

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-177495

(P2011-177495A)

(43) 公開日 平成23年9月15日(2011.9.15)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-3228 (P2011-3228)
 (22) 出願日 平成23年1月11日(2011.1.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-22506 (P2010-22506)
 (32) 優先日 平成22年2月3日(2010.2.3)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

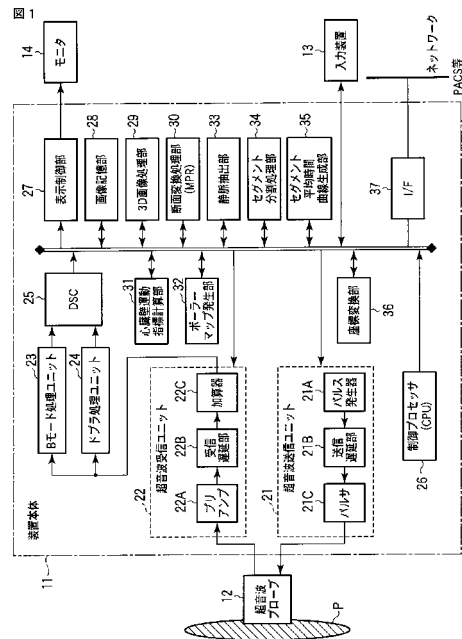
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 心臓壁の運動機能の指標に関する極座標分布の利用価値を向上すること。

【解決手段】 複数の超音波画像が用いられる。複数の超音波画像は、被検体の心臓を含む3次元領域をカバーする。超音波画像から心臓長軸に交差する複数の短軸像が生成される。短軸像から心臓壁の運動機能に関する指標が計算される。指標のポーラマップが生成される。ポーラマップを区分する複数のセグメントにそれぞれ対応する指標の平均値が計算される。操作者により短軸像の静脈上に関心点が指定される。指定された関心点の位置に対応する極座標分布上の位置にセグメントの境界が設定される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心臓を含む 3 次元領域を超音波で繰り返し走査して複数の超音波画像のデータを発生する画像発生部と、

前記超音波画像から心臓長軸に交差する複数の短軸像を生成する短軸像生成部と、

前記短軸像から心臓壁の運動機能に関する指標を計算する指標計算部と、

前記指標の極座標分布を生成する極座標分布生成部と、

前記極座標分布を区分する複数のセグメントにそれぞれ対応する前記指標の平均値を計算する平均計算部と、

前記極座標分布と前記短軸像とを表示する表示部と、

10

前記表示された短軸像の静脈上に関心点を指定操作するための操作部と、

前記指定された関心点の位置に対応する前記極座標分布上の位置に前記セグメントの境界を設定するセグメント設定部とを具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記複数のセグメントにそれぞれ対応する、前記指標の平均値に関する複数の時間曲線を発生する時間曲線発生部をさらに備える請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記セグメント設定部は、前記セグメントが有する、前記極座標分布の半径方向に関する幅を前記関心点の位置に応じて設定する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記セグメント設定部は、前記関心点の位置に応じて前記セグメントの角度を変化させる請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記セグメント設定部は、前記関心点の位置に応じて前記セグメントの位置をシフトする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体の心臓を含む 3 次元領域を超音波で繰り返し走査して複数の超音波画像のデータを発生する画像発生部と、

前記超音波画像から心臓長軸に交差する複数の短軸像を生成する短軸像生成部と、

前記短軸像から心臓壁の運動機能に関する指標を計算する指標計算部と、

30

前記指標の極座標分布を生成する極座標分布生成部と、

前記極座標分布を区分する複数のセグメントにそれぞれ対応する前記指標の平均値を計算する平均計算部と、

前記短軸像から静脈位置を自動的に特定する位置特定部と、

前記特定された静脈位置に対応する前記極座標分布上の位置に前記セグメントの境界を設定するセグメント設定部とを具備する超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置特定部は、静脈を含む局所領域をカバーする少なくとも一つの静脈パターンを用いてパターンマッチングにより前記静脈位置を特定する請求項 6 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記複数の静脈パターンには健常者に関するの静脈パターンと非健常者に関するの静脈パターンとが含まれる、前記複数の静脈パターンから前記パターンマッチングに適用する一の静脈パターンが選択される請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記セグメント設定部は、前記関心点の位置に応じて前記セグメントの角度を変化させる請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記セグメント設定部は、前記関心点の位置に応じて前記セグメントの位置をシフトする請求項 6 記載の超音波診断装置。

50

【請求項 1 1】

被検体の心臓を含む 3 次元領域に関する複数の医用画像のデータを記憶する画像記憶部と、

前記医用画像から心臓長軸に交差する複数の短軸像を生成する短軸像生成部と、

前記短軸像から心臓壁の運動機能に関する指標を計算する指標計算部と、

前記指標の極座標分布を生成する極座標分布生成部と、

前記極座標分布を区分する複数のセグメントにそれぞれ対応する前記指標の平均値を計算する平均計算部と、

前記短軸像から、操作者により指定された静脈位置又はパターンマッチングにより特定された静脈位置に対応する前記極座標分布上の位置に前記セグメントの境界を設定するセグメント設定部とを具備する医用画像処理装置。

10

【請求項 1 2】

前記複数のセグメントにそれぞれ対応する、前記指標の平均値に関する複数の時間曲線を発生する時間曲線発生部をさらに備える請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記セグメント設定部は、前記セグメントが有する、前記極座標分布の半径方向に関する幅を前記関心点の位置に応じて設定する請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記セグメント設定部は、前記関心点の位置に応じて前記セグメントの角度を変化させる請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 1 5】

前記セグメント設定部は、前記関心点の位置に応じて前記セグメントの位置をシフトする請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記短軸像から静脈位置を自動的に特定する位置特定部をさらに備え、

前記位置特定部は、静脈を含む局所領域をカバーする少なくとも一つの静脈パターンを用いてパターンマッチングにより前記静脈位置を特定する請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記複数の静脈パターンには健常者に関するの静脈パターンと非健常者に関するの静脈パターンとが含まれる、前記複数の静脈パターンから前記パターンマッチングに適用する一の静脈パターンが選択される請求項 1 1 記載の医用画像処理装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の非同期的な動きの治療法として、CRTがある。リードの位置を非同期が最も強く出ている部分に置きたいというニーズがある。このとき、ランドマークとなるのが大心静脈及び前心静脈の位置である。

40

【0003】

一方、非同期の評価として、ウォールモーショントラッキング（心臓壁追跡）によるパラメトリックイメージング（極座標分布、ポーラマップともいう）があり、遅延部位を同定することが出来るが、上記静脈との位置関係が不明である。

【0004】

上記ウォールモーショントラッキングにより、例えば心拍時相の微少区間毎、または拡張末期（ED）から収縮末期（ES）までの心臓壁厚の変化率等の心臓壁の運動機能の指標（運動指標）を心臓全体にわたる多点で計算することも可能となる。ただし、心臓は心尖部から心基部まで縦に長い。この縦に長い心臓全体の運動指標を一度に観察できるよう

50

に、その表示形式として一般的にポーラマップ(Polar Map)と呼ばれる極座標分布を生成することが多い。周知のとおり、極座標は、平面を(r ,)で表す表現方法であり、ここでは、 を心軸周りの角度、 r を心尖部から心基部に向かって各短軸像のスライス番号にそれぞれ割り当てている。

【 0 0 0 5 】

また、極座標分布をその半径方向及び円周方向に複数のセグメントに分割して、セグメントごとに運動指標の平均値を計算し、その平均値に応じた色相でセグメントフレームをカラー表示し、また運動指標の平均値に関する時間的変化をセグメント毎に生成して同時表示することがなされている。セグメントは心臓組織とは無関係に円周方向に均等に分割される。各セグメントがカバーする心臓組織の範囲に依存して平均値にばらつきが生じる。そのために運動指標の平均値に関する時間的変化の信頼性がそれほど高くない。

10

【 0 0 0 6 】

以上の理由で心臓壁の運動機能の指標に関する極座標分布の利用価値はそれほど高いとはいえないものであった。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

目的は、心臓壁の運動機能の指標に関する極座標分布の利用価値を向上することにある。

【 課題を解決するための手段 】

20

【 0 0 0 8 】

本実施形態は複数の超音波画像を用いる。複数の超音波画像は、被検体の心臓を含む3次元領域をカバーする。超音波画像から心臓長軸に交差する複数の短軸像が生成される。短軸像から心臓壁の運動機能に関する指標が計算される。指標のポーラマップが生成される。ポーラマップを区分する複数のセグメントにそれぞれ対応する指標の平均値が計算される。操作者により短軸像の静脈上に関心点が指定される。指定された関心点の位置に対応する極座標分布上の位置にセグメントの境界が設定される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 9 】

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

30

【 図 2 】 図 2 は図 1 の画像記憶部に記憶される3次元超音波画像データを示す図である。

【 図 3 】 図 3 は図 1 の断面変換部で作成される短軸像の断面を示す図である。

【 図 4 】 図 4 は図 3 の断面の組織構造を示す図である。

【 図 5 】 図 5 は図 1 の心臓壁運動指標計算部による指標計算の補足説明図である。

【 図 6 】 図 6 は図 1 のポーラマップ発生部による極座標を示す図である。

【 図 7 】 図 7 は図 1 のポーラマップ発生部により発生されるポーラマップを示す図である。

【 図 8 】 図 8 は図 1 のモニタの表示画面例を示す図である。

【 図 9 】 図 9 は図 1 のセグメント平均時間曲線生成部により生成されるセグメント平均値の時間曲線を示す図である。

40

【 図 1 0 】 図 1 0 は図 1 のマーカー発生部により発生されるマーカーが重ねられるポーラマップを示す図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は図 1 のセグメント分割処理部により初期的に設定されるセグメントセットを示す図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は図 1 のセグメント分割処理部により静脈位置に従って変更されたセグメントセットを示す図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は図 1 のセグメント分割処理部により円周方向の静脈位置の違いによりセグメントごとに調整されるセグメントを示す図である。

【 図 1 4 】 図 1 4 は図 1 のセグメント分割処理部により長軸面上での静脈の屈曲位置に従って幅が調整されるセグメントセットを示す図である。

50

【図 15】図 15 は図 14 を補足するための長軸像の静脈走行を示す図である。

【図 16】図 16 は図 1 のセグメント分割処理部により静脈位置に従って円周方向にシフトされたセグメントセットを示す図である。

【図 17】図 17 は図 1 の静脈抽出部による静脈抽出方法の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本実施形態は、複数の医用画像を扱う。複数の医用画像は被検体の心臓を含む領域をカバーするマルチスライスを構成する。各スライスは、心臓の長軸に略直交する。各医用画像は心臓の短軸画像である。各スライスには、撮影時刻が異なる一連を構成する複数の医用画像が対応する。複数の医用画像から、心筋の運動指標に関するポーラマップを生成する。ポーラマップは、複数のセグメントに分割される。各セグメント毎に運動指標の平均値が計算される。平均値の有用性は、各セグメントがカバーする範囲に依存する。本実施形態では、セグメントの境界を静脈の位置にマッチさせる。それにより平均値の有用性が静脈の影響により低下することを回避する。

10

【0011】

本実施形態が処理対象とする医用画像は、マルチスライスを構成すること、かつ一連を構成することを満たすことが可能な撮影技法により発生されることを条件とする。最も典型的なのは、超音波診断装置により発生される 3 次元超音波画像である。しかし、本実施形態は、X 線コンピュータ断層撮影装置による CT 画像、磁気共鳴映像装置 (MRI) による MR 画像、核医学診断装置によるガンマ画像、C 形アームを振動することにより立体撮影を可能にした X 線診断装置による X 線画像もその処理対象とすることができる。ここでは典型的な超音波診断装置により発生される 3 次元超音波画像を例に説明する。

20

【0012】

また、本実施形態は、その画像処理ユニットが超音波診断装置等の画像撮影装置に実装されて提供されてもよいし、画像撮影装置とは分離して医用画像処理装置として単独で構成することにより提供されてもよい。

【0013】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。この超音波診断装置は、超音波診断装置本体 11 と、超音波プローブ 12 と、入力装置 13 と、モニタ 14 とを有する。超音波プローブ 12 は、装置本体 11 の超音波送信ユニット 21 から供給される駆動信号により超音波を発生する。また、超音波プローブ 12 は、被検体からの反射波を電気信号に変換する。そのために超音波プローブ 12 は、複数の圧電振動子を有する。圧電振動子の前側には音響整合層が配置される。圧電振動子の背側にはバック材等が配置される。電気的な 3 次元スキャンが可能のように、複数の圧電振動子は 2 次元アレイ状に配列される。

30

【0014】

超音波プローブ 12 から被検体 P に送信された超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。エコー信号は超音波プローブ 12 で受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、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エコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0015】

超音波送信ユニット 21 は、パルス発生器 21A、送信遅延部 21B およびパルサ 21C を有している。パルス発生器 21A 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を繰り返し発生する。送信遅延部 21B 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を、各チャンネルのレートパルスに与える。パルス発生器 21A は、各チャンネルごとにレートパルスに基づくタイミングでプローブ 12 に駆動パルスを印加する。

【0016】

50

超音波受信ユニット 22 は、プリアンプ 22 A、A/D 変換器（図示せず）、受信遅延部 22 B、加算器 22 C 等を有している。プリアンプ 22 A は、プローブ 12 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。受信遅延部 22 B 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 22 C において加算処理を行う。この加算により、エコー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。

【0017】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 11 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。モニタ 14 は、表示制御部 27 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

10

【0018】

装置本体 11 は、超音波送信ユニット 21 と超音波受信ユニット 22 とともに、装置全体の動作を制御する制御プロセッサ 26 と B モード処理ユニット 23 とドブラ処理ユニット 24 とを有する。

【0019】

B モード処理ユニット 23 は、受信ユニット 22 からエコー信号から、対数増幅、包絡線検波処理などの処理により、B モード画像のデータを発生する。表示制御部 25 は、リックアップテーブルにより、B モード画像データを、反射波の強度を表示輝度により表す表示データに変換する。

20

【0020】

ドブラ処理ユニット 24 は、受信ユニット 22 から受け取ったエコー信号のドブラ効果による偏移周波数を取り出し、移動体として主に血流成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流データを多点について個々に求める。得られた血流データはデジタルスキャンコンバータ（DSC）25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像に変換される。なお、B モード画像のデータおよびドブラによる平均速度画像等のデータを超音波画像と総称する。

【0021】

デジタルスキャンコンバータ 25 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。変換された超音波画像データを記憶するために画像記憶部 28 が設けられる。

30

【0022】

インタフェース部 37 は、ネットワークを介して P A C S などの外部の画像記憶装置（図示せず）に接続される。外部の画像記憶装置は、X 線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴映像装置等の医用画像撮影装置により発生された医用画像のデータを保管する。

【0023】

本実施形態では、被検体の特定臓器、ここでは図 2 に例示する心臓領域を含む 3 次元領域を超音波で繰り返し 3 次元スキャンして得られる複数の心拍時相にわたるマルチスライス又はボリューム等の 3 次元超音波画像データから心臓壁の運動機能に関する指標（心臓壁運動指標）を計算し、計算された心臓壁運動指標を極座標系に分布することによりいわゆるポーラマップを生成する機能を有する。

40

【0024】

断面変換処理部（MPR）30 は、図 3 に示すように、ある心拍時相の 3 次元超音波画像データから自動認識した左心室の心軸を抽出し、その心軸に直交する複数のスライスにそれぞれ対応する複数の断層像（短軸像）を生成する。断面変換処理部 30 は、同様に、全ての心拍時相に関して、スライス各々に対応する短軸像を生成する。参考までに短軸像の組織構造を図 4 に示す。

【0025】

50

心臓壁運動指標計算部 3 1 は、各スライスについて、心拍時相も異なる短軸像、例えば時間軸上で隣り合う短軸像の間で心臓壁の厚変化に関する心臓壁運動指標を、図 5 に示すように、心軸を中心として放射状に拡がる複数の方向に対して個々に計算する。心臓壁運動指標には、次の種類があり、任意の種類が指標が入力装置 1 3 を介して選択される。

- ・ある心時相の左心室の心臓壁厚と他の心時相の左心室の心臓壁厚との厚差の変化、又は当該厚差から得られる容積半径変化(Wall Motion)、
- ・ある心時相の左心室の心臓壁厚と他の心時相の左心室の心臓壁厚との差を、他の左心室心臓壁厚で割り算(正規化)して得られる左心室心筋壁厚変化率(Wall Thickening)、
- ・ある心時相の左心室心筋内径の二乗から他の心時相の左心室心筋内径の二乗を引き算して得られる容積変化を、他の心時相の左心室心筋内径の二乗で割り算して得られる容積変化率(Rerional EF)

10

ポーラマップ発生部 3 2 は、心臓壁運動指標計算部 3 1 で計算された心臓壁運動指標を、図 6 に示すよう、心軸を中心とした極座標系のポーラマップテンプレート上において、対応するスライス番号に応じた同心円であって、その中の方向に応じた位置にプロットすることにより図 7 に例示するポーラマップを生成する。

【0026】

静脈抽出部 3 3 は、断面変換処理部 3 0 で生成された拡張期の複数の短軸像各々から図 2、図 3、図 4 に示した静脈領域を抽出する。なお、静脈領域は、入力装置 1 3 を介して操作者により複数の短軸像上で指定された位置を、静脈抽出部 3 3 で抽出するようにしてもよい。また静脈抽出部 3 3 は、断面変換処理部 3 0 で生成された心軸を通る長軸像から静脈領域を抽出する。なお、静脈領域は、入力装置 1 3 を介して操作者により長軸像上で指定された複数の位置を連結することにより静脈抽出部 3 3 で抽出するようにしてもよい。これら静脈領域の抽出処理には、典型的には静脈パターンを用いたパターンマッチング処理が適用される。

20

【0027】

静脈抽出部 3 3 により短軸像上で左心室の心臓壁周囲に 1 つ又は 2 つの静脈位置が、例えばパターンマッチング技法により抽出される。図 1 7 に示すように、健常者及び非健常者に由来する複数の心臓短軸像に基づいて複数種類の静脈パターンが予め用意される。操作者は任意の種類静脈パターンを選択する。静脈パターンは、静脈を中心とした局所領域の局所画像又はそのモデファイ画像である。パターンマッチングにおいて、被検体の短軸像に対して基準パターンが移動される。各位置で基準パターンと被検体の短軸像の局所部分との間での相関係数が計算される。相関係数が最も高い値を示す位置が特定される。特定された位置の基準パターンの中心位置が静脈位置として同定される。

30

【0028】

また静脈領域の抽出処理には、超音波画像に限定されず、同じ被検体から収集した X 線 CT 又は MRI による断層像又はボリュームデータ又は人体標準モデルデータをネットワークを介して PACS 等から取得して用いても良い。

【0029】

セグメント平均時間曲線生成部 3 5 は、ポーラマップ生成部 3 2 で生成された時相の異なる複数のポーラマップから、図 9 に示すように、心臓壁運動指標の時間的变化を表す複数の時間曲線を生成する。時間曲線は、ポーラマップを分割した複数のセグメント各々に関して生成される。各セグメント内の複数の指標値の平均値が計算される。この平均値の時間曲線が生成される。

40

【0030】

セグメント分割処理部 3 4 は、図 1 1 に示すように、ポーラマップテンプレートを、心軸を中心とした同心の複数の環状領域各々を円周方向に沿って複数のセグメントに分割する。各環状領域は円周方向にそって 6 つのセグメントに分割される。初期的には、セグメント分割処理部 3 4 は、環状領域を半径方向に同幅($SW1 = SW2 = SW3$)で区分し、環状領域を円周方向に同角度($\theta1 = \theta2 = \theta3 = \theta4 = \theta5 = \theta6$)で分割する。入力装置 1 3 を介して操作者からセグメント分割変更指示が入力されたとき、セグメント

50

分割処理部 3 4 は、抽出された静脈位置に基づいて、セグメントの角度と幅を変更する。

【 0 0 3 1 】

まず、図 1 2 に示すように、静脈抽出部 3 3 により例えば短軸像上で左心室の心臓壁周囲に 2 つの静脈位置が抽出される。セグメント分割処理部 3 4 は、抽出された静脈位置に基づいて、セグメントの角度と幅を変更する。心軸と、抽出された 2 つの静脈位置とを通過するように 2 つのセグメント境界線が設定される。2 つのセグメント境界線に挟まれた角度範囲を等角度 ($\theta_1 = \theta_2$) で 2 つのセグメントを設定する。反対側の広い角度範囲を等角度 ($\theta_3 = \theta_4 = \theta_5 = \theta_6$) で 4 つのセグメントに分割する。多くの場合、 $\theta_1 = \theta_2 = \theta_3 = \theta_4 = \theta_5 = \theta_6$ である。なお、図 1 3 に示すように、各環状領域ごとに静脈領域を抽出して、それぞれの静脈位置に従って各環状領域ごとにセグメント角を個別に設定しても良い。

10

【 0 0 3 2 】

図 1 6 に示すように、一方の静脈位置に従って、等分割された 6 つのセグメントを等分割を保持した状態にままで円周方向に回転シフトするようにしても良い。図 1 2 に示したセグメント再設定方法と、図 1 6 に示したセグメント再設定方法との一方が、操作者により任意に選択される。

【 0 0 3 3 】

このように静脈位置にしたがってセグメントを分割することで、セグメント平均値に対する静脈の影響を軽減して、心臓壁の運動指標の平均値に関する時間変化が有する信頼性を向上させることができる。

【 0 0 3 4 】

さらに、図 1 4 に示すように、各環状領域のセグメント幅 $S W$ を相互に相違させるようにしても良い。セグメント分割処理部 3 4 では、例えば図 1 5 に示すように、超音波画像又は CT など他の医用画像装置による医用画像から静脈中心線を抽出し、静脈中心線上の多点について個々に心尖部を原点としたベクトルを計算し、隣接点間の角度差が所定角度以上変化する点 5 1、5 2 で環状領域を区分する。それによりセグメント幅 $S W$ が決定され、また環状領域の数が適宜変更される。

20

【 0 0 3 5 】

3 D 画像処理部 2 9 は、画像記憶部 2 8 に記憶された 3 次元超音波画像から、座標変換、隠線処理及び陰影処理からなるレンダリング処理により、モニタ 1 4 の画面に対応する立体視感を有する 2 次元画像 (立体視画像という) を発生する。

30

【 0 0 3 6 】

座標変換部 3 6 は、断面変換部 3 0 で発生される短軸像、長軸像及び 3 D 画像処理部 2 9 で発生される立体視画像の直交座標系と、ポーラマップの極座標系との間で座標変換処理を行う。この処理により短軸像等の直交座標系とポーラマップの極座標系との間で相対位置を同定することができる。例えばポーラマップ上で操作者が入力装置 1 3 を介して関心点を指定したとき、当該関心点の極座標を短軸像の直交座標に変換し、当該変換された直交座標に対応する画面上の位置にポイントマークを重ねるようポイントマークデータを座標変換部 3 6 で発生する。

【 0 0 3 7 】

図 8 にはモニタ 1 4 の表示画面例を示している。当該表示画面は、制御プロセッサ 2 6 の制御のもとで、表示制御部 2 7 により構成される。当該表示画面には、断面変換処理部 3 0 により発生された例えば 3 スライス分の短軸像 1 0 2 と、直交する長軸像 1 0 4 とが含まれる。これら短軸像 1 0 2 及び長軸像 1 0 4 とともに、ポーラマップ 1 0 1 が配置される。さらに、複数のセグメントに関する複数の指標平均時間曲線 1 0 3 が重ねて表示される。指標平均時間曲線 1 0 3 は識別性を得るために異なる色相が与えられる。ポーラマップ 1 0 1 にはセグメント分割線が重ねられており、セグメントと時間曲線 1 0 3 との対応を付けるために、セグメント分割線には、対応する時間曲線 1 0 3 と同じ色相が与えられる。

40

【 0 0 3 8 】

図 1 0 に示すように、例えばポーラマップ 1 0 1 上で操作者が入力装置 1 3 を介して

50

関心点を指定したとき、座標変換部 36 により当該指定された関心点の極座標が短軸像 102 の直交座標に変換され、その直交座標で位置特定されるポイントマーカデータが座標変換部 36 により発生される。ポイントマーカデータの座標はさらに表示制御部 27 によりモニター 14 の画面上の短軸像 102 の表示エリアの対応する座標に変換され、短軸像 102 上にポイントマーカ 105 が重ねられる。

【0039】

また、短軸像 102 上で操作者が入力装置 13 を介して関心点を指定したとき、座標変換部 36 により当該指定された関心点の直交座標がポーラマップ 101 の極座標に変換され、その極座標で位置特定されるポイントマーカデータが座標変換部 36 により発生される。ポイントマーカデータの座標はさらに表示制御部 27 によりモニター 14 の画面上のポーラマップ 101 の表示エリアの対応する座標に変換され、ポーラマップ 101 2 上にポイントマーカ 105 が重ねられる。

10

【0040】

さらに、長軸像 104 上で操作者が入力装置 13 を介して関心点を指定したとき、座標変換部 36 により当該指定された関心点の直交座標がポーラマップ 101 の極座標に変換され、その極座標で位置特定されるポイントマーカデータが座標変換部 36 により発生される。ポイントマーカデータの極座標はさらに表示制御部 27 によりモニター 14 の画面上のポーラマップ 101 の表示エリアの対応する座標に変換され、ポーラマップ 101 上にポイントマーカが重ねられる。また、座標変換部 36 により当該指定された関心点の直交座標が短軸像 102 の直交座標に変換され、その直交座標で位置特定されるポイントマーカデータが座標変換部 36 により発生される。ポイントマーカデータの直交座標はさらに表示制御部 27 によりモニター 14 の画面上の短軸像 102 の表示エリアの対応する座標に変換され、短軸像 102 上にポイントマーカが重ねられる。

20

【0041】

このようにポーラマップ、短軸像、長軸像の 3 画像間で位置を相互に同定することができる。

【0042】

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。

30

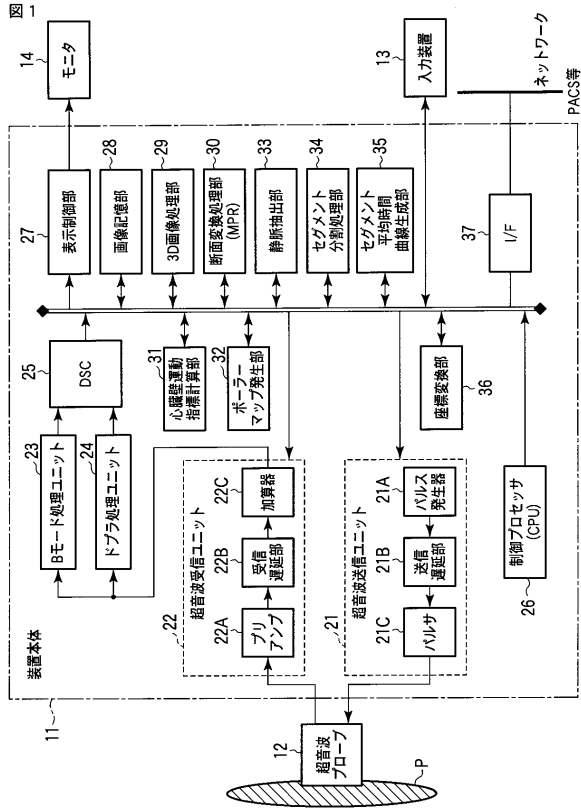
【符号の説明】

【0043】

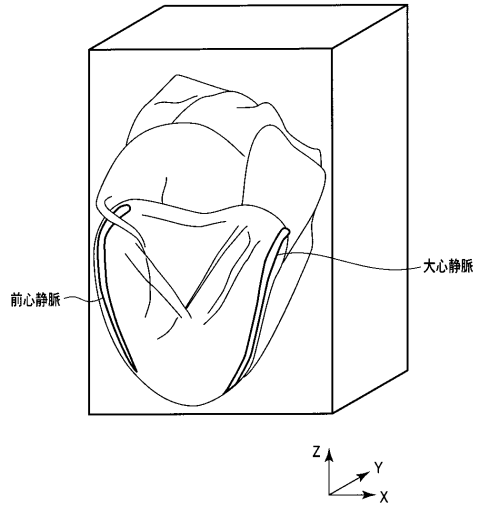
11 ... 超音波診断装置本体、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニタ、21 ... 超音波送信ユニット、22 ... 超音波受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... ドブラ処理ユニット、26 ... 制御プロセッサ、28 ... 画像記憶部、29 ... 3D画像処理部、30 ... 断面変換処理部(MPR)、31 ... 心臓壁運動指標計算部、32 ... ポーラマップ発生部、33 ... 静脈抽出部、34 ... セグメント分割処理部、35 ... セグメント平均時間曲線生成部、37 ... インタフェース部。

40

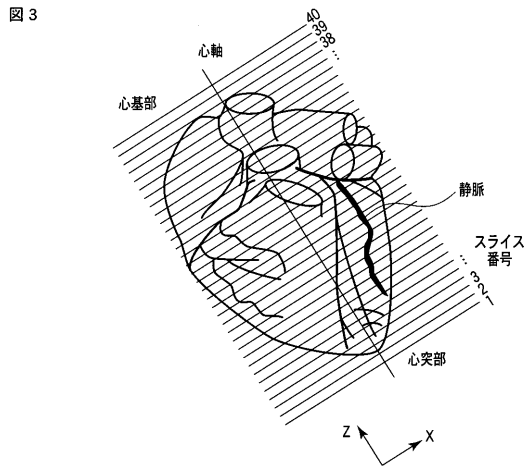
【 図 1 】



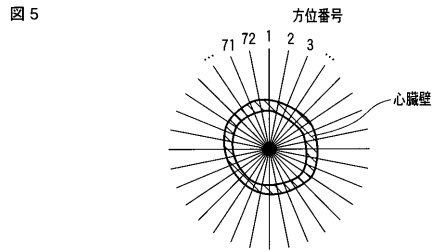
【 図 2 】



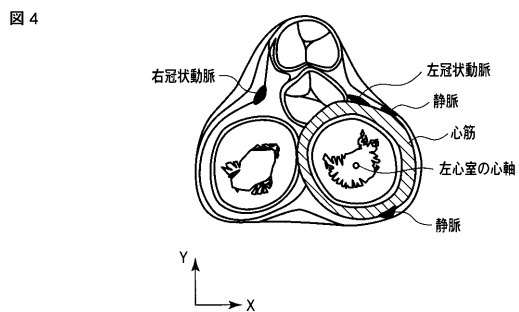
【 図 3 】



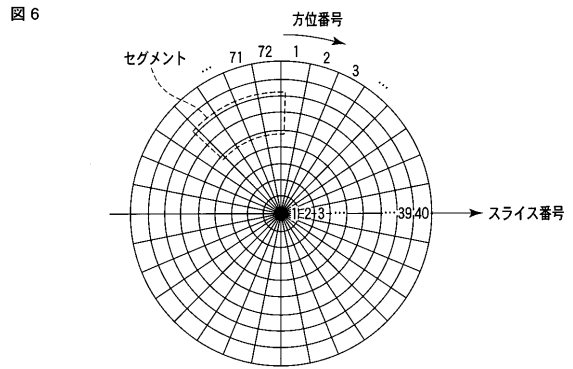
【 図 5 】



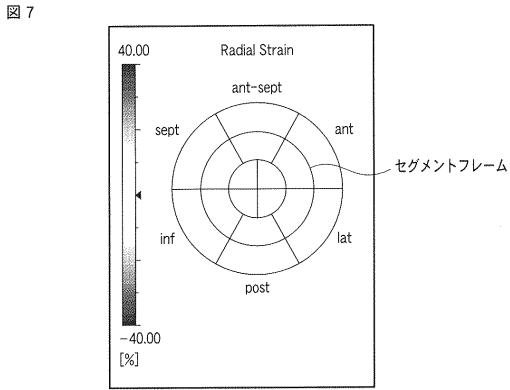
【 図 4 】



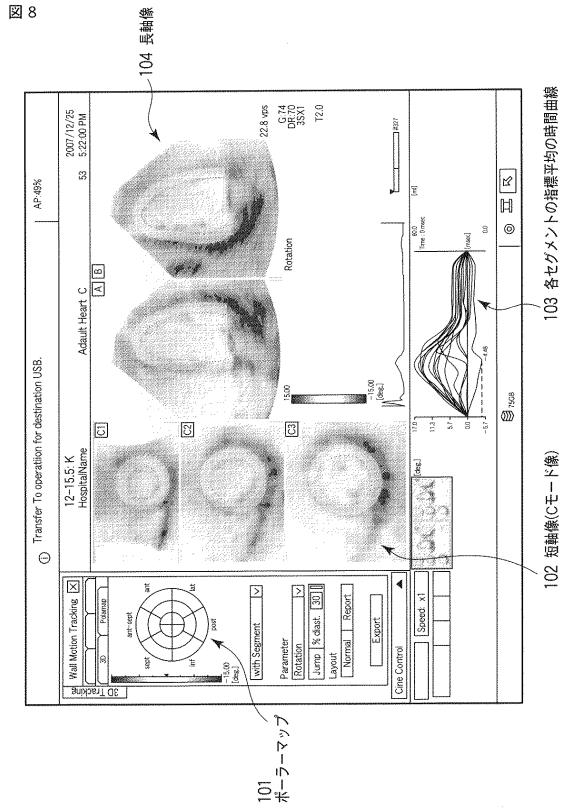
【 図 6 】



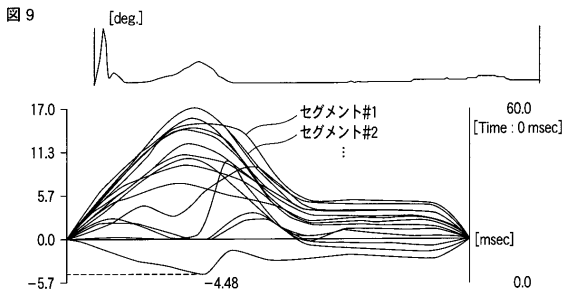
【 図 7 】



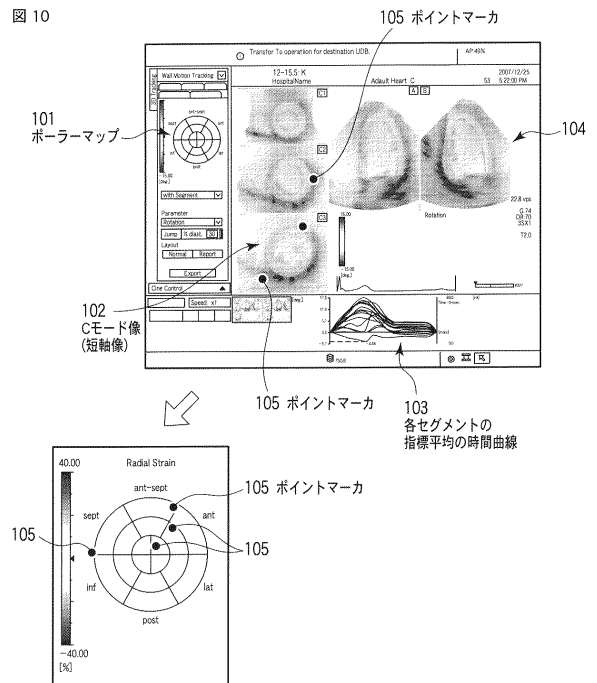
【 図 8 】



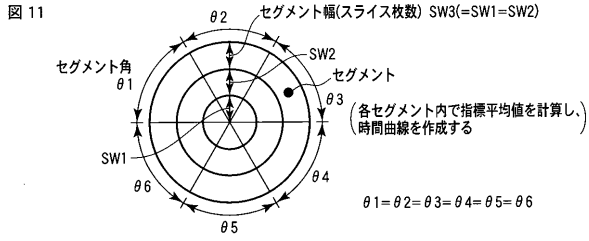
【 図 9 】



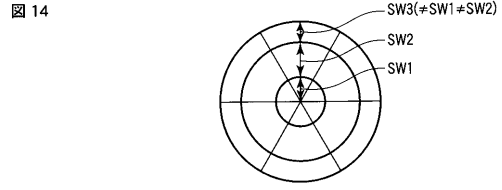
【 図 10 】



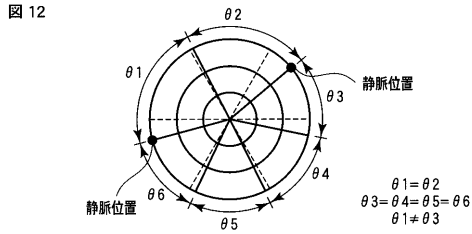
【 図 1 1 】



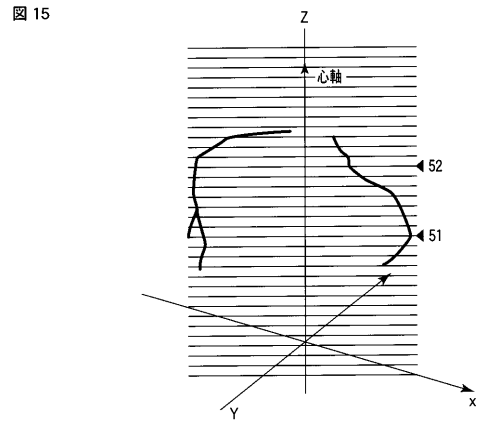
【 図 1 4 】



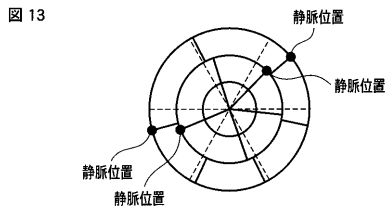
【 図 1 2 】



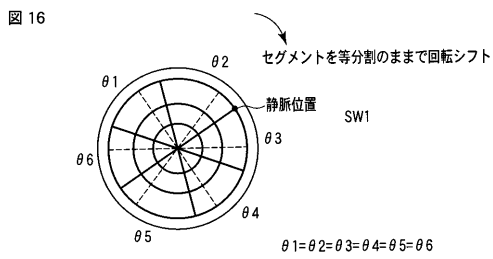
【 図 1 5 】



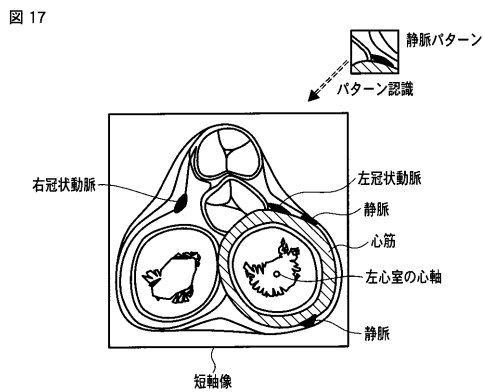
【 図 1 3 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 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 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (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本社内
- (72)発明者 内山 進
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本社内
- (72)発明者 佐藤 俊介
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本社内
- (72)発明者 橋本 新一
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本社内
- (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本社内
- (72)発明者 大内 啓之
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本社内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 DD27 DE01 JC32 JC33 JC37 KK21

专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像处理设备		
公开(公告)号	JP2011177495A	公开(公告)日	2011-09-15
申请号	JP2011003228	申请日	2011-01-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	川岸哲也 内山進 佐藤俊介 橋本新一 阿部康彦 大内啓之		
发明人	川岸 哲也 内山 進 佐藤 俊介 橋本 新一 阿部 康彦 大内 啓之		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/483 G06K9/00		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE01 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK21		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2010022506 2010-02-03 JP		
其他公开文献	JP5624481B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：关于心脏壁运动功能指标，提高极坐标分布的实用价值。使用多个超声图像。多个超声图像覆盖包括对象的心脏的三维区域。从超声图像生成与心脏的长轴相交的多个短轴图像。从短轴图像中，计算出关于心脏壁的运动功能的指标。会生成指标的极坐标图。计算与划分极图的多个片段相对应的指标的平均值。操作者在短轴图像的静脉上指定关注点。段的边界设置在极坐标分布上与指定兴趣点的位置相对应的位置。[选型图]图1

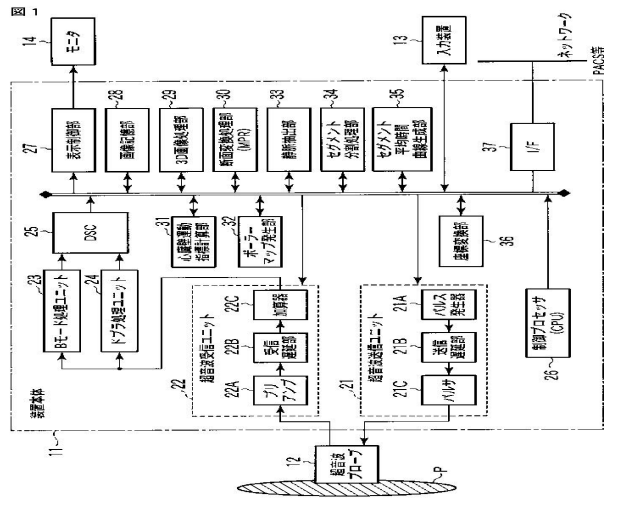


図 1