

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6309240号
(P6309240)

(45) 発行日 平成30年4月11日 (2018. 4. 11)

(24) 登録日 平成30年3月23日 (2018. 3. 23)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/14 (2006. 01)	A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12

請求項の数 4 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-221360 (P2013-221360)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年10月24日 (2013. 10. 24)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-100557 (P2014-100557A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成26年6月5日 (2014. 6. 5)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成28年10月17日 (2016. 10. 17)		特許業務法人三澤特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-236666 (P2012-236666)	(72) 発明者	小作 秀樹
(32) 優先日	平成24年10月26日 (2012. 10. 26)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	四方 浩之
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	尾名 康裕
			栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

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プローブと、

前記超音波プローブに直接的あるいは間接的に設けられた、穿刺針を穿刺対象部位へ誘導される角度を所定範囲内で許容するよう規制するための壁部を有するガイド機構と、

前記超音波プローブで受信したエコー信号から超音波画像を生成する画像処理部と、

前記超音波画像を表示する表示部と、

前記ガイド機構の形状を模したマーカを、前記表示部に表示された前記超音波画像の上部に出力するマーカ出力部と、

を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記マーカ出力部は、前記超音波プローブと前記超音波画像との位置関係から、前記ガイド機構の位置に対応する前記マーカの出力位置を特定し、特定した出力位置に前記マーカを出力する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ガイド機構の形状及び位置を含むガイド機構情報を記憶する記憶部と、

前記記憶部が記憶している前記ガイド機構情報の中から、使用する前記ガイド機構に対応する前記ガイド機構情報を選択する選択部と、

前記選択部が選択したガイド機構情報に基づき前記マーカを作成するマーカ作成部と、

を備えた請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記ガイド機構の少なくとも大半が被検体内に挿入された状態の超音波プローブにより受信されたエコー信号から超音波画像を生成する請求項 1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から被検体内に超音波パルスを照射する。そして、超音波診断装置は、被検体内で生じた反射波を圧電振動子で受信して各種処理を行なう。その結果、被検体内の断層画像や血流情報等の生体情報が得られる。

【0003】

この超音波診断装置を用いた治療法の 1 つに、超音波穿刺術と呼ばれるものがある。超音波穿刺術では、被検体の治療対象部位に対する超音波診断画像が参照され、オペレータにより、注射針などの穿刺針が被検体に刺入され、薬物の投与や、内容物の吸引・排出等が行われる。

【0004】

上記のような超音波穿刺術で使用される超音波診断装置の超音波プローブ部分には、穿刺針を穿刺対象部位へ誘導するためのガイド機構が設けられているものがある。オペレータは、ガイド機構を介して、安定的に穿刺対象部位に穿刺針を刺入することができる。なお、ガイド機構にはさまざまな種類があり、一例において超音波プローブに直接設けられる。また他の例におけるガイド機構はアタッチメントを介して間接的に設けられる。

【0005】

また穿刺針を被検体に刺入する際のオペレータの指標として、従来、ガイド機構の種類に応じて刺入の方向を示す直線経路（刺入経路）を超音波画像に重ねて表示していた。

【0006】

しかし、オペレータが生体組織の変位を見ながら穿刺針の刺入を行う場合、刺入経路が超音波画像に重ねて表示されると、生体組織の視認性が低下するおそれがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特許第 3 4 7 2 6 0 3 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明が解決しようとする課題は、穿刺針の刺入において、超音波画像の視認性を損なうことを防止することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、ガイド機構と、画像処理部と、表示部とを備える。画像処理部は、超音波プローブにより受信されたエコー信号に基づいて超音波画像を生成する。ガイド機構は、穿刺針を穿刺対象部位へ誘導される角度を所定範囲内で許容するよう規制するための壁部を有する。表示部は、超音波画像及びその上部にガイド機構の形状を模したマーカを、表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】実施例 1 における超音波穿刺術式のモデル図。

10

20

30

40

50

【図 2】実施例 1 におけるシステム図。

【図 3】実施例 1 における超音波プローブ側面図。

【図 4】実施例 1 における超音波画像及びガイド機構マークの表示図。

【図 5】実施例 1 におけるフロー図。

【図 6】実施例 1 における穿刺針の刺入限界角度の概略図 1。

【図 7】実施例 1 における超音波画像及び穿刺針刺入範囲の表示図。

【図 8】実施例 1 における穿刺針の刺入限界角度の概略図 2。

【図 9】実施例 2 における、超音波プローブ平面図。

【図 10A】実施例 2 における超音波プローブ側面図。

【図 10B】実施例 2 における超音波プローブ側面図。

【図 11A】実施例 2 における超音波画像及びガイド機構マークの概略図。

【図 11B】実施例 2 における超音波画像及びガイド機構マークの概略図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0012】

(実施例 1)

図 1 は、超音波穿刺術式のモデル図である。図 1 に示すように、オペレータは、超音波プローブ 1 を被検接触面 20 に押し当てる。また、オペレータは、穿刺対象部位 21 に対して、ガイド機構 11 の壁部 31 に沿って穿刺針 22 を刺入する。なお、図 1 では、ガイド機構 11 の形状が溝状であるが、ガイド機構 11 はこれに限られない。例えばその形状は穴状でも良い。

【0013】

また、本実施例における超音波プローブ 1 は、一例として腹腔鏡を用いた手術において体腔内に挿入して超音波診断を行うことができる体腔内プローブについて記載する。ただし、本実施例は体腔内プローブに限定されず、他のプローブに適用することが可能である。

また、腹腔鏡を用いた手術においてラジオ波焼灼術 (radiofrequency ablation: RFA) 等の穿刺術が行われる場合がある。手術では、オペレータが腹腔内に体腔内プローブ (超音波プローブ 1) を挿入し、さらに内視鏡を別の位置から挿入する。さらにオペレータは、体腔内プローブに直接的または間接的に設けられた穿刺針のガイド機構 11 により穿刺針がガイドされた状態で穿刺針 22 を腫瘍等の穿刺対象部位 21 に向かって刺入する。

このときオペレータは、内視鏡により、腹腔に挿入された体腔内プローブの像を参照しながら刺入する。オペレータにより穿刺針が被検体の体外にあるガイド機構にガイドされて刺入される場合と異なり、オペレータは、内視鏡による像を参照することによって穿刺針 22 を視認する。したがって、この場合は穿刺針 22 の視認性が低下しやすい。オペレータが穿刺針 22 を直接見る場合より、内視鏡等の像を介して穿刺針 22 を参照する場合の方が、例えば穿刺針 22 の刺入方向等の把握は難しい。この点、本実施例のように、超音波画像とともに穿刺針 22 のガイド範囲を示すことができれば、腹腔鏡を用いた手術において穿刺針の行き先の把握を容易にすることができる。

なお RFA において、オペレータは超音波画像を観察しながら、穿刺針を体腔内の対象部位 (腫瘍の中心等) に穿刺する。さらに穿刺針に電流を流して穿刺針の周囲に熱を発生させ、焼灼して腫瘍を壊死させる。

【0014】

図 2 は、実施例 1 における超音波診断装置のブロック図である。本超音波診断装置は、超音波プローブ 1、送受信部 2、B モード処理部 3、画像処理部 4、ガイド機構データベース 5、ガイド機構マーク設定部 6、表示部 7、操作部 8、システム制御部 9 を備える。

【0015】

超音波プローブ 1 は、穿刺針を誘導するためのガイド機構 11 を有する。また、超音波プローブ 1 は、ガイド機構 11 を設けた図示しないアタッチメントを装着できる構成であ

10

20

30

40

50

っても良い。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 は、多数配列された振動子、整合層、バックング材を有する。振動子は、送受信部 2 からの信号（駆動パルス）に基づき超音波を発生する。さらに振動子は被検体からの反射波を電気信号（エコー信号）に変換する。整合層は、振動子と被検体の間で音響インピーダンスを整合させる。バックング材は、超音波の照射方向と反対側（後方）に放射される超音波を吸収し、各振動子の余分な振動を抑える。

【 0 0 1 7 】

送受信部 2 は、送信部 1 3 と受信部 1 4 を有する。

【 0 0 1 8 】

送信部 1 3 は、システム制御部 9 からの指示に従って、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信部 1 3 は、超音波ビームの指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与え、駆動パルスを生成する。送信部 1 3 は、駆動パルスを各振動子に印加する。

【 0 0 1 9 】

受信部 1 4 は、各振動子からのエコー信号を増幅する。また、受信部 1 4 は、増幅した各振動子からのエコー信号を足し合わせ、超音波エコー信号を作成する。

【 0 0 2 0 】

B モード処理部 3 は、受信部 1 4 から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応した B モード信号を生成する。

【 0 0 2 1 】

画像処理部 4 は、画像生成部、計測処理部、データ保管部を有する。

【 0 0 2 2 】

画像生成部は、B モード信号の所定断面に係る二次元分布を用いて、B モードによる二次元超音波画像を生成する。また画像生成部は、所定領域に関する三次元分布を用いて、擬似三次元超音波画像を生成する。また、画像生成部は、ボリュームデータを用いて、所望の基準断面に対応する M P R (Multi Planar Reconstruction) 位置を設定し、当該 M P R 位置に対応する M P R 画像を生成する。

【 0 0 2 3 】

計測処理部は、生成した画像やボリュームデータを用いて臓器の内径や容積等を計測する。また、計測処理部は、計測結果に基づいて、臓器の内径や容積等の画像付帯情報を生成する。

【 0 0 2 4 】

データ保管部は、画像生成部により生成された画像、及び計測処理部により生成された画像付帯情報を保管する。

【 0 0 2 5 】

画像処理部 4 は、システム制御部 9 からの指示に従って、画像あるいは画像付帯情報を表示部 7 に送信する。

【 0 0 2 6 】

表示部 7 は、例えば図示しない表示制御部により表示され、画像処理部 4 から送られてきた画像や画像付帯情報を表示する。また、表示制御部に制御され、表示部 7 は、オペレータの操作に必要な所定の操作画面を表示する。

【 0 0 2 7 】

操作部 8 は、オペレータからの各種指示を行うための操作手段（マウスやトラックボール、キーボードなど）を有する。操作部 8 は、システム制御部 9 を介して、送受信部 2 及び画像処理部 4 へ指示を送る。

【 0 0 2 8 】

本実施例において、超音波プローブ 1 及び図示しないアタッチメントは、各々の種類を特定するための I D を有する。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

ガイド機構データベース５は、当該ＩＤに対して一意的に決まるガイド機構１１の形状情報及び位置情報を予め記憶している。なお、形状情報とは、ガイド機構の形状を表す情報である。位置情報は、例えば図３に示すような、超音波プローブ１におけるガイド機構１１の位置を示す座標情報とすることができる。また、ガイド機構１１が設けられたアタッチメントを超音波プローブ１に取り付ける構成の場合、位置情報を、アタッチメントにおけるガイド機構１１の位置を示す座標情報として構成することができる。ガイド機構データベース５は、「記憶部」の一例に該当する。

【００３０】

図３を参照して座標情報の一例について説明する。図３は、超音波プローブ１の側面図である。図３に示すように超音波プローブ１には、所定の長さ L_1 を有する超音波送受波部１０が設けられる。超音波送受波部１０は、超音波プローブ１により超音波を送受信するときの、超音波プローブ１における被検接触面２０と向かい合う部分である。なお図３の例において、 x 軸は超音波送受波部１０の長手方向に対応する。また y 軸は被検接触面２０に対する垂直方向に対応する。また図３において、原点 O は、超音波送受波部１０の長手方向の端部に対応する。また、超音波プローブ１により超音波を送受信するとき、 x 軸は、被検接触面２０に接し、または被検接触面２０に沿った位置にあるものとする。また、図３において、 x 軸とガイド機構１１の下端との距離を h とする。「下端」とは、超音波プローブ１により超音波を送受信するときの、ガイド機構１１における被検接触面２０側の端部である。また、ガイド機構１１の下端部中央の座標を x_1 とする。

【００３１】

なお、このような座標の設定は、あくまで一例であり、ガイド機構１１の位置を正確に表すことができるならば、どのような設定を用いても良い。

【００３２】

ガイド機構マーク設定部６は、ガイド機構データベース５からガイド機構１１の形状情報及び位置情報を読み出す。ガイド機構マーク設定部６は、当該形状情報に基づいて、ガイド機構１１の形状を模したガイド機構マーク１８を作成する。ガイド機構マーク設定部６は、作成したガイド機構マーク１８のデータ及び当該位置情報を、表示部７へ送信する。なお、本実施例は、上記構成に限られない。例えば、形状情報がガイド機構１１の形状を模したガイド機構マーク１８そのものであれば、ガイド機構マーク設定部６は、ガイド機構マーク１８を作成しない。

なお、ガイド機構マーク設定部６は「表示制御部」の一例に該当する。ガイド機構マーク設定部６は、「マーカ出力部」、「選択部」または「マーカ作成部」の一例に該当する。ガイド機構データベース５に記憶される情報は、「ガイド機構情報」の一例に該当する。ガイド機構マーク設定部６と表示部７との組み合わせは、「マーカ出力部」の一例に該当する。

【００３３】

表示部７は、当該位置情報に基づいて、ガイド機構マーク１８と超音波画像１９とを表示する。表示部は、例えば図示しない表示制御部により制御されて表示を行う構成であってもよい。ガイド機構マーク１８の表示位置は、例えば図４に示すように、図３で設定した座標を反映することで定まる。

【００３４】

図４は、表示部７に表示された、ガイド機構マーク１８と超音波画像１９の配置を表す画面を示す。この画面は、図示しない表示制御部により表示される構成であってもよい。図３における原点 O と図４における原点 O とは対応する。図４に示す超音波診断の範囲 L_2 は、図３における超音波送受波部１０の長手方向の長さ L_1 を、 L_2/L_1 倍に拡大あるいは縮小した範囲に対応する。図４における超音波画像１９上部の境界線（ X 軸）とガイド機構マーク１８の下端部との距離を H とする。 H は、図３における h を L_2/L_1 倍に拡大あるいは縮小した距離に対応する。またガイド機構マーク１８の下端部中央の X 座標を X_1 とする。「下端」とは、超音波プローブ１により超音波を送受信するときの、ガイド機構１１における被検接触面２０側の端部である。 X_1 は、 x_1 を L_2/L_1 倍に拡

大あるいは縮小した座標である。なお、このような座標の設定は、あくまで一例であり、実際のガイド機構 11 の位置を正確に反映できるのであれば、どのような設定を用いても良い。

【0035】

図 5 は、本実施例におけるフローを示している。

【0036】

S1において、ガイド機構マーク設定部 6 は、使用する超音波プローブ 1、あるいは、アタッチメントの ID を読み取る。ID を読み取るタイミングは、超音波プローブ 1 あるいはアタッチメントの装着時か、あるいはオペレータの任意のタイミングである。オペレータの任意のタイミングで ID を読み取る場合、オペレータは、操作部 8 を介して、ガイド機構マーク設定部 6 により超音波プローブ 1 あるいはアタッチメントの ID を読み取る指示操作を行う。

10

【0037】

S2において、ガイド機構マーク設定部 6 は、自身が読み取った ID に対応する形状情報及び位置情報を、ガイド機構データベース 5 から読み出す。

【0038】

S3において、ガイド機構マーク設定部 6 は、ガイド機構データベース 5 から読出した形状情報を基に、ガイド機構マーク 18 を作成する。

【0039】

S4において、オペレータは、超音波診断を開始する。

20

【0040】

S5において、オペレータは、ガイド機構マーク 18 を、表示部 7 に出力するか否かを選択する。

【0041】

オペレータが、ガイド機構マーク 18 を表示部 7 に出力すると選択した場合、ガイド機構マーク設定部 6 は、ガイド機構マーク 18 及び当該位置情報を、表示部 7 へ送信する。表示部 7 は、ガイド機構マーク設定部 6 から送られてきたガイド機構マーク 18 を、当該位置情報に基づいて設定した表示位置に表示する (S6)。

【0042】

一方、オペレータがガイド機構マーク 18 を表示部 7 に出力しないと選択した場合、ガイド機構マーク設定部 6 は、ガイド機構マーク 18 のデータ及び当該位置情報を、表示部 7 へ送信しない。したがって、表示部 7 は、超音波画像 19 のみを表示する (S7)。

30

【0043】

S8において、超音波診断を終了する。

【0044】

なお、オペレータは、穿刺針 22 の刺入を S4 ~ S8 の間の任意のタイミングで行う。

【0045】

オペレータは穿刺針 22 の刺入を行う際、ガイド機構 11 の壁部 31 に沿って穿刺針 22 を刺入する。そのため、被検接触面 20 に対する壁部 31 の傾きをオペレータが把握することが、刺入角度や刺入位置の精度に大きく影響する。この点、本実施例は、ガイド機構 11 の形状を模したガイド機構マーク 18 を表示部 7 に表示させる。その結果、オペレータは、壁部 31 の傾きを容易に認識することができる。

40

【0046】

以上の結果、オペレータは、超音波画像 19 の視認性を損なうことなく穿刺針 22 を刺入する方向を認識できるようになる。したがって、スムーズな超音波穿刺術式を行うことが可能になる。

【0047】

なお、オペレータの任意の操作に基づいて、ガイド機構マーク 18 の表示 / 非表示が切り替わるような構成でも良い。

【0048】

50

本実施例の変形例の一つとして、図示しない表示制御部がガイド機構マーク 18 の表示に加え、ガイド機構マーク 18 の形状に基づく刺入角度の限界を超音波画像 19 に表示させることができる。

【0049】

図 6 は、オペレータがガイド機構 11 の壁部 31 に沿って、尚且つ、壁部 31 と平行に穿刺針 22 を刺入している場合の超音波プローブ 1 の側面図である。図 6 の座標については、図 3 と同様に、原点 O は、超音波送受波部 10 の端部に対応する。また、x 軸は、超音波送受波部 10 の長手方向に対応する。また、y 軸は、被検接触面 20 に対する垂直方向に対応する。また以下では、x 軸は被検接触面 20 に沿った位置にあるものとして説明する。また、超音波送受波部 10 の長手方向の長さを L_1 、x 軸とガイド機構 11 の下端との距離を h とする。図 6 においては、1 種類のガイド機構 11 が設けられている場合を想定しており、ガイド機構 11 の下端部中央の座標を x_1 とする。

10

【0050】

ここで、ガイド機構 11 の壁部 31 は、 x_1 を通って y 軸と平行な直線に対して、図右方向に θ_1 、図左方向に θ_2 傾いている。したがって、オペレータは、壁部 31 に沿って、尚且つ、壁部 31 と平行に穿刺針 22 を刺入する場合、図 6 のように、 x_1 を通って y 軸と平行な直線に対して、穿刺針 22 を、図右方向に θ_1 、図左方向に θ_2 傾けることになる。

【0051】

図 7 は、図 4 と同様に、表示部 7 に表示された、ガイド機構マーク 18 と超音波画像 19 の配置を表す画面の一例である。この画面は、図示しない表示制御部により表示される構成であってもよい。図 7 における原点 O は、図 6 における原点 O に対応する。超音波診断の範囲 L_2 は、図 6 における超音波送受波部 10 の長手方向の長さ L_1 を、ある倍率 (L_2 / L_1 倍) で拡大あるいは縮小した範囲に対応する。図 6 における超音波画像 19 の上部境界 (X 軸) とガイド機構マーク 18 の下端部との距離を H とする。 H は、図 6 における h を L_2 / L_1 倍に拡大あるいは縮小した距離に対応する。ガイド機構マーク 18 の下端部中央の X 座標を X_1 とする。 X_1 は、 x_1 を L_2 / L_1 倍に拡大あるいは縮小した座標である。なお、このような座標の設定は、あくまで一例であり、実際のガイド機構 11 の位置を正確に反映できるのであれば、どのような設定を用いても良い。表示制御部は、「領域示唆部」または「境界線作成部」の一例に該当する。

20

30

【0052】

一方、図 7 における超音波画像 19 は、図 4 における超音波画像 19 と異なり、2 本の破線 a を有している。この 2 本の破線 a は、 X_1 を通って Y 軸と平行な直線に対して θ_1 及び θ_2 傾いており、これらは、図 6 における穿刺針 22 に、それぞれ対応する。この 2 本の破線 a、a に挟まれた範囲は、超音波画像 19 において、穿刺針 22 を示す像が現れ得る範囲である。以下では、この範囲を穿刺針刺入範囲 23 と記載する。穿刺針刺入範囲 23 は、「領域」の一例に該当する。

【0053】

例えば表示制御部により、超音波画像にこのような 2 本の破線 a、a によって穿刺針刺入範囲 23 を示す制御が行われる。その結果、超音波画像 19 における穿刺対象部位 21 の視認性が損なわれることなく、穿刺針 22 の像が超音波画像 19 に現れる範囲を一見して判断可能である。したがって、本実施例により、診断の簡略化や診断時間の短縮化が可能である。

40

【0054】

更に、ガイド機構マーク 18 と同様に、オペレータの任意で穿刺針刺入範囲 23 の表示と非表示とを切り替える構成とすることができる。また、超音波画像 19 において、穿刺針刺入範囲 23 以外の部分の色を変えて表示する構成とすることができる。このような構成により、穿刺針刺入範囲 23 の視認性を損なわずに、穿刺針刺入範囲 23 を強調することができる。

【0055】

50

なお、穿刺針 2 2 の幅が、ガイド機構 1 1 の下端部の幅よりも小さい場合、図 8 のように、片方の壁部 3 1 の上端 b と、もう片方の壁部 3 1 の下端 c とに接触した状態のとき、穿刺針 2 2 の傾きは最大 ($\theta 3$) となる。この場合、穿刺針刺入範囲 2 3 は、 $\theta 3$ を反映したものであっても良い。

【 0 0 5 6 】

本実施例において、ガイド機構 1 1 の壁部 3 1 などに穿刺針 2 2 の通過を検知する部材を設けても良い。この部材は例えばフォトセンサである。この場合、フォトセンサは、穿刺針 2 2 がガイド機構 1 1 の通過を検知する。検知の結果、ガイド機構マーク 1 8 及び穿刺針刺入範囲 2 3 が自動的に表示される。なお、穿刺針 2 2 の通過を検知できる部材であれば、フォトセンサに限られない。

10

【 0 0 5 7 】

(実施例 2)

実施例 2 では、図 9 に示すように、超音波プローブ 1 の異なる側面にガイド機構 1 1 を有する場合について説明する。また、一つの側面に複数のガイド機構 1 1 を有する場合について説明する。なお上述の通り、超音波プローブ 1 の代わりに図示しないアタッチメントが用いられる場合もある。その場合、以下の説明における「超音波プローブ 1」はアタッチメントと読み替えられる。

【 0 0 5 8 】

図 9 は、本実施例における超音波プローブ 1 の平面図である。図 9 における左側の側面を A サイド、右側の側面を B サイドとする。図 9 における、A サイドおよび B サイドは、超音波プローブ 1 の長手方向に沿った側面である。また、B サイドは A サイドの反対側に位置する側面である。

20

【 0 0 5 9 】

図 1 0 A は、A サイドにおける超音波プローブ 1 である。図 1 0 B は、B サイドにおける超音波プローブ 1 である。なお、図 1 0 A と図 1 0 B とは、座標が対応している。

【 0 0 6 0 】

実施例 2 においても、図 3 と同様に座標を設定する。

【 0 0 6 1 】

原点 O は、超音波送受波部 1 0 の端部に対応する。また、x 軸は、超音波送受波部 1 0 の長手方向に対応する。また、y 軸は、被検接触面 2 0 に対する垂直方向に対応する。ここでも、x 軸は、被検接触面 2 0 に沿った位置にあるものとする。また、超音波送受波部 1 0 の長手方向の長さを L 1、x 軸とガイド機構 1 1 の下端との距離を h とする。「下端」とは、超音波プローブ 1 により超音波を送受信するときの、ガイド機構 1 1 における被検接触面 2 0 側の端部である。

30

【 0 0 6 2 】

図 1 0 A におけるガイド機構 1 1 の下端部中央の座標を、図 1 0 A 左側から順番に x 2、x 3 とする。また、図 1 0 B におけるガイド機構 1 1 の下端部中央の座標を x 4 とする。

【 0 0 6 3 】

オペレータは、操作部 8 及びシステム制御部 9 を介して、A サイドのガイド機構マーク 1 8 と、B サイドのガイド機構マーク 1 8 のどちらを表示するか、選択する。例えば、操作部 8 に、スイッチ等を設けても良いし、表示部 7 に表示された画面に選択肢を表示させても良い。選択肢は、図示しない表示制御部により表示される構成であってもよい。

40

【 0 0 6 4 】

図 1 1 A 及び図 1 1 B は、表示部 7 に表示された、超音波画像 1 9 とガイド機構マーク 1 8 を表す画面の一例である。この画面は、図示しない表示制御部により表示される構成であってもよい。

【 0 0 6 5 】

オペレータが A サイドのガイド機構マーク 1 8 の表示を選択した場合、図 1 0 A に対応する図 1 1 A が表示部 7 に表示される。図 1 1 A における原点 O は、図 1 0 A における原

50

点Oに対応する。超音波診断の範囲L2は、図10Aにおける超音波送受波部10の長手方向の長さL1を、ある倍率($L2/L1$ 倍)で拡大あるいは縮小した範囲に対応する。図11Aにおける超音波画像19の上部境界(X軸)とガイド機構マーク18の下端部との距離をHとする。Hは、図10Aにおけるhを $L2/L1$ 倍に拡大あるいは縮小した距離に対応する。

【0066】

図11Aにおけるガイド機構マーク18の下端部中央のX座標を図11A左側から順番に、X2、X3とする。X2及びX3は、 $x2$ 及び $x3$ をそれぞれ $L2/L1$ 倍に拡大あるいは縮小した座標である。

【0067】

一方、オペレータがBサイドのガイド機構マーク18の表示を選択した場合、図10Bに対応する図11Bが表示部7に表示される。図11Bにおける原点Oは、図10Bにおける原点Oと一致する。超音波診断の範囲L2は、図10Bにおける超音波送受波部10の長手方向の長さL1を、ある倍率($L2/L1$ 倍)で拡大あるいは縮小したものである。図11Bにおける超音波画像19の上部境界(X軸)とガイド機構マーク18の下端部との距離をHとする。Hは、図10Bにおけるhを $L2/L1$ 倍に拡大あるいは縮小した距離に対応する。

【0068】

図11Bにおけるガイド機構マーク18の下端部中央のX座標をX4とする。X4は、 $x4$ をそれぞれ $L2/L1$ 倍に拡大あるいは縮小した座標である。

【0069】

また、上記のように側面ごとに表示を分けずに、Aサイド及びBサイドのガイド機構マーク18を、同時に表示するような構成でも良い。その場合、Aサイドのガイド機構マーク18とBサイドのガイド機構マーク18とで、色を変えても良い。

【0070】

更に、実施例2においても、実施例1と同様に、穿刺針刺入範囲23を表示するような構成でも良い。

【0071】

以上の結果、オペレータは、超音波画像19の視認性を損なうことなく穿刺針22を刺入する方向を認識できる。その結果、スムーズな超音波穿刺術式を行うことが可能である。

【0072】

また、変形例として、超音波プローブ1にジャイロセンサなどを設けることで、超音波プローブ1の傾きを検知するような構成としても良い。例えば、図10におけるAサイドが上を向いている場合、表示部7にはAサイドのガイド機構マーク18、あるいは穿刺針刺入範囲23が自動的に表示される。

【0073】

なお、オペレータが超音波プローブ1を傾けた状態で穿刺針22の刺入を行う場合、ガイド機構11の下端が被検接触面20に接触する場合がある。この場合は、図3におけるhは実質的に0となり、それに伴い図5におけるHも0となる。また、本実施形態では、超音波送受波部10の全体に対応する超音波画像19を表示する前提で説明したが、超音波送受波部10の一部に対応する超音波画像19を表示した場合においても、本実施形態を適用することが可能である。すなわち、このような場合においても、実際のガイド機構11の位置に対応してガイド機構マーク18を表示することができる。

【0074】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の趣旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含ま

10

20

30

40

50

れる。

【符号の説明】

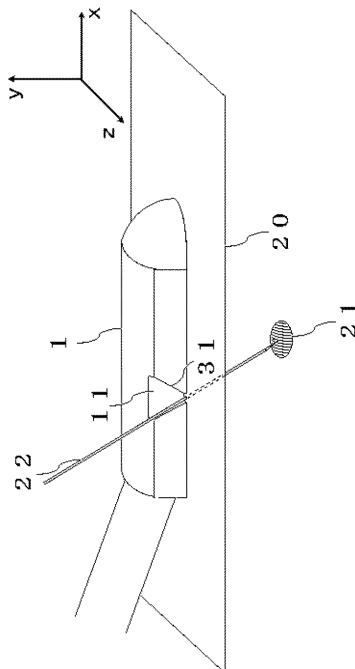
【 0 0 7 5 】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 Bモード処理部
- 4 画像処理部
- 5 ガイド機構データベース
- 6 ガイド機構マーク設定部
- 7 表示部
- 8 操作部
- 9 システム制御部
- 10 超音波送受波部
- 11 ガイド機構
- 13 送信部
- 14 受信部
- 18 ガイド機構マーク
- 19 超音波画像
- 20 被検接触面
- 21 穿刺対象部位
- 22 穿刺針
- 23 穿刺針刺入範囲
- 31 壁部

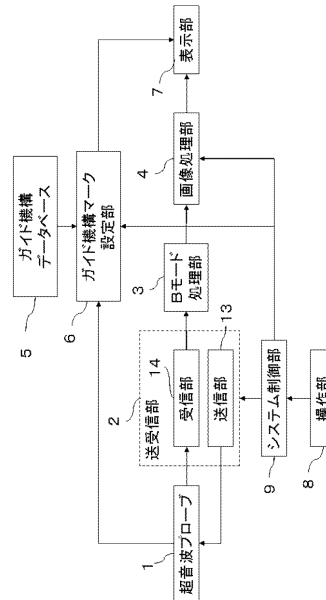
10

20

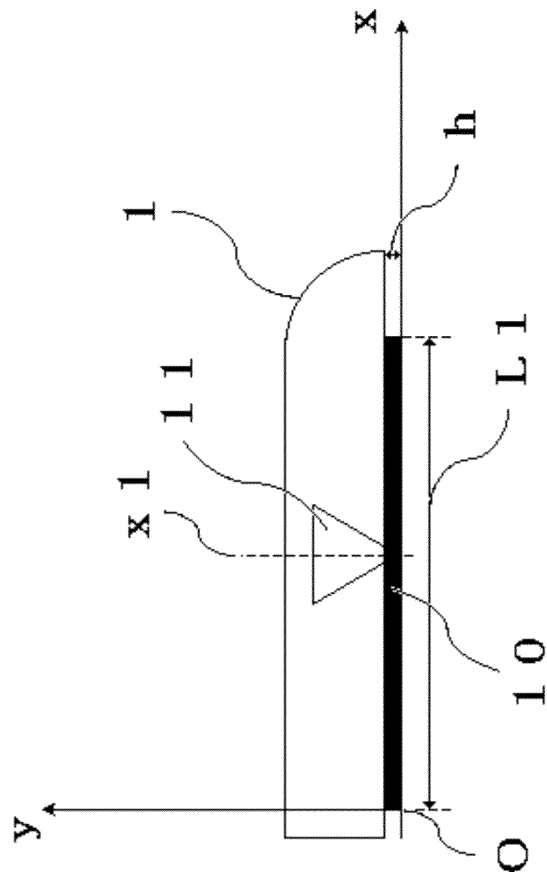
【図1】



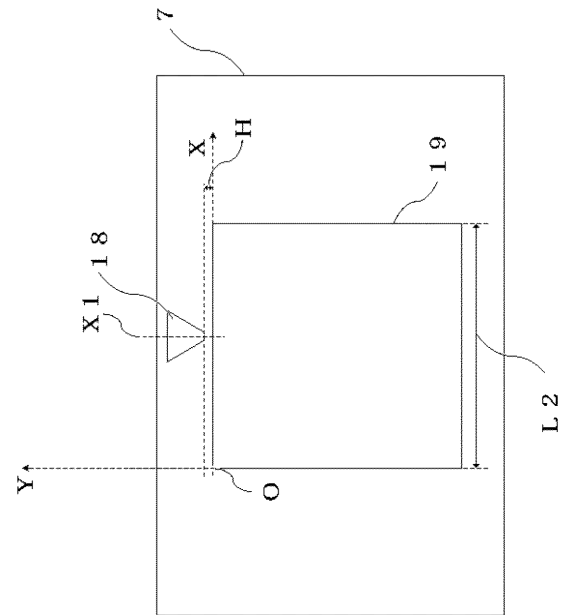
【図2】



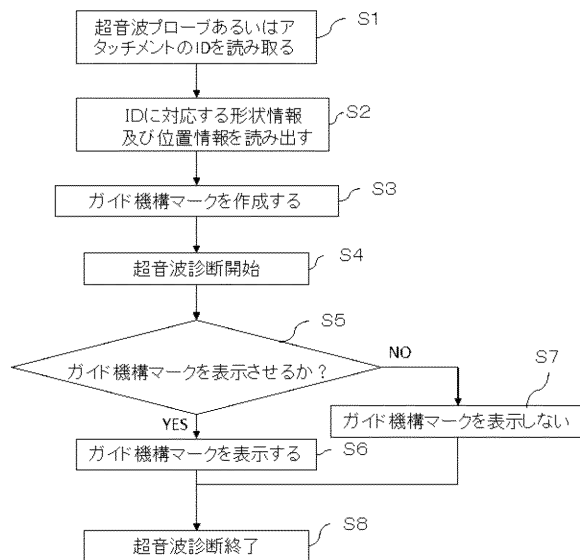
【図 3】



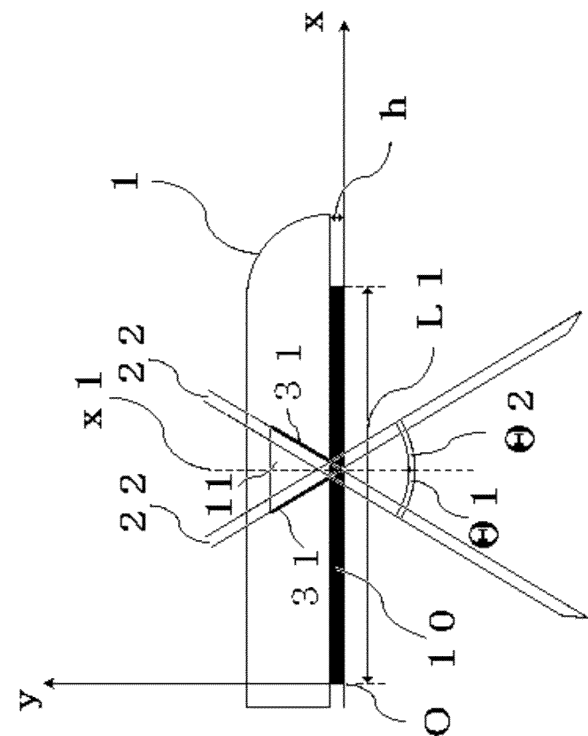
【図 4】



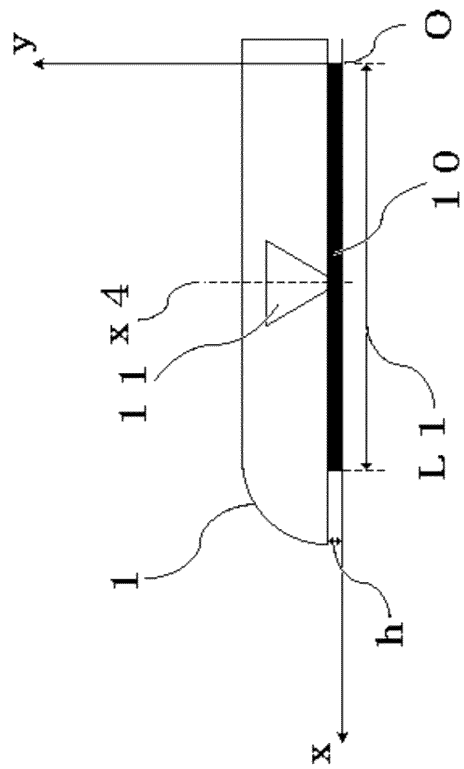
【図 5】



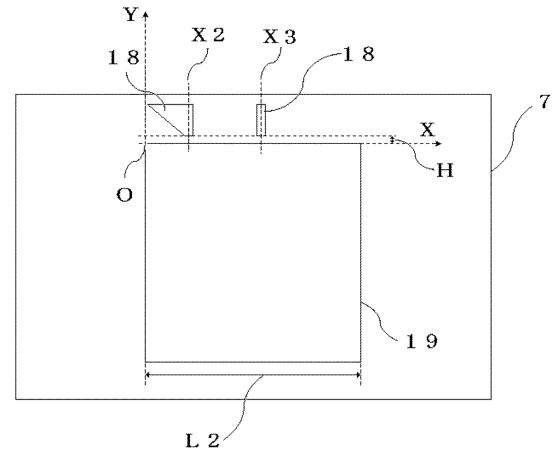
【図 6】



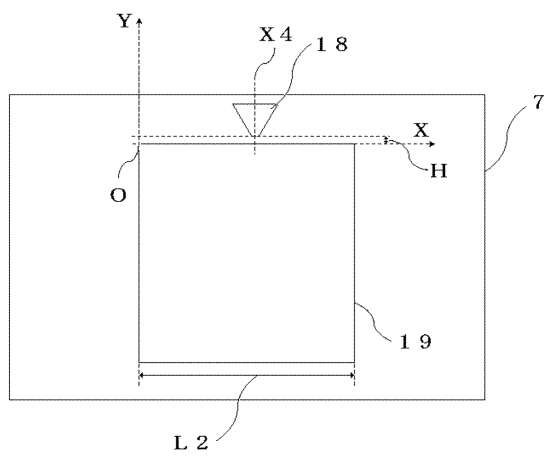
【図 10 B】



【図 11 A】



【図 11 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 芝本 弘一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 都築 健太郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 久保田 隆司
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 3 4 6 4 7 7 (J P , A)
特開昭 6 2 - 2 5 8 6 4 5 (J P , A)
特開平 0 9 - 1 2 2 0 6 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 3 4 2 1 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 1 3 2 7 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6309240B2	公开(公告)日	2018-04-11
申请号	JP2013221360	申请日	2013-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小作秀樹 四方浩之 尾名康裕 芝本弘一 都築健太郎 久保田隆司		
发明人	小作 秀樹 四方 浩之 尾名 康裕 芝本 弘一 都築 健太郎 久保田 隆司		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4483 A61B8/461 A61B2017/3413 A61B17/3403		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/FF05 4C601/KK31		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2012236666 2012-10-26 JP		
其他公开文献	JP2014100557A JP2014100557A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种超声波诊断装置，其能够在不损害超声波图像的可视性的情况下精确地插入穿刺针。超声波诊断装置的实施例设置有图像处理单元和显示控制单元。图像处理单元基于从超声波探头接收到的回声信号来生成超声波图像。显示控制单元使超声波图像连同显示针对穿刺针所面向的方向的可接受范围的标记一起显示在显示装置上，所述标记由用于引导穿刺针穿刺目标部位的引导机构所指定。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6309240号 (P6309240)
(45) 発行日 平成30年4月11日 (2018. 4. 11)	(24) 登録日 平成30年3月23日 (2018. 3. 23)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 1 2 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4 A 6 1 B 8 / 1 2	
請求項の数 4 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-221360 (P2013-221360) (22) 出願日 平成25年10月24日 (2013.10.24) (65) 公開番号 特開2014-100557 (P2014-100557A) (43) 公開日 平成28年6月5日 (2014.6.5) 審査請求日 平成28年10月17日 (2016.10.17) (31) 優先権主張番号 特願2012-236666 (P2012-236666) (32) 優先日 平成24年10月26日 (2012.10.26) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地 (74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所 (72) 発明者 小作 秀樹 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 (72) 発明者 四方 浩之 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内 (72) 発明者 尾名 康裕 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		

