

(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2006-204617

(P2006-204617A)

(43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-21792 (P2005-21792)

(22) 出願日 平成17年1月28日 (2005.1.28)

(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

(71) 出願人 000005430

フジノン株式会社

埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地

(74) 代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(72) 発明者 国安 利明

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

(72) 発明者 田中 俊積

埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
フジノン株式会社内

最終頁に続く

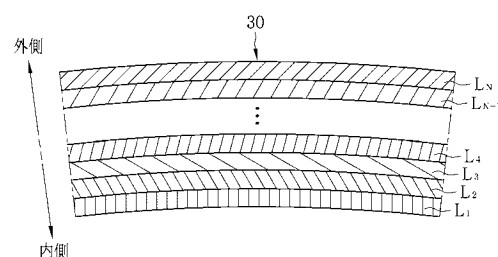
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 超音波の受信感度を向上させる。

【解決手段】 超音波プローブ11の先端のキャップ30は、超音波トランスデューサ31に対向する内側から、生体に対向する外側に互って、複数の層 $L_1 \sim L_N$ が形成された多層構造となっている。キャップ30は、最も内側の層 L_1 と超音波伝達媒体34の音響インピーダンスの差、および、隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、最も外側の層 L_N と超音波伝達媒体34の音響インピーダンスの差よりも小さくなるように形成されている。超音波伝達媒体34とキャップ30との間の音響インピーダンスの差異が低減され、超音波の受信感度を向上させることができる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波伝達媒体を充填したキャップ内で、圧電素子、電極、および音響整合層からなる超音波トランスデューサを機械的に変位させ、前記キャップを介して生体に超音波を走査する超音波プローブにおいて、

前記キャップは、前記超音波トランスデューサに対向する内側から、前記生体に対向する外側に互って、複数の層が形成された多層構造であることを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

前記キャップの最も内側の層と前記超音波伝達媒体の音響インピーダンスの差、および、前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、前記キャップの最も外側の層と前記超音波伝達媒体の音響インピーダンスの差よりも小さいことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。 10

【請求項 3】

前記キャップの最も外側の層の音響インピーダンスが、 2.3 Mrayl 以下であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記キャップの最も内側の層の音響インピーダンスが、 0.2 Mrayl 以上であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、外側に向かうに連れて小さいことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。 20

【請求項 6】

前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、外側に向かうに連れて大きいことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、任意の値をとることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波プローブ。 30

【請求項 8】

前記キャップを構成する層うちの少なくとも 1 層に、音響インピーダンスを調整する調整剤を添加したことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

前記調整剤は、無機固体材料、有機固体材料、気体、および液体のうちのいずれかであることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記キャップと前記超音波トランスデューサとの間に、さらに別のキャップを配置したことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の超音波プローブ。

【請求項 11】

前記別のキャップは、前記超音波トランスデューサに対向する内側から、前記生体に対向する外側に互って、複数の層が形成された多層構造であることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波プローブ。 40

【請求項 12】

前記キャップと前記別のキャップとで隔てられる空間に、異なる種類の超音波伝達媒体を充填したことを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波トランスデューサを機械的に変位させ、生体に超音波を走査する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、超音波プローブから生体の所要部に超音波を照射し、そのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像を得ることも可能で、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブも知られている。このような超音波プローブで生体内の超音波画像を取得する際には、例えば、超音波プローブを内視鏡の鉗子口に挿通して、内視鏡の先端に設けられたカメラで超音波プローブの先端が生体内のどの箇所にあるかを観察しながら行う。

【0003】

超音波トランスデューサは、圧電素子、電極、および音響整合層からなり、超音波プローブ先端のキャップ内に内蔵されている。メカニカルスキャン機構を備えた超音波プローブでは、超音波の伝達効率を向上させるとともに、超音波トランスデューサの変位運動が円滑となるように、キャップに超音波伝達媒体が充填されている。

【0004】

超音波伝達媒体は、揮発性が無く、流動性を有することが必要とされており、例えば、水、カルボキシルメチルセルロース(CMC)水溶液、生理食塩水、ひまし油、流動パラフィンなどが用いられている。また、10MHz以上の高周波帯域における使用時の超音波減衰を防止するために、脂肪酸グリセライドを主成分とするオイルを超音波伝達媒体として用いた超音波プローブも提案されている(特許文献1参照)。

【特許文献1】特開2002-345819号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、超音波伝達媒体として主に用いられている流動パラフィンの音響インピーダンス(=1.2 Mrayl)は、ポリエチレンを材質とするキャップの音響インピーダンス(=2.3 Mrayl)よりも低いため、流動パラフィンとキャップとの間で生体から戻ってくるエコー信号の反射が起こり、感度が低下するという問題があった。

【0006】

特許文献1に記載の超音波プローブでは、超音波伝達媒体として脂肪酸グリセライドを主成分とするオイルを用いることにより、超音波減衰を防止することはできるが、脂肪酸グリセライドの音響インピーダンスは1.29 Mraylであるため、流動パラフィンの場合と同様に感度が低下する。

【0007】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、超音波の受信感度を向上させることができる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、本発明は、超音波伝達媒体を充填したキャップ内で、圧電素子、電極、および音響整合層からなる超音波トランスデューサを機械的に変位させ、前記キャップを介して生体に超音波を走査する超音波プローブにおいて、前記キャップは、前記超音波トランスデューサに対向する内側から、前記生体に対向する外側に互って、複数の層が形成された多層構造であることを特徴とする。

【0009】

なお、前記キャップの最も内側の層と前記超音波伝達媒体の音響インピーダンスの差、および、前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、前記キャップの最も外側の層と前記超音波伝達媒体の音響インピーダンスの差よりも小さいこ

10

20

30

40

50

とが好ましい。

【0010】

前記キャップの最も外側の層の音響インピーダンスが、 2.3 Mrayl 以下であることが好ましい。また、前記キャップの最も内側の層の音響インピーダンスが、 0.2 Mrayl 以上であることが好ましい。

【0011】

また、前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、外側に向かうに連れて小さいことが好ましい。あるいは、前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、外側に向かうに連れて大きいことが好ましい。若しくは、前記キャップの隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差が、任意の値をとることが好ましい。 10

【0012】

前記キャップを構成する層うちの少なくとも1層に、音響インピーダンスを調整する調整剤を添加することが好ましい。なお、前記調整剤は、無機固体材料、有機固体材料、気体、および液体のうちのいずれかであることが好ましい。

【0013】

さらに、前記キャップと前記超音波トランスデューサとの間に、さらに別のキャップを配置することが好ましい。この場合、前記別のキャップは、前記超音波トランスデューサに対向する内側から、前記生体に対向する外側に互って、複数の層が形成された多層構造であることが好ましい。また、前記キャップと前記別のキャップとで隔てられる空間に、異なる種類の超音波伝達媒体を充填することが好ましい。 20

【発明の効果】

【0014】

本発明の超音波プローブによれば、超音波トランスデューサに対向する内側から、生体に対向する外側に互って、複数の層が形成された多層構造を有するキャップを用いるので、超音波伝達媒体とキャップとの間の音響インピーダンスの差異が低減され、超音波の受信感度を向上させることができる。また、キャップを構成する層の全てが破損しない限り、超音波伝達媒体が漏れることがない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

図1において、超音波診断装置2は、内視鏡10と、超音波プローブ11と、超音波観測器12とからなる。内視鏡10は、軟性部材からなり、生体内に挿入される挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、内視鏡用プロセッサ装置（図示せず）に接続されるコード15とを備えている。挿入部13の先端13aには、生体内撮影用のカメラ（図示せず）が内蔵されており、このカメラで撮影した画像を、内視鏡用プロセッサ装置を介して内視鏡用モニタ（図示せず）に表示して観察することが可能となっている。 30

【0016】

超音波プローブ11は、内視鏡10の鉗子口16に挿通され、挿入部13と同様に軟性部材からなるシース17と、後述するモータ49など（図5参照）が内蔵されたトランスレータ18と、超音波観測器12に接続されるコード19とを備えている。一方、超音波観測器12は、超音波画像を表示するモニタ20を備えている。 40

【0017】

図2において、シース17の先端17aには、円筒形のキャップ30が取り付けられており、このキャップ30内には、超音波トランスデューサ31が内蔵されている。超音波トランスデューサ31は、コントロールケーブル32が連結された台座33に載置されている。コントロールケーブル32は、フレキシブルシャフト32aと、フレキシブルシャフト32aを被覆する可撓チューブ32bとからなる。

【0018】

フレキシブルシャフト32aの先端は台座33に連結され、その基端はトランスレータ 50

１８内に延長されており、トランスレータ１８に内蔵されたモータ４９により、所定の回転速度（例えば１０～４０回転／秒）で回転駆動される。これにより、超音波トランスデューサ３１は、フレキシブルシャフト３２ａを回転軸として所定の回転速度で回転される。

【００１９】

キャップ３０により密閉された空間内には、超音波伝達媒体３４が充填されている。超音波伝達媒体３４は、超音波の伝達効率を向上させるとともに、超音波トランスデューサ３１の回転を円滑にする潤滑油として機能する。

【００２０】

図３において、キャップ３０は、超音波トランスデューサ３１に対向する内側（図中下方）から、生体に対向する外側（図中上方）に亘って、複数の層（第１層 L_1 ～第 N 層 L_N ）が形成された多層構造となっている。 10

【００２１】

図４に示すように、超音波伝達媒体３４の音響インピーダンスを Z_0 、キャップ３０を構成する各層 $L_1 \sim L_N$ の音響インピーダンスを Z_i （ $i = 1 \sim N$ ）として、キャップ３０は、最も内側の層である第１層 L_1 と超音波伝達媒体３４の音響インピーダンスの差 $Z_1 - Z_0 = \Delta Z_1$ 、および、キャップ３０の隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差 $Z_{j+1} - Z_j = \Delta Z_{j+1}$ 、 j （ $j = 1 \sim N - 1$ ）が、最も外側の層である第 N 層 L_N と超音波伝達媒体３４の音響インピーダンスの差 $Z_N - Z_0 = \Delta Z_N$ 、 0 よりも小さくなるように、つまり、第 N 層 L_N から超音波伝達媒体３４にかけて、音響インピーダンスが緩やかに減少するように形成される。 20

【００２２】

また、第１層 L_1 の音響インピーダンス Z_1 は、 0.2 Mrayl 以上となっており、第 N 層 L_N の音響インピーダンス Z_N は、 2.3 Mrayl 以下となっている。さらに、キャップ３０は、隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差 ΔZ_{j+1} 、 j が、外側に向かうに連れて小さくなるように形成されている。

【００２３】

ここで、 $N = 2$ とした場合、第１層 L_1 、第２層 L_2 の材料としては、例えば、第１層 L_1 にシリコン樹脂（音響インピーダンス 1.6 Mrayl ）、第２層 L_2 に高密度ポリエチレン（音響インピーダンス 2.3 Mrayl ）の組み合わせ、あるいは、第１層 L_1 にゼラチン（音響インピーダンス 1.3 Mrayl ）、第２層 L_2 にウレタン（音響インピーダンス 2.0 Mrayl ）の組み合わせが挙げられる。また、超音波伝達媒体３４としては、水（音響インピーダンス 1.5 Mrayl ）、流動パラフィン（音響インピーダンス 1.2 Mrayl ）などを用いることができる。 30

【００２４】

図５において、超音波トランスデューサ３１は、台座３３側から順に、フェライトゴム製のバックング材４０、ＰＺＴ（チタン酸ジルコン酸鉛）の薄膜からなる圧電素子４１、およびエポキシ樹脂製の音響整合層４２からなり、圧電素子４１を電極４３ａ、４３ｂで挟み込んだ構造となっている。両電極４３ａ、４３ｂには、配線４４ａ、４４ｂがそれぞれ接続されている。電極４３ｂ側の配線４４ｂは、アースに接続されている。一方、電極４３ａ側の配線４４ａは、コントロールケーブル３２内を挿通され、トランスレータ１８内の送受信切替回路４５に接続されている。 40

【００２５】

送受信切替回路４５は、超音波トランスデューサ３１による超音波の送受信切り替えを所定の時間間隔で行う。送受信切替回路４５には、パルス発生回路４６および電圧測定回路４７が接続されている。パルス発生回路４６は、超音波トランスデューサ３１から超音波を発生させる際（超音波の送信時）に、パルス電圧を圧電素子４１に印加する。これにより、超音波トランスデューサ３１は、所定の周波数を有する超音波を発生する。

【００２６】

電圧測定回路４７は、生体からのエコー信号を超音波トランスデューサ３１で受信した 50

際（超音波の受信時）に、圧電素子 41 に発生する電圧を測定し、この測定結果をコントローラ 48 に送信する。コントローラ 48 は、電圧測定回路 47 から送信された測定結果を超音波画像に変換し、これを超音波観測器 12 に送信する。モータ 49 は、コントローラ 48 の制御の下に、フレキシブルシャフト 32a を所定の回転速度で回転させる。

【0027】

生体内の超音波画像を取得する際には、超音波プローブ 11 が鉗子口 16 に挿通された内視鏡 10 の挿入部 13 を生体内に挿入し、内視鏡用モニタにより生体内を観察しながら、生体内の所要部を探索する。そして、生体内の所要部にシース 17 の先端 17a が到達し、超音波画像を取得する指示がなされると、フレキシブルシャフト 32a を回転軸として、超音波トランスデューサ 31 が所定の回転速度で回転される。

10

【0028】

このとき、送受信切替回路 45 により超音波トランスデューサ 31 の超音波の送受信が切り替えられながら、パルス発生回路 46 からパルス電圧の印加により、超音波トランスデューサ 31 から超音波が発せられ、キャップ 30 を介して生体に超音波が走査される。また、生体からのエコー信号が超音波トランスデューサ 31 で受信され、電圧測定回路 47 により圧電素子 41 に発生した電圧が測定される。

【0029】

生体からのエコー信号は、キャップ 30、超音波伝達媒体 34、および音響整合層 42 を介して圧電素子 41 に到達するが、第 1 層 L_1 ~ 第 N 層 L_N を有する多層構造のキャップ 30 を用い、第 1 層 L_1 と超音波伝達媒体 34 の音響インピーダンスの差 $\Delta Z_{1,0}$ 、および、キャップ 30 の隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差 $\Delta Z_{j+1,j}$ が、第 N 層 L_N と超音波伝達媒体 34 の音響インピーダンスの差 $\Delta Z_{N,0}$ よりも小さくなるようにしたので、超音波伝達媒体 34 とキャップ 30 との間の音響インピーダンスの差異が低減される。これにより、超音波伝達媒体 34 とキャップ 30 との間にエコー信号の反射が起こることが少なくなる。したがって、超音波の受信感度を向上させることができる。

20

【0030】

電圧測定回路 47 の測定結果はコントローラ 48 に送信され、コントローラ 48 で超音波画像に変換される。変換された超音波画像は、コード 19 を介して超音波観測器 12 に送信され、超音波観測器 12 のモニタ 20 に表示される。

30

【0031】

以上説明したように、超音波トランスデューサ 31 に対向する内側から、生体に対向する外側に互って、複数の層 $L_1 \sim L_N$ が形成された多層構造のキャップ 30 を用いたので、超音波の受信感度を向上させることができる。また、キャップ 30 を構成する層の全てが破損しない限り、超音波伝達媒体 34 が漏れることがない。

【0032】

なお、上記実施形態では、図 4 に示す如く、キャップ 30 の隣り合う外側の層と内側の層の音響インピーダンスの差 $\Delta Z_{j+1,j}$ が、外側に向かうに連れて小さくなるようにキャップ 30 を形成したが、図 6 に示すように、 $\Delta Z_{j+1,j}$ が、外側に向かうに連れて大きくなるようにしてもよいし、あるいは、図 7 に示すように、 $\Delta Z_{j+1,j}$ が、任意の値をとるようにしてもよい。また、上記実施形態では、 $\Delta Z_{j+1,j}$ が全て正の値となっているが、外側の層よりも内側の層の音響インピーダンスを大きくして、 $\Delta Z_{j+1,j}$ が負の値となってもよい。

40

【0033】

また、図 8 に示すように、キャップ 30 を形成する層うちの少なくとも 1 層 L_i に、音響インピーダンスを調整する調整剤 50 を添加してもよい。調整剤 50 は、無機固体材料（シリコン粒子など）、有機固体材料（ポリエチレン微粒子など）、気体（気泡など）、および液体（オイルなど）のうちのいずれかからなる。調整剤 50 の種類や添加量などを適宜変化させることにより、既存の材料から、所望の音響インピーダンスを有する材料を容易に作製することができる。

50

【0034】

さらに、図9に示すように、キャップ30と超音波トランスデューサ31との間に、さらに別のキャップ60を配置してもよい。この場合、キャップ60は、キャップ30と同様に、超音波トランスデューサ31に対向する内側から、生体に対向する外側に互って、複数の層が形成された多層構造となっている。また、キャップ30とキャップ60とで隔てられる空間 S_1 、 S_2 には、異なる種類の超音波伝達媒体61a、61bが充填される。

【0035】

上記の場合、キャップ60を構成する層、および超音波伝達媒体61a、61bの音響インピーダンスは、超音波伝達媒体34とキャップ30、60との間の音響インピーダンスの差異が低減されるように決定されることは言う迄もない。また、シース17の先端17aのサイズが許す範囲で、キャップをさらに配置して、キャップと超音波伝達媒体とが多重構造をとるようにしてもよい。

10

【0036】

上記実施形態では、フレキシブルシャフト32aを回転軸として超音波トランスデューサ31を回転させる超音波プローブ11を例に挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、超音波トランスデューサ31を揺動、あるいはスライドさせて生体に超音波を走査する超音波プローブについても適用することができる。

【0037】

また、上記実施形態では、内視鏡10の鉗子口16に挿通する超音波プローブ11を例示して説明したが、挿入部先端に超音波トランスデューサとカメラとが内蔵された、いわゆる超音波内視鏡に適用した場合も、本発明は有効である。

20

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【図2】超音波プローブの先端の構造を示す拡大断面図である。

【図3】キャップの拡大断面図である。

【図4】超音波伝達媒体からキャップの最も外側の層までの音響インピーダンスの変移を示す説明図である。

【図5】超音波トランスデューサの構成およびトランスレータの電氣的構成を示す説明図である。

30

【図6】超音波伝達媒体からキャップの最も外側の層までの音響インピーダンスの変移の別の例を示す説明図である。

【図7】超音波伝達媒体からキャップの最も外側の層までの音響インピーダンスの変移の別の例を示す説明図である。

【図8】キャップを構成する層のうちの1層に、調整剤を添加した例を示す拡大断面図である。

【図9】キャップと超音波トランスデューサとの間に、さらに別のキャップを配置した例を示す断面図である。

【符号の説明】

【0039】

40

2 超音波診断装置

10 内視鏡

11 超音波プローブ

12 超音波観測器

30、60 キャップ

31 超音波トランスデューサ

34、61a、61b 超音波伝達媒体

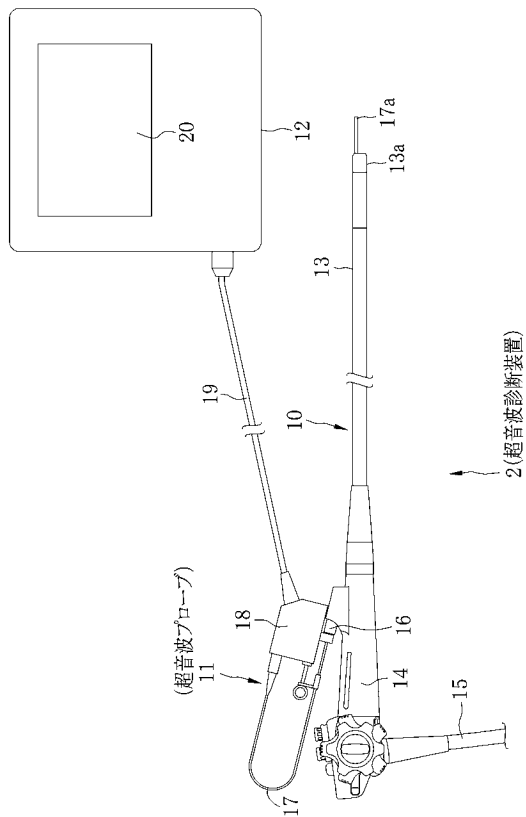
41 圧電素子

42 音響整合層

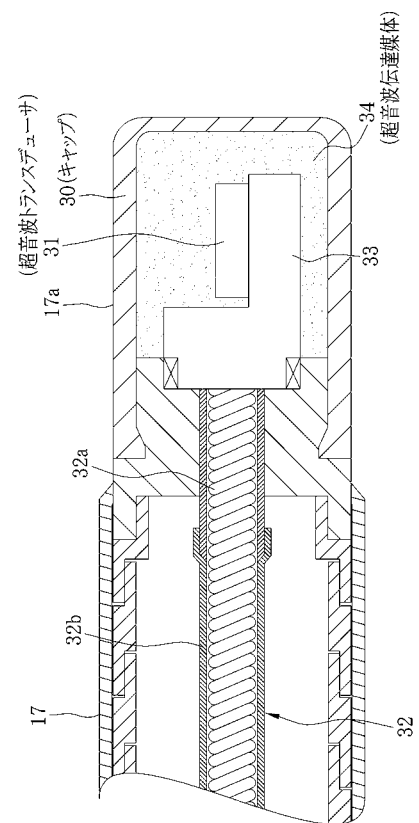
50 調整剤

50

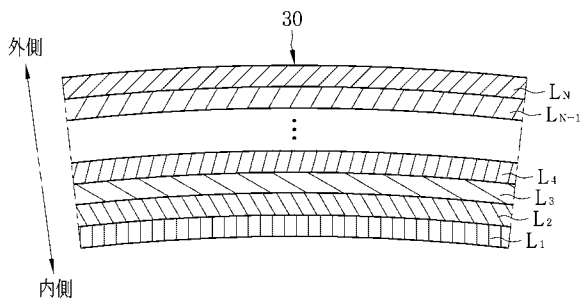
【 図 1 】



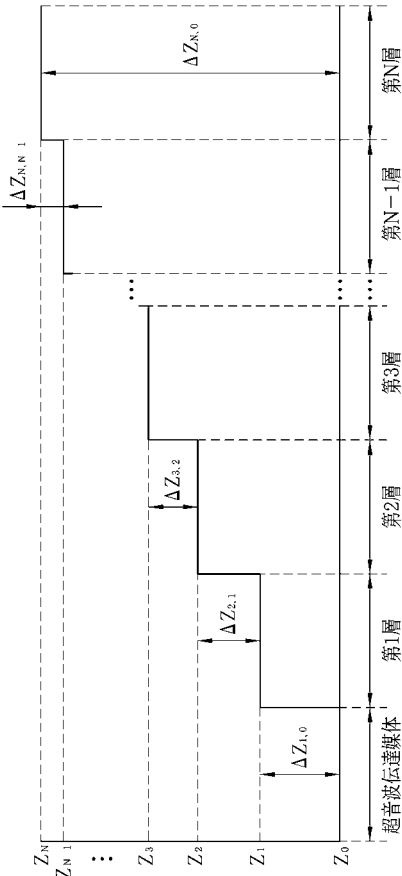
【 図 2 】



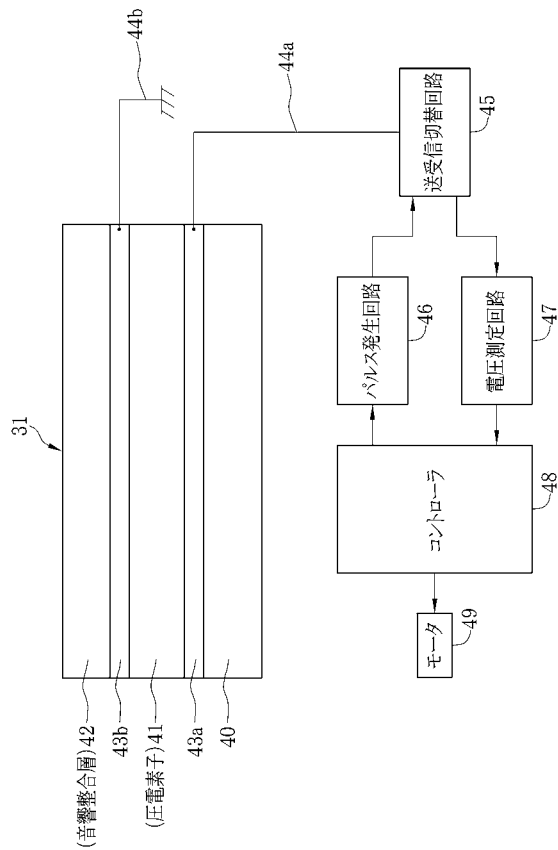
【 図 3 】



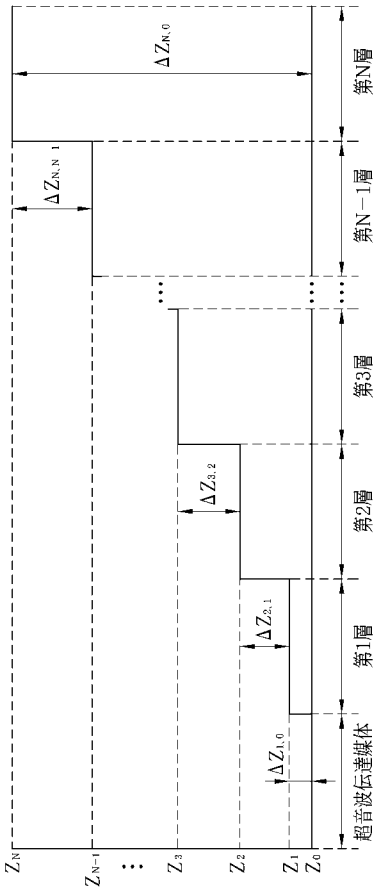
【 図 4 】



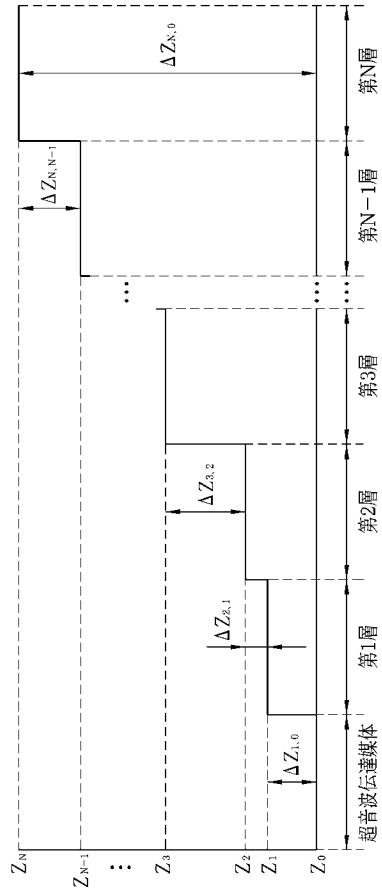
【 図 5 】



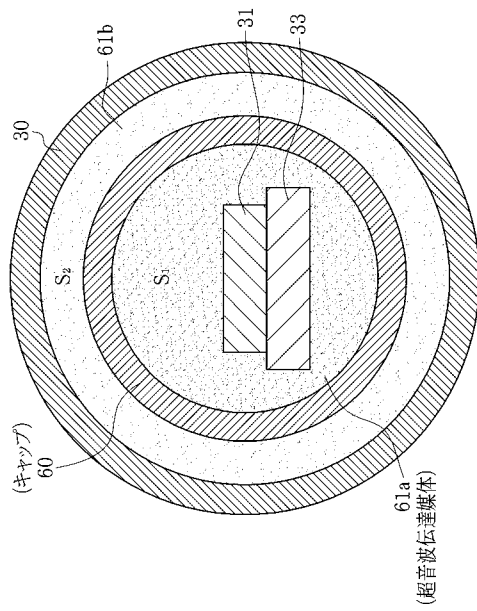
【 図 6 】



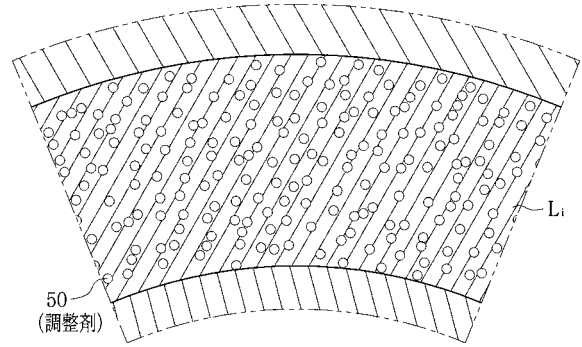
【図 7】



【図 9】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 糸井 啓友

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 フジノン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB14 BB24 EE04 EE09 FE01 GA01 GC02 GC10 GC11

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	JP2006204617A	公开(公告)日	2006-08-10
申请号	JP2005021792	申请日	2005-01-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司 富士公司		
[标]发明人	国安利明 田中俊穰 糸井啓友		
发明人	国安 利明 田中 俊穰 糸井 啓友		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/GC11		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高超声波接收灵敏度。 解决方案：超声波探头11尖端的帽盖30从面向超声换能器31的内部到面向生物体的外部形成了多层L1至L $\bar{n}$ 。它具有多层结构。在盖30中，最内层L1与超声波传输介质34之间的声阻抗之差以及相邻的外层与内层之间的声阻抗之差为最外层L $\bar{n}$ 。它被形成为小于超声传输介质34的声阻抗之差。减小了超声波传输介质34与盖30之间的声阻抗的差异，并且可以提高超声波接收灵敏度。[选择图]图3

