

(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2008-289548
(P2008-289548A)

(43) 公開日 平成20年12月4日(2008.12.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-135493 (P2007-135493)
(22) 出願日 平成19年5月22日(2007.5.22)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 嶋山 充男
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く

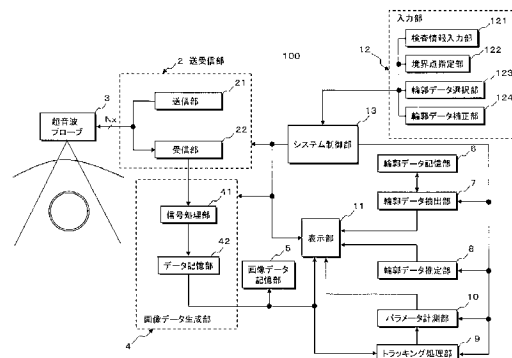
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び診断パラメータ計測装置

(57) 【要約】

【課題】輪郭データの設定精度を劣化させることなく画像データに対する輪郭データを短時間かつ容易に設定する。

【解決手段】被検体に対する超音波の送受信によって収集され画像データ記憶部5に保存された時系列的な画像データの中から選択した所望心拍時相の基準画像データにおける心内膜及び心外膜に対し境界点指定部122は複数の境界点を逐次指定し、これらの境界点に基づいて輪郭データ抽出部7が輪郭データ記憶部6から抽出した過去輪郭データと輪郭データ推定部8が前記境界点に基づいて推定した推定輪郭データを前記基準画像データに重畳して表示部11に表示する。次に、輪郭データ選択部123は、境界点の追加指定に伴ない表示部11にて順次更新しながら表示される過去輪郭データ及び推定輪郭データの中から基準画像データの心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを選択し、基準画像データの基準輪郭データとして設定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対する超音波の送受信によって収集された時系列的な画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する超音波診断装置において、過去の超音波検査にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、

前記被検体から収集された前記時系列的な画像データの中から選択された所定心拍時相における第 1 の画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、

前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、

抽出された前記過去輪郭データを前記第 1 の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記第 1 の画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、

前記基準輪郭データが設定された前記第 1 の画像データとこの第 1 の画像データに後続する複数の第 2 の画像データとのトラッキング処理により前記第 2 の画像データの臓器境界に対して輪郭データを設定するトラッキング処理手段と、

前記輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記輪郭データ抽出手段が前記第 1 の画像データに対して逐次指定あるいは更新した複数の境界点に基づいて推定輪郭データを推定する輪郭データ推定手段を備え、前記表示手段は、前記過去輪郭データと前記推定輪郭データを前記第 1 の画像データに重畳して表示し、前記輪郭データ選択手段は、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データ及び前記推定輪郭データの中から前記第 1 の画像データの臓器境界に好適な前記基準輪郭データを選択することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

輪郭データ補正手段を備え、前記輪郭データ補正手段は、前記第 1 の画像データに重畳表示された前記基準輪郭データの位置や形状を前記第 1 の画像データの臓器境界に対応させて補正することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

被検体に対する超音波の送受信によって生成された画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する超音波診断装置において、過去の超音波検査にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、

前記被検体から収集された前記画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、

前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、

抽出された前記過去輪郭データを前記第 1 の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、

前記基準輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 5】

前記輪郭データ抽出手段が前記画像データに対して逐次指定あるいは更新した複数の境界点に基づいて推定輪郭データを推定する輪郭データ推定手段を備え、前記表示手段は、

50

前記過去輪郭データと前記推定輪郭データを前記画像データに重畳して表示し、前記輪郭データ選択手段は、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データ及び前記推定輪郭データの中から前記画像データの臓器境界に好適な前記基準輪郭データを選択することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

輪郭データ補正手段を備え、前記輪郭データ補正手段は、前記画像データに重畳表示された前記基準輪郭データの位置や形状を前記画像データの臓器境界に対応させて補正することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記輪郭データ抽出手段は、前記境界点との位置ズレが所定の許容範囲に含まれる過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管された複数の過去輪郭データの中から抽出することを特徴とする請求項1又は請求項4に記載した超音波診断装置。

【請求項8】

前記輪郭データ記憶手段は、前記過去の超音波検査における検査情報を付帯情報とした前記複数の過去輪郭データを保管し、前記輪郭データ抽出手段は、前記被検体の超音波検査における検査情報と前記境界点指定手段が指定あるいは更新した境界点に基づいて前記過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出することを特徴とする請求項1又は請求項4に記載した超音波診断装置。

【請求項9】

前記輪郭データ推定手段は、前記複数の境界点に対し補間処理を適用して前記推定輪郭データを推定することを特徴とする請求項2又は請求項5に記載した超音波診断装置。

【請求項10】

被検体に対する画像診断によって収集された時系列的な画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測装置において、過去の画像診断にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、

前記被検体から収集された前記時系列的な画像データの中から選択された所定心拍時相における第1の画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、

前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、

抽出された前記過去輪郭データを前記第1の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記第1の画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、

前記基準輪郭データが設定された前記第1の画像データとこの第1の画像データに後続する複数の第2の画像データとのトラッキング処理により前記第2の画像データの臓器境界に対して輪郭データを設定するトラッキング処理手段と、

前記輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴とする診断パラメータ計測装置。

【請求項11】

被検体に対する画像診断によって収集された時系列的な画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測装置において、過去の画像診断にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、

前記被検体から収集された前記画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、

前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、

10

20

30

40

50

抽出された前記過去輪郭データを前記第1の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、前記基準輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴とする診断パラメータ計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体から収集された画像データにおける臓器の輪郭を抽出することにより種々の診断パラメータの計測を可能とする超音波診断装置及び診断パラメータ計測装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

医用画像診断は、近年のコンピュータ技術の発展に伴って実用化されたX線CT装置やMRI装置、更には超音波診断装置等によって急速な進歩を遂げ、今日の医療において必要不可欠なものとなっている。超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した画像データをモニタ上に表示するものである。この装置は、超音波プローブを被検体の体表面に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元画像や3次元画像をリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

20

【0003】

特に心臓などの組織における超音波診断では、その機能を客観的かつ定量的に評価することが極めて重要とされており、心臓組織の運動機能（収縮能及び拡張能）や壁厚変化、心臓内血流の速度や乱れ、心腔内の面積や容積等の計測結果に基づいて種々の機能診断が行なわれている。これらの計測の1部は、従来、当該臓器の所定方向に対する超音波送受信によって得られたMモードデータを用いて行なわれてきた。又、近年では、時系列的に得られた2次元画像データに対してパターンマッチング法を適用し、拍動時における心壁の移動距離や移動速度、更には移動方向等を広範囲な領域において計測することにより心機能の定量的評価を短時間かつ正確に行なう方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）

30

例えば、超音波診断装置により当該被検体から時系列的に得られた複数枚の画像データを用いて心臓壁厚の時間的変化を計測する場合、先ず、複数枚の画像データの中から選択した基準画像データにおける心内膜及び心外膜の位置に基準輪郭データを設定する。次いで、この基準画像データと他の時相における画像データとのパターンマッチングに基づくトラッキング法を適用し、各時相の画像データにおける心内膜及び心外膜に対して輪郭データを自動設定する。そして、前記画像データの各々において設定された心内膜の輪郭データ及び心外膜の輪郭データに基づいて心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測している。

40

【特許文献1】特開2004-313291号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、上述の基準画像データの内臓及び心外膜に対する基準輪郭データの設定方法として、例えば、画像データを2値化変換することにより輪郭を自動抽出する方法や、操作者によって画像データ上の心臓及び心外膜に指定された多くの境界点を補間処理することにより輪郭データを生成する方法等が考えられるが、前者の方法によれば、心臓及び心外膜の輪郭を正確かつ安定して捉えることが困難であり、又、後者の方法によれば、画像データの内臓及び心外膜に対する境界点の指定に多くの時間を要し操作者の負担

50

を増大させるという問題点を有していた。

【0005】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体から収集された時系列的な画像データに対して設定した診断対象部位の輪郭データに基づいて各種診断パラメータの計測を行なう際、設定精度を劣化させることなく短時間かつ容易に輪郭設定することが可能な超音波診断装置及び診断パラメータ計測装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送受信によって収集された時系列的な画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する超音波診断装置において、過去の超音波検査にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、前記被検体から収集された前記時系列的な画像データの中から選択された所定心拍時相における第1の画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、抽出された前記過去輪郭データを前記第1の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記第1の画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、前記基準輪郭データが設定された前記第1の画像データとこの第1の画像データに後続する複数の第2の画像データとのトラッキング処理により前記第2の画像データの臓器境界に対して輪郭データを設定するトラッキング処理手段と、前記輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴としている。

10

20

【0007】

又、請求項4に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送受信によって生成された画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する超音波診断装置において、過去の超音波検査にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、前記被検体から収集された前記画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、抽出された前記過去輪郭データを前記第1の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、前記基準輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴としている。

30

【0008】

一方、請求項10に係る本発明の診断パラメータ計測装置は、被検体に対する画像診断によって収集された時系列的な画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測装置において、過去の画像診断にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、前記被検体から収集された前記時系列的な画像データの中から選択された所定心拍時相における第1の画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、抽出された前記過去輪郭データを前記第1の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記第1の画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、前記基準輪郭データが設定された前記第1の画像データとこの第

40

50

1の画像データに後続する複数の第2の画像データとのトラッキング処理により前記第2の画像データの臓器境界に対して輪郭データを設定するトラッキング処理手段と、前記輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴としている。

【0009】

又、請求項11に係る本発明の診断パラメータ計測装置は、被検体に対する画像診断によって収集された時系列的な画像データにおける臓器の輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測装置において、過去の画像診断にて収集された画像データに対する複数の過去輪郭データが予め保管された輪郭データ記憶手段と、前記被検体から収集された前記画像データの臓器境界に対し境界点を逐次指定あるいは更新する境界点指定手段と、前記境界点に対応した過去輪郭データを前記輪郭データ記憶手段に保管されている前記複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出手段と、抽出された前記過去輪郭データを前記第1の画像データに重畳して表示する表示手段と、前記境界点指定手段による境界点の追加指定あるいは更新に伴って更新表示される前記過去輪郭データの中から前記画像データの臓器境界に好適な過去輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択手段と、前記基準輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する診断パラメータ計測手段とを備えたことを特徴としている。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、被検体から収集された時系列的な画像データに対して設定した診断対象部位の輪郭データに基づいて診断パラメータの計測を行なう際、設定精度を劣化させることなく短時間かつ容易に輪郭データを設定することが可能となる。このため、診断効率が向上するのみならず操作者の負担が軽減される。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0012】

以下に述べる本発明の第1の実施例における超音波診断装置では、まず、当該被検体に対する超音波検査によって収集した時系列的な画像データを一旦保存する。次いで、保存された時系列的な画像データの中から選択した所望心拍時相の基準画像データ(第1の画像データ)における心内膜及び心外膜に対し境界点を逐次設定し、これらの境界点に基づいて収集した過去輪郭データと前記境界点に基づいて推定した推定輪郭データとを基準画像データに重畳して表示する。次に、表示された複数の輪郭データの中から基準画像データの心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを基準輪郭データとして選択し、この基準輪郭データが設定された基準画像データとこの基準画像データに後続する時系列的な複数の画像データ(第2の画像データ)とのパターンマッチングにより第2の画像データの各々に対し心内膜及び心外膜の輪郭データを設定する。そして、基準画像データに設定された基準輪郭データ及び第2の画像データに設定された輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚の時間的变化を診断パラメータとして計測する。

30

40

【0013】

尚、本実施例では、当該被検体の心臓に対して時系列的に収集された複数枚のBモード画像データに基づいて心臓壁厚とその時間的变化を計測する場合について述べるが、診断対象部位は心臓に限定されるものではなく、又、診断パラメータも心臓壁厚の時間的变化に限定されない。

【0014】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備えた送受信部及び画像データ生成部のブロック図である。

50

【 0 0 1 5 】

図 1 に示した本実施例の超音波診断装置 1 0 0 は、被検体の診断対象部位（心臓）に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数個（ $N \times$ 個）の振動素子が配列された超音波プローブ 3 と、当該被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、この振動素子から得られた複数チャンネル（ $N \times$ チャンネル）の受信信号を整相加算する送受信部 2 と、整相加算後の受信信号を処理して B モード画像データ（以下では、画像データと呼ぶ。）を順次生成する画像データ生成部 4 と、この画像データ生成部 4 によって生成された時系列的な画像データを保存する画像データ記憶部 5 を備えている。

10

【 0 0 1 6 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、当該被検体あるいは他の被検体から収集された過去の画像データに対して設定された各種の輪郭データ（以下では、過去輪郭データと呼ぶ。）が予め保管されている輪郭データ記憶部 6 と、画像データ生成部 4 によって生成され後述の表示部 1 1 に表示された所定心拍時相（拡張末期）における基準画像データ（第 1 の画像データ）の心内膜及び心外膜に対して好適な輪郭データを輪郭データ記憶部 6 に保管された複数の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出部 7 と、表示部 1 1 に表示された前記基準画像データの心内膜及び心外膜に対して後述の入力部 1 2 が指定した複数の境界点に基づき輪郭データ（以下では、推定輪郭データと呼ぶ。）を推定する輪郭データ推定部 8 を備えている。

20

【 0 0 1 7 】

更に、超音波診断装置 1 0 0 は、上述の基準画像データとこの基準画像データに後続する時系列的な複数の画像データ（第 2 の画像データ）とのトラッキング処理により、基準画像データの心内膜及び心外膜に対し基準輪郭データとして設定された上述の過去輪郭データあるいは推定輪郭データの位置を第 2 の画像データに対して追跡しこれら第 2 の画像データにおける心内膜及び心外膜の輪郭データを設定するトラッキング処理部 9 と、心内膜及び心外膜に対する基準輪郭データ及び複数の輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測するパラメータ計測部 1 0 と、時系列的な画像データ、過去輪郭データ及び推定輪郭データ、更には、診断パラメータの計測結果等の表示を行なう表示部 1 1 と、各種検査情報の入力、基準画像データに対する境界点の指定や基準輪郭データの選択等を行なう入力部 1 2 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 1 3 を備えている。

30

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 3 は、配列された $N \times$ 個の図示しない振動素子を有する先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。そして、超音波プローブ 3 に設けられた振動素子の各々は、図示しない $N \times$ チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 2 に接続されている。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気的な受信信号に変換する機能を有している。

40

【 0 0 1 9 】

この超音波プローブ 3 には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能である。本実施例では、心臓の超音波検査を目的としたセクタ走査用の超音波プローブ 3 を用いる場合について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

【 0 0 2 0 】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、超音波プローブ 3 における $N \times$ 個の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部 2 1 と、前記振動素子から得られた $N \times$ チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部 2 2 を備えている。

【 0 0 2 1 】

50

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1 と、送信遅延回路 2 1 2 と、駆動回路 2 1 3 を備え、レートパルス発生器 2 1 1 は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、N x チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と所定の方向に送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路 2 1 3 に供給する。駆動回路 2 1 3 は、前記レートパルスに基づいて N x チャンネルの駆動信号を生成し、これらの駆動信号を超音波プローブ 3 に内蔵された N x 個の振動素子に供給して被検体の体内に送信超音波を放射する。

【 0 0 2 2 】

一方、受信部 2 2 は、N x チャンネルから構成される A / D 変換器 2 2 1 及び受信遅延回路 2 2 2 と、加算器 2 2 3 を備えており、振動素子から供給された N x チャンネルの受信信号は、A / D 変換器 2 2 1 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

10

【 0 0 2 3 】

受信遅延回路 2 2 2 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための遅延時間を A / D 変換器 2 2 1 から出力される N x チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 から出力される N x チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 により、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。尚、受信遅延回路 2 2 2 及び加算器 2 2 3 は、その遅延時間の制御によって複数方向からの受信超音波を同時に

20

【 0 0 2 4 】

次に、図 2 の画像データ生成部 4 は、受信部 2 2 から出力される整相加算後の受信信号に対し所定の処理を行なって B モードデータを生成する信号処理部 4 1 と、この B モードデータを超音波の送受信方向に対応させて順次保存し画像データを生成するデータ記憶部 4 2 を備えている。そして、信号処理部 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器 4 1 1 と、包絡線検波された信号の振幅を対数変換して B モードデータを生成する対数変換器 4 1 2 を備えている。

【 0 0 2 5 】

一方、データ記憶部 4 2 は、被検体の所定断面における方向 1 乃至 G に対し超音波の送受信を行なって得られた B モードデータを送受信方向に対応させて保存し画像データを生成する。尚、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 は順序を入れ替えて構成しても構わない。

30

【 0 0 2 6 】

図 1 へ戻って、画像データ記憶部 5 は、画像データ生成部 4 のデータ記憶部 4 2 から順次供給される時系列的な複数枚の画像データを、図示しない心電波形計測装置によって計測された当該被検体の心拍時相情報や入力部 1 2 から入力される検査情報と共に保存する。

【 0 0 2 7 】

次に、輪郭データ記憶部 6 には、当該被検体や他の被検体に対する過去の超音波検査にて収集された画像データの輪郭データが過去輪郭データとしてその検査情報と共に予め保管されている。この場合の検査情報として、被検体情報や操作者情報、疾患名及び画像データ収集断面（例えば、長軸断面、短軸断面、2 腔断面及び 4 腔断面）、検査年月日等があり、各種過去輪郭データの各々は、上述の検査情報を付帯情報として輪郭データ記憶部 6 に保管されている。

40

【 0 0 2 8 】

そして、輪郭データ抽出部 7 は、時系列的な画像データの中から選択され表示部 1 1 に表示された所定心拍時相（拡張末期）における基準画像データの心内膜及び心外膜に対して入力部 1 2 が指定した複数個の境界点及び前記基準画像データに付加された当該被検体の検査情報に基づき、これらの境界点に対応した 1 つあるいは複数の輪郭データを輪郭デ

50

ータ記憶部 6 に保管されている複数の過去輪郭データの中から抽出して表示部 11 へ供給する。この場合、輪郭データ抽出部 7 は、基準画像データの心内膜及び心外膜に指定された複数の境界点の各々との位置ズレが予め設定された許容範囲に含まれる 1 つあるいは複数の過去輪郭データを輪郭データ記憶部 6 に保管された複数の過去輪郭データの中から抽出する。

【0029】

一方、輪郭データ推定部 8 は、同様にして表示部 11 に表示された前記基準画像データの心内膜及び心外膜に対し入力部 12 が指定した複数個の境界点の位置情報を補間処理して推定輪郭データを生成し表示部 11 へ供給する。尚、この場合の補間処理法としてスプライン補間処理が好適であるが、これに限定されない。

10

【0030】

図 3 は、表示部 11 において基準画像データに重畳して表示される過去輪郭データ及び推定輪郭データ的具体例を示したものであり、図 3 (a) は、心臓の横断面を示す基準画像データを、又、図 3 (b) は、この基準画像データの心内膜に対し後述の入力部 12 における境界点指定部 122 が指定した 3 つの境界点 P1 乃至 P3 と、これらの境界点に基づいて輪郭データ抽出部 7 が輪郭データ記憶部 6 から抽出した過去輪郭データ L1 及び前記境界点に基づいて輪郭データ推定部 8 が推定した推定輪郭データ L2 を示している。尚、図 3 (b) では、輪郭データ抽出部 7 によって 1 つの過去輪郭データ L1 が抽出された場合を示しているが、境界点 P1 乃至 P3 に対応する複数の過去輪郭データが輪郭データ記憶部 6 に保存されている場合、これら複数の過去輪郭データは推定輪郭データ L2 と共に表示部 11 に同時表示される。

20

【0031】

そして、後述の入力部 12 における輪郭データ選択部 123 により、表示部 11 の基準画像データに重畳表示された上述の過去輪郭データ及び推定輪郭データの中から基準画像データに好適な輪郭データが基準輪郭データとして選択される。即ち、輪郭データ選択部 123 により、基準画像データには図 4 に示すような心内膜の基準輪郭データ Cpi 及び心外膜の基準輪郭データ Cpe が設定される。

【0032】

再び図 1 に戻って、トラッキング処理部 9 は、輪郭データ選択部 123 により心内膜及び心外膜の基準輪郭データが設定された基準画像データ A1 とこの基準画像データに後続して収集された所定期間（例えば、1 心拍周期）における複数の第 2 の画像データ A2 乃至 AN の各々とのパターンマッチングにより第 2 の画像データ A2 乃至 AN の各々に対し心内膜及び心外膜の輪郭データを設定する。

30

【0033】

例えば、基準画像データの心内膜に設定された基準輪郭データに対して複数の関心点を所定間隔で設定し、更に、これらの関心点の各々を中心とした 2 次元の相関領域を設定する。そして、この相関領域における画像情報（テンプレート）を最初の第 2 の画像データ A2 に対して相対的に移動させながら相互相関演算を行ない、相関値が最大となる関心点の移動方向及び移動距離を計測することにより第 2 の画像データ A2 に対する関心点の追跡（トラッキング）を行なう。このようなトラッキング処理を基準画像データの基準輪郭データに設定された関心点の各々に対して行ない、移動後の関心点の位置情報に基づいて第 2 の画像データ A2 における心内膜の輪郭データを設定する。

40

【0034】

相互相関演算による輪郭データのトラッキング処理につき図 5 を用いて更に詳しく説明する。図 5 (a) において、基準画像データ A1 に設定された輪郭データ Cp の関心点 Qp を中心とする所定サイズ No (No = PQ) のテンプレート Tp の画素値を f1 (p、q)、第 2 の画像データ A2 の画素値を f2 (p、q) とすれば、相互相関係数 $r_{12}(k, s)$ を下式 (1) によって算出することにより第 2 の画像データ A2 における関心点の位置情報を得ることができる。

【数 1】

$$\gamma_{12}(k,s) = \frac{1}{No\sigma_1\sigma_2} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (f1(p,q) - \overline{f1})(f2(p+k,q+s) - \overline{f2})$$

$$\overline{f1} = \frac{1}{No} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q f1(p,q) \quad \overline{f2} = \frac{1}{No} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q f2(p+k,q+s)$$

$$\sigma_1^2 = \frac{1}{No} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (f1(p,q) - \overline{f1})^2 \quad \sigma_2^2 = \frac{1}{No} \sum_{p=1}^P \sum_{q=1}^Q (f2(p,q) - \overline{f2})^2$$

$$No = PQ \quad \dots (1)$$

10

【0035】

但し、上記 P 及び Q はテンプレート T p の p 方向及び q 方向における画素数であり、基準画像データ A 1 に設定した関心点 Q p はテンプレート T p の略中央に位置する。この相互相関演算の結果、図 5 (b) に示すように k = k 1、s = s 1 (図示せず) において $\gamma_{12}(k,s)$ が最大値をもつ場合、基準画像データ A 1 の輪郭データ C p における関心点 Q p は第 2 の画像データ A 2 において p 方向に k 1、q 方向に s 1 だけ移動していることを示す。尚、図 5 (b) では説明を簡単にするためにパラメータ k に対してのみ示しているが、パラメータ s に対しても同様にして求めることができる。

【0036】

同様にして、基準画像データ A 1 の輪郭データ C p に設定された図示しない他の関心点に対してもトラッキング処理を行ない、移動後の位置情報に基づいて第 2 の画像データ A 2 における輪郭データを設定する。更に、このようなトラッキング処理を第 2 の画像データ A 2 に後続する第 2 の画像データ A 3 乃至 A N の各々に対して行なう。

20

【0037】

次に、図 1 に示したパラメータ計測部 10 は、時系列的な画像データ A 1 乃至 A N の心内膜及び心外膜に設定された輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚を計測する。そして、画像データ A 1 乃至 A N の各々に対して得られた心臓壁厚の計測データをこれらの画像データに付帯された当該被検体の心拍時相情報に対応させて図形化することにより、所定期間における心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測する。

30

【0038】

一方、表示部 11 は、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備えている。前記表示データ生成回路は、基準画像データの心内膜及び心外膜に対し後述の入力部 12 における境界点指定部 122 が指定した複数の境界点に基づいて輪郭データ抽出部 7 が輪郭データ記憶部 6 から抽出した過去輪郭データや輪郭データ推定部 8 が推定した推定輪郭データを画像データ生成部 4 から供給される基準画像データに重畳して表示用データを生成する。

【0039】

更に、前記表示データ生成回路は、過去輪郭データあるいは推定輪郭データの時間的変化に基づいてパラメータ計測部 10 が計測した診断パラメータの計測結果に基づいて表示用データを生成する。この場合、上述のように診断パラメータの計測結果のみを用いて表示用データを生成してもよいが、所定期間における時系列的な画像データ A 1 乃至 A N と診断パラメータの計測結果を合成して表示データを生成しても構わない。そして、前記変換回路は、前記表示用データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行ない前記モニタに表示する。

40

【0040】

次に、入力部 12 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、当該被検体の超音波検査における各種検査情報 (即ち、被検体情報や操作者情報、疾患名及び画像データ収集断面、検査年月日等) を入力する検査情報入力部 121、基準画像データの心内膜及

50

び心外膜に対し境界点を指定する境界点指定部 1 2 2、表示部 1 1において基準画像データに重畳表示された1つあるいは複数の過去輪郭データや推定輪郭データの中から基準画像データの心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択部 1 2 3及び基準画像データに重畳表示された上述の過去輪郭データ、推定輪郭データ及び基準輪郭データの位置や形状を必要に応じて補正する輪郭データ補正部 1 2 4を備えている。

【0041】

更に、画像データ収集モードの選択、画像データの生成条件や表示条件の設定、基準画像データの基準輪郭データに対する関心点の設定、診断パラメータの計測に際して画像データ記憶部 5 から読み出される画像データの画像枚数あるいは読み出し期間の設定、更には、各種コマンド信号の入力等が入力部 1 2 に設けられた上述の入力デバイスを用いて行なわれる。

10

【0042】

システム制御部 1 3 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、前記記憶回路には入力部 1 2 の各ユニットにて入力 / 指定 / 選択 / 補正 / 設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記 CPU は、上述の入力情報、指定情報、選択情報、補正情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを制御し、時系列的な画像データの収集と診断パラメータの計測を行なう。

【0043】

次に、本実施例の基準画像データに対する境界点の指定と、この境界点に基づいて前記基準画像データに重畳表示される過去輪郭データ及び推定輪郭データの具体例につき図 6 を用いて説明する。

20

【0044】

図 6 (a) は、境界点指定前の基準画像データ、図 6 (b) は、前記基準画像データの心内膜に対し 2 つの境界点 (P 1 及び P 2) が入力部 1 2 の境界点指定部 1 2 2 によって指定された場合の過去輪郭データ L 1 a 及び推定輪郭データ L 2 a、又、図 6 (c) は、3 つの境界点 (P 1 乃至 P 3) が指定された場合の過去輪郭データ L 1 b 及び推定輪郭データ L 2 b を夫々示している。

【0045】

図 6 (b) に示すように 2 つの境界点 P 1 及び P 2 が基準画像データの心内膜に対して指定された場合、これらの境界点に基づいて輪郭データ抽出部 7 が輪郭データ記憶部 6 から抽出する過去輪郭データ L 1 a 及び輪郭データ推定部 8 が前記境界点に基づいて推定する直線状の推定輪郭データ L 2 a は、境界点の数が不十分なため心内膜の輪郭に一致していない。

30

【0046】

一方、図 6 (c) に示すように 3 つの境界点 P 1 乃至 P 3 が基準画像データの心内膜に対して指定された場合 (即ち、境界点 P 3 が追加指定された場合)、これら境界点 P 1 乃至 P 3 に基づいて輪郭データ推定部 8 が推定した推定輪郭データ L 2 b は、相変わらず心内膜の輪郭に対し著しく乖離しているが、境界点 P 1 乃至 P 3 に基づいて輪郭データ抽出部 7 が輪郭データ記憶部 6 から抽出した過去輪郭データ L 1 b は心内膜の輪郭と略一致している。

40

【0047】

このように過去輪郭データあるいは推定輪郭データの少なくとも何れかが心内膜の輪郭と略一致した場合、入力部 1 2 の輪郭データ選択部 1 2 3 は、表示部 1 1 において基準画像データに重畳表示された過去輪郭データ及び推定輪郭データの中から心内膜の輪郭と一致した何れかの輪郭データを選択し、基準画像データの心内膜に対する基準輪郭データとして設定する。

【0048】

尚、基準画像データに対する境界点 P 1 乃至 P 3 の指定によって得られた過去輪郭データ及び推定輪郭データの何れもが心内膜の輪郭に一致しない場合、通常、一致した過去輪

50

郭データあるいは推定輪郭データが得られるまで境界点 P 4、P 5・・・が入力部 1 2 の境界点指定部 1 2 2 によって逐次指定されるが、心内膜の輪郭に一致していない過去輪郭データあるいは推定輪郭データの形状や大きさを入力部 1 2 の輪郭データ補正部 1 2 4 を用いて補正することにより心内膜の輪郭に一致した輪郭データを生成してもよい。

【0049】

(診断パラメータの計測手順)

次に、本実施例における診断パラメータの計測手順につき図 7 のフローチャートに沿って説明する。

【0050】

当該被検体に対する診断パラメータの計測に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 2 において当該被検体の超音波検査における検査情報の入力、画像データ収集モードの選択、画像データの生成条件及び表示条件の設定等を行なう。本実施例では、画像データ収集モードとして「2次元 B モード画像データ」を選択する場合について述べるがこれに限定されない。そして、入力部 1 2 にて入力された上述の情報は、システム制御部 1 3 の記憶回路に保存される(図 7 のステップ S 1)。

10

【0051】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 3 を被検体の体表に接触させた状態で入力部 1 2 より画像データの収集開始コマンドを入力し、このコマンド信号がシステム制御部 1 3 に供給されることにより、当該被検体に対する時系列的な画像データの収集が開始される。

20

【0052】

画像データの収集に際し、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 3 から供給された制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、最初の送受信方向 1 に超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを N x チャンネルの駆動回路 2 1 3 に供給する。次いで、駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 3 における N x 個の振動素子に供給して被検体の体内に送信超音波を放射する。

30

【0053】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、前記振動素子によって受信されて N x チャンネルの電気的な受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、受信部 2 2 の A / D 変換器 2 2 1 においてデジタル信号に変換された後、N x チャンネルの受信遅延回路 2 2 2 において所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と送受信方向 1 からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器 2 2 3 にて整相加算される。そして、整相加算後の受信信号が供給された画像データ生成部 4 の信号処理部 4 1 は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって B モードデータを生成しデータ記憶部 4 2 に保存する。

40

【0054】

送受信方向 1 に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、方向 2 乃至 G の各々に対し同様の手順で超音波の送受信を行ない、このとき得られた B モードデータもデータ記憶部 4 2 に保存される。即ち、データ記憶部 4 2 では、方向 1 乃至 G に対する超音波の送受信に基づいて生成された B モードデータが送受信方向に対応して保存されて画像データが生成され、得られた画像データは別途設置された図示しない心電波形計測装置によって計測された当該被検体の心拍時相情報と共に画像データ記憶部 5 に保存される。

【0055】

更に、方向 1 乃至 G に対する超音波の送受信を繰り返すことにより時系列的な画像データが生成され、これらの画像データも心拍時相情報と共に画像データ記憶部 5 に保存

50

される。このとき、当該被検体の超音波検査に対する検査情報も前記時系列的な画像データの付帯情報として画像データ記憶部 5 に保存される（図 7 のステップ S 2 ）。

【 0 0 5 6 】

時系列的な画像データの生成と保存が終了したならば、操作者は、これらの画像データの中から所定心拍時相（拡張末期）の基準画像データ A 1 とこの基準画像データ A 1 に後続する所定期間（例えば、1 心拍周期）の第 2 の画像データ A 2 乃至 A N を選択する（図 7 のステップ S 3 ）。

【 0 0 5 7 】

画像データ A 1 乃至 A N の選択が終了したならば、表示部 1 1 は、システム制御部 1 3 を介して入力部 1 2 から供給された画像データ選択信号に基づいて基準画像データ A 1 を読み出し、自己のモニタに表示する。そして、この基準画像データ A 1 を観察した操作者は、入力部 1 2 の境界点指定部 1 2 2 により基準画像データ A 1 の心内膜及び心外膜に対し 2 つあるいは 3 つの境界点を指定する（図 7 のステップ S 4 ）。

【 0 0 5 8 】

そして、システム制御部 1 3 を介してこれら境界点の位置情報及び上述の検査情報を受信した輪郭データ抽出部 7 は、これらの情報に基づき基準画像データ A 1 の心内膜及び心外膜に好適な 1 つあるいは複数の過去輪郭データを輪郭データ記憶部 6 にて保管されている複数の過去輪郭データの中から抽出し、表示部 1 1 へ供給する（図 7 のステップ S 5 ）。

【 0 0 5 9 】

同様に、システム制御部 1 3 を介して境界点の位置情報を受信した輪郭データ推定部 8 は、これら複数の境界点の位置情報を補間処理して推定輪郭データを生成し表示部 1 1 へ供給する（図 7 のステップ S 6 ）。

【 0 0 6 0 】

次いで、表示部 1 1 は、輪郭データ抽出部 7 から供給された過去輪郭データ及び輪郭データ推定部 8 から供給された推定輪郭データを基準画像データ A 1 に重畳してモニタに表示する（図 7 のステップ S 7 ）。

そして、基準画像データ A 1 に重畳表示された過去輪郭データ及び推定輪郭データの中に基準画像データ A 1 の心内膜及び心外膜に好適な輪郭データが存在する場合、操作者は、この好適な輪郭データを入力部 1 2 の輪郭データ選択部 1 2 3 を用いて選択し、基準画像データ A 1 に対する基準輪郭データとして設定する（図 7 のステップ S 8 ）。

【 0 0 6 1 】

このとき、基準画像データ A 1 の心内膜及び心外膜と基準輪郭データとの間に多少のズレがある場合、操作者は、入力部 1 2 の輪郭データ補正部 1 2 4 により基準輪郭データの形状や大きさを補正する。そして、輪郭データ選択部 1 2 3 によって選択された基準輪郭データあるいは輪郭データ補正部 1 2 4 によって補正された基準輪郭データは、当該被検体の過去輪郭データとして検査情報と共に輪郭データ記憶部 6 に保存される。

【 0 0 6 2 】

一方、基準画像データ A 1 に重畳表示された輪郭データの中に好適な輪郭データが存在しない場合、基準画像データ A 1 に対する境界点を追加あるいは更新しながら上述のステップ S 4 乃至 S 7 を繰り返す。即ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 2 の境界点指定部 1 2 2 において基準画像データ A 1 の心内膜及び心外膜に対する境界点の追加 / 更新を行ない、輪郭データ抽出部 7 及び輪郭データ推定部 8 は、追加後あるいは更新後の境界点に基づいて過去輪郭データ及び推定輪郭データを更新する。そして、表示部 1 1 は輪郭データ抽出部 7 及び輪郭データ推定部 8 から供給された更新後の過去輪郭データ及び推定輪郭データを基準画像データ A 1 に重畳して自己のモニタに表示する（図 7 のステップ S 4 乃至 S 7 ）。

【 0 0 6 3 】

上述のステップ S 8 において基準画像データ A 1 の心内膜及び心外膜に対する好適な輪郭データの設定が終了したならば、トラッキング処理部 9 は、基準画像データ A 1 とこの

10

20

30

40

50

基準画像データ A 1 に後続して収集された第 2 の画像データ A 2 乃至 A N の各々とのパターンマッチングにより第 2 の画像データ A 2 乃至 A N の各々に対し心内膜及び心外膜の輪郭データを設定する（図 7 のステップ S 9 ）。

【 0 0 6 4 】

次に、パラメータ計測部 1 0 は、時系列的な画像データ A 1 乃至 A N の心内膜及び心外膜に対して設定された基準輪郭データ及び輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚を計測する。そして、画像データ A 1 乃至 A N の各々において得られた心臓壁厚の計測データをこれらの画像データに付帯された当該被検体の心拍時相情報に対応させて図形化することにより、所定期間における心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測し、この計測結果を表示部 1 1 のモニタに表示する（図 7 のステップ S 1 0 ）。

10

【 0 0 6 5 】

以上述べた本発明の第 1 の実施例によれば、被検体から時系列的に収集される画像データに設定された心内膜及び心外膜の輪郭データに基づいて診断パラメータの計測を行なう際、設定精度を劣化させることなく短時間かつ容易に輪郭データを設定することが可能となる。このため、診断効率が向上するのみならず操作者の負担が軽減される。

【 0 0 6 6 】

特に、本実施例によれば、基準画像データの心内膜及び心外膜に対して逐次指定される境界点に基づいた過去輪郭データ及び推定輪郭データが前記基準画像データに重畳表示されるため、基準画像データに対して多くの境界点を指定することなく心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを得ることができる。

20

【 0 0 6 7 】

又、基準画像データに重畳表示された過去輪郭データあるいは推定輪郭データの形状や大きさを補正することにより更に正確な輪郭データを短時間で得ることが可能となる。

【 0 0 6 8 】

更に、上述の実施例によれば、基準画像データの心内膜及び心外膜に重畳表示された過去輪郭データ及び推定輪郭データの中から好適な輪郭データを基準輪郭データとして選択しているため、輪郭データ記憶部に好適な過去輪郭データが存在しない場合には輪郭データ推定部が生成した推定輪郭データに基づいて基準輪郭データを設定することができる。従って、好適な過去輪郭データの有無に左右されることなく基準輪郭データを確実に設定することが可能となる。

30

【 実施例 2 】

【 0 0 6 9 】

次に、本発明の第 2 の実施例について説明する。上述の第 1 の実施例では、超音波診断装置 1 0 0 が備えた送受信部 2、超音波プローブ 3 及び画像データ生成部 4 を用いて当該被検体の時系列的な画像データを収集し、この画像データの中から選択した所定期間の画像データに基づいて診断パラメータ（心臓壁厚の時間的変化）を計測する場合について述べたが、以下に述べる第 2 の実施例では、別途設置された画像診断装置から供給される時系列的な画像データに基づいて各種診断パラメータを計測する診断パラメータ計測装置について述べる。

【 0 0 7 0 】

40

即ち、本実施例における診断パラメータ計測装置では、ネットワーク等を介して画像診断装置から供給される時系列的な画像データを一旦保存する。次いで、保存された時系列的な画像データの中から選択した所望心拍時相の基準画像データ（第 1 の画像データ）における心内膜及び心外膜に対し境界点を逐次設定し、これらの境界点に基づいて収集した過去輪郭データと前記境界点に基づいて推定した推定輪郭データを基準画像データに重畳して表示する。

【 0 0 7 1 】

次に、表示された複数の輪郭データの中から基準画像データの心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを基準輪郭データとして選択し、この基準輪郭データが設定された基準画像データとこの基準画像データに後続する時系列的な複数の画像データ（第 2 の画像データ

50

)とのパターンマッチングにより第2の画像データの各々に対し心内膜及び心外膜の輪郭データを設定する。そして、基準画像データ及び第2の画像データに設定された輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測する。

【0072】

尚、本実施例でも、心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測する場合について述べるが、これに限定されるものではない。

【0073】

(装置の構成)

本実施例における診断パラメータ計測装置の全体構成につき図8のブロック図を用いて説明する。但し、図8において、図1に示した超音波診断装置100のユニットと略同一の構成と機能を有するユニットは同一の符号を付加し詳細な説明は省略する。

10

【0074】

図8に示した本実施例の診断パラメータ計測装置200は、別途設置された画像診断装置からネットワークあるいは記憶媒体を介して供給された当該被検体の時系列的な画像データを一旦保存する画像データ記憶部5aと、当該被検体あるいは他の被検体から収集された過去の画像データに対して設定された各種の輪郭データが予め保管されている輪郭データ記憶部6と、画像データ記憶部5aから供給され後述の表示部11aに表示された所定心拍時相(拡張末期)における当該被検体の基準画像データの心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを輪郭データ記憶部6に保管された各種の過去輪郭データの中から抽出する輪郭データ抽出部7と、表示部11aに表示された前記基準画像データに対して後述の入力部12aが設定した複数の境界点に基づき推定輪郭データを推定する輪郭データ推定部8を備えている。

20

【0075】

更に、診断パラメータ計測装置200は、上述の基準画像データとこの基準画像データに後続する時系列的な複数の第2の画像データとのトラッキング処理により、基準画像データの心内膜及び心外膜に対し基準輪郭データとして設定された上述の過去輪郭データあるいは推定輪郭データの位置を第2の画像データに対して追跡しこれら第2の画像データにおける心内膜及び心外膜の輪郭データを設定するトラッキング処理部9と、心内膜及び心外膜に対する基準輪郭データ及び複数の輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測するパラメータ計測部10と、時系列的な画像データ、過去輪郭データ及び推定輪郭データ、更には、診断パラメータの計測結果等の表示を行なう表示部11aと、各種検査情報の入力、基準画像データに対する境界点の指定や基準輪郭データの選択等を行なう入力部12aと、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部13aを備えている。

30

【0076】

画像データ記憶部5aは、別途設置された超音波診断装置、MRI装置、X線CT装置等の画像診断装置において生成されネットワークあるいは記憶媒体を介して供給された時系列的な複数枚の画像データを、図示しない心電波形計測装置等によって収集された心拍時相情報と共に保存する。一方、輪郭データ記憶部6には、当該被検体や他の被検体に対する超音波検査にて得られる画像データに対して設定された各種の輪郭データが過去輪郭データとしてその検査情報と共に予め保管されている。

40

【0077】

輪郭データ抽出部7は、時系列的な画像データの中から選択され表示部11aに表示された所定心拍時相(拡張末期)における基準画像データの心内膜及び心外膜に対して入力部12aが指定した複数個の境界点及び前記基準画像データに付加された当該被検体の検査情報に基づき、これらの境界点に対応した1つあるいは複数の輪郭データを輪郭データ記憶部6に予め保管されている過去輪郭データの中から抽出する。

【0078】

一方、輪郭データ推定部8は、同様にして表示部11aに表示された前記基準画像データの心内膜及び心外膜に対して入力部12aが指定した複数個の境界点の位置情報を補間

50

処理して推定輪郭データを生成する。

【0079】

トラッキング処理部9は、基準輪郭データが設定された基準画像データとこの基準画像データに後続して得られた所定期間（例えば、1心拍周期）における複数の第2の画像データとのパターンマッチングにより第2の画像データの各々に対し心内膜及び心外膜の輪郭データを設定し、パラメータ計測部10は、時系列的な画像データA1乃至ANの心内膜及び心外膜に対し設定された輪郭データの位置情報に基づいて心臓壁厚の時間的変化を診断パラメータとして計測する。

【0080】

一方、表示部11aは、輪郭データ抽出部7が輪郭データ記憶部6から抽出した過去輪郭データや輪郭データ推定部8が推定した推定輪郭データを画像データ記憶部5aから供給される基準画像データに重畳して表示する。更に、表示部11aは、過去輪郭データあるいは推定輪郭データの時間的変化に基づいてパラメータ計測部10が計測した診断パラメータの計測結果を表示する。

10

【0081】

次に、入力部12aは、当該被検体の超音波検査における検査情報を入力する検査情報入力部121、基準画像データの心内膜及び心外膜に対し境界点を指定する境界点指定部122、表示部11aにおいて基準画像データに重畳表示された1つあるいは複数の過去輪郭データや推定輪郭データの中から基準画像データの心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを基準輪郭データとして選択する輪郭データ選択部123及び基準画像データに重畳表示された上述の過去輪郭データや推定輪郭データの位置や形状を補正する輪郭データ補正部124を備えている。更に、基準画像データにおいて設定された輪郭データに対する関心点の設定、診断パラメータの計測に際し画像データ記憶部5aから読み出される時系列的な画像データの画像数あるいは画像読み出し期間の設定、更には、各種コマンド信号の入力等が入力部12aにて行なわれる。

20

【0082】

システム制御部13aは、図示しないCPUと記憶回路を備え、前記記憶回路には入力部12aの各ユニットにて入力/指定/選択/補正/設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記CPUは、上述の入力情報、指定情報、選択情報、補正情報及び設定情報に基づいて診断パラメータ計測装置200の各ユニットを制御し、基準画像データに対する輪郭データの設定と診断パラメータの計測を行なう。

30

【0083】

尚、本実施例における診断パラメータの計測手順は、図7に示した第1の実施例の計測手順におけるステップS3乃至S10と略同様であるため説明を省略する。

【0084】

以上述べた本発明の第2の実施例によれば、上述の第1の実施例と同様にして、被検体から時系列的に収集される画像データに設定された心内膜及び心外膜の輪郭データに基づいて診断パラメータの計測を行なう際、設定精度を劣化させることなく短時間かつ容易に輪郭データを設定することが可能となる。このため、診断効率が向上するのみならず操作者の負担が軽減される。

40

【0085】

特に、本実施例によれば、基準画像データの心内膜及び心外膜に対して逐次指定される境界点に基づいた過去輪郭データ及び推定輪郭データが前記基準画像データに重畳表示されるため、基準画像データに対して多くの境界点を指定することなく心内膜及び心外膜に好適な輪郭データを得ることができる。

【0086】

又、基準画像データに重畳表示された過去輪郭データあるいは推定輪郭データの形状や大きさを補正することにより更に正確な輪郭データを短時間で得ることが可能となる。

【0087】

更に、上述の実施例によれば、基準画像データの心内膜及び心外膜に重畳表示された過

50

去輪郭データ及び推定輪郭データの中から好適な輪郭データを基準輪郭データとして選択しているため、輪郭データ記憶部に好適な過去輪郭データが存在しない場合には輪郭データ推定部が生成した推定輪郭データに基づいて基準輪郭データを設定することができる。従って、好適な過去輪郭データの有無に左右されることなく基準輪郭データを確実に設定することが可能となる。

【0088】

一方、上述の第2の実施例における診断パラメータ計測装置は、別途設置された画像診断装置からネットワーク等を介して供給された時系列的な画像データに対して正確な輪郭データを短時間で設定することができるため、操作者は、時間や場所の制約をあまり受けることなく当該被検体に対する診断を効率よく行なうことが可能となる。

10

【0089】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の第1の実施例では、当該被検体の心臓に対して時系列的に収集された複数枚のBモード画像データに基づいて輪郭データの設定と心臓壁厚の時間的変化を計測する場合について述べたが、カラードブラ画像データ等の他の画像データに基づいて輪郭データの設定や診断パラメータの計測を行なってもよい。

【0090】

又、上述の第1の実施例及び第2の実施例では、心臓の拡張末期に収集された画像データを基準画像データとして選択したが、他の心拍時相における画像データを基準画像データとして選択してもよい。又、補間処理法としてスプライン処理法を、又、トラッキング法としてパターンマッチング法を適用する場合について述べたが、他の補間処理法やトラッキング法を適用してもよい。更に、2次元画像データに設定された輪郭データに基づいて診断パラメータを計測する場合について述べたが、3次元画像データやBi-plane画像データ(直交する2断面の画像データ)に設定された輪郭データに基づいて診断パラメータを計測しても構わない。

20

【0091】

一方、本発明における診断パラメータは、上述の第1の実施例及び第2の実施例にて述べた心臓壁厚の時間的変化に限定されるものではなく、例えば、心臓壁の捻れ情報や僧坊弁等の運動情報、更には、心腔内面積の時間的変化等であってもよく、診断対象部位は心臓以外の臓器であっても構わない。

30

【0092】

尚、上述の第1の実施例及び第2の実施例では、時系列的な画像データの各々に設定された輪郭データの時間的変化に基づいて診断パラメータを計測する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、所定心拍時相の画像データに設定された輪郭データに基づいて心臓壁厚や心腔内面積等の診断パラメータを計測してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明の第1の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

40

【図3】同実施例の表示部にて基準画像データに重畳表示される過去輪郭データ及び推定輪郭データの具体例を示す図。

【図4】同実施例の基準画像データに設定される心内膜及び心外膜の基準輪郭データを示す図。

【図5】同実施例の輪郭データに対するトラッキング処理を説明するための図。

【図6】同実施例の基準画像データに対する境界点の設定とこの境界点に基づいて基準画像データに重畳表示される過去輪郭データ及び推定輪郭データを示す図。

【図7】同実施例における診断パラメータの計測手順を示すフローチャート。

【図8】本発明の第2の実施例における診断パラメータ計測装置の全体構成を示すブロッ

50

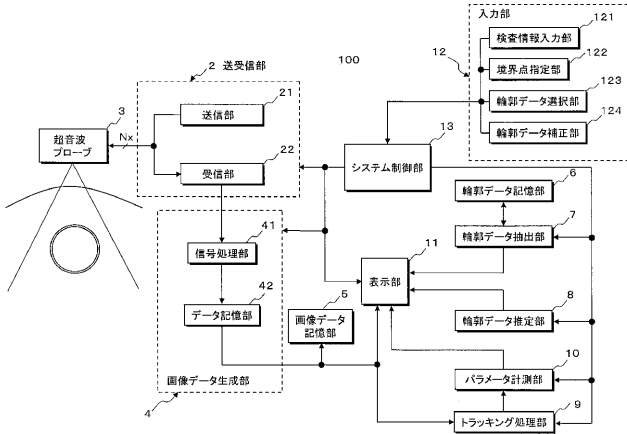
ク図。

【符号の説明】

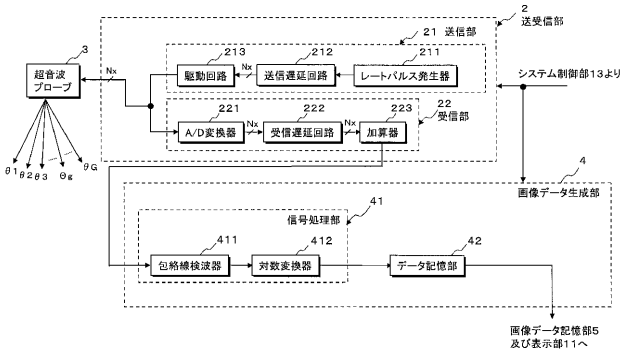
【0094】

2 ... 送受信部	
2 1 ... 送信部	
2 1 1 ... レートパルス発生器	
2 1 2 ... 送信遅延回路	
2 1 3 ... 駆動回路	
2 2 ... 受信部	
2 2 1 ... A / D 変換器	10
2 2 2 ... 受信遅延回路	
2 2 3 ... 加算器	
3 ... 超音波プローブ	
4 ... 画像データ生成部	
4 1 ... 信号処理部	
4 1 1 ... 包絡線検波器	
4 1 2 ... 対数変換器	
4 2 ... データ記憶部	
5、5 a ... 画像データ記憶部	
6 ... 輪郭データ記憶部	20
7 ... 輪郭データ抽出部	
8 ... 輪郭データ推定部	
9 ... トラッキング処理部	
10 ... パラメータ計測部	
1 1、1 1 a ... 表示部	
1 2、1 2 a ... 入力部	
1 2 1 ... 検査情報入力部	
1 2 2 ... 境界点指定部	
1 2 3 ... 輪郭データ選択部	
1 2 4 ... 輪郭データ補正部	30
1 3、1 3 a ... システム制御部	
1 0 0 ... 超音波診断装置	
2 0 0 ... 診断パラメータ計測装置	

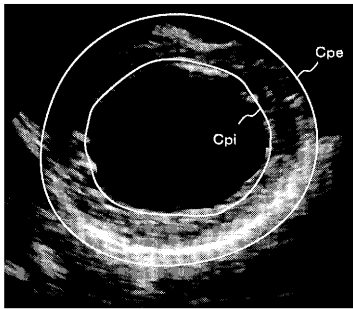
【図1】



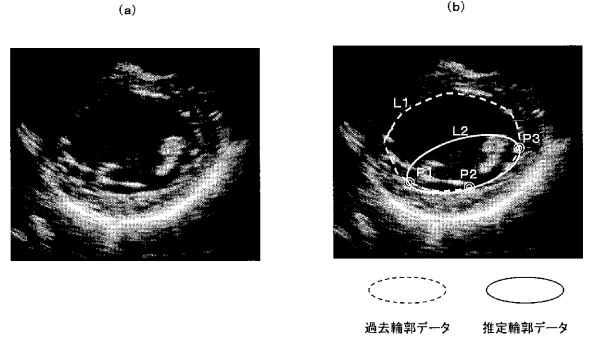
【図2】



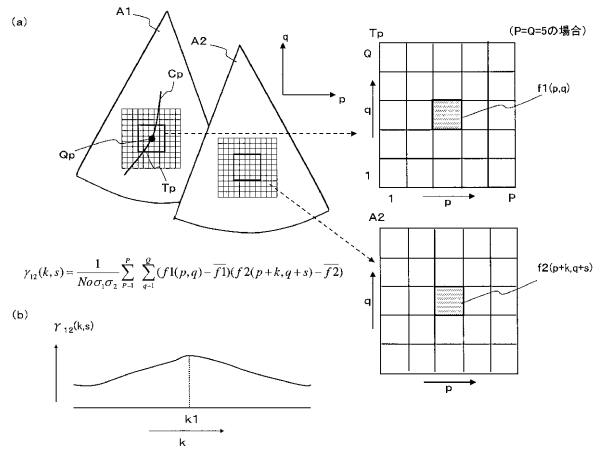
【図4】



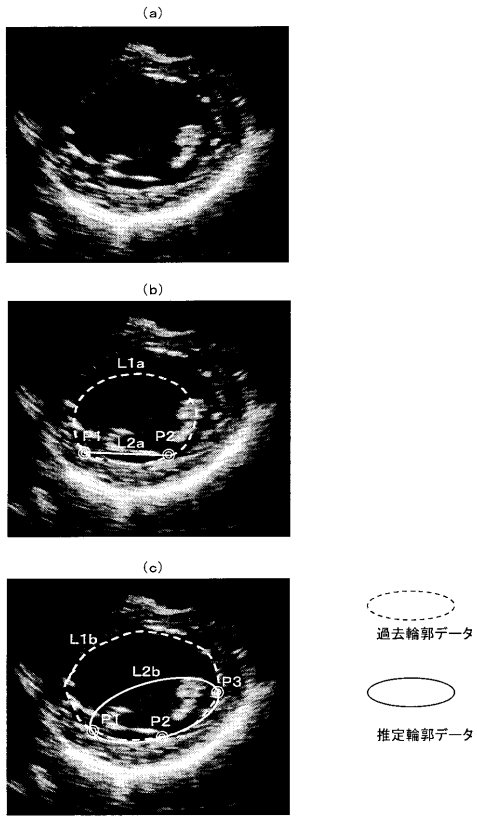
【図3】



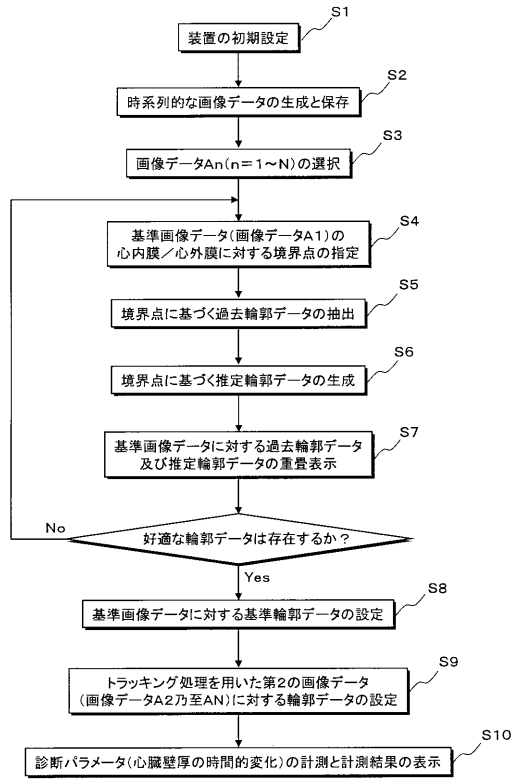
【図5】



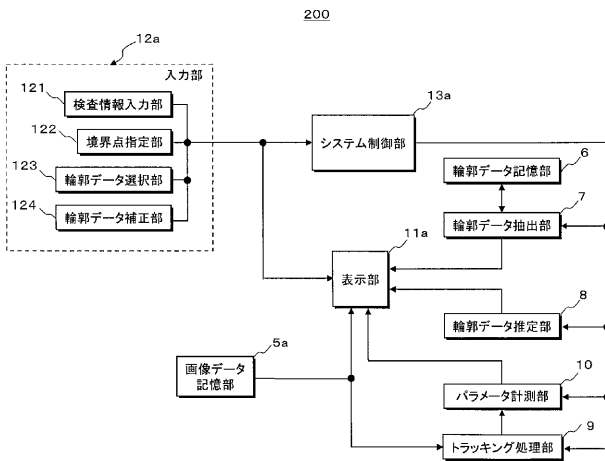
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 JB41 JC09 JC20 JC23 KK31 KK44

专利名称(译)	超声诊断设备和诊断参数测量设备		
公开(公告)号	JP2008289548A	公开(公告)日	2008-12-04
申请号	JP2007135493	申请日	2007-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	穉山充男		
发明人	穉山 充男		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB41 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/KK31 4C601/KK44		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在短时间内轻松设置相对于图像数据的轮廓数据，而不会降低设置轮廓数据的精度。解决方案：边界点指定部分122连续地指定到心内膜和心外膜的多个边界点，所述边界点是从通过发送和接收超声波来接收的时间序列图像数据中选择的期望心率相位的参考图像数据。轮廓数据提取部分7基于轮廓数据估计部分8从边界估计的边界点和估计轮廓数据从轮廓数据存储部分6提取的过去轮廓数据存储于图像数据存储部分5中。这些点被叠加在参考图像数据上并显示在显示部分11上。然后，轮廓数据选择部分123从过去的轮廓数据和显示的估计的轮廓数据中选择适合于参考图像数据中的心内膜和心外膜的轮廓数据。通过显示部分11，同时用边界点的附加规范顺序更新并设置轮廓数据作为参考图像数据的参考轮廓数据。Z

