

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-23609

(P2018-23609A)

(43) 公開日 平成30年2月15日(2018.2.15)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	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 請求項の数 16 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2016-157516 (P2016-157516)
 (22) 出願日 平成28年8月10日 (2016.8.10)

(71) 出願人 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 久保田 隆司
 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
 Fターム(参考) 4C601 BB21 BB22 EE10 EE11 FE07
 FE09 FF05 GA01 GB03 GB37
 GC01 GC02 GC07 KK25

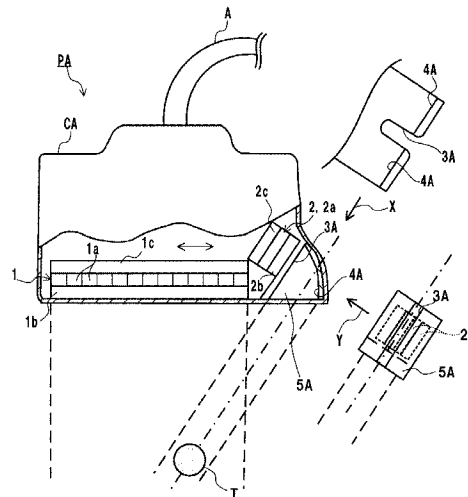
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 交差する2断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面の大型化を抑制し、穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ラインの範囲を低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブPAは、第1の超音波振動子群1と、第2の超音波振動子群2と、ニードルガイド3Aと、反射体4Aとを備える。第2の超音波振動子群2における超音波振動子のアレイ方向は、第1の超音波振動子群1におけるアレイ方向と交差する。ニードルガイド3Aは、第2の超音波振動子群2の近傍に設けられ、穿刺針をガイドする。反射体4Aは、第2の超音波振動子群2から送信される超音波を反射させる。第2の超音波振動子群2による走査面が、第1の超音波振動子群1による走査面と交差するように第2の超音波振動子群2が配置される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の超音波振動子群と、

前記第 1 の超音波振動子群におけるアレイ方向と交差するように配置された第 2 の超音波振動子群と、

前記第 2 の超音波振動子群の近傍に配置され、穿刺針をガイドするニードルガイドと、

前記第 2 の超音波振動子群による超音波の送信方向と交差するように設けられ、超音波を反射する反射体と、を備え、

前記第 1 の超音波振動子群による超音波走査面と前記第 2 の超音波振動子群による超音波走査面とが交差することを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記第 2 の超音波振動子群から送信される超音波を伝播するための音響媒体をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記第 2 の超音波振動子群は、前記第 1 の超音波振動子群の一端近傍に配置されることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記反射体は、前記第 1 の超音波振動子群の一端近傍に設けられ、

前記第 2 の超音波振動子群は、前記反射体との間で前記ニードルガイドを挟むように、かつその超音波の送信方向が前記反射体と交差するように設けられるとともに、

前記反射体に向けて前記第 2 の超音波振動子群から超音波が送信されることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 5】

前記第 1 の超音波振動子群は、前記第 1 の超音波振動子群を構成する超音波振動子から送信される超音波を伝播するための他の音響媒体を備えていることを特徴とする請求項 2 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記反射体及び前記音響媒体は、着脱可能に構成されていることを特徴とする請求項 2 または請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記反射体及び前記ニードルガイドの配置角度を変更する配置可変機構をさらに備えることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

30

【請求項 8】

前記配置可変機構は、

超音波プローブのケース外面であって前記第 2 の超音波振動子群が配置される位置に回動可能に保持される第 1 のリンク部材と、

前記ニードルガイドと前記反射体とを連結してこれらの位置を固定し、この連結箇所を軸に前記ニードルガイドと前記反射体とが互いに回動可能に保持される第 2 のリンク部材と、

前記ニードルガイドに回動可能に保持される第 3 のリンク部材と、

40

前記第 1 のリンク部材と連結される第 1 の連結部材及び前記第 3 のリンク部材と連結される第 2 の連結部材を、前記反射体に設けられる長孔においてそれぞれ連結する第 4 のリンク部材と、

前記第 4 のリンク部材に連結され、前記第 4 のリンク部材を移動可能とする前記長孔の任意の位置で、第 1 の連結部材及び第 2 の連結部材を固定する角度固定ネジと、

を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記配置可変機構は、

前記第 1 の超音波振動子群を保持する第 1 の保持部材と、

前記第 2 の超音波振動子群を保持する第 2 の保持部材と、

50

前記第 1 の保持部材と前記第 2 の保持部材とをつなぐ回転可能な連結部と、を備え、
前記第 2 の保持部材は、前記連結部を軸として回転することにより前記第 2 の超音波振動子群による走査面の向きを変更可能とすることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記超音波プローブは、
ケースと、
前記ケースの長手方向一端に超音波診断装置本体と接続されるケーブルと、
前記ケースの長手方向他端に配置される前記第 1 の超音波振動子群と、を備え、
前記ケーブルと前記第 1 の超音波振動子群との間に前記第 2 の超音波振動子群を備えることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 11】

前記反射体は、超音波プローブ内で前記第 2 の超音波振動子群から送信される超音波を反射しない位置まで退避可能とされていることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波プローブ。

【請求項 12】

前記ニードルガイドは、少なくとも前記第 1 の超音波振動子群と前記第 2 の超音波振動子群を保持するケースに形成されていることを特徴とする請求項 10 または請求項 11 に記載の超音波プローブ。

【請求項 13】

前記第 2 の超音波振動子群を構成する超音波振動子は、コンベックス形状に配置されていることを特徴とする請求項 11 または請求項 12 のいずれかに記載の超音波プローブ。

20

【請求項 14】

前記反射体は、前記第 2 の超音波振動子群を構成する超音波振動子から送信される超音波を収束する曲率を備える曲面であることを特徴とする請求項 11 または請求項 13 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 15】

前記音響媒体、他の音響媒体のいずれか一方、或いは、いずれも、流動性を備えていることを特徴とする請求項 2 または 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 16】

請求項 11 または請求項 15 のいずれかに記載の超音波プローブと、
反射された超音波を基に超音波画像を生成する画像処理部と、
前記画像処理部において生成された前記超音波画像を表示する表示部と、
前記表示部に前記超音波画像を表示させる制御を行う制御部と、を備え、
前記制御部は、前記超音波プローブが備える前記第 1 の超音波振動子群と前記第 2 の超音波振動子群とからそれぞれ送信された超音波の反射波を受信して、これら反射波を基に生成された超音波画像を、前記表示部に同時に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明の実施形態は、超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、注射針等の穿刺針を生体内に刺入して行う穿刺術が行われている。穿刺術としては、細胞等の組織の採取等を行うことによる腫瘍の検査、薬剤の局所投与や、或いは、穿刺針からのマイクロ波やラジオ波の照射等の温熱治療・焼灼治療等が挙げられる。

【0003】

このような穿刺術では、穿刺針をガイドする器具（例えば、穿刺アダプタ）が超音波プローブに装着される。超音波プローブに装着された穿刺アダプタによって穿刺針が支持さ

50

れ、かつ穿刺針の刺入方向がガイドされる。ここで、穿刺アダプタを用いて穿刺術を行い超音波画像として生成する場合、超音波はある厚みと幅をもって照射されるが、平面的に表示される超音波画像では、厚み方向において穿刺針の位置が認識しづらい。

【0004】

一方で針の位置をより良く認識することができるように複数の振動子アレイを備える超音波プローブを用いることも考えられる。このような超音波プローブとしては、例えばバイプレーンプローブが挙げられる。しかし、従来のバイプレーンプローブにおいては、穿刺術において観察が必要であるにもかかわらず超音波画像に映らない範囲（穿刺ブラインド）が生ずるおそれがある。この穿刺ブラインドの範囲で穿刺針が刺入されると穿刺針が超音波画像に映らないことになる。また、超音波プローブ自体の大きさが大きくなってしまいうおそれもある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平05 - 168636号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、交差する2断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面の大型化を抑制し、穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を低減可能とする超音波プローブ及び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】

【0007】

実施の形態における超音波プローブは、第1の超音波振動子群と、第2の超音波振動子群と、ニードルガイドと、反射体とを備える。第2の超音波振動子群における超音波振動子のアレイ方向は、第1の超音波振動子群におけるアレイ方向と交差する。ニードルガイドは、第2の超音波振動子群の近傍に設けられ、穿刺針をガイドする。反射体は、第2の超音波振動子群から送信される超音波を反射させる。第2の超音波振動子群による走査面が、第1の超音波振動子群による走査面と交差するように第2の超音波振動子群が配置される。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】第1の実施の形態に係る超音波プローブの一部を切り欠いてその内部構造を示す説明図。

【図2】第1の実施の形態に係る超音波プローブを用いて生成された超音波画像をディスプレイに表示させた状態を示す画面例。

【図3】第2の実施の形態に係る超音波プローブの一部を切り欠いてその内部構造を示す説明図。

【図4】第2の実施の形態に係る超音波プローブを用いて生成された超音波画像をディスプレイに表示させた状態を示す画面例。

【図5】第3の実施の形態に係る超音波プローブの一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図。

【図6】図5に示す第3の実施の形態に係る超音波プローブの右側面図。

【図7】第3の実施の形態に係る超音波プローブについて配置可変機構を用いてニードルガイドの角度を変化させた状態を示す説明図。

【図8】図7に示す第3の実施の形態に係る超音波プローブの右側面図。

【図9】第4の実施の形態に係る超音波プローブの一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図。

【図10】図9に示す第4の実施の形態に係る超音波プローブについて、第2の超音波振

10

20

30

40

50

動子群の位置を変化させた状態を示す説明図。

【図 1 1】第 5 の実施の形態に係る超音波プローブの一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図。

【図 1 2】第 5 の実施の形態に係る超音波プローブの上面図。

【図 1 3】第 5 の実施の形態に係る超音波プローブを用いて生成された超音波画像をディスプレイに表示させた状態を示す画面例。

【図 1 4】第 6 の実施の形態に係る超音波プローブの一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図。

【図 1 5】図 1 4 に示す第 6 の実施の形態に係る超音波プローブについて、反射体の位置を変化させた状態を示す説明図。

【図 1 6】実施の形態に係る超音波診断装置の内部構成を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、まず実施形態の超音波プローブについて説明する。

【0010】

[超音波プローブの構成]

(第 1 の実施の形態)

図 1 は、第 1 の実施の形態に係る超音波プローブ P A の一部を切り欠いてその内部構造を示す説明図である。超音波プローブ P A は、患者の表面にその先端面を接触させた状態で用いられ、超音波の送受信を行う。超音波プローブ P A は、各超音波振動子により患者内に超音波を送信してスキャン領域を走査し、患者からの反射波をエコー信号として受信する。なお、このスキャンとしては、例えば B モードスキャンやドプラモードスキャンなど各種のスキャンがある。また、超音波プローブ P A には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。

【0011】

第 1 の実施の形態における超音波プローブ P A は、ケース C A と、第 1 の超音波振動子群 1 と、第 2 の超音波振動子群 2 と、ニードルガイド 3 A と、反射体 4 A と、音響媒体 5 A とを備える。これら第 1 の超音波振動子群 1 と、第 2 の超音波振動子群 2 と、ニードルガイド 3 A と、反射体 4 A と、音響媒体 5 A とは、図 1 に示すように、ケース C A に収容されている。また、超音波プローブ P A は、図示しない超音波診断装置にケーブル A を介して着脱可能に接続されている。第 1 の超音波振動子群 1 及び第 2 の超音波振動子群 2 は、ケーブル A と接続されている。

【0012】

第 1 の超音波振動子群 1 は、複数の超音波振動子 1 a を備える。また第 1 の超音波振動子群 1 に対して、超音波振動子 1 a から被検体に向けて超音波が送信される向きには音響整合層 1 b が設けられる。また第 1 の超音波振動子群 1 に対して、第 1 の超音波振動子群 1 を挟み音響整合層 1 b と対向する位置にはバックング材 1 c が設けられる。以下においては、これら複数の超音波振動子 1 a、音響整合層 1 b、及びバックング材 1 c を個々に指し示して説明を行う場合を除き、これらをまとめて第 1 の超音波振動子群 1 と表わす。なお、図 1 に示す超音波プローブ P A では音響整合層 1 b の前面に備えられる音響レンズについてその図示を省略している。

【0013】

第 1 の超音波振動子群 1 を構成する複数の超音波振動子 1 a は、図 1 の矢印に示すアレイ方向において例えば 1 次元的に配列されている。第 1 の超音波振動子群 1 からは、第 1 の超音波振動子群 1 の一端と他端との間で患者の表面に向けて超音波が送信される。当該超音波が送信される面が走査面となる。

【0014】

第 2 の超音波振動子群 2 は、複数の超音波振動子 2 a を備える。また第 2 の超音波振動子群 2 は、超音波振動子 2 a から被検体に向けて超音波が送信される向きに音響整合層 2 b を備える。また第 2 の超音波振動子群 2 は、第 2 の超音波振動子群 2 を挟み音響整合層

10

20

30

40

50

2 bと対向する位置にバックング材 2 cを備えている。以下においては、これら複数の超音波振動子 2 a、音響整合層 2 b、及びバックング材 2 cを個々に指し示して説明を行う場合を除き、これらをまとめて第 2 の超音波振動子群 2 と表わす。なお、図 1 に示す超音波プローブ P A では音響整合層 2 bの前面に備えられる音響レンズについてはその図示を省略している。

【0015】

第 2 の超音波振動子群 2、音響整合層 2 b、及びバックング材 2 cは、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a から送信される超音波による走査面が、第 1 の超音波振動子群 1 による超音波による走査面と交差する位置となるように配置される。

【0016】

具体的には図 1 に示すように、第 2 の超音波振動子群は、第 1 の超音波振動子群の一端近傍に配置される。第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a のアレイ方向は、第 1 の超音波振動子群 1 の超音波振動子 1 a のアレイ方向との関係で略直交している。なお、各アレイ方向が略直交する構成に限られない。すなわち、第 2 の超音波振動子群 2 による走査面と、第 1 の超音波振動子群 1 による走査面とが交差する位置に第 2 の超音波振動子群 2 が配置されていれば、各アレイ方向同士を直交でなく交差させればよい。

【0017】

ニードルガイド 3 A は、穿刺針をガイドする。第 1 の実施の形態におけるニードルガイド 3 A は、第 2 の超音波振動子群 2 の近傍であって、第 2 の超音波振動子群 2 の超音波の送信方向に沿って設けられる。つまり図 1 において図示しない穿刺針は、図 1 に示す一点鎖線の方向に移動する。

【0018】

また、当該ニードルガイド 3 A は、ケース C A の一部に凹部を形成することによって設けられている。図 1 の矢印 X 方向の状態を示す図（同図における右上）に示されているように、当該 X 方向においてケース C A の外面に当たる一端側は開口しており、他端側は湾曲するように形成されている。なお、ニードルガイド 3 A の形状は、ここに示すように一端側が開口するような形状でなくても良く、例えば、穿刺針が通る円筒状の形状を備えていても良い。

【0019】

図 1 の矢印 Y 方向の状態を示す図には、ニードルガイド 3 A が示されているとともに、ケース C A の内部に収容されている第 2 の超音波振動子群 2 及び後述する音響媒体 5 A が破線で示されている。上述したように、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a は、第 1 の超音波振動子群 1 を構成する超音波振動子 1 a のアレイ方向と略直交するように配置されている。そのため、ここでは複数の超音波振動子 2 a がそれぞれ示されている。なお、音響整合層 2 b の表示は省略している。

【0020】

反射体 4 A は、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射させる。反射体 4 A は、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a に対向する位置に配置される。反射体 4 A の形状は、超音波振動子 2 a からの超音波を所望の向きに反射させるように形成されている。図 1 に示す第 1 の実施の形態における反射体 4 A は、ケース C A の形状に沿って湾曲して配置されている。この反射体 4 A は、超音波振動子から送信される超音波を収束する曲率を備える曲面を有する。このため、反射体 4 A が当該超音波を反射させることによって、超音波の送信方向とニードルガイド 3 A によってガイドされる穿刺針の刺入方向は略同じ方向となる。なお、反射体 4 A とケース C A とが別体である構成に限られない。例えばケース C A の内面における反射体 4 A に対応する位置が、反射体 4 A の機能を有するように加工されていてもよい。

【0021】

音響媒体 5 A は、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a からの超音波を伝播させる。音響媒体 5 A は、患者の体表近傍に対応する超音波画像の高画質化に寄与する。音響媒体 5 A としては流動性のあるものが採用される。なお、音響媒体 5 A は流動性

10

20

30

40

50

のあるものに限らず、例えばゴム等の弾性体でもよい。

【0022】

第2の超音波振動子群2から送信された超音波は、反射体4Aに反射することにより概ね穿刺針の刺入方向(上述したように、図1では一点鎖線で示されている)と平行となるように反射される。そのため、超音波振動子2aから送信される超音波による走査面は、第1の超音波振動子群1による超音波の走査面と交差する。図1において観察対象Tは、第1の超音波振動子群1による超音波の走査面と第2の超音波振動子群2による超音波の走査面が交差する位置にある。

【0023】

図2は、第1の実施の形態に係る超音波プローブPAを用いて生成された超音波画像をディスプレイに表示させた状態を示す画面例である。第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2のそれぞれから送信された超音波をもって観察対象Tを走査すると、図2に示すように、それぞれ超音波画像として生成される。

10

【0024】

図2においてディスプレイの左側に表示されている超音波画像は、第1の超音波振動子群1から送信された超音波を用いて生成されたものである。一方、ディスプレイの右側に表示されている超音波画像は、第2の超音波振動子群2から送信された超音波を用いて生成されたものである。なお、ここでは、穿刺針Nがニードルガイド3Aに沿って患者内部に存在する観察対象Tに向けて刺入され、観察対象T近傍まで穿刺針Nの先端が到達している状態を例に挙げて説明する。

20

【0025】

ディスプレイの左側に表示されている超音波画像では、穿刺針Nの先端が超音波画像の右下に表示されている観察対象Tに右上から左下に向けて進む様子が示されている。また、ディスプレイの右側に表示されている超音波画像では、超音波画像の下部に表示されている観察対象Tに対して、穿刺針Nが上方から近づく様子が示されている。なお、当該右側の超音波画像における上部領域は、音響媒体5Aが設けられていることによって表示される領域である。そのため当該超音波画像の上部領域には音響媒体5Aの外縁が表示されている。

【0026】

以上説明した通り、超音波プローブに第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2とを設け、それぞれの走査面が交差するように配置するとともに、第2の超音波振動子群2から送信される超音波の送信方向が穿刺針Nの刺入方向と概ね平行となるように反射体4A及び音響媒体5Aを利用する。これにより、交差する2断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面を大型化することなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することができる。

30

【0027】

また、特に第2の超音波振動子群2からの超音波の送信には、音響媒体5Aを用いていることから、図2に示すように、音響媒体5Aの領域についても超音波画像が表示されることになる。従って、これまで以上に穿刺ブラインドが生ずる範囲を小さくすることができる。

40

【0028】

さらに、このような構成を採用することによって、超音波プローブの患者に対する接触面を大きくすることなく上述した効果を得ることができる。すなわち、患者への接触面の形状を小さくすることができれば、超音波プローブを十分に患者に接触させることができるため、超音波画像の生成について画像が得られないことを回避できる。

【0029】

なお、第1の実施の形態において示されている反射体4A及び音響媒体5Aについては、超音波プローブPAに対して脱着可能に構成されていても良い。

50

【 0 0 3 0 】

(第 2 の実施の形態)

次に本発明における第 2 の実施の形態について説明する。なお、第 2 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、第 2 の実施の形態に係る超音波プローブ P B の一部を切り欠いてその内部構造を示す説明図である。第 2 の実施の形態における超音波プローブ P B は、ケース C B と、第 1 の超音波振動子群 1 と、第 2 の超音波振動子群 2 と、ニードルガイド 3 B と、反射体 4 B と、音響媒体 5 B とを備える。さらに、第 1 の超音波振動子群 1 からの超音波の送信方向にも他の音響媒体 5 C が設けられている。このうち、他の音響媒体 5 C を除く各部分は、図 3 に示すように、ケース C B に収容されている。

10

【 0 0 3 2 】

本実施の形態における第 2 の超音波振動子群 2、音響整合層 2 b、及びパッキング材 2 c の対応関係及びそれらの構成は、第 1 の実施の形態における第 2 の超音波振動子群 2、音響整合層 2 b、及びパッキング材 2 c と同じである。また、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する複数の超音波振動子 2 a のアレイ方向は、第 1 の超音波振動子群 1 を構成する超音波振動子 1 a のアレイ方向と略直交するように配置されている。

【 0 0 3 3 】

しかしながら、第 2 の超音波振動子群 2、音響整合層 2 b、及びパッキング材 2 c のケース C B 内における配置及び向きが第 1 の実施の形態と大きく異なる。すなわち、本実施の形態における第 2 の超音波振動子群 2 は、第 1 の超音波振動子群 1 の一端から離れた位置であって、ケース C B に向けて超音波が送信される向きに配置されている。

20

【 0 0 3 4 】

ニードルガイド 3 B は、穿刺針をガイドする。第 2 の実施の形態におけるニードルガイド 3 B は、第 2 の超音波振動子群 2 の近傍であって、第 2 の超音波振動子群 2 の超音波の送信方向に沿って設けられる。つまり図 3 において図示しない穿刺針は、図 3 に示す一点鎖線の方に移動する。

【 0 0 3 5 】

また、当該ニードルガイド 3 B は、図 3 の矢印 X 方向の状態を示す図（同図における右上）に示されているように、第 2 の超音波振動子群 2 の近傍に一方の開口が設けられ、他方の開口が第 1 の超音波振動子群 1 の一端近傍に設けられて、穿刺針が通る円筒状の形状を備えている。

30

【 0 0 3 6 】

図 3 の矢印 Y 方向の状態を示す図には、ケース C B の内部に収容されている、第 2 の超音波振動子群 2、ニードルガイド 3 B 及び音響媒体 5 B が破線で示されている。上述したように、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a は、第 1 の超音波振動子群 1 を構成する超音波振動子 1 a のアレイ方向と略直交するように配置されている。そのため、ここでは複数の超音波振動子 2 a がそれぞれ示されている。なお、音響整合層 2 b、パッキング材 2 c の表示は省略している。また、各アレイ方向が略直交する構成に限られない。すなわち、第 2 の超音波振動子群 2 による走査面と、第 1 の超音波振動子群 1 による走査面とが交差する位置に第 2 の超音波振動子群 2 が配置されていれば、各アレイ方向同士を直交でなく交差させればよい。

40

【 0 0 3 7 】

また、第 2 の実施の形態において、ケース C B 内での反射体 4 B の配置位置も第 1 の実施の形態における反射体 4 A の配置位置とは異なる。すなわち、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射させる反射体 4 B は、その一端が第 1 の超音波振動子群 1 の一端近傍に配置され、他端は、第 2 の超音波振動子群 2 の近傍に配置される点も異なる。

【 0 0 3 8 】

第 2 の超音波振動子群 2 及び反射体 4 B がケース C B 内においてこのような向き、位置

50

に配置されることで、第2の超音波振動子群2から送信された超音波は、反射体4Bによって反射される。その結果、その超音波は穿刺針の刺入方向と概ね同じ方向に送信されることになる。

【0039】

音響媒体5Bは、ケースCBの第2の超音波振動子群2の近傍に設けられている。さらに、第1の超音波振動子群1からの超音波の送信方向には、他の音響媒体5Cが設けられている。他の音響媒体5Cは、ケースCBに固定されていても、或いは、着脱可能とされていても良い。

【0040】

図4は、第2の実施の形態に係る超音波プローブPBを用いて生成された超音波画像をディスプレイに表示させた状態を示す画面例である。第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2のそれぞれから送信された超音波をもって観察対象Tを走査すると、図4に示すように、それぞれ超音波画像として生成される。

10

【0041】

図4においてディスプレイの左側に表示されている超音波画像は、第1の超音波振動子群1から送信された超音波を用いて生成されたものである。一方、ディスプレイの右側に表示されている超音波画像は、第2の超音波振動子群2から送信された超音波を用いて生成されたものである。なお、ここでは、穿刺針Nがニードルガイド3Bを用いて患者内部に存在する観察対象Tに向けて刺入され、観察対象T近傍まで穿刺針Nの先端が到達している状態を例に挙げて説明する。

20

【0042】

ディスプレイの左側に表示されている超音波画像では、穿刺針Nの先端が超音波画像の右下に表示されている観察対象Tに右上から左下に向けて進み、観察対象Tに到達した様子が示されている。第2の実施の形態においては、第1の超音波振動子群1からの超音波の送信方向には、他の音響媒体5Cが設けられている。そのため、当該超音波画像の左上から右下に向けて他の音響媒体5Cの外縁が表示されている。また、第1の実施の形態における第1の超音波振動子群1からの超音波に基づいて生成された超音波画像(図2に示す左側の画像)と比して、穿刺針Nの先端のみならず、穿刺針のより多くの領域が超音波画像上に表示されている。

【0043】

また、ディスプレイの右側に表示されている超音波画像では、超音波画像の下部に表示されている観察対象Tに対して、穿刺針Nが上方から到達した様子が示されている。なお、当該右側の超音波画像における上部領域は、音響媒体5Bが設けられていることによって表示される領域である。

30

【0044】

以上説明した通り、超音波プローブに第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2とを設け、それぞれの走査面が交差するように配置するとともに、第2の超音波振動子群2から送信される超音波の送信方向が穿刺針の刺入方向と概ね平行となるように反射体4B及び音響媒体5Bを利用する。さらに、第1の超音波振動子群1からの超音波を他の音響媒体5Cを介して患者に送信するように、他の音響媒体5Cを用いる。これにより、交差する2断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面を大型化することなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することができる。

40

【0045】

特に、第1の超音波振動子群1及び第2の超音波振動子群2をそれぞれ上述した位置に配置することによって、穿刺針をより第1の超音波振動子群1に近づけて通すことが可能となる。このように穿刺針の通過位置を第1の超音波振動子群1に近づけるように配置することで、穿刺ブラインドの範囲をより小さくすることができる。

【0046】

50

また、第2の超音波振動子群2からの超音波の送信には音響媒体5Bを用い、第1の超音波振動子群1からの超音波の送信には他の音響媒体5Cを用いていることから、図2に示すように、音響媒体5B、或いは、他の音響媒体5Cの領域についても超音波画像が表示されることになる。従って、これまで以上に穿刺ブラインドが生ずる範囲を小さくすることができる。

【0047】

さらに、このような構成を採用することによって、超音波プローブの患者に対する接触面を大きくすることなく上述した効果を得ることができる。すなわち、患者への接触面の形状を小さくすることができれば、超音波プローブを十分に患者に接触させることができるため、超音波画像の生成について画像が得られないことを回避できる。

10

【0048】

また、第2の実施の形態における超音波プローブでは、第1の実施の形態の場合に比べて、第2の超音波振動子群2が第1の超音波振動子群1から離れて配置されている。従って、超音波プローブ内でのそれぞれの振動子群の配置の自由度が高くなり、設計の自由度も高くなる。

【0049】

なお、第2の実施の形態において用いた、第1の超音波振動子群1に対する他の音響媒体5Cを第1の実施の形態における超音波プローブPAに適用することも可能である。すなわち、第1の実施の形態においては、第1の超音波振動子群1に対応して生成される図2に示す超音波画像のように、図4に示す超音波画像と比べて超音波画像に表示される穿刺針の領域が小さい。そこで、穿刺針のより広い領域を表示させるべく、第1の実施の形態における超音波プローブPAに他の音響媒体5Cを装着させる。これにより、これまで以上に穿刺ブラインドの解消に寄与することができる。

20

【0050】

(第3の実施の形態)

次に本発明における第3の実施の形態について説明する。なお、第3の実施の形態において、上述の第1、或いは、第2の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

【0051】

第3の実施の形態における超音波プローブPCについては、図5ないし図8を用いて説明する。まず図5は、第3の実施の形態に係る超音波プローブPCの一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図である。また図6は、図5に示す第3の実施の形態に係る超音波プローブPCの右側面図である。

30

【0052】

第3の実施の形態における超音波プローブPCは、ケースCCと、第1の超音波振動子群1と、第2の超音波振動子群2と、ニードルガイド3Cと、反射体4Cと、音響媒体5Dと、第1の配置可変機構6とを備える。第1の配置可変機構6は、ニードルガイド3C及び反射体4Cの傾きを変更するために用いられる。

【0053】

本実施の形態における超音波プローブPCのうち、第1の超音波振動子群1と、第2の超音波振動子群2とが図5に示すように、ケースCCの内部に収容されている。一方、超音波プローブPCのケースCCの外面には、ニードルガイド3Cと、反射体4Cと、音響媒体5Dと、第1の配置可変機構6とが装着されている。

40

【0054】

第3の実施の形態では、第1の超音波振動子群1を構成する超音波振動子1aと第2の超音波振動子群2を構成する超音波振動子2aとのそれぞれから送信される超音波に対して、共通する音響媒体5Dが設けられている。本実施の形態においては後述するように、場合によって第1の配置可変機構6を用いてニードルガイド3C及び反射体4Cの位置を変更することが可能である。そこで、音響媒体5Dには、ニードルガイド3C及び反射体4Cの位置変更に合わせて、ニードルガイド3C、反射体4C及びケースCCによりその

50

外形を変更可能な内容液等が充填される。また、音響媒体 5 D は、凹凸のある患者の表面と超音波プローブ P C の超音波放射面との音響的な結合を確保することができる。

【 0 0 5 5 】

ニードルガイド 3 C と反射体 4 C は、超音波プローブ P C に装着された第 1 の配置可変機構 6 を用いて、その角度（配置位置）を変化可能としている。そのため、ニードルガイド 3 C 及び反射体 4 C のいずれもこれまで第 1、或いは、第 2 の実施の形態において説明したニードルガイドや反射体とは異なる形状を採用している。

【 0 0 5 6 】

ニードルガイド 3 C は、穿刺針の刺入経路をガイドするが、ここでは図 5 や図 6 に示されているように、穿刺針が通過可能な経路を備えた、試験管のような形状とされている。また、穿刺針の刺入開始位置と反対側（穿刺針をニードルガイド 3 C に差し込む側）においては、穿刺針の刺入を容易にするため、その開口の口径は、ニードルガイド 3 C のその他の部分における口径よりも大きく形成されている。なお、本実施の形態においてはこのような形状を備えるニードルガイド 3 C を採用するが、ニードルガイド 3 C の形状はこのような形状に限定されるものではない。

【 0 0 5 7 】

ニードルガイド 3 C には、第 1 の配置可変機構 6 を用いて反射体 4 C と連結される連結箇所が 2 カ所設けられている。1 カ所は、第 1 の配置可変機構 6 を構成するリンク部材（第 2 のリンク部材 6 2）を用いて反射体 4 C と直接連結される箇所である。もう 1 カ所は、同じく第 1 の配置可変機構 6 を構成する第 2 の連結部材（図 5；符号 6 6 参照）と長孔 4 C a とを介して反射体 4 C と連結される箇所（第 3 のリンク部材 6 3 に対応する箇所）である。

【 0 0 5 8 】

反射体 4 C は、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波による走査面が第 1 の超音波振動子群 1 から送信される超音波による走査面と重複するように第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射させる。

【 0 0 5 9 】

本実施の形態における反射体 4 C には、第 1 の配置可変機構 6 を用いてニードルガイド 3 C とともにその角度を変化させることができるように、ニードルガイド 3 C と連結する連結箇所が設けられている。さらには、ニードルガイド 3 C と反射体 4 C の角度を変更する際に第 1 の配置可変機構 6 の後述する第 4 のリンク部材が移動可能な長孔 4 C a を備えている。当該長孔 4 C a は、反射体 4 C における第 2 のリンク部材が設けられる位置よりもケーブル A に近い位置に形成されている。また、長孔 4 C a の長手方向は反射体 4 C の長手方向と対応する。

【 0 0 6 0 】

第 1 の配置可変機構 6 は、超音波プローブ P C のケース C C 外面と連結されることでケース C C に装着される。ケース C C との連結位置は、例えば、ケース C C の内部に第 2 の超音波振動子群 2 が配置されている位置である。ここに第 1 のリンク部材 6 1 が設けられ、この位置に後述する第 1 の連結部材 6 5 の一端部が連結されつつ、この一端部を支点として第 1 の連結部材 6 5 が回動可能となる。また、第 1 の連結部材 6 5 の他端は、第 4 のリンク部材 6 4 により長孔 4 C a の位置において反射体 4 C と連結される。

【 0 0 6 1 】

さらに反射体 4 C は、第 2 の超音波振動子群 2 から送信された超音波の反射位置近傍においてニードルガイド 3 C と直接連結されている。これらの連結には第 2 のリンク部材 6 2 が用いられ、この位置に固定されている。ニードルガイド 3 C と反射体 4 C は当該第 2 のリンク部材 6 2 を回転軸として互いに回動可能とされている。

【 0 0 6 2 】

ニードルガイド 3 C は、第 2 のリンク部材 6 2 を用いて反射体 4 C と直接連結されるとともに、後述する第 2 の連結部材 6 6 を用いて長孔 4 C a を介して反射体 4 C と連結される。すなわち、ニードルガイド 3 C は、第 2 の連結部材 6 6 の一端部において第 3 のリン

10

20

30

40

50

ク部材 6 3 を用いて連結される。ニードルガイド 3 C は、第 3 のリンク部材 6 3 に連結されることで第 3 のリンク部材 6 3 を軸に回転可能とされる。さらに、当該第 2 の連結部材 6 6 の他端部は長孔 4 C a において第 4 のリンク部材 6 4 を用いて反射体 4 C と連結される。

【 0 0 6 3 】

反射体 4 C の長孔 4 C a において、第 4 のリンク部材 6 4 が、第 1 のリンク部材 6 1 に軸支（回動可能に支持）される第 1 の連結部材 6 5 と、第 3 のリンク部材 6 3 に軸支される第 2 の連結部材 6 6 とを連結する。第 1 の連結部材 6 5 と第 2 の連結部材 6 6 とは、第 4 のリンク部材 6 4 による連結位置を支点として相対位置を変位可能とされている。例えば第 1 の連結部材 6 5 と第 2 の連結部材 6 6 とによってなされる角度が変位する。また、第 4 のリンク部材 6 4 は、長孔 4 C a に沿って移動可能とされている。

10

【 0 0 6 4 】

第 4 のリンク部材 6 4 には、角度固定ネジ 6 7 が連結されている。角度固定ネジ 6 7 を緩めることで第 4 のリンク部材 6 4 が長孔 4 C a を移動可能となり、角度固定ネジ 6 7 を長孔 4 C a の適当な位置で締めることにより、長孔 4 C a における第 4 のリンク部材 6 4 の位置を固定することができる。

【 0 0 6 5 】

上述した通り、そして第 4 のリンク部材 6 4 は、長孔 4 C a において第 1 の連結部材 6 5 と第 2 の連結部材 6 6 とを回動可能に連結している。当該第 4 のリンク部材 6 4 を長孔 4 C a に沿って移動させることによって、第 1 のリンク部材 6 1 ないし第 3 のリンク部材 6 3 に連結される各部（6 5、6 6）が回動する。その結果、ニードルガイド 3 C と反射体 4 C の角度が変化し、角度固定ネジ 6 7 を締めることでニードルガイド 3 C 及び反射体 4 C を任意の傾きをもって固定することができる。

20

【 0 0 6 6 】

具体的な第 1 の配置可変機構 6 の動作について、図 5 及び図 6 に加えて、図 7 及び図 8 も用いて説明する。図 7 は、第 3 の実施の形態に係る超音波プローブ P C について第 1 の配置可変機構 6 を用いてニードルガイド 3 C の角度を変化させた状態を示す説明図である。また、図 8 は、図 7 に示す第 3 の実施の形態に係る超音波プローブ P C の右側面図である。また、適宜図 5 も参照する。

【 0 0 6 7 】

比較のためにまず図 5 に示されている各部の位置を説明する。図 5 において、第 4 のリンク部材 6 4 は、長孔 4 C a の可動範囲のうち、第 2 のリンク部材 6 2 から最も遠い位置に固定されている。第 4 のリンク部材 6 4 がこの位置に配置されていることによって、反射体 4 C の長手方向は、第 1 の超音波振動子群 1 からの超音波の送信方向と概ね平行となる。

30

【 0 0 6 8 】

この状態から、第 4 のリンク部材 6 4 に連結されている角度固定ネジ 6 7 を緩めて、第 4 のリンク部材 6 4 を長孔 4 C a に沿って第 2 のリンク部材 6 2 の方向に向けて移動させる。そして、例えば、図 7 に示す長孔 4 C a の位置で角度固定ネジ 6 7 を締め、この位置で第 4 のリンク部材 6 4 を固定させる。

40

【 0 0 6 9 】

この場合、第 1 のリンク部材 6 1 及び第 2 のリンク部材 6 2 はそれぞれその位置に固定されていることから、第 4 のリンク部材 6 4 を長孔 4 C a に沿って移動させても第 1 のリンク部材 6 1 及び第 2 のリンク部材 6 2 は移動しない。また、第 1 の連結部材 6 5 の長さは変わらないため、第 4 のリンク部材 6 4 が長孔 4 C a に沿って移動すると、第 1 の連結部材 6 5 は第 1 のリンク部材 6 1 を軸として図 5 に示す矢印の方向に回転する。また、それに合わせて第 2 のリンク部材 6 2 を軸として反射体 4 C も徐々に図 5 に示す矢印の方向に傾く。

【 0 0 7 0 】

一方、第 2 の連結部材 6 6 の長さも変わらないため、第 4 のリンク部材 6 4 を長孔 4 C

50

a に沿って移動させても第 4 のリンク部材 6 4 と第 3 のリンク部材 6 3 との距離は常に保たれている。従って、反射体 4 C が傾くに従って、第 2 のリンク部材 6 2 を回転軸としてニードルガイド 3 C は図 5 に示す矢印の方向に回転する。

【 0 0 7 1 】

その結果、図 5 と図 7 とを比較すると、第 4 のリンク部材 6 4 の移動前後でニードルガイド 3 C 及び反射体 4 C の角度は異なっており、いずれも移動前よりも移動後の方が明らかに、第 1 の超音波振動子群 1 の超音波送信方向に対する傾きを大きくしている。この点は、移動前の超音波プローブ P C の右側面図を示す図 6 と移動後の超音波プローブ P C の右側面図を示す図 8 を見ても明らかである。

【 0 0 7 2 】

以上説明した通り、第 1 の配置可変機構 6 を用いることによって、超音波プローブ P C の第 1 の超音波振動子群 1 と第 2 の超音波振動子群 2 との走査面が互いに交差するようにしつつ、観察対象 T の位置に合わせてニードルガイド 3 C 及び反射体 4 C の傾きを任意の傾きとすることができる。このような構成を採用することによって、交差する 2 断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面の形状を大きくすることなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することができる。

【 0 0 7 3 】

また、音響媒体 5 D は、第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a から送信される超音波のみならず、第 1 の超音波振動子群 1 を構成する超音波振動子 1 a から送信される超音波に対しても共通して用いられる。従って、これまで以上に穿刺ブラインドの範囲を小さくすることができる。

【 0 0 7 4 】

さらに、このような構成を採用することによって、超音波プローブの患者に対する接触面を大きくすることなく上述した効果を得ることができる。すなわち、患者への接触面の形状を小さくすることができれば、超音波プローブを十分に患者に接触させることができるため、超音波画像の生成について画像が得られないことを回避できる。

【 0 0 7 5 】

(第 4 の実施の形態)

次に本発明における第 4 の実施の形態について説明する。なお、第 4 の実施の形態において、上述の第 1 ないし第 3 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

【 0 0 7 6 】

第 4 の実施の形態においても第 2 の配置可変機構 7 を用いる。但し、第 3 の実施の形態における第 1 の配置可変機構 6 と異なるのは、第 3 の実施の形態における第 1 の配置可変機構 6 ではニードルガイド 3 C 及び反射体 4 C のみはその角度を変更するに留まっていたが、第 4 の実施の形態における第 2 の配置可変機構 7 ではこれに加えて、第 2 の超音波振動子群 2 の傾きも併せて変更される点にある。

【 0 0 7 7 】

本実施の形態における第 2 の配置可変機構 7 の構成については、図 9 及び図 10 を用いて説明する。図 9 は、第 4 の実施の形態に係る超音波プローブ P D の一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図である。また、図 10 は、図 9 に示す第 4 の実施の形態に係る超音波プローブ P D について、第 2 の超音波振動子群 2 の位置を変化させた状態を示す説明図である。

【 0 0 7 8 】

第 4 の実施の形態における超音波プローブ P D は、ケース C D と、第 1 の超音波振動子群 1 と、第 2 の超音波振動子群 2 と、ニードルガイド 3 D と、反射体 4 D と、音響媒体 5 E と、第 2 の配置可変機構 7 とを備える。第 2 の配置可変機構 7 は、第 2 の超音波振動子群 2 と、ニードルガイド 3 D 及び反射体 4 D の傾きを変更するために用いられる。本実施

10

20

30

40

50

の形態において、音響媒体 5 E を貫通するように形成されているニードルガイド 3 D を除き、超音波プローブ P D を構成する上記各部はケース C D の内部に収容されている。

【 0 0 7 9 】

第 2 の配置可変機構 7 は、第 1 の超音波振動子群 1 を固定する第 1 の保持部材 7 1 と、第 2 の超音波振動子群 2 を固定する第 2 の保持部材 7 2 と、これら第 1 の保持部材 7 1 と第 2 の保持部材 7 2 とを回転可能に連結する連結部 7 3 を備えている。

【 0 0 8 0 】

第 1 の保持部材 7 1 は、ケース C D 内において第 1 の超音波振動子群 1 を音響整合層 1 b 側から固定する。第 2 の保持部材 7 2 は、第 2 の超音波振動子群 2 を固定する。但し、第 2 の保持部材 7 2 は、第 2 の超音波振動子群 2 に対して、例えば、駆動信号を印加するための配線側（パッキング材 2 c 側）から第 2 の超音波振動子群 2 を固定する。また、第 2 の保持部材 7 2 は、その一端部はケース C D の内部に固定されている。一方、第 2 の超音波振動子群 2 の近傍に位置する第 1 の保持部材 7 1 の一端部は、第 2 の保持部材 7 2 の他端部と連結部 7 3 を介して互いに連結されている。連結部 7 3 は、第 1 の保持部材 7 1 と第 2 の保持部材 7 2 とを連結するとともに、第 2 の保持部材 7 2 が当該連結部 7 3 を回転軸として回転可能となるように支持している。第 2 の保持部材 7 2 の回転は、例えば、超音波プローブ P D の操作者による手動、或いは、駆動部を介しての駆動のいずれによっても良い。

【 0 0 8 1 】

なお、本実施の形態においては、第 1 の保持部材 7 1 に固定される第 1 の超音波振動子群 1 は動くことはなく、第 2 の保持部材 7 2 に固定される第 2 の超音波振動子群 2 のみが連結部 7 3 を回転軸として移動可能とされている。また、第 1 の保持部材 7 1 は第 1 の超音波振動子群 1 との間で固定されず、ケース C D の内部のいずれかにおいて固定されていても良い。

【 0 0 8 2 】

ニードルガイド 3 D は、穿刺針の刺入経路をガイドするが、ここでは図 9 や図 1 0 に示されているように、穿刺針が通過可能な経路を備えるべく、音響媒体 5 E を貫通するように形成されている。

【 0 0 8 3 】

反射体 4 D は、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波による走査面が第 1 の超音波振動子群 1 から送信される超音波による走査面と重複するように第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射させる。

【 0 0 8 4 】

第 2 の配置可変機構 7 の第 2 の保持部材 7 2 が回転することで第 2 の超音波振動子群 2 の傾きが変更される。第 2 の超音波振動子群 2 の第 1 の超音波振動子群に対する傾きが変更されると、超音波が送信される方向も変更される。そこで、反射体 4 D は第 2 の配置可変機構 7 の動きに合わせてその傾きを変更する。すなわち反射体 4 D は、第 2 の配置可変機構 7 の動きに合わせて移動可能であって、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射することができる位置であるケース C D の内面に沿う形で配置されている。

【 0 0 8 5 】

第 4 の実施の形態では、第 1 の超音波振動子群 1 を構成する超音波振動子 1 a と第 2 の超音波振動子群 2 を構成する超音波振動子 2 a とのそれぞれから送信される超音波に対して、共通する音響媒体 5 E が設けられている。本実施の形態においては後述するように、場合によって第 2 の配置可変機構 7 を用いて第 2 の超音波振動子群 2 の超音波の送信面の角度を変更することが可能とされている。また第 2 の配置可変機構 7 によって第 2 の超音波振動子群 2 が動くことに伴って、ニードルガイド 3 D と反射体 4 D もその配置位置が変更される。このように本実施の形態においては、第 2 の配置可変機構 7 の動きに合わせて各部の配置位置を変更できるように、音響媒体 5 E には内容液等が充填される。

【 0 0 8 6 】

第 2 の配置可変機構 7 が動くことによって第 2 の超音波振動子群 2 、ニードルガイド 3

10

20

30

40

50

D、反射体4Dがその傾きを変更することができるように、本実施の形態におけるケースCDの外周の一部は伸縮可能に形成されている。具体的な位置は、ケースCDにおいて第2の保持部材72が配置される周辺領域からケーブルAに至るまでの一部領域Gである。

【0087】

なお、ケースCDにおいて伸縮可能とされる領域Gの範囲については、任意に設定可能である。但し、第2の配置可変機構7の移動領域は、ケースCDにおける伸縮可能な領域Gに規制されることになる。従って、ケースCDにおいて伸縮可能とされる領域Gは、第2の配置可変機構7が移動することで所望の第2の超音波振動子群2の傾きを得ることが阻害されないような十分な範囲を持って設定される。

【0088】

次に、第2の配置可変機構7の動きについて、図9及び図10を用いて説明する。図9に示す第2の超音波振動子群2は、第1の超音波振動子群1の一端部近傍に配置されている。また第2の超音波振動子群2から超音波が送信される方向は、第1の超音波振動子群1から超音波が送信される方向に対して角度を有している。第2の超音波振動子群2がこのような位置に配置されていることから、ケースCDにおける伸縮可能な領域Gは、縮んだ状態にある。

【0089】

この状態から図9に示す矢印の方向に、第2の保持部材72が連結部73を軸に回転すると、超音波プローブPDは図10に示すような形状となる。すなわち、第2の保持部材72に固定される第2の超音波振動子群2は第1の超音波振動子群1の配置位置に並ぶように配置される。また、第2の配置可変機構7がこのように動くことによって、ニードルガイド3D及び反射体4Dも併せて移動し、図10に示すニードルガイド3D及び反射体4Dは、図9に示す場合に比べていずれも寝るような位置に配置される。

【0090】

以上説明した通り、第2の配置可変機構7を用いることによって、超音波プローブPDの第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2との走査面が互いに交差するようにしつつ、観察対象Tの位置に合わせて第2の超音波振動子群2とニードルガイド3Dと反射体4Dの、第1の超音波振動子群1の超音波送信方向に対する傾きを任意の傾きとすることができる。このような構成を採用することによって、交差する2断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面の形状を大きくすることなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することができる。

【0091】

また、音響媒体5Eは、第2の超音波振動子群2を構成する超音波振動子2aから送信される超音波のみならず、第1の超音波振動子群1を構成する超音波振動子1aから送信される超音波に対しても共通して用いられる。従って、これまで以上に穿刺ブラインドの範囲を小さくすることができる。

【0092】

さらに、このような構成を採用することによって、超音波プローブの患者に対する接触面を大きくすることなく上述した効果を得ることができる。すなわち、患者への接触面の形状を小さくすることができれば、超音波プローブを十分に患者に接触させることができるため、超音波画像の生成について画像が得られないことを回避できる。

【0093】

(第5の実施の形態)

次に本発明における第5の実施の形態について説明する。なお、第5の実施の形態において、上述の第1ないし第4の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

【0094】

以下、第5の実施の形態における超音波プローブPEの構造について、図11及び図1

10

20

30

40

50

2を用いて説明する。図11は、第5の実施の形態に係る超音波プローブPEの一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図である。図12は、第5の実施の形態に係る超音波プローブPEの上面図である。超音波プローブPEは、いわゆる体腔内プローブと言われるプローブである。これまでの実施の形態において示した超音波プローブとは異なり、腸等の体腔に挿入して用いるため、棒状の形状とされている。

【0095】

第5の実施の形態における超音波プローブPEは、ケースCEと、第1の超音波振動子群1と、第2の超音波振動子群2と、ニードルガイド3Eと、反射体4Eとを備える。本実施の形態における超音波プローブPEのうち、第1の超音波振動子群1と、第2の超音波振動子群2と反射体4Eとが図11、或いは、図12に示すように、ケースCEの内部に収容されている。

10

【0096】

一方、ニードルガイド3Eは、ケースCEの外面に溝として形成され、或いは、ケースCEに対し貫通孔として設けられる。また、ニードルガイド3Eは、超音波プローブPEの長手方向に平行となるように形成されている。

【0097】

本実施の形態における超音波プローブPEも2つの超音波振動子群を備えている。超音波プローブPEの先端に湾曲して配置されるのが第1の超音波振動子群1である。第1の超音波振動子群1は、複数の超音波振動子1a、音響整合層1b、及びバッキング材1cを備える。第1の超音波振動子群1が湾曲して配置されるのは、ケースCEの先端形状に合わせたものである。

20

【0098】

第2の超音波振動子群2は、複数の超音波振動子2a、音響整合層2b、及びバッキング材2cを備える。また、第2の超音波振動子群2を構成する複数の超音波振動子2aのアレイ方向は、第1の超音波振動子群1を構成する超音波振動子1aのアレイ方向と交差する向きに配置されている。

【0099】

第2の超音波振動子群2は、第2の超音波振動子群2を構成する超音波振動子2aから送信される超音波による走査面が、第1の超音波振動子群1による超音波による走査面と交差する位置となるように配置される。本実施の形態においては、第2の超音波振動子群2は、第1の超音波振動子群1よりも奥行き方向における後側(図示しない超音波診断装置と接続するケーブルA側)に配置される。

30

【0100】

反射体4Eは、第2の超音波振動子群2から送信される超音波による走査面が第1の超音波振動子群1から送信される超音波による走査面と重複するように第2の超音波振動子群2から送信される超音波を反射させる。

【0101】

第2の超音波振動子群2から送信された超音波は、反射体4Eにて穿刺針の刺入方向(図11、或いは、図12では、一点鎖線で示されている)と概ね平行となるように反射される。そのため、第2の超音波振動子群2から送信される超音波による走査面は、第1の超音波振動子群1から送信される超音波の走査面と交差する。図11、或いは、図12において観察対象Tは、第1の超音波振動子群1による超音波の走査面と第2の超音波振動子群2による超音波の走査面が交差する位置に位置している。

40

【0102】

図13は、第5の実施の形態に係る超音波プローブPEを用いて生成された超音波画像をディスプレイに表示させた状態を示す画面例である。第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2のそれぞれから送信された超音波をもって観察対象Tを走査すると、図13に示すように、それぞれ超音波画像として生成される。

【0103】

図13においてディスプレイの左側に表示されている超音波画像は、第1の超音波振動

50

子群 1 から送信された超音波を用いて生成されたものである。一方、ディスプレイの右側に表示されている超音波画像は、第 2 の超音波振動子群 2 から送信された超音波を用いて生成されたものである。なお、ここでは、ニードルガイド 3 E に沿って患者内部に存在する観察対象 T に向けて刺入され、観察対象 T 近傍まで到達する穿刺針の挿入経路を一点鎖線で示している。

【0104】

以上説明した通り、超音波プローブに第 1 の超音波振動子群 1 と第 2 の超音波振動子群 2 とを設け、それぞれの走査面が交差するように配置するとともに、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波の送信方向が穿刺針の刺入方向と概ね平行となるように反射体 4 E を利用する。これにより、交差する 2 断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける 1 生体接触面の形状を大きくすることなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することができる。

10

【0105】

また、このような構成を採用することによって、超音波プローブの患者に対する接触面を大きくすることなく上述した効果を得ることができる。すなわち、患者への接触面の形状を小さくすることができれば、超音波プローブを十分に患者に接触させることができるため、超音波画像の生成について画像が得られないことを回避できる。なお、第 5 の実施の形態においては特に音響媒体に触れていないが、超音波プローブ P E 内に当該音響媒体が充填されることで穿刺ブラインドの範囲を小さくすることができる。

20

【0106】

(第 6 の実施の形態)

次に本発明における第 6 の実施の形態について説明する。なお、第 6 の実施の形態において、上述の第 1 ないし第 5 の実施の形態において説明した構成要素と同一の構成要素には同一の符号を付し、同一の構成要素の説明は重複するので省略する。

【0107】

第 6 の実施の形態における超音波プローブ P F は、第 5 の実施の形態における超音波プローブ P E と同じ体腔内プローブである。本実施の形態において第 5 の実施の形態と異なる点は、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射する反射体 4 F が移動可能に構成されている点である。

30

【0108】

以下、第 6 の実施の形態における超音波プローブ P F について、図 1 4 及び図 1 5 を用いて説明する。図 1 4 は、第 6 の実施の形態に係る超音波プローブ P F の一部を切り欠いて正面からその内部構造を示す説明図である。また、図 1 5 は、図 1 4 に示す第 6 の実施の形態に係る超音波プローブ P F について、反射体 4 F の位置を変化させた状態を示す説明図である。

【0109】

本実施の形態における反射体 4 F は、反射体移動機構によってその配置位置を変化させることが可能とされている。図 1 4 及び図 1 5 においては、具体的な反射体移動機構を示していないが、例えば次に述べるような機構を採用することで反射体 4 F を移動させることが可能である。

40

【0110】

具体的には、例えば、反射体 4 F と連結され、超音波プローブ P F のケース C F の外部まで引き出されるレバーを用いて操作者が手動にて反射体 4 F を動かすことができる。また、ケース C F の内部に反射体 4 F を駆動する駆動部を設けて、反射体 4 F を所定の位置まで移動させることも可能である。

【0111】

通常は、反射体 4 F は、図 1 4 に示す位置に配置されている。この場合、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波は、反射体 4 F によって反射されて穿刺針の刺入方向と概ね平行となるように送信される。この状態は、第 5 の実施の形態において説明した通り

50

である。このように第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波が穿刺針の刺入方向と略同じ方向に送信されることで、第 1 の超音波振動子群 1 と第 2 の超音波振動子群 2 のそれぞれの走査面が互いに交差する。

【 0 1 1 2 】

一方、反射体 4 F が反射体移動機構によって図 1 4 に示す位置から、矢印の方向に図 1 5 に示す位置まで移動（退避）させられた場合、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波は、反射体 4 F によって反射されることはない。すなわち、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波は、穿刺針の刺入方向と概ね平行となるように送信されず、超音波は超音波の送信面の法線方向に送信される。この場合は、第 1 の超音波振動子群 1 と第 2 の超音波振動子群 2 のそれぞれの走査面が互いに交差することはない。

10

【 0 1 1 3 】

このように反射体 4 F を第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波を反射しない位置まで移動させるのは、走査の対象が超音波プローブ P F の長手方向前方、すなわち、第 1 の超音波振動子群 1 から超音波が送信される方向ではなく、当該方向に直交する方向に存在する場合であって、このような位置にある対象を観察したい場合が考えられるからである。

【 0 1 1 4 】

以上説明した通り、超音波プローブに第 1 の超音波振動子群 1 と第 2 の超音波振動子群 2 とを設け、それぞれの走査面が交差するように配置するとともに、第 2 の超音波振動子群 2 から送信される超音波の送信方向が穿刺針の刺入方向と概ね平行となるように反射体 4 F を利用する。これにより、交差する 2 断面を示す超音波画像を生成可能な超音波プローブ及びそれを備える超音波診断装置であって、超音波プローブにおける生体接触面の形状を大きくすることなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力低減可能とする超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することができる。

20

【 0 1 1 5 】

また、このような構成を採用することによって、超音波プローブの患者に対する接触面を大きくすることなく上述した効果を得ることができる。すなわち、患者への接触面の形状を小さくすることができれば、超音波プローブを十分に患者に接触させることができるため、超音波画像の生成について画像が得られないことを回避できる。

【 0 1 1 6 】

さらに、第 6 の実施の形態では、反射体 4 F を退避させて穿刺針の刺入方向と概ね平行となるようにではなく、当該穿刺針の刺入方向と略直交する方向に第 2 の超音波振動子群 2 による超音波を送信することを可能としている。このように反射体 4 F を移動可能にすることで、上述した効果を確保しつつ、さらに体腔内を広範囲にわたって走査することが可能となる。なお、第 6 の実施の形態においては特に音響媒体に触れていないが、超音波プローブ P F 内に当該音響媒体が充填されることで穿刺ブラインドの範囲を小さくすることができる。

30

【 0 1 1 7 】

[超音波診断装置の構成]

次に、これまで説明してきた超音波プローブを備える超音波診断装置 8 について図 1 6 と用いて説明する。図 1 6 は、実施の形態に係る超音波診断装置 8 の内部構成を示すブロック図である。

40

【 0 1 1 8 】

図 1 6 に示すように、超音波診断装置 8 は、被検体に対して超音波の送受信（送受波）を行う超音波プローブ P と、当該超音波プローブ P が着脱可能に接続される装置本体 9 とを備えている。

【 0 1 1 9 】

超音波プローブ P は、被検体の表面にその先端面を接触させた状態で、超音波の送受信を行う。ここでの超音波プローブ P は、これまで説明してきた、第 1 ないし第 6 の実施の形態における超音波プローブ P A ~ P F である。以下、これら超音波プローブ P A ないし

50

P Fをまとめて表わす場合には「超音波プローブP」と表わす。

【0120】

また、超音波プローブPには、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。さらに、超音波振動子は1次元配列に限定されず、振動子を2次元的に配置することで、ボリュームデータをリアルタイムに取得することができる。3次元立体画像を得る場合は、超音波プローブPとして、3D走査用のプローブが利用される。3D走査用のプローブとしては、2Dアレイプローブやメカニカル4Dプローブを挙げることができる。なお、このようなボリュームデータを得る場合、2つのボリュームデータそれぞれに基づき生成される表示用の各超音波画像において、観察対象T及び穿刺針Nが含まれるように超音波診断装置8の各部が制御される。例えば、あらかじめ設定された観察対象T及び穿刺針Nを示すボクセル値に基づいて観察対象T及び穿刺針Nが特定され、それらを含むように各超音波画像が生成される。

10

【0121】

装置本体9は、超音波プローブPに対する駆動信号の送信を行うとともに、超音波プローブPからの反射信号の受信を行う送受信部91と、反射信号を処理する信号処理部92と、超音波画像を生成する画像処理部93と、各種画像を表示するディスプレイ94と、検査者などの操作者により入力操作される入力部95と、各部を制御する制御部96と、検査等に用いられる各種条件や生成された超音波画像を記憶する記憶部97と、超音波診断装置8を他の医用画像診断装置と接続し、情報のやり取りを行う通信制御部98とを内蔵している。またこれら各回路は互いにバスBに接続され、各種信号のやり取りが可能と

20

【0122】

送受信部91は、制御部96による制御に基づき、超音波プローブPに超音波を発生させるための駆動信号、すなわち各超音波振動子に印加する電気パルス信号(以下、「駆動パルス」という)を生成し、その駆動パルスを超音波プローブPに送信する。送受信部91は、図示しない、例えば、基準パルス発生回路、遅延制御回路、駆動パルス発生回路等の各回路を備えており、各回路が上述した機能を果たす。また、送受信部91は、超音波プローブPからの反射信号、すなわちエコー信号を受信し、その受信信号に対して整相加算を行い、その整相加算により取得した信号を信号処理部92に出力する。

30

【0123】

信号処理部92は、送受信部91から供給された受信信号を用いて各種のデータを生成し、画像処理部93や制御部96に出力する。信号処理部92は、いずれも図示しない、例えば、Bモード処理回路(或いは、Bcモード処理回路)やドプラモード処理回路、カラードプラモード処理回路などを有している。Bモード処理回路は、受信信号の振幅情報の映像化を行い、Bモード信号のデータを生成する。ドプラモード処理回路は、受信信号からドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに、FFT(Fast Fourier Transform)処理などを施し、血流情報のドプラ信号のデータを生成する。カラードプラモード処理回路は、受信信号に基づいて血流情報の映像化を行い、カラードプラモード信号のデータを生成する。

40

【0124】

画像処理部93は、信号処理部92から供給されたデータに基づいてスキャン領域に関する二次元や三次元の超音波画像を生成する。例えば、画像処理部93は、供給されたデータからスキャン領域に関するボリュームデータを生成する。そしてその生成したボリュームデータからMPR処理(多断面再構成法)により二次元の超音波画像のデータやボリュームレンダリング処理により三次元の超音波画像のデータを生成する。画像処理部93は、生成した二次元や三次元の超音波画像をディスプレイ94に出力する。なお、超音波画像としては、例えば、Bモード画像やドプラモード画像、カラードプラモード画像、Mモード画像などがある。

【0125】

ディスプレイ94は、画像処理部93により生成された超音波画像や操作画面(例えば

50

、操作者から各種指示を受け付けるためのGUI (Graphical User Interface) などの各種画像を制御部96の制御に従って表示する。このディスプレイ94としては、例えば、液晶ディスプレイや有機EL (Electroluminescence) ディスプレイなどを用いることが可能である。なお、超音波診断装置として、ディスプレイを有さない構成であってもよい (可搬型の超音波診断装置等)。

【0126】

入力部95は、例えば、撮像指示や画像表示、画像の切り替え、モード指定、各種設定などの操作者による様々な入力操作を受け付ける。この入力部95としては、例えば、GUI、あるいは、ボタンやキーボード、トラックボールなどの入力デバイスを用いることが可能である。

10

【0127】

制御部96は、超音波診断装置8の各部を統括的に制御する。例えば、制御部96は、信号処理部92から供給されたデータや所定処理により得られたデータなどを記憶部97に保存する制御、さらに、ディスプレイ94に画像を表示させる制御などを行う。たとえば制御部96は、図2等のように第1の超音波振動子群1と第2の超音波振動子群2のそれぞれから送信された超音波に基づく超音波画像それぞれを1以上のディスプレイ94に同時に表示させる。

【0128】

記憶部97は、半導体や磁気ディスクで構成されており、超音波診断装置8で実行される各種処理に関するプログラムやデータが記憶されている。また、超音波プローブPを用いて走査した結果生成された超音波画像を記憶しても良い。

20

【0129】

通信制御部98は、LANカードやモデム等の手段であり、超音波診断装置8をインターネットやLAN等の通信ネットワークに接続することを可能とする手段である。すなわち装置本体9は、通信ネットワークを介して他の画像診断装置 (モダリティ) や画像サーバ、画像処理装置等と接続されていても良い。通信制御部98を介して通信ネットワークと送受信したデータは入力信号または出力信号として、制御部96に送受信される。この通信ネットワークを介してやり取りされる情報に関する規格は、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 等、いずれの規格であっても良い。

30

【0130】

なお、ここで例えば、送受信部91、信号処理部92、画像処理部93については、所定のメモリ等に記憶されるプログラムをプロセッサに実行させるソフトウェアによって実現することを前提としている。ここで本明細書における「プロセッサ」という文言は、例えば、専用又は汎用のCPU (Central Processing Unit) arithmetic circuit (circuitry)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。

40

【0131】

プロセッサは、記憶部97に保存された、又は、プロセッサの回路内に直接組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。プログラムを記憶する記憶部97は、プロセッサごとに個別に設けられるものであっても構わないし、或いは、例えば、図16における送受信部91、信号処理部92、画像処理部93が行う機能に対応するプログラムを記憶するものであっても構わない。記憶部97の構成については、上述した通りである。

50

【 0 1 3 2 】

以上説明したような超音波診断装置 8 の装置本体 9 には、これまで説明してきた超音波プローブ P が接続されている。従って、超音波プローブ P に第 1 の超音波振動子群と第 2 の超音波振動子群とを設け、それぞれの走査面が交差するように配置するとともに、第 2 の超音波振動子群から送信される超音波の送信方向が穿刺針の刺入方向と概ね平行となるように反射体を利用する。これにより、生体接触面の形状を大きくすることなく穿刺術が行われる際に穿刺針が映らない穿刺ブラインドの範囲を極力小さくし、かつ、交差する 2 断面を示す超音波画像を表示可能とする超音波診断装置を提供することができる。

【 0 1 3 3 】

なお、第 5 及び第 6 の実施の形態において示した体腔内プローブ P E , P F の第 1 の超音波振動子群 1 はコンベックスアレイであったが、当該超音波振動子群に限らず、その他の実施の形態においても第 1 の超音波振動子群、第 2 の超音波振動子群のいずれか一方、或いは、両方をコンベックスアレイとしても良い。

10

【 0 1 3 4 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、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を意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要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同様に、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れるものである。

20

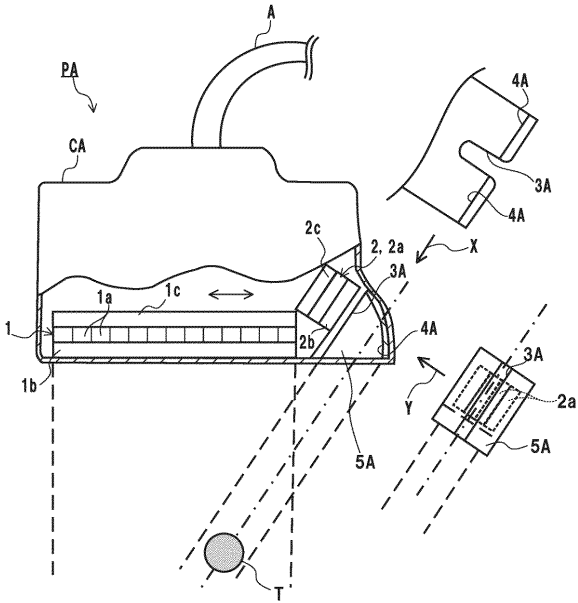
【 符号の説明 】

【 0 1 3 5 】

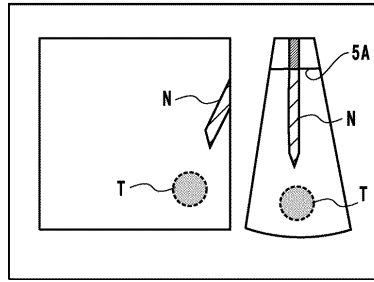
- 1 第 1 の超音波振動子群
- 2 第 2 の超音波振動子群
- 3 A ~ 3 E ニードルガイド
- 4 A ~ 4 F 反射体
- 5 A ~ 5 E 音響媒体
- 6 第 1 の配置可変機構
- 7 第 2 の配置可変機構
- 8 超音波診断装置
- 9 装置本体
- P , P A ~ P F 超音波プローブ

30

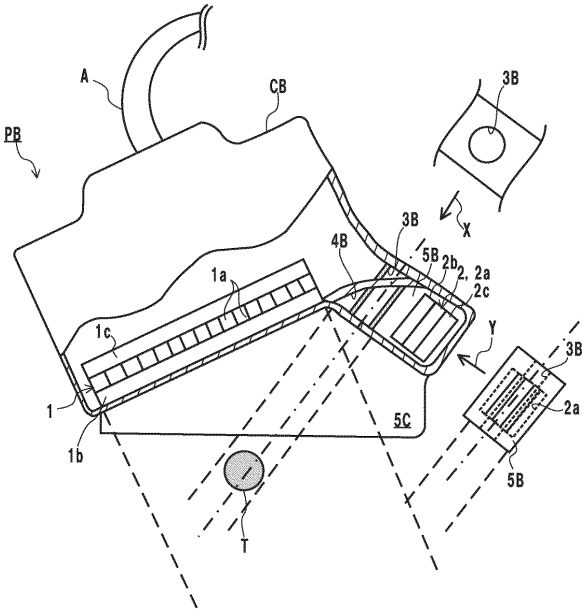
【 図 1 】



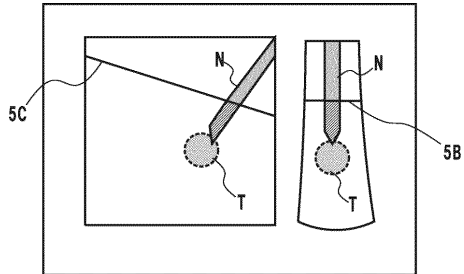
【 図 2 】



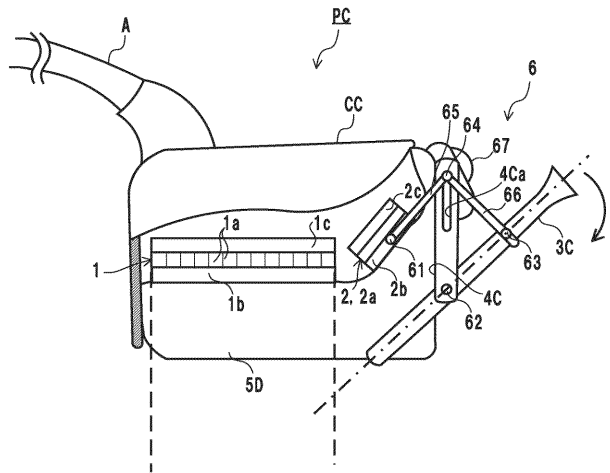
【 図 3 】



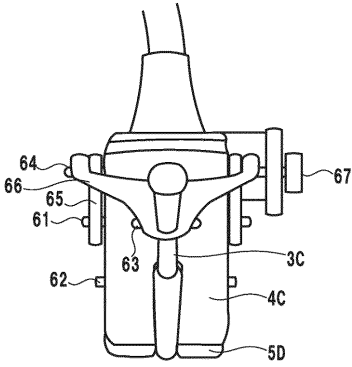
【 図 4 】



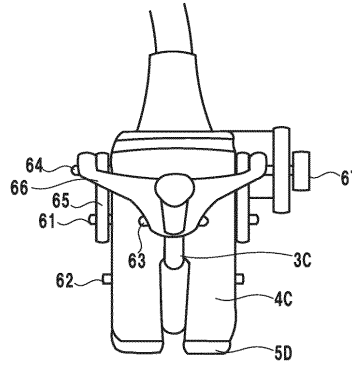
【 図 5 】



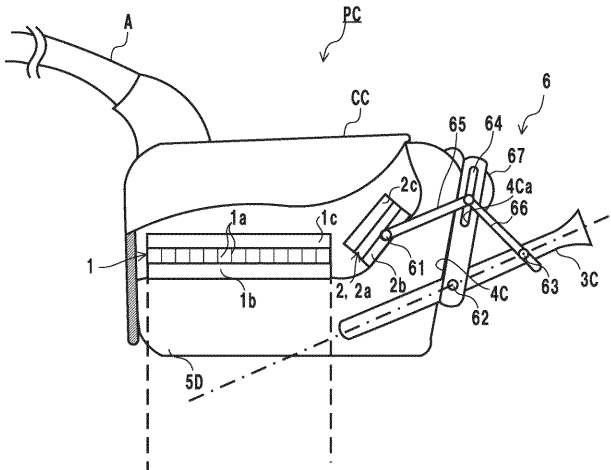
【 図 6 】



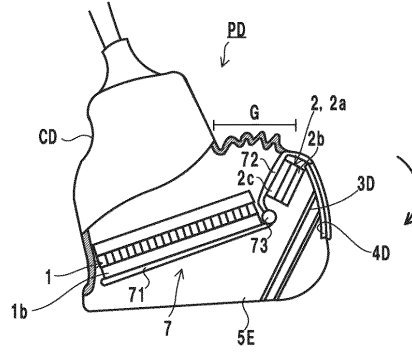
【 図 8 】



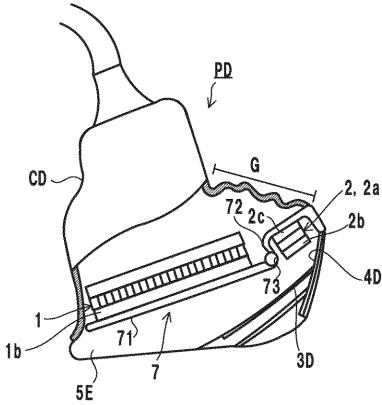
【 図 7 】



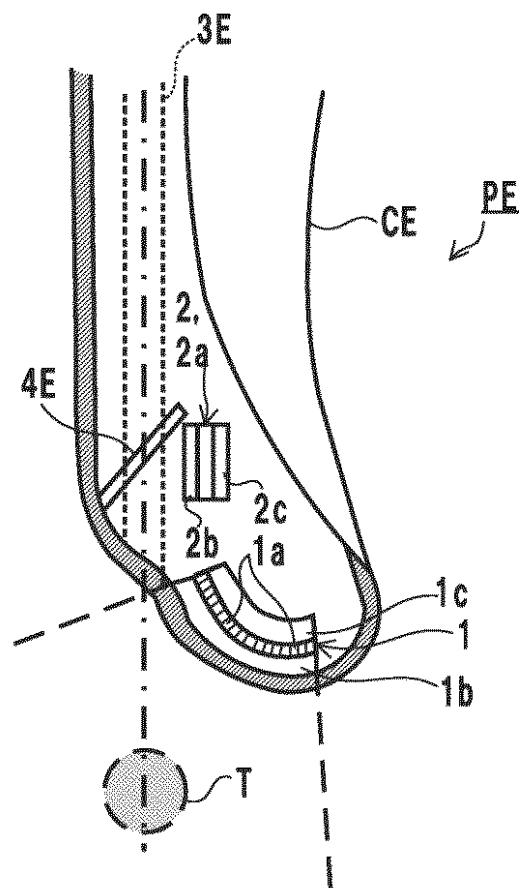
【 図 9 】



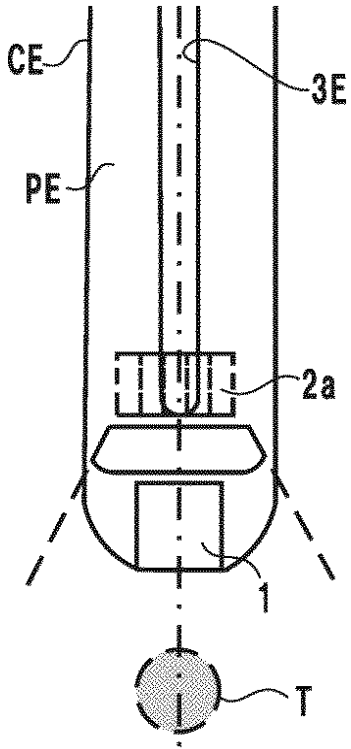
【 図 10 】



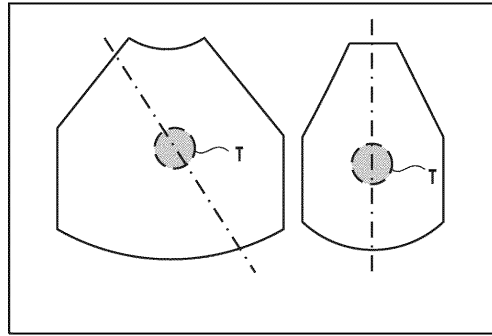
【 図 11 】



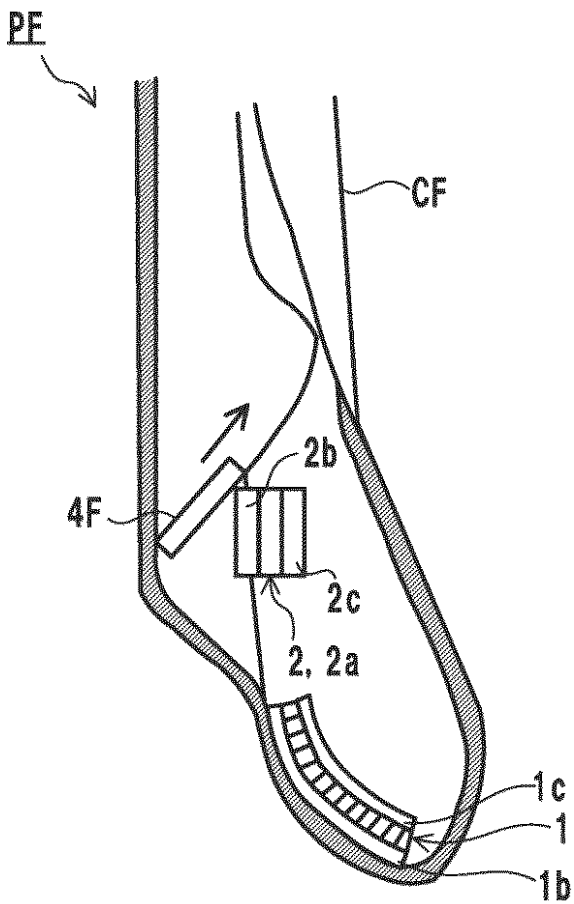
【 図 1 2 】



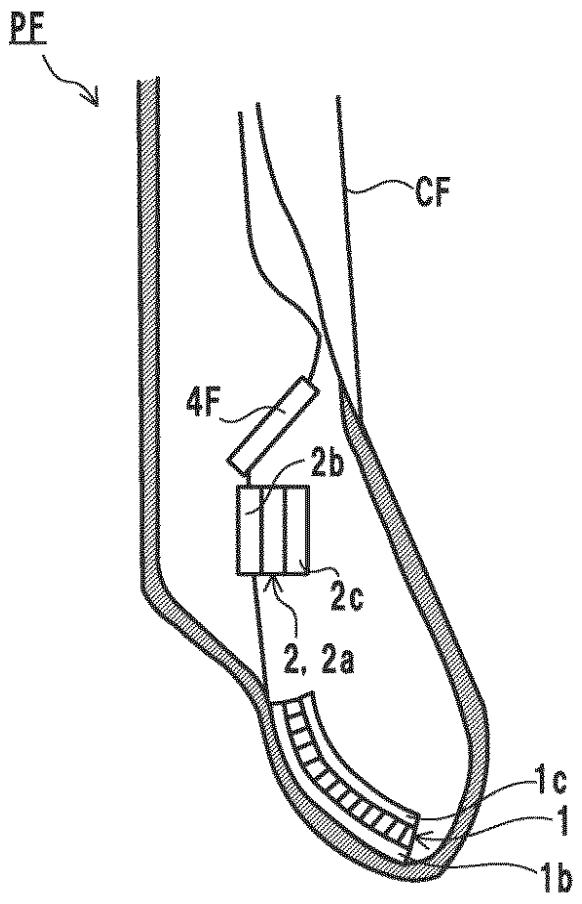
【 図 1 3 】



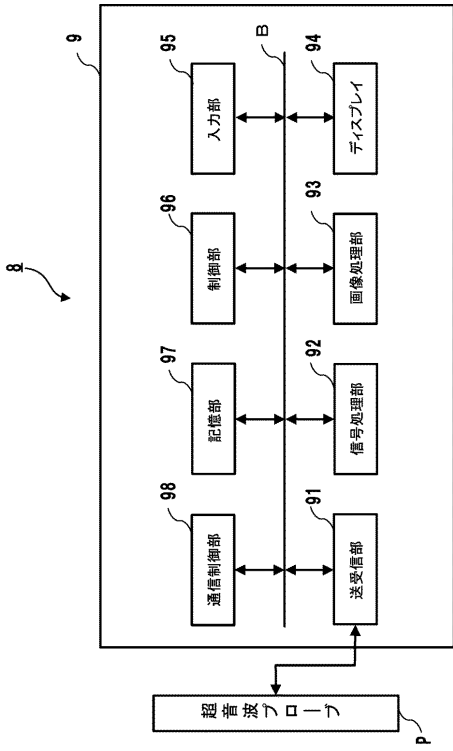
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【図16】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2018023609A	公开(公告)日	2018-02-15
申请号	JP2016157516	申请日	2016-08-10
[标]发明人	久保田隆司		
发明人	久保田 隆司		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FE07 4C601/FE09 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GB03 4C601/GB37 4C601/GC01 4C601/GC02 4C601/GC07 4C601/KK25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是包括的超声波探头的超声波诊断装置，它能够产生表示两个交叉相交的超声图像，抑制在超声波探头的生物接触表面的尺寸增加了，穿刺进行提供一种超声波探头和超声波诊断装置，能够减少在穿刺盲穿刺针的范围时不显示。 解决方案：超声探头PA包括第一超声换能器组1，第二超声换能器组2，导针器3A和反射器4A。第二超声换能器组2中的超声波换能器的排列方向与第一超声换能器组1中的排列方向相交。导针器3A设置在第二超声换能器组2的附近并引导穿刺针。反射器4A反射从第二超声换能器组2传输的超声波。由第二组超声换能器2的表面扫描，超声换能器2的第二组设置在由超声换能器组1与第一扫描平面相交。

