

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5394299号  
(P5394299)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int.Cl. F1  
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2010-77167 (P2010-77167)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成22年3月30日(2010.3.30)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(65) 公開番号	特開2011-206281 (P2011-206281A)	(72) 発明者	田代 りか 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(43) 公開日	平成23年10月20日(2011.10.20)	(72) 発明者	西野 智弘 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
審査請求日	平成24年8月6日(2012.8.6)	(72) 発明者	田辺 剛 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受信する超音波トランスデューサが2次元に配列され、被検体内の立体的な領域に前記超音波を走査する超音波プローブと、

前記超音波トランスデューサが前記被検体内からのエコーを受信して出力する受信信号に基づいて、前記被検体の立体的な領域の所定断面について断層画像を生成する断層画像生成手段と、

術者の頭部に装着され、前記術者の頭部の動きに応じた信号を出力する姿勢検知手段と、前記術者の視野に少なくとも前記断層画像を投影する投影手段と、を有するヘッドマウントディスプレイと、

前記姿勢検知手段から出力される信号に基づいて、予め定められた前記ヘッドマウントディスプレイの姿勢を基準として前記ヘッドマウントディスプレイを装着した前記術者の頭部の回転方向及び回転角度を計測する回転計測手段と、  
を備え、

前記断層画像を生成する前記所定断面は予め複数種類に定められ、前記回転計測手段によって計測された前記回転方向及び前記回転角度に応じて前記投影手段に投影される前記断層画像が前記複数種類の前記断層画像のなかで切り替わることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記断層画像を生成する前記所定断面は、少なくとも3種類定められ、前記ヘッドマウ

ントディスプレイが前記基準となる姿勢の場合と、前記ヘッドマウントディスプレイが水平に回転された場合と、前記ヘッドマウントディスプレイが鉛直に回転された場合とで、各々異なることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記投影手段に投影される前記断層画像が切り替わる前記回転角度が、前記ヘッドマウントディスプレイの姿勢が前記基準となる姿勢から遠ざかる向きに回転される往路回転と、前記基準となる姿勢に近づく向きに回転される復路回転とで異なることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記投影手段に投影される前記断層画像が切り替わる前記回転角度が、前記往路回転時よりも前記復路回転時で小さいことを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記投影手段に投影される前記断層画像が切り替わる前記回転角度が可変であることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

複数種類の前記断層画像のうち、少なくとも 1 種類の前記断層画像に穿刺針の刺入方向を示すガイドラインが重畳表示されることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記断層画像生成手段は、前記超音波プローブと前記ヘッドマウントディスプレイがともに可動状態の時に前記断層画像を生成することを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれかに記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内に超音波を送信して、被検体の断層画像を得る超音波診断装置に関するものであり、さらに詳しくは、ヘッドマウントディスプレイを備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

30

従来より、医療分野において、超音波診断装置が診察や検査に広く用いられている。超音波診断装置は、被検体内に超音波を送信し、そのエコーから被検体の超音波断層画像（以下、超音波画像という）を生成し、モニタ表示する装置であり、概ね、超音波プローブやプロセッサ装置等から構成される。超音波プローブは、被検体の体表にあてがわれて使用され、被検体内に超音波を送信するとともに、被検体内からのエコーを受信する。プロセッサ装置は、超音波プローブが受信したエコーに応じて出力する信号に基づいて被検体の超音波画像を生成し、モニタに表示する。

【0003】

超音波プローブは、医師や検査技師等の術者が片手で把持できる程度の大きさに形成されるとともに、柔軟性のある通信ケーブルや無線によってプロセッサ装置と接続される。これにより、術者は、当接させる位置や角度を自在に調節しながら、超音波プローブを被検体に当接させることができる。一方、超音波画像が表示されるモニタはプロセッサ装置とともにベットサイド等の所定位置に置かれる。このように、超音波プローブはモニタから離れた位置で使用されるので、超音波診断装置を用いた診察や検査では、超音波プローブの位置や角度を確認したり、超音波画像を確認するために、術者はモニタと超音波プローブを把持した手元とに何度も視線を移動させる必要があった。

40

【0004】

こうした視線移動の煩わしさを解消するために、近年では、超音波プローブを把持した手元を観察する視野の中に超音波画像を重畳して表示させるヘッドマウントディスプレイ（以下、HMDという）を用いる技術が知られている。なかでも、HMDを用いることに

50

よって視野の中に単に超音波画像を重畳して表示するだけでなく、術者の瞳孔の位置を認識し、術者の視線の先に超音波画像を表示させる技術が知られている（特許文献1）。

【0005】

また、一般に多く用いられる超音波プローブ（以下、2D超音波プローブという）は、超音波トランスデューサが1列に並べて配置され、1つの面内で超音波を送受信することにより、被検体の断層画像となる受信信号を取得するが、近年では、超音波トランスデューサが2次元に配列され、被検体内の立体的な領域に超音波を送受信することにより、この領域の3次元の受信信号（以下、3次元データという）を得る3D超音波プローブも知られている。例えば、乳がんは、早期がん（2mm以下）で発見されれば90%以上完治し、超早期がん（数mm）で発見されればほぼ100%完治すると言われているが、この

10

ような小さいターゲットに穿刺を行う場合、通常の2次元の断層画像では、穿刺針が腫瘍に確実に刺入されたか等を確認することが難しい。このため、近年の乳がん検査では、3D超音波プローブが用いられ、腫瘍周囲の複数の断面で超音波画像を観察しながら、穿刺が行われる。

【0006】

さらに、3D超音波プローブとHMDとをともに備える超音波診断装置も知られている。例えば、3D超音波プローブを用いて3次元データを取得し、被検体内の様子を立体的に描出した3D超音波画像をHMDに表示するとき、術者の視線方向から見た3D超音波画像を生成、表示することによって、3D超音波プローブと処置具の操作のために術者の両手がふさがる施術を行う場合の超音波診断装置に関わる操作を低減させた超音波診断装置が知られている（特許文献2）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-18015号公報

【特許文献2】特開2000-201925号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波診断装置を用いて穿刺等を行う場合、腫瘍等がある位置やその個数等を確認したり、診断箇所を決定したりするために、事前に比較的広範囲で超音波画像を観察することが一般的である。こうした広範囲の観察には、前述の3D超音波画像が有効である。一方、穿刺を行う場合、穿刺針の刺入経路は、被検部位周辺の組織性状等を精査して定める必要があるため、3D超音波画像よりも、穿刺針を含む平面の超音波画像による観察が有効である。しかし、従来の3D超音波プローブを備えた超音波診断装置は、3D超音波プローブを用いる場合に常に3D超音波画像を表示し、また、被検体の任意断面について平面の超音波画像（以下、2D超音波画像）を表示することができる場合でも、こういった断面の2D超音波画像を生成、表示するか等の設定に煩雑な操作が必要となるため、必ずしも使い勝手が良いとは言えない。

30

【0009】

このように、3D超音波プローブを用いて2D超音波画像を生成する場合、例えば、特許文献2のように、HMDによって術者の視線を検出し、3次元データを取得したエリアに対して視線に垂直な断面の2D超音波画像を生成、表示することが考えられる。しかし、3D超音波プローブを用いて2D超音波画像を生成する場合であっても、従来の2D超音波プローブを用いて2D超音波画像を生成する場合と同様に、超音波プローブの位置や傾きのわずかな変化によって、穿刺針等の処置具を見失いやすいという欠点がある。また、2D超音波画像を生成する断面を視線に追従させて変化させる場合、一定の断面の2D超音波画像を観察するためには、超音波プローブを固定するだけでなく、HMDを装着した頭部をも固定しなければならないため、かえって術者に負担を強いることになる。このため、3D超音波プローブを用いて2D超音波画像を生成、表示するときには、視線移動

40

50

に対する追従性よりも、適切な断面の超音波画像に簡単な操作で切り替えられることが望ましい。

【0010】

本発明は上述の点に鑑みてなされたものであり、3D超音波プローブを用いて3次元データを取得し、必要に応じて3次元データを取得した立体的領域の複数の断面について選択的に2D超音波画像を生成、表示するとともに、こうした2D超音波画像を生成、表示する断面を、HMDを用いた簡単な操作で切り替え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。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波トランスデューサが2次元に配列され、被検体内の立体的な領域に前記超音波を走査する超音波プローブと、前記超音波トランスデューサが前記被検体内からのエコーを受信して出力する受信信号に基づいて、前記被検体の立体的な領域の所定断面について断層画像を生成する断層画像生成手段と、術者の頭部に装着され、前記術者の頭部の動きに応じた信号を出力する姿勢検知手段と、前記術者の視野に少なくとも前記断層画像を投影する投影手段と、を有するヘッドマウントディスプレイと、前記姿勢検知手段から出力される信号に基づいて、予め定められた前記ヘッドマウントディスプレイの姿勢を基準として前記ヘッドマウントディスプレイを装着した前記術者の頭部の回転方向及び回転角度を計測する回転計測手段と、を備え、前記断層画像を生成する前記所定断面は予め複数種類に定められ、前記回転計測手段によって計測された前記回転方向及び前記回転角度に応じて前記投影手段に投影される前記断層画像が前記複数種類の前記断層画像のなかで切り替わることを特徴とする。

【0012】

また、前記断層画像を生成する前記所定断面は、少なくとも3種類定められ、前記ヘッドマウントディスプレイが前記基準となる姿勢の場合と、前記ヘッドマウントディスプレイが水平に回転された場合と、前記ヘッドマウントディスプレイが鉛直に回転された場合とで、各々異なることが好ましい。

【0013】

また、前記投影手段に投影される前記断層画像が切り替わる前記回転角度が、前記ヘッドマウントディスプレイの姿勢が前記基準となる姿勢から遠ざかる向きに回転される往路回転と、前記基準となる姿勢に近づく向きに回転される復路回転とで異なることが好ましい。

【0014】

さらに、前記投影手段に投影される前記断層画像が切り替わる前記回転角度が、前記往路回転時よりも前記復路回転時で小さいことが好ましい。

【0015】

前記投影手段に投影される前記断層画像が切り替わる前記回転角度が可変であることが好ましい。

【0016】

複数種類の前記断層画像のうち、少なくとも1種類の前記断層画像に穿刺針の刺入方向を示すガイドラインが重畳表示されることが好ましい。

【0017】

前記断層画像生成手段は、前記超音波プローブと前記ヘッドマウントディスプレイがともに可動状態の時に前記断層画像を生成することが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、3D超音波プローブを用いて3次元データを取得し、必要に応じて3次元データを取得した立体的領域の断面について2D超音波画像を生成、表示するとともに、こうした2D超音波画像を生成、表示する断面を、HMDを用いた簡単な操作で切り替えることができる。このため、本発明の超音波診断装置を用いて穿刺等を行う場合に術

10

20

30

40

50

者の両手が超音波プローブと処置具の操作のためにふさがっていても、穿刺針等の処置具の刺入経路を容易に確認することができる。また、このとき、2D超音波画像を生成する断面は、術者の視線に追従して変更されるのではなく、複数種類の断面から選択的に切り替えられるので、穿刺針等の処置具を見失い難い。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】超音波診断装置の概略及び手技の様子を示す図である。

【図2】HMDの外観を示す図である。

【図3】超音波プローブ及び穿刺針アダプタの外観を示す図である。

【図4】超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

10

【図5】視野の様子を示す説明図である。

【図6】HMDによって視野内に表示されるウィンドウの例を示す説明図である。

【図7】超音波診断装置で表示する2D超音波画像の様態を示す説明図である。

【図8】表示する2D超音波画像を切り替える様態を示す説明図である。

【図9】表示する2D超音波画像を切り替える様態を示す説明図である。

【図10】水平方向及び鉛直方向の回転を組み合わせた場合に表示する2D超音波画像の例を示す説明図である。

【図11】水平方向及び鉛直方向の回転を組み合わせた場合に表示する2D超音波画像の例を示す説明図である。

【図12】C画像にバイオプシーガイドを表示する例を示す説明図である。

20

【図13】3D超音波画像を表示する例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図1に示すように、超音波診断装置11は、ベッド等に安静に寝かされた被検体Paの体内に超音波を送信し、そのエコーに基づいて被検体内の断層画像である超音波画像を生成、表示する装置であり、超音波プローブ12、ヘッドマウントディスプレイ(HMD)13、本体14から構成される。

【0021】

超音波プローブ12は、超音波を送受信するプローブであり、術者Opが片手で把持できる程度の大きさに形成され、被検者Paの体表に当接して使用される。また、超音波プローブ12は、柔軟な通信ケーブルで本体14と接続されており、所定の範囲内では、本体14の配置に関わらず、被検者Paに当接させる位置や傾きを自在に調節することができる。また、超音波プローブ12は、いわゆる3D超音波プローブであり、被検体内の立体的な領域(以下、走査エリアという)に超音波を送信するとともに、この走査エリアからのエコーを受信する。

30

【0022】

HMD13は、術者Opの頭部に装着され、術者Opの視野に超音波画像等を重畳して表示するディスプレイである。このHMD13は、いわゆる透過型のディスプレイであり、術者OpはHMD13を装着した状態でも、これを装着しない場合とほぼ同様に、直接的に被検者Pa等を観察することができる。また、HMD13は、術者Opに装着されたときに術者Opの眼前に位置する傾斜面を利用して、術者Opの目に超音波画像等の像光を投影する。これにより、術者Opは、実際の視野の中に、超音波画像等の虚像を認識する。さらに、HMD13は、後述するように内蔵されたセンサによって術者Opの頭部の動きを検知し、これを本体14に通知する。

40

【0023】

本体14は、プロセッサ装置16、モニタ17、操作部18、記憶装置19等から構成される。本体14を構成するこれらの各装置は、例えば、可搬カート21に載せられ、ベッドサイドに配置される。プロセッサ装置16は、操作部18やHMD13からの操作入力に応じて、超音波プローブ12やHMD13等、超音波診断装置11の動作を制御する。例えば、プロセッサ装置16は、受信したエコーを反映して超音波プローブ12が出力

50

する受信信号から超音波画像を生成し、モニタ 17 や HMD 13 に表示させる。また、操作部 18 や HMD 13 の操作入力に応じて、超音波画像等を記憶装置 19 に記憶させる。

【0024】

図2に示すように、HMD 13 は、メガネ部 26 と HMD 制御部 27 とからなり、固定バンド 28 によって術者 Op の頭部に固定される。なお、固定バンド 28 は、図2に示す通り、術者 Op の側頭部から後頭部を固定するバンドと、術者 Op の頭頂部から後頭部にかけて固定するバンドとからなり、術者 Op が頭部を移動させた場合にも、メガネ部 26 や HMD 制御部 27 が所定の装着位置からずれないように、HMD 13 を術者 Op にフィットさせる。

【0025】

メガネ部 26 は、術者 Op が HMD 13 を装着したときに術者 Op の眼前に位置する部材であり、ほぼ透明な材料から形成される。このため、HMD 13 を装着した術者 Op は、HMD 13 を装着しない場合とほぼ同様の視野が得られる。また、このメガネ部 26 の外面 26a は、HMD 13 を装着しやすいように一般的な頭部形状に合わせて湾曲しているものの、術者 Op の視線に対しては略垂直になるように概ね平坦な形状に形成されている。一方、メガネ部 26 の内面 26b は、術者 Op の視線に対して所定角度に傾斜した傾斜面となっている。さらに、このメガネ部 26 の内面 26b は、入射光を部分的に透過及び反射するいわゆるハーフミラーになっている。

【0026】

HMD 制御部 27 は、メガネ部 26 の上部にほぼ一体となって配置され、術者 Op が HMD 13 を装着したときに、術者 Op の額に当接される。この HMD 制御部 27 には、HMD 13 の動作を担う光学系やセンサ等の各素子が内蔵されており、これらの光学系や各素子によって、術者 Op の視野内に超音波画像等を表示したり、術者 Op の頭部の動きを検知する。また、HMD 制御部 27 は、柔軟性のある通信ケーブル 29 によってプロセッサ装置 16 に接続されており、前述の HMD 制御部 27 に内蔵された各素子の動作は、この通信ケーブル 29 を介してプロセッサ装置 16 から受信する制御信号に基づいて動作する。同様に、HMD 制御部 27 に内蔵された撮像素子等が出力する信号は、通信ケーブル 29 を介してプロセッサ装置 16 に送信される。

【0027】

図3に示すように、超音波プローブ 12 は、術者 Op が把持する把持部 31 と、超音波トランスデューサアレイ 32 が内蔵され、被検体 Pa の体表に当接される先端部 33 とからなり、通信ケーブル 34 によってプロセッサ装置 16 に接続される。超音波トランスデューサアレイ 32 は、超音波トランスデューサを2次元に配列したものであり、これらの各々の超音波トランスデューサによって超音波を発生させて被検体 Pa 内の走査エリアに向けて送信するとともに、各超音波トランスデューサで被検体 Pa からのエコーを受信する。

【0028】

また、超音波プローブ 12 には、穿刺針アダプタ 36 が付属されている。穿刺針アダプタ 36 は、穿刺針 37 (処置具) を挿抜自在に保持するとともに、超音波プローブ 12 に対して穿刺針 37 の刺入位置や刺入角度を固定するアダプタであり、超音波診断装置 11 を用いて穿刺を行う場合に先端部 33 に取り付けられる。なお、超音波プローブ 12 には、超音波プローブ 12 に対する穿刺針 37 の刺入位置及び刺入角度に応じて、複数種類の穿刺針アダプタ 36 が付属しており、穿刺する位置や腫瘍等の深さに応じて適宜選択して用いられる。

【0029】

図4に示すように、プロセッサ装置 16 は、送受信部 41、超音波画像生成部 42、表示制御部 43、姿勢計測部 46 等、システムバス 47 で接続された各部からなる。

【0030】

送受信部 41 は、パルサ及びレシーバからなる。パルサ及びレシーバは、超音波トランスデューサアレイ 32 を構成する超音波トランスデューサの個数分だけ設けられており、

10

20

30

40

50

送受信部 4 1 は、これらを用いて超音波プローブ 1 2 から超音波ビームを送信させたり、受信したエコーに応じて超音波プローブ 1 2 から出力される受信信号を受信する。例えば、送受信部 4 1 は、複数のパルサの中から、いくつかを選択して駆動する。また、このとき、送受信部 4 1 は、選択した全てのパルサを同時に駆動するのではなく、それぞれタイミングを遅延させながら選択したパルサを個々に駆動する。これにより、駆動されたパルサに対応する超音波トランスデューサからは超音波が発生するとともに、選択したパルサの駆動タイミングに応じた深さに収束する超音波ビームが送信される。また、送受信部 4 1 は、エコーを受信したときに各超音波トランスデューサから出力される受信信号を、各々対応したレシーバで受信し、これを増幅して A / D 変換し、デジタル化する。こうしてデジタル化された受信信号は、超音波画像生成部 4 2 に入力される。また、送受信部 4 1 による超音波ビームの送受信の制御は、後述する主制御部 5 1 によって行われる。例えば、主制御部 5 1 は、超音波画像生成部 4 2 で要求される超音波画像等に応じて、パルサやレシーバの駆動タイミング等を変更することにより、送信する超音波ビームの様態が変更される。

10

#### 【 0 0 3 1 】

超音波画像生成部 4 2 は、送受信部 4 1 から入力される受信信号に対して直交検波処理を施し、各受信信号を複素ベースバンド化し、走査エリアについての 3 次元データを生成する。また、超音波画像生成部 4 2 は、1 フレーム分の 3 次元データから、整相加算により受信フォーカス処理を施す等して、被検体内の様子を立体的に描出した 3 D 超音波画像や、超音波ビームを送受信した走査エリアの所定断面について 2 D 超音波画像（例えば、B モード画像）を生成する。例えば、超音波画像生成部 4 2 は、いわゆる 3 D 超音波プローブである超音波プローブ 1 2 が本体 1 4 に接続され、かつ、HMD 1 3 が可動状態であり、後述する姿勢センサ 5 4 から信号が出力されている場合に、2 D 超音波画像を生成する。また、後述する姿勢計測部 4 6 からの姿勢信号に基づいて、走査エリアのどの方向の断面について 2 D 超音波画像を生成するかを切り替える。一方、いわゆる 3 D 超音波プローブである超音波プローブ 1 2 が接続され可動状態であるときに、HMD 1 3 が接続されていない場合や電源が ON になっていない場合や HMD 1 3（を装着した術者頭部）の動きに応じた制御（以下、ヘッドトラッキングという）がオフに設定された等で、HMD 1 3 が非動作状態の場合、HMD 1 3 によるヘッドトラッキングの設定がオフの場合には超音波画像生成部 4 2 は 3 D 超音波画像を生成する。

20

30

#### 【 0 0 3 2 】

また、超音波画像生成部 4 2 は、走査エリアに対して方向が異なる複数の断面について 2 D 超音波画像を生成する。こうして 2 D 超音波画像を生成する断面の種類は予め設定され、超音波画像生成部 4 2 は、これらの断面の中から、後述するように術者 Op の頭部の動きに応じて要求された断面の 2 D 超音波画像を生成する。なお、こうして超音波画像生成部 4 2 が生成した超音波画像は、フレームメモリ 4 8 に一時的に記憶され、表示制御部 4 3 によって読み出される。

#### 【 0 0 3 3 】

表示制御部 4 3 は、フレームメモリ 4 8 から超音波画像生成部 4 2 で生成された超音波画像を読み出し、モニタ 1 7 及び HMD 1 3 に表示させる。このとき、表示制御部 4 3 は、被検者 Pa に関する情報や観察部位、日付や時刻、超音波診断装置 1 1 の設定の状態、送信する超音波の周波数やパワー、ROI を示す枠線、穿刺針の刺入をアシストするパイオプシーガイド、表示されている 2 D 超音波画像の走査エリアに対する断面方向等の種々の情報や、設定メニュー等を、超音波画像とともにモニタ 1 7 及び HMD 1 3 に表示する。このとき、表示制御部 4 3 は、こうした超音波画像等をモニタ 1 7 の全画面に表示させる。一方、表示制御部 4 3 は、上述の超音波画像等からなる擬似的なモニタ画面を、術者 Op の視野 5 7 内の部分的な領域（以下、ウィンドウという）に表示されるように、視野 5 7 内の位置座標やサイズを指定する。このように表示制御部 4 3 が指定するウィンドウの位置座標やサイズは、操作部 1 8 の操作によって予め定められる。

40

#### 【 0 0 3 4 】

50

姿勢計測部 46 は、後述する姿勢センサ 54 から入力される信号に基づいて、HMD 13 を装着した術者 Op の頭部の動きを検出し、これを姿勢信号として超音波画像生成部 42 に入力する。こうして姿勢計測部 46 が出力する姿勢信号は、例えば、術者頭部の回転方向及び回転角度を示す。超音波画像生成部 42 では、この姿勢信号に基づいて、術者頭部が予め定められた方向に所定角度以上回転した場合に、生成する 2D 超音波画像を変更する。また、姿勢信号に含まれる術者頭部の回転方向及び回転角度を計測する基準は、HMD 13 を装着した術者 Op が姿勢を調節した状態で操作部 18 からの設定入力することにより、任意に設定される。

#### 【0035】

主制御部 51 は、プロセッサ装置 16 の各部とシステムバス 47 を介して接続されており、これら各部の動作を統括的に制御する。ROM 52 には、超音波診断装置 11 の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶されており、主制御部 51 は、ROM 52 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリである RAM 53 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、主制御部 51 は、操作部 18 から操作入力信号が入力され、この入力信号に応じた動作を超音波診断装置 11 の各部に実行させる。さらに、超音波プローブ 12 や HMD 13 等の接続を検知するとともに、こうした超音波診断装置 11 の各部の接続状態や動作状態を必要箇所に通知する。例えば、主制御部 51 は、超音波プローブ 12 の接続を ID (識別信号) の入力によって検知し、また、HMD 13 の接続を姿勢センサ 54 (後述) からの信号入力によって検知し、これらの接続状態及び動作状態を超音波画像生成部 42 に通知する。

#### 【0036】

また、同じく図 4 に示すように、HMD 制御部 27 は、姿勢センサ 54 と投影部 56 とを備える。姿勢センサ 54 は、HMD 13 を装着した術者 Op の頭部の動きを検知するセンサであり、例えばジャイロセンサ等の角速度センサからなる。この姿勢センサ 54 は、HMD 13 を装着した術者 Op の頭部の動きに応じた信号 (例えば、角速度信号) を、姿勢計測部 46 に出力する。

#### 【0037】

投影部 56 は、液晶表示素子と投影光学系 (いずれも図示しない) から構成される。投影部 56 に備えられた液晶表示素子には、前述の表示制御部 43 によって、超音波画像や各種情報が前述のウィンドウに対応する範囲に表示される。投影光学系は、こうして液晶表示素子に表示されたウィンドウをメガネ部 26 の内面 26b に向けて投影する。このとき、液晶表示素子からの光は、結像されず、メガネ部 26 の内面 26b によって反射され、術者 Op の目に入射する。これにより、術者 Op は、超音波画像が表示されたウィンドウを視野 57 内に虚像として認識する。

#### 【0038】

図 5 に示すように、HMD 13 を装着した術者 Op は、HMD 13 を装着しない場合とほぼ同様の視野 57 を、メガネ部 26 を通して観察することができる。但し、HMD 13 を通して観察する視野 57 には、超音波画像等が表示されたウィンドウ 61 が所定位置に表示されるため、HMD 13 を介さない視野と比較すると、このウィンドウ 61 が表示される部分が欠損する。このため、HMD 13 を装着した術者 Op は、例えば、超音波プローブ 12 を把持した自らの手元 62 が視野 57 の左側に、ウィンドウ 61 が視野 57 の右側に位置する方向に顔を向ける。一方、こうした状態で超音波診断装置 11 を使用することで、術者 Op は、ほとんど視線を移動させずに、手元 62 と超音波画像 (ウィンドウ 61) をほぼ同時に観察することができる。なお、ウィンドウ 61 の表示位置やサイズは前述のように操作部 18 からの入力によって予め定められる。

#### 【0039】

図 6 に示すように、HMD 13 が視野 57 に表示するウィンドウ 61 は、例えば、タイトルバー 63 と、このタイトルバー 63 の下方に設けられた画像表示エリア 64 とからなる。

#### 【0040】

10

20

30

40

50

タイトルバー 63 は、術者 Op の ID や、被検者 Pa の氏名、観察部位等が表示される。また、タイトルバー 63 は、ウィンドウ 61 の表示位置の変更用に用いられる。HMD 13 からの視線入力によってウィンドウ 61 の表示位置を変更する場合、まず、術者 Op がタイトルバー 63 のほぼ同じ箇所を注視する。これを視線検出部 46 が検知すると、表示制御部 43 は、タイトルバー 63 の色を反転させるとともに、術者 Op の視線の移動に追従させてウィンドウ 61 の表示位置を移動させる。そして、術者 Op が再びタイトルバー 63 を注視すると、表示制御部 43 は、タイトルバー 63 の色をもとの色に戻して、ウィンドウ 61 の表示位置を固定する。

#### 【0041】

画像表示エリア 64 の中央から左側にかけて、超音波画像 66 が表示される。なお、ここでは画像表示エリア 64 に 2D 超音波画像（後述する C 画像）が表示される例を示しているが、こうして画像表示エリア 64 に表示される超音波画像 66 は、超音波画像生成部 42 が生成した各種超音波画像がリアルタイムに更新される。このため、超音波画像生成部 42 が、後述する C 画像，S 画像，A 画像等の 2D 超音波画像を生成した場合には、これらが画像表示エリア 64 に表示される。また、超音波画像生成部 42 が、3D 超音波画像を生成した場合には、画像表示エリア 64 には 3D 超音波画像が表示される。また、超音波画像 66 の左辺には、被検者 Pa 内の深さを示すスケールが表示される。さらに、超音波画像 66 の右側には、日付や時刻、超音波診断装置 11 の設定の状態、送信する超音波の周波数やパワーや表示されている 2D 超音波画像の走査エリアに対する断面方向等の各種情報 68 が表示される。

#### 【0042】

また、図 7 に示すように、超音波診断装置 11 は、2D 超音波画像を生成、表示する場合、超音波プローブ 12 を基準として方向が予め定められた 3 種類の 2D 超音波画像（C 画像 71，S 画像 72，A 画像 73）のうちいずれかを選択的に生成、表示する。図 7（A）に示すように、C 画像 71 は、立体的な走査エリア 74 の中でも、超音波トランスデューサアレイ 32 の短手方向（y 方向）に垂直なコロナル（Coronal）面 76（以下、C 面という）に沿った 2D 超音波画像である。また、C 面 76 は、走査エリア 74 の y 方向中央を通る面であり、前述の穿刺針アダプタ 36 を用いて穿刺針 37 を刺入する場合、穿刺針 37 はこの C 面 76 に沿って刺入される。したがって、C 画像 71 には、穿刺針 37 の陰影が線状に現れる。この C 画像 71 は、2D 超音波プローブを用いて超音波画像を生成、表示する場合の超音波画像に対応する。

#### 【0043】

図 7（B）に示すように、S 画像 72 は、走査エリア 74 の中でも、超音波トランスデューサアレイ 32 の長手方向（x 方向）に垂直なサジタル（Sagittal）面 77（以下、S 面という）に沿った 2D 超音波画像である。また、S 面 77 は、走査エリア 74 の x 方向中央を通る。このため、穿刺針アダプタ 36 を用いて穿刺針 37 を刺入する場合、穿刺針 37 がこの S 面 77 に到達すると、S 画像 72 には穿刺針 37 の陰影がほぼ点状に現れる。さらに、図 7（C）に示すように、A 画像 73 は、走査エリア 74 の中でも、超音波トランスデューサアレイ 32 の長手方向（x 方向）及び短手方向（y 方向）に平行な A（Axial）面 78（以下、A 面という）に沿った 2D 超音波画像である。また、A 面 78 は、走査エリア 74 の中でも被検体 Pa の深さ方向（z 方向）中央を通る面であり、穿刺針アダプタ 36 を用いて穿刺針 37 を刺入する場合、穿刺針 37 が A 面 78 に到達すると、A 画像 73 には穿刺針 37 の陰影がほぼ点状に現れる。

#### 【0044】

なお、コロナル（Coronal）面，サジタル（Sagittal）面，アキシヤル（Axial）面という語は、医療分野では通常、人体（被検体 Pa）を基準として定められるが、本明細書中ではこれらの用語を、上述のように超音波プローブ 12 を基準として定める。

#### 【0045】

同様に、図 7（A）～（C）に示すように、例えば走査エリア 74 のほぼ中央に腫瘍 79 がある場合、C 画像 71，S 画像 72，A 画像 73 にはそれぞれ腫瘍 79 が映し出され

10

20

30

40

50

るが、これらの各2D超音波画像71~73には同じ腫瘍79の異なる断面の像が映し出される。このため、術者Opは、HMD13を用いたヘッドトラッキング制御により、これらの3種類の2D超音波画像71~73を適宜切り替えてHMD13に表示させながら、穿刺針37の刺入経路や腫瘍79に対する刺入位置等を確認しながら穿刺を行う。

#### 【0046】

上述の超音波診断装置11は、以下のように動作する。まず、超音波診断装置11を用いて超音波画像66を観察しながら診断や穿刺等の施術を行う場合、術者Opは超音波プローブ12を本体14に接続する。このとき、HMD13は本体14に接続しないでおくか、HMD13を本体14に接続しても非動作状態にしておくか、またはヘッドトラッキングの設定をオフに設定しておく。このとき、主制御部51は、超音波プローブ12の接続及び可動状態であること、さらにHMD13が非動作状態またはヘッドトラッキング制御の設定がオフであることを超音波画像生成部42に通知するため、超音波画像生成部42は、超音波プローブ12で得られた3次元データに基づいて3D超音波画像を生成する。このため、術者Opは、超音波プローブ12を被検体Paの先端部33を被検部位に当接させ、被検部位が立体的に描出された3D超音波画像をモニタ17またはHMD13で観察しながら、被検部位内にある腫瘍の位置や個数等を把握する。その後、術者Opは、HMD13を可動状態にし、ヘッドトラッキングの設定をオンにする。また、3D超音波画像による観察によって把握した腫瘍の位置等に応じて、超音波プローブ12を当接させる位置を調節するとともに、施術の妨げにならない位置にウィンドウ61が表示されるように、術者Opは、手元62を見ながら自身の姿勢を調節する。そして、術者Opはこの姿勢を維持したまま、操作部18を操作して、施術時に基準となる術者Opの姿勢（以下、基準姿勢という）を設定する。このとき、姿勢計測部46は、この設定が行われたときにHMD13から入力された姿勢信号に基づいて、HMD13（HMD13を装着した術者頭部）の回転方向及び回転角度を計測する基準に設定する。

#### 【0047】

このように、事前の予備観察を終え、ヘッドトラッキングに関する設定を行うと、超音波プローブ12及びHMD13が可動状態であるため、超音波画像生成部42は超音波プローブ12で取得された3次元データに基づいて2D超音波画像を生成するようになる。このとき、図8(A)に示すように、術者Opが基準姿勢をとると、超音波画像生成部42はC画像71を生成する。このため、術者OpはC画像71を観察しながら、例えば穿刺針37を被験体Paに刺入する。また、術者Opが頭部を左右（水平）に回転させると、これに応じて姿勢計測部46は基準姿勢からのHMD13の回転方向及び回転角度を計測する。こうして姿勢計測部46で計測されたHMD13の回転方向が基準姿勢に対して左右いずれかであり、かつ、回転角度が $\pm 60$ 度以上の場合、超音波画像生成部42は、生成する2D超音波画像をC画像71からS画像72に切り替える。一方、HMD13の回転方向が基準姿勢に対して左右いずれかであっても、回転角度が60度未満の場合には、超音波画像生成部42はC画像71の生成を継続する。このため、穿刺針37の刺入経路等を確認するためにS画像72を観察する必要がある場合、術者Opは、自身の頭部を左右いずれかに $\pm 60$ 度以上回転させることで、S画像72を観察する。

#### 【0048】

一方、上述のように左右いずれかに向いてS画像72を観察した後、頭部を左右に回転し、姿勢を基準姿勢に近づけると、その回転角度に応じて超音波画像生成部42は、S画像72またはC画像71を生成する。まず、基準姿勢からの回転角度が、 $\pm 40$ 度以上の場合、超音波画像生成部42は、S画像72を生成する。また、基準姿勢からの回転角度が、 $\pm 40$ 度未満になると、超音波画像生成部42は、生成する2D超音波画像をS画像72からC画像71に切り替える。したがって、前述のようにC画像71からS画像72に表示を切り替えるときには、基準姿勢からHMD13を $\pm 60$ 度以上左右に回転させる必要があるが、ちょうどS画像72に切り替わる角度（ $\pm 60$ 度）から術者頭部が15度~20度程度ぶれても、S画像72の表示が継続される。また、基準姿勢からの角度が $\pm 40$ 度未満になると、超音波画像生成部42は生成する2D超音波画像をS画像72から

10

20

30

40

50

C画像71に切り替える。このため、HMD13に表示される2D超音波画像が、C画像71からS画像72に表示が切り替わるときに、術者Opの頭部がわずかにぶれた場合でも、C画像71とS画像72で頻繁に表示が切り替わったりせずに、術者Opが求める2D超音波画像を安定して表示させることができる。

【0049】

また、上述のようにHMD13を装着した術者Opが頭部を左右に回転させることにより、HMD13に表示する2D超音波画像がC画像71とS画像72とで相互に切り替わるが、図9に示すように、術者Opが頭部を上下に回転させた場合や術者Opが身を乗り出した場合、HMD13に表示される2D超音波画像は、C画像71とA画像73とで相互に切り替わる。図9(A)に示すように術者Opが基準姿勢で手元62を観察している場合には前述と同様、HMD13にはC画像71が表示される。この状態から、図9(B)に示すように、術者Opが頭部を鉛直下方向に回転させると、この回転角度が基準姿勢に対して60度以上の場合に、超音波画像生成部42は、生成する2D超音波画像をC画像71からA画像73に切り替える。一方、このようにA画像73を表示させた後、術者Opが頭部を鉛直上向きに回転させ、この回転角度が基準姿勢に対して40度以上の場合には、超音波画像生成部42はA画像73の生成を継続する。また、術者Opが頭部を鉛直上向きに回転させ、その回転角度が基準姿勢に対して40度未満になると、超音波画像生成部42は、生成する2D超音波画像をA画像73からC画像71に切り替える。したがって、HMD13に表示させるC画像71からA画像73に切り替えるときには、基準姿勢からHMD13を60度以上鉛直下向きに回転させる必要があるが、ちょうどA画像73に切り替わる角度(±60度)から術者頭部が15度~20度程度ぶれても、A画像73の表示が継続される。

【0050】

また、図9(C)に示すように、術者Opが身を乗り出し、手元62を視野57に入れながらも頭部を鉛直下向きに回転させた場合、その回転角度が60度以上であれば、超音波画像生成部42は生成する2D超音波画像をC画像71からA画像73に切り替える。また、こうして身を乗り出した姿勢から、再び元の基準姿勢に近づく方向に移動し、手元62を視野57に入れながら頭部が鉛直上向きに回転した場合、その回転角度が40度未満になると、超音波画像生成部42は、生成する2D超音波画像をA画像73からC画像71に切り替える。なお、図8及び図9で説明した切り替え以外の回転や移動がHMD13に生じた場合には、超音波がそう生成部42は、直前に生成していた2D超音波画像と同じものを生成し続ける。

【0051】

上述のように、超音波診断装置11は、3D超音波プローブ(超音波プローブ12)を用いて3次元データを取得するとともに、必要に応じてこの3次元データを取得した走査エリア74の複数の断面について選択的に2D超音波画像を生成し、表示する。また、こうした2D超音波画像を生成、表示するか否かは、HMD13の接続状態や動作状態、ヘッドトラッキングに関する設定等によって必要に応じて切り替え可能となっている。このため、3D超音波画像による観察が適切な施術前の広範囲な事前観察や、2D超音波画像による精査が求められる施術中等のワークフローで、各々に適した超音波画像を生成、表示させることができる。

【0052】

さらに、超音波診断装置11は、2D超音波画像を生成、表示するときに、この2D超音波画像の生成及び表示切り替えを、HMD13(を装着した術者Opの頭部)の回転方向及び回転角度に応じて切り替える。このため、術者Opは、HMD13を装着した状態で頭部を回転させるだけで、走査エリア74の所望の断面についての2D超音波画像を容易に観察することができ、超音波プローブ12と処置具によって両手がふさがった状態でも容易に所望の2D超音波画像を観察することができる。

【0053】

また、超音波診断装置11は、表示する2D超音波画像を、C画像71、S画像72、

10

20

30

40

50

A画像73の3種類の2D超音波画像から選択する。このため、表示する2D超音波画像を視線に追従させて滑らかに切り替える場合と比較すると、少なくとも術者Opが一定の範囲内の姿勢であれば、必ずしもその姿勢を固定する必要がないため、穿刺等の施術を行う際に、超音波プローブ12や術者Op(HMD13)の姿勢が多少ぶれたとしても、穿刺針37等の処置具を見失い難い。

【0054】

なお、上述の実施形態では、基準姿勢でC画像71を表示し、HMD13を装着した術者Opが頭部を左右(水平)に回転させた場合に、表示する2D超音波画像をC画像71とS画像72とで切り替え、術者Opが頭部を上下(鉛直)に回転させた場合に、表示する2D超音波画像をC画像71とA画像73とで切り替える例を説明したが、以下では、HMD13の水平回転と鉛直回転を組み合わせた場合の表示例を説明する。

【0055】

例えば、基準姿勢から遠ざかる方向にHMD13の姿勢を変化させる往路回転の場合、図10(A)に示すように、領域Iは水平(左右)方向の回転角度が $\pm 60$ 度未満、かつ、鉛直(上下)方向の回転角度が $60$ 度未満の領域であり、HMD13の姿勢がこの領域I内にあるときにはC画像71が表示される。また、領域II+及び領域II-は、水平方向の回転角度が $\pm 60$ 度以上、かつ、鉛直方向の回転角度が $60$ 度以上の領域であり、HMD13の姿勢がこの領域II+及び領域II-内にあるときにはS画像72が表示される。同様に、領域IIIは、水平方向の回転角度が $\pm 60$ 度未満、かつ、鉛直方向の回転角度が $60$ 度以上の領域であり、前述の通り、HMD13の姿勢がこの領域III内にある時にはA画像73が表示される。したがって、HMD13の姿勢がこれらの領域I、領域II±、領域III内にある時の動作は、上述の実施形態と同様である。一方、領域IV±は、水平方向の回転角が $\pm 60$ 度以上、かつ、鉛直方向の回転角が $60$ 度以上の領域である。HMD13の姿勢がこの領域IV±内にある場合、上述の実施形態の例では直前に表示していた2D超音波画像を継続して表示するが、図10(A)に示す通り、HMD13の姿勢が領域II±からこの領域IV±に変化したときにはA画像73を表示し、HMD13の姿勢が領域IIIからこの領域IV±に変化したときにはS画像72を表示するようにしても良い。例えば、領域II±から領域IV±にHMD13の姿勢を変化させた場合、術者OpはS画像72を観察している状態から、頭部を下げ、あるいは身を乗り出し、手元62を覗き込もうとしているので、上述の実施形態のようにS画像72の表示を継続するよりも、図10(A)のように、A画像73を表示する方がより感覚的にマッチした2D超音波画像を表示させることができる。こうしたことは、HMD13の姿勢を領域IIIから領域IV±に変化させた場合も同様である。

【0056】

また、図10(B)に示すように、基準姿勢に近づく方向にHMD13の姿勢を変化させる復路回転の場合、各領域I', II'±, III', IV'±は、各領域の水平方向における回転角度の境界が $\pm 40$ 度、鉛直方向における回転角度の境界が $40$ 度となっている以外は、前述と同様である。また、図10(B)に示す通り、前述とは逆に、HMD13の姿勢を、領域IV'±から領域III'または領域II'±内の姿勢に変化させたときには、各領域で定められた2D超音波画像を表示する。

【0057】

さらに、ここでは往路での領域IV±、及び復路での領域IV'±で表示する2D超音波画像として、S画像72及びA画像73を用いる例を説明したが、こうして往路の領域IV±、及び復路の領域IV'±で表示する2D超音波画像は、必ずしもC画像71、S画像72、A画像73から選択しなくても良い。例えば、図11(A)及び(B)に示すように、HMD13の姿勢が往路の領域IV±及び復路の領域IV'±内の姿勢となったときには、走査エリア74の対角方向に対応した対角画像81a、81bを超音波画像生成部42で生成し、これをHMD13に表示しても良い。特に、前述(図10)のように、領域IV±及び復路の領域IV'±で表示する対角画像は、より術者Opの感覚に合致するように、どの領域から変化してきたかを考慮して、前述の図10のように対角画像8

10

20

30

40

50

1 a , 8 1 b を組み合わせて用いても良い。こうして、対角画像 8 1 a , 8 1 b を生成、表示することで、術者 O p はより感覚的に所望の 2 D 超音波画像を観察することができる。

【 0 0 5 8 】

なお、上述の実施形態では、鉛直下向きを正として、H M D 1 3 を基準姿勢よりも下向きに回転させたときに、表示する 2 D 超音波画像を C 画像 7 1 から A 画像 7 3 に切り替える例を説明したが、これに限らず、基準姿勢よりも上向きに H M D 1 3 の姿勢を回転させたときにも、上述の実施形態等と対称になるような境界条件で、C 画像 7 1 と A 画像 7 3 とで表示を切り替えるようにしても良い。

【 0 0 5 9 】

なお、上述の実施形態では、H M D 1 3 に表示する超音波画像 6 6 は超音波画像生成部 4 2 によって生成された 2 D 超音波画像を表示する例を説明したが、こうして H M D 1 3 に表示する超音波画像 6 6 には、施術等に必要な情報を重畳したものであることが好ましい。例えば、穿刺針アダプタ 3 6 を用いることによって、被検体 P a に対する穿刺針 3 7 の刺入位置及び刺入角度は定まるので、例えば、図 1 2 に示すように、超音波画像 6 6 ( C 画像 7 1 ) 内に重畳して、穿刺針 3 7 の刺入方向を示すバイオブシーガイド 8 2 を表示することが好ましい。また、バイオブシーガイド 8 2 は、少なくとも C 画像 7 1 に表示することが好ましい。

【 0 0 6 0 】

なお、上述の実施形態では、穿刺等の施術時に H M D 1 3 に 2 D 超音波画像を表示する例を説明したが、これに限らず、図 1 3 に示すように、3 D 超音波画像 8 3 を表示しても良い。このように、2 D 超音波画像を表示するか、3 D 超音波画像 8 3 を表示するかを選択は、施術の種類や術者 O p の好みに応じて適宜設定変更できるようにしておくことが好ましい。また、3 D 超音波画像 8 3 を H M D 1 3 に表示する場合、上述の実施形態と同様に、H M D 1 3 を装着した術者 O p の姿勢に応じて、3 D 超音波画像 8 3 を表示する向きを変更することが好ましい。さらに、このような、H M D 1 3 の姿勢に応じた 3 D 超音波画像 8 3 を表示する向きの調節が不要な場合には、ヘッドトラッキング機能をオフに設定できるようにしておくことが好ましい。

【 0 0 6 1 】

なお、上述の実施形態では、超音波トランスデューサアレイ 3 2 が超音波トランスデューサを長方形に配列したものであり、走査エリア 7 4 が直方体状である例を説明したが、これに限らず、超音波トランスデューサが 2 次元に配列されていれば超音波トランスデューサ 1 2 として用いることができる。但し、超音波トランスデューサアレイ 3 2 が超音波トランスデューサを正方形に平面に配列したものである場合、走査エリア 7 4 に対して C 面 7 6 と S 面 7 7 の区別は、上述の実施形態のように超音波トランスデューサアレイ 3 2 の方向性だけでは定められないので、超音波プローブ 1 2 の外形等に応じて予め定めおくことが好ましい。また、上述の実施形態では、超音波トランスデューサアレイ 3 2 は超音波トランスデューサを平面に配列した例を説明したが、2 D 超音波プローブというコンベックス型のように、超音波トランスデューサを配列する平面は湾曲していても良い。

【 0 0 6 2 】

なお、上述の実施形態では、設定した姿勢を基準として、H M D 1 3 の姿勢が水平方向の回転角度  $\pm 6 0$  度未満及び鉛直方向の回転角度  $6 0$  度未満で C 画像 7 1 を表示し、水平方向の回転角度  $\pm 6 0$  度以上で S 画像 7 2 に表示を切り替え、鉛直方向の回転角度  $6 0$  度以上で A 画像 7 3 に表示を切り替える例を説明した。また、上述の実施形態では、S 画像 7 2 を表示している状態で、H M D 1 3 の水平方向の回転角度が  $\pm 4 0$  度未満になったときに C 画像 7 1 に表示を切り替え、A 画像 7 3 を表示している状態で、H M D 1 3 の鉛直方向の回転角度が  $4 0$  度未満になったときに C 画像 7 1 に表示を切り替える例を説明した。しかし、こうした 2 D 超音波画像の表示切り替えの境界となる H M D 1 3 の回転角度 ( 姿勢 ) は、上述の実施形態で説明した例に限らない。例えば、C 画像 7 1 と S 画像 7 2 と

10

20

30

40

50

の切り替えで水平方向にHMD 13を切り替える角度が往路で $\pm 60$ 度、復路で $\pm 40$ 度に設定されている例を説明したが、これらの角度は施術の種類や術者Opの好み等に応じて任意に設定できることが好ましい。C画像71とA画像73との切り替えで鉛直方向にHMD 13を切り替える角度についても同様である。また、例えば、上述の実施形態では、C画像71とS画像72との切り替えで水平方向にHMD 13を回転させる角度（往路 $\pm 60$ 度、復路 $\pm 40$ 度）と、C画像71とA画像73との切り替えで鉛直方向にHMD 13を回転させる角度（往路 $60$ 度、復路 $40$ 度）の大きさが共通であるが、施術の種類や術者Opのこの未踏に応じて、各々独立に、任意の角度に設定できることが好ましい。

#### 【0063】

さらに、上述の実施形態では、HMD 13の往路回転の場合に $\pm 60$ 度（ $60$ 度）、復路回転の場合に $\pm 40$ 度（ $40$ 度）でC画像71とS画像72（A画像73）との切り替え、往路回転と復路回転で表示する2D超音波画像を切り替える角度が異なる例を説明したが、2D超音波画像を切り替える角度はこの例に限らず、術者OpがよりHMD 13の回転動作に対して高感度な2D超音波画像の表示切り替えを望む場合には、HMD 13の往路回転と復路回転で同じ角度（例えば往路、復路とも $45$ 度）で2D超音波画像の表示を切り替えるようにしても良い。また、HMD 13の回転に対する2D超音波画像の表示切り替え精度は、術者Opの好み等によって任意に設定できるようにしておくことが好ましい。なお、穿刺等の施術を行う場合、通常はC画像71を観察し、S画像72やA画像73を穿刺針37の刺入経路の確認等のために補助的に用いることが多く、必ずしも2D超音波画像の頻繁で高感度な切り替えを要しない。こうした場合には、上述の実施形態の例のように、HMD 13の往路回転と復路回転とで2D超音波画像の表示を切り替える角度を異なる角度にし、かつ、往路でのC画像71の表示角度範囲（水平 $\pm 60$ 度、鉛直 $60$ 度）を復路でのC画像71の表示角度範囲（水平 $\pm 40$ 度、鉛直 $40$ 度）よりも大きくしておくことで、過度な表示切り替えによるちらつき等を抑えることが好ましい。また、上述の実施形態では、往路でのC画像71の表示角度範囲よりも復路のC画像71の表示角度範囲が大きい例を説明したが、逆に、往路でのC画像71の表示角度範囲が復路のC画像71の表示角度範囲を小さくしても良い。この場合、一度S画像72やA画像73を表示させると、S画像72やA画像73の表示が継続されやすくなり、術者Opは頭部を大きな角度に向け続けなくてもS画像72やA画像73を観察することができるようになり、S画像72やA画像73を観察することが多い施術等を行う場合に、術者Opの姿勢

#### 【0064】

なお、上述の実施形態では、HMD 13の回転方向及び回転角度に応じて生成、表示する2D超音波画像を切り替える例を説明したが、これに限らず、回転方向または回転角度のいずれか一方に応じて生成、表示する2D超音波画像を切り替えても良い。

#### 【0065】

なお、上述の実施形態では、超音波診断装置11を用いて穿刺を行う場合に、穿刺針アダプタ36を用いるいわゆるプローブガイド法の例を説明したが、これに限らず、穿刺針アダプタ36を用いずに、術者Opの手技のみで穿刺を行ういわゆるフリーハンド法の場合にも超音波診断装置11を好適に用いることができる。また、上述の実施形態では、主として超音波診断装置11を穿刺に用いる例を説明したが、麻酔や各種手術等にも超音波診断装置11を好適に用いることができる。

#### 【0066】

なお、上述の実施形態では、2D超音波画像としてC画像71、S画像72、A画像73の3種類のうちいずれかを生成、表示する例を説明したが、これに限らない。例えば、上述の実施形態では、C画像71は走査エリア74の中央を通る断面について2D超音波画像であるが、こうした超音波画像生成部42で生成する2D超音波画像は、必ずしも走査エリア74の中央を通る断面についてのものでなくても良い。したがって、C画像71は走査エリア74のy方向に垂直な断面であれば良く、走査エリア74のy方向に対して任意の位置の断面についての2D超音波画像を生成するようにしても良い。これは、S画

10

20

30

40

50

像 7 2 や A 画像 7 3 についても同様である。また、例えば、走査エリア 7 4 に対する方向性も C 画像 7 1 , S 画像 7 2 , A 画像 7 3 のうちのいずれかの方向と平行である必要はなく、HMD 1 3 の水平回転や鉛直回転に対応して、対角画像 8 1 a , 8 1 b のように、走査エリア 7 4 に対して任意の角度や向き of 断面についての 2 D 超音波画像を生成するようにしても良い。さらに、こうした 2 D 超音波画像を生成する走査エリア 7 4 の断面方向は、被検部位に対する超音波プローブ 1 2 の当接させやすさや術者 Op の好み等に応じて任意に設定できるようにしておくことが好ましい。

【 0 0 6 7 】

なお、上述の実施形態では、実際の視野 5 7 にウィンドウ 6 1 を投影するいわゆる透過型の HMD 1 3 の例を説明したが、これに限らず、非透過型の HMD も超音波画像診断装置 1 1 に好適に用いることができる。非透過型の HMD を用いる場合、術者 Op の視線の方向に合わせて、術者 Op の視野 5 7 を撮影した画像に、超音波画像 6 6 等を表示したウィンドウ 6 1 を重畳して HMD に表示すれば良い。

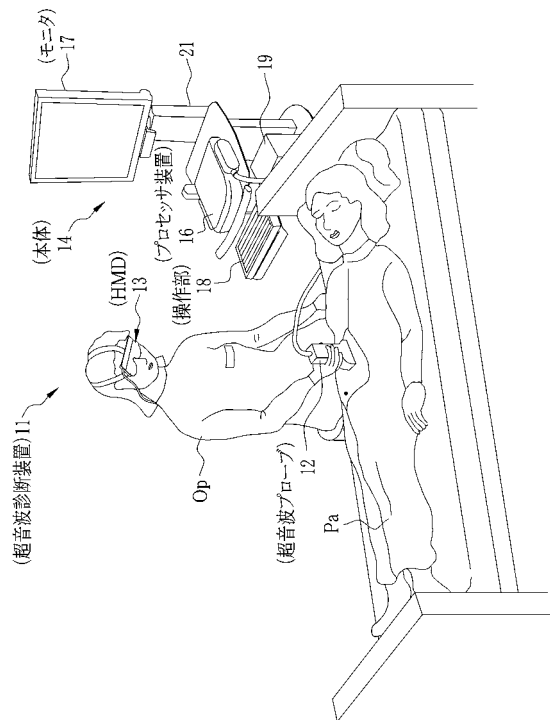
【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

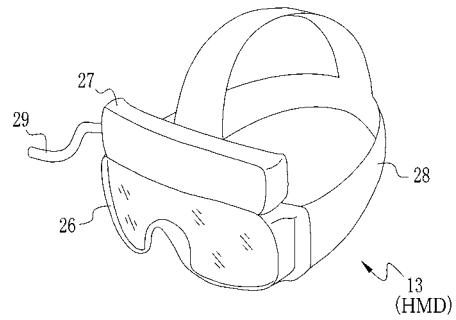
1 1	超音波診断装置	
1 2	超音波プローブ	
1 3	ヘッドマウントディスプレイ ( HMD )	
1 4	本体	
1 6	プロセッサ装置	20
1 7	モニタ	
1 8	操作部	
2 6	メガネ部	
2 7	HMD 制御部	
2 8	固定バンド	
2 9 , 3 4	通信ケーブル	
3 1	把持部	
3 2	超音波トランスデューサアレイ	
3 3	先端部	
3 6	穿刺針アダプタ	30
3 7	穿刺針	
4 1	送受信部	
4 2	超音波画像生成部	
4 3	表示制御部	
4 4	穿刺針検出部	
4 6	姿勢計測部	
4 7	システムバス	
4 8	フレームメモリ	
4 9	D S P	
5 1	主制御部	40
5 4	姿勢センサ	
5 6	投影部	
5 7	視野	
6 1	ウィンドウ	
6 2	手元	
6 3	タイトルバー	
6 4	画像表示エリア	
6 6	超音波画像	
7 1	C 画像	
7 2	S 画像	50

- 7 3 A 画像
- 7 4 走査エリア
- 7 6 コロナル面
- 7 7 サジタル面
- 7 8 アキシャル面
- 7 9 腫瘍
- 8 1 a , 8 1 b 対角画像
- 8 2 バイオプシーガイド
- 8 3 3 D 超音波画像

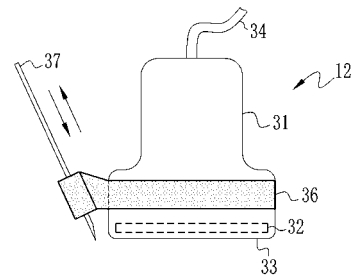
【 図 1 】



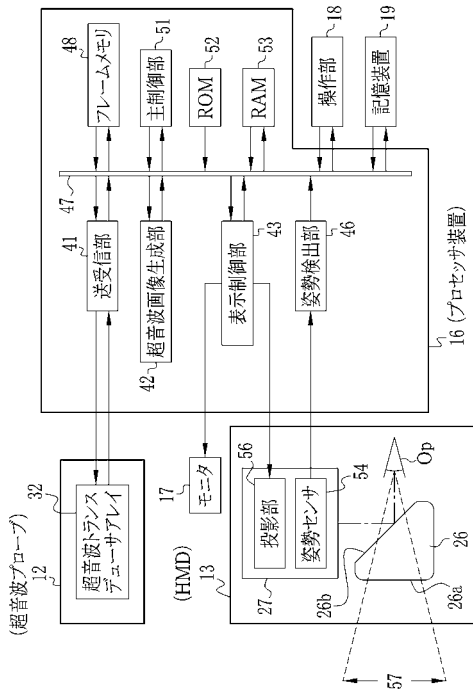
【 図 2 】



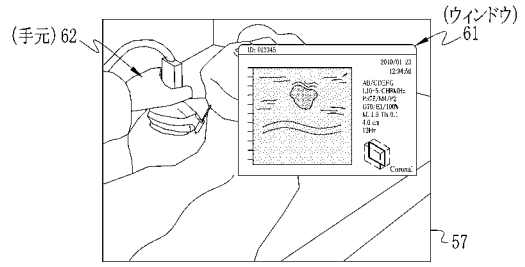
【 図 3 】



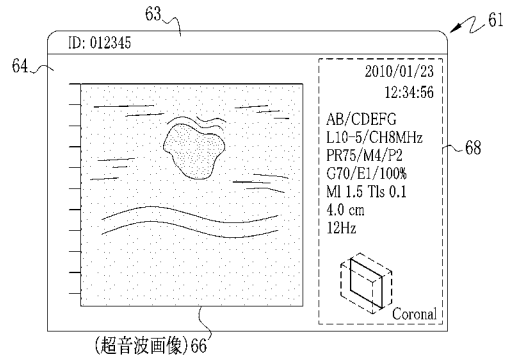
【図4】



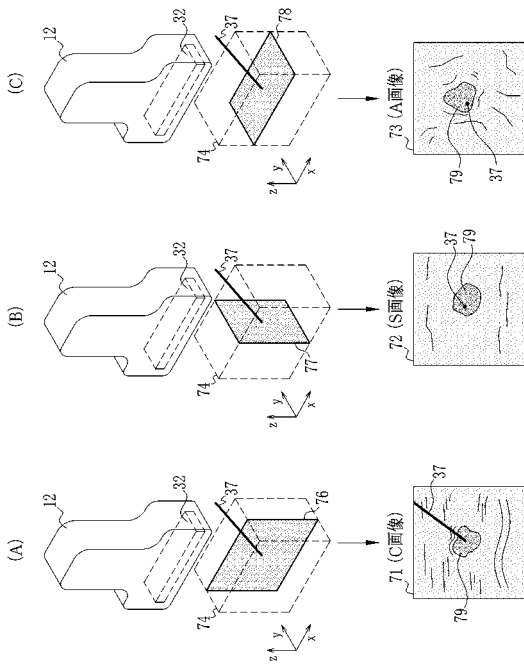
【図5】



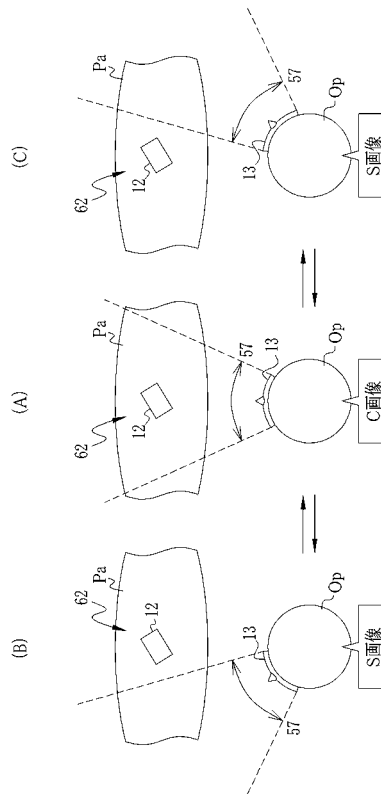
【図6】



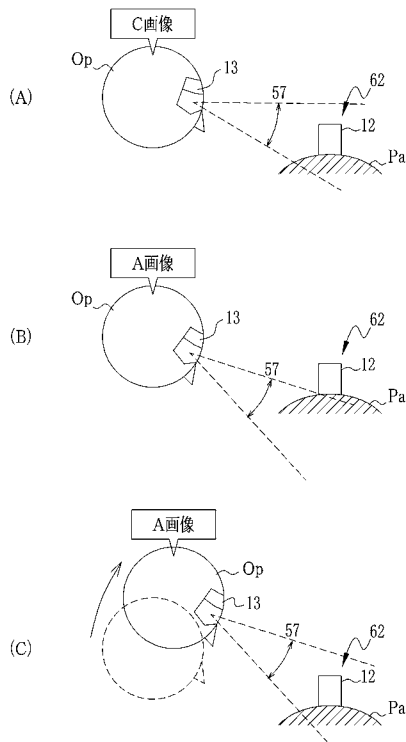
【図7】



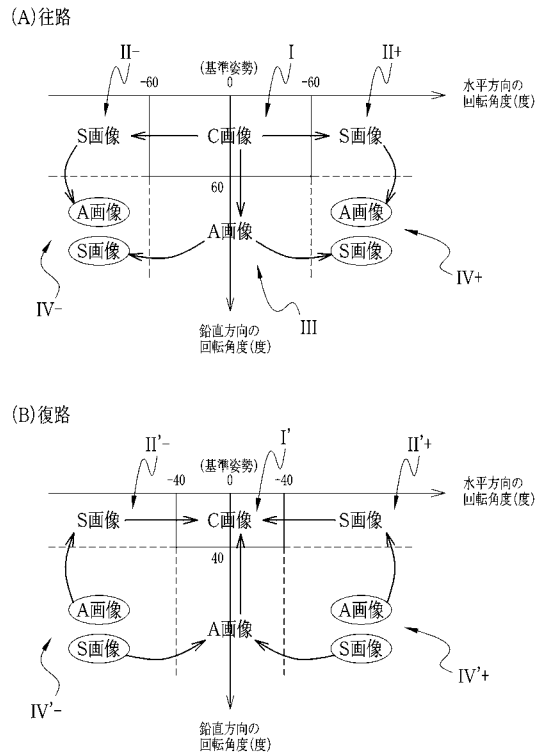
【図8】



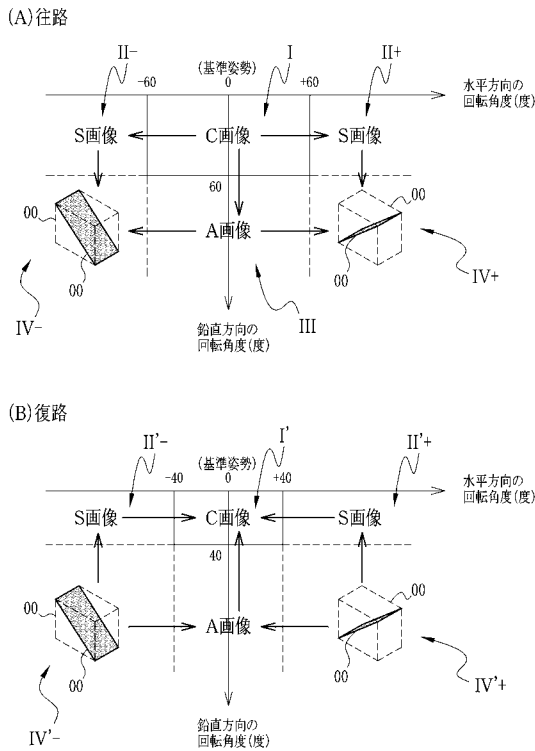
【図9】



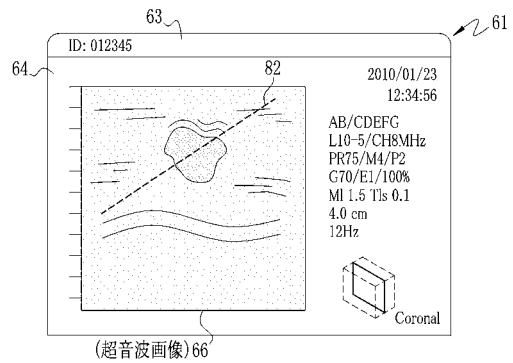
【図10】



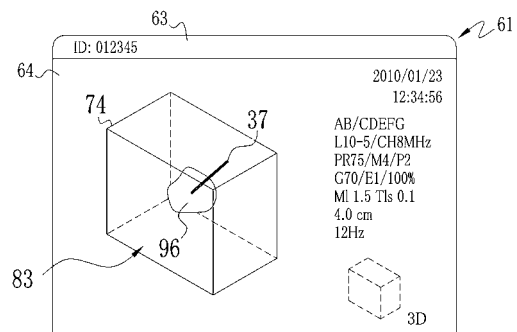
【図11】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 7 - 2 3 1 8 9 4 ( J P , A )  
特開平 8 - 2 8 9 1 7 9 ( J P , A )  
特開平 9 - 8 4 0 0 0 ( J P , A )  
特開平 9 - 1 7 9 0 6 2 ( J P , A )  
特開平 9 - 2 7 6 2 7 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 8 - 3 3 8 9 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 8 - 7 3 3 0 4 ( J P , A )  
特開 2 0 1 0 - 1 2 0 1 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5394299B2</a>	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2010077167	申请日	2010-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田代りか 西野智弘 田辺剛		
发明人	田代りか 西野智弘 田辺剛		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/462 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE11 4C601/FF04 4C601/GB06 4C601/JB23 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK27 4C601/KK29 4C601/KK31 4C601/KK35 4C601/KK38 4C601/KK41		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2011206281A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声诊断设备具有超声探头，超声图像产生部分，头戴式显示器（HMD）和方位测量部分。超声波探头具有二维布置的超声波换能器。超声图像生成部分生成表示患者体内的三维区域的横截面的2D超声图像。HMD具有用于输出与HMD的运动相对应的信号的方位传感器和用于在操作者Op的视野内投影图像等的投影仪。方位测量部分测量操作者Op的头部（HMD）的旋转方向和旋转角度。预先设定生成2D图像的患者的三维区域的多个横截面，并且根据HMD的旋转方向和旋转角度切换所生成的2D超声图像。

