

(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2010-213766

(P2010-213766A)

(43) 公開日 平成22年9月30日(2010.9.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00 3 3 0 J	5 D 0 1 9
	H 0 4 R 17/00 3 3 2 A	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-61054 (P2009-61054)
 (22) 出願日 平成21年3月13日 (2009. 3. 13)

(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
 Fターム(参考) 4C601 DE08 EE03 GB02 GB15 GB17
 GB25 GB45
 5D019 AA21 BB02 FF04 GG01

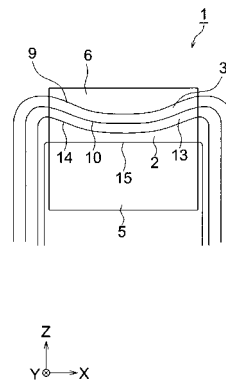
(54) 【発明の名称】 超音波探触子、および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】高次の高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および高次の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、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、送信素子層の超音波を送信する面は、凹面形状を有するとともに、最上層の整合層はポリメチルペンテンから成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、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、前記送信素子層の前記超音波を送信する面は、凹面形状を有するとともに、前記整合層の少なくとも最上層はポリメチルペンテンから成ることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

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凸面または凹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 1 に記載の超音波探触子。

10

【請求項 3】

前記受信素子層は、フッ化ビニリデンの重合体、またはフッ化ビニリデン(VDF)系コポリマを材料として、膜厚 8 μm 以上、55 μm 以下に成膜されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波探触子。

【請求項 4】

前記整合層は、最前面が凸面形状であ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】

請求項 1 から 4 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】

本発明は、超音波探触子、および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、膵臓、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。

30

【0003】

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材料とし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。

40

【0004】

一方、高調波信号を用いたハーモニ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

50

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速度を大きく取れること。

【0010】

などである。

【0011】

ハーモニクイメーシ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等を材料とし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る、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が提案されている（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るので、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】

このような音響レンズの材料として、従来シリコンゴムが主に用いられてきたが、シリコンゴムは超音波の伝搬損失が大きい、高周波化、もしくは広帯域化に対しては不向きな材料である。

【0016】

そのため、超音波受信面を凹面状にするとともに、その凹面状の超音波送受信面の上に材質がエチレン-酢酸ビニル共重合樹脂やポリエーテルアミド、またはブタジエンゴムより成り、中央部が凸状の超音波伝搬体を設けることにより、被検体への密着性に優れ、高周波の伝搬損失の少ない、高感度な超音波探触子を提供する方法が開示されている。（例えば、特許文献4、5、6参照）

また、ポリメチルペンテンを用いた凹状の音響レンズの上に、両凸の超音波伝搬体（音響媒体）を固着する方法も開示されている。（例えば、特許文献4、5、7参照）

【先行技術文献】

【特許文献】

【0017】

【特許文献1】特開2008-188415号公報

【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】特許第2739134号公報

【特許文献5】特許第3268907号公報

10

20

30

40

50

【特許文献6】特許第3251328号公報

【特許文献7】特開平6-254100号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

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、受信用圧電素子より上層の、高次高調波の減衰率をさらに小さくする必要がある。

【0019】

しかしながら、特許文献4、5、6に開示されている方法は、7.5MHz程度の周波数に適用できるものであり、例えば3次高調波として15MHzを受信しようとする場合、特許文献4、5に開示されているように超音波伝搬体を設けると、超音波伝搬体での減衰が大きくなり無視できない。また、特許文献7に開示されているように超音波伝搬体にシリコンゴムを用いると、さらに15MHzでの減衰量が大きいものになる。

【0020】

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。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記の課題を解決するため、本発明は以下のような特徴を有するものである。

【0022】

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、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、

前記送信素子層の前記超音波を送信する面は、凹面形状を有するとともに、前記整合層の少なくとも最上層はポリメチルペンテンから成ることを特徴とする超音波探触子。

【0023】

2. 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凸面または凹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1に記載の超音波探触子。

【0024】

3. 前記受信素子層は、

フッ化ビニリデンの重合体、またはフッ化ビニリデン(VDF)系コポリマを材料として、膜厚8μm以上、55μm以下に成膜されていることを特徴とする前記1または2に記載の超音波探触子。

【0025】

4. 前記整合層は、最前面が凸面形状であ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。

【0026】

5. 前記1から4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】

【0027】

本発明によれば、送信素子層の超音波を送信する面は、エレベーション方向の断面が凹面形状を有するとともに、最上層の整合層を、生体の音響インピーダンスに近く、高周波の減衰の小さいポリメチルペンテンから形成することにより、超音波伝搬体を不要にしている。したがって、超音波伝搬体による高次高調波の減衰が無く、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

10

20

30

40

50

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】

【0028】

【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の電氣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5】第2の実施形態の超音波探触子の整合層6を2層で構成した例を示す断面図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0029】

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。

【0030】

(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氣的な構成を示すブロック図である。

【0031】

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。

20

【0032】

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と電氣的に接続されている。

【0033】

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。

30

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

40

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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、図4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である。

【0040】

50

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。

【0041】

図3、図4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。

【0042】

送信素子層2は、ジルコン酸チタン酸鉛などの無機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。

10

【0043】

本実施形態では、図3、図4のように送信素子層2の中間層13と対向する側の面が凹面であり、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。

【0044】

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。

【0045】

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。

20

【0046】

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法を用いて成膜する。

【0047】

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。

30

【0048】

第1の実施形態では、図3のように中間層13は送信素子層2と同じように湾曲しており、受信素子層3と対向する側の面も凹面になっている。

【0049】

第2の実施形態では、図4のように中間層13の送信素子層2と対向する面は、送信素子層2と同じように湾曲しており、受信素子層3と対向する側の面は平面になっている。

【0050】

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、オキサタン、などを用いることができる。

40

【0051】

中間層13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180～190μm程度である。

【0052】

なお、求める感度や周波数特性によっては中間層13を省略することもできる。

【0053】

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。

50

【 0 0 5 4 】

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 (V D F) 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 r F E)、テトラフルオロエチレン (T e F E)、パーフルオロアルキルビニルエーテル (P F A)、パーフルオロアルコキシエチレン (P A E) 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 5 】

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ば 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することができる。

10

【 0 0 5 6 】

受信素子層 3 の厚さ t 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。受信すべき超音波の波長を λ とすると、受信素子層 3 の厚さ t が $t = \lambda / 4$ のとき最も受信素子層 3 の受信効率が良い。

20

【 0 0 5 7 】

超音波の波長 λ は、超音波の周波数を f 、受信素子層 3 中の音速を v とすると (1) 式で求められる。

【 0 0 5 8 】

$$\lambda = v / f \cdots \cdots (1)$$

例えば、基本波 5 M H z の超音波を被検体に送信し、2 次高調波である 1 0 M H z の周波数を受信しようとする場合、受信素子層 3 の材料としてポリフッ化ビニリデン (P V D F) を用いると音速 v は 2 2 0 0 m / s であり、(1) 式に代入すると $\lambda = 2 2 0 0 / 1 0 = 2 2 0 \mu m$ になる。

30

【 0 0 5 9 】

したがって、 $f = 1 0 M H z$ の超音波を受信する場合、最も受信効率の良い受信素子層 3 の厚さ t は 5 5 μm である。

【 0 0 6 0 】

2 次以上の高調波を効率良く受信するためには、受信素子層 3 の厚さ t を 5 5 μm 以下にすれば良い。例えば 3 次高調波である $f = 1 5 M H z$ を受信する場合、最も受信効率の良い受信素子層 3 の厚さ t は 3 7 μm である。

【 0 0 6 1 】

さらに高い周波数を受信する場合も、受信素子層 3 の厚さ t は、受信すべき超音波の周波数に応じて設定すれば良いが、あまり薄くすると製造が困難になり、また強度も不足するので 8 μm 以上、5 5 μm 以下にすることが好ましい。

40

【 0 0 6 2 】

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型して作製する。

【 0 0 6 3 】

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 1 0 が形成されている。

【 0 0 6 4 】

第 1 電極 9、第 2 電極 1 0 の厚みは、1 ~ 2 μm 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 0 μm の範囲、好ましくは 0 . 1 ~ 5 μm にすることが望ましい。

50

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 ともに音響特性上できるだけ薄くすることが望ましい。

【0065】

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。

【0066】

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 と対向する側の凹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 の凹面形状に沿って接合し、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。

10

【0067】

第 2 の実施形態では、図 4 のように第 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 の平面に沿って接合している。

【0068】

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。

【0069】

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。

20

【0070】

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。本実施形態では、少なくとも最上層の材料はポリオレフィン樹脂の一種であるポリメチルペンテンを用いる。整合層 6 の最上層以外の層には各種樹脂材料を用いることができる。

【0071】

整合層 6 は、例えば成型により形成する。第 1 の実施形態では、図 3 のように整合層 6 の受信素子層 3 側の面は、凸面形状に形成され、第 2 の実施形態では、図 4 のように整合層 6 の受信素子層 3 側の面は、平面に形成されている。何れも、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。

30

【0072】

整合層 6 の生体等の被検体と接する側の面は、生体と密着しやすくなるよう、第 1 の実施形態では図 3 のように平面、第 2 の実施形態では、図 4 のように凸面にしている。第 2 の実施形態のように凸面にすると、整合層 6 の表面と被検体とを、より密着しやすくなることができる。なお、整合層 6 は超音波の収束機能を負担していないので、任意の形状にすることができる。

40

【0073】

ポリメチルペンテンの音響インピーダンスは、人体の音響インピーダンスである $1.5 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ に近い $1.8 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度であり、音速が人体に近い 2.2 km/s 程度である。このことにより、従来用いられてきた超音波伝搬体を設けなくても、優れた生体等の被検体への密着性を実現できる。

【0074】

また、ポリメチルペンテンの超音波の減衰率はシリコンなど他の材質と比べて低く、高次高調波の伝搬損失が少ない。例えば、整合層 6 が厚み $140 \mu\text{m}$ の単層のポリメチルペンテンから成る場合、周波数 15 MHz での減衰は 1.0 dB 程度である。

【0075】

50

さらに、ポリメチルペンテンはガスや液体を透過しにくいので、整合層6の最上層をポリメチルペンテンにすると、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て、受信素子層3や送信素子層2の特性が劣化するのを防止することができる。

【0076】

図5は、第2の実施形態の超音波探触子の整合層6を2層で構成した例である。ポリメチルペンテンで形成された最上層の整合層6aと、受信素子層3との間に、整合層6aと受信素子層3との中間の音響インピーダンスを有する材料で形成した整合層6bを挟むことにより受信素子層3と整合層6aとの間の音響インピーダンスを徐々に変化させている。このようにすることにより、受信素子層3と整合層6aとの間の整合を図り、受信感度を向上させることができる。

10

【0077】

例えば、受信素子層3が音響インピーダンス $4.1 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度のポリフッ化ビニリデン(PVDF)から成る場合、 $1.8 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 程度のポリメチルペンテンから成る整合層6aとの間に挟む整合層6bを形成する材料として、エポキシ樹脂、ポリフェニレンオキサイド樹脂、ポリスチレン樹脂、ポリビニルブチラル樹脂などを用いることができる。

【0078】

また、整合層6bをさらに複数の層から形成し、各層を形成する樹脂材料を変えたり、各層の樹脂材料に含まれるフィラーの含有量を変えることにより受信素子層3と整合層6aとの間の音響インピーダンスをさらに緩やかに変化させても良い。フィラーとして例えばタングステン、フェライト、アルミナなどを用いることができる。

20

【0079】

図5では、第2の実施形態の整合層6を2層で構成した例を説明したが、第1の実施形態の超音波探触子の整合層6も同様に多層にすることができる。

【0080】

このように、本実施形態では受信素子層3の上層に超音波伝搬体や音響レンズを設けないので、高次の高調波を超音波伝搬体や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。

【0081】

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

30

【符号の説明】

【0082】

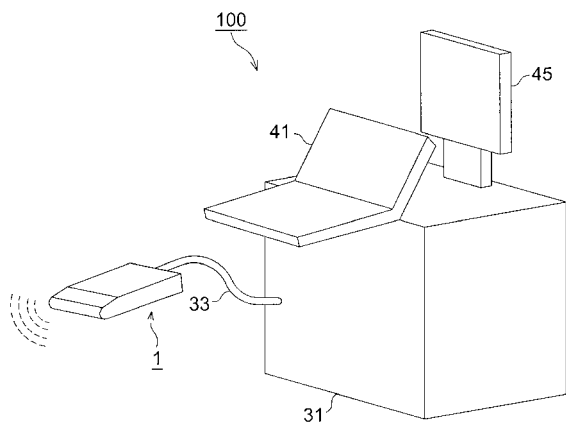
- 1 超音波探触子
- 2 送信素子
- 3 受信素子
- 5 バッキング材
- 6 整合層
- 9 第1電極
- 10 第2電極
- 13 中間層
- 14 第3電極
- 15 第4電極
- 20 基板材
- 31 超音波診断装置本体
- 33 ケーブル
- 41 操作入力部
- 42 送信回路

40

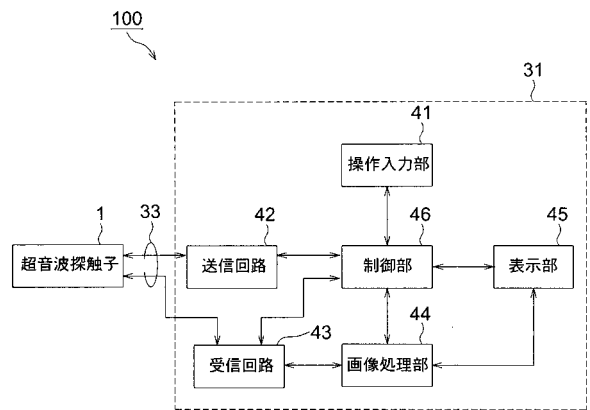
50

- 4 3 受信回路
- 4 4 画像処理部
- 4 5 表示部
- 4 6 制御部
- 1 0 0 超音波診断装置

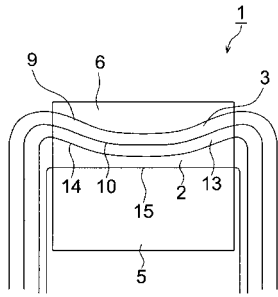
【 図 1 】



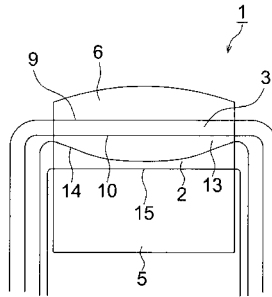
【 図 2 】



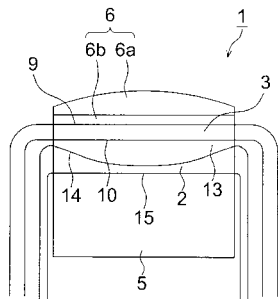
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2010213766A	公开(公告)日	2010-09-30
申请号	JP2009061054	申请日	2009-03-13
[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		
发明人	石代 宏		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.J H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE03 4C601/GB02 4C601/GB15 4C601/GB17 4C601/GB25 4C601/GB45 5D019/AA21 5D019/BB02 5D019/FF04 5D019/GG01		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供接收高灵敏度的高次谐波超声波探头，以及包括能够接收高灵敏度的高次谐波的超声波探头的超声波诊断装置。

ŽSOLUTION：在超声波探头中，至少一个发射元件层，用于发射超声波，其中电极分别在厚度方向上彼此相对的两个表面上形成，至少一个接收元件层，用于接收形成电极的超声波在厚度方向上分别在彼此相对的两个表面上，堆叠至少一个用于获得匹配的声阻抗的匹配层，以便指向发射超声波的方向。在超声波探头中，用于传输发射元件层的超声波的表面具有凹陷形状，并且最上面的匹配层由聚甲基戊烯形成。Ž

