

(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2020-39703

(P2020-39703A)

(43) 公開日 令和2年3月19日(2020.3.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2018-170792 (P2018-170792)
(22) 出願日 平成30年9月12日 (2018.9.12)(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 110001380
特許業務法人東京国際特許事務所
(72) 発明者 多木 真
栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ
ノン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1385番地 キヤ
ノン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 キヤ
ノンメディカルシステムズ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE04 FF02 GA01 GA07 GB04

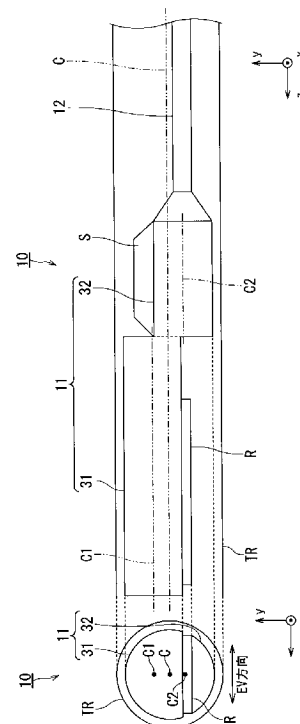
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】振動子アレイのエレベーション方向のサイズを確保することで、超音波画像の画質向上を図ること。

【解決手段】実施形態に係る超音波プローブは、互いに直交する第1の方向、第2の方向、及び第3の方向のうち第3の方向がプローブヘッドの長軸方向として定義される。プローブヘッドは、第2の方向の一端側に振動子アレイを設ける音響放射部と、第2の方向の他端側に鉗子用の突出部を保持する保持部と、を備える。プローブヘッドは、保持部がもつ中心軸が、音響放射部がもつ中心軸から一端側にずれた構成を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

互いに直交する第 1 の方向、第 2 の方向、及び第 3 の方向のうち前記第 3 の方向がプローブヘッドの長軸方向として定義される超音波プローブであって、
前記プローブヘッドは、
前記第 2 の方向の一端側に振動子アレイを設ける音響放射部と、
前記第 2 の方向の他端側に鉗子用の突出部を保持する保持部と、
を備え、
前記プローブヘッドは、前記保持部がもつ中心軸が、前記音響放射部がもつ中心軸から前記一端側にずれた構成を備える、
超音波プローブ。

10

【請求項 2】

前記プローブヘッドは、前記突出部の前記他端側が、前記音響放射部の前記他端側からはみ出さないように、前記保持部の前記中心軸が前記音響放射部の前記中心軸から前記他端側にずれた構成を備える、
請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記プローブヘッドは、前記保持部が、前記音響放射部の前記第 3 の方向の末端側に接続される構成を備えた、
請求項 2 に記載の超音波プローブ。

20

【請求項 4】

前記プローブヘッドは、
前記音響放射部と前記保持部とに接続される中間部をさらに備え、
前記第 2 の方向と、前記第 3 の方向とによる平面上で、前記中間部がもつ中心軸が前記音響放射部の前記中心軸に対して角度を有する構成を備えた、
請求項 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記プローブヘッドは、前記保持部が、前記音響放射部の前記第 3 の方向の先端側に接続される構成を備えた、
請求項 2 に記載の超音波プローブ。

30

【請求項 6】

前記プローブヘッドは、前記直交方向における前記保持部の厚みが、前記直交方向における前記音響放射部の厚みと同一である構成を備えた、
請求項 1 乃至 5 のうちいずれか 1 項に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記プローブヘッドは、
前記保持部が、前記音響放射部の前記第 3 の方向の先端側に接続され、
前記音響放射部の前記他端側が、前記保持部の前記他端側からはみ出さないような構成を備えた、
請求項 1 に記載の超音波プローブ。

40

【請求項 8】

前記プローブヘッドは、前記直交方向における前記保持部の厚みが、前記直交方向における前記音響放射部の厚みより小さい構成を備えた、
請求項 1 又は 7 に記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

互いに直交する第 1 の方向、第 2 の方向、及び第 3 の方向のうち前記第 3 の方向がプローブヘッドの長軸方向として定義される超音波プローブであって、
前記プローブヘッドは、
前記第 2 の方向の一端側に振動子アレイを設ける音響放射部と、
前記第 2 の方向の他端側に鉗子用の突出部を保持する保持部と、

50

を備え、

前記プローブヘッドは、前記第 2 の方向と前記第 3 の方向とによる平面上で、前記保持部がもつ中心軸が、前記音響放射部がもつ中心軸に対して角度を有する構成を備える、超音波プローブ。

【請求項 10】

前記プローブヘッドは、前記突出部の前記他端側が前記音響放射部の前記他端側からはみ出さないように、前記保持部の前記中心軸が前記音響放射部の前記中心軸に対して前記角度を有する構成を備える、

請求項 9 に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

医用分野では、複数の振動子（振動子アレイ）を用いて発生させた超音波を送波させると共に、反射波を受波させて受信信号に変換する超音波プローブが利用される。また、超音波診断装置は、超音波プローブによる超音波の送波を制御すると共に、超音波プローブから受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。

【0003】

20

超音波プローブ及び超音波診断装置は、腹腔鏡手術や胸腔鏡手術等の手術中においても、被検体内の臓器の超音波画像を観察する等の目的で用いられる。例えば、腹腔鏡手術においては、被検体の腹部の複数箇所に孔をあけ、各孔に筒状のガイド管が差し込まれる。そして、電気メスや鉗子等の手術器具や、カメラ等のモニタ器具が各ガイド管を通して被検体の体内に挿入される。

【0004】

腹腔鏡手術用の超音波プローブのプローブヘッドは、ガイド管の径の大きさにより、振動子アレイのエレベーション方向のサイズが制限される。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0005】

【特許文献 1】特開 2016 - 77367 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、振動子アレイのエレベーション方向のサイズを確保することで、超音波画像の画質向上を図ることである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る超音波プローブは、互いに直交する第 1 の方向、第 2 の方向、及び第 3 の方向のうち第 3 の方向がプローブヘッドの長軸方向として定義される。プローブヘッドは、第 2 の方向の一端側に振動子アレイを設ける音響放射部と、第 2 の方向の他端側に鉗子用の突出部を保持する保持部と、を備える。プローブヘッドは、保持部がもつ中心軸が、音響放射部がもつ中心軸から一端側にずれた構成を備える。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブが鉗子により把持された状態を示す側面図。

50

【図 4】図 4 は、比較例に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図。

【図 5】図 5 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図。

【図 6】図 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図。

【図 7】図 7 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図。

【図 8】図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図。

【図 9】図 9 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図。

【図 10】図 10 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図。

【図 11】図 11 は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図。

【図 12】図 12 は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら、超音波プローブの実施形態について詳細に説明する。

【0010】

1. 第 1 の実施形態

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図である。図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図である。なお、図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブに加え、筒状のガイド管 TR を示す。図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブが鉗子により把持された状態を示す側面図である。

【0011】

図 1 ~ 図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 10 を示す。超音波プローブ 10 は、腹腔鏡手術や胸腔鏡手術等の手術中に用いられる術中プローブである。超音波プローブ 10 は、被検体表面に設けられた孔に差し込まれた筒状のガイド管を通して被検体の体内へ挿入される。ガイド管は、トラカールとも呼ばれる。

【0012】

超音波プローブ 10 は、プローブヘッド 11、プローブケーブル 12、及びプローブコネクタ（図示省略）を備える。超音波プローブ 10 は、超音波診断装置（図示省略）に、プローブコネクタを介して接続可能である。超音波診断装置は、超音波プローブ 10 による超音波の送波を制御すると共に、超音波プローブ 10 から受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。なお、超音波プローブ 10 が超音波診断装置と別体の場合について説明するが、超音波プローブ 10 と超音波画像を生成する装置とを超音波診断装置と総称する場合もある。

【0013】

図 2 に示すように、プローブヘッド 11 は、音響放射部 31 及び保持部 32 を備える。プローブヘッド 11 は被検体内部に挿入されるものであるため、生体適合性があり、耐食性が高く、軽量のチタン等の材質で形成されることが好適である。

【0014】

ここで、図 1 ~ 図 3（図 4 ~ 図 12 についても同様）において、互いに直交する第 1 の方向（x 軸方向）、第 2 の方向（y 軸方向）、及び第 3 の方向（z 軸方向）のうち z 軸方向をプローブヘッド 11 の長軸方向として定義する。つまり、z 軸方向を音響放射部 31 のエレベーション（EV）方向の平行方向と定義し、x 軸方向を音響放射部 31 のアジマス方向の平行方向と定義する。また、y 軸の正方向側を「上」と定義し、同負方向側を「下」と定義する。

【0015】

音響放射部 31 は、振動子アレイ R、バッキング、音響整合層、電子回路、及び配線等を備える。音響放射部 31 は、y 軸方向の一端側、つまり、y 軸負方向の側に振動子アレイ R を設ける。振動子アレイ R は、x 軸方向と z 軸方向との少なくとも一方に振動子が複数配列されて成る。バッキング及び音響整合層（図示省略）は、超音波をより好適に送受波するために備えられる。電子回路（図示省略）は、超音波診断装置からプローブケー

10

20

30

40

50

ル 1 2 を介して送られる電気信号を処理して振動子アレイ R の各振動子に出力すると共に、各振動子からの複数の受信信号を処理して超音波診断装置に出力する。なお、図 2 において、振動子アレイ R は音響放射部 3 1 から突出するものとして図示するが、その場合に限定されるものではない。

【 0 0 1 6 】

保持部 3 2 は、y 軸方向における振動子アレイ R の他端側、つまり、y 軸正方向の側に鉗子用の突出部 S を保持する。また、突出部 S は、鉗子（ロボットアーム等を含む）W により把持可能なサイズ及び形状を有する。

【 0 0 1 7 】

ここで、超音波画像の画質向上の点からは超音波のエコー強度が大きい方が好ましいので、振動子アレイ R は、x 軸方向の振動子の総面積が大きいこと好適である。一方で、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズは、ガイド管 T R の径の大きさによる制約を受ける。そこで、ガイド管 T R の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを拡げることを考える。

【 0 0 1 8 】

振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを拡げるために、プローブヘッド 1 1 は、保持部 3 2 がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C 2 が、音響放射部 3 1 がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C 1 から、y 軸負方向の側、つまり、下側にずれた構成を備える。ここで、音響放射部 3 1 の中心軸 C 1 とは、x 軸方向及び y 軸方向における音響放射部 3 1 の中心位置を z 軸方向の各位置で求めた場合の、複数の中心位置を結ぶ直線を意味する。また、保持部 3 2 の中心軸 C 2 とは、x 軸方向及び y 軸方向における保持部 3 2 の中心位置を z 軸方向の各位置で求めた場合の、複数の中心位置を結ぶ直線を意味する。

【 0 0 1 9 】

中心軸 C 2 が中心軸 C 1 に対して下側にずれる構成は、第 1 に、y 軸方向における保持部 3 2 の厚みを、y 軸方向における音響放射部 3 1 の厚みと同一とし、保持部 3 2 を単に音響放射部 3 1 より下側にシフトさせることにより実現できる。その場合について、超音波プローブ 1 0（図 1～図 3 に示す第 1 の実施形態）、超音波プローブ 1 0 A（図 5 及び図 6 に示す第 2 の実施形態）、超音波プローブ 1 0 B（図 7 及び図 8 に示す第 3 の実施形態）を用いて説明する。中心軸 C 2 が中心軸 C 1 に対して下側にずれる構成は、第 2 に、y 軸方向における保持部 3 2 の厚みを、y 軸方向における音響放射部 3 1 の厚みより小さくすることで実現できる。その場合について、超音波プローブ 1 0 C（図 9 及び図 10 に示す第 4 の実施形態）を用いて説明する。まず、図 1～図 3 を用いて、超音波プローブ 1 0 について説明する。

【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 1 0 において、中心軸 C 1 に対する中心軸 C 2 のずれ量は、十分なサイズをもつ突出部 S の上端側が、音響放射部 3 1 の上端側からはみ出さないように調整された場合の長さである。具体的には、プローブヘッド 1 1 は、保持部 3 2 が、音響放射部 3 1 の z 軸方向の末端側、即ち、z 軸負方向の側に直接に接続される構成を備える。つまり、保持部 3 2 は、音響放射部 3 1 に対して y 軸方向に段差をもって接続される。この超音波プローブ 1 0 の構成により、振動子アレイ R をガイド管 T R がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C に近づけることが可能となるので、ガイド管 T R の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを十分に確保できる。

【 0 0 2 1 】

図 4 は、比較例に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図である。なお、図 4 は、比較例に係る超音波プローブに加え、筒状のガイド管 T R を示す。

【 0 0 2 2 】

図 4 は、比較例に係る超音波プローブ 5 0 を示す。超音波プローブ 5 0 は、プローブヘッド 5 1、プローブケーブル 5 2、及びプローブコネクタ（図示省略）を備える。超音波プローブ 5 0 は、超音波診断装置（図示省略）に、プローブコネクタを介して接続可能である。超音波診断装置は、超音波プローブ 5 0 による超音波の送波を制御すると共に、超

10

20

30

40

50

音波プローブ 50 から受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。

【0023】

プローブヘッド 51 は、振動子アレイ P、バッキング、音響整合層、電子回路、及び配線等を備える。振動子アレイ P は、x 軸方向と z 軸方向との少なくとも一方に振動子が複数配列されて成る。一方で、プローブヘッド 51 は、鉗子用の突出部 Q を保持する。突出部 Q は、鉗子により把持可能なサイズ及び形状を有する。

【0024】

ここで、超音波プローブ 50 では、突出部 Q のサイズやプローブヘッド 51 の径を縮小しない限り、振動子アレイ P をガイド管 TR の中心軸 C に近づけることができない。振動子アレイ P をガイド管 TR の中心軸 C に近づけようとする、その分だけ突出部 Q が上側にシフトすることになり、ガイド管 TR の径の制約を受けるからである。

10

【0025】

図 1 ~ 図 3 の超音波プローブ 10 の構成により、超音波プローブ 50 の構成と比較して、突出部 Q のサイズやプローブヘッド 11 の径の変更なしで振動子アレイ R をガイド管 TR の中心軸 C に近づけることが可能となるので、ガイド管 TR の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを十分に確保できる。

【0026】

なお、超音波プローブ 10 において、y 軸方向における保持部 32 の厚みは、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みと同一である場合について説明した。しかし、その場合に限定されるものではない。振動子アレイ R をガイド管 TR の z 軸方向の中心軸 C に近づけるべく、y 軸方向における保持部 32 の厚みが、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みより小さくなるように構成されてもよい。

20

【0027】

以上により、超音波プローブ 10 によれば、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを確保することでエコー強度を大きくすることができるので、超音波診断装置（図示省略）によって生成される超音波画像の画質向上を図ることができる。

【0028】

2. 第 2 の実施形態

中心軸 C2 が中心軸 C1 に対して下側にずれる構成を実現するために、第 2 の実施形態に係る超音波プローブは、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 10 と同様に、y 軸方向における保持部 32 の厚みを、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みと同一とし、保持部 32 を単に音響放射部 31 より下側にシフトさせた構成を備える。一方で、第 2 の実施形態に係る超音波プローブは、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 10 とは異なり、プローブヘッド 11 の保持部 32 が間接的に音響放射部 31 に接続される構成を有する。

30

【0029】

図 5 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図である。図 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図である。なお、図 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブに加え、筒状のガイド管 TR を示す。また、第 2 の実施形態に係る超音波プローブが鉗子 W により把持された状態は図 3 と同等であるので図示及び説明を省略する。

40

【0030】

図 5 及び図 6 は、第 2 の実施形態に係る超音波プローブ 10A を示す。超音波プローブ 10A は、超音波プローブ 10（図 1 ~ 図 3 に図示）と同様に、腹腔鏡手術や胸腔鏡手術等の手術中に用いられる術中プローブである。なお、図 5 及び図 6 において、図 1 及び図 2 に示す部材と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

【0031】

超音波プローブ 10A は、プローブヘッド 11A、プローブケーブル 12、及びプローブコネクタ（図示省略）を備える。超音波プローブ 10A は、超音波診断装置（図示省略）に、プローブコネクタを介して接続可能である。超音波診断装置は、超音波プローブ 1

50

0 A による超音波の送波を制御すると共に、超音波プローブ 10 A から受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。

【0032】

図 6 に示すように、プローブヘッド 11 A は、音響放射部 31、保持部 32 A、及び中間部 33 A を備える。プローブヘッド 11 A は被検体内部に挿入されるものであるため、生体適合性があり、耐食性が高く、軽量のチタン等の材質で形成されることが好適である。

【0033】

保持部 32 A は、y 軸方向における振動子アレイ R の他端側、つまり、y 軸正方向の側に鉗子用の突出部 S を保持する。y 軸方向における保持部 32 A の厚みは、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みと同一である。しかし、その場合に限定されるものではない。振動子アレイ R をガイド管 T R の中心軸 C に近づけるべく、y 軸方向における保持部 32 A の厚みが、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みより小さくなるように構成されてもよい。また、突出部 S は、鉗子により把持可能なサイズ及び形状を有する。

【0034】

振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを拡げるために、プローブヘッド 11 A は、保持部 32 A がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C 2 が、音響放射部 31 がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C 1 から、y 軸負方向の側、つまり、下側にずれた構成を備える。中心軸 C 1 に対する中心軸 C 2 のずれ量は、十分なサイズをもつ突出部 S の上端側が、音響放射部 31 の上端側からはみ出さないように調整された場合の長さである。

【0035】

具体的には、プローブヘッド 11 A は、音響放射部 31 及び保持部 32 A に接続される中間部 33 A を設ける。プローブヘッド 11 A は、保持部 32 A が、中間部 33 A を介して、音響放射部 31 の z 軸方向の末端側に接続される構成を備える。この超音波プローブ 10 A の構成により、超音波プローブ 10 (図 1 ~ 図 3 に図示)と同様に、振動子アレイ R をガイド管 T R の中心軸 C に近づけることが可能となるので、ガイド管 T R の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを十分に確保できる。

【0036】

以上により、超音波プローブ 10 A によれば、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを確保することでエコー強度を大きくすることできるので、超音波診断装置 (図示省略)によって生成される超音波画像の画質向上を図ることができる。

【0037】

3. 第 3 の実施形態

中心軸 C 2 が中心軸 C 1 に対して下側にずれる構成を実現するために、第 3 の実施形態に係る超音波プローブは、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 10 と同様に、y 軸方向における保持部 32 の厚みを、y 軸方向における音響放射部 31 の厚み以下とし、保持部 32 を単に音響放射部 31 より下側にシフトさせた構成を備える。一方で、第 3 の実施形態に係る超音波プローブは、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 10 とは異なり、保持部 32 が音響放射部 31 の先端側に配置される構成を有する。

【0038】

図 7 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図である。図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図である。なお、図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブに加え、筒状のガイド管 T R を示す。また、第 3 の実施形態に係る超音波プローブが鉗子 W により把持された状態は図 3 と同等であるので図示及び説明を省略する。

【0039】

図 7 及び図 8 は、第 3 の実施形態に係る超音波プローブ 10 B を示す。超音波プローブ 10 B は、超音波プローブ 10 (図 1 ~ 図 3 に図示)と同様に、腹腔鏡手術や胸腔鏡手術等の手術中に用いられる術中プローブである。なお、図 7 及び図 8 において、図 1 及び図 2 に示す部材と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 0 】

超音波プローブ 1 0 B は、プローブヘッド 1 1 B、プローブケーブル 1 2、及びプローブコネクタ（図示省略）を備える。超音波プローブ 1 0 B は、超音波診断装置（図示省略）に、プローブコネクタを介して接続可能である。超音波診断装置は、超音波プローブ 1 0 B による超音波の送波を制御すると共に、超音波プローブ 1 0 B から受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。

【 0 0 4 1 】

図 8 に示すように、プローブヘッド 1 1 B は、音響放射部 3 1 及び保持部 3 2 B を備える。プローブヘッド 1 1 B は被検体内部に挿入されるものであるため、耐食性が高く、軽量のチタン等の材質で形成されることが好適である。

10

【 0 0 4 2 】

保持部 3 2 B は、y 軸方向における振動子アレイ R の他端側、つまり、y 軸正方向の側に鉗子用の突出部 S を保持する。また、y 軸方向における保持部 3 2 B の厚みは、y 軸方向における音響放射部 3 1 の厚みと同一である場合について図示する。しかし、その場合に限定されるものではない。振動子アレイ R をガイド管 T R の中心軸 C に近づけるべく、y 軸方向における保持部 3 2 B の厚みが、y 軸方向における音響放射部 3 1 の厚みより小さくなるように構成されてもよい。また、突出部 S は、鉗子により把持可能なサイズ及び形状を有する。

【 0 0 4 3 】

振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを拡げるために、プローブヘッド 1 1 B は、保持部 3 2 B がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C 2 が、音響放射部 3 1 がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C 1 から、y 軸負方向の側、つまり、下側にずれた構成を備える。中心軸 C 1 に対する中心軸 C 2 のずれ量は、十分なサイズをもつ突出部 S の上端側が、音響放射部 3 1 の上端側からはみ出さないように調整された場合の長さである。

20

【 0 0 4 4 】

具体的には、プローブヘッド 1 1 B は、保持部 3 2 B が、音響放射部 3 1 の z 軸方向の先端側、即ち、z 軸正方向の側に直接に接続される構成を備える。この超音波プローブ 1 0 B の構成により、超音波プローブ 1 0（図 1～図 3 に図示）と同様に、振動子アレイ R をガイド管 T R の中心軸 C に近づけることが可能となるので、ガイド管 T R の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを十分に確保できる。

30

【 0 0 4 5 】

以上により、超音波プローブ 1 0 B によれば、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを確保することでエコー強度を大きくすることできるので、超音波診断装置（図示省略）によって生成される超音波画像の画質向上を図ることができる。

【 0 0 4 6 】

4. 第 4 の実施形態

第 4 の実施形態に係る超音波プローブは、第 4 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 C と比較して、y 軸方向における保持部 3 2 C の厚みが、y 軸方向における音響放射部 3 1 の厚みより小さくなるような構成を有し、保持部 3 2 の下側を、音響放射部 3 1 の下側に対して面一とする一方で、保持部 3 2 の上側を、音響放射部 3 1 の上側に対して凹ませるような構成を有する。

40

【 0 0 4 7 】

図 9 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図である。図 1 0 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図である。なお、図 1 0 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブに加え、筒状のガイド管 T R を示す。また、第 4 の実施形態に係る超音波プローブが鉗子 W により把持された状態は図 3 と同等であるので図示及び説明を省略する。

【 0 0 4 8 】

図 9 及び図 1 0 は、第 4 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 C を示す。超音波プローブ 1 0 C は、超音波プローブ 1 0（図 1～図 3 に図示）と同様に、腹腔鏡手術や胸腔鏡手

50

術等の手術中に用いられる術中プローブである。なお、図 9 及び図 10 において、図 1 及び図 2 に示す部材と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

【0049】

超音波プローブ 10C は、プローブヘッド 11C、プローブケーブル 12、及びプローブコネクタ（図示省略）を備える。超音波プローブ 10C は、超音波診断装置（図示省略）に、プローブコネクタを介して接続可能である。超音波診断装置は、超音波プローブ 10C による超音波の送波を制御すると共に、超音波プローブ 10C から受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。

【0050】

図 10 に示すように、プローブヘッド 11C は、音響放射部 31 及び保持部 32C を備える。プローブヘッド 11C は被検体内部に挿入されるものであるため、耐食性が高く、軽量のチタン等の材質で形成されることが好適である。

【0051】

保持部 32C は、y 軸方向における振動子アレイ R の他端側、つまり、y 軸正方向の側に鉗子用の突出部 S を保持する。図 8 の場合と異なり、y 軸方向における保持部 32C の厚みは、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みより小さく、振動子アレイ R の下端が、保持部 32C の下端から y 軸負方向にはみ出さないように構成される。このプローブヘッド 11C の構成により、超音波プローブ 10（図 1～図 3 に図示）と同様に、振動子アレイ R をガイド管 TR の中心軸 C に近づけることが可能となるので、ガイド管 TR の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを十分に確保できる。なお、音響放射部 31 の先端側に接続される保持部 32C は、内部に配線等の構成を有さないの

10

20

【0052】

以上により、超音波プローブ 10C によれば、超音波プローブ 10B（図 7 及び図 8 に図示）と比較してさらに振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを確保することができるので、超音波画像の更なる画質向上を図ることができる。

【0053】

5. 第 5 の実施形態

第 5 の実施形態に係る超音波プローブは、前述した超音波プローブ 10～10C とは異なり、プローブヘッド 11 の保持部 32 の中心軸 C1 が音響放射部 31 の中心軸 C2 の中心軸と平行でない構成を有する。

30

【0054】

図 11 は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す斜視図である。図 12 は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブの構成を示す正面図及び側面図である。なお、図 12 は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブに加え、筒状のガイド管 TR を示す。また、第 5 の実施形態に係る超音波プローブが鉗子 W により把持された状態は図 3 と同等であるので図示及び説明を省略する。

【0055】

図 11 及び図 12 は、第 5 の実施形態に係る超音波プローブ 10D を示す。超音波プローブ 10D は、超音波プローブ 10（図 1～図 3 に図示）と同様に、腹腔鏡手術や胸腔鏡手術等の手術中に用いられる術中プローブである。なお、図 11 及び図 12 において、図 1 及び図 2 に示す部材と同一部材には同一符号を付して説明を省略する。

40

【0056】

超音波プローブ 10D は、プローブヘッド 11D、プローブケーブル 12、及びプローブコネクタ（図示省略）を備える。超音波プローブ 10D は、超音波診断装置（図示省略）に、プローブコネクタを介して接続可能である。超音波診断装置は、超音波プローブ 10D による超音波の送波を制御すると共に、超音波プローブ 10D から受信信号を受信して、受信信号から被検体内部を描画した所望の超音波画像を得る。

【0057】

図 12 に示すように、プローブヘッド 11D は、音響放射部 31 及び保持部 32D を備

50

える。プローブヘッド 11D は被検体内部に挿入されるものであるため、耐食性が高く、軽量のチタン等の材質で形成されることが好適である。

【0058】

保持部 32D は、y 軸方向における振動子アレイ R の他端側、つまり、y 軸正方向の側に鉗子用の突出部 T を保持する。また、y 軸方向における保持部 32D の厚みは、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みと同一である。しかし、その場合に限定されるものではない。振動子アレイ R をガイド管 TR の中心軸 C に近づけるべく、y 軸方向における保持部 32D の厚みが、y 軸方向における音響放射部 31 の厚みより小さくなるように構成されてもよい。また、突出部 T は、鉗子により把持可能なサイズ及び形状を有する。突出部 T は、その上側が音響放射部 31 の上端と平行となるように成形される。

10

【0059】

振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを拡げるために、プローブヘッド 11D は、y 軸方向と z 軸方向とによる平面上で、保持部 32D がもつ中心軸 C2 が、音響放射部 31 がもつ z 軸方向に延びる中心軸 C1 に対して角度を有する構成を備える。中心軸 C1 に対する中心軸 C2 の角度は、保持部 32D の上側に取り付けられる突出部 T の上端側が、音響放射部 31 の上端側からはみ出さないように調整された場合の角度である。

【0060】

この超音波プローブ 10D の構成により、超音波プローブ 10 (図 1 ~ 図 3 に図示) と同様に、振動子アレイ R をガイド管 TR の中心軸 C に近づけることが可能となるので、ガイド管 TR の径の大きさに適合させながら、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを十分に確保できる。

20

【0061】

以上により、超音波プローブ 10D によれば、振動子アレイ R の x 軸方向のサイズを確保することでエコー強度を大きくすることできるので、超音波診断装置 (図示省略) によって生成される超音波画像の画質向上を図ることができる。

【0062】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、振動子アレイのエレベーション方向のサイズを確保することで、超音波画像の画質向上を図ることができる。

【0063】

なお、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れる。

30

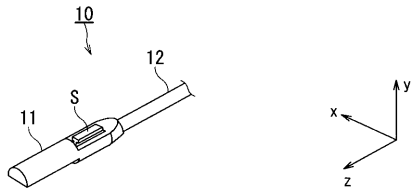
【符号の説明】

【0064】

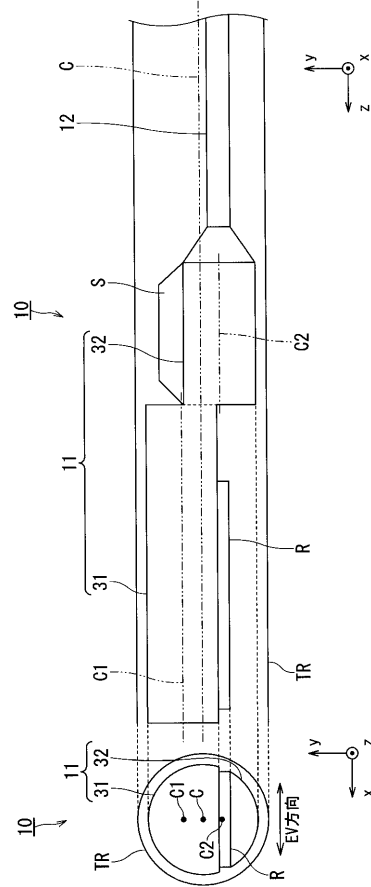
10, 10A, 10B, 10C, 10D 超音波プローブ
11, 11A, 11B, 11C, 11D プローブヘッド
31 音響放射部
32, 32A, 32B, 32C, 32D 保持部
33A 中間部
S, T 突出部
TR ガイド管 (トラカール)

40

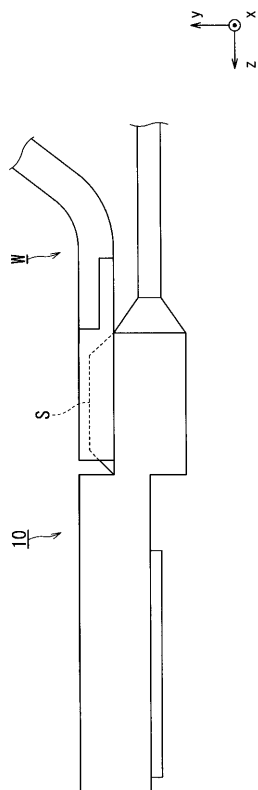
【図 1】



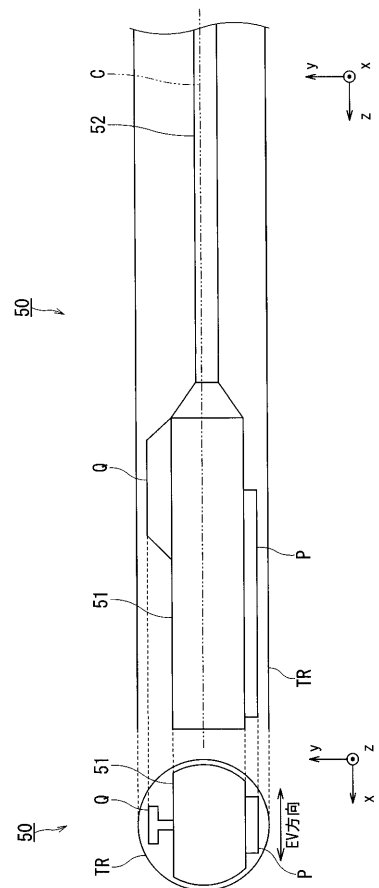
【図 2】



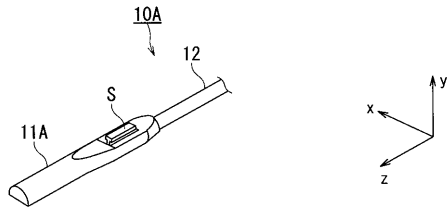
【図 3】



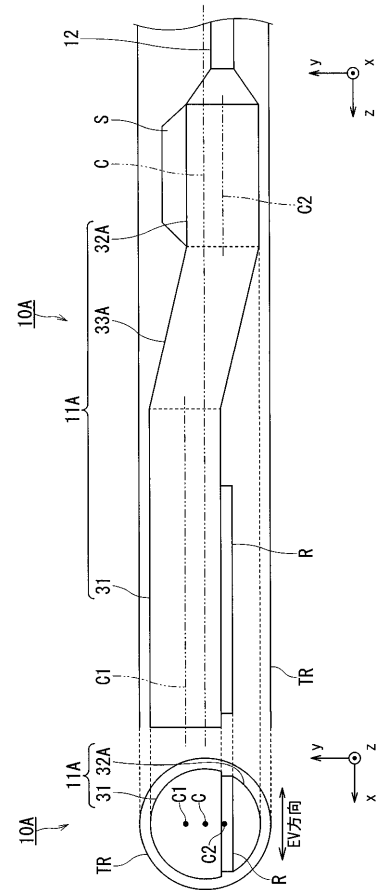
【図 4】



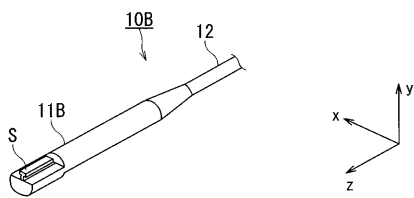
【図 5】



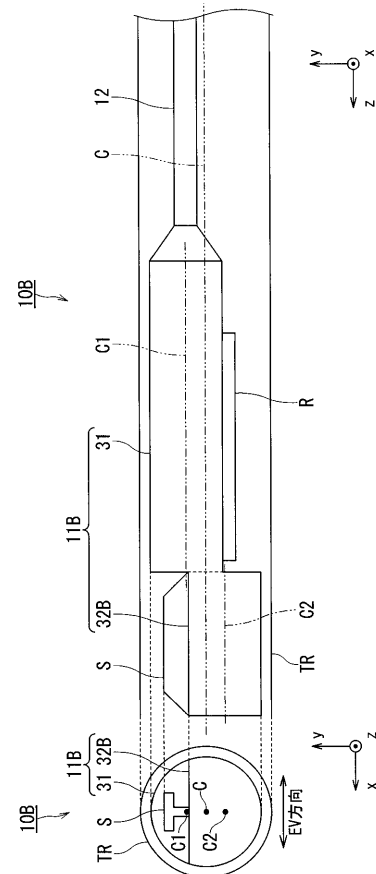
【図 6】



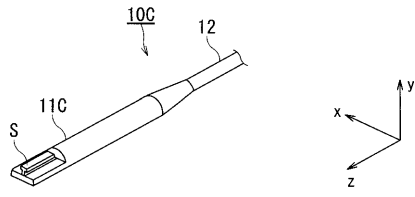
【図 7】



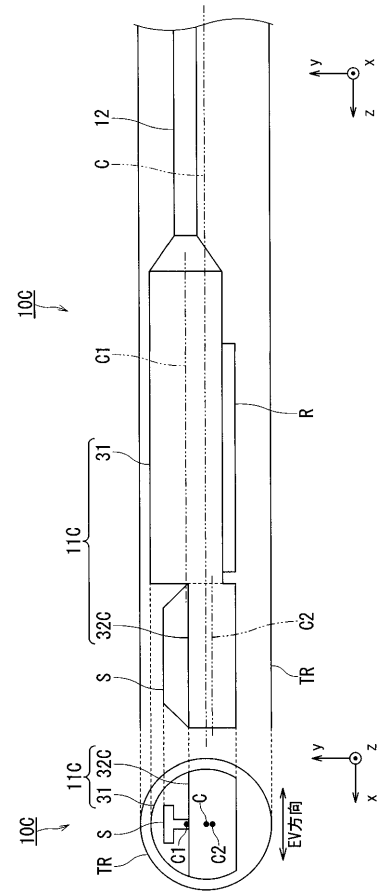
【図 8】



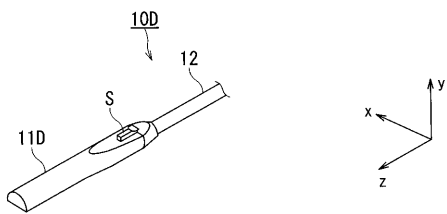
【図 9】



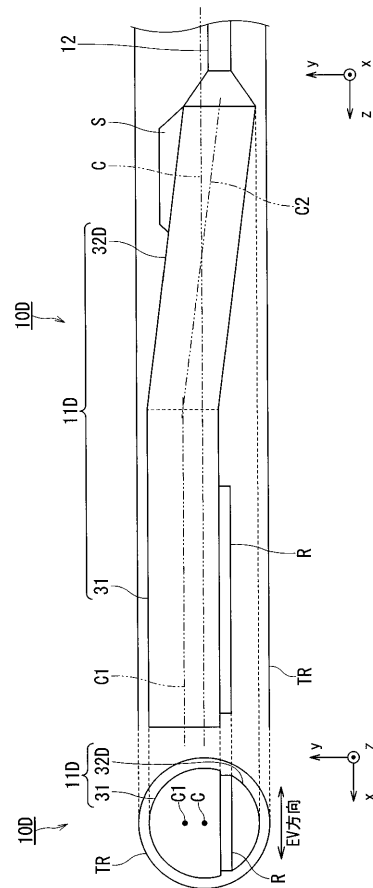
【図 10】



【図 11】



【図 12】



专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2020039703A	公开(公告)日	2020-03-19
申请号	JP2018170792	申请日	2018-09-12
[标]发明人	都築健太郎 四方浩之		
发明人	多木 真 都築 健太郎 四方 浩之		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FF02 4C601/GA01 4C601/GA07 4C601/GB04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题:通过确保换能器阵列在仰角方向上的尺寸来提高超声图像的图像质量。 在本实施方式的超声波探头中,将彼此正交的第一方向,第二方向以及第三方向中的第三方向定义为探头的长轴方向。 探头在其第二方向的一端侧具有声辐射部,该声辐射部具有换能器阵列,在第二方向的另一端侧具有保持部,该保持部保持钳子用突出部。 探头具有这样的构造,其中,保持部的中心轴线从声辐射部的中心轴线朝着一端侧移位。 [选择图]图2

