

(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2010-119587
(P2010-119587A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F 1
A61B 8/12

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2008-295716 (P2008-295716)
(22) 出願日 平成20年11月19日(2008.11.19)

(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
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 後藤 英二
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
(72) 発明者 栗田 康一郎
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

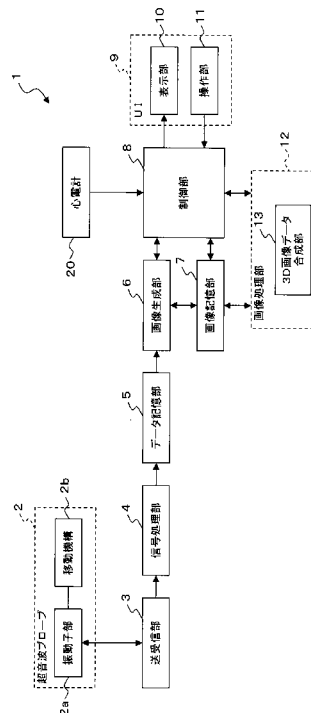
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 スキャン中における超音波プローブの位置ずれを簡便に検出できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、周期的に変動する体内部位の変動状態を参照しつつ、体内部位の基準断面における複数の時相の基準断層画像データを生成し、各基準断層画像データと時相とを対応付けて記憶する。超音波診断装置1は、基準断面を含む複数の断面における断層画像データを順次に生成する。このとき、超音波診断装置1は、体内部位の変動状態に基づいて、基準断面が超音波スキャンされたときの体内部位の時相を特定し、特定された時相に対応する基準断層画像データを、記憶された複数の基準断層画像データのうちから選択する。超音波診断装置1は、基準断面の断層画像データと選択された基準断層画像データとの相関値を演算し、この相関値に基づいて超音波プローブ2の位置ずれに関する情報を呈示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

周期的に変動する体内部位の変動状態を検出する検出手段と、
前記体内部位を超音波でスキャンする超音波プローブを含み、当該スキャン結果に基づいて断層画像データを生成する生成手段と、

前記検出される変動状態を参照しつつ、前記体内部位の所定の基準断面における、前記変動の1周期に含まれる複数の時相のそれぞれの基準断層画像データを前記生成手段に生成させる制御手段と、

該生成された各基準断層画像データと時相とを対応付けて記憶する記憶手段と、

前記所定の基準断面を含む複数の断面における断層画像データが前記生成手段によって順次に生成されるときに、前記検出手段により検出される変動状態に基づいて、前記所定の基準断面が前記超音波でスキャンされたときの前記体内部位の時相を特定する特定手段と、

前記記憶された複数の基準断層画像データのうちから、前記特定された時相に対応する基準断層画像データを選択する選択手段と、

前記複数の断面のうちの前記所定の基準断面の断層画像データと、前記選択された基準断層画像データとの相関値を演算する演算手段と、

前記演算された相関値に基づいて前記超音波プローブの位置ずれに関する情報を呈示する呈示手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記演算された相関値が閾値以下であるか否か判定し、前記閾値以下であると判定された場合に、前記生成手段を制御して、前記所定の基準断面における新たな前記基準断層画像データを生成させる、

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】

前記所定の基準断面は、複数の基準断面を含み、

前記制御手段は、各基準断面における前記複数の時相のそれぞれの基準断層画像データを前記生成手段に生成させ、

前記複数の断面の断層画像データが前記生成手段により順次に生成されているとき、前記各基準断面が前記超音波でスキャンされる度に、前記特定手段は当該基準断面がスキャンされたときの時相を特定し、前記選択手段は当該基準断面についての前記基準断層画像データを選択し、前記演算手段は当該基準断面についての前記相関値を演算し、前記制御手段は当該相関値が前記閾値以下であるか判定し、

当該相関値が前記閾値以下であると判定された場合、前記制御手段は、前記生成手段を制御し、前記各基準断面における前記新たな基準断層画像データを生成させ、更に、当該相関値に対応する基準断面の1つ前の基準断面の直前の断面まで前記超音波のスキャン位置を戻して前記複数の断面の断層画像データの生成を再開させる、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記生成手段は、前記制御手段により前記閾値以下と判定されたときに、当該基準断面と前記直前の断面とに挟まれた領域における断層画像データ群に基づいて第1の3次元画像データを生成するとともに、前記1つ前の基準断面と更に前の基準断面とに挟まれた領域における断層画像データ群に基づいて第2の3次元画像データを生成し、

前記1つ前の基準断面と前記直前の断面との間における画像データの相関値が最大になるように、前記第1の3次元画像データと第2の3次元画像データとを合成する合成手段を備える、

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】

前記制御手段は、前記検出手段により検出される変動状態に基づいて前記変動の異常を

検出し、前記異常が検出されたときに、前記生成手段を制御して、前記所定の基準断面における新たな前記基準断面画像データを生成させる、

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】

前記超音波プローブは、複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子を移動させて超音波によるスキャン位置を変更する移動機構とを備え、

前記所定の基準断面は、前記移動される前記複数の超音波振動子の位置により決定される、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 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】

10

【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を画像化する超音波診断装置に関する。特に、この発明は、超音波のスキャン中に発生する超音波プローブの位置ずれを検出す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、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。

20

【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断層画像データを多数生成し、これら断層画像データを時相毎にまとめて各時相の 3 次元画像データを生成する技術である。これら 3 次元画像データをそれぞれレンダリングして順次に表示することにより、体内部位の 3 次元動画像の観察が可能になる。

【0004】

30

STIC における超音波のスキャン時間はかなり長くなるのが一般的である。たとえば、超音波プローブを食道に挿入して心臓を観察する場合（たとえば特許文献 3、4 を参照）、超音波プローブの回転方向への分解能を考慮すると、心臓全体をスキャンするのに 60 秒程度の時間が必要である（つまり、1 心拍 1 秒と仮定し、回転方向への分解能を 3 度に設定すると、 $180 \div 3 = 60$ 秒となる）。

【0005】

このようにスキャン時間が長くなると、超音波プローブの位置がスキャン中にずれてしまうことが想定される。位置ずれが発生すると、時相毎の 3 次元画像や 3 次元動画像に歪みが生じてしまう。

【0006】

40

超音波プローブの位置ずれに対処する技術としては、たとえば特許文献 5、6 に記載されたものが知られている。特許文献 5 に記載の技術は、複数の断層画像データのうちの基準の断層画像データを回転させつつ他の断層画像データとの間の相関値を求めることにより相関値が最大となる回転角度を求め、この回転角度だけ基準の断層画像データに回転処理を施すものである。また、特許文献 6 に記載の技術は、位置センサにより超音波プローブの位置を検出し、その検出結果をボリュームデータの生成処理に反映させるものである。

【0007】

【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

【特許文献3】特開2006-101901号公報

【特許文献4】特開2006-312103号公報

【特許文献5】特開平10-248844号公報

【特許文献6】特開2007-244575号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

このように、超音波プローブの位置ずれに対処する様々な技術が開発されているにも拘わらず、STICに対して有効な技術は未だ知られていないのが現状である。すなわち、STICにおいては複数の断層画像データを並べ替える処理が伴うが、この処理を経て得られる各時相のボリュームデータに対して特許文献5の技術をどのように適用するかが不明である。

10

【0009】

また、体腔内に超音波プローブを挿入して検査を行う際には、位置センサが取り付けられた超音波プローブの使用は想定しにくく、特許文献6の技術を適用することは困難である。

【0010】

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、超音波のスキャン中における超音波プローブの位置ずれを簡便に検出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。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

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の変動状態を検出する検出手段と、前記体内部位を超音波でスキャンする超音波プローブを含み、当該スキャン結果に基づいて断層画像データを生成する生成手段と、前記検出される変動状態を参照しつつ、前記体内部位の所定の基準断面における、前記変動の1周期に含まれる複数の時相のそれぞれの基準断層画像データを前記生成手段に生成させる制御手段と、該生成された各基準断層画像データと時相とを対応付けて記憶する記憶手段と、前記所定の基準断面を含む複数の断面における断層画像データが前記生成手段によって順次に生成されるときに、前記検出手段により検出される変動状態に基づいて、前記所定の基準断面が前記超音波でスキャンされたときの前記体内部位の時相を特定する特定手段と、前記記憶された複数の基準断層画像データのうちから、前記特定された時相に対応する基準断層画像データを選択する選択手段と、前記複数の断面のうちの前記所定の基準断面の断層画像データと、前記選択された基準断層画像データとの相関値を演算する演算手段と、前記演算された相関値に基づいて前記超音波プローブの位置ずれに関する情報を呈示する呈示手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0012】

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の変動状態を参照しつつ、体内部位の基準断面における複数の時相の基準断層画像データをそれぞれ生成し、生成された各基準断層画像データと時相とを対応付けて記憶する。更に、この超音波診断装置は、基準断面を含む複数の断面における断層画像データを順次に生成する。このとき、超音波診断装置は、体内部位の変動状態に基づいて、基準断面が超音波でスキャンされたときの体内部位の時相を特定し、特定された時相に対応する基準断層画像データを、記憶された複数の基準断層画像データのうちから選択する。そして、超音波診断装置は、基準断面の断層画像データと選択された基準断層画像データとの相関値を演算し、この相関値に基づいて超音波プローブの位置ずれに関する情報を呈示する。

40

【0013】

このような超音波診断装置によれば、基準断面における画像データの相関値を逐次に求めて超音波プローブの位置ずれに関する情報を呈示できるので、超音波スキャン中におけ

50

る超音波プローブの位置ずれを簡便に検出することが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

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。

【0015】

[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及び図2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、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。

10

【0016】

また、超音波診断装置1は心電計20を備えている。心電計20は、従来と同様の構成を有し、被検体の心臓の動態を表す心電図(心電波形)を取得して制御部8に入力する。心電計20は、この発明の「検出手段」の一例であり、周期的に変動する体内部位、すなわち心臓の変動状態を検出するものである。

【0017】

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次元方向に走査することが可能である。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次元方向に走査することが可能である。

20

【0018】

超音波プローブ2の振動子部2aは、従来と同様に、複数の超音波振動子とともに、音響レンズ、音響整合層、電極、パッキング材などを含んで構成される。振動子部2aは、送受信部3からの電気信号に基づいて超音波を発信する。更に、振動子部2aは、この超音波の被検体からの反射波を受信する。

【0019】

超音波プローブ2には移動機構2bが設けられている。移動機構2bは振動子部2aを移動させる。移動機構2bは、振動子部2aを回転移動させるものであってもよいし、揺動させるものであってもよいし、平行移動させるものであってもよい。なお、移動機構2bによる振動子部2aの移動態様は、これらに限定されるものではない。移動機構2bによって超音波プローブ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。移動機構2bとしては、たとえば特許文献3、4に記載されたものや、特開2007-301030号公報、特開2008-73085号公報、特開2008-99732号公報に記載されたものなど、任意の構成を採用できる。

30

【0020】

なお、2次元アレイプローブを用いる場合には、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、上記のような移動機構2bを設ける必要はない。

【0021】

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、振動子部2aに電気信号を供給して超音波を発生させる。振動子部2a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。

40

【0022】

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。

50

【 0 0 2 3 】

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 2 4 】

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処理を実行し、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

10

20

【 0 0 2 5 】

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 2 6 】

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（断層画像データ）を生成する。一例として、被検体の 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、このスキャン面における組織の形態を表わす断層画像データを生成する。画像生成部 6 は、この断層画像データを画像記憶部 7 に出力する。また、被検体の断層画像をライブ表示する場合には、画像生成部 6 は断層画像データを制御部 8 に出力する。

30

【 0 0 2 7 】

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、所定の付帯情報を断層画像データに付帯させて記憶する。付帯情報としては、たとえば、断層画像データが取得された日時を表す情報や、被検体に関する情報（患者情報）などがある。

40

【 0 0 2 8 】

また、心電計 2 0 から心電波形が入力される場合（つまり心電同期検査を行う場合）、制御部 8 は、断層画像データと心電波形とを同期させる。すなわち、制御部 8 は、各断層画像データに対し、それが取得されたタイミングにおける時相を対応付ける。制御部 8 は、当該対応付けがなされた断層画像データと時相情報とを画像記憶部 7 に記憶させる。

【 0 0 2 9 】

制御部 8 は、画像生成部 6 から断層画像データを受け、この断層画像データに基づく断層画像を表示部 1 0 に表示させる。また、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、この断層画像データに基づく断層画像を表示部 1 0 に表示させる。なお、図 2 に示す制御部 8 の構成については後述する。

50

【0030】

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。表示部10は、この発明の「呈示手段」の一例である。呈示手段による情報の呈示方法は、視覚的な情報に限定されるものではない。たとえば、呈示手段は、音声情報や印刷情報のように、任意の形態の情報を出力するものであってよい。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

【0031】

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

【0032】

画像処理部12は、各種の画像データに対して様々な画像処理を施す。処理対象となる画像データの例として、断層画像データやボリュームデータなどがある。画像処理の例としては、ROI（Region of Interest）等の画像領域を画像データ中に設定する処理や、画像領域のサイズを計測する処理などがある。画像処理部12の3次元（3D）画像データ合成部13については後述する。なお、3D画像データ合成部13は、この発明の「合成手段」の一例である。

【0033】

図2を参照し、超音波診断装置1の構成を更に詳しく説明する。制御部8には、スキャン制御部81、時相特定部82、データ選択部83、相関演算部84、相関判定部85、表示制御部86及び異常検出部87が設けられている。

30

【0034】

スキャン制御部81は、移動機構2bと送受信部3とをそれぞれ制御することにより、被検体に対する超音波スキャンを実行させる。スキャン制御部81は、たとえばオペレータが指定した超音波スキャン態様に依じて移動機構2b及び送受信部3を制御することにより、複数のスキャン態様を選択的に実行させることが可能である。特に、スキャン制御部81は、STICにおける3次元走査を実行させる。

【0035】

超音波診断装置1が実行するSTICでは、心臓の所定の断面（基準断面）について、被検体の心臓の複数の時相のそれぞれの断層画像データ（基準断層画像データ）を取得する。この処理は、心電計20により得られる心電波形を参照しつつ実行される。基準断面は、1つ以上の所定数（たとえば2つ）設定される。また、時相は、離散的に設定することもできるし、連続的に設定することもできる。前者の例としては、P波、Q波、R波、S波、T波のような特徴的なタイミングを記録する方法がある。後者の例としては、心周期における時刻を記録する方法がある。この一例として、心周期（たとえばRR間隔）が1秒である場合に、所定のタイミング（R波）からの経過時刻（0秒以上、1秒未満）を記録することができる。

40

【0036】

制御部8は、生成された各基準断面における各基準断層画像データと、その時相とを対応付けて画像記憶部7に記憶させる。画像記憶部7は、この発明の「記憶手段」の一例で

50

ある。

【0037】

この実施形態に係るSTICでは、上記基準断面を含む複数の断面を順次に超音波でスキャンする。このとき、心電計20によって心臓の変動状態が検出される。時相特定部82は、これら複数の断面における断層画像データが順次に生成されるときに、並行して取得される心電波形に基づいて、各基準断面が超音波でスキャンされたときの心臓の時相を特定する。時相特定部82は、この発明の「特定手段」の一例である。

【0038】

時相特定部82が実行する処理について、より詳しく説明する。時相特定部82には、スキャン制御部81による超音波スキャンの状況を表す情報（スキャン状況情報）と、心電計20により得られる心電波形とが、それぞれリアルタイムで入力される。また、超音波スキャンを実行して断層画像データを生成する際には、従来と同様に、生成される各断層画像データに対してスキャン状況情報が対応づけられる。それにより、各断層画像データに対応する断面位置が特定される（よって、スキャン状況情報と断面位置情報とを同一視できる）。

10

【0039】

時相特定部82は、基準断面に相当するスキャン状況情報が入力されたときに、これと同時に入力された心電波形に示す時相を当該スキャン状況情報に対応づける。それにより、各基準断面をスキャンしたときの時相が特定される。なお、心臓の変動タイミングが離散的に特定される場合（前述）には、たとえば、スキャン状況情報の入力タイミングに最も近い時相を対応づけるように構成することが可能である。

20

【0040】

データ選択部83は、画像記憶部7に記憶された複数の基準断層画像データのうちから、時相特定部82により特定された時相に対応する基準断層画像データを選択する。この処理は、時相特定部82により特定された時相及び基準断面の断面位置と、記憶された複数の基準断層画像データに対応づけられた時相及び基準断面の断面位置とを照合することにより容易に実行できる。データ選択部83は、この発明の「選択手段」の一例である。

【0041】

相関演算部84は、スキャン対象となる複数の断面のうちの基準断面の断層画像データと、データ選択部83により選択された基準断層画像データとの相関値を演算する。この演算処理としては、たとえば、特開平5-7592号公報、特開2003-235840号公報、特開2008-132094号公報に記載された手法など、従来の任意の手法を用いることが可能である。相関演算部84は、この発明の「演算手段」の一例である。

30

【0042】

相関判定部85は、相関演算部84により演算された相関値が閾値以下であるか否か判定する。この閾値は事前に設定されている。

【0043】

表示制御部86は、表示部10を制御して各種情報を表示させる。特に、表示制御部86は、相関演算部84により演算された相関値や、相関判定部85による判定結果に基づいて、超音波プローブ2の位置ずれに関する情報（位置ずれ情報）を表示させる。位置ずれ情報の例としては、相関値自身や、判定結果に基づく警告情報（位置ずれが大きい旨のメッセージ等）などがある。また、断層画像データに基づく画像とともに位置ずれ情報を表示させてもよい。

40

【0044】

異常検出部87は、心電計20により検出される心電波形に基づいて、心臓の変動の異常を検出する。この処理は、たとえば、心電計20から入力される心電波形を解析し、医学分野において認知されている各種の波形の異常に該当するか否か判定することにより実行できる。

【0045】

異常検出部87により異常が検出されると、制御部8は、超音波プローブ2等を制御し

50

て、上記の各基準断面における新たな基準断層画像データを生成させる。なお、基準断面は、被検体の心臓を基準に設定されるものではなく、超音波プローブ 2 によるスキャン位置に応じて決定される。たとえば、振動子部 2 a を回転させつつ超音波スキャンを行う場合には、振動子部 2 a の所定の基準位置からの回転角度（たとえば 0 度、90 度）として基準断面が設定される。

【0046】

なお、超音波診断装置 1 は、この発明の「生成手段」の例として、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 及び画像生成部 6 を含んでいる。また、超音波診断装置 1 は、この発明の「制御手段」として、スキャン制御部 8 1、相関判定部 8 5、異常検出部 8 7 等を含んでいる。

10

【0047】

[動作]

超音波診断装置 1 の動作について説明する。

【0048】

[第 1 の動作例]

図 3 に示すフローチャートは、超音波診断装置 1 の動作の一例を表している。この動作例では、振動子部 2 a が回転するタイプの経食道プローブを用いて心臓の STIC を実施する場合について説明する。

【0049】

まず、被検者の食道に超音波プローブ 2 を挿入して適当な位置に配置させる。この状態で、所定の基準断面における心臓の基準断層画像データを 1 心拍分（1 心周期分）取得する（S1）。

20

【0050】

この動作例では、図 4 に示すように、4 つの基準断面 A、B、C、D のそれぞれについて、1 心拍分の断層画像データを取得する。基準断面 A と基準断面 B、基準断面 B と基準断面 C、基準断面 C と基準断面 D、および、基準断面 D と基準断面 A は、それぞれ角度 45 度を成して交差している。

【0051】

基準断面 A ~ D のスキャンは、たとえば次のようにして実行される。心電計 20 は、被検体の心電波形を取得して制御部 8 にリアルタイムで入力する。スキャン制御部 8 1 は、たとえば R 波が入力されるとともに基準断面 A のスキャンを開始させ、次の R 波が入力されるとともにスキャンを終了させる。スキャン制御部 8 1 は、この間（RR 間隔）に基準断面 A を複数回スキャンする。それにより、異なる複数の時相の基準断層画像データが得られる。制御部 8 は、各基準断層画像データを得るためのスキャン時に入力された心電波形を参照することにより、各基準断層画像データに時相情報を対応づける。そして、制御部 8 は、時相情報が対応づけられた各基準断層画像データを、基準断面 A の識別情報（基準断面情報）に対応づけて画像記憶部 7 に記憶させる。他の各基準断面 B、C、D についても同様にスキャンを行って異なる複数の時相の基準断層画像データを取得し、各基準断層画像データを時相情報及び基準断面情報に対応づけて画像記憶部 7 に記憶させる。

30

【0052】

なお、各基準断面 A ~ D のスキャン態様は上記のものに限定されるものではない。たとえば、スキャンの開始や終了のタイミングは、心電波形を参照して決定される必要はなく、各基準断面 A ~ D のスキャンタイミングと心電波形（時相）とを対応づけることが可能な任意の手法を適用できる。

40

【0053】

このようにして記憶される基準断層画像データのデータ構造の例を図 5 に示す。画像記憶部 7 には、各基準断面 A、B、C、D に対応するフォルダ 7 a、7 b、7 c、7 d が記憶される。基準断面 A のフォルダ 7 a には、各時相 i ($i = 1, 2, \dots, n$) に対応する基準断層画像データ a_i が格納される（両側矢印は対応関係を表している）。他の各フォルダ 7 b、7 c、7 d についても同様である。

50

【 0 0 5 4 】

基準断面画像データが取得されたら本計測を開始する（S2）。本計測は、オペレータの指示（操作）に応じて開始するようにしてもよいし、基準断面画像データが取得されたことに対応して自動的に開始するようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

本計測は、たとえば次のようにして実行される。スキャン制御部81は、必要に応じ、移動機構2bを制御して、所定のスキャン開始位置（たとえば基準断面Aに相当する位置）に振動子部2aを移動させる。このとき、スキャン開始位置において振動子部2aが一定速度で回転するようにスキャン開始位置の直前の位置に振動子部2aを移動させるようにしてもよい。また、心電計20は、被検体の心臓の心電波形の検出を開始する。なお、ステップ1から継続して心電波形を検出するようにしてもよい。

10

【 0 0 5 6 】

スキャン制御部81は、送受信部3を制御して振動子部2aに超音波の送受信を開始させるとともに、移動機構2bを制御して振動子部2aの回転を開始させる（S3）。この動作例では、図4に示す基準断面Aからスキャンからスキャンを開始し、超音波プローブ2側から見て時計回りに振動子部2aを回転させるものとする。それにより、基準断面A、B、C、Dは、この順序でスキャンされる。なお、基準断面A～D以外の断面（たとえば基準断面Aと基準断面Bとの間の断面）についてもスキャンを実行可能である。特に、3次元画像データを生成する場合には、基準断面A～D以外の断面についてもスキャンが行われる。

20

【 0 0 5 7 】

このように、スキャン制御部81は、上記のように振動子部2aを回転させつつ、基準断面A～Dを含む複数の断面（ここでは4つ以上の断面）を順次にスキャンさせる。それにより、これら複数の断面における断面画像データが順次に生成される（S4）。画像生成部6は、これら断面画像データを制御部8に順次に入力する。

【 0 0 5 8 】

時相特定部82は、心電計20から入力される心電波形に基づいて、各基準断面A～Dがスキャンされたときの心臓の時相を特定する（S5）。

【 0 0 5 9 】

次に、データ選択部83は、画像記憶部7に記憶された基準断面画像データのうちから、時相特定部82により特定された時相に対応する基準断面画像データを選択する（S6）。この処理は、前述の基準断面情報と時相情報とを照合することにより実行される。

30

【 0 0 6 0 】

続いて、相関演算部84は、本計測で得られた基準断面の断面画像データと、データ選択部83により選択された基準断面画像データとの相関値を演算する（S7）。

【 0 0 6 1 】

表示制御部86は、演算された相関値を表示部10に表示させる（S8）。このとき、ステップ1で得られた基準断面画像データに基づく画像や、本計測で得られた基準断面画像データに基づく画像を、相関値とともに表示させることも可能である。

【 0 0 6 2 】

また、基準断面A～Dに対応する4つの相関値のうちの任意のものを表示させることが可能である。たとえば、4つの相関値全てを表示させることもできるし、これらのうちから選択された相関値のみを表示させることもできる。後者の一例として、4つの相関値のうちの最小の相関値を選択的に表示させることができる。また、相関値が所定値（たとえば上記の閾値）以下の相関値のみを表示させるようにしてもよい。

40

【 0 0 6 3 】

また、所定値以下の相関値が存在する場合に、所定の警告情報を表示させるようにしてもよい。この警告情報の例としては、超音波プローブ2の位置ずれが大きい旨のメッセージや、好適な画像が取得されなかった旨のメッセージや、再計測を促すメッセージなどがある。

50

【 0 0 6 4 】

〔 第 2 の 動 作 例 〕

図 6 に示すフローチャートを参照しつつ、超音波診断装置 1 の第 2 の動作例を説明する。

【 0 0 6 5 】

まず、第 1 の動作例と同様に、各基準断面 A ~ D における心臓の基準断層画像データを 1 心拍分取得する (S 1 1) 。

【 0 0 6 6 】

本計測が開始されると (S 1 2)、スキャン制御部 8 1 は、超音波の送受信及び振動子部 2 a の回転を開始させる (S 1 3)。それにより、基準断面 A ~ D を含む複数の断面の断層画像データが順次に生成される (S 1 4)。

10

【 0 0 6 7 】

各基準断面 A ~ D がスキャンされる度に、つまり基準断面の断層画像データが生成される度に、時相特定部 8 2 は、当該基準断面がスキャンされたときの心臓の時相を特定し (S 1 5)、データ選択部 8 3 は、特定された時相に対応する基準断層画像データを選択する (S 1 6)。

【 0 0 6 8 】

更に、相関演算部 8 4 は、本計測で得られた当該基準断面の断層画像データと、選択された基準断層画像データとの相関値を演算する (S 1 7)。相関判定部 8 5 は、この相関値が閾値以下であるか判定する (S 1 8)。ここで、相関値の演算結果や判定結果を表示させることが可能である。

20

【 0 0 6 9 】

所定のスキャン終了位置 (上記スキャン開始位置から振動子部 2 a を 1 8 0 度回転させた位置) までスキャンする間に、相関値が閾値以下であると判定された場合 (S 1 8 : Y e s)、スキャン制御部 8 1 は、送受信部 3 及び移動機構 2 b を制御して各基準断面 A ~ D を再度スキャンさせる。それにより、各基準断面 A ~ D における新たな基準断層画像データが生成される (S 1 9)。

【 0 0 7 0 】

続いて、スキャン制御部 8 1 は、移動機構 2 b を制御し、ステップ 1 7 で演算された相関値に対応する基準断面の 1 つ前の基準断面の直前の断面まで超音波のスキャン位置を戻す (S 2 0)。そして、スキャン制御部 8 1 は、当該スキャン位置からスキャンを再開させる。それにより、複数の断面の断層画像データの生成が再開される (S 2 1)。

30

【 0 0 7 1 】

ここで、図 7 を参照しつつステップ 2 0、2 1 の処理の例を説明する。基準断面 D における相関値が閾値以下であると判定されたものとする。判定処理は基準断面 D のスキャンの後に為されるので、当該判定結果は基準断面 D 以降の断面位置をスキャンしているときに得られる。ここでは、図 7 (A) に示すように、基準断面 D と基準断面 A との間にスキャン位置 H があるときに判定結果が得られたものとする。

【 0 0 7 2 】

この判定結果を受けて、スキャン制御部 8 1 は、図 7 (B) に示すように、基準断面 D の 1 つ前の基準断面 C の直前の断面位置 (再開位置) までスキャン位置 H を戻す。このとき、図 7 に示す方向、つまり、それまでのスキャン位置 H の回転方向に沿ってスキャン位置 H を再開位置に移動させてもよいし、これとは逆方向にスキャン位置 H を回転させて再開位置に移動させてもよい。

40

【 0 0 7 3 】

なお、基準断面 D において相関値が閾値以下となったということは、基準断面 C と基準断面 D との間において超音波プローブ 2 の位置ずれが発生したことを意味する。したがって、少なくとも基準断面 C まで戻ってスキャンを再開することが望ましい。また、基準断面 C と再開位置との間の領域 (重複領域) は、複数の 3 次元画像データを貼り合わせるときの「のりしろ」として利用できる (後述)。更に、スキャン再開後に振動子部 2 a の回

50

転速度が基準断面C以前に一定になるだけの余裕を持たせるように再開位置を設定することが望ましい。すなわち、再開位置は、3次元画像データの貼り合わせの精度や、移動機構2bが振動子部2aに印可するトルクなどを考慮して決定することができる。

【0074】

一方、相関値が閾値以下であると判定されなかった場合(S18:No)、すなわち相関値が閾値を超えると判定された場合、ステップ19~21を経ずにステップ22に移行する。

【0075】

スキャン制御部81は、被検体の検査対象領域(たとえばROI)のスキャンが終了したか否か判断する(S22)。この処理は、たとえば、ステップ18において「Yes」と判定されずに振動子部2aが1回転(つまり180度回転)されたか否かを判断することにより行うことができる。

10

【0076】

スキャンが再開され(S21)、かつ、スキャンが終了していないと判断された場合(S22:No)、新たな基準断面を含む複数の断面についての断層画像データ(新たな断層画像データ)を順次に生成し(S14)、新たな基準断面がスキャンされたときの心臓の時相を特定し(S15)、特定された時相に対応する新たな基準断層画像データを選択し(S16)、基準断面の新たな断層画像データと新たな基準断層画像データとの相関値を演算する(S17)。以降、上記と同様にステップ18~22の処理を実行する。このようにして生成された複数の断層画像データは画像記憶部7に記憶される。

20

【0077】

他方、相関値が閾値を超えると判断され(S18:No)、かつ、スキャンが終了していないと判断された場合(S22:No)、ステップ22で「Yes」と判断されるまで、つまり検査対象領域のスキャンが終了するまで、上記と同様にステップ14~ステップ22の処理を実行する。このようにして生成された複数の断層画像データは画像記憶部7に記憶される。

【0078】

検査対象領域のスキャンが終了すると(S22:Yes)、画像生成部6は、生成された複数の断層画像データを読み出して3次元部分画像データを生成する(S23)。3次元部分画像データは、従来のボリュームデータの生成処理と同様に、当該3次元部分画像データの相当領域に含まれる断層画像データ群に基づいて生成される。

30

【0079】

3次元部分画像データは、検査対象領域の少なくとも一部(全体でもよい)の形態や機能を表す画像データである。ステップ18において少なくとも一度は「Yes」と判定された場合、「Yes」と判定された回数に1を足した個数の3次元部分画像データが生成される。これら3次元部分画像データは、検査対象領域の異なる部分(一部重複している:上記重複領域)の形態等を表す画像データである。一方、ステップ18において一度も「Yes」と判定されなかった場合には、検査対象領域全体を表す一つの3次元画像データが生成される。このようにして生成された3次元(部分)画像データは画像記憶部7に記憶される。

40

【0080】

ステップ18において少なくとも一度は「Yes」と判定された場合、3D画像データ合成部13は、複数の3次元部分画像データを画像記憶部7から読み出し、これらを合成して検査対象領域全体の3次元画像データを生成する(S24)。この合成処理は、たとえば、上記重複領域における画像データの相関値が最大になるように、隣接する3次元部分画像データ同士を貼り合わせることにより実行される。なお、ステップ18において一度も「Yes」と判定されなかった場合には、ステップ24を実行する必要はない。

【0081】

画像生成部6は、検査対象領域全体の3次元画像データ(ボリュームデータ)をレンダリングして、表示用の3次元画像データを生成する。表示制御部86は、この3次元画像

50

データに基づく画像を表示部 10 に表示させる (S 2 5) 。

【 0 0 8 2 】

ここで、ステップ 18 において少なくとも一度は「 Y e s 」と判定された場合の処理の一例を説明する。この場合、検査対象領域の複数の部分領域のそれぞれについて、断層画像データ群が得られる。各断層画像データ群は、相関値が閾値以下と判定された基準断面とその 1 つ前の基準断面の直前の断面とに挟まれた領域における複数の断層画像データを含んでいる。画像生成部 6 は、各部分領域について、当該断層画像データ群に基づいて 3 次元部分画像データを生成する。3 D 画像データ合成部 13 は、これら複数の 3 次元部分画像データを貼り合わせて検査対象領域全体の 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 8 3 】

一例として、図 7 に示す場合について説明する。ここで、基準断面 D においてのみ「 Y e s 」と判定されたとする。この場合、基準断面 A と基準断面 C とに挟まれた領域における断層画像データ群 (第 1 の断層画像データ群) と、基準断面 C の直前の断面位置 (上記再開位置) と基準断面 D とに挟まれた領域における断層画像データ群 (第 2 の断層画像データ群) とが得られる。ここで、再開位置と基準断面 C とに挟まれた領域は、上記重複領域に相当する。

【 0 0 8 4 】

画像生成部 6 は、第 1 の断層画像データ群に基づいて 3 次元部分画像データ (第 1 の 3 次元画像データ) を生成し、第 2 の断層画像データ群に基づいて 3 次元部分画像データ (第 2 の 3 次元画像データ) を生成する。3 D 画像データ合成部 13 は、第 1 の 3 次元画像データの重複領域の画像データと、第 2 の 3 次元画像データの重複領域の画像データと位置関係を変更しつつ相関値を演算し、相関値が最大になるような位置関係を決定する。そして、3 D 画像データ合成部 13 は、決定された位置関係で各々の重複領域の画像データを貼り合わせるようにして、第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データとを合成する。それにより、検査対象領域全体の 3 次元画像データが生成される。

【 0 0 8 5 】

上記処理において、相関値が所定値以上になるように重複領域の画像データの位置関係を決定するようにしてもよい。また、指定された画像領域について相関値を演算することにより位置関係を決定するように構成することも可能である。たとえば、重複領域のうち、心臓の輪郭部分 (心臓壁に相当する画像領域) だけを相関値の演算対象領域に指定することができる。また、1 つ以上の所定形状の領域 (たとえば矩形領域) を指定するようにしてもよい。

【 0 0 8 6 】

逆に、相関値の演算対象に含めたくない画像領域を指定し、その指定領域を重複領域から除外して相関値を演算するようにしてもよい。この除外対象としては、たとえば動きの大きい心臓弁に相当する画像領域などがある。また、1 つ以上の所定形状の領域 (たとえば矩形領域) を除外対象として指定するようにしてもよい。

【 0 0 8 7 】

なお、画像領域の指定は、オペレータが手作業で行ってもよいし、画像データを解析して自動的に行うようにしてもよい。前者の場合、たとえば、断層画像データ群や 3 次元部分画像データに基づく画像を表示部 10 に表示させ、この表示画像中の所望の領域を操作部 11 を用いて指定することが可能である。

【 0 0 8 8 】

上記第 1 の動作例や第 2 の動作例において、特に基準断層画像データを取得する際に、異常拍動の検出を行い、異常が検出されたときに、基準断層画像データを取り直すように構成することが可能である。異常拍動の検出は、異常検出部 87 により行う。それにより、異常な状態の基準断層画像データを使用することにより、3 次元画像データの生成処理や合成処理の精度や確度の向上を図ることができ、更には画像診断の精度や確度の向上を図ることができる。

【 0 0 8 9 】

10

20

30

40

50

[作用・効果]

この実施形態に係る超音波診断装置 1 の作用及び効果を説明する。

【0090】

超音波診断装置 1 は、周期的に変動する体内部位の変動状態を参照しつつ、体内部位の基準断面における複数の時相の基準断層画像データをそれぞれ生成し、生成された各基準断層画像データと時相とを対応付けて記憶する。更に、超音波診断装置 1 は、基準断面を含む複数の断面における断層画像データを順次に生成する。このとき、超音波診断装置 1 は、体内部位の変動状態に基づいて、基準断面が超音波スキャンされたときの体内部位の時相を特定し、特定された時相に対応する基準断層画像データを、記憶された複数の基準断層画像データのうちから選択する。そして、超音波診断装置 1 は、基準断面の断層画像データと選択された基準断層画像データとの相関値を演算し、この相関値に基づいて超音波プローブ 2 の位置ずれに関する情報を呈示する。

10

【0091】

このように作用する超音波診断装置 1 によれば、基準断面における画像データの相関値を逐次に求めて超音波プローブ 2 の位置ずれに関する情報を呈示できるので、超音波スキャン中における超音波プローブ 2 の位置ずれを簡便に検出することが可能である。このように超音波プローブ 2 の位置ずれに関する客観的な情報を逐次に呈示することにより、超音波プローブ 2 の位置ずれが発生した状態で検査を行ってしまう事態を回避でき、画像診断の精度や確度の向上を図ることが可能である。

【0092】

また、超音波診断装置 1 は、演算された相関値が閾値以下であるか否か判定し、閾値以下であると判定された場合には、基準断面における新たな前記基準断層画像データを生成するように作用する。それにより、超音波プローブ 2 の位置ずれが発生した場合であっても、検査を円滑に行うことが可能となる。

20

【0093】

また、超音波診断装置 1 は、各基準断面における各時相の基準断層画像データを生成する。更に、超音波診断装置 1 は、複数の断面の断層画像データを順次に生成するときに、各基準断面がスキャンされたときの時相を特定し、各基準断面についての基準断層画像データを選択し、各基準断面についての相関値を演算する。そして、超音波診断装置 1 は、相関値が閾値以下であると判定された場合に、各基準断面における新たな基準断層画像データを生成し、更に、当該相関値に対応する基準断面の 1 つ前の基準断面の直前の断面までスキャン位置を戻して複数の断面の断層画像データの生成を再開する。それにより、超音波プローブ 2 の位置ずれが発生した場合であってもスムーズに検査を再開できる。

30

【0094】

また、超音波診断装置 1 は、相関値が閾値以下と判定されたときに、当該基準断面と上記直前の断面とに挟まれた領域における断層画像データ群に基づいて第 1 の 3 次元画像データを生成するとともに、上記 1 つ前の基準断面と更に前の基準断面とに挟まれた領域における断層画像データ群に基づいて第 2 の 3 次元画像データを生成する。更に、超音波診断装置 1 は、上記 1 つ前の基準断面と上記直前の断面との間の領域（重複領域）における画像データの相関値が最大になるように、第 1 の 3 次元画像データと第 2 の 3 次元画像データとを合成する。それにより、検査対象領域全体の 3 次元画像データが生成される。このような超音波診断装置 1 によれば、隣接する 3 次元画像データを高確度、高精度で位置合わせすることができ、画像診断の確度や精度の向上を図ることが可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0095】

【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の概略構成の一例を表すブロック図である。

【図 3】この発明に係る超音波診断装置の実施形態の動作の一例を表すフローチャートで

50

ある。

【図4】この発明に係る超音波診断装置の実施形態における基準断面の一例を表す概略図である。

【図5】この発明に係る超音波診断装置の実施形態における基準断層画像データの記憶態様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実施形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図7】この発明に係る超音波診断装置の実施形態の動作の一例を説明するための概略図である。

【符号の説明】

【0096】

1 超音波診断装置

2 超音波プローブ

2 a 振動子部

2 b 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 制御部

8 1 スキャン制御部

8 2 時相特定部

8 3 データ選択部

8 4 相関演算部

8 5 相関判定部

8 6 表示制御部

8 7 異常検出部

9 ユーザーインターフェイス

10 表示部

11 操作部

12 画像処理部

13 3D画像データ合成部

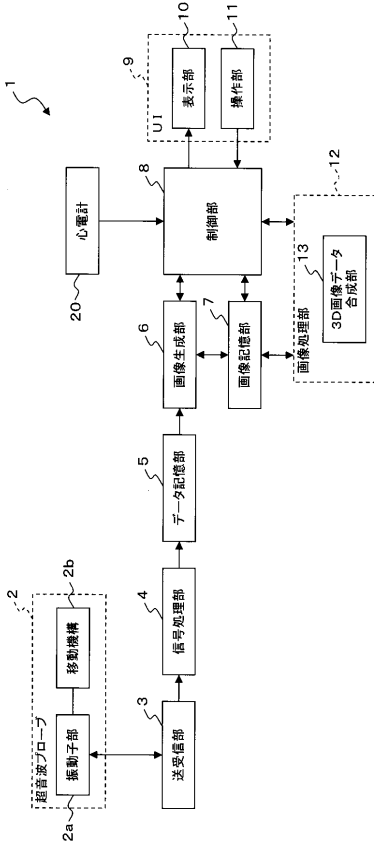
20 心電計

10

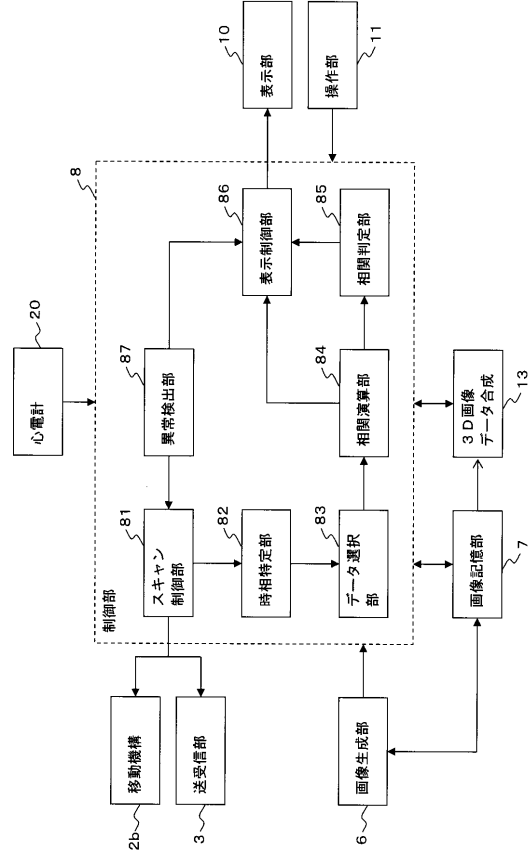
20

30

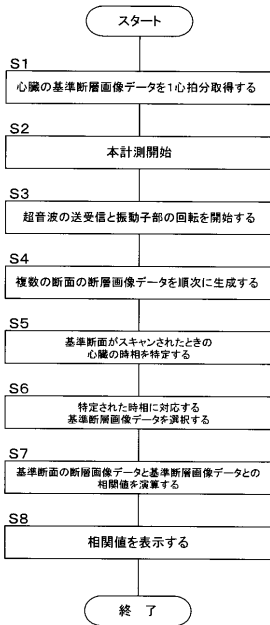
【 図 1 】



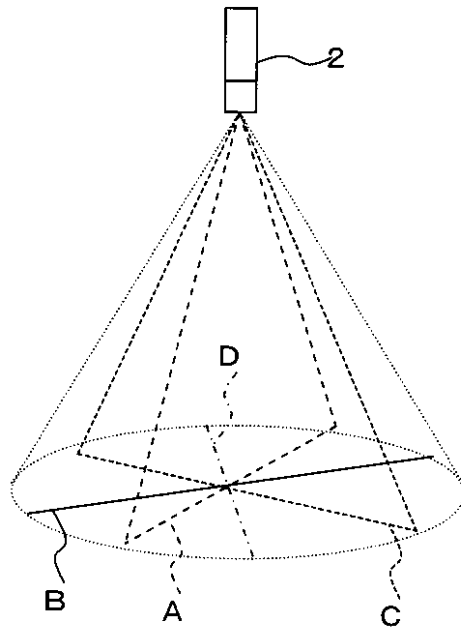
【 図 2 】



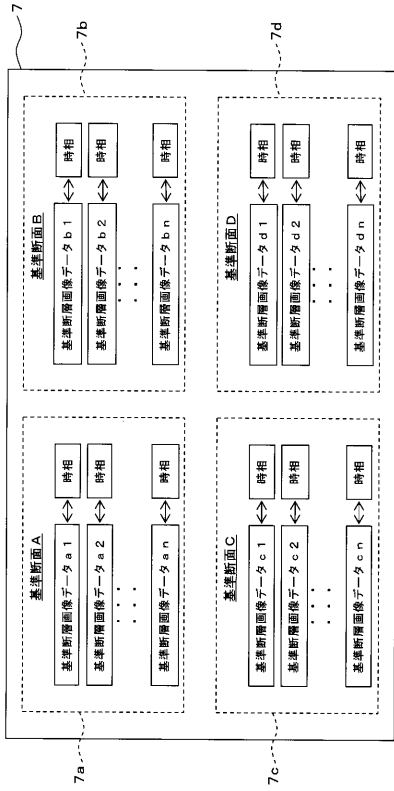
【 図 3 】



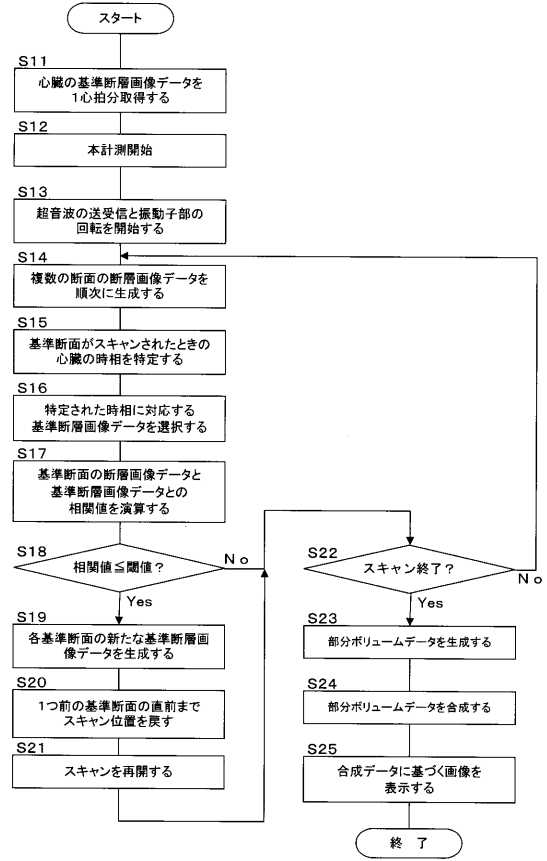
【 図 4 】



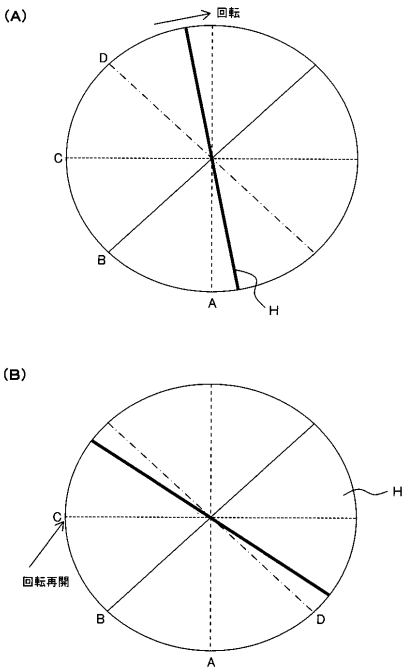
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 長谷川 裕輔

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 星野 伸一

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 大貫 真人

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB15 EE09 EE10 FE01 FF08 GA19 JB51 JC11
JC16 JC23 JC25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010119587A	公开(公告)日	2010-06-03
申请号	JP2008295716	申请日	2008-11-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	後藤英二 栗田康一郎 長谷川裕輔 星野伸一 大貫真人		
发明人	後藤 英二 栗田 康一郎 長谷川 裕輔 星野 伸一 大貫 真人		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB15 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE01 4C601/FF08 4C601/GA19 4C601/JB51 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC25 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波检查仪，可以在扫描过程中简单地检测超声波探头的脱位。解决方案：超声波检查仪1在体内区域的参考横截面中的多个时间相位中生成参考断层图像数据，同时参考周期性变化的体内区域的变化条件并存储对应于时间相位的参考断层图像数据。超声波检查仪1在包括参考横截面的多个横截面中顺序地生成断层图像数据。此时，超声波检查器1基于体内区域的变化条件识别参考横截面被超声扫描时的体内区域的时间相位，并从多个中选择对应于所识别的时间相位的参考断层图像数据。存储的参考断层图像数据。超声波检查仪1计算参考横截面的断层图像数据与所选择的参考断层图像数据之间的相关性的值，并且基于相关值呈现关于超声波探头2的位移的信息。Z

