグラフの縦軸は、globalな内膜のACの時間微分 (ACR) のピーク値をSReとして用いた場合に、上記した方法で算出した「 $(dV/dt)_e / SRe$ 」である。図7では、「 $(dV/dt)_e / SRe$ 」を「 dQ/de' 」と示している。なお、「 dQ/de' 」の単位は、「 $[mL] = [mL/s] / [1/s]$ 」と体積の次元を有する。また、図7のグラフの横軸は、心臓カテーテルを用いて計測した計測した左房圧 (LAP、単位: mmHg) を示す。なお、LAPは、左室充満圧に略一致する。図7に例示するように、本実施形態により算出される指標値がLAPと良好に相関することが、相関係数「 $R^2 = 0.83$ 」により実証されている。

40

【0080】

50

次に、図 8 を用いて、第 1 の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 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【0081】

図 8 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、処理対象となる 3 次元超音波画像データ群が指定され、指標値の算出要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 1）。ここで、指標値の算出要求を受け付けない場合（ステップ S 1 0 1 否定）、超音波診断装置は、指標値の算出要求を受け付けるまで待機する。

【0082】

一方、指標値の算出要求を受け付けた場合（ステップ S 1 0 1 肯定）、画像取得部 1 7 a は、指定された 3 次元超音波画像データ群を取得する（ステップ S 1 0 2）。そして、容積情報算出部 1 7 b は、3 次元超音波画像データ群に対して 3 次元スペクトラッキング処理を行なう（ステップ S 1 0 3）。10

【0083】

そして、容積情報算出部 1 7 b は、内腔容積（V）の時系列データを算出し（ステップ S 1 0 4）、時間変化率算出部 1 7 d は、内腔容積（V）の時系列データに対して時間微分による変換を行なうことで、内腔容積の時間変化率（ dV/dt ）の時系列データ（第 1 時系列データ）を算出する（ステップ S 1 0 5）。そして、極値検出部 1 7 e は、 dV/dt の拡張早期におけるピーク値「 $(dV/dt)_e$ 」を第 1 極値として算出する（ステップ S 1 0 6）。なお、極値検出部 1 7 e は、ステップ S 1 0 6 において、内腔容積が最小となる時相を用いて第 1 時系列データにおける拡張早期の時相を推定する。20

【0084】

また、ステップ S 1 0 4 ~ ステップ S 1 0 6 の処理と並行して、壁運動情報算出部 1 7 c は、壁運動情報（S）の時系列データを算出し（ステップ S 1 0 7）、時間変化率算出部 1 7 d は、壁運動情報（S）の時系列データに対して時間微分による変換を行なうことで、壁運動情報の時間変化率（SR）の時系列データ（第 2 時系列データ）を算出する（ステップ S 1 0 8）。そして、極値検出部 1 7 e は、SR の拡張早期におけるピーク値「 SR_e 」を第 2 極値として算出する（ステップ S 1 0 9）。なお、極値検出部 1 7 e は、ステップ S 1 0 6 を行なった後、検出した第 1 極値の時相を用いて、ステップ S 1 0 9 の処理を行なう。30

【0085】

そして、指標値算出部 1 7 f は、指標値「 $(dV/dt)_e / SR_e$ 」を算出し（ステップ S 1 1 0）、制御部 1 8 の制御により、指標値を出力し（ステップ S 1 1 1）、処理を終了する。

【0086】

上述したように、第 1 の実施形態では、ドブラ法ではなく、スペクトラッキング技術を用いて、同一の 3 次元動画データ（3 次元超音波画像データ群）から、同一心拍における容積情報と壁運動情報とを取得する。そして、第 1 の実施形態では、同一心拍における容積情報の時間変化率の時系列データと壁運動情報の時間変化率の時系列データとを取得する。ここで、僧帽弁輪の面積が拡張期に変化しないと仮定すると、「 dV/dt 」の拡張早期における波高「 $(dV/dt)_e$ 」は、左室流入速度の E 波の波高に比例すると考えられる。そこで、第 1 の実施形態では、容積情報の時間変化率の時系列データのピーク値「 $(dV/dt)_e$ 」を、従来、ドブラ法により求められていた「E」に相当する値として検出する。また、第 1 の実施形態では、壁運動情報の時間変化率の時系列データのピーク値「 SR_e 」を、従来、ドブラ法により求められていた「 e' 」に相当する値として検出する。40

【0087】

実際の心疾患の患者は、心房細動や期外収縮等の不整脈を高率に合併している。「 E/e' 」の測定において、かかる不整脈は、「E」及び「 e' 」の双方の値に影響を及ぼすので、正確に測定するためには両者の同時性が必要となる。50

【 0 0 8 8 】

第1の実施形態では、「 $(dV/dt)_e$ 」及び「 SRe 」を同一心拍のデータから得られるため、不整脈が発生した場合でも、「 $(dV/dt)_e/SRe$ 」は、正確にEDPを反映した指標値になると考えられる。すなわち、「 $(dV/dt)_e/SRe$ 」の分母の値及び分子の値は、同時性が担保された値である。

【 0 0 8 9 】

また、上述したように、第1の実施形態では、壁運動情報の取得にドブラ法を用いない。また、第1の実施形態では、左心室全体の情報を一度に得て全体的な壁運動情報（左心室全体の壁運動情報や弁輪部全体の壁運動情報）を得ることが可能である。

【 0 0 9 0 】

このように、第1の実施形態では、指標値算出に際して、壁運動情報にドブラ角度の依存性に起因する誤差が無い。また、第1の実施形態では、「 e' 」に対応する値を複数の局所的な壁運動情報から算出できる。また、第1の実施形態では、「 E 」及び「 e' 」に対応する2つの値を、同一心拍で算出できる。従って、第1の実施形態では、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値を算出することができる。

【 0 0 9 1 】

なお、第1の実施形態は、以下に説明する2つの変形例により上述した指標値を算出しても良い。以下、図9及び図10を用いて第1の実施形態に係る変形例について説明する。図9は、第1の実施形態に係る第1の変形例を説明するための図であり、図10は、第1の実施形態に係る第2の変形例を説明するための図である。

【 0 0 9 2 】

第1の変形例では、容積情報算出部17bは、容積情報の時系列データを、3D Tではなく、2D Tを用いて算出する。例えば、容積情報算出部17bは、図9に示すように、3次元超音波画像データ（第1フレーム）に対して、長軸方向に直行する複数の断面を設定する。そして、容積情報算出部17bは、図9に示すように、各断面において外膜を形成する閉曲線（ $M1 \sim M6 \dots$ ）及び内膜を形成する閉曲線（ $m1 \sim m6 \dots$ ）それぞれに追跡点を設定する。これにより、容積情報算出部17bは、3次元超音波画像データ群に対して、複数断面での2D Tを行なう。

【 0 0 9 3 】

そして、容積情報算出部17bは、複数断面での2D T処理の結果を空間的に補間して合成することで、3D T処理の結果に相当するデータを取得する。容積情報算出部17bは、取得したデータを用いて、内腔容積（ V ）の時系列データを算出する。本変形例では、壁運動情報として、globalなCSを用いるのが好適である。更に、壁運動情報算出部17cは、容積情報算出部17bが2D T処理の結果を空間的に補間して合成したデータを用いて、壁運動情報の時系列データを算出する。かかる変形例でも、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値を算出することができる。なお、本変形例における複数断面の方向としては、前述したMPR短軸像の他に、複数のMPR長軸像を用いても良い。

【 0 0 9 4 】

また、第2の変形例では、容積情報算出部17bは、容積情報の時系列データを、スペックルトラッキング技術以外の方法により算出する。具体的には、容積情報算出部17bは、第1関心領域としての内腔境界の位置を検出した結果を用いて、容積情報の算出処理を行なう。より具体的には、容積情報算出部17bは、画像輝度分布に関するエッジ検出等の公知の自動輪郭検出技術を用いて、図10に例示するように、左室内膜面の位置を同定する（図中のハッチングされた領域を参照）。これにより、容積情報算出部17bは、内腔容積（ V ）の時系列データを算出する。なお、自動輪郭検出処理は、容積情報算出部17b以外の処理部が行なっても良い。

【 0 0 9 5 】

また、第2の変形例では、壁運動情報算出部17cは、第2関心領域としての心筋領域の位置を検出した結果を用いて、壁運動情報の算出処理を行なう。壁運動情報算出部17cは、容積情報算出部17bが行なった自動輪郭検出結果を用いて、壁運動情報を算出す

10

20

30

40

50

る。かかる場合、壁運動情報算出部 17c は、S R e を検出するための壁運動情報として、左室内膜面の位置情報から内膜面全体の global な面積変化率 (A C) を算出することが好適である。なお、本変形例で行なわれる処理では、図 8 に示すステップ S 102 の処理が自動輪郭検出処理に置き換えられる。かかる変形例でも、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値を算出することができる。

【0096】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、上述した指標値を、2次元超音波画像データ群を用いて算出する場合について説明する。

【0097】

なお、第2の実施形態に係る画像処理部 17 は、図 2 に例示した第1の実施形態に係る画像処理部 17 と同様の構成を有する。しかし、第2の実施形態では、画像取得部 17a、容積情報算出部 17b 及び壁運動情報算出部 17c の処理対象が、以下、説明するように、2次元超音波画像データ群となる。

【0098】

3次元走査を行なって3次元超音波画像データ群の収集を収集する場合のフレームレート(ボリュームレート)は、例えば、1秒間当たり20~30フレーム程度となり、収集される3次元超音波画像データ群の時間分解能が低くなる。このため、第1極値や第2極値が検出される時相にばらつきが生じたり、第1極値や第2極値が過小評価されたりする場合がある。また、走査線の間隔を広くして、時間分解能向上させることが可能であるが、かかる場合、空間分解能(方位分解能)が、2次元走査に比べて相対的に低下する。

【0099】

そこで、第2の実施形態では、まず、操作者は、被検体Pの心臓の左心系の所定断面を、例えば、心尖部アプローチにより1心拍以上の期間で2次元走査する。これにより、画像生成部 14 は、1心拍以上の期間の時系列に沿った複数の2次元超音波画像データを生成し、画像メモリ 15 に格納する。画像メモリ 15 に格納された複数の2次元超音波画像データは、少なくとも左心室を含む心臓の所定断面を1心拍以上の期間で超音波走査することで生成された2次元超音波画像データ群である。なお、第2の実施形態に係る2次元超音波画像データは、2次元Bモード画像データである。また、第2の実施形態は、メカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブである超音波プローブ1を用いて、2次元走査を行なう場合であっても良いし、2次元走査専用の超音波プローブ1を用いる場合であっても良い。

【0100】

そして、第2の実施形態に係る画像取得部 17a は、少なくとも左心室を含む心臓の所定断面を1心拍以上の期間で超音波走査することで生成された2次元超音波画像データ群を取得する。ここで、上記の所定断面とは、長軸像を撮影するための断面である。第2の実施形態においては、長軸像の2次元超音波画像データとして、心尖部四腔像(apical four-chamber view、以下、A4C)や、心尖部二腔像(apical two-chamber view、以下、A2C)、心尖部長軸像(apical long-axis view、以下、A3C)のいずれかを用いる。

【0101】

そして、第2の実施形態に係る画像取得部 17a は、少なくとも左心室を含む心臓の所定断面(A4C面、A3C面、又は、A2C面)を1心拍以上の期間で超音波走査することで生成された2次元超音波画像データ群を取得する。図11は、第2の実施形態に係る画像取得部を説明するための図である。画像取得部 17a は、図11に示すように、例えば、1心拍以上の時系列に沿った複数のA4C面の画像データを取得する。

【0102】

そして、第2の実施形態に係る容積情報算出部 17b は、2次元超音波画像データ群から、左心室の第1関心領域における容積情報の時系列データを算出する。また、第2の実施形態に係る壁運動情報算出部 17c は、2次元超音波画像データ群から、左心室の第2

10

20

30

40

50

関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する。

【0103】

具体的には、第2の実施形態に係る容積情報算出部17bは、2次元超音波画像データ間のパターンマッチングを含む処理により第1関心領域の位置を追跡した結果を用いて、容積情報の算出処理を行なう。また、第2の実施形態に係る壁運動情報算出部17cは、2次元超音波画像データ間のパターンマッチングを含む処理により第2関心領域の位置を追跡した結果を用いて、壁運動情報の算出処理を行なう。

【0104】

すなわち、第2の実施形態では、2次元スペckルトラッキング処理が行なわれる。なお、以下では、2DT処理が容積情報算出部17bにより行なわれる場合について説明する。ただし、第2の実施形態は、2DT処理が、画像取得部17aや壁運動情報算出部17cにより行なわれる場合であっても、画像処理部17以外の処理部（例えば制御部18）により行なわれる場合であっても良い。

【0105】

図12は、2次元スペckルトラッキングの一例を説明するための図である。例えば、入力装置3は、操作者から、2次元超音波画像データ群の第1フレームの表示要求を受け付ける。表示要求が転送された制御部18は、第1フレームの2次元超音波画像データを画像メモリ15から読み出して、モニタ2に表示させる。

【0106】

そして、操作者は、モニタ2に表示された2次元超音波画像データを参照して、2DTを行なう追跡点を複数設定する。一例を挙げると、操作者は、2次元超音波画像データにおいて、左室内膜や心筋外膜の位置をトレースする。容積情報算出部17bは、トレースされた内膜面や外膜面から2次元的な境界面を再構成する。そして、容積情報算出部17bは、図12に例示するように、第1フレームの内膜面及び外膜面それぞれにおいて、ペアとなる複数の追跡点を設定する。容積情報算出部17bは、第1フレームで設定された複数の追跡点それぞれに対して、テンプレートデータを設定する。テンプレートデータは、追跡点を中心とする複数のピクセルから構成される。

【0107】

そして、容積情報算出部17bは、2つのフレーム間でテンプレートデータのスペckルパターンと最も一致する領域を探索することで、テンプレートデータが次のフレームでどの位置に移動したかを追跡する。なお、追跡点は、容積情報算出部17bが第1フレームに含まれる左室内膜面や外膜面を検出することで設定する場合であっても良い。

【0108】

そして、容積情報算出部17bは、内腔容積(V)を、2次元像の輪郭から、3次元的な内腔形状を推定する「Area-Length法」や「ディスク総和法(Simpson法)」により近似的に算出する。図13は、第2の実施形態に係る容積情報算出部を説明するための図である。

【0109】

容積情報算出部17bは、例えば、図13に示すように、ディスク総和法を行なうことで、内腔容積を近似した時系列データを算出する。ディスク総和法を行なう場合、容積情報算出部17bは、例えば、図13に示すように、A4C像を、長軸(L)に垂直な20個のディスクに等分する。そして、容積情報算出部17bは、i番目のディスクが内膜面と交差する2点の距離(図中の a_i を参照)を算出する。そして、容積情報算出部17bは、図13に示すように、i番目のディスクにおける内腔の3次元形状を直径「 a_i 」の円柱のスライスとして近似する。容積情報算出部17bは、20個の円柱の体積の総和を、内腔容積を近似した容積情報として算出する。これにより、容積情報算出部17bは、容積情報の時系列データを算出する。

【0110】

なお、「Area-Length法」は、左心室を回転楕円体として仮定し、左室長軸を含む左室内腔面積と左室内腔長軸長との計測結果から、左室内腔短軸長を算出して、内

10

20

30

40

50

腔容積の近似値を算出する方法である。容積情報算出部 17b は、2DT 処理の結果から左室内腔面積と左室内腔長軸長とを計測することで左室内腔短軸長を算出して、内腔容積を近似した容積情報を算出する。

【0111】

第2の実施形態に係る壁運動情報算出部 17c は、2次元の長軸像を用いることから、壁運動情報の種別として、長軸方向の歪み (LS)、長軸方向の変位 (LD)、移動距離 (AD)、壁厚方向の変位 (RD)、又は、長軸像での壁厚変化率である「Transverse (TS)」のいずれかを算出する。僧帽弁輪部速度に対応する値という観点では、長軸方向に平行な LS か LD を用いるのが好適である。

【0112】

また、第2の実施形態に係る壁運動情報算出部 17c は、2次元の長軸像を用いることから、壁運動情報の定義領域としては、LS や TS、RD では、内膜上での全体的な平均値を算出し、LD や AD では、左右両側の弁輪部位の2分割領域の平均値を算出することが好適である。

【0113】

なお、第2の実施形態において、時間変化率算出部 17d が行なう算出処理、極値検出部 17e が行なう検出処理及び指標値算出部 17f が行なう算出処理は、第1の実施形態と同様である。なお、指標値は、制御部 18 の制御により、モニタ 2 に表示されたり、外部装置に出力されたりする。

【0114】

また、第2の実施形態に係る容積情報算出部 17b は、更に、近似により算出した内腔容積の時系列データから、左室駆出率を算出しても良い。また、第2の実施形態に係る容積情報算出部 17b は、更に、2DT の処理結果から、外膜内部の容積の近似値を算出することで、心筋容積や、心筋重量、Mass - Index を算出しても良い。容積情報算出部 17b が算出した左室駆出率や心筋容積、心筋重量、Mass - Index 等は、指標値と共に、制御部 18 の制御により、モニタ 2 に表示されたり、外部装置に出力されたりする。

【0115】

次に、図14を用いて、第2の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14は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【0116】

図14に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、処理対象となる2次元超音波画像データ群が指定され、指標値の算出要求を受け付けたか否かを判定する (ステップ S201)。ここで、指標値の算出要求を受け付けられない場合 (ステップ S201 否定)、超音波診断装置は、指標値の算出要求を受け付けるまで待機する。

【0117】

一方、指標値の算出要求を受け付けた場合 (ステップ S201 肯定)、画像取得部 17a は、指定された2次元超音波画像データ群を取得する (ステップ S202)。そして、容積情報算出部 17b は、2次元超音波画像データ群に対して2次元スペクルトラッキング処理を行なう (ステップ S203)。

【0118】

そして、容積情報算出部 17b は、近似により、内腔容積 (V) の時系列データを算出し (ステップ S204)、時間変化率算出部 17d は、内腔容積 (V) の時系列データに対して時間微分による変換を行なうことで、内腔容積の時間変化率 (dV/dt) の時系列データ (第1時系列データ) を算出する (ステップ S205)。そして、極値検出部 17e は、 dV/dt の拡張早期におけるピーク値「(dV/dt) e」を第1極値として算出する (ステップ S206)。なお、極値検出部 17e は、ステップ S206 において、内腔容積が最小となる時相を用いて第1時系列データにおける拡張早期の時相を推定する。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 9 】

また、ステップ S 2 0 4 ~ ステップ S 2 0 6 の処理と並行して、壁運動情報算出部 1 7 c は、壁運動情報 (S) の時系列データを算出し (ステップ S 2 0 7)、時間変化率算出部 1 7 d は、壁運動情報 (S) の時系列データに対して時間微分による変換を行なうことで、壁運動情報の時間変化率 (S R) の時系列データ (第 2 時系列データ) を算出する (ステップ S 2 0 8)。そして、極値検出部 1 7 e は、S R の拡張早期におけるピーク値「 S R e 」を第 2 極値として算出する (ステップ S 2 0 9)。なお、極値検出部 1 7 e は、ステップ S 2 0 6 を行なった後、検出した第 1 極値の時相を用いて、ステップ S 2 0 9 の処理を行なう。

【 0 1 2 0 】

10

そして、指標値算出部 1 7 f は、指標値「 $(dV/dt)_e / S R e$ 」を算出し (ステップ S 2 1 0)、制御部 1 8 の制御により、指標値を出力し (ステップ S 2 1 1)、処理を終了する。

【 0 1 2 1 】

上述したように、第 2 の実施形態では、3 次元動画データを用いる第 1 の実施形態と比較して、2 次元動画データを用いることで、時間分解能及び空間分解能の制約が共に改善される。2 次元走査では、3 次元走査に比べて、走査線間隔を十分に細かく設定して方位分解能を高くしても、60 ~ 80 f p s (frame per second) 程度の動画データを取得できる。このため、第 2 の実施形態では、第 1 極値や第 2 極値が検出される時相にばらつきが生じたり、第 1 極値や第 2 極値が過小評価されたりすることを回避することができる。

20

【 0 1 2 2 】

ただし、第 2 の実施形態では、壁運動情報を 1 断面上での情報から推定するので、第 1 の実施形態と比較して、「 e ' 」に相当する値について、空間的に限定された領域からしか得られないという制約がある。また、「 E 」に相当する値について、基となる体積値が 2 次元断面から推定されることに起因する誤差が含まれる場合もある。

【 0 1 2 3 】

時間分解能が高い 2 次元動画データを用いる第 2 の実施形態で説明した方法は、指標値を算出する分母及び分子の同時性が担保されることが重要である場合に適用されることが好適である。具体的には、心房細動のような心拍期間が一定でない症例では「 E 」及び「 e ' 」に対応する値の同時性が重要となることから、第 2 の実施形態で説明した方法が効果的に機能し得る。

30

【 0 1 2 4 】

なお、第 2 の実施形態においても、第 1 の実施形態に係る第 2 の変形例と同様に、2 D T 処理の代わりに、自動輪郭検出技術を適用しても良い。かかる場合、壁運動情報算出部 1 7 c は、指標値の算出に用いる壁運動情報として、左室内膜輪郭の位置情報から内膜全体の全体的な長さの変化率を「 L S 」として算出することが好適である。なお、本変形例で行なわれる処理では、図 1 4 に示すステップ S 2 0 2 の処理が自動輪郭検出処理に置き換えられる。

【 0 1 2 5 】

40

更に、この変形例では、内腔容積ではなく、輪郭で囲まれた内腔面積の情報を指標値の分子として用いても、E D P に関連する指標値を提供することができる。かかる場合、壁運動情報を Strain Rate (単位 : 1 / s) とすると、最終的に得られる指標値の単位は「 cm^2 」と面積の次元を有する。

【 0 1 2 6 】

(第 3 の実施形態)

第 3 の実施形態では、上述した指標値を、複数の 2 次元超音波画像データ群を用いて算出する場合について説明する。

【 0 1 2 7 】

なお、第 3 の実施形態に係る画像処理部 1 7 は、図 2 に例示した第 1 の実施形態に係る

50

画像処理部 17 と同様の構成を有する。しかし、第 3 の実施形態では、画像取得部 17 a、容積情報算出部 17 b 及び壁運動情報算出部 17 c の処理対象が、以下、説明するように、複数の 2 次元超音波画像データ群となる。

【0128】

第 3 の実施形態では、まず、操作者は、被検体 P の心臓の左心系の所定断面として、複数断面それぞれを、例えば、心尖部アプローチにより 1 心拍以上の期間で 2 次元走査する。例えば、操作者は、心尖部四腔像 (A 4 C) 用の断面や、心尖部二腔像 (A 2 C) 用の断面及び心尖部長軸像 (A 3 C) 用の断面から選択した 2 つ以上の断面それぞれを、1 心拍以上の期間にわたって順次、2 次元走査する。これにより、画像生成部 14 は、1 心拍以上の期間の時系列に沿った複数の 2 次元超音波画像データ、複数断面ごとに生成し、画像メモリ 15 に格納する。画像メモリ 15 に格納された複数断面ごと複数の 2 次元超音波画像データは、少なくとも左心室を含む心臓の複数断面それぞれを 1 心拍以上の期間で超音波走査することで生成された複数の 2 次元超音波画像データ群である。なお、第 3 の実施形態に係る 2 次元超音波画像データは、2 次元走査専用の超音波プローブ 1 を用いることで収集される。

10

【0129】

そして、第 3 の実施形態に係る画像取得部 17 a は、少なくとも左心室を含む心臓の複数断面それぞれを 1 心拍以上の期間で超音波走査することで生成された複数の 2 次元超音波画像データ群を取得する。画像取得部 17 a は、所定断面としての複数断面それぞれに対応する複数の 2 次元超音波画像データ群を取得する。

20

【0130】

図 15 A 及び図 15 B は、第 3 の実施形態に係る画像取得部を説明するための図である。画像取得部 17 a は、図 15 A に示すように、例えば、1 心拍以上の時系列に沿った複数の A 4 C の画像データと、1 心拍以上の時系列に沿った複数の A 2 C の画像データとを取得する。

【0131】

或いは、画像取得部 17 a は、図 15 B に示すように、例えば、1 心拍以上の時系列に沿った複数の A 4 C の画像データと、1 心拍以上の時系列に沿った複数の A 3 C の画像データと、1 心拍以上の時系列に沿った複数の A 2 C の画像データとを取得する。

【0132】

そして、第 3 の実施形態に係る容積情報算出部 17 b は、複数の 2 次元超音波画像データ群から、左心室の第 1 関心領域における容積情報の時系列データを算出する。また、第 3 の実施形態に係る壁運動情報算出部 17 c は、複数の 2 次元超音波画像データ群から、左心室の第 2 関心領域における壁運動情報の時系列データを算出する。

30

【0133】

具体的には、第 3 の実施形態に係る容積情報算出部 17 b は、第 2 の実施形態と同様に、2 次元超音波画像データ間のパターンマッチングを含む処理により第 1 関心領域の位置を追跡した結果を用いて、容積情報の算出処理を行なう。また、第 2 の実施形態に係る壁運動情報算出部 17 c は、第 2 の実施形態と同様に、2 次元超音波画像データ間のパターンマッチングを含む処理により第 2 関心領域の位置を追跡した結果を用いて、壁運動情報の算出処理を行なう。

40

【0134】

すなわち、第 3 の実施形態では、複数の 2 次元超音波画像データ群それぞれで、2 次元スペckルトラッキング処理が行なわれる。なお、以下では、2 D T 処理が容積情報算出部 17 b により行なわれる場合について説明する。ただし、第 3 の実施形態は、2 D T 処理が、画像取得部 17 a や壁運動情報算出部 17 c により行なわれる場合であっても、画像処理部 17 以外の処理部 (例えば制御部 18) により行なわれる場合であっても良い。

【0135】

ここで、2 次元走査専用の超音波プローブ 1 を用いる場合、第 3 の実施形態では、各断面の 2 次元超音波画像データ群は、異なる時期に個別に収集される。そこで、容積情報算

50

出部 17b は、例えば、R 波や P 波を基準時相として、R 波や P 波の 2 次元超音波画像データを先頭として、各 2 次元超音波画像データ群を配列する。これにより、容積情報算出部 17b は、例えば、A4C の超音波画像データ群と、A2C の超音波画像データ群との時相を、時系列に沿って略一致させる。なお、容積情報算出部 17b は、各 2 次元超音波画像データ群の時相を略一致させるために、R 波間隔や P 波間隔、又は、ECG の形状が互いに略一致する 2 次元超音波画像データ群を、複数の 2 次元超音波画像データ群それぞれから選択しても良い。また、時相を一致させるための処理は、画像取得部 17a や壁運動情報算出部 17c により行なわれる場合であっても、画像処理部 17 以外の処理部（例えば制御部 18）により行なわれる場合であっても良い。ただし、第 3 の実施形態は、2D アレイプローブである超音波プローブ 1 を用いて、複数断面の 2 次元走査を同時に行なう場合であっても良い。かかる場合、第 3 の実施形態では、時相一致のための処理を行わなくても良い。

10

【0136】

第 3 の実施形態に係る容積情報算出部 17b は、同一時相の複数断面それぞれの 2 次元超音波画像データの 2DT 処理の結果から、各 2 次元超音波画像データにおける内膜に対応する追跡点の位置（すなわち、内腔の輪郭の位置）を取得する。そして、容積情報算出部 17b は、内腔容積（V）を、内腔の輪郭の位置から、3 次元的な内腔形状を推定する「ディスク総和法（Simpson 法）」の修飾法である「modified-Simpson 法」により近似的に算出する。図 16A 及び図 16B は、第 3 の実施形態に係る容積情報算出部を説明するための図である。

20

【0137】

A4C 面及び A2C 面の 2 断面それぞれの 2 次元走査が行なわれた場合、容積情報算出部 17b は、例えば、同一時相の A4C 像及び A2C 像それぞれを長軸に垂直な 20 個のディスクに等分する。そして、容積情報算出部 17b は、図 16A に示すように、A4C 像の i 番目のディスクが内膜面と交差する 2 点の距離（図中の a_i を参照）と、A2C 像の i 番目のディスクが内膜面と交差する 2 点の距離（図中の b_i を参照）とを算出する。そして、容積情報算出部 17b は、 i 番目のディスクの内腔の 3 次元形状を、「 a_i 」及び「 b_i 」から推定される長径及び短径を有する楕円体のスライスとして近似する。容積情報算出部 17b は、20 個の楕円体の体積の総和を、内腔容積を近似した容積情報として算出する。これにより、容積情報算出部 17b は、容積情報の時系列データを算出する。

30

【0138】

A4C 面、A3C 面及び A2C 面それぞれの 2 次元走査が行なわれた場合、容積情報算出部 17b は、例えば、A4C 像、A3C 像、及び A2C 像それぞれを長軸に垂直な 20 個のディスクに等分する。そして、容積情報算出部 17b は、A4C 像の i 番目のディスクが内膜面と交差する 2 点の位置と、A3C 像の i 番目のディスクが内膜面と交差する 2 点の位置と、A2C 像の i 番目のディスクが内膜面と交差する 2 点の位置とを取得する。そして、容積情報算出部 17b は、取得した 6 つの点の位置から、 i 番目のディスクの内腔形状を、例えば、「Spline 補間」により決定する（図 16B に示す点線の閉曲線を参照）。そして、容積情報算出部 17b は、 i 番目のディスクにおける内腔の 3 次元形状を、Spline 閉曲線を上面及び下面とする柱体のスライスとして近似する。容積情報算出部 17b は、20 個の柱体の体積の総和を、内腔容積を近似した容積情報として算出する。これにより、容積情報算出部 17b は、容積情報の時系列データを算出する。そして、時間変化率算出部 17d は、容積情報の時系列データの時間微分を行なうことで、第 1 時系列データを算出し、極値検出部 17e は、第 1 時系列データから第 1 極値「 $(dV/dt)_e$ 」を検出する。なお、極値検出部 17e は、第 1 極値を検出するための ES 時相の推定を、第 1 の実施形態で説明した方法により行なう。

40

【0139】

第 3 の実施形態に係る壁運動情報算出部 17c は、各断面で、壁運動情報の時系列データを生成する。なお、第 3 の実施形態における各種壁運動情報の種別と、壁運動情報の定

50

義領域とは、第2の実施形態と基本的に同様である。

【0140】

ここで、第2関心領域における壁運動情報として、1つの断面で定義される壁運動情報が設定されている場合、第3の実施形態に係る壁運動情報算出部17cは、該当する1断面の壁運動情報の時系列データを生成する。例えば、壁運動情報算出部17cは、A4C面の壁運動情報（例えば、2箇所の壁運動情報の平均値）の時系列データを生成する。かかる場合、時間変化率算出部17dは、壁運動情報算出部17cから出力された1つの壁運動情報の時系列データの時間微分を行なうことで、第2時系列データを算出し、極値検出部17eは、第2時系列データから第2極値「SR_e」を検出する。なお、極値検出部17eは、第1極値が検出された時相を用いて、第2極値を検出する。そして、指標値算出部17fは、第1極値を第2極値で除算することで、指標値を算出する。

10

【0141】

一方、第2関心領域における壁運動情報として、複数断面それぞれで定義される壁運動情報が設定されている場合、第3の実施形態において、壁運動情報算出部17cから時間変化率算出部17dに出力されるデータの出力形態は、以下の2つの出力形態に大別される。

【0142】

第1の出力形態を行なう場合、壁運動情報算出部17cは、複数の2次元超音波画像データ群それぞれの壁運動情報の時系列データを平均した時系列データを、壁運動情報の時系列データとして算出する。例えば、第1の出力形態では、壁運動情報算出部17cは、A4C面のLSの時系列データ（例えば、A4C面の2箇所のLSの平均値の時系列データ）とA2C面のLSの時系列データ（例えば、A2C面の2箇所のLSの平均値の時系列データ）とを算出する。そして、壁運動情報算出部17cは、A4C面のLSの時系列データとA2C面のLSの時系列データとの平均値（S'）の時系列データを算出する。

20

【0143】

壁運動情報算出部17cから平均壁運動情報の時系列データを受信した時間変化率算出部17dは、「S'の時系列データ」の時間微分を行なうことで、第2時系列データ（SR'の時系列データ）を算出し、極値検出部17eは、第2時系列データ（SR'の時系列データ）から第2極値「SR'e」を検出する。なお、極値検出部17eは、第1極値が検出された時相を用いて、第2極値を検出する。そして、指標値算出部17fは、第1極値を第2極値で除算することで、指標値を算出する。

30

【0144】

一方、第2の出力形態を行なう場合、壁運動情報算出部17cは、複数の2次元超音波画像データ群それぞれに対応する複数の壁運動情報の時系列データを算出する。そして、時間変化率算出部17dは、複数の壁運動情報の時系列データそれぞれから、複数の第2時系列データを算出する。そして、極値検出部17eは、複数の第2時系列データそれぞれで検出した拡張早期における極値を平均した値を、第2極値として算出する。例えば、第2の出力形態では、壁運動情報算出部17cは、A4C面のLSの時系列データとA2C面のLSの時系列データとを算出する。そして、時間変化率算出部17dは、例えば、第2時系列データとして、A4C面の第2時系列データとA2C面の第2時系列データ時系列データとを算出する。

40

【0145】

そして、極値検出部17eは、例えば、A4C面の第2時系列データの拡張早期における極値と、A2C面の第2時系列データの拡張早期における極値とを検出する。なお、極値検出部17eは、第1極値が検出された時相を用いて、例えば、A4C面の第2時系列データ及びA2C面の第2時系列データそれぞれの極値を検出する。そして、極値検出部17eは、A4C面の第2時系列データの極値とA2C面の第2時系列データの極値とを平均することで、第2極値「SR'e」を算出する。そして、指標値算出部17fは、第1極値を第2極値で除算することで、指標値を算出する。

【0146】

50

第1の出力形態は、心筋梗塞症例の様に、局所的に心臓の動きが極端に悪い場合に、動きが極端に悪い領域の影響が軽減された平均的なピーク値を得るのに適していると考えられる。一方、第2の出力形態は、局所の壁運動情報の値の大きさに変動があり、かつ、ピーク時間に領域間のばらつきがある左脚ブロックなどの非同期症例において、領域間の差異を含んだ全体的なピーク値を得るのに適していると考えられる。

【0147】

指標値算出部17fが算出した指標値は、制御部18の制御により、モニタ2に表示されたり、外部装置に出力されたりする。

【0148】

なお、第3の実施形態に係る容積情報算出部17bは、更に、近似により算出した内腔容積の時系列データから、左室駆出率を算出しても良い。また、第3の実施形態に係る容積情報算出部17bは、更に、2DTの処理結果から、外膜内部の容積の近似値を算出することで、心筋容積や、心筋重量、Mass-Indexの近似値を算出しても良い。容積情報算出部17bが算出した左室駆出率や心筋容積、心筋重量、Mass-Index近似値等は、指標値と共に、制御部18の制御により、モニタ2に表示されたり、外部装置に出力されたりする。

【0149】

次に、図17を用いて、第3の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17は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を説明するためのフローチャートである。なお、図17に示すフローチャートは、第1の出力形態が実行される場合の処理の一例を示している。

【0150】

図17に示すように、第3の実施形態に係る超音波診断装置は、処理対象となる複数断面それぞれの2次元超音波画像データ群が指定され、指標値の算出要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS301)。ここで、指標値の算出要求を受け付けない場合(ステップS301否定)、超音波診断装置は、指標値の算出要求を受け付けるまで待機する。

【0151】

一方、指標値の算出要求を受け付けた場合(ステップS301肯定)、画像取得部17aは、指定された複数断面それぞれの2次元超音波画像データ群を取得する(ステップS302)。そして、容積情報算出部17bは、複数の2次元超音波画像データ群それぞれに対して2次元スペックルトラッキング処理を行なう(ステップS303)。

【0152】

そして、容積情報算出部17bは、近似により、内腔容積(V)の時系列データを算出し(ステップS304)、時間変化率算出部17dは、内腔容積(V)の時系列データに対して時間微分による変換を行なうことで、内腔容積の時間変化率(dV/dt)の時系列データ(第1時系列データ)を算出する(ステップS305)。そして、極値検出部17eは、 dV/dt の拡張早期におけるピーク値「(dV/dt)e」を第1極値として算出する(ステップS306)。なお、極値検出部17eは、ステップS306において、内腔容積が最小となる時相を用いて第1時系列データにおける拡張早期の時相を推定する。

【0153】

また、ステップS304～ステップS306の処理と並行して、壁運動情報算出部17cは、複数の断面それぞれの壁運動情報の時系列データを算出し、複数の壁運動情報の時系列データを平均することで、平均壁運動情報(S')の時系列データを算出する。(ステップS307)。そして、時間変化率算出部17dは、平均壁運動情報の時系列データに対して時間微分による変換を行なうことで、平均壁運動情報の時間変化率(SR')の時系列データ(第2時系列データ)を算出する(ステップS308)。そして、極値検出部17eは、SRの拡張早期におけるピーク値「 SR e」を第2極値として算出する(ステップS309)。なお、極値検出部17eは、ステップS306を行なった後、検出し

た第1極値の時相を用いて、ステップS309の処理を行なう。

【0154】

そして、指標値算出部17fは、指標値「 $(dV/dt)_e / SR_e$ 」を算出し（ステップS310）、制御部18の制御により、指標値を出力し（ステップS311）、処理を終了する。

【0155】

上述したように、第3の実施形態では、時間分解能及び空間分解能が確保された複数の2次元動画データを用いることで、第2の実施形態と比較して、「 e' 」に相当する値をより「全体的な値」とすることができ、「 e' 」に相当する値に誤差が含まれる可能性を低減することができる。また、第3の実施形態では、複数の2次元動画データを用いることで、第2の実施形態と比較して、内腔容積の近似精度を向上させることができる。

10

【0156】

第3の実施形態で説明した方法は、「 E 」及び「 e' 」に対応する値の同時性よりも、「 e' 」に対応する値の全体性が重要である場合に適用することが好適である。例えば、心拍期間が一定である症例の場合、「 E 」及び「 e' 」に対応する値の同時性は、ある程度担保されている。そこで、心筋梗塞のように心拍期間は一定だが、局所的な形状異変があつて1断面のみの結果から V を推定すると精度が低下する場合に、第3の実施形態で説明した方法は効果的に機能し得る。

【0157】

なお、第3の実施形態においても、第1の実施形態に係る第2の変形例と同様に、2DT処理の代わりに、自動輪郭検出技術を適用しても良い。本変形例で行なわれる処理では、図17に示すステップS302の処理が自動輪郭検出処理に置き換えられる。

20

【0158】

また、第3の実施形態は、複数の長軸像でなく、複数の短軸像を用いて2DTを行い、内腔の輪郭位置を補間して合成することで容積情報を取得すると共に、短軸像から定義される壁運動情報（CSやRSが好適）も複数断面から取得する場合であっても良い。この変形例では、容積の推定精度を高めるために、長軸に対してレベルの異なる3断面から7断面程度の短軸像を合成するのが望ましい。

【0159】

なお、上述した第1～第3の実施形態では、超音波診断装置において超音波画像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、上述した第1～第3の実施形態で説明した画像処理方法は、超音波診断装置とは独立に設置された画像処理装置で行なわれる場合であってもよい。かかる場合、画像処理装置は、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超音波画像データ群を受信して上述した画像処理方法を実行する。

30

【0160】

また、上述した第1～第3の実施形態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、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等のコンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な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。

40

【0161】

以上、説明したとおり、第1の実施形態～第3の実施形態によれば、左室拡張末期圧を正確に反映した指標値を算出することができる。

【0162】

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

50

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】

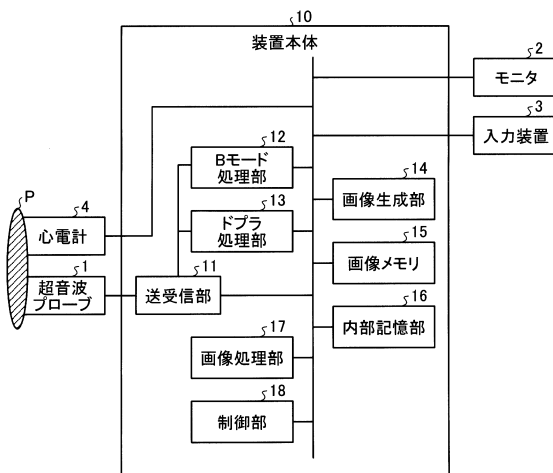
【 0 1 6 3 】

- 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 ドプラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 内部記憶部
- 17 画像処理部
- 17 a 画像取得部
- 17 b 容積情報算出部
- 17 c 壁運動情報算出部
- 17 d 時間変化率算出部
- 17 e 極値検出部
- 17 f 指標値算出部
- 18 制御部

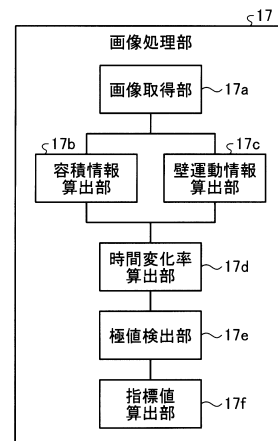
10

20

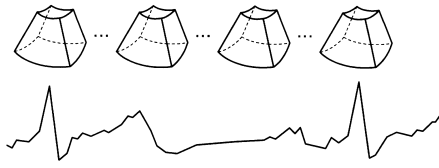
【図 1】



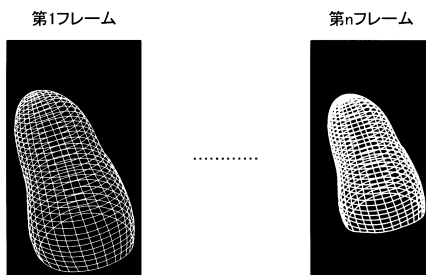
【図 2】



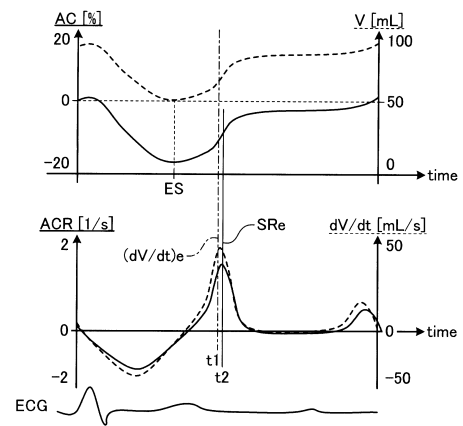
【図 3】



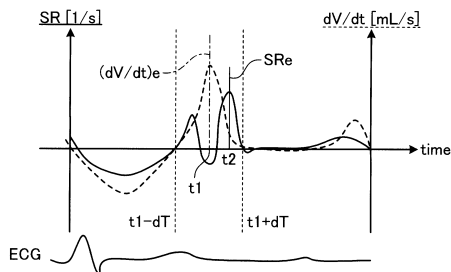
【図 4】



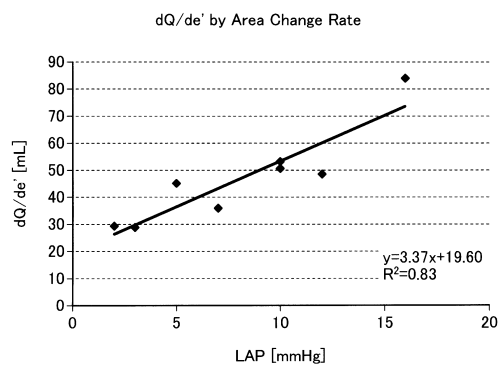
【図 5】



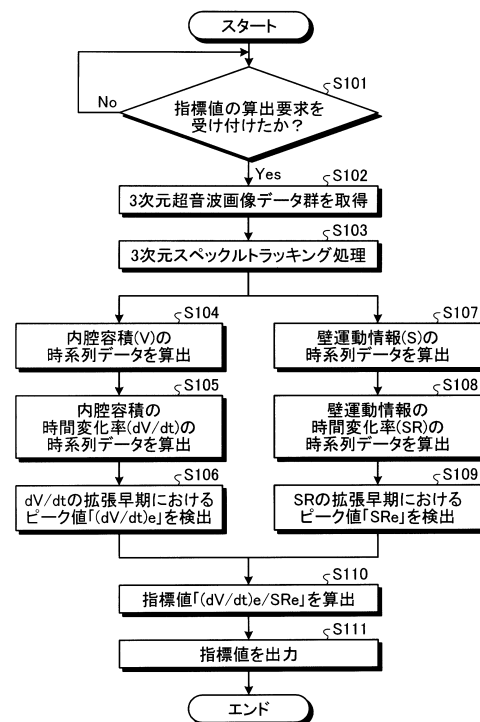
【図 6】



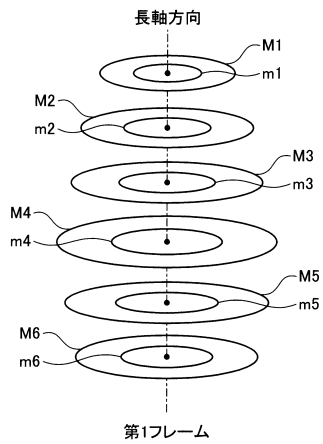
【図 7】



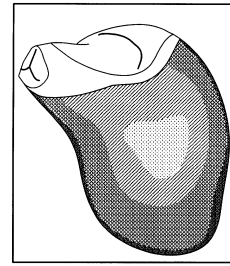
【図 8】



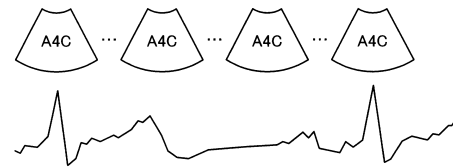
【図 9】



【図 10】



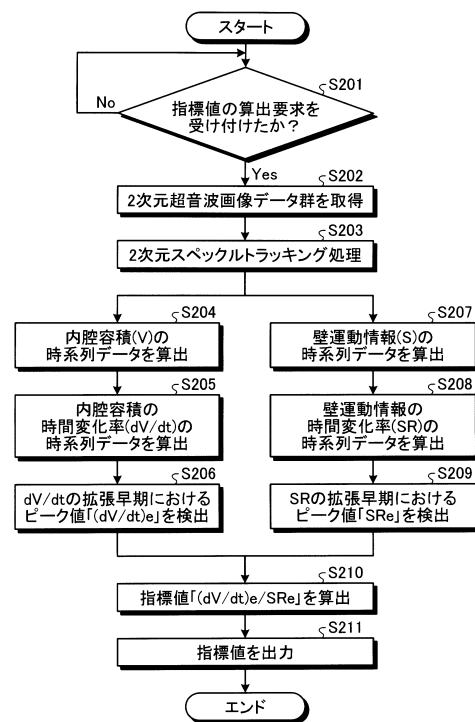
【図 11】



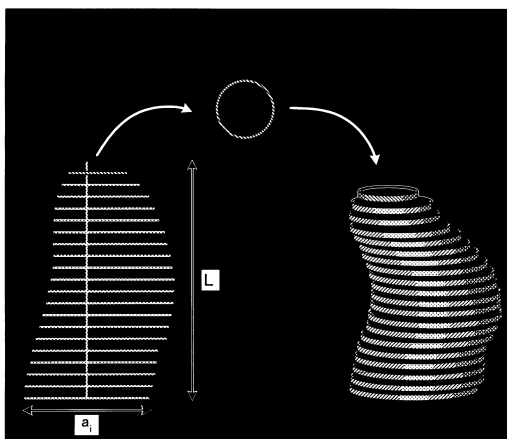
【図 12】



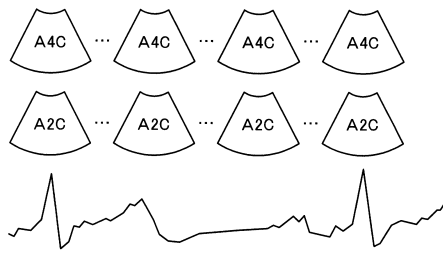
【図 14】



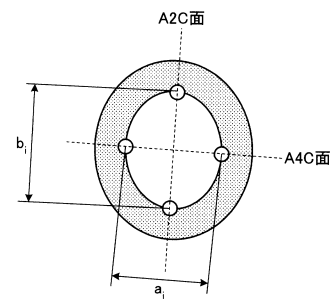
【図 13】



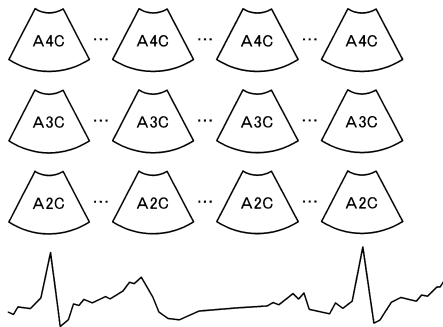
【図 15 A】



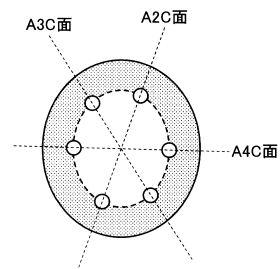
【図 16 A】



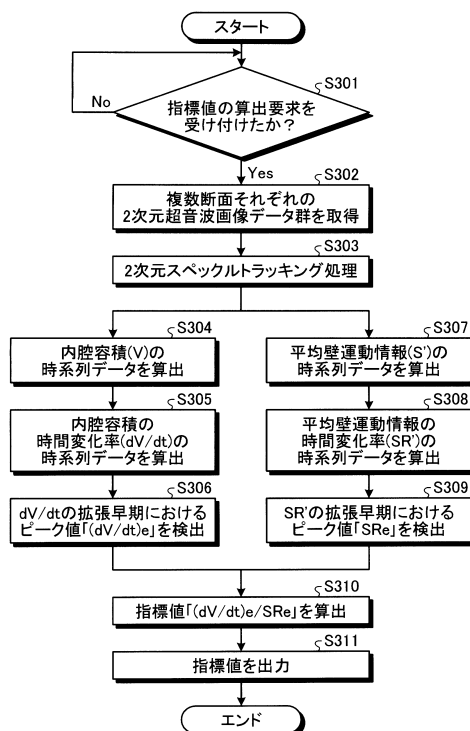
【図 15 B】



【図 16 B】



【図 17】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 6 1 0 2 8 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 5 5 4 8 3 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 7 7 4 9 5 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 7 8 6 2 5 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 9 4 2 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 2 0 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 5 3 8 6 7 (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，图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP6041350B2	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	JP2013073762	申请日	2013-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	阿部康彦 浅沼俊彦 中谷敏		
发明人	阿部 康彦 浅沼 俊彦 中谷 敏		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/065 A61B8/14 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB38 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK28		
优先权	2012082623 2012-03-30 JP		
其他公开文献	JP2013226411A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：计算准确反映左心室舒张末期压力的指数值。根据实施例的超声波诊断装置包括图像获取单元，体积信息计算单元，壁运动信息计算单元，时间变化率计算单元，极值检测单元和指标值计算单元。图像获取单元获取包括左心室的超声图像数据组。体积信息计算单元根据超声图像数据组计算左心室的体积信息的时间序列数据，并且壁运动信息计算单元计算左心室的壁运动信息的时间序列数据。时间变化率计算单元计算体积信息的时间变化率的时间序列数据（第一时间序列数据）和壁运动信息的时间变化率的时间序列数据（第二时间序列数据），Section检测第一时间序列数据和第二时间序列数据的早期扩展极值（第一极值和第二极值），并且索引值计算部分计算索引值并且第二个极值用于计算指数值。The

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6041350号 (P6041350)
(45) 発行日 平成28年12月7日 (2016.12.7)	(24) 登録日 平成28年11月18日 (2016.11.18)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 8 (2006.01)	F I A 6 1 B 8 / 0 8	
請求項の数 19 (全 30 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-73762 (P2013-73762)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 樹木県大田原市下石上1385番地	
(22) 出願日 平成25年3月29日 (2013.3.29)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(65) 公開番号 特願2013-226411 (P2013-226411A)	(72) 発明者 阿部 康彦 樹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	
(43) 公開日 平成25年11月7日 (2013.11.7)	(72) 発明者 浅沼 俊彦 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法 人大阪大学内	
審査請求日 平成27年12月24日 (2015.12.24)	(72) 発明者 中谷 敏 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法 人大阪大学内	
(31) 優先権主張番号 特願2012-82623 (P2012-82623)		
(32) 優先日 平成24年3月30日 (2012.3.30)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法		