

(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2018-192174  
(P2018-192174A)

(43) 公開日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F I  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2017-100519(P2017-100519)  
(22) 出願日 平成29年5月22日(2017.5.22)

(71) 出願人 000005108  
株式会社日立製作所  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK I 国際特許事務所  
(72) 発明者 大山 誠司  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内  
(72) 発明者 長野 智章  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内  
Fターム(参考) 4C601 BB22 DD15 EE09 JC09 KK31

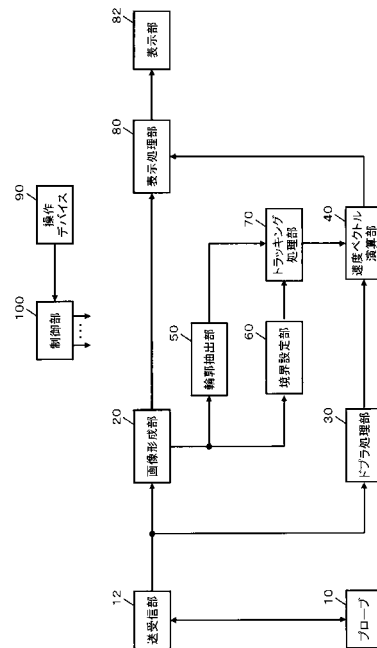
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】心室に加えてその心室に繋がる腔を対象とする診断に好適な装置を提供する。

【解決手段】輪郭抽出部50は、画像形成部20において形成された心臓の超音波画像(Bモード画像)内において心臓の心室の輪郭と心房の輪郭を抽出する。また、境界設定部60は、画像形成部20において形成された心臓の超音波画像(Bモード画像)内において心房内を区切る境界を設定する。これにより、心臓の超音波画像(Bモード画像)内に心室の輪郭と心房の輪郭と心房内を区切る境界を構成要素として含むトレースラインが形成される。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受することにより得られた心臓の超音波画像内において当該心臓の心室の輪郭と心房の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、  
前記超音波画像内において前記心房内を区切る境界を設定する境界設定手段と、  
を有し、  
前記心室の輪郭と前記心房の輪郭と前記心房内を区切る境界を構成要素として含むトレースラインを得る、  
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、  
前記境界設定手段は、ユーザにより前記超音波画像内に指定された指定点を通るように前記心房内を区切る境界を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記境界設定手段は、前記心臓内の特徴部位の位置に応じて幾何学的に定められた箇所  
に前記心房内を区切る境界を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記輪郭抽出手段は、前記超音波画像内において前記心臓内の特徴部位を検出し、検出  
した特徴部位の位置に基づいて前記心室の輪郭と前記心房の輪郭を抽出する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記輪郭抽出手段は、前記超音波画像内において前記心臓に繋がる大動脈の輪郭を抽出  
し、  
前記境界設定手段は、前記超音波画像内において前記大動脈内を区切る境界を設定し、  
前記心室の輪郭と前記心房の輪郭と前記大動脈の輪郭と前記心房内を区切る境界と前記  
大動脈内を区切る境界によって構成されるトレースラインを得る、  
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、特に心臓の診断に適した装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は生体内の様々な組織の診断に利用されている。例えば心臓の診断にお  
いても超音波診断装置の重要性は高く、心臓の診断に好適な技術開発も盛んである。

**【0003】**

例えば、特許文献 1 には、超音波診断装置を利用して得られた心臓の断層画像内におい  
て、乳頭筋などの構造物による誤抽出を防ぎ心室の輪郭を精度よく抽出する技術が開示さ  
れている。また、特許文献 2 には、記憶部に予め記憶された輪郭画像データに基づいて、  
超音波診断装置により得られた動画像データを解析することにより、心筋の輪郭に相当す  
る輪郭領域を追跡して壁運動のパラメータを得る技術が開示されている。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

**【特許文献 1】** 特開 2000 - 217818 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特開2009-172186号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波診断装置による心臓の診断に利用される技術の具体例として、心臓内における血流の状態を超音波画像内に二次元的に表現するVFM（ベクトルフローマッピング）が知られている。VFMを利用することにより、例えば心臓の左心室内における血流の渦流、乱流、停滞などの状態を視覚的に直感的に確認できるようになる。

【0006】

例えばVFMを利用した近年の診断においては、左心室内の血流に加え、左心室に繋がる左心房内や大動脈内の血流の解析も重要になってきている。そのため、例えば、左心室などの心室に加え、心室に繋がる心房や大動脈などの腔を対象とした診断に適した装置の登場が望まれている。

10

【0007】

本発明の目的は、心室に加えてその心室に繋がる腔を対象とする診断に好適な装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の態様として好適な超音波診断装置は、超音波を送受することにより得られた心臓の超音波画像内において、当該心臓の心室の輪郭と心房の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、前記超音波画像内において前記心房内を区切る境界を設定する境界設定手段と、を有し、前記心室の輪郭と前記心房の輪郭と前記心房内を区切る境界を構成要素として含むトレースラインを得ることを特徴とする。

20

【0009】

上記構成の超音波診断装置によれば、心室の輪郭に加えてその心室に繋がる心房の輪郭と心房内を区切る境界を構成要素として含むトレースラインを得ることができる。これにより、例えば、心室と心房内の少なくとも一部を含むトレースラインにより特定される領域を対象として、例えばVFM（ベクトルフローマッピング）等による心臓内の血流の診断が可能になる。

【0010】

例えば、前記境界設定手段は、ユーザにより前記超音波画像内に指定された指定点を通るように前記心房内を区切る境界を設定することが望ましい。

30

【0011】

例えば、前記境界設定手段は、前記心臓内の特徴部位の位置に応じて幾何学的に定められた箇所に前記心房内を区切る境界を設定することが望ましい。

【0012】

例えば、前記輪郭抽出手段は、前記超音波画像内において前記心臓内の特徴部位を検出し、検出した特徴部位の位置に基づいて前記心室の輪郭と前記心房の輪郭を抽出することが望ましい。

40

【0013】

例えば、前記輪郭抽出手段は前記超音波画像内において前記心臓に繋がる大動脈の輪郭を抽出し、前記境界設定手段は前記超音波画像内において前記大動脈内を区切る境界を設定し、前記心室の輪郭と前記心房の輪郭と前記大動脈の輪郭と前記心房内を区切る境界と前記大動脈内を区切る境界によって構成されるトレースラインを得ることが望ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、心室に加えてその心室に繋がる腔を対象とする診断に好適な装置が提供される。例えば本発明の好適な態様によれば、心室の輪郭に加えてその心室に繋がる心房の輪郭と心房内を区切る境界を構成要素として含むトレースラインを得ることができる。これにより、例えば、心室と心房内の少なくとも一部を含むトレースラインにより特定さ

50

れる領域を対象として、例えばVFM（ベクトルフローマッピング）等による心臓内の血流の診断が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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】トレースライン形成処理の具体例1を説明するための図である。

【図3】トレースライン形成処理の具体例2を説明するための図である。

【図4】トレースライン形成処理の具体例3を説明するための図である。

【図5】トレースライン形成処理の具体例4を説明するための図である。

【図6】トレースライン形成処理の具体例5を説明するための図である。

【図7】トレースライン形成処理の好適な手順を示すフローチャートである。

【図8】境界設定処理の具体例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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、血流（血液の流れ）の移動情報を得る機能を備えており、特に、生体の心臓内における血流の診断に好適である。

【0017】

プローブ10は、例えば生体内の心臓などの診断対象を含む領域に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ10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10は、例えば、医師等のユーザ（検査者）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10は、被検者の体腔内に挿入して用いられるものであってもよいし、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。プローブ10としては例えばコンベックス型が望ましいもののセクタ型やリニア型等であってもよい。

【0018】

送受信部12は、送信ビームフォーマーおよび受信ビームフォーマーとしての機能を備えている。つまり、送受信部12は、プローブ10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信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）が走査面内において走査され、超音波ビームに対応した受信信号が形成される。

【0019】

画像形成部20は、走査面内から得られる超音波の受信信号に基づいて、超音波画像のデータ（画像データ）を形成する。画像形成部20は、例えば、検波処理やフィルタ処理やAD変換処理等が施された超音波の受信信号に基づいて、Bモード画像の画像データを形成する。もちろん、Bモード画像以外の公知の超音波画像に係る画像データが形成されてもよい。

【0020】

ドブラ処理部30は、超音波ビームに対応した受信信号に含まれるドブラシフトを計測する。ドブラ処理部30は、例えば公知のドブラ処理により、血流によって超音波の受信信号内に生じるドブラシフトを計測し、血流についての超音波ビーム方向の速度情報（ドブラ情報）を得る。

【0021】

速度ベクトル演算部40は、血流についての超音波ビーム方向の速度情報から、走査面内における2次元の速度ベクトルの分布を形成する。速度ベクトル演算部40は、例えば参考文献1（特開2013-192643号公報）に説明される公知の手法により、血流についての超音波ビーム方向の速度情報に加えて、トラッキング処理部70から得られる心臓壁の運動情報を利用して、走査面内の各位置における血流の2次元速度ベクトルを得る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 2 】

輪郭抽出部 5 0 は、画像形成部 2 0 において形成された心臓の超音波画像（B モード画像）内において心臓の心室の輪郭と心房の輪郭を抽出する。また、境界設定部 6 0 は、画像形成部 2 0 において形成された心臓の超音波画像（B モード画像）内において心房内を区切る境界を設定する。これにより、心臓の超音波画像（B モード画像）内に心室の輪郭と心房の輪郭と心房内を区切る境界を構成要素として含むトレースラインが形成される。

## 【 0 0 2 3 】

トラッキング処理部 7 0 は、心臓の超音波画像内に形成されたトレースライン上に複数のトラッキングポイントを設定し、各トラッキングポイントごとに例えば画像データに基づく追跡処理（トラッキング処理）を実行して、複数フレーム（複数時相）に亘って心臓壁（内壁）の動きをトラッキングする。これにより、複数のトラッキングポイントから、心臓壁の運動情報が得られる。そして、心臓壁の運動情報を利用して、速度ベクトル演算部 4 0 が走査面内の各位置における血流の 2 次元速度ベクトルを得ることは既に説明したとおりである。

10

## 【 0 0 2 4 】

表示処理部 8 0 は、画像形成部 2 0 から得られる超音波画像の画像データと、速度ベクトル演算部 4 0 から得られる血流の 2 次元速度ベクトルに基づいて、心臓内の血流の状態を 2 次元的に示した表示画像を形成する。表示処理部 8 0 において形成された血流表示画像は表示部 8 2 に表示される。

20

## 【 0 0 2 5 】

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 9 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。

30

## 【 0 0 2 6 】

図 1 に示す構成のうち、送受信部 1 2 ，画像形成部 2 0 ，ドブラ処理部 3 0 ，速度ベクトル演算部 4 0 ，輪郭抽出部 5 0 ，境界設定部 6 0 ，トラッキング処理部 7 0 ，表示処理部 8 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。

40

## 【 0 0 2 7 】

表示部 8 2 の好適な具体例は液晶ディスプレイや有機 E L （エレクトロルミネッセンス）ディスプレイ等である。操作デバイス 9 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。

40

## 【 0 0 2 8 】

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機能等について詳述する。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 2 9 】

図 2 から図 6 は、トレースライン形成処理の具体例を説明するための図である。図 2 から図 6 の各図には、画像形成部 2 0 により形成された B モード画像 2 2 を含む表示画像 8 4 の具体例が図示されている。各図に示す画像例において、B モード画像 2 2 内には、生体（被検者）の心臓内における左心室と左心房と大動脈の断層画像が含まれている。

## 【 0 0 3 0 】

図 2 は、トレースライン形成処理の具体例 1 を説明するための図である。図 2 の具体例

50

1では、まず、検査者（医師や検査技師等のユーザ）により、心臓のBモード画像22内に複数の補助点Pa～Pfが設定される。検査者は、例えばマウスやトラックボールやタッチパネルなどの操作デバイス90を操作してBモード画像22内の所望の位置を指定することにより、複数の補助点Pa～Pfを設定する。

【0031】

補助点Pa～Pdは心臓内の特徴部位の位置に設定される。図2の具体例1では、3つの弁輪部の位置に補助点Pa, Pb, Pcが設定され、1つの心尖部の位置に補助点Pdが設定されている。また、補助点Pe, Pfは心臓内の注目位置に設定される。図2の具体例1では左心房内に補助点Peが設定され、大動脈内に補助点Pfが設定されている。

【0032】

複数の補助点Pa～Pfが設定されると、輪郭抽出部50により左心室と左心房と大動脈の輪郭が抽出され、境界設定部60により心房内を区切る境界と大動脈内を区切る境界が設定される。

【0033】

輪郭抽出部50は、検査者により設定された補助点Pa～Pdに基づいて、つまり、3つの弁輪部の位置に対応した補助点Pa, Pb, Pcと1つの心尖部の位置に対応した補助点Pdに基づいて、左心室と左心房と大動脈の輪郭を抽出する。輪郭抽出部50は、例えば参考文献2（国際公開第2011/083789号パンフレット）に説明される動的輪郭モデルなどの公知の手法により、左心室と左心房と大動脈の輪郭を抽出する。

【0034】

境界設定部60は、検査者により設定された補助点Pe, Pfを指定点とし、指定点を通るように心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界を設定する。例えば、左心房の一方側の輪郭から補助点Peを通り左心房の他方側の輪郭に達するように心房内を区切る境界が設定され、大動脈の一方側の輪郭から補助点Pfを通り大動脈の他方側の輪郭に達するように大動脈内を区切る境界が設定される。

【0035】

こうして、左心室の輪郭と左心房の輪郭と大動脈の輪郭と心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界とによって構成されるトレースラインが形成される。

【0036】

トレースラインが形成されると、トラッキング処理部70により、トレースライン上に複数のトラッキングポイントTPが設定される。例えば、トレースライン上において、等間隔に100個程度のトラッキングポイントTPが設定される。例えば、トレースライン上に初期設定された複数のトラッキングポイントTPの間隔の平均値が算出され、その平均値を一定間隔として、トレースライン上に新たな複数のトラッキングポイントTPが等間隔に設定されてもよい。

【0037】

図3は、トレースライン形成処理の具体例2を説明するための図である。図3の具体例2では、まず、検査者（医師や検査技師等のユーザ）により、心臓のBモード画像22内に複数の補助点Pa～Pdが設定される。検査者は、例えばマウスやトラックボールやタッチパネルなどの操作デバイス90を操作してBモード画像22内の所望の位置を指定することにより、複数の補助点Pa～Pdを設定する。

【0038】

補助点Pa～Pdは心臓内の特徴部位の位置に設定される。図3の具体例2では、3つの弁輪部の位置に補助点Pa, Pb, Pcが設定され、1つの心尖部の位置に補助点Pdが設定されている。なお、図3の具体例2では、左心房内と大動脈内の補助点（図2の補助点Pe, Pf）は設定されない。

【0039】

複数の補助点Pa～Pdが設定されると、輪郭抽出部50により左心室と左心房と大動脈の輪郭が抽出される。輪郭抽出部50は、検査者により設定された補助点Pa～Pdに基づいて、例えば参考文献2に説明される動的輪郭モデルなどの公知の手法により、左心

10

20

30

40

50

室と左心房と大動脈の輪郭を抽出する。

【0040】

こうして、左心室の輪郭と左心房の輪郭と大動脈の輪郭によって構成されるトレースラインが形成される。つまり、図3の具体例では、心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界が利用されずにトレースラインが形成される。

【0041】

トレースラインが形成されると、トラッキング処理部70により、トレースライン上に複数のトラッキングポイントTPが設定される。例えば、トレースライン上において、等間隔に100個程度のトラッキングポイントTPが設定される。

【0042】

図4は、トレースライン形成処理の具体例3を説明するための図である。図4の具体例3では、まず、検査者（医師や検査技師等のユーザ）により、心臓のBモード画像22内に複数の補助点Pa～Pdが設定される。検査者は、例えばマウスやトラックボールやタッチパネルなどの操作デバイス90を操作してBモード画像22内の所望の位置を指定することにより、複数の補助点Pa～Pdを設定する。

【0043】

補助点Pa～Pdは心臓内の特徴部位の位置に設定される。図4の具体例3では、3つの弁輪部の位置に補助点Pa, Pb, Pcが設定され、1つの心尖部の位置に補助点Pdが設定されている。なお、図4の具体例3では、左心房内と大動脈内の補助点（図2の補助点Pe, Pf）は設定されない。

【0044】

複数の補助点Pa～Pdが設定されると、輪郭抽出部50により左心室と左心房と大動脈の輪郭が抽出される。輪郭抽出部50は、検査者により設定された補助点Pa～Pdに基づいて、例えば参考文献2に説明される動的輪郭モデルなどの公知の手法により、左心室と左心房と大動脈の輪郭を抽出する。

【0045】

さらに、境界設定部60により心房内を区切る境界と大動脈内を区切る境界が設定される。境界設定部60は、心臓内の特徴部位の位置に応じて幾何学的に定められた箇所に、心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界を設定する。

【0046】

例えば、弁輪部に対応した補助点Paと補助点Pbの各々を、左心房の輪郭に沿って深さ方向（左心室から遠ざかる方向）に所定の距離だけ移動させ、移動後の補助点Pa'と補助点Pb'を結ぶ線分が心房内を区切る境界とされる。同様に、弁輪部に対応した補助点Pbと補助点Pcの各々を、大動脈の輪郭に沿って深さ方向（左心室から遠ざかる方向）に所定の距離だけ移動させ、移動後の補助点Pb'と補助点Pc'を結ぶ線分が、大動脈内を区切る境界とされる。

【0047】

また、例えば、弁輪部に対応した補助点Paと補助点Pbを結ぶ線分を深さ方向（左心室から遠ざかる方向）に所定の距離だけ平行移動させ、平行移動後の線分が心房内を区切る境界とされてもよい。同様に、弁輪部に対応した補助点Pbと補助点Pcを結ぶ線分を深さ方向（左心室から遠ざかる方向）に所定の距離だけ平行移動させ、平行移動後の線分が大動脈内を区切る境界とされてもよい。なお、左心房の中心位置を通る線分を心房内を区切る境界とし、大動脈の中心位置を通る線分を大動脈を区切る境界としてもよい。

【0048】

こうして、左心室の輪郭と左心房の輪郭と大動脈の輪郭と心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界とによって構成されるトレースラインが形成される。

【0049】

トレースラインが形成されると、トラッキング処理部70により、トレースライン上に複数のトラッキングポイントTPが設定される。例えば、トレースライン上において、等間隔に100個程度のトラッキングポイントTPが設定される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 0 】

図 5 は、トレースライン形成処理の具体例 4 を説明するための図である。図 5 の具体例 4 では、輪郭抽出部 5 0 が、B モード画像 2 2 内において心臓内の特徴部位を検出し、検出した特徴部位の位置に基づいて心室の輪郭と心房の輪郭と大動脈の輪郭を抽出する。

## 【 0 0 5 1 】

輪郭抽出部 5 0 は、心臓内の特徴部位として、例えば 3 つの弁輪部の位置（図 2 の補助点 P a , P b , P c の位置）と 1 つの心尖部の位置（図 2 の補助点 P d の位置）を検出する。輪郭抽出部 5 0 は、例えば参考文献 3（国際公開第 2 0 1 3 / 1 1 5 1 9 4 号パンフレット）に説明される探索処理（参考文献 3 の図 5 参照）などの公知の手法により、弁輪部の位置と心尖部の位置を検出する。

10

## 【 0 0 5 2 】

また、輪郭抽出部 5 0 は、検出した 3 つの弁輪部の位置と 1 つの心尖部の位置に基づいて、左心室と左心房と大動脈の輪郭を抽出する。輪郭抽出部 5 0 は、例えば参考文献 2（国際公開第 2 0 1 1 / 0 8 3 7 8 9 号パンフレット）に説明される動的輪郭モデルなどの公知の手法により、左心室と左心房と大動脈の輪郭を抽出する。

## 【 0 0 5 3 】

さらに、境界設定部 6 0 により心房内を区切る境界と大動脈内を区切る境界が設定される。境界設定部 6 0 は、心臓内の特徴部位の位置に応じて幾何学的に定められた箇所、心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界を設定する。これらの境界の設定には、例えば図 4 を利用して説明した具体例が適用される。

20

## 【 0 0 5 4 】

こうして、左心室の輪郭と左心房の輪郭と大動脈の輪郭と心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界とによって構成されるトレースラインが形成される。

## 【 0 0 5 5 】

トレースラインが形成されると、トラッキング処理部 7 0 により、トレースライン上に複数のトラッキングポイント T P が設定される。例えば、トレースライン上において、等間隔に 1 0 0 個程度のトラッキングポイント T P が設定される。

## 【 0 0 5 6 】

図 6 は、トレースライン形成処理の具体例 5 を説明するための図である。図 6 の具体例 5 では、まず、検査者（医師や検査技師等のユーザ）により、心臓の B モード画像 2 2 内に複数の補助点 P a ~ P f が設定される。図 2 の具体例 1 と同様に、図 6 の具体例 5 においても、3 つの弁輪部の位置に補助点 P a , P b , P c が設定され、1 つの心尖部の位置に補助点 P d が設定され、左心房内に補助点 P e が設定され、大動脈内に補助点 P f が設定される。

30

## 【 0 0 5 7 】

複数の補助点 P a ~ P f が設定されると、輪郭抽出部 5 0 により左心室と左心房と大動脈の輪郭が抽出され、境界設定部 6 0 により心房内を区切る境界と大動脈内を区切る境界が設定される。

## 【 0 0 5 8 】

こうして、図 2 の具体例 1 と同様に、図 6 の具体例 5 においても、左心室の輪郭と左心房の輪郭と大動脈の輪郭と心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界とによって構成されるトレースラインが形成される。

40

## 【 0 0 5 9 】

トレースラインが形成されると、トラッキング処理部 7 0 により、トレースライン上に複数のトラッキングポイント T P が設定される。但し、図 6 の具体例 5 では、左心室の輪郭と左心房の輪郭の一部と大動脈の輪郭の一部を対象として、複数のトラッキングポイント T P が設定される。つまり、心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界にはトラッキングポイント T P が設定されない。なお、図 4 の具体例 3 と図 5 の具体例 4 において、心房内を区切る境界と大動脈を区切る境界にトラッキングポイント T P を設定しない変形例が適用されてもよい。

50

## 【 0 0 6 0 】

図 2 から図 6 を利用して説明した具体例により、心臓の B モード画像 2 2 内に設定された複数のトラッキングポイント T P は、複数フレーム（複数時相）に亘って心臓壁（内壁）の動きをトラッキングする追跡処理に利用される。

## 【 0 0 6 1 】

図 7 は、トレースライン形成処理の好適な手順を示すフローチャートである。まず、検査者（医師や検査技師等のユーザ）により、トレースラインが形成される B モード画像が選択される（S 1）。例えば、図 1 の超音波診断装置が備える画像データ用のメモリ等に記憶された複数フレームの B モード画像の中から、検査者が所望のフレームの B モード画像を選択する。

10

## 【 0 0 6 2 】

次に、B モード画像の断面種類が指定される（S 2）。例えば心臓の診断においては、心尖部二腔断面（A 2 C）、心尖部三腔断面（A 3 C）、心尖部四腔断面（A 4 C）などの代表的な断面種類が知られており、S 1 で選択された B モード画像がこれらの断面種類のいずれに該当するのかを検査者が指定する。なお、断面種類に加えて、S 1 で選択された B モード画像の時相（拡張末期または収縮末期）や、反転状態（左右反転または上下反転）などが指定されてもよい。

## 【 0 0 6 3 】

次に、補助点が設定される（S 3）。例えば、図 2 から図 6 に示す心尖部三腔断面（A 3 C）の B モード画像 2 2 の場合には、例えば図 2 に示す具体例 1 のように、3 つの弁輪部の位置に補助点 P a , P b , P c が設定され、1 つの心尖部の位置に補助点 P d が設定され、左心房内に補助点 P e が設定され、大動脈内に補助点 P f が設定される。なお、図 3 ~ 5 に示す具体例 2 ~ 4 のように、複数の補助点のうちいくつかの設定が省略されてもよい。また、心尖部二腔断面（A 2 C）と心尖部四腔断面（A 4 C）の場合には、例えば、左右の 2 つの弁輪部の位置と 1 つの心尖部の位置と左心房内に補助点が設定される。

20

## 【 0 0 6 4 】

補助点が設定されると、輪郭抽出部 5 0 により輪郭抽出処理が実行され（S 4）、境界設定部 6 0 により境界設定処理が実行され（S 5）、そして、トラッキング処理部 7 0 によりトラッキングポイントが設定される（S 6）。B モード画像の断面種類が心尖部三腔断面（A 3 C）であれば、例えば、図 2 から図 6 を利用して説明した具体例により、輪郭抽出と境界設定とトラッキングポイント設定が実現される。

30

## 【 0 0 6 5 】

なお、輪郭抽出部 5 0 は B モード画像の断面種類に応じた抽出アルゴリズムを利用して輪郭抽出を行うことが望ましい。例えば、心尖部三腔断面（A 3 C）であれば A 3 C に対応した抽出アルゴリズムを利用して左心室と左心房と大動脈の輪郭が抽出される。心尖部二腔断面（A 2 C）であれば A 2 C に対応した抽出アルゴリズムを利用して左心室と左心房の輪郭が抽出され、心尖部四腔断面（A 4 C）であれば A 4 C に対応した抽出アルゴリズムを利用して左心室と左心房の輪郭が抽出される。

## 【 0 0 6 6 】

また、境界設定部 6 0 による境界設定処理には、以下に説明する具体例が利用されてもよい。

40

## 【 0 0 6 7 】

図 8 は、境界設定処理の具体例を説明するための図である。図 8 には、輪郭抽出部 5 0 により抽出された左心房の輪郭を利用して、境界設定部 6 0 が左心房内を区切る境界を設定する具体例が図示されている。図 8 には、B モード画像に含まれる左心房内に境界を設定する処理の具体例が図示されている。

## 【 0 0 6 8 】

弁輪部の位置に補助点 P a , P b が設定されると、補助点 P a , P b を基準として初期輪郭の中心位置 C が決定されて左心房内に初期輪郭が設定される（S 1）。例えば補助点 P a , P b の位置（2 つの弁輪部の位置）と左心房の方向を示すベクトルを用いて初期輪

50

郭の中心位置 C が決定される。そして、複数の輪郭モデル点 O P により構成される初期輪郭が左心房内に設定される。

【 0 0 6 9 】

次に、初期輪郭に対する拡大処理により左心房の輪郭が抽出される ( S 2 )。例えば、輪郭抽出部 5 0 は、B モード画像内において左心房のエッジ ( 心腔と心筋の境界 ) を検出し、検出したエッジに到達するまで、初期輪郭を構成する複数の輪郭モデル点 O P を移動する。こうして得られた移動後の複数の輪郭モデル点 O P により構成される輪郭が左心房の輪郭となる。

【 0 0 7 0 】

左心房の輪郭が抽出されると、境界設定部 6 0 により左心房内を区切る境界に対応した境界ライン B L が設定される ( S 3 )。例えば、左心房内に設定された補助点 P e ( 図 2 参照 ) を通り、補助点 P a , P b を結ぶ線分に平行な境界ライン B L が設定される。

10

【 0 0 7 1 】

次に、境界ライン B L よりも弁輪部 ( 補助点 P a , P b ) の反対側にはみ出した複数の輪郭モデル点 O P が境界ライン B L 上にシフトされる ( S 4 )。例えば、S 4 に図示する具体例のように、境界ライン B L よりも Y 軸の負方向側に弁輪部 ( 補助点 P a , P b ) がある場合に、境界ライン B L よりも Y 軸の正方向側 ( 図の下側 ) にある複数の輪郭モデル点 O P を境界ライン B L 上に移動させる。例えば、左心房の輪郭を構成する全輪郭モデル点 O P について、各輪郭モデル点 O P ごとに境界ライン B L よりも Y 軸の正方向側にあるか否かが判定され、正方向側にあると判定された各輪郭モデル点 O P を境界ライン B L 上に達するまで Y 軸方向に移動させる。

20

【 0 0 7 2 】

さらに、境界ライン B L 上へのシフトにより左心房の輪郭の外側 ( 心筋側 ) に外れてしまった複数の輪郭モデル点 O P が左心房内にシフトされる ( S 5 )。S 5 には、左心房の輪郭と境界ライン B L の交点 C P ( S 4 における左側 ( X 軸の負方向側 ) の交点 ) 近傍の拡大図が示されている。

【 0 0 7 3 】

例えば、S 5 に図示する具体例のように、左心房の輪郭と境界ライン B L の交点 C P よりも左側にはみ出した各輪郭モデル点 O P が交点 C P の位置にシフトされる。例えば、交点 C P よりも左側にはみ出した各輪郭モデル点 O P が、交点 C P に最も近い輪郭モデル点 O P の X 座標 ( X L ) の位置にシフトされてもよい。なお、S 4 における右側 ( X 軸の正方向側 ) の交点についても、その交点より右側にはみ出した各輪郭モデル点 O P が交点の位置にシフトされる。また、シフトにより同じ位置に複数の輪郭モデル点 O P が重なった場合には、それら複数の輪郭モデル点 O P のうちの一つのみを残すようにしてもよい。

30

【 0 0 7 4 】

こうして、左心房の輪郭と左心房内を区切る境界に沿って並ぶ複数の輪郭モデル点 O P が形成される ( S 6 )。

【 0 0 7 5 】

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。

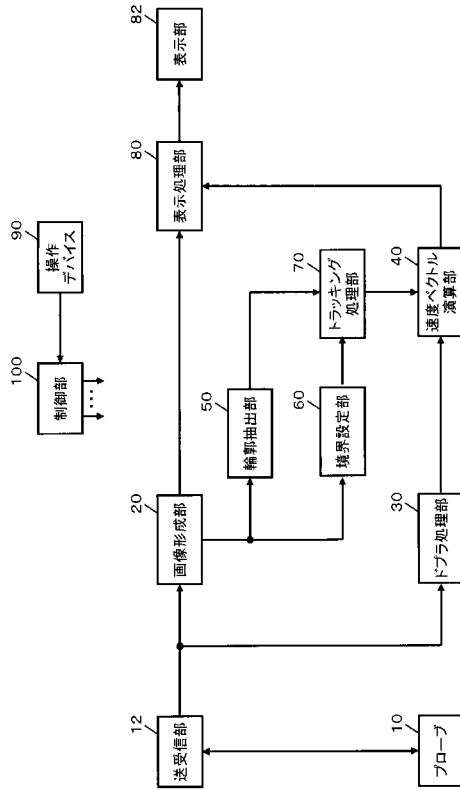
40

【 符号の説明 】

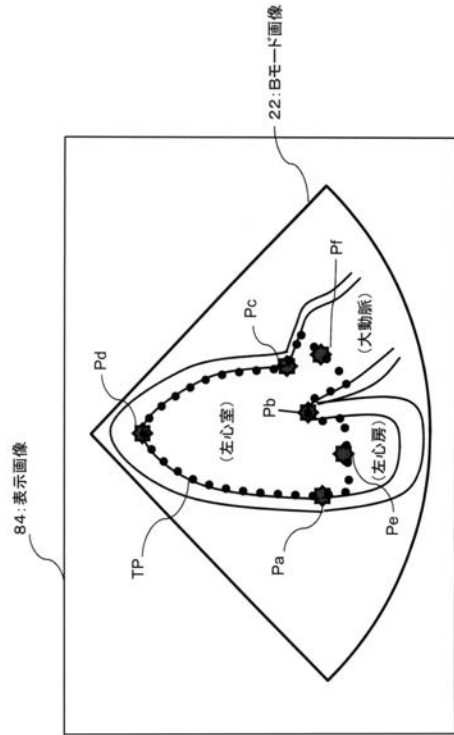
【 0 0 7 6 】

1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 画像形成部、4 0 速度ベクトル演算部、5 0 輪郭抽出部、6 0 境界設定部、7 0 トラッキング処理部、8 0 表示処理部、8 2 表示部、9 0 操作デバイス、1 0 0 制御部。

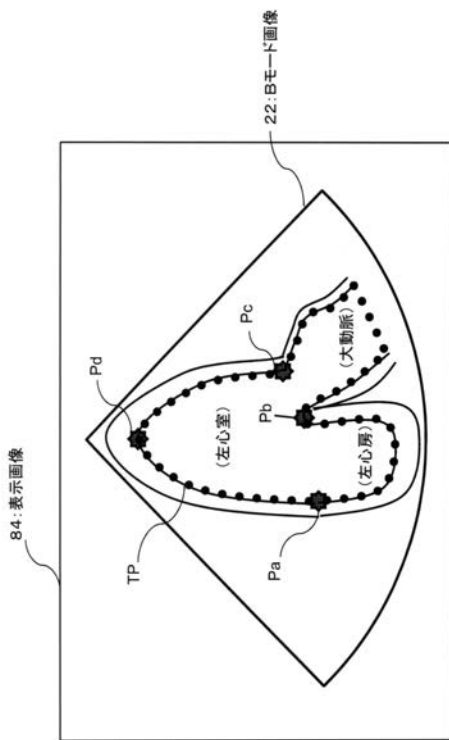
【 図 1 】



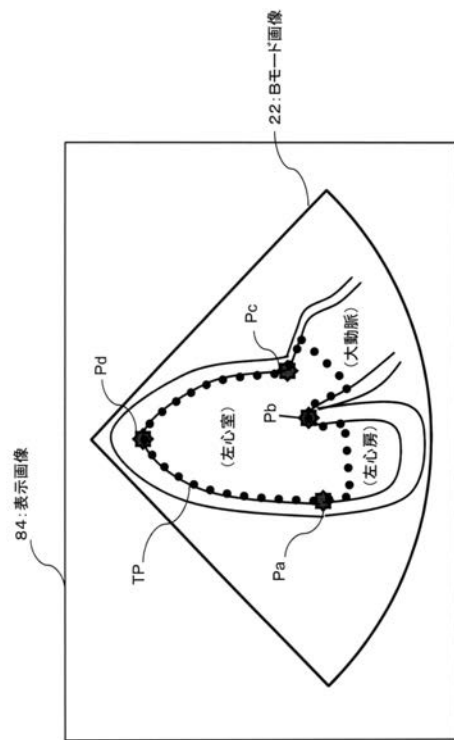
【 図 2 】



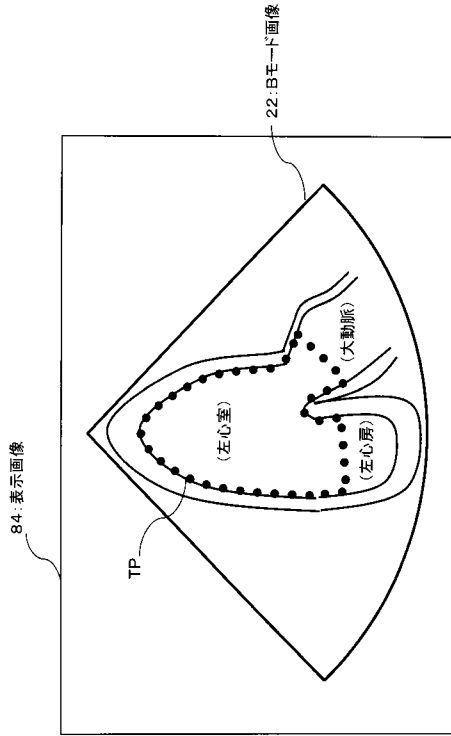
【 図 3 】



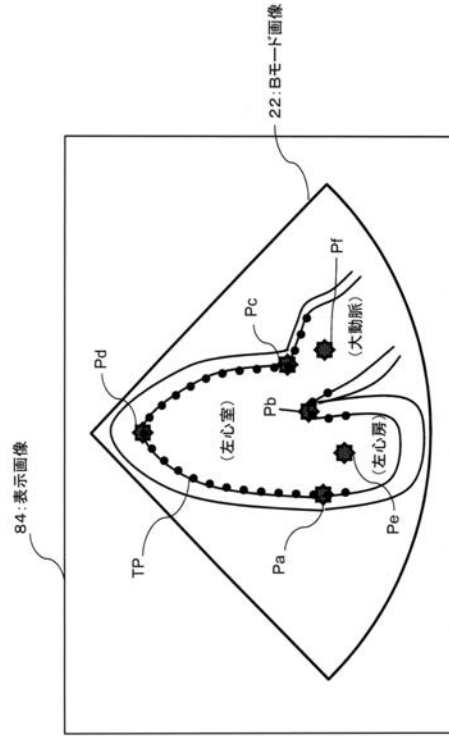
【 図 4 】



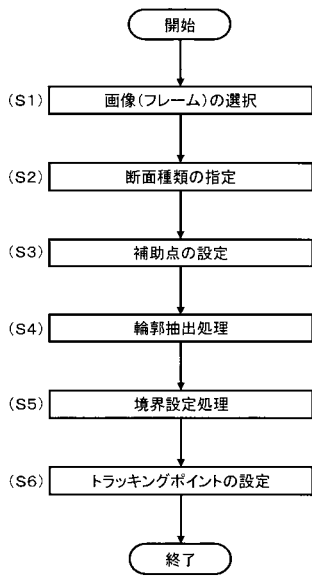
【 図 5 】



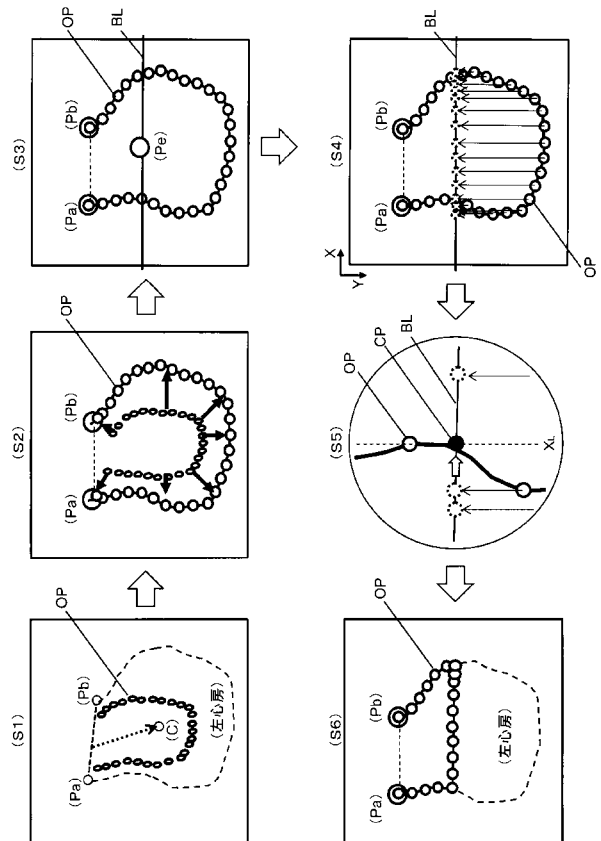
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018192174A</a>	公开(公告)日	2018-12-06
申请号	JP2017100519	申请日	2017-05-22
[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	大山誠司 長野智章		
发明人	大山 誠司 長野 智章		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/JC09 4C601/KK31		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：除了心室之外，还提供适合于诊断连接到其心室的腔的装置。轮廓提取单元在形成于图像形成单元中的心脏的超声图像（B模式图像）中提取心室的轮廓和心房的轮廓。此外，边界设定单元60设定用于界定在图像形成单元20中形成的心脏的超声图像（B模式图像）内的心房内部的边界。因此，在心脏的超声图像（B模式图像）中形成迹线，作为分隔心室轮廓，心房轮廓和心房内部的边界的构成元件。点域1

