

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を走査しながら発信し、生体組織により反射された前記超音波を受信する超音波プローブと、

前記超音波の受信結果に基づいて、前記生体組織の断層画像の画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記超音波プローブによる前記超音波の走査位置を表す走査位置情報を記憶する記憶手段と、

表示手段と、

前記生体組織の新たな断層画像の画像データを生成するとき、過去に断層画像の画像データが前記生成されたときに前記記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように前記超音波プローブを制御し、

前記走査位置に向けて発信された超音波の受信結果に基づいて前記画像データ生成手段に新たな断層画像の画像データを生成させ、

前記過去の断層画像と、当該生成された画像データに基づく前記新たな断層画像とを並べて前記表示手段に表示させる制御手段と、

を備える、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記過去フェーズの M P R 画像と前記新たなフェーズの M P R 画像の並列表示は、超音波を送受信している最中に行う

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 3】

前記超音波プローブは、前記制御手段による制御に基づいて、互いに交差する複数の走査方向のそれぞれに沿って超音波を走査しつつ発信し、

前記画像データ生成手段は、前記複数の走査方向のそれぞれについて、当該走査方向に沿って走査されて発信された超音波の受信結果に基づいて当該走査方向及び超音波の進行方向を断面とする断層画像の画像データを生成し、

前記記憶手段は、前記複数の走査方向のそれぞれに沿った前記超音波の走査位置を表す前記走査位置情報を記憶する、

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記複数の走査方向に対応する前記複数の走査位置における過去の断層画像と新たな画像とを並べて前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記記憶手段は、前記生体組織に対する前記超音波プローブの二以上のアプローチのそれぞれにおける前記走査位置情報を記憶し、

前記制御手段は、前記二以上のアプローチのそれぞれについて、当該アプローチを過去に行ったときに前記記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように前記超音波プローブを制御し、前記走査位置に向けて発信された超音波の受信結果に基づいて前記画像データ生成手段に新たな断層画像の画像データを生成させ、当該アプローチにおける前記過去の断層画像と前記新たな断層画像とを並べて前記表示手段に表示させる、

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 6】

過去に生成された前記断層画像は、生体組織のストレスエコー検査におけるレストフェーズについての画像であり、新たに生成される前記断層画像はストレスフェーズについての画像である

ことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

前記ストレスフェーズの前記断層画像の断面位置を前記レストフェーズの断層画像の断面位置に一致させるように前記超音波プローブの照射領域が調整され、その調整後に、ボリュームデータを収集するよう前記超音波プローブによる走査形態が 3 次元走査に切り替えられる

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波を走査しながら発信し、生体組織により反射された前記超音波を受信する超音波プローブと、

記憶手段及び表示手段を有するコンピュータと、

を備え、

前記超音波プローブによる前記超音波の受信結果に基づいて、前記生体組織の断層画像の画像データを生成する超音波診断装置を制御するプログラムであって、

前記超音波プローブによる前記超音波の走査位置を表す走査位置情報を前記記憶手段に記憶させ、

前記生体組織の新たな断層画像の画像データを生成するとき、過去に断層画像の画像データが生成されたときに前記記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように前記超音波プローブを制御し、

前記走査位置に向けて発信された超音波の受信結果に基づいて、新たな断層画像の画像データを生成させ、

前記過去の断層画像と、当該生成された画像データに基づく前記新たな断層画像とを並べて前記表示手段に表示させる、

ことを特徴とするプログラム。

【請求項 9】

前記過去に生成された前記断層画像は、生体組織のストレスエコー検査におけるレストフェーズについての画像であり、前記新たに生成される前記断層画像はストレスフェーズについての画像である

ことを特徴とする請求項 8 に記載のプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波プローブによって被検体内に超音波を送信し、その反射波に基づいて被検体の医用画像を取得する超音波診断装置及びプログラムとに関する。特に、異なるタイミングで取得された同一の生体組織の運動機能の比較評価に好適に用いられる技術に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作により、その場で画像を観察できるなどのメリットがあることから、生体組織の形態や機能の診断に広く利用されている。近年では、心臓の壁運動などの生体組織の運動機能の評価、特に 3 次元

【0003】

また、超音波診断装置は、異なるタイミング（日、時刻）で生体組織の画像を複数回にわたって取得し、それらの画像を比較して当該生体組織の状態の経時的な変化を観察するために使用されている。このような用途の代表的な例としては、ストレスエコーがある（その他、経過観察や術前術後観察などにも用いられる。）。

【0004】

ストレスエコー（stress echocardiography；負荷心エコー図法）は、運動や薬剤等の負荷を患者に与えていないときの画像と、負荷を与えたときの画像とを比較して、心臓の運動機能进行评估する検査である。また、負荷を段階的に与え、各

10

20

30

40

50

段階（フェーズ；phase）の画像を比較して心機能を評価することも行われている（たとえば特許文献1参照）。

【0005】

2次元画像を用いるストレスエコーにおいては、ストレスの各フェーズに多数のビュー（view；断層面）の画像を取得している。たとえば、心尖四腔断層（apical four chamber view）、心尖二腔断層（apical two chamber view）、左室長軸断層（long-Axis view of left ventricle）、左室短軸断層（short-Axis view of left ventricle）などのビューが一般に利用されている。

【0006】

また、近年では、3次元画像を用いるストレスエコーが提案されている。この手法においては、ストレスの各フェーズにおいて、超音波を3次的に走査してボリュームデータを生成し、このボリュームデータにMPR（Multi-Planar Reconstruction）処理を施して目的の断面の画像を取得している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2005-304757号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、従来の超音波診断装置について、以下のような問題が指摘される。まず、2次元画像を用いるストレスエコーを行う場合には、被検体に対する超音波プローブの当接態様を様々に変化させて、上記のような多数のビューを取得しなければならないので、検査が煩雑化、長時間化するという問題があった。

【0009】

また、心臓の壁運動の状態を観察するには、左室短軸断層の画像が適するとされているが、2次元画像を用いるストレスエコーでは、乳頭筋レベルの短軸断層画像しか取得することができず、左室の状態を網羅的に観察できないという問題もあった。

【0010】

一方、3次元画像を用いるストレスエコーにおいては、各フェーズ毎にボリュームデータを取得するとともに、そのボリュームデータに基づくMPR画像を表示させて観察しつつ、心筋の状態を適切に観察できる断面を設定していた。しかし、この断面を設定する作業は非常に煩雑であり、時間が掛かるという問題があった。

【0011】

また、過去に取得したMPR画像と新たなMPR画像とを表示させて比較観察する手段が無かったために、新たなMPR画像の断面位置を過去のMPR画像の断面位置に合わせる作業には手間と時間が掛かっていた。

【0012】

また、各フェーズについて同じ断面における断層画像を比較観察することが望ましいが、従来の構成では、各フェーズについて同じ断面を設定することは困難であった。

【0013】

また、超音波を3次的にスキャンさせる場合であっても、生体組織の状態を好適に観察するためには、被検体に対して超音波プローブを適切にあてがうことは依然として必要である。しかしながら、超音波プローブのあてがい方は、表示された画像を見て初めて確認が可能であったことから、非常に手間と時間が掛かっていた。

【0014】

なお、経過観察や術前術後観察などにおいても、異なるタイミングで取得されたボリュームデータに基づく断層画像を比較観察する際に、各タイミングについて同じ断面を設定することは困難であった。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

この発明は、以上のような問題を解決するためになされたものであり、生体組織の経時的変化を観察する検査において、生体組織の同じ断面の断層画像を容易に取得することが可能な超音波診断装置及びプログラムを提供することを目的とする。

【 0 0 1 6 】

また、この発明は、生体組織の経時的変化を観察する検査の簡便化や短時間化を図ることが可能な超音波診断装置及びプログラムを提供することを他の目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、超音波を走査しながら発信し、生体組織により反射された前記超音波を受信する超音波プローブと、前記超音波の受信結果に基づいて、前記生体組織の断層画像の画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波プローブによる前記超音波の走査位置を表す走査位置情報を記憶する記憶手段と、表示手段と、前記生体組織の新たな断層画像の画像データを生成するとき、過去に断層画像の画像データが前記生成されたときに前記記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように前記超音波プローブを制御し、前記走査位置に向けて発信された超音波の受信結果に基づいて前記画像データ生成手段に新たな断層画像の画像データを生成させ、前記過去の断層画像と、当該生成された画像データに基づく前記新たな断層画像とを並べて前記表示手段に表示させる制御手段と、を備える、超音波診断装置であることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 8 に記載の発明は、超音波を走査しながら発信し、生体組織により反射された前記超音波を受信する超音波プローブと、記憶手段及び表示手段を有するコンピュータと、を備え、前記超音波プローブによる前記超音波の受信結果に基づいて、前記生体組織の断層画像の画像データを生成する超音波診断装置を制御するプログラムであって、前記超音波プローブによる前記超音波の走査位置を表す走査位置情報を前記記憶手段に記憶させ、前記生体組織の新たな断層画像の画像データを生成するとき、過去に断層画像の画像データが生成されたときに前記記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように前記超音波プローブを制御し、前記走査位置に向けて発信された超音波の受信結果に基づいて、新たな断層画像の画像データを生成させ、前記過去の断層画像と、当該生成された画像データに基づく前記新たな断層画像とを並べて前記表示手段に表示させる、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

この発明は、画像データ生成手段により生成された画像データに基づく生体組織の（MPR 画像等の）断層画像の断面位置を表す断面位置情報を記憶するとともに、過去に断層画像の画像データが生成されたときに記憶された断面位置情報に示す断面位置と、新たな超音波の受信結果とに基づいて、その断面位置における新たな断層画像の画像データを生成するように作用する。そして、当該断面位置における過去の断層画像と新たな断層画像とを並べて表示するように作用する。このような構成とすることにより、生体組織の経時的変化を観察する検査において、生体組織の同じ断面の断層画像を容易に取得することができる。また、生体組織の経時的変化を観察する検査の簡便化や短時間化を図ることが可能である。

【 0 0 2 0 】

また、この発明は、ストレスエコー検査の複数のフェーズのそれぞれについて、そのフェーズ以前のフェーズについて生体組織の（MPR 画像等の）断層画像の画像データが生成されたときの断面位置情報に示す断面位置と、そのフェーズについての超音波の受信結果とに基づいて、その断面位置における新たな断層画像の画像データを生成するとともに、以前のフェーズにおける断層画像と当該フェーズにおける新たな断層画像とを並べて表示するように作用する。それにより、生体組織のストレスエコー検査において、生体組織

の同じ断面の断層画像を容易に取得することができる。また、ストレスエコー検査の簡便化や短時間化を図ることが可能である。

【 0 0 2 1 】

また、この発明は、超音波プローブによる超音波の走査位置を表す走査位置情報を記憶するとともに、生体組織の新たな断層画像の画像データを生成するとき、過去に断層画像の画像データが生成されたときに記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように超音波プローブを制御し、それにより得られた超音波の受信結果に基づいて、新たな断層画像の画像データを生成するように作用する。そして、過去の断層画像と新たな断層画像とを並べて表示するように作用する。このような構成とすることにより、生体組織の経時的变化を観察する検査において、生体組織の同じ断面の断層画像を容易に取得することができる。また、生体組織の経時的变化を観察する検査の簡便化や短時間化を図ることが可能である。

10

【 0 0 2 2 】

また、この発明は、ストレスエコー検査における複数のフェーズのそれぞれについて、生体組織の断層画像の画像データを生成するとき、そのフェーズ以前のフェーズについての断層画像の画像データが生成されたときの走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように超音波プローブを制御し、それにより得られた超音波の受信結果に基づいて当該フェーズについての断層画像の画像データを生成するとともに、以前のフェーズにおける断層画像と当該フェーズにおける断層画像とを並べて表示するように作用する。それにより、生体組織のストレスエコー検査において、生体組織の同じ断面の断層画像を容易に取得することができる。また、ストレスエコー検査の簡便化や短時間化を図ることが可能である。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【 図 2 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態における超音波のスキャン態様の一例を説明するための概略説明図である。

【 図 3 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態における超音波のスキャン態様の一例を説明するための概略説明図である。

30

【 図 4 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の動作態様の一例を表すフローチャートである。

【 図 5 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態により表示される表示画面の一例を表す概略図である。

【 図 6 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態により表示される表示画面の一例を表す概略図である。

【 図 7 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態により表示される表示画面の一例を表す概略図である。

【 図 8 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態により表示される表示画面の一例を表す概略図である。

40

【 図 9 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の変形例の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【 図 10 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の変形例における画像の表示態様を説明するための概略説明図である。

【 図 11 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の変形例における断面位置の設定処理を説明するための概略説明図である。

【 図 12 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【 図 13 】 この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の動作態様の一例を表すフローチャートである。

50

【図 1 4】この発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態による超音波のマルチ断面走査の走査形態を説明するための概略説明図である。図 1 4 (A) はバイプレーン走査の走査形態の一例を表し、図 1 4 (B) はトリプレーン走査の走査形態の一例を表している。

【図 1 5】この発明に係る医用画像処理装置の好適な実施の形態の全体構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図 1 6】この発明に係る超音波診断装置や医用画像処理装置の好適な実施の形態の変形例を説明するための概略説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

10

この発明に係る超音波診断装置及びプログラムの好適な実施の形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0025】

第 1 の実施の形態

図 1 は、この発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施形態の全体構成の一例を表している。同図に示す超音波診断装置 1 は、たとえば心臓等の生体組織の形態を表す画像や血流状態を表す画像を取得するために用いられる装置である。

【0026】

[装置構成]

この超音波診断装置 1 は、2 次元超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像処理部 5、情報記憶部 6、画像データ記憶部 7、ユーザインターフェイス 8 及び制御部 9 を含んで構成される。以下、超音波診断装置 1 を構成する各部の一具体例を説明する。

20

【0027】

[ユーザインターフェイス、制御部]

まず、ユーザインターフェイス 8 と制御部 9 について説明する。ユーザインターフェイス 8 には、表示部 8 1 と操作部 8 2 が設けられている。

【0028】

表示部 8 1 は、この発明の「表示手段」の一例に相当するもので、LCD (Liquid Crystal Display ; 液晶ディスプレイ) や CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイ等の任意の表示デバイスによって構成される。

30

【0029】

この表示部 8 1 には、超音波診断装置 1 によって取得された超音波画像等の画像や、この画像に関する DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 付帯情報などの各種の情報が表示される。

【0030】

操作部 8 2 は、マウス、トラックボール、ジョイスティック、コントロールパネル、キーボード等の任意の操作デバイスや入力デバイスによって構成される。この操作部 8 2 は、この発明の「操作手段」の一例として用いられる。

【0031】

制御部 9 は、CPU 等のマイクロプロセッサと、メモリやハードディスクドライブ等の記憶装置とを含んで構成されている。この記憶装置には、所定の制御プログラム 9 1 があらかじめ記憶されている。マイクロプロセッサは、この制御プログラム 9 1 に基づいて動作することにより、この発明に特徴的な動作を超音波診断装置 1 に実行させるように作用する。

40

【0032】

それにより、制御部 9 は、たとえば、表示部 8 1 に画像や画面を表示させるための処理や、操作部 8 2 からの操作信号に応じた動作を超音波診断装置 1 に実行させるための処理などを行う。

【0033】

制御プログラム 9 1 は、この発明の「プログラム」の一例に相当するものである。また

50

、制御部 9 は、この発明の「制御手段」の一例として作用するものである。

【 0 0 3 4 】

〔 2 次元超音波プローブ 〕

2 次元超音波プローブ 2 (単に超音波プローブ 2 と称することがある。) は、2 次元的に (たとえばマトリックス状 (格子状) に) 配列された複数の超音波振動子を有している (図示は省略する。) 。この複数の超音波振動子は、後述の送受信部 3 によって個別に駆動されて超音波を発信するとともに、生体組織により反射された超音波を受信するように動作する。

【 0 0 3 5 】

図 2 及び図 3 は、この 2 次元超音波プローブ 2 による超音波スキャンの態様を表している。超音波プローブ 2 は、図 2 (A) に示すように、超音波振動子の配列面から発信される超音波 (ビーム) を主走査方向 X にスキャン (走査) することにより、放射状 (扇形形状) の 2 次元スキャン面 P を形成する。更に、超音波プローブ 2 は、主走査方向 X に直交する副走査方向 Y に超音波をスキャンすることにより、図 2 (B) に示すように、副走査方向 Y に配列された複数の扇形形状の 2 次元スキャン面 P 1、P 2、・・・、P n を順次に形成する。このように、超音波プローブ 2 は、超音波を 3 次元的にスキャンしながら発信して、図 3 に示すような 3 次元スキャン領域 R を形成する。

10

【 0 0 3 6 】

なお、一般に、超音波診断装置により取得される生体組織の断層画像 (B モード画像) の断面位置は、生体組織に対する超音波プローブやスキャン原点の相対位置により決定される。すなわち、超音波プローブやスキャン原点の位置を変えると、それに応じた断面位置の断層画像が取得されることになる。

20

【 0 0 3 7 】

〔 送受信部 〕

送受信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発信させる送信部と、この超音波の反射波を受信した超音波プローブ 2 から出力されるエコー信号 (受信信号) を受信する受信部とを有する (図示は省略する。) 。

【 0 0 3 8 】

送受信部 3 内の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路などを含んで構成される。クロック発生回路は、超音波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回路である。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回路である。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) に相当する個数のパルサを内蔵し、遅延が掛けられる送信タイミングで駆動パルスを発生して、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するように動作する。

30

【 0 0 3 9 】

また、送受信部 3 内の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を含んで構成される。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 (アナログ) / D (デジタル) 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。この加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、加算処理された信号を「 R F データ (若しくは生データ) 」などと称することがある。送受信部 3 は、このようにして取得された R F データを信号処理部 4 に入力する。

40

【 0 0 4 0 】

〔 信号処理部 〕

信号処理部 4 は、送受信部 3 から入力された R F データに基づいて、エコー信号の振幅情報を映像化するための信号処理を行う。信号処理部 4 により生成されたデータは、制御部 9 に送られてユーザインターフェイス 8 の表示部 8 1 にて表示されるか、若しくは、画像処理部 5 に入力される。この信号処理部 4 は、主として、B モード処理部 4 1、ドブラ

50

処理部 4 2、及び C F M 処理部 4 3 を含んで構成される。

【 0 0 4 1 】

(B モード処理部)

B (B r i g h t n e s s) モード処理部 4 1 は、R F データに基づいて B モード超音波ラスタデータを生成する。より具体的に説明すると、B モード処理部 4 1 は、R F データに対してバンドパスフィルタ処理を行うとともに、その出力信号の包絡線を検出し、この検出されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。これにより、各 2 次元スキャン面 P 1 ~ P n について、信号強度が輝度の明るさで表現された断層画像の画像データが生成される。

【 0 0 4 2 】

(ドブラ処理部)

ドブラ (D o p p l e r) 処理部 4 2 は、たとえばパルスドブラ法 (P W ドブラ法) や連続波ドブラ法 (C W ドブラ法) により生体組織における血流情報を生成する。これらの手法は、たとえばユーザインターフェイス 8 の操作部 8 2 を操作することによって切り換えて適用されるようになっている。

【 0 0 4 3 】

パルスドブラ法では、パルス波を用いることにより、或る特定の深度 (超音波プローブ 2 からの距離) における血流によるドブラ効果に起因する超音波の周波数の変位 (ドブラ変位周波数成分) を検出することができる。このように、パルスドブラ法は、良好な距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の深度計測などに好適に用いられる。

【 0 0 4 4 】

このパルスドブラ法を適用する場合、ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から入力される R F データについて、所定の大きさを有する血流観測領域における信号を位相検波することによりドブラ変位周波数成分を抽出し、更に F F T (F a s t F o u r i e r T r a n s f o r m) 処理を施して、血流観察領域内における血流速度を表すドブラ周波数分布を示すデータを生成する。

【 0 0 4 5 】

また、連続波ドブラ法においては、パルスドブラ法と異なり連続波を用いることにより、超音波の送受信方向 (図 2 (A) に示す扇形状の 2 次元スキャン面 P における径方向) の全ての部位におけるドブラ変位周波数成分が重畳された信号、すなわち超音波の経路上の血流状態を全て反映した信号が得られることになるが、計測速度が優れているというメリットがある。

【 0 0 4 6 】

この連続波ドブラ法を適用する場合、ドブラ処理部 4 2 は、送受信部 3 から入力される R F データについて、血流観測のサンプルライン上にて受信した信号を位相検波することによりドブラ変位周波数成分を抽出し、更に F F T 処理を施してサンプルライン上における血流速度を表すドブラ周波数分布を示すデータを生成する。

【 0 0 4 7 】

(C F M 処理部)

C F M (C o l o r F l o w M a p p i n g) 処理部 4 3 は、生体組織の血流情報をモノクロの B モード画像上にカラーで重ねてリアルタイム表示させるカラーフローマッピング法を実施するときに動作する。表示される血流情報としては、血流の速度、分散、パワー等がある。この血流情報は、2 値化情報として得られる。なお、「リアルタイム」は、超音波プローブ 2 を被検者にあてがいつつ超音波スキャンの結果に基づく超音波画像を取得できる程度の時間差を許容するものとする。

【 0 0 4 8 】

より具体的に説明すると、C F M 処理部 4 3 は、位相検波回路、M T I (M o v i n g T a r g e t I n d e c a t i o n) フィルタ、自己相関器、流速・分散演算器などを含んで構成される。C F M 処理部 4 3 は、生体組織の形態が反映された形態信号と、血流が反映された血流信号とをハイパスフィルタ処理 (M T I フィルタ処理) で分離し、自

10

20

30

40

50

己相関処理により血流の速度、分散、パワー等の血流情報を複数の位置について求める。
また、形態信号を低減するための非線形処理などを実施することもある。

【0049】

〔画像処理部〕

画像処理部5は、信号処理部4により生成されたデータに基づく各種の画像処理を行う。
たとえば、画像処理部5は、DSC(Digital Scan Converter)を有し、信号処理部4により生成された超音波走査に同期したデータを表示用のデータ(テレビ走査方式のデータ)に変換する処理、すなわちスキャンコンバージョン処理などの画像処理を行う。

【0050】

また、画像処理部5には、以下に説明するボリュームデータ生成部51とMPR処理部52が設けられている。

【0051】

(ボリュームデータ生成部)

ボリュームデータ生成部51は、信号処理部4のBモード処理部41により生成された各2次元スキャン面P1~Pnの画像データに補間処理を施すなどして、ボリュームデータ(ボクセルデータ)を生成する。ボリュームデータ生成部51は、たとえばDSCやマイクロプロセッサ等を含んで構成される。

【0052】

ボリュームデータに基づく擬似的な3次元画像を表示させる場合、画像処理部5は、このボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング(Volume Rendering)処理や、MIP(Maximum Intensity Projection)処理などの画像処理を施して表示用の画像データを生成する。制御部9は、生成された表示用の画像データに基づいて、擬似的な3次元画像を表示部81に表示させる。

【0053】

(MPR処理部)

MPR(Multi-Plannar Reconstruction)処理部52は、ボリュームデータ生成部51が生成したボリュームデータに対して断面変換処理を実行することにより、生体組織の任意の断面位置における断層画像(MPR画像)の画像データを生成する。このMPR処理部52は、たとえばDSCやマイクロプロセッサ等を含んで構成されている。

【0054】

ここで、信号処理部4(のBモード処理部41)及び画像処理部5は、この発明の「画像データ生成手段」の一例に相当するもので、超音波プローブ2による超音波の受信結果(送受信部3から出力されたデータ)に基づいて、生体組織の断層画像(ボリュームデータに基づくMPR画像)の画像データをするように機能する。

【0055】

〔情報記憶部〕

情報記憶部6は、ボリュームデータから生成されたMPR画像の断面位置を表す断面位置情報Dを記憶するもので、この発明の「記憶手段」の一例に相当している。この断面位置情報Dに示す断面位置は、たとえば、ボリュームデータに定義された3次元座標系を用いて表されている。

【0056】

断面位置情報Dは、患者ID等の患者識別情報に関連付けられて記憶される。制御部9は、患者識別情報を検索キーとして、目的の断面位置情報Dを検索することができる。また、断面位置情報Dは、そのMPR画像の画像データが生成された日時を示す検査日時情報にも関連付けられており、検査日時を検索キーとして検索可能に記憶されている。

【0057】

情報記憶部6は、たとえばメモリやハードディスクドライブ等の記憶装置を含んで構成されている。この情報記憶部6に対するデータの書き込み処理や読み出し処理は、マイク

10

20

30

40

50

ロプロセッサ等が行う。

【0058】

〔画像データ記憶部〕

画像データ記憶部7は、ボリュームデータ生成部51により生成されたボリュームデータVなどの画像データ（たとえばMPR画像の画像データ等）を記憶する。また、画像データに付帯されたDICOM付帯情報などの各種データも画像データ記憶部7に記憶される。

【0059】

この画像データ記憶部7は、たとえばDRAM(Dynamic Random Access Memory)等のメモリやハードディスクドライブなどの比較的大容量の記憶装置を含んで構成されている。この画像データ記憶部7に対するデータの書き込み処理や読み出し処理は、マイクロプロセッサ等(制御部9)が行う。

【0060】

〔使用形態〕

以上のような構成を具備するこの実施形態に係る超音波診断装置1の使用形態の一例について、図4～図7を参照しつつ説明する。

【0061】

ここでは、心臓のストレスエコー(検査)を実施する場合の超音波診断装置1の使用形態について説明する。ストレスエコーは、被検体に加えられた負荷により心筋の運動(機能)がどのように変化したかを観察する検査である。したがって、前述のように、負荷が加えられる前後(又は負荷の段階(フェーズ))について、心臓の同じ断面位置における画像を取得して、心筋の同じ部位を比較観察することが重要である。

【0062】

以下、運動や薬剤等のストレスが加わっていない状態(レストフェーズ; rest phase)における検査と、ストレスが被検体に加わった状態(ストレスフェーズ; stress phase)における検査とにおいて、心臓の(ほぼ)同じ断面位置の画像を取得するための超音波診断装置1の使用形態を説明する。

【0063】

〔レストフェーズにおける検査〕

最初に、レストフェーズにおける検査を行う。そのために、まず、被検体の体表面や超音波プローブ2の超音波出力面に超音波ゼリー等のカップリング媒体を塗布し、心臓の心尖部近傍の体表面に超音波プローブ2を当接させて(心尖部アプローチ)、超音波の3次元スキャンを行う(S1)。

【0064】

超音波プローブ2による受信結果は、送受信部3を介してBモード処理部41に送られる。Bモード処理部41は、送受信部3から入力されたデータに基づいて断層画像の画像データを生成する。それにより、図2(B)に示す各2次元スキャン面P1、P2、・・・、Pnにおける断層画像の画像データが得られる。

【0065】

ボリュームデータ生成部51は、Bモード処理部41により生成されたこれらの画像データに基づいてボリュームデータを生成する(S2)。生成されたボリュームデータは、たとえば画像データ記憶部7に保存される。

【0066】

ここで、ステップS1、S2は、所定の時間間隔で反復される。それにより、所定の時間間隔(フレームレート)でボリュームデータが取得される。画像データ記憶部7に記憶されるボリュームデータは、この所定のフレームレートで取得される複数のボリュームデータを含むものである。

【0067】

MPR処理部52は、生成されたボリュームデータに基づいてMPR画像の画像データを生成する(S3)。制御部9は、このMPR画像を表示部81に表示させる(S4)。

なお、場合によっては、ステップ S 1 の 3 次元スキャンにより得られたデータから直接に M P R 画像の画像データを生成することもできる。

【 0 0 6 8 】

なお、ステップ S 3 において、心臓の異なる複数の断面位置における M P R 画像を表示することができる。また、この使用形態では、3 次元超音波スキャン（ボリュームスキャン）を用いた心尖部アプローチを行っているので、心臓の任意の断面位置における M P R 画像を取得し表示することが（原理的に）可能である。それにより、たとえば、心臓の壁運動の評価に最適な左室短軸断層の M P R 画像を任意のレベル（心尖部と心基部とを結んだ方向の任意の位置（深さ））で表示することができる。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 3、S 4 において、M P R 処理部 5 2 は、所定のフレームレートで取得されるボリュームデータに基づいて、所定の断面位置における M P R 画像の画像データを順次に生成し、制御部 9 は、この順次に生成される M P R 画像を所定のフレームレートで表示部 8 1 に表示させるように動作する。

【 0 0 7 0 】

ここで、ユーザは、必要に応じて操作部 8 2 を操作して所望の断面位置を指定する。M P R 処理部 5 2 は、所定のフレームレートで取得されるボリュームデータに基づいて、ユーザが指定した断面位置の M P R 画像の画像データを生成する。制御部 9 は、この順次に生成される M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。それにより、ユーザが指定した断面位置における心臓の M P R 画像の動画像（所定のフレームレート）が表示部 8 1 に表示されることになる。

【 0 0 7 1 】

図 5 は、ステップ S 4 における M P R 画像の表示態様の一例を表している。同図には、複数の M P R 画像が表示される断層画像表示画面 1 0 0 0 が記載されている。この断層画像表示画面 1 0 0 0 には、5 つの M P R 画像がそれぞれ表示される 5 つの表示領域 1 0 0 1 ~ 1 0 0 5 が設けられている。

【 0 0 7 2 】

画面縦方向に配列された表示領域 1 0 0 1、1 0 0 2、1 0 0 3 には、それぞれ、心尖部レベル、乳頭筋レベル、心基部レベルの左室短軸断層の M P R 画像の動画像 G 1、G 2、G 3 が表示される。

【 0 0 7 3 】

ここで、断層画像表示画面 1 0 0 0 に表示させる M P R 画像の断面位置や枚数は、A S E（American Society of Echocardiography；アメリカ心エコー図学会）等で推奨されている部位（セグメント）が全て含まれるように設定することが望ましい。また、それよりも詳細に心臓を観察するために、たとえば心臓の 1 6 個の断面位置を設定するなどして、より多数の断面位置の M P R 画像を表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 4 】

また、断層画像表示画面 1 0 0 0 には、上記の 3 つの左室短軸断層の M P R 画像 G 1 ~ G 3 に加え、心尖四腔断層、心尖二腔断層の M P R 画像の動画像 G 4、G 5 が、それぞれ表示領域 1 0 0 4、1 0 0 5 に表示されている。

【 0 0 7 5 】

ユーザは、表示領域 1 0 0 4、1 0 0 5 の下方に表示された断面位置変更操作部 1 0 0 6 に示す断面位置を操作部 8 2 にて移動させることにより（たとえば、断面位置を示す図中の平面を所望の断面位置にドラッグすることにより）、各表示領域 1 0 0 1 ~ 1 0 0 5 に表示される M P R 画像の断面位置をそれぞれ変更することができる。

【 0 0 7 6 】

また、ユーザは、断層画像表示画面 1 0 0 0 に表示された M P R 画像を観察しながら超音波プローブ 2 の被検体への当て方を調節して、心臓の壁運動の状態を適切に観察できる断面位置の動画像（特に左室短軸断層の動画像 G 1、G 2、G 3）が表示されるようにす

10

20

30

40

50

る（Ｓ５）。

【００７７】

適切な断面位置の動画像を表示させたら、ユーザは、操作部８２により、画像データを保存するための所定の操作を行う（Ｓ６）。この所定の操作としては、たとえばマウスのダブルクリックなどを行う。所定の操作が行われると、制御部９は、この適切な断面位置の動画像の基になっている所定のフレームレートのポリウムデータを、レストフェーズのポリウムデータＶ１として画像データ記憶部７に保存する（Ｓ７）。

【００７８】

ここで、ポリウムデータＶ１を保存する代わりに、表示領域１００１～１００５にそれぞれ表示されているＭＰＲ画像の動画像Ｇ１～Ｇ５の画像データを保存するように構成してもよいし、ポリウムデータＶ１と動画像Ｇ１～Ｇ５の画像データの双方を保存するようにしてもよい。

10

【００７９】

また、制御部９は、このレストフェーズにおける適切な断面位置を表す断面位置情報Ｄ１を、情報記憶部６に保存する（Ｓ８）。この断面位置情報Ｄ１には、たとえば各表示領域１００１～１００５に表示されているＭＰＲ画像の動画像Ｇ１～Ｇ５の断面位置（ポリウムデータＶ１に定義されている３次元座標系により表現されている。）が含まれている。以上で、レストフェーズにおける検査は終了となる。

【００８０】

〔ストレスフェーズにおける検査〕

20

続いて、ストレスフェーズにおける検査を行う。そのためにまず、ユーザは、ストレスフェーズのＭＰＲ画像を表示する画面、たとえば図６に示す断層画像比較画面２０００を表示部８１に表示させる（Ｓ９）。

【００８１】

この断層画像比較画面２０００には、異なる２つのフェーズの画像を並べて表示するための表示領域２００１～２００４が設けられている。図６においては、レストフェーズにおけるＭＰＲ画像が表示領域２００１、２００２にそれぞれ表示され、ストレスフェーズにおけるＭＰＲ画像が表示領域２００３、２００４にそれぞれ表示されるようになっている。

【００８２】

30

制御部９は、ステップＳ７にて保存されたレストフェーズのポリウムデータＶ１を画像データ記憶部７から読み出してＭＰＲ処理部５２に送るとともに、ステップＳ８にて保存された断面位置情報Ｄ１をＭＰＲ処理部５２に送る。

【００８３】

ＭＰＲ処理部５２は、ポリウムデータＶ１と断面位置情報Ｄ１に基づいて、レストフェーズのＭＰＲ画像の画像データを生成する。制御部９は、生成された画像データに基づいて、レストフェーズのＭＰＲ画像を、断層画像比較画面２０００に表示させる（Ｓ１０）。

【００８４】

40

図６に示す断層画像比較画面２０００の表示領域２００１、２００２には、このような表示処理による表示態様の一例として、心尖四腔断層、心尖二腔断層のＭＰＲ画像の動画像Ｇ４、Ｇ５がそれぞれ表示されている。なお、表示領域２００１に表示する画像は、動画像である必要はなく、心拍の或る時相における静止画像であってもよい。

【００８５】

また、上記のステップＳ１０では、ポリウムデータＶ１に基づくＭＰＲ画像を表示するようになっているが、ステップＳ７でＭＰＲ画像の画像データを保存し、このＭＰＲ画像をステップＳ１０で表示させる場合には、たとえばユーザが操作部８２を操作して指定された断面位置のＭＰＲ画像を選択的に表示領域２００１、２００２に表示させるように構成することができる。

【００８６】

50

さて、ユーザは、ストレスが加えられた心臓の画像を取得するために、（必要に応じて超音波ゼリー等を塗布し、）心臓の心尖部近傍の体表面に超音波プローブ2を当接させて、超音波の3次元スキャンを行う（S11）。

【0087】

超音波プローブ2による受信結果は、送受信部3を介してBモード処理部41に送られて断層画像の画像データが生成される。更に、ボリュームデータ生成部51は、Bモード処理部41により生成された断層画像の画像データに基づいてボリュームデータを生成する（S12）。ステップS11、S12は、ステップS1、S2と同様に所定の時間間隔で反復され、それにより、所定のフレームレートでボリュームデータが取得される。

【0088】

MPR処理部52は、生成されたボリュームデータと断面位置情報D1とに基づいて、断面位置情報D1に示す断面位置におけるMPR画像（ここでは心尖四腔断層、心尖二腔断層）の画像データを生成する（S13）。制御部9は、この心尖四腔断層及び心尖二腔断層のMPR画像を断層画像比較画面2000に表示させる（S14）。

【0089】

それにより、図6に示すように、断層画像比較画面2000の表示領域2003、2004には、ストレスフェーズにおける心尖四腔断層、心尖二腔断層のMPR画像の動画像G4'、G5'が、所定のフレームレートでリアルタイム表示される。これらのMPR画像G4'、G5'は、それぞれ、レストフェーズにおけるMPR画像G4、G5の断面位置に合わせた断面位置を有している。

【0090】

図6においては、表示領域2001と表示領域2003とが並んで配設されており、表示領域2002と表示領域2004とが並んで配設されている。

【0091】

表示領域2001には、レストフェーズの心尖四腔断層のMPR画像（動画像）G4が表示され、表示領域2003には、ストレスフェーズの心尖四腔断層のMPR画像（動画像）G4'が表示される。それにより、ユーザは、フェーズの異なる心尖四腔断層のMPR画像G4、G4'を容易に比較観察できる。

【0092】

また、表示領域2002には、レストフェーズの心尖二腔断層のMPR画像（動画像）G5が表示され、表示領域2004には、ストレスフェーズの心尖二腔断層のMPR画像（動画像）G5'が表示される。それにより、ユーザは、フェーズの異なる心尖二腔断層のMPR画像G5、G5'を容易に比較観察できる。

【0093】

ここで、ユーザは、必要に応じて、心尖四腔断層のMPR画像G4'の断面位置がMPR画像G4と同じになるように（又は、心尖二腔断層のMPR画像G5'の断面位置がMPR画像G5と同じになるように）、被検体に対する超音波プローブ2の当て方を調節する。すなわち、ユーザは、表示領域2001、2003に表示される画像を比較観察しつつ、これら表示領域2001、2003に（ほぼ）同じ断面位置のMPR画像が表示されるように、超音波プローブ2の当て方を調節する（S15）。

【0094】

このようにして一つの断面位置を一致させることにより、その他の断面位置（心尖二腔断層、心尖部レベル、乳頭筋レベル、心基部レベルの左室短軸断層等）についても一致することになる。

【0095】

リアルタイム表示されているストレスフェーズのMPR画像G4'の断面位置と、レストフェーズのMPR画像G4の断面位置とを合わせたら、ユーザは、画像データの保存を要求する所定の操作を行う（S16）。所定の操作が行われると、制御部9は、所定のフレームレートでリアルタイムに生成される、ストレスフェーズのボリュームデータV2を画像データ記憶部7に保存する（S17）。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 6 】

ここで、ボリュームデータV2を保存する代わりに、表示領域2003、2004にそれぞれ表示されているMPR画像の動画像G4'、G5'の画像データを表示するように構成してもよいし、ボリュームデータV2と動画像G4'、G5'の画像データの双方を保存するようにしてもよい。

【 0 0 9 7 】

また、制御部9は、このストレスフェーズにおけるMPR画像の断面位置を表す断面位置情報D2を、情報記憶部6に保存する(S18)。この断面位置情報D2には、たとえば各表示領域2003、2004に表示されているMPR画像の動画像G4'、G5'の断面位置(ボリュームデータV2に定義されている3次元座標系により表現されている。)が含まれている。

10

【 0 0 9 8 】

次のフェーズ(たとえばより高負荷のストレスフェーズ)がある場合(S19;Y)、上記のステップS11~S18を繰り返す。この次のフェーズにおいて、レストフェーズ以外のフェーズ(たとえば一つ前のフェーズ)のMPR画像を当該次のストレスフェーズのMPR画像とともに表示させることができる。全てのフェーズについての観察が終わったら(S19;N)、ストレスフェーズにおける検査は終了となる。

【 0 0 9 9 】

なお、ストレスフェーズにおける検査回数は、観察対象の生体組織の病態やストレスの負荷の程度などに応じて適宜に決定される。また、ストレスフェーズにおける検査回数は、事前に決定してもよいし、中間的な検査結果等に応じて適宜に決定するようにしてもよい。

20

【 0 1 0 0 】

上記のストレスフェーズの検査では、図6に示す断層画像比較画面2000に表示された心尖四腔断層又は心尖二腔断層のMPR画像の断面位置のフェーズ間における位置合わせを行ったが、その他のMPR画像、たとえば左室短軸断層のMPR画像を用いて断面位置の位置合わせを行うこともできる。

【 0 1 0 1 】

図7は、左室短軸断層のMPR画像を比較観察するための断層画像比較画面3000の一例である。この断層画像比較画面3000には、MPR画像が表示される表示領域3001~3006が設けられている。

30

【 0 1 0 2 】

並んで配設された表示領域3001、3004には、それぞれレストフェーズ、ストレスフェーズにおける心尖部レベルの左室短軸断層のMPR画像G1、G1'が表示されている。それにより、ユーザは、レストフェーズとストレスフェーズにおける心尖部レベルの左室短軸断層のMPR画像G1、G1'を容易に比較観察できる。なお、ストレスフェーズのMPR画像G1'は、断面位置情報D1に基づいてボリュームデータV2から生成され、レストフェーズのMPR画像G1に合わせた断面位置を有している(以下同様)。

【 0 1 0 3 】

同様に、表示領域3002、3005には、それぞれレストフェーズ、ストレスフェーズにおける乳頭筋レベルの左室短軸断層のMPR画像G2、G2'が表示されており、表示領域3003、3006には、それぞれレストフェーズ、ストレスフェーズにおける心基部レベルの左室短軸断層のMPR画像G3、G3'が表示されている。それにより、ユーザは、レストフェーズとストレスフェーズにおける乳頭筋レベル、心基部レベルの左室短軸断層のMPR画像G1、G1'をそれぞれ容易に比較観察できる。

40

【 0 1 0 4 】

ユーザは、ステップS15と同様に、必要に応じて、心尖部レベルのMPR画像G1'の断面位置がMPR画像G1と同じになるように(又は、乳頭筋レベル若しくは心基部レベルのMPR画像G2'、G3'の断面位置がMPR画像G2、G3と同じになるように)、被検体に対する超音波プローブ2の当て方の調節を行うことができる。

50

【0105】

また、この断層画像比較画面3000には、異なるフェーズのMPR画像を表示させるためのフェーズ切換操作部3010、3020が設けられている。なお、ストレスの段階としては、ストレス無し（レストフェーズ；薬剤等のストレスが無い状態）、低ストレス（Low dose；薬剤等のストレスが低い状態）、高ストレス（High dose；薬剤等のストレスが高い状態）などがある。

【0106】

図7に示す表示状態においてフェーズ切換操作部3010を操作する（左右いずれかの矢印をマウスでクリックする）と、表示領域3001、3002、3003に表示される画像が、それぞれ、レストフェーズのMPR画像G1、G2、G3から、たとえば、低ス 10
トレス状態のフェーズにおけるMPR画像G1'、G2'、G3'に切り換えられる。この表示画像の切換処理は、ユーザインターフェイス8からの信号を受けた制御部9により実行される（以下同様）。

【0107】

また、図7に示す表示状態においてフェーズ切換操作部3020を操作する（左右いずれかの矢印をマウスでクリックする）と、表示領域3004、3005、3006に表示される画像が、それぞれ、低ストレス状態のフェーズのMPR画像G1'、G2'、G3'から、たとえば、高ストレス状態のフェーズにおけるMPR画像G1''、G2''、G3''（図示せず）に切り換えられる。

【0108】

なお、フェーズ切換操作部3010、3020の一方が操作されて表示画像が切り換えられたときに、同じフェーズの画像が表示されてしまう場合などには、他方の側の表示領域に表示される画像を自動的に切り換えて、異なるフェーズの画像を表示するようにしてもよい。

【0109】

[作用・効果]

この実施形態に係る超音波診断装置1の作用及び効果について説明する。この超音波診断装置1は、心臓等の生体組織の断層画像（MPR画像）の画像データが取得されたときに、その断層画像の断面位置を表す断面位置情報D（D1）を情報記憶部6に記憶するようになっている。そして、この生体組織の新たな断層画像の画像データを取得するときに 30
、過去に取得された断層画像の画像データの断面位置情報Dに示す断面位置に合わせて新たな断層画像の画像データを取得し、この新たな断層画像と過去の断層画像とを並べて表示するように作用するものである。

【0110】

特に、3次元超音波スキャンを行ってボリュームデータを取得する超音波診断装置1を用いてストレスエコーを実施する場合に、過去のフェーズにおける検査で記憶したMPR画像の断面位置情報Dに基づいて、この過去のフェーズのMPR画像に合わせた断面位置のMPR画像をリアルタイムで表示させるように作用するものである。

【0111】

このような超音波診断装置1によれば、生体組織の経時的変化を観察する検査（たとえばストレスエコー、経過観察、治療前治療後観察（予後フォロー等の定期検診など）、術前術後観察など）において、過去の検査にて観察した断層画像に合わせた断面位置の断層画像を自動的に取得することができるので、生体組織の同じ断面位置における断層画像を容易に取得することが可能である。

【0112】

また、超音波診断装置1によれば、過去の検査における断層画像と新たな検査における断層画像とが、互いの断面位置が合わせられた状態で並べて表示されるので、これらの画像を容易に比較観察することができる。

【0113】

また、ユーザは、必要に応じて、超音波プローブ2の当て方を調節するだけで、新たな 50

断層画像の断面位置を過去の断層画像に一致させることができるので、生体組織の経時的变化を観察するストレスエコー検査等の検査を簡便に行うことができるとともに、検査時間の短縮を図ることができる。

【 0 1 1 4 】

また、超音波診断装置 1 によれば、図 6、図 7 にも示すように、断面位置が合わせられた過去の断層画像と新たな断層画像との対を複数同時に表示することができる。それにより、ユーザは、生体組織の様々な断面位置の画像を比較観察しながら総合的な診断を行うことが可能である。

【 0 1 1 5 】

[変形例]

以上に詳述したこの実施形態の超音波診断装置 1 には、たとえば次のような変形を施すことが可能である。

【 0 1 1 6 】

[第 1 の変形例]

上記の実施形態においては、新たな画像をリアルタイムで取得する場合における使用形態を説明したが、過去の異なる複数の日時（日又は時刻が異なるタイミング）において取得された画像を比較観察（レビュー）する場合についても、この発明を適用することが可能である。

【 0 1 1 7 】

なお、この発明においては、異なる 2 つの日時において取得された画像を比較する場合において、先の日時に取得された画像を「過去の」画像と称し、後の日時に取得された画像を「新たな」画像と称することがある。

【 0 1 1 8 】

さて、ストレスエコー等の生体組織の経時的变化を観察する検査のレビューは、たとえば図 8 に示す断層画像比較画面 4 0 0 0 を用いて行う。この断層画像比較画面 4 0 0 0 には、図 7 の断層画像比較画面 3 0 0 0 と同様に、表示領域 4 0 0 1 ~ 4 0 0 6 が設けられている。また、断層画像比較画面 4 0 0 0 には、図 7 と同様のフェーズ切換操作部 4 0 1 0、4 0 2 0 が設けられている。

【 0 1 1 9 】

表示領域 4 0 0 1、4 0 0 4 には、それぞれレストフェーズ、ストレスフェーズにおける心尖部レベルの左室短軸断層の M P R 画像 G 1、G 1 ' が表示されている。これらの M P R 画像 G 1、G 1 ' は、たとえば図 4 のステップ S 1 5 のようにして互いの断面位置が一致されている。

【 0 1 2 0 】

また、表示領域 4 0 0 2、4 0 0 5 には、それぞれレストフェーズ、ストレスフェーズにおける乳頭筋レベルの左室短軸断層の M P R 画像 G 2、G 2 ' が表示されている。これらの M P R 画像 G 2、G 2 ' も、同様に互いの断面位置が一致されている。

【 0 1 2 1 】

また、表示領域 4 0 0 3、4 0 0 6 には、それぞれレストフェーズ、ストレスフェーズにおける心基部レベルの左室短軸断層の M P R 画像 G 3、G 3 ' が表示されている。これらの M P R 画像 G 3、G 3 ' も、同様に互いの断面位置が一致されている。

【 0 1 2 2 】

なお、各 M P R 画像のボリュームデータが保存されている場合においては、ユーザは、必要に応じて、M P R 画像の断面位置を調整することができる。この断面位置の調整は、たとえば、断面の変更対象の M P R 画像をマウス等でクリックして指定するとともに、断面位置変更操作部 4 0 3 0 をマウス等でドラッグアンドドロップすることにより行うことができる。

【 0 1 2 3 】

なお、各 M P R 画像のボリュームデータが保存されている場合において、比較観察の対象となる一対の M P R 画像（たとえば M P R 画像 G 1、G 1 ' ）を指定した後に断面位置

10

20

30

40

50

変更操作部 4030 を操作すると、この一対の MPR 画像の断面位置をまとめて変更することができる。

【0124】

より具体的に説明すると、たとえば一対の MPR 画像 G1、G1' を指定して断面位置変更操作部 4030 により新たな断面位置を設定すると、制御部 9 は、新たな断面位置の設定内容（ボリュームデータ V1、V2 に定義された 3 次元座標系で表現される情報である。）を MPR 処理部 52 に送るとともに、画像データ記憶部 7 からボリュームデータ V1、V2 をそれぞれ読み出して MPR 処理部 52 に送る。MPR 処理部 52 は、ボリュームデータ V1 に基づいて、設定された新たな断面位置の MPR 画像の画像データを生成するとともに、ボリュームデータ V2 に基づいて、設定された新たな断面位置の MPR 画像の画像データを生成する。制御部 9 は、MPR 処理部 52 により生成された画像データに基づいて、レストフェーズにおける当該新たな断面位置の MPR 画像を表示領域 4001 に表示させるとともに、ストレスフェーズにおける当該新たな断面位置の MPR 画像を表示領域 4002 に表示させる。

10

【0125】

なお、この変形例では、異なる 2 つのフェーズの MPR 画像を並べて表示させているが、この発明においては、3 つ以上のフェーズの MPR 画像を並べて表示するようにしてもよい。その場合、このような断面位置の一括変更は、全てのフェーズの MPR 画像（比較対象となる 3 つ以上の MPR 画像の組）に対してまとめて行うように構成することができる。

20

【0126】

このような断面位置の一括変更を可能とすることにより、各フェーズについて所望の断面位置を個別に設定する必要がなくなるので、レビュー作業の効率化及び短時間化を図ることが可能なる。

【0127】

また、この断層画像比較画面 4000 には、ポーラマップ（polar map；bull's eye などとも呼ばれる。）4040 が表示されている。ポーラマップ 4040 は、3 次元の心臓を 2 次元画像上に投影したもので、心臓の部分領域の運動状態を数値化した結果を色の分布や数値によって表現するものである。

30

【0128】

ポーラマップ 4040 により表現される生体組織（心臓）の運動状態としては、たとえば、心臓壁の変位、当該変位の速度、捻れ運動、当該捻れ運動の速度、伸縮（ショートニング）、当該伸縮の速度、心臓壁の運動のストレイン、ストレインレート、相対回転勾配などがある。

【0129】

この変形例におけるポーラマップ 4040 は、たとえば断層画像比較画面 4000 に表示されている 2 つのフェーズにおける同じ断面位置の MPR 画像について、各部分領域の運動状態を表す数値の差分値を表現するために用いられる。

【0130】

MPR 画像 G1、G1' に基づいて表示されるポーラマップ 4040 について説明する。制御部 9 は、各 MPR 画像 G1、G1' の各部分領域（ボリュームデータ V1、V2 に定義された 3 次元座標値により表現される。）について、従来と同様の手法を用いて、その運動状態を数値化する。そして、各部分領域について、たとえば MPR 画像 G1' 側の数値から MPR 画像 G1 側の数値を減算した差を演算する。そして、この差の値を色や数値で表現したポーラマップ 4040 を表示させる。

40

【0131】

このようなポーラマップ 4040 を用いることにより、異なるフェーズにおける当該断面位置の運動状態の変化を定量的に評価することができるので、診断の信頼性や効率性の向上を図ることができる。

【0132】

50

なお、心臓壁など比較的動きの速い生体組織の運動の速度を計測して２次元カラー表示するTDI (Tissue Doppler Imaging; 組織ドブラ法) など、その他の手法を適用することにより、生体組織の運動状態の変化を定量的に評価することも可能である。

【０１３３】

以上のような変形例によれば、異なる日時に取得された同じ断面位置の断層画像を自動的に並べて表示することができるので、生体組織の経時的变化を観察する検査のレビューにおける画像の比較観察を容易化することが可能である。

【０１３４】

なお、心臓（生体組織）のストレスエコー検査では、ストレスの有無や程度に応じて心筋の運動がどのように変化したかを観察するので、心臓の同一断面の経時的比較（フェーズ間の比較）はクリティカルなものである。

【０１３５】

〔第２の変形例〕

上記の実施形態では、生体組織を超音波で３次元スキャンしながらリアルタイムで画像観察を行う場合について説明したが、この発明は、心電同期（心拍同期）による生体組織（心臓）の観察にも適用することが可能である。

【０１３６】

図９は、心電同期による生体組織の観察に適したこの発明に係る超音波診断装置の構成例を表している。同図に示す超音波診断装置１０は、上記の実施形態の超音波診断装置１

10

20

に心電計１１を追加した構成を有している。

【０１３７】

心電計１１は、心臓の電氣的な活動の時間変化を記録したグラフ（心電図）を作成する装置である。心電計１１は、従来と同様に、被検者の体表面に貼付される複数の電極と、この複数の電極が検出する電位差の時間変化に基づいて心電図を作成する回路とを含んで構成される。作成された心電図（心臓の電氣的活動の時間変化を表す情報）は、制御部９によって表示部８１に表示されるようになっている。この心電計１１は、この発明の「心電図作成手段」の一例として機能するものである。

【０１３８】

また、制御部９は、心電計１１から入力される心電図の周期Ｔを取得する。心電図の周期Ｔは、たとえば隣接するＲ波とＲ波との間隔（Ｒ－Ｒ間隔）を検出することにより取得する。更に、制御部９は、取得した心電図の周期Ｔに応じた制御信号を送受信部３に送信する。

30

【０１３９】

送受信部３は、この制御信号に基づいて超音波プローブ２を駆動して超音波を発信させる。超音波プローブ２は、心電図の周期Ｔ毎に心臓の複数の部分領域を巡回的にスキャンしながら超音波を発信する。

【０１４０】

たとえば、心臓をｋ個の部分領域Ｑ１～Ｑｋ（ $i = 1 \sim k$ は、超音波スキャンの順序を表す。）に分割した場合、超音波プローブ２は、最初の１周期Ｔの間に部分領域Ｑ１をスキャンし、次の１周期Ｔの間に部分領域Ｑ２をスキャンし、・・・、という要領で最後の部分領域Ｑｋまでスキャンしたら、その次の１周期Ｔの間に最初の部分領域Ｑ１をスキャンするように動作する。

40

【０１４１】

超音波プローブ２が逐次に受信した反射超音波の受信結果は、送受信部３を介してＢモード処理部４１に送られる。Ｂモード処理部４１は、逐次に入力される受信結果に基づいて断層画像の画像データを生成し、ボリュームデータ生成部５１に入力する。

【０１４２】

ボリュームデータ生成部５１は、逐次に入力される断層画像の画像データに基づいて、各部分領域Ｑ_{*i*}（ $i = 1 \sim k$ ）のボリュームデータ W_i を順次に生成する。各ボリューム

50

データ W_i は、制御部 9 により画像データ記憶部 7 に保存される（図 9 参照）。

【0143】

更に、MPR 処理部 52 は、順次に生成されるボリュームデータ W_i に基づいて、対応する部分領域 Q_i の MPR 画像の画像データを順次に生成する。この MPR 画像の断面位置は、たとえばユーザによって設定される（断面位置情報 E によって自動的に設定される場合もある；後述）。

【0144】

制御部 9 は、MPR 処理部 52 が順次に生成する画像データに基づいて、部分領域 $Q_1 \sim Q_k$ に対応する MPR 画像を順次に表示部 81 に表示させる。このとき、制御部 9 は、部分領域 $Q_1 \sim Q_k$ に対応する MPR 画像を、たとえば心電図の周期 T に同期させて順次に表示させるようになっている。

10

【0145】

心臓を 4 つの部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ に分割する場合の MPR 画像の表示態様の一例について、図 10 を参照しつつ説明する。図 10 に示す超音波画像（所定の断面位置における MPR 画像）の表示領域 Q' は、4 つの部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ に対応する表示領域 $Q_1' \sim Q_4'$ に分割されている。

【0146】

制御部 9 は、部分領域 Q_1 に対応するボリュームデータ W_1 に基づく MPR 画像を表示領域 Q_1' に表示させる。次の 1 周期 T が経過して、部分領域 Q_2 に対応するボリュームデータ W_2 に基づく MPR 画像の画像データが生成されると、この MPR 画像を表示領域 Q_2' に表示させる。次の 1 周期 T が経過して、部分領域 Q_3 に対応するボリュームデータ W_3 に基づく MPR 画像の画像データが生成されると、この MPR 画像を表示領域 Q_3' に表示させる。次の 1 周期 T が経過して、部分領域 Q_4 に対応するボリュームデータ W_4 に基づく MPR 画像の画像データが生成されると、この MPR 画像を表示領域 Q_4' に表示させる。

20

【0147】

更に 1 周期 T が経過して、部分領域 Q_1 に対応するボリュームデータ W_1 に基づく MPR 画像の画像データが再び生成されると、この部分領域 Q_1 の新たな MPR 画像を表示領域 Q_1' に表示させる。

【0148】

制御部 9 は、この要領で、表示領域 $Q_1' \sim Q_4'$ に表示される部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ の MPR 画像を 1 周期 T 毎に巡回的に更新していく。

30

【0149】

他の表示態様を説明する。この表示態様では、部分領域 Q_i の個数 k に応じた時間間隔（ $k \times$ 周期 T）毎に MPR 画像の表示を更新する。図 10 を参照して具体的に説明する。制御部 9 は、1 周期 T 毎に生成される部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ の MPR 画像を、4 周期（ $= 4T$ ）毎に全て更新する。

【0150】

すなわち、前述したように、部分領域 $Q_1 \sim Q_4$ に対応する新たな 4 つの MPR 画像は 4 周期毎に生成されるが、制御部 9 は、これら新たな 4 つの MPR 画像について、部分領域 Q_1 の MPR 画像を表示領域 Q_1' に、部分領域 Q_2 の MPR 画像を表示領域 Q_2' に、部分領域 Q_3 の MPR 画像を表示領域 Q_3' に、部分領域 Q_4 の MPR 画像を表示領域 Q_4' に、それぞれ一度に表示させることにより、表示画像の 4 周期毎の更新を行う。

40

【0151】

なお、心電同期を伴う超音波画像の撮影における画像の表示態様は、以上に説明したもの限定されるものではない。

【0152】

さて、以上の準備を基に、この発明に係る処理について説明する。この超音波診断装置 10 には、図 9 に示すように、過去に取得された MPR 画像の断面位置を表す断面位置情報 E が保存されている。また、この MPR 画像の基になったボリュームデータ W も保存さ

50

れている。このボリュームデータWは、心臓の部分領域Q 1 ~ Q k に対応するk 個のボリュームデータを含んでいる。

【0153】

なお、上記の実施形態と同様に、ボリュームデータWを保存する代わりに、又は、ボリュームデータWとともに、このボリュームデータWを基に過去に生成されたMPR画像の画像データを保存するようにしてもよい。

【0154】

心電同期の手法を用いて当該心臓の新たな超音波画像を取得するとき、制御部9は、心臓の分割形態を表す分割情報（たとえば情報記憶部6に記憶されている。）に基づいて、今回の検査における心臓の部分領域を設定する。

10

【0155】

なお、分割情報は、たとえば、部分領域の個数kの情報を含んでいてもよいし、各部分領域の範囲（超音波スキャンの範囲や表示画像の範囲等）の情報を含んでいてもよい。制御部9は、この分割情報に基づいて、心臓の部分領域を設定するとともに、ボリュームデータ生成部51やMPR処理部52による画像データの生成処理の設定や、MPR画像を表示するときの表示領域の個数などを設定する。以下、部分領域の個数k = 4とする。

【0156】

また、制御部9は、情報記憶部6に記憶された断面位置情報EをMPR処理部52に送る。それにより、MPR処理部52は、この断面位置情報Eに示す断面位置のMPR画像の画像データを生成するように動作する。

20

【0157】

表示部81には、たとえば図7と同様の断層画像比較画面が表示されている。この断層画像比較画面には、図10と同様の表示領域Q'、R'（図示せず）が設けられている。表示領域Q'には、過去のMPR画像が表示されている。その表示態様は、たとえば前述の4周期毎の一括更新が適用される。一方、表示領域R'には、今回の検査で取得されるMPR画像が、同じ表示態様で表示されることになる（後述）。

【0158】

ここで、過去の検査は、ストレスエコー検査のレストフェーズにおける検査であり、今回の検査は、ストレスフェーズの検査であるとする。したがって、今回の検査における心電図の周期T'は、過去の検査における周期Tよりも短くなるのが一般的である（ $T' < T$ ）。

30

【0159】

制御部9は、心電計11から入力される心電図に基づいて周期T'を検出する。超音波診断装置10は、この周期T'でボリュームデータ、そしてMPR画像の画像データを生成する。このとき、過去の検査における断面位置情報Eに示す断面位置に合わせて、新たなMPR画像を生成するようになっている。

【0160】

制御部9は、表示領域R'に表示させるMPR画像を4周期（ $= 4T'$ ）毎に一括更新する。このとき、制御部9は、過去のMPR画像についても、この4周期（ $= 4T'$ ）に同期させて一括更新する（すなわち、4周期（ $= 4T'$ ）毎に一括更新するようにする。それにより、過去のMPR画像と新たなMPR画像の双方は、周期T'に同期されて表示されることになる（周期：表示の更新間隔 = 1 : 4）。

40

【0161】

なお、過去のMPR画像と新たなMPR画像の表示態様は、これに限定されるものではない。その一例として、 $T' < T$ を考慮し、過去のMPR画像の全体のうち、周期Tと周期T'との比率に応じた画像領域の表示を省略するようにしてもよい。たとえば、 $T' : T = 1 : 2$ である場合、過去のMPR画像のうち、周期Tの前半の $T/2$ の間に行うスキャンに相当する画像を、周期T'に同期させて巡回的に表示させる。このとき、各周期T、T'の間にスキャンを行う範囲は同じであるが、取得されるボリュームデータの個数が相異なることになる。

50

【0162】

この変形例によれば、心電同期の手法を用いて生体組織の経時的変化を観察する検査において、過去の検査にて観察した断層画像に合わせた断面位置の断層画像を自動的に取得することができるので、この生体組織の同じ断面位置における断層画像を容易に取得することが可能である。

【0163】

また、過去の検査における断層画像と新たな検査における断層画像とが並べて表示されるので、これらの画像を容易に比較観察することができる。特に、心電図の周期に同期して双方の断層画像を表示することにより、心拍の所望の時相における心臓の状態を容易に把握することが可能になる。

10

【0164】

また、ユーザは、必要に応じて超音波プローブ2の当て方を調節するだけで、新たな断層画像の断面位置を過去の断層画像に一致させることができるので、生体組織の経時的変化を観察する検査を簡便に行うことができ、検査時間の短時間化も図ることができる。

【0165】

更に、上記の実施形態と同様に、断面位置が合わせられた過去の断層画像と新たな断層画像との対を複数同時に表示することにより、ユーザは、生体組織の様々な断面位置の画像を比較観察しながら総合的な診断を行うことが可能である。

【0166】

〔第3の変形例〕

この変形例に係る超音波診断装置は、撮影モードを変更したときに、変更された撮影モードに応じた断面位置の断面画像を取得するように作用するものである。

20

【0167】

ここで、撮影モードとは、観察対象の生体組織の違いや撮影手法の違いなどに応じてあらかじめ設定された撮影形態を意味する。この撮影モードとしては、たとえば、心臓のストレスエコー検査を行うための「ストレスエコーモード」、腹部の内部状態を観察するための「腹部モード」、胎児の状態を観察するための「胎児モード」などがある。なお、撮影モードは、各モード毎に使用されるプログラム（プロトコル）が設けられていることから、「プロトコル」と呼ばれることがある。

【0168】

このような撮影モードは、その撮影モードに適した超音波プローブ2による超音波の走査形態（走査制御用のプログラム）や、画像処理部5等による画像データの生成形態（画像データを生成するプログラム）を適用するように装置各部を動作させるものである。

30

【0169】

撮影モードの設定は、ユーザインターフェイス8を用いて行う。たとえば、表示部81に表示された撮影モード設定用の画面に対して、ユーザが操作部82を用いて所望の撮影モードを指定する。制御部9は、その指定結果に応じて装置各部を指定された撮影モードに応じた状態に設定する。

【0170】

この変形例に係る処理の一例として、ストレスエコーのレストフェーズにおける検査の終了後に腹部の検査を行い、それからストレスエコーに戻ってストレスフェーズの検査を行う場合について説明する。

40

【0171】

このような検査フローは、たとえば薬剤負荷を用いたストレスエコーにおいて、薬剤が効き始めるまでの間に他の検査（ここでは腹部の検査）を実施する場合などに採用される。

【0172】

まず、レストフェーズにおける検査において取得されたMPR画像の断面位置を示す断面位置情報Dを情報記憶部6に保存するとともに、この検査で得られたボリュームデータV1（及び/又はMPR画像の画像データ）を画像データ記憶部7に保存する（図1参照

50

）。

【0173】

レストフェーズの検査が終了したら、ユーザは、ユーザインターフェイス 8 を用いて、撮影モードを腹部モードに変更する。そして、被検体の腹部に超音波ゼリーを塗布して超音波プローブ 2 を当てて腹部の検査を行う。

【0174】

腹部の検査が終了したら、ユーザは、ユーザインターフェイス 8 を用いて、撮影モードをストレスエコーモードに戻し、ストレスフェーズの検査を開始する。制御部 9 は、レストフェーズにて取得された MPR 画像を表示部 8 1 (断層画像比較画面 3000 の表示領域 3001 ~ 3003) に表示させる。

10

【0175】

制御部 9 は、レストフェーズの検査にて保存された断面位置情報 D を MPR 処理部 5 2 に送る。それにより、超音波プローブ 2 による 3 次元超音波スキャンにより得られた受信結果に基づいて、レストフェーズの MPR 画像に合わせた断面位置を有するストレスフェーズの MPR 画像が、断層画像比較画面 3000 の表示領域 3004 ~ 3006 にそれぞれ表示される。

【0176】

ユーザは、必要に応じ、超音波プローブ 2 の当て方を調節し、リアルタイム表示されるストレスフェーズの MPR 画像の断面位置を、レストフェーズの MPR 画像の断面位置に一致させる。断面位置を一致させたら、画像データ保存操作を行って、ストレスフェーズのボリュームデータ V 2 (及び / 又は MPR 画像の画像データ) を保存する。

20

【0177】

この変形例によれば、撮影モードを変更した場合に、変更後の撮影モードに応じた断面位置が自動的に設定されるので、変更後の検査における断面位置の位置合わせを容易に行うことができる。特に、生体組織の経時的変化を観察する検査の合間に他の検査を行った場合において、他の検査の前に観察した断層画像に合わせた断面位置の断層画像を自動的に取得できるので、この生体組織の同じ断面位置における断層画像を容易に取得することが可能である。

【0178】

また、他の検査の前の段階で取得された断層画像と、他の検査の後に取得された断層画像とが並べて表示されるので、これらの画像を容易に比較観察することができる。

30

【0179】

また、ユーザは、必要に応じて超音波プローブ 2 の当て方を調節するだけで、他の検査の後の検査における断層画像の断面位置を、他の検査の前に取得された断層画像に一致させることができるので、生体組織の経時的変化を観察する検査を簡便に行うことができ、検査時間の短時間化も図ることができる。

【0180】

〔第 4 の変形例〕

この変形例は、撮影モードの変更に応じた断面位置を適用する第 3 の変形例に準じた処理を行うものである。具体的には、ストレスエコーモードにおいてフェーズ毎のサブモードを設けるものである。

40

【0181】

薬剤ストレスを加えると、レストフェーズ時と比較して心臓のサイズが小さくなることもある。そこで、フェーズ選択用の画面を表示部 8 1 に表示させ、操作部 8 2 を用いてフェーズを指定できるように構成する。特に、ストレスフェーズに移行するときに、ストレスフェーズモードを指定できるように構成する。なお、ストレスフェーズの検査を段階的に行う場合 (たとえば、低ストレスフェーズ、高ストレスフェーズ等) には、各ストレスフェーズを指定できるようにすることが望ましい。

【0182】

図 11 は、レストフェーズとストレスフェーズのそれぞれにおける心臓 H のサイズの変

50

化を表している。レストフェーズにおいて心尖部から心基部までの長さが L であった心臓 H は、薬剤ストレスを加えると、その長さが $\alpha \times L$ に変化する($\alpha < 1$)。心臓 H の収縮率 α は、フェーズや薬剤の種類に依存するパラメータである。

【0183】

収縮率 α は、たとえば多数の臨床例の平均値等のように臨床的に取得してもよいし、当該被検体に対して過去に実施した検査の結果から取得してもよい。また、レストフェーズにおいて取得されたボリュームデータ $V1$ に基づいて長さ L を計測するとともに、ストレスフェーズにおいてリアルタイムに取得されたボリュームデータ $V2$ に基づいて長さ L' を計測し、 $L'/L (= \alpha)$ を演算することにより収縮率 α を求めることもできる。なお、ストレスフェーズの検査を段階的に行う場合には、各ストレスフェーズにおける収縮率を求めることが望ましい。

10

【0184】

レストフェーズにおいては、図11(A)に示すように、心尖部レベルの左室短軸断層の断面位置 $h1$ 、乳頭筋レベルの左室短軸断層の断面位置 $h2$ 、心基部レベルの左室短軸断層の断面位置 $h3$ がそれぞれ設定されたものとする。各断面位置 $h1$ 、 $h2$ 、 $h3$ は、たとえばボリュームデータ $V1$ に定義された3次元座標系により表現され、断面位置情報 $D1$ として情報記憶部6に保存されている。

【0185】

ユーザがストレスフェーズを指定すると、制御部9は、心臓 H の収縮率 α と断面位置情報 $D1$ に基づいて、ストレスフェーズにおける心尖部レベルの左室短軸断層の断面位置 $h1'$ 、乳頭筋レベルの左室短軸断層の断面位置 $h2'$ 、心基部レベルの左室短軸断層の断面位置 $h3'$ をそれぞれ演算する。

20

【0186】

断面位置 $h1'$ 、 $h2'$ 、 $h3'$ を求める演算処理の一例を説明する。まず、制御部9は、レストフェーズにおけるボリュームデータ $V1$ に基づいて、心臓 H の心尖部の座標($x0$ 、 $y0$ 、 $z0$)と、心基部の座標($x4$ 、 $y4$ 、 $z4$)を求める。また、この $x y z$ 座標系に基づいて心尖部から心基部に向かう方向に新たな座標軸(心臓長座標軸) ζ を設定する。このときの心尖部の座標値を $\zeta = \zeta0$ とし、心基部の座標値を $\zeta = \zeta4$ とする。

【0187】

また、レストフェーズにおけるMPR画像の断面位置 $h1$ 、 $h2$ 、 $h3$ と、心臓長座標軸 ζ との交点の座標値を、それぞれ($x1$ 、 $y1$ 、 $z1$)($= \zeta1$)、($x2$ 、 $y2$ 、 $z2$)($= \zeta2$)、($x3$ 、 $y3$ 、 $z3$)($= \zeta3$)とする。これらの座標値の情報は、レストフェーズの断面位置情報 $D1$ として保存される。また、レストフェーズにおける心臓 H の心尖部の座標($x0$ 、 $y0$ 、 $z0$)($= \zeta0$)と、心基部の座標($x4$ 、 $y4$ 、 $z4$)($= \zeta4$)についても、断面位置情報 $D1$ に含まれて保存される。

30

【0188】

ストレスフェーズに移行するときに、ユーザは、ユーザインターフェイス8を用いてストレスフェーズモードを指定する。ストレスフェーズにおいてボリュームデータ $V2$ が生成されると、制御部9は、このボリュームデータ $V2$ に基づいて、心臓 H の心尖部の座標($x0'$ 、 $y0'$ 、 $z0'$)と、心基部の座標($x4'$ 、 $y4'$ 、 $z4'$)を求め、これらの座標の心臓長座標軸 ζ による座標値を求める。このときの心尖部の位置を $\zeta = \zeta0'$ とし、心基部の位置を $\zeta = \zeta4'$ とする。

40

【0189】

更に、制御部9は、心臓 H の収縮率 α と、レストフェーズにおける断面位置情報 $D1$ に示す断面位置 $h1$ 、 $h2$ 、 $h3$ と心臓長座標軸 ζ との交点の座標値($x1$ 、 $y1$ 、 $z1$)($= \zeta1$)、($x2$ 、 $y2$ 、 $z2$)($= \zeta2$)、($x3$ 、 $y3$ 、 $z3$)($= \zeta3$)とに基づいて、ストレスフェーズにおける断面位置 $h1'$ 、 $h2'$ 、 $h3'$ と心臓長座標軸 ζ との交点の座標値($x1'$ 、 $y1'$ 、 $z1'$)($= \zeta1'$)、($x2'$ 、 $y2'$ 、 $z2'$)($= \zeta2'$)、($x3'$ 、 $y3'$ 、 $z3'$)($= \zeta3'$)を求める。ここで、収縮率 α については、前述のように、あらかじめ設定された値を用いることもできるし、各フェーズ

50

における心臓 H の長さ L、L' に基づいて検査の度毎に求めることもできる。

【0190】

この交点を求める処理の一具体例を説明する。まず、レストフェーズにおける心尖部の位置 $\zeta = \zeta_0$ と、各交点の位置 $\zeta = \zeta_1$ 、 ζ_2 、 ζ_3 との間の距離 $\Delta \zeta_1$ 、 $\Delta \zeta_2$ 、 $\Delta \zeta_3$ をそれぞれ演算する。次に、演算された各距離 $\Delta \zeta_1$ 、 $\Delta \zeta_2$ 、 $\Delta \zeta_3$ に収縮率 α を乗算する： $\Delta \zeta_1' = \alpha \times \Delta \zeta_1$ 、 $\Delta \zeta_2' = \alpha \times \Delta \zeta_2$ 、 $\Delta \zeta_3' = \alpha \times \Delta \zeta_3$ 。

【0191】

続いて、ストレスフェーズで得られたボリュームデータについて、心尖部の位置 $\zeta = \zeta_0'$ から、上記の $\Delta \zeta_1'$ 、 $\Delta \zeta_2'$ 、 $\Delta \zeta_3'$ だけ離れた位置の座標を求める： $\zeta_1' = \zeta_0 + \Delta \zeta_1'$ 、 $\zeta_2' = \zeta_0 + \Delta \zeta_2'$ 、 $\zeta_3' = \zeta_0 + \Delta \zeta_3'$ （心尖部から心基部に向かう方向を心臓長座標軸 ζ の + 方向とする）。

10

【0192】

このようにして求められた位置 ζ_1' 、 ζ_2' 、 ζ_3' を、ボリュームデータに定義された 3 次元座標系の座標値に変換して、ストレスフェーズにおける断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' と心臓長座標軸 ζ との交点の座標値 (x_1' 、 y_1' 、 z_1')、(x_2' 、 y_2' 、 z_2')、(x_3' 、 y_3' 、 z_3') を求める。

【0193】

各断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' は、たとえば心臓長座標軸 ζ に直交する平面など、所定方向の平面として設定される。つまり、各断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' を形成する平面の法線方向は、あらかじめ設定されている（たとえば、法線方向 = 心臓長座標軸 ζ 方向）。制御部 9 は、当該法線方向を有し、かつ、座標値 (x_1' 、 y_1' 、 z_1') を通過する平面を求め、その平面を断面位置 h_1' に設定する。断面位置 h_2' 、 h_3' についても、それぞれ同様にして設定することができる。

20

【0194】

M P R 処理部 52 は、ストレスフェーズにて取得されたボリュームデータに基づいて、断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' における M P R 画像の画像データを生成する。制御部 9 は、これらストレスフェーズの M P R 画像と、レストフェーズの M P R 画像とを並べて表示させる。

【0195】

このような変形例によれば、ストレスエコーのストレスフェーズにおける検査を効率的に行うことが可能である。

30

【0196】

〔その他の変形例〕

過去に 2 回以上の検査を実施した後の 3 回目以降の検査を行う場合、情報記憶部 6 には、過去の各検査における断面位置情報が保存されており、画像データ記憶部 7 には、過去の各検査におけるボリュームデータ（及び / 又は M P R 画像の画像データ）が保存されている。ここで、各断面位置情報及びボリュームデータは、それぞれ、その検査の日時を示す検査日時情報に関連付けられて保存されている。

【0197】

制御部 9 は、3 回目以降の検査を実施する際に、前回の検査（過去の最新の検査）における断面位置情報を検査日時情報に基づいて検索して M P R 画像の断面位置を設定する。M P R 処理部 52 は、当該前回の検査にて取得されたボリュームデータに基づいて、当該断面位置の M P R 画像の画像データを生成する。

40

【0198】

生体組織の経時的変化を観察する検査においては、今回の検査結果と前回の検査結果とを比較観察することが多い。したがって、この変形例によれば、このような検査の効率化を図ることができる。

【0199】

また、上記の実施形態において 2 つ以上のストレスフェーズが存在する場合のように、3 つ以上の異なる日時において画像を取得した場合において、これら 3 つの日時のうちの

50

任意の２つの日時の画像を比較観察する場合、この２つの日時のうちの先の日時における画像が「過去の」画像に相当し、後の日時における画像を「新たな」画像に相当する。

【０２００】

また、上記の実施形態においては、２つの日時の画像を比較観察しているが、３つ以上の日時の画像を比較観察するように構成することも可能である。その場合、これら３つ以上の日時のうちの最新の日時における画像が「新たな」画像に相当し、この最新の日時以前の２つ以上の日時における画像が「過去の」画像に相当することになる。

【０２０１】

なお、このような３つ以上の日時の画像の同時表示は、生体組織の画像をリアルタイムで観察する場合に適用することもできるし、既に取得された３つ以上の日時の画像をレビューする場合に適用することもできる。

10

【０２０２】

第２の実施の形態

この発明に係る超音波診断装置の第２の実施形態について説明する。前述した第１の実施形態は、ボリュームデータから生成されるＭＰＲ画像の断面位置を記憶しておき、後の検査において当該断面位置を再現するように構成されていた。一方、この第２の実施形態は、超音波プローブによる超音波の走査位置を記憶しておき、後の検査において当該走査位置を再現するように超音波スキャンを制御するものである。

【０２０３】

〔装置構成〕

20

この第２の実施形態に係る超音波診断装置の一例を図１２に示す。この超音波診断装置１００は、第１の実施形態の超音波診断装置１と同様の構成を有している。以下、第１の実施形態と同様の構成部位については、第１の実施形態と同じ符号を付して説明することにする。

【０２０４】

情報記憶部６には、超音波プローブ２による超音波の走査位置を表す走査位置情報Ｆが記憶される。また、画像データ記憶部７には、断層画像の画像データやボリュームデータ等の画像データＭが記憶される。

【０２０５】

また、超音波診断装置１００は、制御プログラム９２に基づいて、この実施形態に特徴的な動作を実行するようになっている。この制御プログラム９２は、この発明の「プログラム」の一例に相当するものである。

30

【０２０６】

〔使用形態〕

超音波診断装置１００の使用形態を説明する。図１３に示すフローチャートは、この超音波診断装置１００をストレスエコー検査に適用した場合の使用形態の一例を表している。

【０２０７】

〔レストフェーズにおける検査〕

まず、レストフェーズにおける検査を行う。最初に、超音波プローブ２を用いて心臓の超音波スキャンを行う（Ｓ２１）。

40

【０２０８】

ここでは、２つの断面位置をそれぞれ走査するバイプレーン（*bi-plane*）走査や、３つの断面位置をそれぞれ走査するトリプレーン（*tri-plane*）走査など、複数の断面位置をそれぞれ走査するマルチ断面走査を行うものとする（たとえば特開２００４－２０９２４７号公報などを参照）。マルチ断面走査は、３次元超音波スキャンと比べて、一通りのスキャンに掛かる時間が短いことから、生体組織のリアルタイム観察に広く用いられている。

【０２０９】

図１４は、マルチ断面走査における走査形態の一例を表している。同図は、超音波プロ

50

ープ２側から生体組織（心臓Ｈ）を見た場合の走査形態を表す。図１４（Ａ）に示すバイプレーン走査においては、互いに直交する２つの走査位置Ａ１、Ａ２に沿って超音波をスキャンする。また、図１４（Ｂ）に示すトリプレーン走査においては、互いに直交する２つの走査位置Ａ１、Ａ２と、各走査位置Ａ１、Ａ２に対して等角度方向に位置する走査位置Ａ３に沿って超音波をスキャンする。以下、図１４（Ａ）のバイプレーン走査を実施する場合を例にとって説明する。

【０２１０】

なお、心尖部アプローチを実施する場合、走査位置Ａ１に沿ったスキャンにより得られる断層画像は心尖二腔断層の画像となり、走査位置Ａ２に沿ったスキャンにより得られる断層画像は心尖四腔断層の画像となる。これらの画像は、それぞれ走査位置Ａ１、Ａ２に沿った超音波の走査方向と、超音波の進行方向とが形成する平面を断面とする画像である。

10

【０２１１】

ステップＳ２１の超音波スキャン（バイプレーン走査）による受信結果は、送受信部３を介してＢモード処理部４１に送られる。このとき、走査位置Ａ１のスキャンによる受信結果と、走査位置Ａ２のスキャンによる受信結果とが交互にＢモード処理部４１に送られるようになっている。

【０２１２】

Ｂモード処理部４１は、交互に入力される受信結果に基づいて、心尖二腔断層の断層画像（心尖二腔断層像）の画像データと、心尖四腔断層の断層画像（心尖四腔断層像）の画像データとを交互に生成する（Ｓ２２）。

20

【０２１３】

制御部９は、交互に生成される画像データに基づいて、心尖二腔断層像と心尖四腔断層像を表示部８１に表示させる（Ｓ２３）。これらの画像は、たとえば図５に示す断層画像比較画面１０００の表示領域１００４、１００５にそれぞれ表示される。また、制御部９は、各走査位置Ａ１、Ａ２に対する超音波スキャンを反復する時間間隔に同期させて、心尖二腔断層像と心尖四腔断層像の表示を更新するようになっている。

【０２１４】

ユーザは、必要に応じて、心尖二腔断層像と心尖四腔断層像とが適切に表示されるように、超音波プローブ２の被検体への当て方を調節する（Ｓ２４）。

30

【０２１５】

適切な心尖二腔断層像と心尖四腔断層像を表示させたら、ユーザは、画像データを保存するための所定の操作を操作部８２により行う（Ｓ２５）。この操作を受けて、制御部９は、心尖二腔断層像（動画像）の画像データと心尖四腔断層像（動画像）の画像データを含む、レストフェーズの画像データ（ボリュームデータ）Ｍ１を画像データ記憶部７に保存する（Ｓ２６）。

【０２１６】

また、制御部９は、このレストフェーズの画像データＭ１が取得されたときの、超音波プローブ２による超音波の走査位置を表す走査位置情報Ｆ１を、情報記憶部６に保存する（Ｓ２７）。

40

【０２１７】

超音波プローブ２は、前述のように、２次元的に配列された複数の超音波振動子を備えている。送受信部３は、制御部９からの走査制御信号に基づいて、各超音波振動子を駆動制御することにより、所望の走査位置（ここでは走査位置Ａ１、Ａ２）に超音波ビームを走査させるようになっている。

【０２１８】

走査位置情報Ｆ１は、上記の走査制御信号に基づいて制御部９により生成され、走査位置Ａ１、Ａ２を表す位置情報、たとえば、超音波プローブ２による超音波の走査方向や走査角度を表す情報を含むものとして生成することができる。以上で、レストフェーズにおける検査は終了となる。

50

【 0 2 1 9 】

〔 ストレスフェーズにおける検査 〕

続いて、ストレスフェーズにおける検査を行う。そのためにまず、ユーザは、ストレスフェーズの断層画像を表示する画面（たとえば図 6 の断層画像比較画面 2 0 0 0 ）を表示部 8 1 に表示させる（ S 2 8 ）。

【 0 2 2 0 】

制御部 9 は、レストフェーズの画像データ M 1 を読み出して、レストフェーズの心尖四腔断層像と心尖二腔断層像を、それぞれ断層画像比較画面 2 0 0 0 の表示領域 2 0 0 1 、 2 0 0 2 に表示させる（ S 2 9 ）。

【 0 2 2 1 】

また、制御部 9 は、レストフェーズの走査位置情報 F 1 を読み出して、この走査位置情報 F 1 に示す走査位置 A 1 、 A 2 に沿って超音波を走査させるための走査制御信号を生成して送受信部 3 に送る。ユーザは、ストレスフェーズの画像を取得するための超音波スキャンを開始すると、送受信部 3 は、この走査制御信号に基づいて超音波プローブ 2 の各超音波振動子を駆動して超音波スキャンを実行させる。それにより、レストフェーズと同じ走査位置 A 1 、 A 2 に沿った超音波スキャンが実行される（ S 3 0 ）。

【 0 2 2 2 】

超音波プローブ 2 による受信結果は、送受信部 3 を介して B モード処理部 4 1 に送られる。B モード処理部 4 1 は、この受信結果に基づいて、走査位置 A 1 、 A 2 に沿った断層画像の画像データを交互に生成する（ S 3 1 ）。

【 0 2 2 3 】

制御部 9 は、交互に生成される画像データに基づいて、走査位置 A 1 に沿った断層画像と走査位置 A 2 に沿った断層画像を、それぞれ断層画像比較画面 2 0 0 0 の表示領域 2 0 0 4 、 2 0 0 3 に表示させる（ S 3 2 ）。各表示画像は、所定の時間間隔で更新される動画像である。

【 0 2 2 4 】

ユーザは、必要に応じて、表示領域 2 0 0 3 に表示されている断層画像の断面位置が、表示領域 2 0 0 1 に表示されている心尖四腔断層像の断面位置と同じになるように（又は、表示領域 2 0 0 4 に表示されている断層画像の断面位置が、表示領域 2 0 0 2 に表示されている心尖二腔断層像の断面位置と同じになるように）、被検体に対する超音波プローブ 2 の当て方を調節する（ S 3 3 ）。

【 0 2 2 5 】

このように一つの断面位置を一致させることにより、その他の断面位置についても一致することになる。断面位置が一致されると、レストフェーズの心尖四腔断層像と（ほぼ）同じ断面位置におけるストレスフェーズの心尖四腔断層像が表示領域 2 0 0 3 に表示され、レストフェーズの心尖二腔断層像と（ほぼ）同じ断面位置におけるストレスフェーズの心尖二腔断層像が表示領域 2 0 0 4 に表示されることになる。

【 0 2 2 6 】

ストレスフェーズの画像とレストフェーズの画像とが位置合わせされて表示されたら、ユーザは、画像データの保存を要求する所定の操作を行う（ S 3 4 ）。所定の操作が行われると、制御部 9 は、それぞれ所定のフレームレートでリアルタイムに生成される心尖四腔断層像の画像データと心尖二腔断層像の画像データを含む、ストレスフェーズの画像データ（ボリュームデータ）M 2 を画像データ記憶部 7 に保存する（ S 3 5 ）。

【 0 2 2 7 】

また、制御部 9 は、このストレスフェーズの画像データ M 2 が取得されたときの超音波の走査位置を表す走査位置情報 F 2 を、情報記憶部 6 に保存する（ S 3 6 ）。

【 0 2 2 8 】

次のフェーズがある場合（ S 3 7 ； Y ）、上記のステップ S 3 0 ～ S 3 6 を繰り返す。なお、この次のフェーズにおいて、レストフェーズ以外のフェーズ（たとえば一つ前のフェーズ）の M P R 画像を当該次のフェーズの M P R 画像とともに表示させることができる

10

20

30

40

50

。全てのフェーズについての観察が終わったら（S 1 9 ; N）、ストレスフェーズにおける検査は終了となる。

【 0 2 2 9 】

[作用・効果]

この実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の作用及び効果について説明する。この超音波診断装置 1 0 0 は、心臓等の生体組織の断層画像（ここでは心尖四腔断層像と心尖二腔断層像）の画像データが取得されたときに、その断層画像を取得するために超音波プローブが実行した超音波スキンの走査位置を表す走査位置情報 F を情報記憶部 6 に記憶するようになっている。そして、この生体組織の新たな断層画像の画像データを取得するときに、過去に断層画像の画像データを取得したときの走査位置情報 F に示す走査位置を再現して超音波スキンを実行して新たな断層画像の画像データを取得し、この新たな断層画像と過去の断層画像とを並べて表示するように作用するものである。

10

【 0 2 3 0 】

特にストレスエコーを実施する場合に、過去のフェーズにおける検査における走査位置情報 F に基づいて、今回のフェーズにおける超音波スキンを実行しつつ、リアルタイムで断層画像を観察することができる。

【 0 2 3 1 】

このような超音波診断装置 1 0 0 によれば、生体組織の経時的変化を観察する検査（ストレスエコー、経過観察、術前術後観察等）において、過去の検査にて観察した断層画像とほぼ同じ断面位置の断層画像を自動的に取得することができるので、生体組織の同じ断面位置における断層画像を容易に取得することが可能である。なお、この実施形態ではマルチ断面走査を行うようになっているので、生体組織のリアルタイム観察を好適に行うことができる。

20

【 0 2 3 2 】

また、超音波診断装置 1 0 0 によれば、過去の検査における断層画像と新たな検査における断層画像とが並べて表示されるので、これらの画像を容易に比較観察することができる。

【 0 2 3 3 】

また、ユーザは、必要に応じて、超音波プローブ 2 の当て方を調節するだけで、新たな断層画像の断面位置を過去の断層画像に一致させることができるので、生体組織の経時的変化を観察するストレスエコー検査等の検査を簡便に行うことができるとともに、検査の短時間化を図ることができる。

30

【 0 2 3 4 】

また、超音波診断装置 1 によれば、図 6 にも示すように、断面位置が合わせられた過去の断層画像と新たな断層画像との対を複数同時に表示することができる。それにより、ユーザは、生体組織の様々な断面位置の画像を比較観察しながら総合的な診断を行うことが可能である。

【 0 2 3 5 】

[他の使用形態]

図 1 2 に示す超音波診断装置 1 0 0 を用いると、以下に説明するような使用形態を実施することが可能である。この使用形態は、超音波のマルチ断面走査と 3 次元走査の双方を用いるものである。なお、ここでは、この使用形態をストレスエコーに適用した場合について説明する。

40

【 0 2 3 6 】

[レストフェーズにおける検査]

レストフェーズの検査において、まず、上記の使用形態と同様にして、超音波のバイブレーション走査を実施して心臓の心尖四腔断層像の画像データと心尖二腔断層像の画像データを含む画像データ M 1 を取得して保存するとともに、これらの画像データを取得したときの超音波の走査位置 A 1、A 2 を表す走査位置情報 F 1 を保存する。

【 0 2 3 7 】

50

続いて、第 1 の実施形態と同様にして、心臓のボリュームデータを生成し、M P R 画像の画像データを生成するとともに、この M P R 画像（たとえば、左室短軸断層の M P R 画像 G 1、G 2、G 3、心尖四腔断層の M P R 画像 G 4、心尖二腔断層の M P R 画像 G 5）を断層画像表示画面 1 0 0 0 に表示する（図 5 参照）。

【 0 2 3 8 】

ユーザは、必要に応じて超音波プローブ 2 の当て方を調節し、適切な断面位置における M P R 画像を表示させる。そして、レストフェーズのボリュームデータ V 1 や M P R 画像の画像データを保存する（図 1 参照）。以上で、レストフェーズにおける検査は終了となる。

【 0 2 3 9 】

〔ストレスフェーズにおける検査〕

ストレスフェーズの検査においては、まず、上記の使用形態と同様にして、レストフェーズの心尖四腔断層像及び心尖二腔断層像と、ストレスフェーズの心尖四腔断層像及び心尖二腔断層像とを、それぞれ並べて表示させる。これらの断層画像は、断層画像比較画面 2 0 0 0 に表示される。

【 0 2 4 0 】

このとき、ストレスフェーズの断層画像は、レストフェーズの走査位置情報 F 1 に基づくパイプライン走査による超音波の受信結果に基づいて生成される。

【 0 2 4 1 】

ユーザは、必要に応じて、ストレスフェーズの断層画像の断面位置をレストフェーズの断層画像の断面位置に一致させるように、超音波プローブ 2 の当て方を調節する。

【 0 2 4 2 】

次に、超音波プローブ 2 による超音波の走査形態を 3 次元走査に切り換える。そして、ストレスフェーズのボリュームデータを生成し、M P R 画像の画像データを生成する。そして、そのストレスフェーズの M P R 画像とレストフェーズの M P R 画像とを並べて表示させる（たとえば断層画像比較画面 2 0 0 0、3 0 0 0 等に並列表示される。）。

【 0 2 4 3 】

ユーザは、必要に応じて超音波プローブ 2 の当て方を調節して、M P R 画像の断面位置の位置合わせを行う。そして、ストレスフェーズのボリュームデータ V 2 や M P R 画像の画像データを保存する。以上で、ストレスフェーズにおける検査は終了となる。

【 0 2 4 4 】

このような使用形態によれば、各フェーズにおいて、マルチ断面走査による走査位置を用いて画像の位置合わせを行うとともに、位置合わせが完了した状態で 3 次元走査を行ってボリュームデータや M P R 画像を取得するようになっているので、画像の位置合わせを容易に行えらるとともに、位置合わせがなされた状態のボリュームデータ等を容易に取得することができるという利点がある。また、リアルタイムに時間分解能良く検査を行えるという利点もある。

【 0 2 4 5 】

医用画像処理装置について

この発明に係る医用画像処理装置について説明する。この医用画像処理装置は、たとえば、超音波診断装置に接続されたコンピュータや、超音波画像の画像データを保管する P A C S (P i c t u r e A r c h i v i n g a n d C o m m u n i c a t i o n S y s t e m) 等のデータベースに接続されたコンピュータなど、超音波診断装置によって生成されたデータを読み込める任意のコンピュータを含んで構成される。

【 0 2 4 6 】

図 1 5 は、この発明に係る医用画像処理装置の一例を表している。なお、同図において、第 1 の実施の形態と同様に作用する構成部分には同じ符号が付されている。

【 0 2 4 7 】

図 1 5 に示す医用画像処理装置 2 0 0 は、図 1 に示した超音波診断装置 1 と同様の画像処理部 5、情報記憶部 6、画像データ記憶部 7、ユーザインターフェイス 8 及び制御部 9

10

20

30

40

50

を備えている。

【0248】

画像処理部5は、この発明の「画像データ生成手段」の一例として作用する。また、情報記憶部6は、この発明の「記憶手段」の一例として作用する。また、表示部81は、この発明の「表示手段」の一例として作用する。また、制御部9は、この発明の「制御手段」の一例として作用する。

【0249】

この医用画像処理装置200は、LAN(Local Area Network)等のネットワークNを介してDICOM等のプロトコル通信等で超音波診断装置300や医用画像データベース400に接続されている。制御部9は、このネットワークNを通じてデータ通信を行うネットワークアダプタを備えている。なお、超音波診断装置300は、3次元超音波スキャンが可能な超音波プローブを有している。

10

【0250】

医用画像処理装置200の動作について説明する。この医用画像処理装置200には、超音波診断装置300や医用画像データベース400から超音波画像の画像データが入力される。

【0251】

入力された画像データがBモード画像(断層画像)の画像データである場合、ボリュームデータ生成部51は、この画像データに基づいてボリュームデータを生成する。MPR処理部52は、第1の実施の形態と同様に、このボリュームデータに基づいてMPR画像の画像データを生成する。

20

【0252】

他方、入力された画像データがボリュームデータである場合、MPR処理部52は、このボリュームデータに基づいてMPR画像の画像データを生成する。画像処理部5により生成されたボリュームデータやMPR画像の画像データは、制御部9によって画像データ記憶部7に記憶される。

【0253】

この医用画像処理装置200の使用形態の一例を説明する。まず、超音波診断装置300や医用画像データベース400から、比較観察に供される複数の検査日時の超音波画像の画像データを取得する。

30

【0254】

超音波診断装置300から画像データを取得する場合、超音波診断装置300により取得された画像データが所定のタイミングで医用画像処理装置200に入力される。

【0255】

また、医用画像データベース400から取得する場合については、たとえば、ユーザが、表示部81に患者のリストを表示させ、所望の患者を選択指定する。制御部9は、指定された患者の患者ID等の患者識別情報を医用画像データベース400に送信する。医用画像データベース400は、この患者識別情報を検索キーとして当該患者の超音波画像の画像データを検索し、医用画像処理装置200に送信する。なお、比較観察の対象となる検査日時を指定できるように構成し、指定された検査日時の画像データを検索して医用画像処理装置200に入力するように構成することもできる。

40

【0256】

外部から取得した画像データがBモード画像の画像データである場合、医用画像処理装置200は、それに基づくボリュームデータを生成して画像データ記憶部7に記憶する。また、外部から取得した画像データがボリュームデータである場合には、そのまま画像データ記憶部7に記憶する。

【0257】

以上により、図15に示すように、ボリュームデータV1、V2が画像データ記憶部7に記憶されたものとする。ここで、ボリュームデータV1は、経過観察等における第1の検査日時に対応し、ボリュームデータV2は、第2の検査日時に対応しているものとする

50

。

【 0 2 5 8 】

ユーザは、まず、ボリュームデータ V 1 に基づく M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。このとき、ユーザは、所定の操作を行って断面位置を設定する。設定された断面位置が左室短軸断層である場合、制御部 9 は、断層画像比較画面 3 0 0 0 の表示領域 3 0 0 1 ~ 3 0 0 3 に、それぞれ左室短軸断層の M P R 画像 G 1 ~ G 3 を表示させる。

【 0 2 5 9 】

なお、設定された断面位置が心尖四腔断層や心尖二腔断層である場合には、それらの M P R 画像 G 4、G 5 が断層画像比較画面 2 0 0 0 に表示される。

【 0 2 6 0 】

制御部 9 は、ユーザが設定した断面位置を表す断面位置情報 D 1 を生成し、情報記憶部 6 に記憶させる。

【 0 2 6 1 】

ここで、第 1 の検査日時の画像の観察を過去に実施しており、今回は第 1、第 2 の検査日時の画像の比較観察を行う場合においては、制御部 9 は、当該過去の画像観察時に、設定された M P R 画像の断面位置を示す断面位置情報 D 1 を生成して情報記憶部 6 に保存しておく。

【 0 2 6 2 】

M P R 処理部 5 2 は、情報記憶部 6 に記憶されている断面位置情報 D 1 に示す断面位置と、ボリュームデータ V 2 とに基づいて、当該断面位置における M P R 画像の画像データを生成する。この M P R 画像は、第 2 の検査日時における当該断面位置の M P R 画像である。

【 0 2 6 3 】

制御部 9 は、この第 2 の検査日時における当該断面位置の M P R 画像を、第 1 の検査日時における当該断面位置の M P R 画像とともに表示部 8 1 に表示させる。それにより、たとえば、断層画像比較画面 3 0 0 0 の表示領域 3 0 0 1 ~ 3 0 0 3 には、それぞれ第 1 の検査日時における左室短軸画像 G 1 ~ G 3 が表示され、表示領域 3 0 0 4 ~ 3 0 0 6 には、それぞれ第 2 の検査日時における左室短軸画像 G 1 ' ~ G 3 ' の M P R 画像が表示される。

【 0 2 6 4 】

ユーザは、必要に応じて、左室短軸画像 G 1 ' ~ G 3 ' の断面位置を適宜に変更し、比較対象の左室短軸画像 G 1 ~ G 3 の断面位置に一致させることができる。逆に、左室短軸画像 G 1 ~ G 3 の断面位置を適宜に変更して左室短軸画像 G 1 ' ~ G 3 ' の断面位置に一致させることも可能である。

【 0 2 6 5 】

このような医用画像処理装置 2 0 0 によれば、生体組織の経時的変化を観察する検査において、異なる検査日時にそれぞれ取得された断層画像を表示させる場合に、それら断層画像の断面位置を自動的に合わせることができるので、生体組織の同じ断面位置における断層画像を容易に取得することが可能となる。

【 0 2 6 6 】

また、超音波診断装置 1 によれば、異なる検査日時の断層画像が、断面位置を合わせられた状態で並べて表示されるので、断層画像を容易に比較観察することができる。

【 0 2 6 7 】

また、ユーザは、超音波プローブ 2 の当て方を調節するだけで、異なる検査日時における断層画像の断面位置を一致させることができるので、生体組織の経時的変化を観察するストレスエコー検査等の検査を簡便に行うことができるとともに、検査時間の短縮を図ることができる。

【 0 2 6 8 】

この医用画像処理装置 2 0 0 には、第 1 の実施形態で説明した任意の変形例の構成を適宜に適用することが可能である。

10

20

30

40

50

【0269】

プログラムについて

この発明に係る医用画像処理プログラムについて説明する。第1、第2の実施形態で説明したプログラム91、92や、医用画像処理装置200の制御プログラム91は、この発明に係るプログラムの一例に相当するものである。

【0270】

制御プログラム91、92は、上記の実施形態やその変形例において説明した処理をコンピュータに実行させるものである。制御プログラム91、92は、当該コンピュータに内蔵されたハードディスクドライブ等の記憶装置にあらかじめ記憶されていてもよいし、LAN等のネットワーク上のサーバ等あらかじめ記憶しておき、当該コンピュータがこれを読み出して実行するようにしてもよい。

10

【0271】

制御プログラム91、92は、コンピュータによって読み取りが可能な状態で任意の記憶媒体に記憶させることが可能である。この記憶媒体としては、たとえば、光ディスク、光磁気ディスク(CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等)、磁気記憶媒体(ハードディスク/フロッピー(登録商標)ディスク/ZIP等)、半導体メモリなどがある。

【0272】

[その他の変形例]

以上に説明した実施形態においては、心尖部アプローチによるストレスエコー検査について説明したが、この発明を用いた検査は、たとえば傍胸骨アプローチ(胸骨傍アプローチ)、肝臓を通してのアプローチ、首側からのアプローチなどの任意のアプローチについて適用することも可能である。

20

【0273】

ここで、「アプローチ」とは、生体組織の画像を取得する際の超音波プローブの当て方、換言すると、生体組織に対する超音波の発信方向(受信方向)を意味している。異なるアプローチを実施すると、異なる方向から生体組織を見たときの画像を取得することができる。

【0274】

実際の検査においては、二以上のアプローチを併用することもある。以下、図16を参照しながら、心尖部アプローチと傍胸骨アプローチとを併用して検査(ストレスエコー検査)を行う場合に好適な構成を説明する。

30

【0275】

図16に示すストレスエコー検査では、レストフェーズ、ストレスフェーズ1、ストレスフェーズ2、・・・、ストレスフェーズK(Kは1以上の整数)の各フェーズにおいて、心尖部アプローチによる検査と傍胸骨アプローチによる検査とを実施するようになっている。

【0276】

上記の実施形態における制御プログラム91(、92)には、心尖部アプローチ用のプロトコルと、傍胸骨アプローチ用のプロトコルとがあらかじめ含まれている。以下、前述の第1の実施形態の超音波診断装置1(図1参照)を用いる場合について説明する。なお、前述の医用画像処理装置200についても同様に構成することができる。

40

【0277】

レストフェーズにおいて、ユーザは、操作部82を操作して心尖部アプローチを指定する。制御部9は、制御プログラム91の心尖部アプローチ用のプロトコルを選択して次のような処理を超音波診断装置1に実行させる。

【0278】

ユーザは、心臓の心尖部近傍の体表面に超音波プローブ2を当接させて超音波の3次元スキャンを行い、表示部81に表示される画像(MPR画像)を観察する。制御部9は、レストフェーズにおける心尖部アプローチの画像の画像データ(ボリュームデータ等)と

50

、観察画像の断面位置を表す断面位置情報と、アプローチの識別情報（たとえばプロトコルの識別情報）とを、互いに関連付けて情報記憶部 6 や画像データ記憶部 7 に記憶させる。ここで、画像データは、画像データ記憶部 7 に記憶され、断面位置情報とアプローチの識別情報は、情報記憶部 6 に記憶される。なお、アプローチの識別情報は、事前に設定されているものとする。

【0279】

次に、ユーザは、操作部 8 2 を操作して傍胸骨アプローチを指定する。制御部 9 は、制御プログラム 9 1 の傍胸骨アプローチ用のプロトコルを選択して次のような処理を超音波診断装置 1 に実行させる。

【0280】

ユーザは、傍胸骨近傍の体表面に超音波プローブ 2 を当接させて超音波の 3 次元スキャンを行い、表示部 8 1 に表示される画像（MPR 画像）を観察する。制御部 9 は、レストフェーズにおける傍胸骨アプローチの画像の画像データ（ボリュームデータ等）と、観察画像の断面位置を表す断面位置情報と、アプローチの識別情報とを、互いに関連付けて情報記憶部 6 や画像データ記憶部 7 に記憶させる。

【0281】

続いて、ストレスフェーズ 1 において、ユーザは、操作部 8 2 を操作して心尖部アプローチを指定する。ユーザは、心尖部近傍の体表面に超音波プローブ 2 を当接させて超音波の 3 次元スキャンを行い、表示部 8 1 に表示される画像（MPR 画像）を観察する。

【0282】

このとき、制御部 9 は、指定されたアプローチ（心尖部アプローチ）の識別情報に関連付けられた断面位置情報を情報記憶部 6 から取得する。MPR 処理部 5 2 は、この断面位置情報に示す断面位置と、ボリュームデータ生成部 5 1 からのボリュームデータとに基づいて、ストレスフェーズ 1 における心尖部アプローチの MPR 画像の画像データを生成する。

【0283】

制御部 9 は、この画像データに基づく MPR 画像を、レストフェーズにおける心尖部アプローチの MPR 画像とともに表示部 8 1 に表示させる。ユーザは、ストレスフェーズ 1 の MPR 画像の断面位置を、レストフェーズの MPR 画像の断面位置に合わせるようにして、超音波プローブ 2 の当て方を調節する。

【0284】

それにより、レストフェーズとストレスフェーズ 1 における（ほぼ）同じ断面位置の状態を比較することができる。ストレスフェーズ 1 の心尖部アプローチにおけるボリュームデータや断面位置情報やプロトコルの識別情報は、互いに関連付けられて情報記憶部 6 や画像データ記憶部 7 に記憶される。

【0285】

次に、ユーザは、操作部 8 2 を操作して傍胸骨アプローチを指定する。ユーザは、傍胸骨近傍の体表面に超音波プローブ 2 を当接させて超音波の 3 次元スキャンを行い、表示部 8 1 に表示される画像（MPR 画像）を観察する。

【0286】

このとき、制御部 9 は、指定されたアプローチ（傍胸骨アプローチ）の識別情報に関連付けられた断面位置情報を画像データ記憶部 7 から取得する。MPR 処理部 5 2 は、この断面位置情報に示す断面位置と、ボリュームデータ生成部 5 1 からのボリュームデータとに基づいて、ストレスフェーズ 1 における傍胸骨アプローチの MPR 画像の画像データを生成する。

【0287】

制御部 9 は、この画像データに基づく MPR 画像を、レストフェーズにおける傍胸骨アプローチの MPR 画像とともに表示部 8 1 に表示させる。ユーザは、ストレスフェーズ 1 の MPR 画像の断面位置を、レストフェーズの MPR 画像の断面位置に合わせるようにして、超音波プローブ 2 の当て方を調節する。

10

20

30

40

50

【 0 2 8 8 】

それにより、レストフェーズとストレスフェーズ 1 における（ほぼ）同じ断面位置の状態を比較することができる。ストレスフェーズ 1 の傍胸骨アプローチにおけるボリュームデータや断面位置情報やプロトコルの識別情報は、互いに関連付けられて情報記憶部 6 や画像データ記憶部 7 に記憶される。

【 0 2 8 9 】

各ストレスフェーズ 2 ~ K においても、ストレスフェーズ 1 と同様の処理を行う。すなわち、各ストレスフェーズ 2 ~ K の心尖部アプローチでは、レストフェーズ（若しくは当該ストレスフェーズ以前のストレスフェーズ）における心尖部アプローチの M P R 画像と、この M P R 画像と（ほぼ）同じ断面位置の当該ストレスフェーズの M P R 画像とが表示される。当該ストレスフェーズの心尖部アプローチにおけるボリュームデータや断面位置情報やプロトコルの識別情報は、互いに関連付けられて情報記憶部 6 や画像データ記憶部 7 に記憶される。

10

【 0 2 9 0 】

また、各ストレスフェーズ 2 ~ K の傍胸骨アプローチでは、レストフェーズ（若しくは当該ストレスフェーズ以前のストレスフェーズ）における傍胸骨アプローチの M P R 画像と、この M P R 画像と（ほぼ）同じ断面位置の当該ストレスフェーズの M P R 画像とが表示される。当該ストレスフェーズの傍胸骨アプローチにおけるボリュームデータや断面位置情報やプロトコルの識別情報は、互いに関連付けられて情報記憶部 6 や画像データ記憶部 7 に記憶される。

20

【 0 2 9 1 】

以上のような構成を用いることにより、各フェーズ（日時）について二種類以上のアプローチの検査を実施する場合であっても、各アプローチについて生体組織の同じ断面の断層画像を容易に取得することができる。また、検査の簡便化や短時間化を図ることも可能である。

【 0 2 9 2 】

なお、前述の第 2 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0（図 1 2 参照）に対して当該変形例の構成を適用することも可能である。具体的に説明すると、まず、二以上のアプローチのそれぞれについて、心臓等の生体組織に対する超音波プローブ 2 の走査位置情報を記憶する。そして、二以上のアプローチのそれぞれについて、当該アプローチを過去に行ったときに記憶された走査位置情報に示す走査位置に向けて超音波を発信させるように超音波プローブ 2 を制御する。更に、この走査位置に向けて発信された超音波の受信結果に基づいて新たな断層画像の画像データを生成し、当該アプローチにおける過去の断層画像と新たな断層画像とを並べて表示させる。

30

【 0 2 9 3 】

このような構成によれば、各フェーズ（日時）について二種類以上のアプローチの検査を実施する場合であっても、各アプローチについて生体組織の同じ断面の断層画像を容易に取得することができる。また、検査の簡便化や短時間化を図ることも可能である。

【 0 2 9 4 】

ここでは、各フェーズにおいて 2 つのアプローチを実施する場合について説明したが、各フェーズにおいて 3 つ以上のアプローチを実施する場合においても、各アプローチ毎に同様に処理を行うことができる。

40

【 0 2 9 5 】

また、各フェーズにて全てのアプローチを実施する必要はなく、全アプローチのうちの幾つかのアプローチのみを選択的に実施するようにしてもよい。なお、実施するアプローチの選択は、たとえばユーザが行う。

【 0 2 9 6 】

また、この発明は、心臓以外の生体組織についての検査にも適宜に用いることが可能である。

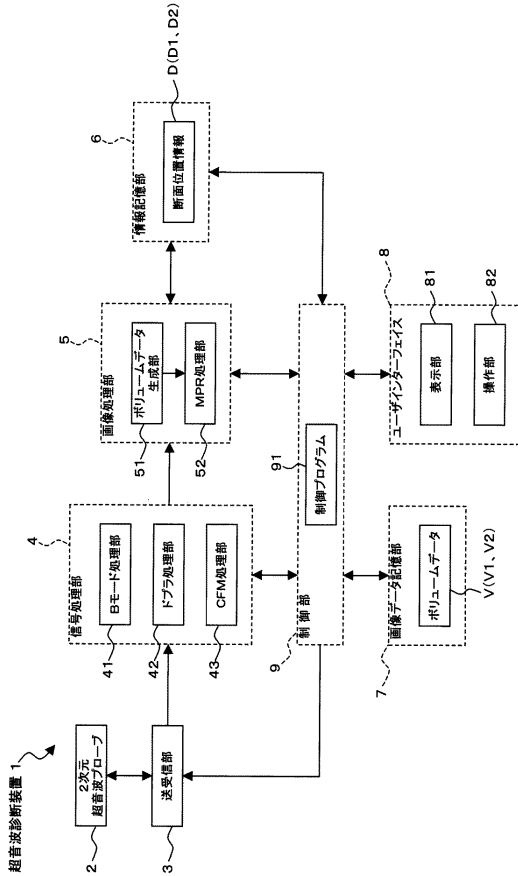
【 符号の説明 】

50

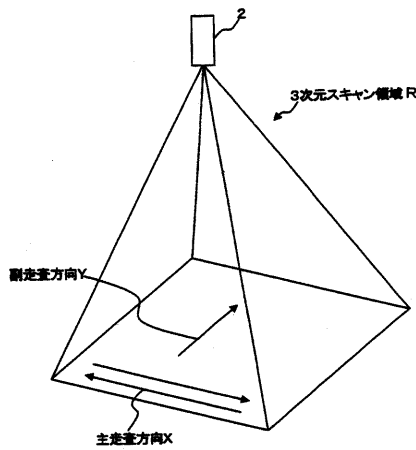
【 0 2 9 7 】

1、 1 0、 1 0 0	超音波診断装置	
2	2次元超音波プローブ	
3	送受信部	
4	信号処理部	
4 1	Bモード処理部	
5	画像処理部	
5 1	ボリュームデータ生成部	
5 2	M P R 処理部	
6	情報記憶部	10
D、 D 1、 D 2	断面位置情報	
F、 F 1、 F 2	走査位置情報	
7	画像データ記憶部	
V、 V 1、 V 2	ボリュームデータ	
M、 M 1、 M 2	画像データ	
8	ユーザインターフェイス	
8 1	表示部	
8 2	操作部	
9	制御部	
9 1、 9 2	制御プログラム	20
1 1	心電計	
1 0 0 0	断層画像表示画面	
1 0 0 1、 1 0 0 2、 1 0 0 3、 1 0 0 4、 1 0 0 5	表示領域	
1 0 0 6	断面位置変更操作部	
2 0 0 0	断層画像比較画面	
2 0 0 1、 2 0 0 2、 2 0 0 3、 2 0 0 4	表示領域	
3 0 0 0	断層画像比較画面	
3 0 0 1、 3 0 0 2、 3 0 0 3、 3 0 0 4、 3 0 0 5、 3 0 0 6	表示領域	
3 0 1 0、 3 0 2 0	フェーズ切換操作部	
G 1、 G 2、 G 3、 G 1'、 G 2'、 G 3'	左室短軸断層の M P R 画像	30
G 4、 G 4'	心尖四腔断層の M P R 画像	
G 5、 G 5'	心尖二腔断層の M P R 画像	
Q'	表示領域	
Q 1' ~ Q 4'	心臓の部分領域に対応する表示領域	
2 0 0	医用画像処理装置	

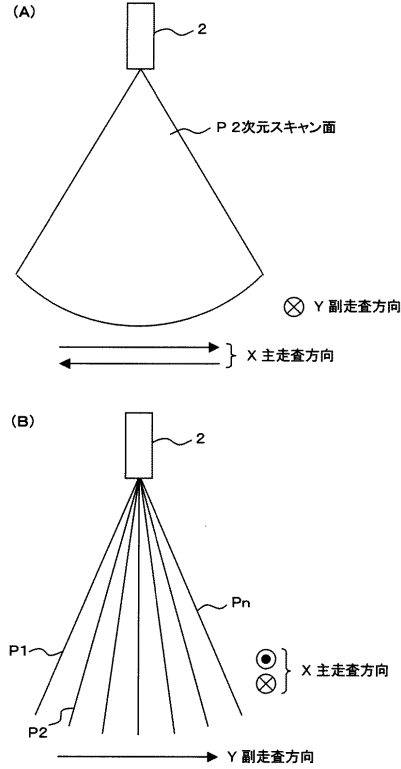
【図 1】



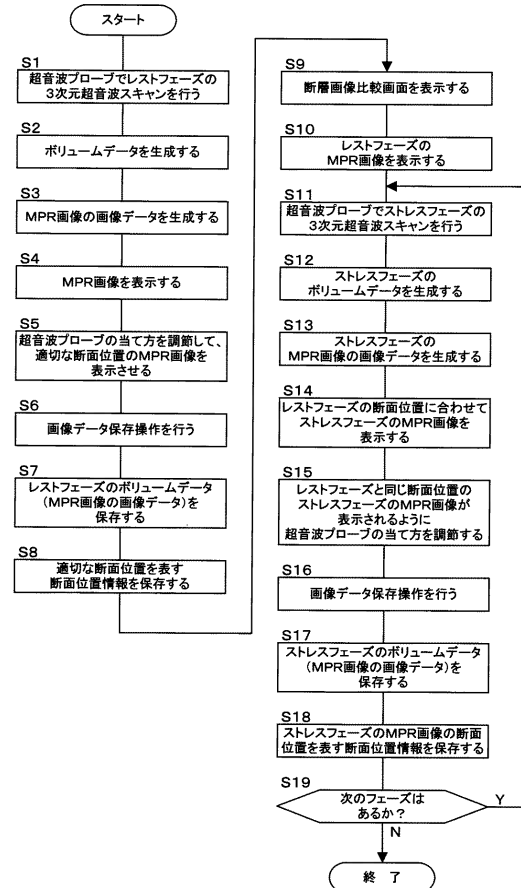
【図 3】



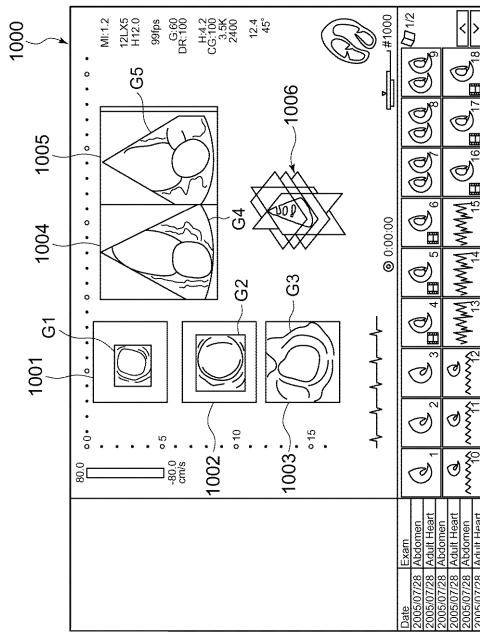
【図 2】



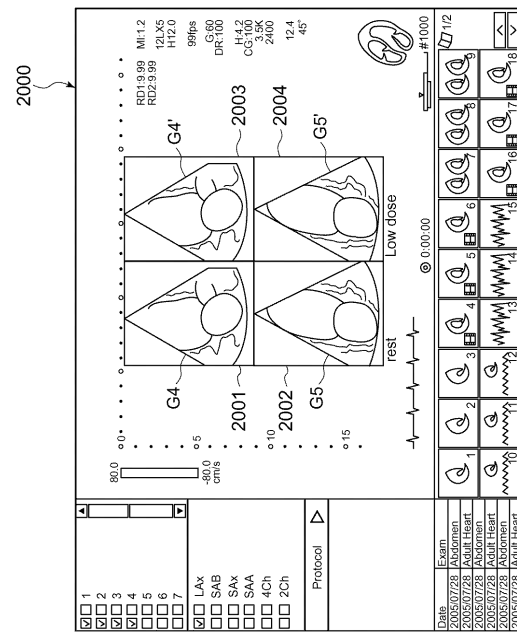
【図 4】



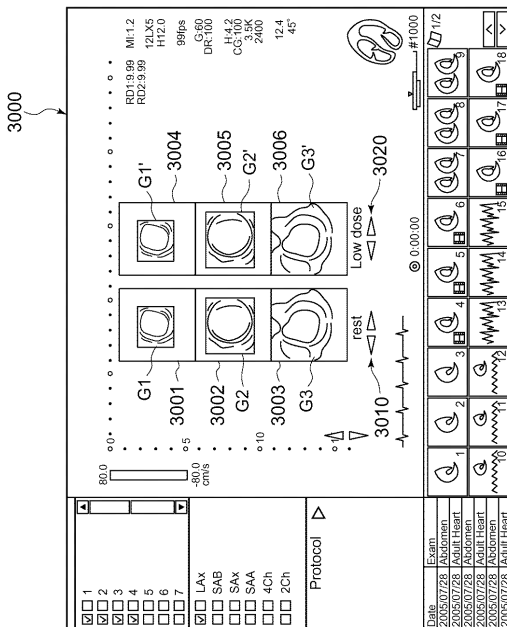
【図 5】



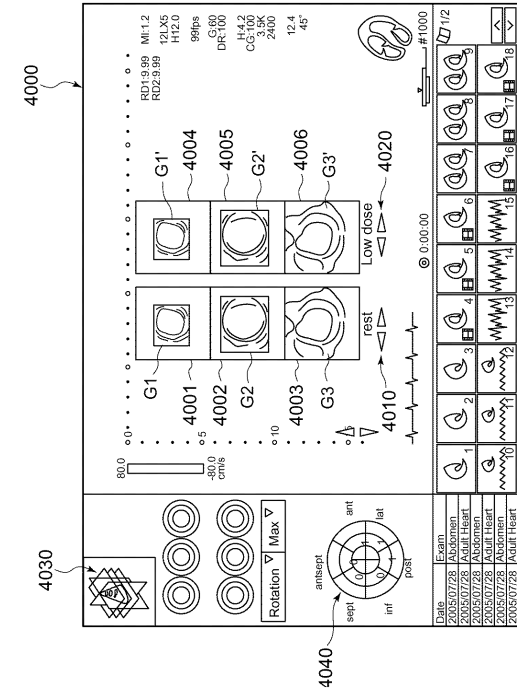
【図 6】



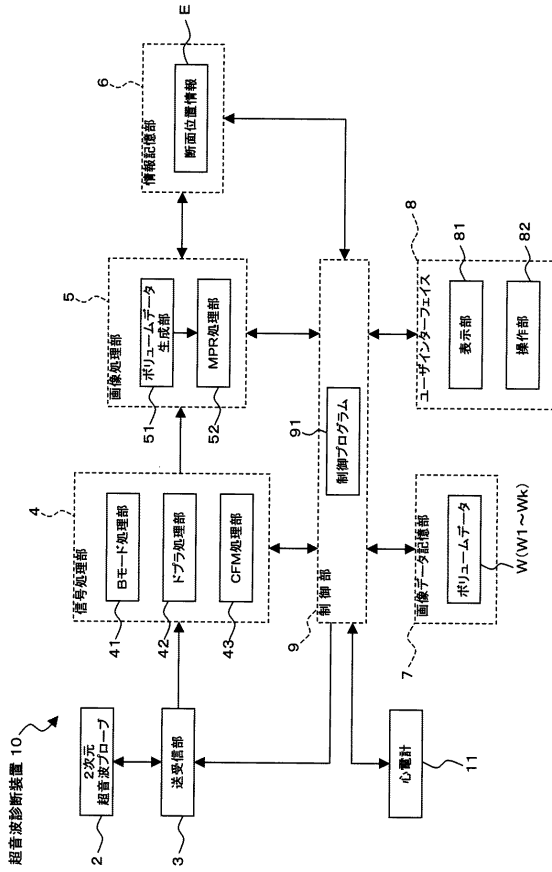
【図 7】



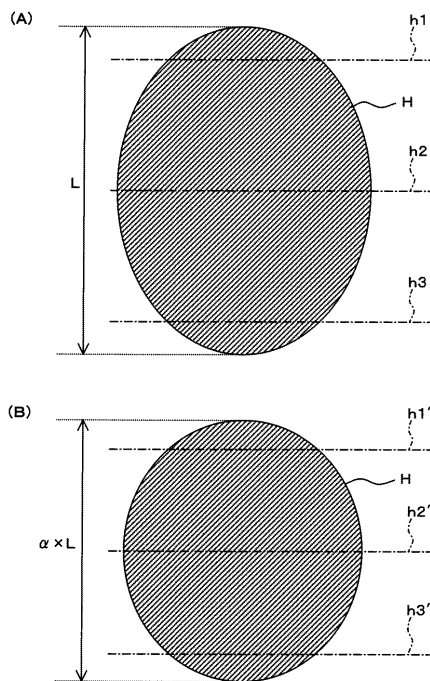
【図 8】



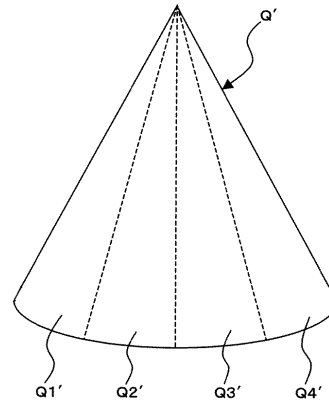
【図 9】



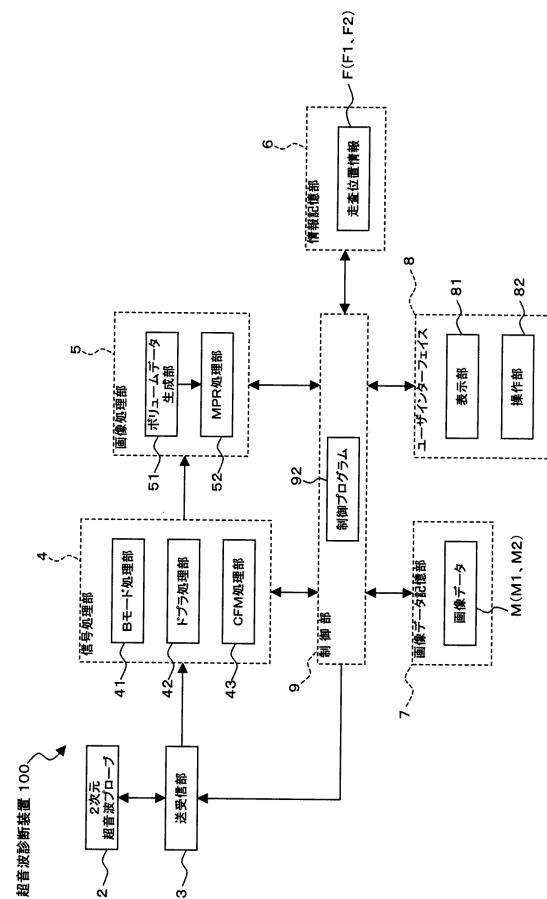
【図 1 1】



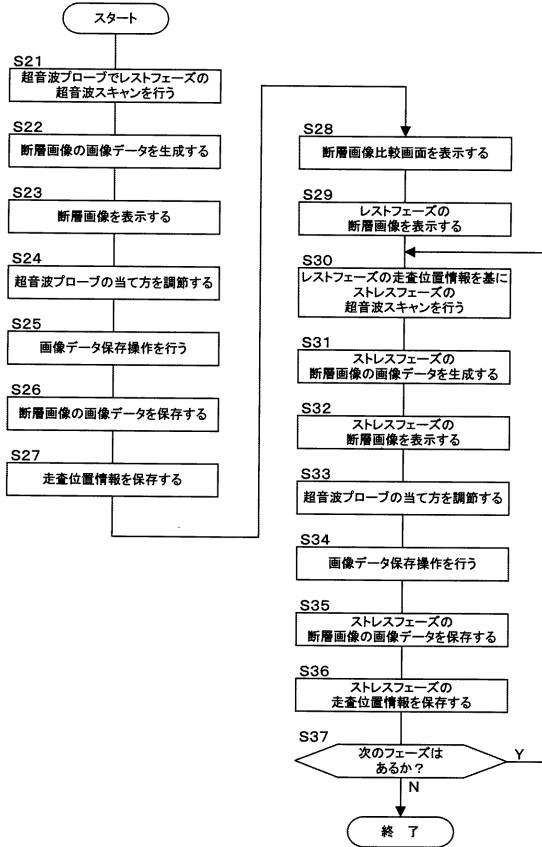
【図 1 0】



【図 1 2】

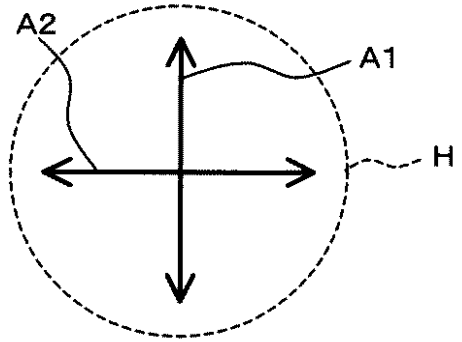


【図 13】

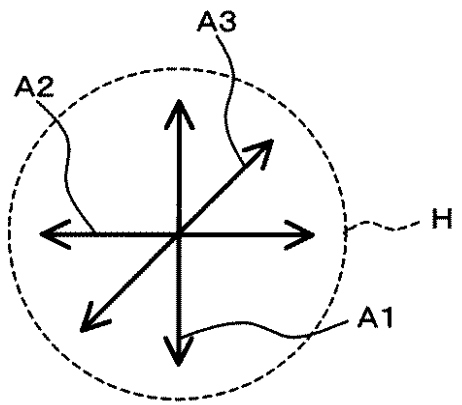


【図 14】

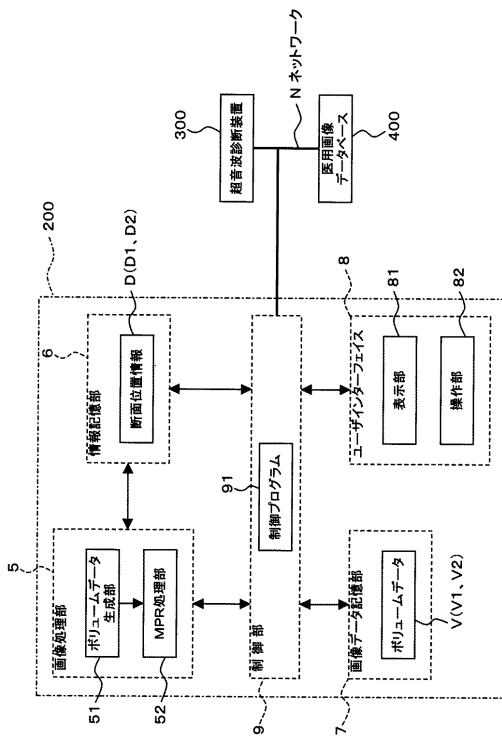
(A)



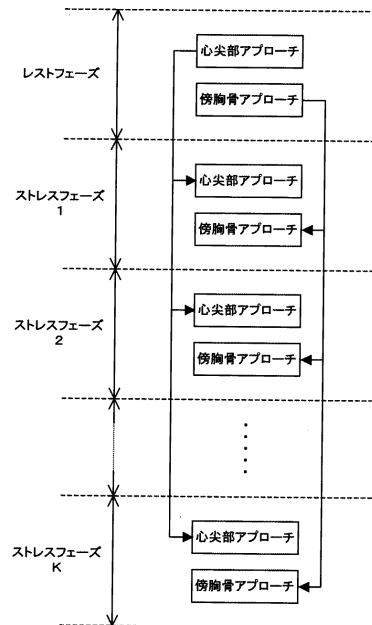
(B)



【図 15】



【図 16】



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本社内

(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本社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD15 DD27 EE30 FF08 GB06 JC26 JC30 JC33
KK25 LL02 LL05 LL14 LL16 LL21 LL38

解决的问题：在检查中容易地获取活组织相同横截面的断层图像，以观察活组织随时间的变化。 解决方案：超声波探头2在进行三维扫描的同时发送超声波，并接收来自活组织的反射超声波，以及图像处理单元5，该图像处理单元5根据接收结果生成MPR图像的图像数据。（以及信号处理单元4），存储表示MPR图像的截面位置的截面位置信息D的信息存储单元6，显示单元81和控制单元9。 图像处理单元5，过去获取MPR图像时的横截面位置信息D1中所示的横截面位置，以及超声波探头2通过新的三维扫描获得的接收结果，有关的横截面位置。 生成新的MPR图像的图像数据。 控制单元9使显示单元81并排显示过去的MPR图像和新的MPR图像。 [选型图]图1

