

(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2017-225544

(P2017-225544A)

(43) 公開日 平成29年12月28日(2017.12.28)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-122490 (P2016-122490)
 (22) 出願日 平成28年6月21日(2016.6.21)

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (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 赤木 和哉
 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 大森 悠浩
 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

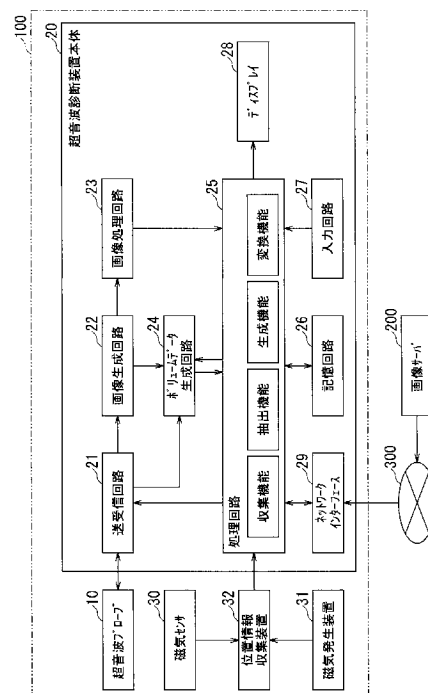
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】奥行き方向を持つ2つの画像を同時に表示する際に、より正確で高精度な位置合わせを行うことができる、超音波診断装置および医用画像処理装置を提供する。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、超音波画像上で指定された目印を含む第1のボリュームデータを収集する収集部と、参照画像上で指定された目印を含む第2のボリュームデータを抽出する抽出部と、前記第1のボリュームデータと前記第2のボリュームデータとを照合して、その差分に基づいて変換データを生成する生成部と、前記変換データを用いて、前記第2のボリュームデータを前記第1のボリュームデータの位置に変換し、位置を合わせる変換部と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像上で指定された目印を含む第 1 のボリュームデータを収集する収集部と、
参照画像上で指定された目印を含む第 2 のボリュームデータを抽出する抽出部と、
前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータとを照合して、その差分に
基づいて変換データを生成する生成部と、
前記変換データを用いて、前記第 2 のボリュームデータを前記第 1 のボリュームデータの
位置に変換し、位置を合わせる変換部と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記生成部は、
前記目印を含む前記第 1 のボリュームデータにおける解剖学的特徴構造と、前記目印を
含む前記第 2 のボリュームデータにおける解剖学的特徴構造とを照合して、前記変換データ
を生成する
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記生成部は、
前記第 1 のボリュームデータが前記第 2 のボリュームデータとの照合に必要なデータ量
を有していない場合、前記超音波画像の前記第 1 のボリュームデータが不足している旨を
操作者に報知する
請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記生成部は、
前記超音波画像の前記第 1 のボリュームデータが不足している場合、その不足している
前記超音波画像の前記第 1 のボリュームデータの方向を報知する
請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータは、
前記目印の周辺の解剖学的特徴構造も含むボリュームデータである
請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータは、
前記目印を中心としたボリュームデータである
請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 のボリュームデータは、血管を含み、
前記第 2 のボリュームデータは、血管造影により得られた血管を含み、
前記生成部は、
前記第 1 のボリュームデータにおける前記血管と、前記第 2 のボリュームデータにおけ
る前記血管とに基づいて、前記変換データを生成する
請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記第 1 のボリュームデータは、
カラードップラ法により生成される
請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータは、それぞれ骨を含み、
前記生成部は、
前記第 1 のボリュームデータにおける前記骨と、前記第 2 のボリュームデータにおける
前記骨とに基づいて、前記変換データを生成する

50

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記生成部は、

前記第 1 のボリュームデータの前記骨の表面の形状と、前記第 2 のボリュームデータの前記骨の表面の形状とに基づいて、前記変換データを生成する

請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記変換部は、

前記超音波画像と一致する前記参照画像の断層像を、前記超音波画像を生成するための超音波プローブの傾きに追従して、前記超音波画像とともに表示させる

請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

第 1 の画像上で指定された目印を含む第 1 のボリュームデータを抽出する第 1 の抽出部と、

第 2 の画像上で指定された目印を含む第 2 のボリュームデータを抽出する第 2 の抽出部と、

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータとを照合して、その差分に基づいて変換データを生成する生成部と、

前記変換データを用いて、前記第 2 のボリュームデータを前記第 1 のボリュームデータの位置に変換し、位置を合わせる変換部と、

を備える医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置および医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医用画像診断装置として、超音波診断装置が知られている。超音波診断装置は、被検体の体内を示す体内画像を生成し、医師や検査技師などがその体内画像について読影を行う装置である。

【0003】

このような超音波診断装置において、過去に被検体の体内を撮影した超音波画像以外の画像、例えば、CT装置やMRI装置で撮像された画像を参照画像として、この参照画像とこれから被検体の検査を行う超音波画像とを同時に表示する検査方法が検討されている。例えば、3次元画像データに基づく撮影済みの3次元画像の参照画像と、その参照画像に対応する超音波画像を、それぞれ同時に表示することが考えられている。

【0004】

しかしながら、表示される参照画像と超音波画像は、ともに2次元的な平面画像として表示されるため、平面的な位置合わせを行うことができて、奥行き方向に関しては位置合わせを行うことが難しかった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-244575号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、奥行き方向を持つ2つの画像を同時に表示する際に、より正確で高精度な位置合わせを行うことができる、超音波診断装置および医用画像処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、超音波画像上で指定された目印を含む第1のボリュームデータを収集する収集部と、参照画像上で指定された目印を含む第2のボリュームデータを抽出する抽出部と、前記第1のボリュームデータと前記第2のボリュームデータとを照合して、その差分に基づいて変換データを生成する生成部と、前記変換データを用いて、前記第2のボリュームデータを前記第1のボリュームデータの位置に変換し、位置を合わせる変換部と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0008】

10

【図1】第1の実施形態の超音波診断装置の概略の構成の一例を示した概略構成図。

【図2】本実施形態に係る超音波診断装置が、位置合わせ処理を行って参照画像と超音波画像とを同期させて表示する処理を示したフローチャート。

【図3】本実施形態に係る超音波診断装置が、CT画像とUL画像とをディスプレイに表示させている例を示す説明図。

【図4】本実施形態に係る超音波診断装置の処理回路が、超音波ボリュームデータから第1のボリュームデータを収集する概念を示した説明図。

【図5】本実施形態に係る超音波診断装置の処理回路が、CTボリュームデータから第2のボリュームデータを抽出する概念を示した説明図。

【図6】第1のボリュームデータが照合に必要なデータ量を有していない場合の概念を示した説明図。

20

【図7】ディスプレイに被検体のモデルを表示し、操作者に対し超音波プローブを方向に沿って超音波スキャンを実行させることを促す例を示す説明図。

【図8】本実施形態に係る超音波診断装置が、剣状突起を含むUL画像と剣状突起を含むCT画像とをディスプレイに表示させている例を示す説明図。

【図9】第2の実施形態の医用画像処理装置の概略の構成の一例を示した概略構成図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態の超音波診断装置について、添付図面を参照しながら説明する。

【0010】

30

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態の超音波診断装置100の概略の構成の一例を示した概略構成図である。

【0011】

図1に示すように、第1の実施形態の超音波診断装置100は、超音波プローブ10、超音波診断装置本体20、磁気センサ30、磁気発生装置31、および位置情報収集装置32を備えている。

【0012】

超音波プローブ10は、超音波振動素子を備えて構成されている。超音波振動素子は、送信時には電気的な駆動信号を送信超音波に変換する一方、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気的な受信信号に変換する機能を備えている。なお、超音波プローブ10には、磁気センサ30が設けられている。

40

【0013】

超音波プローブ10は、超音波振動素子が2D(dimension)配列されて、走査が電子的に行われるようになっている。例えば、Fusion3Dと呼ばれるアプリケーションによる表示方法では、3次元画像が得られる超音波プローブ10を用いてスキャンし、スキャンによって得られた臓器の3次元画像と血流の3次元画像とを重ねて表示し、縦・横・斜め等所定の断面表示が可能となっている。なお、断面表示された画像のことを超音波断層像ともいう。

【0014】

50

超音波診断装置本体 20 は、送受信回路 21、画像生成回路 22、画像処理回路 23、ボリュームデータ生成回路 24、処理回路 25、記憶回路 26、入力回路 27、ディスプレイ 28 およびネットワークインターフェース 29 を備えている。

【0015】

送受信回路 21 は、送信回路と受信回路とを備えている。送信回路は、被検体の所定方向に対し、送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ 10 に供給する機能を備えている。受信回路は、位相検波回路とビーム形成回路とを備えて実現されている。位相検波回路は、超音波プローブ 10 から受信した複数チャンネルの受信信号のそれぞれを、ベースバンド帯域の同相信号（I 信号、I：In-phase）と、直交信号（Q 信号、Q：Quadrature-phase）とに分解し、さらにデジタル信号に変換する。ビーム形成回路は、各チャンネルの信号（I 信号及び Q 信号）に所定の遅延を与えた後に加算してビームを形成する。そして、受信回路は、形成したビームをビーム信号として画像生成回路 22 に入力する。

10

【0016】

また、送受信回路 21 は、形成したビームをボリュームデータ生成回路 24 に送信することもできる。例えば、送受信回路 21 は、位相検波回路において複数チャンネルの受信信号をデジタル信号に変換する際、または、ビーム形成回路においてビームを形成する際に、処理回路 25 からの制御を受け付ける。そして、送受信回路 21 は、形成したビーム信号を画像生成回路 22 に入力するだけでなく、そのビーム信号をボリュームデータ生成回路 24 にも入力することができる。

20

【0017】

画像生成回路 22 は、送受信回路 21 の受信回路からビーム信号を取得する。画像生成回路 22 は、例えば、B モードでは、ビーム信号の包絡線を検出して B モード画像を生成する。また、カラードップラモードでは、ビーム信号に自己相関等の処理を施してカラードップラ画像の画像データを生成する。また、パルスドップラモードや連続波ドップラモードでは、ビーム信号に FFT 法（高速フーリエ変換法：Fast Fourier Transform method）を用いて、ドップラ画像の画像データを生成する。

【0018】

以下、画像生成回路 22 において生成した B モード画像、カラードップラ画像の画像データ、連続波ドップラ画像の画像データなどを、超音波画像データともいう。なお、画像生成回路 22 は、生成した超音波画像データを画像処理回路 23 やボリュームデータ生成回路 24 に供給したり、または、処理回路 25 を介して記憶回路 26 に超音波画像データを記憶させる。

30

【0019】

画像処理回路 23 は、画像生成回路 22 で生成された超音波画像データに対し、被検体の撮影断面に座標系を合わせる座標変換処理を行う機能を備えている。画像処理回路 23 は、例えば、超音波画像データを、スキャン方式の座標系からテレビ方式の座標系に変換する。また、画像処理回路 23 は、座標変換された超音波画像データに対し、画像表示に適した諧調設定や、解像度またはフレームレートを変更する画像処理を施す機能を備えている。

40

【0020】

ボリュームデータ生成回路 24 は、超音波画像データから、超音波ボリュームデータを構築するようになっている。超音波ボリュームデータは、例えば、超音波画像データがスキャン面に直交する方向に移動され、それによって順次得られる複数の超音波断層像によって構築される。また、複数の超音波断層像のそれぞれは、超音波プローブ 10 に設けられた磁気センサ 30 からの信号に基づいて、位置情報が対応づけられるようになっており、操作者が超音波プローブ 10 を超音波のスキャン面に直交する方向に移動させることにより、画像生成回路 22 で各スキャン面における超音波断層像が生成され、これらの超音波断層像がボリュームデータ生成回路 24 に入力される。そして、ボリュームデータ生成回路 24 で生成された超音波ボリュームデータは、処理回路 25 を介して記憶回路 26 に

50

記憶される。

【 0 0 2 1 】

また、ポリウムデータ生成回路 2 4 は、送受信回路 2 1 から入力されたビーム信号に基づいて、超音波ポリウムデータを構築することもできる。例えば、ポリウムデータ生成回路 2 4 は、処理回路 2 5 の指示を受け付けて、ビーム信号から、超音波ポリウムデータを直接生成する。このため、ポリウムデータ生成回路 2 4 は、超音波画像データから超音波ポリウムデータを構築することができるだけでなく、ビーム信号からでも、超音波ポリウムデータを構築することができる。

【 0 0 2 2 】

処理回路 2 5 は、超音波診断装置 1 0 0 を統括的に制御する機能を備えている。例えば、処理回路 2 5 は、プログラムを記憶回路 2 6 から読み出し、実行することにより、プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。また、処理回路 2 5 は、プログラムを読み出し、収集機能、抽出機能、生成機能および変換機能を実現する。

10

【 0 0 2 3 】

収集機能とは、超音波画像上で指定された目印を含む第 1 のポリウムデータを収集する機能のことである。なお、第 1 のポリウムデータは、超音波診断装置 1 0 0 によって収集される超音波ポリウムデータを指すものとする。第 1 のポリウムデータは、例えば、磁気発生装置 3 1 の位置を原点とする座標系（以下、超音波装置座標系と呼ぶ。）で表すことができる。

【 0 0 2 4 】

抽出機能とは、参照画像上で指定された目印を含む第 2 のポリウムデータを抽出する機能のことである。なお、第 2 のポリウムデータは、C T ポリウムデータや、M R I ポリウムデータを指し、参照画像は、C T (Computed Tomography) ポリウムデータや M R I (Magnetic Resonance Imaging) ポリウムデータから得られる断層像を指すものとする。また、参照画像は、C T ポリウムデータの断層像でも M R I ポリウムデータの断層像でもよい。なお、C T ポリウムデータや M R I ポリウムデータは、記憶回路 2 6 に記憶されているものとする。第 2 のポリウムデータは、収集した装置に対応した座標系、例えば、C T 装置座標系や、M R I 装置座標系で表わすことができる。

20

【 0 0 2 5 】

生成機能とは、第 1 のポリウムデータと第 2 のポリウムデータとを照合して、その差分に基づいて変換データを生成する機能のことである。変換データは、例えば、超音波装置座標系と C T 装置座標系（或いは、M R I 装置座標系）との間の変換マトリクスとして表現することができる。

30

【 0 0 2 6 】

変換機能とは、生成された変換データを用いて、第 2 のポリウムデータを第 1 のポリウムデータの位置に変換し、位置を合わせる機能のことである。

【 0 0 2 7 】

なお、本実施形態における収集機能、抽出機能、生成機能および変換機能は、それぞれ特許請求の範囲における収集部、抽出部、生成部および変換部の一例である。

【 0 0 2 8 】

また、処理回路 2 5 は、送受信回路 2 1 を制御する機能を備えている。例えば、処理回路 2 5 は、送受信回路 2 1 に対し、後述する第 1 の変形例において不足する超音波断層像を、自動的に取得する制御を行うことができる。さらに処理回路 2 5 は、送受信回路 2 1 に対し、画像生成回路 2 2 において生成する超音波画像データの制御を行うことができるだけでなく、ポリウムデータ生成回路 2 4 に対し、超音波ポリウムデータを構築する際の制御を行うこともできる。

40

【 0 0 2 9 】

記憶回路 2 6 は、メモリとして、R O M (Read Only Memory) および R A M (Random Access Memory) 等を備えている。記憶回路 2 6 は、上記のプログラムを記憶する他、I P L (Initial Program Loading)、B I O S (Basic Input/Output System) のデータを記

50

憶したり、処理回路 26 のワークメモリや、超音波画像データの記憶に用いたりする。また、超音波画像データは、超音波画像としての画像データに該当する。記憶回路 26 は、ボリュームデータ生成回路 24 で生成された超音波ボリュームデータ、CT ボリュームデータ、および MRI ボリュームデータなどを記憶する。

【0030】

入力回路 27 は、医師や検査技師などの操作者によって操作が可能なポインティングデバイス（マウスなど）やキーボードなどの入力デバイスからの信号を入力する回路であり、ここでは、入力デバイス自体も入力回路 27 に含まれるものとする。この場合、操作に従った入力信号が、入力回路 27 から処理回路 25 に送られる。

【0031】

ディスプレイ 28 は、超音波プローブ 10 で撮影した被検体の超音波画像データを画像として表示する機能を備えている。ディスプレイ 28 は、例えば、液晶ディスプレイやモニタなどにより構成されている。本実施形態では、ディスプレイ 28 は、超音波画像だけでなく参照画像も同時に表示することができる。また、ディスプレイ 28 は、超音波画像と位置合わせが行われた参照画像を、超音波プローブ 10 の動きに合わせて超音波画像とそれぞれ同時に表示することができる。

【0032】

ネットワークインターフェース 29 は、通信規格に応じた通信制御を行ない、例えば、IEEE 802.11 シリーズに準拠した無線 LAN (Local Area Network)、近距離無線通信又は電話回線等を通じて、超音波診断装置本体 20 を外部のネットワークに接続する機能を有している。

【0033】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、専用又は汎用の CPU (Central Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA) などの回路を意味する。

【0034】

プロセッサは、メモリとしての記憶回路 26 に保存された、もしくはプロセッサの回路内に直接組み込まれたプログラムを読み出し、実行することで各機能を実現する。プロセッサが複数設けられ場合、プログラムを記憶するメモリは、プロセッサごとに個別に設けられるものであっても構わないし、或いは、例えば、図 1 の記憶回路 26 がプロセッサの機能に対応するプログラムを記憶するものであっても構わない。

【0035】

次に、磁気センサ 30、磁気発生装置 31、および位置情報収集装置 32 について説明する。

【0036】

磁気センサ 30 は、超音波プローブ 10 に設けられており、磁気発生装置 31 が発生する磁気を利用して、超音波プローブ 10 が被検体の体表上を当接した位置と姿勢に関する情報（位置データ）を計測するようになっている。例えば、三次元の位置の座標 (x、y、z) と、姿勢 (Pitch、Yaw、Roll) のデータとでなる 6 自由度の位置データを取得して、超音波プローブ 10 の位置を計測する。

【0037】

磁気発生装置 31 は、被検体の近くに配置され、磁気センサ 30 に位置を計測させるための磁力を発生させるようになっている。

【0038】

位置情報収集装置 32 は、磁気発生装置 31 に磁界を発生させ、その発生させた磁力を磁気センサ 30 に計測させる各種制御を行うようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

次に、図 1 に示した、画像サーバ 2 0 0 と、ネットワーク 3 0 0 とについて説明する。

【 0 0 4 0 】

画像サーバ 2 0 0 は、撮影装置や他の画像診断装置で取得された、医用画像を管理するための管理サーバである。画像サーバ 2 0 0 は、例えば、医用画像を保管、閲覧及び管理する医用画像管理システム（PACS：Picture Archiving and Communication System）の一部を構成する。画像サーバ 2 0 0 は、例えば、X 線 CT 装置、MRI 装置（磁気共鳴診断装置）、超音波診断装置、核医学診断装置などで撮影された画像を形成する、ボリュームデータを管理する。なお、本実施形態では、画像サーバ 2 0 0 は、CT ボリュームデータや MRI ボリュームデータなどを管理するものとし、ボリュームデータの種類には、

10

【 0 0 4 1 】

ネットワーク 3 0 0 は、超音波診断装置 1 0 0 の超音波診断装置本体 2 0 と画像サーバ 2 0 0 とを接続する機能を有している。例えば、超音波診断装置 1 0 0 は、ネットワーク 3 0 0 を介して、画像サーバ 2 0 0 に接続することができ、ネットワーク 3 0 0 とネットワークインターフェース 2 9 とを介して、画像サーバ 2 0 0 からボリュームデータを取得し、記憶回路 2 6 に記憶させる。

【 0 0 4 2 】

本実施形態は、参照画像と超音波画像の位置合わせ処理を行うようになっており、特に、ボリュームデータによる照合を行って位置合わせ処理を行うようになっている。

20

【 0 0 4 3 】

（同期表示処理）

第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 が実行する、参照画像と超音波画像の同期表示処理について説明する。本実施形態では、一例として、位置合わせ処理を実行することにより、参照画像と超音波画像の同期表示処理を実現するようになっている。

【 0 0 4 4 】

図 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 が、位置合わせ処理を行って参照画像と超音波画像とを同期させて表示する処理を示したフローチャートである。図 2 において、S に数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示している。

【 0 0 4 5 】

まず、操作者は、超音波診断装置 1 0 0 の入力回路 2 7 を操作して、記憶回路 2 6 から被検体のボリュームデータを選択する。超音波診断装置 1 0 0 は、操作者の指示により、例えば、CT ボリュームデータを記憶回路 2 6 から読み込む（ステップ S 0 0 1）。

30

【 0 0 4 6 】

超音波診断装置 1 0 0 は、操作者が入力回路 2 7 を操作することにより、CT ボリュームデータの断層像を参照画像としてディスプレイ 2 8 に表示する（ステップ S 0 0 3）。例えば、被検体がベッドに寝ている状態を想定し、超音波診断装置 1 0 0 は、ベッドに対して腹部を垂直に表示させた MPR（Multi Planar Reconstruction）断層像を表示する。なお、CT ボリュームデータの断層像のことを、適宜、CT 画像ともいう。

【 0 0 4 7 】

そして、超音波診断装置 1 0 0 は、操作者が入力回路 2 7 を操作することにより、表示された CT ボリュームデータの断層像上に、位置合わせの目安となる目印を設定する（ステップ S 0 0 5）。この目印は、例えば、CT ボリュームデータの断層像上の解剖学的特徴構造に対して設定される。超音波診断装置 1 0 0 は、例えば、CT ボリュームデータの断層像上において、解剖学的特徴構造として特定の血管の分岐点（血管分岐点）や、特定の骨の形状に目印を設定する。

40

【 0 0 4 8 】

次に、操作者は、被検体の検査対象の体表上の表面に超音波プローブ 1 0 を当接して、超音波スキャンによる検査を開始する（ステップ S 0 0 7）。この場合、超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 1 0 の位置と姿勢に関する情報、すなわち超音波プローブ 1 0

50

の位置データを、超音波プローブ 10 の位置情報として磁気センサ 30 から取得する。

【0049】

超音波診断装置 100 は、操作者が超音波プローブ 10 を操作することにより、超音波プローブ 10 によって受波した超音波の受信信号を送受信回路 21 から受信し、超音波断層像を生成して、ディスプレイ 28 に表示する（ステップ S009）。なお、表示された超音波断層像を、適宜、UL 画像ともいう。この超音波断層像は、超音波プローブ 10 の位置情報に基づいて、超音波装置座標系で表現することができる。

【0050】

操作者は、ディスプレイ 28 に表示された CT ボリュームデータの断層像に対応する超音波断層像が表示されるように超音波プローブ 10 を操作する。例えば、被検体がベッドに寝ている状態を基準とした場合、表示されている CT ボリュームデータの断層像から、被検体に対し、超音波プローブ 10 を当接する角度や位置を推定しながら超音波プローブ 10 を操作する。

【0051】

例えば、CT ボリュームデータの断層像（参照画像）がベッドに対して垂直の場合、操作者は超音波プローブ 10 を被検体に対して垂直に当接しながら、参照画像上に設定された解剖学的特徴構造（例えば、目印が付されている血管分岐点）に対応する解剖学的特徴構造が表示されるように超音波プローブ 10 を移動させる。また、CT ボリュームデータと被検体との位置関係から、被検体に対し、超音波プローブ 10 をどの程度傾ければ良いか、磁気センサ 30 を用いて算出するようにしてもよい。

【0052】

そして、超音波診断装置 100 は、操作者が入力回路 27 を操作することにより、表示された超音波断層像上に、位置合わせの目安となる目印を設定する（ステップ S011）。この目印は、例えば、参照画像上の目印に対応する超音波断層像上の解剖学的特徴構造に対して設定される。超音波診断装置 100 は、例えば、超音波断層像上で、解剖学的特徴構造として特定の血管分岐点や、特定の骨の形状に目印を設定する。

【0053】

なお、超音波断層像において、解剖学的特徴構造として血管を選択する場合は、血管をより明瞭に描出するために、カラードップラ法を用いて、超音波断層像または超音波ボリュームデータを収集するのが好ましい。

【0054】

例えば、超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 10 が操作され、B モード画像などの超音波断層像をディスプレイ 28 に表示させるとともに、カラードップラスキャンを行って、複数の超音波断層像から超音波画像データを生成する。この場合、ボリュームデータ生成回路 24 は、超音波画像データから、位置合わせ用の超音波ボリュームデータを同時に構築することができる。

【0055】

図 3 は、本実施形態に係る超音波診断装置 100 が、CT 画像 CG と UL 画像 UG とをディスプレイ 28 に表示させている例を示す説明図である。

【0056】

図 3 に示すように、ディスプレイ 28 上の右側には、UL 画像 UG が表示されている。また、ディスプレイ 28 上の左側には、CT 画像 CG が表示されている。UL 画像 UG には、解剖学的特徴構造としての血管 BD1 が表示されており、血管分岐点には目印である目印 MK1 が付されている。一方、CT 画像 CG にも、対応する解剖学的特徴構造としての血管 BD2 が表示されており、血管分岐点には目印である目印 MK2 が付されている。また、ディスプレイ 28 上の下部には、照合の開始を示す照合開始ボタン VS が設けられている。

【0057】

本実施形態では、操作者が、照合開始ボタン VS をクリックする操作に基づいて、UL 画像 UG と CT 画像 CG の照合を開始する。UL 画像 UG と CT 画像 CG とは厳密に一致

10

20

30

40

50

している必要はなく、概略、同じ画像として表示されていれば照合開始を行うことができる。

【 0 0 5 8 】

照合開始ボタン V S がクリックされると、処理回路 2 5 は、記憶回路 2 6 に記憶する位置合わせ用の超音波ボリュームデータから、U L 画像 U G の目印 M K 1 の血管分岐点を含む第 1 のボリュームデータを収集する（ステップ S 0 1 3）。処理回路 2 5 は、例えば、目印 M K 1 の血管 B D 1 を含むように、目印 M K 1 を中心とする血管 B D 1 を含む第 1 のボリュームデータを収集する。

【 0 0 5 9 】

図 4 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の処理回路 2 5 が、超音波ボリュームデータ U V から第 1 のボリュームデータ V D 1 を収集する概念を示した説明図である。

10

【 0 0 6 0 】

図 4 に示すように、第 1 のボリュームデータ V D 1 は、目印 M K 1 を含む血管 B D 1 を有しており、血管 B D 1 の血管分岐点や血管構造が含まれている。すなわち、第 1 のボリュームデータ V D 1 は、超音波ボリュームデータ U V から、目印 M K 1 を中心とする所定範囲の血管 B D 1 が含まれるように収集される。

【 0 0 6 1 】

次に、処理回路 2 5 は、記憶回路 2 6 に記憶する C T ボリュームデータから、C T 画像 C G の目印 M K 2 の血管分岐点を含む第 2 のボリュームデータを抽出する（ステップ S 0 1 5）。処理回路 2 5 は、例えば、目印 M K 2 の血管 B D 2 を含むように、目印 M K 2 を中心とする血管 B D 2 を含む第 2 のボリュームデータを抽出する。

20

【 0 0 6 2 】

図 5 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の処理回路 2 5 が、C T ボリュームデータ C V から第 2 のボリュームデータ V D 2 を抽出する概念を示した説明図である。

【 0 0 6 3 】

図 5 に示すように、第 2 のボリュームデータ V D 2 は、目印 M K 2 を含む血管 B D 2 を有しており、血管 B D 2 の血管分岐点や血管構造が含まれている。すなわち、第 2 のボリュームデータ V D 2 は、C T ボリュームデータ C V から、目印 M K 2 を中心とする所定範囲の血管 B D 2 が含まれるように抽出される。

【 0 0 6 4 】

30

次に、処理回路 2 5 は、第 1 のボリュームデータ V D 1 と、第 2 のボリュームデータ V D 2 の照合を行う（ステップ S 0 1 7）。具体的には、第 1 のボリュームデータ V D 1 に含まれる解剖学的特徴構造（血管分岐点を含む血管 B D 1）と、第 2 のボリュームデータ V D 2 に含まれる解剖学的特徴構造（血管分岐点を含む血管 B D 2）とを、公知の照合（Matching）技術を用いて、3 次元的に照合する。

【 0 0 6 5 】

従来、例えば、超音波画像上の血管分岐点の表示を、参照画像上の血管分岐点の表示と一致させることで照合完了としていた。この場合、参照画像も 2 次元画像であり、また、超音波画像も 2 次元画像である。このため、2 次元画像同士の照合となり、奥行き方向の照合や、断層像の断面角度の照合は、必ずしも正確なものとはなっていなかった。

40

【 0 0 6 6 】

これに対して、本実施形態では、処理回路 2 5 は、第 1 のボリュームデータ V D 1 の血管 B D 1 と、第 2 のボリュームデータ V D 2 の血管 B D 2 とを照合して、3 次元的に照合することができ、U L 画像 U G と C T 画像 C G との奥行き方向の照合誤差や、断層面角度の照合誤差を排除することが可能となる。

【 0 0 6 7 】

また、処理回路 2 5 は、超音波装置座標系で表現された第 1 のボリュームデータ V D 1 と、C T 装置座標系で表現された第 2 のボリュームデータ V D 2 との差分から、変換データを生成する（ステップ S 0 1 9）。

【 0 0 6 8 】

50

処理回路 25 は、第 2 のボリュームデータ V D 2 にその変換データを適用することにより、表示されている U L 画像 U G に正確に対応する C T 画像 C G を、ディスプレイ 28 に表示させる（ステップ S 0 2 1）。

【 0 0 6 9 】

また、超音波診断装置 100 の処理回路 25 は、超音波プローブ 10 の傾きや位置を移動させた場合においても、超音波プローブ 10 の傾きや位置の変化に追従して、U L 画像 U G と一致する C T 画像 C G を、U L 画像 U G とともに表示する（ステップ S 0 2 3）。

【 0 0 7 0 】

以上ステップ S 0 0 1 からステップ S 0 2 1 までの処理により、超音波診断装置 100 の処理回路 25 は、C T ボリュームデータの断層像である C T 画像 C G と、超音波断層像である U L 画像 U G の位置合わせ処理を行うことができる。また、超音波診断装置 100 は、第 1 のボリュームデータ V D 1 の血管 B D 1 と第 2 のボリュームデータ V D 2 の血管 B D 2 とによって 3 次元的な照合を実行することができるので、第 1 のボリュームデータ V D 1 と第 2 のボリュームデータ V D 2 との位置関係を、より正確で高精度な位置合わせを行って、変換データによって引き継ぐことができる。

【 0 0 7 1 】

これにより、超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 10 の変化に追従させながら、U L 画像 U G に対応する C T 画像 C G を、U L 画像 U G とともに同期表示することができる。このように、C T 画像 C G と U L 画像 U G との同期表示が開始されると、第 1 の実施形態の超音波診断装置 100 は、同期表示処理を終了する。

【 0 0 7 2 】

以上説明したように、第 1 の実施形態の超音波診断装置 100 は、U L 画像 U G 上で指定された目印 M K 1 を含む第 1 のボリュームデータ V D 1 を収集するとともに、C T 画像 C G 上で指定された目印 M K 2 を含む第 2 のボリュームデータを抽出する。超音波診断装置 100 は、第 1 のボリュームデータ V D 1 と第 2 のボリュームデータ V D 2 とを照合し、その差分に基づいて変換データを生成し、その変換データを用いて、第 2 のボリュームデータ V D 2 を第 1 のボリュームデータ V D 1 の位置に変換して、位置を合わせる。

【 0 0 7 3 】

これにより、第 1 の実施形態の超音波診断装置 100 は、C T 画像 C G が U L 画像 U G とともに表示される場合に、C T 画像 C G と U L 画像 U G とに対して、より正確で高精度な位置合わせを行うことができる。すなわち、奥行き方向を持つ 2 つの画像を同時に表示する際に、より正確で高精度な位置合わせを行うことができる。

【 0 0 7 4 】

なお、本実施形態では、ステップ S 0 0 1 からステップ S 0 0 5 までの処理において、C T ボリュームデータの断層像上に目印を設定した後、ステップ S 0 0 7 からステップ S 0 1 1 までの処理において、超音波断層像上に目印を設定するようになっていたが、これに限定されるものではない。

【 0 0 7 5 】

例えば、この目印を設定する順番を入れ替えて、例えば、先に、ステップ S 0 0 7 からステップ S 0 1 1 までの処理を行って、超音波断層像上に目印を設定して、そのあとに、ステップ S 0 0 1 からステップ S 0 0 5 までの処理を行って、C T ボリュームデータの断層像上に目印を設定するようにしてもよい。

【 0 0 7 6 】

（第 1 の変形例）

第 1 の実施形態では、超音波診断装置 100 の処理回路 25 は、ステップ S 0 1 3 において、記憶回路 26 に記憶する超音波ボリュームデータから、U L 画像 U G の目印 M K 1 の血管分岐点を含む第 1 のボリュームデータを収集するようになっていた。本実施形態は、これに限定されるものではない。

【 0 0 7 7 】

超音波診断装置 100 は、超音波ボリュームデータ U V から第 1 のボリュームデータ V

10

20

30

40

50

D 1 を収集する際に、第 1 のボリュームデータ V D 1 を収集するだけの超音波ボリュームデータ U V が無いことも想定される。

【 0 0 7 8 】

この場合、例えば、第 1 のボリュームデータ V D 1 が、第 2 のボリュームデータ V D 2 との照合に必要なデータ量を有していない場合、超音波診断装置 1 0 0 は、U L 画像 U G の第 1 のボリュームデータが不足している旨を操作者に報知するようにしてもよい。

【 0 0 7 9 】

図 6 は、第 1 のボリュームデータ V D 1 が照合に必要なデータ量を有していない場合の概念を示した説明図である。

【 0 0 8 0 】

10

図 6 に示すように、第 1 のボリュームデータ V D 3 は、所定数の超音波断層像 U 1、U 2、U 3 などから構成されており、超音波断層像 U 1、U 2、U 3 などには、目印 M K 1 と血管 B D 1 が含まれている。ここで、第 2 のボリュームデータ V D 2 と 3 次元の照合を行う場合において、例えば、第 1 のボリュームデータ V D 3 に含まれる血管 B D 1 の範囲が、第 2 のボリュームデータ V D 2 に含まれる血管 B D 2 と照合するのに十分なデータ量を有していない場合は、超音波診断装置 1 0 0 は、方向 S にさらに超音波スキャンを行う必要があることを報知する。

【 0 0 8 1 】

超音波診断装置 1 0 0 は、例えば、ディスプレイ 2 8 上に、「方向 S に沿って、超音波スキャンを実行してください。」と表示を出す、或いは、例えば、音声を出力して、「被検体の下腹部から頭部方向に超音波スキャンを実行してください。」と報知する。

20

【 0 0 8 2 】

このように、超音波診断装置 1 0 0 は、U L 画像 U G の第 1 のボリュームデータ V D 1 が不足している場合、その不足している U L 画像 U G の第 1 のボリュームデータの方向を操作者に報知することができる。

【 0 0 8 3 】

また、超音波診断装置 1 0 0 は、被検体のモデルとなるモデル P をディスプレイ 2 8 に表示して、具体的に、超音波プローブ 1 0 のガイド表示を行なうようにしてもよい。

【 0 0 8 4 】

図 7 は、ディスプレイ 2 8 に被検体のモデル P を表示し、操作者に対し超音波プローブ 1 0 を方向 S に沿って超音波スキャンを実行させることを促す例を示す説明図である。

30

【 0 0 8 5 】

図 7 に示すように、ディスプレイ 2 8 には、被検体を示すモデル P が表示されている。また、モデル P の体表上には、超音波プローブ 1 0 が模式的に示された、超音波プローブ 1 0 S と、そのプローブ 1 0 S を操作する方向 S が表示されている。

【 0 0 8 6 】

操作者は、例えば、このようなモデル P が表示されたディスプレイ 2 8 を見ながら超音波スキャンを実行することにより、不足する超音波断層像を追加的に取得することができる、第 1 のボリュームデータ V D 1 の不足分を補うことができる。

【 0 0 8 7 】

40

また、不足する超音波断層像を、超音波プローブ 1 0 が自動的に取得することができる場合には、操作者の操作に関わらず、超音波診断装置 1 0 0 が、不足する超音波断層像を自動的に取得するようにしてもよい。

【 0 0 8 8 】

(第 2 の変形例)

上述した第 1 の実施形態では、U L 画像 U G には血管 B D 1 が表示されており、血管分岐点には目印である目印 M K 1 が付されていた。また、C T 画像 C G には血管 B D 2 が表示されており、血管分岐点には目印である目印 M K 2 が付されていた。このように、第 1 の実施形態の説明では、照合の目印となる解剖学的特徴構造として、血管や血管分岐点を例に挙げて説明してきたが、これに限定されるものではない。

50

【 0 0 8 9 】

第 1 の実施形態の第 2 の変形例では、U L 画像 U G の血管 B D 1 の代わりに、骨を適用した場合について説明する。この場合、第 1 のボリュームデータ V D 1 と、第 2 のボリュームデータ V D 2 は、それぞれ骨を含み、超音波診断装置 1 0 0 の処理回路 2 5 は、第 1 のボリュームデータ V D 1 における骨と、第 2 のボリュームデータ V D 2 における骨とに基づいて、変換データを生成する。なお、骨の一例として、剣状突起を適用した場合について、説明する。

【 0 0 9 0 】

例えば、超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 1 0 が操作され、剣状突起を表示するための表示用スキャン条件により、U L 画像 U G がディスプレイ 2 8 に表示されるとともに、表示用スキャン条件とはフォーカス位置などが異なる位置合わせ用のスキャン条件によりスキャンを行って、表示画像である U L 画像 U G とは異なる超音波画像データを生成する。この場合、ボリュームデータ生成回路 2 4 は、U L 画像 U G とは異なる超音波画像データから、位置合わせ用の超音波ボリュームデータを構築することができる。

10

【 0 0 9 1 】

図 8 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 が、剣状突起 S B 1 を含む U L 画像 U G と、剣状突起 S B 2 を含む C T 画像 C G とをディスプレイ 2 8 に表示させている例を示す説明図である。

【 0 0 9 2 】

図 8 に示すように、ディスプレイ 2 8 上の右側の U L 画像 U G には、剣状突起を示す剣状突起 S B 1 が表示されており、また、ディスプレイ 2 8 上の左側の C T 画像 C G には、剣状突起を示す剣状突起 S B 2 が表示されている。

20

【 0 0 9 3 】

第 2 の変形例では、操作者がディスプレイ 2 8 の照合開始ボタン V S をクリックすることにより、位置合わせ用の超音波ボリュームデータから、U L 画像 U G の剣状突起 S B 1 を含む第 1 のボリュームデータ V D 1 を収集する一方、C T 画像 C G の剣状突起 S B 2 を含む第 2 のボリュームデータ V D 2 を抽出して、照合を行い、変換データを生成する。

【 0 0 9 4 】

このように、第 1 の実施形態の第 2 の変形例では、第 1 のボリュームデータ V D 1 の剣状突起 S B 1 と、第 2 のボリュームデータ V D 2 の剣状突起 S B 2 とに基づいて、3 次元的な照合を行うことにより、変換データを生成することができる。

30

【 0 0 9 5 】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、超音波診断装置 1 0 0 が、処理回路 2 5 を備えており、処理回路 2 5 が、収集機能、抽出機能、生成機能および変換機能を備えるようになっていた。しかしながら、本実施形態はこれに限定されるものではない。

【 0 0 9 6 】

第 2 の実施形態では、例えば、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 として示した各処理や各機能などを医用画像処理装置に適用して、医用画像処理装置において、比較読影を行う場合について説明する。

40

【 0 0 9 7 】

図 9 は、第 2 の実施形態の医用画像処理装置 4 0 0 の概略の構成の一例を示した概略構成図である。

【 0 0 9 8 】

図 9 に示すように、第 2 の実施形態の医用画像処理装置 4 0 0 は、処理回路 4 1 0 、入力回路 4 2 0 、ディスプレイ 4 3 0 、記憶回路 4 4 0 、ネットワークインターフェース 4 5 0 および内部バス 4 6 0 を備えている。

【 0 0 9 9 】

処理回路 4 1 0 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 の処理回路 2 5 に相当するプロセッサであり、入力回路 4 2 0 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 の入力回

50

路 27 に相当する入力回路である。また、ディスプレイ 430 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 100 のディスプレイ 28 に相当する表示装置であり、記憶回路 440 は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 100 の記憶回路 26 に相当する記憶回路である。

【0100】

ネットワークインターフェース 450 は、通信規格に応じた通信制御を行ない、例えば、IEEE 802.11 シリーズに準拠した無線 LAN (Local Area Network)、近距離無線通信又は電話回線等を通じて、医用画像処理装置 400 を外部のネットワークに接続する機能を有している。

【0101】

内部バス 460 は、処理回路 410 によって医用画像処理装置 400 が統括制御されるように、各構成要素に接続されている。

【0102】

第 2 の実施形態の場合は、医用画像処理装置 400 は、ネットワークインターフェース 450 を介して、例えば、図 1 に示す画像サーバ 200 から、複数のボリュームデータを取得して、記憶回路 440 に記憶させる。なお、複数のボリュームデータのそれぞれは、断層像を画像として表示可能な画像データとする。

【0103】

医用画像処理装置 400 は、処理回路 410 により、第 1 の画像上で指定された目印を含む第 1 のボリュームデータを抽出する第 1 の抽出機能と、第 2 の画像上で指定された目印を含む第 2 のボリュームデータを抽出する第 2 の抽出機能と、第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータとを照合して、その差分に基づいて変換データを生成する生成機能と、その変換データを用いて、第 2 のボリュームデータを第 1 のボリュームデータの位置に変換し、位置を合わせる変換機能と、備えるようになっている。

【0104】

この場合、第 1 の画像は、第 1 の実施形態の超音波画像に相当するものであり、第 2 の画像は、第 1 の実施形態の参照画像に相当するものであるが、画像の種類には限定されるものではない。また、第 1 の抽出機能は、第 1 の実施形態の収集機能に相当し、第 2 の抽出機能は、第 1 の実施形態の抽出機能に相当するが、第 1 の抽出機能は、第 1 の実施形態の抽出機能と同等の機能、すなわち、第 2 の実施形態の第 2 の抽出機能と実質的に同等の機能を有するものである。

【0105】

この場合、第 2 の実施形態の第 1 の画像および第 2 の画像は、いずれも超音波断層像に限定される必要はなく、すでに撮影されたボリュームデータに基づく断層像であれば、医用画像処理装置 400 の比較読影に適用することができる。また、医用画像処理装置 400 は、第 1 の画像を構成するボリュームデータと、第 2 の画像を構成するボリュームデータとを記憶回路 440 から取得さえすれば、第 1 の画像に基づくボリュームデータと、第 2 の画像に基づくボリュームデータの変換データを生成することができるので、従来よりも、より正確で高精度な位置合わせを行うことができる。

【0106】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、奥行き方向を持つ 2 つの画像を同時に表示する際に、より正確で高精度な位置合わせを行うことができる。

【0107】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0108】

10

20

30

40

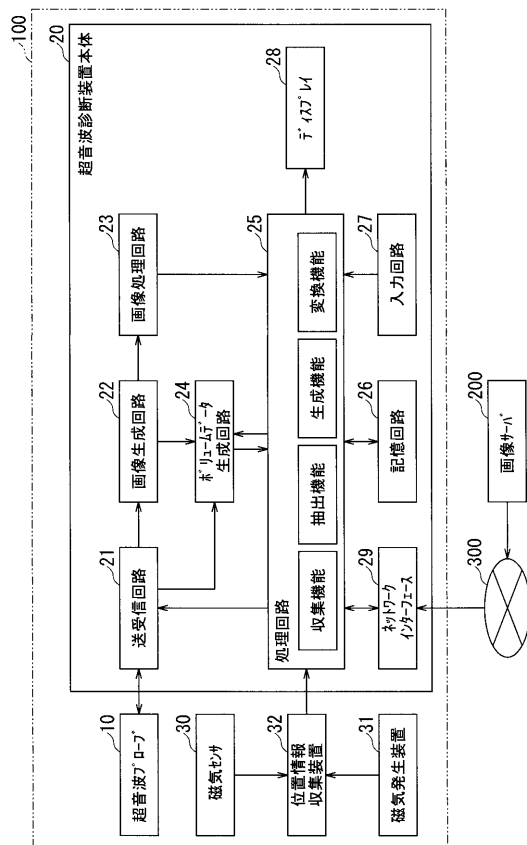
50

- 1 0 ... 超音波プローブ
 2 0 ... 超音波診断装置本体
 2 1 ... 送受信回路
 2 2 ... 画像生成回路
 2 3 ... 画像処理回路
 2 4 ... ボリュームデータ生成回路
 2 5 ... 処理回路
 2 6 ... 記憶回路
 2 7 ... 入力回路
 2 8 ... ディスプレイ
 2 9 ... ネットワークインターフェース
 3 0 ... 磁気センサ
 3 1 ... 磁気発生装置
 3 2 ... 位置情報収集装置
 4 0 0 ... 医用画像処理装置
 4 1 0 ... 処理回路
 4 2 0 ... 入力回路
 4 3 0 ... ディスプレイ
 4 4 0 ... 記憶回路
 4 5 0 ... ネットワークインターフェース

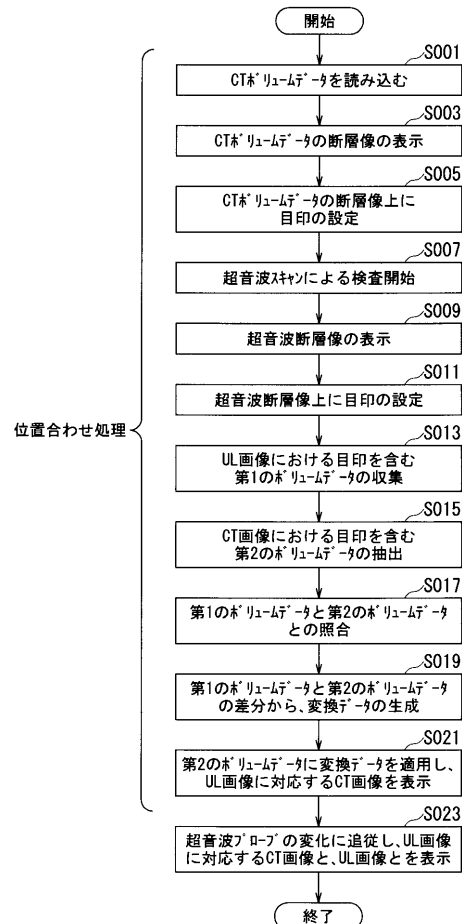
10

20

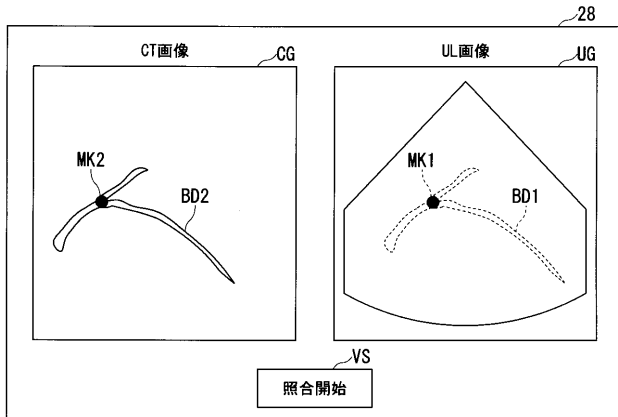
【図 1】



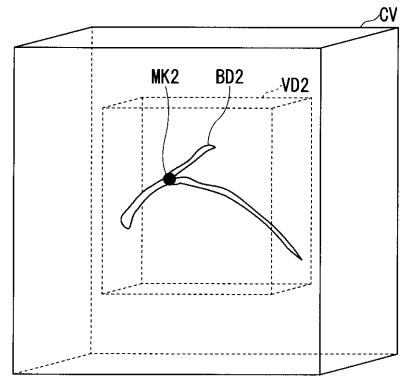
【図 2】



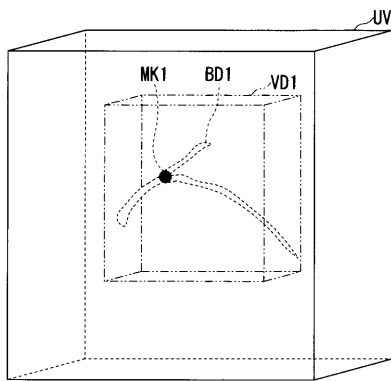
【図3】



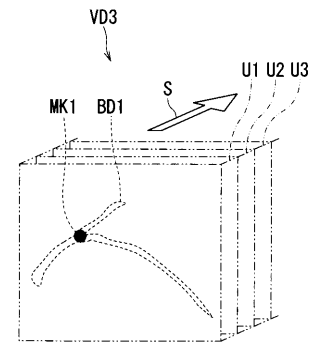
【図5】



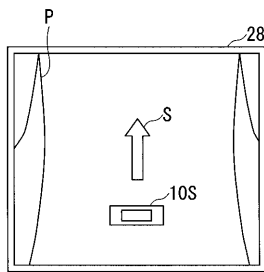
【図4】



【図6】

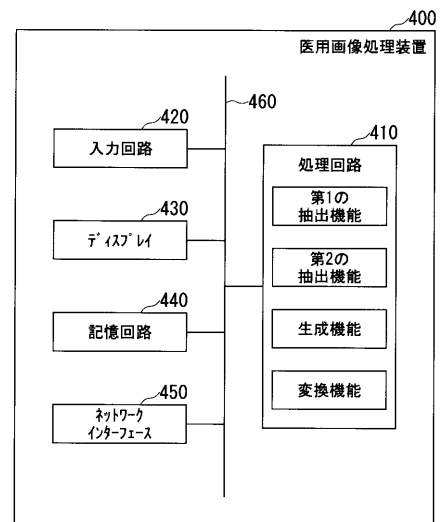


【図7】

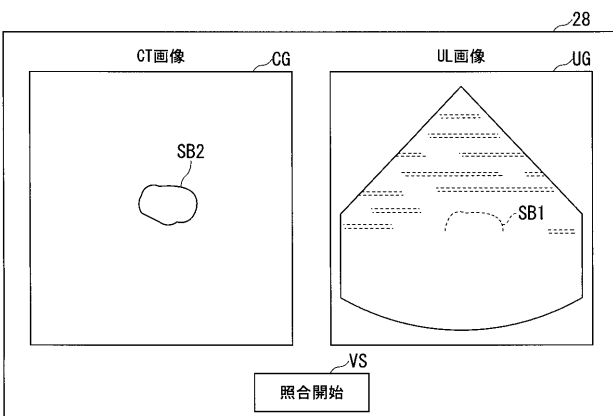


ディスプレイ上に超音波プローブ10の
スキャン方向をガイドする例

【図9】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 郡司 隆之

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 中嶋 修

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 田中 豪

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 BB06 GA25 GB06 JC08 KK09 KK10 KK25 KK31 LL33

[illegible]