

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/035393

発行日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(43) 国際公開日 平成25年3月14日 (2013. 3. 14)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

<p>出願番号 特願2013-532478 (P2013-532478)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/063846</p> <p>(22) 国際出願日 平成24年5月30日 (2012. 5. 30)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2011-195954 (P2011-195954)</p> <p>(32) 優先日 平成23年9月8日 (2011. 9. 8)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(74) 代理人 110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所</p> <p>(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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 BB03 FE01 FE09 FF03 GA19 GA25 JC33 KK21 KK25 KK31 LL33</p>
--	---

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】

超音波探触子との位置関係を明瞭にしつつ、超音波画像を表示する。超音波診断装置10は、超音波探触子2と、超音波探触子2の位置を検出する第一位置検出手段4、5と、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、超音波画像を積み重ねて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、超音波ボリュームデータを用いて、任意断面の超音波リファレンス画像を生成し、当該超音波リファレンス画像における、第一位置検出手段により検出された超音波探触子の位置に応じた位置に、超音波探触子の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示するリファレンス画像生成手段12と、超音波画像と超音波リファレンス画像とを表示する表示手段15と、を備える。

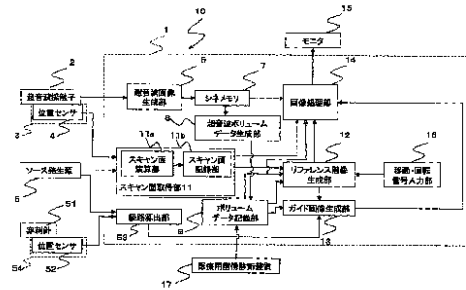


FIG. 1:
 1: Ultrasound probe
 2: Source generator
 3: Ultrasound image generating section
 4: Cine memory
 5: Ultrasound volume data generating section
 6: Volume data recording section
 7: Scanning surface acquisition section
 8: Scanning surface calculating section
 9: Scanning surface encoding section
 10: Reference image generating section
 11: Guide image generating section
 12: Image processing section
 13: Monitor
 14: Movement and relation signal input section
 15: Medical image diagnostic device
 16: Path calculating section
 17: Path calculating section
 18: Path calculating section
 19: Path calculating section
 20: Path calculating section
 21: Path calculating section
 22: Path calculating section
 23: Path calculating section
 24: Path calculating section
 25: Path calculating section
 26: Path calculating section
 27: Path calculating section
 28: Path calculating section
 29: Path calculating section
 30: Path calculating section
 31: Path calculating section
 32: Path calculating section
 33: Path calculating section
 34: Path calculating section
 35: Path calculating section
 36: Path calculating section
 37: Path calculating section
 38: Path calculating section
 39: Path calculating section
 40: Path calculating section
 41: Path calculating section
 42: Path calculating section
 43: Path calculating section
 44: Path calculating section
 45: Path calculating section
 46: Path calculating section
 47: Path calculating section
 48: Path calculating section
 49: Path calculating section
 50: Path calculating section
 51: Path calculating section
 52: Path calculating section
 53: Path calculating section
 54: Path calculating section
 55: Path calculating section
 56: Path calculating section
 57: Path calculating section
 58: Path calculating section
 59: Path calculating section
 60: Path calculating section
 61: Path calculating section
 62: Path calculating section
 63: Path calculating section
 64: Path calculating section
 65: Path calculating section
 66: Path calculating section
 67: Path calculating section
 68: Path calculating section
 69: Path calculating section
 70: Path calculating section
 71: Path calculating section
 72: Path calculating section
 73: Path calculating section
 74: Path calculating section
 75: Path calculating section
 76: Path calculating section
 77: Path calculating section
 78: Path calculating section
 79: Path calculating section
 80: Path calculating section
 81: Path calculating section
 82: Path calculating section
 83: Path calculating section
 84: Path calculating section
 85: Path calculating section
 86: Path calculating section
 87: Path calculating section
 88: Path calculating section
 89: Path calculating section
 90: Path calculating section
 91: Path calculating section
 92: Path calculating section
 93: Path calculating section
 94: Path calculating section
 95: Path calculating section
 96: Path calculating section
 97: Path calculating section
 98: Path calculating section
 99: Path calculating section
 100: Path calculating section

【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探触子と、
前記超音波探触子の位置を検出する第一位置検出手段と、
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、任意断面のリファレンス画像を生成し、当該リファレンス画像に、前記超音波探触子の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示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】

複数の前記超音波画像を基に、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と、を更に備え、

前記リファレンス画像生成手段は、前記生成された超音波ボリュームデータを用いて、前記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3】

前記超音波探触子マークは、前記超音波探触子を前記リファレンス画像の断面に投影した形状を示す輪郭線を用いて表示される、

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4】

前記超音波探触子マークは、前記超音波探触子の断面における断面形状を示す領域を用いて表示される、

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5】

前記リファレンス画像生成手段は、異なる断面からなる複数のリファレンス画像を生成し、一のリファレンス画像に、他のリファレンス画像のスライスピッチを示すマークを重畳表示し、前記表示手段に表示されている他のリファレンス画像のスライスピッチを示すマークを強調表示する、

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スライスピッチを示すマークを重畳表示し、前記表示手段に表示されているリファレンス画像の断面位置を示すスライスピッチを示すマークを強調表示する第一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】

被検体に穿刺する穿刺針の位置及び姿勢を検出する第二位置検出手段と、

検出された穿刺針の位置及び姿勢に基づき、前記穿刺針の芯線の延長線の位置を算出する経路算出手段と、を更に備え、

前記リファレンス画像生成手段は、算出された穿刺針の芯線の延長線を示すマークを、前記リファレンス画像に重畳表示する、

ことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

40

【請求項8】

前記リファレンス画像生成手段は、前記穿刺針の芯線の延長線を含み、当該延長線と平行な断面からなる前記リファレンス画像を生成する、

ことを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

被検体に穿刺する穿刺針の位置及び姿勢を検出する第二位置検出手段と、

検出された穿刺針の位置及び姿勢に基づき、前記穿刺針の芯線の延長線の位置を算出す

50

る経路算出手段と、

算出された前記穿刺針の芯線の延長線を示すマークを前記超音波画像に重畳表示する第二画像処理手段と、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10】

前記リファレンス画像生成手段は、前記超音波画像の視野領域を抽出し、互いに直交する各リファレンス画像において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11】

前記リファレンス画像生成手段は、前記超音波画像の視野領域を抽出し、互いに直交する各リファレンス画像において視野外領域に対応する領域を非表示にする機能を有してい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12】

被検体の3次元ボリュームデータを用いて、任意断面のリファレンス画像を生成するステップと、リファレンス画像に超音波探触子の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示するステップと、超音波探触子から受信した反射波に基づく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。

【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が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-095371号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、超音波画像の形態的情報の補完をすることはできても、超音波画像と超音波探触子との位置関係が不明確であるという問題があった。特に、被検体の体腔内に超音波探触子を挿入して撮像する手技においては、超音波探触子の位置を目視することができないので、上記の問題がより顕著となる傾向があった。

【0006】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、超音波探触子と表示画面との位置関係を提示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。

【課題を解決するための手段】

【0007】

10

20

30

40

50

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探触子と、前記超音波探触子の位置を検出する第一位置検出手段と、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、任意断面のリファレンス画像を生成し、当該リファレンス画像に、前記検出された超音波探触子の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示するリファレンス画像生成手段と、前記超音波画像と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。

【0008】

また、被検体の3次元ボリュームデータを用いて、任意断面のリファレンス画像を生成するステップと、リファレンス画像に超音波探触子の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示するステップと、超音波探触子から受信した反射波に基づく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。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、超音波探触子マークを重畳表示したリファレンス画像を表示することにより、超音波探触子と表示画面との位置関係を提示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

20

【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によ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、及びそれらの位置関係を示す。

【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】第三リファレンス画像を選択した状態でトラックボールを上方向に回転させた場合に、第三リファレンス画像が深度方向へ連続的に切り替わる概念を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作とそれに伴う画面遷移を示し、(b)は、トラックボールの操作に伴う第三リファレンス画像の位置及びそれを示すマークの移動を示す。

30

【図6】第三リファレンス画像を選択した状態でトラックボールを下方向に回転させた場合に、第三リファレンス画像が深度方向と反対方向へ連続的に切り替わる概念を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作とそれに伴う画面遷移を示し、(b)は、トラックボールの操作に伴う第三リファレンス画像の位置及びそれを示すマークの移動を示す。

【図7】第二リファレンス画像を選択した状態でトラックボールを右方向に回転させた場合に、第二リファレンス画像が深度方向に対し直交する方向(図7の紙面上における右方向)へ連続的に切り替わる概念を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作とそれに伴う画面遷移を示し、(b)は、トラックボールの操作に伴う第二リファレンス画像の位置及びそれを示すマークの移動を示す。

【図8】第三リファレンス画像を選択している状態で、トラックボールを右に回転させたときの画面遷移を示す説明図であって、(a)は第三リファレンス画像を含む画面遷移を示し、(b)は第三リファレンス画像の位置の移動を示す。

40

【図9】第三リファレンス画像を超音波放射面内の複数の方向に移動させた状態を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作方向を示し、(b)は各操作方向に対応する移動後の第三リファレンス画像を示す。

【図10】第二リファレンス画像を選択している状態で、回転方向切替えボタン49によって、回転方向を「奥行き・手前・左・右」に設定した上で、トラックボール16tを上下、左右方向に回転させた場合に表示される第二リファレンス画像を示す説明図であって、(a)は第二リファレンス画像の回転方向及びトラックボールの操作方向を示し、(b)は回転後の第二リファレンス画像を示す。

50

【図11】第二実施形態に係る表示画面の一例を示す説明図であって、図2の超音波探触子Cを用いた場合の表示例を示す。

【図12】第二実施形態に係る表示画面の一例を示す説明図であって、図2の超音波探触子Aの超音波放射面21を用いた場合の表示例を示す。

【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】

まず、図1に基づいて本発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成について説明する。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、及びモニタ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。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シネメモリ7と、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憶部9に
記憶された被検体の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。

【0013】

更に、超音波診断装置本体1は、経路算出部53を備える。この経路算出部53は、穿刺針5
1の進入経路を算出するものである。また位置センサ固定機構73により穿刺針51に固定さ
れた位置センサ52とソース発生源5との出力信号を基に、穿刺針51の現在位置、傾きを算
出し、その芯線の延長を穿刺針51の進入経路として算出してもよい。穿刺針51、位置セン
サ52、経路算出部53、及び位置センサ固定機構54は、第二実施形態で用いるものである。

【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
細について説明する。

【0015】

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。

【0016】

超音波画像生成部6は、超音波探触子2の進退方向(超音波探触子2が被検体の体腔内への
挿入するものにあつては、挿入方向に相当)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

10

20

30

40

50

ム分の超音波画像を生成する。シネメモリ7は、複数フレーム分の超音波画像を一時記憶する。超音波ボリュームデータ生成部8は、シネメモリ7に一時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次元の超音波ボリュームデータを生成する。ボリュームデータ記録部9は、生成された3次元の超音波ボリュームデータを記録したり、すると共に、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記録したりする。

【0017】

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。

10

【0018】

スキャン面取得部11は、位置センサ4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。

20

【0019】

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、ボリュームデータ記録部9に記録されている3次元ボリュームデータから、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)、また任意断面のリファレンス画像を生成する。更にリファレンス画像生成部12は、生成した各リファレンス画像上に、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。

30

【0020】

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。

【0021】

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の動きに追従してリファレンス画像を表示することができる。

40

【0022】

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。つまり、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、異なる断面からなる複数のリファレンス画像を生成し、一のリファレンス画像に、他のリファレンス画像のスライスピッチを示すマークを重畳表

50

示し、表示手段(モニタ15)に表示されている他のリファレンス画像の断面位置を示すスライスピッチを示すマークを強調表示する。

【0023】

また、超音波画像に、リファレンス画像のスライスピッチを示すマークを重畳表示し、表示手段(モニタ15)に表示されているリファレンス画像の断面位置を示すスライスピッチを示すマークを強調表示する第一画像処理手段(ガイド画像生成部13)を更に備える。

【0024】

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次元可視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。

10

【0025】

なお、医療用画像断装置17により取得された被検体の3次元ボリュームデータと、超音波探触子2の位置との対応付けは、例えば、被検体の3次元ボリュームデータからなる被検体画像と、超音波探触子2で得た超音波画像と、をモニタ15に表示し、上記被検体画像に含まれる特徴的な部位と、上記超音波画像に含まれる同一の特徴的な部位と、を操作者にポインティングデバイスで指示させる等、周知の手法を適用して実現することができる。また、超音波画像は、それが取得された時の進退方向の位置情報を関連づけて記憶する。

20

【0026】

画像処理部14は、スキャン面取得部11、シネメモリ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、シネメモリ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が算出した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。

【0027】

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、シネメモリ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。

30

【0028】

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。なお、本実施形態では、第一リファレンス画像の位置と超音波画像のスキャン面の位置とは一致するので、以下の説明では、第一リファレンス画像の位置をガイド画像に表示する例を取り上げるが、第一リファレンス画像を超音波画像のスキャン面に読み替えてもよい。

40

【0029】

また、後述する第二実施形態では、画像処理部14は、経路算出部53にも接続され、経路算出部53から取得した穿刺針51の経路や位置、又はその芯線の延長線の位置を、超音波画像に重畳表示することも可能である。

【0030】

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、移動又は回転の種別、及び移動方向又は回転方向を選択し、更に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

50

12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。

【0031】

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、リファレンス画像生成部12から取得したリファレンス画像の位置情報を基に、ガイド画像上のリファレンス画像の位置を移動する。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位置を示すマークを移動する。

【0032】

又は、ガイド画像に重畳されたリファレンス画像の位置や、超音波画像に重畳されたリファレンス画像の位置を、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、この移動量・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。

【0033】

更に超音波診断装置10には、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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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20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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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。また、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。

10

20

30

40

50

【0040】

< 第一実施形態 >

第一実施形態の超音波診断装置10は、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、を表示し、リファレンス画像上に超音波探触子2の位置を示すマークを重畳表示する実施形態である。

【0041】

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°回転させた第二リファレンス画像、また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し、これらのリファレンス画像上に、超音波探触子の位置を示すマークを重畳表示する。

10

【0042】

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からなる画像でもよい。また、本実施形態では、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が、ボリュームデータ記録部9に記録されたMRI装置やX線CT装置により得られた3次元ボリュームデータに基づいてリファレンス画像を生成してもよい。

【0043】

以下、図3乃至図10に基づいて、第一実施形態について説明する。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によ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、及びそれらの位置関係を示す。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。

20

【0044】

図5は、第三リファレンス画像を選択した状態でトラックボールを上方向に回転させた場合に、第三リファレンス画像が深度方向へ連続的に切り替わる概念を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作とそれに伴う画面遷移を示し、(b)は、トラックボールの操作に伴う第三リファレンス画像の位置及びそれを示すマークの移動を示す。図6は、第三リファレンス画像を選択した状態でトラックボールを下方向に回転させた場合に、第三リファレンス画像が深度方向と反対方向へ連続的に切り替わる概念を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作とそれに伴う画面遷移を示し、(b)は、トラックボールの操作に伴う第三リファレンス画像の位置及びそれを示すマークの移動を示す。

30

【0045】

図7は、第二リファレンス画像を選択した状態でトラックボールを右方向に回転させた場合に、第二リファレンス画像が深度方向に対し直交する方向(図7の紙面上における右方向)へ連続的に切り替わる概念を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作とそれに伴う画面遷移を示し、(b)は、トラックボールの操作に伴う第二リファレンス画像及びそれを示すマークの位置の移動を示す。図8は、第三リファレンス画像33を選択している状態で、トラックボールを右に回転させたときの画面遷移を示す説明図であって、(a)は第三リファレンス画像を含む画面遷移を示し、(b)は第三リファレンス画像の位置の移動を示す。

40

【0046】

図9は、第三リファレンス画像を超音波放射面内の複数の方向に移動させた状態を示す説明図であって、(a)はトラックボールの操作方向を示し、(b)は各操作方向に対応する移動後の第三リファレンス画像を示す。図10は、第二リファレンス画像を選択している状態で、回転方向切替えボタン49によって、回転方向を「奥行き・手前・左・右」に設定した上で、トラックボール16tを上下、左右方向に回転させた場合に表示される第二リファレンス画像を示す説明図であって、(a)は第二リファレンス画像の回転方向及びトラックボ

50

ールの操作方向を示し、(b)は回転後の第二リファレンス画像を示す。

【0047】

まず、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について説明する。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Cを用いた例を説明するが、超音波探触子A、Bの各超音波放射面から取得される超音波画像にも本発明を適用することができる。

【0048】

図3の(a)に示すように、超音波探触子Cの先端部に備えられた超音波放射面28から放射される超音波より生成される超音波画像29は、深度方向dp₁に向かって広がる扇状の領域となる。

【0049】

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29と同一の断面から抽出した画像を、第一リファレンス画像31という。第一リファレンス画像31は、後述の超音波放射面28と平行な第三リファレンス画像33と直交する(図3の(b)の(b-2)参照)。

【0050】

また、第一リファレンス画像31を、深度方向dp₁を回転軸として90°若しくは270°回転させた画像を本実施形態では第二リファレンス画像32という。第二リファレンス画像32と第一リファレンス画像31とは直交する。また、第二リファレンス画像32は、後述の超音波放射面28と平行な第三リファレンス画像33とも直交する(図3の(b)の(b-3)参照)。

【0051】

更に、超音波放射面28に対して平行な断面から抽出した画像を本実施形態では第三リファレンス画像33という。第三リファレンス画像33は、第一リファレンス画像31及び第二リファレンス画像32のそれぞれと直交する(図3の(b)の(b-3)参照)。

【0052】

なお、図3から図10において、超音波画像29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を白地に黒点のドットで描出する。なお、黒字に白点のドットは、視野領域内にあり、かつ被検体の腸内が撮像された領域を示すものである。第二リファレンス画像32の視野領域、及び後述するガイド画像における第二リファレンス画像32の位置を示すマーク32mを右下斜線のハッチングで描出し、第三リファレンス画像33の視野領域、及び後述するガイド画像における第三リファレンス画像33の位置を示すマーク33mを左下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。また、超音波画像29及び第一リファレンス画像の視野外領域内にある白丸は、超音波画像29及び第一リファレンス画像の視点位置を示す目印(オリエンテーションマーク)である。第二実施形態の説明で用いる図11、図12についても同様である。

【0053】

リファレンス画像生成部12は、超音波探触子2より得られた超音波画像29の視野領域(又は視野外領域)を抽出し、各リファレンス画像(第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33)において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。また、リファレンス画像生成部12は、各リファレンス画像(第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33)において視野外領域に対応する領域を非表示にする機能を有している。各リファレンス画像(第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33)は互いに直交している。

【0054】

つまり、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、超音波画像の視野領域を抽出し、互いに直交する各リファレンス画像において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。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、超音波画像の視野領域を抽出し、互いに直交する各リファレンス画像において視野外領域に対応する領域を非表示にする機能を有している。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

また、術者の設定によって、各リファレンス画像(第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33)の視野外領域に対応する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、超音波画像と各リファレンス画像(第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33)と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。

【 0 0 5 6 】

図3の(b)の(b-4)に示す画像は、3次元ボリュームデータ30から抽出して生成した第一リファレンス画像31である。また、第一リファレンス画像31内の点線34は、第二リファレンス画像32の位置を示し、点線35は、第三リファレンス画像33の位置を示す。これにより、表示されている第一リファレンス画像31と、第二、第三リファレンス画像32、33との位置関係を把握しやすくなる。また、超音波画像29にも、第二リファレンス画像32及び第三リファレンス画像33の位置を示す点線34、35をそれぞれ表示させる。

【 0 0 5 7 】

図3の(b)の(b-5)に示す画像は、3次元ボリュームデータ30から抽出して生成した第二リファレンス画像32である。第二リファレンス画像32には、超音波探触子2の位置を示すイラスト37が重畳表示される。イラスト37は、第二リファレンス画像32における超音波探触子2の断面形状を領域37rで示し、第二リファレンス画像32から見た超音波探触子2の輪郭を点線37lで示したものである。換言すると、点線37lは、超音波探触子2を第二リファレンス画像32に平行投影したときの輪郭線である。つまり、超音波探触子マークは、超音波探触子2をリファレンス画像の断面に投影した形状を示す輪郭線を用いて表示される。超音波探触子マークは、超音波探触子2の断面における断面形状を示す領域を用いて表示される。

【 0 0 5 8 】

よって、超音波探触子2の超音波放射面28が第二リファレンス画像32内にある場合には、イラスト37内には矩形領域37r(その縁どりが点線37lとなる)が描出され、第二リファレンス画像32内にはない場合には、イラスト37内に矩形領域37rは描出されず、輪郭線37lのみが描出される。図3の第二リファレンス画像32の場合、超音波探触子2の超音波放射面28の一部が第二リファレンス画像32に含まれるため、矩形領域37rを含んだイラスト37が描出されている。

【 0 0 5 9 】

更に、第二リファレンス画像32には、第一リファレンス画像31上に表示されている視野外領域38が表示されている。視野外領域38は、視野領域よりも低下させて表示される。更に、第二リファレンス画像32は、第一リファレンス画像31の位置を示す点線36及び、第三リファレンス画像33の位置を示す点線35が重畳表示される。

【 0 0 6 0 】

図3の(b)の(b-6)に示す画像は、3次元ボリュームデータ30から抽出して生成した第三リファレンス画像33である。第三リファレンス画像33には、超音波探触子2の位置を示すイラスト39が重畳表示される。イラスト39は、第三リファレンス画像33における超音波探触子2の断面形状を領域39rで示し、第三リファレンス画像33から見た超音波探触子2の輪郭を点線39lで示したものである。換言すると、点線39lは、超音波探触子2を第三リファレンス画像33に平行投影したときの輪郭線である。

【 0 0 6 1 】

よって、超音波探触子2の超音波放射面28が第三リファレンス画像33内にある場合には、イラスト39内には矩形領域39rが描出され、第三リファレンス画像33内にはない場合には、イラスト39内に矩形領域39rは描出されず、輪郭線39lのみが描出される。図3の第三リファレンス画像33の場合、超音波探触子2の超音波放射面28の一部が第三リファレンス画像33に含まれるため、矩形領域39rを含んだイラスト39が描出されている。

【 0 0 6 2 】

更に、第三リファレンス画像33には、第一リファレンス画像31上に表示されている視野

10

20

30

40

50

外領域40が表示されている。視野外領域40は、視野領域よりも輝度を低下させて表示される。更に、第三リファレンス画像33は、第一リファレンス画像31の位置を示す点線36及び、第二リファレンス画像32の位置を示す点線34が重畳表示される。

【0063】

上記点線34～36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34～36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。また、本実施形態では、超音波探触子2を示すイラスト37、39において、矩形状領域37r、39rと輪郭線37l、39lとを併用したが、どちらか一つのみを用いてもよい。

【0064】

次に図4乃至図9に基づいて、第一実施形態の表示画面を説明する。

【0065】

図4に示すように、本実施形態に係る画面41には、超音波画像29、超音波画像29と同一断面からなる第一リファレンス画像31、第一リファレンス画像31を90°または270°回転させた第二リファレンス画像32、超音波放射面と平行な第三リファレンス画像33、及びガイド画像42が表示される。更に、画面41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、超音波画像上のガイド線のON/OFF切替ボタン43、リファレンス画像上のガイド線のON/OFF切替ボタン44、リファレンス画像上に超音波探触子の位置を示すイラスト表示のON/OFF切替ボタン45、ナビゲーション機能のON/OFF切替ボタン46、移動又は回転する画像として、第二リファレンス画像又は第三リファレンス画像のいずれかを選択する画像選択ボタン47、移動方向(奥行き・手前方向/同一平面内の任意方向)切替ボタン48、及び回転方向(奥行き・手前方向・左・右/上下方向)切替ボタン49が含まれる。

【0066】

ガイド画像42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位置を示すマーク31mと第二リファレンス画像の位置を示すマーク32mと第三リファレンス画像の位置を示すマーク33mとを重畳表示したものである。

【0067】

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、超音波画面にも対応する点線34、35の表示/非表示を選択することができる。なお、超音波画像29上に点線34、35を重畳表示する処理は、画像処理部14が行う。

【0068】

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44を押し下げると、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33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34、35、36の表示/非表示を選択することができる。

【0069】

術者が、超音波探触子の位置を示すイラスト表示のON/OFF切替ボタン45を押し下げると、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33に重畳表示された超音波探触子の位置を示すイラスト37、39の表示/非表示を選択することができる。

【0070】

術者が、ナビゲーション機能のON/OFF切替ボタン46を押し下げると、ナビゲーションモードに切り替わり、予め、デフォルトとして設定されている第二リファレンス画像32又は第三リファレンス画像33を強調表示する。ナビゲーションモードの機能の詳細については

10

20

30

40

50

、後述する。

【0071】

術者が、画像選択ボタン47を押し下げると、第二リファレンス画像32又は第三リファレンス画像33の何れか一方を選択することができる。画像選択方法は、モニタ15上に搭載されたスクリーンボタンで構成される画像選択ボタン47の他、図示されていない超音波診断装置10のコンソール上の画像選択ボタンを用いてもよい。更に、図示されていない超音波診断装置10のコンソール上にあるポインタ表示ボタンを押し、モニタ15上にポインタを表示させた後、そのポインタで直接、第二リファレンス画像32又は第三リファレンス画像33を選択してもよい。

【0072】

また、ナビゲーションモードに入る前に、予め、画像選択ボタン47によって、ナビゲーションモードに入った際に選択される画像をデフォルト設定として設定しておくことも可能である。

【0073】

術者が、移動方向切替ボタン48を押し下げると、選択された画像(画面41では第三リファレンス画像33)を図4の紙面上における奥行き・手前方向に沿って移動させるか、又は同一平面内の任意の方向に移動させるかを選択することができる。

【0074】

術者が、回転方向切替ボタン49を押し下げると、選択された画像(画面41では第三リファレンス画像33)を図4の紙面上における左右方向若しくは、図4の紙面上における上下方向を回転軸とする回転のどちらかを選択することができる。

【0075】

上記ナビゲーションモードでは、予め、デフォルトとして設定されているリファレンス画像が強調表示されるが、それに伴ういくつかの強調表示がある。以下では、第二リファレンス画像32がデフォルトとして設定されている場合を例に説明する。

【0076】

第二リファレンス画像32がデフォルト画像として選択されている状態で画像選択ボタン47を押し下げて、第三リファレンス画像33をナビゲーションモードに使用する画像として選択できる。ナビゲーションモードによる強調表示は、例えば、画像の周りを色や太い線などで縁取るなど、強調表示の有無によって異なる表示形態を用いることで実現できる。画面41は、第三リファレンス画像33が表示枠50を重畳表示することで強調表示されると共に、第二リファレンス画像32の強調表示を解除した状態を示す。

【0077】

また、ナビゲーションモードでは、超音波画像29上及び強調されていないリファレンス画像、即ち第一リファレンス画像31及び第二リファレンス画像32上に表示されている、強調されたリファレンス画像、即ち第三リファレンス画像33の表示位置を示す点線35が強調表示される。

【0078】

更に、ガイド画像42上に表示している強調させたリファレンス画像、即ち第三リファレンス画像33の位置を示すマーク33mも合わせて強調表示される。

【0079】

またナビゲーションモードでは、強調表示されていない画像(即ち画面41では、超音波画像29、第一リファレンス画像31、及び第二リファレンス画像32)に表示されている、強調されたリファレンス画像(即ち画面41では、第三リファレンス画像33)の現在の表示位置を示す点線35が表示される。点線35は、第三リファレンス画像33の移動ピッチに応じて、点線35A、35B、35C...、35a、35b、35c...と移動しながら、常時表示される。なお、点線35の添え字のうち、大文字は深度が深くなる方向に向かって現在の表示位置から離れていく順にA、B、C...と描出し、小文字は深度が浅くなる方向に向かって現在の表示位置から離れていく順にa、b、c...と描出する。

【0080】

10

20

30

40

50

図4の状態、移動方向切替ボタン48を押し下げ、移動方向として奥行き・手前方向を選択した後、図5の(a)の(a-1)に示すように超音波診断装置10上のトラックボール16tを上方向に回転させる、若しくは、超音波診断装置10に接続可能な図示されていないポインティングデバイス、例えば、マウスのマウスホイールを上方向に回転させると、第三リファレンス画像33は、超音波の深度方向に沿って深い方向(超音波探触子2から遠ざかる方向：図5の(b)の(b-5)における矢印B方向)に移動する。

【0081】

よって図5の(a)の(a-2)に示す第三リファレンス画像33は、図5の(a)の(a-3)に示すように、36A、36B、36C...に切り替わると共に、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上に表示されている点線35の強調表示が、順に35A、35B、35C...へ連続的に移動する。この時、第三リファレンス画像33に表示されている超音波探触子2の位置を示すイラスト39は、第三リファレンス画像が、深度方向dp1に沿ってより深い方へ移動すると、矩形領域39rが徐々に小さくなり点線39lのみを残す表示に変わる。また、図5の(b)の(b-3)に示す第三リファレンス画像33が、深度方向dp1に沿ってより深い方向へ移動し、同(b-4)に示す第三リファレンス画像33Cに遷移すると、ガイド画像42に表示される断面のマーク33mも深度方向dp1に沿って移動する(図5の(b)の(b-1)のマーク33mから同(b-2)の33mCへ移動する)。

10

【0082】

反対に、図4の状態、移動方向切替ボタン48を押し下げ、移動方向として奥行き・手前方向を選択した後、図6の(a)の(a-1)に示すように超音波診断装置10上のトラックボール16tを下方向に回転させる、若しくは、超音波診断装置10に接続可能な図示されていないポインティングデバイス、例えば、マウスのマウスホイールを下方向に回転させると、第三リファレンス画像33は、超音波の深度方向dp1に沿って浅い方向(超音波探触子2に近くなる方向：矢印C方向)に移動する。

20

【0083】

よって図6の(a)の(a-2)に示す第三リファレンス画像33は、図6の(a)の(a-3)に示すように、順に36a、36b、36c...に切り替わると共に、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上に表示されている点線35の強調表示も、順に35a、35b、35c...へ連続的に移動する。この時、第三リファレンス画像33に表示されている超音波探触子2の位置を示すイラスト39は、第三リファレンス画像33が、深度方向dp1に沿ってより浅い方へ移動するにつれて、イラスト39内のうち、第三リファレンス画像33の第三リファレンス画像33に含まれる部分を示す矩形領域39rの面積は、徐々に大きく表示される。

30

【0084】

また、図6の(b)の(b-3)に示す第三リファレンス画像33が、深度方向dp1に沿って移動し、同(b-4)に示す第三リファレンス画像33cに遷移すると、ガイド画像42に表示される第三リファレンス画像33の位置を示すマーク33mも深度方向dp1に沿って移動する(図6の(b)の(b-1)のマーク33mから同(b-2)の33mcへ移動する)。

【0085】

次に図7に基づいて、第二リファレンス画像32を移動する処理について説明する。第二リファレンス画像32を選択した状態で移動方向選択ボタン48により移動方向として「奥行き・手前方向」を選択した後、図7の(a)の(a-1)に示すようにトラックボール16tを右方向に回転させると、第二リファレンス画像32は、図7の(b)の(b-3)に示すように、超音波ボリュームデータ30内において基準位置から矢印D方向へ沿って移動し、同(b-4)に示す第二リファレンス画像32Cへ遷移する。すなわち、超音波探触子2との位置関係では、図7の(b)の(b-5)に示すように、基準位置は超音波探触子2から放射される超音波の中心軸の位置にあるが、トラックボール16tの回転に伴って矢印D方向に沿って移動し、第二リファレンス画像32Cへと遷移する。これに伴い、図7の(b)の(b-1)に示すガイド画像42の位置を示すマーク32mは、同(b-2)に示すマーク32mCへ遷移する。

40

【0086】

更に、トラックボール16tの右方向の回転に伴って、図7の(a)の(a-2)に示す第二リファ

50

レンズ画像32は、同(a-3)に示すように、順に32A、32B、32C...に切り替わると共に、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第三リファレンス画像33上に表示されている点線34はそれぞれ、順に34A、34B、34C...へ連続的に移動する。この時、第二リファレンス画像32に表示されている超音波探触子2の位置を示すイラスト37は第二リファレンス画像32の表示断面が切り替わる毎に徐々に矩形状領域37rが小さくなり、やがて点線37lのみの表示に変わる。これは第二リファレンス画像32の断面が切り替わる毎に視野が更新されるため、超音波探触子2と第二リファレンス画像32との位置関係が変化するためである。

【0087】

次に図8に基づいて超音波放射面内における移動について説明する。図8に示すように、モニタ15には、初期状態では図8の(a)の(a-1)に示すように、超音波画像29と基準位置における第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32、第三リファレンス画像33が表示されているとする。超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上には、第三リファレンス画像33の位置を示す点線35が表示されている。

10

【0088】

ここで、移動方向選択ボタン48により移動方向として「同一平面」を選択した後、トラックボール16tを右方向に回転させると、第三リファレンス画像33は、超音波ボリュームデータ30内において、基準位置から第三リファレンス画像33Rへ遷移する(図8の(b)参照)。その結果、モニタ15には、第三リファレンス画像33Rが更新表示される(図8の(a)の(a-2)参照)。なお、第三リファレンス画像33が第三リファレンス画像33Rに移動しても、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上での第三リファレンス画像33を示す点線35の位置は変化しないので、これらの画像は変化しない。

20

【0089】

また図9の(a)に示すように、トラックボール16tをa1~a8の各方向に回転操作すると、第三リファレンス画像33を抽出する断面位置は、トラックボール16tの回転方向及び回転量に従って移動する。図9の(a)において、トラックボール16tを回転方向a1、a2、a3、a4、a5、a6、a7、a8のそれぞれに回転すると、第三リファレンス画像33は、図9の(b)に示すように、第三リファレンス画像33から第三リファレンス画像33Front、33FrontR、33R、33BackR、33Back、33BackL、33L、33FrontLのそれぞれに遷移する。これら遷移後の画像には、移動の超音波探触子の位置を示すマーク39が表示される。

30

【0090】

a1、a5方向は、深度方向に沿った移動である。a1方向に沿って移動した場合、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像35に重畳表示した点線35は、例えば図8の(a)の(a-2)に示すように35A、35B、35Cへと移動する。

【0091】

a3、a7方向は、超音波の放射面内において、深度方向に直交する方向に沿った移動である。この場合、第三リファレンス画像33の深度方向における位置は変化しないので、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上での第三リファレンス画像33を示す点線35の位置は変化しない。

【0092】

a2、a8方向は、深度方向に沿って深い方向と深度方向に直交する方向に沿って右又は左移動を伴った移動である。この場合、第三リファレンス画像33の深度方向に沿った移動分だけ、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上での第三リファレンス画像33を示す点線35の位置が変化する。

40

【0093】

a4、a6方向は、深度方向に沿って浅い方向と深度方向に直交する方向に沿って右又は左移動を伴った移動である。この場合、第三リファレンス画像33の深度方向に沿った移動分だけ、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第二リファレンス画像32上での第三リファレンス画像33を示す点線35の位置が変化する。

【0094】

次に、図10に基づいて回転移動について説明する。図10に示すように、画像選択ボタン

50

47により第二リファレンス画像32を選択している状態で、回転方向切替ボタン49によって、回転方向を「奥行き・手前・左・右」に設定した上でトラックボール16tを上方向に回転させると、基準位置にある第二リファレンス画像32(図10の(a)の(a-1)参照)は、第二リファレンス画像32の左右方向を回転軸Ax2として、モニタ15に対し、奥行き方向に回転し(図10の(a)の(a-2)参照)、第二リファレンス画像32s3へ遷移する(図10の(b)参照)。

【0095】

同様にトラックボール16tを下方向に回転させると、第二リファレンス画像32はモニタ15に対し、回転軸Ax2として手前方向に回転し(図10の(a)の(a-3)参照)、第二リファレンス画像32s4へ遷移する(図10の(b)参照)。

【0096】

トラックボール16tを左方向に回転させると、第二リファレンス画像32の奥行き・手前方向を回転軸Ax1として、第二リファレンス画像32は左に回転し(図10の(a)の(a-5)参照)、第二リファレンス画像32s2へ遷移する(図10の(b)参照)。同様にトラックボール16tを右方向に回転させると、第二リファレンス画像32の奥行き・手前方向を回転軸Ax1として、第二リファレンス画像32は右に回転し(図10の(a)の(a-4)参照)、第二リファレンス画像32s1へ遷移する(図10の(b)参照)。

【0097】

これらの回転に伴い、ガイド画像42上に表示している第二リファレンス画像32の位置を示すマーク32mも、トラックボール16tの動きに追従して回転する。

【0098】

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探触子2と、超音波探触子2の位置を検出する第一位置検出手段(位置センサ4)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、任意断面のリファレンス画像を生成し、当該リファレンス画像に、超音波探触子の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示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。

【0099】

被検体の3次元ボリュームデータを用いて、任意断面のリファレンス画像を生成するステップと、リファレンス画像に超音波探触子2の位置を示す超音波探触子マークを重畳表示するステップと、超音波探触子2から受信した反射波に基づく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。よって、リファレンス画像上に表示される超音波探触子2の位置を示すマークにより、リファレンス画像と超音波探触子2との位置関係が把握しやすくなる。

【0100】

特に、体腔内に挿入する超音波探触子の場合、超音波探触子の位置を目視できないため、リファレンス画像との位置関係を把握しやすくすることにより、診断能の向上に寄与することができる。

【0101】

また、リファレンス画像や超音波画像、またガイド画像上に、各リファレンス画像の位置を示すマークを表示することで、これらの画像の相互の位置関係が把握しやすくなり、更なる診断能の向上に起用することができる。

【0102】

<第二実施形態>

第二実施形態は、穿刺を行う際に、穿刺針の進入経路も合わせて表示する実施形態である。以下、図11及び図12に基づいて第二実施形態について説明する。図11は、第二実施形態に係る表示画面の一例を示す説明図であって、図2の超音波探触子Cを用いた場合の表示例を示す。図12は、第二実施形態に係る表示画面の一例を示す説明図であって、図2の超音波探触子Aの超音波放射面21を用いた場合の表示例を示す。

【0103】

10

20

30

40

50

本実施形態に係る表示を行う場合には、操作者が、図示されていない超音波診断装置のコンソール上の「穿刺ガイド」ボタンを押す。これに応じて、経路算出部53は、超音波診断装置に接続している超音波探触子の形状及び穿刺針51が出入りする物理的位置の情報に基づいて穿刺針51の芯線の延長線を穿刺針51の経路として穿刺針51の進入経路を算出し、その経路を示すデータをリファレンス画像生成部12、ガイド画像生成部13、及び画像処理部14に出力する。リファレンス画像生成部12は、各リファレンス画像に穿刺針51の経路を重畳表示し、ガイド画像生成部13は、ガイド画像42上に穿刺針51の経路を重畳表示し、画像処理部14は、超音波画像29に穿刺針51の経路を重畳表示する。または、本実施形態に用いる穿刺針51には、位置センサ52を備え、経路算出部53は、ソース発生源5及び位置センサ52からの出力に基づいて、穿刺針51の現在位置と傾きとを算出し、穿刺針51の芯線の延長線を、穿刺針51の経路として算出する機能を有し、重畳表示をしてもよい。

10

【0104】

図11に示すように、超音波画像29上には、穿刺を行う際に使用する穿刺針51の進入経路を示す穿刺ガイドライン(以下「ガイドライン」と略記する。)55が表示される。その際、第一リファレンス画像31上には、超音波画像29上に表示されているガイドライン55と同位置、同じ大きさでガイドライン55が表示される。第二リファレンス画像32にはガイドライン55が重畳表示される。第三リファレンス画像33上において、穿刺針51が通過する位置にガイドラインマーク56が重畳表示される。

【0105】

ガイド画像42上には、ガイドライン55の位置を示す矢印57が表示される。第一リファレンス画像31上に表示したガイドライン55の位置を、第二、第三リファレンス画像32、33上で確認する場合には、ナビゲーション機能のON/OFF切替ボタン46を押して、ナビゲーションモードに入る。

20

【0106】

次いで画像選択ボタン47を押し、第二リファレンス画像32もしくは第三リファレンス画像33を選択した上で、トラックボール16tを回転させ、ガイドライン55が表示されている断面を表示し、ガイドライン55の位置を確認する。ナビゲーションモードへの切替えは、「穿刺ガイド」ボタンを押した時点で自動的に切替えるような仕組みとしても良い。図11には、第二リファレンス画像32上でガイドライン55の位置を確認した例を示しているので、第二リファレンス画像32上では、ガイドライン55が第二リファレンス画像32の中央、かつ表示画面の上下方向に沿って表示されている。

30

【0107】

また、第三リファレンス画像33上でガイドライン55が通過する軌跡、つまりガイドラインマーク56の位置を確認することもできる。この場合には、画像選択ボタン47を押し、第三リファレンス画像33に選択を切替えた上で、トラックボールを回転させ、ガイドラインマーク56が表示されている断面を表示させることによって、第三リファレンス画像33上のガイドラインマーク56の位置を確認することができる。

【0108】

次に、図12に基づいて、図2の超音波探触子Aを用いた場合について説明する。図2に示すように超音波探触子Aは超音波放射面20、21を搭載しているので、以下では、超音波放射面21を使用した場合について説明するが、超音波放射面20及び図2の超音波探触子Bについても、以下に説明する実施形態を適用することができる。

40

【0109】

図12に示すように、超音波探触子Aを用いた場合、超音波放射面21の深度方向が超音波探触子Aの進行方向に対して傾いているという特徴上、ガイドライン55は斜め方向に引かれる。

【0110】

したがって、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第三リファレンス画像33上には、超音波画像29、第一リファレンス画像31、第三リファレンス画像33上で穿刺針51が通過する位置にガイドラインマーク56を重畳表示し、第二リファレンス画像32上には、穿刺針

50

51の進入経路を示すガイドライン55を表示する。この時、第二リファレンス画像32上に表示される超音波探触子2の位置を示すマーク37および第三リファレンス画像33上に表示される超音波探触子2の位置を示すマーク39は超音波探触子Bの各リファレンス画像における断面形状に合わせて表示する。ガイドライン55およびガイドラインマーク56の位置の確認は、超音波探触子Aの場合と同様にナビゲーションモードに入り、トラックボールで行う。

【0111】

本実施形態によれば、被検体に穿刺する穿刺針51の位置及び姿勢を検出する第二位置検出手段(位置センサ52)と、検出された穿刺針51位置及び姿勢に基づき、穿刺針51の芯線の延長線の位置を算出する経路算出手段(経路算出部53)とを備え、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、算出された穿刺針51の芯線の延長線を示すマークを、リファレンス画像に重畳表示する。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、穿刺針51の芯線の延長線を含み、当該延長線と平行な断面からなるリファレンス画像を生成する。

10

【0112】

被検体に穿刺する穿刺針51の位置及び姿勢を検出する第二位置検出手段(位置センサ52)と、検出された穿刺針51の位置及び姿勢に基づき、穿刺針51の芯線の延長線の位置を算出する経路算出手段と、算出された穿刺針51の芯線の延長線を示すマークを超音波画像に重畳表示する第二画像処理手段(画像処理部14)と、を更に備える。

20

【0113】

第一、第二、第三リファレンス画像31、32、33の互いの位置関係および穿刺針51が通過する位置を把握し易くなる。特に、被検体の体腔内で超音波探触子2を用いた穿刺を実施した場合、超音波探触子2の位置を目視することができないが、その場合であっても、穿刺針51が通過する部位を第一、第二、第三リファレンス画像31、32、33、超音波画像29及びガイド画像42で確認することが可能となるので、より安全に穿刺を実施することが可能となる。更に、超音波探触子の位置を示す表示も行うことで、超音波探触子の現在位置を基準とした穿刺針の進入経路を確認することもできる。

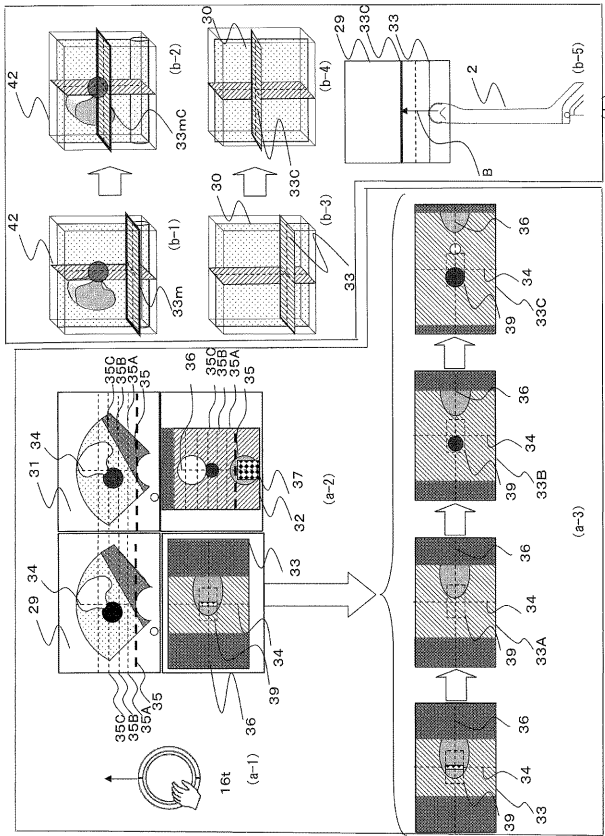
【符号の説明】

【0114】

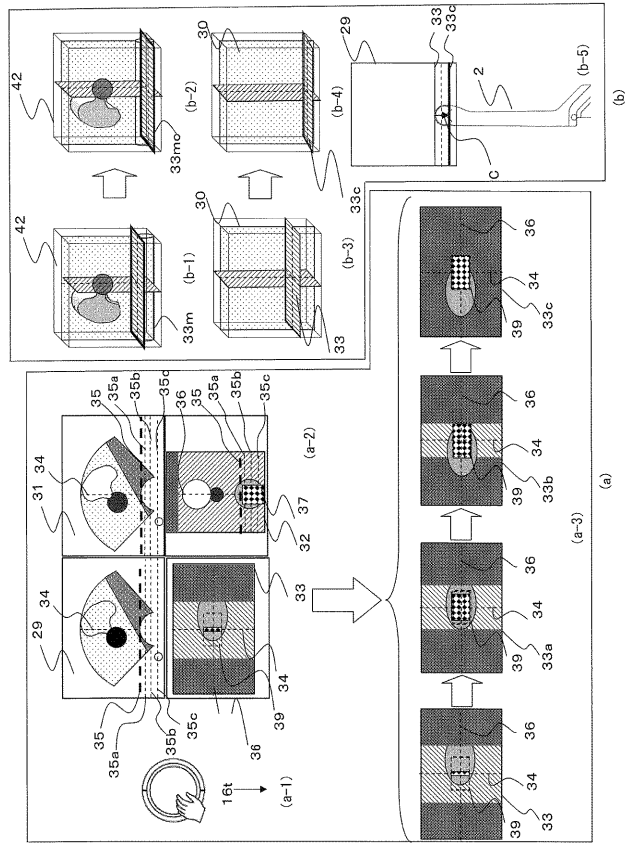
1 超音波診断層装置本体、2 超音波探触子、3 位置センサ固定機構、4 位置センサ、5 ソース発生源、6 超音波画像生成部、7 シネメモリ、8 超音波ボリュームデータ生成部、9 ボリュームデータ記録部、10 超音波診断装置、11 スキャン面取得部、12 リファレンス画像生成部、13 ガイド画像生成部、14 画像処理部、15 モニタ、16 移動・回転量入力部、17 医療用画像診断装置、51 穿刺針、52 位置センサ、53 経路算出部

30

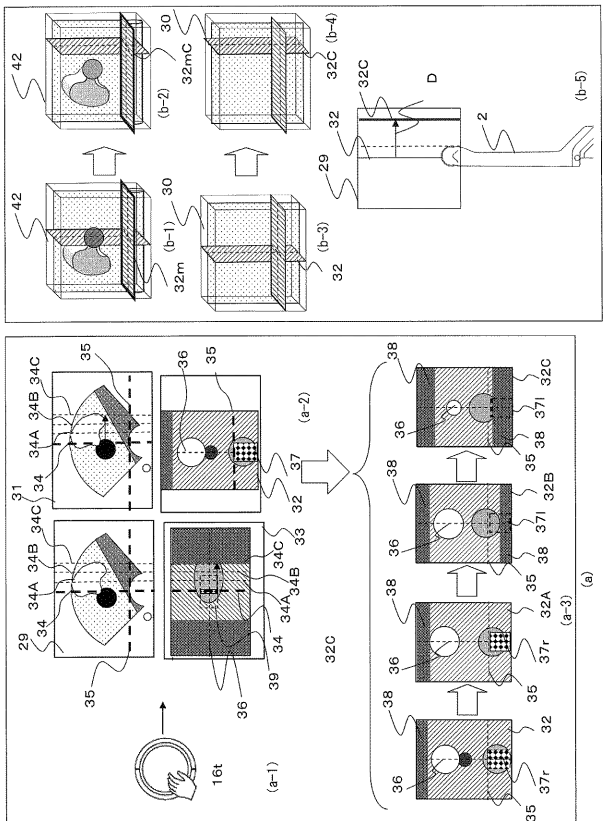
【 図 5 】



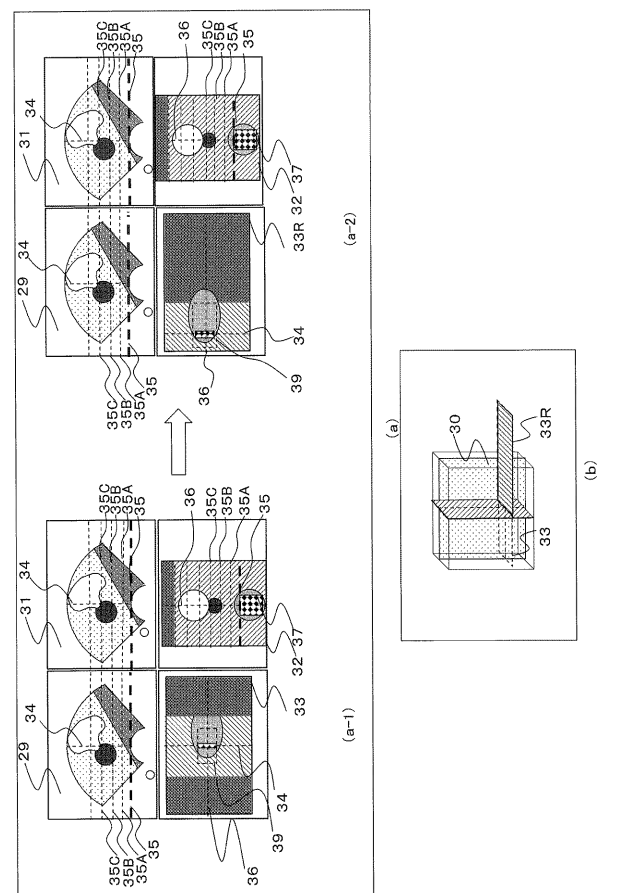
【 図 6 】



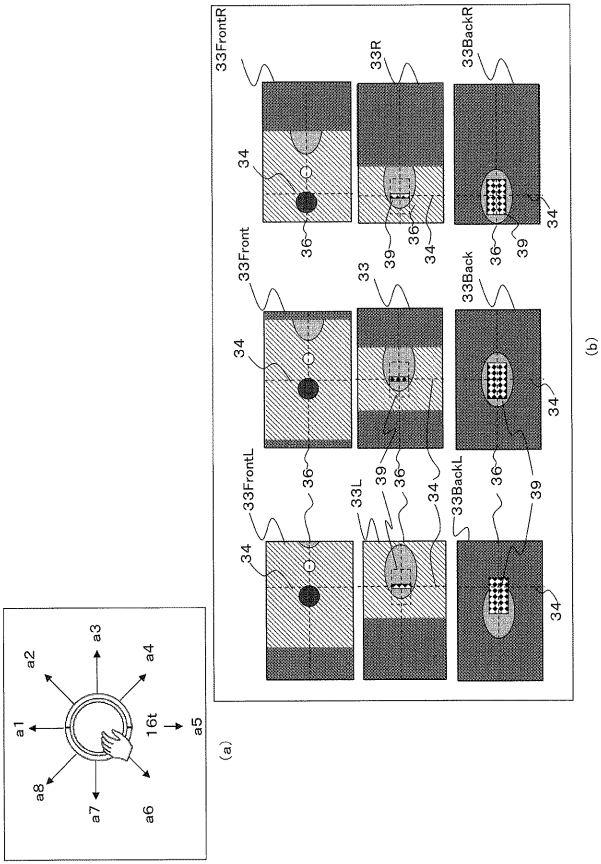
【 図 7 】



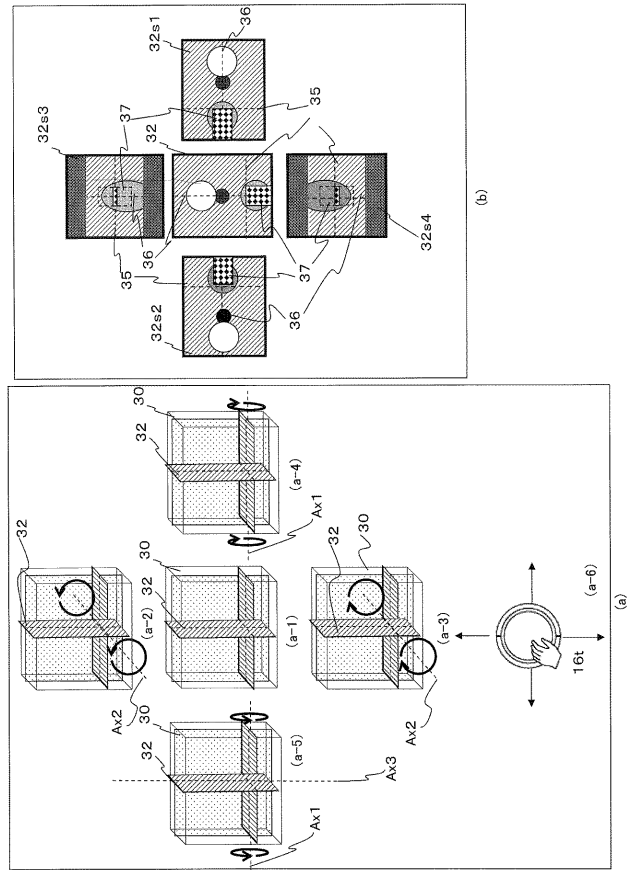
【 図 8 】



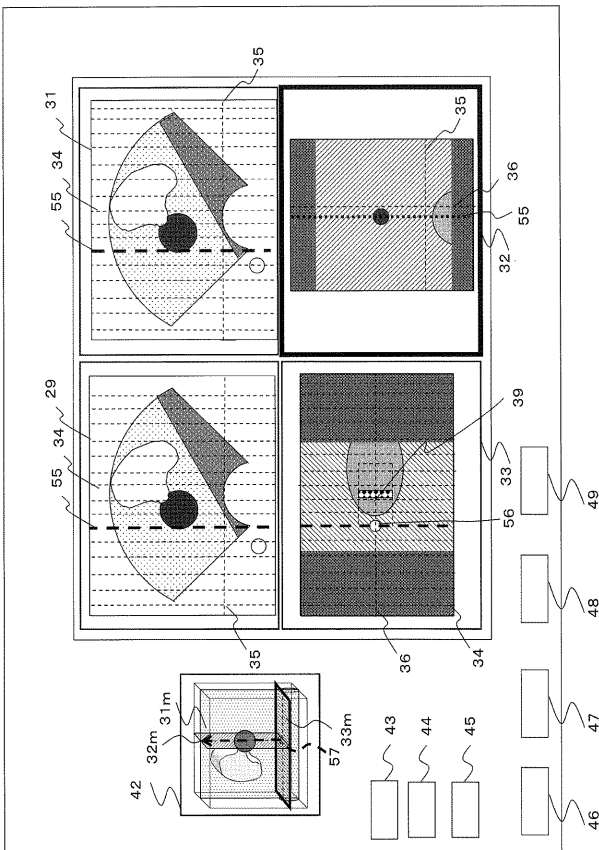
【 図 9 】



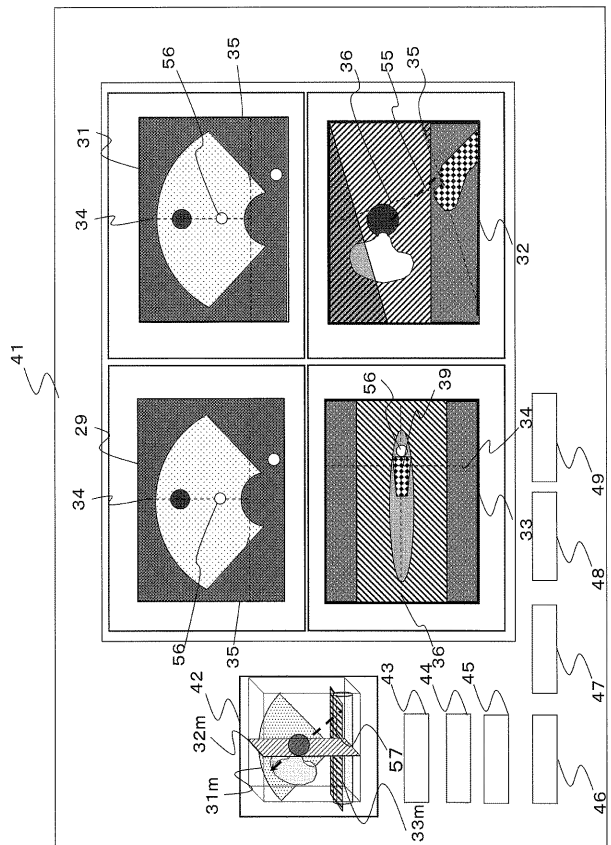
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/063846

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(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) A61B8/12		
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, 10, 12/11 /5-9
Y	JP 2006-167267 A (Hitachi Medical Corp.), 29 June 2006 (29.06.2006), (Family: none)	11
X/A	JP 2010-69018 A (Olympus Medical Systems Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), (Family: none)	1, 3, 10, 12/2, 4-9, 11
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> 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/J P 2 0 1 2 / 0 6 3 8 4 6									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(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. A61B8/12											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				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
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, 10, 12/ 11/ 5-9									
Y	JP 2006-167267 A (株式会社日立メディコ) 2006.06.29, (ファミリーなし)	11									
X/ A	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)	1, 3, 10, 12/ 2, 4-9, 11									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> 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		の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/J P) 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									

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	JPWO2013035393A5	公开(公告)日	2015-06-25
申请号	JP2013532478	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)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	近藤正尚		
发明人	近藤 正尚		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/523 A61B8/5261 A61B8/5276 A61B2017/3413 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52084 G09G5/377		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/FE01 4C601/FE09 4C601/FF03 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	2011195954 2011-09-08 JP		
其他公开文献	JPWO2013035393A1 JP5775164B2		

摘要(译)

在阐明与超声探头的位置关系的同时显示超声图像。 超声波诊断装置10 具备超声波探头2，用于检测超声波探头2的位置的第一位置检测单元4、5，用于利用反射的回波信号生成超声波图像的超声波图像生成单元6，超声波体积数据生成装置9，用于通过累积超声图像来生成三维超声波体数据；参考图像生成装置12，其用于通过使用超声体数据来生成任意截面的超声参考图像，并显示表示 超声探头的位置叠加在超声参考图像中的位置，与由第一位置检测装置检测到的超声探头位置相对应的位置，以及用于显示超声图像和超声参考图像的显示装置15中。