

(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2017-153953

(P2017-153953A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-32564 (P2017-32564)  
 (22) 出願日 平成29年2月23日 (2017.2.23)  
 (31) 優先権主張番号 特願2016-36354 (P2016-36354)  
 (32) 優先日 平成28年2月26日 (2016.2.26)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 110001771  
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所  
 (72) 発明者 岡崎 智也  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社  
 東芝内  
 (72) 発明者 阿部 康彦  
 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 安藤 広治  
 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

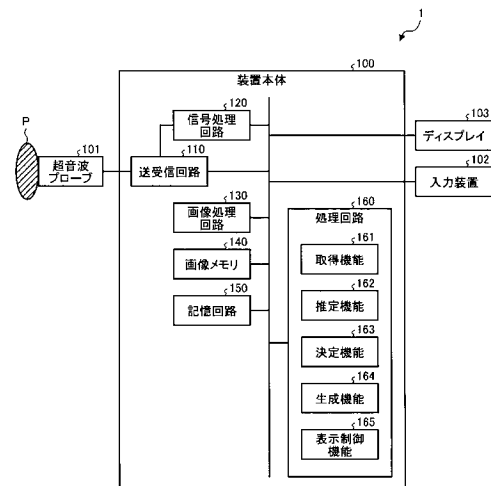
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】心臓弁に対する器具の位置と進行方向とを視認可能な表示画像を生成すること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、取得部と、決定部と、生成部と、表示制御部とを備える。取得部は、超音波プローブを用いて撮像された、被検体の心臓弁と前記被検体の心腔内に挿入されたカテーテルとを含む領域の3次元医用画像データを取得する。決定部は、前記カテーテルの先端部の形状を表す形状情報、及び、前記先端部の超音波の反射特性を表す反射特性情報のうち少なくとも一方を用いて、前記3次元医用画像データに含まれる前記先端部の位置及び姿勢情報を得ることにより、前記先端部の進行方向を決定する。生成部は、前記先端部の位置及び進行方向に基づいて、前記3次元医用画像データから表示画像を生成する。表示制御部は、前記表示画像を表示させる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを用いて撮像された、被検体の心臓弁と前記被検体の心腔内に挿入されたカテーテルとを含む領域の 3 次元医用画像データを取得する取得部と、

前記カテーテルの先端部の形状を表す形状情報、及び、前記先端部の超音波の反射特性を表す反射特性情報のうち少なくとも一方を用いて、前記 3 次元医用画像データに含まれる前記先端部の位置及び姿勢情報を得ることにより、前記先端部の進行方向を決定する決定部と、

前記先端部の位置及び進行方向に基づいて、前記 3 次元医用画像データから表示画像を生成する生成部と、

前記表示画像を表示させる表示制御部と、  
を備える、超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記先端部は、僧帽弁に留置されるクリップ部又は人工弁を含む、  
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記表示画像は、前記 3 次元医用画像データを 3 次元的に表現する画像である、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記表示画像は、ボリュームレンダリング画像又はサーフェスレンダリング画像である、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記表示画像は、前記先端部の位置に基づく視点と、前記先端部の進行方向に基づく視線とを用いて生成されたボリュームレンダリング画像又はサーフェスレンダリング画像である、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記生成部は、前記先端部の進行方向に沿った断面像を、前記表示画像として生成する、

請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記心臓弁の位置及び姿勢に対して前記カテーテルが設置されるべき位置及び姿勢を推定する弁位置姿勢推定部を更に備える、

請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 8】**

前記表示制御部は、前記推定部により推定された前記カテーテルの位置及び姿勢が、前記弁位置姿勢推定部により推定された前記カテーテルが設置されるべき位置及び姿勢に近づく方向ないし離れる方向を表す画像を前記表示画像と同時に表示させる、

請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

異なる時刻における前記カテーテルの位置に基づいて、前記カテーテルの移動方向を決定する移動方向決定部を更に備え、

前記表示制御部は、前記移動方向決定部により決定された前記カテーテルの移動方向を表す画像を前記表示画像と同時に表示させる、

請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 10】**

前記表示制御部は、前記被検体を透過した X 線に基づいて生成された X 線画像を、前記表示画像と同時に表示させる、

請求項 1 ~ 9 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 11】**

前記取得部は、前記被検体に対する術前シミュレーションの結果から、前記カテーテル

50

が前記被検体の心臓弁に設置されるまでの移動の軌跡を取得し、

前記表示制御部は、前記３次元医用画像データに対する前記移動の軌跡の位置合わせを行って、前記カテーテルの進路誘導を行うための画像を表示させる、

請求項１～１０のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記被検体に対する術前シミュレーションにより得られる前記心臓弁の動きのモデルに基づいて、前記先端部の留置位置がどの程度適切であるかの度合いを判定する判定部と、前記判定部による判定結果を報知する報知部と、

を更に備える、

請求項１～１１のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項１３】

前記３次元医用画像データの３次元空間における位置を検知する検知部を更に備え、

前記表示制御部は、前記検知部により検知された前記３次元空間における位置と、前記３次元空間に対する被検体の位置とに基づいて、前記被検体の座標系における前記カテーテルの操作方向を表示させる、

請求項１～１２のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記３次元医用画像データの３次元空間における位置を検知する検知部を更に備え、

前記表示制御部は、前記検知部により検知された前記３次元空間における位置と、前記３次元空間に対する操作者の位置とに基づいて、前記操作者の座標系における前記カテーテルの操作方向を表示させる、

請求項１～１２のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項１５】

前記３次元医用画像データの３次元空間における位置を検知する検知部を更に備え、

前記表示制御部は、前記検知部により検知された前記３次元空間における位置と、前記３次元空間に対する前記Ｘ線画像の位置とに基づいて、前記Ｘ線画像の座標系における前記カテーテルの操作方向を表示させる、

請求項１０に記載の超音波診断装置。

【請求項１６】

前記生成部は、操作者の指示に応じて、前記先端部を視点とするボリュームレンダリング画像、若しくは前記先端部より後方の位置を視点とするボリュームレンダリング画像を生成する、

請求項１～１５のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項１７】

前記３次元医用画像データは、前記超音波プローブである経食道心エコーにより撮像されたデータである、

請求項１～１６のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項１８】

前記表示制御部は、前記先端部が留置された場合に、前記先端部を含む断面像を表示させる、

請求項１～１７のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項１９】

超音波プローブを用いて撮像された、被検体の心臓弁と前記被検体の心腔内に挿入されたカテーテルとを含む領域の３次元医用画像データを取得し、

前記カテーテルの先端部の形状を表す形状情報、及び、前記先端部の超音波の反射特性を表す反射特性情報のうち少なくとも一方を用いて、前記３次元医用画像データに含まれる前記先端部の位置及び姿勢情報を得ることにより、前記先端部の進行方向を決定し、

前記先端部の位置及び進行方向に基づいて、前記３次元医用画像データから表示画像を生成し、

前記表示画像を表示させる、

50

各処理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、超音波診断装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、心臓手術治療において、被検体内の画像を撮像することで治療を支援する技術が種々提案されている。例えば、僧帽弁閉鎖不全症の治療では、大腿部（大腿静脈）の血管から心臓の僧帽弁へカテーテルを挿入し、僧帽弁をクリップ形状の器具で留めることにより、逆流量を減らす治療が行われている。この治療においては、例えば、手術中に撮影されるX線透視像と経食道心エコー（TEE：Transesophageal Echocardiography）図とを用いて、僧帽弁に向かって挿入される器具（カテーテル）の位置を正確に表示する技術が提案されている。また、例えば、手術前に撮影されたCT（Computed Tomography）画像と手術中の画像とを位置合わせすることで、カテーテルの進路を誘導するための画像を表示する技術も提案されている。

10

【0003】

また、穿刺針の移動に追従して視野を変える技術が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0004】

【特許文献1】特開2004-215701号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、心臓弁に対する器具の位置と進行方向とを視認可能な表示画像を生成することができる超音波診断装置及び画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

30

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、決定部と、生成部と、表示制御部とを備える。取得部は、超音波プローブを用いて撮像された、被検体の心臓弁と前記被検体の心腔内に挿入されたカテーテルとを含む領域の3次元医用画像データを取得する。決定部は、前記カテーテルの先端部の形状を表す形状情報、及び、前記先端部の超音波の反射特性を表す反射特性情報のうち少なくとも一方を用いて、前記3次元医用画像データに含まれる前記先端部の位置及び姿勢情報を得ることにより、前記先端部の進行方向を決定する。生成部は、前記先端部の位置及び進行方向に基づいて、前記3次元医用画像データから表示画像を生成する。表示制御部は、前記表示画像を表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

40

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の例を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る記憶回路に記憶される情報の一例を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る推定機能の処理を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る生成機能により生成される表示画像の一例を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図6】図6は、第1の実施形態の変形例1に係る生成機能により生成される表示画像の一例を示す図である。

50

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態の変形例 3 に係る生成機能により生成される表示画像の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の例を示すブロック図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の例を示すブロック図である。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の例を示すブロック図である。

【図 12】図 12 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の例を示すブロック図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及び画像処理プログラムを説明する。

【0009】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の例を示す図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 101 と、入力装置 102 と、ディスプレイ 103 と、装置本体 100 とを有する。超音波プローブ 101、入力装置 102、及びディスプレイ 103 は、装置本体 100 と通信可能に接続される。なお、被検体 P は、超音波診断装置 1 の構成に含まれない。

20

【0010】

超音波プローブ 101 は、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ 101 は、複数の圧電振動子（図示せず）を有する。これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 100 が有する送受信回路 110 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 101 が有する複数の圧電振動子は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 101 は、圧電振動子に設けられる整合層（図示せず）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キング材（図示せず）等を有する。なお、超音波プローブ 101 は、装置本体 100 と着脱自在に接続される。

30

【0011】

超音波プローブ 101 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る。反射波は、超音波プローブ 101 が有する複数の圧電振動子に反射波信号として受信される。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。

【0012】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 101 は、経食道心エコー用超音波（TEE：Transesophageal Echocardiography）プローブである。TEE プローブである超音波プローブ 101 は、被検体 P の体内に経口で挿入され、食道や胃等の上部消化管に当接される。そして、超音波プローブ 101 は、複数の圧電振動子を機械的に回転させることにより、任意の断面を撮像したり、3次元超音波画像データ（ボリュームデータ）を撮像したりする。あるいは超音波プローブ 101 は、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体 P を 3次元で超音波走査することが可能な 2次元アレイ超音波プローブである場合であってもよい。2次元アレイ超音波プローブは、超音波を電子的に集束して送受信することで、被検体 P を電子的に 3次元で走査することが可能である。なお、3次元超音波画像データは、3次元医用画像データの一例である。

40

50

## 【 0 0 1 3 】

入力装置 1 0 2 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、ジョイスティック等の装置に対応する。入力装置 1 0 2 は、超音波診断装置 1 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 0 に対して送信する。

## 【 0 0 1 4 】

ディスプレイ 1 0 3 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 1 0 2 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) や、装置本体 1 0 0 において生成された超音波画像データ等を表示する。

## 【 0 0 1 5 】

装置本体 1 0 0 は、超音波プローブ 1 0 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。装置本体 1 0 0 により生成される超音波画像データは、2次元の反射波信号に基づいて生成される2次元の超音波画像データであっても、3次元の反射波信号に基づいて生成される3次元の超音波画像データであってもよい。

## 【 0 0 1 6 】

装置本体 1 0 0 は、図 1 に例示するように、送受信回路 1 1 0 と、信号処理回路 1 2 0 と、画像処理回路 1 3 0 と、画像メモリ 1 4 0 と、記憶回路 1 5 0 と、処理回路 1 6 0 とを備える。送受信回路 1 1 0、信号処理回路 1 2 0、画像処理回路 1 3 0、画像メモリ 1 4 0、記憶回路 1 5 0、及び処理回路 1 6 0 は、互いに通信可能に接続される。

## 【 0 0 1 7 】

送受信回路 1 1 0 は、後述する処理回路 1 6 0 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 0 1 が行う超音波送受信を制御する。送受信回路 1 1 0 は、パルス発生器 (図示せず)、送信遅延回路 (図示せず)、パルサ (図示せず) 等を有し、超音波プローブ 1 0 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定の繰り返し周波数 ( P R F : Pulse Repetition Frequency ) 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、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 0 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 0 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、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 1 8 】

なお、送受信回路 1 1 0 は、後述する処理回路 1 6 0 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することが可能である。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬時にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路 (図示せず)、又は、複数の電源ユニット (図示せず) を電氣的に切り替える機構によって実現される。

## 【 0 0 1 9 】

また、例えば、送受信回路 1 1 0 は、アンプ回路 (図示せず)、A / D (Analog / Digital) 変換器 (図示せず)、加算器 (図示せず)、位相検波回路 (図示せず) を有し、超音波プローブ 1 0 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行う。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る。位相検波回路は、加算器の出力信号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 ) とに変換する。そして、位相検波回路は、I 信号及び Q 信号 ( I Q 信号 ) を後段の信号処理回路 1 2 0 に送る。なお、位相検波回路による処理前のデータは、R F 信号とも呼ばれる。以下では、超音波の反射波に基づいて生成された「 I Q 信号、 R F 信号」をまとめ

10

20

30

40

50

て、「反射波データ」と記載する。

【0020】

信号処理回路120は、送受信回路110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。信号処理回路120は、バッファから読み出した反射波データ(IQ信号)に対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行って、多点の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。

【0021】

また、信号処理回路120は、反射波データを周波数解析することで、走査範囲内にある移動体のドプラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。具体的には、信号処理回路120は、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値、平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドプ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。本実施形態に係る信号処理回路120は、血流の運動情報(血流情報)として、血流の平均速度、血流の平均分散値、血流の平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドプラデータを生成する。

10

【0022】

画像処理回路130は、信号処理回路120が生成した各種データから超音波画像データを生成する。画像処理回路130は、信号処理回路120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次元のBモード画像データを生成する。また、画像処理回路130は、信号処理回路120が生成した2次元のドプラデータから血流情報が映像化された2次元のドプラ画像データを生成する。2次元のドプラ画像データは、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。画像処理回路130は、ドプラ画像データとして、血流情報がカラーで表示されるカラードプラ画像データを生成したり、1つの血流情報がグレースケールで表示されるドプラ画像データを生成したりする。なお、画像処理回路130は、画像生成部の一例である。

20

【0023】

ここで、画像処理回路130は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ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、超音波画像データを生成する。具体的には、画像処理回路130は、超音波プローブ101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、超音波画像データを生成する。また、画像処理回路130は、スキャンコンバート以外に、種々の画像処理を行ってもよい。例えば、画像処理回路130は、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)を行う。また、画像処理回路130は、超音波画像データに、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。

30

【0024】

すなわち、Bモードデータ及びドプラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像処理回路130が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドプラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。画像処理回路130は、スキャンコンバート処理前の2次元の超音波画像データから、2次元の超音波画像データを生成する。

40

【0025】

更に、画像処理回路130は、信号処理回路120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次元のBモード画像データを生成する。また、画像処理回路130は、信号処理回路120が生成した3次元のドプラデータに対して座標変換を行うことで、3次元のドプラ画像データを生成する。

【0026】

更に、画像処理回路130は、ボリュームデータをディスプレイ103にて表示するための各種の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

50

処理を行う。画像処理回路 130 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) を行ってポリウムデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像処理回路 130 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ポリウムレンダリング (VR: Volume Rendering) 処理がある。

【0027】

画像メモリ 140 は、画像処理回路 130 が生成した超音波画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 140 は、信号処理回路 120 や信号処理回路 120 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 140 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、画像処理回路 130 を経由して超音波画像データとなる。また、画像メモリ 140 は、送受信回路 110 が出力した反射波データを記憶することも可能である。

10

【0028】

記憶回路 150 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 ID、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、記憶回路 150 は、必要に応じて、画像メモリ 140 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、記憶回路 150 が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ送信することができる。また、記憶回路 150 は、外部装置から図示しないインターフェースを経由して送信されたデータを記憶することも可能である。

20

【0029】

処理回路 160 は、超音波診断装置 1 の処理全体を制御する。具体的には、処理回路 160 は、入力装置 102 を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路 150 から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信回路 110、信号処理回路 120、及び画像処理回路 130 の処理を制御する。

【0030】

また、処理回路 160 は、画像メモリ 140 や記憶回路 150 が記憶する超音波画像データを、表示用の超音波画像としてディスプレイ 103 にて表示するよう制御する。例えば、処理回路 160 は、画像処理回路 130 によって生成されたカラードブラ画像データを、表示用のカラードブラ画像としてディスプレイ 103 に表示させる。また、例えば、

30

【0031】

処理回路 160 は、取得機能 161 と、推定機能 162 と、決定機能 163 と、生成機能 164 と、表示制御機能 165 とを実行する。取得機能 161、推定機能 162、決定機能 163、生成機能 164、及び表示制御機能 165 が実行する各処理機能は、例えば、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路 150 に記録されている。処理回路 160 は、各プログラムを記憶回路 150 から読み出し、実行することで各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。各プログラムを記憶回路 150 から読み出した状態の処理回路 160 は、図 1 の処理回路 160 内に示された各機能を有することとなる。取得機能 161、推定機能 162、決定機能 163、生成機能 164、及び表示制御機能 165 が実行する処理については、後述する。

40

【0032】

また、本実施形態においては、単一の処理回路 160 にて、上述した各処理機能が実現されるものとして説明するが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わない。

【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、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回

50

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)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路 150 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで一つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。更に、各図における複数の構成要素を一つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

10

#### 【0034】

なお、以下の説明では、一例として、本実施形態に係る超音波診断装置 1 が僧帽弁閉鎖不全症のカテーテル治療で利用される場合を説明する。具体的には、心臓の左心房と左心室とを隔てる僧帽弁を、カテーテルにより挿入されるクリップ形状の器具で留めることにより、逆流量を減らすための治療に適用される場合を説明する。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、左心室と大動脈とを隔てる大動脈弁、右心房と右心室とを隔てる三尖弁、右心室と肺動脈とを隔てる肺動脈弁等、任意の心臓弁の治療についても適用可能である。

20

#### 【0035】

記憶回路 150 は、カテーテルに関する情報を記憶する。例えば、記憶回路 150 は、カテーテルの先端の形状を表す形状情報、及び、カテーテルの先端の超音波の反射特性を表す反射特性情報を記憶する。つまり、記憶回路 150 は、超音波画像データであるボリュームデータにおいて、カテーテルがどのように描出されるかの要因となる要因情報を記憶する。なお、記憶回路 150 は、記憶部の一例である。また、カテーテルは、器具の一例である。

#### 【0036】

図 2 は、記憶回路 150 に記憶される情報の一例を説明するための図である。例えば、記憶回路 150 は、カテーテルの先端部 10 に関する情報を記憶する。ここで、カテーテルの先端部 10 は、例えば、クリップ部 11 と、管状部 12 とを含む。クリップ部 11 は、僧帽弁を留めるための部分である。具体的には、クリップ部 11 は、僧帽弁を構成する 2 つの弁を引き合わせることで、僧帽弁の閉鎖不全を改善する。また、管状部 12 は、先端部 10 に取り付けられたクリップ部 11 を僧帽弁まで挿入させるために、カテーテルの操作者 (術者) により操作される部分である。僧帽弁を留める場合、クリップ部 11 は、管状部 12 から分離され、被検体 P の体内に留置される。

30

#### 【0037】

例えば、記憶回路 150 は、カテーテルの先端部 10 の形状情報と、反射特性情報とを記憶する。形状情報は、カテーテルの先端部 10 の形状を表す情報である。例えば、形状情報は、カテーテルの先端部 10 に含まれるクリップ部 11 及び管状部 12 の 3 次元的な形状の情報であり、細長さや球形度等に関する特徴量が含まれる。また、反射特性情報は、カテーテルの先端部 10 の超音波の反射特性を表す情報である。例えば、反射特性情報は、超音波プローブ 101 からの送信超音波がクリップ部 11 によって反射された場合の反射波信号の強度と、送信超音波が管状部 12 によって反射された場合の反射波信号の強度とを含む。反射波信号の強度は、クリップ部 11 及び管状部 12 の組成 (材質) によって異なる。

40

#### 【0038】

なお、上記の説明は一例に過ぎない。例えば、記憶回路 150 は、必ずしも形状情報及び反射特性の双方を記憶していなくてもよく、いずれか一方のみを記憶する場合であってもよい。また、図 2 では、クリップを用いたカテーテル治療への適用例を示したが、実施

50

形態はこれに限定されるものではない。例えば、人工弁を用いたカテーテル治療に対しても適用可能である。この場合には、記憶回路 150 は、例えば、人工弁が先端に取り付けられたカテーテルの形状情報及び反射特性情報を記憶する。言い換えると、カテーテルの先端部は、僧帽弁に留置されるクリップ部又は人工弁を含む。

【0039】

また、本実施形態は、クリップや人工弁に限らず、人工弁輪や人工腱索など、他の器具が用いられる場合にも適用可能である。人工弁輪は、例えば、弁輪が拡大することにより閉鎖不全となった場合に、弁輪の周囲に埋め込んで拡大した弁輪を収縮させるための器具である。また、人工腱索は、例えば、腱索の延長や切断により閉鎖不全となった場合に、弁尖と乳頭筋（若しくは心尖部付近）とを結びつけるための器具である。

10

【0040】

取得機能 161 は、被検体 P の心臓弁と被検体 P の体内に挿入された器具とが超音波プローブ 101 を用いて撮像された 3 次元医用画像データを取得する。例えば、取得機能 161 は、僧帽弁とカテーテルの先端部 10 とが撮像された時刻のボリュームデータを、画像メモリ 140 から取得する。なお、取得機能 161 は、取得部の一例である。言い換えると、取得機能 161 は、超音波プローブを用いて撮像された、被検体の心臓弁と前記被検体の心腔内に挿入されたカテーテルとを含む領域の 3 次元医用画像データを取得する。

【0041】

例えば、僧帽弁閉鎖不全症のカテーテル治療において、操作者は、TEE プローブを被検体 P の体内に経口で挿入し、僧帽弁を含む領域の 3 次元走査を行う。3 次元走査により収集された反射波データは、画像処理回路 130 によりボリュームデータとして生成され、画像メモリ 140 に格納される。取得機能 161 は、画像メモリ 140 に格納されたボリュームデータを取得する。

20

【0042】

なお、上記の取得機能 161 の説明は一例に過ぎない。例えば、取得機能 161 は、他の心臓弁が撮像されたボリュームデータを取得しても良い。また、例えば、取得機能 161 は、TEE プローブ以外の任意の超音波プローブで心臓弁が撮像されたボリュームデータを取得しても良い。また、取得機能 161 は、動画像として生成されるボリュームデータを、フレームごとに取得してもよいし、静止画像として生成される 1 つのボリュームデータを取得してもよい。

30

【0043】

推定機能 162 は、形状情報及び反射特性情報を用いて、3 次元医用画像データに含まれる器具の位置及び姿勢を推定する。例えば、推定機能 162 は、記憶回路 150 に記憶された形状情報及び反射特性情報を用いて、ボリュームデータに含まれるカテーテルの位置及び姿勢を推定する。なお、推定機能 162 は、推定部の一例である。また、以下の説明において、位置及び姿勢を包含して「位置姿勢」と表記する場合がある。

【0044】

例えば、推定機能 162 は、取得機能 161 により取得されたボリュームデータの座標系において、ボリュームデータに含まれる器具（カテーテル）の位置及び姿勢を推定する。ここで、器具の位置は、例えば、ボリュームデータの座標系における「器具の先端の 3 次元座標」である。また、器具の姿勢は、例えば、「器具の長手方向を示す方向ベクトル」である。

40

【0045】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る推定機能 162 の処理を説明するための図である。図 3 には、カテーテルが撮像されたボリュームデータが二値化された二値化画像 20 を例示する。

【0046】

図 3 に示すように、推定機能 162 は、カテーテルの位置及び姿勢を、画像処理により推定する。例えば、推定機能 162 は、記憶回路 150 に記憶されたカテーテルの反射特性情報を用いて、ボリュームデータを二値化する。ここで、超音波画像データから生成さ

50

れた画像上において、心臓付近に挿入されたカテーテルは、心臓領域の輝度に対して比較的高輝度で描出される。つまり、推定機能162は、カテーテルの先端部10によって反射される反射波信号の強度に基づいて、心臓領域とカテーテル領域とを識別可能な輝度の閾値を設定する。そして、推定機能162は、設定した閾値を用いてボリュームデータを二値化して、図3に示す二値化画像20を生成する。なお、二値化画像20の座標系は、ボリュームデータの座標系と同一、若しくは対応付けられている。

#### 【0047】

続いて、推定機能162は、記憶回路150に記憶されたカテーテルの形状情報を用いて、二値化画像20からカテーテルの位置及び姿勢を推定する。具体的には、推定機能162は、二値化画像20に含まれる高輝度領域について、細長さや球形度等に関する特徴量を算出する。そして、推定機能162は、算出した特徴量をクリップ部11の形状情報及び管状部12の形状情報のそれぞれと比較することで、二値化画像20におけるクリップ部11の領域及び管状部12の領域をそれぞれ抽出する。そして、推定機能162は、例えば、クリップ部11の領域の重心21の3次元座標を算出し、算出した3次元座標をカテーテルの位置として推定する。また、推定機能162は、例えば、クリップ部11の領域及び管状部12の領域の長軸方向を算出し、算出した長軸方向に対応するベクトルをカテーテルの姿勢として推定する。

10

#### 【0048】

このように、推定機能162は、カテーテルの位置及び姿勢を推定する。すなわち、推定機能162は、超音波画像データにおいてカテーテルがどのように描出されるかの要因情報を用いて、カテーテルの位置及び姿勢を推定する。

20

#### 【0049】

なお、上記の推定機能162の説明は一例に過ぎない。例えば、器具の位置は、クリップ部11の先端の3次元座標であってもよい。また、器具の姿勢は、クリップ部11の領域の方向ベクトルであってもよい。また、例えば、推定機能162は、必ずしも形状情報及び反射特性の双方を利用しなくても良い。例えば、推定機能162は、カテーテルの形状情報のみを用いて、ボリュームデータからカテーテルの位置及び姿勢を推定しても良い。すなわち、推定機能162は、形状情報及び反射特性情報のうち少なくとも一方を用いて、カテーテルの位置及び姿勢を推定しても良い。

#### 【0050】

また、例えば、推定機能162は、長軸方向に離れた2箇所における異なる特徴(組成)を利用して、カテーテルの位置及び姿勢を推定しても良い。例えば、推定機能162は、クリップ部11及び管状部12のそれぞれの形状情報を用いて、二値化画像20からクリップ部11及び管状部12の領域をそれぞれ抽出する。そして、推定機能162は、抽出したクリップ部11及び管状部12の領域のそれぞれについて、重心を算出する。そして、推定機能162は、管状部12の重心からクリップ部11の重心へ向かう方向ベクトルを、カテーテルの姿勢として推定してもよい。また、例えば、推定機能162は、カテーテルの短軸方向(カテーテルの長軸方向に直行する方向)に離れた2箇所における異なる特徴を利用して、カテーテルの位置及び姿勢を推定しても良い。例えば、管状部12の短軸方向の互いに非対称な位置に、特徴的な反射特性を有する組成(材質)を配置することで、管状部12の外周方向(円周方向)を踏まえた位置及び姿勢を推定可能となる。

30

40

#### 【0051】

決定機能163は、器具の位置及び姿勢に基づいて、器具の進行方向を決定する。例えば、決定機能163は、カテーテルの位置及び姿勢に基づいて、カテーテルの進行方向を決定する。例えば、決定機能163は、カテーテルの位置を原点とし、カテーテルの姿勢に対応するベクトルの方向を、カテーテルの進行方向として決定する。例えば、カテーテルの姿勢に対応するベクトルは、カテーテルの長手方向を示す方向ベクトルである。なお、決定機能163は、決定部の一例である。言い換えると、決定機能163は、カテーテルの先端部の形状を表す形状情報、及び、先端部の超音波の反射特性を表す反射特性情報のうち少なくとも一方を用いて、3次元医用画像データに含まれる先端部の位置及び姿勢

50

情報を得ることにより、先端部の進行方向を決定する。

【0052】

図3の例では、決定機能163は、クリップ部11の重心21の3次元座標を原点として決定する。そして、決定機能163は、決定した原点からカテーテルの姿勢に対応するベクトルの方向を、カテーテルの進行方向として決定する。

【0053】

なお、上記の決定機能163の説明は一例に過ぎない。例えば、決定機能163は、クリップ部11及び管状部12の領域の重心をカテーテルの位置として算出する。そして、決定機能163は、算出したクリップ部11及び管状部12の領域の重心を原点としてカテーテルの進行方向を決定してもよい。また、例えば、決定機能163は、管状部12の重心を原点とし、原点からクリップ部11の重心へ向かう方向ベクトルをカテーテルの姿勢として算出する。そして、決定機能163は、算出した方向ベクトルを進行方向として決定してもよい。なお、カテーテル全体としては体内を湾曲しながら進行するため、進行方向はカテーテルの先端領域の位置・姿勢に基づいて求められることが好ましい。

10

【0054】

生成機能164は、器具の位置及び進行方向に基づいて、3次元医用画像データから表示画像を生成する。例えば、生成機能164は、器具の位置に基づく位置を視点とし、器具の進行方向を視線とするボリュームレンダリング(VR:Volume Rendering)画像を、表示画像として生成する。なお、生成機能164は、生成部の一例である。言い換えると、生成機能164は、先端部の位置及び進行方向に基づいて、3次元医用画像データから表示画像を生成する。また、表示画像は、3次元医用画像データを3次的に表現する画像である。

20

【0055】

図4は、第1の実施形態に係る生成機能164により生成される表示画像の一例を示す図である。図4には、カテーテルの先端部10の位置を視点とし、カテーテルの進行方向を視線とするVR画像30を例示する。なお、被検体Pの血管内に挿入されたカテーテルの先端部10が視点となるので、VR画像30は、血管内から血管内腔や心臓弁を見たかのように描出される。

【0056】

図4に示すように、生成機能164は、例えば、取得機能161により取得されたボリュームデータに対してVR処理を行って、VR画像30を生成する。ここで、生成機能164は、VR処理の視点及び視線を、カテーテルの位置及び進行方向に基づいて設定する。例えば、生成機能164は、推定機能162によりカテーテルの先端部10の位置として推定されたクリップ部11の重心21を、VR処理の視点として設定する。また、生成機能164は、決定機能163によりカテーテルの進行方向として決定された方向ベクトルを、VR処理の視線として設定する。そして、生成機能164は、設定したVR処理の視点及び視線を用いて、ボリュームデータに対するVR処理を実行することで、表示画像であるVR画像30を生成する。

30

【0057】

ここで、VR画像30は、カテーテルの先端部10の位置を視点とし、カテーテルの進行方向を視線とする画像であるので、カテーテルの先端部10から進行方向の血管内腔を覗き込んだかのような画像となる。進行方向に僧帽弁が位置している場合には、図4の領域31に示すように、VR画像30に僧帽弁が描出される。なお、カテーテルの進行方向から僧帽弁がずれている場合には、僧帽弁の位置もずれた位置に描出されるか、或いは全く描出されないこととなる。

40

【0058】

このように、生成機能164は、カテーテルの位置及び進行方向に基づいて、ボリュームデータから表示画像を生成する。なお、上記の生成機能164の説明は一例に過ぎない。例えば、生成機能164は、必ずしもカテーテルの位置そのものをVR処理の視点として設定しなくてもよい。例えば、生成機能164は、カテーテルの位置に基づく任意の位

50

置を、VR処理の視点として設定可能である。例えば、生成機能164は、カテーテルの先端から進行方向に向かって所定距離離れた位置を、VR処理の視点として設定してよい。これにより、カテーテルの進行方向に対して斜め後方の位置を視点とすることで、カテーテル自体がVR画像内に描出されるため、カテーテル先端部と進行方向の心臓の構造との位置関係が把握しやすくなる。また、例えば、カテーテルの位置そのものを視点とすると、カテーテルの動きが激しい場合にVR像の動きも激しくなり、VR像の視認性が著しく低下する可能性があるが、カテーテルの位置そのものを視点としないことで、カテーテルの動きが激しい場合においても、安定したVR像を提供できる。なお、生成機能164により生成される表示画像は、VR画像に限らず、例えば、二値化された画像から検出された僧帽弁などの生体組織の表面位置に関するサーフェスレンダリング画像であってもよい。つまり、表示画像は、ポリウムレンダリング画像又はサーフェスレンダリング画像である。また、これらの表示画像は、先端部の位置に基づく視点と、先端部の進行方向に基づく視線とを用いて生成されたポリウムレンダリング画像又はサーフェスレンダリング画像である。

10

#### 【0059】

表示制御機能165は、表示画像を表示させる。例えば、表示制御機能165は、生成機能164により生成されたVR画像30を、ディスプレイ103に表示させる。なお、表示制御機能165は、表示制御部の一例である。ここで、近年ではVR画像に設定された光源が構造物に当たった後方の影を表示することで立体感を高める手法が知られている。本実施形態においては、カテーテルの影が弁や心筋に写るように光源を設定することで、位置関係の把握に付加的な情報を与えることが期待されるので、このような公知技術を併用したVR画像を用いても構わない。

20

#### 【0060】

なお、上記の表示制御機能165の説明は一例に過ぎない。例えば、表示制御機能165は、VR画像30の他に、ポリウムデータの任意断面における断面像や手術中に撮像されるX線透視像等と同時に表示されてもよい。なお、表示形態の他の例については、他の実施形態若しくは変形例にて後述する。

#### 【0061】

図5は、超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。図5に示す処理手順は、例えば、撮像を開始する旨の指示を操作者から受け付けた場合に開始される。

30

#### 【0062】

ステップS101において、撮像が開始したか否かを判定する。例えば、入力装置102は、撮像を開始する旨の指示を操作者から受け付け、受け付けた指示を装置本体100の処理回路160へ送信する。処理回路160は、入力装置102により送信された指示を受け付けると、撮像が開始したものと判定し(ステップS101肯定)、ステップS102以降の処理を開始する。なお、撮像が開始されない場合には(ステップS101否定)、ステップS102以降の処理は開始されず、処理回路160の各処理機能は待機状態である。

#### 【0063】

ステップS101が肯定されると、ステップS102において、取得機能161は、3次元医用画像データ(ポリウムデータ)を取得する。例えば、取得機能161は、僧帽弁とカテーテルの先端部10とが撮像されたポリウムデータを、画像メモリ140から取得する。

40

#### 【0064】

ステップS103において、推定機能162は、カテーテルの位置及び姿勢を推定する。例えば、推定機能162は、記憶回路150に記憶されたカテーテルの形状情報及び反射特性情報を用いて、ポリウムデータに含まれるカテーテルの位置及び姿勢を推定する。具体的には、推定機能162は、カテーテルの反射特性情報を用いてポリウムデータを二値化して、二値化画像20を生成する。そして、推定機能162は、二値化画像20に含まれる高輝度領域について、細長さや球形度等に関する特徴量を算出し、カテーテル

50

の形状情報と比較することで、二値化画像 20 におけるカテーテルの領域を抽出する。そして、推定機能 162 は、抽出したカテーテルの領域の 3 次元座標に基づいて、カテーテルの位置及び姿勢を推定する。

【0065】

ステップ S 104 において、決定機能 163 は、カテーテルの進行方向を決定する。例えば、決定機能 163 は、推定機能 162 により推定されたカテーテルの位置及び姿勢に基づいて、カテーテルの姿勢の進行方向を決定する。具体的には、決定機能 163 は、カテーテルの位置を原点とし、カテーテルの姿勢に対応するベクトルの方向を、カテーテルの進行方向として決定する。

【0066】

ステップ S 105 において、生成機能 164 は、カテーテルの位置及び進行方向に基づいて、表示画像を生成する。例えば、生成機能 164 は、カテーテルの位置を視点とし、カテーテルの進行方向を視線とする VR 処理をボリュームデータに対して実行し、表示画像としての VR 画像 30 を生成する。

【0067】

ステップ S 106 において、表示制御機能 165 は、表示画像を表示させる。例えば、表示制御機能 165 は、生成機能 164 により生成された VR 画像 30 を、ディスプレイ 103 に表示させる。

【0068】

このように、超音波診断装置 1 は、ボリュームデータからカテーテルの位置を視点とし、カテーテルの進行方向とする VR 画像 30 を生成し、表示する。なお、図 5 では、静止画像としての VR 画像 30 を表示する場合の処理手順を例示したが、動画像として表示する場合にも適用可能である。動画像として表示する場合には、処理回路 160 は、撮像を終了する旨の指示を受け付けるまで、ステップ S 102 ~ ステップ S 106 の処理を繰り返し実行する。

【0069】

上述したように、超音波診断装置 1 において、取得機能 161 は、僧帽弁（心臓弁）及び器具（カテーテル）が撮像されたボリュームデータを取得する。そして、推定機能 162 は、器具の形状情報及び反射特性情報を用いて、ボリュームデータに含まれる器具の位置及び姿勢を推定する。そして、決定機能 163 は、器具の位置及び姿勢に基づいて、器具の姿勢の進行方向を決定する。そして、生成機能 164 は、器具の位置及び進行方向に基づいて、表示画像を生成する。そして、表示制御機能 165 は、表示画像を表示させる。これによれば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、心臓弁に対する器具の位置と進行方向とを視認可能な表示画像を生成することができる。

【0070】

すなわち、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、カテーテルの先端部 10 の位置を視点とし、カテーテルの進行方向を視線とする VR 処理により VR 画像 30 を生成する。これにより、超音波診断装置 1 は、カテーテルの先端部 10 から進行方向の血管内腔を覗き込んだかのような VR 画像 30 を表示することができる。一例としては、超音波診断装置 1 は、操作者がカテーテルを僧帽弁に向かって移動させる様子をリアルタイムで画像化すると、僧帽弁に向かって血管内腔を進んでいるかのような画像を表示することが可能となる。また、操作者がカテーテルを進めたり戻したりする操作に応じて、血管内腔を描出する視点や視線が変化するので、操作者は、血管内腔におけるカテーテルの動きを直感的に把握することが可能となる。このため、僧帽弁に向かってカテーテルを移動させる場合に、操作者は、あたかも裁縫針の穴に糸を通すかのような感覚でカテーテルを操作することができる。この結果として、操作者は、カテーテルの先端部 10 に取り付けられたクリップ部 11 を僧帽弁に留置（留める）することが容易になるので、カテーテル治療に要する時間を削減しつつ治療精度を向上させることができる。

【0071】

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像データにおいて

10

20

30

40

50

器具がどのように描出されるかの要因となる要因情報（形状情報及び反射特性情報）を用いて、画像中の器具の位置姿勢を推定する。このため、超音波診断装置 1 は、例えば、カテーテルのように器具自体が被検体内で湾曲する性質を有していても、その器具の位置姿勢を正確に推定することができる。具体的には、超音波診断装置 1 は、先端部 10 に含まれるクリップ部 11 及び管状部 12 のように、器具の長軸方向に離れた 2 箇所における異なる特徴を利用して、器具の位置姿勢を推定する。このため、超音波診断装置 1 は、V R 処理の視線となる器具の進行方向を正確に決定することができる。

**【 0 0 7 2 】**

（第 1 の実施形態の変形例 1）

第 1 の実施形態では、超音波診断装置 1 が表示画像として V R 画像 30 を表示する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置 1 は、断面像（M P R 画像）を生成してもよい。

10

**【 0 0 7 3 】**

生成機能 164 は、器具の進行方向に沿った断面像を表示画像として生成する。例えば、生成機能 164 は、決定機能 163 により決定されたカテーテルの進行方向を通る直行 2 断面の断面像を生成する。

**【 0 0 7 4 】**

図 6 は、第 1 の実施形態の変形例 1 に係る生成機能 164 により生成される表示画像の一例を示す図である。図 6 には、カテーテルの進行方向を通る所定方向の断面像 40 と、進行方向を通り断面像 40 に直行する断面像 41 とを例示する。

20

**【 0 0 7 5 】**

図 6 に示すように、生成機能 164 は、断面像 40 及び断面像 41 を生成する。ここで、断面像 40 及び断面像 41 は、いずれもカテーテルの進行方向を通るので、カテーテル 42 が描出される。

**【 0 0 7 6 】**

そして、表示制御機能 165 は、生成機能 164 により生成された断面像 40 及び断面像 41 を、表示画像としてディスプレイ 103 に表示させる。この場合、表示制御機能 165 は、V R 画像 30、断面像 40、及び断面像 41 を同時にディスプレイ 103 に表示してもよいし、V R 画像 30 を表示させずに、断面像 40 及び断面像 41 を表示してもよい。

30

**【 0 0 7 7 】**

このように、超音波診断装置 1 は、器具の進行方向に沿った断面像を生成し、表示する。これによれば、断面像には器具が描出されることとなるので、超音波診断装置 1 は、器具と、心臓弁等の構造物との位置関係をわかりやすく表示することができる。

**【 0 0 7 8 】**

なお、上記の生成機能 164 及び表示制御機能 165 の説明は一例に過ぎない。例えば、生成機能 164 は、必ずしもカテーテルの進行方向を通る直行 2 断面を生成しなくてもよい。具体的には、生成機能 164 により生成される断面像 40 及び断面像 41 は、直行断面に限らず、任意の角度で交わる断面であってもよい。また、生成機能 164 により生成される断面像は、2 断面に限らず、任意数の断面であってもよい。また、例えば、生成機能 164 は、器具の進行方向に沿った断面像に限らず、例えば、心尖四腔（A 4 C : apical four-chamber）像、心尖二腔（A 2 C : apical two-chamber）像等であってもよい。

40

**【 0 0 7 9 】**

（第 1 の実施形態の変形例 2）

また、例えば、超音波診断装置 1 は、カテーテル治療において撮影される X 線画像を、表示画像とともに表示してもよい。

**【 0 0 8 0 】**

例えば、カテーテル治療においては、T E E プローブによる超音波画像データとともに、X 線診断装置を用いて被検体 P の透視が行われる場合が多い。この場合、超音波診断装

50

置 1 において、表示制御機能 165 は、被検体 P を透過した X 線に基づいて生成された X 線画像を、表示画像と同時に表示させる。具体的には、表示制御機能 165 は、X 線診断装置によって撮影された透視画像 (X 線画像) を取得し、取得した透視画像を VR 画像 30 や断面像 40, 41 と同時にディスプレイ 103 に表示させる。

【0081】

このように、超音波診断装置 1 は、X 線画像を表示画像とともに表示する。カテーテル治療を行う医師は、X 線画像を見慣れている場合が多いので、医師による読影効率の向上が期待される。

【0082】

(第 1 の実施形態の変形例 3)

また、第 1 の実施形態では、超音波診断装置 1 が一人称視点の VR 画像 30 を生成する場合を説明したが、これに限定されるものではなく、三人称視点の VR 画像を生成可能な構成や、一人称視点の VR 画像と三人称視点の VR 画像とを切り替え可能な構成を備えていてもよい。なお、ここで言う一人称視点とは、器具の位置から見た場合の見え方であり、一般的には器具自体は描出されない。一方、三人称視点とは、器具とは異なる位置から見た場合の見え方であり、器具自体も描出される。この三人称視点は、器具よりも後方の位置を視点とすることで実現される。

【0083】

生成機能 164 は、器具の先端より後方の位置を視点とする VR 処理を実行し、VR 画像を生成する。例えば、生成機能 164 は、カテーテルの先端部 10 から後方に所定距離離れた位置を VR 処理の視点として、VR 処理を実行する。

【0084】

図 7 は、第 1 の実施形態の変形例 3 に係る生成機能 164 により生成される表示画像の一例を示す図である。図 7 には、カテーテルの進行方向を視線とし、カテーテルの先端部 10 から後方に所定距離離れた位置を視点とする VR 画像 50 を例示する。

【0085】

図 7 に示すように、生成機能 164 は、カテーテルの進行方向を視線とし、カテーテルの先端部 10 から後方に所定距離離れた位置を視点とする VR 処理を実行して、VR 画像 50 を生成する。この結果、生成機能 164 は、例えば、カテーテルの先端の画像 51 が描出された VR 画像 50 を生成する。

【0086】

また、生成機能 164 は、一人称視点の VR 画像を生成する場合と、三人称視点の VR 画像を生成する場合とを、操作者による指示に応じて切り替える。すなわち、生成機能 164 は、操作者の指示に応じて、器具の先端を視点とする VR 画像、若しくは器具の先端より後方の位置を視点とする VR 画像を生成する。

【0087】

このように、超音波診断装置 1 は、三人称視点の VR 画像を生成可能な構成、及び、一人称視点の VR 画像と三人称視点の VR 画像とを切り替え可能な構成を備えていてもよい。これによれば、例えば、操作者は、見やすいと思う視点を選択して、VR 画像を表示することができる。

【0088】

(第 2 の実施形態)

例えば、超音波診断装置 1 は、更に、器具が設置されるべき位置及び姿勢に、器具を誘導するための画像を表示可能である。

【0089】

図 8 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の例を示すブロック図である。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 1 に例示した超音波診断装置 1 と同様の構成を備え、処理回路 160 が弁位置姿勢推定機能 166 を更に備える点が相違する。そこで、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し

10

20

30

40

50

、説明を省略する。

【0090】

弁位置姿勢推定機能166は、心臓弁の位置及び姿勢に対して器具が設置されるべき位置及び姿勢を推定する。なお、心臓弁の位置及び姿勢に対して器具が設置されるべき位置及び姿勢を、「弁の位置姿勢」とも表記する。

【0091】

まず、推定機能162は、3次元医用画像データにおける被検体Pの心臓弁の位置及び姿勢を推定する。例えば、推定機能162は、教師あり機械学習アルゴリズムを用いて、ボリュームデータに含まれる特徴点を抽出する。ここで、教師あり機械学習アルゴリズムは、心臓弁に含まれる複数の特徴点が正しく配置された複数の教師画像を用いて構築されたものである。そして、推定機能162は、心臓弁に含まれる複数の特徴点の3次元的な位置関係を示すモデルと、抽出した特徴点とを比較することで、心臓弁の位置及び姿勢を推定する。

10

【0092】

そして、弁位置姿勢推定機能166は、心臓弁の位置及び姿勢に対して器具が設置されるべき位置及び姿勢（弁の位置姿勢）を推定する。例えば、弁位置姿勢推定機能166は、心臓弁に対して器具が正しく設置された場合の3次元的な位置関係のモデルを用いて、弁の位置姿勢を推定する。具体的には、弁位置姿勢推定機能166は、推定機能162により推定された心臓弁の位置及び姿勢に対して、心臓弁に対して器具が正しく設置された場合の3次元的な位置関係のモデルを当てはめることで、器具が設置されるべき位置及び姿勢を推定する。

20

【0093】

そして、表示制御機能165は、推定機能162により推定された器具の位置及び姿勢が、弁位置姿勢推定機能166により推定された器具が設置されるべき位置及び姿勢に近づく方向ないし離れる方向を表す画像を表示画像と同時に表示させる。

【0094】

図9は、第2の実施形態に係る表示制御機能165により表示される表示画像の一例を示す図である。図9には、現在のカテーテルの位置姿勢が、カテーテルが設置されるべき位置姿勢に近づく方向を表す矢印画像60を例示する。

【0095】

図9に示すように、表示制御機能165は、現在のカテーテルの位置姿勢の3次元座標と、器具が設置されるべき位置姿勢の3次元座標とを用いて、現在のカテーテルの位置姿勢が、カテーテルが設置されるべき位置姿勢に近づく方向を決定する。そして、表示制御機能165は、決定した方向を表す矢印画像60を生成し、現在のVR画像30とともに表示する。

30

【0096】

このように、超音波診断装置1は、器具（カテーテル）が設置されるべき位置姿勢に近づく方向を表す画像を表示することができる。このため、操作者は、例えば、カテーテルをポジショニングすべき方向を直感的に把握することができる。なお、図9の例では、矢印画像60が、カテーテルが設置されるべき位置姿勢に近づく方向を表す場合を説明したが、これに限らず、離れる方向を表す場合であってもよい。第1の実施形態及び変形例にて説明した内容は、第2の実施形態においても適用可能である。

40

【0097】

（第2の実施形態の変形例）

また、例えば、超音波診断装置1は、実際に器具が移動した方向（移動方向）を、表示画像とともに表示してもよい。

【0098】

図10は、第2の実施形態の変形例に係る超音波診断装置1の例を示すブロック図である。第2の実施形態の変形例に係る超音波診断装置1は、図1に例示した超音波診断装置1と同様の構成を備え、処理回路160が移動方向決定機能167を更に備える点が相違

50

する。そこで、第2の実施形態の変形例では、第1の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第1の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図1と同一の符号を付し、説明を省略する。

【0099】

移動方向決定機能167は、異なる時刻における器具の位置に基づいて、器具の移動方向を決定する。そして、表示制御機能165は、移動方向決定機能167により決定された器具の移動方向を表す画像を、表示画像と同時に表示させる。

【0100】

例えば、移動方向決定機能167は、時系列のボリュームデータのそれぞれにおける器具の位置を用いて、ボリュームデータの座標系における器具の移動方向を決定する。具体的には、移動方向決定機能167は、現在のフレームのボリュームデータにおけるカテーテルの先端部10の3次元座標と、1フレーム前のボリュームデータにおけるカテーテルの先端部10の3次元座標とに基づいて、1フレーム前からのカテーテルの先端部10の移動方向を決定する。そして、表示制御機能165は、移動方向決定機能167により決定された器具の移動方向を表す画像を、表示画像と同時に表示させる。なお、移動方向を表す画像は、例えば、図9に例示した矢印画像60と同様であるので、図示を省略する。

10

【0101】

このように、超音波診断装置1は、実際に器具が移動した方向を表示画像とともに表示する。このため、例えば、操作者は、自分が動かしたカテーテルが表示画像内で実際にどのように移動したかを直感的に把握することができる。

20

【0102】

なお、上記の説明は一例に過ぎない。例えば、表示制御機能165は、カテーテルの実際の移動方向を表す画像とともに、カテーテルが設置されるべき位置姿勢に近づく方向を表す画像(図9の矢印画像60)を表示してもよい。これによれば、操作者は、器具をポジショニングすべき方向と、実際の器具の移動方向とが一致しているか否かを、速やかに把握することができる。

【0103】

(第3の実施形態)

例えば、超音波診断装置1は、更に、器具が設置されるべき位置及び姿勢にポジショニングされるまでの移動の軌跡を、術前シミュレーションの結果に基づいて表示可能である。

30

【0104】

第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、図1に例示した超音波診断装置1と同様の構成を備え、処理回路160の処理内容が一部相違する。そこで、第3の実施形態では、第1の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第1の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図示を省略する。

【0105】

取得機能161は、被検体Pに対する術前シミュレーションの結果から、器具が被検体Pの心臓弁に設置されるまでの移動の軌跡を取得する。ここで、術前シミュレーションとは、カテーテル治療に先んじて実行されるシミュレーションであり、例えば、事前に撮影されたCT(Computed Tomography)画像を用いて行われる。術前シミュレーションの結果、例えば、カテーテルが被検体Pの僧帽弁に設置されるまでの移動の軌跡が出力される。取得機能161は、術前シミュレーションの結果から、カテーテルが被検体Pの僧帽弁に設置されるまでの移動の軌跡を取得する。なお、この移動の軌跡は、術前シミュレーションで用いられたCT画像の座標系で示される情報である。

40

【0106】

表示制御機能165は、3次元医用画像データに対する移動の軌跡の位置合わせを行って、器具の進路誘導を行うための画像を表示させる。例えば、表示制御機能165は、術前シミュレーションで用いられたCT画像と、TEEプローブにより撮像されたボリュームデータとの位置合わせを行って、移動の軌跡の座標系をボリュームデータの座標系に変

50

換する。そして、表示制御機能 165 は、座標変換後の移動の軌跡を用いて、器具の進路誘導を行うための画像を生成する。一例としては、表示制御機能 165 は、器具の進路誘導を行うための画像として、移動の軌跡を表す線の画像（若しくは破線の画像）を、図 4 に示した VR 画像 30 上に重畳表示する。また、他の例としては、表示制御機能 165 は、器具の進路誘導を行うための画像として、移動の軌跡を表す線の画像を、図 6 に示した断面像 40, 41 上に重畳表示する。

【0107】

このように、超音波診断装置 1 は、器具の進路誘導を行うための画像を表示する。これに依れば、操作者は、器具が設置されるべき位置及び姿勢にポジショニングされるまでの移動の軌跡を閲覧することが可能となる。

10

【0108】

（第 3 の実施形態の変形例）

例えば、超音波診断装置 1 は、更に、器具の留置に適切な度合いを判定し、報知可能である。

【0109】

図 11 は、第 3 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置 1 の例を示すブロック図である。第 3 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置 1 は、図 1 に例示した超音波診断装置 1 と同様の構成を備え、処理回路 160 が判定機能 168 及び報知機能 169 を更に備える点が相違する。そこで、第 3 の実施形態の変形例では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

20

【0110】

判定機能 168 は、被検体に対する術前シミュレーションにより得られる心臓弁の動きのモデルに基づいて、器具の留置位置がどの程度適切であるかの度合いを判定する。ここで、術前シミュレーションでは、例えば、心臓弁の動きの軌跡を動きモデルとして事前に算出される場合がある。この心臓弁の動きモデルは、心拍に伴って動く被検体 P の心臓弁の動きのモデルであり、例えば、心臓弁が閉じた状態や開いた状態等、心臓の動きに伴う様々な状態のパターンが含まれる。

【0111】

例えば、判定機能 168 は、TEEプローブにより撮像されたボリュームデータと、心臓弁の動きモデルとをパターン認識処理によって比較する。そして、判定機能 168 は、心臓弁が閉じた状態のパターンに対する尤度（類似度）を算出する。

30

【0112】

報知機能 169 は、判定機能 168 による判定結果を報知する。例えば、報知機能 169 は、判定機能 168 によって算出された心臓弁が閉じた状態のパターンに対する尤度に基づいて、器具の留置に適切な度合いを報知する。例えば、報知機能 169 は、算出された尤度を器具の留置に適切な度合いとしてディスプレイ 103 に表示させる。また、例えば、報知機能 169 は、算出された尤度の大きさに応じたスコア（評価）をディスプレイ 103 に表示させる。また、例えば、報知機能 169 は、尤度が閾値を超えた場合に、所定の音を報知する。

40

【0113】

このように、超音波診断装置 1 は、器具（カテーテル）の留置に適切な度合いを判定し、報知することができる。これによれば、操作者は、例えば、器具の留置に適切なタイミングを掴むことができる。

【0114】

（第 4 の実施形態）

例えば、超音波診断装置 1 は、更に、操作者にとってわかりやすい座標系で器具の操作方向を表示可能である。

【0115】

図 12 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の例を示すブロック図である。第 4

50

の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 1 に例示した超音波診断装置 1 と同様の構成を備え、処理回路 160 が検知機能 170 を更に備える点が相違する。そこで、第 4 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

【0116】

検知機能 170 は、3次元医用画像データの3次元空間における位置を検知する。例えば、第 4 の実施形態において、TEEプローブである超音波プローブ 101 には、ジャイロセンサ等の加速度センサが取り付けられる。超音波プローブ 101 に取り付けられた加速度センサは、被検体 P の体内に挿入する前に、3次元空間（例えば、グローバル座標系）における3次元座標が登録される。例えば、加速度センサは、被検体 P の食道に挿入される直前、つまり被検体 P の口の位置の3次元座標が登録される。そして、加速度センサは、超音波プローブ 101 が被検体 P の食道に挿入されると、挿入による位置の変化を検知する。例えば、検知機能 170 は、超音波プローブ 101 が被検体 P の体内に挿入される前に登録された3次元座標と、加速度センサによって検知された位置の変化とに基づいて、超音波プローブ 101 の現在の位置の3次元座標を検知する。

10

【0117】

また、例えば、検知機能 170 は、被検体 P が撮影された X 線画像に超音波プローブ 101 が描出される場合には、この X 線画像に基づいて、3次元空間における超音波プローブ 101 の位置の3次元座標を検知する。具体的には、検知機能 170 は、X 線画像における超音波プローブ 101 の位置と、この X 線画像の撮影に用いられた X 線発生器及び X 線検出器の3次元空間における位置とに基づいて、超音波プローブ 101 の位置の3次元座標を検知する。

20

【0118】

このように、検知機能 170 は、加速度センサ及び X 線画像のうち少なくとも一方の情報を用いて、3次元空間における超音波プローブ 101 の位置の3次元座標を検知する。

【0119】

そして、表示制御機能 165 は、検知機能 170 により検知された3次元空間における位置と、3次元空間に対する被検体 P の位置とに基づいて、被検体 P の座標系における器具の操作方向を表示させる。ここで、3次元空間に対する被検体 P の位置は、被検体 P が横臥する寝台の位置等から取得される。

30

【0120】

これにより、表示制御機能 165 は、カテーテルの操作方向を、被検体 P の座標系で表示させる。例えば、表示制御機能 165 は、カテーテルの操作方向を、被検体の頭部側、脚部側、腹部側、背中側、左腕側、右腕側等、被検体 P の身体の部位を基準とした表現で表示することができる。

【0121】

(第 4 の実施形態の変形例 1)

また、例えば、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、操作者の座標系における器具の操作方向を表示してもよい。

40

【0122】

例えば、表示制御機能 165 は、検知機能 170 により検知された3次元空間における位置と、3次元空間に対する操作者の位置とに基づいて、操作者の座標系における器具の操作方向を表示させる。ここで、3次元空間に対する操作者の位置は、操作者が存在する室内（手術室内）をカメラで撮影することにより取得される。

【0123】

これにより、表示制御機能 165 は、カテーテルの操作方向を、操作者の座標系で表示させる。例えば、表示制御機能 165 は、カテーテルの操作方向を、操作者から見た上方向、下方向、右方向、左方向等の表現で表示することができる。

【0124】

50

(第4の実施形態の変形例2)

また、例えば、第4の実施形態に係る超音波診断装置1は、X線画像の座標系における器具の操作方向を表示してもよい。

【0125】

例えば、表示制御機能165は、検知機能170により検知された3次元空間における位置と、3次元空間に対するX線画像の位置とに基づいて、X線画像の座標系における器具の操作方向を表示させる。ここで、3次元空間に対するX線画像の位置は、X線画像の撮影に用いられたX線発生器及びX線検出器の3次元空間における位置に基づいて取得される。

【0126】

これにより、表示制御機能165は、カテーテルの操作方向を、X線画像の座標系で表示させる。例えば、表示制御機能165は、カテーテルの操作方向を、X線画像上で上方向、下方向、右方向、左方向等の表現で表示することができる。

【0127】

(その他の実施形態)

上述した実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてもよい。

【0128】

(留置後の表示)

例えば、上記の実施形態では、カテーテルのクリップ部11を僧帽弁に留置させるまでの表示について説明したが、留置後の表示を制御することも可能である。

【0129】

例えば、表示制御機能165は、器具が留置された場合に、器具を含む断面像を表示させる。例えば、表示制御機能165は、器具が留置されたことを検知する。具体的には、表示制御機能165は、上記の二値化画像20において、カテーテルのクリップ部11と管状部12とが離れた場合に、クリップ部11が留置されたことを検知する。そして、表示制御機能165は、クリップ部11が留置されたことを検知すると、留置直前のカテーテルの進行方向に沿った断面像40, 41を生成し、表示する。

【0130】

このように、超音波診断装置1は、器具が留置された場合においても、器具を含む断面像を表示させることができる。

【0131】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0132】

また、上記の実施形態及び変形例において説明した各処理のうち、自動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を手動的に行なうこともでき、或いは、手動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を公知の方法で自動的に行なうこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

【0133】

また、上記の実施形態及び変形例で説明した超音波イメージング方法は、予め用意された超音波イメージング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等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。この超音波イメージング方法は、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この超音波

10

20

30

40

50

イメージング方法は、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって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。

【0134】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、心臓弁に対する器具の位置と進行方向とを視認可能な表示画像を生成することができる。

【0135】

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。

10

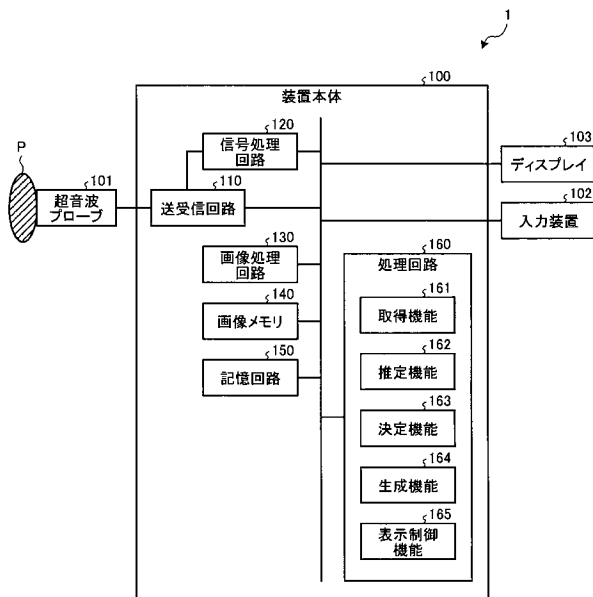
【符号の説明】

【0136】

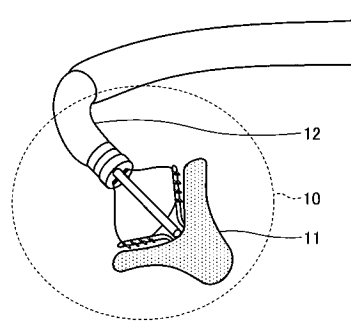
- 1 超音波診断装置
- 160 処理回路
- 161 取得機能
- 162 推定機能
- 163 決定機能
- 164 生成機能
- 165 表示制御機能

20

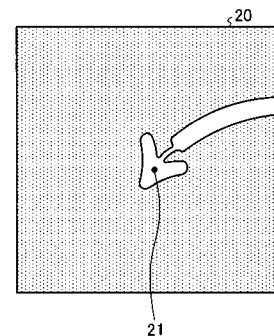
【図1】



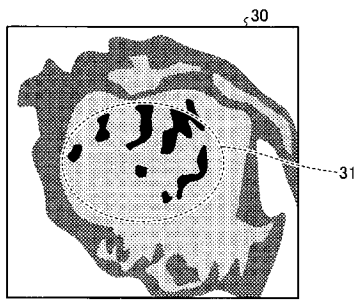
【図2】



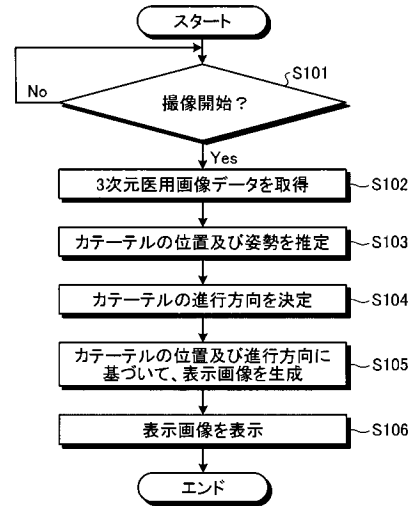
【図3】



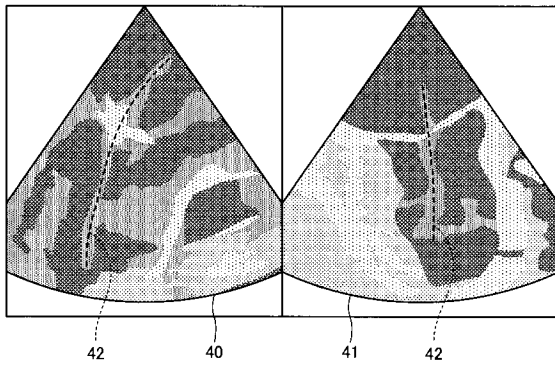
【 図 4 】



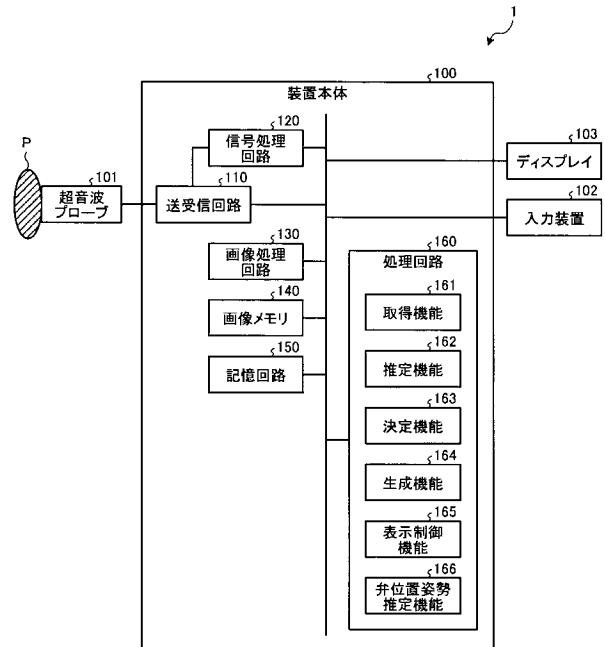
【 図 5 】



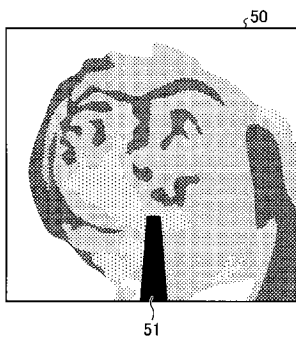
【 図 6 】



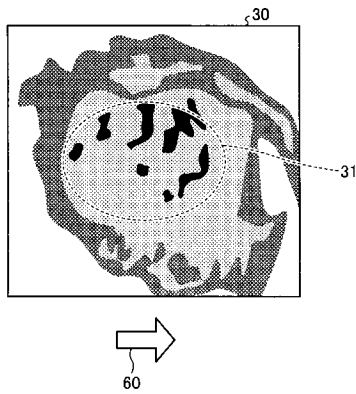
【 図 8 】



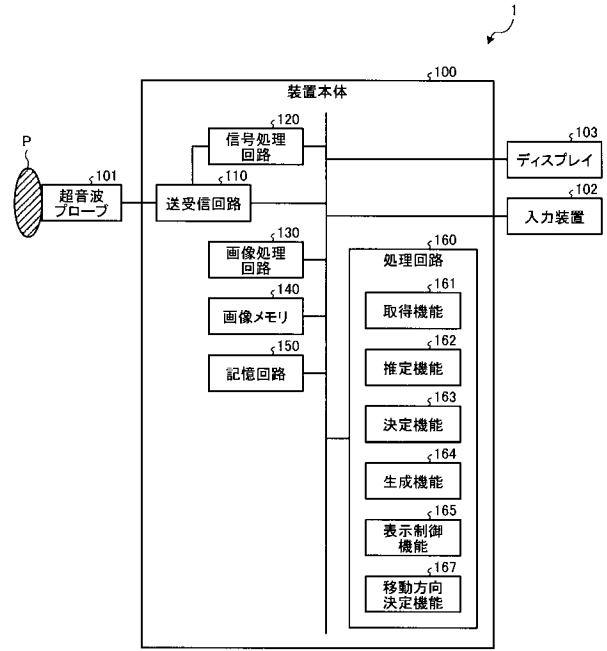
【 図 7 】



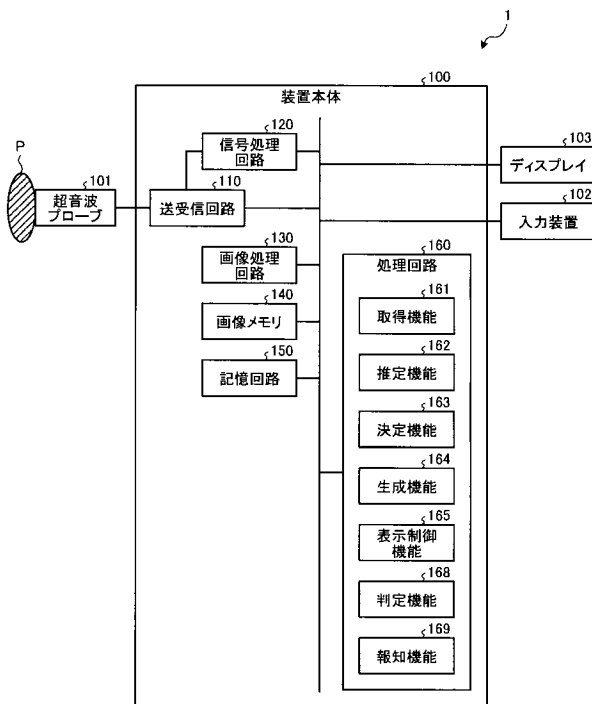
【図9】



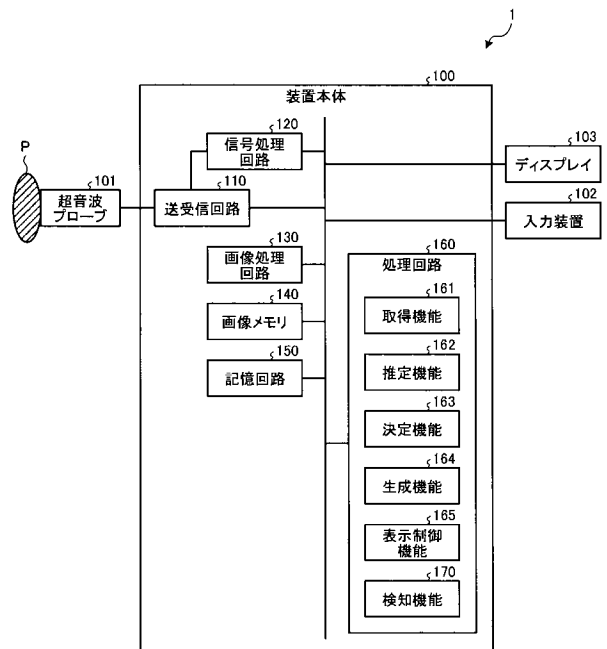
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 福田 省吾  
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 小川 百合香  
東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝内
- (72)発明者 坂田 幸辰  
東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝内
- (72)発明者 田口 安則  
東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 GA20 JC26 JC33 KK25 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017153953A</a>	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2017032564	申请日	2017-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岡崎智也 阿部康彦 安藤広治 福田省吾 小川百合香 坂田幸辰 田口安則		
发明人	岡崎 智也 阿部 康彦 安藤 広治 福田 省吾 小川 百合香 坂田 幸辰 田口 安則		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/GA20 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/LL33		
优先权	2016036354 2016-02-26 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：生成显示图像，其中可以在视觉上识别仪器相对于心脏瓣膜的位置和前进方向。根据实施例的超声诊断设备包括获取单元，确定单元，生成单元和显示控制单元。获取单元获取包括使用超声探头成像的对象的心脏瓣膜和插入到对象的心室中的导管的区域的三维医学图像数据。确定单元使用表示导管的远端部分的形状的形状信息和表示远端部分的超声波的反射特性的反射特性信息中的至少一个，通过获得尖端部分的位置和姿势信息，确定尖端部分的行进方向这是固定的。生成单元基于远端部分的位置和行进方向从三维医学图像数据生成显示图像。显示控制单元显示显示图像。

