

(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2010-207515

(P2010-207515A)

(43) 公開日 平成22年9月24日(2010.9.24)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)
HO4R 17/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00
H O 4 R 17/00 3 3 0 J

テーマコード(参考)

4 C 6 0 1
5 D 0 1 9

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2009-59335 (P2009-59335)

(22) 出願日

平成21年3月12日 (2009.3.12)

(71) 出願人 303000420

コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地

(72) 発明者 石代 宏

東京都日野市さくら町1番地コニカミノル
タエムジー株式会社内

(72) 発明者 森田 聖和

東京都日野市さくら町1番地コニカミノル
タエムジー株式会社内F ターム(参考) 4C601 DE08 EE03 GB15 GB45
5D019 AA21 BB02 BB18 GG03

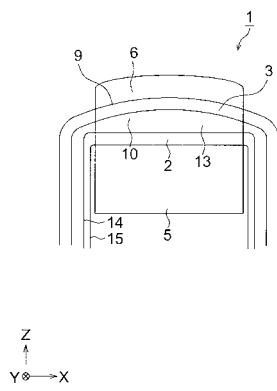
(54) 【発明の名称】超音波探触子、超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子を具備する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】厚さ方向に対向する両面にそれぞれ電極が形成された少なくとも一層の超音波を送信する送信素子層と、上層の振動を吸収する中間層と、厚さ方向に対向する両面にそれぞれ電極が形成された少なくとも一層の超音波を受信する受信素子層と、少なくとも一層の音響インピーダンスの整合を図る整合層と、が超音波を送信する方向に向けてこの順に積層された超音波探触子であって、中間層は、音響収束機能を有することを特徴とする超音波探触子。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

厚さ方向に対向する両面にそれぞれ電極が形成された少なくとも一層の超音波を送信する送信素子層と、被検体で反射した超音波の反射波を受信して後記受信素子層が振動した際に前記送信素子層が共振して振動しないように後記受信素子層の振動を吸収する中間層と、厚さ方向に対向する両面にそれぞれ電極が形成された少なくとも一層の超音波を受信する受信素子層と、少なくとも一層の音響インピーダンスの整合を図る整合層と、が前記超音波を送信する方向に向けてこの順に積層された超音波探触子であって、

前記中間層は、前記送信素子層から送信した超音波を所定の距離に収束させる音響収束機能を有することを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 2】

前記中間層は、厚さ方向に対向する面の少なくとも一方が凸面であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

【請求項 3】

前記受信素子層は、

有機樹脂から成り、前記受信素子層と対向する側の前記凸面に沿うように湾曲して積層されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記中間層は、

エレベーション方向の中心部より端部の方が、音速が速くなるように添加物の量、または種類を調整した材料から成ることを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか 1 項に記載の超音波探触子。

20

【請求項 5】

前記整合層の音速は、1300 m / s 以上、2200 m / s 以下であることを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか 1 項に記載の超音波探触子。

【請求項 6】

前記整合層の前面を被覆する被覆体を備えたことを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか 1 項に記載の超音波探触子。

【請求項 7】

前記被覆体は、プラスチック材料により形成されていることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波探触子。

30

【請求項 8】

前記被覆体の音速は、1300 m / s 以上、2200 m / s 以下であることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の超音波探触子。

【請求項 9】

請求項 1 から 8 の何れか 1 項に記載の超音波探触子を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

40

本発明は、超音波探触子、超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を低侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、ドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有している。そのため、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、脾臓、脾臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）、及び産婦人科系などで広く利用されている。

【0003】

50

このような医療用超音波診断装置に使用される超音波探触子は、高感度、高解像度の超音波の送受信を行うために、ジルコン酸チタン酸鉛を用いた圧電素子が一般的に使用される。この場合、送信用圧電素子の振動モードとしては、単一型探触子であるシングル型または複数の探触子を2次元配置したアレイ型探触子がよく使用される。アレイ型は精細な画像を得ることができるので、診断検査のための医療用画像として広く普及している。

【0004】

一方、高調波信号を用いたハーモニックイメージング診断は、従来のBモード診断では得られない鮮明な診断像が得られることから標準的な診断方法となりつつある。

【0005】

ハーモニックイメージングは、基本波に比較して下記のような多くの利点を有している。

【0006】

1. サイドローブレベルが小さいことにより、S/N比が良くコントラスト分解能が良くなること。

【0007】

2. 周波数が高くなることによって、ビーム幅が細くなり横方向分解能が良くなること。

【0008】

3. 近距離では音圧が小さく、音圧の変動が少ないため、多重反射が起こらないこと。

【0009】

4. 焦点以遠の減衰は基本波並みであり、高調波の周波数を基本波とする超音波に比べ深度を大きく取れること。

【0010】

などである。

【0011】

ハーモニックイメージングに用いるアレイ型超音波探触子の具体的な構造として、送信用圧電振動子と受信用圧電振動子とを別体とし、超音波の送信時と受信時における動作を分離したアレイ型超音波探触子が提案されている。

【0012】

このようなアレイ型超音波探触子に用いられる受信用圧電振動子は、高調波信号を高感度で受信できることが望ましい。しかしながら、ジルコン酸チタン酸鉛などを用いた圧電素子の送受信周波数は圧電素子の厚さに依存するため、受信する周波数が高周波になるほど圧電素子を小型に加工する必要があり、製造が困難であった。

【0013】

このような問題を解決するため、シート状の圧電セラミックを単層または積層した構造の送信用圧電素子と受信用のシート状の圧電素子を単層または積層させ、送信と受信を別々の圧電素子に分離するとともに、受信用に高感度有機圧電素子材料を使用することにより高感度な超音波探触子を得る方法を提案されている（特許文献1、2、3参照）。

【0014】

一方、従来から超音波探触子には、超音波のビームを収束させて分解能を向上させるため音響レンズが用いられている。音響レンズは生体と密着させて、生体からの超音波の反射を最小にするため生体の音響インピーダンスに近く、使用する周波数において減衰率の小さい材料が求められている。

【0015】

例えば、シリコンゴムに酸化亜鉛粉末を添加することにより、生体の音響インピーダンスに近い $1.3 \sim 1.7 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度で、周波数 10 MHz での減衰率を小さく（ 12 dB/mm 以下）する方法が開示されている（例えば、特許文献4参照）。

【0016】

音響レンズによる減衰には、超音波照射方向の厚みも影響する。音響レンズが薄いほど、レンズ材料の減衰影響を低く抑えられるが、一方、機械的強度や薬液・ガスなどの透過

10

20

30

40

50

性が劣化するため、両立させることが困難である。

【0017】

そのため、音響レンズを保護し超音波探触子の信頼性を高めるため、超音波探触子の最前面を、生体の音響インピーダンスに近い材料からなる被覆体で覆い、整合層と被覆体の間に音響レンズを配置する方法が開示されている（例えば、特許文献5参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0018】

【特許文献1】特開2008-188415号公報

10

【特許文献2】国際公開第2007/145073号パンフレット

【特許文献3】国際公開第2008/010509号パンフレット

【特許文献4】特開2005-125071号公報

【特許文献5】特開平7-178083号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

アレイ型超音波探触子を用いて、超音波の高次高調波を高感度で受信するためには、音響レンズの高次高調波の減衰をさらに小さくする必要がある。

【0020】

しかしながら、特許文献4に開示されている方法では、3次高調波として15MHzを受信しようとする場合、15MHz以上の周波数の音響レンズの減衰が大きく、十分な受信感度が得られない。

20

【0021】

また、特許文献5に開示されている方法は、5MHz程度の周波数に適用できるものであり、15MHz以上の周波数の減衰を十分に小さくするためには音響レンズを極めて薄く成型する必要があり、特許文献5に開示されている材料では成型が困難である。

【0022】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであって、高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子を具備する超音波診断装置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】

【0023】

上記の課題を解決するため、本発明は以下のようないくつかの特徴を有するものである。

【0024】

1. 厚さ方向に対向する両面にそれぞれ電極が形成された少なくとも一層の超音波を送信する送信素子層と、被検体で反射した超音波の反射波を受信して後記受信素子層が振動した際に前記送信素子層が共振して振動しないように後記受信素子層の振動を吸収する中間層と、厚さ方向に対向する両面にそれぞれ電極が形成された少なくとも一層の超音波を受信する受信素子層と、少なくとも一層の音響インピーダンスの整合を図る整合層と、が前記超音波を送信する方向に向けてこの順に積層された超音波探触子であって、

40

前記中間層は、前記送信素子層から送信した超音波を所定の距離に収束させる音響収束機能を有することを特徴とする超音波探触子。

【0025】

2. 前記中間層は、厚さ方向に対向する面の少なくとも一方が凸面であることを特徴とする前記1に記載の超音波探触子。

【0026】

3. 前記受信素子層は、

有機樹脂から成り、前記受信素子層と対向する側の前記凸面に沿うように湾曲して積層されていることを特徴とする前記2に記載の超音波探触子。

【0027】

50

4. 前記中間層は、

エレベーション方向の中心部より端部の方が、音速が速くなるように添加物の量、または種類を調整した材料から成ることを特徴とする前記1から3の何れか1項に記載の超音波探触子。

【0028】

5. 前記整合層の音速は、1300m/s以上、2200m/s以下であることを特徴とする前記1から4の何れか1項に記載の超音波探触子。

【0029】

6. 前記整合層の前面を被覆する被覆体を備えたことを特徴とする前記1から4の何れか1項に記載の超音波探触子。

【0030】

7. 前記被覆体は、プラスチック材料により形成されていることを特徴とする前記6に記載の超音波探触子。

【0031】

8. 前記被覆体の音速は、1300m/s以上、2200m/s以下であることを特徴とする前記6または7に記載の超音波探触子。

【0032】

9. 前記1から8の何れか1項に記載の超音波探触子を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の効果】

【0033】

本発明によれば、中間層が音響収束機能を有するので、減衰の大きい音響レンズを不要とし、高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子を具備する超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】実施形態における超音波診断装置100の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における超音波診断装置100の電気的な構成を示すブロック図である。

【図3】第1の実施形態の超音波探触子のヘッド部の構成を示す断面図である。

【図4】第1の実施形態の超音波探触子1の被検体と接する側の面に被覆体8を設けた例を示す断面図である。

【図5】第2の実施形態の超音波探触子のヘッド部の構成を示す断面図である。

【図6】第2の実施形態の超音波探触子1の被検体と接する側の面に被覆体8を設けた例を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0035】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明するが、本発明は該実施の形態に限られない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0036】

(超音波診断装置および超音波探触子の各構成および動作)

図1は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【0037】

超音波診断装置100は、図略の生体等の被検体に対して超音波(超音波信号)を送信し、受信した被検体で反射した超音波の反射波(エコー、超音波信号)から被検体内の内部状態を超音波画像として画像化し、表示部45に表示する。

【0038】

超音波探触子1は、被検体に対して超音波(超音波信号)を送信し、被検体で反射した

10

20

30

40

50

超音波の反射波を受信する。超音波探触子1は、図2に示すように、ケーブル33を介して超音波診断装置本体31と接続されており、送信回路42、受信回路43と電気的に接続されている。

【0039】

送信回路42は、制御部46の指令により、超音波探触子1へケーブル33を介して電気信号を送信し、超音波探触子1から被検体に対して超音波を送信させる。

【0040】

受信回路43は、制御部46の指令により、超音波探触子1からケーブル33を介して、被検体内からの超音波の反射波に応じた電気信号を受信する。

【0041】

画像処理部44は、制御部46の指令により、受信回路43が受信した電気信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

【0042】

表示部45は、液晶パネルなどから成り、制御部46の指令により、画像処理部44が画像化した超音波画像を表示する。

【0043】

操作入力部41は、スイッチやキー・ボードなどから構成され、ユーザが診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータを入力するために設けられている。

【0044】

制御部46は、CPU、メモリなどから構成され、操作入力部41の入力に基づいてプログラムされた手順により超音波診断装置100各部の制御を行う。

【0045】

図3は、第1の実施形態の超音波探触子のヘッド部の構成を示す断面図である。

【0046】

以降の説明では図中のX、Y、Zで示す座標軸に基づいて説明する。X方向はエレベーション方向（ダイシングを行う方向）であり、Z軸正方向は超音波を送信する方向である。また、Z軸方向は積層方向である。以降、積層順に各部を説明する。

【0047】

図3に示す超音波探触子1は、バックキング材5の上に第4電極15、送信素子層2、第3電極14、中間層13、第2電極10、受信素子層3、第1電極9、整合層6の順に積層されている。

【0048】

送信素子層2は、ジルコン酸チタン酸鉛などの圧電材料から成る圧電素子であり、互いに厚み方向に対向する両面にそれぞれ第3電極14、第4電極15を備えている。送信素子層2の厚みは320μm程度である。

【0049】

第3電極14、第4電極15は、図示せぬコネクタによりケーブル33と接続され、ケーブル33を介して送信回路42と接続する。第3電極14、第4電極15に電気信号を入力すると圧電素子が振動し、送信素子層2からZ軸正方向に超音波を送信するように構成されている。

【0050】

第3電極14、第4電極15の厚みは、1~2μm程度である。第3電極14、第4電極15の厚みは、音響特性上はできるだけ薄い方が良いが、薄すぎると電極にひび割れ等が発生し、信頼性を損なうので0.1~10μmの範囲、好ましくは0.1~5μmにすることが望ましい。特に超音波を送信する側の、第3電極14は音響特性上できるだけ薄くすることが望ましい。

【0051】

第3電極14、第4電極15は、金、銀、アルミなどの金属材料を用いて、送信素子層2の両面に蒸着法やフォトリソグラフィー法を用いて成膜する。

【0052】

10

20

30

40

50

中間層 1 3 は、受信素子層 3 が被検体で反射した超音波の反射波を受信して振動した際に、送信素子層 2 が共振して振動しないように受信素子層 3 の振動を吸収するために設けられている。

【 0 0 5 3 】

本実施形態では、図 3 のように中間層 1 3 の受信素子層 3 と対向する側の面が凸面であり、送信素子層 2 から送信した超音波を所定の距離に収束させる音響収束機能を有している。なお、音響収束機能を持たせるため、中間層 1 3 の送信素子層 2 と対向する側の面、または中間層 1 3 の厚さ方向の両面を凸面にしても良い。

【 0 0 5 4 】

このような中間層 1 3 は、樹脂材料を成型して形成することができる。中間層 1 3 に用いる樹脂材料としては、例えばポリビニルブチラール、ポリオレフィン、ポリアクリレート、ポリイミド、ポリアミド、ポリエステル、ポリスルホン、エポキシ、オキセタン、などを用いることができる。

【 0 0 5 5 】

より好ましくは、これらの樹脂材料に特性を調整するための微粒子などを添加して、音響インピーダンスは $10 \sim 13 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度、音速は 2200 m/s 以下でより小さい値にすることが好ましい。例えば、エポキシに酸化イッテルビウム (Yb_2O_3)、酸化亜鉛 (ZnO)などを添加し、音響インピーダンスは $11 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度、音速は 1500 m/s 程度にすると、より好ましい。

【 0 0 5 6 】

中間層 1 3 の厚みは、求める感度や周波数特性により選択されるが、例えば $180 \sim 190 \mu\text{m}$ 程度であり、凸面の曲率半径は 20 mm 程度である。

【 0 0 5 7 】

受信素子層 3 は、有機圧電材料から成る複数の圧電素子から構成されている。

【 0 0 5 8 】

受信素子層 3 に用いる有機圧電材料として、例えば、フッ化ビニリデンの重合体を用いることができる。また例えば、有機圧電材料は、フッ化ビニリデン (VDF) 系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体 (コポリマ) であり、他の単量体としては、3フッ化エチレン (T_rF_E)、テトラフルオロエチレン (T_eF_E)、パーフルオロアルキルビニルエーテル (PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン (PAE) およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。

【 0 0 5 9 】

一般に、無機圧電材料の圧電素子は、基本波の周波数に対する 2 倍程度の周波数帯域の超音波しか受信することができないが、有機圧電材料の圧電素子は、基本波の周波数に対する例えは 4 ~ 5 倍程度の周波数帯域の超音波を受信することができ、受信周波数帯域の広帯域化に適している。このような超音波を広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子 2 1 によって超音波信号が受信されるので、本実施形態における超音波探触子 1 および超音波診断装置 1 0 0 は、比較的簡単な構造で周波数帯域を広帯域にことができる。

【 0 0 6 0 】

受信素子層 3 の厚さは、受信すべき超音波の周波数や有機圧電材料の種類等によって適宜に設定されるが、例えば、中心周波数 15 MHz の超音波を受信する場合、受信素子層 3 の厚さは、約 $35 \sim 40 \mu\text{m}$ である。

【 0 0 6 1 】

このような受信素子層 3 は、有機圧電材料の溶液から流延して所定の厚さの膜を作製し、加熱して結晶化を行った後、所定の大きさのシート状に成形して作製する。

【 0 0 6 2 】

受信素子層 3 の厚み方向 (Z 軸方向) に互いに対向する両面には、それぞれ第 1 電極 9 、第 2 電極 10 が形成されている。

10

20

30

40

50

【0063】

第1電極9、第2電極10の厚みは、1～2μm程度である。受信素子層3の電極は、音響特性上できるだけ薄い方が良いが、薄すぎると電極にひび割れ等が発生し、信頼性を損なうので0.1～1.0μmの範囲、好ましくは0.1～0.5μmにすることが望ましい。受信素子層3は、周波数の高い高調波を受信するため、特に第1電極9、第2電極10とともに音響特性上できるだけ薄くすることが望ましい。

【0064】

第1電極9、第2電極10は、金、銀、アルミなどの金属材料を用いて、蒸着法やフォトリソグラフィー法により成膜する。受信素子層3に用いる電極、特に第1電極9は、高調波を感度良く受信するため極めて薄く形成する必要がある。そのため、金属材料として導電性の良い金を用いることが望ましい。10

【0065】

本実施形態では受信素子層3は、有機圧電材料から成るので、第1電極9、第2電極10を形成した後も中間層13の受信素子層3と対向する側の凸面形状に合わせて容易に湾曲させることができる。したがって、図3に示すように、第1電極9、第2電極10を形成した受信素子層3を中間層13の凸面形状に沿って接合できるので、中間層13の凸面と受信素子層3との間隔を所定の間隔にして受信素子層3の振動を十分に吸収することができる。

【0066】

第1電極9、第2電極10は、ケーブル33を介して受信回路43と接続する。20

【0067】

受信素子層3が被検体で反射した超音波の反射波を受信して振動すると、反射波に応じて圧電素子に第1電極9、第2電極10の間に電気信号が発生する。第1電極9、第2電極10の間に発生した電気信号は、ケーブル33を介して受信回路43で受信され、画像処理部44で画像化される。

【0068】

整合層6は、被検体である人体と受信素子層3の音響インピーダンスの中間の音響インピーダンスを有し、音響インピーダンスの整合を図る。整合層6は、例えば、樹脂材料を成型して形成することができる。

【0069】

整合層6に用いる材料は、音響インピーダンスが1.7～1.8程度で、音速が人体に近い1300m/s以上、2200m/s以下の材料を用いることが好ましい。例えば、ポリメチルペンテンなどを用いることができる。30

【0070】

本実施形態では、整合層6の受信素子層3側の面は、中間層13の凸面形状と同じ曲率の凹面形状に形成されており、整合層6と中間層13との間に、第1電極9と第2電極10とが形成された受信素子層3を所定の間隔で挟み込んでいる。整合層6の被検体と接する側の面は、本実施形態では図3のように凸面になっているが、平面でも良い。

【0071】

このように、本実施形態では受信素子層3の上層に音響レンズを設けないので、高次の高調波を音響レンズで減衰することなく受信素子層3で受信することができる。40

【0072】

なお、中間層13の音響収束機能を補うため、減衰の少ない音響レンズを受信素子層3の上層に設けても良い。

【0073】

図4は、第1の実施形態の超音波探触子1の被検体と接する側の面に被覆体8を設けた例である。

【0074】

被覆体8は、超音波探触子1の被検体と接する側の面から消毒用ガス、または液体が侵入し、受信素子層3や送信素子層2の特性を劣化するのを防止するために設けられている50

。被覆体 8 の形状は図 4 に限定されるものではなく、下層への消毒用ガス、または液体の侵入を防止できる形状であれば良い。被覆体 8 は、各種プラスチック材料を成型して用いることができる。

【 0 0 7 5 】

被覆体 8 に用いるプラスチック材料としては、例えばポリメチルペンテン、ポリエチレン、ポリイミド、ポリカーボネート、ポリエチレンテレフタレート、変形ポリフェニリノキサイドを用いることができる。

【 0 0 7 6 】

被覆体 8 に用いる材料は、音速が人体に近い 1300 m / s 以上、2200 m / s 以下の材料を用いることが好ましい。例えば、ポリメチルペンテンなどを用いることができる。

10

【 0 0 7 7 】

次に、第 2 の実施形態の超音波探触子について図 5、図 6 を用いて説明する。図 5 は、第 2 の実施形態の超音波探触子のヘッド部の構成を示す断面図、図 6 は、第 2 の実施形態の超音波探触子 1 の被検体と接する側の面に被覆体 8 を設けた例である。

【 0 0 7 8 】

第 2 の実施形態では、厚さ方向に対向する面の中心部より周辺部の方が、音速が速くなるように添加物を付加した材料から中間層 13 を形成し、厚さ方向に対向する面は平面にしている。その他の構成要素は第 1 の実施形態と同じなので、共通する部分は説明を省略する。

20

【 0 0 7 9 】

図 5 に示す超音波探触子 1 は、バッキング材 5 の上に第 4 電極 15、送信素子層 2、第 3 電極 14、中間層 13、第 2 電極 10、受信素子層 3、第 1 電極 9、整合層 6 の順に積層されている。

【 0 0 8 0 】

中間層 13 は、受信素子層 3 が被検体で反射した超音波の反射波を受信して振動した際に、送信素子層 2 が共振して振動しないように受信素子層 3 の振動を吸収するために設けられている。

【 0 0 8 1 】

本実施形態では、図 5 のように中間層 13 の厚さ方向の面は平面であり、厚さ方向に対向する面の中心部より周辺部の方が、音速が速くなるように添加物を付加した材料から形成され、送信素子層 2 から送信した超音波を所定の距離に収束させる音響収束機能を有している。なお、中間層 13 の厚さ方向の面の少なくとも一方を凸面にすると、より音響収束効果が得られる。

30

【 0 0 8 2 】

このような中間層 13 は、樹脂材料を成型して形成することができる。中間層 13 に用いる樹脂材料としては、例えばポリビニルブチラール、ポリオレフィン、ポリアクリレート、ポリイミド、ポリアミド、ポリエステル、ポリスルホン、エポキシ、オキセタン、などを用いることができる。

40

【 0 0 8 3 】

本実施形態では、音響収束機能を得るために、これらの樹脂材料に添加物の微粒子を添加して成型する。超音波を所定の距離に収束させるように、中間層 13 の厚さ方向の面の中心部に多くの微粒子を添加し、中心部より周辺部の方が、音速が速くなるようにする。添加物としては酸化イッテルビウム (Yb_2O_3)、酸化亜鉛 (ZnO)、シリカ、炭素、酸化チタンなどを用いることができる。

【 0 0 8 4 】

中間層 13 の中心部の、音響インピーダンスは $10 \sim 13 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度、音速は 2200 m / s 以下でより小さい値にすることが好ましい。

【 0 0 8 5 】

本実施形態では、第 1 電極 9、第 2 電極 10 を形成した受信素子層 3 は、図 5、図 6 に

50

示すように、中間層 13 の面に沿って接合されている。

【0086】

また、整合層 6 の受信素子層 3 側の面は、平面であり、整合層 6 と中間層 13との間に、第 1 電極 9 と第 2 電極 10 とが形成された受信素子層 3 を所定の間隔で挟み込んでいる。整合層 6 の被検体と接する側の面は、本実施形態では図 5、図 6 のように平面になっているが、凸面でも良い。

【実施例】

【0087】

以下、本発明の効果を確認するために行った実施例について説明するが、本発明はこれらに限定されるものではない。

【0088】

[実施例 1]

図 3 に示す構成の超音波探触子 1 を受信素子層 3 を試作し、3 次高調波の受信感度を測定した。

【0089】

試作した実施例 1 の超音波探触子 1 は、次のように作製した。

【0090】

送信素子層 2 は、ジルコン酸チタン酸鉛を材料として、X 方向の長さ (L3) 10 mm、Y 方向の長さ 55 mm、Z 方向の長さ (厚み) 320 μm のシート状にラップ仕上げで作製した。

【0091】

次に、送信素子層 2 の両面に、金を真空蒸着して 0.3 μm 厚の第 3 電極 14 と第 4 電極 15 とを作製した。

【0092】

中間層 13 は、酸化イッテルビウム (Yb₂O₃) を均一に添加したエポキシを材料として X 方向の長さ (L4) 10 mm、Y 方向の長さ 55 mm、Z 方向の中心部の長さ (厚み) を 185 μm、一方の面を曲率半径 20 mm の凸面、他方の面を平面に成形した。

【0093】

受信素子層 3 は、フッ化ビニリデン (以下 VDF) とトリフルオロエチレン (以下 FTE) のモル比率が 75 : 25 であるポリフッ化ビニリデン共重合体粉末 (重量平均分子量 29 万) を 50 に加熱したエチルメチルケトン (以下 MEK)、ジメチルホルムアミド (以下 DMAF) の 9 : 1 混合溶媒に溶解した液をガラス板上に流延した。その後、50 にて溶媒を乾燥させ、厚さ約 140 μm、融点 155 のフィルム (有機圧電材料) を得た。

【0094】

このフィルムをチャックにかかる荷重が測定できるロードセル付きの一軸延伸機によって、室温で 4 倍に延伸した。4 倍延伸終了時点での延伸軸方向の張力は、単位幅 (mm)あたり 2.2 N であった。延伸した長さを保ったまま延伸機を加熱し、135 で 1 時間熱処理を行った。その後、張力が 0 にならないように、チャック間距離を制御しながら (弛緩処理)、室温まで冷却した。得られた熱処理後のフィルムの膜厚は 40 μm であった。

【0095】

その後、Y 方向の長さ 55 mm、X 方向の長さ 10 mm のシート状に成形した。ここで得られたフィルムの両面に、表面抵抗が 20 以下になるように金、またはアルミニウムを蒸着塗布して両面に 0.3 μm 厚の表面電極 (第 1 電極 9 と第 2 電極 9) 付の試料を得た。

【0096】

続いて、この電極に室温にて、0.1 Hz の交流電圧を印加しながら分極処理を行った。分極処理は低電圧から行い、最終的に電極間電場が 100 MV/m になるまで徐々に電圧をかけて行った。最終的な分極量は、圧電材料をコンデンサと見てた際の残留分極量

10

20

30

40

50

、すなわち膜厚、電極面積、印加電場に対する電荷蓄積量から求め、前記の各大きさの有機圧電材料を得た。

【0097】

整合層6は、ポリメチルペンテンを材料として、図3のように整合層6の受信素子層3側の面を、中間層13の凸面形状と同じ曲率の凹面形状に整形した。

【0098】

バッキング材5の上に、第3電極14と第4電極15とが形成された送信素子層2、中間層13、第1電極9と第2電極10とが形成された受信素子層3、整合層6の順に、接着剤により接着して図3のように積層する。積層後、整合層6から超音波放射方向と反対の方向に向かってダイシングを行い、バッキング材と第4電極の接着層からさらにZ軸負方向に100μmの深さまでダイシングを行った。

10

【0099】

このようにして実施例1の超音波探触子1のヘッド部を作製した。

【0100】

[実施例2]

図5に示す構成の超音波探触子1を受信素子層3を試作し、3次高調波の受信感度を測定した。

20

【0101】

試作した実施例2の超音波探触子1は、次のように作製した。

【0102】

送信素子層2は、ジルコン酸チタン酸鉛を材料として、X方向の長さ(L3)10mm、Y方向の長さ55mm、Z方向の長さ(厚み)320μmのシート状にラップ仕上げで作製した。

30

【0103】

次に、送信素子層2の両面に、金を真空蒸着して0.3μm厚の第3電極14と第4電極15とを作製した。

【0104】

中間層13は、加熱したエポキシを注入した金型の中心部に、酸化イッテルビウム(Yb₂O₃)の微粒子を添加したのち成型を行った。X方向の長さ(L4)10mm、Y方向の長さ55mm、Z方向の中心部の長さ(厚み)を185μm、厚み方向の両面は平面に成型した。

30

【0105】

受信素子層3は、フッ化ビニリデン(以下VDF)とトリフルオロエチレン(以下TFE)のモル比率が75:25であるポリフッ化ビニリデン共重合体粉末(重量平均分子量29万)を50℃に加熱したエチルメチルケトン(以下MEK)、ジメチルホルムアミド(以下DMF)の9:1混合溶媒に溶解した液をガラス板上に流延した。その後、50℃にて溶媒を乾燥させ、厚さ約140μm、融点155℃のフィルム(有機圧電材料)を得た。

40

【0106】

このフィルムをチャックにかかる荷重が測定できるロードセル付きの一軸延伸機によって、室温で4倍に延伸した。4倍延伸終了時点での延伸軸方向の張力は、単位幅(mm)あたり2.2Nであった。延伸した長さを保ったまま延伸機を加熱し、135℃で1時間熱処理を行った。その後、張力が0にならないように、チャック間距離を制御しながら(弛緩処理)、室温まで冷却した。得られた熱処理後のフィルムの膜厚は40μmであった。

【0107】

その後、Y方向の長さ55mm、X方向の長さ10mmのシート状に成形した。ここで得られたフィルムの両面に、表面抵抗が20Ω以下になるように金、またはアルミニウムを蒸着塗布して両面に0.3μm厚の表面電極(第1電極9と第2電極9)付の試料を得た。

50

【0108】

続いて、この電極に室温にて、0.1 Hzの交流電圧を印加しながら分極処理を行った。分極処理は低電圧から行い、最終的に電極間電場が100 MV/mになるまで徐々に電圧をかけて行った。最終的な分極量は、圧電材料をコンデンサと見たてた際の残留分極量、すなわち膜厚、電極面積、印加電場に対する電荷蓄積量から求め、前記の各大きさの有機圧電材料を得た。

【0109】

整合層6は、ポリメチルペンテンを材料として、図5のように平面形状に成型した。

【0110】

バッキング材5の上に、第3電極14と第4電極15とが形成された送信素子層2、中間層13、第1電極9と第2電極10とが形成された受信素子層3、整合層6の順に、接着剤により接着して図3のように積層する。積層後、整合層6から超音波放射方向と反対の方向に向かってダイシングを行い、バッキング材と第4電極の接着層からさらにZ軸負方向に100 μmの深さまでダイシングを行った。

【0111】

このようにして第2の実施形態の超音波探触子1のヘッド部を作製した。

【0112】

[比較例1]

比較例では、中間層13は、第2の実施例と同じ金型を用いて、酸化イッテルビウム(Yb_2O_3)の微粒子を均一に添加したエポキシを第2の実施例と同じ形状に成型した。

【0113】

そのほかの構成要素は実施例2と同じものであり、同様の手順で積層して接着して作製した。

【0114】

積層後、最上層に、シリコンから成形した音響レンズを接着した。

【0115】

[実験方法]

実施例と比較例の超音波探触子1からそれぞれ5 MHzの基本周波数を発信させ、受信した3次高調波15 MHzの受信相対感度を求めた。受信相対感度は、ソノーラメディカルシステム社(Sonora Medical System Inc.)の音響強度測定システムModel 1805(1~50 MHz)を使用した。

【0116】

[実験結果]

実験結果を表1に示す。表1では、比較例1の3次高調波による相対感度を100として正規化している。

【0117】

【表1】

	相対感度
比較例1	100
実施例1	130
実施例2	125

【0118】

実施例1の相対感度は130、実施例2の相対感度は125であり、実施例は何れも3次高調波で比較例1より高い感度が得られた。

【0119】

以上このように、本発明によれば、高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、お

10

20

30

40

50

より高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子を具備する超音波診断装置を提供することができる。

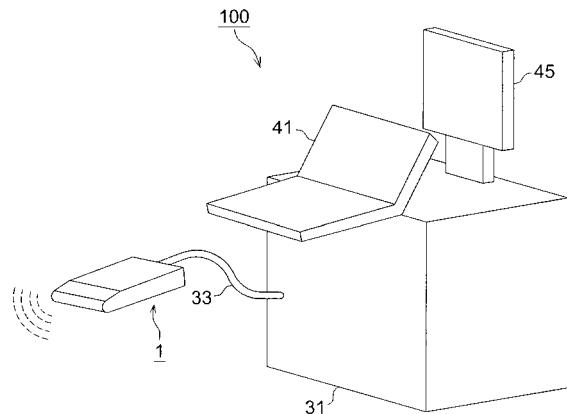
【符号の説明】

【0 1 2 0】

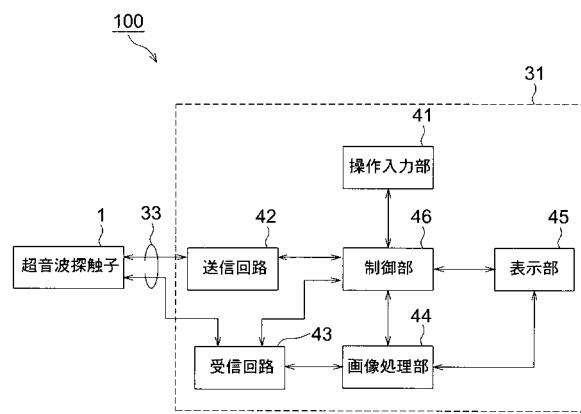
- 1 超音波探触子
- 2 送信素子
- 3 受信素子
- 5 バッキング材
- 6 整合層
- 8 被覆体
- 9 第1電極
- 10 第2電極
- 13 中間層
- 14 第3電極
- 15 第4電極
- 20 基板材
- 31 超音波診断装置本体
- 33 ケーブル
- 41 操作入力部
- 42 送信回路
- 43 受信回路
- 44 画像処理部
- 45 表示部
- 46 制御部

100 超音波診断装置

【図1】



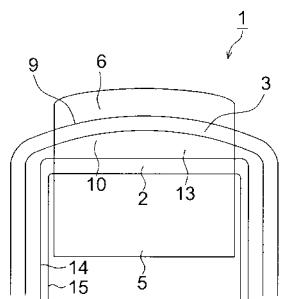
【図2】



10

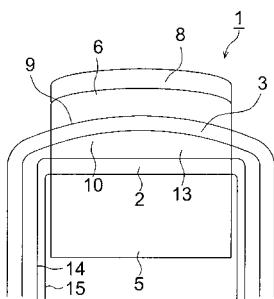
20

【図3】



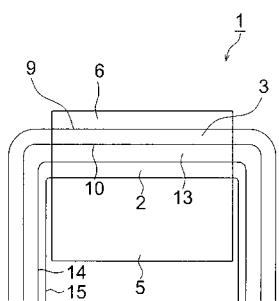
Z
Y → X

【図4】



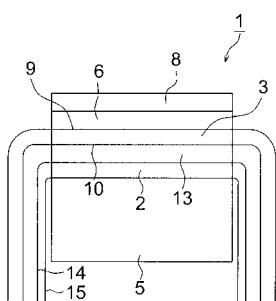
Z
Y → X

【図5】



Z
Y → X

【図6】



Z
Y → X

专利名称(译)	超声波探头，超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2010207515A	公开(公告)日	2010-09-24
申请号	JP2009059335	申请日	2009-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	石代宏 森田聖和		
发明人	石代 宏 森田 聖和		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.J		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE03 4C601/GB15 4C601/GB45 5D019/AA21 5D019/BB02 5D019/BB18 5D019/GG03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波探头，接收高灵敏度的高次谐波，以及超声波探头，包括接收高灵敏度的高次谐波的超声波探头。SOLUTION：在该超声波探头中，至少一个用于传输超声波的传输元件层，其中电极分别在厚度方向上彼此相对的两个表面上形成，用于吸收上层振动的中间层，至少一个用于接收超声波的接收元件层，其中电极形成在厚度方向上彼此相对的两个表面上，并且用于获得匹配的声阻抗的至少一个匹配层按照朝向传输超声波的方向的顺序堆叠。中间层具有声会聚功能。

