

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6125380号
(P6125380)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-186717 (P2013-186717)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年9月9日(2013.9.9)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-64913 (P2014-64913A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年4月17日(2014.4.17)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年6月15日(2016.6.15)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-198937 (P2012-198937)	(72) 発明者	佐藤 俊介
(32) 優先日	平成24年9月10日(2012.9.10)		栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	貞光 和俊
			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	郡司 隆之
			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、医用画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

3次元の超音波ボリュームデータと、当該3次元の超音波ボリュームデータとは異なる他の種類の3次元の他種医用画像ボリュームデータとの位置合わせを行う位置合わせ部と、

前記他種医用画像ボリュームデータにおける管腔領域の位置を特定し、当該特定した管腔領域の前記超音波ボリュームデータにおける位置を検出する検出部と、

前記検出部によって検出された管腔領域の位置に基づいて、当該管腔領域の内部に設定した視点から前記超音波ボリュームデータを投影した投影画像データを、所定の表示部に表示する表示画像データとして生成する生成部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記生成部は、前記検出部によって検出された管腔領域に対応する超音波ボリュームデータを変更する加工を行い、当該変更された超音波ボリュームデータを前記管腔領域の内部に設定した視点から投影した投影画像データを、前記表示画像データとして生成する、請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記生成部は、前記検出部によって検出された管腔領域の位置を示す画像データを生成し、当該画像データと前記投影画像データとを重畳した画像データを、前記表示画像データとして生成する、請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記生成部は、前記検出部によって検出された管腔領域の位置を示す画像データとして、当該管腔領域の境界に対応するワイヤフレーム画像データを生成し、当該ワイヤフレーム画像データと前記投影画像データとを重畳した画像データを、前記表示画像データとして生成する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記生成部は、前記投影画像データに基づいて、前記超音波ボリュームデータにおける管腔領域の位置を算出し、当該位置と、前記検出部によって検出された管腔領域の位置との差分に対応する領域を強調表示した画像データを、前記表示画像データとして生成する、請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

超音波画像データと、超音波画像データとは異なる他の種類の他種医用画像データとの位置合わせを行う位置合わせ部と、

前記他種医用画像データにおける生体組織の輪郭を含む領域を特定し、当該特定した領域の前記超音波画像データにおける位置を検出する検出部と、

前記検出部によって検出された生体組織の位置と、前記超音波画像データとに基づいて生成した画像データを、所定の表示部に表示する表示画像データとして生成する生成部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 7】

20

前記生成部は、前記検出部によって検出された輪郭の位置を示す画像データを生成し、当該画像データと前記投影画像データとを重畳した画像データを、前記表示画像データとして生成す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】

3 次元の超音波ボリュームデータと、当該 3 次元の超音波ボリュームデータとは異なる他の種類の 3 次元の他種医用画像ボリュームデータとの位置合わせを行う位置合わせ部と、

前記他種医用画像ボリュームデータにおける管腔領域の位置を特定し、当該特定した管腔領域の前記超音波ボリュームデータにおける位置を検出する検出部と、

前記検出部によって検出された管腔領域の位置に基づいて、当該管腔領域の内部に設定した視点から前記超音波ボリュームデータを投影した投影画像データを、所定の表示部に表示する表示画像データとして生成する生成部と、

30

を備える、医用画像処理装置。

【請求項 9】

3 次元の超音波ボリュームデータと、当該 3 次元の超音波ボリュームデータとは異なる他の種類の 3 次元の他種医用画像ボリュームデータとの位置合わせを行う位置合わせ手順と、

前記他種医用画像ボリュームデータにおける管腔領域の位置を特定し、当該特定した管腔領域の前記超音波ボリュームデータにおける位置を検出する検出手順と、

前記検出手順によって検出された管腔領域の位置に基づいて、当該管腔領域の内部に設定した視点から前記超音波ボリュームデータを投影した投影画像データを、所定の表示部に表示する表示画像データとして生成する生成手順と、

40

をコンピュータに実行させる、画像処理プログラム。

【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、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

50

超音波診断装置は、X線CT(Computed Tomography)装置やMRI(MRI:Magnetic Resonance Imaging)装置等の他の医用画像診断装置と比較して、微細な構造物の描出能に優れ、例えば、血管を中心とした循環器系の観察において有用な医用画像診断装置である。また、近年、超音波の3次元走査が可能な超音波プローブにより、ボリュームデータを略リアルタイムで時系列に沿って生成する超音波診断装置が実用化されている。

【0003】

このため、超音波検査の分野でも、X線CT(Computed Tomography)装置や磁気共鳴イメージング(MRI:Magnetic Resonance Imaging)装置等で取得されたボリュームデータに対して行われている仮想内視鏡表示の導入が進められている。例えば、超音波診断装置を用いた血管の仮想内視鏡表示は、循環器系疾患、特に血管狭窄や血管瘤の新たな観察手法として有用である。ここで、仮想内視鏡表示を行うためには、超音波ボリュームデータ(例えば、Bモードボリュームデータ)に含まれる管腔の内腔領域を検出する必要がある。

10

【0004】

しかし、超音波画像(Bモード画像)は、X線CT画像やMRI画像等の他の医用画像と比較して、構造物間の輪郭がぼやける傾向が強い。このため、管腔の太さがある程度以上でなければ、プログラムを用いた自動処理によりBモードボリュームデータから管腔の内腔領域を検出することが困難であった。このため、現在、超音波診断装置における仮想内視鏡表示は、ある程度の太さを持つ管状組織に限られており、細い管状組織に適用することが困難であった。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-195685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、超音波画像に描出された構造物の輪郭を取得することができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る超音波診断装置は、位置合わせ部と、検出部と、生成部とを備える。位置合わせ部は、3次元の超音波ボリュームデータと、3次元の超音波ボリュームデータとは異なる他の種類の3次元の他種医用画像ボリュームデータとの位置合わせを行う。検出部は、他種医用画像ボリュームデータにおける管腔領域の位置を特定し、特定した管腔領域の超音波ボリュームデータにおける位置を検出する。生成部は、検出部によって取得された管腔領域の位置に基づいて、管腔領域の内部に設定した視点から超音波ボリュームデータを投影した投影画像データを、所定の表示部に表示する表示画像データとして生成する。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る制御部17の構成の一例を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る位置合わせ部を説明するため図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る取得部を説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る取得部を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る生成部を説明するための図である。

50

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る生成部を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を説明するためのフローチャートである。

【図 9】図 9 は、表示画像データの他の例を示す図である。

【図 10】図 10 は、表示画像データの他の例を示す図である。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

10

【0010】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、位置センサ 4 と、トランスミッタ 5 と、装置本体 10 とを有する。また、装置本体 10 は、ネットワーク 100 を介して外部装置 6 と接続される。

【0011】

超音波プローブ 1 は、複数の振動子を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。超音波プローブ 1 が有する振動子は、例えば、圧電振動子である。超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波信号を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

20

【0012】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0013】

例えば、装置本体 10 には、被検体 P の 2 次元走査用に、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 D アレイプローブが超音波プローブ 1 として接続される。例えば、超音波プローブ 1 としての 1 D アレイプローブは、セクタ走査を行うセクタプローブや、オフセットセクタ走査を行うコンベックスプローブ、リニア走査を行うリニアプローブ等である。

【0014】

或いは、例えば、装置本体 10 には、被検体 P の 3 次元走査用に、メカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブが超音波プローブ 1 として装置本体 10 と接続される。メカニカル 4 D プローブは、1 D アレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて 2 次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで 3 次元走査が可能である。また、2 D アレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により 3 次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで 2 次元走査が可能である。

40

【0015】

位置センサ 4 及びトランスミッタ 5 は、超音波プローブ 1 の位置情報を取得するための装置である。例えば、位置センサ 4 は、超音波プローブ 1 に取り付けられる磁気センサである。また、例えば、トランスミッタ 5 は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する装置である。

50

【 0 0 1 6 】

位置センサ 4 は、トランスミッタ 5 によって形成された 3 次元の磁場を検出する。そして、位置センサ 4 は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッタ 5 を原点とする空間における自装置の位置（座標及び角度）を算出し、算出した位置を後述する制御部 1 7 に送信する。ここで、位置センサ 4 は、自装置が位置する 3 次元の座標及び角度を、超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報として、後述する制御部 1 7 に送信する。

【 0 0 1 7 】

入力装置 3 は、後述するインターフェース部 1 8 を介して装置本体 1 0 と接続される。入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有する。かかる入力装置 3 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体 1 0 に転送する。

10

【 0 0 1 8 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像データ等を表示したりする表示装置である。

【 0 0 1 9 】

外部装置 6 は、後述するインターフェース部 1 8 を介して装置本体 1 0 と接続される装置である。例えば、外部装置 6 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication System) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。或いは、外部装置 6 は、例えば、X 線 C T (Computed Tomography) 装置、M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置等、本実施形態に係る超音波診断装置以外の各種医用画像診断装置である。或いは、外部装置は、例えば、画像診断を行う医師が使用する P C (Personal Computer) や、C D や D V D 等の記憶媒体、プリンタ等である。

20

【 0 0 2 0 】

本実施形態に係る装置本体 1 0 は、D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) に則った画像フォーマットに統一された各種医用画像のデータを、インターフェース部 1 8 を介して外部装置 6 から取得することができる。例えば、装置本体 1 0 は、後述するインターフェース部 1 8 を介して、自装置で生成した超音波画像データの比較対象となるボリュームデータを、インターフェース部 1 8 を介して外部装置 6 から取得する。

30

【 0 0 2 1 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示す装置本体 1 0 は、2 次元の反射波信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能であり、3 次元の反射波信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。

【 0 0 2 2 】

装置本体 1 0 は、図 1 に示すように、送受信部 1 1 と、B モード処理部 1 2 と、ドブラ処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、内部記憶部 1 6 と、制御部 1 7 と、インターフェース部 1 8 とを有する。

40

【 0 0 2 3 】

送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 が行う超音波送受信を制御する。送受信部 1 1 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化さ

50

せることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

【 0 0 2 4 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 5 】

また、送受信部 1 1 は、プリアンプ、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅された反射波信号を A / D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行って反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【 0 0 2 6 】

送受信部 1 1 は、被検体 P を 2 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 が受信した 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、送受信部 1 1 は、被検体 P を 3 次元走査する場合、超音波プローブ 1 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 が受信した 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【 0 0 2 7 】

なお、送受信部 1 1 からの出力信号の形態は、R F (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【 0 0 2 8 】

B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。B モード処理部 1 2 は、送受信部 1 1 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。また、ドブラ処理部 1 3 は、送受信部 1 1 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

【 0 0 2 9 】

なお、図 1 に例示する B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 は、2 次元の反射波データ及び 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、B モード処理部 1 2 は、2 次元の反射波データから 2 次元の B モードデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元の B モードデータを生成する。また、ドブラ処理部 1 3 は、2 次元の反射波データから 2 次元のドブラデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成する。

【 0 0 3 0 】

画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 及びドブラ処理部 1 3 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度で表した 2 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表す 2 次元ドブラ画像データを生成する。2 次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【 0 0 3 1 】

ここで、画像生成部 1 4 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部 1 4 は、超音波プローブ 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部 1 4 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行う。また、画像生成部 1 4 は、超音波画像データに、付帯情報（種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等）を合成する。

10

【 0 0 3 2 】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部 1 4 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成部 1 4 は、スキャンコンバート処理前の 2 次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

【 0 0 3 3 】

更に、画像生成部 1 4 は、Bモード処理部 1 2 が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行うことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部 1 4 は、ドブラ処理部 1 3 が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行うことで、3次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部 1 4 は、「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ（超音波ボリュームデータ）」として生成する。

20

【 0 0 3 4 】

更に、画像生成部 1 4 は、ボリュームデータをモニタ 2 にて表示するための各種2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行う。画像生成部 1 4 が行うレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（MPR：Multi Planer Reconstruction）を行ってボリュームデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部 1 4 が行うレンダリング処理としては、例えば、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。

30

【 0 0 3 5 】

画像生成部 1 4 が有するレンダリング機能を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置は、管腔状組織を含む超音波ボリュームデータを用いた仮想内視鏡（VE：Virtual Endoscopy）画像データを表示する。このVE画像データは、管腔内に設定された視点及び視線方向を用いた透視投影法により、ボリュームデータから生成される画像データである。また、画像生成部 1 4 は、管腔の中心線（芯線）に沿って視点を移動させることで、視点位置が異なるVE画像データの動画表示を行う。ここで、この動画表示を行う場合、管腔の内壁がレンダリング対象であるクリップ領域となる。ただし、超音波診断装置は、その性質上、水分や実質で満たされていない消化器官等の臓器の観察には不向きである。このため、超音波診断装置による動画表示の適用範囲は、血液で満たされている血管や、胆汁で満たされている胆管等、流体で満たされた管腔となる。

40

【 0 0 3 6 】

画像メモリ 1 5 は、画像生成部 1 4 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 1 5 は、Bモード処理部 1 2 やドブラ処理部 1 3 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 1 5 が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 1 4 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

50

【 0 0 3 7 】

内部記憶部 1 6 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 I D、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部 1 6 は、必要に応じて、画像メモリ 1 5 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部 1 6 が記憶するデータは、後述するインターフェース部 1 8 を経由して、外部装置 6 へ転送することができる。

【 0 0 3 8 】

制御部 1 7 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 1 7 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 1 6 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 1 1、B モード処理部 1 2、ドブラ処理部 1 3 及び画像生成部 1 4 の処理を制御する。また、制御部 1 7 は、画像メモリ 1 5 や内部記憶部 1 6 が記憶する表示用の画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。また、制御部 1 7 は、画像生成部 1 4 が生成した表示用の画像データを内部記憶部 1 6 等に格納するように制御する。また、制御部 1 7 は、操作者から入力装置 3 を介して受け付けた医用画像データが外部装置 6 からネットワーク 1 0 0 及びインターフェース部 1 8 を介して内部記憶部 1 6 や画像生成部 1 4 に転送されるように制御する。

【 0 0 3 9 】

インターフェース部 1 8 は、入力装置 3、ネットワーク 1 0 0 及び外部装置 6 に対するインターフェースである。入力装置 3 が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部 1 8 により、制御部 1 7 に転送される。例えば、入力装置 3 が操作者から受け付けた画像データの転送要求は、インターフェース部 1 8 により、ネットワーク 1 0 0 を介して外部装置 6 に通知される。また、外部装置 6 が転送した画像データは、インターフェース部 1 8 により、内部記憶部 1 6 に格納されたり、画像生成部 1 4 に転送されたりする。

【 0 0 4 0 】

インターフェース部 1 8 を介した外部装置 6 とのデータ送受信により、本実施形態に係る制御部 1 7 は、自装置が撮像した超音波画像とともに、他の医用画像診断装置が撮像した医用画像（X 線 C T 画像や M R I 画像等）をモニタ 2 に表示させることができる。なお、超音波画像とともに表示される医用画像のデータは、C D - R O M、M O、D V D 等の記憶媒体を介して、内部記憶部 1 6 に格納される場合であっても良い。

【 0 0 4 1 】

更に、制御部 1 7 は、モニタ 2 に表示されている 2 次元超音波画像データの断面と略同一断面の医用画像データ（例えば、2 次元 X 線 C T 画像データ）を画像生成部 1 4 に生成させ、モニタ 2 に表示させることができる。ここで、モニタ 2 に表示されている 2 次元超音波画像データの断面は、例えば、2 次元超音波画像データを生成するために行われた 2 次元超音波走査の断面や、超音波ボリュームデータを収集する 3 次元超音波走査の領域を決定するために行われた 2 次元超音波走査の断面、或いは、超音波ボリュームデータから生成された断面画像データ（M P R 画像データ等）に対応する断面である。例えば、操作者は、被検体 P の超音波検査を行う際に、検査対象となる被検体 P のターゲット部位を撮影した X 線 C T ボリュームデータの転送要求を行う。また、操作者は、ターゲット部位が描出された X 線 C T 画像データがモニタ 2 に表示されるように、入力装置 3 を介して M P R 処理用の切断面の位置を調整する。

【 0 0 4 2 】

そして、制御部 1 7 の制御により、画像生成部 1 4 は、操作者が調節した切断面（以下、初期断面）により X 線 C T ボリュームデータを切断した X 線 C T 画像データを生成し、モニタ 2 は、画像生成部 1 4 が生成した 2 次元 X 線 C T 画像データを表示する。操作者は、モニタ 2 に表示された X 線 C T 画像データと同一断面の超音波走査が行われるように、超音波プローブ 1 を操作する。また、操作者は、モニタ 2 に表示された超音波画像データと同一断面の X 線 C T 画像が表示されるように、X 線 C T ボリュームデータにおける初期

10

20

30

40

50

断面の位置を再調整する。そして、操作者は、モニタ 2 に表示された X 線 CT 画像データと超音波画像データとが略同一断面であると判断した場合、入力装置 3 の確定ボタンを押下する。制御部 17 は、確定ボタンが押下された時点で位置センサ 4 から取得した超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報を初期位置情報と設定する。また、制御部 17 は、確定ボタンが押下された時点での X 線 CT ボリュームデータにおける初期断面の位置を、最終的な初期断面の位置として決定する。

【0043】

その後、制御部 17 は、位置センサ 4 から取得した超音波プローブ 1 の 3 次元位置情報と初期位置情報とから、超音波プローブ 1 の走査断面に関する移動情報を取得し、取得した移動情報に基づいて初期断面の位置を変更することで、MPR 用の切断面を再設定する。そして、制御部 17 の制御により、画像生成部 14 は、制御部 17 が再設定した切断面により X 線 CT ボリュームデータから X 線 CT 画像データを生成し、X 線 CT 画像データと超音波画像データとを並列させた画像データを生成する。かかる画像データを、モニタ 2 は、表示する。これにより、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像と、当該超音波画像と略同一断面の X 線 CT 画像とを、モニタ 2 の画面にリアルタイムで同時に表示することができる。なお、以下では、同一断面の超音波画像と X 線 CT 画像等とを、超音波プローブ 1 の移動に合わせて、モニタ 2 の画面にリアルタイムで連動して同時に表示する機能を「同時表示機能」と記載する場合がある。

【0044】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、VE 画像データを表示する。ここで、B モードの画像データは、X 線 CT 画像や MRI 画像等の他の医用画像と比較して、構造物の輪郭がぼやける傾向が強い。このため、例えば、管腔の太さがある程度以上でなければ、プログラムを用いた自動処理により B モードボリュームデータから管腔の内腔領域を検出することが困難であった。特に、拍動による動きが激しい血管の場合、血管の輪郭は、更に、ぼやけることが多い。このため、現状では、管腔の太さがある程度以上でなければ、クリップ領域を検出できなかった。このようなことから、従来の超音波診断装置における VE 画像データの表示は、ある程度の太さを持つ管状組織に限られており、細い管状組織に適用することが困難であった。

【0045】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像に描出された構造物の輪郭を取得するために、以下に説明する制御部 17 の処理が行われる。具体的には、第 1 の実施形態に係る制御部 17 は、超音波画像に描出された構造物の輪郭を取得して、細い管状組織であっても VE 画像データを表示するために、以下に説明する処理を行う。

【0046】

以下、第 1 の実施形態に係る制御部 17 の処理について、図 2 を用いて説明する。図 2 は、第 1 の実施形態に係る制御部 17 の構成の一例を説明するための図である。図 2 に示すように、制御部 17 は、位置合わせ部 171 と、取得部 172 と、生成部 173 とを有する。

【0047】

位置合わせ部 171 は、超音波画像データと、超音波画像データとは異なる他の種類の他種医用画像データとの位置合わせを行う。例えば、位置合わせ部 171 は、超音波画像データが 3 次元の超音波ボリュームデータであり、他種医用画像データが 3 次元の他種医用画像ボリュームデータである 2 つのボリュームデータの指定とともに VE 画像データの表示要求を受け付ける。位置合わせ部 171 は、指定された 2 つのボリュームデータについて位置合わせを行う。

【0048】

第 1 の実施形態に係る位置合わせ部 171 は、一例として、上述した「同時表示機能」を用いて、位置合わせを行う。以下、図 3 を用いて、位置合わせ部 171 が行う超音波ボリュームデータと他種医用画像ボリュームデータである X 線 CT ボリュームデータとの位

10

20

30

40

50

置合わせについて説明する。図3は、第1の実施形態に係る位置合わせ部を説明するための図である。まず、操作者は、V E画像データの表示対象となる被検体Pの管腔を含むターゲット部位を撮影したX線CTボリュームデータの転送要求を行う。これにより、位置合わせ部171は、図3に示すように、位置合わせの対象となるX線CTボリュームデータを取得する。また、操作者は、V E画像データの表示対象となる被検体Pの管腔を含む超音波ボリュームデータを収集するための3次元超音波走査を行う。

【0049】

例えば、操作者は、3次元超音波走査可能な超音波プローブ1を用いて、所定の断面で被検体Pの2次元超音波走査を行う。ここで、所定の断面とは、例えば、3次元超音波走査が行われる3次元領域の中心に位置する断面として設定される。制御部17は、送受信部11を介して超音波送受信を制御することから、かかる断面の超音波プローブ1に対する相対的な位置を取得可能である。

【0050】

そして、操作者は、モニタ2に表示された超音波画像（図3に示すUL2D画像）を参照しながら、ターゲット部位が超音波画像内の略中心に描出されるように、位置センサ4が取り付けられた超音波プローブ1を操作する。また、操作者は、ターゲット部位が描出されたX線CT画像データがモニタ2に表示されるように、入力装置3を介してMPR処理用の切断面の位置を調整する。

【0051】

そして、操作者は、X線CTボリュームデータのMPR画像に描出されたターゲット部位の特徴部分と同一の特徴部分がUL2D画像上で描出された場合、確定ボタンを押下する。また、操作者は、各画像において、特徴部分の中心位置を、マウスを用いて指定する。或いは、操作者は、各画像において、特徴部分の複数の位置を、マウスを用いて指定する。そして、操作者は、確定ボタンを押下時の2次元超音波走査断面を含む3次元領域で、被検体Pの3次元超音波走査を行う。これにより、画像生成部14は、超音波ボリュームデータを生成する。位置合わせ部171は、確定ボタン押下時のX線CTボリュームデータの切断面と、超音波プローブ1の3次元位置情報と、UL2D画像及びCTMPR画像それぞれの特徴部位の位置とから、X線CTボリュームデータと超音波ボリュームデータとの位置合わせを行う。

【0052】

換言すると、位置合わせ部171は、確定ボタン押下時のX線CTボリュームデータの切断面と、超音波プローブ1の3次元位置情報と、UL2D画像及びCTMPR画像それぞれの特徴部位の位置とから、X線CTボリュームデータのボクセルの座標と、超音波ボリュームデータのボクセルの座標とを対応付ける。かかる処理が行われることで、例えば、超音波プローブ1の位置が移動して新たな超音波ボリュームデータが生成された場合であっても、位置合わせ部171は、当該超音波ボリュームデータとX線CTボリュームデータとの位置合わせを行うことができる。なお、位置合わせ部171が位置合わせを行う方法は、上記の方法に限定されるものではなく、例えば、相互相関法を用いた位置合わせ等の公知の技術を用いても良い。

【0053】

取得部172は、他種医用画像データにおける生体組織の位置を特定し、当該特定した生体組織の超音波画像データにおける位置を位置合わせの結果に基づいて取得する。取得部172は、他種医用画像ボリュームデータにおける生体組織の位置として、例えば、管腔領域の位置を特定する。なお、取得部172は、検出部の一例である。

【0054】

図4及び図5は、第1の実施形態に係る取得部を説明するための図である。図4に示すように、取得部172は、位置合わせ部171によって位置合わせされたX線CTボリュームデータ4aに対して、CT値が空間的に連続する領域を抽出する領域拡張(region growing)法や形状テンプレートをを用いたパターンマッチング法等を用いてセグメンテーション処理を行うことにより、各領域を抽出する。

【 0 0 5 5 】

そして、取得部 1 7 2 は、抽出した各領域に対して、血管領域の形状テンプレートを用いたパターンマッチング法や、血管領域の輝度値のプロファイルを用いた手法等により、図 4 に示すように、X 線 C T ボリュームデータ 4 a に含まれる血管領域 4 b の位置を特定し、取得する。

【 0 0 5 6 】

そして、取得部 1 7 2 は、図 5 に示すように、血管領域 4 b の超音波ボリュームデータ 5 a における位置を位置合わせの結果に基づいて取得する。上述したように、位置合わせ部 1 7 1 は、X 線 C T ボリュームデータ 4 a のボクセルの座標と、超音波ボリュームデータのボクセルの座標との対応関係を取得している。取得部 1 7 2 は、かかる対応関係を用いて、図 5 に示すように、X 線 C T ボリュームデータ 4 a における血管領域 4 b の位置から、超音波ボリュームデータ 5 a における血管領域 4 b に対応する血管領域 5 b の位置を取得する。

10

【 0 0 5 7 】

生成部 1 7 3 は、取得部 1 7 2 によって取得された生体組織の位置が超音波画像データに反映された画像データを、モニタ 2 に表示する表示画像データとして生成する。生成部 1 7 3 は、例えば、取得部 1 7 2 によって取得された生体組織の位置に基づいて超音波画像データを加工し、加工された超音波画像データに基づいて生成した画像データを、所定の表示部に表示する表示画像データとして生成する。

【 0 0 5 8 】

20

具体的には、生成部 1 7 3 は、取得部 1 7 2 によって取得された管腔領域の位置に基づいて、管腔領域の内部に設定した視点から超音波ボリュームデータを投影した投影画像データを、表示画像データとして生成する。そして、生成部 1 7 3 は、生成した表示画像データをモニタ 2 に表示させる。一例として、生成部 1 7 3 は、血管領域 4 b に対応する血管領域 5 b の内部のボクセル値を 0 に置き換える加工を行う。言い換えると、生成部 1 7 3 は、血管領域 4 b に対応する血管領域 5 b の内部のボクセル値を 0 に変更する加工を行う。そして、生成部 1 7 3 は、ボクセル値を 0 に置き換えた超音波ボリュームデータ 5 a を血管領域 5 b の内部に設定した視点から投影した V E 画像データを、モニタ 2 に表示する画像データとして生成する。

【 0 0 5 9 】

30

図 6 及び図 7 は、第 1 の実施形態に係る生成部を説明するための図である。例えば、生成部 1 7 3 は、図 6 に示すように、血管領域 5 b の中心線 6 a を抽出する。そして、生成部 1 7 3 は、図 6 に示すように、中心線 6 a に沿って設定された視点を用いて、V E 画像データを生成する。生成部 1 7 3 は、中心線 6 a に沿って視点を移動することで、図 7 に例示する動画表示用の V E 画像データ 7 a を順次生成する。生成部 1 7 3 は、生成した動画表示用の V E 画像データ 7 a をモニタ 2 に出力し、モニタ 2 において V E 画像データ 7 a の動画表示を行う。

【 0 0 6 0 】

また、生成部 1 7 3 は、以下に説明する画像データを生成しても良い。例えば、生成部 1 7 3 は、取得部 1 7 2 によって取得された管腔領域の位置を示す画像データを生成し、生成した画像データと投影画像データとを重畳した画像データを、表示画像データとして生成する。例えば、生成部 1 7 3 は、図 7 に示すように、取得部 1 7 2 によって取得された血管領域 5 b の境界を示すワイヤースケッチ画像データ 7 b を生成する。そして、生成部 1 7 3 は、生成した V E 画像データ 7 a にワイヤースケッチ画像データ 7 b を重畳させた画像データを、モニタ 2 に表示する表示画像データとして生成する。図 7 に例示する画像を参照することで、操作者は、V E 画像データ 7 a に用いられた血管領域 4 b に対応する血管領域 5 b の輪郭を視認することができる。なお、図 7 に例示したワイヤースケッチ画像データ 7 b はあくまで一例である。例えば、生成部 1 7 3 は、管腔領域の表面を半透明の筒の画像データとして生成し、生成した画像データを投影画像データに重畳させても良い。

40

50

【 0 0 6 1 】

ただし、血管領域 5 b は、X 線 C T ボリュームデータ 4 a にて特定された血管領域 4 b に対応する領域である。このため、血管領域 5 b の輪郭は、超音波ボリュームデータ 5 a に含まれる血管領域の輪郭と一致しない場合がある。そこで、生成部 1 7 3 は、投影画像データに基づいて、超音波ボリュームデータにおける管腔領域の位置を算出し、算出した位置と、取得部 1 7 2 によって取得された管腔領域の位置との差分に対応する領域を強調表示した画像データを、表示画像データとして生成する。例えば、生成部 1 7 3 は、V E 画像データ 7 a を生成する際に設定した中心線 6 a 上の視点から視線方向に沿って、超音波ボリュームデータ 5 a のボクセル値を取得する。そして、例えば、生成部 1 7 3 は、ボクセル値が所定の閾値以上となるボクセルを超音波ボリュームデータ 5 a における血管領域の内壁に対応するボクセルとする。かかる処理により、生成部 1 7 3 は、超音波ボリュームデータにおける血管領域の位置を算出する。

10

【 0 0 6 2 】

そして、生成部 1 7 3 は、算出した超音波ボリュームデータ 5 a における血管領域の位置と、取得部 1 7 2 によって取得された血管領域 5 b の位置との差分に対応する領域を強調表示する。図 6 に示す例では、生成部 1 7 3 は、超音波ボリュームデータにおける血管領域が血管領域 5 b の内部に隆起した隆起部分 6 b を強調表示する画像データを生成する。例えば、生成部 1 7 3 は、V E 画像データ 7 a において、隆起部分 6 b に対応する部分の色調を赤色系とする。また、生成部 1 7 3 は、超音波ボリュームデータにおける血管領域が血管領域 5 b の外部に窪んだ窪み部分 6 c を強調表示する画像データを生成する。例えば、生成部 1 7 3 は、V E 画像データ 7 a において、窪み部分 6 c に対応する部分の色調を青色系とする。このように、超音波ボリュームデータ 5 a に含まれる血管領域の輪郭が血管領域 5 b の輪郭と一致しない部分を強調表示することで、操作者は、当該部分を容易に視認することができる。なお、この強調表示は、上記のワイヤースケッチ画像データと同時に表示することもできる。

20

【 0 0 6 3 】

次に、図 8 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 6 4 】

図 8 に示すように、超音波ボリュームデータ及び X 線 C T ボリュームデータの指定とともに V E 画像データの表示要求を受け付けると（ステップ S 1 0 1 肯定）、位置合わせ部 1 7 1 は、超音波ボリュームデータ及び X 線 C T ボリュームデータの位置合わせを行う（ステップ S 1 0 2 ）。なお、超音波ボリュームデータ及び X 線 C T ボリュームデータの指定とともに V E 画像データの表示要求を受け付けるまで（ステップ S 1 0 1 否定）、位置合わせ部 1 7 1 は、待機状態である。

30

【 0 0 6 5 】

続いて、取得部 1 7 2 は、X 線 C T ボリュームデータにおける血管領域の位置を特定し（ステップ S 1 0 3 ）、特定した血管領域の超音波ボリュームデータにおける位置を取得する（ステップ S 1 0 4 ）。生成部 1 7 3 は、取得部 1 7 2 によって取得された血管領域の中心線に設定された視点から血管領域の輪郭を投影することで、V E 画像データを生成する（ステップ S 1 0 5 ）。生成部 1 7 3 は、生成した V E 画像データをモニタ 2 に出力し、モニタ 2 において V E 画像データを表示させる（ステップ S 1 0 6 ）。一例としては、生成部 1 7 3 は、動画表示用の V E 画像データ 7 a を順次生成し、モニタ 2 において動画表示用の V E 画像データ 7 a の動画表示を行う。また、他の例としては、生成部 1 7 3 は、生成した V E 画像データを静止画としてモニタ 2 に表示させる。

40

【 0 0 6 6 】

上述したように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像データのぼやけた構造物の輪郭を、超音波画像とは異なる他の種類の他種医用画像データを用いて特定する。そして、超音波診断装置は、超音波画像データと他種医用画像データの位置合わせを

50

行うことで、他種医用画像データにおいて特定した構造物間の輪郭の超音波画像データにおける位置を取得する。このように、位置合わせ後の他種医用画像データを用いることで、超音波診断装置は、超音波画像に描出された構造物の輪郭を取得することができる。

【 0 0 6 7 】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像に描出された構造物の輪郭を取得するので、超音波画像から取得困難な細い管状組織（血管領域等）であってもその輪郭を取得することができる。そして、超音波診断装置は、取得した管状組織の輪郭から中心線を求め、中心線上の任意の点を視点として管状組織の輪郭を投影することで、V E 画像データを生成する。このため、超音波診断装置は、細い管状組織であっても V E 画像データの動画表示を実現することができる。

10

【 0 0 6 8 】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、上記の管状組織の輪郭の位置を示すワイヤフレーム画像データを生成し、超音波画像データに重畳表示させる。このため、超音波診断装置は、他種医用画像データから取得した管状組織の輪郭を操作者に視認させることができる。

【 0 0 6 9 】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波ボリュームデータに含まれる管状組織の輪郭が、他種医用画像データから特定された管状組織の輪郭と一致しない部分を強調表示する。このため、超音波診断装置は、それら構造物の輪郭が一致しない部分を、操作者に容易に視認させることができる。

20

【 0 0 7 0 】

なお、第 1 の実施形態は、上述した生成部 1 7 3 の処理が画像生成部 1 4 により実行される場合であっても良い。

【 0 0 7 1 】

（第 2 の実施形態）

さて、これまで第 1 の実施形態について説明したが、上述した第 1 の実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されても良い。

【 0 0 7 2 】

（ 1 ）仮想内視鏡表示以外の表示形態

上述した第 1 の実施形態では、超音波ボリュームデータと他種医用画像ボリュームデータとの位置合わせの結果から、他種医用画像ボリュームデータの管腔領域に対応する超音波ボリュームデータの領域の位置を取得して、仮想内視鏡による表示を行う場合を説明した。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、超音波診断装置は、以下に説明する他の表示形態で表示画像データを生成することもできる。

30

【 0 0 7 3 】

図 9 及び 1 0 は、表示画像データの他の例を示す図である。図 9 では、被検体 P の肝臓を 2 次元超音波画像データ 9 d により観察する場合を例示する。図 9 では、被検体 P の肝臓の一部を撮像した 2 次元超音波画像データ 9 d と、被検体 P の肝臓全体を含んで撮像した X 線 C T ボリュームデータとの位置合わせを行なった結果、生成された表示画像データがモニタ 2 の表示領域 9 a に表示されている。まず、位置合わせ部 1 7 1 は、2 次元超音波画像データ 9 d と X 線 C T ボリュームデータとの位置合わせを行なう。そして、取得部 1 7 2 は、X 線 C T ボリュームデータに含まれる肝臓の位置を、セグメンテーション処理により特定する。そして、取得部 1 7 2 は、2 次元超音波画像データ 9 d において、X 線 C T ボリュームデータの肝臓に対応する領域の位置を取得する。そして、生成部 1 7 3 は、表示画像データとして、図 9 に例示するガイド画像データ 9 b を生成する。そして、生成部 1 7 3 は、ガイド画像データ 9 b と 2 次元超音波画像データ 9 d とを、表示領域 9 a に表示させる。なお、肝臓の位置は、図 9 に示すように、肝臓の輪郭を含む領域として特定される。

40

【 0 0 7 4 】

図 9 に示すガイド画像データ 9 b は、2 次元超音波画像データ 9 d を生成するために行

50

なわれた走査断面の肝臓における位置を示す画像データである。ガイド画像データ 9 b は、図 9 に例示するように、走査範囲画像データ 9 c と肝臓画像データ 9 e とが重畳された画像データである。生成部 1 7 3 は、例えば、X 線 C T ボリュームデータに含まれる肝臓の外側に設定した視点から、当該肝臓に対してボリュームレンダリング処理を行って 3 次元の肝臓画像データ 9 e を生成する。また、生成部 1 7 3 は、位置合わせ処理の結果から、肝臓画像データ 9 e における走査範囲に対応する領域を実線及び点線で示す走査範囲画像データ 9 c を生成する。この走査範囲画像データ 9 c の点線は肝臓内部の走査範囲を示し、実線は肝臓外部の走査範囲を示す。なお、ガイド画像データ 9 b は、表示領域 9 a に表示可能な大きさに縮小されている。

【 0 0 7 5 】

10

操作者は、ガイド画像データ 9 b を参照して、走査範囲画像データ 9 c と肝臓画像データ 9 e とが重複している領域が、2 次元超音波画像データ 9 d に描出されていることを把握できる。

【 0 0 7 6 】

図 1 0 では、被検体 P の血管領域を 2 次元超音波画像データ 1 0 a により観察する場合を例示する。図 1 0 では、被検体 P の腹部の血管領域を撮像した 2 次元超音波画像データ 1 0 a と、被検体 P の腹部の血管領域を撮像した X 線 C T ボリュームデータとの位置合わせを行なった結果、生成された表示画像データがモニタ 2 に表示されている。まず、位置合わせ部 1 7 1 は、2 次元超音波画像データ 1 0 a と X 線 C T ボリュームデータとの位置合わせを行なう。そして、取得部 1 7 2 は、X 線 C T ボリュームデータに含まれる血管領域の位置を、セグメンテーション処理により特定する。そして、取得部 1 7 2 は、2 次元超音波画像データ 1 0 a において、X 線 C T ボリュームデータの血管領域に対応する領域の位置を取得する。そして、生成部 1 7 3 は、表示画像データとして、図 1 0 に例示する血管模式図データ 1 0 b を生成する。

20

【 0 0 7 7 】

図 1 0 に示す血管模式図データ 1 0 b は、2 次元超音波画像データ 1 0 a と X 線 C T ボリュームデータの血管領域との立体的な位置関係を表す画像データである。生成部 1 7 3 は、X 線 C T ボリュームデータに含まれる血管領域の外側に設定した視点から、当該血管領域に対してボリュームレンダリング処理を行なう。そして、生成部 1 7 3 は、生成したボリュームレンダリング画像データにおいて、2 次元超音波画像データ 1 0 a の走査断面より手前に位置する領域の輪郭を実線とし、該走査断面より奥に位置する領域の輪郭を点線とすることで、血管模式図データ 1 0 b を生成する。そして、生成部 1 7 3 は、血管模式図データ 1 0 b を、位置合わせ処理の結果に基づいて、2 次元超音波画像データ 1 0 a に重畳させて、モニタ 2 に表示させる。

30

【 0 0 7 8 】

操作者は、血管模式図データ 1 0 b を参照して、2 次元超音波画像データ 1 0 a に描出されている血管領域だけでなく、2 次元超音波画像データ 1 0 a に描出されていない血管領域を、3 次元空間における位置とともに把握できる。

【 0 0 7 9 】

(2) 医用画像処理装置

40

上述した第 1 の実施形態及び「(1) 仮想内視鏡表示以外の表示形態」で説明した画像処理方法は、超音波診断装置とは独立に設置された医用画像処理装置により行なわれる場合であってもよい。かかる医用画像処理装置は、P A C S のデータベースや、電子カルテシステムのデータベース等から超音波画像データ及び他種医用画像データを受信して上述した画像処理方法を行なうことができる。

【 0 0 8 0 】

図 1 1 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成例を示すブロック図である。図 1 1 に示すように、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 2 0 0 は、通信制御部 2 0 1 と、出力部 2 0 2 と、入力部 2 0 3 と、記憶部 2 1 0 と、制御部 2 2 0 とを備える。

【 0 0 8 1 】

50

通信制御部 201 は、例えば、医用画像処理装置 200 が、PACS のデータベースや、電子カルテシステムのデータベース等との間で送受信される各種情報に関する通信を制御する。例えば、通信制御部 201 は、PACS のデータベースや、電子カルテシステムのデータベース等から、超音波画像データ及び他種医用画像データを受信する。例えば、通信制御部 201 は、ネットワークインタフェースカード (NIC: Network Interface Card) である。

【0082】

出力部 202 は、各種情報を出力する出力装置である。例えば、出力部 202 は、ディスプレイやモニタなどに対応する。

【0083】

入力部 203 は、各種情報の入力を受け付ける入力装置である。例えば、入力部 203 は、医用画像処理装置 200 の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を制御部 220 に出力する。例えば、入力部 203 は、キーボードやマウスなどに対応する。

【0084】

記憶部 210 は、各種情報を記憶する。例えば、記憶部 210 は、RAM (Random Access Memory)、フラッシュメモリ (Flash Memory) などの半導体メモリ素子、ハードディスク装置や光ディスク装置などの記憶装置に対応する。

【0085】

制御部 220 は、位置合わせ部 171 と同様の機能を有する位置合わせ部 221 と、取得部 172 と同様の機能を有する取得部 222 と、生成部 173 と同様の機能を有する生成部 223 とを有する。制御部 220 の機能は、例えば、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や FPGA (Field Programmable Gate Array) などの集積回路により実現することができる。また、制御部 220 の機能は、例えば、CPU (Central Processing Unit) が所定のプログラムを実行することで実現することができる。

【0086】

すなわち、医用画像処理装置 200 において、入力部 203 が、超音波ボリュームデータ及び X 線 CT ボリュームデータの指定とともに VE 画像データの表示要求を受け付けると、位置合わせ部 221 は、超音波ボリュームデータ及び X 線 CT ボリュームデータの位置合わせを行う。続いて、取得部 222 は、X 線 CT ボリュームデータにおける血管領域の位置を特定し、特定した血管領域の超音波ボリュームデータにおける位置を取得する。そして、生成部 223 は、取得部 222 によって取得された血管領域の中心線に設定された視点から血管領域の輪郭を投影することで、VE 画像データを生成する。生成部 173 は、生成した VE 画像データを出力部 202 に出力し、VE 画像データを表示させる。

【0087】

このように、医用画像処理装置 200 は、PACS のデータベースや、電子カルテシステムのデータベース等から超音波画像データ及び他種医用画像データを受信して、上述した画像処理方法を行なうことができる。

【0088】

(3) 画像処理プログラム

上述した第 1 の実施形態及び「(1) 仮想内視鏡表示以外の表示形態」で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク (FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB メモリ及び SD カードメモリ等の Flash メモリ等、コンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0089】

以上、説明したとおり、第１及び第２の実施形態によれば、超音波画像に描出された構造物の輪郭を取得することができる。

【００９０】

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。

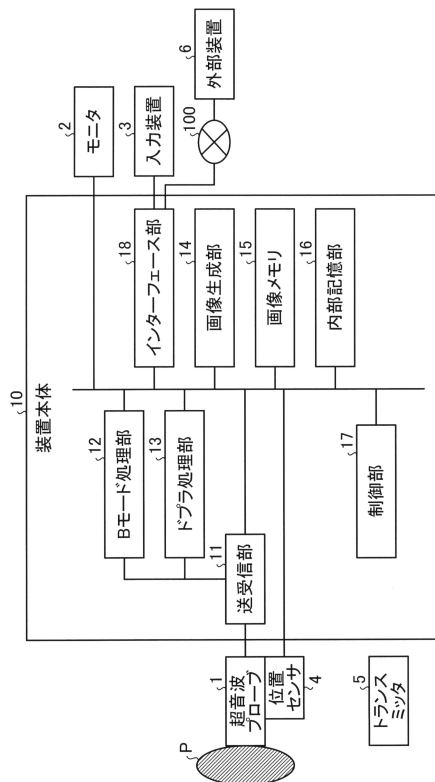
【符号の説明】

【００９１】

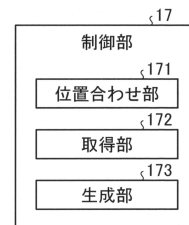
- １ 超音波診断装置
- １７ 制御部
- １７１ 位置合わせ部
- １７２ 取得部
- １７３ 生成部

10

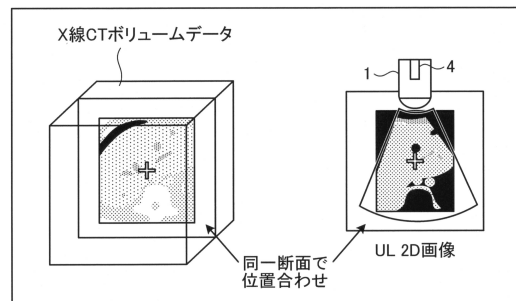
【図１】



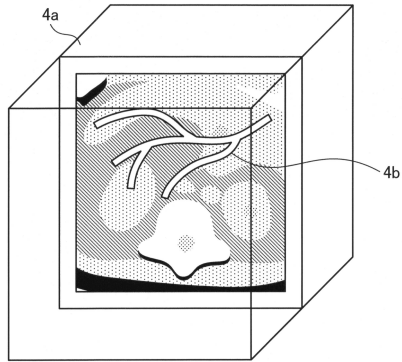
【図２】



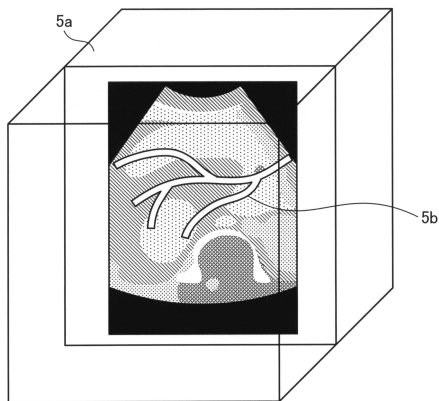
【図３】



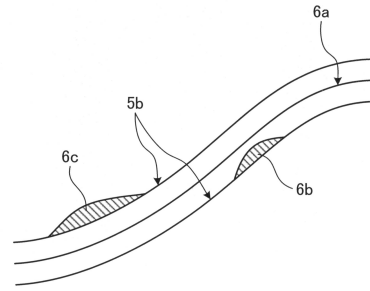
【図 4】



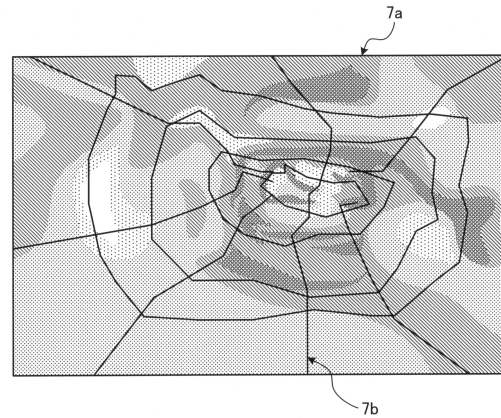
【図 5】



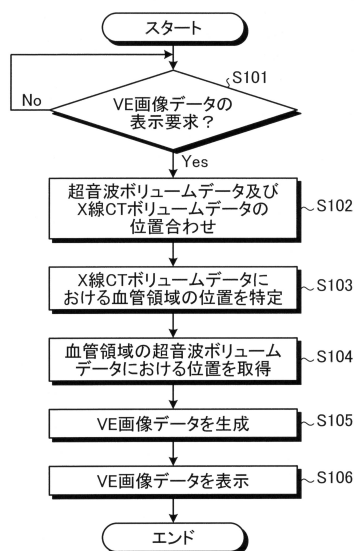
【図 6】



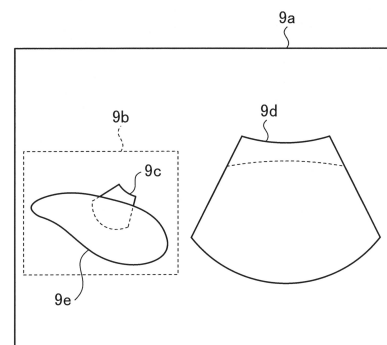
【図 7】



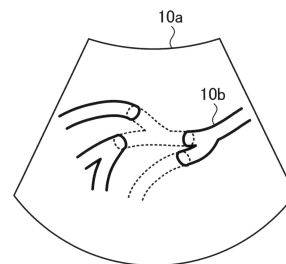
【図 8】



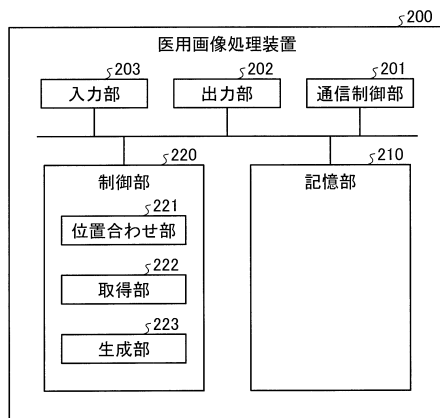
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 栗田 康一郎
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 五十嵐 悠
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

審査官 宮川 哲伸

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

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP6125380B2	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	JP2013186717	申请日	2013-09-09
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤俊介 貞光 和俊 郡司隆之 栗田康一郎 五十嵐悠		
发明人	佐藤 俊介 貞光 和俊 郡司 隆之 栗田 康一郎 五十嵐 悠		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/LL33		
优先权	2012198937 2012-09-10 JP		
其他公开文献	JP2014064913A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：获取提取到超声图像的结构的轮廓。解决方案：涉及实施例的超声波诊断装置包括定位部分，检测部分和生成部分。定位部分定位三维超声体积数据和与三维超声体积数据不同的其他种类的三维其他类型医学图像体数据。检测部分指定另一种医学图像体数据中的管腔区域的位置，并检测指定管腔面积的超声体积数据中的位置。生成部分基于由检测部分检测到的管腔区域的位置，生成通过从设置在管腔区域内的视点投射超声波体数据作为要在规定的显示部分中显示的显示图像数据而获得的投影图像数据。。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6125380号 (P6125380)
(45) 発行日 平成29年5月10日 (2017.5.10)	(24) 登録日 平成29年4月14日 (2017.4.14)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 0 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 0 0	

請求項の数 9 (全 19 頁)

(21) 出願番号 (22) 出願日 (65) 公開番号 (43) 公開日 審査請求日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2013-186717 (P2013-186717) 平成25年9月9日 (2013.9.9) 特開2014-64913 (P2014-64913A) 平成26年4月17日 (2014.4.17) 平成28年6月15日 (2016.6.15) 特願2012-198937 (P2012-198937) 平成24年9月10日 (2012.9.10) 日本国 (JP)	(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 (74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 佐藤 俊介 (72) 発明者 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 貞光 和俊 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 郡司 隆之 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、医用画像処理装置及び画像処理プログラム