



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

心臓を含む三次元空間に対する超音波の送受により得られたボリュームデータを処理する超音波診断装置であって、

第 1 時相に対応した第 1 ボリュームデータ内における前記心臓の形態に応じて前記第 1 ボリュームデータ内で少なくとも 1 つの断面データを特定し、第 2 時相に対応した第 2 ボリュームデータ内における前記心臓の形態に応じて前記第 2 ボリュームデータ内で少なくとも 1 つの断面データを特定する断面特定部と、

前記第 1 ボリュームデータ内の少なくとも 1 つの断面データから得られる第 1 時相の解析結果と前記第 2 ボリュームデータ内の少なくとも 1 つの断面データから得られる第 2 時相の解析結果とに基づいて、時相間における前記心臓の変化を示す計測値を得る計測処理部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記断面特定部は、前記第 1 ボリュームデータ内で前記心臓の左室を含む四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定し、前記第 2 ボリュームデータ内で前記心臓の左室を含む四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記断面特定部は、前記第 1 ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点と三尖弁輪に対応した特徴点を探索し、これら 3 つの特徴点に基づいて特定される断面を前記第 1 ボリュームデータの四腔断面とし、前記第 2 ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点と三尖弁輪に対応した特徴点を探索し、これら 3 つの特徴点に基づいて特定される断面を前記第 2 ボリュームデータの四腔断面とする

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記断面特定部は、前記第 1 ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点を含み前記四腔断面に交差する断面を前記第 1 ボリュームデータの二腔断面とし、前記第 2 ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点を含み前記四腔断面に交差する断面を前記第 2 ボリュームデータの二腔断面とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記断面特定部は、前記第 1 ボリュームデータに対する画像認識処理により前記第 1 ボリュームデータの四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定し、前記第 2 ボリュームデータに対する画像認識処理により前記第 2 ボリュームデータの四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 ボリュームデータの四腔断面と二腔断面と前記第 2 ボリュームデータの四腔断面と二腔断面の各断面ごとに、各断面に対応した断面データに対してトレース処理を適用することにより前記左室の輪郭データを得るトレース処理部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 ボリュームデータの四腔断面と二腔断面から得られる前記左室の輪郭データに基づいて、前記第 1 時相の解析結果として、前記第 1 時相における前記左室の体積を算出し、前記第 2 ボリュームデータの四腔断面と二腔断面から得られる前記左室の輪郭データに基づいて、前記第 2 時相の解析結果として、前記第 2 時相における前記左室の体積を算出する体積算出部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

複数時相に亘って得られたボリュームデータの中から、前記心臓の心電波形情報に基づいて、前記心臓の拡張末期に対応した前記第 1 ボリュームデータと、前記心臓の収縮末期に対応した前記第 2 ボリュームデータと、を選択する時相選択部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 時相の解析結果として前記第 1 ボリュームデータから得られる拡張末期における前記心臓の左室の体積と、前記第 2 時相の解析結果として前記第 2 ボリュームデータから得られる収縮末期における前記心臓の左室の体積と、に基づいて、前記計測値として前記心臓の左室の駆出率を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波による心臓の計測に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波を送受することにより得られた受信データに基づいて超音波画像を形成して表示する装置である。一般に、超音波診断装置は、複数の動作モード（Bモード、ドプラモードなど）を有している。さらに、複数の計測機能を有する超音波診断装置も知られている。そのような計測機能の好適な一例が心臓に係る計測機能である。

## 【0003】

例えば、特許文献 1 には、超音波による心臓の計測を支援する技術として、超音波の断層像の種類を識別する技術が記載されている。また、特許文献 2 には、超音波画像などの医用画像内において心臓などの対象部位の輪郭を抽出する技術が記載されている。また、特許文献 3 には、画像認識処理を利用した断面特定の技術が記載されており、超音波による心臓の計測への応用が期待される。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】特許第 5 2 4 2 1 6 3 号公報

【特許文献 2】特許第 5 7 5 3 7 9 4 号公報

【特許文献 3】国際公開第 W O 2 0 1 0 / 0 3 8 8 4 8 号パンフレット

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

超音波による心臓の計測では、計測（解析）種類の選択、計測断面の選択、計測部位の選択、計測部位の輪郭設定などの多数の手順を要する。例えば、心臓の計測の一例である駆出率の計測では、計測断面の選択、計測部位の選択、計測部位の輪郭設定などの多数の手順を要し、これらの手順を拡張末期の画像と収縮末期の画像に対して繰り返す必要があ

10

20

30

40

50

る。従来においては、これら煩雑な設定の全て又は大半を医師や検査技師等のユーザからの操作に頼ることが一般的であった。計測に係る煩雑な操作をユーザに任せることは、ユーザの負担を増大させることとなり、また、ユーザの技量や経験値に応じた判断のばらつきによる計測の再現性や客観性の低下も懸念される。

【0006】

本発明の目的は、超音波による心臓の計測における自動化技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、心臓を含む三次元空間に対する超音波の送受により得られたボリュームデータを処理する超音波診断装置であって、第1時相に対応した第1ボリュームデータ内における前記心臓の形態に応じて前記第1ボリュームデータ内で少なくとも1つの断面データを特定し、第2時相に対応した第2ボリュームデータ内における前記心臓の形態に応じて前記第2ボリュームデータ内で少なくとも1つの断面データを特定する断面特定部と、前記第1ボリュームデータ内の少なくとも1つの断面データから得られる第1時相の解析結果と前記第2ボリュームデータ内の少なくとも1つの断面データから得られる第2時相の解析結果とに基づいて、時相間における前記心臓の変化を示す計測値を得る計測処理部と、を有することを特徴とする。

【0008】

上記構成によれば、断面特定部が第1ボリュームデータ内と第2ボリュームデータ内で少なくとも1つの断面データを特定する。したがって、例えば、断面データの位置や傾きを調整する煩雑なユーザ操作を軽減することができ、望ましくは、断面調整のためのユーザ操作を無くすることができる。これにより、計測のためのユーザの負担が軽減され、さらに、ユーザの技量や経験値に応じた判断のばらつきによる計測の再現性や客観性の低下も抑制される。

【0009】

また、上記構成では、第1時相に対応した第1ボリュームデータ内における心臓の形態に応じて第1ボリュームデータ内で少なくとも1つの断面データが特定され、第2時相に対応した第2ボリュームデータ内における心臓の形態に応じて第2ボリュームデータ内で少なくとも1つの断面データが特定される。つまり、各時相ごとにその時相における心臓の形態に応じて少なくとも1つの断面データが特定される。心臓の形態は様々な要因によって変化する。心臓の形態の変化には、例えば、拡張収縮運動に伴う心臓の形状の変化や拡張収縮運動に伴う心臓全体の動きなどが含まれる。心臓全体の動きには、心臓全体の平行移動や回転移動や捻じれ運動などが含まれる。

【0010】

上記構成によれば、健常であっても心臓の形態が複雑に変化することを踏まえ、各時相ごとにその時相における心臓の形態に応じて少なくとも1つの断面データが特定される。例えば、各時相ごとにその時相における心臓の形態に適した断面データが、望ましくは最適な断面データが設定される。したがって、例えば、複数時相において共通の(固定的な)断面データを特定し、心臓の形態の変化を無視又は軽視して心臓に係る計測を行う場合に比べて、上記構成では計測精度が向上する。

【0011】

望ましい具体例において、前記断面特定部は、前記第1ボリュームデータ内で前記心臓の左室を含む四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定し、前記第2ボリュームデータ内で前記心臓の左室を含む四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定することを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記断面特定部は、前記第1ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点と三尖弁輪に対応した特徴点を探索し、これら3つの特徴点に基づいて特定される断面を前記第1ボリュームデータの四腔断面とし、前記第2ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対

10

20

30

40

50

応した特徴点と三尖弁輪に対応した特徴点を探索し、これら3つの特徴点に基づいて特定される断面を前記第2ボリュームデータの四腔断面とすることを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記断面特定部は、前記第1ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点を含み前記四腔断面に交差する断面を前記第1ボリュームデータの二腔断面とし、前記第2ボリュームデータ内で前記心臓の心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点を含み前記四腔断面に交差する断面を前記第2ボリュームデータの二腔断面とすることを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記断面特定部は、前記第1ボリュームデータに対する画像認識処理により前記第1ボリュームデータの四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定し、前記第2ボリュームデータに対する画像認識処理により前記第2ボリュームデータの四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定することを特徴とする。

10

【0015】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1ボリュームデータの四腔断面と二腔断面と前記第2ボリュームデータの四腔断面と二腔断面の各断面ごとに、各断面に対応した断面データに対してトレース処理を適用することにより前記左室の輪郭データを得るトレース処理部をさらに有することを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1ボリュームデータの四腔断面と二腔断面から得られる前記左室の輪郭データに基づいて、前記第1時相の解析結果として、前記第1時相における前記左室の体積を算出し、前記第2ボリュームデータの四腔断面と二腔断面から得られる前記左室の輪郭データに基づいて、前記第2時相の解析結果として、前記第2時相における前記左室の体積を算出する体積算出部をさらに有することを特徴とする。

20

【0017】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、複数時相に亘って得られたボリュームデータの中から、前記心臓の心電波形情報に基づいて、前記心臓の拡張末期に対応した前記第1ボリュームデータと、前記心臓の収縮末期に対応した前記第2ボリュームデータと、を選択する時相選択部をさらに有することを特徴とする。

30

【0018】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記第1時相の解析結果として前記第1ボリュームデータから得られる拡張末期における前記心臓の左室の体積と、前記第2時相の解析結果として前記第2ボリュームデータから得られる収縮末期における前記心臓の左室の体積と、に基づいて、前記計測値として前記心臓の左室の駆出率を算出することを特徴とする。

【0019】

なお、以上に説明した超音波診断装置が備える各部に対応した機能がコンピュータにより実現されてもよい。例えば、上記構成の断面特定部と計測処理部とトレース処理部と体積算出部と時相選択部のうちの少なくとも一部の機能をコンピュータにより実現し、そのコンピュータを超音波診断装置として機能させてもよい。

40

【発明の効果】

【0020】

本発明により、超音波による心臓の計測における自動化技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の具体例を示す図である。

【図2】四腔断面と二腔断面の具体例を示す図である。

【図3】表示部に表示される表示画像の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 0 2 2 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の具体例を示す図である。図 1 の超音波診断装置は、心臓の計測の機能を備えている。

## 【 0 0 2 3 】

プローブ 1 0 は、生体内の心臓を含む三次元空間内に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ 1 0 は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が電子的に走査制御されて、心臓を含む空間内で超音波ビームが走査される。プローブ 1 0 は、例えば、医師や検査技師等のユーザに把持されて被検者の体表面上に当接して用いられる。なお、プローブ 1 0 は、電子的な走査と機械的な走査とを組み合わせた探触子であってもよい。

## 【 0 0 2 4 】

送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマーと受信ビームフォーマーの機能を備えている。つまり、送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が心臓を含む三次元空間内で立体的に走査され、心臓を含む三次元空間内から超音波ビームに対応した受信信号（受信データ）が収集される。なお、超音波の受信信号を得るにあたって送信開口合成等の技術が利用されてもよい。

## 【 0 0 2 5 】

画像形成部 2 0 は、送受信部 1 2 から得られる超音波の受信信号（受信データ）に基づいて、心臓を含む三次元空間に対応したボリュームデータを形成する。画像形成部 2 0 は複数時相に亘って各時相ごとにボリュームデータを形成する。また、画像形成部 2 0 は、例えばボリュームデータに対するレンダリング処理等により、心臓を立体的に映し出した三次元超音波画像の画像データを形成してもよい。

## 【 0 0 2 6 】

画像記憶部 2 2 は、複数の超音波画像の画像ファイルを記憶する。各画像ファイルは画像形成部 2 0 において形成される複数時相のボリュームデータで構成される三次元動画のデータである。画像記憶部 2 2 には、例えば、同じ被検者の心臓に関する複数の日時に対応した複数の画像ファイルや、複数の被検者の心臓に関する複数の画像ファイルなどが記憶される。

## 【 0 0 2 7 】

なお、画像記憶部 2 2 に記憶される各画像ファイルには、心電波形情報が対応付けられていることが望ましい。つまり、各画像ファイルを構成するボリュームデータの時相と心電波形の時相とが互いに対応付けられていることが望ましい。これにより、例えば、各画像ファイルを構成する複数時相のボリュームデータのうち、心電波形内の特徴時相、例えば R 波のタイミングや T 波の終わりのタイミングに対応した時相のボリュームデータを特定することができる。

## 【 0 0 2 8 】

画像選択部 3 0 は、画像記憶部 2 2 に記憶された複数の画像ファイルの中から、心臓の計測に利用される各画像ファイルを選択する。例えば、画像記憶部 2 2 に記憶された複数の画像ファイルの内容を示す表示画像（各画像ファイルに含まれる代表的なボリュームデータに基づくサムネイル画像の一覧など）が表示部 5 2 に表示され、医師や検査技師等のユーザがその表示画像を見ながら、操作デバイス 6 0 を操作することにより、心臓の計測に利用する少なくとも一つの画像ファイルを指定する。画像選択部 3 0 は、ユーザにより指定された少なくとも一つの画像ファイルを選択する。

## 【 0 0 2 9 】

計測処理ブロック 4 0 は、画像選択部 3 0 により選択された各画像ファイルに基づいて心臓の計測に係る処理を実行する。計測処理ブロック 4 0 は、時相選択部 4 1 と断面特定部 4 2 と部位特定部 4 3 とトレース処理部 4 4 と体積算出部 4 5 と計測処理部 4 6 とプリセット記憶部 4 7 を備えている。計測処理ブロック 4 0 において実行される計測に係る処理については後に詳述する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 0 】

表示処理部 5 0 は、画像形成部 2 0 から得られる画像データに基づいて、心臓を立体的に映し出した超音波画像を含む表示画像を形成する。また、表示処理部 5 0 は、画像記憶部 2 2 に記憶された各画像ファイルに対応した画像や、画像記憶部 2 2 に記憶された複数の画像ファイルの内容を示す表示画像（例えば各画像ファイルに含まれる代表的なボリュームデータに基づくサムネイル画像の一覧など）を形成する。さらに表示処理部 5 0 は、画像選択部 3 0 により選択された計測用の各画像ファイルと計測処理ブロック 4 0 から得られる計測結果に基づいて、心臓の計測に係る表示画像を形成する。表示処理部 5 0 において形成された表示画像は表示部 5 2 に表示される。

## 【 0 0 3 1 】

制御部 1 0 0 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 1 0 0 による全体的な制御には、操作デバイス 6 0 を介して医師や検査技師などのユーザから受け付けた指示も反映される。

## 【 0 0 3 2 】

図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、送受信部 1 2 ，画像形成部 2 0 ，画像選択部 3 0 ，時相選択部 4 1 ，断面特定部 4 2 ，部位特定部 4 3 ，トレース処理部 4 4 ，体積算出部 4 5 ，計測処理部 4 6 ，表示処理部 5 0 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

## 【 0 0 3 3 】

画像記憶部 2 2 とプリセット記憶部 4 7 は、半導体メモリやハードディスクドライブ等の記憶デバイスにより実現できる。表示部 5 2 の好適な具体例は液晶モニタ等である。操作デバイス 6 0 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 1 0 0 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

## 【 0 0 3 4 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される心臓の計測に係る処理と機能について詳述する。なお、図 1 に示した構成（部分）については以下の説明において図 1 の符号を利用する。

## 【 0 0 3 5 】

計測処理ブロック 4 0 は、画像選択部 3 0 により選択された各画像ファイルに対して以下に詳述する計測処理を実行する。その計測処理により得られる計測結果の具体例が心臓の駆出率（EF：イジェクションフラクション）である。もちろん駆出率以外の他の計測値が算出されてもよい。なお、以下の説明では、画像選択部 3 0 により選択された 1 つの画像ファイル（各画像ファイル）に関する処理について詳述する。画像選択部 3 0 により複数の画像ファイルが選択された場合には、各画像ファイルごとに以下に詳述する処理を実行すればよい。

## 【 0 0 3 6 】

時相選択部 4 1 は、画像選択部 3 0 により選択された計測対象の各画像ファイルを構成する複数時相のボリュームデータの中から、計測に利用される時相のボリュームデータを選択する。例えば心臓の駆出率の計測においては、計測に利用される時相として、心臓の拡張末期に対応したボリュームデータと収縮末期に対応したボリュームデータが選択される。時相選択部 4 1 は、例えば、計測対象の各画像ファイルに対応付けられた心電波形情報に基づいて、心電波形の R 波に対応した拡張末期のボリュームデータと、心電波形の T 波の終わりに対応した収縮末期のボリュームデータを選択する。

## 【 0 0 3 7 】

10

20

30

40

50

断面特定部 4 2 は、拡張末期と収縮末期のそれぞれに対応したボリュームデータ内において、心臓の計測に利用される少なくとも 1 つの断面データを特定する。例えば心臓の駆出率の計測においては、計測に利用される少なくとも 1 つの断面データとして、心臓の四腔断面に対応した断面データと二腔断面に対応した断面データが特定される。

【 0 0 3 8 】

図 2 は、心臓の四腔断面と二腔断面を説明するための図である。四腔断面（心尖部 4 腔像：A 4 C）と二腔断面（心尖部 2 腔像：A 2 C）は、心尖部アプローチにより得られる断面であり、四腔断面（A 4 C）には左室（L V）と右室（R V）と左房（L A）と右房（R A）の四腔が映し出される。また、二腔断面（A 2 C）には左室（L V）と左房（L A）が映し出される。各時相のボリュームデータ内で、例えば拡張末期と収縮末期のそれぞれのボリュームデータ内で、四腔断面と二腔断面のそれぞれに対応した断面データを特定するにあたっては様々な手法を利用することができる。代表的な具体例は次のとおりである。

10

【 0 0 3 9 】

「具体例 1（ボリュームデータ内の特徴点を利用した断面特定）」

まず、各時相のボリュームデータ内において、心臓の心尖に対応した特徴点と当該心臓の僧帽弁輪に対応した特徴点と当該心臓の三尖弁輪に対応した特徴点からなる 3 つの特徴点が探索される。3 つの特徴点の探索には、例えば、ランダムフォレスト（Random Forest）などの学習型の手法を利用することが望ましい。なお、例えばデータベース等に予め用意された基準ボリュームデータとのパターンマッチングにより、各時相のボリュームデータ内において 3 つの特徴点が探索されてもよい。

20

【 0 0 4 0 】

そして、各時相のボリュームデータ内において、探索された 3 つの特徴点を含む基準断面が設定され、基準断面に基づいて四腔断面が特定される。例えば、基準断面がそのまま四腔断面とされる。また、例えば、基準断面を含む近傍に限定された空間内で、データベース等に予め用意された標準四腔断面（四腔断面のテンプレート）とのパターンマッチングにより、より適切な四腔断面が探索されてもよい。

【 0 0 4 1 】

さらに、各時相のボリュームデータ内において、心尖に対応した特徴点と僧帽弁輪に対応した特徴点を含み四腔断面に直交する直交断面が二腔断面とされる。なお、直交断面を含む近傍に限定された空間内で、データベース等に予め用意された標準二腔断面（二腔断面のテンプレート）とのパターンマッチングにより、四腔断面に交差する二腔断面が探索されてもよい。

30

【 0 0 4 2 】

「具体例 2（画像認識処理を利用した断面特定）」

特許文献 3（国際公開第 W O 2 0 1 0 / 0 3 8 8 4 8 号パンフレット）に詳述される手法である。例えばデータベース等に予め用意された基準（テンプレート）となる四腔断面（心尖部 4 腔像）の画像データ（信号パターン）と、各時相のボリュームデータ内（3 次元信号中）の断面（2 次元信号パターン）とのマッチングを行い、マッチングが良好な（例えばテンプレートに最も類似する）断面が四腔断面とされる。同様に、例えばデータベース等に予め用意された基準（テンプレート）となる二腔断面（心尖部 2 腔像）の画像データ（信号パターン）と、各時相のボリュームデータ内（3 次元信号中）の断面（2 次元信号パターン）とのマッチングを行い、マッチングが良好な（例えばテンプレートに最も類似する）断面が二腔断面とされる。

40

【 0 0 4 3 】

また、例えば特許文献 3 に詳述されるように、プローブ 1 0（2 次元アレイプローブ）の開口方向を軸にして回転させて得られる 0 ~ 1 8 0 度に亘る 2 次元信号パターンをマッチングの対象とすることにより、各時相のボリュームデータ内（三次元空間内）の全域をマッチングの対象とする場合よりも、マッチングの演算量を減らすことが望ましい。

【 0 0 4 4 】

50

なお、上述した具体例 1, 2 は、四腔断面と二腔断面を特定するにあたっての好適な具体例の一部に過ぎず、断面特定部 4 2 が他の手法を利用して四腔断面と二腔断面を特定してもよい。

【0045】

こうして、断面特定部 4 2 は、拡張末期に対応したボリュームデータ内において拡張末期の四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定し、収縮末期に対応したボリュームデータ内において収縮末期の四腔断面と二腔断面に対応した断面データを特定する。

【0046】

部位特定部 4 3 は、心臓内において計測の対象となる計測対象部位を特定する。部位特定部 4 3 は、各時相のボリュームデータの断面データ内で計測部位を特定する。例えば、心臓の駆出率の計測においては、断面特定部 4 2 により拡張末期の四腔断面と二腔断面、収縮末期の四腔断面と二腔断面が特定されており、部位特定部 4 3 は、これら 4 断面の各断面内において左室(LV)と左房(LA)のうち少なくとも 1 つを計測対象部位として特定する。

10

【0047】

部位特定部 4 3 は、例えばプリセット記憶部 4 7 に記憶されたプリセットデータに従って又はユーザからの指示に応じて計測対象部位を特定する。例えば、計測対象部位として左室がプリセットされていれば左室が計測対象部位とされ、左房がプリセットされていれば左房が計測対象部位とされる。もちろん、左室と左房の両方を計測対象部位としてプリセットできるようにしてもよい。またユーザが例えば操作デバイス 6 0 を利用して左室と左房の少なくとも一方を指定し、その指定に応じて部位特定部 4 3 が左室と左房の少なくとも一方を計測対象部位として特定してもよい。

20

【0048】

トレース処理部 4 4 は、各時相ごとにボリュームデータ内で特定された断面内で計測対象部位の輪郭データを形成する。例えば、心臓の駆出率の計測において左室が計測対象部位である場合、トレース処理部 4 4 は、拡張末期の四腔断面と二腔断面と収縮末期の四腔断面と二腔断面の各断面ごとに、各断面に対応した断面データに対してトレース処理を適用することにより、各断面内で左室の輪郭データを形成する。例えば、左室内腔の輪郭に沿って複数のサンプル点が設定され、輪郭データとして、それら複数のサンプル点を結んだ輪郭線のデータが形成される。トレース処理部 4 4 は、各断面に対応した断面データ内において複数のサンプル点の全てを設定するフルオートトレース(全自動トレース)を行うことが望ましい。

30

【0049】

フルオートトレースにおいて、トレース処理部 4 4 は、各断面に対応した断面データ内における画像を解析することにより、その画像(断面)に含まれる計測対象部位(例えば左室)の輪郭を抽出する。輪郭の抽出には、例えば、パターンマッチング、動的輪郭モデル(ACM)、機械学習を用いた動的形状モデル(ASM)、動的外観モデル(AAM)などを適用することができる。なお、輪郭の抽出において、例えば画像内で比較的高輝度となる弁輪部(僧帽弁輪と三尖弁輪)などを代表点として抽出してから、抽出した代表点に基づいて、例えば、特許文献 2(特許第 5 7 5 3 7 9 4 号公報)の技術を利用して計測対象部位(例えば左室)の輪郭が抽出されてもよい。もちろん、代表点の抽出において、例えばアダプティブ法などの学習法が利用されてもよい。

40

【0050】

フルオートトレースにおいて、例えば、計測対象部位が左室であれば、左室内膜の境界上に複数のサンプル点が設定される。なお、例えば、左室外膜を対象とした計測をしたい場合には、左室外膜の境界上に複数のサンプル点が設定されてもよい。

【0051】

また、フルオートトレースにおいて、トレース処理部 4 4 は、処理対象となる断面の種類と時相と計測対象部位とに応じて選択されるアルゴリズムを利用してトレース処理を実行することが望ましい。例えば、拡張末期の四腔断面の左室に対してトレース処理を実行

50

する場合には、拡張末期の四腔断面の左室に対応したアルゴリズムが利用され、また、収縮末期の二腔断面の左室に対してトレース処理を実行する場合には、収縮末期の二腔断面の左室に対応したアルゴリズムが利用される。

【 0 0 5 2 】

なお、各断面に対応した断面データ内において複数のサンプル点のうち少なくとも1つの代表点をユーザが設定し、ユーザが設定した少なくとも1つの代表点に基づいてトレース処理部44が残りの複数のサンプル点を設定するセミオートトレース（半自動トレース）が行われてもよい。

【 0 0 5 3 】

セミオートトレースにおいて、医師や検査技師等のユーザは、例えば、表示部52に表示される各断面の表示画像を確認しながら、操作デバイス60を操作して、各断面内における各代表点の位置を指定して計測対象部位の輪郭上に少なくとも1つの代表点を設定する。例えば、計測対象部位が左室であれば2つの弁輪部（僧帽弁輪と三尖弁輪）と1つの心尖部の3箇所に対応した3つの代表点が設定される。トレース処理部44は、ユーザが設定した少なくとも1つの代表点に基づいて、残りの（他の）複数のサンプル点を設定する。トレース処理部44は、公知の様々な処理のうちいずれを利用してよいが、例えば、特許文献2（特許第5753794号公報）に説明される対象部位の輪郭を抽出する技術を利用して、複数のサンプル点が設定される計測対象部位の輪郭を抽出することが望ましい。

10

【 0 0 5 4 】

トレース処理部44により各断面に対応した断面データ内に輪郭データ（複数のサンプル点を結んだ輪郭線のデータ）が形成されると、各断面に対応した断層画像上に輪郭線を示した表示画像が表示部52に表示される。

20

【 0 0 5 5 】

図3は、表示部52に表示される表示画像の具体例を示す図である。図3に例示する表示画像は、超音波画像の表示エリア52Aと計測結果の表示エリア52Bで構成される。超音波画像の表示エリア52Aには、計測に利用される複数の断面データに対応した断層画像が表示される。例えば、図3に例示するように、拡張末期（ED）の四腔断面（A4C）と拡張末期（ED）の二腔断面（A2C）と収縮末期（ES）の四腔断面（A4C）と収縮末期（ES）の二腔断面（A2C）に対応した各断層画像が表示される。また、各断層画像内には、トレース処理部44により設定された輪郭線（複数のサンプル点を結んだ左室内腔のトレースライン）も表示される。図3において輪郭線は各断層画像内において破線で示されている。

30

【 0 0 5 6 】

ユーザは、表示部52に表示される各断層画像内の輪郭線を確認し、必要に応じて、操作デバイス60を利用してトレース処理のやり直しを指示することができる。トレース処理のやり直しが指示されると、トレース処理部44は、ユーザによって指定された各断面内においてトレース処理のやり直し（再トレース処理）を実行する。なお、トレース処理のやり直しにおいて、幾つかのサンプル点または全てのサンプル点の位置をユーザが指定するマニュアルトレース（手動トレース）が行われてもよい。

40

【 0 0 5 7 】

体積算出部45は、各時相ごとに得られた計測対象部位の輪郭データに基づいて、その時相における計測対象部位の体積を算出する。例えば、心臓の駆出率の計測において左室が計測対象部位であり、左室内腔の輪郭データが得られている場合、体積算出部45は、拡張末期の四腔断面内における輪郭データと二腔断面内における輪郭データに基づいて、拡張末期における左室内腔の体積（容積）を算出する。また、体積算出部45は、収縮末期の四腔断面内における輪郭データと二腔断面内における輪郭データに基づいて、収縮末期における左室内腔の体積（容積）を算出する。

【 0 0 5 8 】

体積（容積）の算出においては、公知の各種の演算手法を利用することができる。その

50

演算手法の代表的な具体例がシンプソン法（ディスク法）である。シンプソン法により左室の体積（内腔の容積）を算出する際には、例えば、四腔断面（心尖部４腔像）内と二腔断面（心尖部２腔像）内において左室の長軸を複数に等分して長軸に直交する複数のディスク（演算上の仮想的な楕円形）が設定される。次に、各ディスク内において長軸に直交する２つの短軸内径、例えば長軸から四腔断面の輪郭線までの距離と長軸から二腔断面の輪郭線までの距離が導出され、２つの短軸内径に基づいて各ディスクの断面積が算出される。そして、複数のディスクについての断面積の総和から左室内腔の体積（容積）が算出される。

【 0 0 5 9 】

例えば、長軸の長さを  $L$ 、ディスクの枚数（総数）を  $N$  個（ $N$  は自然数）とし、各ディスク  $n$ （ $n$  は  $1 \sim N$  の自然数）内の２つの短軸内径を  $A_n, B_n$  とすると、左室内腔の体積（容積） $V$  は例えば次式により算出される。なお、次式における  $\sum_{n=1}^N$  は  $n = 1 \sim N$  の総和である。

「数 1」  $V = \left( \frac{\pi}{4} \right) \times \sum_{n=1}^N (A_n B_n) \times (L / N)$

【 0 0 6 0 】

体積算出部 45 は、例えば、拡張末期の左室と収縮末期の左室のそれぞれに対して数 1 式を適用することにより、拡張末期における左室の体積（拡張末期体積）と、収縮末期における左室の体積（収縮末期体積）を算出する。

【 0 0 6 1 】

計測処理部 46 は、拡張末期のポリウムデータから得られる計測対象部位の解析結果と収縮末期のポリウムデータから得られる計測対象部位の解析結果に基づいて、時相間における計測対象部位の変化を示す計測値を導出する。その計測値の好適な具体例が心臓の駆出率（ $EF$ ：イジェクションフラクション）である。計測対象部位が左室の場合に、左室の駆出率（ $EF$ ）は例えば次式により算出される。

「数 2」 駆出率（ $EF$ ） = （拡張末期体積 - 収縮末期体積） / 拡張末期体積

【 0 0 6 2 】

計測処理部 46 により得られた計測結果は、例えば、図 3 に示す計測結果の表示エリア 52B に表示される。例えば、計測結果の表示エリア 52B 内に駆出率（ $EF$ ）などが数値で表示される。

【 0 0 6 3 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

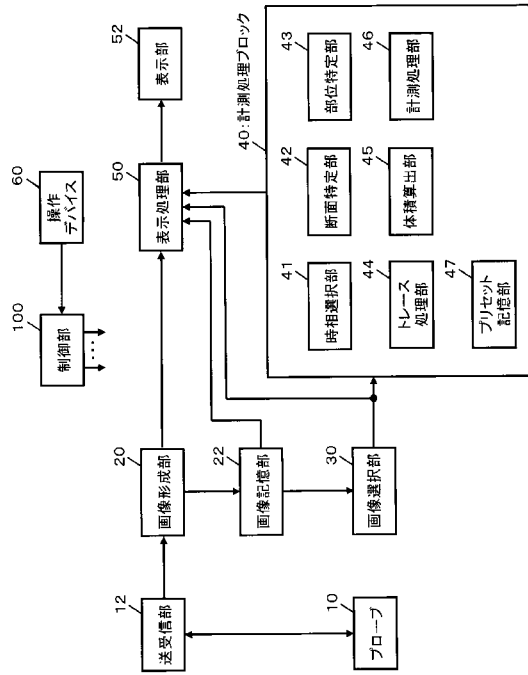
10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、22 画像記憶部、30 画像選択部、41 時相選択部、42 断面特定部、43 部位特定部、44 トレース処理部、45 体積算出部、46 計測処理部、47 プリセット記憶部、50 表示処理部、52 表示部、60 操作デバイス、100 制御部。

10

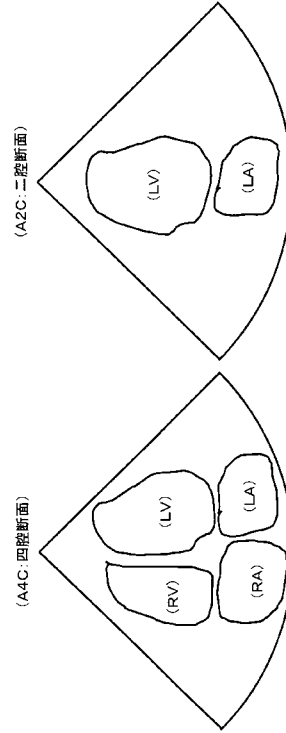
20

30

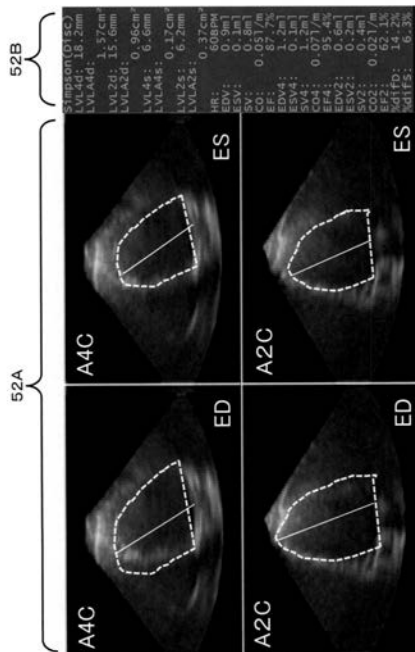
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017164076A</a>	公开(公告)日	2017-09-21
申请号	JP2016050449	申请日	2016-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	伊勢一昌 大竹敦子 長野智章		
发明人	伊勢一昌 大竹敦子 長野智章		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/KK28		
其他公开文献	JP6600266B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种通过超声测量心脏的自动化技术。截面指定单元指定对应于心脏的四分之一横截面的横截面数据和对应于对应于舒张末端和收缩末端收缩中的每一个的体积数据中的双室横截面的横截面数据。跟踪处理单元44对于末端舒张象限区域，双室区段，端部收缩期，双室区段和双室区段的每个横截面形成左心室的轮廓数据。容积计算单元45基于在舒张末期轮廓数据和双室的四腔视图平面在轮廓数据中的轮廓数据和副腔室视图平面四腔视图的收缩末期的平面中的左心室舒张末期容积基于横截面中的轮廓数据计算左心室的收缩末期容积。

