

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5346182号
(P5346182)

(45) 発行日 平成25年11月20日 (2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月23日 (2013.8.23)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

H 0 4 R 17/00 (2006.01)

H 0 4 R 17/00 3 3 0 J

H 0 4 R 17/00 3 3 0 H

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-196291 (P2008-196291)
 (22) 出願日 平成20年7月30日 (2008.7.30)
 (65) 公開番号 特開2010-29523 (P2010-29523A)
 (43) 公開日 平成22年2月12日 (2010.2.12)
 審査請求日 平成23年2月17日 (2011.2.17)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100110777
 弁理士 宇都宮 正明
 (74) 代理人 100104341
 弁理士 関 正治
 (74) 代理人 100100413
 弁理士 渡部 温
 (72) 発明者 大澤 敦
 神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体腔内超音波探触子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1及び第2の電極層を備えた圧電振動子と、
 該第1の電極層の上に設けられた少なくとも1層の音響整合層と、
 該少なくとも1層の音響整合層の上から該少なくとも1層の音響整合層と前記圧電振動子とを覆うように配置された音響レンズと、
 該音響レンズの内部に配置された硫黄吸着材料層と、
 を具備する体腔内超音波探触子。

【請求項 2】

前記硫黄吸着材料層が導電性を有する、請求項1記載の体腔内超音波探触子。

10

【請求項 3】

前記硫黄吸着材料層が接地電位に電氣的に接続されている、請求項2記載の体腔内超音波探触子。

【請求項 4】

前記硫黄吸着材料層が金を含む、請求項1から3のいずれか一項記載の体腔内超音波探触子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波内視鏡などにおいて体腔内検査に用いる超音波探触子に関し、特に体

20

腔内超音波探触子の圧電振動子電極の腐食を防止する構成に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波映像は、音響インピーダンスが異なる領域の境界において超音波が反射される性質を利用する画像生成技術である。超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、放射線による被曝がないため、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波を送信及び受信する超音波トランスデューサとしては、圧電効果を発現する材料（圧電体）の両面に電極を形成した振動子（圧電振動子）が、一般的に用いられている。圧電体としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVD（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電材料等が用いられる。

そのような振動子の電極に電圧を印加すると、圧電効果により圧電体が伸縮して超音波が発生する。そこで、複数の振動子を1次元又は2次元状に配列し、それらの振動子を順次駆動することにより、所望の方向に送信される超音波ビームを形成することができる。また、振動子は、伝播する超音波を受信することによって伸縮して電気信号を発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として用いられる。

【0004】

図6は、従来の超音波探触子を模式的に示す一部断面斜視図である。アジマス方向に配列された複数の振動子102を筐体（ケース）105に収納して、振動子102の電極からの引出し線をケーブル（シールドケーブル）に接続することにより、超音波探触子100が構成される。振動子102の背面上には、不要な超音波を吸収するために、バッキング材101が配置される。また、圧電セラミックを用いる圧電振動子の場合には、振動子102の音響インピーダンスと人体等の音響インピーダンスとの間に大きな差が存在し、境界面において超音波の反射が生じて伝播損失となってしまうので、振動子102の前面上に、少なくとも1層の音響整合層（図6においては、2層の音響整合層103a及び103bを示す）が配置される。さらに、複数の振動子102の配列方向（アジマス方向）と直交するエレベーション方向に超音波を集束させるために、音響整合層103b上に音響レンズ104が配置される。

【0005】

各々の振動子102は、バッキング材101上に形成された個別電極102aと、個別電極102a上に形成された圧電体102bと、圧電体102b上に形成された共通電極102cとを含んでいる。通常、複数の振動子の共通電極102cは、接地電位（GND）に共通接続される。また、複数の振動子の個別電極102aは、例えば、バッキング材101の上面及び下面にそれぞれ固定された2枚のFPC（フレキシブルプリント基板）に形成されたプリント配線を介してケーブル（シールドケーブル）に接続され、さらに、ケーブルを介して超音波診断装置本体内の電子回路に接続される。振動子102の電極102a、102cは銀で形成されることが多い。

【0006】

ここで、音響インピーダンスとは、音響媒質の密度と音響媒質中の音速との積で表される物質固有の定数であり、その単位としては、一般に、 MRayl （メガ・レイル）が用いられ、 $1\text{MRayl} = 1 \times 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ である。一般的な圧電セラミックの音響インピーダンスは、約 25MRayl ～約 35MRayl であり、人体の音響インピーダンスは、約 1.5MRayl である。

【0007】

音響レンズ104としては、人体の音響インピーダンスと同程度の音響インピーダンスを有し、人体内の音速値よりも小さい音速値を有するシリコンゴム等の材料を用いて、外部に向けて凸型の形状、即ち、蒲鉾状の形状を有するように形成されたものが、一般的に用いられる。人体内の音速値は、水中の音速値とほぼ等しく、 1500m/s 程度であり

10

20

30

40

50

、シリコンゴムの音速値は、 $800\text{ m/s} \sim 1000\text{ m/s}$ 程度である。

【0008】

超音波診断装置には、被検体に接触させて用いられる体表用の超音波探触子の他に、被検体の体腔内に挿入して用いられる体腔内超音波探触子が備えられる。さらに、近年においては、被検体内を光学的に観察する内視鏡と体腔内超音波探触子とを組み合わせた超音波内視鏡がよく使用されるようになってきた。超音波内視鏡用の体腔内超音波探触子には、短冊状の圧電振動子を短軸方向（アジマス方向）に太鼓橋状に並べたコンベックス型探触子と、短冊状の圧電振動子をアジマス方向に円環状に並べたラジアル型探触子と、短冊状の圧電振動子をアジマス方向に直線状に並べたりニアレイ型探触子とがある。

【0009】

図7は、従来の体腔内超音波探触子の使用方法を模式的に示す断面図である。

体腔内超音波探触子100を消化器や気管支など体内で使用する場合、超音波の伝達路中に空隙があると超音波の伝達能力が激減して測定が困難になるので、探触子先端部にゴムで形成された風船（以下、介在バルーンという。）200を装着し、介在バルーン200内部に水等の液体210を満たして膨張させ、介在バルーンが消化器壁や気管支壁に接触した状態で超音波撮像が行われる。すると、介在バルーン内部の液体210を介在して超音波画像を取得することができる。超音波はほとんど空中を伝搬しないことから、超音波画像をよく得るためには、このような介在バルーン200および充填する水などの液体210が必要となる。

【0010】

しかし、介在バルーン200を形成する風船はゴム製であるが、製作工程において加硫処理を行うため、ゴムの内部や表面に硫黄が含まれる。したがって、体腔内で超音波探触子100を使用する場合、介在バルーン200を水によって膨張させると同時に介在バルーン含有成分である硫黄220が溶出するので、超音波探触子100に接する水の中に硫黄等の成分が含有されることになる。

この溶出した硫黄成分220は、時に、超音波探触子100の最表層である音響レンズ104を通過し、探触子本体へと到達する。探触子本体に到達した硫黄成分は、圧電振動子102の表面に形成される電極102cの銀と非常に親和性が高く、容易に硫化反応を起こし硫化銀が形成される。硫化銀は絶縁材料であり、銀電極102cの高抵抗化や断絶を引き起こして、素子の感度低下や故障の原因となる。

このように、長年、体腔内超音波探触子100を使用していると経時的に探触子性能が劣化したり故障したりすることになる。

【0011】

これに関連して、特許文献1には、円筒状体に振動子やリード線群などの電気部品を収容した内視鏡用の体腔内超音波探触子において、ポリイミドフィルムなど、硫黄成分に対して不透過性を有する高分子化合物のフィルムで電気部品を覆うことにより、水や硫黄分子などの腐食因子が侵入して電気部品を腐食させるのを防ぐ技術が開示されている。

しかし、開示技術では、電気部品を覆うフィルムは小さくない音響インピーダンスを有するので、音響整合層の設計を難しくする影響を及ぼす。また、フィルムが破れたり穴があいたりしたときには、水や硫黄成分が侵入して、電極部を腐食するのを防ぐことができない。

なお、硫黄を含まない硫黄フリーバルーンを選んで超音波探触子を包むようにすれば、硫黄による振動子電極の腐食を抑制することができるが、ゴムでない硫黄フリー材料では体腔内の臓器に十分密着する薄くて柔軟な風船を形成することができないので、測定の精度が劣化することになる。

【特許文献1】特開平10-005227号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明は、ゴム製の介在バルーンを使用することによる経時的な劣化故障を防止もしく

10

20

30

40

50

は低減した体腔内超音波探触子を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る体腔内超音波探触子は、第1及び第2の電極層を備えた圧電振動子と、該第1の電極層の上に設けられた少なくとも1層の音響整合層と、該少なくとも1層の音響整合層の上から該少なくとも1層の音響整合層と圧電振動子とを覆うように配置された音響レンズと、該音響レンズの内部に配置された硫黄吸着材料層とを具備する。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、超音波内視鏡などで使用される体腔内超音波探触子において、ゴム製の介在バルーン中の液体に溶解した硫黄成分が電極を腐食する前に硫黄吸着材料で捕獲するので、介在バルーン内の硫黄が振動子電極と反応して経時的な劣化故障をもたらすことを防止もしくは軽減して、体腔内超音波探触子の寿命を延長することができる。また、介在バルーンを柔軟性の高いゴムで形成することができるので、高精度な超音波画像を取得することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る体腔内超音波探触子の使用方法を模式的に示す断面図である。図1に示すように、超音波内視鏡において使用される体腔内超音波探触子10は、音響レンズ14と、音響レンズの内側に設けた音響整合層13と、音響整合層の下側に配置される電極層12cを備えた圧電振動子12とを具備し、圧電振動子12の下面には別の電極層12aが形成され、凸状に形成されたバッキング材11に支えられている。

【0016】

バッキング材11は、硬質ゴムなどの剛性を有する材料からなり、必要に応じてフェライトやセラミックスなどの超音波減衰材が添加されている。バッキング材11の上には複数の圧電振動子12がアレイ状に所定のピッチで配列されている。圧電振動子12は、上下表面に電極12a、12cが形成された圧電体12bで構成される。バッキング材11に面する下側の電極12aは、各圧電振動子12に固有に接続される個別電極であり、音響整合層13に面する上側の電極12cは、全ての圧電振動子に共通する共通電極である。電極12a、12cは、たとえばパラジウム銀薄膜、プラチナチタン薄膜、金ニッケルクロム薄膜、銀ペースト塗布膜などからなる。

【0017】

音響整合層13は、圧電振動子12と測定対象である生体との間の音響インピーダンスを整合させるため、中間的な音響インピーダンスを有する物質を配置したもので、多層構造とする場合も多い。たとえば、第1の音響整合層はエポキシ樹脂、ウレタン樹脂、シリコン樹脂、アクリル樹脂などの有機材料で構成し、第2の音響整合層を石英ガラスや、上記有機材料にジルコニア、タングステン、フェライトなど高い音響インピーダンスを有する材料の粉末を混入したものをを用いて音響インピーダンスを整合させることができる。音響レンズ14は、人体の音響インピーダンスと同程度の音響インピーダンスを有し、人体内の音速値よりも小さい音速値を有するシリコンゴムなどの材料で形成され、多数の圧電振動子12が並んだアジマス方向に対して垂直なエレベーション方向において、中央で厚く端部で薄い凸レンズ状の断面形状を有して超音波を収束させる作用を有する。

【0018】

第1の実施形態に係る体腔内超音波探触子10では、音響レンズ14と音響整合層13の下に配置される電極層12cとの間に硫黄吸着材料層15を有する。図1に表示した第1の実施形態に係る体腔内超音波探触子の硫黄吸着材料層15は、音響レンズ14の裏面

10

20

30

40

50

に蒸着あるいはスパッタリングにより金の薄膜を形成したものである。同じものはまた、金を付着させたナノ粒子を音響レンズ１４の裏面に吹き付けることにより形成することもできる。

【００１９】

体腔内超音波探触子１０を体内で使用する場合、探触子先端部に介在バルーン２０を装着し、介在バルーン２０内部に水２１を注入して膨張させ、介在バルーン２０の表面が測定部位の消化器壁や気管支壁に密着して空隙のない状態にして超音波撮像が行われる。超音波経路中に空隙があると超音波の伝達を著しく損ねるので、正確な撮像ができなくなるからである。しかし、介在バルーン２０内部に水２１を注入すると、ゴムの内部に含有したり表面に付着したりしていた硫黄が水中に溶出してくる。

10

【００２０】

音響レンズ１４のシリコンゴムは、水は通さないが硫黄などは通すので、介在バルーン２０を形成するゴムから水中に溶出した硫黄２２の一部は、超音波探触子１０の音響レンズ１４の厚みを通過する。音響レンズ１４を通過した硫黄成分は、音響レンズ１４の裏側に形成された硫黄吸着材料層１５に捕捉されて、それ以上侵入できない。したがって、特に、電極１２ｃが硫化により腐食して絶縁体化したり断線したりする銀などの物質で形成されたものである場合に、硫黄２２が硫黄吸着材料層１５に阻まれて電極１２ｃに到達しないため、硫黄による電極腐食を抑制することができる。

【００２１】

ポリイミドフィルムなど、硫黄を透過しない材料で形成された硫黄不透過性膜で電氣的部品を覆うようにした従来技術では、膜に亀裂が入ったり穴が開いたりすれば硫黄が侵入して害をなす。しかし、硫黄吸着材料層１５を用いる場合には、層に亀裂や孔があっても通過しようとする硫黄が近傍の硫黄吸着材料面に吸着するので、硫黄吸着材料層１５の中に漏れ込んで電極１２ｃに到達する量が限られ、電極の腐食を抑制して、体腔内超音波探触子１０の長寿命化を達成することができる。なお、圧電体１２ｂとバッキング材１１との間に配置される個別電極１２ａより、音響レンズ１４に近い共通電極１２ｃの方が腐食の問題が重要であることはいうまでもない。

20

【００２２】

硫黄吸着材料は、硫黄と化学反応を起こして結合する材料や、硫黄との親和性が大きくていったん硫黄を捕獲すると再放出しにくい材料から選択される。プラチナやロジウムなどの貴金属、特に金は、硫黄と特別な化学親和性を有するため硫黄吸着材料として有効で、音響レンズ１４の裏面にスパッタリングや蒸着、あるいはナノ粒子に付着させた状態で散布して固定する方法など、種々の公知の方法で硫黄吸着材料層１５を形成することができる。なお、超音波伝達に大きな影響が出ないようにするため、硫黄吸着材料層１５は材料中における超音波波長の１～５％程度の厚さを有する薄膜として形成することが好ましい。電極寿命は長いほど好ましいが、機器の寿命以上に長い必要は少ないので、硫黄吸着材料層１５は比較的薄くても十分機能することはいうまでもない。また、たとえば、ナノ粒子の表面に金を付着させて得た粉末は、吸着材料の表面積が大きいので、これを使うことにより硫黄吸着能力の高い硫黄吸着材料層１５を得ることができる。硫黄吸着材料層は音響レンズ１４の表側の表面に形成することもできるが、表側表面は外部に露出して摩耗や破損のおそれがあり、また硫黄が含まれる水に直接接触するため硫黄を余分に吸着して中毒するおそれがあるので、好ましくない。

30

40

【００２３】

図２は、第１の実施形態の第１の変形例に係る体腔内超音波探触子を模式的に示す断面図である。第１の変形例は、硫黄吸着材料層が音響レンズの中に形成されたところに特徴を有するもので、他の構成は異ならない。

音響レンズ１４は、内側部材１４ｂと内側部材に被さる外側部材１４ａの２つの部分に分けて形成する。硫黄吸着材料層１６は内側部材１４ｂの外側表面または外側部材１４ａの内側表面に形成される。硫黄吸着材料として金を用いるときには、金のスパッタリングや金を付着したナノ粒子の吹き付けなどにより、超音波波長の１～５％の厚さに堆積させ

50

て硫黄吸着材料層 1 6 とする。

【 0 0 2 4 】

介在バルーン 2 0 中の水 2 1 に溶出した硫黄 2 2 は、音響レンズ 1 4 に侵入しても音響レンズの中に形成された硫黄吸着材料層 1 6 に捕捉されてそれ以上侵入できないので、電極 1 2 a , 1 2 c 、特に共通電極 1 2 c の腐食が抑制され、絶縁異常などの障害を防止することができる。

音響レンズ 1 4 内に形成された硫黄吸着材料層 1 6 は、内側部材 1 4 b が保護膜の役割を果たすため組み立て中や運転中の機械的刺激に耐性がある、損傷を受けにくい利点がある。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、第 1 の実施形態の第 2 の変形例に係る体腔内超音波探触子を模式的に示す断面図である。第 2 の変形例は、硫黄吸着材料層が音響整合層の中に形成されたところに特徴を有するものである。音響整合層 1 3 が多層構造である場合には、硫黄吸着材料層 1 7 は層間に形成することができる。音響整合層 1 3 内に形成された硫黄吸着材料層 1 7 は、物体中に埋設しているため損傷を受けにくい。

介在バルーン 2 0 中の水 2 1 に溶出した硫黄 2 2 は、音響レンズ 1 4 を通過しても音響整合層 1 3 の中に形成された硫黄吸着材料層 1 7 に捕捉されて、電極 1 2 a , 1 2 c の腐食が抑制され、絶縁異常などの障害を防止することができる。

【 0 0 2 6 】

図 4 は、図 1 に示した本発明の第 1 の実施形態における硫黄吸着材料層 1 5 が金属などで形成されて導電性を有する場合であって、硫黄吸着材料層 1 5 を接地端子 1 8 に電氣的に接続することにより、電磁シールドの役割を持たせて S / N 比を向上させた超音波探触子 1 0 を表す概念図である。音響レンズ 1 4 の裏側に金などの導電性材料で形成された硫黄吸着材料層 1 5 は、圧電振動子 1 2 及びその電極部分を覆うので、接地することにより電磁誘導を遮蔽する電磁シールドになってノイズを低減させる。図 2 に示す音響レンズ 1 4 の内部に形成した硫黄吸着材料層 1 6 も接地することにより同様の作用効果を有する。

【 0 0 2 7 】

図 5 は、本発明の第 2 の実施形態に係る体腔内超音波探触子を模式的に示す断面図である。第 2 の実施形態は、圧電振動子 1 2 の電極層 1 9 a , 1 9 c を、金などの導電性を有する硫黄吸着材料で形成することにより、銀電極の場合に硫黄から受けるほどの損傷を受けないようにして寿命を長期化したものである。ここで使われる電極材料は、硫黄による腐食が小さい金、プラチナ、ロジウムなどの貴金属であることが好ましい。なお、侵入してきた硫黄は共通電極 1 9 c でほぼ完全に吸着されるので、さらに圧電振動子 1 2 の圧電体を介する個別電極 1 9 a まで到達する硫黄は極めて少ない。したがって、個別電極 1 9 a は、銀など硫黄に冒されやすい物質を主体とした材料で形成されたものであってもよい。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 2 8 】

本発明は、上部消化管や気管支等の体腔検査に用いる超音波探触子として超音波内視鏡において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 9 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る体腔内超音波探触子の使用方法を模式的に示す断面図である。

【図 2】第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係る体腔内超音波探触子を模式的に示す断面図である。

【図 3】第 1 の実施形態の第 2 の変形例に係る体腔内超音波探触子を模式的に示す断面図である。

【図 4】第 1 の実施形態において硫黄吸着材料層を電磁シールドにした超音波探触子を表す概念図である。

10

20

30

40

50

【図 5】本発明の第 2 の実施形態に係る体腔内超音波探触子を模式的に示す断面図である。

【図 6】従来の超音波探触子を模式的に示す一部断面斜視図である。

【図 7】従来の体腔内超音波探触子の使用方法を模式的に示す断面図である。

【符号の説明】

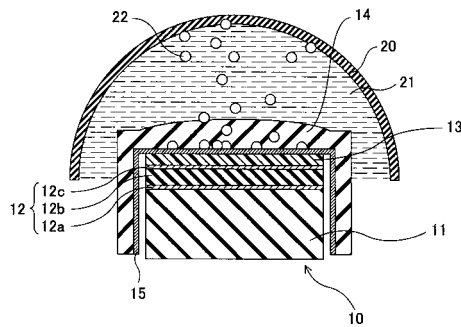
【 0 0 3 0 】

- 1 0 体腔内超音波探触子
- 1 1 バックリング材
- 1 2 圧電振動子
- 1 2 a 個別電極
- 1 2 b 圧電体
- 1 2 c 共通電極
- 1 3 音響整合層
- 1 4 音響レンズ
- 1 4 a 内側部材
- 1 4 b 外側部材
- 1 5 , 1 6 , 1 7 硫黄吸着材料層
- 1 8 接地端子
- 1 9 硫黄吸着材料層（電極）
- 1 9 a 個別電極
- 1 9 c 共通電極
- 2 0 介在バルーン
- 2 1 水
- 2 2 硫黄

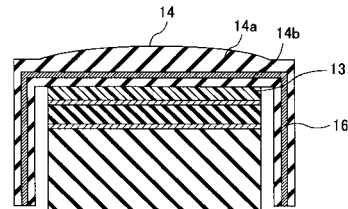
10

20

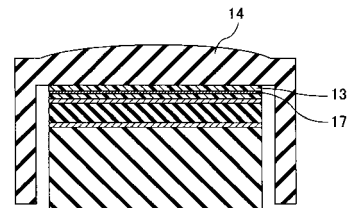
【図 1】



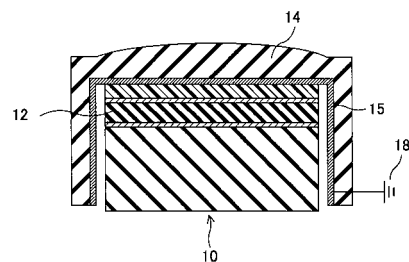
【図 2】



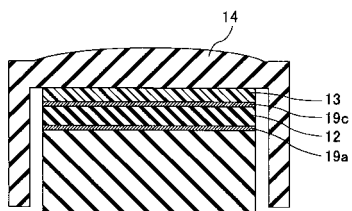
【図 3】



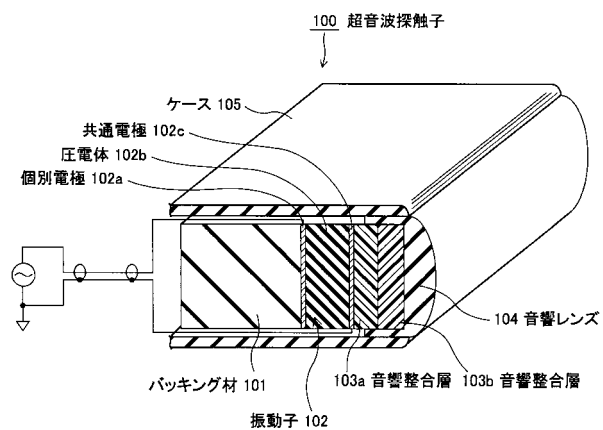
【図 4】



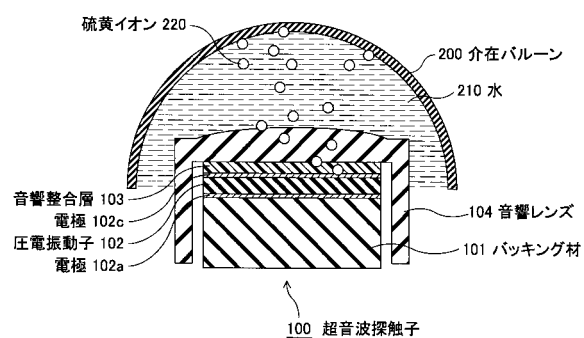
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-005227(JP,A)
特開平04-221842(JP,A)
実開昭62-160914(JP,U)
特開昭62-160914(JP,A)
特表2002-536858(JP,A)
特開平06-205772(JP,A)
特開2008-93222(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

G01N29/00-29/28

专利名称(译)	体腔超声探头		
公开(公告)号	JP5346182B2	公开(公告)日	2013-11-20
申请号	JP2008196291	申请日	2008-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/12 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 G10K11/004		
FI分类号	A61B8/12 H04R17/00.330.J H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/EE18 4C601/EE21 4C601/FE00 4C601/GA01 4C601/GB19 4C601/GB32 4C601/GB41 4C601/GB43 5D019/BB25 5D019/GG01		
代理人(译)	宇都宫正明 关雅治		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2010029523A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一个腔内超声波探头，通过使用橡胶制成的插入气球来防止或减少时间恶化的故障。解决方案：腔内超声探头包括：具有电极层12c的压电振动器12；声匹配层13设置在电极层12c上；声学透镜14布置成从声匹配层13的上部覆盖声匹配层和电极层。硫吸附材料层15布置在声透镜14内部或声透镜14和电极层之间如图12c所示，从而使硫22难以到达电极层12c。

