

(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2011-239890

(P2011-239890A)

(43) 公開日 平成23年12月1日(2011.12.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-113523 (P2010-113523)
(22) 出願日 平成22年5月17日 (2010.5.17)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

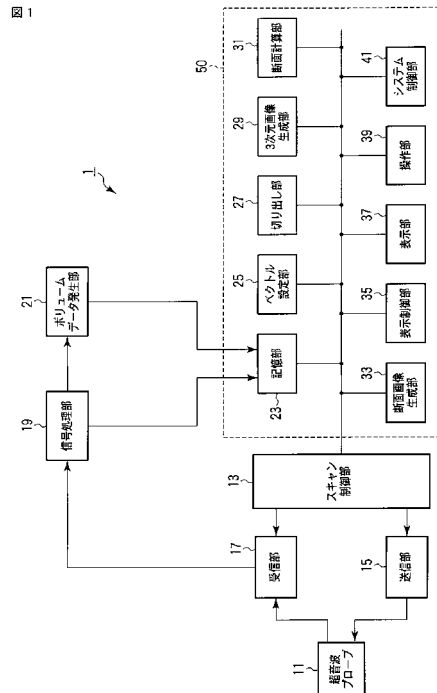
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像を利用した画像観察における操作性の向上を実現する。

【解決手段】記憶部23は、超音波スキャンにより発生されたボリュームデータを記憶する。断面画像生成部33は、ボリュームデータに基づいて既定の複数の断面にそれぞれ対応する複数の断面画像のデータを生成する。3次元画像生成部29は、ボリュームデータに基づいて既定の視点方向に関する3次元画像のデータを生成する。表示部37は、複数の断面画像と3次元画像とを表示する。ベクトル設定部25は、表示されている複数の断面画像のうちの第1の断面画像上に、操作者からの指示に従ってベクトルを設定する。表示制御部35は、表示されている3次元画像を、設定されたベクトルに従って更新する。また、表示制御部35は、表示されている複数の断面画像のうちの残りの断面画像の断面の位置を、設定されたベクトルに交差し、且つ第1の断面画像の断面に直交する位置に変更する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波スキャンにより発生されたボリュームデータを記憶する記憶部と、
前記ボリュームデータに基づいて既定の複数の断面にそれぞれ対応する複数の断面画像のデータを生成する断面画像生成部と、
前記ボリュームデータに基づいて既定の視点方向に関する 3 次元画像のデータを生成する 3 次元画像生成部と、
前記複数の断面画像と 3 次元画像とを表示する表示部と、
前記表示されている複数の断面画像のうちの第 1 の断面画像上に、操作者からの指示に従ってベクトルを設定する設定部と、
前記表示されている 3 次元画像を前記設定されたベクトルに従って更新する更新部と、
前記表示されている複数の断面画像のうちの残りの断面画像の断面の位置を、前記設定されたベクトルに交差し、且つ前記第 1 の断面画像の断面に直交する位置に変更する変更部と、
を具備する超音波画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記変更部は、前記残りの断面画像のうちの一つの断面画像の断面の位置を、前記ベクトルを包含し、且つ前記第 1 の断面画像の断面に直交する位置に変更する、請求項 1 記載の超音波画像処理装置。

20

【請求項 3】

前記変更部は、前記残りの断面画像のうちの一つの断面画像の断面の位置を、前記ベクトル上の基準点に交差し、且つ前記ベクトルを法線とする位置に変更する、請求項 1 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 4】

前記基準点は、前記ベクトルの始点、中点、又は終点である、請求項 3 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 5】

超音波スキャンにより発生されたボリュームデータを記憶する記憶部と、
前記ボリュームデータに基づいて既定の第 1 断面に関する第 1 断面画像のデータを発生する第 1 断面画像発生部と、
前記第 1 断面画像上に操作者からの指示に従ってベクトルを設定する設定部と、
前記ベクトルを含む領域のデータを前記ボリュームデータから切り出す切り出し部と、
前記切り出された領域のデータに基づいて前記ベクトルを視点方向とする 3 次元画像のデータを生成する 3 次元画像生成部と、
前記ベクトルに交差し、且つ前記第 1 断面に直交する、前記ボリュームデータ内の第 2 断面を計算する計算部と、
前記第 2 断面に関する第 2 断面画像のデータを前記ボリュームデータから生成する第 2 断面画像発生部と、
前記第 2 断面画像と前記 3 次元画像とを表示する表示部と、
を具備する超音波画像処理装置。

30

40

【請求項 6】

超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体を超音波でスキャンするスキャン部と、
前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて前記被検体に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、
前記ボリュームデータに基づいて既定の複数の断面にそれぞれ対応する複数の断面画像のデータを生成する断面画像生成部と、
前記ボリュームデータに基づいて既定の視点方向に関する 3 次元画像のデータを生成する 3 次元画像生成部と、
前記複数の断面画像と 3 次元画像とを表示する表示部と、

50

前記表示されている複数の断面画像のうちの第1の断面画像上に、操作者からの指示に従ってベクトルを設定する設定部と、

前記表示されている3次元画像を前記設定されたベクトルに従って更新する更新部と、
前記表示されている複数の断面画像のうちの残りの断面画像の断面の位置を、前記設定されたベクトルに交差し、且つ前記第1の断面画像の断面に直交する位置に変更する変更部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項7】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体を超音波でスキャンするスキャン部と、

前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて前記被検体に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータに基づいて既定の第1断面に関する第1断面画像のデータを発生する第1断面画像発生部と、

前記第1断面画像上に操作者からの指示に従ってベクトルを設定する設定部と、

前記ベクトルを含む領域を前記ボリュームデータから切り出す切り出し部と、

前記切り出された領域に基づいて前記ベクトルを視点方向とする3次元画像のデータを生成する3次元画像生成部と、

前記ベクトルに交差し、前記第1断面に直交する、前記ボリュームデータ内の第2断面の位置を計算する計算部と、

前記第2断面に関する断面画像のデータを前記ボリュームデータから生成する第2断面画像発生部と、

前記第2断面画像と前記3次元画像とを表示する表示部と、

を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波スキャンにより発生されたボリュームデータに画像処理を施す超音波画像処理装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像による画像診断のために、超音波スキャンにより発生されたボリュームデータに基づく3次元画像の生成・表示が行われている。所望の3次元画像を容易に生成する手段として、視点方向と3次元画像処理の対象領域（以下、切り出し領域と呼ぶことにする）とをMPR画像上で同時に設定する機能が登場している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特表2007 503857号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述の同時設定機能においては、典型的には、1つの3次元画像と互いに直交する3つのMPR画像とが並列に表示されている。MPR画像は、視点方向の設定と切り出し領域の設定とのために表示されている。MPR画像の断面位置は、操作者により変更されない限り固定されている。3次元画像は、設定された視点方向と切り出し領域とに基づいて発生された2次元の表示画像である。

【0005】

以下に同時設定機能を利用した視点方向と切り出し領域との操作者による設定作業の流れを示す。まず、操作者は、表示されている3つのMPR画像の中から、切り出し領域の

10

20

30

40

50

指定を行い易い画像を選ぶ。次に操作者は、選ばれたMPR画像上にマウスカーソルを移動し、切り出し領域の一端となる位置でクリックすることによりベクトル（視点方向と切り出し領域との設定のためのベクトル。以下、設定ベクトルと表記する。）の始点を指定し、切り出し領域の他端となる位置にマウスカーソルを移動することにより設定ベクトルの終点を指定する。指定された始点から終点を結ぶベクトルが設定ベクトルに設定される。1つのMPR画像上で設定ベクトルが設定されると、他のMPR画像には設定ベクトルの投影が表示される。操作者は、他のMPR画像上に投影された設定ベクトルの向きや長さをマウスカーソルで調整することにより、設定ベクトルの3次元的な向きや長さを調整している。

【0006】

しかしながら、設定ベクトルが表示中のMPR画像上で設定されるので、設定ベクトルの3次元的な向きは、表示中のMPR画像の断面内に制限されてしまう。そのため、設定ベクトルを表示中のMPR画像の断面外に向かせたい場合、MPR画像の断面を調整し、調整後のMPR画像上で設定ベクトルの向きを再度調整しなければならない。このように、設定ベクトルを3次元的に最適に設定するためには、MPR画像の断面の調整とMPR画像上でのベクトルの調整とを繰り返さなければならない。

【0007】

目的は、超音波画像を利用した画像観察における操作性の向上を実現する超音波画像処理装置及び超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本実施形態に係る超音波画像処理装置は、超音波スキャンにより発生されたボリュームデータを記憶する記憶部と、前記ボリュームデータに基づいて既定の複数の断面にそれぞれ対応する複数の断面画像のデータを生成する断面画像生成部と、前記ボリュームデータに基づいて既定の視点方向に関する3次元画像のデータを生成する3次元画像生成部と、前記複数の断面画像と3次元画像とを表示する表示部と、前記表示されている複数の断面画像のうちの第1の断面画像上に、操作者からの指示に従ってベクトルを設定する設定部と、前記表示されている3次元画像を前記設定されたベクトルに従って更新する更新部と、前記表示されている複数の断面画像のうちの残りの断面画像の断面の位置を、前記設定されたベクトルに交差し、且つ前記第1の断面画像の断面に直交する位置に変更する変更部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本実施形態に係る超音波画像処理装置と超音波診断装置との構成を示す図。

【図2】図1の表示部に表示される4画像表示のレイアウトの一例を示す図。

【図3】図1の表示部に表示される初期画面におけるMPR画像のA面、B面、及びC面の初期的な位置関係を示す図。

【図4】図1のシステム制御部の制御のもとに行なわれる断面自動変更処理の典型的な流れを示す図。

【図5】図4のステップS1において表示部に表示される初期画面の一例を示す図。

【図6】図4のステップS2において行われる設定ベクトルの位置指定を説明するための図。

【図7】図4のステップS4において行われる切り出し領域の設定処理を説明するための図。

【図8】図4のステップS7において行われる第1の断面計算処理を説明するための図。

【図9】図4のステップS8において行われる第2の断面計算処理を説明するための図。

【図10】図4のステップS10において表示部により表示される画面の一例を示す図。

【図11】図4の2回目のステップS2における設定ベクトルの調整処理を説明するための図（C面が設定ベクトルの始点に交差する場合）。

【図12】図1の表示部により表示される、設定ベクトルの終点に交差するC面に関する

10

20

30

40

50

C面画像の一例を示す図。

【図13】図1の表示部により表示される、設定ベクトルの中点に交差するC面に関するC面画像の一例を示す図。

【図14】図1の表示部により表示される、設定ベクトルの始点に交差するC面、終点に交差するC面、及び中点に交差するC面が一度に設定された場合の画面の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波画像処理装置と超音波診断装置とを説明する。

【0011】

10

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1と超音波画像処理装置50との構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ11、スキャン制御部13、送信部15、受信部17、信号処理部19、ボリュームデータ発生部21、記憶部23、ベクトル設定部25、切り出し部27、3次元画像生成部29、断面計算部31、断面画像生成部33、表示制御部35、表示部37、操作部39、及びシステム制御部41を有する。

【0012】

超音波プローブ11は、電子スキャン型である。超音波プローブ11は、送信部15からの駆動パルスを受け、超音波を発生する。超音波は、被検体の体内組織の音響インピーダンスの不連続点（エコー源）で次々と反射される。反射された超音波は、超音波プローブ11により受波される。超音波プローブ11は、超音波を受波すると、受波された超音波に由来するエコー信号（電気信号）に変換し、このエコー信号を出力する。

20

【0013】

スキャン制御部13は、超音波プローブ11を介して被検体を超音波でスキャンするために送信部15と受信部17とを制御する。スキャン部13と送信部15と受信部17とは、超音波プローブ11を介して被検体を超音波でスキャンするスキャン部を構成する。

【0014】

送信部15は、スキャン制御部13による制御に従って超音波プローブ11に駆動パルスを繰り返し送信する。より詳細には、送信部15は、レートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。送信部15は、発生された各レートパルスに対して、既定の送信方向と送信フォーカスとに関する超音波送信ビームを形成するのに必要な遅延時間を与える。この遅延時間は、例えば、送信方向と送信フォーカス位置とに応じて振動子毎に決定される。そして送信部15は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで送信駆動パルスを発生し、発生された駆動パルスを各振動子に供給する。駆動パルスの供給を受けた各振動子は、超音波を発生する。これにより超音波プローブ11は、既定の送信方向と送信フォーカス位置とに関する超音波送信ビームを照射する。

30

【0015】

受信部17は、スキャン制御部13による制御に従って、被検体により反射された超音波に由来するエコー信号を超音波プローブ11を介して繰り返し受信する。エコー信号が受信されると受信部17は、超音波ビームに関する受信信号を生成する。より詳細には受信部17は、超音波プローブ11からエコー信号を受信し、受信されたエコー信号を増幅し、増幅されたエコー信号をアナログからデジタルに変換する。次に受信部17は、デジタルに変換されたエコー信号をデジタルメモリに記憶する。デジタルメモリは、振動子毎に設けられている。エコー信号は、受信した振動子に対応するデジタルメモリ上の、そのエコー信号の受信時刻に応じたアドレスに記憶される。受信部17は、既定の受信フォーカス位置に対応するアドレスからエコー信号を読み出して加算する。受信フォーカス位置を超音波送信ビーム上に沿って変更しながらこの加算処理を繰り返すことにより受信部17は、既定の受信方向に沿う超音波受信ビームに対応するエコー信号（以下、受信信号と呼ぶことにする）を生成する。生成された受信信号は、信号処理部19に供給される。

40

【0016】

50

信号処理部 19 は、受信信号に B モード処理を施す。具体的には、B モード処理部 19 は、受信信号に対数圧縮や包絡線検波処理を施す。対数圧縮や包絡線検波処理が施された受信信号は、B モード信号と呼ばれている。B モード信号は、ボリュームデータ生成部 21 に供給される。

【0017】

ボリュームデータ発生部 21 は、B モード信号に基づいて被検体に関するボリュームデータを生成する。具体的には、ボリュームデータ発生部 21 は、B モード信号をその位置情報に従ってスキャンコンバージョンメモリ上に配置し、データ欠落部分のデータを補間する。この配置処理と補間処理とによってボリュームデータが発生される。ボリュームデータを構成する各画素は、由来するエコー信号の強度に応じた輝度値を有する。ボリュームデータは、記憶部 23 に供給される。

10

【0018】

記憶部 23 は、被検体に関するボリュームデータを記憶する。さらに記憶部 23 は、後述する断面自動変更処理のための専用プログラムを記憶する。

【0019】

ベクトル設定部 25 は、操作者による操作部 39 を介した指示に従ってボリュームデータ内に設定ベクトルを設定する。設定ベクトルは、3次元画像の視点方向と3次元画像の対象領域である切り出し領域との設定に利用される。また、ベクトル設定部 25 は、操作者による操作部 39 を介した指示に従って設定ベクトルの始点や終点の位置、すなわち、設定ベクトルの長さや向きを調整することもできる。

20

【0020】

切り出し部 27 は、設定ベクトルに応じた範囲を有する切り出し領域をボリュームデータに設定し、設定された切り出し領域のデータをボリュームデータから切り出す。3次元画像生成部 29 は、切り出し領域のデータに基づいて設定ベクトルを視点方向とする3次元画像のデータを生成する。なお、3次元画像生成部 29 は、予め設定された視点方向や切り出し領域に関する3次元画像のデータをボリュームデータから生成することもできる。また、3次元画像生成部 29 は、ボリュームデータ全体から3次元画像のデータを生成することもできる。

【0021】

断面計算部 31 は、設定ベクトルに応じて MPR 断面を計算する。断面画像生成部 33 は、計算された断面に関する断面画像のデータを、ボリュームデータに基づいて生成する。断面画像生成部 33 は、ボリュームデータに MPR (multi-planar reconstruction) 処理を施して断面画像のデータを生成する。以下、MPR 処理により生成された断面画像を MPR 画像と呼ぶことにする。なお、断面画像生成部 33 は、予め設定された断面に関する MPR 画像のデータを生成することもできる。

30

【0022】

表示制御部 35 は、MPR 画像と3次元画像とを既定のレイアウトで表示部 37 に表示する。表示制御部 35 は、表示されている3次元画像を、操作者により操作部 39 を介して設定された設定ベクトルに応じて更新する。また、表示制御部 35 は、表示されている MPR 画像の断面を、設定ベクトルの設定に伴って計算された断面に変更する。表示部 37 は、表示制御部 35 による制御に従って MPR 画像と3次元画像とを既定のレイアウトで表示する。表示部 37 は、例えば CRT ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ等の表示デバイスにより構成される。

40

【0023】

操作部 39 は、操作者からの各種指示や情報を入力デバイスを介して入力する。入力デバイスは、キーボードやマウス、各種のスイッチ等を有する。例えば、操作部 39 は、設定ベクトルの設定のために行われる設定ベクトルの始点や終点の指定に利用される。

【0024】

システム制御部 41 は、超音波診断装置 1 の中枢として機能する。具体的には、システム制御部 41 は、記憶部 23 から専用プログラムを読み出して、読み出された専用プログ

50

ラムを実行する。専用プログラムの実行によりシステム制御部 4 1 は、断面自動変更処理を実行するように、専用プログラムが表す手順に従って各部を制御する。

【0025】

なお、記憶部 2 3、ベクトル設定部 2 5、切り出し部 2 7、3次元画像生成部 2 9、断面計算部 3 1、断面画像生成部 3 3、表示制御部 3 5、表示部 3 7、操作部 3 9、及びシステム制御部 4 1 は、超音波画像処理装置 5 0 を構成する。

【0026】

次にシステム制御部 4 1 の制御のもとに行なわれる超音波診断装置 1 及び超音波画像処理装置 5 0 の動作例について心臓を臨床応用例に挙げて説明する。さらには、心臓を心尖アプローチで観察するものとする。なお、本実施形態の適用部位は、心臓のみに限定されず、被検体のあらゆる部位に適用可能である。

10

【0027】

本実施形態においては、心臓を 4 画像表示のレイアウトで観察するものとする。図 2 は、4 画像表示のレイアウトの一例を示す図である。図 2 に示すように、表示画面には、4 つの画像表示領域が割り当てられている。3 つの画像表示領域 R 1、R 2、R 3 には、互いに直交する 3 つの MPR 画像 I A、I B、I C がそれぞれ表示される。3 つの MPR 画像 I A、I B、I C は、互いに直交する 3 つの断面に関する。ここで 3 つの断面を慣習に従って A 面、B 面、C 面と呼ぶ。第 1 の画像表示領域 R 1 には A 面に関する MPR 画像 I A (以下、A 面画像と呼ぶ)、第 2 の画像表示領域 R 2 には B 面に関する MPR 画像 I B (以下、B 面画像と呼ぶ)、第 3 の画像表示領域 R 3 には C 面に関する MPR 画像 I C (以下、C 面画像と呼ぶ) が表示される。また、第 4 の画像表示領域 R 4 には 3 次元画像 I 3 が表示される。

20

【0028】

図 3 は、A 面、B 面、C 面の初期的な位置関係を示す図である。図に示すように、A 面は、超音波プローブの電子スキャン面に平行する断面を表す。B 面は、A 面に直交し、且つ、電子スキャン面の配列方向に沿う断面を表す。C 面は、A 面と B 面との両方に直交する断面を表す。なお図に示す A 面、B 面、C 面の位置は、初期的なものであり、任意に変更可能である。ただし断面位置が変更されても、A 面、B 面、及び C 面間の直交関係は保たれる。

【0029】

超音波スキャンの際、超音波プローブ 1 1 の操作者は、電子スキャン面 (A 面) が心臓の 4 腔断面 (いわゆる 4 c h ビュー、心臓の 4 つの腔が描出される断面) となるように超音波プローブ 1 1 の位置を調整する。この場合、B 面は、2 腔断面 (いわゆる 2 c h ビュー、心臓の 4 つの腔のうち 2 つの腔が描出される断面) に調整されることとなる。また、C 面は、心臓の短軸面 (左室中心軸に直交する断面) に調整されることとなる。しかしながら、心臓の超音波スキャンを実行する場合、超音波プローブの位置 1 1 が肋間の超音波窓に制限されてしまい、多くの場合、超音波プローブ 1 1 を心尖アプローチに最適な位置に配置することができない。このため、初期的な A 面や B 面は心臓観察に最適な断面とはならない場合が多い。

30

【0030】

次にシステム制御部 4 1 の制御のもとに行なわれる断面自動変更処理について説明する。図 4 は、断面自動変更処理の典型的な流れを示す図である。

40

【0031】

操作者により操作部 3 9 を介して画像観察の開始指示がなされたことを契機として、システム制御部 4 1 は、断面自動変更処理を開始させる。まずシステム制御部 4 1 は、表示制御部 3 5 に初期画面の表示処理を行わせる (ステップ S 1)。

【0032】

ステップ S 1 において表示制御部 3 5 は、既定のレイアウトに設定されている初期画面を表示部 3 7 に表示する。図 5 は、初期画面の一例を示す図である。初期画面においては、第 1 の画像表示領域 R 1 に初期的な A 面画像 I A、第 2 の画像表示領域 R 2 に初期的な

50

B面画像I B、第3の画像表示領域R 3に初期的なC面画像I C、第4の画像表示領域R 4に初期的な3次元画像I 3が表示される。初期的な3次元画像I 3は、ボリュームデータ全体から発生された、初期的な視点方向に関するレンダリング画像である。初期的な視点方向は、任意の方向に設定可能であり、例えば、A面とB面との交線を通りA面に直交する方向に設定される。これら初期的なA面画像I Aのデータ、B面画像I Bのデータ、C面画像I Cのデータは、断面画像生成部33により予め生成されている。また、初期的な3次元画像のデータは、3次元画像生成部29により予め生成されている。なお初期的には、第4の表示領域R 4には、3次元画像が表示されていなくても、例えば、断面画像生成部33により生成されたA面画像等のMPR画像が表示されていても良く、あるいは超音波画像が表示されていなくても良い。

10

【0033】

A面画像I AにはA面上におけるB面の位置を示すB面指示線L B 1とA面上におけるC面の位置を示すC面指示線L C 1とが重ねられる。B面画像I BにはB面上におけるA面の位置を示すA面指示線L A 1とB面上におけるC面の位置を示すC面指示線L C 2とが重ねられる。C面画像にはC面上におけるA面の位置を示すA面指示線L A 2とC面上におけるB面の位置を示すB面指示線L B 2とが重ねられる。これら指示線L A 1、L A 2、L B 1、L B 2、L C 1、L C 2は、断面位置の変更に伴い表示制御部35により変更される。逆に操作者により操作部39を介して指示線L A 1、L A 2、L B 1、L B 2、L C 1、L C 2の位置が変更されることに伴って、対応する断面が表示制御部35により変更される。

20

【0034】

初期画面が表示されるとシステム制御部41は、3つのMPR画像のうちの1つのMPR画像上に設定ベクトルの位置が指定されることを待機する(ステップS2)。

【0035】

初期画面が表示されると操作者は、観察に適切な3次元画像を第4の画像表示領域に表示させるために、操作部39を介して設定ベクトルの位置を指定する。設定ベクトルは、A面、B面、及びC面のうちの1つのMPR断面上で設定される。典型的には、設定ベクトルは、A面上で設定される。それは、超音波プローブ11の操作者が超音波スキャン時に電子スキャン面(すなわちA面)が観察対象を含むように超音波プローブ11を配置するためである。

30

【0036】

図6は、設定ベクトルの位置指定を説明するための図である。具体的には、まず操作者は、操作部39を介してマウスカーソルM CをA面画像I A上の一点に移動させクリックする。クリックされた点は、設定ベクトルの始点P 1に設定される。次に操作者は、操作部39を介してマウスカーソルM CをドラッグしてA面画像I 1上の他点に移動させる。この他点は、設定ベクトルの終点P 2に設定される。設定ベクトルの終点P 2は、ドラッグされている期間、マウスカーソルM Cが指し示す位置にリアルタイムで自動的に指定される。始点P 1から終点P 2へ延びるベクトルがステップS3において設定ベクトルV eに設定される。

【0037】

例えば、僧帽弁を観察する場合を例に挙げて設定ベクトルの位置の指定について具体的に説明する。僧帽弁を観察する場合、僧帽弁の中心を左房側、あるいは左室側から観察するのが一般的である。より詳細には、僧帽弁輪の概略面(一般的に平面ではなく鞍形状の形状であるため、平均的な平面を意味する)の垂直方向から僧帽弁を観察するのが良い。従って設定ベクトルの始点と終点とは、A面上で僧帽弁の動きの範囲を必要最低限に包含するように設定されるとよい。

40

【0038】

2点(始点と終点)が指定されるとシステム制御部41は、ベクトル設定部25に設定ベクトルの設定処理を行わせる(ステップS3)。ステップS3においてベクトル設定部25は、指定された始点から終点に延びるベクトルを設定ベクトルに設定する。設定され

50

た設定ベクトルは、ボリュームデータ上に3次元的に設定される。設定ベクトルの始点と終点とは、A面画像上で指定されたので、設定ベクトルは、ボリュームデータ内のA面に含まれている。表示制御部35は、図6に示すように、設定ベクトル V_e をA面画像上にリアルタイムに表示する。

【0039】

ステップS3が行われるとシステム制御部41は、切り出し部27に切り出し領域の設定処理を行わせる(ステップS4)。ステップS4において切り出し部27は、設定ベクトルが指し示す範囲を切り出し領域に設定する。図7は、切り出し領域の設定処理を説明するための図である。図7に示すように、切り出し領域RCは、始点を含む第1の平面P1と終点を含む第2の平面P2とに挟まれるボリュームデータVO内の領域に設定される。第1の平面H1は、始点P1を含み、且つ設定ベクトル V_e に直交する位置に設定される。第2の平面H2は、終点P2を含み、且つ設定ベクトル V_e に直交する位置に設定される。

10

【0040】

ステップS4が行われるとシステム制御部41は、切り出し部27に切り出し領域の切り出し処理を行わせる(ステップS5)。ステップS8において切り出し部27は、ボリュームデータから切り出し領域のデータを切り出す(クロップする)。

【0041】

ステップS5が行われるとシステム制御部41は、3次元画像生成部29に3次元画像処理を行わせる(ステップS6)。ステップS6において3次元画像生成部29は、設定ベクトルを視点方向に有する3次元画像のデータを生成するために、切り出し領域のデータに3次元画像処理を施す。3次元画像処理としては、ボリュームレンダリングやサーフェスレンダリング、MIP(最小値投影法)等が利用される。利用される3次元画像の種類は、操作者により操作部39を介して任意に設定可能である。

20

【0042】

また、ステップS3が行われるとシステム制御部41は、断面計算部31に第1の断面計算処理を行わせる(ステップS7)。

【0043】

図8は、第1の断面計算処理を説明するための図である。図8に示すように、ステップS7において断面計算部31は、設定ベクトル V_e を包含し、且つ点指定されたMPR断面(本実施形態の場合A面)に直交する断面(計算断面)の位置を計算する。すなわち、設定ベクトル V_e の始点P1と終点P2との両方を含み、且つ点指定されたMPR断面に直交する計算断面の位置が計算される。計算された位置を有する計算断面は、新たなB面に設定される。

30

【0044】

ステップS7が行われるとシステム制御部41は、断面計算部31に第2の断面計算処理を行わせる(ステップS8)。

【0045】

図9は、第2の断面計算処理を説明するための図である、図9に示すように、ステップS8において断面計算部31は、設定ベクトル V_e の始点P1に交差し、設定ベクトル V_e を法線ベクトルとする断面(計算断面)の位置を計算する。すなわち、設定ベクトル V_e の始点P1において設定ベクトル V_e に直交する計算断面の位置が計算される。このステップS8における計算断面は、点指定された断面(この場合A面)とステップS7における計算断面(この場合B面)との両方に直交する。計算された位置を有する計算断面は、新たなC面に設定される。すなわち、新たなC面は、切り出し領域の端面と同一に設定される。

40

【0046】

このようにステップS7とステップS8とにおいては、設定ベクトルに交差し、且つ設定ベクトルの位置が点指定された断面(この場合、A面)に直交する断面の位置が計算される。

50

【 0 0 4 7 】

ステップ S 8 が行われるとシステム制御部 4 1 は、断面画像生成部 3 3 に M P R 処理を行わせる（ステップ S 9）。ステップ S 9 において断面画像生成部 3 3 は、ステップ S 7 において計算された位置を有する B 面に関する B 面画像のデータを生成するために、ボリュームデータに M P R 処理を施す。また、断面画像生成部 3 3 は、ステップ S 8 において計算された位置を有する C 面に関する C 面画像のデータを生成するために、ボリュームデータに M P R 処理を施す。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 6 とステップ S 9 とが行われるとシステム制御部 4 1 は、表示制御部 3 5 に表示処理を行わせる（ステップ S 1 0）。ステップ S 1 0 において表示制御部 3 5 は、ステップ S 2 において点指定された M P R 画像（この場合、A 面画像）とステップ S 6 において生成された 2 つの M P R 画像（この場合、B 面画像と C 面画像）とステップ S 9 において生成された 3 次元画像とを表示する。

10

【 0 0 4 9 】

図 1 0 は、ステップ S 1 0 において表示される画面の一例を示す図である。図 1 0 に示すように、第 1 の画像表示領域 R 1 には、初期画面同様の A 面画像 I A が表示さる。第 2 の画像表示領域 R 2 には、ステップ S 7 において計算された B 面に関する B 面画像 I B が表示される。第 3 の画像表示領域 R 3 には、ステップ S 8 において計算された C 面に関する C 面画像 I C が表示される。すなわち、表示制御部 3 5 は、操作部 3 9 を介して設定ベクトルが設定されなかった M P R 画像（この場合、操作部 3 9 を介して設定ベクトルが設定された M P R 画像は A 面画像、設定されなかった M P R 画像が B 面画像と C 面画像）の断面の位置を、設定ベクトルに交差し、且つ操作部 3 9 を介して設定ベクトルが設定された M P R 画像の断面に直交する位置に変更している。また、表示制御部 3 5 は、設定ベクトルの設定に従って、表示中の 3 次元画像を更新している。

20

【 0 0 5 0 】

また、表示制御部 3 5 は、ステップ S 7 において計算された B 面の位置に応じて、A 面画像 I A 上の B 面指示線 L B 1 と C 面画像 I C 上の B 面指示線 L B 2 とを変更する。同様に、表示制御部 3 5 は、ステップ S 8 において計算された C 面の位置に応じて、A 面画像 I A 上の C 面指示線 L C 1 と B 面画像 I B 上の C 面指示線 L C 2 とを変更する。また、表示制御部 3 5 は、B 面の位置と C 面の位置との変更に応じて B 面画像 I B 上の A 面指示線 L A 1 と C 面画像 I C 上の A 面指示線 L A 2 とを変更する。

30

【 0 0 5 1 】

また、表示制御部 3 5 は、設定ベクトル V e の B 面上での位置や長さを示すために、B 面画像 I B に設定ベクトル V e の B 面上への投影 P V e B（以下、投影ベクトルと呼ぶことにする）を描画する。同様に表示制御部 3 5 は、設定ベクトル V e の C 面上での位置や長さを示すために、C 面画像 I C に設定ベクトル V e の C 面上への投影ベクトル P V e C を描画する。投影ベクトル P V e B、P V e C の位置や長さは、操作部 3 9 を介して任意に変更可能である。投影ベクトル P V e B、P V e C の位置や長さの変更に応じて設定ベクトルの位置や長さがベクトル設定部 2 5 により再設定される。

40

【 0 0 5 2 】

また、表示制御部 3 5 は、各 M P R 画像 I A、I B 上に切り出し領域の境界を示すための境界線を表示する。具体的には、A 面画像 I A 上には、切り出し領域の第 1 平面（始点 P 1 を含む平面）の位置を示す境界線（B 面指示線 L C 1 と同一）と、切り出し領域の第 2 平面（終点 P 2 を含む平面）の位置を示す境界線 L L 1 とが表示される。また、B 面画像 I A 上には、切り出し領域の第 1 平面の位置を示す境界線（B 面指示線 L C 2 と同一）と、切り出し領域の第 2 平面の位置を示す境界線 L L 2 とが表示される。境界線の位置は、操作部 3 9 を介して任意に変更可能である。境界線の位置の変更に応じて切り出し領域の範囲が再設定される。

【 0 0 5 3 】

また、上述のように新たな C 面画像は、切り出し領域の端面に関する M P R 画像である

50

。従って操作者は、この新たなC面画像を観察することで、3次元画像の形態把握が容易になる。

【0054】

ステップS10が行われるとシステム制御部41は、操作者により操作部39等を介して終了指示がなされることを待機する(ステップS11)。終了指示がなされない場合、システム制御部41は、再びステップS2に進み、設定ベクトルの位置が指定されることを待機する(2回目ステップS2)。設定ベクトルの位置が操作部39を介して再指定されるとシステム制御部41は、再びステップS4～ステップS11を行う。このようにして操作者は、点指定する断面を変更しながら、最適な設定ベクトルが3次的に設定されるまで設定ベクトルの位置を調整する。

10

【0055】

この設定ベクトルの再設定について具体的に説明する。例えば、1回目のステップS2においてA面上に設定ベクトルの位置が指定された場合、ボリュームデータ内のA面上の設定ベクトルの位置は最適な位置に設定されていると考えられる。しかし、A面上で設定ベクトルの位置を指定しただけでは、B面やC面上における設定ベクトルの位置を指定できない。従って2回目のステップS2においては、B面やC面上における設定ベクトルの位置が指定される必要がある。

【0056】

操作者は、例えば、図11に示すように、B面画像IB上に描画されている投影ベクトルPVeBの位置を調整することで、設定ベクトルのB面上での位置を修正する。投影ベクトルPVeBの位置の変更に応じて、設定ベクトルの3次的な位置が変更される。なお表示制御部35は、変更後の設定ベクトルのA面上への投影をA面画像IA上に描画し、C面上への投影をC面画像IC上に描画する。なお、C面画像IC上での設定ベクトルのC面上での位置の修正は、操作部39を介してA面とB面との交差線上に沿ってC面の位置を平行移動することにより実現される。

20

【0057】

ところで、2回目のステップS2の開始時点においてB面は設定ベクトルを包含する位置に、C面は設定ベクトルの始点に直交する位置に自動的に設定されている。従って2回目のステップS2において、B面やC面上で設定ベクトルの位置を設定すれば、実質的に設定ベクトルの所望の3次的な位置が設定されたこととなる。すなわち、本実施形態によれば、設定ベクトルの位置を少なくとも2回指定すれば、設定ベクトルの所望の3次的な位置を設定することができる。また、B面やC面上で設定ベクトルを修正する際、A面上で設定された設定ベクトルの位置を大きく変えることなくB面上での設定ベクトルの修正を行うことができる。

30

【0058】

このようにして最適な3次元位置に設定ベクトルが設定されるまでステップS2～S11が繰り返される。そしてシステム制御部41は、ステップS11において操作者により操作部39等を介して終了指示がなされたことを契機として(ステップS11:YES)、断面自動変更処理を終了する。

【0059】

なお、上記の説明においてC面は、設定ベクトルの始点に交差し、且つ設定ベクトルに直交する位置に設定されるとした。しかしながら、本実施形態が、これに限定されない。例えば、図12に示すように、設定ベクトルVeの終点P2に交差し、且つ設定ベクトルVeに直交する位置に設定されても良いし、図13に示すように、設定ベクトルVeの midpoint P3に交差し、且つ設定ベクトルVeに直交する位置に設定されても良い。さらには、複数の位置に関する複数のC面を利用する場合、例えば、3つのC面を利用する場合、図14に示すように、設定ベクトルVeの始点P1に交差する第1C面、中点P3に交差する第2C面、及び終点P2に交差する第3C面が設定されても良い。3つのC面は、臨床的には、左室の心尖、中央、弁輪付近それぞれの短軸像を観察する場合に有効である。本実施形態は、このような3つのC面の設定作業の簡便化をも実現している。すなわち、ス

40

50

テップ S 2 において操作者がマウスマウスカーソルにより 2 点を指定するだけで、3 つの C 面、さらには A 面 (4 c h ビュー)、B 面 (2 c h ビュー) を自動的に設定することができるからである。

【 0 0 6 0 】

上記構成により本実施形態に係る超音波診断装置 1 及び超音波画像処理装置 5 0 は、設定ベクトルを設定する際に、設定ベクトルの位置を点指定した M P R 断面以外の残りの M P R 断面を、設定ベクトルに直交するように自動的に変更する。これにより操作者は、残りの M P R 画像の断面位置を変更することなく、残りの M P R 画像上において設定ベクトルの位置の調整をすることができる。このようにして超音波診断装置 1 及び超音波画像処理装置 5 0 は、設定ベクトルの調整の簡便化を実現している。

10

【 0 0 6 1 】

かくして本実施形態に係る超音波診断装置 1 及び超音波画像処理装置 5 0 は、超音波画像を利用した画像観察における操作性の向上を実現する。

【 0 0 6 2 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

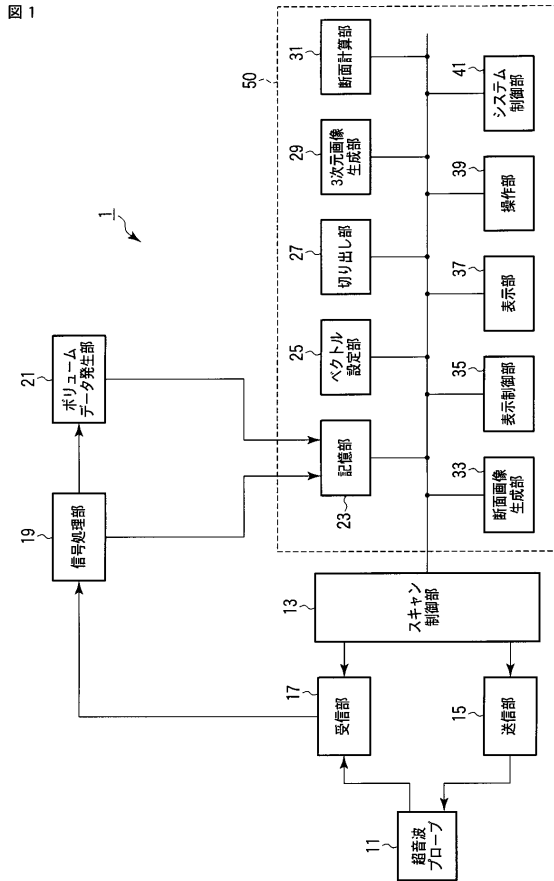
20

【 符号の説明 】

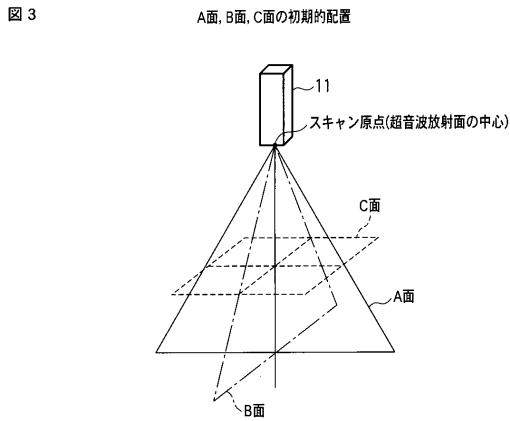
【 0 0 6 3 】

1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 超音波プローブ、 1 3 ... スキャン制御部、 1 5 ... 送信部、 1 7 ... 受信部、 1 9 ... 信号処理部、 2 1 ... ボリュームデータ生成部、 2 3 ... 記憶部、 2 5 ... ベクトル設定部、 2 7 ... 切り出し部、 2 9 ... 3 次元画像生成部、 3 1 ... 断面計算部、 3 3 ... 断面画像生成部、 3 5 ... 表示制御部、 3 7 ... 表示部、 3 9 ... 操作部、 4 1 ... システム制御部、 5 0 ... 超音波画像処理装置

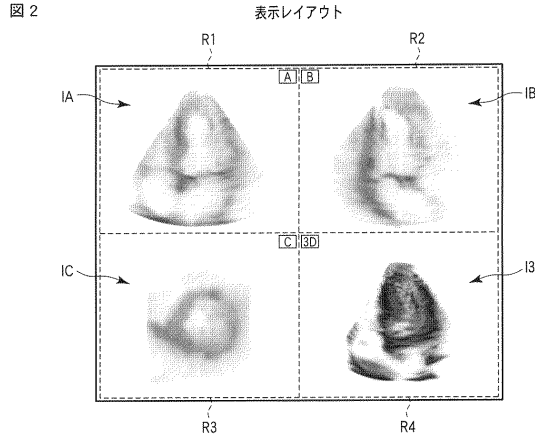
【図1】



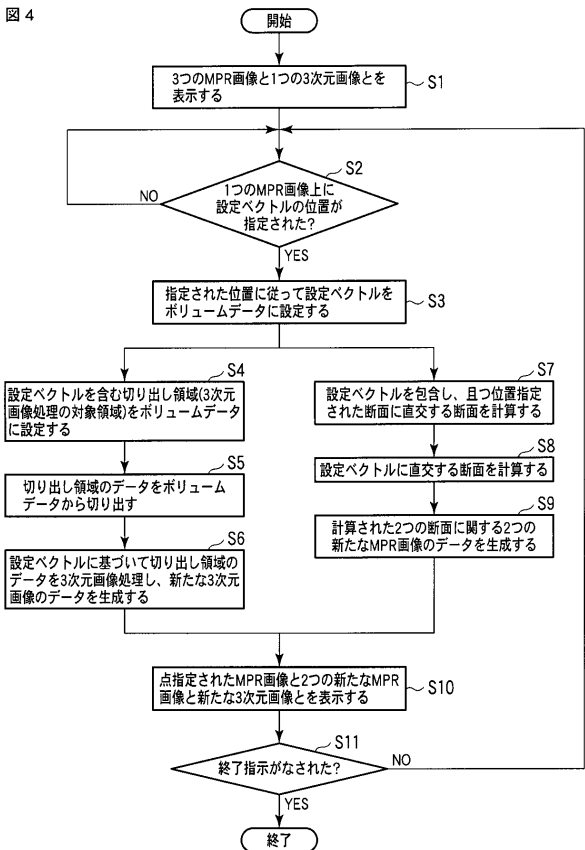
【図3】



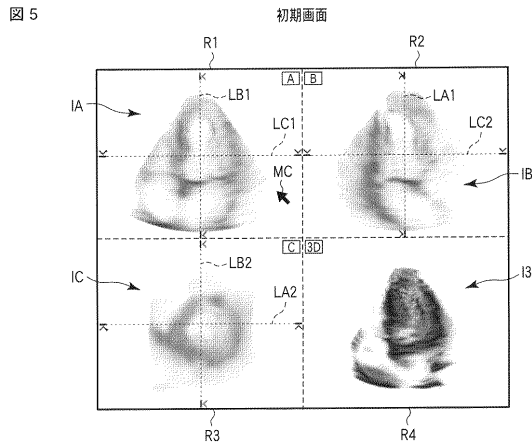
【図2】



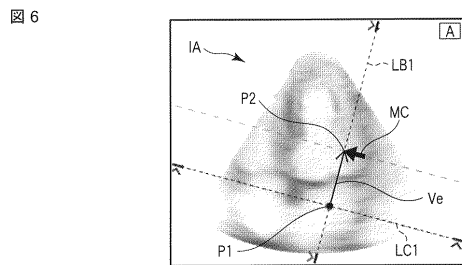
【図4】



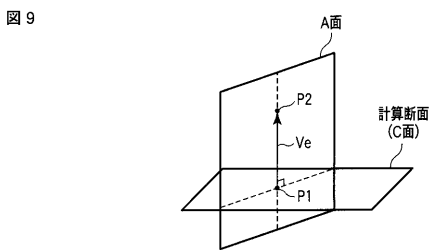
【 図 5 】



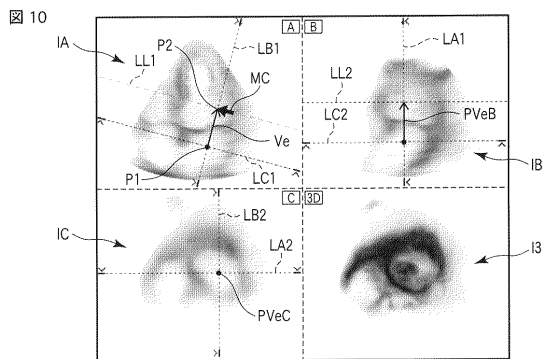
【 図 6 】



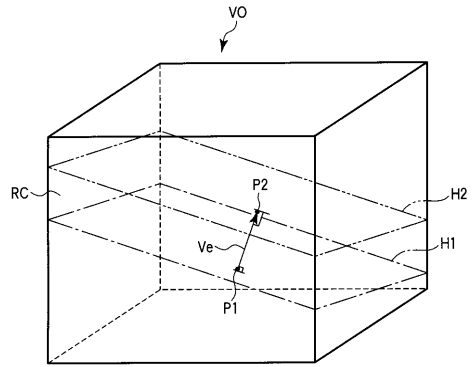
【 図 9 】



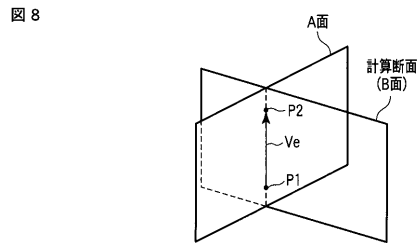
【 図 10 】



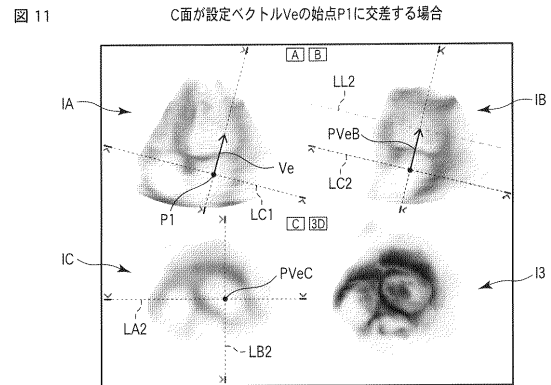
【 図 7 】



【 図 8 】

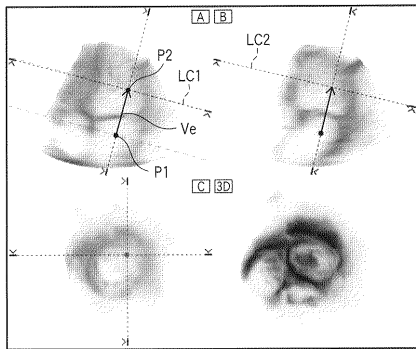


【 図 11 】



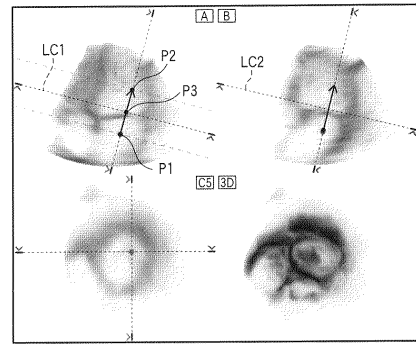
【 図 1 2 】

図 12 C面が設定ベクトルVeの終点P2に交差する場合



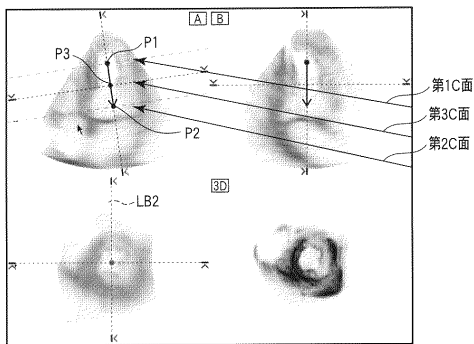
【 図 1 3 】

図 13 C面が設定ベクトルVeの中点P3に交差する場合



【 図 1 4 】

図 14 設定ベクトルVeの始点P1に交差する第1C面、
終点P2に交差する第2C面、
中点P3に交差する第3C面
を一度に設定



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 橋本 新一
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社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 JC26 JC33 KK09 KK21 KK25 KK31

专利名称(译)	超声波图像处理装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2011239890A	公开(公告)日	2011-12-01
申请号	JP2010113523	申请日	2010-05-17
[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		
[标]发明人	橋本新一		
发明人	橋本 新一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/523		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP5631629B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用超声图像提高图像观察的可操作性。存储单元23存储通过超声波扫描生成的体数据。截面图像生成单元33基于体数据生成与多个预定截面对应的多个截面图像的数据。3D图像生成单元29基于体数据生成关于预定视点方向的3D图像数据。显示单元37显示多个截面图像和三维图像。矢量设定部25根据来自操作员的指示，在显示多个截面图像中的第一截面图像上设定矢量。显示控制单元35根据设置的矢量来更新显示的三维图像。此外，显示控制单元35将多个显示的横截面图像中的剩余横截面图像的横截面位置设置为与设置矢量相交并且与第一横截面图像的横截面正交的位置。改变 [选型图]图1

