

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5689927号
(P5689927)

(45) 発行日 平成27年3月25日(2015.3.25)

(24) 登録日 平成27年2月6日(2015.2.6)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2013-148038 (P2013-148038)
 (22) 出願日 平成25年7月16日(2013.7.16)
 (62) 分割の表示 特願2007-285967 (P2007-285967)
 の分割
 原出願日 平成19年11月2日(2007.11.2)
 (65) 公開番号 特開2013-212419 (P2013-212419A)
 (43) 公開日 平成25年10月17日(2013.10.17)
 審査請求日 平成25年7月16日(2013.7.16)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 久我 衣津紀
 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、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

周期的に形状が変化する撮影部位を超音波で走査することで、取得された時相が異なる複数のボリュームデータを取得する3Dスキャン手段と、

前記複数のボリュームデータのうち、第1時相における第1断面と第1特徴点を指定し、第2時相における第2断面と第2特徴点を指定するための指定手段と、

前記第1断面と前記第1特徴点との間を複数に分割した複数の個別領域と、前記第2断面と前記第2特徴点との間を前記第1時相と同じ数だけ分割した複数の個別領域を設定する領域設定手段と、

前記第1時相における前記個別領域それぞれの位置と、前記第2時相における前記個別領域それぞれの位置とに基づいて、前記第1時相と前記第2時相との間の各時相における前記個別領域それぞれの位置を求める領域推定手段と、

前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも1つにおける画像データを取得する画像取得手段と、

前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像取得手段は、前記3Dスキャン手段によって取得された前記各時相のボリュームデータのそれぞれに基づいて、前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも1つにおける端面を示す前記画像データを取得することを特徴とする請求項

10

20

1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記指定手段は、前記複数の個別領域のうち 1 つにおける端面と平行な断面を初期設定の画像生成面として指定し、

前記画像取得手段は、前記各時相における前記初期設定の画像生成面として指定された前記平行な断面を、スキャン位置を変えながらスキャンすることで、前記画像データを取得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 4】

前記領域設定手段は、前記第 1 断面と第 1 特徴点との間、及び前記第 2 断面と第 2 特徴点との間の領域を、所定の間隔で分割することにより前記複数の個別領域を設定する請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記第 1 時相は拡張末期であり、前記第 2 時相は収縮末期であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 断面及び前記第 2 断面は弁輪面に対応する断面であり、前記第 1 特徴点及び前記第 2 特徴点は心尖に対応する点であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

周期的に形状が変化する撮影部位を超音波で走査することで、取得された時相が異なる複数のボリュームデータを取得する 3D スキャン手段と、

20

前記複数のボリュームデータのうち、第 1 時相における第 1 断面と第 1 特徴点を指定し、第 2 時相における第 2 断面と第 2 特徴点を指定するための指定手段と、

前記第 1 断面と前記第 1 特徴点との間を複数の分割した複数の個別領域と、前記第 2 断面と前記第 2 特徴点との間を前記第 1 時相と同じ数だけ分割した複数の個別領域を設定する領域設定手段と、

前記第 1 時相における前記個別領域それぞれの位置と、前記第 2 時相における前記個別領域それぞれの位置とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の各時相における前記個別領域それぞれの位置を求める領域推定手段と、

前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも 1 つにおける画像データを取得する画像取得手段と、

30

前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 8】

コンピュータに、

周期的に形状が変化する撮影部位を超音波で走査することで、取得された時相が異なる複数のボリュームデータを記憶する記憶機能と、

前記複数のボリュームデータのうち、第 1 時相における第 1 断面と第 1 特徴点を指定し、第 2 時相における第 2 断面と第 2 特徴点を指定するための指定機能と、

前記第 1 断面と前記第 1 特徴点との間を複数の分割した複数の個別領域と、前記第 2 断面と前記第 2 特徴点との間を前記第 1 時相と同じ数だけ分割した複数の個別領域を設定する領域設定機能と、

40

前記第 1 時相における前記個別領域それぞれの位置と、前記第 2 時相における前記個別領域それぞれの位置とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の各時相における前記個別領域それぞれの位置を求める領域推定機能と、

前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも 1 つにおける画像データを取得する画像取得機能と、

前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に超音波を送信し、受信した信号に基づいて被検体内の画像を生成する超音波診断装置に関する。また、超音波の送受信によって取得された受信信号に基づいて、画像を生成する超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、3次元の撮影領域を超音波で走査することによりポリウムデータを取得することができる。そして、そのポリウムデータにポリウムレンダリングを行うことにより、撮影領域内の組織を立体的に表す3次元画像データを生成することができる。また、ポリウムデータにMPR処理(Multi Planar Reconstruction)を施すことにより、ポリウムデータを任意の断面で切断して、その切断面における画像データ(MPR画像データ)を生成することができる(例えば特許文献1)。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2003-61956号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

ところで、超音波診断装置によって心臓を撮影し、MPR処理によって心臓の短軸像や長軸像を生成して、その短軸像や長軸像に表された心筋の動きなどを観察することが行われている。例えば、複数の心拍に亘って短軸像や長軸像を取得して、短軸像や長軸像に表された心筋の動きを観察している。

【0005】

しかしながら、時間とともに心臓の位置や形状が変わるため、被検体の同じ位置に超音波プローブを当てて同じ領域を超音波で走査するだけでは、心臓の同一部位を追跡して観察することは困難であった。例えば、画像によっては、観察対象の部位とは異なる部位が表されてしまうことがあった。

30

【0006】

また、従来技術においては、心臓の短軸像や長軸像を生成するための切断面の位置を固定して、心臓の短軸像や長軸像を生成していた。すなわち、時間によって切断面の位置を変えずに、その位置を固定して短軸像や長軸像を生成していた。心臓は時間とともに位置や形状が変わるため、切断面の位置を固定すると、心臓の同一部位を時間とともに追跡することは困難であった。この場合も、画像によっては、観察対象の部位とは異なる部位が表されてしまうことがあった。

【0007】

この発明は上記の問題を解決するものであり、同一の部位を追跡して、その同一部位の画像を生成することが可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

請求項1に記載の発明は、周期的に形状が変化する撮影部位を超音波で走査することで、取得された時相が異なる複数のポリウムデータを取得する3Dスキャン手段と、前記複数のポリウムデータのうち、第1時相における第1断面と第1特徴点を指定し、第2時相における第2断面と第2特徴点を指定するための指定手段と、前記第1断面と前記第1特徴点との間を複数に分割した複数の個別領域と、前記第2断面と前記第2特徴点との間を前記第1時相と同じ数だけ分割した複数の個別領域を設定する領域設定手段と、前記第1時相における前記個別領域それぞれの位置と、前記第2時相における前記個別領域そ

50

れぞれの位置とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の各時相における前記個別領域それぞれの位置を求める領域推定手段と、前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも 1 つにおける画像データを取得する画像取得手段と、前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項 7 に記載の発明は、周期的に形状が変化する撮影部位を超音波で走査することで、取得された時相が異なる複数のボリュームデータを取得する 3 D スキャン手段と、前記複数のボリュームデータのうち、第 1 時相における第 1 断面と第 1 特徴点を指定し、第 2 時相における第 2 断面と第 2 特徴点を指定するための指定手段と、前記第 1 断面と前記第 1 特徴点との間を複数の分割した複数の個別領域と、前記第 2 断面と前記第 2 特徴点との間を前記第 1 時相と同じ数だけ分割した複数の個別領域を設定する領域設定手段と、前記第 1 時相における前記個別領域それぞれの位置と、前記第 2 時相における前記個別領域それぞれの位置とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の各時相における前記個別領域それぞれの位置を求める領域推定手段と、前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも 1 つにおける画像データを取得する画像取得手段と、前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波画像処理装置である。

また、請求項 8 に記載の発明は、コンピュータに、周期的に形状が変化する撮影部位を超音波で走査することで、取得された時相が異なる複数のボリュームデータを記憶する記憶機能と、前記複数のボリュームデータのうち、第 1 時相における第 1 断面と第 1 特徴点を指定し、第 2 時相における第 2 断面と第 2 特徴点を指定するための指定機能と、前記第 1 断面と前記第 1 特徴点との間を複数の分割した複数の個別領域と、前記第 2 断面と前記第 2 特徴点との間を前記第 1 時相と同じ数だけ分割した複数の個別領域を設定する領域設定機能と、前記第 1 時相における前記個別領域それぞれの位置と、前記第 2 時相における前記個別領域それぞれの位置とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の各時相における前記個別領域それぞれの位置を求める領域推定機能と、前記各時相において求められた前記複数の個別領域のうち少なくとも 1 つにおける画像データを取得する画像取得機能と、前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 2】短軸像と長軸像の 1 例を示す画面の図である。

【図 3】心臓の長軸像の 1 例を示す画面の図である。

【図 4】心臓と、弁輪面に平行な面とを示す模式図である。

【図 5】任意の心時相における断面を補間する処理を説明するための図である。

【図 6】任意の心時相における断面を補間する処理を説明するための図である。

【図 7】表示部に表示される短軸像の 1 例を示す図である。

【図 8】この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 9】この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 10】心尖と弁輪面との間の個別領域を示す模式図である。

【図 11】2 D スキャンの対象となる断面を示す図である。

【図 12】この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示す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 】

[第 1 の実施の形態]

(構成)

この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1

10

20

30

40

50

は、この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 0 0 1 1 】

第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像記憶部 5、画像生成部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース (U I) 8、制御部 9、演算部 1 0、及び画像生成制御部 1 4 を備えている。

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ 2 は、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。また、所定方向 (走査方向) に 1 列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する方向 (揺動方向) に揺動させる 1 次元アレイプローブを用いても良い。

10

【 0 0 1 3 】

送受信部 3 は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 1 4 】

送信部は、制御部 9 の制御の下、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォーム (送信ビームフォーム) した超音波を送信させる。送信部の具体的な構成を説明する。送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給する。

20

【 0 0 1 5 】

受信部は、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことで、アナログの受信信号を整相された (受信ビームフォームされた) デジタルの受信データに変換する。つまり、受信部は、対象とする反射体から各超音波振動子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相 (時間) を揃えて加算し、焦点の合った 1 本の受信データ (1 走査線上の画像用信号) を生成する。

30

【 0 0 1 6 】

受信部の具体的な構成を説明する。受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延・加算回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 1 7 】

なお、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、この発明の「 3 D スキャン手段」の 1 例を構成する。

40

【 0 0 1 8 】

信号処理部 4 は、B モード処理部や C F M 処理部などを備えて構成されている。送受信部 3 から出力されたデータは、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

【 0 0 1 9 】

B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部は、送受信部 3 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【 0 0 2 0 】

C F M 処理部は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生

50

成する。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。具体的には、CFM処理部は、位相検波回路、MTIフィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器を備えている。このCFM処理部は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理(MTIフィルタ処理)を行い、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【0021】

また、信号処理部4に、ドブラ処理部を設けても良い。ドブラ処理部は、送受信部3から出力される受信信号を直交検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、更に、FFT処理を施して、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

10

【0022】

信号処理部4は、信号処理後の超音波ラスタデータを画像記憶部5に出力する。画像記憶部5は、信号処理部4から超音波ラスタデータを受けて、その超音波ラスタデータを記憶する。また、超音波プローブ2と送受信部3とによってポリウムスキャンが行なわれた場合、信号処理部4は、そのポリウムスキャンで取得されたポリウムデータを画像記憶部5に出力する。画像記憶部5は、信号処理部4からポリウムデータを受けて、そのポリウムデータを記憶する。

【0023】

画像生成部6は、画像記憶部5に記憶されている超音波ラスタデータに基づいて画像データを生成する。画像生成部6は、DSC(Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ)を備え、走査線信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを、直交座標で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。例えば、画像生成部6は、Bモード処理部にて信号処理が施されたBモード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体の組織形状を表すBモード画像データを生成する。

20

【0024】

また、ポリウムスキャンが行なわれている場合、画像生成部6は、画像記憶部5からポリウムデータを読み込み、そのポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで、被検体の組織形状を立体的に表す3次元画像データを生成する。また、画像生成部6は、ポリウムデータにMPR処理(Multi Planar Reconstruction)を施すことにより、任意断面における画像データ(MPR画像データ)を生成する。そして、画像生成部6は、3次元画像データやMPR画像データなどの超音波画像データを表示制御部7に出力する。また、画像生成部6は、3次元画像データやMPR画像データなどの超音波画像データを画像記憶部5に出力する。画像記憶部5は、3次元画像データやMPR画像データを記憶する。

30

【0025】

さらに、超音波診断装置1の外部に設置された心電計によって、被検体の心電波形(ECG信号)を取得する。心電計は、被検体のECG信号を取得して、制御部9にそのECG信号を出力する。制御部9は、ECG信号を超音波診断装置1の外部から受け付け、各超音波ラスタデータに各超音波ラスタデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部5に記憶させる。例えば、制御部9は、ECG信号からR波を検出し、R波が検出された心時相に取得された超音波ラスタデータに、R波を示す心時相を対応付けて画像記憶部5に記憶させる。

40

【0026】

第1実施形態に係る超音波診断装置1は、被検体の心臓を超音波で走査することで、例えば、左心室全体を含む心臓のポリウムデータを心時相ごとに取得する。すなわち、超音波診断装置1は、心臓の動画像データを取得する。例えば、1心周期以上に亘って被検体の心臓を超音波で走査することで、1心周期以上に亘って複数のポリウムデータ(心臓の動画像データ)を取得する。また、制御部9は、各心時相のポリウムデータに各ポリウムデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部5に

50

記憶させる。これにより、複数のボリュームデータのそれぞれに、ボリュームデータが取得された心時相が対応付けられて画像記憶部 5 に記憶される。なお、心電波形（ECG 信号）の代わりに、被検体の心音波形を取得して、各ボリュームデータに心時相を対応付けても良い。

【0027】

表示制御部 7 は、画像生成部 6 から MPR 画像データや 3 次元画像データを受けて、MPR 画像や 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて任意の心時相を指定すると、画像生成部 6 は指定された心時相が対応付けられたボリュームデータに基づいて MPR 画像データや 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 はその心時相の MPR 画像や 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

10

【0028】

第 1 実施形態においては、操作者が操作部 8 2 を用いて任意の心時相を指定し、更に、ボリュームデータに対する任意の断面を指定する。操作部 8 2 によって指定された心時相を示す情報と 3 次元空間における断面の座標情報とが、ユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 に出力される。そして、制御部 9 は、心時相を示す情報と断面の座標情報とを画像生成部 6 に出力する。

【0029】

1 例として、操作者は操作部 8 2 を用いて、心臓の長軸方向に沿った断面（以下、「長軸断面」と称する場合がある）と、心臓の短軸方向に沿った断面（以下、「短軸断面」と称する場合がある）とを指定する。長軸断面と短軸断面は直交している。画像生成部 6 は、操作者によって指定された心時相が対応付けられたボリュームデータを画像記憶部 5 から読み込み、長軸断面によってボリュームデータを切断し、その切断面における MPR 画像データ（以下、「長軸像データ」と称する場合がある）を生成する。また、画像生成部 6 は、短軸断面によってボリュームデータを切断し、その切断面における MPR 画像データ（以下、「短軸像データ」と称する場合がある）を生成する。

20

【0030】

例えば、画像生成部 6 は、1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを生成する。長軸像データとして、画像生成部 6 は、心臓の 2 腔断層像データ（2Chビュー）、3 腔断層像データ（3Chビュー）、及び 4 腔断層像データ（4Chビュー）を生成する。2 腔断面、3 腔断面、及び 4 腔断面は、それぞれ所定の角度をなしており、その角度を示す情報を画像生成部 6 に予め設定しておくことが好ましい。これにより、操作者が操作部 8 2 を用いて 1 つの断面を指定すると、画像生成部 6 は、予め設定された角度を示す情報に基づいて、2 腔断面に平行な 2 腔断層像データ、3 腔断面に平行な 3 腔断層像データ、及び 4 腔断面に平行な 4 腔断層像データを生成する。画像生成部 6 は、1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを表示制御部 7 に出力する。

30

【0031】

表示制御部 7 は、長軸像データと短軸像データを画像生成部 6 から受けて、長軸像データに基づく長軸像と、短軸像データに基づく短軸像を表示部 8 1 に表示させる。

【0032】

第 1 実施形態では、1 例として、操作者は操作部 8 2 を用いて拡張末期（R 波が検出された心時相）と、収縮末期（R 波が検出された心時相から所定時間経過後の心時相）を指定する。画像生成部 6 は、拡張末期に取得されたボリュームデータを画像記憶部 5 から読み込み、そのボリュームデータに基づいて、1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 は、拡張末期における 1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データ（2 腔断層像データ、3 腔断層像データ、及び 4 腔断層像データ）を生成する。また、画像生成部 6 は、収縮末期に取得されたボリュームデータを画像記憶部 5 から読み込み、そのボリュームデータに基づいて、1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 は、収縮末期における 1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データ（2 腔断層像データ、3 腔断層像データ、及び 4 腔断層像データ）を生成する。

40

50

【 0 0 3 3 】

なお、拡張末期は E C G 信号から R 波が検出された心時相であり、収縮末期は R 波が検出された心時相から所定時間経過後の心時相である。そして、R 波が検出された心時相を拡張末期として画像生成部 6 に予め設定しておき、また、R 波が検出された心時相から所定時間経過後の心時相を収縮末期として画像生成部 6 に予め設定しておく。これにより、画像生成部 6 は、予め設定された心時相（拡張末期又は収縮末期）が対応付けられたボリュームデータを画像記憶部 5 から読み込み、拡張末期における画像データと収縮末期における画像データを生成する。また、操作者が操作部 8 2 を用いて、コマ送りで画像を進めて、拡張末期又は収縮末期を指定しても良い。

【 0 0 3 4 】

10

ここで、表示部 8 1 に表示される短軸像と長軸像の 1 例を図 2 に示す。図 2 は、心臓の短軸像と長軸像の 1 例を示す画面の図である。表示制御部 7 は、心臓の長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0 と、心臓の短軸像 1 3 0 とを表示部 8 1 に表示させる。例えば、長軸像 1 0 0 は 2 腔断層像を表し、長軸像 1 1 0 は 3 腔断層像を表し、長軸像 1 2 0 は 4 腔断層像を表すものとする。長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0 にはそれぞれ、長軸断面における心筋が表されている。図 2 に示す例では、長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0、及び短軸像 1 3 0 は、拡張末期に取得された画像を表している。

【 0 0 3 5 】

次に、演算部 1 0 について説明する。演算部 1 0 は、位置算出部 1 1、断面設定部 1 2、及び断面推定部 1 3 を備えている。この演算部 1 0 の処理について図 3 から図 6 を参照して説明する。図 3 は、心臓の長軸像の 1 例を示す画面の図である。図 4 は、心臓と、弁輪面に平行な面とを示す模式図である。図 5 及び図 6 は、任意の心時相における断面を補間する処理を説明するための図である。

20

【 0 0 3 6 】

まず、拡張末期と収縮末期において、心臓の心尖の位置と弁輪面の位置を特定する。心尖の位置を特定するためには、1 つ以上の長軸像において、操作者が操作部 8 2 を用いて心尖の位置を指定する。また、弁輪面の位置を特定するためには、2 つ以上の長軸像において、操作者が操作部 8 2 を用いて弁輪の位置を指定する。なお、心尖が、この発明の「第 1 特徴点」と「第 2 特徴点」の 1 例に相当し、弁輪面が、この発明の「特徴部位」の 1 例に相当する。

30

【 0 0 3 7 】

例えば図 2 に示すように、拡張末期における長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0 が表示部 8 1 に表示されている状態で、操作者は操作部 8 2 を用いて、長軸像に対して心臓の弁輪の位置と心尖の位置を指定する。心尖の位置を特定するためには、長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0 のうち 1 つ以上の長軸像において心尖の位置を指定すれば良い。また、弁輪面の位置を特定するためには、長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0 のうち 2 つ以上の長軸像において弁輪の位置を指定すれば良い。例えば図 3 に示すように、操作者は操作部 8 2 を用いて、長軸像 1 0 0 に対して心尖 2 0 A の位置と、弁輪 2 0 B、2 0 C の位置を指定する。さらに、操作者は操作部 8 2 を用いて、別の長軸像 1 1 0 に対して心尖 2 1 A の位置と、弁輪 2 1 B、2 1 C の位置を指定する。これにより、拡張末期における心尖の位置と弁輪の位置が指定されたことになる。

40

【 0 0 3 8 】

以上のように拡張末期の長軸像において、心尖の位置と弁輪の位置とが指定されると、長軸像 1 0 0 における心尖 2 0 A の位置を示す情報（座標情報）と、弁輪 2 0 B、2 0 C の位置を示す情報（座標情報）とが、ユーザインターフェース（U I）8 から制御部 9 を介して演算部 1 0 に出力される。また、長軸像 1 1 0 における心尖 2 1 A の位置を示す情報（座標情報）と、弁輪 2 1 B、2 1 C の位置を示す情報（座標情報）とが、ユーザインターフェース（U I）8 から制御部 9 を介して演算部 1 0 に出力される。これにより、拡張末期における心尖の座標情報と弁輪の座標情報とが、演算部 1 0 に設定される。

【 0 0 3 9 】

50

さらに、収縮末期の長軸像においても拡張末期の長軸像と同様に、心尖の位置と弁輪の位置を指定する。拡張末期の画像と同様に、表示制御部 7 は、収縮末期における 1 つの短軸像と、3 つの長軸像（2 腔断層像、3 腔断層像、及び 4 腔断層像）を表示部 8 1 に表示させる。そして、心尖の位置を特定するために、操作者は操作部 8 2 を用いて、3 つの長軸像のうち 1 つ以上の長軸像において心尖の位置を指定する。また、弁輪面の位置を特定するために、操作者は操作部 8 2 を用いて、3 つの長軸像のうち 2 つ以上の長軸像において弁輪の位置を指定する。収縮末期の長軸像において、心尖の位置と弁輪の位置とが指定されると、心尖の位置を示す情報（座標情報）と、弁輪の位置を示す情報（座標情報）とが、ユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 を介して演算部 10 に出力される。これにより、収縮末期における心尖の座標情報と弁輪の座標情報とが、演算部 10 に設定される。

10

【0040】

なお、第 1 実施形態では、3 つの長軸像と 1 つの短軸像を表示部 8 1 に表示しているが、心尖と弁輪を指定するために、2 つ以上の長軸像を表示部 8 1 に表示すれば良い。例えば、拡張末期においては、長軸像 100 と長軸像 110 とを表示部 8 1 に表示すれば良い。

【0041】

位置算出部 11 は、各長軸像上で指定された弁輪の位置に基づいて、3 次元空間における弁輪面の座標を求める。また、位置算出部 11 は、各長軸像上で指定された心尖の位置に基づいて、3 次元空間における心尖の位置を特定する。

20

【0042】

まず、位置算出部 11 は、拡張末期の長軸像 100 上で指定された心尖 20A の座標情報と、弁輪 20B、20C の座標情報とをユーザインターフェース（UI）8 から受け付ける。さらに、位置算出部 11 は、拡張末期の長軸像 110 上で指定された心尖 21A の座標情報と、弁輪 21B、21C の座標情報とをユーザインターフェース（UI）8 から受け付ける。また、位置算出部 11 は、長軸像 100 を表す長軸像データと、長軸像 110 を表す長軸像データとを画像記憶部 5 から読み込む。3 次元空間における各長軸像（各長軸断面）の位置は特定されているため、位置算出部 11 は、各長軸像上で指定された心尖と弁輪について、3 次元空間における座標を特定する。例えば、位置算出部 11 は、長軸像 100 で指定された心尖 20A、弁輪 20B、20C について、3 次元空間における座標を特定する。また、位置算出部 11 は、長軸像 110 で指定された心尖 21A、弁輪 21B、21C について、3 次元空間における座標を特定する。

30

【0043】

そして、位置算出部 11 は、拡張末期について、3 次元空間における心尖と弁輪面の座標を求める。1 つの長軸像で心尖の位置が指定された場合、位置算出部 11 は、指定された位置を 3 次元空間における心尖の位置とする。また、図 3 に示すように、2 つの長軸像 100、110 でそれぞれ心尖の位置が指定された場合、位置算出部 11 は、心尖 20A と心尖 21A の中間の位置を 3 次元空間における心尖の位置としても良い。これにより、拡張末期について、3 次元空間における心尖の位置が求められたことになる。

【0044】

さらに、位置算出部 11 は、2 つの長軸像で指定された複数の弁輪の位置のうち、少なくとも 3 つの弁輪の位置を含む平面を 3 次元空間における弁輪面として定義する。図 3 に示す例では、位置算出部 11 は、弁輪 20B、20C、21B、21C のうち少なくとも 3 つの弁輪を含む平面を弁輪面として定義する。これにより、拡張末期について、3 次元空間における弁輪面の位置が求められたことになる。

40

【0045】

さらに、位置算出部 11 は、拡張末期と同様に収縮末期について、3 次元空間における心尖と弁輪面の位置を求める。そして、位置算出部 11 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の座標情報（3 次元空間での座標情報）を断面設定部 12 に出力する。

【0046】

50

断面設定部 1 2 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の座標情報を位置算出部 1 1 から受けると、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面との間に、弁輪面に平行な複数の断面を設定する。超音波画像を用いた心臓の診断においては、心筋の運動などを観察するために、弁輪面に平行な断面の画像（短軸像）が用いられることが多い。そのため、第 1 実施形態においては、弁輪面に平行な短軸像を生成するために、弁輪面に平行な複数の断面を設定する。

【 0 0 4 7 】

ここで、弁輪面に平行な複数の断面を設定する方法について図 4 を参照して説明する。図 4 において、心筋 2 0 0 は拡張末期の心筋を表しており、心筋 3 0 0 は収縮末期の心筋を表している。また、断面 A 1 は位置算出部 1 1 にて求められた拡張末期における弁輪面を表しており、心尖 2 2 A は位置算出部 1 1 にて求められた拡張末期における心尖を表している。また、断面 Z 1 は位置算出部 1 1 にて求められた収縮末期における弁輪面を表しており、心尖 2 3 A は位置算出部 1 1 にて求められた収縮末期における心尖を表している。なお、断面 A 1、Z 1 は、図 4 の奥行き方向に延びる平面を形成している。また、後述する断面 A 2 ~ A 1 1、及び断面 Z 2 ~ Z 1 1 も、図 4 の奥行き方向の延びる平面を形成している。

【 0 0 4 8 】

断面設定部 1 2 は、拡張末期について、心尖 2 2 A と弁輪面（断面 A 1）との間に、弁輪面（断面 A 1）に平行な複数の断面を設定する。例えば、断面設定部 1 2 は、心尖 2 2 A と弁輪面（断面 A 1）との間の領域を 1 0 個の領域に等分割する 1 0 個の断面 A 2、A 3、・・・、A 1 0、A 1 1 を設定する。断面 A 1 1 は、心尖 2 2 A を通る断面として定義する。すなわち、断面設定部 1 2 は、弁輪面を含めた 1 1 個の断面 A 1 ~ A 1 1 を設定する。これにより、拡張末期について、1 1 個の断面 A 1 ~ A 1 1 が設定されたことになる。弁輪面（断面 A 1）を基準にすると、断面 A 1 ~ A 1 1 のうち、断面 A 1 は 1 番目の断面に相当し、断面 A 2 は 2 番目の断面に相当し、断面 A 3 は 3 番目の断面に相当する。そして、断面 A 1 1 は 1 1 番目の断面に相当する。断面設定部 1 2 は、拡張末期について定義された断面 A 1 ~ A 1 1 のそれぞれの座標情報に、各断面の番号を示す番号情報を付帯させて、番号情報が付帯された各断面の座標情報を断面推定部 1 3 に出力する。例えば、断面設定部 1 2 は、断面 A 1 の座標情報に 1 番目の断面を示す番号情報を付帯させ、断面 A 2 の座標情報に 2 番目の断面を示す番号情報を付帯させて、番号情報を付帯した各断面の座標情報を断面推定部 1 3 に出力する。

【 0 0 4 9 】

また、断面設定部 1 2 は、収縮末期について、心尖 2 3 A と弁輪面（断面 Z 1）との間に、弁輪面（断面 Z 1）に平行な複数の断面を設定する。例えば、断面設定部 1 2 は、心尖 2 3 A と弁輪面（断面 Z 1）との間の領域を 1 0 個の領域に等分割する 1 0 個の断面 Z 2、Z 3、・・・、Z 1 0、Z 1 1 を設定する。断面 Z 1 1 は、心尖 2 3 A を通る断面として定義する。すなわち、断面設定部 1 2 は、弁輪面を含めた 1 1 個の断面 Z 1 ~ Z 1 1 を設定する。これにより、収縮末期の心筋に対して、1 1 個の断面 Z 1 ~ Z 1 1 が設定されたことになる。収縮末期についても拡張末期と同様に、弁輪面（断面 Z 1）を基準にすると、断面 Z 1 ~ Z 1 1 のうち、断面 Z 1 は 1 番目の断面に相当し、断面 Z 2 は 2 番目の断面に相当し、断面 Z 3 は 3 番目の断面に相当する。そして、断面 Z 1 1 は 1 1 番目の断面に相当する。断面設定部 1 2 は、収縮末期について定義された断面 Z 1 ~ Z 1 1 のそれぞれの座標情報に、各断面の番号を示す番号情報を付帯させて、番号情報が付帯された各断面の座標情報を断面推定部 1 3 に出力する。例えば、断面設定部 1 2 は、断面 Z 1 の座標情報に 1 番目の断面を示す番号情報を付帯させ、断面 Z 2 の座標情報に 2 番目の断面を示す番号情報を付帯させて、番号情報が付帯された各断面の座標情報を断面推定部 1 3 に出力する。

【 0 0 5 0 】

なお、第 1 実施形態では、1 1 個の断面を設定しているが、任意の数の断面を設定しても良い。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いることで所望の断面数を指定すると、指定さ

10

20

30

40

50

れた断面数を示す情報がユーザインターフェース（UI）8から制御部9を介して演算部10に出力される。断面設定部12は、指定された断面数に従って、心尖と弁輪面との間に断面を設定する。

【0051】

拡張末期における1番目の断面A1（弁輪面）と、収縮末期における1番目の断面Z1（弁輪面）とが対応している。すなわち、断面A1は拡張末期における弁輪面を表し、断面Z1は収縮末期における弁輪面を表している。このように、断面A1と断面Z1は、異なる心時相（拡張末期と収縮末期）における心臓の同一部位を切断する断面として定義されている。同様に、拡張末期における2番目の断面A2と、収縮末期における2番目の断面Z2とが対応し、3番目の断面A3と断面Z3とが対応している。このように、拡張末期における各断面と、収縮末期における各断面とがそれぞれ対応している。すなわち、拡張末期における各断面と収縮末期における各断面は、異なる心時相（拡張末期と収縮末期）における心臓の同一部位を切断する断面として定義されている。

【0052】

断面推定部13は、拡張末期について定義された断面A1～A11の座標情報と、収縮末期について定義された断面Z1～Z11の座標情報とを断面設定部12から受けて、断面A1～A11と断面Z1～Z11とに基づいて、補間処理を行うことで、拡張末期と収縮末期との間の心時相における各断面の位置を推定する。すなわち、断面推定部13は、拡張末期と収縮末期との間に取得された各フレームにおける弁輪面に平行な各断面の位置を推定する。これにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相における心臓の同一部位を切断する断面の位置が推定される。補間処理として、例えば線形補間や三角関数による補間を行う。

【0053】

断面A1～A11のそれぞれの座標情報には、断面A1を基準にした番号を示す番号情報が付帯されている。また、断面Z1～Z11のそれぞれの座標情報には、断面Z1を基準にした番号を示す番号情報が付帯されている。断面推定部13は、同一の番号情報が付帯されている2つの断面を対象として補間処理を行うことで、収縮末期と拡張末期との間の各心時相（各フレーム）における断面の位置を推定する。具体的には、断面推定部13は、1番目の番号が付された断面A1と断面Z1とに基づいて、収縮末期と拡張末期との間の各心時相（各フレーム）における断面の位置を推定する。同様に、断面推定部13は、2番目の番号が付された断面A2と断面Z1とに基づいて、収縮末期と拡張末期との間の各心時相（各フレーム）における断面の位置を推定する。

【0054】

例えば図5に示すように、断面推定部13は、拡張末期における1番目の断面（弁輪面）と収縮末期における1番目の断面Z1（弁輪面）との間を線形補間することにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における1番目の断面（弁輪面）の位置を推定する。同様に、断面推定部13は、拡張末期における2番目の断面A2と収縮末期における2番目の断面Z2との間を線形補間することにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における2番目の断面の位置を推定する。このように、断面推定部13は、拡張末期の断面とその断面に対応する収縮末期の断面との間を線形補間することにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における断面の位置を推定する。すなわち、断面推定部13は、拡張末期の断面A1～A11と、各断面に対応する収縮末期の断面Z1～Z11との間をそれぞれ線形補間することにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における各断面の位置を推定する。

【0055】

また、断面推定部13は、図6に示すように、拡張末期における1番目の断面A1（弁輪面）と収縮末期における1番目の断面Z1（弁輪面）との間を三角関数による補間を行うことで、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における弁輪面の位置を推定しても良い。例えば、断面推定部13は、コサイン関数を用いた補間を行うことで、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における弁輪面の位置を推定する。

そして、断面推定部 13 は、拡張末期の断面 A 1 ~ A 1 1 と、各断面に対応する収縮末期の断面 Z 1 ~ Z 1 1 との間をそれぞれ三角関数による補間を行うことにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における各断面の位置を推定する。

【0056】

以上の処理によって、心臓の同一部位を切断する断面を心時相ごと（フレームごと）に追跡することが可能となる。例えば、弁輪面（断面 A 1）の位置を拡張末期から収縮末期にかけて追跡することが可能となる。また、弁輪面以外の断面（断面 A 2 ~ A 1 1）の位置についても、拡張末期から収縮末期にかけて追跡することが可能となる。

【0057】

ここで説明の便宜上、拡張末期から収縮末期の間の各心時相（各フレーム）における断面を断面 B、C、D、・・・と称することにする。例えば、拡張末期の断面 A 1 と収縮末期の断面 Z 1 との間を補間することで求めた各心時相（各フレーム）の断面を、断面 B 1、C 1、D 1、・・・と称することにする。すなわち、断面 B 1、C 1、D 1、・・・は、各心時相（各フレーム）において断面 A 1 に対応し、それぞれの心時相（フレーム）において 1 番目の断面（弁輪面）を表していることになる。同様に、拡張末期の断面 A 2 と収縮末期の断面 Z 2 との間を補間することで求めた各心時相（各フレーム）の断面を、断面 B 2、C 2、D 2、・・・と称することにする。すなわち、断面 B 2、C 2、D 2、・・・は、各心時相（各フレーム）において断面 A 2 に対応し、それぞれの心時相（フレーム）において 2 番目の断面を表していることになる。このように、各心時相（各フレーム）において断面 A 1 ~ A 1 1 に対応する断面を、断面 B 1 ~ B 1 1、断面 C 1 ~ C 1 1、断面 D 1 ~ D 1 1、・・・と称することにする。

【0058】

断面推定部 13 は、各断面の座標情報に、各断面が定義された心時相を示す情報と、各断面の番号を示す番号情報とを付帯させて、画像生成制御部 14 に出力する。画像生成制御部 14 は、メモリを有し、心時相を示す情報と番号情報とが付帯された各断面の座標情報をメモリに記憶する。

【0059】

そして、操作者が操作部 82 を用いて所望の断面を指定する。例えば、操作者は操作部 82 を用いることで、画像生成制御部 14 に設定された 11 個の断面のなかから所望の断面を指定する。操作者は 1 つの断面を指定しても良いし、複数の断面を指定しても良い。

【0060】

例えば、画像生成制御部 14 は、拡張末期における断面 A 1 ~ A 1 1 のそれぞれの座標情報を表示制御部 7 に出力する。表示制御部 7 は、画像生成制御部 14 から各断面の座標情報を受けると、断面 A 1 ~ A 1 1 のそれぞれを示すマーカを生成する。そして、表示制御部 7 は、拡張末期の長軸像を表示部 81 に表示させ、更に、断面 A 1 ~ A 1 1 のそれぞれを示すマーカを長軸像に重ねて表示部 81 に表示させる。1 例として、表示制御部 7 は、図 3 に示す長軸像 100（拡張末期の長軸像）を表示部 81 に表示させ、断面 A 1 ~ A 1 1 をそれぞれ示すマーカを長軸像 100 に重ねて表示部 81 に表示させる。操作者は、表示部 81 に表示された長軸像と断面のマーカを観察し、操作部 82 を用いることで、断面 A 1 ~ A 1 1 のうち所望の断面を指定する。ここでは、3 番目の断面 A 3 を指定した場合について説明する。

【0061】

操作者によって 3 番目の断面 A 3 が指定されると、断面 A 3 を示す番号情報がユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 を介して画像生成制御部 14 に出力される。画像生成制御部 14 は、各心時相（各フレーム）において、3 番目の番号情報が付帯された断面の座標情報を画像生成部 6 に出力する。

【0062】

画像生成部 6 は、各心時相のボリュームデータを画像記憶部 5 から読み込み、各心時相における 3 番目の断面を切断面として、各心時相のボリュームデータに MPR 処理を施す。この処理により、画像生成部 6 は、3 番目の断面における MPR 画像データ（短軸像デ

10

20

30

40

50

ータ)を心時相ごとに生成する。

【0063】

具体的には、画像生成部6は、断面A3を切断面として断面A3におけるMPR画像データを生成し、断面B3を切断面として断面B3におけるMPR画像データを生成し、断面C3を切断面として断面C3におけるMPR画像データを生成し、以降、各心時相における3番目の断面におけるMPR画像データを生成する。そして、画像生成部6は、各心時相における3番目の断面におけるMPR画像データを表示制御部7に出力する。

【0064】

表示制御部7は、画像生成部6から各心時相の3番目におけるMPR画像データを受け、心時相ごとに順番に3番目におけるMPR画像データに基づくMPR画像を表示部81に表示させる。また、画像生成部6は、短軸像データの他、長軸像データや3次元画像データを生成しても良い。この場合、表示制御部7は、短軸像とともに、長軸像や3次元画像を表示部81に表示させる。

10

【0065】

ここで、表示部81に表示される短軸像の1例について図7を参照して説明する。図7は、表示部に表示される短軸像の1例を示す図である。図7に示す例では、心臓の短軸像と長軸像を表示する場合について説明する。

【0066】

例えば、操作者によって3番目の断面A3が指定されると、画像生成部6は、各心時相で取得されたボリュームデータを画像記憶部5から読み込み、各ボリュームデータにMPR処理を施すことで、各心時相の3番目の断面A3、B3、C3、・・・におけるMPR画像データ(短軸像データ)を生成する。また、画像生成部6は、操作者によって指定された所望の長軸断面におけるMPR画像データ(長軸像データ)を生成する。画像生成部6は、各心時相の長軸像データを生成する。

20

【0067】

そして、図7(a)に示すように、表示制御部7は、拡張末期における長軸像400と、3番目の断面A3における短軸像500とを表示部81に表示させる。長軸像400には心筋を長軸断面で切断した組織が表されており、短軸像500には心筋を短軸断面で切断した組織が表されている。

【0068】

30

そして、次のフレーム(次の心時相)では、図7(b)に示すように、表示制御部7は、次の心時相における長軸像410と短軸像510とを表示部81に表示させる。短軸像510は、ボリュームデータを断面B3で切断した面の画像である。断面B3は、断面A3に対応し、断面A3と同じ部位を切断する断面であると推定されているため、短軸像510には短軸像500と同じ部位が表されていることになる。

【0069】

更に次のフレーム(次の心時相)では、図7(c)に示すように、表示制御部7は、次の心時相における長軸像420と短軸像520とを表示部81に表示させる。短軸像520は、ボリュームデータを断面C3で切断した面の画像である。断面C3は、断面A3に対応し、断面A3、B3と同じ部位を切断する断面であると推定されているため、短軸像520には短軸像500、510と同じ部位が表されていることになる。

40

【0070】

そして、表示制御部7は、心時相ごとに短軸像と長軸像とを表示部81に表示させる。なお、図7に示す例では、長軸像を表示部81に表示しているが、短軸像のみを表示部81に表示しても良い。また、短軸像と3次元画像とを表示部81に表示しても良い。

【0071】

なお、第1実施形態では、画像生成部6は各断面におけるMPR画像データを生成しているが、各断面の厚み方向における情報を含ませた厚み付きMPR画像データを生成しても良い。また、画像生成部6は、MPR処理の他、MIP(maximum intensity projection)法によって最大値が投影されたMIP画像データを生

50

成しても良い。さらに、画像生成部6は、MinIP (minimum intensity projection) 法によって最小値が投影されたMinIP画像データを生成しても良い。このように、MPR画像データの他、厚み付きMPR画像データ、MIP画像データ、又はMINIP画像データを生成することで、各断面の組織を表す画像データを生成しても良い。このように、この発明の「断面を表す画像」には、MPR画像の他、厚み付きMPR画像を含ませても良いし、MIP画像やMinIP画像を含ませても良い。

【0072】

なお、第1実施形態においては、画像生成部6が、この発明の「画像取得手段」の1例に相当する。

10

【0073】

ユーザインターフェース(UI)8は表示部81と操作部82とを備えている。表示部81はCRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上にカラードブラ画像やBモード画像などを表示する。操作部82は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又はTCS (Touch Command Screen) などで構成されている。なお、ユーザインターフェース(UI)8が、この発明の「指定手段」の1例に相当する。

【0074】

制御部9は、超音波診断装置1の各部に接続され、超音波診断装置1の各部の動作を制御する。この実施形態では、制御部9は、超音波診断装置1の外部から被検体のECG信号を受け付け、各心時相に取得されたボリュームデータに心時相を対応付けて画像記憶部5に記憶させる。

20

【0075】

なお、演算部10は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えている。記憶装置には、演算部10の機能を実行するための演算プログラムが記憶されている。演算プログラムには、位置算出部11の機能を実行するための位置算出プログラム、断面設定部12の機能を実行するための断面設定プログラム、及び断面推定部13の機能を実行するための断面推定プログラムが含まれる。CPUが、位置算出プログラムを実行することで、3次元空間における心尖と弁輪面の位置を求める。また、CPUが、断面設定プログラムを実行することで、心尖と弁輪面との間に複数の断面を設定する。また、CPUが、断面推定プログラムを実行することで、拡張末期と収縮末期との間の各フレームにおける断面の位置を推定する。

30

【0076】

また、画像生成部6は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えている。記憶装置には、画像生成部6の機能を実行するための画像生成プログラムが記憶されている。CPUが、画像生成プログラムを実行することで、MPR処理やボリュームレンダリングなどの画像処理を行う。例えば、CPUが、画像生成プログラムを実行することで、所望の心時相における短軸像データや長軸像データなどの画像データを生成する。

【0077】

また、表示制御部7は、CPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えている。記憶装置には、表示制御部7の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。CPUが、表示制御部プログラムを実行することで、短軸像データに基づく短軸像や長軸像データに基づく長軸像を表示部81に表示させる。

40

【0078】

この第1実施形態においては、演算部10の機能を実行する演算プログラム、画像生成部6の機能を実行する画像生成プログラム、及び表示制御部7の機能を実行する表示制御プログラムが、この発明の「超音波画像処理プログラム」の1例を構成する。

【0079】

以上のように、第1実施形態に係る超音波診断装置1によると、拡張末期と収縮末期とで設定された、弁輪面に平行な断面に基づいて、フレーム(心時相)ごとに断面の位置を

50

推定することで、心臓の同一部位を切断する断面を心時相ごとに追跡することが可能となる。このように、心時相ごとに断面の位置を自動的に変えることで、心臓の動きに追従した短軸像を生成して表示することが可能となる。これにより、心臓の同一部位を追跡して観察することが可能となる。例えば、短軸像に表された心筋の同一部位における壁厚の変化を追跡して観察することが可能となる。

【 0 0 8 0 】

(動作)

次に、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 による一連の動作について、図 8 を参照して説明する。図 8 は、この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

10

【 0 0 8 1 】

(ステップ S 0 1)

まず、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、1 心周期以上に亘って被検体の心臓を超音波で走査することで、例えば、左心室全体を含む心臓のポリウムデータを心時相ごとに取得する。制御部 9 は、被検体の ECG 信号を受けて、各心時相のポリウムデータに各ポリウムデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部 5 に記憶させる。

【 0 0 8 2 】

(ステップ S 0 2)

操作者が操作部 8 2 を用いて拡張末期と収縮末期を指定し、更に、所望の長軸断面を指定する。画像生成部 6 は、制御部 9 を介して操作者の指定を受け付け、画像記憶部 5 から拡張末期のポリウムデータと収縮末期のポリウムデータを読み込み、拡張末期の長軸像データと収縮末期の長軸像データを生成する。表示制御部 7 は、長軸像を表示部 8 1 に表示させる。

20

【 0 0 8 3 】

(ステップ S 0 3)

そして、操作者が操作部 8 2 を用いて、収縮末期と拡張末期の長軸像において、心臓の心尖と弁輪の位置を指定する。例えば図 3 に示すように、操作者は操作部 8 2 を用いて、拡張末期の長軸像 1 0 0 に対して心尖 2 0 A の位置と、弁輪 2 0 B、2 0 C の位置を指定する。さらに、操作者は操作部 8 2 を用いて、拡張末期の長軸像 1 1 0 に対して心尖 2 1 A の位置と、弁輪 2 1 B、2 1 C の位置を指定する。さらに、収縮末期の長軸像においても拡張末期の長軸像と同様に、心尖の位置と弁輪の位置を指定する。心尖の座標情報と弁輪の座標情報は、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 を介して演算部 1 0 に出力される。

30

【 0 0 8 4 】

(ステップ S 0 4)

位置算出部 1 1 は、拡張末期の長軸像で指定された心尖に基づいて、拡張末期における心尖の 3 次元空間での位置を特定する。また、位置算出部 1 1 は、2 つの長軸像で指定された弁輪の位置のうち、少なくとも 3 つの弁輪の位置を含む平面を 3 次元空間における弁輪面として定義する。さらに、収縮末期についても拡張末期と同様に、位置算出部 1 1 は、心尖と弁輪面の位置を求める。そして、位置算出部 1 1 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の 3 次元空間での座標情報を断面設定部 1 2 に出力する。

40

【 0 0 8 5 】

(ステップ S 0 5)

断面設定部 1 2 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の座標情報を位置算出部 1 1 から受けると、拡張末期と収縮末期において、心尖と弁輪面との間に、弁輪面に平行な複数の断面を設定する。例えば図 4 に示すように、断面設定部 1 2 は、拡張末期について、弁輪面 (断面 A 1) を含む複数の断面 A 1 ~ A 1 1 を設定し、収縮末期について、弁輪面 (断面 Z 1) を含む断面 Z 1 ~ Z 1 1 を設定する。そして、断面設定部 1 2 は、断面 A 1 ~ A 1 1 と断面 Z 1 ~ Z 1 1 のそれぞれの座標情報に、各断面の番号を示す番号情報

50

を付帯させて断面推定部 13 に出力する。

【0086】

(ステップ S06)

断面推定部 13 は、断面 A1 ~ A11 と断面 Z1 ~ Z11 の座標情報に基づいて、線形補間又は三角関数による補間を行うことで、拡張末期と収縮末期との間の各心時相（各フレーム）における各断面の位置を推定する。各心時相における断面の座標情報は、画像生成制御部 14 に設定される。

【0087】

(ステップ S07)

そして、操作者は操作部 82 を用いて、設定された複数の断面のうち所望の断面を指定する。例えば、操作者は断面 A1 ~ A11 のうち、3 番目の断面 A3 を指定する。指定された断面の番号情報が、ユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 を介して画像生成制御部 14 に出力される。

10

【0088】

(ステップ S08)

画像生成制御部 14 は、各心時相（各フレーム）において、3 番目の番号情報が付帯された断面の座標情報を画像生成部 6 に出力する。画像生成部 6 は、各心時相のボリュームデータを画像記憶部 5 から読み込み、各心時相における 3 番目の断面を切断面として、3 番目の断面における MPR 画像データ（短軸像データ）を心時相ごとに生成する。

【0089】

(ステップ S09)

表示制御部 7 は、各心時相における 3 番目の断面における短軸像データを画像生成部 6 から受けて、心時相ごとに順番に 3 番目の短軸像を表示部 81 に表示させる。また、画像生成部 6 は、各心時相の長軸像データや 3 次元画像データを生成しても良い。この場合、表示制御部 7 は、短軸像とともに、長軸像や 3 次元画像を表示部 81 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、図 7（a）に示すように、拡張末期の断面 A3 における短軸像 500 を表示部 81 に表示させ、次のフレーム（心時相）では、図 7（b）に示すように、次の心時相の断面 B3 における短軸像 510 を表示部 81 に表示させ、次のフレーム（心時相）では、図 7（c）に示すように、次の心時相の断面 C3 における短軸像 520 を表示部 81 に表示させる。このように、表示制御部 7 は、同一部位を切断する断面の画像を心時相ごとに表示部 81 に表示させる。

20

30

【0090】

以上のように、各フレーム（各心時相）における同一部位を切断する断面の位置を推定することで、心臓の動きに追従した短軸像を生成して表示することが可能となる。その結果、各心時相において、心臓の同一部位の断面を追跡して観察することが可能となる。

【0091】

(超音波画像処理装置)

また、各心時相における断面の位置を推定して、各心時相における短軸像データを生成する超音波画像処理装置を、超音波診断装置の外部に設けても良い。この超音波画像処理装置は、上述した画像記憶部 5、画像生成部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース（UI）8、制御部 9、演算部 10、及び画像生成制御部 14 を備えている。

40

【0092】

超音波画像処理装置の外部に設置された超音波診断装置によって、心臓を超音波で走査することで、心時相ごとにボリュームデータを取得する。超音波画像処理装置は、心時相が対応付けられた複数のボリュームデータを超音波診断装置から受けて、それら複数のボリュームデータを画像記憶部 5 に記憶させる。そして、上述した超音波診断装置 1 と同様に、演算部 10 が心尖と弁輪面との間に複数の断面を設定し、拡張末期と収縮末期との間の各心時相における各断面の位置を推定する。そして、画像生成部 6 は、所望の断面について、各心時相における MPR 画像データ（短軸像データ）を生成し、表示制御部 7 は、短軸像を心時相ごとに表示部 81 に表示させる。

50

【 0 0 9 3 】

以上のように、超音波画像処理装置によっても、上述した超音波診断装置 1 と同様に、心臓の同一部位を切断する断面を心時相ごとに追跡して、各心時相における断面の画像を生成して表示することが可能となる。これにより、心臓の同一部位を追跡して観察することが可能となる。

【 0 0 9 4 】

[第 2 の実施の形態]

次に、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置について図 9 を参照して説明する。図 9 は、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 0 0 9 5 】

第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像記憶部 5、画像生成部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース (UI) 8、制御部 9、演算部 10 A、及びスキャン制御部 18 を備えている。この超音波診断装置 1 A は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 に設置された演算部 10 と画像生成制御部 14 の代わりに、演算部 10 A とスキャン制御部 18 を備えている。演算部 10 A とスキャン制御部 18 以外の構成は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じである。従って、演算部 10 A とスキャン制御部 18 について詳しく説明する。

【 0 0 9 6 】

上述した第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 は、画像生成面としての短軸断面の位置を心時相 (フレーム) ごとに変えることで、心臓の動きに追従して短軸像を生成する。これに対して、第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、スキャン対象となる断面の位置を心時相 (フレーム) ごとに変えることで、心臓の動きに追従して短軸像を生成する。

【 0 0 9 7 】

スキャン制御部 18 には、3 次元の撮影領域を示す座標情報と、その撮影領域に含まれる所望の断面の位置を示す情報 (座標情報) とが予め設定されている。3 次元の撮影領域の範囲と断面の位置は、操作者が操作部 82 を用いることで任意に変更することができる。例えば、超音波で走査する角度の範囲を指定することで、3 次元の撮影領域の範囲を指定することができる。また、超音波の送信角度を指定することで、断面の位置を指定することができる。

【 0 0 9 8 】

第 2 実施形態では、送受信部 3 はスキャン制御部 18 の制御の下、スキャン制御部 18 に設定された断面を超音波で走査する (2 D スキャン)。送受信部 3 は、この 2 D スキャンによって、その断面の受信信号を取得する。

【 0 0 9 9 】

そして、上述した第 1 実施形態と同様に、被検体の心臓を撮影対象とし、その心臓の短軸像を心時相ごとに取得する。そのために、心臓の短軸断面が 2 D スキャンされるように、被検体に対して超音波プローブ 2 を当てる位置や角度を調整し、また、超音波の送信角度を調整する。第 2 実施形態では、例えば拡張末期において、心臓の弁輪面にほぼ平行な短軸断面が 2 D スキャンの対象となるように、超音波プローブ 2 の位置や角度を調整し、また、超音波の送信角度を調整する。例えば、2 D スキャンをして短軸像を表示部 81 に表示し、その短軸像を観察しながら、拡張末期において弁輪面にほぼ平行な断面の短軸像が取得されるように、超音波プローブ 2 の位置と角度を調整したり、送信角度を調整したりすれば良い。拡張末期において調整された送信角度は、初期設定の送信角度としてスキャン制御部 18 に設定される。

【 0 1 0 0 】

また、拡張末期において弁輪面にほぼ平行な断面 (短軸断面) の座標情報は、初期設定の情報として制御部 9 に設定される。第 2 実施形態では、初期設定された拡張末期における短軸断面の位置を心時相ごとに追跡し、心時相ごとに短軸断面の位置を変えて 2 D スキャンを行なう。

【 0 1 0 1 】

そして、送受信部 3 は心臓の短軸断面を 2 D スキャンすることで、短軸断面における受信信号を取得する。信号処理部 4 は、短軸断面における受信信号に対して信号処理を施し、画像生成部 6 は信号処理後のデータに基づいて、短軸断面における断層像データ（短軸像データ）を生成する。表示制御部 7 は、その短軸像データに基づく短軸像を表示部 8 1 に表示させる。そして、継続して 2 D スキャンを行なうことで、短軸像をリアルタイムに表示部 8 1 に表示し続ける。

【 0 1 0 2 】

また、送受信部 3 はスキャン制御部 1 8 の制御の下、スキャン制御部 1 8 に設定された 3 次元の撮影領域を超音波で走査する（3 D スキャン）。送受信部 3 は、この 3 D スキャンによって、撮影領域（心臓）のボリュームデータを取得する。この第 2 実施形態では、2 D スキャンの対象となる短軸断面の位置を追跡するために、ボリュームデータを取得する。

【 0 1 0 3 】

なお、第 2 実施形態においては、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、この発明の「3 D スキャン手段」と「2 D スキャン手段」の 1 例を構成する。

【 0 1 0 4 】

上述した第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様に、超音波診断装置 1 A は、1 心周期以上に亘って被検体の心臓を超音波で走査することで、例えば、左心室全体を含む心臓のボリュームデータを心時相ごとに取得する。さらに、制御部 9 は、各ボリュームデータに各ボリュームデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部 5 に記憶させる。これにより、複数のボリュームデータのそれぞれに、ボリュームデータが取得された心時相が対応付けられて画像記憶部 5 に記憶される。例えば、R 波を検出してから次の R 波を検出するまでの間、制御部 9 は送受信部 3 に 3 D スキャンを実行させて、1 心周期に亘ってボリュームデータを取得する。

【 0 1 0 5 】

そして、画像生成部 6 は、画像記憶部 5 から各心時相のボリュームデータを読み込み、各心時相のボリュームデータに M P R 処理を施すことで、第 1 実施形態と同様に、各心時相における 1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを生成する。長軸像データとして、画像生成部 6 は、2 腔断層像データ、3 腔断層像データ、及び 4 腔断層像データを生成する。表示制御部 7 は、短軸像と長軸像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 0 6 】

第 2 実施形態では、第 1 実施形態と同様に、操作者は操作部 8 2 を用いて拡張末期と収縮末期を指定する。画像生成部 6 は、拡張末期に取得されたボリュームデータに M P R 処理を施すことで、拡張末期における 1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを生成する。また、画像生成部 6 は、収縮末期に取得されたボリュームデータに M P R 処理を施すことで、収縮末期における 1 つの短軸像データと 3 つの長軸像データを生成する。

【 0 1 0 7 】

そして、図 2 に示すように、表示制御部 7 は、心臓の長軸像 1 0 0、1 1 0、1 2 0 と、心臓の短軸像 1 3 0 とを表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 0 8 】

次に、演算部 1 0 A について説明する。演算部 1 0 A は、位置算出部 1 1、領域設定部 1 5、領域推定部 1 6、及び断面推定部 1 7 を備えている。この演算部 1 0 A の処理について図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は、心尖と弁輪面との間の個別領域を示す模式図である。

【 0 1 0 9 】

まず、第 1 実施形態と同様に、拡張末期と収縮末期において、心臓の心尖の位置と弁輪面の位置を特定する。例えば図 3 に示すように、操作者は操作部 8 2 を用いて、長軸像 1 0 0 に対して心尖 2 0 A の位置と、弁輪 2 0 B、2 0 C の位置を指定する。さらに、操作者は操作部 8 2 を用いて、別の長軸像 1 1 0 に対して心尖 2 1 A の位置と、弁輪 2 1 B、2 1 C の位置を指定する。これにより、拡張末期における心尖の位置と弁輪の位置が指定

10

20

30

40

50

されたことになる。長軸像 100 における心尖 20A の座標情報と、弁輪 20B、20C の座標情報とが、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 を介して演算部 10A に出力される。また、長軸像 110 における心尖 21A の座標情報と、弁輪 20B、20C の座標情報とが、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 を介して演算部 10A に出力される。

【0110】

さらに、収縮末期の長軸像においても拡張末期の長軸像と同様に、心尖の位置と弁輪の位置を指定する。これにより、心尖の座標情報と弁輪の座標情報とが、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 を介して演算部 10A に出力される。

【0111】

位置算出部 11 は、第 1 実施形態と同様に、拡張末期と収縮末期について、3 次元空間における弁輪面の位置と心尖の位置を特定する。そして、位置算出部 11 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の座標情報 (3 次元空間での座標情報) を領域設定部 15 に出力する。

【0112】

領域設定部 15 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の座標情報を位置算出部 11 から受けると、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面との間に、弁輪面に平行な複数の平面を設定することで、心尖と弁輪面との間の領域を複数の個別領域に分割する。

【0113】

ここで、心尖と弁輪面との間の領域を複数の個別領域に分割する方法について、図 10 を参照して説明する。図 10 において、心筋 200 は拡張末期の心筋を表しており、心筋 300 は収縮末期の心筋を表している。また、断面 A1 は位置算出部 11 にて求められた拡張末期における弁輪面を表しており、心尖 22A は位置算出部 11 にて求められた拡張末期における心尖を表している。また、断面 Z1 は位置算出部 11 にて求められた収縮末期における弁輪面を表しており、心尖 23A は位置算出部 11 にて求められた収縮末期における心尖を表している。なお、断面 A1、Z1 は、図 10 の奥行き方向に延びる平面を形成している。

【0114】

領域設定部 15 は、拡張末期について、心尖 22A と弁輪面 (断面 A1) との間に、弁輪面 (断面 A1) に平行な複数の平面を設定することで、心尖 22A と弁輪面 (断面 A1) との間の領域を複数の個別領域に分割する。例えば、領域設定部 15 は、心尖 22A と弁輪面 (断面 A1) との間の領域を 10 個の個別領域に等分割する。図 10 に示す例では、領域設定部 15 は、心尖 22A と弁輪面 (断面 A1) との間の領域を、個別領域 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\dots$ 、 $\alpha 9$ 、 $\alpha 10$ に等分割する。これにより、拡張末期について、10 個の個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ が設定されたことになる。弁輪面 (断面 A1) を基準にすると、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のうち、断面 A1 に近い順から、個別領域 $\alpha 1$ は 1 番目の個別領域に相当し、個別領域 $\alpha 2$ は 2 番目の個別領域に相当し、個別領域 $\alpha 3$ は 3 番目の個別領域に相当する。そして、個別領域 $\alpha 10$ は 10 番目の個別領域に相当する。領域設定部 15 は、拡張末期について定義された個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のそれぞれの座標情報に、各個別領域の番号を示す番号情報を付帯させて、番号情報が付帯された各個別領域の座標情報を領域推定部 16 に出力する。例えば、領域設定部 15 は、個別領域 $\alpha 1$ の座標情報に 1 番目の個別領域を示す番号情報を付帯させ、個別領域 $\alpha 2$ の座標情報に 2 番目の個別領域を示す番号情報を付帯させて、番号情報を付帯した各個別領域の座標情報を領域推定部 16 に出力する。

【0115】

また、領域設定部 15 は、収縮末期について、心尖 23A と弁輪面 (断面 Z1) との間に、弁輪面 (断面 Z1) に平行な複数の平面を設定することで、心尖 23A と弁輪面 (断面 Z1) との間の領域を複数の個別領域に分割する。例えば、領域設定部 15 は、心尖 23A と弁輪面 (断面 Z1) との間の領域を 10 個の個別領域に等分割する。図 10 に示す例では、領域設定部 15 は、心尖 23A と弁輪面 (断面 Z1) との間の領域を、個別領域

10

20

30

40

50

$\omega 1$ 、 $\omega 2$ 、 $\omega 3$ 、 $\dots$ 、 $\omega 9$ 、 $\omega 10$ に等分割する。これにより、収縮末期について、10個の個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ が設定されたことになる。弁輪面（断面Z1）を基準にすると、個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ のうち、断面Z1に近い順から、個別領域 $\omega 1$ は1番目の個別領域に相当し、個別領域 $\omega 2$ は2番目の個別領域に相当し、個別領域 $\omega 3$ は3番目の個別領域に相当する。そして、個別領域 $\omega 10$ は10番目の個別領域に相当する。領域設定部15は、収縮末期について定義された個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ のそれぞれの座標情報に、各個別領域の番号を示す番号情報を付帯させて、番号情報が付帯された各個別領域の座標情報を領域推定部16に出力する。例えば、領域設定部15は、個別領域 $\omega 1$ の座標情報に1番目の個別領域を示す番号情報を付帯させ、個別領域 $\omega 2$ の座標情報に2番目の個別領域を示す番号情報を付帯させて、番号情報を付帯した各個別領域の座標情報を領域推定部16に出力する。

10

【0116】

なお、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ 、及び個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ は、図10の奥行き方向に延びる3次元の領域を形成している。

【0117】

この第2実施形態では、10個の個別領域を設定しているが、任意の数の個別領域を設定しても良い。例えば、操作者が操作部82を用いることで所望の数を指定すると、指定された数を示す情報がユーザインターフェース（UI）8から制御部9を介して演算部10Aに出力される。領域設定部15は、指定された数に従って、心尖と弁輪面との間の領域を複数の個別領域に分割する。

20

【0118】

拡張末期における1番目の個別領域 $\alpha 1$ と、収縮末期における1番目の個別領域 $\omega 1$ とが対応している。すなわち、個別領域 $\alpha 1$ は収縮末期における1番目の個別領域を表しており、個別領域 $\omega 1$ は収縮末期における1番目の個別領域を表している。このように、個別領域 $\alpha 1$ と個別領域 $\omega 1$ は、異なる心時相（拡張末期と収縮末期）における心臓の同一部位を表していることになる。同様に、拡張末期における2番目の個別領域 $\alpha 2$ と、収縮末期における2番目の個別領域 $\omega 2$ とが対応し、3番目の個別領域 $\alpha 3$ と個別領域 $\omega 3$ とが対応している。このように、拡張末期における各個別領域と、収縮末期における各個別領域とがそれぞれ対応している。すなわち、拡張末期における各個別領域と収縮末期における各個別領域は、異なる心時相（拡張末期と収縮末期）における心臓の同一部位を表していることになる。

30

【0119】

領域推定部16は、拡張末期について定義された個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ の座標情報と、収縮末期について定義された個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ の座標情報とを領域設定部15から受けて、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ と個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ とに基づいて、補間処理を行うことで、拡張末期と収縮末期との間の各心時相における各個別領域の位置を推定する。すなわち、領域推定部16は、拡張末期と収縮末期との間に取得された各フレームにおける各個別領域の位置を推定する。これにより、拡張末期と収縮末期との間の各心時相における心臓の同一部位を表す個別領域の位置が推定される。補間処理として、第1実施形態と同様に、例えば線形補間や三角関数による補間を行う。

40

【0120】

個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のそれぞれの座標情報には、断面A1を基準にした番号を示す番号情報が付帯されている。また、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のそれぞれの座標情報には、断面Z1を基準にした番号を示す番号情報が付帯されている。領域推定部16は、同一の番号情報が付帯された2つの個別領域を対象として補間処理を行うことで、収縮末期と拡張末期との間の各心時相（各フレーム）における個別領域の位置を推定する。具体的には、領域推定部16は、1番目の番号が付された個別領域 $\alpha 1$ と個別領域 $\omega 1$ とに基づいて、収縮末期と拡張末期との間の各心時相（各フレーム）における個別領域の位置を推定する。同様に、領域推定部16は、2番目の番号が付された個別領域 $\alpha 2$ と個別領域 $\omega 2$ とに基づいて、収縮末期と拡張末期との間の各心時相（各フレーム）における個別領域の位置を

50

推定する。

【0121】

以上の処理によって、心臓の同一部位を表す個別領域を心時相ごと（フレームごと）に追跡することが可能となる。例えば、個別領域 $\alpha 1$ の位置を拡張末期から収縮末期にかけて追跡することが可能となる。

【0122】

ここで説明の便宜上、拡張末期から収縮末期の間の各心時相（各フレーム）における個別領域を個別領域 β 、 γ 、 δ 、 $\dots$ と称することにする。例えば、拡張末期の個別領域 $\alpha 1$ と収縮末期の個別領域 $\omega 1$ との間を補間することで求めた各心時相（各フレーム）の個別領域を、個別領域 $\beta 1$ 、 $\gamma 1$ 、 $\delta 1$ 、 $\dots$ と称することにする。すなわち、個別領域 $\beta 1$ 、 $\gamma 1$ 、 $\delta 1$ 、 $\dots$ は、各心時相（各フレーム）において個別領域 $\alpha 1$ に対応し、それぞれの心時相（フレーム）において1番目の個別領域を表していることになる。同様に、拡張末期の個別領域 $\alpha 2$ と収縮末期の個別領域 $\omega 2$ との間の補間をすることで求めた各心時相（各フレーム）の個別領域を、個別領域 $\beta 2$ 、 $\gamma 2$ 、 $\delta 2$ 、 $\dots$ と称することにする。すなわち、個別領域 $\beta 2$ 、 $\gamma 2$ 、 $\delta 2$ 、 $\dots$ は、各心時相（各フレーム）において個別領域 $\alpha 2$ に対応し、それぞれの心時相（フレーム）において2番目の個別領域を表している。このように、各心時相（各フレーム）において個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ に対応する個別領域を、個別領域 $\beta 1 \sim \beta 10$ 、個別領域 $\gamma 1 \sim \gamma 10$ 、個別領域 $\delta 1 \sim \delta 10$ 、 $\dots$ と称することにする。

【0123】

領域推定部16は、各個別領域の座標情報に、各個別領域が定義された心時相を示す情報と、各個別領域の番号を示す番号情報とを付帯させて、断面推定部17に出力する。断面推定部17は、メモリを有し、心時相を示す情報と番号情報とが付帯された各個別領域の座標情報をメモリに記憶する。

【0124】

断面推定部17は、2Dスキャンの対象として初期設定された短軸断面の座標情報と、各心時相における個別領域の座標情報に基づいて、初期設定された短軸断面の位置を心時相ごとに求める。まず、制御部9は、初期設定された拡張末期における短軸断面の座標情報を断面推定部17に出力する。上述したが、2Dスキャンにおいては、この座標で特定される断面がスキャンされ、その短軸断面の短軸像が表示部81に表示される。そして、断面推定部17は、拡張末期において設定された個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のそれぞれの座標情報と、初期設定された拡張末期における短軸断面の座標情報とに基づいて、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のうち、初期設定された短軸断面が含まれる個別領域を特定する。

【0125】

例えば図10に示すように、断面30Aが初期設定された拡張末期における短軸断面である。この場合、断面推定部17は、断面30Aの座標情報と、拡張末期における個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ のそれぞれの座標情報とに基づいて、断面30Aを含む個別領域 $\alpha 4$ を特定する。一方、領域推定部16によって、個別領域 $\alpha 4$ に対応する各心時相の個別領域の位置が求められている。すなわち、個別領域 $\alpha 4$ に対応する各心時相の個別領域 $\beta 4$ 、 $\gamma 4$ 、 $\delta 4$ 、 $\dots$ の位置がそれぞれ求められている。拡張末期においては、断面30Aは4番目の個別領域 $\alpha 4$ に含まれているため、拡張末期以外の心時相においても、断面30Aに対応する断面は4番目の個別領域 $\beta 4$ 、 $\gamma 4$ 、 $\delta 4$ 、 $\dots$ にそれぞれ含まれていると推定される。従って、断面推定部17は、各心時相の個別領域 $\beta 4$ 、 $\gamma 4$ 、 $\delta 4$ 、 $\dots$ 、 $\omega 4$ のそれぞれに、断面30Aに対応する断面が含まれていると推定する。

【0126】

そして、断面推定部17は、各心時相の個別領域内における断面の相対的な位置は固定されていると推定し、各心時相における断面30Aに対応する断面の位置を求める。換言すると、断面推定部17は、断面30Aと個別領域 $\alpha 4$ との相対的な位置関係に従って、各心時相の個別領域内における断面30Aに対応する断面の位置を求める。

【0127】

例えば図 10 に示すように、断面推定部 17 は、収縮末期においても、断面 30 A に対応する断面 30 Z は 4 番目の個別領域 $\omega 4$ に含まれていると推定し、断面 30 A と個別領域 $\alpha 4$ との相対的な位置関係に従って、個別領域 $\omega 4$ 内における断面 30 Z の位置を特定する。

【0128】

そして、断面推定部 17 は、断面 30 A と個別領域 $\alpha 4$ との相対的な位置関係に従って、個別領域 $\beta 4$ 内における断面の位置を特定し、個別領域 $\gamma 4$ 内における断面の位置を特定する。そして、断面推定部 17 は、個別領域 $\beta 4$ 、 $\gamma 4$ 、 $\delta 4$ 、 $\dots$ 、 $\omega 4$ のそれぞれにおいて、断面 30 A に対応する断面の位置を特定する。断面推定部 17 は、各心時相の短軸断面の位置を示す情報（座標情報）をスキャン制御部 18 に出力する。

10

【0129】

スキャン制御部 18 は、各心時相の短軸断面の座標情報に基づいて、各心時相における超音波の送信角度を決定する。例えば、スキャン制御部 18 は、初期設定された短軸断面と各心時相の短軸断面との間の角度（角度差）を求める。そして、スキャン制御部 18 は、初期設定された送信角度をその角度差の分、変えることで、各心時相における超音波の送信角度を決定する。

【0130】

そして、スキャン制御部 18 は、制御部 9 を介して ECG 信号を受け付けて、各心時相に対応する送信角度に従って、送受信部 3 に超音波を送信させる。この制御により、送受信部 3 は、時間とともに 2D スキャンの対象となる断面（短軸断面）の位置を変えて、それぞれの断面を超音波で走査し、各心時相の受信信号を取得する。

20

【0131】

ここで、各心時相における 2D スキャンの対象となる断面について、図 11 を参照して説明する。図 11 は、2D スキャンの対象となる断面を示す図である。例えば図 11 に示すように、送受信部 3 はスキャン制御部 18 の制御の下、拡張末期においては断面 30 A をスキャンし、心時相ごとに 2D スキャンの対象となる断面の位置を変えてスキャンを行なう。例えば収縮末期においては、送受信部 3 は、初期設定における断面 30 A に対する送信角度から角度 B ずらした位置の断面 30 Z をスキャンする。また、拡張末期と収縮末期との間のある心時相では、送受信部 3 は、断面 30 A に対する送信角度から角度 A ずらした位置の断面 30 M をスキャンする。このように、拡張末期から収縮末期の間の心時相において、送受信部 3 は、2D スキャンの対象となる断面の位置を、断面 30 A、 $\dots$ 、断面 30 M、 $\dots$ 、断面 30 Z と変えながら 2D スキャンを行なう。

30

【0132】

送受信部 3 によって各心時相の受信信号が取得されると、信号処理部 4 は各受信信号に対して信号処理を施し、画像生成部 6 は各心時相の短軸像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、取得された順番に従って順次、各心時相の短軸像を表示部 81 に表示させる。心臓の同一部位を切断する断面をスキャンしていると推定されるため、心臓の同一部位を心時相ごとに追跡し、同一部位の短軸像を生成して表示することが可能となる。

【0133】

なお、第 2 実施形態においては、超音波プローブ 2、送受信部 3、及び画像生成部 6 によって、この発明の「画像取得手段」の 1 例を構成する。

40

【0134】

また、短軸断面に対する 2D スキャンのみを行なって、短軸像のみを表示部 81 に表示しても良いし、3D スキャンを行なうことで、長軸像や 3 次元画像を表示部 81 に表示しても良い。

【0135】

また、3D スキャンを行なう場合に、スキャン制御部 18 は、各心時相における断面を含み、予め設定された所定の大きさの 3 次元領域を送受信部 3 にスキャンさせることが好ましい。これにより、各心時相において、所望の部位を含む 3 次元領域がスキャンされ、所望の部位以外の 3 次元領域はスキャンされないため、ボリュームレートを向上させ、さ

50

らに、画質を向上させることが可能となる。例えば、心臓の弁を切断する断面を追跡し、弁を含む３次元領域を送受信部３によってスキャンさせることで、所望の部位（弁）を含む３次元領域がスキャンされ、弁以外の３次元領域はスキャンされないため、ポリウムレートを向上させ、更に、弁を表す画像の画質を向上させることが可能となる。

【０１３６】

なお、演算部１０Ａは、ＣＰＵと、ＲＯＭ、ＲＡＭなどの記憶装置を備えている。記憶装置には、演算部１０Ａの機能を実行するための演算プログラムが記憶されている。演算プログラムには、位置算出部１１の機能を実行するための位置算出プログラム、領域設定部１５の機能を実行するための領域設定プログラム、領域推定部１６の機能を実行するための領域推定プログラム、及び断面推定部１７の機能を実行するための断面推定プログラムが含まれる。ＣＰＵが、位置算出プログラムを実行することで、３次元空間における心尖と弁輪面の位置を求める。また、ＣＰＵが、領域設定プログラムを実行することで、心尖と弁輪面との間の領域を複数の個別領域に分割する。また、ＣＰＵが、領域推定プログラムを実行することで、拡張末期と収縮末期との間の各フレームにおける個別領域の位置を推定する。また、ＣＰＵが、断面推定プログラムを実行することで、拡張末期と収縮末期との間の各フレームにおける断面の位置を推定する。

10

【０１３７】

以上のように、第２実施形態に係る超音波診断装置１Ａによると、拡張末期と収縮末期とで設定された個別領域に基づいて、フレーム（心時相）ごとに個別領域の位置を推定し、更に、初期設定された短軸断面の位置を推定することで、心臓の同一部位を切断する断面を心時相ごとに追跡することが可能となる。このように、心時相ごとに２Ｄスキャンの対象となる断面の位置を自動的に変えることで、心臓の動きに追従して短軸像を生成して表示することが可能となる。これにより、短軸像に表された心臓の同一部位を追跡して観察することが可能となる。例えば、心筋の同一部位における壁厚の変化を追跡して観察することが可能となる。

20

【０１３８】

なお、第１実施形態に係る超音波診断装置１においても、第２実施形態のように、心尖と弁輪面との間を複数の個別領域に分割し、各個別領域の各心時相における位置を求めることで、各心時相における短軸断面の位置を推定しても良い。

【０１３９】

30

（動作）

次に、第２実施形態に係る超音波診断装置１Ａによる一連の動作について、図１２を参照して説明する。図１２は、この発明の第２実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【０１４０】

（ステップＳ１０）

送受信部３はスキャン制御部１８の制御の下、初期設定の短軸断面を２Ｄスキャンする。例えば、送受信部３は、拡張末期において弁輪面にほぼ平行な短軸断面を２Ｄスキャンの対象とする。初期設定された短軸断面の座標情報は、制御部９に設定される。そして、継続して２Ｄスキャンを行なうことで、短軸像をリアルタイムに表示部８１に表示する。

40

【０１４１】

（ステップＳ１１）

また、送受信部３はスキャン制御部１８の制御の下、３次元の撮影領域を３Ｄスキャンすることで、撮影領域のポリウムデータを取得する。例えば、送受信部３は、１心周期に亘って、左心室全体を含む心臓のポリウムデータを心時相ごとに取得する。制御部９は、各ポリウムデータに、各ポリウムデータが取得された心時相を対応付けて画像記憶部５に記憶させる。このポリウムデータは、２Ｄスキャンの対象となる断面の位置を推定する処理に用いられる。

【０１４２】

（ステップＳ１２）

50

操作者が操作部 8 2 を用いて拡張末期と収縮末期を指定し、更に、所望の長軸断面を指定する。画像生成部 6 は、制御部 9 を介して操作者の指定を受け付け、画像記憶部 5 から拡張末期のポリウムデータと収縮末期のポリウムデータを読み込み、拡張末期の長軸像データと収縮末期の長軸像データを生成する。表示制御部 7 は、長軸像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 4 3 】

(ステップ S 1 3)

そして、操作者が操作部 8 2 を用いて、拡張末期と収縮末期の長軸像において、心臓の心尖と弁輪の位置を指定する。心尖の座標情報と弁輪の座標情報は、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 を介して演算部 1 0 A に出力される。

10

【 0 1 4 4 】

(ステップ S 1 4)

位置算出部 1 1 は、拡張末期の長軸像で指定された心尖に基づいて、拡張末期における心尖の 3 次元空間での位置を特定する。また、位置算出部 1 1 は、2 つの長軸像で指定された弁輪の位置のうち、少なくとも 3 つの弁輪の位置を含む平面を 3 次元空間における弁輪面として定義する。さらに、収縮末期についても拡張末期と同様に、位置算出部 1 1 は、心尖と弁輪面の位置を求める。そして、位置算出部 1 1 は、拡張末期と収縮末期における心尖と弁輪面の 3 次元空間での座標情報を領域設定部 1 5 に出力する。

【 0 1 4 5 】

(ステップ S 1 5)

領域設定部 1 5 は、拡張末期と収縮末期における心尖の弁輪面の座標情報を位置算出部 1 1 から受けると、拡張末期と収縮末期において、心尖と弁輪面との間に、弁輪面に平行な複数の平面を設定することで、心尖と弁輪面との間の領域を複数の個別領域に分割する。例えば図 1 0 に示すように、領域設定部 1 5 は、拡張末期について、心尖 2 2 A と弁輪面 (断面 A 1) との間の領域を、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ に分割し、収縮末期について、心尖 2 3 A と弁輪面 (断面 Z 1) との間の領域を、個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ に分割する。そして、領域設定部 1 5 は、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ と個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ のそれぞれの座標情報に、各個別領域の番号を示す番号情報を付帯させて領域推定部 1 6 に出力する。

20

【 0 1 4 6 】

(ステップ S 1 6)

領域推定部 1 6 は、個別領域 $\alpha 1 \sim \alpha 10$ と個別領域 $\omega 1 \sim \omega 10$ の座標情報に基づいて、線形補間又は三角関数による補間を行うことで、拡張末期と収縮末期との間の各心時相 (各フレーム) における各個別領域の位置を推定する。各心時相における個別領域の座標情報は、断面推定部 1 7 に出力される。

30

【 0 1 4 7 】

(ステップ S 1 7)

断面推定部 1 7 は、2 D スキャンの対象として初期設定された短軸断面の座標情報を制御部 9 から受けて、その初期設定された短軸断面の座標情報と各心時相における個別領域の座標情報とに基づいて、初期設定された短軸断面の位置を心時相ごとに求める。例えば図 1 0 に示すように、拡張末期においては、初期設定された断面 3 0 A は 4 番目の個別領域 $\alpha 4$ に含まれているため、断面推定部 1 7 は、拡張末期以外の心時相においても、断面 3 0 A に対応する断面は 4 番目の個別領域 $\beta 4$ 、 $\gamma 4$ 、 $\delta 4$ 、 $\dots$ にそれぞれ含まれていると推定する。そして、断面推定部 1 7 は、断面 3 0 A と個別領域 $\alpha 4$ との相対的な位置関係に従って、各心時相の個別領域内における断面 3 0 A に対応する断面の位置を求める。断面推定部 1 7 は、各心時相の短軸断面の座標情報をスキャン制御部 1 8 に出力する。

40

【 0 1 4 8 】

(ステップ S 1 8)

スキャン制御部 1 8 は、各心時相の短軸断面の座標情報に基づいて、各心時相における超音波の送信角度を決定する。例えば、スキャン制御部 1 8 は、初期設定された短軸断面

50

と各心時相の短軸断面との角度差を求め、初期設定された送信角度をその角度差の分、変えることで、各心時相における送信角度を求める。

【 0 1 4 9 】

(ステップ S 1 9)

そして、送受信部 3 はスキャン制御部 1 8 の制御の下、各心時相に対応する送信角度に従って、時間とともに 2 D スキャンの対象となる短軸断面の位置を変えて、それぞれの短軸断面を 2 D スキャンする。

【 0 1 5 0 】

(ステップ S 2 0)

送受信部 3 によって各心時相の受信信号が取得されると、信号処理部 4 は各受信信号に対して信号処理を施し、画像生成部 6 は各心時相の短軸像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、各心時相の短軸像を順番に表示部 8 1 に表示させる。

10

【 0 1 5 1 】

以上のように、心時相ごとに個別領域の位置を推定し、更に、初期設定された短軸断面の位置を推定することで、心臓の同一部位を切断する断面を追跡して 2 D スキャンすることが可能となる。その結果、各心時相において、心臓の同一部位の断面を追跡して観察することが可能となる。

【 符号の説明 】

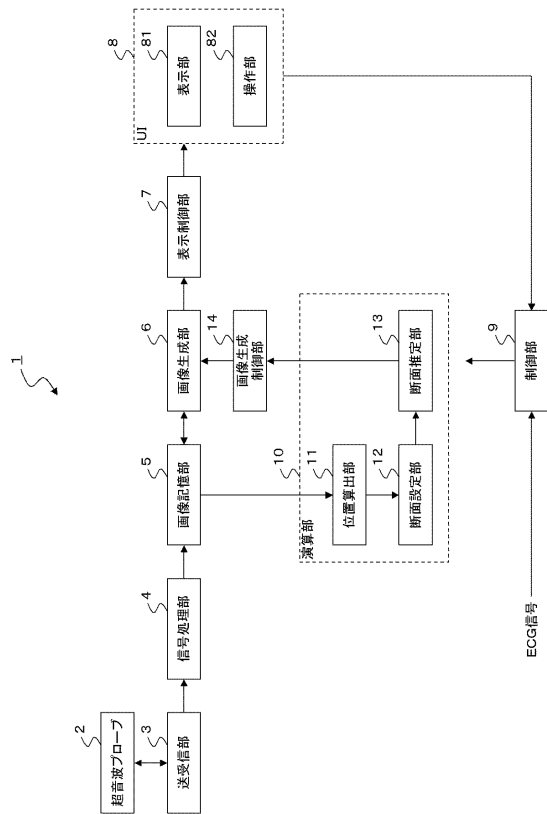
【 0 1 5 2 】

- 1、 1 A 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像記憶部
- 6 画像生成部
- 7 表示制御部
- 8 ユーザーインターフェース (U I)
- 9 制御部
- 1 0、 1 0 A 演算部
- 1 1 位置算出部
- 1 2 断面設定部
- 1 3、 1 7 断面推定部
- 1 4 画像生成制御部
- 1 5 領域設定部
- 1 6 領域推定部
- 1 8 スキャン制御部
- 8 1 表示部
- 8 2 操作部

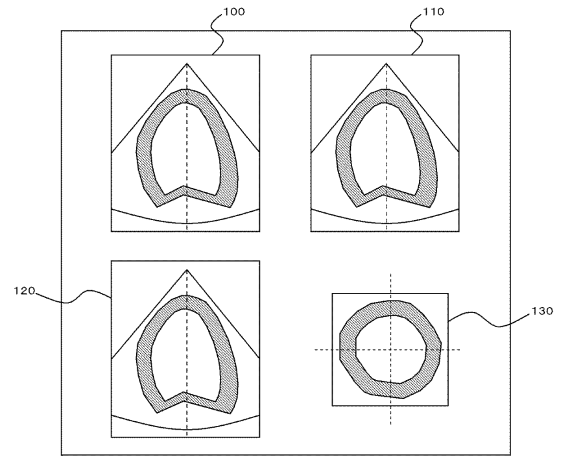
20

30

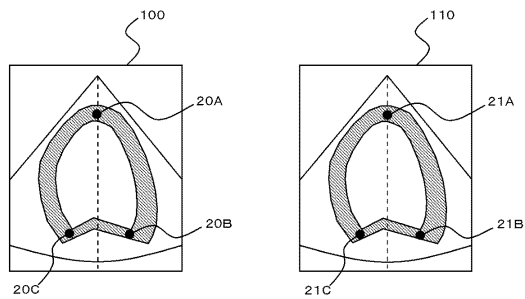
【図 1】



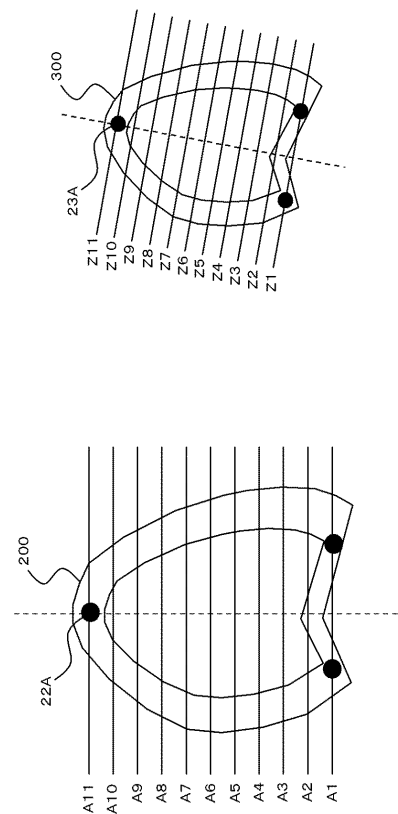
【図 2】



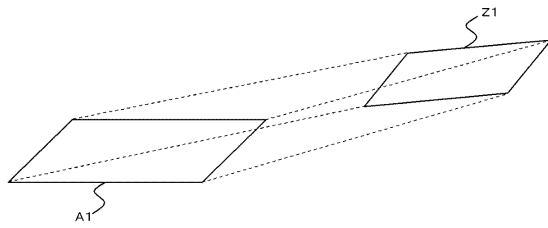
【図 3】



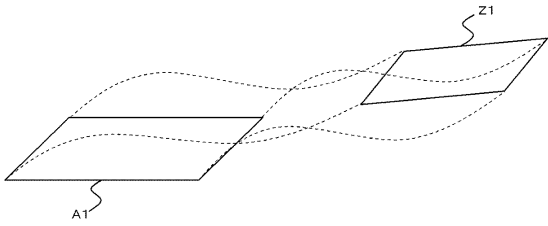
【図 4】



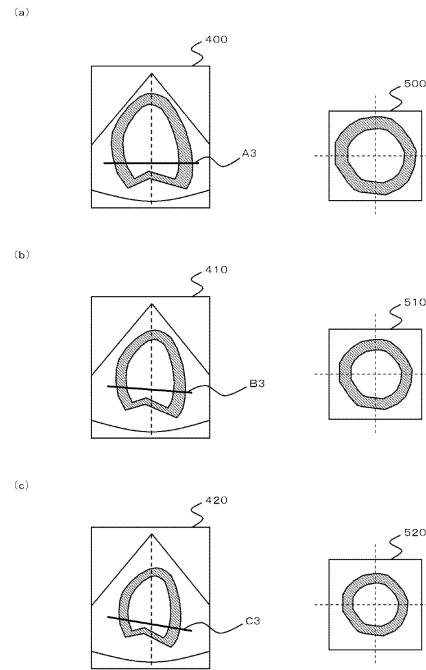
【図 5】



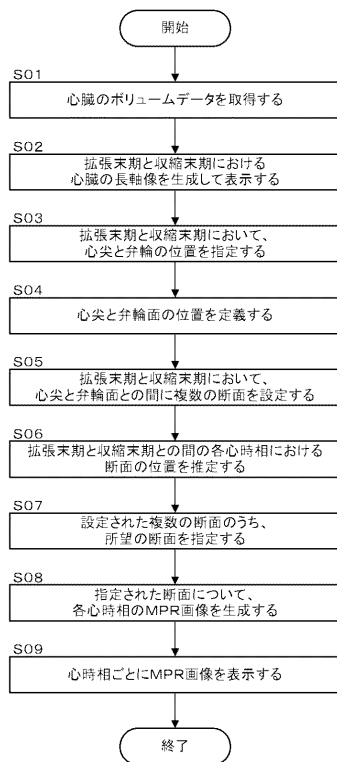
【図 6】



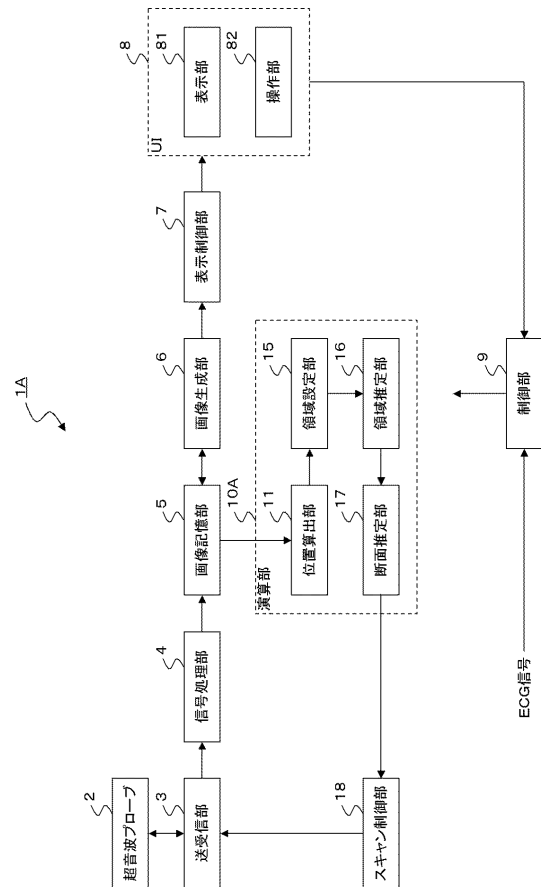
【図 7】



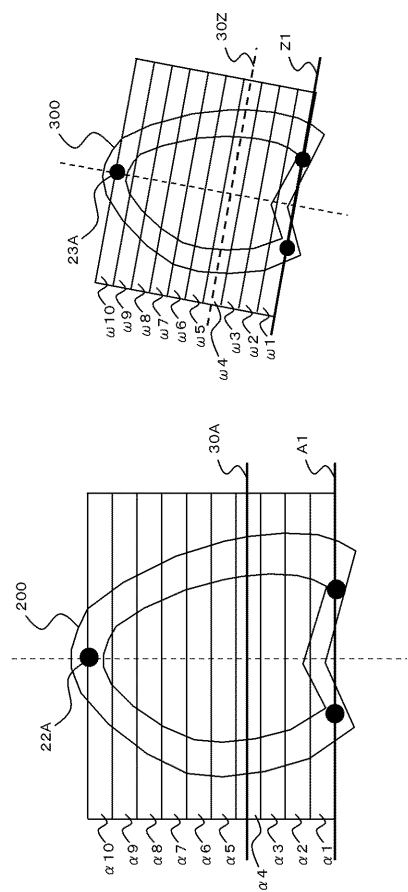
【図 8】



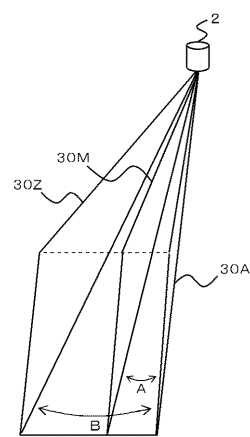
【図 9】



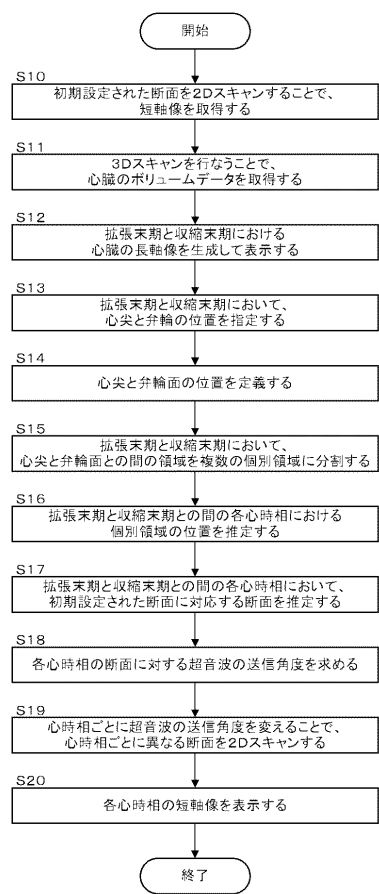
【図 1 0】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

- (72)発明者 橋本 新一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 潟口 宗基
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 5 0 8 0 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 8 7 8 9 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 2 7 9 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 2 8 9 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 2 4 6 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 6 8 5 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 1 4 7 9 0 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 3 8 1 8 8 (W O , A 2)
米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 0 4 4 4 6 (U S , A 1)

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

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5689927B2	公开(公告)日	2015-03-25
申请号	JP2013148038	申请日	2013-07-16
[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	久我衣津紀 川岸哲也 橋本新一 瀧口宗基 阿部康彦		
发明人	久我 衣津紀 川岸 哲也 橋本 新一 瀧口 宗基 阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/FF08 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/LL04		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2013212419A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够跟踪相同部件并生成相同部件的图像的超声诊断设备。发送和接收单元3通过超声扫描对象的心脏来获取具有不同的获取时间相位的多个体数据。计算单元10跟踪图像生成平面的位置，在该图像生成平面处，在预定时间相位处获取的体数据被切割在每个时相的期望位置，以获得每个时相的图像生成平面的位置。图像生成单元6生成表示由计算单元10获得的每个时相中的图像生成表面的短轴图像数据。显示控制单元7使显示单元81基于短轴图像数据显示短轴图像。点域1

