

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5836071号
(P5836071)

(45) 発行日 平成27年12月24日 (2015.12.24)

(24) 登録日 平成27年11月13日 (2015.11.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2011-243271 (P2011-243271)
 (22) 出願日 平成23年11月7日 (2011.11.7)
 (65) 公開番号 特開2013-94619 (P2013-94619A)
 (43) 公開日 平成25年5月20日 (2013.5.20)
 審査請求日 平成26年9月26日 (2014.9.26)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝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 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (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
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子の配列方向と平行な面を走査しながら、当該配列方向と直交する方向に揺動されることで、被検体を3次的に走査する複数の超音波探触子が1次的に配列された第1の超音波探触子群と、

前記第1の超音波探触子群によって走査される複数の走査面のうち、いずれかの走査面を走査する複数の超音波探触子が1次的に配列された第2の超音波探触子群と、
 を備え、

前記第2の超音波探触子群は、当該第2の超音波探触子群における超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動され、任意の位置で固定されることを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 2】

超音波探触子の配列方向と平行な面を走査しながら、当該配列方向と直交する方向に揺動されることで、被検体を3次的に走査する複数の超音波探触子が1次的に配列された第1の超音波探触子群と、

前記第1の超音波探触子群によって走査される複数の走査面のうち、いずれかの走査面を走査する複数の超音波探触子が1次的に配列された第2の超音波探触子群と、

前記第2の超音波探触子群の走査面に穿刺針を誘導するための穿刺針装着機構、或いは、穿刺針案内器具を装着する装着機構と、

を備えたことを特徴とする超音波プローブ。

20

【請求項 3】

前記第 2 の超音波探触子群は、当該第 2 の超音波探触子群における超音波探触子の配列方向が、前記第 1 の超音波探触子群における超音波探触子の配列方向と略平行となるように配置されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記第 2 の超音波探触子群は、前記第 1 の超音波探触子群の中心の方向に傾いて配置されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 2 の超音波探触子群は、前記第 1 の超音波探触子群において音響放射面に対向する面側に配置され、当該第 2 の超音波探触子群による超音波の送受信は、前記第 1 の超音波探触子群が前記超音波の走査面近傍に位置しないことを条件に、実行されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

10

【請求項 6】

前記第 1 の超音波探触子群における超音波探触子間の距離と、前記第 2 の超音波探触子群における超音波探触子間の距離とが略同一であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記第 1 の超音波探触子群の前記配列方向と直交する方向の幅と、前記第 2 の超音波探触子群の前記配列方向と直交する方向の幅とが略同一であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波プローブ。

20

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波プローブを備え、

前記超音波プローブによって送受信された超音波に基づいて、超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段によって生成された超音波画像を表示部にて表示するように制御する表示制御手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波探触子群によって送受信された超音波に基づく第 1 の超音波画像と、前記第 2 の超音波探触子群によって送受信された超音波に基づく第 2 の超音波画像とをそれぞれ生成し、

30

前記表示制御手段は、前記画像生成手段によって生成された第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とを表示部にて同時に表示させることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像生成手段は、第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とをそれぞれ異なる色調で生成することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示制御手段は、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像のうち、少なくとも一方とともに、穿刺針を誘導するための穿刺マーカを表示するように制御することを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施の形態は、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】**

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集するものである。また、超音波診断装置は

50

、超音波プローブを接触させるだけの簡単な操作で超音波画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断などに広く用いられている。

【 0 0 0 3 】

例えば、超音波診断装置は、生体組織検査やラジオ波焼灼治療（R F A : Radio Frequency Ablation）などの穿刺が行なわれる場合に多く用いられる。生体組織検査のために組織採取を行う場合には、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、穿刺針を体内に刺し、組織採取を行う。また、R F Aを行う場合には、医師は、ターゲットとなる病変をリアルタイムで超音波画像により確認しながら、R F A針を病変部位まで刺し、その後、R F A針からラジオ波を照射する。

【 0 0 0 4 】

例えば、このような超音波診断装置を用いた手技では、穿刺針やR F A針の位置を正確に把握するために、アタッチメントにより穿刺針の進入範囲を限定したり、2 Dアレイプローブ（two dimensional array probe）や、メカニカル4 Dプローブ（mechanical four dimensional probe）を用いて収集した3次元データを用いて穿刺針及びターゲット部位の位置を特定したりする。また、近年、穿刺針やR F A針の位置をより正確に把握するために、従来のメカニカル4 Dプローブの超音波探触子群に、2次元的な超音波画像を生成するための超音波探触子群を新たに加えたメカニカル4 Dプローブも知られている。しかしながら、上述した従来技術においては、穿刺時において、高精度で広範囲の超音波画像を得ようとした場合に、超音波プローブが大型化してしまい、操作性が低下する場合があった。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 5 6 8 5 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明が解決しようとする課題は、穿刺時に、高精度で広範囲の超音波画像が得られ、かつ、操作性の低下を抑止することができ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 】

【 0 0 0 7 】

実施の形態の超音波プローブは、第1の超音波探触子群と、第2の超音波探触子群とを備える。第1の超音波探触子群は、超音波探触子の配列方向と平行な面を走査しながら、当該配列方向と直交する方向に揺動されることで、被検体を3次元的に走査する複数の超音波探触子が1次元的に配列される。第2の超音波探触子群は、前記第1の超音波探触子群によって走査される複数の走査面のうち、いずれかの走査面を走査する複数の超音波探触子が1次元的に配列される。前記第2の超音波探触子群は、当該第2の超音波探触子群における超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動され、任意の位置で固定される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

【 図 1 A 】 図 1 A は、第 1 の従来技術に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【 図 1 B 】 図 1 B は、図 1 A に示す超音波プローブの断面図である。

【 図 1 C 】 図 1 C は、図 1 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、第 2 の従来技術に係る超音波プローブにおける超音波探触子群の一例を示す図である。

【 図 3 A 】 図 3 A は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【図 3 B】図 3 B は、図 3 A に示す超音波プローブの断面図である。

【図 3 C】図 3 C は、第 1 の実施形態に係る超音波探触子の配列方向を示す図である。

【図 3 D】図 3 D は、図 3 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【図 4 A】図 4 A は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A に示す超音波プローブの断面図である。

【図 4 C】図 4 C は、図 4 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【図 5 A】図 5 A は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【図 5 B】図 5 B は、図 5 A に示す超音波プローブの断面図である。

【図 5 C】図 5 C は、図 5 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【図 6 A】図 6 A は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【図 6 B】図 6 B は、図 6 A に示す超音波プローブの断面図である。

【図 6 C】図 6 C は、図 6 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【図 7 A】図 7 A は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【図 7 B】図 7 B は、図 7 A に示す超音波プローブの断面図である。

【図 7 C】図 7 C は、図 7 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【図 8 A】図 8 A は、第 6 の実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を示す断面図である。

【図 8 B】図 8 B は、図 8 A に示す超音波プローブの第 1 の断面図である。

【図 8 C】図 8 C は、図 8 A に示す超音波プローブの第 2 の断面図である。

【図 8 D】図 8 D は、図 8 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。

【図 9】図 9 は、本実施例に係る超音波診断装置の全体構成の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第 1 の実施形態)

まず、従来技術に係る超音波プローブについて、図 1 A ~ 図 2 を用いて説明する。図 1 A は、第 1 の従来技術に係る超音波プローブ 100 の構成の一例を示す断面図である。図 1 A においては、1 次元的に配列された超音波探触子群を機械的に揺動することで、3 次元的に超音波を送受信するメカニカル 4 D プローブを示す。図 1 A に示すように、第 1 の従来技術に係る超音波プローブ 100 は、配線 110 と、配線 120 と、超音波探触子群 130 と、揺動機構 140 と、駆動機 150 とを備え、図 1 A に示すように、被検体 P 内のターゲット部位 T に対する穿刺術に用いられる。

【0010】

配線 110 は、超音波探触子群 130 に含まれる超音波探触子を構成する圧電体と超音波診断装置本体との間で信号の伝送を行う。配線 120 は、駆動機 150 を超音波診断装置本体で制御するための制御信号と電力の伝送を行う。超音波探触子群 130 は、被検体 P との間で超音波信号を送受信する。揺動機構 140 は、超音波探触子群 130 を機械的に揺動する。駆動機 150 は、揺動機構 140 を駆動する。

【0011】

ここで、超音波探触子群 130 は、1 次元的なアレイ状に配列された超音波探触子から構成される。すなわち、超音波探触子群 130 は、図 1 A の横方向に 1 次元的に配列され

10

20

30

40

50

た超音波探触子から構成される。そして、超音波プローブ 100 は、配線 120 を介して伝送された信号に基づいて、超音波探触子の配列方向に超音波探触子を電子的に走査することで、図 1 A に示すように、2 次元的な超音波画像の情報をリアルタイムに取得する。

【0012】

また、超音波プローブ 100 は、超音波探触子群 130 を超音波探触子の配列方向に揺動することで、3 次元的な超音波画像の情報をリアルタイムに取得する。図 1 B は、図 1 A に示す超音波プローブの断面図である。図 1 B は、図 1 A に示す a - b 間の断面図である。例えば、超音波プローブ 100 は、超音波探触子群 130 を電子的に走査しながら、図 1 B の矢印に示すように、超音波探触子群 130 を超音波探触子の配列方向と直交する方向に曲線状に揺動することで、3 次元的な超音波画像の情報をリアルタイムに取得する。

10

【0013】

超音波プローブ 100 は、生体の組織の採取や生体の患部の治療のために、被検体内に穿刺針等を刺入する穿刺術に用いられる。かかる穿刺術においては、安全性を高めるために、穿刺術者は、生体内に穿刺針等を刺入する範囲を含んだ生体の超音波画像を参照しながら生体内に穿刺針等を刺入する。すなわち、穿刺術者は、生体内の穿刺針等の位置を超音波画像を参照してリアルタイムに確認する。

【0014】

図 1 C は、図 1 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。図 1 C においては、超音波探触子群 130 を揺動させながら取得された情報をもとに生成された 3 次元の超音波画像を示す。図 1 C に示すように、3 次元の超音波画像においては、ターゲット部位 T 及び穿刺針ガイドが描出され、穿刺術者は、この画像により穿刺針の位置を確認しながら、穿刺術を行う。

20

【0015】

ここで、穿刺針の位置をより正確に把握するために、超音波プローブ 100 を用いてより高精細な 3 次元の超音波画像を得るためには、1 次元的なアレイ状に配列された超音波探触子 130 の配列方向の走査線の密度を高くする手法、又は機械的な揺動の速度を遅くすることで揺動方向の走査線の密度を高くする手法が有効である。しかしながら、走査線の密度を高くする手法は、3 次元の超音波画像の時間応答性が低下する。すなわち、フレームレートが低下し、穿刺針の動作速度が速い場合に、その動作に追従した超音波画像を生成することが困難となる。

30

【0016】

また、3 次元の超音波画像の精度を確保しつつ、広範囲の情報を得るためには、超音波探触子群 130 の超音波探触子の配列方向の長さを拡大することで走査範囲を拡大する手法、又は機械的な揺動の速度を一定としたまま揺動の範囲を拡大する手法が有効である。しかしながら、範囲を拡大する手法は、上記した走査線の密度を高くする手法と同様に、フレームレートが低下し、穿刺針の動作速度が速い場合に、その動作に追従した超音波画像を生成することが困難となる。

【0017】

そこで、フレームレートの低下によって穿刺針の動作への追従性が低下することなく、高精細な 3 次元の超音波画像を生成するために、メカニカル 4 D プローブの超音波探触子群に、2 次元的な超音波画像を生成するための超音波探触子群を新たに加えたメカニカル 4 D プローブが知られている。図 2 は、第 2 の従来技術に係る超音波プローブにおける超音波探触子群の一例を示す図である。

40

【0018】

第 2 の従来技術に係る超音波プローブでは、図 2 に示すように、3 次元的に超音波を送受信する超音波探触子群 130 に加えて、超音波探触子群 130 の超音波探触子 131 の配列方向と直交する方向に超音波探触子 161 が配列され、2 次元的に走査する超音波探触子群 160 を備える。すなわち、図 2 に示す超音波プローブは、超音波探触子群 130 の走査面 130 a と、超音波探触子群 160 の走査面 160 a とが直交するように配置さ

50

れる。

【 0 0 1 9 】

そして、超音波探触子群 1 6 0 によって送受信される超音波に基づいて、穿刺針が描出された超音波画像が生成される。このとき、超音波探触子群 1 6 0 の走査面 1 6 0 a に穿刺針が刺入されるように、穿刺針を誘導する穿刺針装着器具等が用いられる。このように、第 2 の従来技術は、2 次元的に走査する超音波探触子群によって穿刺針の動作を追従することで、仮に走査線の密度を高くした場合であっても、動作速度が速い穿刺針の動作に追従した超音波画像を生成することができる。

【 0 0 2 0 】

しかしながら、第 2 の従来技術に係る超音波プローブにおいては、3 次元の超音波画像を広範囲に生成しようとした場合に、利用方法が制限されることとなり、操作性が低下する。すなわち、第 2 の従来技術に係る超音波プローブにおいては、3 次元の超音波画像の情報を得るための超音波探触子の配列方向と直交する方向に 2 次元の超音波画像の情報を得るための超音波探触子を配置した場合には、3 次元の超音波画像の情報を得るための超音波探触子の配列方向と直交する方向の超音波プローブの音響放射面の外形寸法が大型化するため、操作性が低下する。

10

【 0 0 2 1 】

例えば、第 2 の従来技術に係る超音波プローブは、超音波プローブが大型化するため、超音波プローブを体腔内等の狭い領域に挿入することが困難となる。また、第 2 の従来技術に係る超音波プローブは、例えば、超音波プローブが T 字型になってしまい、超音波プローブの音響放射面の生体への接触性が低下することとなり、操作性が低下する。

20

【 0 0 2 2 】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波プローブは、穿刺時に、高精度で広範囲の超音波画像が得られ、かつ、操作性の低下を抑止することを可能にする。以下、第 1 の実施形態に係る超音波プローブについて、図 3 A ~ 3 D を用いて説明する。

【 0 0 2 3 】

図 3 A は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 の構成の一例を示す断面図である。図 3 A においては、被検体 P 内のターゲット部位 T に対する穿刺術に用いられた状態を示す。図 3 A に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、配線 1 1 と、配線 1 2 と、配線 1 3 と、第 1 の超音波探触子群 1 4 と、揺動機構 1 5 と、駆動機 1 6 と、第 2 の超音波探触子群 1 7 とを備える。

30

【 0 0 2 4 】

配線 1 1 は、第 1 の超音波探触子群 1 4 に含まれる超音波探触子を構成する圧電体と超音波診断装置本体との間で信号の伝送を行う。配線 1 2 は、駆動機 1 6 を超音波診断装置本体で制御するための制御信号と電力の伝送を行う。配線 1 3 は、第 2 の超音波探触子群 1 7 に含まれる超音波探触子を構成する圧電体と超音波診断装置本体との間で信号の伝送を行う。

【 0 0 2 5 】

第 1 の超音波探触子群 1 4 は、超音波探触子の配列方向と平行な面を走査しながら、当該配列方向と直交する方向に揺動することで、被検体を 3 次元的に走査する複数の超音波探触子が 1 次元的に配列される。具体的には、第 1 の超音波探触子群 1 4 は、配線 1 1 を介して伝送された信号を超音波に変換し、変換した超音波を被検体に対して送波する。また、第 1 の超音波探触子群 1 4 は、反射波を受波し、受波した超音波を電気信号に変換する。第 1 の超音波探触子群 1 4 は、上述した超音波の送受信を実行しながら、超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動する。

40

【 0 0 2 6 】

図 3 B は、図 3 A に示す超音波プローブの断面図である。図 3 B は、図 3 A に示す A - A 間の断面図である。例えば、第 1 の超音波探触子群 1 4 は、図 3 B の矢印に示すように、超音波探触子の配列方向と直交する方向に曲線状に揺動する。ここで、第 1 の超音波探触子群 1 4 は、コンベックス型であってもよいし、或いはリニア型であってもよい。

50

【 0 0 2 7 】

揺動機構 1 5 は、第 1 の超音波探触子群 1 4 を機械的に揺動する。具体的には、揺動機構 1 5 は、後述する駆動機 1 6 による駆動力を、第 1 の超音波探触子群 1 4 を超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動させる駆動力に変換して伝えることで、第 1 の超音波探触子群 1 4 を揺動する。駆動機 1 6 は、揺動機構 1 5 を駆動する。例えば、駆動機 1 6 は、モーター等である。

【 0 0 2 8 】

第 2 の超音波探触子群 1 7 は、第 1 の超音波探触子群 1 4 によって走査される複数の走査面のうち、いずれかの走査面を走査する複数の超音波探触子が 1 次元的に配列される。具体的には、第 2 の超音波探触子群 1 7 は、第 2 の超音波探触子群 1 7 における超音波探触子の配列方向が、第 1 の超音波探触子群 1 4 における超音波探触子の配列方向と略平行となるように配置される。すなわち、第 2 の超音波探触子群 1 7 の走査面 1 7 a は、図 3 A に示すように、第 1 の超音波探触子群 1 4 の走査面 1 4 a と平行となる。

10

【 0 0 2 9 】

図 3 C は、第 1 の実施形態に係る超音波探触子の配列方向を示す図である。図 3 C においては、図 3 A の B - B 間の断面に含まれる超音波探触子群を示す。例えば、第 2 の超音波探触子群 1 7 における超音波探触子 1 7 b の配列方向が、図 3 C に示すように、第 1 の超音波探触子群 1 4 における超音波探触子 1 4 b の配列方向と同一になるように第 2 の超音波探触子群 1 7 が配置される。

【 0 0 3 0 】

そして、第 2 の超音波探触子群 1 7 は、配線 1 3 を介して伝送された信号を超音波に変換し、変換した超音波を被検体に対して送波する。また、第 2 の超音波探触子群 1 7 は、反射波を受波し、受波した超音波を電気信号に変換する。なお、第 2 の超音波探触子群 1 7 は、コンベックス型であってもよいし、或いはリニア型であってもよい。

20

【 0 0 3 1 】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 においては、第 1 の超音波探触子群 1 4 における超音波探触子 1 4 b 間の距離と、第 2 の超音波探触子群 1 7 における超音波探触子 1 7 b 間の距離とが略同一である。また、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 においては、第 1 の超音波探触子群 1 4 の配列方向と直交する方向の幅と、第 2 の超音波探触子群 1 7 の配列方向と直交する方向の幅とが略同一である。

30

【 0 0 3 2 】

なお、穿刺針 2 0 0 を所定の位置に誘導するための穿刺針装着器具を、第 2 の超音波探触子群 1 7 による 2 次元的な超音波信号の送受信範囲に穿刺針 2 0 0 を誘導可能となるように超音波プローブ 1 0 の所定の位置に装着して、穿刺針の刺入を行ってもよい。或いは、第 2 の超音波探触子群 1 7 による 2 次元的な超音波信号の送受信範囲に穿刺針 2 0 0 を誘導するための溝や穴等を超音波プローブ 1 0 に形成して、穿刺針 2 0 0 の刺入を行ってもよい。

【 0 0 3 3 】

また、第 1 の超音波探触子群 1 4 と第 2 の超音波探触子群 1 7 の両方または一方を構成する超音波探触子を曲線状かつ 1 次元的なアレイ状に配列してもよい。図 3 D は、図 3 A の超音波プローブ 1 0 を用いて生成される超音波画像を示す図である。図 3 D に示すように、超音波プローブ 1 0 を用いることで、第 1 の超音波探触子群 1 4 によって送受信される超音波に基づく 3 次元の画像と、第 2 の超音波探触子群 1 7 によって送受信される超音波に基づく 2 次元の画像とを生成することができる。

40

【 0 0 3 4 】

すなわち、図 3 D に示すように、ターゲット部位 T 及びその周辺領域を 3 次元的に表現した 3 次元画像と、穿刺針画像 2 0 1 が含まれる 2 次元画像とを生成することができる。ここで、図 3 D に示すように、3 次元の画像及び 2 次元の画像それぞれに、穿刺針 2 0 0 を誘導するための穿刺針マーカ 2 0 2 を表示させることが可能である。さらに、3 次元画像と 2 次元画像とを合成させることも可能である。なお、図 3 D に示す穿刺針マーカ 2 0

50

2 は、あくまでも一例であり、例えば、穿刺針を誘導する範囲を示す 2 本の線状の形態、又は穿刺針を誘導する範囲を示す筒状の形態、又はその他の穿刺針を誘導する範囲を示す形態でもよい。

【 0 0 3 5 】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、第 1 の超音波探触子群 1 4 は、複数の超音波探触子が 1 次元的に配列され、配列方向と平行な面を走査しながら、当該配列方向と直交する方向に揺動することで、被検体を 3 次元的に走査する。そして、第 2 の超音波探触子群 1 7 は、複数の超音波探触子が 1 次元的に配列され、第 1 の超音波探触子群 1 4 によって走査される複数の走査面のうち、いずれかの走査面を走査する。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、穿刺時に、高精度で広範囲の超音波画像が得られ、かつ、操作性の低下を抑止することを可能にする。

10

【 0 0 3 6 】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、2 次元的に超音波を送受信する第 2 の超音波探触子群 1 7 が、第 1 の超音波探触子群 1 4 によって走査される走査面のうちのいずれかを走査することから、高精度で広範囲の 3 次元の超音波画像を得る場合でも、超音波探触子の配列方向と直交する方向の超音波プローブの音響放射面の外形寸法が大型化することがない。従って、超音波プローブを体腔内等の狭い領域に容易に挿入することができる。また、超音波プローブが T 字型になることもなく、超音波プローブの音響放射面の生体への接触性が低下することがない。

【 0 0 3 7 】

20

また、第 1 の実施形態によれば、第 2 の超音波探触子群 1 7 は、当該第 2 の超音波探触子群 1 7 における超音波探触子の配列方向が、第 1 の超音波探触子群 1 4 における超音波探触子の配列方向と略平行となるように配置される。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、既存の超音波プローブの形態をほとんど変化させることなく、実現することを可能にある。

【 0 0 3 8 】

また、第 1 の実施形態によれば、第 1 の超音波探触子群 1 4 における超音波探触子間の距離と、第 2 の超音波探触子群 1 7 における超音波探触子間の距離とが略同一である。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、第 1 の超音波探触子群 1 4 及び第 2 の超音波探触子群 1 7 それぞれにおける超音波の送受信を同様に制御することを可能にする。

30

【 0 0 3 9 】

また、第 1 の実施形態によれば、第 1 の超音波探触子群 1 4 の配列方向と直交する方向の幅と、第 2 の超音波探触子群 1 7 の配列方向と直交する方向の幅とが略同一である。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、超音波探触子の配列方向と直交する方向の超音波プローブの音響放射面の外形寸法を合わせることが可能にする。

【 0 0 4 0 】

また、第 1 の実施形態によれば、第 2 の超音波探触子群 1 4 の走査面に穿刺針を誘導するための穿刺針装着機構、或いは、穿刺針案内器具を装着する装着機構を備える。従って、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 は、穿刺針を確実に 2 次元画像に描出させることを可能にする。

40

【 0 0 4 1 】

(第 2 の実施形態)

上述した第 1 の実施形態では、第 2 の超音波探触子群 1 7 が固定されている場合について説明した。第 2 の実施形態では、第 2 の超音波探触子群 1 7 が揺動する場合について説明する。

【 0 0 4 2 】

図 4 A は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 a の構成の一例を示す断面図である。図 4 A においては、被検体 P 内のターゲット部位 T に対する穿刺術に用いられた状態を示す。ここで、第 2 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 a は、第 1 の実施形態に係る

50

超音波プローブ 10 と比較して、揺動機構 15 a 及び駆動機 16 a を新たに有する点と、第 2 の超音波探触子群 17 が有する機能が異なる。以下、これらを中心に説明する。

【0043】

揺動機構 15 a は、第 2 の超音波探触子群 17 を機械的に揺動する。具体的には、揺動機構 15 a は、後述する駆動機 16 a による駆動力を、第 2 の超音波探触子群 17 を超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動させる駆動力に変換して伝えることで、第 2 の超音波探触子群 17 を揺動する。駆動機 16 a は、揺動機構 15 a を駆動する。例えば、駆動機 16 a は、モーター等である。

【0044】

第 2 の超音波探触子群 17 は、当該第 2 の超音波探触子群における超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動し、任意の位置で固定される。図 4 B は、図 4 A に示す超音波プローブの A - A 間の断面図である。例えば、第 2 の実施形態に係る第 2 の超音波探触子群 17 は、図 4 B に示すように、超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動し、任意の位置で固定される。一例を挙げると、第 2 の超音波探触子群 17 は、穿刺針 200 が刺入された位置に応じて揺動し、穿刺針 200 が走査面の範囲内にくる位置で固定される。

10

【0045】

図 4 C は、図 4 A の超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。例えば、超音波診断装置は、超音波プローブ 10 a を用いることで、図 4 C に示すように、第 1 の超音波探触子群 14 によって送受信される超音波に基づく 3 次元の画像と、第 2 の超音波探触子群 17 によって送受信される超音波に基づく、穿刺針 201 を含む 2 次元の画像とを生成し、さらに、合成することができる。

20

【0046】

ここで、第 2 の実施形態に係る超音波プローブ 10 a においては、第 2 の超音波探触子群 17 の走査面 17 a に穿刺針 200 が刺入されなかった場合でも、第 2 の超音波探触子群 17 を揺動させて、穿刺針 200 を 2 次元画像内に確実に描出させることが可能である。なお、第 2 の超音波探触子群 17 の固定位置を可変した場合には、3 次元画像、2 次元画像及び 3 次元画像と 2 次元画像とを合成した画像に表示している穿刺針を誘導するための穿刺マーカの表示位置は、第 2 の超音波探触子群 17 の固定位置の変化に対応して変化される。

【0047】

30

上述したように、第 2 の実施形態によれば、第 2 の超音波探触子群 17 は、当該第 2 の超音波探触子群における超音波探触子の配列方向と直交する方向に揺動し、任意の位置で固定される。従って、第 2 の実施形態に係る超音波プローブ 10 a は、穿刺針 200 の刺入位置に柔軟に対応することを可能にする。

【0048】

(第 3 の実施形態)

上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、第 2 の超音波探触子群 17 が、第 1 の超音波探触子群 14 の超音波探触子の配列方向に配置されていた場合について説明した。第 3 の実施形態では、第 2 の超音波探触子群 17 が第 1 の超音波探触子群 14 の音響放射面に対向する面側に配置される場合について説明する。

40

【0049】

図 5 A は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブ 10 b の構成の一例を示す断面図である。図 5 A においては、被検体 P 内のターゲット部位 T に対する穿刺術に用いられた状態を示す。ここで、第 3 の実施形態に係る超音波プローブ 10 b は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 10 と比較して、第 2 の超音波探触子群 17 の配置が異なる。以下、これらを中心に説明する。

【0050】

第 2 の超音波探触子群 17 は、第 1 の超音波探触子群 14 において音響放射面に対向する面側に配置され、当該第 2 の超音波探触子群 17 による超音波の送受信は、第 1 の超音波探触子群 14 が前記超音波の走査面近傍に位置しないことを条件に、実行される。図 5

50

Bは、図5Aに示す超音波プローブ10bのA-A間の断面図である。例えば、第3の実施形態に係る第2の超音波探触子群17は、図5Bに示すように、第1の超音波探触子群14の上側に配置される。そして、第1の超音波探触子群14が、第2の超音波探触子群17の音響放射面の前方付近に揺動してきた場合には、第2の超音波探触子群17は、超音波の送受信を停止する。

【0051】

図5Cは、図5Aの超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。図5Cに示すように、超音波プローブ10bを用いることで、第1の超音波探触子群14によって送受信される超音波に基づく3次元の画像と、第2の超音波探触子群17によって送受信される超音波に基づく2次元の画像との重なり具合が大きい合成画像を生成することができる。

10

【0052】

上述したように、第3の実施形態によれば、第2の超音波探触子群17は、第1の超音波探触子群14において音響放射面に対向する面側に配置され、当該第2の超音波探触子群17による超音波の送受信は、前記第1の超音波探触子群14が前記超音波の走査面近傍に位置しないことを条件に、実行される。従って、第3の実施形態に係る超音波プローブ10bは、超音波プローブを小型化させることができるとともに、3次元画像と2次元画像との重畳度合いが大きい画像を合成することが可能である。

【0053】

(第4の実施形態)

20

上述した第2の実施形態では、第1の超音波探触子群14の揺動と、第2の超音波探触子群17の揺動とを、それぞれ別々に制御する場合について説明した。第4の実施形態では、第1の超音波探触子群14の揺動と、第2の超音波探触子群17の揺動とを、同期して制御する場合について説明する。

【0054】

図6Aは、第4の実施形態に係る超音波プローブ10cの構成の一例を示す断面図である。図6Aにおいては、被検体P内のターゲット部位Tに対する穿刺術に用いられた状態を示す。ここで、第4の実施形態に係る超音波プローブ10cは、第1の実施形態に係る超音波プローブ10と比較して、駆動力伝達軸18と、駆動力伝達クラッチ19とを新たに備える点異なる。以下、これらを中心に説明する。

30

【0055】

駆動力伝達軸18は、揺動機構15と第2の超音波探触子群17とを接続し、揺動機構15を介して伝達される駆動機16の駆動力を第2の超音波探触子群17に伝達して揺動させる。駆動力伝達クラッチ19は、図6Aに示すように、駆動力伝達軸18の第2の超音波探触子群17への駆動力の伝達を制御する。具体的には、駆動力伝達クラッチ19は、駆動力伝達軸18と第2の超音波探触子群17とを接続することで、第2の超音波探触子群17に駆動力を伝達させる。また、駆動力伝達クラッチ19は、駆動力伝達軸18と第2の超音波探触子群17とを解放することで、第2の超音波探触子群17への駆動力の伝達を抑止する。

【0056】

40

図6Bは、図6Aに示す超音波プローブ10bのA-A間の断面図である。例えば、駆動力伝達クラッチが解放され、駆動機16による駆動力の第2の超音波探触子群17への伝達がない状態では、第2の超音波探触子群17は所定の位置に固定されている。一方、駆動力伝達クラッチが接続され、駆動機16による駆動力の第2の超音波探触子群17への駆動力の伝達がある状態では、第1の超音波探触子群14と第2の超音波探触子群17とは同期して機械的に揺動する。

【0057】

図6Cは、図6Aの超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。図6Cに示すように、超音波プローブ10cを用いることで、第1の超音波探触子群14によって送受信される超音波に基づく3次元の画像と、第2の超音波探触子群17によって

50

送受信される超音波に基づく２次元の画像との合成画像を生成することができる。

【００５８】

上述したように、第４の実施形態によれば、駆動力伝達クラッチ１９は、駆動力伝達軸１８と第２の超音波探触子群１７とを接続することで、第２の超音波探触子群１７に駆動力を伝達させる。また、駆動力伝達クラッチ１９は、駆動力伝達軸１８と第２の超音波探触子群１７とを解放することで、第２の超音波探触子群１７への駆動力の伝達を抑止する。従って、第４の実施形態に係る超音波プローブ１０ｃは、第２の超音波探触子群１７の揺動を、第１の超音波探触子１４と同様に制御することができ、仮に穿刺術の途中で穿刺針の刺入の方向が変化した場合などにも柔軟に対応することを可能にする。

【００５９】

（第５の実施形態）

上述した第１～４の実施形態では、体表にて用いられる超音波プローブを用いる場合について説明した。第５の実施形態では、体腔内などの狭い領域に挿入される超音波プローブに適用する場合について説明する。

【００６０】

図７Ａは、第５の実施形態に係る超音波プローブ１０ｄの構成の一例を示す断面図である。図７Ａにおいては、被検体内のターゲット部位Ｔに対する穿刺術に用いられた状態を示す。ここで、第５の実施形態に係る超音波プローブ１０ｄは、第１～４の実施形態に係る超音波プローブ１０～１０ｃと比較して、超音波プローブの形態及び第２の超音波探触子群１７の配置方法が異なる。以下、これらを中心に説明する。

【００６１】

第５の実施形態に係る超音波プローブ１０ｄは、図７Ａに示すように、先端がドーム状であり、この先端から体腔内などの狭い領域に挿入される。そして、体腔内に挿入された後、穿刺針誘導溝２１０を介して刺入された穿刺針２００を第２の超音波探触子群１７によって送受信される超音波に基づいて描出する。

【００６２】

ここで、第５の実施形態に係る第２の超音波探触子群１７は、図７Ａに示すように、第１の超音波探触子群１４の中心の方向に傾いて配置される。すなわち、第１の超音波探触子群１４の走査面との重畳される面積を大きくするように、第２の超音波探触子群１７は、所定の角度傾けて配置される。なお、第２の超音波探触子群１７を傾ける角度が、任意に決定することができるが、第２の超音波探触子群１７によって送受信される超音波が第１の超音波探触子群１４に当たらない程度に傾けられる。

【００６３】

図７Ｂは、図７Ａに示す超音波プローブ１０ｂのＡ－Ａ間の断面図である。体腔内などの狭い領域に挿入される超音波プローブ１０ｄにおいては、第１の超音波探触子１４の揺動角度は大きく、図７Ｂに示すように、約１８０°の領域を走査することが可能である。

【００６４】

図７Ｃは、図７Ａの超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。図７Ｃに示すように、超音波プローブ１０ｄを用いることで、体腔内などの狭い領域に挿入される超音波プローブにも適用することができ、第１の超音波探触子群１４によってより広範囲に送受信された超音波に基づく３次元の画像と、第２の超音波探触子群１７によって送受信される超音波に基づく２次元の画像との合成画像を生成することができる。なお、図７Ａに示す例はあくまでも一例であり、穿刺針誘導溝を複数備える場合であってもよい。また、穿刺針誘導溝の配置を可変可能な構造としてもよい。

【００６５】

上述したように、第５の実施形態によれば、第２の超音波探触子群１７は、第１の超音波探触子群１４の中心の方向に傾いて配置される。従って、第５の実施形態に係る超音波プローブ１０ｄは、３次元画像と２次元画像との重畳度合いが大きい画像を合成することを可能にする。

【００６６】

10

20

30

40

50

(第6の実施形態)

上述した第1～5の実施形態では、第2の超音波探触子群17を一つのみ備える場合について説明した。第6の実施形態では、一つの超音波プローブに複数の第2の超音波探触子群17を備える場合について説明する。

【0067】

図8Aは、第5の実施形態に係る超音波プローブ10eの構成の一例を示す断面図である。図8Aにおいては、被検体内のターゲット部位Tに対する穿刺術に用いられた状態を示す。ここで、第6の実施形態に係る超音波プローブ10eは、第1～5の実施形態に係る超音波プローブ10～10dと比較して、第2の超音波探触子群17の数が異なる。以下、これらを中心に説明する。

10

【0068】

図8Bは、図8Aに示す超音波プローブ10eの第1の断面図である。図8Bにおいては、図8AのA-A間の断面図を示す。図8Cは、図8Aに示す超音波プローブの第2の断面図である。図8Cにおいては、図8AのB-B間の断面図を示す。

【0069】

第6の実施形態に係る超音波プローブ10eは、図8Bに示すように、第1の超音波探触子群14が揺動する。そして、第6の実施形態に係る超音波プローブ10eは、例えば、図8Cに示すように、第2の超音波探触子群17を3つ備える。

【0070】

図8Dは、図8Aの超音波プローブを用いて生成される超音波画像を示す図である。超音波プローブ10eを用いることで、第1の超音波探触子群14によって送受信された超音波に基づいて生成された3次元画像に対して、第2の超音波探触子群17それぞれから生成された2次元画像を合成することができる。また、第2の超音波探触子群17それぞれから生成された2次元画像を同時に表示することも可能である。

20

【0071】

上述したように、第6の実施形態によれば、第2の超音波探触子群17を複数備える。従って、第6の実施形態に係る超音波プローブ10eは、種々の組み合わせの画像を表示することができ、穿刺術の精度を向上させることが可能である。

【0072】

(第7の実施形態)

30

次に、第7の実施形態に係る超音波プローブを備えた超音波診断装置について説明する。図9は、第7の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成の一例を示す図である。図9に示すように、第7の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ31と、入力装置32と、モニタ33と、装置本体300とを有する。

【0073】

超音波プローブ31は、上述した第1～第6の実施形態に係る超音波プローブである。そして、超音波プローブ31は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体300が有する送受信部310から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ31は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材などを有する。

40

【0074】

超音波プローブ31から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ31が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0075】

50

入力装置 3 2 は、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 3 0 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。入力装置 3 2 は、例えば、トラックボール、スイッチ、ボタン、タッチコマンドスクリーン、キーボード、マウスなどである。

【 0 0 7 6 】

モニタ 3 3 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 3 2 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 3 0 0 において生成された超音波画像などを表示したりする。

【 0 0 7 7 】

装置本体 3 0 0 は、超音波プローブ 3 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図 9 に示すように、送受信部 3 1 0 と、信号処理部 3 2 0 と、画像生成部 3 3 0 と、画像メモリ 3 4 0 と、内部記憶部 3 5 0 と、制御部 3 6 0 とを有する。

10

【 0 0 7 8 】

送受信部 3 1 0 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ 3 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、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。また、遅延回路は、超音波プローブ 3 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 3 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

20

【 0 0 7 9 】

また、送受信部 3 1 0 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 3 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行ない、A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D 変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器は、A / D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。また、送受信部 3 1 0 は、駆動機制御回路などを有し、超音波プローブ 3 1 に内蔵する超音波探触子群を機械的に揺動するための駆動機への動力供給や、駆動機の動作状況の監視を行う。

30

【 0 0 8 0 】

このように、送受信部 3 1 0 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御するとともに、超音波探触子群を機械的に揺動するための駆動機を制御する。なお、送受信部 3 1 0 は、後述する制御部 3 6 0 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更においては、瞬時に値を切り替えることが可能であるリニアアンプ型の発振回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、送受信部 3 1 0 は、1 フレームもしくはレートごとに、異なる波形を送信して受信することも可能である。

40

【 0 0 8 1 】

信号処理部 3 2 0 は、送受信部 3 1 0 からゲイン補正処理、A / D 変換処理および加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (B モードデータ) を生成する。

【 0 0 8 2 】

ここで、信号処理部 3 2 0 は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、信号処理部 3 2 0 は、1 つの受信データに対して、2 つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

【 0 0 8 3 】

50

また、信号処理部 320 は、送受信部 310 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0084】

画像生成部 330 は、信号処理部 320 が生成した B モードデータや、ドプラデータから、時系列に連続した超音波画像を生成する。そして、画像生成部 330 は、生成した超音波画像を画像メモリ 340 に格納する。

【0085】

また、画像生成部 330 は、生成した超音波画像を表示用画像に順次変換して、画像メモリ 340 に格納する。具体的には、画像生成部 330 は、超音波画像を画像メモリ 340 から読み出し、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）することで、表示用画像（B モード画像やドプラ画像）を生成し、生成した表示用画像を画像メモリ 340 に再度格納する。なお、画像生成部 330 は、画像データの収集に関する制御も実行する。

10

【0086】

そして、画像生成部 330 は、第 1 の超音波探触子群 14 によって送受信された超音波に基づく第 1 の超音波画像と、第 2 の超音波探触子群 17 によって送受信された超音波に基づく第 2 の超音波画像とをそれぞれ生成する。さらに、画像生成部 330 は、第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とをそれぞれ異なる色調で生成する。

20

【0087】

画像メモリ 340 は、信号処理部 320 によって生成された Raw データ（B モードデータ及びドプラデータ）、画像生成部 330 によって生成された超音波画像及び表示用画像を記憶する。また、画像メモリ 340 は、画像生成部 330 による処理結果を記憶する。さらに、画像メモリ 340 は、送受信部 310 を経た直後の出力信号（RF: Radio Frequency）や画像の輝度信号、種々の生データなどを必要に応じて記憶する。

【0088】

内部記憶部 350 は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見など）や、診断プロトコルなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部 350 は、必要に応じて、画像メモリ 340 が記憶する画像の保管などにも使用される。

30

【0089】

制御部 360 は、超音波診断装置 1 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 360 は、送受信部 310、信号処理部 320 及び画像生成部 330 の各種処理を制御する。例えば、制御部 360 は、入力装置 32 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 350 から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報などに基づき、各種処理を制御したり、画像メモリ 340 が記憶する表示用画像をモニタ 33 にて表示するように制御したりする。

【0090】

例えば、制御部 360 は、画像生成部 330 によって生成された第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とをモニタ 33 にて同時に表示させる。また、制御部 360 は、第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像のうち、少なくとも一方とともに、穿刺針を誘導するための穿刺マーカを表示するように制御する。ここで、制御部 360 は、第 2 の超音波探触子群 17 の固定位置が可変にされた場合には、3 次元画像、2 次元画像及び 3 次元画像と 2 次元画像とを合成した画像に表示している穿刺針を誘導するための穿刺マーカの表示位置を、第 2 の超音波探触子群 17 の固定位置の変化に対応して変化させる。

40

【0091】

上述したように、第 7 の実施形態によれば、画像生成部 330 は、第 1 の超音波探触子群 14 によって送受信された超音波に基づく第 1 の超音波画像と、第 2 の超音波探触子群 17 によって送受信された超音波に基づく第 2 の超音波画像とをそれぞれ生成する。そし

50

て、制御部 360 は、画像生成部 330 によって生成された第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とを表示部にて同時に表示させる。従って、第 7 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、穿刺術に実行しやすい画像を穿刺術者に提供することを可能にする。

【0092】

また、第 7 の実施形態によれば、画像生成部 330 は、第 1 の超音波画像と第 2 の超音波画像とをそれぞれ異なる色調で生成する。従って、第 7 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、それぞれの画像を認識しやすい画像を提表示することを可能にする。

【0093】

また、第 7 の実施形態によれば、制御部 360 は、第 1 の超音波画像及び第 2 の超音波画像のうち、少なくとも一方とともに、穿刺針を誘導するための穿刺マーカを表示するように制御する。従って、第 7 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、穿刺術の安全性をさらに向上させることを可能にする。

【0094】

以上説明したとおり、第 1 ～第 7 の実施形態によれば、穿刺時に、高精度で広範囲の超音波画像が得られ、かつ、操作性の低下を抑止することができる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することを可能にする。

【0095】

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。

【符号の説明】

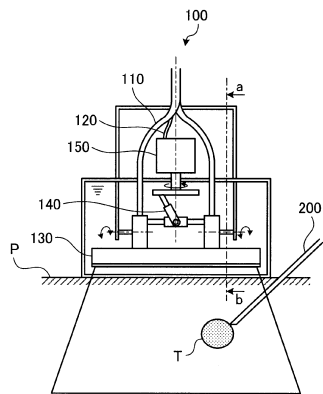
【0096】

- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 14 第 1 の超音波探触子群
- 17 第 2 の超音波探触子群

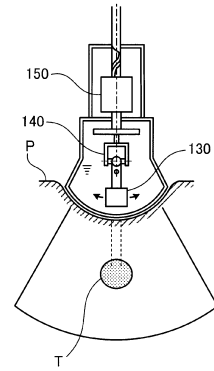
10

20

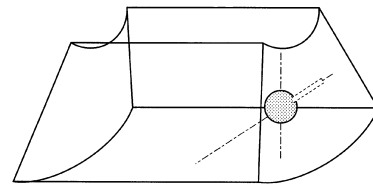
【図 1 A】



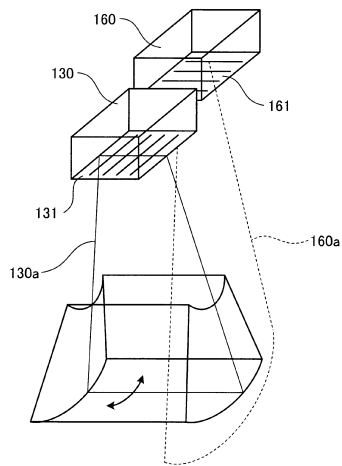
【図 1 B】



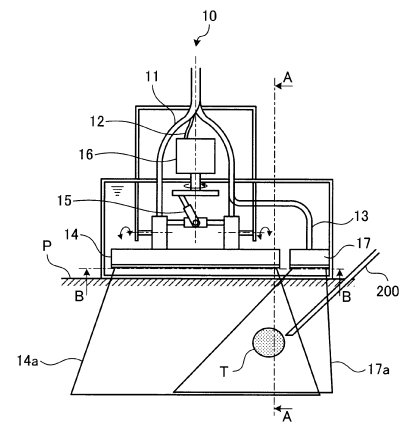
【図 1 C】



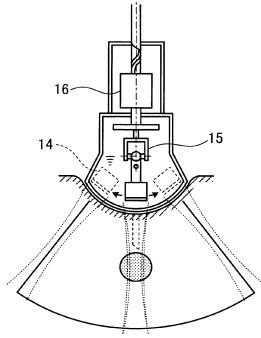
【図 2】



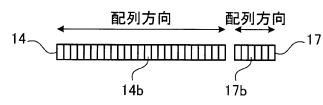
【図 3 A】



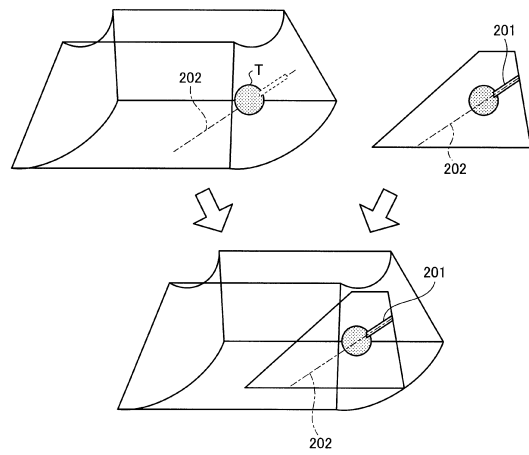
【 図 3 B 】



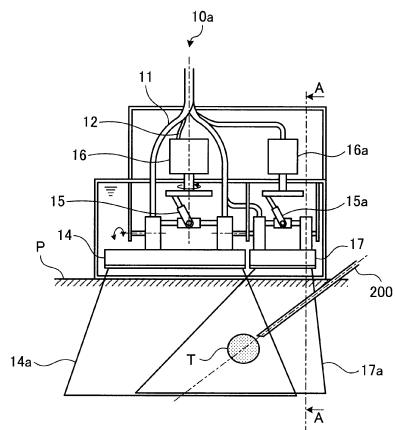
【 図 3 C 】



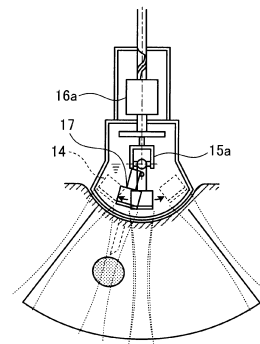
【 図 3 D 】



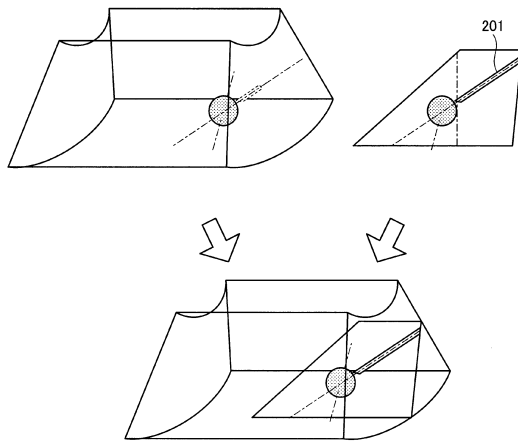
【 図 4 A 】



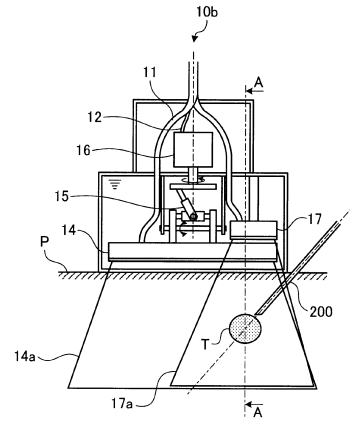
【 図 4 B 】



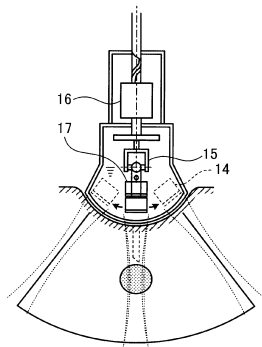
【図 4 C】



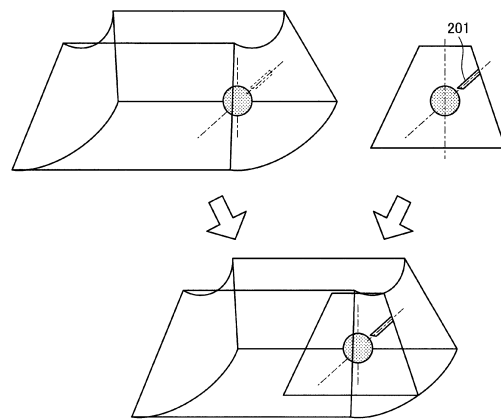
【図 5 A】



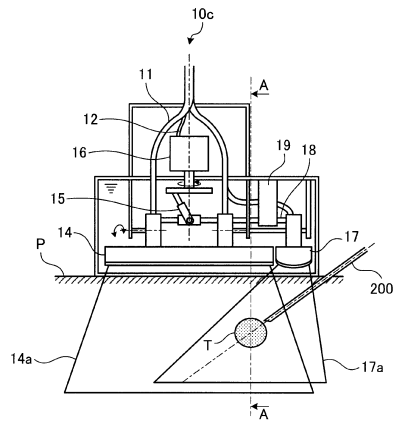
【図 5 B】



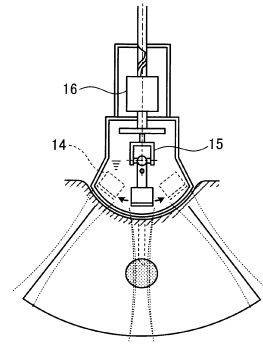
【図 5 C】



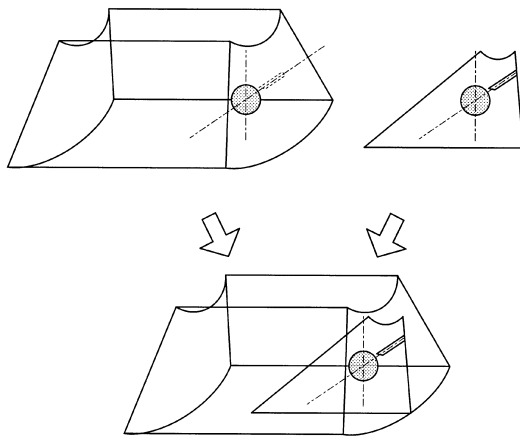
【図 6 A】



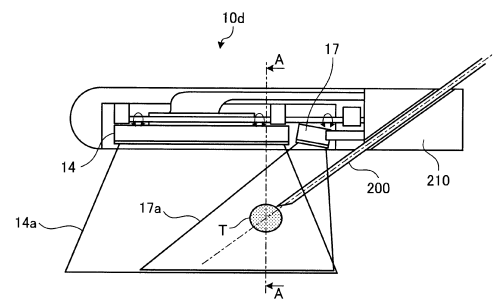
【図 6 B】



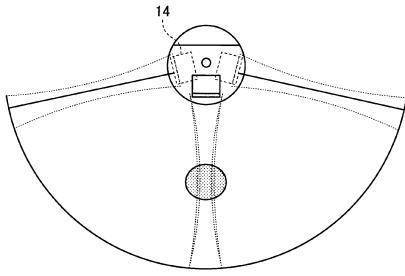
【図 6 C】



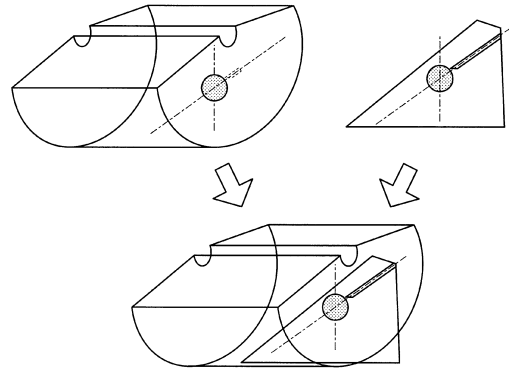
【図 7 A】



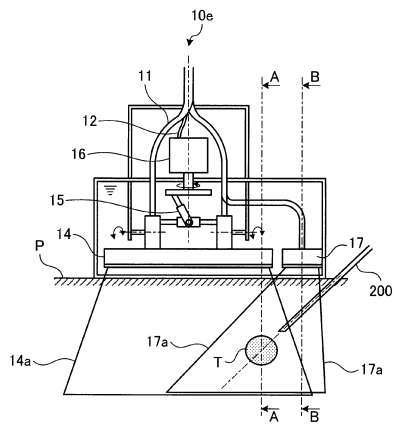
【図 7 B】



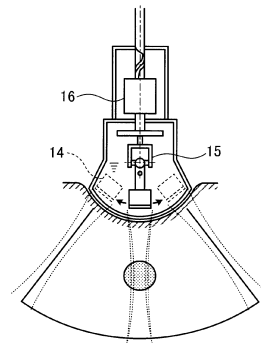
【図 7 C】



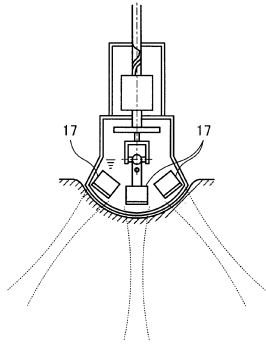
【図 8 A】



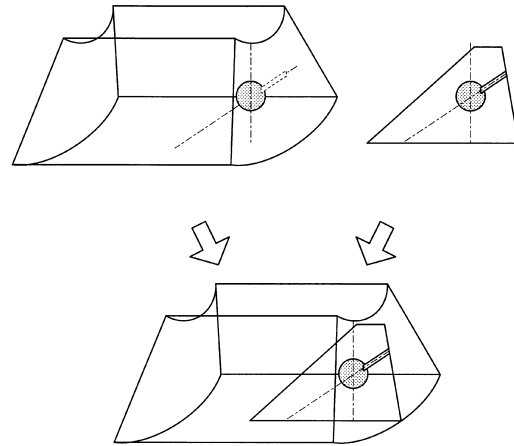
【図 8 B】



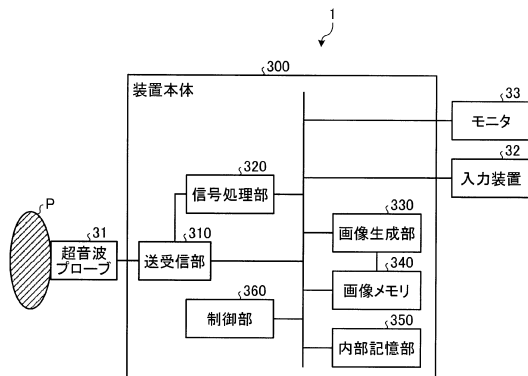
【図 8 C】



【図 8 D】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 牧田 裕久
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 大貫 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

審査官 大▲瀬▼ 裕久

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 5 6 8 5 1 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 7 1 8 4 6 (J P , A)
特開平 0 7 - 0 0 8 4 9 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 1 / 0 7 4 2 7 1 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 8 5 7 3 0 (U S , A 1)

- (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)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5836071B2	公开(公告)日	2015-12-24
申请号	JP2011243271	申请日	2011-11-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	久保田隆司 小作秀樹 牧田裕久 大貫裕		
发明人	久保田 隆司 小作 秀樹 牧田 裕久 大貫 裕		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE16 4C601/FF05 4C601/GA40 4C601/GB04 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK21 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2013094619A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断装置，其能够在穿刺时获得高精度的宽范围超声波图像并且抑制可操作性的劣化。在根据一个实施例的超声波探头中，第一超声波探头组在与阵列方向正交的方向上移动，同时扫描平行于超声波探头的阵列方向的平面。通过摆动，一维地布置用于三维扫描对象的多个超声波探头。在第二超声波探头组中，在由第一超声波探头组扫描的多个扫描平面中，扫描其中一个扫描平面的多个超声波探头是1它是按尺寸排列的。点域3A

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5836071号 (P5836071)
(45) 発行日 平成27年12月24日 (2015. 12. 24)		(24) 登録日 平成27年11月13日 (2015. 11. 13)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 00 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 00	
請求項の数 11 (全 22 頁)			
(21) 出願番号 特願2011-243271 (P2011-243271)		(73) 特許権者 000003078 株式会社東芝	
(22) 出願日 平成23年11月7日 (2011. 11. 7)		東京都港区芝浦一丁目1番1号	
(65) 公開番号 特開2013-94619 (P2013-94619A)		(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社	
(43) 公開日 平成25年5月20日 (2013. 5. 20)		栃木県大田原市下石上1385番地	
審査請求日 平成26年9月26日 (2014. 9. 26)		100089118	
		(74) 代理人 弁理士 酒井 宏明	
		(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	
		(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	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置			