

(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2018-140073
(P2018-140073A)

(43) 公開日 平成30年9月13日(2018.9.13)

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

F I
A61B 8/12

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2017-37413 (P2017-37413)	(71) 出願人	594164542 キヤノン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
(22) 出願日	平成29年2月28日 (2017.2.28)	(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	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	福田 省吾 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

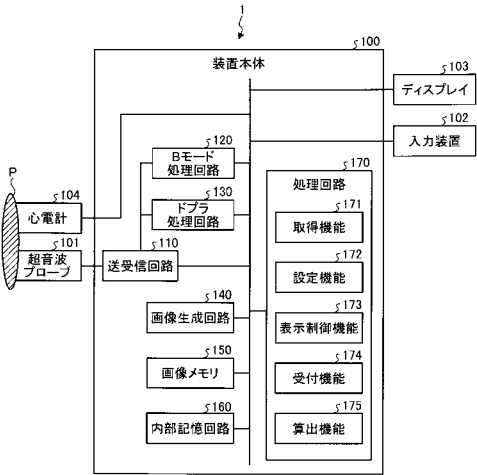
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置、及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】経食道心エコー用超音波プローブにより収集された画像データに対する3次元的处理を簡便にすることである。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置において、取得部は、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得する。設定部は、経食道心エコー用超音波プローブと被検体との位置関係に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する3次元座標系をボリューム動画データに設定する。表示制御部は、設定された3次元座標系によりボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させる。受付部は、表示画面に表示された画像上で、被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付ける。算出部は、ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により運動情報を算出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得する取得部と、

前記経食道心エコー用超音波プローブと前記被検体との位置関係に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する 3 次元座標系を前記ボリューム動画データに設定する設定部と、

設定された前記 3 次元座標系により前記ボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させる表示制御部と、

前記表示画面に表示された画像上で、前記被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付ける受付部と、

前記ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により前記運動情報を算出する算出部と

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記設定部は、前記経食道心エコー用超音波プローブと前記被検体との位置関係に基づいて、前記ボリューム動画データの 3 次元座標系を構成する 3 方向のうち前記表示画面の上下方向に対応する第 1 方向が反転し、かつ、前記 3 方向のうち前記第 1 方向以外の第 2 方向及び第 3 方向のいずれかが反転するように、前記 3 次元座標系を設定する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記取得部は、前記ボリューム動画データに含まれる各ボリュームデータの収集時における前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角を取得し、

前記設定部は、前記回転角に基づいて、前記 3 次元座標系を設定する、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記設定部は、前記 3 次元座標系が設定された前記ボリューム動画データについて存在し得る 2 種類の 3 次元的な鏡像反転座標系を、前記回転角が所定の角度以上であるか否かに応じて切り替える、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記回転角は、前記経食道心エコー用超音波プローブの延在方向に直交する方向が 0 度として定義され、

前記設定部は、前記 2 種類の 3 次元的な鏡像反転座標系を、前記回転角が 90 度若しくは -90 度より大きいか否かに応じて切り替える、

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記設定部は、前記ボリューム動画データに含まれる複数時相のボリュームデータのうち少なくとも一時相のボリュームデータから、前記関心領域の中心軸及び前記中心軸を通る基準断面を検出し、検出した前記中心軸及び前記基準断面に基づいて、前記 3 次元座標系を設定する、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記設定部は、前記 3 次元座標系が設定された前記ボリューム動画データについて存在し得る 2 種類の 3 次元的な鏡像反転座標系を、前記中心軸及び前記基準断面に基づいて切り替える、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、前記関心領域の中心軸が前記表示画面の上下方向に対応するように、前記ボリューム動画データから生成される表示画像の方向を調整する、

請求項 1～7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記取得部は、更に、前記体表用超音波プローブにより収集される前記被検体の体表由来ボリューム動画データを取得し、

前記設定部は、

前記体表由来ボリューム動画データが取得された場合には、前記体表由来ボリューム動画データに対して前記 3 次元座標系を設定せず、

前記ボリューム動画データが取得された場合には、前記ボリューム動画データに対して前記 3 次元座標系を設定する、

請求項 1～8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記関心領域は、前記被検体の心臓の左心室、右心室、左心房、又は右心房である、

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】

経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリュームデータと、前記ボリュームデータの収集時における前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角とを取得する取得部と、

前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する 3 次元座標系を前記ボリュームデータに設定する設定部と、

20

設定された前記 3 次元座標系により前記ボリュームデータから生成される画像データを、表示画面に表示させる表示制御部と

を備える、超音波診断装置。

【請求項 12】

前記設定部は、前記表示画面の上下方向が反転された 3 次元座標系が設定された前記ボリュームデータについて存在し得る 2 種類の 3 次元的な鏡像反転座標系を、前記回転角が所定の角度以上であるか否かに応じて切り替える、

請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記回転角は、前記経食道心エコー用超音波プローブの延在方向に直交する方向が 0 度として定義され、

30

前記設定部は、前記 2 種類の 3 次元的な鏡像反転座標系を、前記回転角が 90 度若しくは -90 度より大きいかに否かに応じて切り替える、

請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得する取得部と、

前記経食道心エコー用超音波プローブと前記被検体との位置関係に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する 3 次元座標系を前記ボリューム動画データに設定する設定部と、

40

設定された前記 3 次元座標系により前記ボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させる表示制御部と、

前記表示画面に表示された画像上で、前記被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付ける受付部と、

前記ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により前記運動情報を算出する算出部と

を備える、画像処理装置。

【請求項 15】

経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリュームデータと、前記ボリュームデータの収集時における前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角とを取

50

得する取得部と、

前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する３次元座標系を前記ボリュームデータに設定する設定部と、

設定された前記３次元座標系により前記ボリュームデータから生成される画像データを、表示画面に表示させる表示制御部と

を備える、画像処理装置。

【請求項１６】

経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得し、

前記経食道心エコー用超音波プローブと前記被検体との位置関係に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する３次元座標系を前記ボリューム動画データに設定し、

設定された前記３次元座標系により前記ボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させ、

前記表示画面に表示された画像上で、前記被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付け、

前記ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により前記運動情報を算出する、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。

【請求項１７】

経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリュームデータと、前記ボリュームデータの収集時における前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角とを取得し、

前記経食道心エコー用超音波プローブの回転角に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する３次元座標系を前記ボリュームデータに設定し、

設定された前記３次元座標系により前記ボリュームデータから生成される画像データを、表示画面に表示させる

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、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】

従来、超音波診断装置において、ＴＥＥ（transesophageal echocardiography：経食道心エコー用超音波）プローブが利用されている。このＴＥＥプローブは、食道や胃等の上部消化管に経口で挿入されることで、心臓等を超音波で撮像するための超音波プローブである。

【０００３】

ところで、超音波画像は、深さ方向の浅い方を表示画像の上方に描出させるという慣例にしたがって画像生成される。このため、ＴＥＥプローブを用いて撮像された心臓等の超音波画像は、体表用プローブを用いて撮像された超音波画像と比べて上下方向が概ね反転したものとなっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２０１０－２２７５６８号公報

【特許文献２】特開２０１２－２１７７８０号公報

10

20

30

40

50

【特許文献3】特表2008-515517号公報

【特許文献4】特開2011-078625号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】JS McGhie et al. 「A Novel 13-Segment Standardized Model for Assessment of Right Ventricular Function Using Two-Dimensional rotate echocardiography」、Echocardiography、2015; 33:353-361

【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、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された画像データに対する3次元的处理を簡便に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。

【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、取得部と、設定部と、表示制御部と、受付部と、算出部とを備える。取得部は、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得する。設定部は、前記経食道心エコー用超音波プローブと前記被検体との位置関係に基づいて、体表用超音波プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する3次元座標系を前記ボリューム動画データに設定する。表示制御部は、設定された前記3次元座標系により前記ボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させる。受付部は、前記表示画面に表示された画像上で、前記被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付ける。算出部は、前記ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により前記運動情報を算出する。

【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2A】図2Aは、TEEプローブにより収集されたボリュームデータから生成されるMPR像の一例を示す図である。

【図2B】図2Bは、TEEプローブにより収集されたボリュームデータから生成されるMPR像の一例を示す図である。

【図2C】図2Cは、TEEプローブにより収集されたボリュームデータから生成されるMPR像の一例を示す図である。

【図3】図3は、データ空間が2次元である場合の反転座標系について説明するための図である。

【図4】図4は、TEEプローブの回転角と得られる断面との位置関係を説明するための図である。

【図5】図5は、ボリュームデータのデータ空間について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7】図7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8】図8は、第2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9】図9は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 10】図 10 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための図である。

【図 13】図 13 は、その他の実施形態に係る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】

10

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、及び画像処理プログラムを説明する。なお、以下に説明する実施形態は、以下の説明に限定されるものではない。以下に説明する実施形態は、処理内容に矛盾が生じない範囲で他の実施形態や従来技術との組み合わせが可能である。

【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 1 の構成例を示すブロック図である。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、装置本体 100 と、超音波プローブ 101 と、入力装置 102 と、ディスプレイ 103 と、心電計 104 とを有する。超音波プローブ 101、入力装置 102、ディスプレイ 103、及び心電計 104 は、装置本体 100 と通信可能に接続される。

20

【0011】

超音波プローブ 101 は、複数の振動子を有し、これら複数の振動子は、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 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、振動子に設けられる整合層と、振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を有する。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。

【0012】

30

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、反射波信号として超音波プローブ 101 が有する複数の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。

【0013】

第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 101 は、例えば、ボリュームデータを収集可能な経食道心エコー用超音波 (TEE: transesophageal echocardiography) プローブである。TEE プローブは、食道や胃等の上部消化管に経口で挿入されることで、心臓等を超音波で撮像するための超音波プローブ 101 である。一例としては、超音波プローブ 101 は、複数の振動子が一列に並んだ 1 次元アレイを有するマルチプレーン (multi-plane) TEE プローブである。マルチプレーン TEE プローブは、断面 (plane 面) を走査する振動子面を機械的に回転させることで、ボリュームデータを収集する。また、他の例としては、超音波プローブ 101 は、複数の振動子が格子状に並んだ 2 次元アレイを有する 3 次元 (3D) TEE プローブである。3D-TEE プローブは、断面方向を電子走査によって任意に設定可能であり、例えば、断面方向を電子走査により回転させることでボリュームデータを収集する。

40

【0014】

50

入力装置 102 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を有し、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、装置本体 100 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0015】

ディスプレイ 103 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 102 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 100 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。また、ディスプレイ 103 は、装置本体 100 の処理状況を操作者に通知するために、各種のメッセージを表示する。また、ディスプレイ 103 は、スピーカーを有し、音声を出力することもできる。例えば、ディスプレイ 103 のスピーカーは、装置本体 100 の処理状況を操作者に通知するために、ビープ音などの所定の音声を出力する。

【0016】

心電計 104 は、2次元走査される被検体 P の生体信号として、被検体 P の心電波形 (Electrocardiogram: ECG) を取得する。心電計 104 は、取得した心電波形を装置本体 100 に送信する。なお、本実施形態では、被検体 P の心臓の心時相に関する情報を取得する手段の一つとして、心電計 104 を用いる場合を説明するが、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、心音図の第 I I 音 (第二音) の時間若しくはスペクトラムドブラによる心臓の駆出血流の計測により求まる大動脈弁閉鎖 (Aortic Valve Close: AVC) 時間を取得することで、被検体 P の心臓の心時相に関する情報を取得してもよい。

【0017】

装置本体 100 は、超音波プローブ 101 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 100 は、超音波プローブ 101 が受信した 2次元の反射波データに基づいて 2次元の超音波画像データを生成可能な装置である。また、装置本体 100 は、超音波プローブ 101 が受信した 3次元の反射波データに基づいて 3次元の超音波画像データを生成可能な装置である。

【0018】

装置本体 100 は、図 1 に示すように、送受信回路 110 と、Bモード処理回路 120 と、ドブラ処理回路 130 と、画像生成回路 140 と、画像メモリ 150 と、内部記憶回路 160 と、処理回路 170 とを有する。送受信回路 110、Bモード処理回路 120、ドブラ処理回路 130、画像生成回路 140、画像メモリ 150、内部記憶回路 160、及び処理回路 170 は、互いに通信可能に接続される。

【0019】

送受信回路 110 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 101 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 101 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 101 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、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せることで、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。

【0020】

なお、送受信回路 110 は、後述する処理回路 170 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。

【0021】

また、送受信回路 110 は、プリアンプ、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅

10

20

30

40

50

延部、加算器等を有し、超音波プローブ101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な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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0022】

ここで、送受信回路110からの出力信号の形態は、RF (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。

10

【0023】

Bモード処理回路120は、送受信回路110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なって、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。

【0024】

ドプラ処理回路130は、送受信回路110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、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、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 (ドプラデータ) を生成する。

【0025】

なお、図1に例示するBモード処理回路120及びドプラ処理回路130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モード処理回路120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、ドプラ処理回路130は、2次元の反射波データから2次元のドプラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドプラデータを生成する。

20

【0026】

画像生成回路140は、Bモード処理回路120及びドプラ処理回路130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、画像生成回路140は、Bモード処理回路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Bモード画像データを生成する。また、画像生成回路140は、ドプラ処理回路130が生成した2次元のドプラデータから移動体情報を表す2次元ドプラ画像データを生成する。2次元ドプラ画像データは、速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらを組み合わせた画像である。また、画像生成回路140は、Bモード処理回路120が生成した1走査線上のBモードデータの時系列データから、Mモード画像データを生成することも可能である。また、画像生成回路140は、ドプラ処理回路130が生成したドプラデータから、血流や組織の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドプラ波形を生成することも可能である。

30

【0027】

ここで、画像生成回路140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、画像生成回路140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なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路140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) 等を行なう。また、画像生成回路140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。

40

【0028】

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

50

像データであり、画像生成回路140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。画像生成回路140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。

【0029】

画像メモリ150は、画像生成回路140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150は、Bモード処理回路120やドブラ処理回路130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150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、画像生成回路140を経由して表示用の超音波画像データとなる。

10

【0030】

なお、画像生成回路140は、超音波画像データと、当該超音波画像データを生成するために行なわれた超音波走査の時間とを、心電計104から送信された心電波形に対応付けて画像メモリ150に格納する。後述する処理回路170は、画像メモリ150に格納されたデータを参照することで、超音波画像データを生成するために行なわれた超音波走査時の心時相を取得することができる。

【0031】

内部記憶回路160は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行な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ポディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶回路160は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶回路160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、外部装置へ転送することができる。なお、外部装置は、例えば、画像診断を行なう医師が使用するPC(Personal Computer)や、CDやDVD等の記憶媒体、プリンター等である。

20

【0032】

処理回路170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170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、内部記憶回路160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、Bモード処理回路120、ドブラ処理回路130、及び画像生成回路140の処理を制御する。また、処理回路170は、画像メモリ150や内部記憶回路160が記憶する表示用の超音波画像データをディスプレイ103にて表示するように制御する。

30

【0033】

また、処理回路170は、取得機能171と、設定機能172と、表示制御機能173と、受付機能174と、算出機能175とを実行する。ここで、取得機能171は、取得部の一例である。設定機能172は、設定部の一例である。表示制御機能173は、表示制御部の一例である。受付機能174は、受付部の一例である。算出機能175は、算出部の一例である。なお、処理回路170が実行する取得機能171、設定機能172、表示制御機能173、受付機能174、及び算出機能175の処理内容については、後述する。

40

【0034】

ここで、例えば、図1に示す処理回路170の構成要素である取得機能171、設定機能172、表示制御機能173、受付機能174、及び算出機能175が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で内部記憶回路160に記録されている。処理回路170は、各プログラムを内部記憶回路160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。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路170は、図1の処理回路170内に示された各機能を有することとなる。

【0035】

50

なお、本実施形態においては、単一の処理回路170にて、以下に説明する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。

【0036】

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。プロセッサは内部記憶回路160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、内部記憶回路160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1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1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。

【0037】

ここで、3次元的なスペクトルラッキング技術を用いた3D WMT (3D Wall Motion Tracking) のように、ボリューム動画データを用いる3次元的な処理を行うアプリケーションでは、心臓の左心室 (LV: Left Ventricle) や右心室 (RV: Right Ventricle) に関する心筋ストレイン (strain) などの解析結果が出力されている。ここで、被検体の体表に当接させて超音波走査を行う超音波プローブである体表用プローブで心臓のボリューム動画データを得る場合には、左心室や右心室の領域をカバー可能な心尖部アプローチによってデータ収集を行うのが一般的である。このボリューム動画データに含まれる任意断面をMPR (Multi Planar Reconstructions) 画像として表示する場合、体表に近い心尖部が表示画像の上部にて、体表から遠い心房側が表示画像の下部にて表示される表示方式 (表示表示方式) が一般的に用いられている。これはパルスエコー法の慣例で、得られたデータ空間の深さ方向を画像の上下方向に割り付けていて、受信時間の小さな振動子面に近距離側を表示画像の上部に表示するからである。したがって、例えば、体表用プローブで得たボリューム動画データを用いて3D WMTを行うアプリケーションは、表示画像の上部に心尖部が、下部に心房側が描出される表示方式を基に設計され、この表示方式に固有の操作性を有する。

【0038】

一方、近年では、TEEプローブで心臓のボリューム動画データを得ることも可能となっており、特許文献2に記載された技術のように、心臓弁の3次元的なセグメンテーションは、(segmentation: 領域抽出) や、抽出された弁領域に関する2次元若しくは3次元的な位置の追跡技術が知られている。ここで、TEEプローブで心臓のボリューム動画データを得る場合には、体表用プローブとは逆に、食道に近い心房側から心臓にアプローチする。これにより得られたボリューム動画データをMPR像として表示する場合、食道に近い心房側が表示画像の上部にて表示され、食道から遠い心尖側が表示画像の下部にて表示される表示方式が一般的に用いられている。このように、心臓に対するアプローチの方向が心尖と心房を結ぶ心臓の中心軸に対して反対向きとなることから、体表用プローブで得られるボリューム動画データのデータ空間と、TEEプローブで得られるボリューム動画データのデータ空間との間には、深さ方向に対応する上下方向に反転の関係が生ずる。したがって、TEEプローブで得たボリューム動画データを用いて表示されるMPR像は、体表用プローブの場合とは心臓に対して上下方向が反転して表示される。

【0039】

図2A、図2B、及び図2Cを用いて、TEEプローブにより収集されたボリュームデータから生成されるMPR像について説明する。図2A、図2B、及び図2Cは、TEEプローブにより収集されたボリュームデータから生成されるMPR像の一例を示す図である。図2Aの右図には、TEEプローブの回転角が0度である場合のMPR像を例示する。また、図2Bの右図には、TEEプローブの回転角が45度である場合のMPR像を例示する。また、図2Cの右図には、TEEプローブの回転角が120度である場合のMPR像を例示する。なお、図2A、図2B、及び図2Cの左図は、心臓を外科医からの視点（Surgeon's View）で示した画像であり、この画像上で各回転角の断面位置を示す。なお、TEEプローブの回転角は、TEEプローブに対する走査断面の角度を表し、TEEプローブの延在方向に直交する方向が0度として定義される。

10

【0040】

図2Aの右図に示すように、回転角0度のMPR像には、左心室（LV）、右心室（RV）、左心房（LA）、及び右心房（RA）が描出され、上下反転したA4C像に類似している。また、回転角0度のMPR像の左心室の左側に中隔壁（IVS）が描出され、右側に左室側壁（Lat）が描出される。また、図2Bの右図に示すように、回転角45度のMPR像には、右心房（RA）及び右室流出路（RVOT）が描出され、大動脈弁レベルでの右室Coronal-Viewと類似している。また、図2Cに示すように、回転角120度のMPR像は、左心房（LA）及び左室流出路（LVOT）が描出され、上下反転したA3C像に類似している。このように、TEEプローブに由来するMPR像は、

20

【0041】

さて、体表用プローブを用いて右心室を観察する場合、右心室の中でも見え易い箇所と見え難い箇所あり、特に右室流出路（RVOT：RV Outflow Tract）が見え難いことが知られている。ボリューム動画データが収集可能な2次元アレイ超音波プローブを用いて、走査面を回転させて視認性を調べた非特許文献1の例では、右室流出路の視認率は、健常例と疾患例の各々について23%と75%であり、とりわけ健常者で描出が困難であることが報告されている。したがって、体表用プローブで右心室について3DWMTを適用すると、特に、右室流出路の領域における解析品質が低下してしまうという問題がある。

30

【0042】

体表からの心尖部アプローチの場合、右室流出路側は走査角度が大きく、かつ、肋骨に近い箇所にあるので、超音波プローブの開口に対して超音波の通り道が限定される。更に、その周辺には超音波を通さない胸骨と右肺（空気を多く含むため超音波が通らない）が近傍にあるために、結果として超音波の信号強度が減弱すると共に送受信ビームが形成され難い。これが体表用プローブの場合に右室流出路の領域が描出され難い一因である。

【0043】

ここで、TEEプローブを用いたアプローチの場合、肋骨の妨げのない食道側から超音波を通せるので、右室流出路の周辺においても信号強度を維持したまま送受信ビームが形成されるようになり、右室流出路の領域が描出し易くなる（図2B参照）。そこで、右心室に対して3DWMTを適用する場合には、TEEプローブによるボリューム動画データを用いることで、右室流出路の領域における解析品質の向上が可能となる。

40

【0044】

しかしながら、上述したように、TEEプローブ及び体表用プローブでは、表示画像における上下方向が反転している。このため、TEEプローブにより収集されたボリューム動画データを、体表用プローブによるボリューム動画データの解析用に設計された従来のアプリケーションに適用すると、操作性が異なるので使い難くなる。とりわけ、従来のアプリケーションの操作性に慣れた操作者である程、このような使用時に感じる操作性の違和感は大きくなる。

【0045】

50

本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、上述した課題を解決するために成されたものであって、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された画像データに対する 3 次元処理を簡便にすることを目的とする。

【0046】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、TEE プローブである超音波プローブ 101 により収集されたボリュームデータの 3 次元座標系において、表示画面の上下方向に対応する方向を反転してから、従来のアプリケーションに適用する。この際に、体表用プローブで 3D WMT 解析を行う場合と同じ方向の MPR 像表示を実現すれば、上述した操作性の違いを回避可能となる。そして、この表示を実現するため、超音波診断装置 1 は、体表用プローブで収集されたボリュームデータの座標系に合致するように、TEE プローブで収集されたボリュームデータに対して適切な座標変換を行う。

10

【0047】

ここで、体表用プローブ及び TEE プローブに拘わらず、得られたボリュームデータについて、表示画面における上下方向（若しくは左右方向）を反転して表示する技術が知られている（特許文献 3）。特許文献 3 の技術は、操作者が必要に応じて上下方向（若しくは左右方向）を反転させるための指示を、専用のボタンを押下するなどの操作により行う方式である。しかしながら、特許文献 3 には、TEE プローブで得られたボリュームデータの 3 次元方向を、体表用プローブで得られたボリュームデータの 3 次元方向と合致させるための具体的な要件は開示されていない。

【0048】

また、TEE プローブで得られたボリュームデータを用いて、複数の MPR 断面に対する 2 次元のスペckルトラッキング（2DT：2D Speckle Tracking）のアプリケーションを適用する技術が知られている（特許文献 1）。しかしながら、特許文献 1 の技術は、2DT に限定されており、3 次元のスペckルトラッキング（3DT：3D Speckle Tracking）に適用するための要件については開示されていない。また、TEE プローブを用いた場合における上下反転表示の要件も開示されていない。

20

【0049】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、体表用プローブで得られるボリュームデータのデータ空間の座標系に合致するように、TEE プローブで得られたボリュームデータのデータ空間に対して適切な座標変換を行う。すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、TEE プローブと被検体 P との位置関係に基づいて、体表用プローブにより収集された被検体 P の画像データの表示方向に一致する 3 次元座標系をボリューム動画データに設定する。これにより、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、TEE プローブにより収集された画像データに対する 3 次元処理を簡便にすることが可能となる。

30

【0050】

ここで、ボリュームデータのデータ空間で上下方向を反転させると、用途に合致する可能性のある鏡像反転座標系が 2 通り存在し、現在の設定状態に合致する方の一方を適切に選ぶ必要がある。これを TEE プローブと収集ボリュームデータに含まれる心臓との位置関係から自動的に選択する。

【0051】

図 3 を用いて、データ空間が 2 次元である 2 次元像に単純化して説明する。図 3 は、データ空間が 2 次元である場合の反転座標系について説明するための図である。図 3 には、体表用プローブに由来する心尖四腔像（A4C）を例示する。なお、図 3 において、4 つの断面像それぞれの左上に示した「A4C__yx（y、x は、それぞれ「0」又は「1」）」は、それぞれの方向における反転の有無を表す。具体的には、「y = 0」である場合には、y 方向が反転していないことを表す。また、「y = 1」である場合には、y 方向が反転していることを表す。また、「x = 0」である場合には、x 方向が反転していないことを表す。また、「x = 1」である場合には、x 方向が反転していることを表す。つまり、「A4C__00」は、y 方向及び x 方向が反転していない A4C 像を表す。また、「A4C__10」は、y 方向が反転しており、x 方向が反転していない A4C 像を表す。また

40

50

、「A 4 C__0 1」は、y 方向が反転しておらず、x 方向が反転している A 4 C 像を表す。また、「A 4 C__1 1」は、y 方向及び x 方向が反転している A 4 C 像を表す。

【0052】

図3の左上の「A 4 C__0 0」は、体表用プローブに由来する A 4 C 像の中で最も一般的な表示方式である。x 方向（方位方向）の左心室（LV）に対する位置関係は、右側が側壁（Lat）側であり左側が中隔（IVS）側となっている。一方、図3の右上の「A 4 C__0 1」は、米国の Mayo Clinic を中心として用いられている表示方式であり、y 方向（深さ方向）が反転せずに x 方向（方位方向）が反転している。2次元像の場合には、画像を表側から見た場合と裏側から見た場合の2通りの表示方式が有り得る。仮に、「A 4 C__0 0」を表側とすると、「A 4 C__0 1」は裏側となり、この両者は鏡像反転座標系の関係にある。体表用プローブを用いた心臓超音波診断における代表的な基準断面には、A 4 C 像の他に、A 2 C 像、A 3 C 像、P-LAX 像及び SAX 像等がある。一般的な表示方式と Mayo Clinic の表示方式の両者が用いられている A 4 C 像を除くと、慣例的に先の表側と裏側のどちらの方向の座標系を用いるかが各断面で一意に決まっている。例えば、A 2 C 像では、右側が前壁、左側が下壁であり、A 3 C 像では、右側が前壁中隔、左側が後壁となっている。これは、CTやMRIの輪切り断層像（axial 像）において、足側から見て左右方向を決めるという統一的な方向定義を用いて左右判定の誤解を減らすのと似た慣例のルールである。

【0053】

さて、「A 4 C__0 0」を用いて左心室（LV）の内膜面を 2D T 用アプリケーションの関心領域としてトレースする例を挙げて説明する。図3の左上の実線で示したように、側壁（Lat）側弁輪から心尖部を経て中隔（IVS）側弁輪までを反時計回りでトレースさせるような操作仕様のアプリケーションが提供されている場合を説明する。この場合、「A 4 C__0 0」の方向定義から、トレースを開始する右側のトレースライン位置は側壁側（Lat）に対応し、トレースを終了する左側のトレースライン位置は中隔側（IVS）に対応しているので、この対応を利用して「Lat」や「IVS」といった壁名をトレースライン近傍に表示して壁位置の対応付けを支援するといった表示が可能となる。

【0054】

このような 2D T 用のアプリケーションを用いて、画面の上下関係が左心室（LV）と逆転している左心房（LA）を関心領域として解析する場合を考える。左心室（LV）と同じように「A 4 C__0 0」上で左心房（LA）の内膜面をトレースさせると、反時計回りの操作仕様によって左側の中隔弁輪からトレースを開始し、肺静脈流入部を左心房（LA）の尖部として経過して、右側の側壁弁輪へトレースさせることとなる（図3の左上の破線参照）。そして、この場合の対応する壁位置の左右表示は、左心室（LV）とは位置が逆転するので、実際の左心房（LA）に対する側壁（Lat）側と中隔（IVS）側が図示したように反対となってしまう。

【0055】

そこで、図3の左下に示すように、x 方向は変えずに y 方向を反転させた「A 4 C__1 0」の表示方式を与える。この「A 4 C__1 0」上で左心房（LA）を実線のようにトレースすれば、「A 4 C__0 0」を用いて左心室（LV）をトレースした場合と同様の関係となるので、左心房（LA）に対しても同様の操作仕様を提供でき、かつ、正しい位置関係の壁名表示も提供できる。これは、2次元のデータ空間に収集されている左心室（LV）と左心房（LA）の上下方向が反転しているのを、予めデータ空間の座標系で上下反転させて表示することでキャンセルした効果である。

【0056】

ここで、補足として、x 方向を反転させる場合に可能な別例である「A 4 C__1 1」の場合についても説明する。図3の右下に示したように、「A 4 C__1 1」は、「A 4 C__0 0」に対して y 方向だけでなく x 方向も反転させた表示方式である。この表示方式は、「A 4 C__0 0」を画像中心に対して 180 度回転させたものであり、鏡像反転していない表側から見た画像となっている。したがって、トレース時の左右の位置関係は、「A 4

C__00」と同じままであるので、y方向が反転していても左心房（LA）の解析に適した表示方式とはなっていない。

【0057】

このように、2次元の例では、方向軸がx方向とy方向の2種類存在するので、各軸に対する反転の有無に対応して全部で4通りの反転座標系が存在する。そして、画像を表側から見た場合と裏側から見た場合は、右手系と左手系に対応し、双方は鏡像反転の関係にある。図3の例では、「A4C__00」と「A4C__11」を右手系とすると、「A4C__01」と「A4C__10」が左手系に対応する。

【0058】

この際に、データ収集時の見込み方向（走査方向）の違いによってもたらされた上下反転は、データ空間内では鏡像反転を生じるので、本実施形態における問題解決の用途においては、上下反転時に鏡像反転を伴う反転座標系を選ぶ必要がある。

【0059】

上述したように、体表用プローブとTEEプローブでは、データ空間内での同一関心領域である左心室（LV）や右心室（RV）に対して上下方向が反転しているので、上述の左心室（LV）と左心房（LA）で説明した関係が同様に成り立つのを利用するのが本実施形態の基本的な考え方となる。そして、この作用をデータ空間が3次元である場合に実現しようとするのが本実施形態の特徴である。

【0060】

データ空間が3次元になると、x方向及びy方向の2次元に対してz方向が増える。本実施形態では、z方向はx軸に直交する方位方向であり、エレベーション（Elevation）方向として定めるものとする。3つの方向軸に対する反転の有無に対応して、3次元では全部で8通りの反転座標系が存在することになる。3次元のデータ空間から表示MPR像としてA4C像を抽出した場合を考え、図3の例のように、「A4C__zyx」として反転の有無を「0」又は「1」で表すと、考えられる座標系は、「A4C__000」、「A4C__001」、「A4C__010」、「A4C__011」、「A4C__100」、「A4C__101」、「A4C__110」、及び「A4C__111」の8通りとなる。ここで、表示画面の上下方向に対応するy方向が反転（つまり、y=1）している場合に取得する座標系は「A4C__z1x」である。このため、以下のa)からd)の4通りの反転座標系によるMPR像が選択の対象となる。

- a) 「A4C__010」
- b) 「A4C__011」
- c) 「A4C__110」
- d) 「A4C__111」

【0061】

ここで、d)は、反転の無い「A4C__000」の表示方式を180度回転させた座標系であり、本実施形態の用途には適していない。また、a)は、y方向だけを反転させているので、2種類の方位方向に関する左右の位置関係は共に「A4C__000」の表示方式と変わっていないため、本実施形態の用途には適していない。

【0062】

そして、b)とc)の2通りは、共に本実施形態の用途に適した鏡像反転座標系である。本実施形態が対象とする課題の一つは、この2通りの候補のうち、どちらの反転座標系を選ぶべきかである。以下、この課題の解決策について、具体的に説明する。

【0063】

b)は、y方向とx方向とが反転していて、z方向では反転していない。すなわち、x-y平面に対しては裏側から見ているがz-y平面では表側から見たままの場合である。ここで、x-y平面がA4C像の位置に対応しているものとする、z-y平面は、A4C像に対する直交断面となる。この断面は、A2C像とA3C像との中間の位置に相当するが、簡略化のために以下では「概A2C像」と呼ぶものとする。なお、x-y平面がA4C像に対応している場合には、心室を関心領域とした場合に心尖と両弁輪との間とを結

10

20

30

40

50

ぶ長軸方向の中心軸が y 方向に対応（理想的には概一致）している（図 3 参照）。したがって、心室の中心軸を回転軸とした場合に、A 4 C 像を 90 度回転した位置に概 A 2 C 像が存在するという位置関係を意味する。

【0064】

この場合に、c) は、y 方向と z 方向とが反転していて、x 方向は反転していない。すなわち、z-y 平面である概 A 2 C 像に対しては裏側から見ているが x-y 平面である A 4 C 像は表側から見たままの場合である。2次元の場合（図 3 参照）で説明したように、上下反転しても左右関係を反転しないことがアプリケーションの操作性維持のために要求されるので、A 4 C 像を MPR 表示として抽出した場合に選択されるべき座標系は、c) の方となる。

10

【0065】

そして、A 4 C 像と概 A 2 C 像の直交関係から、概 A 2 C 像を表示 MPR 像として抽出した場合には、b) の方が選択されるべき座標系となる。この両者の関係は、y 方向を回転軸とした場合に、90 度回転によって x 方向と z 方向とが入れ換えたものとなっている。以下では、3次元データ収集が可能な 3D-T E E プローブで得られた 3次元データ空間上で見ると、この関係がどのように解釈されるかについて説明する。

【0066】

3D-T E E プローブが開発される以前の T E E プローブでは、1次元アレイで構成された振動子面（断面を得る plane 面に対応する）を機械的に回転するマルチプレーン（multi-plane）T E E プローブが有った。マルチプレーン T E E プローブでは、食道により超音波プローブの方向軸が限定されるために、出力 2D 画像中表示される心臓の位置関係が振動子面の回転角と対応づけられている。例えば、図 4 に示すように、回転角 0 度が A 4 C 像として、135 度が長軸像（A 3 C 像相当）の基準断面として定義されている。ここで、左右方向も一意に決まっていて、180 度が A 4 C 像の左右反転像（図 3 の「A 4 C__11」）に対応する。なお、図 4 は、T E E プローブの回転角と得られる断面との位置関係を説明するための図である。

20

【0067】

そして、2次元アレイで構成された 3D-T E E プローブでは、走査方向を電子走査によって任意に設定可能ではあるが、食道による制約は同一であり、かつ、後から開発されたために、マルチプレーン T E E プローブで定義された回転角の情報を踏襲している。

30

【0068】

図 4 を参照すると、回転角と得られる断面との関係が解り易いが、3次元データを収集可能な 3D-T E E プローブであっても回転角に対応した観察対象断面を MPR 像として想定すると、3次元データ空間での左右方向の理解がし易くなる。

【0069】

図 5 を用いて、ボリュームデータのデータ空間（3次元データ空間）について説明する。図 5 は、ボリュームデータのデータ空間について説明するための図である。図 5 に示す「T E E 0」は、反転していないオリジナルの座標系に対応する 3次元データ空間である。T E E 0 は、x 方向（Azimuth 方向）に $[0, 1, \dots, i-1]$ の順に i 個のデータを有し、y 方向（Vertical 方向）に $[0, 1, \dots, j-1]$ の順に j 個のデータを有し、z 方向（Elevation 方向）に $[0, 1, \dots, k-1]$ の順に k 個のデータを有する 3次元データ空間である。

40

【0070】

まず、回転角 0 度の場合には、A 4 C 像が概ね x-y 平面上に対応している。ここで“概ね”というのは、T E E プローブヘッドの当て方を調整する際に、食道の干渉のために A 4 C 像の中心軸に対して完全に平行に y 方向を定めることが難しいケースがあることを補足している。制約はあるものの、回転角 0 度の場合の基準断面として A 4 C 像が得られるように、実際の T E E 検査時には中心軸にできるだけ平行に近い状態で 3次元データが得られている。

【0071】

50

さて、この回転角を少しずつ増やしていくことを考えると、回転角に応じて3次元データ空間内におけるA4C像の位置も回転していく。そして、回転角が90度になった時にx-y平面上には概A2C像の位置が対応することになる。この時点が、先に述べた90度回転によってx方向とz方向とが入れ換えられた場合に相当している。この回転角90度を境に観察対象断面の左右が入れ替わり、回転角180度になると、A4C像の左右反転像がx-y平面上に対応するようになると考えられる。

【0072】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、TEEプローブと被検体Pとの位置関係を、TEEプローブの回転角で決定する。すなわち、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、TEEプローブと被検体Pとの位置関係に基づいて、ボリューム動画データの3次元座標系を構成する3方向のうち表示画面の上下方向に対応する第1方向が反転し、かつ、3方向のうち第1方向以外の第2方向及び第3方向のいずれかが反転するように、3次元座標系を設定する。例えば、超音波診断装置1は、ボリューム動画データに含まれる各ボリュームデータの収集時におけるTEEプローブの回転角に基づいて、3次元座標系を設定する。

【0073】

具体的には、超音波診断装置1は、ボリュームデータの収集時におけるTEEプローブの回転角の情報を用いることで、反転座標系を自動的に選択する。例えば、超音波診断装置1は、TEEプローブの回転角が0度以上90度未満である場合には、y方向及びz方向を反転させた「TEEb」の反転座標系のボリュームデータを選択する（図5の右下図参照）。また、超音波診断装置1は、TEEプローブの回転角が90度以上180度以下である場合には、y方向及びx方向を反転させた「TEEa」の反転座標系のボリュームデータを選択する（図5の左下図参照）。

【0074】

ここで、本実施形態において、反転とは、各軸において一方向に並んだデータの順序を逆方向に並べ替えることを表す。例えば、y方向を反転させる場合に、Vertical方向に[0, 1, ..., j-2, j-1]の順に並んだj個のデータを、[j-1, j-2, ..., 1, 0]と並べ替えることを表す。

【0075】

なお、本実施形態では、0～180度の範囲でTEE回転角が定義されている場合を説明するが、本例の範囲に対する左右反転の画像（A4C像で述べたMayo Clinic定義が該当する）も定義域として拡張した0～-180度の回転角も拡張して定義することが可能である。ただし、いずれの場合においても±90度を境に直交するx方向（Azimuth方向）とz方向（Elevation方向）は入れ替わるので、90度単位（絶対値としての90度単位）で反転座標系を切り換えるのが好適である。

【0076】

この概念を整理すると、第1の実施形態は、収集3次元データに含まれる心臓とTEEプローブとの位置関係を「TEEプローブの回転角」という情報を用いて知ること、得られた3次元データから用途（例：必要な方向の観察対象MPR像を得ること）に合致する適切な反転座標系を選択するという実施手段の例となる。

【0077】

図6及び図7を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順について説明する。図6及び図7は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。図6に示す処理手順は、例えば、3DT用のアプリケーション等の3次元処理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。また、図7に示す処理手順は、図6のステップS103の処理に対応する。

【0078】

ステップS101において、処理回路170は、処理が開始したか否かを判定する。例えば、処理回路170は、3DT用のアプリケーションを起動する旨の指示を操作者から受け付けると、処理が開始したと判定し（ステップS101肯定）、ステップS102以

10

20

30

40

50

降の処理を開始する。なお、処理が開始していない場合には（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170の各処理機能は待機状態である。

【0079】

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171は、ボリューム動画データを取得する。例えば、取得機能171は、TEEプローブである超音波プローブ101により収集された被検体Pのボリューム動画データを取得する。具体的には、取得機能171は、複数時相のボリュームデータを含むボリューム動画データを、画像メモリ150から読み出す。

【0080】

ステップS103において、設定機能172は、3次元座標系の設定処理を実行する。例えば、設定機能172は、TEEプローブと被検体Pとの位置関係に基づいて、体表用プローブにより収集された被検体Pの画像データの表示方向に一致する3次元座標系をボリューム動画データに設定する。具体的には、設定機能172は、TEEプローブと被検体Pとの位置関係に基づいて、ボリューム動画データの3次元座標系を構成する3方向のうち表示画面の上下方向に対応する第1方向が反転し、かつ、3方向のうち第1方向以外の第2方向及び第3方向のいずれかが反転するように、3次元座標系を設定する。

【0081】

ここで、図7を用いて、ステップS103の処理を詳細に説明する。ステップS201において、設定機能172は、あるボリュームデータの収集時における回転角を読み出す。各ボリュームデータの収集時におけるTEEプローブの回転角は、例えば、各ボリュームデータに予め付帯されている。例えば、設定機能172は、ボリューム動画データに含まれる複数時相のボリュームデータのうち任意のボリュームデータについて、そのボリュームデータの付帯情報からTEEプローブの回転角の情報を読み出す。

【0082】

ステップS202において、設定機能172は、読み出した回転角が90度未満か否かを判定する。例えば、設定機能172は、ボリュームデータの収集時におけるTEEプローブの回転角が90度未満である場合（0度以上90度未満）には（ステップS202肯定）、ステップS203の処理を実行する。一方、設定機能172は、ボリュームデータの収集時におけるTEEプローブの回転角が90度以上である場合（90度以上180度以下）には（ステップS202否定）、ステップS204の処理を実行する。

【0083】

ステップS203において、設定機能172は、ボリュームデータのy方向及びz方向を反転させた3次元座標系を設定する。つまり、設定機能172は、TEEプローブの回転角が0度以上90度未満である場合には、y方向及びz方向を反転させた「TEEb」の反転座標系のボリュームデータを選択する（図5の右下図参照）。

【0084】

ステップS204において、設定機能172は、ボリュームデータのy方向及びx方向を反転させた3次元座標系を設定する。つまり、設定機能172は、TEEプローブの回転角が90度以上180度以下である場合には、y方向及びx方向を反転させた「TEEa」の反転座標系のボリュームデータを選択する（図5の左下図参照）。

【0085】

ステップS205において、設定機能172は、全てのボリュームデータについて設定したか否かを判定する。例えば、設定機能172は、ボリューム動画データに含まれる全時相のボリュームデータについて、3次元座標系を設定したか否かを判定する。ここで、全てのボリュームデータについて設定していない場合には（ステップS205否定）、設定機能172は、ステップS201の処理へ移行し、全てのボリュームデータについて設定されるまで図7の処理を繰り返し実行する。一方、設定機能172は、全てのボリュームデータについて設定された場合には（ステップS205肯定）、3次元的処理を行うアプリケーション（図6の例では、3DT用のアプリケーション）に対して、3次元座標系

10

20

30

40

50

が設定されたボリューム動画データを入力し、3次元座標系の設定処理を終了する。

【0086】

ステップS104において、表示制御機能173は、ボリューム動画データから生成されたMPR像を表示させる。例えば、表示制御機能173は、設定機能172により3次元座標系が設定されたボリューム動画データのうちR波時相のボリュームデータから、A4C像及びA2C像を生成する。そして、表示制御機能173は、生成したA4C像及びA2C像を、ディスプレイ103に表示させる。

【0087】

ここで、R波時相のボリュームデータには、ボリュームデータのy方向が反転されるとともに、収集時におけるTEEプローブの回転角に応じてz方向若しくはx方向が反転された3次元座標系が設定されている。したがって、このR波時相のボリュームデータから生成されるMPR像（A4C像及びA2C像）の上下方向及び左右方向は、一般的な体表用プローブに由来するMPR像の上下方向及び左右方向と概ね一致している。このため、操作者は、表示されるMPR像を、一般的な体表用プローブに由来するMPR像の上下方向及び左右方向と概ね同じ感覚で閲覧することが可能となる。

【0088】

ステップS105において、受付機能174は、MPR像上で操作者による指定を受け付ける。例えば、操作者は、ディスプレイ103に表示されたA4C像上で、左心室（LV）の内膜面をトレースするための操作を行う。

【0089】

ステップS106において、算出機能175は、操作者からの指定にしたがって、3次元処理を実行する。例えば、算出機能175は、操作者からの操作に応じて、左心室（LV）の内膜面をトレースする。また、算出機能175は、トレースした内膜面の位置を複数時相にわたって追跡し、3DT処理により左心室内膜面の運動情報を算出する。なお、算出機能175により実行される3DT処理としては、従来の如何なる技術であっても適用可能である。

【0090】

ここで、TEEプローブに由来するMPR像の上下方向及び左右方向は、一般的な体表用プローブに由来するMPR像の上下方向及び左右方向と概ね一致している。このため、算出機能175は、TEEプローブに由来するMPR像上で操作者から受け付けた指定に対しても、体表用プローブに由来するボリュームデータの解析用に設計された従来のアプリケーションを用いて3次元処理を行うことが可能となる。

【0091】

なお、図6及び図7にて説明した内容は、あくまで一例であり、上述した内容に限定されるものではない。例えば、図7では、ボリューム動画データに含まれる全ての時相のボリュームデータについて3次元座標系を設定する処理を実行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、処理対象となる期間（例えば、1心拍分）が操作者により指定される場合には、当該期間に含まれる時相について3次元座標系を設定すればよい。

【0092】

上述してきたように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1において、取得機能171は、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得する。また、設定機能172は、経食道心エコー用超音波プローブと被検体との位置関係に基づいて、体表用プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する3次元座標系をボリューム動画データに設定する。また、表示制御機能173は、設定された3次元座標系によりボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させる。また、受付機能174は、表示画面に表示された画像上で、被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付ける。また、算出機能175は、ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により運動情報を算出する。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、経食道心エコー用超音波プロ

10

20

30

40

50

ープにより収集された画像データに対する 3 次元処理を簡便にすることができる。

【0093】

例えば、設定機能 172 は、TEEプローブで得られたボリュームデータの 3 次元座標系を構成する 3 方向のうち、表示画面の上下方向に対応する y 方向を反転する。そして、設定機能 172 は、y 方向の反転によりボリューム動画データについて存在し得る 2 種類の 3 次元的な鏡像反転座標系（「TEEa」及び「TEEb」）を、TEEプローブの回転角が所定の角度（例えば、90 度）以上であるか否かに応じて切り替える。これにより、超音波診断装置 1 は、ボリューム動画データに含まれる各時相のボリュームデータについて、各ボリュームデータの収集時における回転角に応じて 3 次元座標系を自動的に設定することが可能となる。この結果、操作者は、上下方向及び左右方向の反転について意識することなく、TEEプローブに由来する MPR 像を、一般的な体表用プローブに由来する MPR 像と概ね同じ感覚で閲覧したり操作したりすることが可能となる。

10

【0094】

また、設定機能 172 は、上述の処理により 3 次元座標系を設定したボリューム動画データを、3 次元処理を行うアプリケーション（図 6 の例では、3D T 用のアプリケーション）に対して入力する。これによれば、3 次元処理を行うアプリケーションは、TEEプローブに由来するボリューム動画データを、体表用プローブに由来するボリューム動画データと同様の表示インターフェースを用いて処理することが可能となる。この結果、TEEプローブに由来するボリューム動画データに対しても、体表用プローブに由来するボリューム動画データの解析用に設計された従来のアプリケーションを適用可能となる。したがって、TEEプローブに由来するボリューム動画データの解析用に新たにアプリケーションを開発する必要が無くなるので、開発コストを低減することができる。

20

【0095】

なお、右心室は、左心室と異なり左右非対称な形状である。このため、右心室に対して 3D T 等の 3 次元処理を実行するアプリケーションを適用する場合には、仮に上下反転した画像を用いたままであると操作者による設定操作に関して多大な負荷がかかる。しかしながら、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、従来のアプリケーションをそのまま適用可能となるため、右心室の 3 次元処理において特に有効である。

【0096】

また、3 次元座標系を設定する際に設定機能 172 が用いる TEEプローブの回転角の情報は、TEEプローブにより収集された画像データには通常付帯されている。したがって、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理は、従来の TEEプローブにより既に収集されたあらゆるボリューム動画データに対して適用可能である。

30

【0097】

なお、第 1 の実施形態では、ボリュームデータに対して実行される 3 次元処理として、3D T 処理を挙げて説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、従来の如何なる画像処理が適用されても良い。

【0098】

（第 2 の実施形態）

上述した第 1 の実施形態では、反転座標系の選択のために、TEEプローブの回転角が収集ボリュームデータに含まれる心臓と TEEプローブとの位置関係に一对一に対応しているという先見情報を用い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。そこで、第 2 の実施形態では、TEEプローブの回転角以外の情報を用いて 3 次元座標系を設定する処理について説明する。

40

【0099】

例えば、特許文献 4 には、体表用プローブで得られたボリュームデータを用いて、左心室を関心領域として長軸の中心軸をデータから検出し、検出された中心軸を通る基準断面（例えば、A4C 像）の MPR 位置を左右の方向（表から見るか裏から見るか）を区別して抽出する技術を用いて、3D T 用アプリケーションに用いる表示 MPR 像を得る方法が開示されている。本実施形態では、体表用プローブと TEEプローブでは収集される 3 次

50

元データ空間内での上下方向（y方向）が反転しているので、TEEプローブで得られたボリュームデータを用いて心室の関心領域から中心軸の位置や方向を正しく検出するためには、体表用プローブで想定した3次元データ空間とは上下方向（y方向）が反転していることを前提にして処理を行う必要がある。

【0100】

そこで、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、ボリュームデータのy方向の反転時に存在し得る2種類の3次元的な鏡像反転座標系を、ボリュームデータから検出される関心領域の基準断面に基づいて切り替える。

【0101】

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、設定機能172の処理の一部が相違する。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説明を省略する。

【0102】

図8を用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順について説明する。図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。図8に示す処理手順は、図6のステップS103の処理に対応する。なお、図8では、図5にて説明したボリュームデータの3次元座標系を用いて説明する。

【0103】

ステップS301において、設定機能172は、基準時相を設定する。例えば、設定機能172は、R波時相を基準時相として設定する。なお、この基準時相は、予めアプリケーションに設定されていても良いし、アプリケーションの起動後に操作者により手動的に設定されてもよい。

【0104】

ステップS302において、設定機能172は、設定された基準時相のボリュームデータ（TEE0）を取得する。例えば、設定機能172は、1心拍分のボリューム動画データのうち、設定されたR波時相のボリュームデータ（TEE0）を取得する。なお、ここで取得されるボリュームデータは、ボリュームデータの3次元座標系を構成する3方向のいずれも反転されていない「TEE0」が取得される。

【0105】

ステップS303において、設定機能172は、ボリュームデータ（TEE0）を反転させたボリュームデータ（TEEb）に対して、A4C像を探索する。例えば、設定機能172は、ボリュームデータ（TEE0）のy方向及びz方向を反転させたボリュームデータ（TEEb）を生成する。そして、設定機能172は、生成したボリュームデータ（TEEb）から、関心領域（例えば、左心室）の中心軸を検出する。そして、設定機能172は、検出した中心軸を通る複数のMPR像をボリュームデータ（TEEb）から生成し、生成した複数のMPR像の中からA4C像に対応するMPR像を探索する。例えば、設定機能172は、各MPR像と、A4C像の特徴が記述された辞書データとを識別器により照合することで、複数のMPR像の中からA4C像に対応するMPR像を検出する。

【0106】

ステップS304において、設定機能172は、一般的な方向定義のA4C像が検出されたか否かを判定する。例えば、一般的な方向定義のA4C像が検出された場合には（ステップS304肯定）、設定機能172は、ステップS305の処理に移行する。一方、一般的な方向定義のA4C像ではなく、例えば、Mayo Clinic方向定義のA4C像が検出された場合には（ステップS304否定）、設定機能172は、ステップS306の処理に移行する。なお、この判定処理は、例えば、一般的な方向定義のA4C像の特徴が記述された辞書データ、若しくはMayo Clinic方向定義のA4C像の特徴が記述された辞書データを用いて照合することで実行される。

【0107】

ステップS305において、設定機能172は、ボリュームデータ（TEEb）を反転

10

20

30

40

50

座標系として選択する。例えば、設定機能172は、ボリュームデータ（TEEb）に対するA4C像の探索により、一般的な方向定義のA4C像が検出された場合には、y方向及びz方向を反転させたボリュームデータ（TEEb）を選択する。言い換えると、設定機能172は、ボリュームデータ（TEE0）のy方向及びz方向を反転させた3次元座標系を、ボリュームデータに対して設定する。

【0108】

ステップS306において、設定機能172は、ボリュームデータ（TEEa）を反転座標系として選択する。例えば、設定機能172は、ボリュームデータ（TEEb）に対するA4C像の探索により、Mayo Clinic方向定義のA4C像が検出された場合には、y方向及びx方向を反転させたボリュームデータ（TEEa）を選択する。言い換えると、設定機能172は、ボリュームデータ（TEE0）のy方向及びx方向を反転させた3次元座標系を、ボリュームデータに対して設定する。

10

【0109】

そして、設定機能172は、3次元座標系を設定したボリュームデータを、3次元処理を行うアプリケーション（図6の例では、3DT用のアプリケーション）に対して入力し、3次元座標系の設定処理を終了する。

【0110】

このように、第2の実施形態に係る超音波診断装置1において、設定機能172は、ボリューム動画データに含まれる複数時相のボリュームデータのうち少なくとも一時相のボリュームデータから、関心領域の中心軸及び中心軸を通る基準断面を検出する。そして、設定機能172は、検出した中心軸及び基準断面に基づいて、3次元座標系を設定する。具体的には、設定機能172は、y方向が反転されたボリューム動画データについて存在し得る2種類の3次元鏡像反転座標系を、中心軸及び基準断面に基づいて切り替える。これによれば、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、検出される基準断面の左右方向の情報を用いて、反転座標系を選択することが可能である。

20

【0111】

（第3の実施形態）

第3の実施形態では、TEEプローブに由来する表示MPR像中の上下方向が、体表用プローブに由来するMPR像の上下方向により正確に一致するように、表示MPR像の向きを調整する場合を説明する。なお、第3の実施形態に係る処理は、第1及び第2の実施形態のいずれにも適用可能である。

30

【0112】

すなわち、第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、第2の実施形態にて説明したように、TEEプローブで得たボリュームデータのデータ空間内における関心領域の中心軸の方向を検出可能である。そこで、第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、3DT用のアプリケーションに適用する際に、検出される中心軸の方向を用いて、表示MPR像の方向を調整する。

【0113】

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、表示制御機能173の処理の一部が相違する。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説明を省略する。

40

【0114】

図9から図12を用いて、第3の実施形態に係る超音波診断装置1の処理を説明する。図9から図12は、第3の実施形態に係る超音波診断装置1の処理を説明するための図である。図9には、体表用プローブに由来するMPR像を例示し、図10から図12には、TEEプローブに由来するMPR像を例示する。また、図9から図12において、各MPR像上に示される直線は、他のMPR像の断面位置を示す。また、断面位置を示す直線の傍らに示される矢印は、その断面位置が見込まれる方向を示す。例えば、図9のA面上に上下方向に示される直線は、B面の断面位置を示し、B面は、A面上の右方向から見込ま

50

れたMPR像であることが示される。

【0115】

図9には、体表用プローブで得られたボリューム動画データを用いて、関心領域として右心室(RV)を対象とするRV-3DT用のアプリケーションにより表示されるMPR像を例示する。図9に示す例では、追跡処理の対象となる右心室(RV)の心筋の関心領域を設定するために、5つのMPR像が表示される。A面の長軸像がA4Cに相当し、B面の長軸像が右心室の流入路(Inlet)と流出路(RVOT)を同時に描出するRV Coronal-viewを示す。体表用プローブでは、身体へのプローブの当て方を調整することで、同図のA4C像のように心尖を頂上部位として中心軸をMPR画面の縦方向(上下方向)に一致させることが可能である。この特徴を活かして、図9のRV-3DT用のアプリケーションでは、A面上に右心室の中心軸を示す直線上のマーカが表示される。マーカの上部位置は、心尖位置に設定され、マーカの下部位置は、三尖弁中央位置に設定させる。これにより、右心室(RV)の生体ランドマークとしての両位置をアプリケーションに入力するようにしている。この際、A面に表示されるA4C像が図9のような位置関係で描出されることを前提として、マーカ表示の初期位置として図9の位置近傍を与えておくことで、操作者による生体ランドマーク(心尖や三尖弁)位置の入力調整に必要な操作範囲を低減させることが可能となり、簡便な操作性が提供される。

10

【0116】

ここで、C3、C5、C7は、心尖側から見込んだ右心室領域に関する3レベルの短軸像である。このうち、最も三尖弁や肺動脈弁に近いC7のMPR像において、左心室(LV)の左下側に右心室の流入路(Inlet)、右上側に流出路(RVOT)が描出されている。

20

【0117】

一方、TEEプローブにおいては、上述したように回転角0度のMPR像がA4C像として描出されるが、必ずしもMPR像の上下方向に右心室の中心軸が一致するとは限らない。ここで、図10に、TEEプローブにより得られたボリュームデータを用いて、右心室の領域について5つのMPR像を例示する。

【0118】

図10には、第1及び第2の実施形態にて説明した3次元座標系の設定処理を行わずに生成されたTEEプローブ由来のMPR像を例示する。図10に示すように、このMPR像は、図9に示した体表用プローブ由来のMPR像と比較して、概ね上下方向に反転している。また、体表用プローブ由来のMPR像と比較して、右室流出路(RVOT)周辺の描出能が改善していることから、TEEプローブ由来のボリューム動画データを用いてRV-3DT処理を行うことにメリットがあることがわかる。また、図10のA4C像(A面)では、右心室の中心軸が画面の上下方向に対して斜め(概ね45度)に描出されている。

30

【0119】

図11には、第1及び第2の実施形態にて説明した3次元座標系の設定処理を行った上で生成されたTEEプローブ由来のMPR像を例示する。つまり、3DT用のアプリケーションで用いられる3次元データ空間に対して、y方向が反転するとともにx方向及びz方向のいずれかが反転するように、3次元座標系が設定される。

40

【0120】

例えば、3次元座標系の設定処理を行わない場合には、図10に示したように、C5面に描出される左心室(LV)、右室流入路(Inlet)、及び右室流出路(RVOT)の位置関係は、図9の体表用プローブ由来のC7面における位置関係と比較して左右方向が反転している。これに対して、3次元座標系の設定処理を行った場合には、図11に示すように、C5面に描出される左心室(LV)、右室流入路(Inlet)、及び右室流出路(RVOT)の位置関係は、図9の体表用プローブ由来のC7面における位置関係と同様である。また、各断面位置が見込まれる方向を示す矢印の方向についても、3次元座標系の設定処理を行った場合には、体表用プローブ由来のMPR像と同様に描出されてい

50

ることがわかる。

【0121】

また、A面のA4C像と、B面のRV Coronal-viewについても、3次元座標系の設定処理を行った場合には、左右方向の位置関係が体表用プローブ由来のMPR像と同様であることが示されている。したがって、図11に示したように、3次元座標系の設定処理を行うことで、TEEプローブ由来のボリューム動画データに対し、体表用プローブを用いた場合と同様の操作性でRV-3D T用アプリケーションを適用することが可能となる。

【0122】

しかしながら、図11のA4C像における右心室の中心軸は、表示画面の上下方向に対して傾いているために、体表用プローブ由来の画像データで想定した初期位置で上述したマーカ表示（図9参照）を行うと、生体ランドマーク（心尖や三尖弁）位置を調整するために操作者がマーカを動かす範囲が増加してしまい、体表用プローブを用いた場合と比較して操作性が低下してしまう。そこで、第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、ボリュームデータから検出された中心軸の方向情報を用いて、操作性を改善する。ここで、操作性を改善するための方法は、以下の2つの方法が考えられる。

【0123】

第1の方法は、関心領域の中心軸の方向情報を用いて、中心軸が表示画面の上下方向に一致するように、MPR像の表示方向をマーカ表示位置に対して回転させる方法である。すなわち、表示制御機能173は、関心領域の中心軸が表示画面の上下方向に対応するように、ボリューム動画データから生成される表示画像の方向を調整する。

【0124】

例えば、図11に示したように、3次元座標系の設定処理を行った上で生成されたA4C像における中心軸は、図9に示した中心軸と比較して、時計の2時方向へ約40度傾いていることがわかる。第1の実施形態で説明したように、TEEプローブの回転角は、得られるボリュームデータのデータ空間に含まれる心臓の位置関係と対応しているため、この40度という傾きは比較的少ない誤差で他の症例データの場合にも当てはまることが期待される。そこで、個々のTEEプローブの回転角の設定に応じて何度傾ければ良いかの期待値（補正回転期待値）を予め定めておくことができる。この補正回転期待値は、先の中心軸の傾き角度に逆符号を付けた値となる。例えば、TEEプローブの回転角0度の場合には、補正回転期待値として-40度が設定される。この場合、表示制御機能173は、図12に示すように、TEEプローブ由来のA4C像を、-40度回転させる。これにより、表示制御機能173は、体表用プローブ由来のA4C像の場合と同様に、調整範囲の少ないマーカの初期表示設定を提供可能となる。

【0125】

第2の方法は、中心軸の方向情報を用いて、マーカ表示の初期表示位置を表示MPR像に対して回転させて、中心軸に合致するように設定する方法である。すなわち、表示制御機能173は、マーカ表示の初期表示位置が関心領域の中心軸に対応するように、マーカ表示の初期表示位置の方向を調整する。

【0126】

例えば、表示制御機能173は、図9に示したマーカ表示の初期表示位置を40度回転させた上で、図11に示したA4C像上に表示させる。ここで、回転させる角度（40度）は、上述した補正回転期待値に逆符号を付けた値である。これにより、生体ランドマーク（心尖や三尖弁）位置を調整するために操作者がマーカを動かす範囲の増加を防ぐことができ、体表用プローブを用いた場合と同様の操作性を提供することが可能となる。

【0127】

（第3の実施形態の変形例）

第3の実施形態では、補正回転期待値を用いてMPR像、若しくはマーカ表示の初期表示位置を回転させる場合を説明したが、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、補正回転期待値を用いる処理に代えて、TEEプローブの回転角の情報と

10

20

30

40

50

、画像データから検出される中心軸の方向情報とを併用することで、第3の実施形態にて説明した第1の方法若しくは第2の方法による回転調整処理を行ってもよい。

【0128】

この場合、まず、設定機能172は、TEEプローブの回転角を用いて、存在し得る2種類の3次元的な鏡像反転座標系（TEE0に対するTEEa及びTEEb）の選択を行う。画像データを用いた検出には、検出に要する処理時間が必要であるのと、得られるボリュームデータの画質に依存して検出精度が低下する可能性があるが、TEEプローブの回転角を用いればこのような影響を軽減することができる。

【0129】

次に、選択された反転座標系のボリュームデータを用いて、A4C像のような基準断面の自動検出を行う。この場合、データ空間のx-y平面近傍において一般的な方向定義のA4C像が含まれていることが期待されるので、中心軸の方向を検出する際の探索条件を限定することで、中心軸の方向の検出精度や画質ロバスト性を向上させることができる。また、中心軸の方向の探索範囲を限定することで、検出に要する演算時間を軽減することも可能である。そして、表示制御機能173は、検出された中心軸の方向情報を上述した補正回転期待値として用いることで、第1の方法若しくは第2の方法による回転調整処理を行う。

【0130】

（第4の実施形態）

上述した実施形態では、超音波診断装置1が、TEEプローブ由来のボリューム動画データを処理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、更に、体表用プローブ由来のボリューム動画データを処理可能であり、処理対象となるボリューム動画データを収集した超音波プローブ101の種別（タイプ）に応じて3次元座標系の設定処理を適宜実行することが可能である。

【0131】

例えば、収集されたボリューム動画データに対し、そのボリューム動画データを収集した超音波プローブ101の種別の情報を付帯情報として設定しておく。そして、処理回路170は、ボリューム動画データを、3次元処理を行うアプリケーションに入力する際に、この付帯情報を参照し、超音波プローブ101の種別の情報を識別する。ここで、処理回路170は、体表用プローブ由来のボリューム動画データである場合には、3次元座標系の設定処理を実行せずに、ボリューム動画データをアプリケーションに入力する。一方、処理回路170は、TEEプローブ由来のボリューム動画データである場合には、3次元座標系の設定処理を実行した後に、ボリューム動画データをアプリケーションに入力する。

【0132】

すなわち、第4の実施形態に係る超音波診断装置1において、取得機能171は、更に、体表用プローブ由来のボリューム動画データを取得する。そして、設定機能172は、体表用プローブ由来のボリューム動画データが取得された場合には、当該ボリューム動画データに対して3次元座標系を設定しない。また、設定機能172は、TEEプローブ由来のボリューム動画データが取得された場合には、当該ボリューム動画データに対して3次元座標系を設定する。

【0133】

これによれば、超音波診断装置1は、TEEプローブと体表用プローブで同一の3次元処理用のアプリケーションを用いる場合であっても、3次元座標系の設定処理を実行するか否かを、ボリューム動画データの付帯情報を用いて自動的に判定する。このため、操作者は、アプリケーションに入力するボリューム動画データを選択するだけで、上下反転の有無や超音波プローブの種別を意識することなくアプリケーションを利用することが可能となる。

【0134】

（第5の実施形態）

10

20

30

40

50

上述した実施形態では、3D T処理等の3次元処理を行うアプリケーションにTEEプローブ由来のボリューム動画データを適用する場合について説明したが、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、3次元座標系の設定処理を行ったボリューム動画データを、3次元処理を行うアプリケーションに入力せずに、MPR表示のみを行う場合であってもよい。この場合、基準断面を選択してMPR表示を行うのが好適である。

【0135】

例えば、TEEプローブの回転角0度は、A4C像に対応する。3次元座標系の設定処理を行わない場合には、図10に示したように、A4C像において、心尖は画面下側に、左心室は画面右側に、右心室は画面左側に描出される。ここで、3次元座標系の設定処理を行ってボリュームデータ（TEEb）を内部的に選択することで、図11に示したように、表示画面の上下方向及び左右方向が体表用プローブ由来のMPR像と同様のMPR像を提供することができる。

10

【0136】

すなわち、第5の実施形態に係る超音波診断装置1において、取得機能171は、TEEプローブにより収集された被検体Pのボリュームデータと、ボリュームデータの収集時におけるTEEプローブの回転角とを取得する。設定機能172は、TEEプローブの回転角に基づいて、体表用プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する3次元座標系を、TEEプローブ由来のボリュームデータに設定する。表示制御機能173は、3次元座標系によりボリュームデータから生成される画像データを、表示画面に表示させる。したがって、3D-TEEプローブで得られたボリュームデータに対してMPR表示を行う場合において、このような方向定義を用いるようにすれば、3次元処理のアプリケーションを用いるか否かに関わらず、統一的にMPR像を読影して診断に用いる際のコンセンサスを得やすいと期待される。

20

【0137】

（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。

【0138】

（画像処理装置）

例えば、上述した実施形態では、3次元座標系の設定処理を行う各種の処理機能が、超音波診断装置1に適用され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、3次元座標系の設定処理を行う各種の処理機能は、画像処理装置にも適用可能である。

30

【0139】

図13を用いて、その他の実施形態に係る画像処理装置200の構成について説明する。図13は、その他の実施形態に係る画像処理装置200の構成例を示すブロック図である。

【0140】

図13に示すように、画像処理装置200は、入力装置201と、ディスプレイ202と、記憶回路210と、処理回路220とを備える。入力装置201、ディスプレイ202、記憶回路210、及び処理回路220は、互いに通信可能に接続される。

40

【0141】

処理回路220は、取得機能221と、設定機能222と、表示制御機能223と、受付機能224と、算出機能225とを実行する。ここで、取得機能221、設定機能222、表示制御機能223、受付機能224、及び算出機能225の各処理機能は、図1に示した取得機能171、設定機能172、表示制御機能173、受付機能174、及び算出機能175の各処理機能と同様の処理を実行可能である。

【0142】

すなわち、画像処理装置200において、取得機能221は、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された被検体のボリューム動画データを取得する。また、設定機能2

50

22は、経食道心エコー用超音波プローブと被検体との位置関係に基づいて、体表用プローブにより収集された被検体の画像データの表示方向に一致する3次元座標系をボリューム動画データに設定する。また、表示制御機能223は、設定された3次元座標系によりボリューム動画データから生成される画像データを、表示画面に表示させる。また、受付機能224は、表示画面に表示された画像上で、被検体の関心領域における運動情報の算出に関する指定を操作者から受け付ける。また、算出機能225は、ボリューム動画データを用いて、追跡を含む処理により運動情報を算出する。これによれば、その他の実施形態に係る超音波診断装置1は、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された画像データに対する3次元処理を簡便にすることができる。

【0143】

また、例えば、上述した実施形態では、表示画面に表示されるMPR像が静止画像であ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、表示されるMPR像は、1心周期以上の動画像であってもよい。

【0144】

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。

【0145】

また、上述した実施形態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。

【0146】

また、上述した実施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。この画像処理方法は、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、この画像処理方法は、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。

【0147】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、経食道心エコー用超音波プローブにより収集された画像データに対する3次元処理を簡便にすることができる。

【0148】

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】

【0149】

- | | |
|-----|---------|
| 1 | 超音波診断装置 |
| 170 | 処理回路 |
| 171 | 取得機能 |

10

20

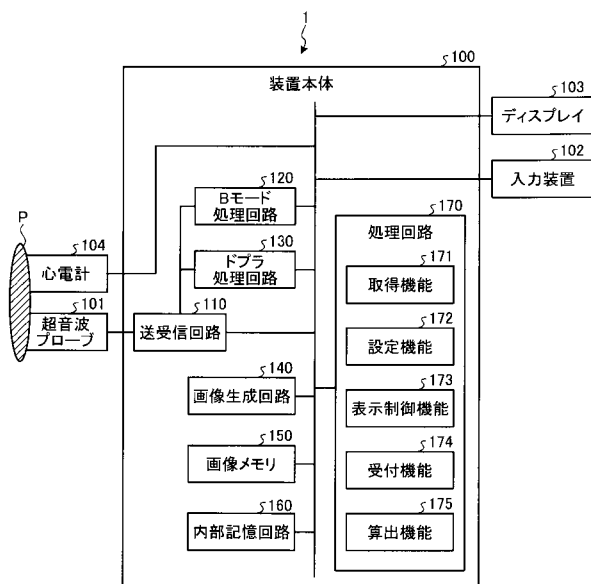
30

40

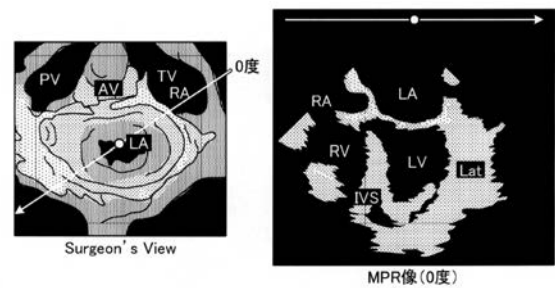
50

- 1 7 2 設定機能
- 1 7 3 表示制御機能
- 1 7 4 受付機能
- 1 7 5 算出機能

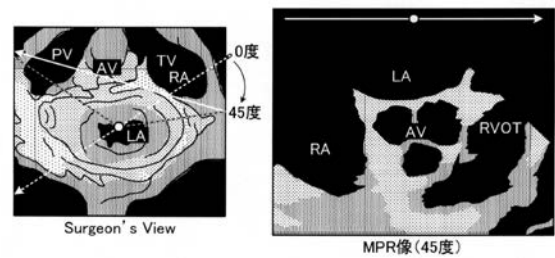
【図 1】



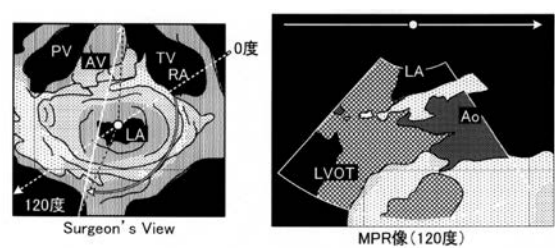
【図 2 A】



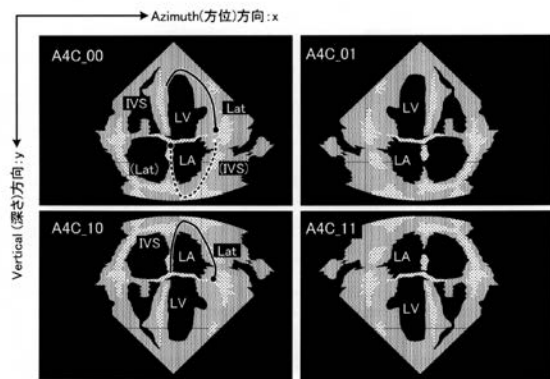
【図 2 B】



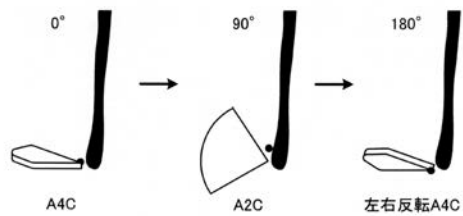
【図 2 C】



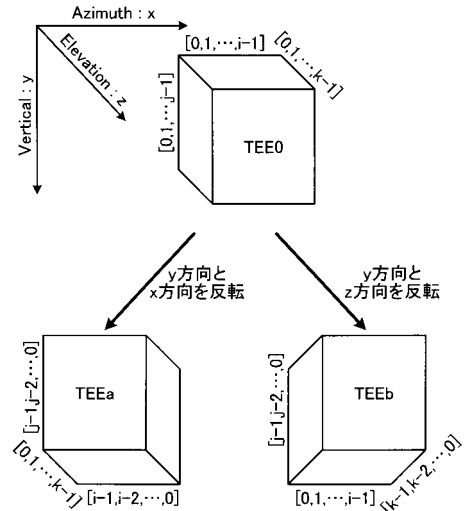
【図 3】



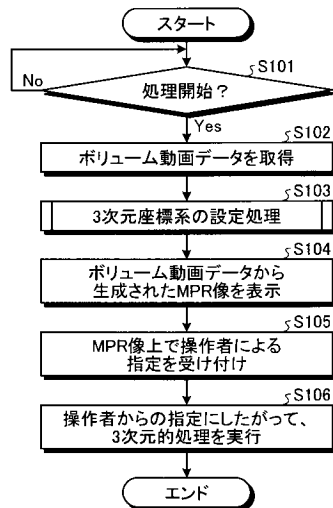
【図 4】



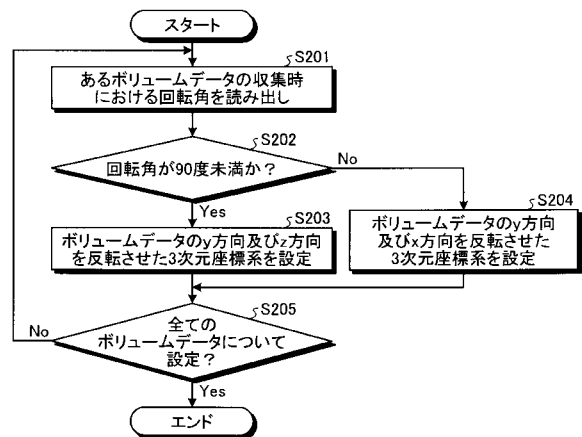
【図 5】



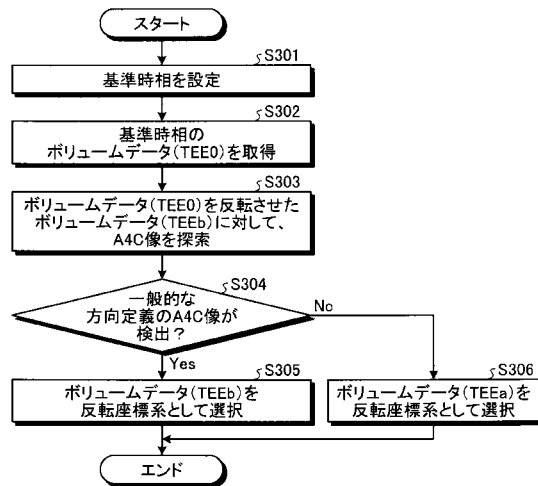
【図 6】



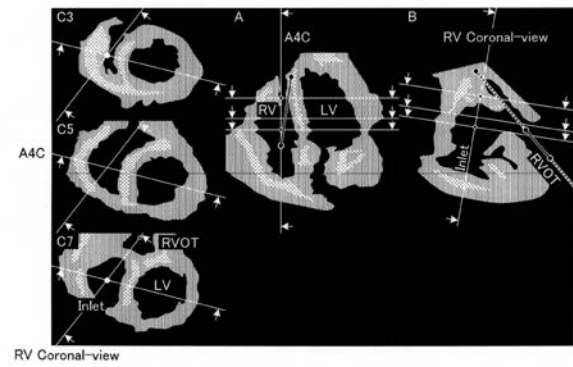
【図 7】



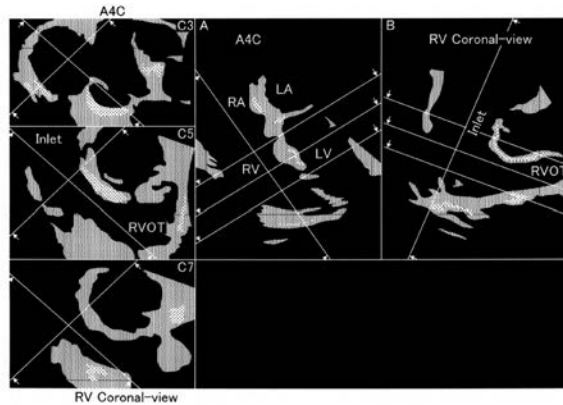
【図 8】



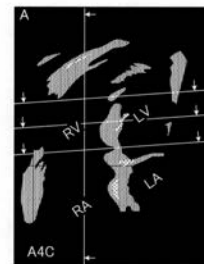
【図 9】



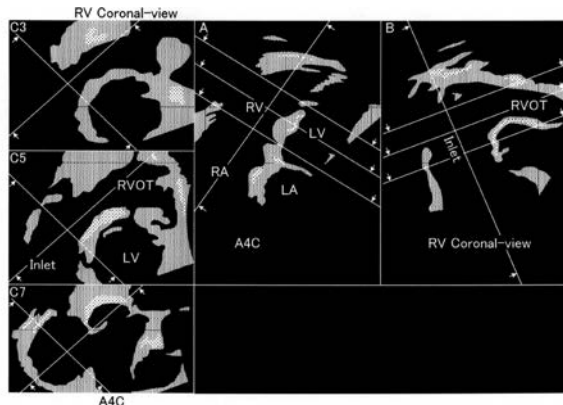
【図 10】



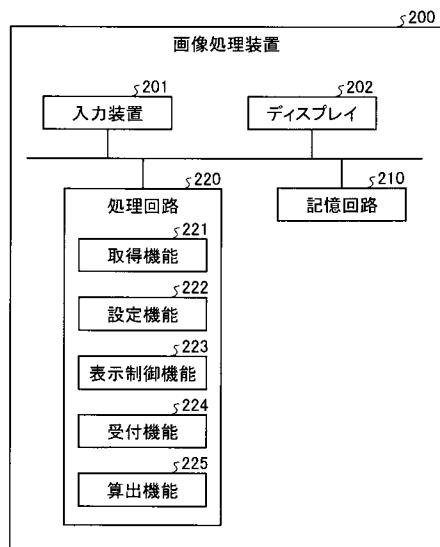
【図 12】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD07 DD15 EE11 FE01 FE10 GB06 JC32 JC37 KK21
KK25 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2018140073A	公开(公告)日	2018-09-13
申请号	JP2017037413	申请日	2017-02-28
[标]发明人	阿部康彦 福田省吾 安藤広治		
发明人	阿部 康彦 福田 省吾 安藤 広治		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/466 A61B5/0456 A61B8/02 A61B8/12 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/488 G06T3/60 G06T7/248 G06T15/08 G06T2207/10016 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G16H30/40 G16H50/20 G16H50/50		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD07 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE10 4C601/GB06 4C601/JC32 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A是为了简化由食管超声心动图超声探头采集的图像数据的三维处理。一个实施例的超声波诊断装置中，获取单元通过食管超声心动图超声探头采集的对象体积的视频数据。设定部，基于所述经食道超声超声探头与所述物体之间的位置关系，三维坐标系统，该系统由身体表面超声波探头收集的对象的图像数据的显示方向相匹配的卷将其设置为电影数据。显示控制部，从卷通过在显示屏上设置的三维坐标系中的运动图像数据生成的图像数据。对显示在显示屏图像上接收单元，它接受的在来自操作者的对象的感兴趣区域中的运动信息的关于指定的计算。计算单元，通过使用卷的运动图像数据，并且计算由处理的运动信息，包括跟踪。点域1

