

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5337446号
(P5337446)

(45) 発行日 平成25年11月6日 (2013. 11. 6)

(24) 登録日 平成25年8月9日 (2013. 8. 9)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 19 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-272267 (P2008-272267)
 (22) 出願日 平成20年10月22日 (2008. 10. 22)
 (65) 公開番号 特開2010-99195 (P2010-99195A)
 (43) 公開日 平成22年5月6日 (2010. 5. 6)
 審査請求日 平成23年10月4日 (2011. 10. 4)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 栗田 康一郎
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 後藤 英二
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波パルスを送信すると共に、反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、

単一走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域の B モード画像データを生成する B モード画像生成部と、

前記 B モード画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と、

前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する領域・方向生成部と、

複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、複数時相のボリュームデータを生成する再構成部と、

前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、

前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、
 を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

超音波パルスを送信すると共に、反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、

複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域の複数時相のボリューム

10

20

データを生成する再構成部と、

前記ボリュームデータの中に、所要断面を選択する選択部と、

前記所要断面における断面画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と

、

前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する生成部と、

前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、

前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、
を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 3】

前記領域・方向生成部は、前記弁の長さから、前記レンダリング処理対象の領域の前記奥行方向の厚みを決定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置

。

【請求項 4】

前記領域・方向生成部は、前記弁の付け根の位置と前記弁の長さから、前記レンダリング処理対象の領域の前記奥行方向の厚みを決定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記領域・方向生成部は、前記弁の付け根の位置と、閉じている状態である前記弁の軸長さに基づいて、前記レンダリング処理対象の領域の前記奥行方向の厚みの始点を決定することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波画像診断装置。

20

【請求項 6】

前記領域・方向生成部は、前記始点と、開いている状態である前記弁の軸の方向とに基づいて、前記始点から延びる、前記レンダリング処理対象の領域の前記奥行方向を決定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記領域・方向生成部は、血流路の方向を基準に、前記レンダリング処理対象の領域の前記奥行方向を決めることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 8】

前記選択部は、前記所要断面として、前記弁の像が最も大きく現れる断面を選択する構成とすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記 B モード画像データ又は前記断面画像データを基に心腔の外形を演算する演算部と

、

前記心腔の長軸と、前記奥行方向とのなす角が閾値以内となるように前記奥行方向を補正する補正部と、

をさらに有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

40

【請求項 10】

前記検出部は、前記エコー信号に基づくカラードプラ画像上の流速・分散が大きい位置を抽出し、その位置から閾値以内の距離にある領域の中から前記弁の像の検出を行なう構成とすることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 11】

前記カラードプラ画像として、心電波形データに基づく心臓に血流が流入するタイミングにおけるカラードプラ画像を用いることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 12】

50

超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、単一走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域のBモード画像データを生成するBモード画像生成部と、

前記Bモード画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と、

前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する領域・方向生成部と、

複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、複数時相のポリウムデータを生成する再構成部と、

前記複数時相の各ポリウムデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、

前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項13】

超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域の複数時相のポリウムデータを生成する再構成部と、

前記ポリウムデータの中に、所要断面を選択する選択部と、

前記所要断面における断面画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と

、

前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する生成部と、

前記複数時相の各ポリウムデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、

前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、
を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項14】

前記選択部は、前記所要断面として、前記弁の像が最も大きく現れる断面を選択する構成とすることを特徴とする請求項13に記載の画像処理装置。

【請求項15】

前記Bモード画像データ又は前記断面画像データを基に心腔の外形を演算する演算部と

、

前記心腔の長軸と、前記奥行方向とのなす角が閾値以内となるように前記奥行方向を補正する補正部と、

をさらに有することを特徴とする請求項12乃至14のうちいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項16】

前記検出部は、前記エコー信号に基づくカラードブラ画像上の流速・分散が大きい位置を抽出し、その位置から閾値以内の距離にある領域の中から前記弁の像の検出を行なう構成とすることを特徴とする請求項12乃至15のうちいずれか一項に記載の画像処理装置

。

【請求項17】

前記カラードブラ画像として、心電波形データに基づく心臓に血流が流入するタイミングにおけるカラードブラ画像を用いることを特徴とする請求項16に記載の画像処理装置

。

【請求項18】

コンピュータに、

超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、単一走査断面に関する前記エコー信号を基に、心

10

20

30

40

50

臓を含む領域のBモード画像データを生成する機能と、

前記Bモード画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する機能と、

前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する機能と、

複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、複数時相のボリュームデータを生成する機能と、

前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する機能と、

前記三次元画像データを表示装置に表示させる機能と、
を実現させることを特徴とする超音波画像診断支援プログラム。

【請求項19】

コンピュータに、

超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、臓を含む領域の複数時相のボリュームデータを生成する機能と、

前記ボリュームデータの中に、所要断面を選択する機能と、

前記所要断面における断面画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する機能と、

前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する機能と、

前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する機能と、

前記三次元画像データを表示装置に表示させる機能と、
を実現させることを特徴とする超音波画像診断支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、リアルタイムスキャン中に三次元画像を表示する超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医用診断装置である。超音波画像診断装置は、他の医用診断装置に比べ、小型で安価、X線等の被曝がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器及び産婦人科等で広く利用されている。

【0003】

超音波の三次元画像を用いた検査ワークフローは、短時間で従来撮像していた複数のスライス面を収集し、検査後にオフラインPC(personal computer)等で任意の断面を編集機能(Crop等)により切り出し検査することを想定していた。しかし、超音波画像診断装置の画像の分解性能では、心臓等の動いている物体に関しては検査中に三次元画像上で関心領域を描出できていないと検査後に画像を編集しても超音波の角度依存性の問題等で僧帽弁等の弁を視認できない場合がある。超音波のリアルタイム三次元表示では弁の把握が大きな臨床ニーズの一つであるので、弁の簡便な表示機能は重要である。そのためリアルタイムスキャン中に三次元画像の表示態様を編集して関心領域を表示させる必要がある。

【0004】

三次元画像の表示態様をリアルタイムスキャン中に編集する技術として、

1) 直交3断面画像と三次元画像とが表示された操作画面上でユーザインターフェースを用いて、直交する2つのMPR(任意断面を切り出した平面)画像上で画像の切り出しを

10

20

30

40

50

行なう (Box - Crop)、

2) 直交3断面画像と三次元画像とが表示された操作画面上でユーザインターフェースを用いて、見たい位置の始点と終点を1断面(直交断面は中心角度で扱う)で指定する(D - Crop(登録商標))、等が挙げられる。

【0005】

心臓の弁の描出の用途においてはD - Cropが比較的容易な手法として用いられている。

【0006】

なお、本発明に関連する従来技術として、次のようなものがある。

【特許文献1】特開2008-142568号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来技術では、三次元画像の表示態様をリアルタイムスキャン中に編集する場合、片手(主に利き手)でプローブ走査を行ないながら、ポインティングデバイス进行操作するのは非常に煩雑であり、時間がかかる。

【0008】

本発明は、このような事情を考慮してなされたもので、三次元スキャン中の操作性を向上させることができる超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波画像診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波パルスを送信すると共に、反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、単一走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域のBモード画像データを生成するBモード画像生成部と、前記Bモード画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と、前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する領域・方向生成部と、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、複数時相のボリュームデータを生成する再構成部と、前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、を有する。

30

【0010】

また、本発明に係る超音波画像診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波パルスを送信すると共に、反射波を受信してエコー信号を発生する超音波プローブと、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域の複数時相のボリュームデータを生成する再構成部と、前記ボリュームデータの中に、所要断面を選択する選択部と、前記所要断面における断面画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と、前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する生成部と、前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、を有する。

40

【0011】

本発明に係る画像処理装置は、上述した課題を解決するために、超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、単一走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域のBモード画像データを生成するBモード画像生成部と、前記Bモード画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と、前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向

50

と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する領域・方向生成部と、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、複数時相のボリュームデータを生成する再構成部と、前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、を有する。

【0012】

また、本発明に係る画像処理装置は、上述した課題を解決するために、超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域の複数時相のボリュームデータを生成する再構成部と、前記ボリュームデータの中に、所要断面を選択する選択部と、前記所要断面における断面画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する検出部と、前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する生成部と、前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する処理部と、前記三次元画像データを表示装置に表示させる表示制御部と、を有する。

【0013】

本発明に係る超音波画像診断支援プログラムは、上述した課題を解決するために、コンピュータに、超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、単一走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域のBモード画像データを生成する機能と、前記Bモード画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する機能と、前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する機能と、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、複数時相のボリュームデータを生成する機能と、前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する機能と、前記三次元画像データを表示装置に表示させる機能と、を実現させる。

【0014】

また、本発明に係る超音波画像診断支援プログラムは、上述した課題を解決するために、コンピュータに、超音波プローブから超音波パルスを送信させると共に、前記超音波プローブで受信された反射波に基づくエコー信号を取得し、複数走査断面に関する前記エコー信号を基に、心臓を含む領域の複数時相のボリュームデータを生成する機能と、前記ボリュームデータの中に、所要断面を選択する機能と、前記所要断面における断面画像データを基に前記心臓内部の弁の像を検出する機能と、前記弁の像を基に、前記弁全体を含むように、奥行方向と、その奥行方向に厚みを有する三次元領域であるレンダリング処理対象の領域とを生成する機能と、前記複数時相の各ボリュームデータのうち前記レンダリング処理対象の領域を、前記奥行方向を投影方向としてレンダリング処理を実行することによって、三次元画像データを生成する機能と、前記三次元画像データを表示装置に表示させる機能と、を実現させる。

【発明の効果】

【0015】

本発明に係る超音波画像診断装置、画像処理装置及び超音波画像診断支援プログラムによると、三次元スキャン中の操作性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

本発明に係る超音波画像診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。なお、第1及び第2実施形態の超音波画像診断装置は、三次元スキャンに先立って二次元

10

20

30

40

50

スキャンを行なう場合のものであり、第3及び第4実施形態の超音波画像診断装置は、三次元に先立って二次元スキャンを行なわない場合のものである。

【0017】

図1は、第1実施形態の超音波画像診断装置のハードウェア構成を示す概略図である。

【0018】

図1は、第1実施形態の超音波画像診断装置10を示す。その超音波画像診断装置10は、大きくは、超音波プローブ11、装置本体12、ディスプレイ13及び操作パネル14によって構成される。

【0019】

超音波プローブ11は、装置本体12からの駆動パルスを基に患者Pの内部の三次元のスキャン領域に対して超音波パルスを送信すると共に、送信された超音波パルスに対応するエコーを受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。超音波プローブ11の圧電振動子群からスキャン領域に超音波パルスが送信されると、その超音波パルスによって形成される超音波ビームは、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。その反射されたエコーを圧電振動子群によって受信する。受信されたエコーは圧電振動子群にてエコー信号に変換される。エコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合、送信された超音波パルスに対応するエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0020】

超音波プローブ11としては、例えば、機械式三次元プローブ及び2Dプローブ(マトリクスアレイプローブ)等が挙げられる。機械式三次元プローブは、X軸方向(アジマス方向)のみに多数(例えば、100乃至200個)配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブであるか、X軸方向に多数、Y軸方向(エレベーション方向)に少数(例えば、3個)配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブである。また、2Dプローブは、X軸方向及びY軸方向の両方に多数の圧電振動子が配列されたプローブである。

【0021】

超音波プローブ11が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスをX軸方向に収束してZ軸方向(深さ方向)に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ11が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスをY軸方向に収束してZ軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y軸方向に1個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。又は、超音波プローブ11が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスをY軸方向に収束してZ軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点のZ軸方向の位置に応じてY軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。機械式三次元プローブを用いて複数走査断面をスキャンする場合、圧電振動子群を煽動させながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の2D断面(X-Z断面)をスキャンする。

【0022】

超音波プローブ11が2Dプローブである場合、超音波パルスをX軸方向及びY軸方向に収束してZ軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X軸方向及びY軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。2Dプローブを用いて複数走査断面をスキャンする場合、電子的に超音波パルスの送信面をY軸方向にずらしながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数のX-Z断面をスキャンする。

【0023】

装置本体12は、送受信回路21、二次元画像生成回路22、DSC(digital scan converter)回路23、表示画像生成回路24、画像メモリ25、

10

20

30

40

50

CPU (central processing unit) 26、内部記憶装置 27、IF (interface) 28 及び外部記憶装置 29 を備える。なお、送受信回路 21、二次元画像生成回路 22、DSC 回路 23 及び表示画像生成回路 24 は、集積回路として構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

【0024】

送受信回路 21 は、図示しない送信回路及び受信回路を設ける。送信回路は、図示しないパルス回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。パルス回路は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) 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、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 11 の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

10

【0025】

なお、送受信回路 21 の送信回路は、CPU 26 の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧 (音圧)、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0026】

送受信回路 21 の受信回路は、図示しないアンプ、受信遅延回路、A/D (analog to digital) 変換回路及び加算回路等を有する。アンプでは、超音波プローブ 11 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延回路は、アンプによって増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。A/D 変換回路は、受信遅延回路から出力されるエコー信号をデジタル信号に変換する。加算回路は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算回路による加算により、エコー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。

20

【0027】

二次元画像生成回路 22 は、B モード画像生成回路 22a 及びカラードブラ画像生成回路 22b を有する。B モード画像生成回路 22a は、送受信回路 21 の受信回路から出力されるエコー信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード画像データを生成する。また、カラードブラ画像生成回路 22b は、送受信回路 21 の受信回路から出力されるエコー信号を基に速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散及びパワー等の血流情報を含む血流画像データを生成する。

30

【0028】

DSC 回路 23 は、二次元画像生成回路 22 から出力される超音波スキャンによる走査線信号列の画像データを、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。

【0029】

表示画像生成回路 24 は、D/A (digital to analog) 変換回路等によって構成される。表示画像生成回路 24 は、DSC 回路 23 から出力される B モード画像データや血流画像データと各種パラメータとを合成してアナログ変換することで表示画像を生成する。また、表示画像生成回路 24 は、CPU 26 から出力される後述する三次元画像と各種パラメータとを合成してアナログ変換することで表示画像を生成する。

40

【0030】

画像メモリ 25 は、二次元スキャンにおいて二次元画像生成回路 22 から出力される単一走査断面に関する B モード画像データを記憶する。また、画像メモリ 25 は、三次元スキャンにおいて二次元画像生成回路 22 から出力される複数走査断面に関する B モード画像データを空間的に (厚さ方向に従って) 配列し、スタックデータを形成して記憶する。

50

画像メモリ 25 は、複数時相（複数フレーム）の B モード画像データや複数時相のスタックデータを記憶することができる。

【0031】

CPU 26 は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路（LSI）の構成をもつ制御装置である。CPU 26 は、内部記憶装置 27 に記憶しているプログラムを実行する機能を有する。又は、CPU 26 は、外部記憶装置 29 に記憶しているプログラム、ネットワーク N から転送され IF 28 で受信されて外部記憶装置 29 にインストールされたプログラムを、内部記憶装置 27 にロードして実行する機能を有する。

【0032】

10

内部記憶装置 27 は、ROM（read only memory）及び RAM（random access memory）等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置 27 は、IPL（initial program loading）、BIOS（basic input/output system）及びデータを記憶したり、CPU 26 のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

【0033】

IF 28 は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF 28 は、操作パネル 14、病院基幹の LAN（local area network）等のネットワーク N、外部記憶装置 29 及び操作パネル 14 等に関するインターフェースである。装置本体 12 によって取得された超音波画像等のデータや解析結果等は、IF 28 によって、ネットワーク N を介して他の装置に転送可能である。

20

【0034】

外部記憶装置 29 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置（図示しない）に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置 29 は、装置本体 12 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS（operating system）等も含まれる）を記憶する機能を有する。また、OS に、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル 14 によって行なうことができる GUI を提供させることもできる。

【0035】

30

内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 は、本発明に係る超音波診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報（患者 ID（identification）及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。また、内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 は、必要に応じて、画像メモリ 25 に一時的に記憶される三次元画像の保管等にも使用される。さらに、内部記憶装置 27 又は外部記憶装置 29 に記憶されたデータは、IF 28 を介してネットワーク N 網へ転送することも可能となっている。

【0036】

ディスプレイ 13 は、液晶ディスプレイや CRT（cathode ray tube）等によって構成される。ディスプレイ 13 は、表示画像生成回路 24 からのビデオ信号の B モード画像、三次元画像及び MPR（multi planar reformat）画像を、種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に動画像として表示する。

40

【0037】

操作パネル 14 は、トラックボール 14 a、各種スイッチ 14 b、ボタン 14 c、マウス 14 d 及びキーボード 14 e 等によって構成される。操作パネル 14 は、装置本体 12 に接続され、ユーザ（操作者）からの各種指示、例えば、関心領域（ROI：region of interest）の設定指示、画質条件設定指示等を装置本体 12 に入力する機能を有する。ユーザは、操作パネル 14 を介して、超音波プローブ 11 から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート及びスキャン領域や、受信条件等を装置本体 12 に入力することができる。

50

【 0 0 3 8 】

図 2 は、第 1 実施形態の超音波画像診断装置 1 0 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 3 9 】

図 1 に示す C P U 2 6 がプログラムを実行することによって、超音波画像診断装置 1 0 は、画像処理装置 3 0 として機能する。画像処理装置 3 0 は、インターフェース部 3 1、二次元スキャン制御部 3 2、レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3、三次元スキャン制御部 3 4、三次元再構成部 3 5 及びレンダリング処理部 3 6 を有する。なお、第 1 実施形態では、各部 3 1 乃至 3 6 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

10

【 0 0 4 0 】

インターフェース部 3 1 は、操作パネル 1 4 を介した入力信号に従って、二次元スキャン制御部 3 2 又は三次元スキャン制御部 3 4 に、スキャンを行なわせるように指示する機能を有する。

【 0 0 4 1 】

二次元スキャン制御部 3 2 は、インターフェース部 3 1 からの指示に対応して、超音波プローブ 1 1 の所要の煽動角度における単一スキャン断面に対して超音波を順次送信するように送受信回路 2 1 を制御する機能と、送信超音波に対応するエコーを受信するように送受信回路 2 1 を制御する機能とを有する。

【 0 0 4 2 】

レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3 は、二次元スキャン制御部 3 2 による制御によって画像メモリ 2 5 に記憶される B モード画像を基に、レンダリング処理部 3 6 によってボリュームレンダリング処理するためのレンダリング対象領域を設定する機能を有する。レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3 は、心臓の心腔内の血流路を推定し、推定された血流路を見易い方向から三次元表示させるためのレンダリング対象領域・投影方向を設定する。

20

【 0 0 4 3 】

レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3 は、心腔演算部 3 3 a、弁検出部 3 3 b、第 1 血流路推定部 3 3 c 及び判断部 3 3 d を有する。

【 0 0 4 4 】

心腔演算部 3 3 a は、画像メモリ 2 5 に記憶された、所要フレームに関する B モード画像を基に、一般的な方法、例えば、心筋部分と心腔部分とを弁別する処理を行なうことで、心腔の外形を演算する機能を有する。この処理に当たっては、設定される R O I の範囲内において、又は三次元空間内に設定される三次元 R O I 内において実行される。一般に心筋部分と心腔部分とは輝度レベルにおいて顕著な差があり、また心筋部分のエッジを検出するのは一般に容易であるため、この心腔演算処理によれば精度良く形態量の情報を取得できるという利点がある。

30

【 0 0 4 5 】

弁検出部 3 3 b は、画像メモリ 2 5 に記憶された、複数所要フレームに関する B モード画像群を基に、一般的な方法、例えば、図 3 に示すようなフローチャートによる方法を用いることによって、僧帽弁 (M V : m i t r a l v a l v e) の検出を行なう。

40

【 0 0 4 6 】

図 3 によると、弁検出部 3 3 b は、まず、所要フレームの B モード画像の各画素の輝度値に任意の輝度値を乗じる (ステップ S 1)。次いで、弁検出部 3 3 b は、ステップ S 1 の処理が行なわれた画像を任意のスレッシュホールドを用いて 2 値化処理して複数の輪郭を抽出する (ステップ S 2)。次いで、弁検出部 3 3 b は、ステップ S 2 によって抽出された複数の輪郭から所要の大きさに該当する複数の輪郭を選択する (ステップ S 3)。次いで、弁検出部 3 3 b は、ステップ S 3 によって選択された複数の輪郭をそれぞれ矩形で囲み、各矩形内を 2 値画像化する (ステップ S 4)。次いで、弁検出部 3 3 b は、ステップ S 4 によって取得された複数の 2 値画像のうち、予め設定された僧帽弁の 2 値化パターン画

50

像との一致度が最も高い2値画像を基に僧帽弁を検出する(ステップS5)。次いで、弁検出部33bは、次のフレームに関する僧帽弁の検出を行わずに、僧帽弁の検出動作を終了するか否かを判断する(ステップS6)。ステップS6の判断にてNO、すなわち、弁検出部33bが、次のフレームに関する僧帽弁の検出を行なうと判断する場合、ステップS1に戻り、次のフレームのBモード画像の各画素の輝度値に任意の輝度値を乗じる。

【0047】

一方、ステップS6の判断にてYES、すなわち、弁検出部33bが、次のフレームに関する僧帽弁の検出を行わずに、僧帽弁の検出動作を終了すると判断する場合、動作を終了する。

【0048】

図3に示すフローチャートによると、ステップS1乃至ステップS5の動作を繰り返すことで、各フレームに関するBモード画像上の僧帽弁を検出することができる。

【0049】

また、図2に示す第1血流路推定部33cは、弁検出部33bによって検出された僧帽弁を基に、レンダリング対象領域・投影方向を設定するための血流路を推定する機能を有する。

【0050】

図4は、僧帽弁の検出に用いられた所要断面のBモード画像の一例を示す図である。図5は、血流路の推定方法を説明するために、僧帽弁が最も閉じた状態にあるフレームに関する所要断面のBモード画像の一部を示す模式図である。

【0051】

図5に示すように、Bモード画像上の僧帽弁Mの付け根M1を基点として、最も閉じた状態にある僧帽弁Mの軸に直交して僧帽弁Mの長さd分だけ離れた位置に、血流路の線分の始点Qを設定する。なお、僧帽弁Mの付け根M1は、複数のフレームに関して、Bモード画像上の僧帽弁Mをそれぞれ検出することで、不動の点として求められる。

【0052】

一方、始点Qから最も開いた状態にある僧帽弁Mの軸と平行な方向に、 $d \times n$ ($n = 1, 2, \dots$)分だけ離れた位置に、血流路の線分の終点 R_n ($R_1, R_2, \dots$)を設定する。

【0053】

また、図2に示す判断部33dは、図5に示すように、始点Qと終点 R_n とを結ぶ直線 QR_n と心腔の長軸Lとのなす角が閾値以内であるか否かを判断し、なす角が閾値以上である場合に、なす角が閾値になるように終点 R_n を補正する機能を有する。レンダリング対象領域・投影方向設定部33は、判断部33dから出力される始点Q・終点Rを、D-Crop処理の始点・終点として扱う。すなわち、レンダリング対象領域・投影方向設定部33は、判断部33dから出力される始点Q・終点Rを投影方向として設定し、始点Qを通り投影方向に直交する断面FQと、終点Rを通り投影方向に直交する断面 FR_n ($FR_1, FR_2, \dots$)とによって形成される空間をレンダリング対象領域として設定する。なお、心腔演算部33a及び判断部33dは、超音波画像診断装置10に必須の要件ではない。

【0054】

三次元スキャン制御部34は、インターフェース部31からの指示に対応して、複数のスキャン断面に対して超音波を順次送信するように送受信回路21を制御する機能と、送信超音波に対応するエコーを受信するように送受信回路21を制御する機能とを有する。

【0055】

三次元再構成部35は、三次元スキャン制御部34による制御によって画像メモリ25に記憶されるスタックデータに対して補間処理等を施して、ボリュームデータを生成する機能を有する。

【0056】

レンダリング処理部36は、レンダリング対象領域・投影方向設定部33によって設定

10

20

30

40

50

されたレンダリング対象領域・投影方向を基に、三次元再構成部 35 によって生成されるボリュームデータに対してサーフェスレンダリング処理・ボリュームレンダリング処理等のレンダリング処理を施して、三次元画像を生成する機能を有する。三次元画像は、DSC 回路 23 を介してディスプレイ 13 (図 1 に図示) に表示される。三次元スキャン制御部 34 によって複数時相について超音波パルスの送受信を行なうことで、ディスプレイ 13 には、三次元画像が略リアルタイムの動画として表示される。

【0057】

図 6 は、三次元画像の表示例を示す図である。

【0058】

図 6 は、レンダリング処理部 36 によって生成されたサーフェスレンダリング画像としての三次元画像と、直交三断面における MPR 画像とを示している。また、MPR 画像上には、表示された三次元画像に対応するレンダリング対象領域・投影方向の基となる血流路の始点・終点が表示されている。なお、ユーザインターフェースを用いて MPR 画像上の血流路の始点・終点を移動させレンダリング対象領域・投影方向を変更することで、三次元画像の表示を変更することができる。

【0059】

第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 によると、三次元スキャンに先行する二次元スキャンで取得される B モード画像を基に、心腔内の血流路を視認し易い三次元画像を生成・表示するためのレンダリング対象領域・投影方向を設定できる。よって、第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 によると、B モード画像を用いて設定されたレンダリング対象領域・投影方向を基に、三次元スキャン移行後に取得されるボリュームデータをレンダリング処理した三次元画像をプリセットとして表示することができるので、リアルタイムスキャン中に三次元画像の表示態様を基本的には手動編集する必要がないので、三次元スキャン中の操作性を向上させることができる。

【0060】

図 7 は、第 2 実施形態の超音波画像診断装置 10A の機能を示すブロック図である。なお、第 2 実施形態の超音波画像診断装置 10A のハードウェア構成は、図 1 に示す第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 と同様であるので、説明を省略する。

【0061】

図 1 に示す CPU 26 がプログラムを実行することによって、超音波画像診断装置 10A は、画像処理装置 30A として機能する。画像処理装置 30A は、インターフェース部 31、二次元スキャン制御部 32、レンダリング対象領域・投影方向設定部 33A、三次元スキャン制御部 34、三次元再構成部 35 及びレンダリング処理部 36 を有する。なお、各部 31 乃至 36 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【0062】

レンダリング対象領域・投影方向設定部 33A は、心腔演算部 33a、弁検出部 33b 及び第 2 血流路推定部 33e を有する。

【0063】

第 2 血流路推定部 33e は、心腔演算部 33a によって演算された心腔の長軸と、弁検出部 33b によって検出された僧帽弁とを基に、レンダリング対象領域・投影方向を設定するための血流路を推定する機能を有する。

【0064】

図 8 は、血流路の推定方法を説明するために、僧帽弁が最も閉じた状態にあるフレームに関する所要断面の B モード画像の一部を示す模式図である。

【0065】

図 8 に示すように、心腔の長軸 L の端であって僧帽弁 M に近い側の位置に、血流路の線分の始点 Q' を設定する。一方、長軸 L 上であって、始点 Q' から $d \times n$ ($n = 1, 2, \dots$) 分だけ離れた位置に、血流路の線分の終点 R' n ($R'1, R'2, \dots$) を設定する

10

20

30

40

50

。レンダリング対象領域・投影方向設定部 33A は、第 2 血流路推定部 33e から出力される始点 Q・終点 R を、D - C r o p 処理の始点・終点として扱う。すなわち、レンダリング対象領域・投影方向設定部 33A は、第 2 血流路推定部 33e から出力される始点 Q'・終点 R' を投影方向として設定し、始点 Q' を通り投影方向に直交する断面 F Q' と、終点 R' を通り投影方向に直交する断面 F R' n (F R' 1 , F R' 2 , ...) によって形成される空間をレンダリング対象領域として設定する。

【0066】

なお、図 7 に示す超音波画像診断装置 10A において、図 2 に示す超音波画像診断装置 10 と同一構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0067】

第 2 実施形態の超音波画像診断装置 10A によると、三次元スキャンに先行する二次元スキャンで取得される B モード画像を基に、心腔内の血流路を視認し易い三次元画像を生成・表示するためのレンダリング対象領域・投影方向を設定できる。よって、第 2 実施形態の超音波画像診断装置 10A によると、B モード画像を用いて設定されたレンダリング対象領域・投影方向を基に、三次元スキャン移行後に取得されるボリュームデータをレンダリング処理した三次元画像をプリセットとして表示することができるので、リアルタイムスキャン中に三次元画像の表示態様を基本的には手動編集する必要がないので、三次元スキャン中の操作性を向上させることができる。

【0068】

図 9 は、第 3 実施形態の超音波画像診断装置 10B の機能を示すブロック図である。なお、第 3 実施形態の超音波画像診断装置 10B のハードウェア構成は、図 1 に示す第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 と同様であるので、説明を省略する。

【0069】

図 1 に示す C P U 26 がプログラムを実行することによって、超音波画像診断装置 10B は、画像処理装置 30B として機能する。画像処理装置 30B は、インターフェース部 31、二次元スキャン制御部 32、レンダリング対象領域・投影方向設定部 33、三次元スキャン制御部 34、三次元再構成部 35、レンダリング処理部 36 及び断面選択部 37 を有する。なお、各部 31 乃至 37 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【0070】

断面選択部 37 は、三次元再構成部 35 によって生成されるボリュームデータの中に、所要断面 (M P R 断面) を選択する機能を有する。断面選択部 37 は、所要断面として、僧帽弁の像が最も大きく現れる断面を選択することが好適である。

【0071】

なお、図 9 に示す超音波画像診断装置 10B において、図 2 に示す超音波画像診断装置 10 と同一構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0072】

第 3 実施形態の超音波画像診断装置 10B によると、三次元スキャンで取得されるボリュームデータから選択される M P R 画像を基に、心腔内の血流路を視認し易い三次元画像を生成・表示するためのレンダリング対象領域・投影方向を設定できる。よって、第 3 実施形態の超音波画像診断装置 10B によると、M P R 画像を用いて設定されたレンダリング対象領域・投影方向を基に、ボリュームデータをレンダリング処理した三次元画像をプリセットとして表示することができるので、リアルタイムスキャン中に三次元画像の表示態様を基本的には手動編集する必要がないので、三次元スキャン中の操作性を向上させることができる。

【0073】

図 10 は、第 4 実施形態の超音波画像診断装置 10C の機能を示すブロック図である。なお、第 4 実施形態の超音波画像診断装置 10C のハードウェア構成は、図 1 に示す第 1 実施形態の超音波画像診断装置 10 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

図 1 に示す C P U 2 6 がプログラムを実行することによって、超音波画像診断装置 1 0 C は、画像処理装置 3 0 C として機能する。画像処理装置 3 0 C は、インターフェース部 3 1、二次元スキャン制御部 3 2、レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3 A、三次元スキャン制御部 3 4、三次元再構成部 3 5、レンダリング処理部 3 6 及び断面選択部 3 7 を有する。なお、各部 3 1 乃至 3 7 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

【 0 0 7 5 】

なお、図 1 0 に示す超音波画像診断装置 1 0 C において、図 7 に示す超音波画像診断装置 1 0 A 及び図 9 超音波画像診断装置 1 0 B と同一構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

10

【 0 0 7 6 】

第 4 実施形態の超音波画像診断装置 1 0 C によると、三次元スキャンで取得されるボリュームデータから選択される M P R 画像を基に、心腔内の血流路を視認し易い三次元画像を生成・表示するためのレンダリング対象領域・投影方向を設定できる。よって、第 4 実施形態の超音波画像診断装置 1 0 C によると、M P R 画像を用いて設定されたレンダリング対象領域・投影方向を基に、ボリュームデータをレンダリング処理した三次元画像をプリセットとして表示することができるので、リアルタイムスキャン中に三次元画像の表示態様を基本的には手動編集する必要がないので、三次元スキャン中の操作性を向上させることができる。

20

【 0 0 7 7 】

なお、超音波画像診断装置 1 0 , 1 0 A , 1 0 B , 1 0 C において、弁検出部 3 3 b によって僧帽弁を検出する際、カラードプラ画像を用いて検出精度を向上させることができる。弁検出部 3 3 b は、カラードプラ画像生成回路 2 2 b によって生成されるカラードプラ画像を基にカラードプラ画像上の流速・分散が大きい領域を抽出し、その領域から閾値以内の距離にある領域の中から僧帽弁の検出を行なう。

【 0 0 7 8 】

図 1 1 は、心臓に血流が流入するタイミングにおけるカラードプラ画像の一例を示す図である。

30

【 0 0 7 9 】

図 1 1 に示すように、カラードプラ画像上で、流速・分散が大きい位置をブロック検索（図中のブロック内の流速 + 分散を足し合わせて、最も総計値が高いブロックの中心座標を血流路と判定する）で抽出する。なお、カラードプラ画像上の流速・分散が大きい領域は時相によって移動するので、患者 P の心臓付近の体表に装着される心電計ユニット（図示しない）から出力される心電波形データに基づく任意のタイミング（拡張末期や収縮末期）や、B モード画像を用いて推定された血流路との比較が必要となってくる。

【 0 0 8 0 】

また、超音波画像診断装置 1 0 , 1 0 A , 1 0 B , 1 0 C において、レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3（レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3 A）は、判断部 3 3 d（第 2 血流路推定部 3 3 e）から出力される始点 Q・終点 R に基づく断面 F Q , F R n の各一部を、B o x - C r o p 処理のクリップ断面として扱ってもよい。すなわち、レンダリング対象領域・投影方向設定部 3 3 は、判断部 3 3 d から出力される始点 Q - 終点 R を投影方向として設定し、始点 Q を通り投影方向に直交する断面 F Q の一部と、終点 R を通り投影方向に直交する断面 F R n の一部とによって形成される直方体をレンダリング対象領域として設定する。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 1 】

【図 1】第 1 実施形態の超音波画像診断装置のハードウェア構成を示す概略図。

【図 2】第 2 実施形態の超音波画像診断装置の機能を示すブロック図。

50

【図 3】僧帽弁の検出動作を示すフローチャート。

【図 4】僧帽弁の検出に用いられた所要断面の B モード画像の一例を示す図。

【図 5】血流路の推定方法を説明するために、僧帽弁が最も閉じた状態にあるフレームに関する所要断面の B モード画像の一部を示す模式図。

【図 6】三次元画像の表示例を示す図。

【図 7】第 2 実施形態の超音波画像診断装置の機能を示すブロック図。

【図 8】血流路の推定方法を説明するために、僧帽弁が最も閉じた状態にあるフレームに関する所要断面の B モード画像の一部を示す模式図。

【図 9】第 3 実施形態の超音波画像診断装置の機能を示すブロック図。

【図 10】第 4 実施形態の超音波画像診断装置の機能を示すブロック図。

10

【図 11】心臓に血流が流入するタイミングにおけるカラードプラ画像の一例を示す図。

【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

1 0 , 1 0 A , 1 0 B , 1 0 C 超音波画像診断装置

1 1 超音波プローブ

1 2 装置本体

1 3 ディスプレイ

1 4 操作パネル

3 0 , 3 0 A , 3 0 B , 3 0 C 画像処理装置

3 1 インターフェース部

20

3 2 二次元スキャン制御部

3 3 , 3 3 A レンダリング対象領域・投影方向設定部

3 3 a 心腔演算部

3 3 b 弁検出部

3 3 c 第 1 血流路推定部

3 3 d 判断部

3 3 e 第 2 血流路推定部

3 4 三次元スキャン制御部

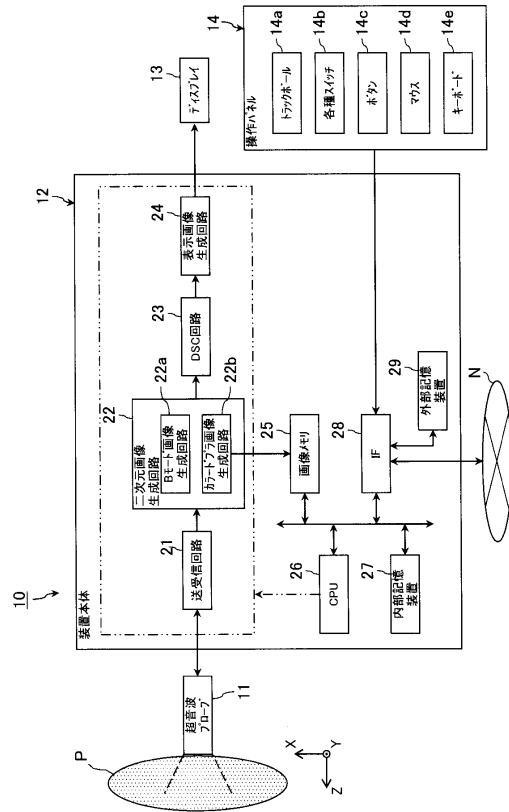
3 5 三次元再構成部

3 6 レンダリング処理部

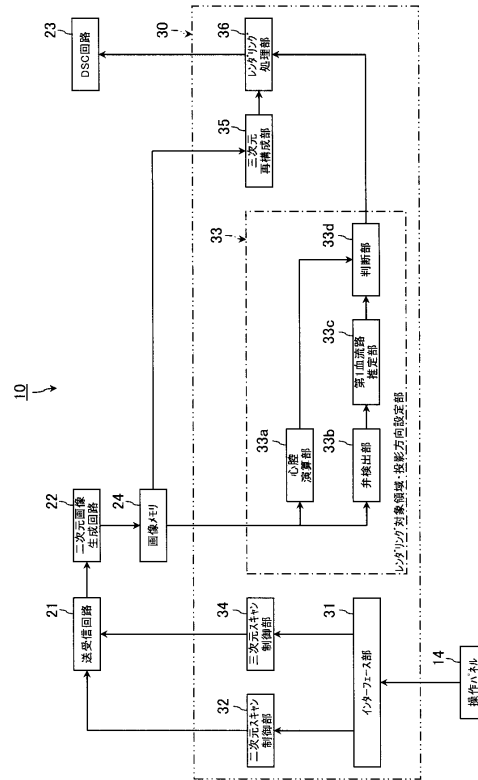
30

3 7 断面選択部

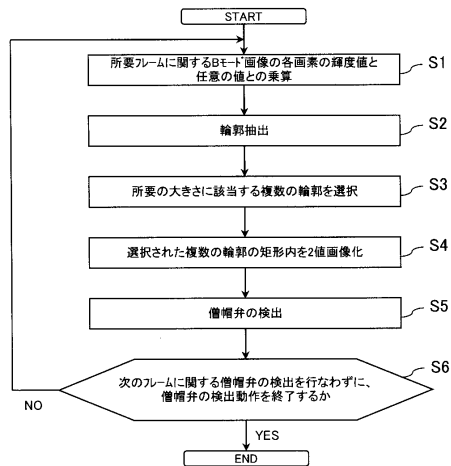
【図 1】



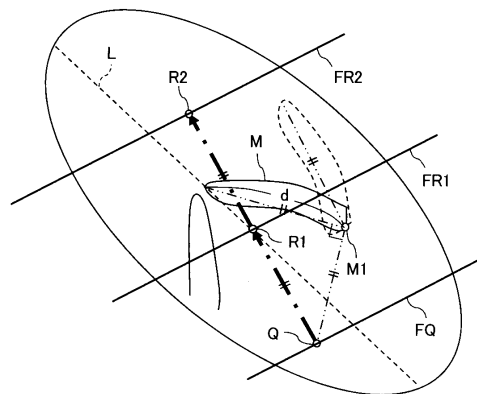
【図 2】



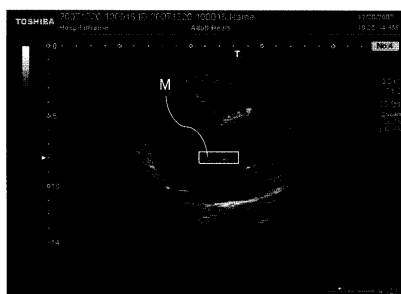
【図 3】



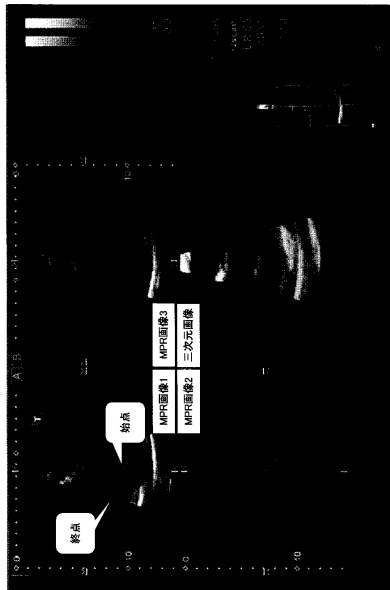
【図 5】



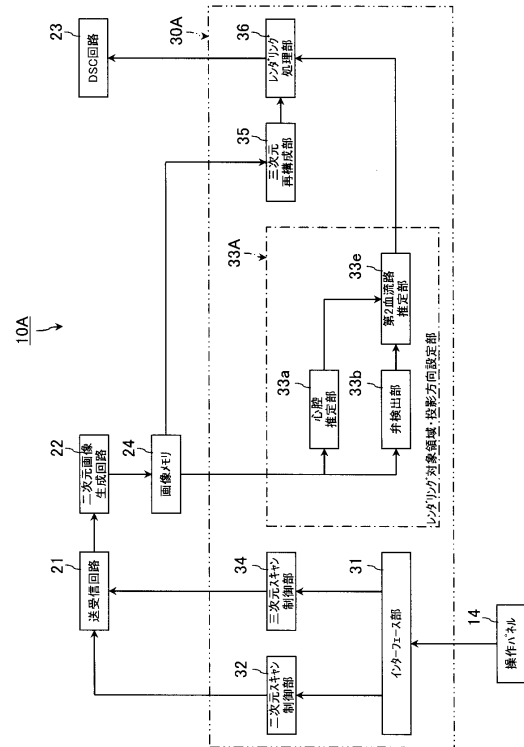
【図 4】



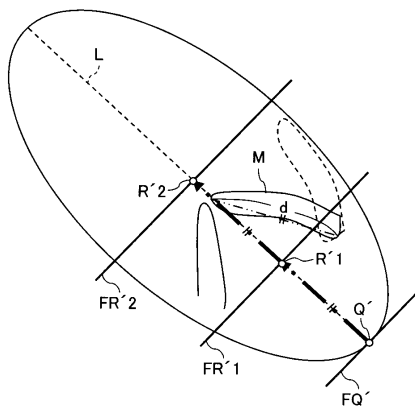
【 図 6 】



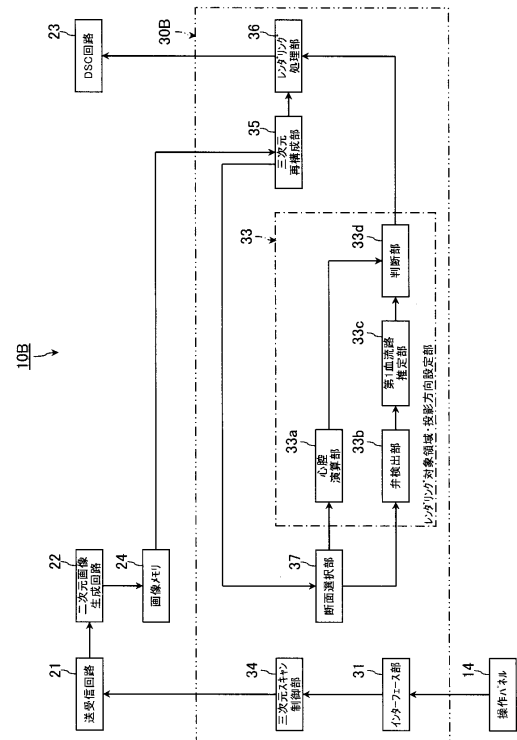
【 図 7 】



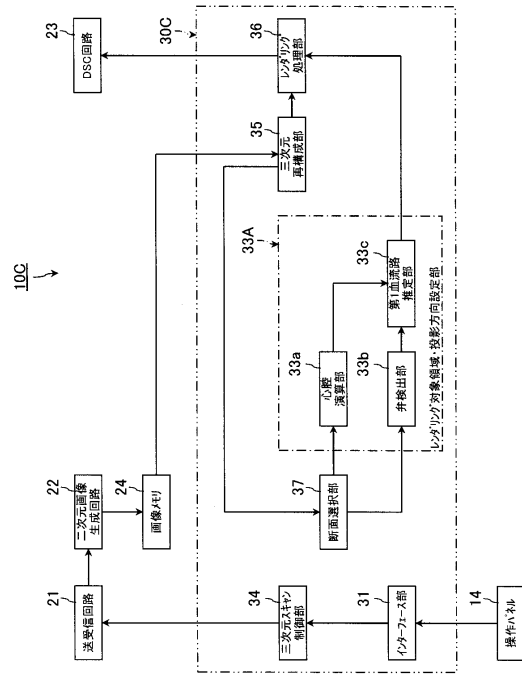
【圖 8】



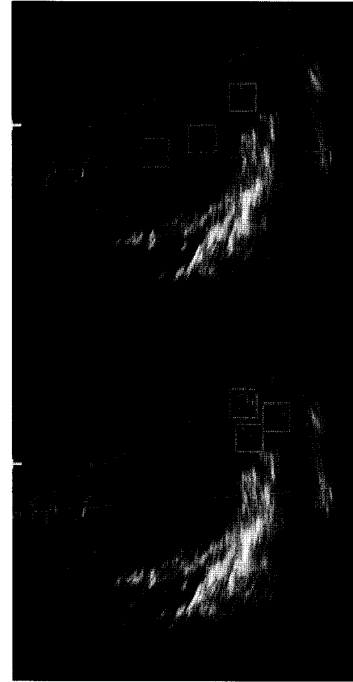
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 大貫 真人
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 長谷川 裕輔
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特表 2 0 0 8 - 5 1 5 5 2 0 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 0 9 7 1 4 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 1 4 0 6 9 0 (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)	超声图像诊断装置，图像处理装置和超声图像诊断支持程序		
公开(公告)号	JP5337446B2	公开(公告)日	2013-11-06
申请号	JP2008272267	申请日	2008-10-22
[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)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	栗田康一郎 後藤英二 大貫真人 長谷川裕輔		
发明人	栗田 康一郎 後藤 英二 大貫 真人 長谷川 裕輔		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC26		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2010099195A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提高超声波图像诊断装置，图像处理器和超声波图像诊断支持程序中的三维扫描期间的可操作性。解决方案：超声图像诊断设备10包括：超声探头，用于将超声脉冲发送到包括心脏的区域并接收反射的回波；B模式图像生成部分，其基于单个扫描交叉上的回波生成B模式图像。部分，用于基于基于B模式图像检测到的心脏内部的瓣膜的图像来设置渲染区域和投射方向的渲染区域投射方向设置部分，用于生成体积数据的三维重建部分35基于多个扫描截面上的回波的多个时间相位，渲染处理部分36，用于通过基于渲染区域和投影方向对体数据执行渲染处理来生成三维图像，以及用于显示三维图像的显示器。Z

【图 5】

