

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/021711

発行日 平成27年3月5日 (2015.3.5)

(43) 国際公開日 平成25年2月14日 (2013.2.14)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

出願番号	特願2013-527919 (P2013-527919)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/063847		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成24年5月30日 (2012.5.30)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2011-176152 (P2011-176152)	(74) 代理人	110000888
(32) 優先日	平成23年8月11日 (2011.8.11)		特許業務法人 山王坂特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	近藤 正尚
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		Fターム (参考)	4C601 EE11 FE07 FE09 GA18 GA19
			GA25 JC21 JC26 JC33 KK09
			KK10 KK24 KK25 KK31 KK44
			LL33

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】

超音波の放射領域内に限定されない超音波画像を表示することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。超音波診断装置10は、超音波を放射すると共に、前記超音波の反射波を受信する超音波放射面を有する超音波探触子2と、反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成する超音波画像生成手段6と、前記超音波画像を積み重ねることにより、被検体の3次元の超音波ボリュームデータを生成する超音波ボリュームデータ生成手段9と、3次元ボリュームデータや前記超音波ボリュームデータを用いて、複数のリファレンス画像を生成するリファレンス画像生成手段12と、前記超音波画像と前記リファレンス画像とを表示する表示手段15と、を備える。

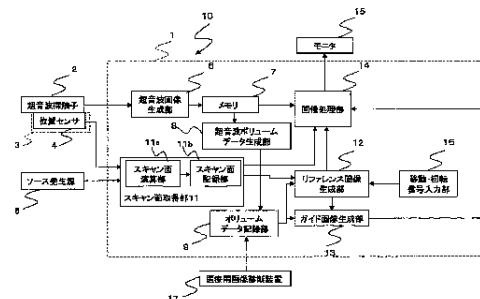


FIG. 1:
2 Ultrasound probe
4 Position sensor
5 Source generator
6 Ultrasound image generating section
7 Memory
8 Ultrasound volume data generating section
9 Volume data recording section
11 Scanning surface acquisition section
11a Scanning surface calculating section
11b Scanning surface recording section
12 Reference image generating section
13 Guide image generating section
14 Image processing section
15 Monitor
16 Movement and rotation signal input section
17 Medical image diagnostic device

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を放射すると共に、前記超音波の反射波を受信する超音波放射面を有する超音波探触子と、

前記反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するリファレンス画像生成手段と、

前記超音波画像と前記リファレンス画像とを表示する表示手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記リファレンス画像生成手段は、一方のリファレンス画像に、他方のリファレンス画像の断面位置を示す第一マークを重畳表示する、

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】

前記一方のリファレンス画像に重畳された前記第一マークと、当該第一マークが示す断面位置から得られた前記他方のリファレンス画像のマークとは、同一表示態様を用いて表示される、

ことを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波探触子の位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記位置情報を基に、前記超音波画像の断面位置を算出するスキャン面取得手段と、を更に備え、

前記リファレンス画像生成手段は、算出された超音波画像の断面位置を用いて、前記超音波画像と同一断面からなる第一リファレンス画像、前記超音波画像及び前記超音波放射面に直交する断面からなる第二リファレンス画像、若しくは前記超音波放射面と平行な断面からなる第三リファレンス画像、の少なくとも一つを生成する、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記リファレンス画像の移動方向及び移動量、又は回転方向及び回転量の少なくとも一つの入力を受け付ける第一入力手段を更に備え、

前記リファレンス画像生成手段は、前記第一入力手段が受け付けた入力値に従って前記任意断面を移動・回転した断面からなるリファレンス画像を生成し、

前記表示手段は、前記生成されたリファレンス画像を更新表示する、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記超音波画像に、前記リファレンス画像の断面位置を示す第二マークを重畳表示する画像処理手段を更に備える、

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 7】

前記超音波画像に重畳された前記第二マークと、当該第二マークが示す断面位置から得られた前記リファレンス画像のマークとは、同一表示態様を用いて表示される、

ことを特徴とする請求項6に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記被検体の3次元画像上に、前記リファレンス画像の断面位置を示す第三マークを重畳表示したガイド画像を生成するガイド画像生成手段を更に備える、

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 9】

前記ガイド画像に重畳された前記第三マークの移動方向及び移動量、又は回転方向及び回転量の少なくとも一つの入力を受け付ける第二入力手段を更に備え、

50

前記リファレンス画像生成手段は、前記第二入力手段が受け付けた入力値に従って移動・回転した前記第三マークに対応する断面に基づくリファレンス画像を生成し、
前記表示手段は、前記生成されたリファレンス画像を更新表示する、
ことを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記ガイド画像に重畳された前記第三マークと、当該第三マークが示す断面位置から得られた前記リファレンス画像のマークとは、同一表示態様を用いて表示される、
ことを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記超音波放射面から放射される超音波の視野領域を変更する操作手段を更に備え、
前記超音波画像生成手段は、変更後の視野領域に対応した超音波画像を新たに生成し、
前記リファレンス画像生成手段は、新たに生成された超音波画像の倍率に応じたリファレンス画像を新たに生成し、
前記表示手段は、新たに生成された超音波画像及びリファレンス画像を更新表示する、
ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項12】

前記超音波探触子は、複数の超音波放射面を備え、各超音波放射面から異なる断面の超音波画像を同時に取得する超音波探触子であり、
前記リファレンス画像生成手段は、異なる断面の超音波画像の各々に対応する前記リファレンス画像を生成し、
前記表示手段は、前記複数の超音波画像と、各超音波画像に対応する複数のリファレンス画像と、を同時に表示する、
ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項13】

前記超音波探触子は、複数の超音波放射面を備え、選択されたいずれかの一つの超音波放射面から超音波画像を取得する超音波探触子であり、
前記リファレンス画像生成手段は、選択されていない超音波画像と同一断面のリファレンス画像を生成し、
前記表示手段は、選択されたいずれか一方の超音波放射面から得られた超音波画像と、選択されていない超音波画像と同一断面のリファレンス画像と、を同時に表示する、
ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

30

【請求項14】

前記リファレンス画像生成手段は、前記超音波画像と同一断面の第一リファレンス画像を生成し、前記超音波画像における特徴量に基づいて、第一リファレンス画像に直交する断面からなる第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成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15】

超音波を放射すると共に、前記超音波の反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成するステップと、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するステップと、前記超音波画像と前記リファレンス画像とを表示するステップとを含む超音波画像表示方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波画像表示方法に係り、特に、超音波画像の表示技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置による診断は、医師等の術者が超音波探触子で診断部位を走査すること

50

によって、容易にリアルタイムで診断部位の断層像が得られるという利点がある。一方、超音波断層像(以下、超音波画像という。)は、磁気共鳴撮像装置(以下、MRI装置という。)やX線コンピュータ断層装置(以下、X線CT装置という。)で得られる断層像よりも被検体の全身からの形態的情報としては見え難い。

【0003】

そこで、超音波画像だけではなく、MRI装置で撮像した画像(以下、MRI画像という。)、X線CT装置で撮像した画像(以下、CT画像という。)、超音波診断装置で前もって被検体の患部を撮像した複数枚からなる超音波画像(以下、超音波ボリュームデータという。)等を併せて表示させ、これらの画像を対比しながら総合的な診断を行いたいという要請がある。

10

【0004】

このため、例えば、特許文献1には、超音波内視鏡に取り付けた位置検出センサに基づいて超音波内視鏡の位置および姿勢を検出することにより、超音波画像と同一断面の画像を、予め撮像されたMRI画像やCT画像のボリュームデータから再構成し、この再構成画像と超音波画像を同期させ、モニタに表示する超音波診断装置及び超音波画像表示方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-095371号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1では、超音波画像と同一断面のMRI画像やCT画像を同時に表示することにより、形態的情報の質向上を図っているが、超音波画像と同一断面のMRI画像やCT画像を表示するため、ユーザに対する自由度がなかった。

【0007】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、ボリュームデータにより再構成された超音波の放射領域内に限定されないリファレンス画像を表示することができる超音波診断装置及び超音波画像表示方法を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波を放射すると共に、前記超音波の反射波を受信する超音波放射面を有する超音波探触子と、前記反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するリファレンス画像生成手段と、前記超音波画像と前記リファレンス画像とを表示する表示手段と、を備えることを特徴とする。また、超音波を放射すると共に、超音波の反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成するステップと、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するステップと、超音波画像とリファレンス画像とを表示するステップとを含む超音波画像表示方法である。

40

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、超音波の放射領域内に限定されない超音波画像を表示することができる超音波診断装置及び超音波画像表示方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】超音波診断装置の全体概略構成を示す模式図

【図2】超音波探触子2の概略構成を示す説明図

【図3】超音波放射面と超音波画像、及び第一リファレンス画像、第二リファレンス画像

50

及び第三リファレンス画像の位置関係を示す説明図であって、(a)は超音波放射面とそこから放射される超音波画像との位置関係を示し、(b)は、各リファレンス画像を構成する断面の位置関係を示す。

【図4】第一実施形態における画面表示例を示す説明図

【図5】第二リファレンス画像を上下左右及び斜め方向に移動する処理を示す説明図

【図6】第二リファレンス画像の移動・回転を示す説明図であり、(a)は、第二リファレンス画像を奥行き方向に沿って移動した状態を示し、(b)は、第二リファレンス画像を超音波探触子の挿入方向を回転軸として回転させた状態を示す。

【図7】第二リファレンス画像の回転を示す説明図であり、(a)は、第二リファレンス画像を、深度方向を回転軸として回転させた状態を示し、(b)は、第二リファレンス画像の奥行き方向を回転軸として回転させた状態を示す。

【図8】リファレンス画像をガイド画像によって移動させる方法を示す説明図

【図9】第二実施形態で表示される画面表示例を示す模式図

【図10】第二リファレンス画像36からリファレンス画像60を生成する処理を示す説明図であり、(a)は超音波探触子Aの先端部を示し、(b)は、第二リファレンス画像36からリファレンス画像60を生成する処理を示す。

【図11】第三リファレンス画像38からリファレンス画像60を生成する処理を示す説明図

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について、図面を基に説明をする。なお、以下の説明では、同一機能部分については同一符号を付して重複説明を省略する。

【0012】

図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の全体概略構成を示す模式図である。超音波診断装置10は、主に超音波診断装置本体1、超音波探触子2、位置センサ4、ソース発生源5、モニタ15を有して構成されている。超音波診断装置本体1は、概ね、超音波画像を生成する系統と、超音波画像を診断するときに参照するリファレンス画像を生成する系統に分けられる。

【0013】

超音波画像を生成する系統は、超音波探触子2からの反射エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成部6と、複数枚の超音波画像を一時的に記憶するメモリ7、及び複数枚の超音波画像を基に3次元の超音波ボリュームデータを生成する超音波ボリュームデータ生成部8と、を含む。リファレンス画像を生成する系統は、例えばMRI装置、CT装置、他の超音波診断装置が撮像した等の医療用画像診断装置17が撮像した3次元ボリュームデータを格納するボリュームデータ記録部9と、位置センサ4及びソース発生源5の信号を基に、超音波探触子2の位置及び姿勢を検出するスキャン面取得部11と、超音波画像を診断する際に参照する参照画像であって、ボリュームデータ記録部9に格納している3次元ボリュームデータや超音波ボリュームデータを基にリファレンス画像を生成するリファレンス画像生成部12と、リファレンス画像の断面位置を示すガイド画像を生成するガイド画像生成部13と、リファレンス画像の移動/回転の種別、移動量/回転量、移動方向/回転方向の入力を受け付ける移動・回転信号入力部16と、を備える。更に、超音波診断装置本体1は、超音波画像とリファレンス画像との断面位置を対応付けて表示処理を行う画像処理部14を含む。

【0014】

なお、図示を省略するものの、超音波診断装置本体1は、医療用画像診断装置17で撮像した被検体の3次元ボリュームデータや別の超音波診断装置で撮像した超音波ボリュームデータ等を入力するインターフェイスを具備している。そして、超音波診断装置本体1を、インターフェイスを介して医療用画像診断装置17に直接接続し、3次元ボリュームデータを受け取り、ボリュームデータ記録部9に保存する。更に、ネットワーク経由又はUSBメモリ等の持ち運び可能な記録媒体を経由し、3次元ボリュームデータを超音波診断装置本体1内のボリュームデータ記録部9に保存することも可能である。以下、各構成要素の詳細

10

20

30

40

50

について説明する。

【0015】

上述の各構成要素によって、超音波診断装置本体1は、超音波探触子2で得られた超音波断層像に対応する同一の断面、倍率及び視野となるリファレンス断層像を生成することができ、合成画像を生成することができる。そして、この合成画像とガイド画像が超音波診断装置10上のモニタ15の同一画面上に表示される。したがって、術者は、超音波画像とリファレンス画像の対応関係を容易に把握することが可能であり、それらの画像を対比することによって、被検体に対し、効果的に総合的な診断が可能となる。

【0016】

超音波探触子2は、超音波を超音波放射面から送波するとともに、超音波の反射波を受信し、反射エコー信号を超音波画像生成部6に出力する。

10

【0017】

超音波画像生成部6は、超音波探触子2の各位置において、1フレーム分の超音波画像を生成する。そして、超音波探触子2の位置の移動に伴って、複数の位置から複数フレーム分の超音波画像を生成する。メモリ7は、複数フレーム分の超音波画像を一時記憶する。超音波ポリウムデータ生成部8は、メモリ7に一次記憶された超音波画像に基づいて一方向(超音波探触子2の進退方向)に沿った複数フレームの超音波画像を積み上げた3次元の超音波ポリウムデータを生成する。ポリウムデータ記録部9は、生成された3次元の超音波ポリウムデータを記録したり、医療用画像診断装置17が撮像した3次元ポリウムデータも記録したりする。

20

【0018】

超音波探触子2には、超音波探触子2の位置及び姿勢を検出するための磁気センサ等の位置センサ4が、超音波探触子2に取り付けた位置センサ固定機構3によって固定されている。また、被検体を含む座標系に磁界等のソースを発生させるソース発生源5が、例えば、被検体の横たわるベッドの傍ら等に配置される。これら位置センサ4及びソース発生源5は、スキャン面取得部11と電氣的に接続され、位置センサ4とソース発生源5からの出力信号は、スキャン面取得部11に出力される。

【0019】

スキャン面取得部11は、位置センサやソース発生源5からの出力信号に基づいて、超音波探触子2の位置・傾斜角度等の位置情報を取得し、超音波探触子2の3次元的位置及び傾斜角等を演算し、超音波探触子2のスキャン面(超音波画像の断面)の座標を算出するスキャン面演算部11aと、算出されたスキャン面の座標を記録するスキャン面記録部11bと、を有する。本実施形態では、超音波探触子2の位置検出の例として磁界による位置検出を例示したが、これに限定されるものではなく、種々の公知の位置検出方法を用いることが可能である。算出されたスキャン面の座標は、リファレンス画像生成部12及び画像処理部14に出力される。

30

【0020】

リファレンス画像生成部12は、スキャン面取得部11で算出された座標を用いて、ポリウムデータ記録部9に記録されているポリウムデータから、超音波画像と同一断面となるリファレンス画像(以下、第一リファレンス画像という。)や第一リファレンス像の深度方向を回転軸として、90°もしくは270°回転させたリファレンス画像(以下、第二リファレンス画像という。)及び、超音波探触子2の超音波放射面に対し、平行なりファレンス画像(以下、第三リファレンス画像)、更に任意断面のリファレンス画像を生成する。生成した各リファレンス画像上には、他のリファレンス画像の位置を示す点線を重畳表示したり、それらの点線を非表示にしたりする処理を行う。

40

【0021】

リファレンス画像生成部12は、スキャン面座標を基に、超音波画像内における超音波の放射領域(視野領域ともいう)の座標を演算し、第一、第二、第三リファレンス画像に対し、超音波の放射領域外の領域の輝度を落としたり、放射領域外の領域を非表示にしたりする処理を行う。

50

【 0 0 2 2 】

更に、リファレンス画像生成部12は、超音波探触子2の動きに応じて、リファレンス画像の画像サイズ及びフレームレートを変更することでリファレンス画像を再構成する速度を変更することが可能である。つまり、超音波探触子2の進退方向への動きが速い場合、画質よりもフレームレートを優先し、リファレンス画像を高速に描画する。逆に超音波探触子2の動く速度が遅い場合は、フレームレートより画質を優先し、リファレンス画像を再構成して描画する。これにより、超音波探触子2の動きに超音波画像が追従し、リファレンス画像を描画することが可能となる。

【 0 0 2 3 】

リファレンス画像生成部12は、各リファレンス画像の断面位置を示す位置情報と生成されたリファレンス画像とを画像処理部14に出力する。各リファレンス画像の断面位置を示す位置情報は、ガイド画像生成部13にも出力される。

【 0 0 2 4 】

ガイド画像生成部13は、ボリュームデータ記録部9に記録された被検体の3次元ボリュームデータとリファレンス画像生成部12から得たリファレンス画像の断面位置情報とを用い、被検体の3次元画像にリファレンス画像の断面を半透明カラーで重畳表示したガイド画像を生成する。ガイド画像に用いる被検体の3次元画像の作成手法としては、例えば、ボリュームレンダリングやサーフェスレンダリング等の周知の方法を適用できる。生成されたガイド画像は画像処理部14に出力される。

【 0 0 2 5 】

画像処理部14は、スキャン面取得部11、メモリ7、リファレンス画像生成部12、ガイド画像生成部13に接続される。そして、メモリ7からは超音波画像、リファレンス画像生成部12からはリファレンス画像、ガイド画像生成部13からはガイド画像を取得する。そして、スキャン面取得部11でのスキャン面の座標とリファレンス画像の断面位置情報とを用いて、超音波画像上にリファレンス画像の位置を示す点線を重畳表示/非表示の処理を行う。更に、超音波画像、リファレンス画像、及びガイド画像の位置を対応付けて、モニタ15に表示させるための処理を行う。例えば、超音波画像とリファレンス画像を並べて表示してもよいし、リファレンス画像を半透明化し、超音波画像に重畳上表示してもよい。重畳した場合、1つの画像で超音波画像とリファレンス画像との比較が容易に可能となる。その他、メモリ7、リファレンス画像生成部12、ガイド画像生成部13で生成される画像を適宜合成して表示させることが可能である。

【 0 0 2 6 】

更に、画像処理部14は、ガイド画像にスキャン面を半透明カラーで重ね合わせる画像処理を行う。これによって、術者は被検体と超音波探触子2のスキャン面との位置関係を3次元的に把握することができる。

【 0 0 2 7 】

移動・回転信号入力部16には、マウスやトラックボール等のポインティングデバイスやキーボードなどの入力装置が接続される。そして、術者がこれらの入力装置を操作して、移動又は回転の選択、移動方向又は回転方向の選択、移動量及び回転角度を入力すると、移動・回転信号入力部16はそれらの入力値を取得し、リファレンス画像生成部12及びガイド画像生成部13に出力する。また、移動・回転信号入力部16は、移動又は回転の対象となる画像の選択入力を受け付けてもよい。

【 0 0 2 8 】

リファレンス画像生成部12は、入力値に従ってリファレンス画像を移動、回転し、ガイド画像生成部13は、ガイド画像上のリファレンス画像の断面位置を移動する。これに追従して画像処理部14は、超音波画像に重畳したリファレンス画像の断面位置を示すマークを移動する。又は、ガイド画像に重畳されたリファレンス画像の断面位置や、超音波画像に重畳されたリファレンス画像の断面位置を、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス等からなる操作装置を用いて移動・回転させると、この移動・回転量を移動・回転信号入力部16が検出し、リファレンス画像生成部12は、検出された入力値に従って新

たなリファレンスが画像を生成し、モニタ15のリファレンス画像も更新表示される。

【0029】

更に超音波診断装置10は、観察部位をズームイン・アウトする操作入力装置を備える。観察部位をズームイン・アウトすると、超音波画像生成部6で生成される超音波画像では、観察部位の表示倍率に変更される。これに追従して、リファレンス画像生成部12は、新たな超音波画像の表示倍率と一致するように、リファレンス画像の表示倍率を変更させる(新たに生成する)。表示倍率に変更された超音波画像やリファレンス画像は、モニタ15において更新表示される。

【0030】

次に、図2に基づいて超音波探触子2について説明する。図2は、超音波探触子2の概略構成を示す説明図である。

10

【0031】

超音波探触子2として、二つの超音波放射面から同時に二つの超音波画像を取得するパイプライン形式の超音波探触子Aと、二つの超音波放射面を切り替えて一つの超音波画像を取得する非パイプライン形式の超音波探触子Bと、一つの超音波放射面を備える超音波探触子Cとを用いることができる。

【0032】

超音波探触子Aは、前立腺領域を含む被検体の体腔内に挿入され、体腔内で超音波を送受信するものである。超音波探触子Aは、二つの超音波放射面20、21を備える。超音波放射面20は、超音波探触子Aの先端部に備えられる。そして、超音波放射面20から放射される超音波の深度方向dp1は、超音波放射面20に垂直となる。超音波放射面20から放射される超音波により撮像される画像は、第一断面画像22となる。超音波放射面21は、超音波放射面21よりも超音波探触子Aの中央寄りに備えられる。そして、超音波放射面21から放射される超音波の深度方向は、超音波放射面21に垂直となる。超音波放射面21から放射される超音波により撮像される画像は、第二断面画像23となる。

20

【0033】

超音波探触子Bは、二つの超音波放射面24、25を備え、各超音波放射面24、25を切り替えてどちらか一方の超音波放射面からの超音波画像を取得する非パイプライン超音波探触子である。超音波放射面24から得られる画像は第三断面画像26であり、超音波放射面25から得られる画像は第四断面画像27である。各超音波放射面24、25の深度方向は、各超音波放射面に対して垂直になる。

30

【0034】

超音波探触子Cは、一つの超音波放射面28を備える超音波探触子である。超音波放射面28から得られる画像は第五断面画像29である。

【0035】

本実施形態に用いる超音波探触子2は、超音波探触子A、B、Cのいずれでもよいし、被検体の体腔内に挿入するものに限らず、例えば腹部エコーに用いるような、体表面から体内に向けて超音波を送受信する超音波探触子にも、本発明を適用することができる。

【0036】

< 第一実施形態 >

40

第一実施形態の超音波診断装置10は、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するリファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)と、超音波画像とリファレンス画像とを表示する表示手段(モニタ15)とを備えることに特徴がある。リファレンス画像生成手段は、算出された超音波画像の断面位置を用いて、超音波画像と同一断面からなる第一リファレンス画像、超音波画像及び超音波放射面に直交する断面からなる第二リファレンス画像、若しくは超音波放射面と平行な断面からなる第三リファレンス画像、の少なくとも一つを生成する。すなわち、直交3断面のリファレンス画像と、これらリファレンス画像の断面位置を3次元被検体画像に重畳表示したガイド画像と、を表示する実施形態である。

【0037】

50

より具体的には、第一実施形態は、ボリュームデータ記録部9に記録されている3次元のボリュームデータより、超音波画像と同一断面の画像からなる第一リファレンス画像、第一リファレンス画像を超音波の深度方向に沿って90°又は270°回転させた断面の画像からなる第二リファレンス画像、また超音波放射面と平行な面の画像からなる第三リファレンス画像を生成すると共に、これらの断面の位置を示すマークを被検体の3次元可視画像上に重畳表示させるものである。さらに、第一実施形態では、術者が超音波診断装置上のトラックボールもしくは超音波診断装置に接続可能な図示されていないマウス等のデバイスを用いることによって、ガイド画像上の各種リファレンス画像の位置を示すマークを移動させて、これに応じてリファレンス画像も更新表示する。本実施形態では、上記の如く、超音波画像の断面と同一断面及び超音波画像の断面と直交する2軸の断面のリファレンス画像を表示する場合を例に説明するが、リファレンス画像の断面は、これらの3軸断面に限らず、これらの3軸断面を任意の位置に移動・回転してなる任意の断面でもよい。

10

【0038】

まず、超音波放射面と超音波画像との位置関係、更に超音波画像と第一リファレンス画像、第二リファレンス画像及び第三リファレンス画像との位置関係について説明する。図3は、超音波放射面と超音波画像、及び第一リファレンス画像、第二リファレンス画像及び第三リファレンス画像の位置関係を示す説明図であって、(a)は超音波放射面とそこから放射される超音波画像との位置関係を示し、(b)は、各リファレンス画像を構成する断面の位置関係を示す。以下の説明では、超音波探触子2として図2の超音波探触子Aを用い、超音波放射面20から放射される超音波画像を例に説明するが、超音波探触子Aの超音波放射面21についても同様である。

20

【0039】

図3の(a)に示すように、超音波放射面20から放射される超音波により作られる超音波画像22は、深度方向dp1に向かって広がる略扇状の領域となる。超音波画像22には、被検体内の臓器70、71、72が撮像されている。

【0040】

図3の(b)の(b-1)に示す3次元ボリュームデータ30において、超音波画像22と同一断面となる断面は断面31であり、この断面31の画像を本実施形態では第一リファレンス画像という。第一リファレンス画像の断面31を、深度方向dp1を回転軸として90°若しくは270°回転させると断面32が得られる(図3の(b)の(b-3)参照)。この断面32の画像を本実施形態では第二リファレンス画像という。断面32は、断面31と直交する。よって第二リファレンス画像と第一リファレンス画像とは直交する。

30

【0041】

更に、超音波放射面20に対して平行な断面33の画像を本実施形態では第三リファレンス画像という。断面33は、断面31及び32と直交する(図3の(b)の(b-2)参照)。よって第三リファレンス画像は、第一リファレンス画像及び第二リファレンス画像のそれぞれと直交する。

【0042】

本実施形態では、3次元ボリュームデータ30として超音波ボリュームデータを用い、リアルタイム性を確保したリファレンス画像を生成するが、3次元ボリュームデータ30は、MRI画像やCT画像からなるボリュームデータであってもよい。なお、図3から図7において、超音波画像22及び第一リファレンス画像31の視野領域、及び後述するガイド画像における第一リファレンス画像31の位置を示すマーク31mをドットで描出し、断面32、第二リファレンス画像35の視野領域、及び後述するガイド画像における断面32の位置を示すマーク32mを右下斜め斜線のハッチングで描出し、断面33、第三リファレンス画像36の視野領域、及び後述するガイド画像における断面33の位置を示すマーク33mを左下斜め斜線のハッチングで描出する。さらに、視野外領域は右下及び左下斜線の格子状のハッチングを用いて描出する。後述する第二実施形態の説明で用いる図9も、上記と同様のハッチングを用いて描出する。

40

【0043】

50

リファレンス画像生成部12は、超音波探触子Aより得られる超音波画像22の視野領域および視野外領域を抽出し、視野外領域に対応する領域の輝度を低下させる機能を有している。

【0044】

また、術者の設定によって、視野外領域に対応するリファレンス画像部分を表示又は非表示を選択することも可能とする。これらの機能により、超音波画像とリファレンス画像の対応関係が明確となり、術者は両画像の対応関係を容易に把握することができる。

【0045】

図3の(b)の(b-4)に示す画像34、同(b-5)に示す画像35は、共に3次元ボリュームデータ30から断面31を抽出して生成した第一リファレンス画像である。

10

画像34では、視野外領域に対応する領域を非表示とした画像であり、画像35では、視野外領域に対応する領域を表示させつつ、その輝度を低下させて表示させた画像である。

また、画像34、35内の点線39aは、第二リファレンス画像の位置を示し、画像34、35内の点線39bは、第三リファレンス画像の位置を示す。すなわち、リファレンス画像生成部12は、一方のリファレンス画像に、他方のリファレンス画像の断面位置を示す第一マークを重畳表示する。これにより、表示されている第一リファレンス画像と、第二、第三リファレンス画像との位置関係を把握しやすくなる。

【0046】

同様に、図3の(b)の(b-6)に示す画像36、同(b-7)に示す画像37は、共に3次元ボリュームデータ30から断面32を抽出して生成した第二リファレンス画像である。画像36では、視野外領域に対応する領域を非表示とした画像であり、画像37では、視野外領域に対応する領域を表示させつつ、その輝度を低下させて表示させた画像である。また、画像36、37内の点線39cは、第一リファレンス画像の位置を示し、画像36、37内の点線39bは、第三リファレンス画像の位置を示す。

20

【0047】

図3の(b)の(b-8)に示す画像38は、3次元ボリュームデータ30から断面33を抽出して生成した第三リファレンス画像であり、画像38は、視野外領域に対応する領域のみを含むものであり、図3(b)では、全体の輝度を低下させて表示させた場合の画像となる。画像38内の点線39aは、第二リファレンス画像の位置を示し、点線39cは、第一リファレンス画像の位置を示す。

30

【0048】

上記点線39a～39cは、例えば、断面毎に点線の色を変えたり、点線の種類を一点鎖線や二点鎖線、破線などの種類が異なる表示態様で区別したり、点線の色と種類の2種類を用い、リファレンス画像毎に区別したりしても良い。また、点線の色でリファレンス画像を区別する場合には、その点線に対応するリファレンス画像との対応関係を明確にするため、リファレンス画像の表示エリアに対応する点線の色で縁取ったり、同色又は同一の表示態様からなる画像識別マークを付けてもよい。これら点線39a～39cをリファレンス画像に重畳表示する処理は、リファレンス画像生成部12により実行される。

【0049】

次に図4乃至図8に基づいて、第一実施形態の表示画面を説明する。図4は、第一実施形態における画面表示例を示す説明図である。図5は、第二リファレンス画像を上下左右及び斜め方向に移動する処理を示す説明図である。図6は、第二リファレンス画像の移動・回転を示す説明図であり、(a)は、第二リファレンス画像を奥行き方向に沿って移動した状態を示し、(b)は、第二リファレンス画像を超音波探触子の挿入方向を回転軸として回転させた状態を示す。図7は、第二リファレンス画像の回転を示す説明図であり、(a)は、第二リファレンス画像を、深度方向を回転軸として回転させた状態を示し、(b)は、第二リファレンス画像の奥行き方向を回転軸として回転させた状態を示す。図8は、リファレンス画像をガイド画像によって移動させる方法を示す説明図である。

40

【0050】

図4に示すように、本実施形態に係る画面40には、超音波画像22、超音波画像22と同一

50

断面からなる第一リファレンス画像34、第一リファレンス画像34を90°または270°回転させた第二リファレンス画像37、超音波放射面と平行な第三リファレンス画像38、及びガイド画像41が表示される。更に、画面40には、各種機能を実行させるソフトボタンが備えられる。これらソフトボタンには、リファレンス画像上のガイド線のON/OFF切替ボタン42、超音波画像上のガイド線のON/OFF切替ボタン43、リファレンス画像の移動/回転切替ボタン44、移動方向(上下・左右・斜め方向/奥行き・手前方向)切替ボタン45、及び回転方向(左右・深度方向/奥行き・手前方向)切替ボタン46が含まれる。

【0051】

ガイド画像41は、MRI装置やCT装置で撮像された被検体の3次元のボリュームデータを基に、例えばボリュームレンダリングを施すことで、被検体の3次元の内部構造を可視化した3次元可視化画像に、第一リファレンス画像の断面31と第二リファレンス画像の断面32と第三リファレンス画像の断面33とを重畳表示したものである。

【0052】

術者がリファレンス画像上のガイド線のON/OFFの切替ボタン42を押し下げると、第一リファレンス画像34、第二リファレンス画像37、第三リファレンス画像38に重畳表示された他のリファレンス画像の位置を示す点線39a、39b、39cの表示/非表示を選択することができる。

【0053】

術者が超音波画像上のガイド線のON/OFFの切替ボタン43を押し下げると、超音波画面上にも表示されている点線39a、39bの表示/非表示を選択することができる。なお、超音波画像22上に点線39a、39bを重畳表示する処理は、画像処理部14が行う。

【0054】

術者が、リファレンス画像の移動/回転切替ボタン44を押し下げると、第一リファレンス画像の断面31、第二リファレンス画像の断面32、及び第三リファレンス画像の断面33に対し、移動若しくは回転のモード切替えを行うことができる。

【0055】

リファレンス画像の移動/回転切替ボタン44により、移動が選択された状態で、移動方向切替ボタン45を押し下げると、断面31、32、33の移動方向を上下方向、左右方向、斜め方向の組合せ、又は奥行き方向のどちらかを選択することができる。上記説明における「上下方向」は、超音波の深度方向に沿った方向を示し、上方向は、深度が深くなる方向に相当する。また「左右方向」は、超音波画像の断面内において、超音波の深度方向と直交する方向に相当する。また「斜め方向」は、超音波画像の断面内において、超音波の深度方向に対して0°より大きく90°未満、90°より大きく180°未満、180°より大きく270°未満、270°より大きく360°未満のいずれかの角度を有する方向に相当する。更に「奥行き方向」は、超音波の深度方向及び超音波画像の断面の双方に直角な方向に相当する。

【0056】

リファレンス画像の移動/回転切替ボタン44により、回転が選択された状態で、回転方向切替ボタン46を押し下げると、断面31、32、33の回転方向として、左右方向の回転及び深度方向の回転の組合せ、又は奥行き方向の回転のどちらかを選択することができる。上記「左右方向の回転」は、超音波画像と同一断面内において深度方向と一致する軸を回転軸とする回転方向に相当する。また、「深度方向の回転」は、超音波画像と同一断面内において深度方向と直交する軸を回転軸とする回転方向に相当する。更に「奥行き方向の回転」とは、奥行き方向に一致する軸を回転軸とする回転方向に相当する。

【0057】

(上下左右斜め方向の移動)

図5に基づいてリファレンス画像を上下左右斜め方向に移動させる処理について説明する。これは、リファレンス画像の移動方向切替ボタン45において、「上下・左右・斜め方向」を選択した場合に相当する。なお、図5では、第二リファレンス画像を移動する場合を例に説明するが、第一リファレンス画像、第三リファレンス画像についても同様に移動させることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

図5に示すように、操作者がトラックボール16tを操作して、トラックボール16tの回転方向と回転量に応じて、移動・回転信号入力部16が画像の移動方向と移動量を算出し、リファレンス画像生成部12に出力する。リファレンス画像生成部12は、第二リファレンス画像又は第三リファレンス画像の断面位置を移動させ、移動後の第二リファレンス画像又は第三リファレンス画像を生成表示する。

【 0 0 5 9 】

図5の3次元ボリュームデータ30には第一リファレンス画像の断面31、第二リファレンス画像の断面32、第三リファレンス画像の断面33が重畳表示されている。これら3次元ボリュームデータ30に対する断面31、32、33の位置を基準位置とする。

10

【 0 0 6 0 】

術者がトラックボール16tを上方向に回転すると、断面32は、基準位置に対して上方向、すなわち放射面20から放射される超音波の深度方向dp1に移動し、断面32uに移動する。同様に、術者がトラックボール16tを右上方向、右方向、下方向、左方向に回転すると、断面32は、基準位置に対して右上方向、右方向、下方向、左方向に移動し、断面32ru、断面32r、断面32d、断面32lに移動する。上記移動方向と移動量は一例に過ぎず、任意の方向、量で移動可能である。

【 0 0 6 1 】

(奥行き方向の移動)

奥行き方向に沿った移動について図6の(a)に基づいて説明する。

20

リファレンス画像の移動/回転切替ボタン44により「移動」を選択し、移動方向切替ボタン45で移動方向として「奥行き方向」を選択した後、術者がトラックボール16tを上方向に回転すると、断面32は、奥行き方向軸L1に沿って基準位置から奥行方向に移動し、断面32dp₂に移動する。一方、術者がトラックボール16tを下方向に回転すると、断面32は、奥行き方向軸L1に沿って基準位置から手前方向に移動し、断面32dp₃に移動する。

【 0 0 6 2 】

(回転移動)

リファレンス画像の回転について図6の(b)及び図7を用いて説明する。

【 0 0 6 3 】

回転方向を制御する場合は、移動/回転切替ボタン44により「回転」を選択し、回転方向切替ボタン46で回転方向として「左右・深度方向」を選択した後、術者がトラックボール16tを上下方向に回転させると、第二リファレンス画像は第一リファレンス画像の左右方向を回転軸として回転する(図6の(b))。同様にトラックボール16tを左右方向に回転させると、第二リファレンス画像は深度方向dp1を回転軸として回転する(図7の(a))。

30

【 0 0 6 4 】

また、回転方向切替ボタン46で回転方向として「奥行き方向」を選択した後、トラックボール16tを左右方向に回転させると、第二リファレンス画像は奥行き方向軸L1を回転軸として回転する(図7の(b))。

【 0 0 6 5 】

(ガイド画像によるリファレンス画像の移動)

40

図8に示すように、ガイド画像生成部13は、ガイド画像41上に、第一、二、三リファレンス画像の位置を示す断面31m、32m、33mを表示させておく。図8の(8-1)は、基準位置にある断面31m、32m、33m、を示す。この状態で、術者が第二リファレンス画像の断面32mをマウスで選択し左方向へドラッグすると、図8の(8-2)に示すように、断面32lへ移動し、その断面32lから切り出した第二リファレンス画像が生成される。また術者が第三リファレンス画像の断面33mをマウスで選択し、超音波の深度方向dp1へドラッグすると、図8の(8-3)に示すように、断面33mは断面33uへ移動し、その断面33uから切り出した第三リファレンス画像が生成される。

【 0 0 6 6 】

本実施形態では、第一リファレンス画像、第二リファレンス画像及び第三リファレンス

50

画像を、ポインティングデバイスで指定した後に、上記の如く移動及び回転制御を行い、指定したリファレンス画像のみを移動・回転させる。また、第二リファレンス画及び第三リファレンス画像の位置・回転に追従して、ガイド画像生成部13は、ガイド画像41上にある第二リファレンス画像及び第三リファレンス画像の位置を示す断面32m、33mも上下、左右、斜め、奥行き方向へ移動または回転させて表示する。

【0067】

なお、断面31m、32m、33mの色分けに用いる色は、対応する第一、二、三リファレンス画像の位置を示す点線39a、39b、39cと同色で表示し、色分けする。これによって、ガイド画像41上の各リファレンス画像の位置を示すマーク31m、32m、33mと各リファレンス画像の対応関係がより明確になる。

10

【0068】

本実施形態によれば、超音波を放射すると共に、超音波の反射波を受信する超音波放射面を有する超音波探触子2と、反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成する超音波画像生成手段(超音波画像生成部6)と、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するリファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)と、超音波画像とリファレンス画像とを表示する表示手段(モニタ15)を備える。また、超音波を放射すると共に、超音波の反射波に基づく反射エコー信号を用いて超音波画像を生成するステップと、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するステップと、超音波画像とリファレンス画像とを表示するステップとを含む超音波画像表示方法である。

20

【0069】

また、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、一方のリファレンス画像に、他方のリファレンス画像の断面位置を示す第一マークを重畳表示する。また、一方のリファレンス画像に重畳された第一マークと、当該第一マークが示す断面位置から得られた他方のリファレンス画像のマークとは、同一表示態様を用いて表示される。また、超音波探触子2の位置情報を検出する位置情報検出手段(位置センサ4)と、位置情報を基に、超音波画像の断面位置を算出するスキャン面取得手段(スキャン面取得部11)と、を更に備え、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、算出された超音波画像の断面位置を用いて、超音波画像と同一断面からなる第一リファレンス画像、超音波画像及び超音波放射面に直交する断面からなる第二リファレンス画像、若しくは超音波放射面と平行な断面からなる第三リファレンス画像、の少なくとも一つを生成する。

30

【0070】

また、リファレンス画像の移動方向及び移動量、又は回転方向及び回転量の少なくとも一つの入力を受け付ける第一入力手段(移動・回転信号入力部16)を更に備え、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、第一入力手段(移動・回転信号入力部16)が受け付けた入力値に従って任意断面を移動・回転した断面からなるリファレンス画像を生成し、表示手段(モニタ15)は、生成されたリファレンス画像を更新表示する。超音波画像に、リファレンス画像の断面位置を示す第二マークを重畳表示する画像処理手段(画像処理部14)を更に備える。超音波画像に重畳された第二マークと、当該第二マークが示す断面位置から得られたリファレンス画像のマークとは、同一表示態様を用いて表示される。

40

【0071】

また、被検体の3次元画像上に、リファレンス画像の断面位置を示す第三マークを重畳表示したガイド画像を生成するガイド画像生成手段(ガイド画像生成部13)を更に備える。ガイド画像に重畳された第三マークの移動方向及び移動量、又は回転方向及び回転量の少なくとも一つの入力を受け付ける第二入力手段を更に備え、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、第二入力手段が受け付けた入力値に従って移動・回転した第三マークに対応する断面に基づくリファレンス画像を生成し、表示手段(モニタ15)は、生成されたリファレンス画像を更新表示する。

【0072】

50

また、ガイド画像に重畳された第三マークと、当該第三マークが示す断面位置から得られたリファレンス画像のマークとは、同一表示態様を用いて表示される。

【0073】

超音波放射面から放射される超音波の視野領域を変更する操作手段を更に備え、超音波画像生成手段(超音波画像生成部6)は、変更後の視野領域に対応した超音波画像を新たに生成し、リファレンス画像手段(リファレンス画像生成部12)は、新たに生成された超音波画像の倍率に応じたリファレンス画像を新たに生成し、表示手段(モニタ15)は、前記新たに生成された超音波画像及びリファレンス画像を更新表示する。

【0074】

よって、第二、三リファレンス画像を深度方向、左右方向、斜め、奥行き方向へ自由に移動させたり、回転させたりすることを可能にすることによって、超音波探触子を被検体の体腔内の奥深くに挿入することなく、リファレンス画像を通じて、超音波探触子のその先の体腔内構造や、超音波探触子では観察しづらい部分などの体腔内構造を把握することが可能となる。また、第一、二、三リファレンス画像の位置を示すガイド画像41も同時に表示することによって、より第一、二、三リファレンス画像の位置関係が把握し易くなるので、被検体および術者の負担を軽減することが可能となる。また、上記の技術を使用することで、ナビゲーションツールとしても使用可能である。さらに、リファレンス画像、ガイド画像、超音波画像上に重畳するリファレンス画像の断面位置を示すマーク(点線39aなど)と、各リファレンス画像の縁取りや画像識別用のマークと、を同色にしたり、同じ表示態様を用いたりすることにより、リファレンス画像の断面位置の把握が容易となる結果、診断時に被検体のどの部位を観察しているかが把握しやすくなる。

【0075】

< 第二実施形態 >

第二実施形態は、超音波探触子としてパイプライン探触子(図2の超音波探触子A)を用い、超音波探触子Aからリアルタイムで得られる2つの超音波画像と、各超音波画像に対応するリファレンス画像として、各超音波画像とそれぞれ同一の断面から抽出されたリファレンス画像を表示させる実施形態である。

【0076】

以下、図9乃至図11に基づき第二実施形態について説明する。図9は、第二実施形態で表示される画面表示例を示す模式図である。図10は、第二実施形態で表示されるリファレンス画像の生成処理を示す説明図であり、(a)は超音波探触子Aの先端部を示し、(b)は、第二リファレンス画像36からリファレンス画像60を生成する処理を示す。

【0077】

図11は、第三リファレンス画像38からリファレンス画像60を生成する処理を示す説明図である。

【0078】

図9の画面50は、第一実施形態に係る表示画面のレイアウト(図4参照)に示した画面レイアウトに、画像選択ボタン51を追加したものである。この画像選択ボタン51を押し、移動・回転を所望する画像を選択した後、トラックボールまたはマウスのマウスホイールを回転すると、選択された画像のみを移動・回転させることができる。選択可能な画像は、表示されているものだけでなく、非表示のものでもよい。例えば、画像選択ボタン51で非表示中の第三リファレンス画像を選択した後、トラックボールまたはマウスのマウスホイールを回転させると、図9では非表示となっている第三リファレンス画像の位置を移動させることができ、これに追従して、第三リファレンス画像の位置を示す点線39bおよびガイド画像41上の第三リファレンス画像の位置を示すマーカ33mを移動することができる。

【0079】

画面50には、超音波画像の表示領域内の左上に超音波放射面20より得られる第一断面画像22(以下「超音波画像22」という)を、右上に超音波放射面21より得られる第二断面画像23(以下「超音波画像23」という)を表示する。左下には超音波画像22のリファレンス画像として、ボリュームデータ30を基に断面31で再構成した第一リファレンス画像34を表示す

る。右下には、超音波画像23のリファレンス画像60を表示する。リファレンス画像60は、超音波放射面20より得られる超音波画像22の第二リファレンス画像36(図10の(b)参照)又は第三リファレンス画像38(図11参照)を移動及び回転させて、超音波画像23と同一断面・かつ同一倍率に拡大・縮小した画像である。すなわち、超音波画像23のリファレンス画像60を、超音波画像22の第二リファレンス画像36又は第三リファレンス画像38を基に生成する。もちろん、超音波画像23のリファレンス画像60をボリュームデータ30を基に再構成し、超音波放射面21の第一リファレンス画像として表示しても良いし、超音波放射面21より得られる超音波画像23の第二リファレンス画像又は第三リファレンス画像を移動及び回転させて、超音波画像23と同一断面かつ同一倍率に拡大・縮小した画像を生成しても良い。

【0080】

10

図10、図11に基づいて、超音波画像23のリファレンス画像60を、超音波画像22の第二リファレンス画像36又は第三リファレンス画像38を基に生成する処理について説明する。

【0081】

図10の(a)の(a-3)に示すように、超音波探触子Aの先端部には、超音波放射面20、21を備える。超音波放射面20からは超音波画像22が得られる(図10の(a)の(a-1)参照)。超音波放射面21からは超音波画像23が得られる(図10の(a)の(a-2)参照)。超音波画像22、23には、臓器70と臓器71とが撮像されている。

【0082】

リファレンス画像生成部12は、超音波放射面20の深度方向dp1と、超音波放射面21の深度方向との軸のずれ角度 α° を予め超音波探触子2から取得しておく。または、スキャン面取得部11から、超音波放射面20及び超音波放射面21の座標を取得し、これらを用いて深度方向のずれ角度 α° を算出してもよい。

20

【0083】

図10の(b)の(b-1)に示すように、リファレンス画像生成部12は、超音波画像23の第一リファレンス画像34と第二リファレンス画像36とを生成する。この第一リファレンス画像34は、既述の通り、超音波画像23のリファレンス画像として、画面50において超音波画像22の下に並べて表示される。

【0084】

リファレンス画像生成部12は、第二リファレンス画像36を α° 回転させる。これにより第二リファレンス画像36は、画像36₁へ遷移する(図10の(b)の(b-2)参照)。次いでリファレンス画像生成部12は、画像36₁の座標と、超音波画像23の座標と、を用いて、これらが一致するように、画像36₁の移動及び大きさ、視野領域の調整を行う(図10の(b)の(b-2)では矢印a1で移動量・方向を図示)。これにより、第二リファレンス画像36を基に、超音波画像23と同一断面のリファレンス画像60を生成する(図10の(b)の(b-3)参照)。

30

【0085】

又は、リファレンス画像は、超音波放射面20と、超音波放射面21の位置関係より、超音波画像22の第三リファレンス画像38が、超音波画像23と同一断面であるリファレンス画像60の傾きと一致する角度 β° を予め超音波探触子2から取得しておく。または、スキャン面取得部11から、超音波放射面20及び超音波放射面21の座標を取得し、これらを用いてずれ角度 β° を算出し、第三リファレンス画像38を β° 回転させる(図11の(11-1)参照)。これにより第三リファレンス画像38は、画像38₁へ遷移する(図11の(11-2)参照)。次いでリファレンス画像生成部12は、画像38₁の座標と、超音波画像23の座標とを用いて、これらが一致するように、画像38₁の移動及び大きさ、視野領域の調整を行う(図11の(11-2)では矢印a2で移動量・方向を図示)。これにより、第三リファレンス画像38を基に、超音波画像23と同一断面のリファレンス画像60を生成する(図11の(11-3)参照)。

40

【0086】

リファレンス画像60の生成に用いないリファレンス画像、即ち、第二リファレンス画像36を用いてリファレンス画像60を生成するときの第三リファレンス画像38、又は第三リファレンス画像38を用いてリファレンス画像60を生成するときの第二リファレンス画像36は非表示となるが、非表示となっているリファレンス画像の位置を示す点線(図9では、第三

50

リファレンス画像の位置を示す点線39b)と、リファレンス画像60の位置を示す点線39dとが、超音波画像22及び第一リファレンス画像34に重畳表示される。同様に、超音波画像23及びリファレンス画像60上には、表示中の第一リファレンス画像の位置を示す点線39cと、非表示となっているリファレンス画像(図9では、第三リファレンス画像の位置39b)と、が点線により重畳表示される。

【0087】

点線39d、39cはリファレンス画像60及び第一リファレンス画像34との対応付けを明確にする為、点線の色とリファレンス画像60及び第一リファレンス画像34の縁取りの色と同色になっており、術者の設定によって、表示/非表示の選択も可能である。

【0088】

10

また、ガイド画像41上では、リファレンス画像60を生成した際に使用した第二もしくは第三リファレンス画像の位置を示す表示は自動的に非表示になり、その代わりに、リファレンス画像60の位置を示すマーカ61を表示する。リファレンス画像60の位置を示すマーカ61は、リファレンス画像60との対応付けを明確にする為、リファレンス画像60の位置を示す点線39dの色及びリファレンス画像60の縁取りの色と同色にする。

【0089】

なお、超音波放射面20、21より得られる超音波画像22、23、第一リファレンス画像34、リファレンス画像60およびガイド画像41は、トラックボールと図示されていない超音波装置上のキーボードによるドラッグ&ドロップもしくは装置に接続可能な図示されていないマウスなどによるドラッグ&ドロップで、画像同士を入れ換えることも可能とする。

20

【0090】

本実施形態によれば、超音波探触子2は、複数の超音波放射面を備え、各超音波放射面から異なる断面の超音波画像を同時に取得する超音波探触子であり、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、異なる断面の超音波画像の各々に対応する前記リファレンス画像を生成し、表示手段(モニタ)15は、複数の超音波画像と、各超音波画像に対応する複数のリファレンス画像と、を同時に表示する。

【0091】

2つの超音波画像22、23とそれらの超音波画像22、23の何れかに対し、位置、角度、倍率、視野等が同一となるように調整したリファレンス画像と、ガイド画像41を表示することによって、術者は超音波画像およびリファレンス画像を参照しながら、患部の観察が可能となり、従来技術より体腔内をより正確に把握することができ、検査もしくは診断を行いやすくなる。また、ガイド画像41は3次元ボリュームデータより生成されているため、例えば観察したい部分などの有用な情報を超音波断層像とは異なる角度から術者に提供することができ、その結果診断能の向上を図ることもできる。

30

【0092】

< 第三実施形態 >

第三実施形態は、超音波探触子として非バイブレイン探触子(図2の超音波探触子B)を使用する場合に、リアルタイムの超音波画像と、その超音波画像に対する第二、三リファレンス画像と、を組み合わせ、リファレンス画像を通じて、擬似的なバイブレイン表示を実施する実施形態である。

40

【0093】

超音波探触子B(図2参照)は、超音波放射面24からは第三断面画像26(以下「超音波画像26」という)が、超音波放射面25からは例えば第四断面画像27(以下「超音波画像27」という)が得られるものとする。そして、超音波診断装置10上もしくはモニタ15上の超音波放射面切換えボタン(図示を省略)によって、超音波放射面24、25を切り換えることが可能な超音波探触子である。このような超音波探触子に対し、それぞれの超音波画像26、27に対応するリファレンス画像を第二リファレンス画像もしくは第三リファレンス画像(又は第一リファレンス画像)より生成するのが本実施形態となる。

【0094】

例えば、術者が超音波探触子Bの超音波放射面24を選択した場合、超音波放射面24から

50

の超音波画像26が表示される。ここで、超音波放射面25からの超音波画像27は、非パイプ
レイン方式の超音波探触子では同時には得られない。そこで、リファレンス画像生成部12
が、超音波画像26に対する第二リファレンス画像もしくは第三リファレンス画像(又は第
一リファレンス画像)を用いて、超音波画像27と同一断面のリファレンス画像を生成し、
表示する。これにより、非パイプレイン探触子において、選択された超音波放射面から得
られた超音波画像と、選択されていない超音波放射面から得られる超音波画像と同一断面
から得られたリファレンス画像と、が表示される。超音波画像26に対する第二リファレン
ス画像もしくは第三リファレンス画像(又は第一リファレンス画像)を用いて、超音波画像
27と同一断面の画像を生成する処理は、第二実施形態における超音波画像23を本実施形態
における超音波画像26に置き換えることにより実現できる。

10

【0095】

上記の例とは反対に、超音波放射面25を選択した場合には、超音波画像27と、超音波画
像27に対する第二リファレンス画像もしくは第三リファレンス画像を用いて超音波画像26
と同一断面からなるリファレンス画像を生成・表示する。なお、上記では、超音波画像26
と、超音波画像27と同一断面のリファレンス画像と、を表示したが、これら各画像に対応
するリファレンス画像を更に表示してもよい。

【0096】

第三実施形態によれば、超音波探触子2は、複数の超音波放射面を備え、選択されたい
ずれかの一つの超音波放射面から超音波画像を取得する超音波探触子であり、リファレン
ス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、選択されていない超音波画像と同一断面
のリファレンス画像を生成し、表示手段(モニタ15)は、選択されたいずれか一方の超音波
放射面から得られた超音波画像と、選択されていない超音波画像と同一断面のリファレン
ス画像と、を同時に表示する。非パイプレイン探触子を用いた場合に選択されなかった放
射面から得られるはずの超音波画像を、選択された放射面から得られる超音波画像に対す
る第一、第二、第三リファレンス画像を基に生成表示することで、パイプレイン探触子
を用いたときと同様の表示態様を実現することができる。

20

【0097】

< 第四実施形態 >

第四実施形態は、術者が観察した所望領域が入るように互いに直交する第一リファレン
ス画像、第二リファレンス画像、第三リファレンス画像の断面位置が設定されることを示
す実施形態である。

30

【0098】

第四実施形態の超音波診断装置10は、第一実施形態の超音波診断装置10と同様に、被検
体の3次元ボリュームデータを用いて、複数の任意断面のリファレンス画像を生成するリ
ファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)と、超音波画像とリファレンス画像
とを表示する表示手段(モニタ15)とを備える。リファレンス画像生成手段(リファレンス
画像生成部12)は、算出された超音波画像の断面位置を用いて、超音波画像と同一断面か
らなる第一リファレンス画像、超音波画像及び超音波放射面に直交する断面からなる第二
リファレンス画像、若しくは超音波放射面と平行な断面からなる第三リファレンス画像を
生成する。

40

【0099】

ここで、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、超音波画像と同一
断面の第一リファレンス画像を生成し、超音波画像における特徴量に基づいて、第二リフ
ァレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第一リファレンス画像に直交
する断面からなる第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。超音波画像
における特徴量とは、輝度情報、弾性値(歪み、弾性率など)、血流情報などである。

【0100】

超音波画像において低輝度領域が含まれる場合、リファレンス画像生成手段(リファレ
ンス画像生成部12)は、超音波画像と同一断面の第一リファレンス画像を生成し、第二リ
ファレンス画像と第三リファレンス画像に低輝度領域(例えば、最も低輝度である部位)が

50

含まれるように、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。

【0101】

図3の(a)に示すように、超音波放射面20から放射される超音波により作られる超音波画像22には、被検体内の臓器70が表示されている。本実施形態において、超音波画像22に表示される臓器70が低輝度領域であると仮定すると、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像に臓器70が含まれるように、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。

【0102】

また、超音波画像において硬い領域(弾性値に基づく硬い領域)が含まれる場合、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、超音波画像と同一断面の第一リファレンス画像を生成し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像に硬い領域(例えば、歪みが小さい、若しくは弾性率が小さい部位)が含まれるように、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。弾性値は、例えば、複数の超音波画像間における変位を検出することにより算出される値である。弾性値として、変位から歪みや弾性率を算出することができる。

【0103】

図3の(a)に示すように、超音波放射面20から放射される超音波により作られる超音波画像22には、被検体内の臓器70が表示されている。本実施形態において、超音波画像22に表示される臓器70が硬い領域であると仮定すると、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像に臓器70が含まれるように、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。

【0104】

また、超音波画像において血流情報(ドブラ情報)が含まれる場合、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、超音波画像と同一断面の第一リファレンス画像を生成し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像に血流情報が含まれるように、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。

【0105】

図3の(a)に示すように、超音波放射面20から放射される超音波により作られる超音波画像22には、被検体内の臓器70が表示されている。本実施形態において、超音波画像22に表示される臓器70に血流が流れていると仮定すると、リファレンス画像生成手段(リファレンス画像生成部12)は、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像に臓器70が含まれるように、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像の断面位置を調整し、第二リファレンス画像と第三リファレンス画像を生成する。

【0106】

第四実施形態によれば、術者が観察した所望領域が入るように互いに直交する第一リファレンス画像、第二リファレンス画像、第三リファレンス画像を表示することができる。

【符号の説明】

【0107】

1 超音波診断装置本体、2 超音波探触子、3 位置センサ固定機構、4 位置センサ、5 ソース発生源、6 超音波画像生成部、7 メモリ、8 超音波ボリュームデータ生成部、9 ボリュームデータ記録部、10 超音波診断装置、11 スキャン面取得部、12 リファレンス画像生成部、13 ガイド画像生成部、14 画像処理部、15 モニタ、16 移動・回転量入力部、17 医療用画像診断装置

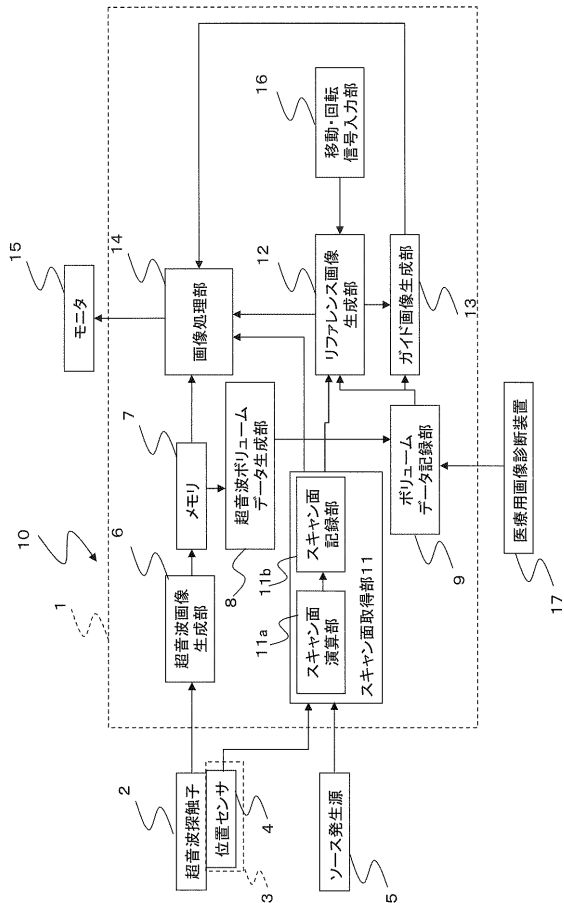
10

20

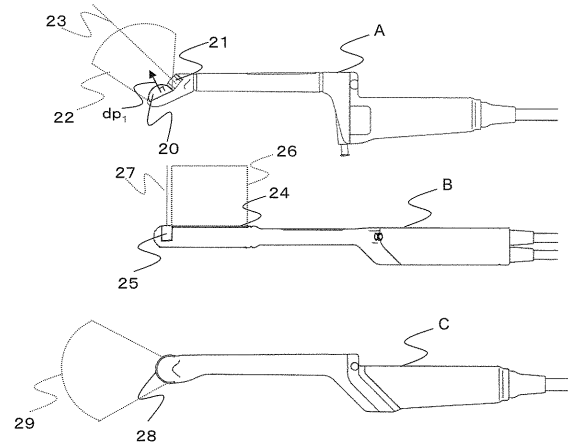
30

40

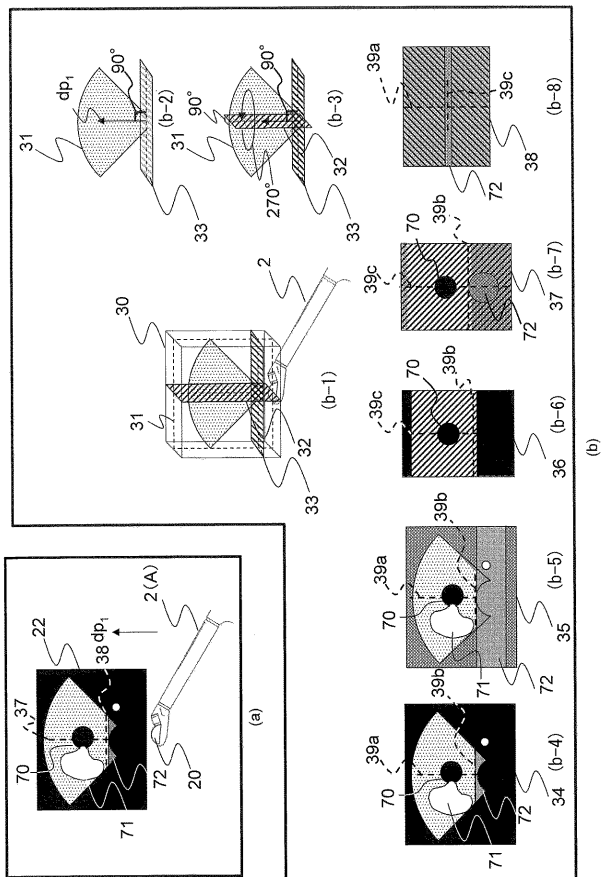
【 図 1 】



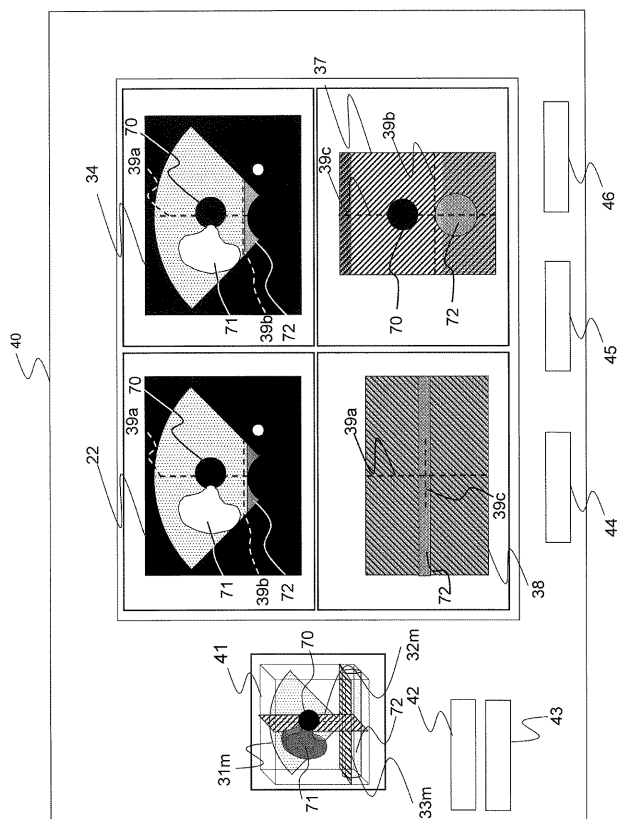
【 図 2 】



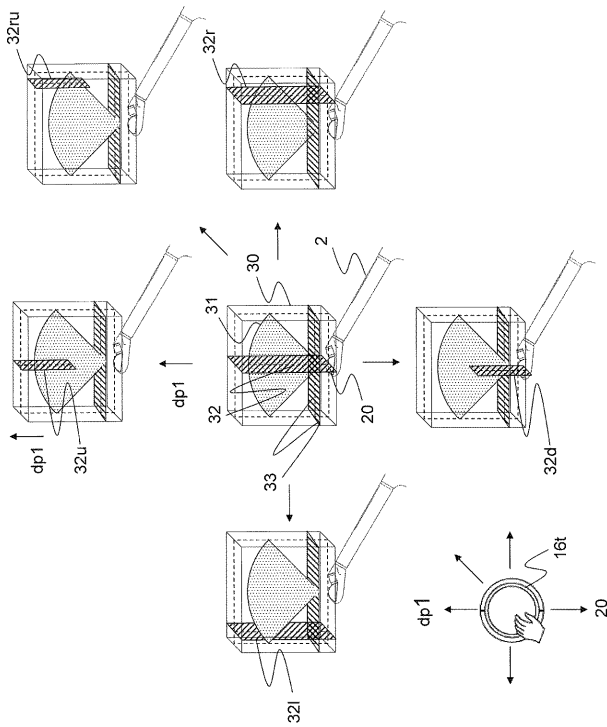
【 図 3 】



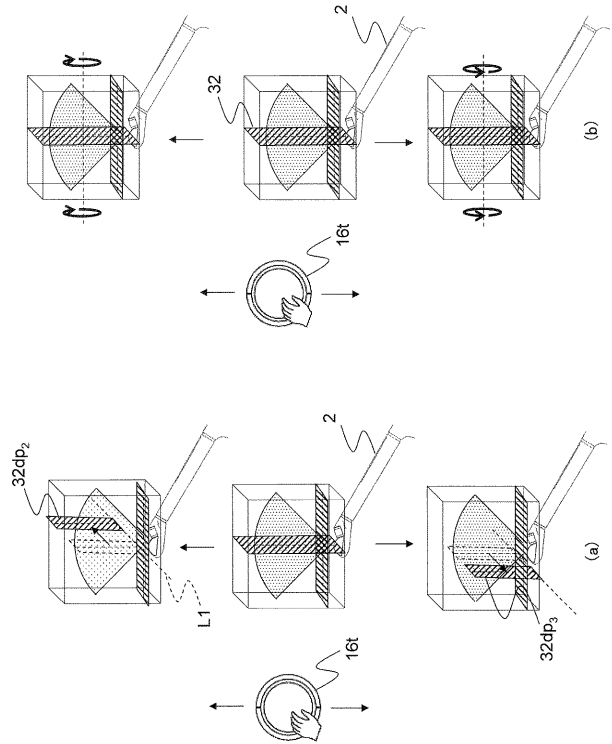
【 図 4 】



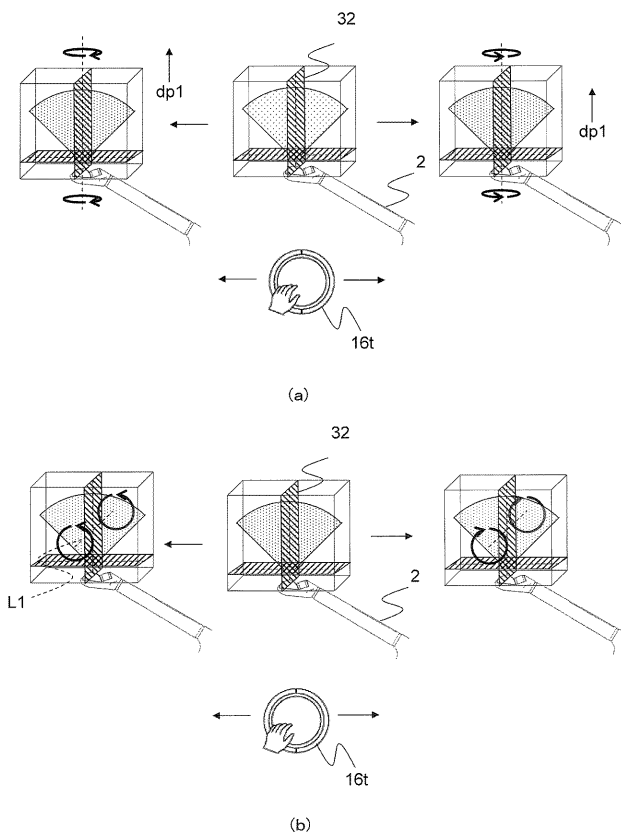
【図 5】



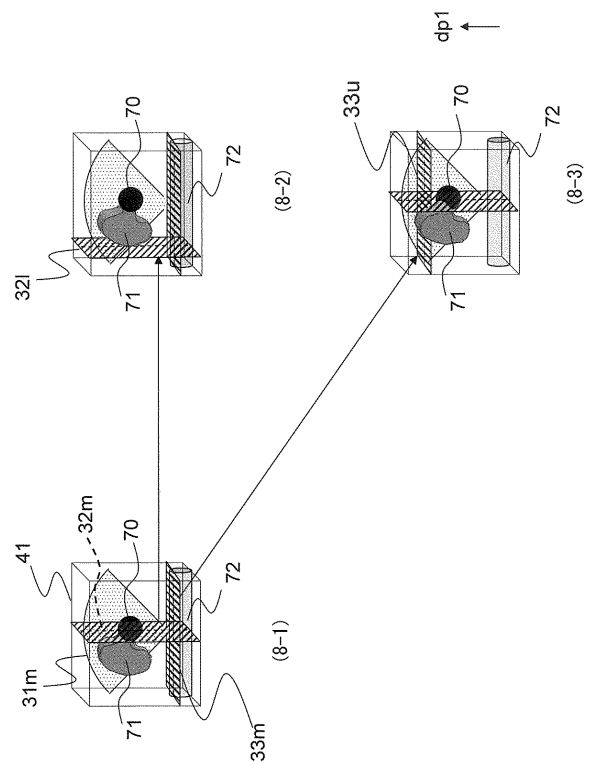
【図 6】



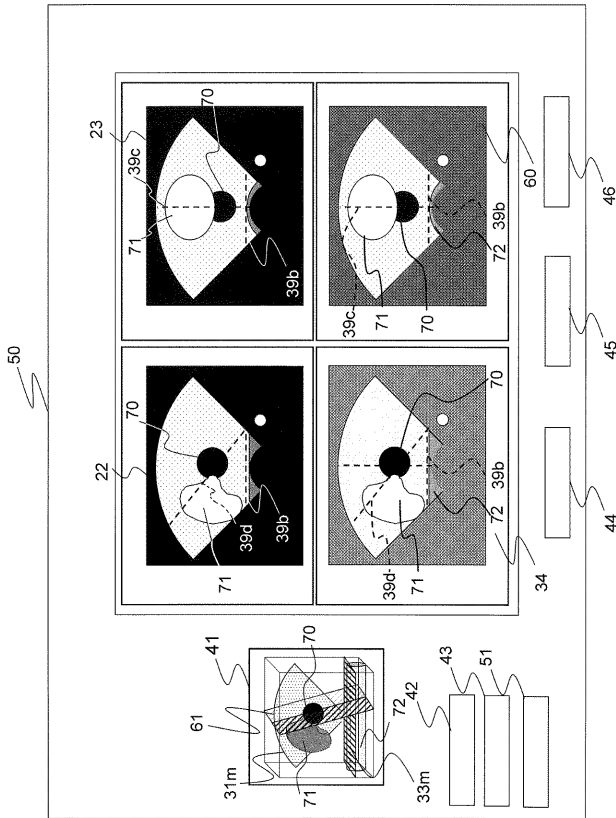
【図 7】



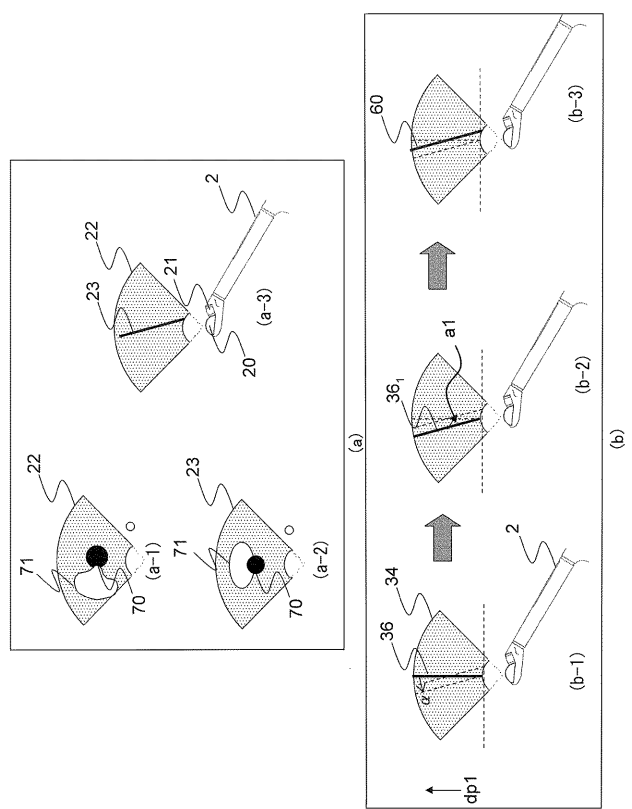
【図 8】



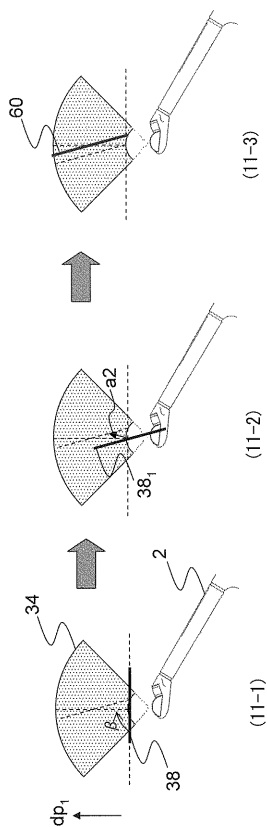
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/063847

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X/Y/A	WO 2010/007860 A1 (Hitachi Medical Corp.), 21 January 2010 (21.01.2010), & EP 2314223 A1 & CN 102159138 A	1-4, 8, 10-13, 15/6, 7/5, 9, 14
Y	JP 2010-69018 A (Olympus Medical Systems Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), (Family: none)	6, 7
X	JP 2011-125570 A (Canon Inc.), 30 June 2011 (30.06.2011), & US 2011/0150310 A1	1

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
26 June, 2012 (26.06.12)Date of mailing of the international search report
10 July, 2012 (10.07.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/063847	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X / Y/ A	WO 2010/007860 A1 (株式会社日立メディコ) 2010.01.21, & EP 2314223 A1 & CN 102159138 A	1-4, 8, 10-13, 15/ 6, 7/ 5, 9, 14	
Y	JP 2010-69018 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.04.02, (ファミリーなし)	6, 7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 26.06.2012		国際調査報告の発送日 10.07.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮澤 浩	2Q 9407
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 3 8 4 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2011-125570 A (キヤノン株式会社) 2011.06.30, & US 2011/0150310 A1	1

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2013021711A5	公开(公告)日	2015-06-25
申请号	JP2013527919	申请日	2012-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	近藤正尚		
发明人	近藤 正尚		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/463 A61B5/066 A61B6/5247 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4416 A61B8/4444 A61B8/465 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/523 A61B8/5261 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/899 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FE07 4C601/FE09 4C601/GA18 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/LL33		
优先权	2011176152 2011-08-11 JP		
其他公开文献	JP5814370B2 JPWO2013021711A1		

摘要(译)

本发明的目的是提供一种能够显示超声图像的超声诊断设备，该超声图像不限于超声发射的目标区域。 超声波诊断装置10包括：超声波探头2，其具有用于发射超声波并接收超声波的反射波的超声波发射表面；以及超声波图像产生装置6，用于通过使用基于反射回波信号的超声波图像来产生超声波图像。 在反射波上，用于积累超声图像以生成测试对象的三维超声体数据的超声体数据生成装置9，用于通过使用三维体数据生成多个参考图像的参考图像生成装置12和 超声体积数据，以及用于显示超声图像和参考图像的显示装置15。