

(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2006-101901
(P2006-101901A)

(43) 公開日 平成18年4月20日 (2006.4.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
H 0 4 R 1/44 (2006.01)	H 0 4 R 1/44 3 3 O D	5 D 0 1 9
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 O H	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-288447 (P2004-288447)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成16年9月30日 (2004.9.30)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	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	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(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社内
		Fターム(参考)	4C601 BB12 EE05 EE12 EE13 EE17
			EE18 FE01 GA03 GA13 GA14
			GB06 GB19 GB21 GC07 GC13
			5D019 EE01 FF04

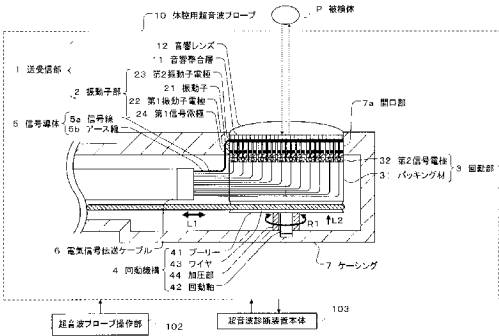
(54) 【発明の名称】 体腔用超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 内容液を必要としない体腔用の超音波プローブを提供する。

【解決手段】 二次元に配列された複数の振動子21がケーシング7に固定され、各振動子21の下面に第1振動子電極22が夫々形成され、各振動子21の上面全面に第2振動子23が形成されている。この第2振動子電極23上面に音響整合層11を介して音響レンズ12が形成され、各第1振動子電極22に第1信号電極24が夫々形成されている。この第1信号電極24に対向してバックング材31が設けられ、このバックング材31の上面には第1信号電極24と当接する複数の第2信号電極32が設けられている。更に、第1信号電極24と第2信号電極32を当接させた状態でバックング材31を回転する回転機構4を備えている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に開口部を有するケーシングと、
二次元に配列された複数の振動子と、前記振動子の一主面に共通に形成された第 2 振動子電極と、前記振動子の他主面に夫々形成された第 1 振動子電極と、前記第 1 振動子電極に夫々形成された第 1 信号電極とを有し、前記ケーシングの開口部に嵌合されて固着された送受信部と、
前記ケーシング内に前記送受信部に対向して配置された複数の第 2 信号電極を有し、前記第 2 信号電極を前記送受信部の前記第 1 信号電極に当接した状態で回転する回転部と、
前記ケーシング内に配置されて前記回転部を回転する回転手段と、
前記ケーシング内に配置されて前記第 2 信号電極に超音波駆動信号を供給し、且つ前記第 2 信号電極から超音波受信信号を受信する電気信号伝送手段とを
具備することを特徴とする体腔用超音波プローブ。

10

【請求項 2】

先端部に開口部を有するケーシングと、
二次元に配列された複数の振動子と、前記振動子の一主面に共通に形成された第 2 振動子電極と、前記振動子の他主面に夫々形成された第 1 振動子電極と、前記第 1 振動子電極に夫々形成された第 1 信号電極とを有し、前記ケーシングの開口部に嵌合されて固着された送受信部と、
前記ケーシング内に前記送受信部に対向して配置された一主面に複数の第 2 信号電極を備えた回転部と、
前記ケーシング内に配置されて、第 1 の回転角で前記回転部の前記第 2 信号電極を前記送受信部の前記第 1 信号電極に当接させ、第 2 の回転角で前記回転部の前記第 2 信号電極を前記送受信部の前記第 1 信号電極に非当接させる回転手段と、
前記ケーシング内に配置されて前記第 2 信号電極に超音波駆動信号を供給し、且つ前記第 2 信号電極から超音波受信信号を受信する電気信号伝送手段とを
具備することを特徴とする体腔用超音波プローブ。

20

【請求項 3】

送受信部は、前記第 2 振動子電極に音響整合層を介して接合され、且つ外部に露呈されて前記ケーシングの開口部に固着された音響レンズを備えていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の体腔用超音波プローブ。

30

【請求項 4】

前記回転部には、前記第 2 信号電極を固定すると共に、前記振動子からの超音波を吸収するバック材が設けられていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 5】

前記振動子は、格子状に配列されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 6】

前記振動子は、複数の同心円と、これら複数の同心円の内、隣り合う 2 つの同心円毎に同心円の中心から等しい角度で放射する複数の放射線により分割されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の体腔用超音波プローブ。

40

【請求項 7】

前記ケーシングは端部が閉栓され、前記開口部はその先端部の側面に形成されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 8】

前記第 2 信号電極は、互いに所定の間隔を置いて二次元に配列されていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいずれか 1 項に記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 9】

前記回転手段は、前記回転部の他主面に固定されたプーリーと、前記ケーシングに回転

50

自在に枢支されて前記プーリーに固定された回動軸と、前記プーリーを回動させるワイヤと、前記ケーシングに一端部が保持されて他端部が前記プーリーに当接され、且つ前記第1信号電極と前記第2信号電極とを当接させるように前記プーリーを加圧する加圧部と、前記加圧部と前記プーリーとの間に配置されて一端部が前記ケーシングに保持され、且つ回動軸が遊嵌された固定ガイドと、前記固定ガイドと前記加圧部との間に配置され、且つ貫通された前記回動軸に固定された回動ガイドと、前記固定ガイドと前記回動ガイドの対向面の一方に形成された凸部と、前記固定ガイドと前記回動ガイドの対向面の他方に形成された凹部とを備えたことを特徴とする請求項2に記載の体腔用超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、体腔内の超音波診断に用いられる体腔用超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波パルス反射法等の手法を用いて生体内の断層像などの画像を得るもので、近年、様々な医療分野で利用されている。

【0003】

ところで最近では、送受信部が回動可能に設けられた体腔内超音波プローブを用いて、経食道、経直腸などの体腔内から任意の断面における断層像の超音波撮影が行われている（例えば、特許文献1参照。）。 20

【0004】

図14は、経食道、経直腸などの体腔内超音波プローブを挿入して超音波撮影を行う超音波診断装置の概略構成を示した図である。

この超音波診断装置100は、被検体に対して超音波の送受信を行う体腔用超音波プローブ101と、被検体Pの体腔内に挿入した体腔用超音波プローブ101を操作するための超音波プローブ操作部102と、体腔用超音波プローブ101から被検体に対して超音波を送受信し、体腔用超音波プローブ101から得られる超音波受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置本体103とから構成されている。

【0005】

図15は、体腔用超音波プローブ101の概略構成を示した図である。 30

この体腔用超音波プローブ101は、被検体に対して超音波の送受信を行う送受信部110と、送受信部110を矢印R1方向に回動する回動機構140と、送受信部110に接続された信号導体150と、信号導体150に接続された電気信号伝送ケーブル160と、送受信部110、回動機構140、信号導体150、及び電気信号伝送ケーブル160などの各ユニットを外部から電氣的に絶縁し且つ液体の浸入を防ぐケーシング170とを備えている。

【0006】

また、体腔用超音波プローブ101は、回動可能に設けられた送受信部110からケーシング170内部への液体の浸入を防ぐゴムなどのシール材及びこのシール材を保持する金属材料からなるシール部118を、外部から電氣的に絶縁すると共に超音波を伝播させるための伝播部119とを備えている。 40

【0007】

送受信部110は、振動子121の両面に第1振動子電極122、及び第2振動子電極123が夫々設けられて超音波の発信と受信を行う振動子部120と、この振動子部120に接合され超音波を効率よく透過させるための超音波整合層111と、超音波整合層111に接合され超音波を集束させるための音響レンズ112とを備えている。

【0008】

伝播部119は、被検体への安全のためにシール部118を外部から電氣的に絶縁するために設けられており、送受信部110から発せられた超音波及び被検体から反射された超音波を伝播させるための内容液115と、この内容液を保持すると共に、被検体に接触 50

した状態で被検体に対して超音波の送受信を行うための音響窓 116 とを備えている。

【0009】

回動機構 140 は、上面に送受信部 110 を保持したバックリング材 131 と、バックリング材 131 を保持するプーリー 141 と、プーリー 141 をケーシング 170 に回転自在に枢支する回動軸 142 と、プーリー 141 を矢印 R1 方向へ所望の角度範囲、回動させるためのワイヤ 143 とを備えている。

【0010】

そして、超音波プローブ操作部 102 から回動機構 140 を操作し、体腔用超音波プローブ 101 の送受信部 110 をシール部 118 のシール材に摺動させて所望の角度に回動させることにより、その回動角度における被検体 P の超音波撮影を行うことができるようになっている。 10

【特許文献 1】特開平 6 - 105842 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、従来の体腔用超音波プローブ 101 では、減圧を伴う消毒や滅菌、衝撃を伴う扱いなどによる外部、または送受信部 110 とシール部 118 のシール材の摺動部分からケーシング 170 内部への内容液 115 の流出により、音響レンズ 112 と音響窓 116 間への気体の混入を招いて超音波が伝播されなくなる問題や、がケーシング 170 内部の各ユニットが内容液 115 により支障を来す問題がある。 20

【0012】

また、内容液 115 及び音響窓 116 を介して超音波の送受信が行われるので、超音波の送受信効率が悪いという問題がある。

【0013】

更に、内容液 115、音響窓 116、及びシール部 118 等の構成部品を必要とするので、体腔用超音波プローブ 101 のサイズが大きくなり、被検体に対して負担をかけてしまう問題もある。

【0014】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、内容液を必要としない体腔用超音波プローブを提供することを目的とする。 30

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記問題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の体腔用超音波プローブは、先端部に開口部を有するケーシングと、二次元に配列された複数の振動子と、前記振動子の一主面に共通に形成された第 2 振動子電極と、前記振動子の他主面に夫々形成された第 1 振動子電極と、前記第 1 振動子電極に夫々形成された第 1 信号電極とを有し、前記ケーシングの開口部に嵌合されて固着された送受信部と、前記ケーシング内に前記送受信部に対向して配置された複数の第 2 信号電極を有し、前記第 2 信号電極を前記送受信部の前記第 1 信号電極に当接した状態で回動する回動部と、前記ケーシング内に配置されて前記回動部を回動する回動手段と、前記ケーシング内に配置されて前記第 2 信号電極に超音波駆動信号を供給し、且つ前記第 2 信号電極から超音波受信信号を受信する電気信号伝送手段とを具備することを特徴とする。 40

【0016】

また、請求項 2 に係る本発明の体腔用超音波プローブは、先端部に開口部を有するケーシングと、二次元に配列された複数の振動子と、前記振動子の一主面に共通に形成された第 2 振動子電極と、前記振動子の他主面に夫々形成された第 1 振動子電極と、前記第 1 振動子電極に夫々形成された第 1 信号電極とを有し、前記ケーシングの開口部に嵌合されて固着された送受信部と、前記ケーシング内に前記送受信部に対向して配置された一主面に複数の第 2 信号電極を備えた回動部と、前記ケーシング内に配置されて、第 1 の回動角で前記回動部の前記第 2 信号電極を前記送受信部の前記第 1 信号電極に当接させ、第 2 の回 50

動角で前記回動部の前記第 2 信号電極を前記送受信部の前記第 1 信号電極に非当接させる回動手段と、前記ケーシング内に配置されて前記第 2 信号電極に超音波駆動信号を供給し、且つ前記第 2 信号電極から超音波受信信号を受信する電気信号伝送手段とを具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、送受信部の振動子、音響整合層、及び音響レンズをケーシングに固定し、且つバックング材の送受信部側の主面に N チャンネルの信号電極を設け、この信号電極を振動子電極に接触させた状態でバックング材を回動させるように構成している。従って、内容液、音響窓、及びシール部を省くことができるので、減圧を伴う消毒や滅菌、衝撃を伴う扱いなどに対する信頼性を向上させることができる。また、超音波送受信効率を上げて小型化を図ることができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0019】

以下、本発明による体腔内用超音波プローブの実施例 1 を図 1 乃至図 6 を参照して説明する。

【0020】

20

図 1 は、本発明の実施例 1 による体腔用超音波プローブの構成を示した図である。

この体腔用超音波プローブ 10 は、被検体 P に対して超音波の送受信を行う送受信部 1 と、送受信部 1 と当接した状態で回動する回動部 3 と、回動部 3 を回動させる回動機構 4 とを備えている。

【0021】

また、体腔用超音波プローブ 10 は、超音波診断装置本体 103 からの超音波駆動信号を回動部 3 に伝え、回動部 3 からの超音波受信信号を超音波診断装置本体 103 に伝える信号導体 5 及び電気信号伝送ケーブル 6 と、送受信部 1、回動部 3、回動機構 4、信号導体 5 及び電気信号伝送ケーブル 6 などの各ユニットを所定の位置に保持するケーシング 7 とを備えている。

30

【0022】

送受信部 1 は、超音波の発信と被検体 P から反射した超音波を受信する振動子部 2 と、振動子部 2 に対して超音波の透過効率を上げるための音響整合層 11 と、振動子部 2 からの超音波を被検体 P に向けて集束させるための音響レンズ 12 とを備えている。

【0023】

図 2 は、振動子部 2、回動部 3、及び回動機構 4 の構造の一例を示す斜視図である。

振動子部 2 は、超音波と電気エネルギー（電気信号）の変換を行う複数の振動子 21 と、各振動子 21 に対して超音波駆動信号や超音波受信信号などの電気信号の授受を行う第 1 振動子電極 22 及び第 2 振動子電極 23 と、第 1 振動子電極 22 と回動部 3 間を電氣的に導通させるための第 1 信号電極 24 とから構成される。

40

【0024】

各振動子 21 は、圧電性セラミック材、圧電性高分子材等の電気音響変換素子からなり、二次元の格子状に配列され、円形面を有する集合体を形成している。振動子 21 の集合体はその主面、例えば上面が音響レンズ 12 内面に平行になるように配置されている。そして、振動子 21 は、超音波送信時には第 1 振動子電極 22 及び第 2 振動子電極 23 からの超音波駆動信号を送信超音波に変換し、超音波受信時には受信超音波を超音波受信信号に変換する。

【0025】

第 1 振動子電極 22 及び第 2 振動子電極 23 は、いずれもカーボン、銅、金等の導電材からなり、第 2 振動子電極 23 は、振動子 21 の集合体の上面と同じ形状を有する 1 枚の

50

円形の導電材からなり、全ての振動子 2 1 が同電位になるように振動子 2 1 の上面に共通に形成されている。また、第 1 振動子電極 2 2 は、各振動子 2 1 の他主面、例えば下面と同じ形状を有してなり、第 2 振動子電極 2 3 の対極として、各振動子 2 1 の下面に夫々形成されている。

【 0 0 2 6 】

そして、第 1 振動子電極 2 2 及び第 2 振動子電極 2 3 は、超音波送信時には第 1 信号電極 2 4 及び信号導体 5 のアース線 5 b からの超音波駆動信号を振動子 2 1 に供給し、超音波受信時には振動子 2 1 からの超音波受信信号を第 1 信号電極 2 4 及びアース線 5 b に伝える。

【 0 0 2 7 】

10

図 3 (a) は振動子部 2 の第 1 信号電極面 2 5 の平面図である。

第 1 信号電極 2 4 は、カーボン、銅、金等の導電材からなり、各第 1 振動子電極 2 2 と同じ形状を有し、各第 1 振動子電極 2 2 上に夫々形成されている。この第 1 信号電極 2 4 の集合体は、振動子 2 1 の下面と同じ円形面を有する第 1 信号電極面 2 5 を構成している。なお、第 1 振動子電極 2 2 の代わりに第 1 信号電極 2 4 を振動子 2 1 の下面に形成するようにしてもよい。この場合には、第 1 信号電極 2 4 が第 1 振動子電極 2 2 となる。

【 0 0 2 8 】

音響整合層 1 1 は、平面円形に形成され、その一面、例えば下面が振動子部 2 の第 2 振動子電極 2 3 に接合している。そして、音響整合層 1 1 は、振動子部 2 に対して超音波を効率よく透過させるために設けられている。

20

【 0 0 2 9 】

音響レンズ 1 2 は、超音波をよく伝播し、且つ電氣的に絶縁性が高いシリコンゴムなどからなり、円形に形成され、音響整合層 1 1 の他面、例えば上面に接合されている。そして、音響レンズ 1 2 は、材質や曲率等の形状により振動子 2 1 からの送信超音波のスライス方向におけるフォーカスを設定するために設けられ、超音波撮影時には、音響レンズ 1 2 面を被検体 P に接触させて超音波の送受信が行われる。

【 0 0 3 0 】

そして、送受信部 1 は、筒状のケーシング 7 の先端部の側面に設けられた円形の開口部 7 a に嵌合されて固定されている。すなわち、振動子部 2、音響整合層 1 1、及び音響レンズ 1 2 の側面が開口部 7 a の側壁に固着されている。

30

【 0 0 3 1 】

回動部 3 は、ケーシング 7 の内部に送受信部 1 と対向配置され、且つ送受信部 1 の下面に回動自在に当接されている。そして、回動部 3 は、円形の柱状体に形成され、且つ回動されるバックング材 3 1 と、バックング材 3 1 の一主面、例えば上面に固定され、且つ振動子部 2 の第 1 信号電極 2 4 に当接して電氣的に導通させるための第 2 信号電極 3 2 とを備えている。

【 0 0 3 2 】

そして、バックング材 3 1 は、第 2 信号電極 3 2 を固定すると共に振動子部 2 からの超音波を吸収し不要な振動を抑えるために設けられている。

【 0 0 3 3 】

40

図 3 (b) は回動部 3 の第 2 信号電極面 3 3 の平面図である。

第 2 信号電極 3 2 は、カーボン、銅、金等の導電材によりストライプ状に形成されてなり、バックング材 3 1 の上面に一次元に等間隔に N 個 (N チャンネル) 配列されており、この第 2 信号電極 3 2 の集合体は、振動子部 2 の第 1 信号電極 2 4 により構成される円形面と同径の円形を有する第 2 信号電極面 3 3 を構成している。この第 2 信号電極面 3 3 は、振動子部 2 の第 1 信号電極面 2 5 と平行をなし、第 2 信号電極 3 2 は、振動子部 2 の第 1 信号電極 2 4 に当接されてなり、電氣的に導通が行われる。

【 0 0 3 4 】

なお、ここでは、図 4 に示すように、第 2 信号電極 3 2 間の間隔 W は、回動部 3 が回動しても、第 1 信号電極 2 4 が隣り合う第 2 信号電極 3 2 に跨って導通しないように、第 1

50

信号電極 2 4 の最も長い対角線の長さ D よりも長くなるように設定されている。

【 0 0 3 5 】

信号導体 5 は、信号線 5 a 及びアース線 5 b を有するフレキシブルプリント基板（以下、FPC 基板という）などからなり、回動部 3 が回動したときに、信号導体 5 の面がバックキグ材 3 1 の側面へ巻き込まれるように、信号導体 5 を弛ませた状態で信号導体 5 の先端部の一部がバックキグ材 3 1 の側面に固定されている。また、その信号導体 5 の各信号導体 5 a が N チャンネルの第 2 信号電極 3 2 に接続され、アース線 5 b が振動子部 2 の第 2 振動子電極 2 3 に接続されている。

【 0 0 3 6 】

回動機構 4 は、バックキグ材 3 1 の下面に固定されたプーリー 4 1 と、ケーシング 7 に 10
回動自在に枢支され、プーリー 4 1 を保持する回動軸 4 2 と、プーリー 4 1 に巻回され、矢印 L 1 方向へ所望の範囲回動させるためのワイヤ 4 3 と、バックキグ材 3 1 を矢印 L 2 方向へ押し付けて振動子部 2 の第 1 信号電極 2 4 に回動部 3 の第 2 信号電極 3 2 を当接させるための加圧部 4 4 とを備えている。

【 0 0 3 7 】

加圧部 4 4 は、スプリング、板バネ、ゴム等の弾性体からなり、一端がケーシング 7 に固定され、他端がプーリー 4 1 に対してスライド自在に当接されている。

【 0 0 3 8 】

そして、回動機構 4 は、超音波プローブ操作部 1 0 2 からのワイヤ 4 3 の L 1 方向への 20
操作により、回動部 3 を L 2 方向へ押し付けた状態で R 1 方向へ回動させることができる。

【 0 0 3 9 】

電気信号伝送ケーブル 6 は、その内部の各伝送線の一端が信号導体 5 の N チャンネルの信号導体 5 a とアース線 5 b に接続され、他端が超音波診断装置本体 1 0 3 に接続されている。

【 0 0 4 0 】

ケーシング 7 は、先端が閉塞された筒状に形成され、且つ先端部の側面に円形の開口部 7 a を有している。そして、このケーシング 7 の開口部 7 a には送受信部 1 が固定され、内部には回動部 3、回動機構 4、信号導体 5、及び電気信号伝送ケーブル 6 が格納されて 30
いる。

【 0 0 4 1 】

次に、上記構造の体腔用超音波プローブ 1 0 による超音波撮影について、図 5 及び図 6 を参照して説明する。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、回動部 3 を回動しない、即ち回動角 0 で、図 3 (a) に示した振動子部 2 の第 1 信号電極面 2 5 に、図 3 (b) に示した回動部 3 の第 2 信号電極面 3 3 を当接させた場合の第 1 信号電極面 2 5 の状態を示した図である。

【 0 0 4 3 】

回動部 3 を回動しない、即ち回動角 0 の場合には、図 5 に示すように、第 2 信号電極面 3 3 は、ストライプ状の各第 2 信号電極 3 2 が垂直方向を向いた状態で第 1 信号電極面 2 40
5 に当接される。そして、第 1 信号電極 2 4 は、垂直方向を向いたストライプ状の各第 2 信号電極 3 2 と対応する各第 1 信号電極 2 4 部分のみが第 2 信号電極 3 2 と接触し、第 2 信号電極 3 2 間の第 1 信号電極 2 4 部分は第 2 信号電極 3 2 と接触しない。

【 0 0 4 4 】

つまり、第 1 信号電極 2 4 と第 2 信号電極 3 2 との両電極の接触部分 5 0 (以下、単に電極接触部分という)は、図 5 に示すような電極パターンとなり、この電極接触部分 5 0 のみで電気信号の授受が行われ、電極接触部分 5 0 以外では電気信号の授受は行われない。

【 0 0 4 5 】

従って、超音波送信時には、超音波診断装置本体 1 0 3 からの超音波駆動信号が、電気 50

信号伝送ケーブル 6、信号導体 5、第 2 信号電極 3 2、及び電極接触部分 5 0 を介して、この電極接触部分 5 0 に対応した振動子 2 1（以下、これを対応振動子部分という）に供給され、この対応振動子 2 1 部分からの超音波のスキャンにより被検体 P に対して超音波の送受信が行われる。

【0046】

また、この対応振動子 2 1 部分からの超音波受信信号は回動部 3、信号導体 5、及び電気信号ケーブル 6 を介して超音波診断装置本体 1 0 3 に伝達される。その超音波受信信号を受信した超音波診断装置本体 1 0 3 は、回動角 θ の場合のスキャン方向における被検体 P の断層画像を抽出することができる。

【0047】

図 6 は、回動部 3 を R 2 方向へ角度 θ 回動して振動子部 2 の第 1 信号電極面 2 5 に回動部 3 の第 2 信号電極面 3 3 を当接させた場合の第 1 信号電極面 2 5 の状態を示した図である。

【0048】

回動部 3 を R 2 方向へ角度 θ 回動した場合には、図 6 に示すように、第 2 信号電極面 3 3 は、ストライプ状の各第 2 信号電極 3 2 が R 2 方向へ角度 θ 、傾斜した状態で第 1 信号電極面 2 5 に当接される。そして、傾斜した第 2 信号電極 3 2 に対応する第 1 信号電極 2 4 部分のみが第 2 信号電極 3 2 と接触し、それ以外の第 2 信号電極 3 2 間の第 1 信号電極 2 4 部分とは接触しない。

【0049】

つまり、第 1 信号電極 2 4 と第 2 信号電極 3 2 との電極接触部分 5 0 は、図 6 に示すような電極パターンとなり、この電極接触部分 5 0 のみで電気信号の授受が行われ、電極接触部分 5 0 以外では電気信号の授受は行われない。

【0050】

従って、超音波送信時には、超音波診断装置本体 1 0 3 からの超音波駆動信号が、電気信号伝送ケーブル 6、信号導体 5、第 2 信号電極 3 2、及び傾斜した電極接触部分 5 0 を介して、この電極接触部分 5 0 に対応した対応振動子 2 1 部分に供給され、この対応振動子 2 1 部分からの超音波スキャンにより被検体 P に対して超音波の送受信が行われる。

【0051】

また、この対応振動子 2 1 部分からの超音波受信信号は回動部 3、信号導体 5、及び電気信号ケーブル 6 を介して超音波診断装置本体 1 0 3 に伝達される。その超音波受信信号を受信した超音波診断装置本体 1 0 3 は、回動部 3 の角度 θ 回動した場合のスキャン方向における被検体 P の断層画像を抽出することができる。

【0052】

以上述べた本発明の実施例 1 によれば、送受信部の振動子、音響整合層、及び音響レンズをケーシングに固定し、且つ回動部のバックング材の送受信部側の主面に N チャンネルの信号電極を設け、この信号電極を振動子電極に接触させた状態でバックング材を回動させるように構成し、回動部を回動させることにより、所望角度における被検体の超音波撮影を行うことができる。

【0053】

しかも、被検体に接触させる送受信部はケーシングに固定し、回動させないので、シール部、内容液、及び音響窓を省くことができ、減圧を伴う消毒や滅菌、衝撃等に対する信頼性が向上し、超音波送受信効率を上げることができる。

【0054】

また、超音波プローブを小型化できるので、被検体への負担を軽減することができる。

【実施例 2】

【0055】

以下に、本発明の実施例 2 による体腔用超音波プローブについて図 7 乃至図 10 を参照して説明する。なお、本実施例の超音波プローブの構成等は実施例 1 と同じなので省略し、実施例 1 と異なる振動子部の構造について、図 1 をも参照して説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

図 7 は、本発明の実施例 2 による振動子部 2 a の構造を示したもので、この振動子部 2 a は、超音波と電気信号の変換を行う振動子 2 1 a と、振動子 2 1 a に対して電気信号の授受を行う第 1 振動子電極 2 2 a 及び第 2 振動子電極 2 3 と、第 1 振動子電極 2 2 a と回動部 3 間を電氣的に導通させるための第 1 信号電極 2 4 a とから構成される。

【 0 0 5 7 】

図 8 (a) は、振動子 2 1 a、及び第 1 信号電極 2 4 a の構造を示す平面図である

振動子 2 1 a は、二次元に配列されて円形面を有する集合体を形成している。即ち、複数の振動子 2 1 a は、複数の同心円 A の内、隣り合う 2 つの同心円 A 毎に同心円の中心 B から所望角度で放射する複数の放射線 C により均等分割された構成に配列されている。そして、振動子 2 1 a の集合体は、その上面が音響レンズ 1 2 の下面に平行になるように配置されている。

10

【 0 0 5 8 】

第 2 振動子電極 2 3 は、振動子 2 1 a の集合体の上面と同じ形状を有する 1 枚の円形の導電部材からなり、全ての振動子 2 1 a が同電位になるように振動子 2 1 a の上面に共通に形成され、この第 2 振動子電極 2 3 上に音響整合層 1 1 を介して音響レンズ 1 2 が接合されている。

【 0 0 5 9 】

第 1 振動子電極 2 2 a は、各振動子 2 1 a の下面と同じ形状を有してなり、第 2 振動子電極 2 3 の対極として、各振動子 2 1 a の下面に夫々形成されている。

20

【 0 0 6 0 】

第 1 信号電極 2 4 a は、各第 1 振動子電極 2 2 a と同じ形状を有し、各第 1 振動子電極 2 2 a 上に夫々形成されている。この第 1 信号電極 2 4 a の集合体は、振動子 2 1 a の下面の集合体と同じ円形面を有する第 1 信号電極面 2 5 を構成している。即ち、図 8 (a) に示すように、振動子 2 1 a の集合体の構成と同様に、複数の第 1 信号電極 2 4 a は、複数の同心円 A の内、隣り合う 2 つの同心円 A 毎に同心円の中心 B から所望角度で放射する複数の放射線 C により均等分割された構成になっている。

【 0 0 6 1 】

なお、第 1 振動子電極 2 2 a の代わりに第 1 信号電極 2 4 a を振動子 2 1 a の下面に形成するようにしてもよい。この場合には、第 1 信号電極 2 4 a が第 1 振動子電極 2 2 a となる。

30

【 0 0 6 2 】

図 8 (b) は、回動部 3 の第 2 信号電極面 3 3 の平面図である。

第 2 信号電極面 3 3 は、実施例 1 の例と同様に、等間隔で一次元に配列された 1 2 チャンネルのストライプ状を有する第 2 信号電極 3 2 から構成配列されている。

【 0 0 6 3 】

なお、ここでは、図 9 に示すように第 2 信号電極 3 2 間の間隔 W は、回動部 3 が回動しても、第 1 信号電極 2 4 a が隣り合う第 2 信号電極 3 2 に跨って導通しないように、第 1 信号電極 2 4 a の最も長い対角線の長さ D 1 よりも長くなるように設定されている。

【 0 0 6 4 】

図 1 0 は、回動しない、すなわち回動角 0 で、図 8 (a) に示した振動子部 2 a の第 1 信号電極面 2 5 に、図 8 (b) に示した回動部 3 の第 2 信号電極面 3 3 を当接させた場合の第 1 信号電極面 2 5 の状態を示した図である。

40

【 0 0 6 5 】

回動部 3 を回動しない、すなわち回動角 0 で第 2 信号電極面 3 3 を第 1 信号電極面 2 5 に当接させた場合、第 2 信号電極面 3 3 の垂直方向に向いたストライプ状の各第 2 信号電極 3 2 と第 1 信号電極 2 4 a と接触する両電極の電極接触部分 6 0 は、図 1 0 に示すような電極パターンになる。

【 0 0 6 6 】

なお、回動部 3 を R 2 方向へ角度 θ 回動した場合には、電極接触部分 6 0 は、図 1 0 に

50

示す電極パターンが R 2 方向へ角度 θ 、傾斜した状態になるが、回動角 0 の場合と同様の電極パターンを有する。

【0067】

従って、図 10 に示すような、第 2 信号電極面と第 1 信号電極面との接触状態で超音波撮影を行えば、回動角 0 の場合のスキャン方向における被検体 P の断層画像を抽出することができ、回動部 3 を矢印 R 1 方向へ回動させることにより、角度 0 の場合のスキャン方向における被検体 P の断層画像を抽出することができる。

【0068】

以上述べた本発明の実施例 2 によれば、上記実施例 1 と同様の効果を有する他に、第 1 信号電極、振動子電極、及び振動子を点対称として放射状に配列しているの、回動部の回動角度による違いをほとんど生じない断層画像を抽出することができる。

10

【実施例 3】

【0069】

以下に、本発明の実施例 3 による体腔用超音波プローブを、図 11 及び図 13 を参照して説明する。なお、本実施例の体腔用超音波プローブの説明においては、上記実施例 1 と同じ構成部分の説明は省略し、異なる部分を中心に説明する。

【0070】

まず、本実施例の体腔用超音波プローブ 10 a は、上記実施例 1 のプリー 4 1 と加圧部 4 4 との間に、更に固定ガイド 7 0 及び回動ガイド 7 1 を配置したことを特徴としている。

20

【0071】

固定ガイド 7 0 は、プリー 4 1 の下方にこのプリー 4 1 と離間してプリー 4 1 の回動面に平行に配置され、その一端部がケーシング 7 により保持されている。また、固定ガイド 7 0 は、中央部には穴が形成され、この穴に回動軸 3 5 が遊嵌されている。更に、固定ガイド 7 0 のプリー 4 1 と反対の下面の周辺部には、図示省略の円軌道上に所望の間隔をおいて配置された多数の凸部 7 2 を備えている。

【0072】

回動ガイド 7 1 は、固定ガイド 7 0 の下方にこの固定ガイド 7 0 と離間し、且つ平行に配置されている。そして、回動ガイド 7 1 は、その中央部を貫通する回動軸 4 2 に固定されている。更に、図 12 に示すように、固定ガイド 7 0 の下面と対向する回動ガイド 7 1 の上面の周辺部には、固定ガイド 7 0 の凸部 7 2 と係合する多数の凹部 7 3 を備えている。

30

【0073】

この多数の凹部 7 3 は、固定ガイド 7 0 の円軌道 D に対応する円軌道 D 上に所望の間隔を持って配置されている。なお、凸部 7 2 と凹部 7 3 との形成場所を逆にしても良い。即ち、凸部 7 2 を回動ガイド 7 1 に設け、凹部 7 3 を固定ガイド 7 0 に設けても良い。

【0074】

そして、回動機構 4 における R 1 方向への回動により、回動ガイド 7 1 の凹部 7 3 と固定ガイド 7 0 の凸部 7 2 が係合した位置では、図 11 に示したように、回動ガイド 7 1 は実線で示した矢印方向 L 2 へ移動して、回動部 3 の第 2 信号電極 3 2 と振動子部 2 の第 1 信号電極 2 4 が当接した状態になる。一方、回動ガイド 7 1 の凹部 7 3 と固定ガイド 7 0 の凸部 7 2 が係合しない位置においては、図 13 に示したように、回動ガイド 7 1 は実線で示した矢印方向 L 3 へ移動し、回動部 3 の第 2 信号電極 3 2 と振動子部 2 の第 1 信号電極 2 4 が非当接で、且つ近接した状態になる。

40

【0075】

以上述べた本発明の実施例 3 によれば、上記実施例 1 と同様の効果を有する他に、回動ガイドの凹部と固定ガイドの凸部の係合により、第 1 信号電極と第 2 信号電極を所望の回動角度で当接させるので、第 1 信号電極及び第 2 信号電極の磨耗が軽減され、超音波プローブの信頼性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 7 6 】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る体腔用超音波プローブの構成を示す図。

【図 2】本発明の実施例 1 に係る振動子部及び回動部の構造を示す図。

【図 3】本発明の実施例 1 に係る第 1 信号電極面及び第 2 信号電極面を示す図。

【図 4】本発明の実施例 1 に係る第 2 信号電極間の距離と第 1 信号電極の対角線の長さの
関係を示す図。

【図 5】本発明の実施例 1 に係る振動子部と回動部の当接面の状態を示す図。

【図 6】本発明の実施例 1 に係る第 2 信号電極間の距離と第 1 信号電極の対角線の長さの
関係を示す図。

【図 7】本発明の実施例 2 に係る振動子部及び回動部に一部の構成を示す図。

10

【図 8】本発明の実施例 2 に係る第 1 信号電極面及び第 2 信号電極面を示す図。

【図 9】本発明の実施例 2 に係る第 2 信号電極間の距離と第 1 信号電極の対角線の長さの
関係を示す図。

【図 10】本発明の実施例 2 に係る振動子部と回動部の当接面の状態を示す図。

【図 11】本発明の実施例 3 に係る体腔用超音波プローブの構成を示す図。

【図 12】本発明の実施例 3 に係る回動ガイドを示す図。

【図 13】本発明の実施例 3 に係る振動子部と回動部との近接状態を示す図。

【図 14】一般の超音波診断装置の構成を示す図。

【図 15】従来の体腔用超音波プローブの構成を示す図。

【符号の説明】

20

【 0 0 7 7 】

P 被検体

1 送受信部

2 振動子部

3 回動部

4 回動機構

5 信号導体

6 電気信号伝送ケーブル

7 ケーシング

7 a 開口部

30

10 体腔用超音波プローブ

11 音響整合層

12 音響レンズ

21 振動子

22 第 1 振動子電極

23 第 2 振動子電極

24 第 1 信号電極

31 バッキング材

32 第 2 信号電極

41 プーリー

40

42 回動軸

43 ワイヤ

44 加圧部

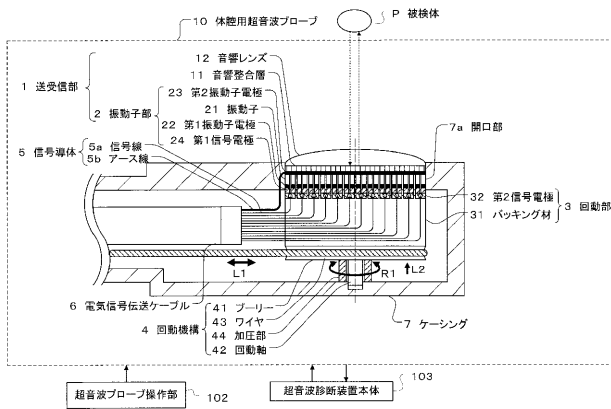
70 固定ガイド

71 回動ガイド

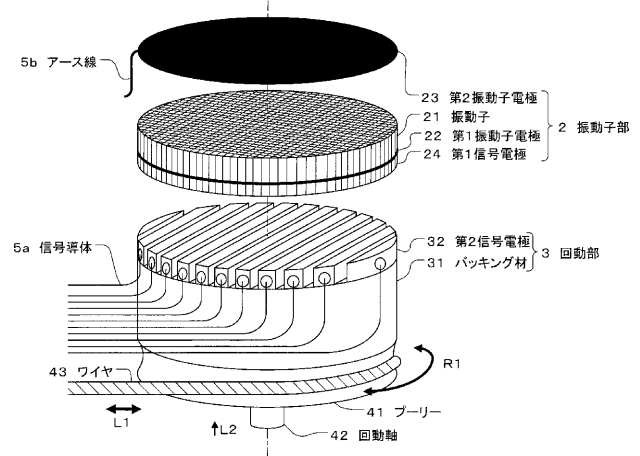
72 凸部

73 凹部

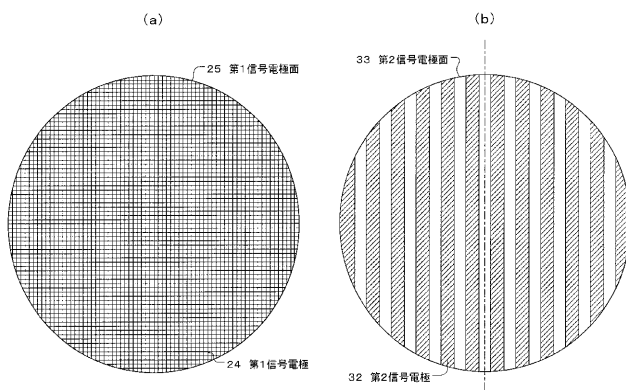
【図 1】



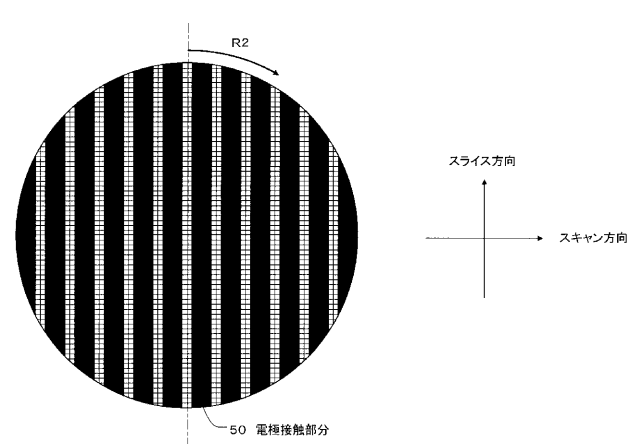
【図 2】



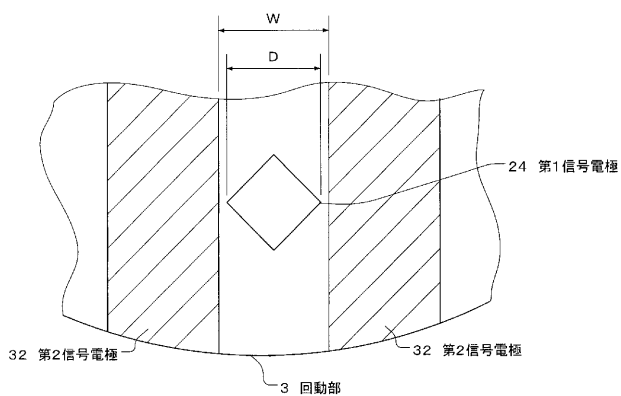
【図 3】



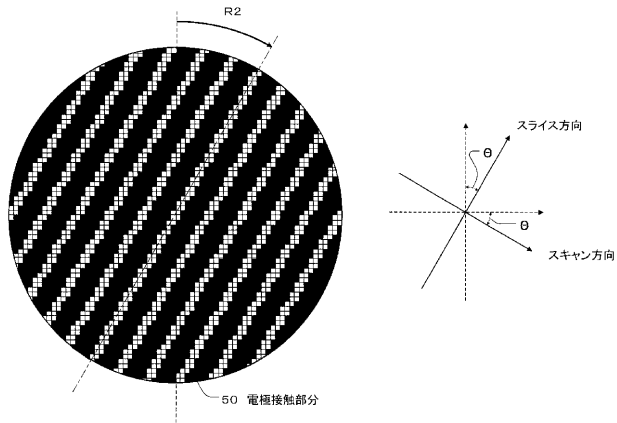
【図 5】



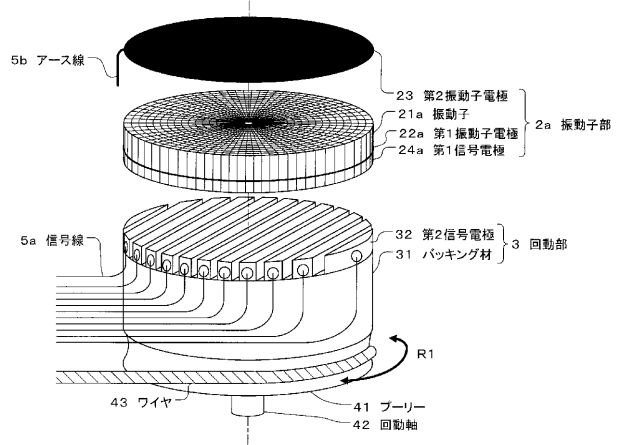
【図 4】



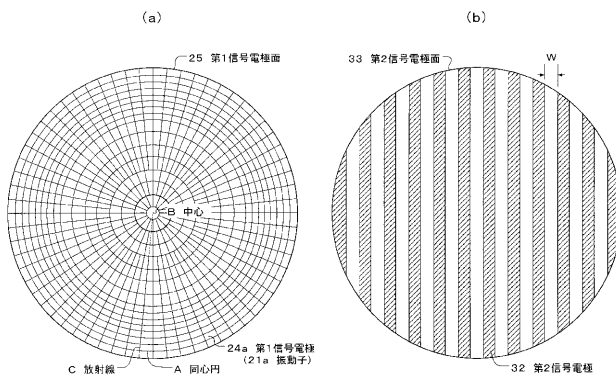
【図 6】



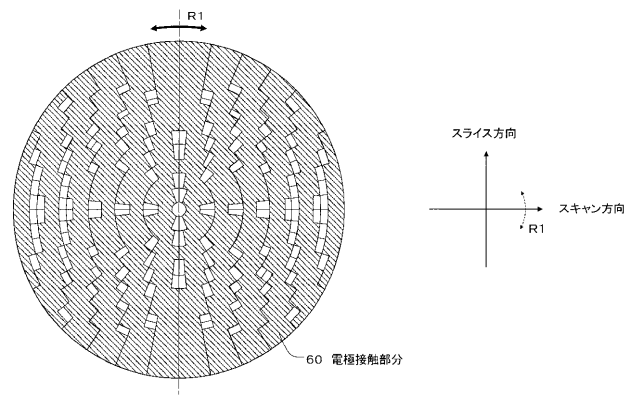
【図 7】



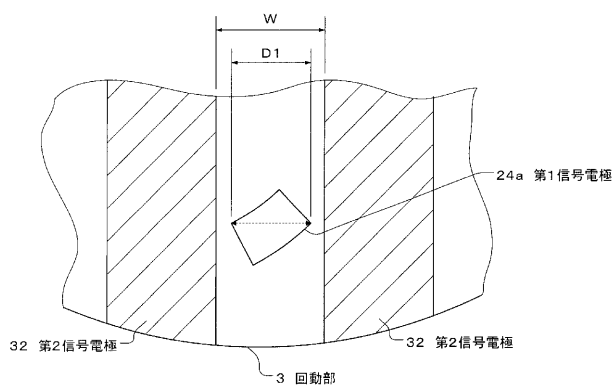
【図 8】



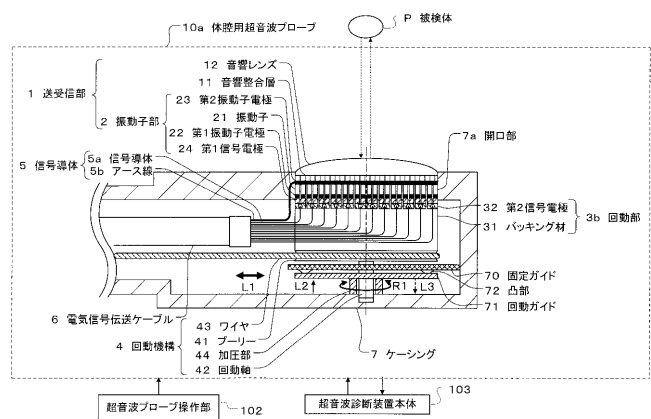
【図 10】



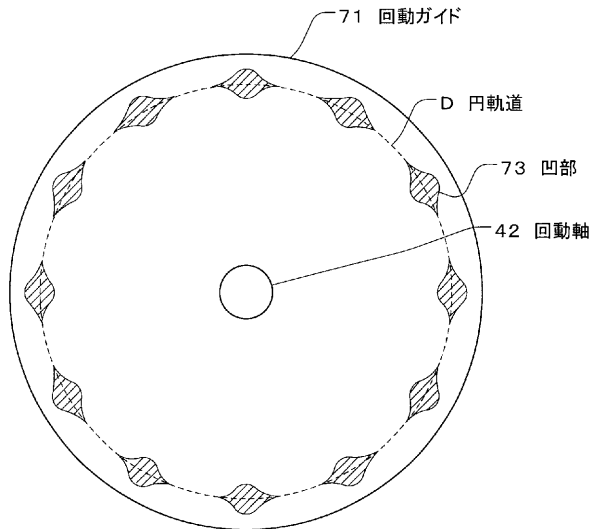
【図 9】



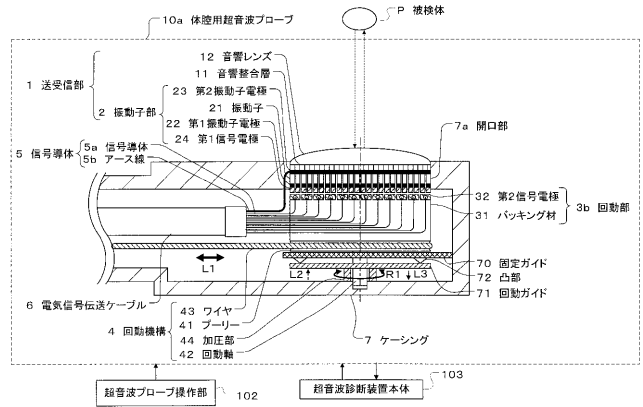
【図 11】



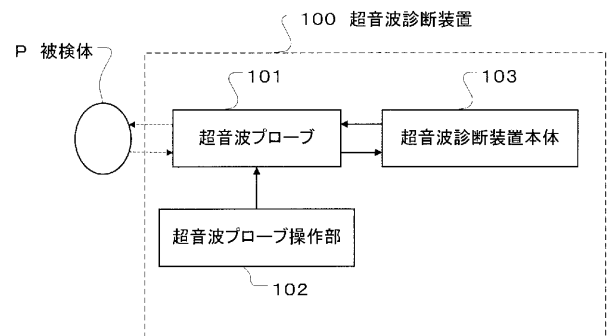
【 図 1 2 】



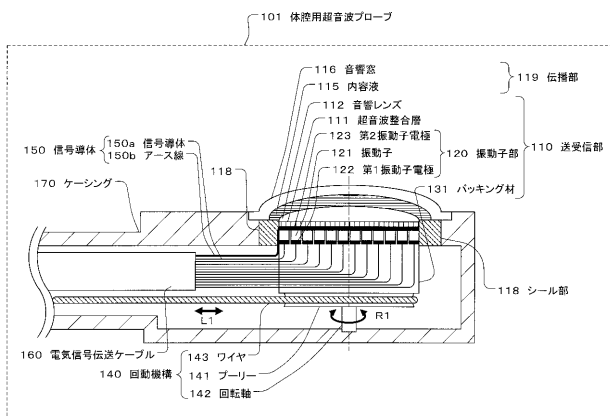
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



专利名称(译)	用于体腔的超声探头		
公开(公告)号	JP2006101901A	公开(公告)日	2006-04-20
申请号	JP2004288447	申请日	2004-09-30
[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	久保田隆司		
发明人	久保田 隆司		
IPC分类号	A61B8/12 H04R1/44 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/12 H04R1/44.330.D H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/BB12 4C601/EE05 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE17 4C601/EE18 4C601/FE01 4C601/GA03 4C601/GA13 4C601/GA14 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB21 4C601/GC07 4C601/GC13 5D019/EE01 5D019/FF04		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种不需要内装液体的用于体腔的超声波探头。 解决方案：二维排列的多个换能器21固定在壳体7上，在每个换能器21的下表面上形成第一换能器电极22，在每个换能器21的整个上表面上形成第二换能器。形成振荡器23。声透镜12经由声匹配层11形成在第二振荡器电极23的上表面上，并且第一信号电极24形成在每个第一振荡器电极22上。面对第一信号电极24设置有背衬材料31，并且在背衬材料31的上表面上设置有与第一信号电极24接触的多个第二信号电极32。此外，旋转机构4设置成在第一信号电极24和第二信号电极32彼此接触的状态下使背衬材料31旋转。[选型图]图1

