

(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2011-24827

(P2011-24827A)

(43) 公開日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-174635 (P2009-174635)
(22) 出願日 平成21年7月27日 (2009.7.27)(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】 超音波診断装置

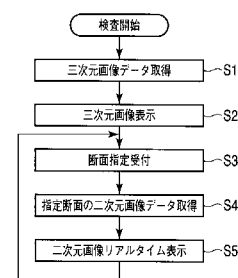
(57) 【要約】

【課題】既存の三次元画像作成手段から逸脱せず、かつ視認性及び操作性を大幅に向上させる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】送受信手段に超音波プローブを制御させて被検体の複数の二次元領域に対する受波信号を取得し、当該受波信号に基づいて三次元画像を生成する。このとき生成された三次元画像の任意の断面の指定を受け付け、送受信手段に超音波プローブを制御させて指定を受け付けた断面に対する受波信号を取得し、当該受波信号に基づいて二次元画像を生成する。そして、生成された二次元画像を表示ユニットに表示する。

【選択図】 図5

図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

この超音波プローブを駆動する駆動信号の送信及び前記超音波プローブからの受波信号の受信を行う送受信手段と、

この送受信手段を制御して被検体の複数の二次元領域を超音波で走査して受波信号を取得し、当該受波信号に基づく三次元画像を生成する三次元画像生成手段と、

この三次元画像生成手段により生成された三次元画像上で任意の断面の指定を受け付ける断面指定受付手段と、

前記三次元画像の生成過程にて得た受波信号のうち前記断面指定受付手段により指定を受け付けた断面に対応する受波信号、又は前記送受信手段を制御して前記断面に対応する二次元領域を超音波走査して得られる受波信号に基づいて二次元画像を生成する二次元画像生成手段と、

この二次元画像生成手段により生成された二次元画像を表示する表示手段と、
を備えていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記二次元画像生成手段は、所定のフレームレートにて前記断面に対する二次元画像を繰り返し生成し、前記表示手段は、前記二次元画像生成手段により生成された二次元画像をリアルタイムで表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記断面指定受付手段は、前記超音波プローブにより超音波走査面を形成可能な三次元画像の断面の中から任意の一つの指定を受け付け、前記二次元画像生成手段は、前記断面指定受付手段により指定を受け付けた断面を一通り超音波走査して得た受波信号に基づいて二次元画像を生成することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記二次元画像を単独で表示する第 1 の表示モード、前記二次元画像と前記三次元画像とを同一画面上に同時に表示する第 2 の表示モード、又は前記二次元画像と前記三次元画像を構成するボクセルデータに基づいて生成される所定断面の二次元画像とを同一画面上に同時に表示する第 3 の表示モードのうち、少なくとも 1 組の間で表示モードの選択を受け付ける選択受付手段をさらに備え、

前記表示手段は、前記選択受付手段により選択を受け付けた表示モードにて前記二次元画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記二次元画像生成手段により生成された二次元画像と前記三次元画像生成手段により生成された三次元画像とを同一画面上に同時に表示し、

前記表示手段により表示された三次元画像の観察方向の回転指示を受け付け、受け付けた指示に応じて前記三次元画像を回転するとともに、三次元画像の回転角度に合せて前記二次元画像の観察方向を回転する画像回転手段をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波により被検体の体内を画像化し診断を行う超音波診断装置に係り、特に三次元画像データを生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、生体内情報の超音波画像を取得し表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。かかる特性が

10

20

30

40

50

ら、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などの診断に利用されている。

【 0 0 0 3 】

一般的に超音波診断装置を用いた診断では、Bモードと呼ばれる二次元画像が使用されている。近年では、情報処理技術の進歩により、二次元画像を時間的あるいは空間的に三次元化し、被検体の体内の様子を立体的に把握できるようになってきた。かかる技術は、産科における胎児の発育を知る手段として知られている。また、近年では2Dアレイプローブと呼ばれるマトリクス型の配列を持った超音波プローブが開発され、心臓等の比較的運動が激しい臓器であっても三次元表示が可能になっている。さらに、新規に開発された画像処理アルゴリズムにより、産科にて胎児の三次元画像作成に使用されてきたメカプローブやTEEプローブでも心臓の三次元画像化が可能となった。

10

【 0 0 0 4 】

このように、三次元画像を用いた診断は、より一般的なものとなりつつある。事実、三次元画像として診断部位たる臓器等を捉えることは、診断精度を向上させる上で重要である。例えば、これまで純粋な断面としてしか捉えられなかった心臓の弁の動きを心臓の内側から見上げるような形で観察することも可能となり、弁の不全等をより客観的かつ全体的に把握することが可能となった。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

20

超音波診断装置による三次元画像表示の有用性が示される中、一方ではこれまで存在しなかった問題が新たに浮上してきた。

【 0 0 0 6 】

例えば、三次元画像の中から特定の部分を見つけ出すには、三次元空間内における表示箇所の変換、回転、拡大等の操作を伴うため、装置の取り扱いに熟練しなければ目的の部位を適確に表示させることが困難である。これを補うべく、X軸、Y軸、Z軸に沿った断面と、三次元画像とを同時に表示するモード(MPR表示)を用意しているが、この表示モードにおいても実際に見える方向と異なる概念上の座標系に対しての変換を行うため、やはり不慣れな者には扱いにくい。

【 0 0 0 7 】

30

また、三次元画像は、複数の二次元画像に基づいて生成されるが、その生成過程では、一般的に元になった二次元画像よりも画質が劣化する。これは、三次元画像の生成処理は膨大な計算量を伴うことに起因する。すなわち、心臓等の運動を伴う部位を診断するにあたっては、三次元画像を表示するボリュームレートを高く設定しなければ十分な診断ができないため、超音波診断装置の処理能力を考慮すれば個々の三次元画像の生成処理の質を低下せざるを得ない。しかし、運動部位の診断にあたって劣化した画像が望まれているわけではなく、本来的には二次元画像と同程度の画質が維持されることが望ましいことは勿論である。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記のような事情に基づいてなされたものであり、その目的は、既存の三次元画像作成手段から逸脱せず、かつ視認性及び操作性を大幅に向上させる超音波診断装置を提供することである。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 0 】

本発明は、超音波プローブと、この超音波プローブを駆動する駆動信号の送信及び前記超音波プローブからの受波信号の受信を行う送受信手段と、この送受信手段を制御して被検体の複数の二次元領域を超音波で走査して受波信号を取得し、当該受波信号に基づく三次元画像を生成する三次元画像生成手段と、この三次元画像生成手段により生成された三

50

次元画像上で任意の断面の指定を受け付ける断面指定受付手段と、前記三次元画像の生成過程にて得た受波信号のうち前記断面指定受付手段により指定を受け付けた断面に対応する受波信号、又は前記送受信手段を制御して前記断面に対応する二次元領域を超音波走査して得られる受波信号に基づいて二次元画像を生成する二次元画像生成手段と、この二次元画像生成手段により生成された二次元画像を表示する表示手段とを備えていることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0011】

かかる手段を講じた本発明によれば、既存の三次元画像作成手段から逸脱せず、かつ視認性及び操作性を大幅に向上させる超音波診断装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】同実施形態において揺動型のメカニカルプローブを採用した場合のスキャン面の移動の様子を示す模式図。

【図3】同実施形態において回転型のメカニカルプローブを採用した場合のスキャン面の移動の様子を示す模式図。

【図4】同実施形態において二次元アレイプローブを採用した場合のスキャン面の移動の様子を示す模式図。

【図5】同実施形態における診断画面表示機能を実現するために制御部が実行する処理の流れ図。

20

【図6】同実施形態において揺動型のメカニカルプローブを採用した場合の三次元画像とマークの関係を示す図。

【図7】同実施形態において回転型のメカニカルプローブを採用した場合の三次元画像とマークの関係を示す図。

【図8】同実施形態における表示ユニットに表示される診断画面の模式図。

【図9】同実施形態におけるMPRモードにて表示される診断画面の模式図。

【図10】同実施形態における画像回転機能を説明するための図。

【図11】同実施形態における画像回転機能を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

30

【0013】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0014】

図1は本実施形態に係る超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。この超音波画像診断装置は、本体1と、超音波プローブ2と、表示ユニット3と、操作パネル4とを備えている。

【0015】

超音波プローブ2は、本体1から送信される駆動パルスに基づいて超音波を発生し被検体Pからの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ2から被検体Pに超音波が送信されると、生体組織の非線形性により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波（エコー）として超音波プローブ2に受信される。

40

【0016】

超音波プローブ2には、被検体Pの複数の二次元領域を超音波走査することで三次元空間を網羅する超音波エコー信号を取得可能な揺動型のメカニカルプローブ、回転型のメカニカルプローブ、あるいは二次元アレイプローブのいずれかを採用する。図2は、揺動型

50

のメカニカルプローブを採用した場合の走査面 30 の移動の様子を示す模式図である。揺動型のメカニカルプローブは、圧電振動子を一次元配列した振動子配列部材を、圧電振動子の配列方向に略直行する方向へ機械的に揺動させつつ超音波を走査させることで三次元空間内を網羅する超音波エコー信号を得る。図 3 は、回転型のメカニカルプローブを採用した場合の走査面 30 の移動の様子を示す模式図である。回転型のメカニカルプローブは、圧電振動子を一次元配列した圧電振動子配列部材を機械的に回転させつつ超音波を走査させることで三次元空間内を網羅する超音波エコー信号を得る。図 4 は、二次元アレイプローブを採用した場合の走査面 30 の移動の様子を示す模式図である。二次元アレイプローブは、二次元配列された圧電振動子を備え、超音波ビームの走査方向を電氣的に切り換えることで三次元空間内を網羅する超音波エコー信号を得る。

10

【0017】

表示ユニット 3 は、本体 1 から供給されるビデオ信号に基づいて生体内の 2 次元あるいは 3 次元の形態学的情報、血流情報、心電情報などを表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、すなわち血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像として表示する。

【0018】

操作パネル 4 は、オペレータからの各種指示、関心領域 (ROI) の設定指示や種々の画質条件設定指示等を装置本体に取り込むためのマウス、トラックボール、キーボード等を有している。

【0019】

本体 1 は、送受信部 10 と、スキャンコンバータ 11 と、メモリ 12 と、制御部 13 とを備えている。

20

【0020】

送受信部 10 は、図示しない送信ユニットと受信ユニットとで構成されている。前記送信ユニットは、遅延回路およびパルス回路等を有している。パルス回路では、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が繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。送信ユニットは、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。前記受信ユニットは、アンプ回路、A/D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ 2 を介して取り込まれた超音波エコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器では、増幅された超音波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、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

30

【0021】

スキャンコンバータ 11 は、送受信部 10 が生成した走査線信号列で表される超音波エコー信号を直交座標で表される二次元画像データに変換する (スキャンコンバージョン処理)。例えば、スキャンコンバータ 11 は、送受信部 10 にて信号処理が施された B モード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体 P の組織形状を表す二次元の B モード画像データを生成する。また、スキャンコンバータ 11 は、変換後の表示データをメモリ 12 に書き込む。

40

【0022】

制御部 13 は、三次元画像構成部 20、表示データ生成部 21、断面指定受付部 22、ヘッド角度計算部 23 等の各機能をソフトウェアの処理にて実現する。

【0023】

三次元画像構成部 20 は、スキャンコンバータ 11 から出力され、メモリ 12 に記憶された二次元画像データを所定の時相に応じて三次元座標空間内で合成し、三次元画像データを生成して表示データ生成部 21 に出力する。

【0024】

表示データ生成部 21 は、三次元画像構成部 20 にて生成された三次元画像データやメ

50

メモリ 12 に記憶された二次元画像データに基づいて表示ユニット 3 への表示データを生成する。

【0025】

断面指定受付部 22 は、表示データ生成部 21 が生成して表示ユニット 3 に表示した三次元画像から二次元画像を表示すべき任意の断面の指定を受け付ける。

【0026】

ヘッド角度計算部 23 は、断面指定受付部 22 にて指定を受け付けた断面の三次元画像全体における相対位置を求め、当該相対位置に応じて超音波プローブ 2 にて超音波スキャン面を形成すべき位置情報を特定する。特定された位置情報は、後述の二次元画像データの取得処理にて超音波プローブ 2 に供給される。

10

【0027】

(動作)

次に、上記のような構成の超音波診断装置の動作について説明する。本実施形態における超音波診断装置は、診断画面表示機能、診断モード切替機能および画像回転機能を備えている。以下、各機能について説明する。

【0028】

[診断画面表示機能]

診断画面表示機能は、被検体 P に対して超音波ビームを走査し、診断対象部位の三次元画像および二次元画像を表示ユニット 3 に表示する機能である。当該機能を実現するにあたり、制御部 13 が実行する処理の流れ図を図 5 に示している。

20

【0029】

動作開始当初において、制御部 13 は、三次元画像データ取得処理を実行する(ステップ S1)。この処理では、先ず送受信部 10 に超音波走査の開始を指令する。この指令に応じて送受信部 10 が超音波プローブ 2 に駆動パルスを印加し、被検体 P に対して三次元に超音波ビームを走査させ、超音波プローブ 2 から受信した超音波エコー信号に増幅・遅延加算等の処理を施してスキャンコンバータ 11 に出力する。スキャンコンバータ 11 は、送受信部 10 から出力された超音波エコー信号に基づいて画素数 M_1 (整数: $M_1 > 0$) の二次元画像データを生成し、超音波プローブ 2 の走査面の形成位置を示す位置情報と、走査面を形成した時相とを対応付けてメモリ 12 に記憶していく。

【0030】

30

次に、制御部 13 は、三次元画像表示処理を実行する(ステップ S2)。この処理では、三次元画像構成部 20 がメモリ 12 に記憶した同一時相の二次元画像データから所定間隔の画素を抽出し、それらを各二次元画像データに対応付けられた位置情報に基づいて合成して三次元画像データ(ボクセルデータともいう)を生成する。この三次元画像データに基づいて表示データ生成部 21 が表示ユニット 3 への表示データを生成し、メモリ 12 を介して表示ユニット 3 に出力する。表示ユニット 3 は、入力された表示データに基づく画像を表示する。三次元画像データ取得処理(ステップ S1)および三次元画像表示処理(ステップ S2)は、後述の二次元画像のリアルタイム表示処理まで繰り返し実行される。その結果、表示ユニット 3 には、三次元画像がライブ映像として所定のポリュームレート V_r (実数: $V_r > 0$) にてリアルタイム表示される。

40

なお、上記の如く所定間隔で画素を抽出して三次元画像データを生成するのは、三次元画像の生成および表示に要する処理ステップが相当多数に及ぶことに鑑みたものであり、超音波処理装置の処理能力を超過しない範囲にて円滑に三次元画像をライブ映像として表示するためである。かかる処理を経るため、三次元画像データを構成する個々の二次元画像データの画素数 M_2 (整数: $M_2 > 0$) は、元となる二次元画像データの画素数 M_1 よりも少なく($M_1 > M_2$)、画質が劣化する。

【0031】

表示ユニット 3 に三次元画像が表示された後、制御部 13 は、断面指定受付処理を実行する(ステップ S3)。この処理では、断面指定受付部 22 が、既述の如く三次元画像上にマークを表示して二次元画像を表示すべき断面の指定を受け付ける。

50

図 6 は、揺動型のメカニカルプローブを採用した場合の三次元画像 3 1 (ライブ映像) と断面指定受付部 2 2 が表示するマーク 3 2 との関係を説明するための模式図であり、図 7 は、回転型のメカニカルプローブを採用した場合の三次元画像 3 1 (ライブ映像) と断面指定受付部 2 2 が表示するマーク 3 2 との関係を説明するための模式図である。マーク 3 2 は、超音波プローブ 2 にて走査面が形成可能な位置に対応するものである。したがって、マーク 3 2 の頂点は、揺動型又は回転型の超音波プローブ、あるいは二次元アレイプローブのいずれを超音波プローブ 2 に採用した場合であっても、常に三次元画像 3 1 の頂点 (音場中心) に固定される。断面指定受付部 2 2 は、オペレータによる操作パネル 4 の操作を受け付け、三次元画像 3 1 上で操作に応じた方向にマーク 3 2 を移動させる。揺動型の超音波プローブを採用した場合には、頂点を固定して、圧電振動子の配列部材の揺動方向 (図 6 中の矢印方向又はその逆方向) にマーク 3 2 を移動させる。一方、回転型のメカニカルプローブを採用した場合には、頂点を固定して、圧電振動子の配列部材の回転方向 (図 7 中の矢印の方向又はその逆方向) にマーク 3 2 を移動させる。なお、二次元アレイプローブを採用した場合には、その走査面の形成順序に応じて、揺動型あるいは回転型のメカニカルプローブと同様にマーク 3 2 を移動させる。

10

【0032】

オペレータが所望の位置にマーク 3 2 を位置決めし、操作パネル 4 を操作して断面指定の確定を宣言すると、断面指定受付部 2 2 は、マーク 3 2 が示す断面を、二次元画像を表示すべき断面として確定的に受け付ける。このとき、三次元画像データの収集を停止し、三次元画像 3 1 を静止画像に切り替える。

20

【0033】

断面の指定を受け付けたならば、制御部 1 3 は、二次元画像データ取得処理 (ステップ S 4)、および二次元画像のリアルタイム表示処理 (ステップ S 5) を実行する。この処理では、まず断面指定受付部 2 2 にて指定を受け付けた断面の三次元画像 3 1 に対する相対位置を算出する。三次元画像 3 1 に対するマーク 3 2 の相対位置とは、例えば揺動型のメカニカルプローブであれば、マーク 3 2 が示す断面と基準面とがなす揺動角度 θ であり、回転型のメカニカルプローブであれば、マーク 3 2 が示す断面と基準面とがなす回転角度 ϕ である。このように相対位置を求めたならば、超音波プローブ 2 により実際に走査される三次元空間内における走査面の形成位置が、前記相対位置と略一致するような超音波プローブ 2 の制御パラメータを算出する。

30

【0034】

しかる後、制御部 1 3 は、超音波プローブ 2 の走査面の形成方向をヘッド角度計算部 2 3 により算出された制御パラメータが示す方向にセットする。そして、送受信部 1 0 に超音波プローブ 2 を駆動させ、所定のフレームレート F_r (整数; $F_r > 0$) にて当該走査面を繰り返し超音波ビームにて走査する。このとき生成される超音波エコー信号は、スキャンコンバータ 1 1 によるデータ変換処理を経てメモリ 1 2 に時相と対応付けて記憶される。

【0035】

さらに、表示データ生成部 2 1 がメモリ 1 2 に記憶されていく二次元画像データを順次取得し、当該二次元画像データをフレームレート F_r にて表示する表示データを生成して、メモリ 1 2 を介して表示ユニット 3 に出力する。このとき表示ユニット 3 に表示される診断画面の模式図を図 8 に示している。診断画面 4 0 には、マーク 3 2 が付された三次元画像 3 1 (静止画像) と、当該マーク 3 2 が示す断面の二次元ライブ映像 3 3 とが表示されている。二次元ライブ映像 3 3 は上記フレームレート F_r にてリアルタイムに更新される。二次元ライブ映像 3 3 の各フレームは、三次元画像 3 1 と異なり画素の抽出を経ていない。したがって、その画素数は、上記画素数 M_1 のままである。また、フレームレート F_r はボリュームレート V_r よりも大きく設定されている ($F_r > V_r$)。このようにフレームレート F_r を設定しても、二次元画像データは三次元画像データに比してデータ量が大幅に少ないことに鑑みれば、超音波診断装置の処理能力を超過することはない。

40

【0036】

50

前記診断画面40が表示されている間も、制御部13は、三次元画像31に表示されたマーク32の移動を受け付けている(ステップS3)。したがって、オペレータは、三次元画像31および二次元ライブ映像33を確認しながら、再度の断面の指定が可能である。また、操作パネル4を操作して二次元ライブ映像33の表示を停止し、再び三次元画像31をライブ画像として表示することもできる(ステップS1, ステップS2)。

【0037】

なお、上記二次元画像データ取得処理(ステップS4)およびリアルタイム表示処理(ステップS5)では、三次元画像データ取得処理にてメモリ12に記憶された二次元画像データの中から指定された断面に対応する二次元画領域の画像データを抽出し、当該画像データに基づいて表示データを生成して表示ユニット3に表示することも可能である。このような機能を設けることで、被検体Pから超音波プローブ2を離接した後であっても、生成済みの三次元画像データに基づくものよりも高画質な二次元画像を表示できる。これら2つの二次元画像の表示方法は、例えば操作パネル4を介して切り替えを受け付けるようにしておけば、ユーザが診断状況にあった表示方法を任意に選択可能となる。

【0038】

[診断モード切替機能]

診断モード切替機能は、表示ユニット3に表示される診断画面の表示態様(表示モード)を切り替える機能である。本実施形態においては、単独モード、デュアルモード、MPR(Multi Planar Reconstruction)モードの間で表示モードを切り替える場合を例に挙げて説明する。

【0039】

単独モードは、三次元画像を表示せずに二次元ライブ映像のみを表示するモードである(第1の表示モード)。

【0040】

デュアルモードは、三次元画像と二次元ライブ映像とを同一画面上に表示するモードであり、図8に示した診断画面40と同様の表示態様である(第2の表示モード)。

【0041】

MPRモードは、二次元ライブ映像と、三次元画像と、当該三次元画像のボクセルデータに基づいて生成される3方向の断面を示す二次元画像とを同一画面上に表示するモードである(第3の表示モード)。通常、ボクセルデータに基づいて生成される二次元画像としては、超音波プローブ2の中心軸をZ軸とした直行座標系(X, Y, Z軸にて構成される)上におけるX-Z平面(A-Plane)、Y-Z平面(B-Plane)、X-Y平面(C-Plane)に対応するものが採用される。ただし、本実施形態においては、A-Plane画像として三次元画像上で指定された断面の二次元ライブ映像が表示される。このとき、B-Plane、C-Planeの二次元画像および三次元画像は静止画とする。

【0042】

図9は、本実施形態におけるMPRモードにて表示される診断画面50の一例を示す模式図である。診断画面50には、A-Plane、B-Plane、C-Planeの二次元画像と、三次元画像31とが表示されている。前記A-Plane画像は、三次元画像31上に表示されたマーク32が示す断面の二次元ライブ映像である。B-Plane、C-Planeの二次元画像は、三次元画像構成部20が生成してメモリ12に記憶したボクセルデータから、Y-Z平面、X-Y平面の二次元画像データを抽出することで生成される。

【0043】

前記診断画面表示機能に基づく処理を実行している間、制御部13は、操作パネル4を介しての表示モードの切り替えを受け付けている。このとき、オペレータが操作パネル4を介して表示モードの切り替えを指示すると、表示データ生成部21が切り替え後の表示モードに応じた表示データを生成する。この表示データをメモリ12を介して表示ユニット3に出力し、オペレータが指定した診断モードの診断画面を表示することで、表示モードの切り替えが完了する。

【0044】

10

20

30

40

50

なお、単独モード、デュアルモード、MPRモードの他、PWD (Pulse Wave Doppler) モード、Mモードなど、種々の表示モード間で表示態様を切り替え可能としてもよい。さらに、表示モードの切り替えは、操作パネル4に設けられた各モードに対応する釦を押下げるなどの簡易な操作にてなされることが望ましい。このように簡易に切り替え可能な複数の表示モードを用意することで、シームレスな画像診断が実現される。

【0045】

[画像回転機能]

画像回転機能は、表示ユニット3に表示された三次元画像31の観察方向をオペレータの指示に応じて回転させ、この三次元画像31の観察方向の回転に合せて二次元ライブ映像33の観察方向を回転させる機能である。

10

【0046】

診断画面40が表示されている間、制御部13は、三次元画像31の観察方向の回転角度の入力を受け付けている。このとき、オペレータは、操作パネル4を構成するトラックボールやキーボードを操作してX軸、Y軸、Z軸の各軸を中心とした回転角度を、例えば1度単位で指定可能である。観察方向の回転角度が入力されると、表示データ生成部21は、指示された回転角度に応じて三次元画像31および二次元ライブ映像33を回転させた表示データを生成し、メモリ12を介して表示ユニット3に表示する。

【0047】

なお、二次元ライブ映像33は、三次元画像31から指定された断面をその法線方向から表示するものであるから、奥行き方向への回転(表示画面の法線以外を軸とする回転)に対しては、表示を変化させる必要がない。したがって、二次元ライブ映像33の回転は、主として表示画面の法線中心の回転に限られる。ただし、奥行き方向に180度回転した時点で三次元画像31の表示が左右あるいは上下に反転することに鑑み、三次元画像31の左右反転時あるいは上下反転時に二次元ライブ映像33も併せて上下反転あるいは左右反転させる。

20

【0048】

図10は、図8に示した診断画面40を基準に、三次元画像31および二次元ライブ映像33の観察方向を、表示画面の法線を中心軸として右方向に90度回転させた場合の一例であり、図11は、図8に示した診断画面40を基準に、三次元画像31および二次元ライブ映像33の観察方向を、表示画面の法線を中心軸として右方向に180度回転させた場合の一例である。

30

【0049】

このように、三次元画像31の観察方向に合せて二次元ライブ映像33を回転表示すれば、三次元画像31と二次元ライブ映像33との対応関係が明確となり、診断部位の把握が容易となる。なお、このように三次元画像31および二次元ライブ映像33の観察方向を回転させた場合であっても、マーク32による断面の指定や、表示モードの切り替えが受け付けられている。表示モードがデュアルモードからMPRモードに切り替えられた場合には、表示データ生成部21によりMPRモードに対応した表示データが生成され、表示ユニット3に表示される。

【0050】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

40

【0051】

本実施形態における超音波診断装置によれば、三次元画像構成部20にて生成した三次元画像中から任意の断面を指定することで、当該三次元画像を生成する元となったデータ、または新たに超音波プローブ2を駆動して当該断面を超音波走査して得たデータに基づいて二次元画像が生成され、表示ユニット3に表示される。このように既存の三次元画像データから二次元画像を抽出するのではなく、三次元画像データの基となったデータや再度取得したデータで二次元画像を生成すれば、画質の劣化を伴わずに指定された断面の画像を表示することができるので、視認性が格段に向上する。また、三次元画像31に示されたマーク32の移動等により、容易に断面を指定できるので、操作性も向上する。さら

50

に、本機能は、既存の超音波診断装置に別段新たなハードウェアを追加せずとも上記視認性及び操作性の向上を実現できるため、費用対効果に優れている。

【 0 0 5 2 】

また、上記実施形態における診断画像の表示モードを、複数の表示モード間にて切り替え可能とした。これにより、オペレータは、表示モードを適宜切り替えつつ二次元ライブ映像を用いた診断が行えるので、超音波診断装置を用いた処理のワークフローが格段に向上する。

【 0 0 5 3 】

また、三次元画像の観察方向が回転された場合には、その回転に合わせて二次元ライブ映像の観察方向が回転される。これにより、三次元画像と二次元ライブ映像との対応関係を視覚的に容易に把握できるので、超音波診断装置の操作に不慣れな者であっても、容易に被検体内における特定部分を発見することができる。

【 0 0 5 4 】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 5 5 】

(1) すなわち、上記実施形態では、二次元ライブ映像の表示中においては、三次元画像は、静止画像として表示するとした。しかしながら、超音波診断装置の処理能力が許容する限り、三次元画像をライブ映像として表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 6 】

(2) 上記実施形態では、二次元ライブ映像を表示すべき断面の指定を、三次元画像上に表示されたマークの操作により行うとして説明した。しかしながら、断面の指定はこの方法に限定されるものではなく、操作パネル 4 に配置された置数キーによる数値入力などで指定するようにもよいし、三次元画像とは別途に三次元画像のサンプルを表示し、当該サンプル上に上記実施形態と同様のマークを表示して断面の指定を受け付けるようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

(3) 上記実施形態における画像回転機能では、三次元画像の観察方向の回転角度に合わせて二次元ライブ映像を回転表示するとした。しかしながら、両画像の回転角度を厳密に一致させず、大まかに一致させるようにしてもよい。例えば、二次元ライブ映像の回転角度を 0 度、90 度、180 度、270 度に制限する。そして、三次元画像の回転角度が - 45 度 ~ 44 度の範囲で指定された場合には二次元ライブ映像を回転せず、三次元画像の回転角度が 45 度 ~ 134 度の範囲で指定された場合には二次元ライブ映像を 90 度回転し、三次元画像の回転角度が 135 度 ~ 224 度の範囲で指定された場合には二次元ライブ映像を 180 度回転し、三次元画像の回転角度が 225 度 ~ 1315 度の範囲で指定された場合には二次元ライブ映像を 270 度回転する。このように大まかに回転角度を一致させるようにすれば、画像回転時における制御部 13 等の処理負担が軽減される。

【 0 0 5 8 】

この他、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。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 9 】

P ... 被検体、 1 ... 本体、 2 ... 超音波プローブ、 3 ... 表示ユニット、 4 ... 操作パネル、 10 ... 送受信部、 11 ... スキャンコンバータ、 12 ... メモリ、 13 ... 制御部、 20 ... 三次元画像構成部、 21 ... 表示データ生成部、 22 ... 断面指定受付部、 23 ... ヘッド角度計算部

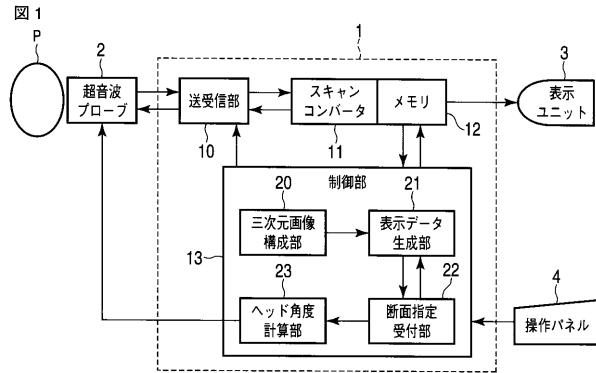
10

20

30

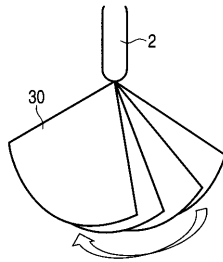
40

【図 1】



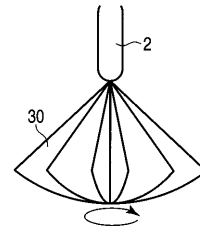
【図 2】

図 2



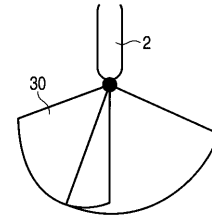
【図 3】

図 3



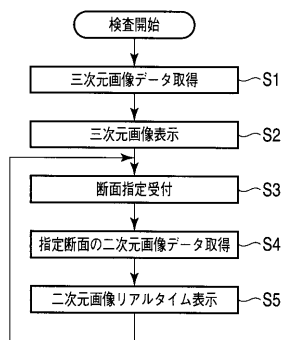
【図 4】

図 4



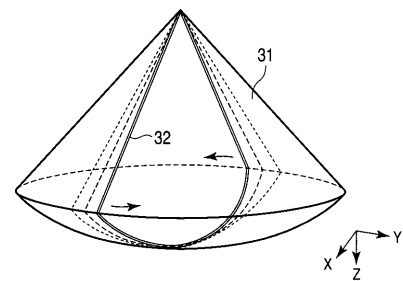
【図 5】

図 5



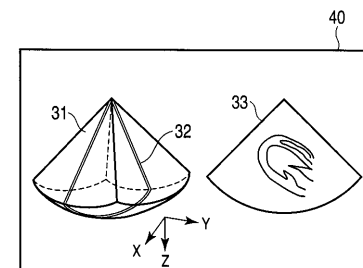
【図 7】

図 7



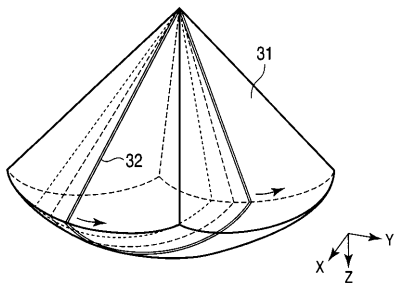
【図 8】

図 8

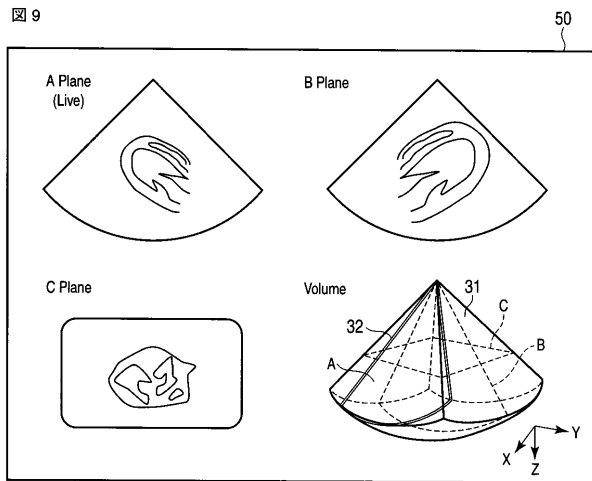


【図 6】

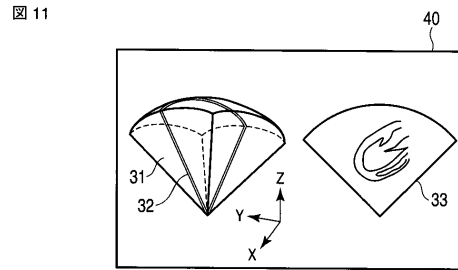
図 6



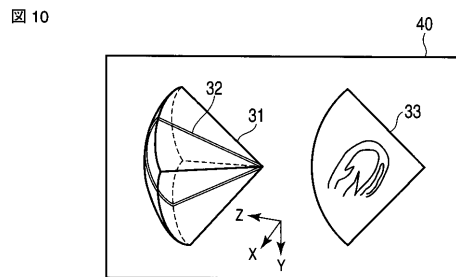
【図 9】



【図 11】



【図 10】



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 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (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 藤井 友和
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本社内
- (72)発明者 西野 正敏
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本社内
- (72)発明者 小林 豊
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本社内
- (72)発明者 郡司 隆之
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本社内
- (72)発明者 佐藤 俊介
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本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 EE11 GB06 JC33 KK09 KK21 KK25

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011024827A	公开(公告)日	2011-02-10
申请号	JP2009174635	申请日	2009-07-27
[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	藤井友和 西野正敏 小林豊 郡司隆之 佐藤俊介		
发明人	藤井 友和 西野 正敏 小林 豊 郡司 隆之 佐藤 俊介		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0816		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备不偏离现有的三维图像创建装置，并且极大地提高了可视性和可操作性。 解决方案：使发送/接收单元控制超声探头以获取对象的多个二维区域的接收信号，并基于该接收信号生成三维图像。 接受此时生成的三维图像的任何截面的指定，发送和接收装置控制超声探头以获取指定截面的接收信号，并基于该接收信号来获得二维图像产生。 然后，将生成的二维图像显示在显示单元上。 [选择图]图5

