

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5443781号
(P5443781)

(45) 発行日 平成26年3月19日 (2014. 3. 19)

(24) 登録日 平成25年12月27日 (2013. 12. 27)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-39212 (P2009-39212)
 (22) 出願日 平成21年2月23日 (2009. 2. 23)
 (65) 公開番号 特開2010-193945 (P2010-193945A)
 (43) 公開日 平成22年9月9日 (2010. 9. 9)
 審査請求日 平成24年2月17日 (2012. 2. 17)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 中屋 重光
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

周期的に変動する体内部位に向けて超音波を送信し、前記超音波の反射波を受信して前記体内部位の複数の断面のそれぞれにおける断層画像データを生成する生成手段と、

前記生成された複数の断層画像データの強度の時間的变化を解析することでスペクトル分布を求め、前記スペクトル分布における2つ以上のピーク周波数を検出し、前記2つ以上のピーク周波数に基づいて、前記体内部位の変動周期の2つ以上の候補値を求める演算手段と、

前記求められた2つ以上の候補値のそれぞれに対応させて、前記複数の断層画像データを分類する分類手段と、

前記2つ以上の候補値のそれぞれに対応させて、前記分類された断層画像データに基づいて3次元画像データを生成する処理手段と、

表示手段と、

該生成された3次元画像データに基づく3次元画像を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。

【請求項 2】

操作手段を更に備え、

前記制御手段は、前記処理手段により生成された3次元画像データに基づいて、前記2つ以上の候補値のそれぞれの3次元画像を前記表示手段に表示させ、

該表示された 2 つ以上の 3 次元画像のうちのいずれかが前記操作手段により指定されたときに、前記制御手段は、前記指定された 3 次元画像と同じ候補値に対応する前記 3 次元画像データに基づいて、前記体内部位の 3 次元動画像を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 3】

操作手段を更に備え、

前記演算手段は、前記生成手段により生成された複数の断層画像データに基づいて、前記体内部位の変動周期の第 1 の候補値を求め、

前記分類手段は、前記第 1 の候補値に基づいて、前記複数の断層画像データを分類し、

前記処理手段は、前記第 1 の候補値を基に分類された断層画像データに基づいて 3 次元画像データを生成し、

前記制御手段は、該生成された 3 次元画像データに基づいて、前記第 1 の候補値に対応する 3 次元画像を前記表示手段に表示させ、

前記第 1 の候補値が前記操作手段により変更されたときに、前記分類手段は、前記変更後の候補値に基づいて、前記複数の断層画像データを分類し、

前記処理手段は、前記変更後の候補値を基に分類された断層画像データに基づいて 3 次元画像データを生成し、

前記制御手段は、該生成された 3 次元画像データに基づいて、前記変更後の候補値に対応する 3 次元画像を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 4】

前記処理手段は、前記生成された 3 次元画像データを解析して画質を評価し、前記評価の結果に基づいて前記 2 つ以上の候補値のうちのいずれかを選択する選択手段を含み、

前記制御手段は、前記選択された候補値に対応する前記 3 次元画像データに基づいて、前記体内部位の 3 次元動画像を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 5】

前記生成手段は、超音波を送受信する超音波プローブと、前記超音波プローブから送信される超音波で前記体内部位を走査する走査手段とを含む、

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体内に超音波を送信し、その反射波を受信して被検体内の画像を形成する超音波診断装置に関する。特に、この発明は、周期的に変動する体内部位の診断に適用可能な技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、たとえば心臓のように周期的に変動する体内部位の診断に利用されている。心臓の超音波診断では、心電同期と呼ばれる手法が広く用いられている（たとえば特許文献 1 を参照）。心電同期とは、被検体の心電図を取得しながら超音波画像を取得し、その心電波形と超音波画像とを同期表示させる診断手法である。それにより、心臓の時相に応じた心臓の状態を観察することが可能になる。

【0003】

近年、STIC (spatio-temporal image correlation) と呼ばれる技術が注目を集めている（たとえば特許文献 2 を参照）。STIC とは、たとえば超音波プローブを移動（揺動、回転、平行移動等）させつつ計測を行って体内部位の 2 次元断層画像を多数取得し、これら断層画像を時相毎にまとめて各時相の 3 次元画像を構築する技術である。

【0004】

STICは、たとえば胎児の心臓のように比較的短い周期で変動する体内部位の診断において特に有効である。胎児の心拍数は、成人のそれよりも高く、一般に140～200bpm程度である。また、胎児の心周期（心拍）は心電計では計測困難であり、胎児の心臓を高い確度で画像化するにはSTICのような技術が必要となる。

【0005】

なお、STICの適用対象は胎児の心臓に限定されるものではなく、たとえば被検体自身の心臓、心臓弁、動脈、静脈のように、周期的に変動する任意の体内部位の診断にSTICを適用することも可能である。

【0006】

STICを利用した胎児の心臓に対する従来の超音波診断の流れについて、図6及び図7を参照しつつ説明する。まず、被検体（母体）に超音波プローブを当てた状態で胎児の2次元動画像を観察し（S101）、胎児心臓を含む関心領域（ROI：region of interest）を設定する（S102）。

10

【0007】

検者が所定のスイッチを操作して計測の開始を指示すると（S103）、装置は、超音波の送受信及び超音波プローブの移動を開始する（S104）。装置は、超音波プローブを移動させつつ、ROI内の複数の断面のそれぞれにおける超音波画像データを取得する（S105）。このとき、超音波プローブは、ゆっくりと移動され、たとえば10～15秒程度を掛けてスキャンが実行される。ステップ105で取得される超音波画像データは、超音波プローブの移動方向に沿って配列される複数の断層画像データである。

20

【0008】

装置は、超音波プローブの移動に伴う超音波画像データの強度の時間変化に対して高速フーリエ変換（FFT：fast Fourier transformation）を施して周波数領域のデータに変換する（S106）。ここで、超音波画像データの強度としては、たとえば、複数の断層画像データにおける特定位置（画素）の強度が考慮される（特許文献2を参照）。また、超音波画像データの強度として、各断層画像データの一部又は全部の画素に基づいて定義される値（たとえば画素値を統計的に処理して得られる値）を用いることも可能である。

【0009】

この変換結果の例を図7に示す。装置は、所定の周波数範囲 $f_{min} \sim f_{max}$ における最大強度値 p_0 を検出し（S107）、この最大強度値 p_0 に対応する周波数 f_0 を胎児心臓の心拍周波数とみなして心周期や心拍数を求める（S108）。なお、FFTの代わりに自己相関演算を用いて心周期等を求めることも可能である（たとえば特許文献2を参照）。

30

【0010】

装置は、求められた心周期（又は心拍数や心拍周波数）に基づいて、ステップ105で得られた複数の断層画像データを時相毎にまとめて各時相のボリュームデータを形成する（S109）。装置は、各時相のボリュームデータをレンダリングして3次元画像を形成して表示する（S110）。この表示画像は、胎児心臓の3次元静止画像や3次元動画像である。また、ボリュームデータに基づいてROI内の任意の断面の画像を表示させることも可能である。

40

【0011】

検者は、表示された3次元画像を観察し、これを採用すると判断すれば検査は終了となる（S111：Yes）。他方、この3次元画像を採用しないと判断した場合（S111：No）、ステップ101に戻って検査を最初からやり直す。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2008-113799号公報

【特許文献2】特開2005-74225号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

STICを利用した診断においては、胎児心臓の拍動以外の事象に起因するノイズが超音波画像データに混入する場合がある。このようなノイズが混入すると、図7に示す周波数 f_1 、 f_2 （ピーク p_1 、 p_2 ）のようなノイズ成分が発生する。ノイズ成分が心拍の周波数成分よりも大きい場合、従来の技術では、心拍の周波数成分としてノイズ成分を誤って検出してしまう。そうすると、求められる心周期等の確度が低下し、ひいては3次元画像の確度が低下してしまう。すなわち、従来の技術では、異なる時相のデータが混在する確度の低い3次元画像が得られるなどの問題が生じる。

10

【0014】

また、従来の技術では、好適な3次元画像が得られなかった場合に（S111：No）、検査を最初からやり直す必要があり、検査時間が長くなるおそれがあった。それにより、検者や被検者の負担が増加する、検査のスループットが悪化する、などの様々な問題があった。

【0015】

この発明は、このような問題を解決するために為されたものであり、その目的は、周期的に変動する体内部位について、高い確度の3次元画像を容易に取得することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0016】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、周期的に変動する体内部位に向けて超音波を送信し、前記超音波の反射波を受信して前記体内部位の複数の断面のそれぞれにおける断層画像データを生成する生成手段と、前記生成された複数の断層画像データの強度の時間的変化を解析することでスペクトル分布を求め、前記スペクトル分布における2つ以上のピーク周波数を検出し、前記2つ以上のピーク周波数に基づいて、前記体内部位の変動周期の2つ以上の候補値を求める演算手段と、前記求められた2つ以上の候補値のそれぞれに対応させて、前記複数の断層画像データを分類する分類手段と、前記2つ以上の候補値のそれぞれに対応させて、前記分類された断層画像データに基づいて3次元画像データを生成する処理手段と、表示手段と、該生成された3次元画像データに基づく3次元画像を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。

30

【発明の効果】

【0017】

この発明に係る超音波診断装置は、周期的に変動する体内部位について、複数の断面の断層画像データに基づいて当該体内部位の変動周期の2つ以上の候補値を求め、各候補値に基づいて複数の断層画像データを分類する。更に、この超音波診断装置は、各候補値について、分類された断層画像データに基づいて3次元画像データを生成し、この3次元画像データに基づく3次元画像を表示する。

【0018】

このような超音波診断装置によれば、変動周期の2つ以上の候補値に基づく2つ以上の3次元画像を比較し、画像診断に好適な画像（たとえばノイズの混入度合の少ない画像）を選択的に観察することが可能である。

40

【0019】

また、単一の候補値に基づく単一の3次元画像しか表示できない従来の技術では、当該3次元画像の確度が低い場合には検査を最初からやり直す必要があったが、この発明によれば、2つ以上の選択肢を表示できるので、好適な画像が最初から得られる可能性が高くなり、検査のやり直しが必要となる可能性が低くなる。よって、検査時間の短縮を図ることができ、ひいては、検者や被検者の負担の増加、検査のスループットの悪化など、従来の様々な問題の解決への寄与が期待される。

【0020】

50

このように、この発明によれば、周期的に変動する体内部位について、高い確度の３次元画像を容易に取得することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【００２１】

【図１】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の概略構成の一例を表すブロック図である。

【図２】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態により生成される複数の断層画像データの態様を説明するための概略図である。

【図３】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態による断層画像データの分類の一例を表す概略説明図である。

10

【図４】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の動作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実施の形態の変形例の動作の一例を表すフローチャートである。

【図６】ＳＴＩＣ技術を利用した従来の超音波診断の流れを表すフローチャートである。

【図７】ＳＴＩＣ技術を利用した従来の超音波診断に係る処理を説明するためのグラフである。

【発明を実施するための形態】

【００２２】

この発明に係る超音波診断装置の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。

20

【００２３】

〔構成〕

この実施形態に係る超音波診断装置の構成例を図１に示す。超音波診断装置１は、超音波プローブ２、送受信部３、信号処理部４、データ記憶部５、画像生成部６、画像記憶部７、表示制御部８、ユーザインターフェイス（ＵＩ）９、及び画像処理部１２を備えている。

【００２４】

超音波プローブ２としては、たとえば１次元アレイプローブや２次元アレイプローブが用いられる。１次元アレイプローブは、１列に配列された複数の超音波振動子を備え、当該配列方向（走査方向）に沿って超音波を１次元方向に走査可能とされる。２次元アレイプローブは、２次元的に配列された複数の超音波振動子を備え、超音波を２次元方向に走査可能とされる。

30

【００２５】

１次元アレイプローブが用いられる場合、図１に示すように、走査方向に直交する方向（移動方向）に超音波プローブ２を機械的に移動させる移動機構２Ａが設けられる。移動機構２Ａは１次元アレイプローブを保持している。移動機構２Ａにより超音波プローブ２を移動させつつ超音波走査を行うことにより、被検体内の３次元領域を走査することが可能となる。また、超音波プローブ２は、１列に配列された複数の超音波振動子を当該配列方向に直交する方向（移動方向）に移動させる機構を内蔵したものであってもよい。このような機構は公知であり、たとえば特開２００７－３０１０３０号公報、特開２００８－７３０８５号公報、特開２００８－９９７３２号公報などに記載されている。

40

【００２６】

なお、２次元アレイプローブが用いられる場合には、それ自身により被検体内の３次元領域を超音波走査できるので、上記のような機構を設ける必要はない。

【００２７】

送受信部３は送信部と受信部とを備えている。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生させる。超音波プローブ２は、発生された超音波の反射波を受信して電気信号（エコー信号）を出力する。送受信部３は、このエコー信号を受信する。

50

【 0 0 2 8 】

送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、パルサ回路などを備えている。クロック発生回路は、超音波信号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。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。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを備え、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各振動子に電気信号を供給する。

【 0 0 2 9 】

送受信部 3 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、受信遅延回路、加算回路などを備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各振動子から出力された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 / D 変換する。受信遅延回路は、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る。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。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。送受信部 3 によって加算処理された信号は R F データなどと呼ばれる。

【 0 0 3 0 】

信号処理部 4 は、B モード処理部を備えている。B モード処理部は、エコー信号の振幅情報の画像化を実行し、エコー信号から B モード超音波ラスタデータ（断層画像データ）を生成する。より具体的に説明すると、B モード処理部は、送受信部 3 から送られる受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部 4 は、ドブラ処理部を備えていてもよい。ドブラ処理部は、例えば、送受信部 3 から送られる信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、取り出された成分に F F T 処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。更に、信号処理部 4 は、C F M（C o l o r F l o w M a p p i n g）処理部を備えていてもよい。C F M 処理部は、血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報は、速度、分布、パワーなどの 2 値化情報として得られる。送受信部 3 から出力される信号は、いずれかの処理部にて処理が施される。信号処理部 4 は、信号処理後の超音波ラスタデータをデータ記憶部 5 に出力する。

【 0 0 3 1 】

データ記憶部 5 は、メモリやハードディスク等の記憶装置を含んで構成され、信号処理部 4 により生成された超音波ラスタデータを記憶する。

【 0 0 3 2 】

画像生成部 6 は、データ記憶部 5 から超音波ラスタデータを読み込み、空間座標に基づく座標系のデータに変換する（デジタルスキャンコンバージョン）。例えば、画像生成部 6 は、B モード処理部から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体内の組織の形態を表す B モード画像データを生成する。一例として、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって 2 次元の断面（スキャン面）を超音波で走査した場合、画像生成部 6 は、そのスキャン面における組織の形態を 2 次元的に表わす B モード画像データ（断層画像データ）を生成する。画像生成部 6 は、断層画像データを画像記憶部 7 に出力する。また、断層画像をライブ表示する場合、画像生成部 6 は、断層画像データを表示制御部 8 に出力する。

【 0 0 3 3 】

画像記憶部 7 は、メモリやハードディスク等の記憶装置を含んで構成され、画像生成部 6 からの断層画像データを記憶する。また、画像記憶部 7 は、各断層画像データが取得された時間を付帯情報として各断層画像データに付帯させて、各断層画像データを記憶する。また、図示しない心電計を用いて被検体の心電波形（E C G 波形）を取得する場合、図示しない制御部は、E C G 波形を超音波診断装置 1 の外部から受け付け、各断層画像データに対し、それが取得されたタイミングで受け付けた時相を対応付けて画像記憶部 7 に記憶させる。

10

20

30

40

50

【0034】

表示制御部 8 は、画像生成部 6 からの断層画像データを受けて、その断層画像データに基づく断層画像を表示部 10 に表示させる。また、表示制御部 8 は、画像記憶部 7 に記憶されている断層画像データを読み込み、その断層画像データに基づく断層画像を表示部 10 に表示させる。

【0035】

ユーザインターフェイス (UI) 9 は、表示部 10 と操作部 11 を備えている。表示部 10 は、CRT や液晶ディスプレイなどの表示装置を含んで構成される。表示部 10 の画面には、断層画像や 3 次元画像などの超音波画像、更には、超音波画像に関連する各種の情報が表示される。操作部 11 は、マウスやトラックボール等のポインティングデバイス、各種スイッチ、各種ボタン、キーボード、又は TCS (Touch Command Screen) などを含んで構成される。

10

【0036】

前述のように、超音波診断装置 1 は、被検体内の 3 次元領域を超音波で走査可能に構成されている。このような 3 次元走査が行われる場合、信号処理部 4 は、3 次元走査により取得されたデータ (ボリュームデータ) をデータ記憶部 5 に出力し、データ記憶部 5 はボリュームデータを記憶する。画像生成部 6 は、データ記憶部 5 (又は画像記憶部 7) からボリュームデータを読み込み、このボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、被検体内の組織を立体的に表現する 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 6 は、ボリュームデータに MPR 処理 (Multi Planar Reconstruction) を施すことにより、任意の断面における画像データ (MPR 画像データ) を生成することもできる。

20

【0037】

画像処理部 12 は STIC を実施するときに動作する。画像処理部 12 には、候補値演算部 13、画像データ分類部 14 及び 3 次元 (3D) 画像データ生成部 15 が設けられている。

【0038】

前述したように、STIC においては、周期的に変動する体内部位を含む ROI (3 次元領域) に対して 3 次元走査が実行される。信号処理部 4 は、この 3 次元走査により得られたデータに基づいて、ROI の複数の断面のそれぞれの断層画像データを生成する。生成される複数の断層画像データは、ROI に対応するボリュームデータである。これら断層画像データは、データ記憶部 5 に記憶される。

30

【0039】

このような複数の断層画像データについて説明する。図 2 は、複数の断層画像データの一例を表している。超音波走査の対象領域 (走査領域) R は、ROI を含むように設定される。矢印 A1 は、超音波プローブ 2 による超音波の送信方向を表す。矢印 A2 は、送受信部 3 の制御に基づく超音波プローブ 2 による超音波の走査方向を表す。矢印 A3 は、移動機構 2A による超音波プローブ 2 の移動方向 (揺動方向) を表す。これら矢印 A1 ~ A3 に示す 3 方向は、互いに直交している。なお、2 次元アレイプローブを適用する場合についても同様の走査領域が設定される (直方体形状など、他の形状であってもよい)。

40

【0040】

このような走査領域 R が設定された場合、揺動方向に沿って並ぶ複数の断層画像データ G_i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) が得られる。各断層画像データ G_i は、超音波の送信方向 (矢印 A1) 及び走査方向 (矢印 A2) を含む断面における被検体の形態を表すものである。

【0041】

画像処理部 12 は、データ記憶部 5 (又は画像記憶部 7) から複数の断層画像データ G_i を読み出す。候補値演算部 13 は、たとえば従来技術と同様の手法により、複数の断層画像データにおける強度の時間変化に対して FFT を施す。この FFT の処理結果として図 7 に示すスペクトル分布が得られたものとする。

50

【 0 0 4 2 】

候補値演算部 1 3 は、更に、所定の周波数範囲 $f_{\min} \sim f_{\max}$ における所定数（2 つ以上）のピーク値を求め、各ピーク値に対応する周波数を求める。たとえば 3 つのピーク値を求める場合、3 つの強度値 p_0 、 p_1 、 p_2 が得られ、更に、3 つの周波数 f_0 、 f_1 、 f_2 が得られる。これら周波数 f_0 、 f_1 、 f_2 は、観察対象の体内部位（胎児心臓等）の変動周波数の候補値として用いられる。なお、これら 3 つのピーク値の大小関係は $p_0 > p_2 > p_1$ となっており、これら 3 つの周波数の大小関係は $f_0 < f_1 < f_2$ となっている。

【 0 0 4 3 】

一般に、周波数と周期とは互いの逆数として定義される。したがって、体内部位の変動周波数と変動周期とを同一視することができる。また、心拍数は、所定の期間（通常 1 分間）における心臓の拍動回数として定義されるので、周波数（又は周期）が決定されれば一義的に決定される。よって、体内部位が（胎児）心臓である場合、拍動の周波数、周期及び心拍数を同一視することができる。

10

【 0 0 4 4 】

なお、上記の例では FFT を利用して変動周波数を求めたが、特許文献 2 と同様に自己相関演算を適用することも可能である。

【 0 0 4 5 】

画像データ分類部 1 4 は、候補値演算部 1 3 により求められた各候補値に基づいて、複数の断層画像データ G_i を分類する。ここで、体内部位の変動周期は超音波の走査時間と比較して十分短いものとする。

20

【 0 0 4 6 】

具体例として、図 7 に示す 2 つの候補値 f_0 、 f_2 を採用する場合について説明する。なお、前述のように、変動周波数の候補値 f_0 、 f_2 の大小関係は $f_0 < f_2$ である。したがって、候補値 f_0 、 f_2 に対応する変動周期の候補値をそれぞれ T_0 、 T_2 とすると、これら変動周期の候補値 T_0 、 T_2 の大小関係は $T_0 > T_2$ である。また、連続する 2 つの断層画像データ G_i 、 $G(i+1)$ の計測間隔を t とする。

【 0 0 4 7 】

候補値 f_0 (T_0)、 f_2 (T_2) に基づく断層画像データ $G_1 \sim G_N$ の分類の一例を図 3 に示す。まず、候補値 f_0 (T_0) に基づく分類を説明する。画像データ分類部 1 4 は、まず、候補値 T_0 を計測間隔 t で除算する。この商を h とする。商 h は、変動周期の候補値 T_0 の間に取得される断層画像データの個数を表す。図 3 に示す処理 (P1) において、画像データ分類部 1 4 は、断層画像データ $G_1 \sim G_N$ をデータ取得順に h 個毎にまとめることにより、 k 個の組「 $G_1 \sim G_h$ 」、「 $G(h+1) \sim G(2h)$ 」、 $\dots$ 、「 $G((k-1)h+1) \sim G_N$ 」に分類する。これら各組には、変動周期の候補値 T_0 の 1 周期の間に取得された h 個の断層画像データが含まれている。

30

【 0 0 4 8 】

更に、画像データ分類部 1 4 は、処理 (P2) において、上記の k 個の組のそれぞれから、データの取得順に応じて一つずつ断層画像データを抽出してまとめる。たとえば、第 1 の組から断層画像データ G_1 を、第 2 の組から断層画像データ $G(h+1)$ を、 $\dots$ 、第 k の組からの断層画像データ $G((k-1)h+1)$ をそれぞれ抽出し、新たな第 1 の組「 $G(r+1) : r = 0, h, 2h, \dots, (k-1)h$ 」を形成する。それにより、 N 個の断層画像データ $G_1 \sim G_N$ が h 個の組に分類される。これら各組には k 個の断層画像データが含まれる。これら各組に含まれる k 個の断層画像データは、体内部位の変動周期を T_0 と仮定した場合において、同じ時相に相当するデータである。

40

【 0 0 4 9 】

候補値 f_2 (T_2) に基づく分類も同様に実行される。すなわち、画像データ分類部 1 4 は、まず、候補値 T_2 を計測間隔 t で除算する。この商を m とする。商 m は、変動周期の候補値 T_2 の間に取得される断層画像データの個数を表す。処理 (P1') において、画像データ分類部 1 4 は、断層画像データ $G_1 \sim G_N$ をデータ取得順に m 個毎にまとめる

50

ことにより、 n 個の組「 $G_1 \sim G_m$ 」、「 $G_{(m+1)} \sim G_{(2m)}$ 」、 $\dots$ 、「 $G_{((n-1)m+1)} \sim G_N$ 」に分類する。これら各組には、変動周期の候補値 T_2 の 1 周期の間に取得された m 個の断層画像データが含まれている。

【0050】

更に、画像データ分類部 14 は、処理 (P_2') において、上記の n 個の組のそれぞれから、データの取得順に応じて一つずつ断層画像データを抽出してまとめる。たとえば、第 1 の組から断層画像データ G_1 を、第 2 の組から断層画像データ $G_{(m+1)}$ を、 $\dots$ 、第 n の組からの断層画像データ $G_{((n-1)m+1)}$ をそれぞれ抽出し、新たな第 1 の組「 $G_{(s+1)} : s = 0, m, 2m, \dots, (n-1)m$ 」を形成する。それにより、 N 個の断層画像データ $G_1 \sim G_N$ が m 個の組に分類される。これら各組には n 個の断層画像データが含まれる。これら各組に含まれる n 個の断層画像データは、体内部位の変動周期を T_2 と仮定した場合において、同じ時相に相当するデータである。

10

【0051】

上記の例では、説明の簡略化のため、候補値 T_0 、 T_2 はそれぞれ計測間隔 t で割り切れるものとした。割り切れない場合、四捨五入やガウス記号等の演算を適宜に用いて分類を行うことができる。

【0052】

また、上記の例では、商 h 、 m は、それぞれ全データ数 N の約数であると仮定した ($N = hk$ 、 $N = mn$)。そうでない場合、余った断層画像データからなる組 (断層画像データ G_N から遡って幾つかのデータからなる組) は、無視してもよいし、最終的な組分けに反映させてもよい。後者の場合、処理 (P_2)、(P_2') において、たとえば、余った断層画像データのうち最初に取得されたものを第 1 の組に含め、2 番目に取得されたものを第 2 の組に含め、 $\dots$ という要領で分類を行うことができる。

20

【0053】

画像データ分類部 14 による分類結果は 3 次元画像データ生成部 15 に送られる。3 次元画像データ生成部 15 は、変動周波数 (変動周期) の各候補値について、分類された断層画像データ $G_1 \sim G_N$ に基づいて 3 次元画像データを生成する。この処理について上記の例を参照して説明する。図 3 に示すように、候補値 $f_0 (T_0)$ を用いる場合、 h 個の組「 $G_{(r+1)}$ 」、「 $G_{(r+2)}$ 」、 $\dots$ 、「 $G_{(r+h)}$ 」が得られる。

【0054】

30

3 次元画像データ生成部 15 は、これら各組に含まれる k 個の断層画像データに基づいて 3 次元画像データ (ボリュームデータ) を生成する。たとえば、3 次元画像データ生成部 15 は、第 1 の組に含まれる k 個の断層画像データ G_1 、 $G_{(h+1)}$ 、 $G_{(2h+1)}$ 、 $\dots$ 、 $G_{((k-1)h+1)}$ に対して公知の処理 (たとえばボクセル形成処理等) を施すことにより 3 次元画像データを生成する。この 3 次元画像データは、第 1 の組に対応する時相における体内部位の 3 次元形態を表すものである。同様にして、3 次元画像データ生成部 15 は、各組に対応する時相における体内部位の 3 次元形態を表す 3 次元画像データを生成する。それにより、それぞれ時相の異なる h 個の 3 次元画像データが得られる。候補値 $f_2 (T_2)$ についても同様に、それぞれ時相の異なる m 個の 3 次元画像データが得られる。これらの 3 次元画像データは画像記憶部 7 に送られて記憶される。

40

【0055】

以上のような構成とこの発明の構成との関係を説明する。この発明の「生成手段」は、超音波プローブ 2、(移動機構 2A、) 送受信部 3 及び信号処理部 4 を含んで構成される。なお、上記の例では、信号処理部 4 により生成された断層画像データを分類して 3 次元画像データを生成しているが、画像生成部 6 により生成された断層画像データを分類して 3 次元画像を生成するようにしてもよい。後者の場合、画像生成部 6 も生成手段に含まれることになる。

【0056】

なお、超音波プローブ 2 が 1 次元アレイプローブである場合、移動機構 2A と送受信部 3 とによって超音波走査がなされる。一方、超音波プローブ 2 が 2 次元アレイプローブで

50

ある場合、送受信部 3 によって超音波走査がなされる。このように超音波プローブ 2 に超音波走査を実行させる構成部位は、この発明の「走査手段」として機能する。

【 0 0 5 7 】

また、この発明の「演算手段」は候補値演算部 1 3 を含んで構成される。また、この発明の「分類手段」は画像データ分類部 1 4 を含んで構成される。また、この発明の「処理手段」は 3 次元画像データ生成部 1 5 を含んで構成される。

【 0 0 5 8 】

また、この発明の「表示手段」は表示部 1 0 を含んで構成され、「操作手段」は操作部 1 1 を含んで構成される。また、この発明の「制御手段」は表示制御部 8 を含んで構成される。

【 0 0 5 9 】

[動作]

超音波診断装置 1 の動作について説明する。図 4 のフローチャートは、超音波診断装置 1 を用いた超音波診断の流れの一例を表す。以下の説明において、図 2、図 3 及び図 7 を適宜に参照する。

【 0 0 6 0 】

まず、従来と同様に、被検体（母体）に超音波プローブを当てた状態で胎児の 2 次元動画像を観察し（S 1）、胎児心臓を含む ROI を設定する（S 2）。検者が所定のスイッチ（操作部 1 1）を操作して計測の開始を指示すると（S 3）、超音波診断装置 1 は、超音波の送受信及び超音波プローブの移動を開始する（S 4）。この動作は、図示しない制御部によって制御される。超音波診断装置 1 は、超音波プローブを移動させつつ、ROI 内の複数の断面のそれぞれにおける超音波画像データ（断層画像データ G 1 ~ G N）を取得する（S 5）。このとき、超音波プローブ 2 による受信結果が信号処理部 4 に送られ、信号処理部 4 が断層画像データ G 1 ~ G N を生成する。なお、上記の処理は 1 次元アレイプローブを用いる場合についてのものである。2 次元アレイプローブを用いる場合、送受信部 3 は超音波プローブ 2 を制御して超音波を 3 次元的に走査させる。

【 0 0 6 1 】

候補値演算部 1 3 は、断層画像データ G 1 ~ G N における強度の時間変化に対して FFT を施す（S 6）。それにより、図 7 に示すようなスペクトル分布が得られる。候補値演算部 1 3 は、所定の周波数範囲 $f_{\min} \sim f_{\max}$ における所定数（たとえば 3 つ）ピーク値 p_0 、 p_1 、 p_2 を検出する（S 7）。そして、候補値演算部 1 3 は、各ピーク値 p_0 、 p_1 、 p_2 に対応する変動周波数の候補値 f_0 、 f_1 、 f_2 、更には各候補値 f_0 、 f_1 、 f_2 に対応する変動周期（心周期）の候補値 T_0 、 T_1 、 T_2 を求める（S 8）。

【 0 0 6 2 】

続いて、画像データ分類部 1 4 は、各候補値 T_0 、 T_1 、 T_2 に基づいて断層画像データ G 1 ~ G N を分類する（S 9）。この処理は、図 3 に示す処理（P 1）、（P 2）等と同様にして実行される。それにより、各候補値 T_0 、 T_1 、 T_2 について、時相毎に分類された断層画像データの複数の組が得られる。

【 0 0 6 3 】

3 次元画像データ生成部 1 5 は、各候補値 T_0 、 T_1 、 T_2 について、各組に含まれる断層画像データに基づいて各時相のボリュームデータを生成する（S 10）。このとき、所定の時相のボリュームデータのみを選択的に生成するようにしてもよい。

【 0 0 6 4 】

画像生成部 6 は、各候補値 T_0 、 T_1 、 T_2 のボリュームデータ（所定の時相のもののみで十分である）をレンダリングし、ROI 内の擬似的な 3 次元形態を表す画像データ（3 次元画像データ）を生成する。この 3 次元画像データは、たとえば、ROI を所定の視線方向から見たときの形態を表現するものである。更に、表示制御部 8 は、これらレンダリング結果（3 次元画像データ）に基づいて、各候補値 T_0 、 T_1 、 T_2 の 3 次元画像を表示部 1 0 に表示させる（S 11）。

【 0 0 6 5 】

このときの表示態様は、複数（ここでは3つ）の3次元画像を並べて表示させるものであってもよいし、複数の3次元画像を順次に表示させるものであってもよい。また、オペレータからの指示を受けて3次元画像を選択的に表示させるものであってもよい。また、各3次元画像に対してその変動周期（変動周波数、心拍数等でもよい）の候補値を付帯して表示させることも可能である。

【 0 0 6 6 】

検者は、表示された複数の3次元画像を観察して画質等を比較し、（もし存在すれば、）画像診断に好適と判断する3次元画像を1つ選択（指定）する（S12）。このとき、明らかに不適当と判断する3次元画像を消去する作業を更に行うことも可能である。

10

【 0 0 6 7 】

ステップ12の選択操作は、操作部11を用いて行うことができる。具体例として、好適な3次元画像をマウスでクリックすることにより選択を行うことが可能である。また、3次元画像に変動周期等の候補値が付帯して表示されている場合には、適当と判断する候補値を選択するようにしてもよい。ここで、3次元画像と候補値とは一対一に対応しているので、候補値を選択することは3次元画像を選択することと同義である。同様に、複数の3次元画像に対して一対一に対応して呈示される各種情報を選択するように構成することも可能である。

【 0 0 6 8 】

複数の3次元画像のうちの1つが選択されると（S12：Yes）、表示制御部8は、選択された3次元画像と同じ候補値に対応する3次元画像データ（ボリュームデータ）を画像記憶部7から読み出して3次元動画像を表示部10に表示させる（S13）。

20

【 0 0 6 9 】

なお、ステップ10において所定の時相のボリュームデータしか生成されていない場合（前述）、1つの3次元画像が選択されたことを受けて、画像生成部6は、当該3次元画像と同じ候補値に対応する各時相のボリュームデータを生成し（既に生成されているものは除いてもよい）、表示制御部8は、生成された各時相のボリュームデータに基づいて3次元動画像を表示させる。このとき、当該3次元動画像に対応する変動周期等の候補値を共に表示させることが可能である。

【 0 0 7 0 】

オペレータは、表示された3次元動画像を観察して画像診断に採用するか否か判断する（S14）。オペレータは、その判断結果を操作部11を操作して入力する。この操作は、たとえば、「採用」ボタンと「不採用」ボタンとを表示部10に表示させ、いずれかのボタンをクリックすることにより行うことができる。

30

【 0 0 7 1 】

採用するとの判断結果が入力された場合（S14：Yes）、たとえば、表示制御部8（又は前述の制御部等）は、当該ボリュームデータ群に対して各種医療情報を付帯させて画像記憶部7や外部の記憶装置に記憶させた後に処理を終了する。

【 0 0 7 2 】

ここで、各種医療情報の例としては、患者情報（患者ID、患者氏名、患者生年月日等）、検査日時、検査内容（モダリティ名、検査方法等）、検者IDなどがある。また、外部の記憶装置の例としては、当該医療機関内に設置されたサーバ、読影端末、医師端末などがある。これらの装置にデータを記憶させる場合、超音波診断装置1は、LAN等の通信回線を介して記憶先にデータを送信する。

40

【 0 0 7 3 】

また、所定のメディア（DVD-RAM、DVD-R、CD-R（W）、USBメモリ、MO等）にデータを記録させるように超音波診断装置1を構成することも可能である。この場合、超音波診断装置1は所定のドライブ装置を含んで構成される。以上で、ステップ12及びステップ14のそれぞれにおいて「Yes」と判断された場合の説明を終了する。

50

【 0 0 7 4 】

ステップ 1 2 において、複数の 3 次元画像のうちのいずれも選択されなかった場合 (S 1 2 : N o) について説明する。この場合、どの 3 次元画像も画像診断には好適でないと判断されたのであるから、従来と同様に検査を最初からやり直す。

【 0 0 7 5 】

他の処理例として、いずれの 3 次元画像も選択されなかった場合 (S 1 2 : N o) 、ステップ 1 に戻って他の時相の 3 次元画像を新たに表示させ、再度選択を行うようにしてもよい (必要に応じてステップ 1 0 に戻って他の時相のボリュームデータを生成することもある) 。このようにすれば、他の時相の 3 次元画像が好適な場合に検査を最初からやり直す必要がなくなる。

10

【 0 0 7 6 】

次に、ステップ 1 4 において 3 次元動画像を採用しないと判断された場合 (S 1 4 : N o) について説明する。この場合、ステップ 1 2 で選択された 3 次元画像に対応する動画像が画像診断には好適でないと判断されたのであるから、ステップ 1 1 に戻って複数の 3 次元画像を再度表示させる。このとき、ステップ 1 4 において採用しないと判断された 3 次元動画像に対応する 3 次元画像を選択肢から除くようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

ステップ 1 2 の選択及び / 又はステップ 1 4 の判断について、その反復可能回数を予め設定し、選択や判断が何度も何度も繰り返される事態を回避するように構成することが可能である。これは、所定の反復可能回数を超えて選択や判断が為されるような場合、好適なデータが元々取得されていなかった可能性が高いので、検査を最初から行うことが望ましいからである。また、反復可能回数を超えた場合に、当該被検体に対する検査を中止又は中断するようにしてもよい。これは、たとえば当該検者が非熟練者であり、他の検者に検査を委ねる場合などに有効と考えられる。

20

【 0 0 7 8 】

[作用・効果]

超音波診断装置 1 の作用及び効果について説明する。

【 0 0 7 9 】

超音波診断装置 1 は、たとえば胎児心臓のように、周期的に変動する体内部位の検査に用いられる。超音波診断装置 1 は、従来のもと同様に、体内部位に向けて超音波を送信し、この超音波の反射波を受信することにより、当該体内部位の断層画像データを生成する。このとき、当該体内部位 (を含む R O I) について、複数の断面のそれぞれにおける断層画像データが生成される。

30

【 0 0 8 0 】

次に、超音波診断装置 1 は、生成された複数の断層画像データに基づいて、体内部位の変動周期の 2 つ以上の候補値を求める。この演算処理は、たとえば、体内部位による超音波の反射波の強度の時間的变化を表す信号を解析して当該反射波のスペクトル分布を求め、このスペクトル分布における 2 つ以上のピーク周波数を検出して変動周波数の 2 つ以上の候補値とすることにより実行できる。このとき、スペクトル分布のピーク周波数のうちから、強度が大きい順に 2 つ以上のピーク周波数を求めることが望ましい。また、特許文献 2 と同様に自己相関演算を行うことにより 2 つ以上の候補値を求めることも可能である。

40

【 0 0 8 1 】

更に、超音波診断装置 1 は、求められた 2 つ以上の候補値のそれぞれに基づいて、複数の断層画像データを分類する。この処理は、候補値に応じた時相毎に複数の断層画像データを分類することにより行われる。それにより、各候補値について、各時相に対応する断層画像データ群が得られる。

【 0 0 8 2 】

続いて、超音波診断装置 1 は、各候補値について、分類された断層画像データに基づいて 3 次元画像データを生成する。それにより、各候補値について、各時相の断層画像デー

50

タ群に基づく３次元画像データ（ボリュームデータ）が得られる。超音波診断装置１は、生成された３次元画像データに基づく３次元画像を表示する。この３次元画像は、前述のように静止画像であってもよいし動画画像であってもよい。

【００８３】

このような超音波診断装置１によれば、変動周波数（変動周期、心拍数等）の２つ以上の候補値に基づく２つ以上の３次元画像を比較し、画像診断に好適な画像（たとえばノイズの混入度合の少ない画像）を選択的に用いて観察することが可能である。

【００８４】

また、単一の候補値に基づく単一の３次元画像しか表示できない従来の技術では、当該３次元画像の確度が低い場合には検査を最初からやり直す必要があった。一方、この実施形態によれば、２つ以上の選択肢が表示されるために好適な画像が最初から得られる可能性が向上するので、検査のやり直しのおそれが低くなる。よって、検査時間の短縮を図ることができ、ひいては、検者や被検者の負担の増加、検査のスループットの悪化など、従来の様々な問題の解決への寄与が期待される。

【００８５】

このように、この実施形態に係る超音波診断装置１によれば、周期的に変動する体内部位について、高い確度の３次元画像を容易に取得することが可能となる。

【００８６】

更に、超音波診断装置１は、２つ以上の３次元画像のうちのいずれかが選択指定されたときに、その３次元画像と同じ候補値に対応する３次元動画画像を表示することができる。オペレータは、この３次元動画画像を観察し、診断に供する画像として好適であるかを判断することが可能である。それにより、周期的に変動する体内部位について、高い確度の３次元動画画像を容易に取得することが可能となる。

【００８７】

〔変形例〕

以上に詳述した構成は、この発明の実施形態の一例に過ぎない。この発明を実施しようとする者は、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜に施すことが可能である。

【００８８】

〔変形例１〕

上記の実施形態では、２つ以上の候補値に対応する２つ以上の３次元画像をまとめて生成して表示している。この変形例では、２つ以上の３次元画像を逐次に生成して表示する例を説明する。なお、この変形例に係る超音波診断装置は、上記の実施形態とほぼ同様の構成を有する（図１を参照）。

【００８９】

図５に示すフローチャートを参照しつつ、この変形例に係る超音波診断装置の動作を説明する。まず、上記実施形態のステップ１～ステップ５と同様の処理を行って（図４を参照）、ＲＯＩ内の複数の断面の超音波データ（断層画像データ）を取得する（Ｓ２１）。

【００９０】

次に、候補値演算部１３は、上記実施形態のステップ６と同様にして、複数の断層画像データの強度の時間変化に対してＦＦＴを施し、図７に示すようなスペクトル分布を生成する（Ｓ２２）。候補値演算部１３は、更に、所定の周波数範囲における強度最大値を検出する（Ｓ２３）。そして、候補値演算部１３は、この最大強度値に対応する変動周波数の候補値を求め、更にこの候補値に対応する変動周期（心周期）の候補値（第１の候補値）を求める（Ｓ２４）。

【００９１】

続いて、画像データ分類部１４は、この第１の候補値に基づいて複数の断層画像データを分類する（Ｓ２５）。この処理は、図３に示す処理（Ｐ１）、（Ｐ２）等と同様にして実行される。それにより、第１の候補値について、時相毎に分類された断層画像データの複数の組が得られる。

【 0 0 9 2 】

3次元画像データ生成部15は、各組に含まれる断層画像データに基づいて各時相のボリュームデータを生成する(S26)。このとき、上記実施形態と同様に、所定の時相のボリュームデータのみを選択的に生成するようにしてもよい。

【 0 0 9 3 】

画像生成部6は、第1の候補値に対応するボリュームデータ(所定の時相のもののみで十分である)をレンダリングし、ROI内の擬似的な3次元形態を表す画像データ(3次元画像データ)を生成する。更に、表示制御部8は、このレンダリング結果(3次元画像データ)に基づいて、第1の候補値の3次元画像を表示部10に表示させる(S27)。

【 0 0 9 4 】

オペレータは、表示された3次元画像を観察する。診断に供する画像として好適と判断し、オペレータは、たとえば「採用」ボタンをクリックする(S28: Yes)。これを受けて、上記実施形態と同様にして処理は終了となる。

【 0 0 9 5 】

ステップ28で「No」と判断される場合について説明する。表示制御部8は、ステップ27において、3次元画像とともに第1の候補値を表示させる。更に、表示制御部8は、変動周期の候補値を変更するためのツールを表示させる。この候補値変更ツールは、たとえば、候補値を手入力するための入力スペースであってもよいし、候補値を任意に増減させるためのボタン等を含んだツールであってもよい。このような候補値変更ツールは、前述の「不採用」ボタンがクリックされたことに対応して表示されてもよいし、ステップ27において3次元画像等と同時に表示されてもよい。また、候補値変更ツールは、表示部10に表示されるものではなく(つまりソフトウェアキーではなく)、超音波診断装置の筐体等に設けられたハードウェアキー(ボタン、ダイヤル等)であってもよい。

【 0 0 9 6 】

ステップ27で表示された3次元画像の画質等が好適でないと判断した場合、オペレータは、候補値変更ツールを操作して変動周期の候補値を変更する(S29)。変更後の候補値を第2の候補値と呼ぶことにする。

【 0 0 9 7 】

画像データ分類部14は、第2の候補値に基づいて複数の断層画像データを分類し直す(S25)。3次元画像データ生成部15は、新たに分類された複数の断層画像データに基づいて、各時相のボリュームデータを生成する(S26)。画像生成部6は、第2の候補値に対応するボリュームデータをレンダリングし、ROI内の擬似的な3次元形態を表す画像データ(3次元画像データ)を生成する。更に、表示制御部8は、このレンダリング結果(3次元画像データ)に基づいて、第2の候補値の3次元画像を表示部10に表示させる(S27)。

【 0 0 9 8 】

オペレータは、表示された3次元画像を観察し、「採用」又は「不採用(再変更)」を判断する(S28)。「採用」の場合(S28: Yes)には処理は終了となる。

【 0 0 9 9 】

「不採用(再変更)」の場合(S28: No)、上記と同様の処理を繰り返す。なお、上記実施形態のように、何度も変更が繰り返されることを回避するために反復可能回数を予め設定しておくようにしてもよい。

【 0 1 0 0 】

この変形例に係る超音波診断装置によれば、変動周期の候補値を適宜に変更し、変更後の候補値に基づく3次元画像を表示することができるので、周期的に変動する体内部位について、高い確度の3次元画像を容易に取得することが可能である。また、この変形例によれば、変動周期の候補値を適宜に微調整できるので、従来や上記の実施形態と比較しても高確度の3次元画像を取得できると考えられる。

【 0 1 0 1 】

なお、この変形例に係る構成を上記実施形態に追加することが可能である。それにより

10

20

30

40

50

、上記実施形態により得られる変動周期を適宜に微調整しながら３次元画像の品質を調整できるので、高確度の３次元画像を非常に容易に取得することができる。

【０１０２】

〔変形例２〕

上記実施形態では、変動周期の２つ以上の候補値に対応する２つ以上の３次元画像をオペレータが観察して適当なものを選択するようになっているが、この選択作業を自動化することが可能である。

【０１０３】

そのために、画像処理部１２は、２つ以上の３次元画像のそれぞれの画質を比較可能な情報で表現する（すなわち画質を評価する）。この処理は、たとえば、各３次元画像に描写された所定部位の形状（たとえば胎児心臓の輪郭や複数の特徴点）を抽出し、抽出された形状と所定のテンプレート（当該所定部位の一般的形状）との画像相関を求めることにより実行できる。なお、画質の評価については従来から様々な手法が研究開発されているので、任意の公知の手法を用いることが可能である。

10

【０１０４】

更に、画像処理部１２は、２つ以上の３次元画像のそれぞれについて得られた画質の評価値を比較し、最も高画質と判定されたものを選択する。このとき、画像処理部１２は、この発明の「選択手段」の一例として機能している。

【０１０５】

このような変形例によれば、変動周期の２つ以上の候補値に対応する２つ以上の３次元画像の画質を自動的に評価して最も高画質と判定されたものを選択することができるので、周期的に変動する体内部位について、高い確度の３次元画像を容易に取得することが可能である。

20

【０１０６】

なお、最も高画質と判定された３次元画像を表示するようにし、オペレータがその適否を判断できるように構成することも可能である。

【０１０７】

〔その他の変形例〕

上記の実施形態において、２つ以上の３次元画像の全てが好適でないと判断された場合（Ｓ１２）や、２つ以上の３次元動画像の全てが「不採用」と判断された場合（Ｓ１４）に、検査を最初からやり直すように構成することが可能である。

30

【０１０８】

また、２つ以上の３次元画像の全てが好適でないと判断された場合（Ｓ１２）や、２つ以上の３次元動画像の全てが「不採用」と判断された場合（Ｓ１４）に、変動周期の候補値を追加するようにしてもよい。この処理は、たとえば、当初は候補値とされなかったピーク値を検出し、これら新たなピーク値に基づく候補値を求めることにより実行できる。

【０１０９】

胎児心臓を検査する場合、母胎心臓の心拍数（心周期）を心電計により検出し、胎児心臓の心周期の候補値を求める際に（Ｓ８）、母胎の心周期に相当する候補値を除外することができる。それにより、母胎の心周期に相当する候補値に基づく３次元画像を考慮する必要がなくなる。

40

【０１１０】

上記実施形態では、ステップ１２において１つの３次元画像を選択するようになっているが、２つ以上の３次元画像を選択するようにしてもよい。その場合、選択された各３次元画像に対応する３次元動画像を表示させる。このような構成は、たとえば、好適な３次元画像が複数有ると判断されたときなどに有効である。

【符号の説明】

【０１１１】

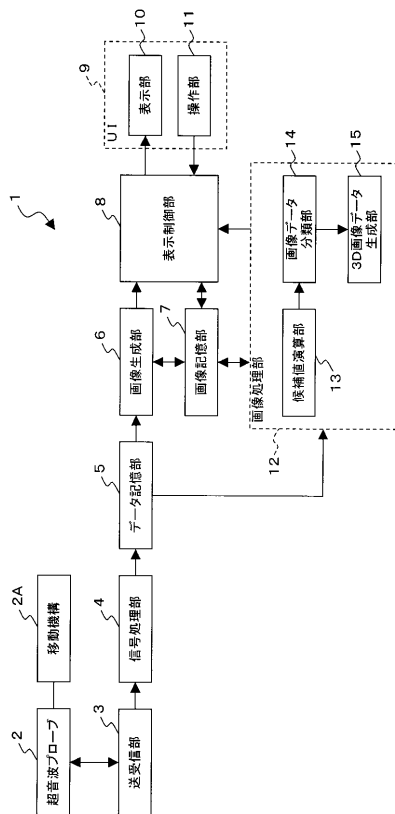
- １ 超音波診断装置
- ２ 超音波プローブ

50

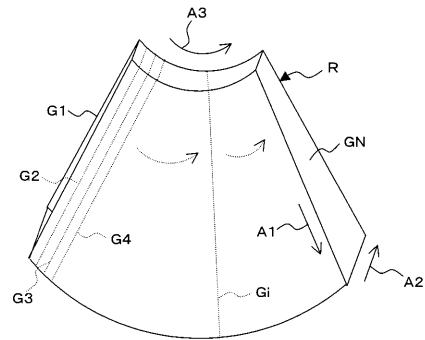
- 2 A 移動機構
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 データ記憶部
- 6 画像生成部
- 7 画像記憶部
- 8 表示制御部
- 9 ユーザインターフェイス
- 10 表示部
- 11 操作部
- 12 画像処理部
- 13 候補値演算部
- 14 画像データ分類部
- 15 3次元画像データ生成部

10

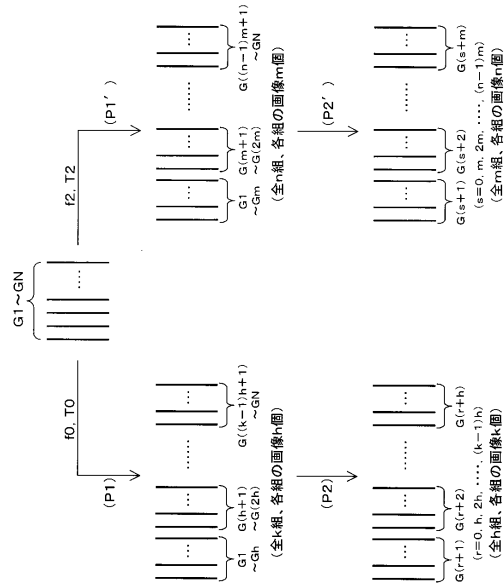
【図1】



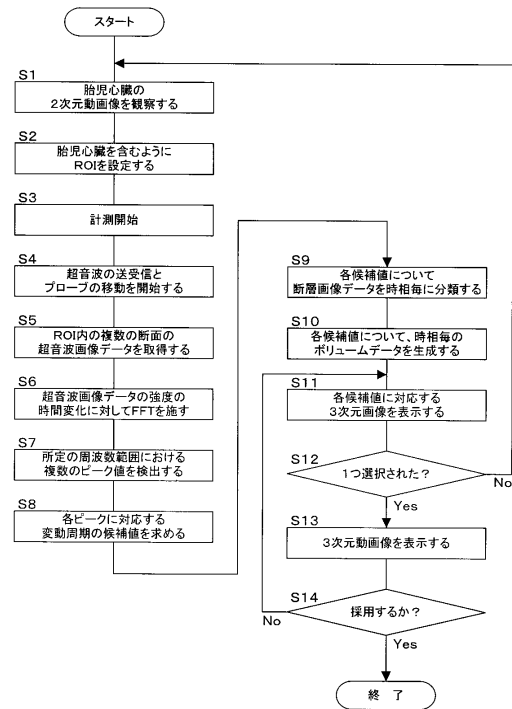
【図2】



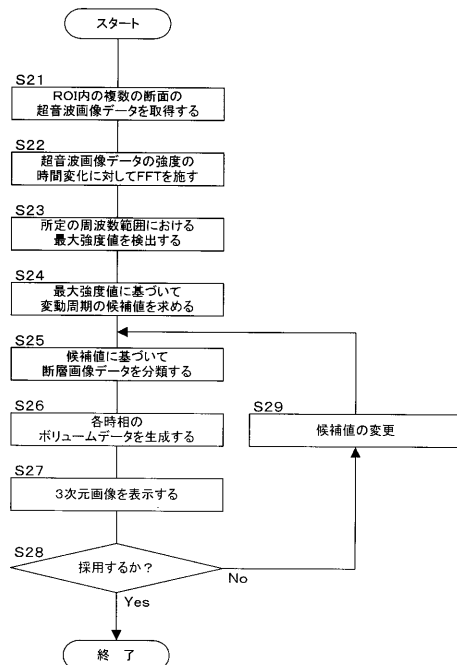
【図3】



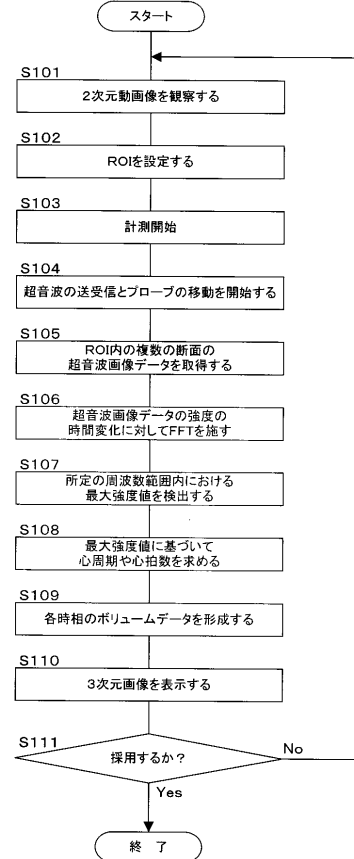
【図4】



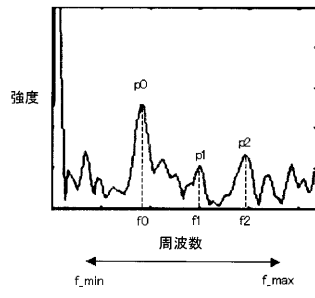
【図5】



【図6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 掛江 明弘
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内
- (72)発明者 鷲見 篤司
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内
- (72)発明者 柴田 千尋
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内
- (72)発明者 西原 財光
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内
- (72)発明者 滝本 雅夫
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内
- (72)発明者 市岡 健一
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内
- (72)発明者 佐々木 琢也
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内
- (72)発明者 阿部 仁人
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 亀和田 靖
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 松谷 洋平

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 0 5 4 6 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 8 7 6 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 7 4 2 2 5 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 3 0 1 3 9 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 8
A 6 1 B 8 / 0 6

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5443781B2	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2009039212	申请日	2009-02-23
[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		
当前申请(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	中屋重光 掛江明弘 鷺見篤司 柴田千尋 西原財光 滝本雅夫 市岡健一 佐々木琢也 阿部仁人 亀和田靖		
发明人	中屋 重光 掛江 明弘 鷺見 篤司 柴田 千尋 西原 財光 滝本 雅夫 市岡 健一 佐々木 琢也 阿部 仁人 亀和田 靖		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB49 4C601/JC16 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/LL11 4C601/LL21		
其他公开文献	JP2010193945A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，能够在周期性变化的体内区域轻松获取高精度的三维图像。ZSOLUTION：超声诊断设备1基于用于周期性变化的体内区域的多个部分上的断层图像数据计算用于体内区域的变化周期的至少两个候选值，并且基于相应

的分类多个断层图像数据。候选人价值观然后，超声波诊断装置1基于与各个候选值相关联的分类的断层图像数据生成三维图像数据，并基于三维图像数据显示e维图像。操作员选择至少两个三维图像中的一个。超声波诊断装置1显示与所选择的三维图像相同的候选值对应的维度图像。ž

【图2】

