(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2006-247025
(P2006-247025A)
(43)公開日　平成18年9月21日(2006.9.21)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/12 (2006.01)	A61B 8/12	4C601

審査請求 未請求　請求項の数 5　ＯＬ　（全 9 頁）

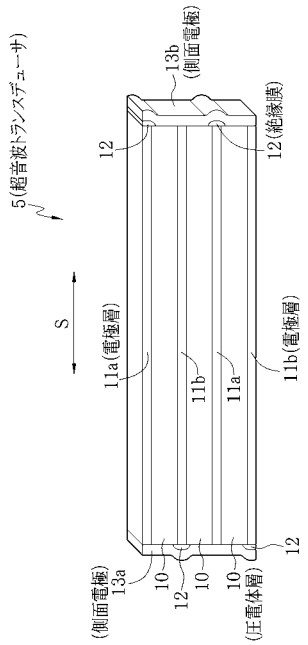
(21)出願番号　特願2005-65392(P2005-65392)
(22)出願日　平成17年3月9日(2005.3.9)

(71)出願人　000005201
富士写真フイルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼２１０番地
(74)代理人　100075281
弁理士　小林　和憲
(72)発明者　和田　貢
神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地
富士写真フイルム株式会社内

Ｆターム(参考)　4C601 BB06 BB22 BB24 EE03 EE13
FE01 GB04 GB05 GB41

(54)【発明の名称】体腔内診断用超音波プローブ

(57)【要約】　（修正有）
【課題】　送受信性能を下げることなく小型化を図ったラジアル型またはコンベックス型の体腔内診断用超音波プローブを提供する。
【解決手段】　体腔内診断用超音波プローブは、円筒状または凸曲面状に形成されたバッキング材上に短冊状の超音波トランスデューサ５が複数配列されて成るアレイトランスデューサである。超音波トランスデューサ５は、３つの圧電体層１０と、各圧電体層１０の上下に形成された電極層１１ａ，１１ｂと、電極層１１ａ，１１ｂの一方の端面に形成された絶縁膜１２と、対向する２つの側面に形成された側面電極１３ａ，１３ｂとから構成されている。複数の電極層は、一層おきに同一側面電極と電気的に接続されている。
【選択図】　図２



【特許請求の範囲】
【請求項１】
円筒状または凸曲面状に形成された支持部材と、この支持部材の外周面上に配設された複数の超音波トランスデューサとを備え、体腔内に挿入され、体内部位に超音波を走査してエコー信号を受信する体腔内診断用超音波プローブにおいて、
前記超音波トランスデューサは、電極層と圧電体層とが上下に交互に積層されてなり、前記圧電体層は２層以上であることを特徴とする体腔内診断用超音波プローブ。
【請求項２】
前記電極層は、前記圧電体層の上面および下面の全面に形成されていることを特徴とする請求項１記載の体腔内診断用超音波プローブ。
【請求項３】
前記圧電体層の異なる２側面にそれぞれ側面電極を設け、この側面電極に、前記電極層を１層ごとに交互に接続したことを特徴とする請求項１または２記載の体腔内診断用超音波プローブ。
【請求項４】
前記各側面電極と、非接続の前記電極層との間に、絶縁膜を設けたことを特徴とする請求項３記載の体腔内診断用超音波プローブ。
【請求項５】
前記各圧電体層は全領域において同一方向に分極されており、前記電極層を介して上下に位置する２つの前記圧電体層の一方の分極方向は上方向であり、他方の分極方向は下方向であることを特徴とする請求項２ないし４いずれか記載の体腔内診断用超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、体腔内に挿入され、体内部位に超音波を走査してエコー信号を受信する体腔内診断用超音波プローブに関する。
【背景技術】
【０００２】
近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブ（超音波探触子）から生体の所要部に超音波を走査し、生体からのエコー（反射）信号を電気的に検出することによって得られる。超音波プローブは、体腔内に挿入して使用する体腔内診断用と、体表に沿って移動させて使用する体腔外診断用とに大別される。体腔内診断用超音波プローブの駆動方式としては、超音波を送受信する超音波トランスデューサを複数個配設し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式が知られている。
【０００３】
体腔内診断用超音波プローブは、超音波を送受信する超音波トランスデューサ（超音波振動子）を内包する先端硬質部の大きさ（外径と長さ）と、先端硬質部に接続されるケーブルの外径が小さいほど、生体への負担が少ないため良いとされている。この先端硬質部の大きさは、超音波トランスデューサの大きさと数によって決まっており、ケーブルの外径は、超音波トランスデューサへ接続される配線の太さおよび数によって決まる。超音波トランスデューサの数が１個から数個程度であれば、先端硬質部の外径が３～６ｍｍ程度のものが実用化されている。
【０００４】
しかし、超音波トランスデューサの数が１個から数個の場合には、得られる超音波画像の解像度が低く、また、超音波トランスデューサが平面状に配置される場合には、得られる超音波画像の視野角が狭いといった問題があった。そこで、超音波トランスデューサの数を増やし、かつ、曲面上に超音波トランスデューサを配置することで、得られる超音波

画像の解像度と視野角とをともに向上させた、ラジアル型やコンベックス型の体腔内診断用超音波プローブが知られている（例えば、特許文献１参照）。ラジアル型においては、例えば、外径９ｍｍ程度の円筒面上に２００個程度の超音波トランスデューサを配設したものが実用化されている。一方のコンベックス型においては、例えば、曲率半径６ｍｍ、中心角１２０°程度の凸曲面上に１００個程度の短冊状の超音波トランスデューサを配設したものが実用化されている。

【特許文献１】特開平８－０８９５０５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、上記のようなラジアル型やコンベックス型の体腔内診断用超音波プローブの先端硬質部の大きさは、一般的に、外径が１０～１２ｍｍと大きい。短冊状の超音波トランスデューサの超音波の送受信面の面積は、送信音圧（送信超音波強度）と受信感度とをなるべく大きくするように、駆動回路やケーブルと超音波トランスデューサとの電気的インピーダンスマッチングとの兼ね合いから決定されている。圧電材料の誘電率や機械結合定数などによっても左右されるが、決定される送受信面の概ねの面積は、０．５～０．８ｍｍ^{2}程度である。また、このような超音波トランスデューサを、曲面上に１００～２００個配設することから、一般的に、送受信面の大きさは、幅が１００μｍ程度、長さが５ｍｍ程度とされている。先端硬質部を小さくするためには、この送受信面の面積を小さくせざるをえないが、これを行うと、送受信性能（送信音圧と受信感度）を下げることになり問題である。

【０００６】

また、従来の体腔内診断用超音波プローブでは、超音波トランスデューサの駆動電圧が１００Ｖ以上（１３０Ｖ程度）と高い。隣り合う２つの超音波トランスデューサ間やケーブル内の配線間をこのような高電圧から絶縁するため、また、隣り合う２つの超音波トランスデューサ間や配線間の浮遊容量に起因して発生するノイズやクロストークを低減するためには、超音波トランスデューサの配列間隔を大きく、かつ、配線の絶縁層厚を大きくしなければならないので、先端硬質部の小型化に加えて、ケーブルの狭小化にも問題がある。

【０００７】

本発明は、上記の事情を考慮してなされたものであり、送受信性能を下げることなく小型化を図ることができるラジアル型またはコンベックス型の体腔内診断用超音波プローブを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記目的を達成するために、本発明の体腔内診断用超音波プローブは、円筒状または凸曲面状に形成された支持部材と、この支持部材の外周面上に配設された複数の超音波トランスデューサとを備え、体腔内に挿入され、体内部位に超音波を走査してエコー信号を受信する超音波プローブにおいて、前記超音波トランスデューサは、電極層と圧電体層とが上下に交互に積層されてなり、前記圧電体層は２層以上であることを特徴とする。

【０００９】

なお、前記電極層は、前記圧電体層の上面および下面の全面に形成されていることが好ましい。

【００１０】

また、前記圧電体層の異なる２側面にそれぞれ側面電極を設け、この側面電極に、前記電極層を１層ごとに交互に接続したことが好ましい。

【００１１】

また、前記各側面電極と、非接続の前記電極層との間に、絶縁膜を設けたことが好ましい。

【００１２】

さらに、前記各圧電体層は全領域において同一方向に分極されており、前記電極層を介して上下に位置する２つの前記圧電体層の一方の分極方向は上方向であり、他方の分極方向は下方向であることが好ましい。

【発明の効果】

【００１３】

本発明の体腔内診断用超音波プローブによれば、超音波トランスデューサは、電極層と圧電体層とが上下に交互に積層されてなり、圧電体層は２層以上であるので、送受信性能を下げることなく小型化を図ることができる。また、圧電体層の積層化により超音波トランスデューサの電気的インピーダンスが低下するので、駆動電圧を下げることができる。これは、超音波プローブの小型化にさらに寄与する。

【００１４】

また、本発明の体腔内診断用超音波プローブによれば、電極層は、圧電体層の上面および下面の全面に形成されているので、ポーリング処理時に圧電体層に均一に電圧を印加することができ、圧電体層内の分極方向を同一方向に揃えて、圧電体層の圧電性能を向上させることができる。また、これと同時に、圧電体層の全ての領域が圧電動作に寄与することとなるため、送受信性能が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

図１において、本発明を適用したラジアル型の体腔内診断用超音波プローブ（以下、単に超音波プローブという）２の先端硬質部３には、フェライトゴムなどからなる円筒状のバッキング材（支持部材）４の外周全面にわたって、複数の短冊状の超音波トランスデューサ５が放射状に配設されており、隣り合う２つの超音波トランスデューサ５の間には充填材６が介在している。

【００１６】

超音波トランスデューサ５と充填材６との外側には音響整合層７が設けられており、さらに音響整合層７の外側には音響レンズ８が設けられている。音響整合層７は、超音波トランスデューサ５から発せられる超音波の波長の１／４程度の厚さを有する樹脂膜であり、超音波トランスデューサ５と生体との間の音響インピーダンスの差異を緩和する。音響レンズ８は、スライス方向（図中のＳ方向）の中央部が凸状に膨出した樹脂膜であり、超音波トランスデューサ５から発せられる超音波をスライス方向に収束させる。また、音波プローブ２の先端硬質部３にはケーブル９が接続されており、ケーブル９の内部には、超音波トランスデューサ５と接続された配線２４，２５（図４参照）が挿通されている。

【００１７】

図２において、１つの超音波トランスデューサ５は、３つの圧電体層１０と、各圧電体層１０の上下に形成された電極層１１ａ，１１ｂと、電極層１１ａ，１１ｂの一方の端面に形成された絶縁膜１２と、対向する２つの側面に形成された側面電極１３ａ，１３ｂとから構成されている。電極層１１ａは、側面電極１３ａと電気的に接続されているが、側面電極１３ｂとは絶縁膜１２を介して絶縁されている。電極層１１ｂは、側面電極１３ｂと電気的に接続されているが、側面電極１３ａとは絶縁膜１２を介して絶縁されている。

【００１８】

圧電体層１０には、８５μｍ程度の厚さを有したＰＺＴ（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb Zirconate Titanate）などの圧電材料が用いられる。電極層１１ａ，１１ｂには、３μｍ程度の厚さを有した白金（Ｐｔ）などの導電性材料が用いられる。絶縁膜１２には、１０μｍ程度の厚さを有したガラスなどの絶縁性材料が用いられる。また、側面電極１３ａ，１３ｂには、銅（Ｃｕ）などの導電性材料が用いられる。

【００１９】

なお、電極層１１ａ，１１ｂは、圧電体層１０の上面および下面の全面に形成されている。これは、超音波トランスデューサ５の製造時に実施されるポーリング処理の分極効果を高める。ポーリング処理とは、電極層１１ａ，１１ｂの間に６００Ｖ程度の高電圧を印加して、圧電体層１０に分極反転を行わせる処理である。電極層１１ａ，１１ｂを圧電体

層１０の上面、下面の全面に形成することにより、ポーリング処理時に圧電体層１０の上下方向に均一に高電圧が印加されるため、図３に示すように分極方向（図中矢印で示す）が上下方向に揃い、圧電体層１０の圧電性能が向上する。また、これと同時に、圧電体層１０の全ての領域が圧電動作に寄与することとなるため、超音波トランスデューサ５の送受信性能（送信音圧と受信感度）が向上する。

【００２０】

図４において、電気回路２０は、ケーブル９の基端側に接続された駆動回路（図示せず）内に含まれるものであり、マルチプレクサ（ＭＰ）２１、スイッチ２２、および増幅器２３を備える。マルチプレクサ２１は、ＭＰ制御信号に基づいて、動作させる超音波トランスデューサ５を選択する。スイッチ２２は、スイッチ制御信号に基づいて、超音波トランスデューサ５を励振させるための駆動信号と、超音波トランスデューサ５からのエコー信号との送受信を切り替える。増幅器２３は、超音波トランスデューサ５からのエコー信号を増幅する。

【００２１】

各超音波トランスデューサ５の側面電極１３ａは、配線２４を介してマルチプレクサ２１に接続されている。各超音波トランスデューサ５の側面電極１３ｂは、配線２５を介して接地されている。配線２４，２５は、前述のケーブル９内に挿通されている。なお、逆に、側面電極１３ａを配線２５に接続し、側面電極１３ｂを配線２４に接続してもよい。

【００２２】

超音波プローブ２を用いて体内部位の超音波画像を取得する際には、まず、超音波プローブ２が体腔内に挿入される。そして、所望の体内部位に超音波プローブ２の先端硬質部３が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、スイッチ２２により超音波トランスデューサ５の超音波の送受信が切り替えられ、また、マルチプレクサ２１により超音波トランスデューサ５が選択／切り替えが行われながら、超音波トランスデューサ５から所定の周波数の（例えば５～３０ＭＨｚ）の超音波が発せられ、生体に超音波が照射されるとともに、生体からのエコー信号が超音波トランスデューサ５によって受信される。生体からのエコー信号は、超音波観測器（図示せず）で超音波画像に変換され、モニタなどに表示される。

【００２３】

以上のように構成された超音波プローブ２は、圧電体層１０が３層に積層化された超音波トランスデューサ５を有しているので、超音波トランスデューサ５の超音波の送受信面の面積は、従来の圧電体層１０が１層の場合と比べて約３倍程度に大きくなり、この分、超音波の送受信性能が向上する。また、超音波トランスデューサ５の静電容量は、従来の圧電体層１０が１層の場合と比べて大きく、電気的インピーダンスが低下するので、超音波トランスデューサ５とケーブル９や駆動回路との電気インピーダンスの差異が小さくなって、超音波トランスデューサ５の駆動能力が向上し、駆動電圧（駆動信号の電圧値）を下げることができる。

【００２４】

よって、超音波プローブ２を、従来と同程度の送受信性能が得られるようにする場合には、超音波トランスデューサ５の大きさを従来より小さくすることができ、駆動電圧を下げることができることから、隣り合う超音波トランスデューサ５間の電界や、浮遊容量に起因して発生するノイズやクロストークが低減する。これにより、幅を狭めた超音波トランスデューサ５をバッキング材４の表面に小さなピッチで配列することが可能となる。従来と同数の超音波トランスデューサ５を配設するとすれば、バッキング材４の外径を小さくすることができ、先端硬質部３の小型化が可能となる。先端硬質部３をスライス方向に短くした場合には、音響レンズ８を従来と同じ曲率のまま薄くすることも可能となる。

【００２５】

また、駆動電圧を下げることができることから、配線２４，２５間の電界や、浮遊容量に起因して発生するノイズやクロストークも低減するので、配線２４，２５の配列間隔を狭め、かつ、径を細くすることができる。この結果、ケーブル９の狭小化が可能となる。

さらに、駆動電圧の低下から、大容量の電源を必要としなくなるため、コストを削減することが可能となる。

【実施例１】

【００２６】

以下、本発明の具体的な実施例を挙げ、従来例との超音波特性の差異を説明する。まず、本実施例として、バッキング材４のスライス方向の長さを３．５ｍｍ、外径を７．３ｍｍとし、この外周面上に１９２個の超音波トランスデューサ５を１２０μｍのピッチで配列した。１つの超音波トランスデューサ５は、配列方向の幅を９０μｍ、厚みを２７０μｍ、スライス方向の長さを３．５ｍｍとした。また、音響整合層７の厚さを７０μｍとし、音響レンズ８のスライス方向の中央部の厚さ（最大の厚さ）を４６０μｍとした。これから、本実施例の超音波プローブ２の先端硬質部３は、スライス方向の長さが３．５ｍｍ、スライス方向の中央部の外径が８．９ｍｍとなった。

【００２７】

また、上下面にのみ電極層を有する１層の圧電体層からなる超音波トランスデューサを備えた従来例の超音波プローブとして、バッキング材のスライス方向の長さを５．０ｍｍ、外径を９．０ｍｍとし、この外周面上に１９２個の超音波トランスデューサを１４７μｍのピッチで配列した。１つの超音波トランスデューサは、配列方向の幅を１１０μｍ、厚みを２７０μｍ、スライス方向の長さを５．０ｍｍとした。また、音響整合層の厚さを７０μｍとし、音響レンズのスライス方向の中央部の厚さ（最大の厚さ）を６６０μｍとした。これから、従来例の超音波プローブの先端硬質部は、スライス方向の長さが５．０ｍｍ、スライス方向の中央部の外径が１１．０ｍｍとなった。

【００２８】

次に、上記のように、従来例に対してほぼ２．２分の１の体積に小型化した本実施例の超音波プローブ２と、従来例の超音波プローブと超音波特性の比較を行った。実験系として、水中において、本実施例および従来例の超音波プローブを金属板（図示せず）から約１０ｃｍ離間させて配置し、駆動回路から超音波プローブにパルス状の駆動電圧Ｖ１を印加することにより該金属板へ向けて超音波を送信し、該金属板から反射されるエコー信号を超音波プローブで受信することにより、駆動電圧Ｖ１に対する受信感度を評価した。受信感度（ｄＢ）は、２０×ｌｏｇ（Ｖ２／Ｖ１）によって算出される。なお、Ｖ２は、金属板からのエコー信号により超音波トランスデューサの電極間に生じる電圧である。

【００２９】

従来例において、送信する超音波の周波数を７．２ＭＨｚとし、駆動電圧Ｖ１を１３０Ｖとした場合には、受信感度は－５７．５ｄＢとなった。次に、本実施例において、送信する超音波の周波数を７．２ＭＨｚとし、従来例と送信する音圧をほぼ一致するように駆動電圧Ｖ１を印加すると、このときの駆動電圧Ｖ１は約７６Ｖとなり、受信感度－５６．３ｄＢとなった。よって、本実施例の駆動電圧Ｖ１は、従来例と比べて大幅に低減することが確認された。

【００３０】

なお、上記実施形態では、３つの圧電体層１０を積層して超音波トランスデューサ５を構成したが、本発明はこれに限定されず、圧電体層１０の積層数は２以上の適宜の数としてよい。

【００３１】

また、上記実施形態では、側面電極１３ａ，１３ｂを対向する２側面に設けたが、本発明はこれに限定されず、側面電極１３ａ，１３ｂの形成箇所は、異なる２側面であればよい。

【００３２】

また、上記実施形態では、複数の超音波トランスデューサ５を円筒状のバッキング材４の外周面上に放射状に配設したラジアル型の超音波プローブ２を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、いわゆるコンベックス型の超音波プローブについても本発明を適用することができる。図５は、複数の超音波トランスデューサ５を蒲鉾状（凸曲面状

）に形成されたバッキング材４の外周面上に配設した、コンベックス型の超音波プローブ３０を示す。

【００３３】

また、上記実施形態において、圧電体層１０の上面および下面の全面に電極層１１ａ，１１ｂを形成するとしたが、これは、圧電体層１０の上面および下面が露呈しないように電極層１１ａ，１１ｂが完全に覆っている場合だけでなく、上記ポーリング処理による分極方向に影響を与えない程度の小孔や欠けが電極層１１ａ，１１ｂに生じ、圧電体層１０の上面および下面が部分的に露呈している場合も含む。

【図面の簡単な説明】

【００３４】

【図１】ラジアル型の体腔内診断用超音波プローブを示す一部切り欠き斜視断面図である。

【図２】超音波トランスデューサの構成を示す斜視図である。

【図３】ポーリング処理による圧電体層内の分極方向を説明する図である。

【図４】超音波トランスデューサに接続される電気回路を示す回路図である。

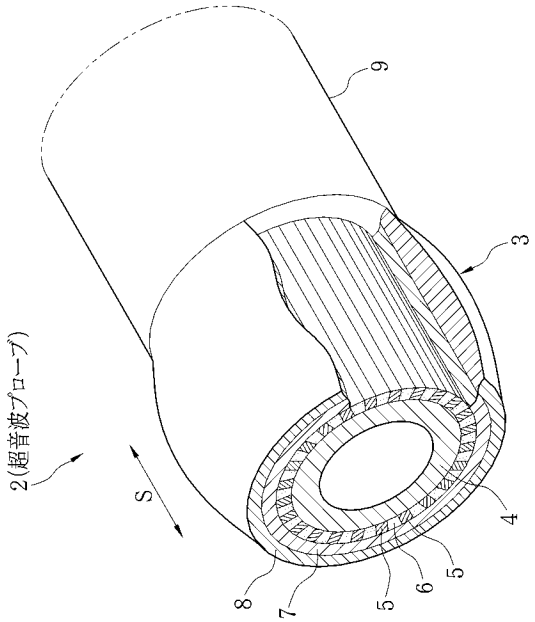
【図５】コンベックス型の体腔内診断用超音波プローブを示す縦断面図である。

【符号の説明】

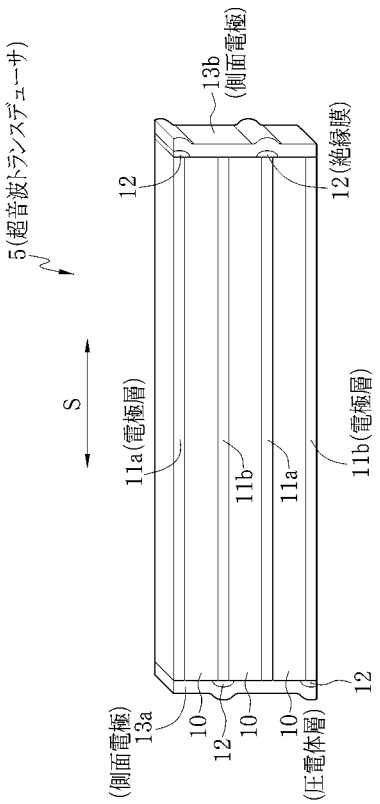
【００３５】

２，３０　体腔内診断用超音波プローブ
３　先端硬質部
４　バッキング材
５　超音波トランスデューサ
６　充填材
７　音響整合層
８　音響レンズ
９　ケーブル
１０　圧電体層
１１ａ，１１ｂ　電極層
１２　絶縁膜
１３ａ，１３ｂ　側面電極
２０　電気回路
２１　マルチプレクサ
２２　スイッチ
２３　増幅器
２４，２５　配線

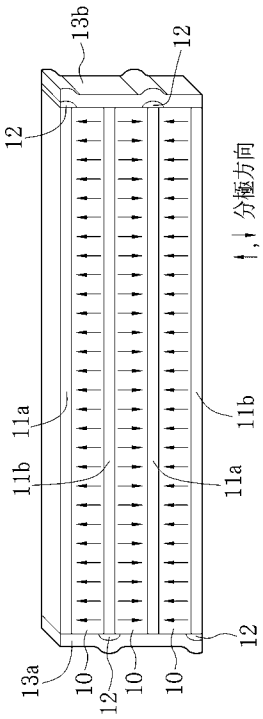
【図１】


2(超音波プローブ)
S
3
4
5
6
7
8
9

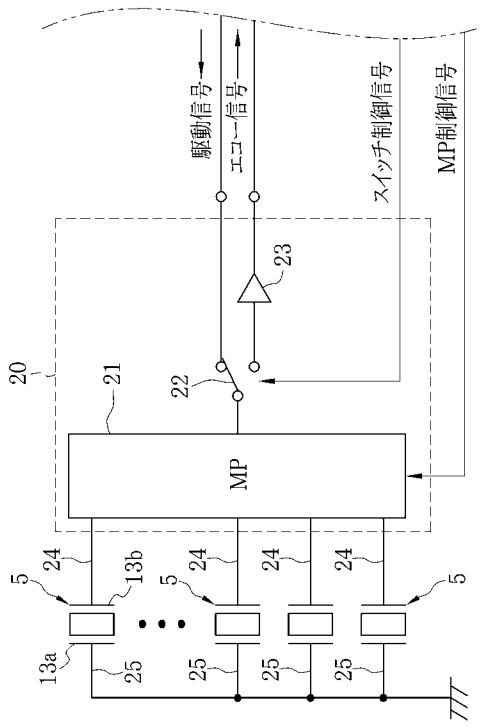
【図２】


5(超音波トランスデューサ)
S
13b
(側面電極)
12
12(絶縁膜)
11a(電極層)
11b
11a
11b(電極層)
(側面電極)
13a
10
12
10
10
(圧電体層)
12

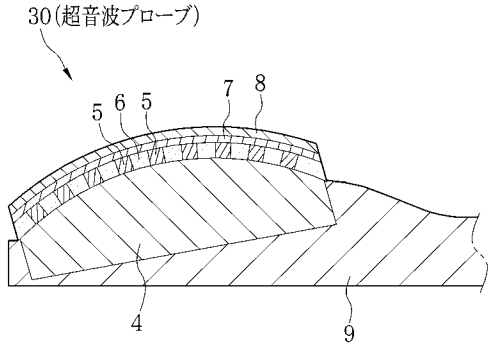
【図３】


13b
12
12
11a
11b
11b
11a
分極方向
13a
10
12
10
10
12

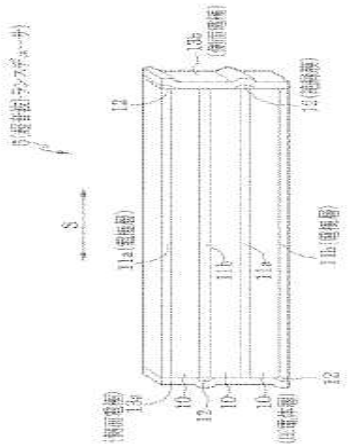
【図４】


駆動信号
エコー信号
スイッチ制御信号
MP制御信号
23
20
21
22
MP
5
24
13b
5
24
24
24
5
13a
25
25
25
25

【図５】



专利名称(译)	超声探头用于腔内诊断		
公开(公告)号	JP2006247025A	公开(公告)日	2006-09-21
申请号	JP2005065392	申请日	2005-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	和田貢		
发明人	和田 貢		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 B06B1/0633 B06B1/067 B06B2201/76 G10K11/30		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB41		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种径向型或凸型超声探头，用于在体腔内进行诊断而不会降低发送/接收性能。 用于诊断体腔的超声探头是阵列换能器，其中多个条形超声换能器5布置在形成为圆柱形或凸曲面的背衬材料上。 超声换能器5包括三个压电层10，在每个压电层10的上方和下方形成的电极层11a和11b，以及在电极层11a和11b的一个端面上形成的绝缘膜12。 它由形成在彼此面对的两个侧面上的侧面电极13a和13b组成。 多个电极层中的每一个彼此电连接到相同的侧面电极。 [选择图]图2