

(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2007-222533

(P2007-222533A)

(43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)

| (51) Int. Cl. | F I | | | テーマコード (参考) |
|----------------------------|------|------|------|-------------|
| A61B 8/08 (2006.01) | A61B | 8/08 | | 4C601 |
| G06T 1/00 (2006.01) | G06T | 1/00 | 290D | 5B057 |
| G06T 7/00 (2006.01) | G06T | 7/00 | 300D | 5L096 |

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 15 頁)

| | | | |
|-----------|----------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2006-49697 (P2006-49697) | (71) 出願人 | 390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 |
| (22) 出願日 | 平成18年2月27日 (2006.2.27) | (74) 代理人 | 100075258 弁理士 吉田 研二 |
| | | (74) 代理人 | 100096976 弁理士 石田 純 |
| | | (72) 発明者 | 伊藤 安啓 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内 |
| | | Fターム(参考) | 4C601 BB02 DD15 DD27 EE09 EE11 JC09 JC16 JC21 JC37 KK12 KK28 KK31 LL03 |

最終頁に続く

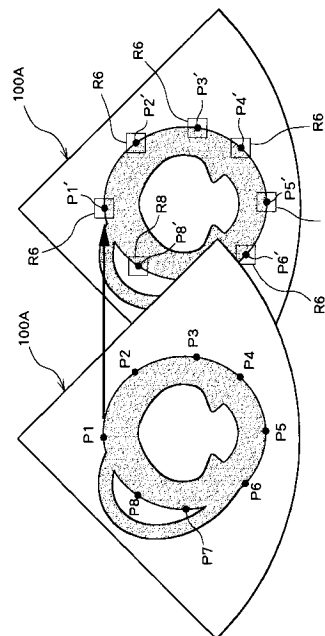
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置において、左室などの運動組織の機能を評価する場合において、運動組織の内部的に基準点を設定できるようにする。

【解決手段】 初期フレームデータにおいて、運動組織である左室の外輪郭上に複数の外輪郭点 P1 - P8 が設定される。その後、フレーム間において各外輪郭点ごとにトラッキング処理が実行され、各フレームデータにおいて外輪郭上に複数の外輪郭点が決定される。各フレームにおいては、複数の外輪郭点に基づいてそれらの内部に基準点が設定される。外輪郭は心筋梗塞等の影響が現れにくいものであるため、基準点の設定を的確に行える。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

運動組織に対して超音波を送受波する送受波手段と、
前記超音波の送受波によって得られたフレームデータにおける前記運動組織の外輪郭上に設定された複数の外輪郭点に基づいて、前記運動組織の内部に計測用の基準点を設定する基準点設定手段と、
前記運動組織の内部に設定された基準点を用いて、前記フレームデータに対する計測を実行する計測手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
初期フレームデータにおける前記運動組織の外輪郭上に複数の外輪郭点を設定する初期設定手段と、
フレーム間において前記各外輪郭点をトラッキングする機能を具備し、前記初期フレームデータ以降の各後続フレームデータにおける前記運動組織の外輪郭上に複数の外輪郭点を設定するトラッキング手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
前記初期設定手段は、ユーザーによる座標の入力に従って、前記複数の外輪郭点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 2 記載の装置において、
前記トラッキング手段は、フレーム間において前記各外輪郭点ごとにパターンマッチング処理を実行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 記載の装置において、
前記基準点設定手段は、
前記複数の外輪郭点に基づいて前記運動組織の外輪郭に沿って外輪郭トレースラインを形成する手段と、
前記外輪郭トレースラインによって囲まれる領域の重心として前記基準点を演算する手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、
前記基準点設定手段は、前記複数の外輪郭点を用いた幾何学的演算により、前記複数の外輪郭点の内部における中心点として前記基準点を演算する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、
前記計測手段は、
前記運動組織に対して複数の参照領域を設定する手段と、
前記複数の参照領域ごとに評価値を演算する手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、
前記各参照領域は二次元領域であり、
前記各参照領域ごとに演算される評価値は前記各二次元領域の面積に関する値であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

請求項 7 記載の装置において、
前記各参照領域は一次元領域であり、
前記各参照領域ごとに演算される評価値は前記各一次元領域の長さ又は傾きに関する値であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 7 記載の装置において、
前記複数の参照領域は、前記運動組織の外輪郭に沿って形成された外輪郭トレースライン、及び、前記運動組織の内輪郭に沿って形成された内輪郭トレースライン、の内で少なくとも一方に基づいて設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 7 記載の装置において、
前記複数の参照領域は、前記運動組織の外輪郭上に設定された複数の外輪郭点、及び、前記運動組織の内輪郭上に設定された複数の内輪郭点、の内で少なくとも一方に基づいて設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 1 記載の装置において、
前記運動組織は左室であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

左室に対して超音波を送受波することによって得られたフレームデータを処理する超音波画像処理方法において、

前記フレームデータにおける前記左室の外膜上に複数の外膜点を設定する工程と、
前記複数の外膜点に基づいて、前記フレームデータにおける前記左室の内部に計測用の基準点を設定する工程と、

前記フレームデータを用いて前記左室の計測を実行する工程と、
を含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項 14】

請求項 13 記載の方法において、
前記フレームデータにおける前記左室の内膜上に複数の内膜点を設定する工程を含み、
前記複数の外膜点と前記複数の内膜点とに基づいて前記左室の計測が実行されることを特徴とする超音波画像処理方法。

【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、心臓等の運動組織の計測に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において超音波診断装置は広く用いられており、心臓等の運動組織の診断にも用いられている。心臓の機能を解析あるいは評価する場合、一般に左室が計測対象となる（但し、右室その他が計測対象となる場合もある）。左室の計測に際しては、左室に対して超音波が送受波され、これにより得られたデータに基づいて超音波画像（断層画像、ドプラ画像、等）が形成される。具体的には、表示器の画面上に複数の画像データが動画として連続的に表示される。それらの画像データの内の一部又は全部に基づいて左室の機能が評価される。

【0003】

左室の機能を評価する場合、通常、超音波画像上において左室内に計測用基準点が設定される。典型的には、超音波画像上において、基準点から放射状に広がる複数の分割領域が設定され、各分割領域ごとに心壁や心腔の面積あるいは面積変化率が演算される。例えば、心筋梗塞が生じている心筋部位においては、その動きが鈍いことから、面積の増減も小さくなる。あるいは、面積の異常な変動（例えば反対方向の動き）が観察される場合もある。面積以外の計測パラメータとしては、心筋の厚みやねじれ等をあげることができる

10

20

30

40

50

。そのような場合、左室の収縮中心点として基準点が設定され、その基準点を座標原点として計測が遂行される。なお、以下の各特許文献には心臓の機能を計測する超音波診断装置が記載されている。しかし、基準点の設定のために運動組織の外輪郭（左室の外膜）を利用することについては何ら記載されていない。

【0004】

【特許文献1】特開平8 - 117236号公報

【特許文献2】特開平9 - 253085号公報

【特許文献3】特開平9 - 122122号公報

【特許文献4】特開平8 - 019540号公報

【特許文献5】特開2005 - 169155号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

個々のフレームの超音波画像に対して計測用基準点の座標をユーザーが入力するのは負担が大きいし、計測の客観性及び再現性が問題となる。左室の内膜をトレースし、それにより形成された内膜トレースラインで囲まれる領域を抽出し、その領域の重心を基準点とする方法があるが、当該方法において、各フレームごとに内膜トレースラインをマニュアルで指定するのは極めて煩雑であり、一方、内膜トレースラインの形成を自動化しても、当該方法について以下のような問題を指摘できる。すなわち、健常者の場合には、通常、各フレームについて基準点を適正に設定できるが、心筋の一部が梗塞しているような非健常者の場合には、当該一部分の心壁運動が異常となるために、その影響を受けて内腔領域の重心の位置が内腔中心あるいは収縮中心から大きく外れてしまう。基準点の設定が正確でなければ、計測結果が真の値よりも過大となったり過小となったりし、計測の信頼性が低下する。なお、所定時相（例えば拡張末期）において指定あるいは演算された基準点を1心拍にわたって固定する方法も考えられるが、当該方法では、心臓それ自体が並進運動しても基準点は不動となるので、並進運動が大きければ基準点の設定誤差が増大することになる。以上のような問題は特に左室の計測において顕著であるが、右室あるいは心臓以外の運動組織についても同様に指摘できるものである。

20

【0006】

本発明の目的は、運動組織を計測する際に用いる基準点を的確に設定できるようにすることにある。

30

【0007】

本発明の他の目的は、運動組織において運動異常部位が存在していても、それにあまり影響を受けずに基準点を設定できるようにすることにある。

【0008】

本発明の他の目的は、運動組織において運動異常部位の存否にあまり影響を受けない形態情報を利用した新しい基準点設定方法を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

(1) 本発明に係る超音波診断装置は、運動組織に対して超音波を送受波する送受波手段と、前記超音波の送受波によって得られたフレームデータにおける前記運動組織の外輪郭上に設定された複数の外輪郭点に基づいて、前記運動組織の内部に計測用の基準点を設定する基準点設定手段と、前記運動組織の内部に設定された基準点を用いて、前記フレームデータに対する計測を実行する計測手段と、を含む。

40

【0010】

上記構成によれば、フレームデータに含まれる運動組織の外輪郭上に複数の外輪郭点が設定される。詳しくは、計測を開始する初期フレームデータに対しては、複数の外輪郭点が人為的に設定され、あるいは、自動的に設定される。初期フレームデータに続く各後続フレームデータに対しては、複数の外輪郭点が基本的に自動的に設定される。必要に応じて、複数の外輪郭点の設定に先立って、運動組織を包み込む関心領域（ROI）が設定さ

50

れる。複数の外輪郭点は運動組織の大凡の外形を表すものであり、それらに基づいて計測用の基準点があるいは間接的に定義される。このように設定された基準点を用いて、フレームデータに対する計測が実行される。

【0011】

従来においては、上記の各特許文献に記載されているように、内輪郭によって基準点が定義されていたため、内輪郭の運動あるいは形態が異常を呈する場合、基準点の設定精度が問題となる。これに対し、上記構成によれば、外輪郭によって基準点が定義されるため、多くの場合に、運動組織の疾患の影響をあまり受けずに基準点を的確に設定することができる。

【0012】

すなわち、本発明者の研究によれば、心臓（特に左室）については、心筋梗塞の症状が現れ易いのは内輪郭（内膜）であり、つまり内輪郭の異常運動あるいは異常形態として心筋梗塞の症状が現れる傾向にある。勿論、心筋梗塞が進行すれば、それが外輪郭（外膜）の運動や形状にも現れるが、相対的に見て、外輪郭よりも内輪郭の方が症状が出やすい。それ故、計測用の基準点を設定するに当たって、内輪郭を基礎とすると、基準点の座標を正確に決定できなくなる。例えば、一心拍中の収縮期間において、内輪郭における一部分の運動が鈍かったり当該一部分が反対運動したりすると、一心拍にわたって基準点を内腔中心に定位させることができなくなる。これに対し、本発明によれば、症状が出にくい外輪郭に基づいて基準点を設定できるので、運動組織の機能を計測するための原点つまり基準点を適正に設定でき、これによって計測の信頼性を向上できる。また、心臓それ自体は並進運動するが、本発明によればそのような運動にあまり影響を受けずに安定的に基準点を設定できる。つまり、運動組織の内部に基準点を設定するのであれば、本来であれば、内腔の外縁である内輪郭を演算の基礎とするのが自然であるが、上記構成では、内輪郭の形態的不安定性と外輪郭の形態的安定性とに鑑み、敢えて外輪郭を演算の基礎とするものである。

【0013】

ちなみに、例えば、心臓の短軸断面画像を観察すると、左室と右室の間には中隔が存在し、その部分においては、左室の外輪郭を明確に特定できず、あるいは、左室の外輪郭の自動的な検出が困難となる。そのような問題に対処するためには、複数の外輪郭点の設定に当たって、マニュアルによる初期設定とその後の自動設定との組合せを利用し、また後述のフレーム間トラッキング技術を利用するのが望ましい。上記のフレームデータは座標変換前のデータであってもよいし、座標変換後のデータであってもよい。また、リアルタイムで得られるデータであってもよいし、シネメモリ等の記憶部から読み出されたデータであってもよい。更に、組織構造を輝度画像として表示するためのデータであってもよいし、ドブラ情報をカラー画像として表示するデータであってもよい。三次元空間で取得されたデータに上記構成を適用あるいは応用することも可能である。

【0014】

(2) 上記構成において、望ましくは、初期フレームデータにおける前記運動組織の外輪郭上に複数の外輪郭点を設定する初期設定手段と、フレーム間において前記各外輪郭点をトラッキングする機能を具備し、前記初期フレームデータ以降の各後続フレームデータにおける前記運動組織の外輪郭上に複数の外輪郭点を設定するトラッキング手段と、を含む。この構成によれば、前フレームデータと後フレームデータとの間で、各外輪郭点に対するトラッキングが実行され、つまり、前フレームデータにおける各外輪郭点を基礎として、後フレームデータの各外輪郭点の座標を決定できる。但し、初期フレームデータにおける各外輪郭点については望ましくはマニュアルで設定される。よって、個々のフレームデータそれ自体に基づいて複数の外輪郭点を決定することが困難な状況であっても、フレーム間トラッキング技術によって、各フレームデータごとに比較的容易且つ精度良く複数の外輪郭点を設定することができる。

【0015】

望ましくは、前記初期設定手段は、ユーザーによる座標の入力に従って、前記複数の外

10

20

30

40

50

輪郭点を設定する。この場合には、望ましくは運動組織の断面を表す断層画像が表示され、画面上で座標の入力がなされる。望ましくは、前記トラッキング手段は、フレーム間において前記各外輪郭点ごとにパターンマッチング処理を実行する。トラッキング方法としてはこれ以外にも各種の手法を利用可能である。

【0016】

望ましくは、前記基準点設定手段は、前記複数の外輪郭点に基づいて前記運動組織の外輪郭に沿って外輪郭トレースラインを形成する手段と、前記外輪郭トレースラインによって囲まれる領域の重心として前記基準点を演算する手段と、を含む。トレースラインの形成に当たっては直線補間法あるいは曲線補間法を適用できる。望ましくは、前記基準点設定手段は、前記複数の外輪郭点を用いた幾何学的演算により、前記複数の外輪郭点の内部における中心点として前記基準点を演算する手段を含む。例えば、複数の外輪郭点からの等距離の点としてある等距離とみなせるような点として基準点が定められる。

10

【0017】

望ましくは、前記計測手段は、前記運動組織に対して複数の参照領域を設定する手段と、前記複数の参照領域ごとに評価値を演算する手段と、を含む。望ましくは、前記各参照領域は二次元領域であり、前記各参照領域ごとに演算される評価値は前記各二次元領域の面積に関する値である。望ましくは、前記各参照領域は一次元領域であり、前記各参照領域ごとに演算される評価値は前記各一次元領域の長さ又は傾きに関する値である。望ましくは、前記複数の参照領域は、前記運動組織の外輪郭に沿って形成された外輪郭トレースライン、及び、前記運動組織の内輪郭に沿って形成された内輪郭トレースライン、の内で少なくとも一方に基づいて設定される。望ましくは、前記複数の参照領域は、前記運動組織の外輪郭上に設定された複数の外輪郭点、及び、前記運動組織の内輪郭上に設定された複数の内輪郭点、の内で少なくとも一方に基づいて設定される。

20

【0018】

(3)本発明に係る方法は、左室に対して超音波を送受波することによって得られたフレームデータを処理する超音波画像処理方法において、前記フレームデータにおける前記左室の外膜上に複数の外膜点を設定する工程と、前記複数の外膜点に基づいて、前記フレームデータにおける前記左室の内部に計測用の基準点を設定する工程と、前記フレームデータを用いて前記左室の計測を実行する工程と、を含む。望ましくは、前記フレームデータにおける前記左室の内膜上に複数の内膜点を設定する工程を含み、前記複数の外膜点と前記複数の内膜点とに基づいて前記左室の計測が実行される。

30

【発明の効果】

【0019】

以上説明したように、本発明によれば、運動組織を計測する際に用いる基準点を的確に設定できる。本発明によれば、運動組織において運動異常部位が存在していても、それにあまり影響を受けずに基準点を設定できる。あるいは、本発明によれば、運動組織における運動異常部位の存否にあまり影響を受けない形態情報に着目した新しい基準点設定方法を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

40

【0021】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0022】

プローブ10は超音波の送受波を行う送受波器であり、プローブ10は生体の表面上に当接して用いられる。心臓の超音波診断を行う場合には、生体における胸部にプローブ10が当接される。プローブ10は、複数の振動素子からなるアレイ振動子を有している。アレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームが電子的に走査される。電子走査方式としては、電子リニア走査、電子セクタ走査等が知られている。

50

【0023】

送受信部12は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能するものである。送受信部12から複数の送信信号が複数の振動素子に対して供給され、これによって送信ビームが形成される。生体内からの反射は、複数の振動素子によって受波され、それらから複数の受信信号が送受信部12へ出力される。送受信部12においては、複数の受信信号に対する整相加算処理を実行し、整相加算後の受信信号を出力する。その受信信号は本実施形態において輝度信号処理部14及びドプラ信号処理部24へ出力されている。

【0024】

輝度信号処理部14は、Bモード画像(二次元断層画像)を形成するための信号処理を実行する。具体的には受信信号に対して検波、対数圧縮等の処理を実行する。その処理後の受信信号(エコーデータ)はデジタルスキャンコンバータ(DSC)16へ出力される。DSC16は、送受波座標系から表示座標系への座標変換機能等を有し、DSC16の作用によってエコーデータに基づいて断層画像が形成される。その画像データは輝度画像処理部20及び解析部34に送られる。輝度画像処理部20は、Bモード画像の画質を調整する機能を有し、その処理後の画像データは表示処理部22へ出力される。

10

【0025】

一方、ドプラ信号処理部24は、直交検波器や自己相関回路などを有し、受信信号からドプラ情報を抽出し、それに基づく速度データをDSC26へ出力する。DSC26は、上記のDSC16と同様な機能を有しており、このDSC26の作用によって二次元血流画像が形成される。その画像データはドプラ画像処理部28及び解析部34に送られている。ドプラ画像処理部28は、カラーコーディング処理等を実行し、これによって色付け処理された画像データを表示処理部22へ出力している。

20

【0026】

シネメモリ30は、エコーデータ及びドプラデータ(速度データ)を格納する記憶部として構成され、リアルタイム動作中においては常に一定期間にわたってシネメモリ30にデータが格納される。シネメモリ30は、一般的にはリングバッファの構造を有する。シネメモリ30に格納されたデータを必要に応じて外部記憶装置32へ出力し、可搬型の記憶媒体等にそれらのデータを格納することも可能である。画像の解析を行う場合、シネメモリ30から必要なデータが読み出され、そのデータがDSC16又はDSC26へ出力され、上述同様に画像形成処理が実行される。

30

【0027】

表示処理部22は、複数の超音波画像を合成する機能、更にグラフィック画像を合成する機能を有しており、表示処理部22から表示部46へ画像データが送られ、表示部46には超音波画像やそれにグラフィック画像を合成した合成画像が表示される。なお、後述する解析部34は超音波画像に合成するグラフィック画像を生成しており、特に、心臓の機能を解析した結果を表すグラフィック画像を生成している。

【0028】

制御部41は、図1に示される各構成の動作制御を行っている。制御部41には操作パネル42が接続されている。操作パネル42は、キーボードやトラックボール等の入力装置を含むものである。心電計44は、生体からの心電信号を検出し、その検出信号を制御部41及び表示処理部22へ出力している。表示部46に超音波画像等を表示する場合には、心電波形も併せて表示することが可能である。また、制御部41は、心電信号におけるR波等を検出し、心拍に同期して各構成の動作制御を行っている。例えば、シネメモリ30から1心拍分のデータをループ再生することが可能である。

40

【0029】

次に、図1に示した解析部34の具体的な構成について説明する。解析部34は、心臓、特に左室の機能を評価するために設けられているものである。解析の対象となるデータは、各フレームの断層画像データあるいは血流画像データである。それらの一方又は双方を解析部34によって解析することが可能である。ちなみに、解析部34は専用ハードウ

50

エアとして構成され、あるいは、プログラム動作するプロセッサとして構成される。解析部 34 は本実施形態において D S C 16 , 26 の後段に設けられているが、それらの前段に解析部 34 を設けるようにしてもよい。すなわち送受波座標系にしたがったデータに対して解析を実行することも可能である。

【0030】

解析部 34 は、後に詳述するように、トラッキング機能、トレース機能、基準点演算機能などを有している。それらの機能が、図 1 においてはトラッキング部 36、トレース部 38 及び基準点演算部 40 として示されている。トラッキング部 36 は、左室の外輪郭（外膜）上に設定された複数の外輪郭点（外膜点）に対してフレーム間において逐次的にトラッキング処理を実行するモジュールである。トレース部 38 は、各フレーム毎に設定された複数の外輪郭点に基づいて補間処理によって外輪郭に沿って外輪郭トレースラインを形成するモジュールである。基準点演算部 40 は、本実施形態においては、外輪郭トレースラインによって囲まれる領域について面積重心を演算し、その面積重心を基準点として設定するモジュールである。それらの各処理は各フレームごとに実行される。すなわち、リアルタイム動作中において順次得られるフレームデータに対して解析が実行されるようにしてもよいし、シネメモリ 30 から読み出される各フレームデータに対して解析が実行されるようにしてもよい。通常は、フリーズ状態において初期フレームが超音波画像として表示され、その表示された超音波画像上において初期フレームデータに対する所定の処理が行われた後、それ以降の各後続フレームデータに対して自動的に以下に説明する処理が実行されることになる。

10

20

【0031】

解析部 34 の作用を図 2 - 図 11 を用いて詳述する。

【0032】

図 2 には、超音波画像の一例として左室の断面を表した断層画像 100A が示されている。この左室の断面はいわゆる短軸断面である。符号 102 は、左室を表しており、符号 104 は右室を表している。また符号 106 は中隔を表している。なお、符号 108 は左室の内腔を表しており、符号 102A は左室 102 の内膜すなわち内輪郭を表しており、符号 102B は外膜すなわち外輪郭を表している。

【0033】

図 2 に示されるような断層画像を用いて左室の機能を評価する場合、各フレームごとに心壁の運動が解析される。特に、心壁における各部分の 1 心拍中における運動量及びその変化が解析される。このため、図 3 に示されるように、まず初期フレームデータに対して複数の外輪郭点（外膜点）P1 - P8 が設定される。具体的には、表示部の画面上に断層画像 100A を表示させた状態において、ユーザーによって、操作パネルを利用して左室における外輪郭 102B 上に複数の外輪郭点 P1 - P8 がマニュアルで設定される。もちろん、それらの外輪郭点 P1 - P8 を自動的に設定するようにしてもよい。ただし、左室の短軸断層画像においては、中隔 106 を介して左室 102 と右室 104 とが連結しており、すなわち左室 102 の外輪郭 102B は中隔 106 付近において不明確となる。そこで、本実施形態においては、ユーザーによって断層画像を観察させ、断層画像上において認識される外輪郭 102B 上に複数の外輪郭点 P1 - P8 を設定させるようにしている。

30

40

【0034】

本実施形態においては、上記のように 8 点の外輪郭点を設定されていたが、もちろんその個数は可変設定することは可能であり、例えば 6 点あるいは 16 点などであってもよい。外輪郭点の設定個数を増大させればその分だけ外輪郭のトレース結果を良好にすることができ、その一方、外輪郭点の個数を少なくすればユーザーの負担を軽減できるという

50

利点がある。

【0035】

複数の外輪郭点 P 1 - P 8 の設定は、ユーザとの関係においては、表示された断層画像上において行われているが、超音波診断装置の内部においては、断層画像の元になったフレームデータとの関係において、複数の外輪郭点 P 1 - P 8 の座標が管理されることになる。すなわち、解析部 3 4 は、上述したようにグラフィック画像の生成を行っており、ユーザによって設定される各外輪郭点 P 1 - P 8 はグラフィック画像上のマークとして表示画面上に反映されている。

【0036】

初期フレームデータに対して上述したように複数の外輪郭点 P 1 - P 8 が設定されると、図 1 に示した解析部 3 4 の作用によって、図 4 に示されるように、隣接する外輪郭点間がラインよって連結され、これによって外輪郭トレースライン 1 1 6 が生成される。図 4 においては、いわゆる直線補間によって外輪郭トレースライン 1 1 6 が形成されていたが、スプライン補間等の他の補間方法を利用し、外輪郭 1 0 2 B の形状により合致した外輪郭トレースラインを形成するようにしてもよい。また、ユーザによって設定された複数の外輪郭点 P 1 - P 8 を基礎とし、補間処理によって、より多くのあるいはそれより少ない複数の補間外輪郭点を生成し、それらに基づいて外輪郭トレースライン 1 1 6 を形成するようにしてもよい。

【0037】

上記のように外輪郭トレースライン 1 1 6 が形成されると、図 1 に示した解析部 3 4 の作用によって、外輪郭トレースライン 1 1 6 によって囲まる閉領域の重心が演算される。その重心が図 4 に示されるように基準点 1 1 8 として設定される。これによって、初期フレームデータにおける初期の基準点 1 1 8 が定められることになる。この基準点 1 1 8 を利用して、初期フレームデータに対して左室の機能を評価するための各種解析が実行されるが、これについては後に詳述する。同様に、初期フレームデータ以降の各後続フレームデータについても同様の解析が実行されるが、それについても後述する。

【0038】

図 1 に示した解析部 3 4 は、基準点の演算と同時にあるいはその前後に、フレーム間において各外輪郭点ごとにトラッキングを行う機能を有している。これを図 5 を用いて説明する。図 5 において、符号 1 0 0 A は前フレームデータ（ここでは初期フレームデータ）に相当する断層画像を示しており、符号 1 0 0 B は後フレームデータに相当する断層画像を示している。本実施形態においては、前フレームデータにおける個々の外輪郭点 P 1 - P 8 ごとに、その座標を基準として、後フレームデータ上に個々の参照エリア R 1 - R 8 が設定される。そして、その各参照エリア R 1 - R 8 ごとに、対応する外輪郭点が有する局所画像に基づいてパターンマッチング処理が適用される。例えば、前フレームデータにおける外輪郭点 P 1 に着目すると、後フレームデータ上において、外輪郭点 P 1 の座標を中心として所定形状をもった参照エリア R 1 が設定され、その参照エリア R 1 内において外輪郭点 P 1 が有する局所画像とのマッチング処理が逐次的に実行される。参照エリア R 1 内において、画像のマッチングが最良となった位置が新しい外輪郭点 P 1 ' の座標として定められる。各参照エリア R 1 - R 8 の形状は矩形形状であってもよいし、他の形状であってもよい。またそのサイズはフレーム間における個々の組織部位の運動量に応じて適宜定めればよい。

【0039】

上述したような処理を各外輪郭点 P 1 - P 8 ごとに実行すると、後フレームデータにおいてそこに含まれる外輪郭上に複数の外輪郭点 P 1 ' - P 8 ' が設定されることになる。そして、それらの外輪郭点が新たな探索基準となって、更に、次のフレームデータとの間においてトラッキング処理が実行され、それが順次繰り返されることになる。本実施形態においては、パターンマッチングの方法として一般的なプレートマッチング法を利用したが、その他に公知の DP マッチング法等を利用することができる。パターンマッチング法を利用すれば、輪郭それ自体が画面上で不鮮明であったとしても、画像内容の一致を

10

20

30

40

50

もってトラッキングを行えるので有利である。特に、左室と右室とが連結している部位においてもあるいは中隔上の輪郭においても輪郭点のトラッキングを適正に行えるという利点がある。

【0040】

以上のようなフレーム間におけるトラッキング処理を逐次的に進行していけば、例えば1心拍内における収縮期において内輪郭の一部に運動異常や形態異常が発生したとしても、それによって誤った位置に基準点が設定されてしまうことを未然に防止できる。また、心臓それ自体は並進運動を行っているが、そのような並進運動に影響されずに安定的に基準点を設定できるという利点がある。図6には、並進運動が生じた後の断層画像100Cが示されている。図6は収縮末期の状態を示しているが、上述した各外輪郭点ごとのトラッキングにより適正な位置に基準点118を設定できている。

10

【0041】

上記の実施形態においては、外輪郭トレースラインによって囲まれる領域の重心をもって基準点としたが、複数の外輪郭点から等距離になる点としてあるいは等距離と見なせる点として基準点を設定することも可能であり、いずれにしても、複数の外輪郭点に基づいて客観的に基準点が定められればよい。外輪郭それ自体が心筋梗塞による病状を反映しにくいものであるため、外輪郭を基準にして基準点を設定すれば、客観性、再現性及び計測信頼性を向上できるという利点がある。

【0042】

次に、図7 - 図12を用いて心機能の評価方法について説明する。図7 - 図12に示した内容はいずれも例示であって、客観的に設定された基準点が直接的にあるいは間接的に解析に用いられる限りにおいて、各種の評価方法を用いることができる。

20

【0043】

図7に示す例では、基準点118を原点としてそこから放射状に複数の分割ラインL1 - L6が設定されており、隣接する分割ライン間に複数のセクタ領域が定められている。そして、そのような座標系に従って、左室の内腔108に属する各部分領域の面積S1 - S6が演算される。それに先だって、左室102における内輪郭(内膜)を表す内輪郭トレースライン120が形成され、その場合においても基準点118が演算上の原点とされる。例えば、基準点118から放射状に多数の参照ラインを設定し、各参照ライン上において基準点118からエッジ検出を順次進行させることにより、各参照ライン上において内輪郭を検出することが可能である。そして、その検出された複数の点を相互に連結することにより、内輪郭トレースライン120を構成することができる。もちろん、内輪郭トレースラインの形成方法としては、各種の技術を適用することができる。

30

【0044】

図7に示す例では、各フレームデータごとにそれぞれの内腔部分の面積S1 - S6が演算される。それらの情報が心機能の評価する評価値として用いられる。もちろん面積に代えて面積変化率を演算するようにしてもよい。ちなみに、内輪郭のトレースに先立って、関心領域(ROI)を設定するのが望ましく、その場合においては、基準点、複数の外輪郭点あるいは外輪郭トレースラインを用いるようにしてもよい。例えば、基準点を中心としたROIを生成するようにしてもよいし、外輪郭トレースラインをROIとして利用するようにしてもよいし、複数の外輪郭点に基づいてそれらの内側にROIを設定するようにしてもよい。

40

【0045】

図8に示す例では、図7に示した例と同様に、基準点118を原点として複数の区画が設定されているが、各区画ごとに心筋部分の面積S1 - S6が演算される。その場合には、内輪郭トレースライン120及び外輪郭トレースライン122が用いられる。ここで、外輪郭トレースライン122は左室と右室との連結部に相当する部位を横切って(符号122A, 122B参照)、閉ループを構成しているため、それぞれの区画において心筋部分の面積を適正に演算することが可能である。例えば、心筋梗塞が生じている部位においては当該部位の動きが鈍くなるため、面積あるいは面積の変化率としてその病状を認識す

50

ることが可能となる。

【0046】

図9に示す例では、基準点118を中心として放射状に複数のラインL1 - L6が設定されており、各ライン上において心筋の厚みに相当する距離D1 - D6が演算されている。この場合においても、内輪郭トレースライン120及び外輪郭トレースライン122が用いられる。各フレームデータごとに、心筋の厚みを観測するようにしてもよいし、心筋の厚みの変化率を求めることも可能である。また、以下に説明する手法を用いて心筋における各部位の捻れを観測することも可能である。これについて図10 - 図12を用いて説明する。

【0047】

図10には左室の短軸断面が示されている。具体的には、図10は例えば拡張末期における左室の断層画像130を表しており、基準点118 - 1から放射状に複数のラインが設定され、それぞれのライン上において内輪郭上の点Q1 - Q6及び外輪郭上の点P1 - P6が特定されている。ちなみに、符号120 - 1は内輪郭トレースラインを示しており、符号122 - 1は外輪郭トレースラインを示している。

【0048】

図10に示したフレームデータ以降の各後続フレームデータごとにそれぞれの輪郭点についてトラッキングが実行される。図11には、拡張末期から所定の時間を経た時相に相当するフレームデータを表す断層画像132が示されている。図11に示されるように、それぞれの内外輪郭点ごとにトラッキングが行われた結果、図11に示すフレームデータについては複数の外輪郭点P1' - P6'が設定されており、また、複数の内輪郭点Q1' - Q6'が設定されている。ちなみに、符号118 - 2は当該フレームデータにおいて定義された基準点を表している。この場合、複数の外輪郭点P1' - P6'に基づいて基準点118 - 2が設定されているが、各内輪郭点Q1' - Q6'と基準点118 - 2との間が破線ラインで結ばれている。なお、変形例としては、この段階においては複数の内輪郭点Q1' - Q6'に基づいて基準点118 - 2を設定するようにしてもよい。

【0049】

図10に示したフレームデータ以降の各フレームデータごとに上述したような表示を行えば、あたかも各輪郭点が移動しているように観察することができる。そして、例えば図12に示すように、例えば拡張末期の時相におけるグラフィック画像(図10参照)とその後の所定時相におけるグラフィック画像(図11参照)とを合成して合成画像134を構成し、それを画像表示すれば、所定の心拍期間内において各輪郭点がどのような運動を行ったのかを定量的に評価することが可能となる。例えば、各心筋部位の局所的傾き又はねじれ運動を評価することも可能である。

【0050】

図10 - 図12に示した解析方法はもちろん一例であって、客観的に設定された基準点を利用する限りにおいて各種の画像解析方法を用いることが可能である。いずれにしても、心臓の疾患によってその形態があまり影響を受けない外輪郭に着目し各フレーム間においてトラッキング技術を利用して外輪郭上の各輪郭点を探索することができるので、各フレームデータに対して適切な基準点を設定でき、その結果として、信頼性の高い心機能計測結果を提供できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】左室の断層画像を示す図である。

【図3】複数の外輪郭点の設定を説明するための図である。

【図4】複数の外輪郭点に基づく基準点の設定を説明するための図である。

【図5】フレーム間における各外輪郭点ごとのトラッキング処理を説明するための図である。

【図6】収縮末期の左室を表す断層画像を示す図である。

10

20

30

40

50

【図7】評価値の演算方法の第1例を示す図である。

【図8】評価値の演算方法の第2例を示す図である。

【図9】評価値の演算方法の第3例を示す図である。

【図10】第1グラフィック画像を示す図である。

【図11】第2グラフィック画像を示す図である。

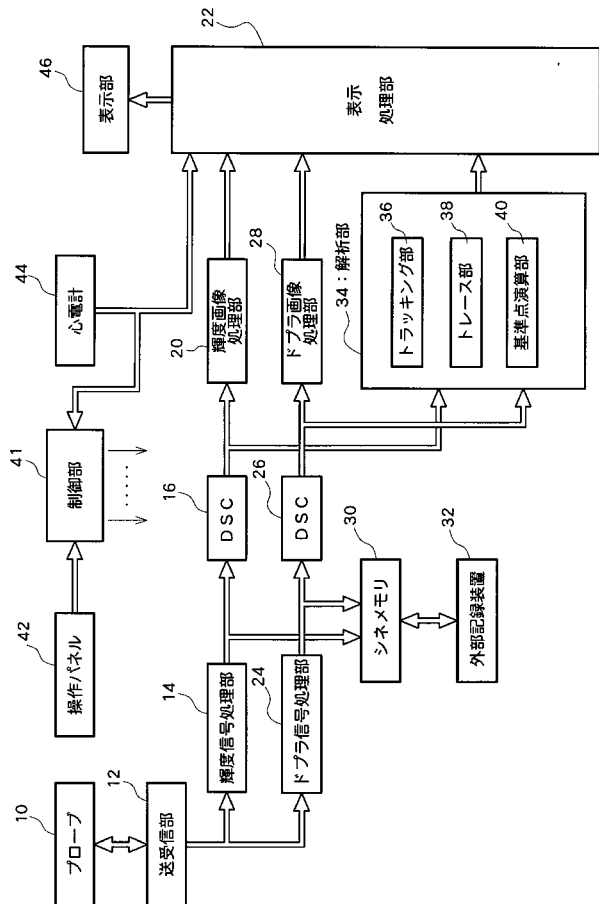
【図12】2つのグラフィック画像を合成した合成画像を示す図である。

【符号の説明】

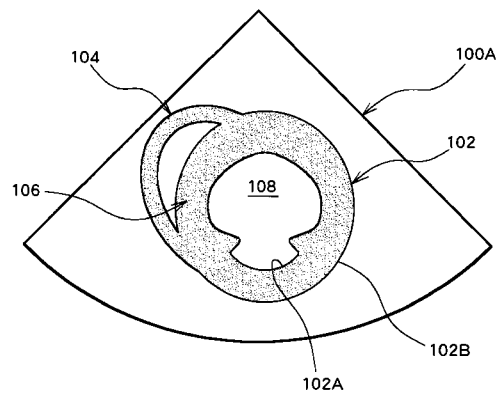
【0052】

10 プローブ、12 送受信部、20 輝度画像処理部、22 表示処理部、28
 ドブラ画像処理部、30 シネメモリ、34 解析部、36 トラッキング部、38 ト
 レース部、40 基準点演算部、41 制御部、44 心電計、P1 - P8 外輪郭点、
 102 左室、104 右室、106 中隔、118 基準点。

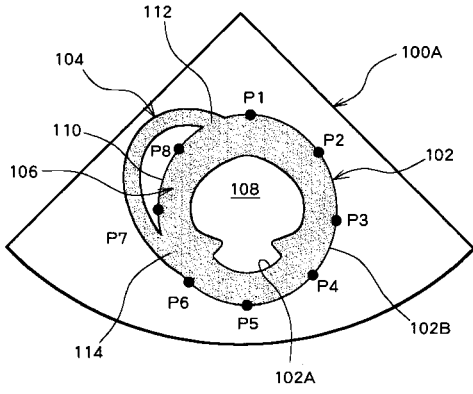
【図1】



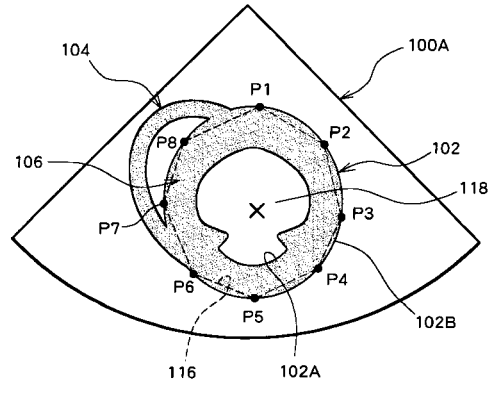
【図2】



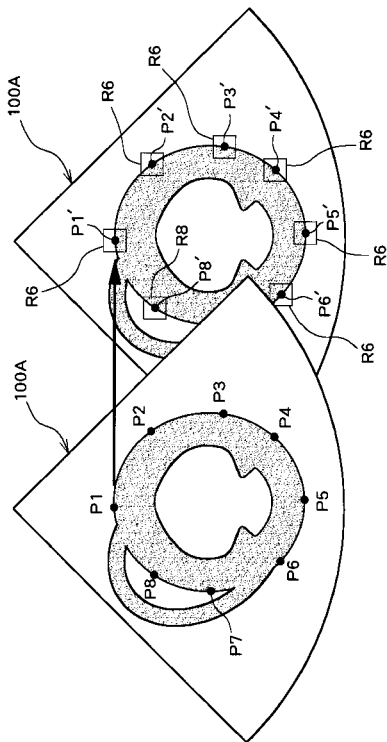
【 図 3 】



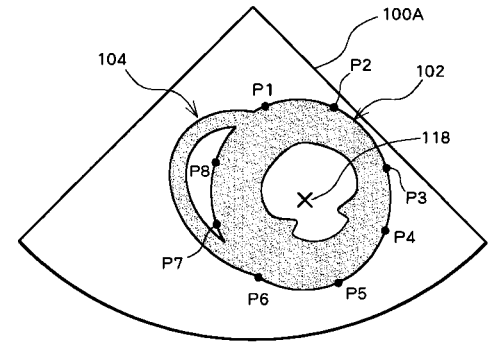
【 図 4 】



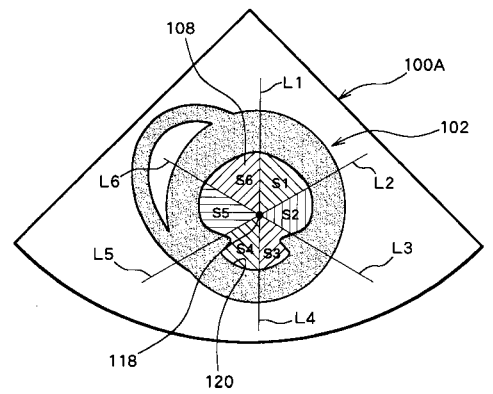
【 図 5 】



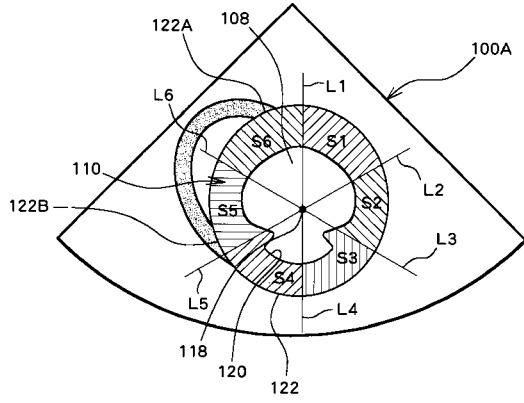
【 図 6 】



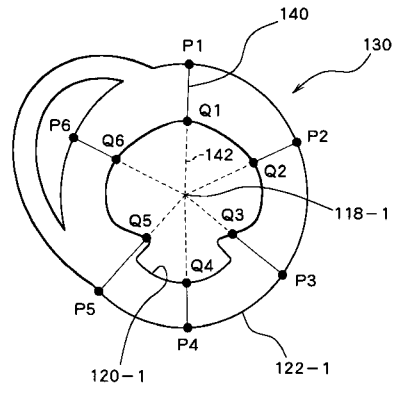
【 図 7 】



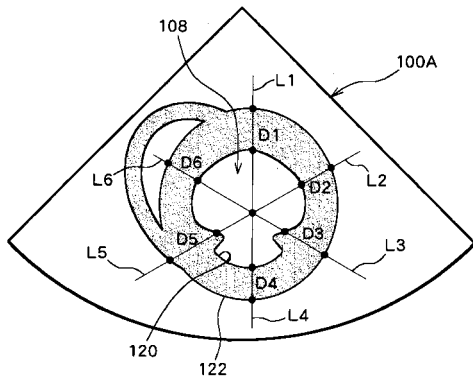
【 図 8 】



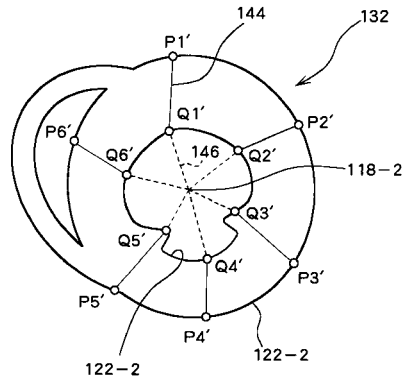
【 図 10 】



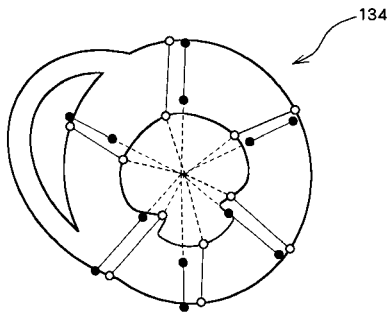
【 図 9 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CE09 DA08 DB02 DB09 DC05
DC06 DC16 DC34
5L096 AA06 BA06 BA13 CA04 EA35 FA06 FA34 FA69 HA05 JA09

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置和超声波图像处理方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2007222533A | 公开(公告)日 | 2007-09-06 |
| 申请号 | JP2006049697 | 申请日 | 2006-02-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 阿洛卡有限公司 | | |
| [标]发明人 | 伊藤安啓 | | |
| 发明人 | 伊藤 安啓 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 G06T1/00 G06T7/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.300.D A61B8/14 G06T7/00.612 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL03 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CE09 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC06 5B057/DC16 5B057/DC34 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/EA35 5L096/FA06 5L096/FA34 5L096/FA69 5L096/HA05 5L096/JA09 | | |
| 代理人(译) | 吉田健治 石田 纯 | | |
| 其他公开文献 | JP4870449B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：当在超声波诊断设备中评估诸如左心室的运动组织的功能时，在运动组织内适当地设置参考点。ZSOLUTION：在左心室的外轮廓上设置多个外轮廓点P1-P8作为初始帧数据中的运动组织。然后，通过每个外轮廓点在帧之间执行跟踪处理，以便确定每个帧数据中外轮廓上的外轮廓点。在每个帧中，基于外轮廓点将参考点设置在内部。心脏病发作等的影响几乎不出现在外轮廓部分中，从而适当地设定参考点。

