

(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2010-219634

(P2010-219634A)

(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)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330J	4C601
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	5D019

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-61055 (P2009-61055)
 (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 EE10 GB33 GB35
 5D019 AA25 BB04 FF04 GG02 GG03

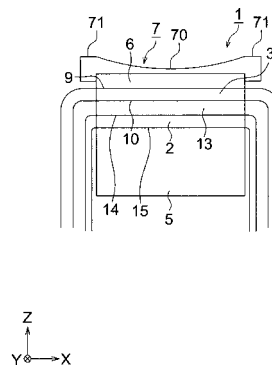
(54) 【発明の名称】 超音波探触子、および超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく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】音響レンズは、超音波を送信する側の面に少なくとも送信素子層の超音波を送信する領域を覆うように設けられた凹面形状の音響収束部と、音響収束部の少なくとも対向する2辺の外周に音響収束部より超音波を送信する方向に突出するように設けられた平面形状または凸面形状の接触部と、を備え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、前記送信素子層が送信する超音波を所定の距離に収束させる音響レンズと、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、

前記音響レンズは、

前記超音波を送信する側の面に少なくとも前記送信素子層の超音波を送信する領域を覆うように設けられた凹面形状の音響収束部と、

前記音響収束部の少なくとも外周の一部に前記音響収束部の外周と前記超音波を送信する方向に対して同等または突出するように設けられた平面形状または凸形状の接触部と、を備えることを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記音響レンズは、

ポリメチルペンテンから成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、

フッ化ビニリデンの重合体、またはフッ化ビニリデン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】

請求項 1 から 3 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。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

1. サイドロープ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ため、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こと、高周波化に対しては不向きな材料である。

【0016】

そのため、音波の伝搬速度が生体中の伝搬速度より遅い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または音響媒体を固着することにより、生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）。

【0017】

また、シリコンゴムは水分の透過が大きく、シリコンゴムを通じて水分が超音波探触子の内部に侵入し、超音波探触子の感度劣化を引き起こすことがあった。

【0018】

このような問題に対応するため、音波の伝搬速度が生体中の伝搬速度より遅い材料から成る凸面状の第1の収束用音響レンズ（例えば、シリコンゴム）と、音波の伝搬速度が生体中の伝搬速度より速い材料（例えば、ポリメチルペンテン）から成る凹面状の第2の収束用音響レンズと、を凹面、凸面を接合して複合一体化し、第2の収束用音響レンズを外側に配置する方法が開示されている（例えば、特許文献7参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 1 8 8 4 1 5 号公報

【特許文献 2】国際公開第 2 0 0 7 / 1 4 5 0 7 3 号パンフレット

【特許文献 3】国際公開第 2 0 0 8 / 0 1 0 5 0 9 号パンフレット

【特許文献 4】特開平 6 - 2 5 4 1 0 0 号公報

【特許文献 5】特許第 2 7 3 9 1 3 4 号公報

【特許文献 6】特許第 3 2 6 8 9 0 7 号公報

【特許文献 7】特開昭 6 2 - 2 4 9 6 4 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

しかしながら、特許文献 4 ~ 7 に開示されている方法は、5 MHz ~ 7 . 5 MHz 程度の周波数に適用できるものであり、超音波の高次高調波を高感度で受信する目的には適さない。

【 0 0 2 2 】

例えば、3 次高調波として 1 5 MHz を受信しようとする場合、特許文献 4 ~ 6 に開示されているように超音波伝搬体、または音響媒体を設けると、超音波伝搬体、または音響媒体での減衰が大きくなり無視できない。

20

【 0 0 2 3 】

また、特許文献 4 ~ 6 に開示されている超音波探触子は、生体と接触する面が凸面のため、生体と強く接触したり、測定時に塗布するゼリーを拭き取る際に強い力で拭き取られる凸面の先端が摩耗し、超音波を収束する距離が変動する問題があった。

【 0 0 2 4 】

一方、特許文献 7 に開示されているように、例えばシリコンゴムから成る第 1 の収束用音響レンズと接合し、生体と接触する面を平面にすると、第 1 の収束用音響レンズでの高次高調波の減衰が非常に大きいものになる。

【 0 0 2 5 】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであって、長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく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】

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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、前記送信素子層が送信する超音波を所定の距離に収束させる音響レンズと、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

前記音響レンズは、

前記超音波を送信する側の面に少なくとも前記送信素子層の超音波を送信する領域を覆うように設けられた凹面形状の音響収束部と、

前記音響収束部の少なくとも外周の一部に前記音響収束部の外周と前記超音波を送信する方向に対して同等または突出するように設けられた平面形状または凸形状の接触部と、を備えることを特徴とする超音波探触子。

【 0 0 2 8 】

50

2. 前記音響レンズは、
ポリメチルペンテンから成ることを特徴とする前記1に記載の超音波探触子。

【0029】

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前記1または2に記載の超音波探触子。

【0030】

4. 前記1から3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。

10

【発明の効果】

【0031】

本発明によれば、音響レンズの前記超音波を送信する面は、凹面形状の音響収束部と、少なくとも外周の一部に前記音響収束部の外周と前記超音波を送信する方向に対して同等または突出するように設けられた平面形状または凸面形状の接触部を備える。そのため、測定時に生体と強く接触し、また測定時に塗布するゼリー等を拭き取る際に強い力で拭き取られるのは突出している接触部である。一方、音響収束機能を有する音響収束部は、凹面形状なので接触部が生体と接触した後に生体と接触し、摩耗しにくい。また、ゼリー等を拭き取る際も接触部と比べて弱い力で拭き取られるので摩耗しにくい。そのため、音響収束部の凹面形状は、長期間製造時点と同じ形状が保たれ、音響レンズ7の音響収束特性

20

【0032】

したがって、長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく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】

【0033】

【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。

30

【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の実施形態の音響レンズの平面図である。

【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の実施形態の音響レンズの平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0034】

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。

【0035】

(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。

40

【0036】

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。

【0037】

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

50

て超音波診断装置本体 3 1 と接続されており、送信回路 4 2、受信回路 4 3 と電氣的に接続されている。

【0038】

送信回路 4 2 は、制御部 4 6 の指令により、超音波探触子 1 へケーブル 3 3 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。

【0039】

受信回路 4 3 は、制御部 4 6 の指令により、超音波探触子 1 からケーブル 3 3 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。

【0040】

画像処理部 4 4 は、制御部 4 6 の指令により、受信回路 4 3 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。

10

【0041】

表示部 4 5 は、液晶パネルなどから成り、制御部 4 6 の指令により、画像処理部 4 4 が画像化した超音波画像を表示する。

【0042】

操作入力部 4 1 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。

【0043】

制御部 4 6 は、CPU、メモリなどから構成され、操作入力部 4 1 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 1 0 0 各部の制御を行う。

20

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

図 3 に示す超音波探触子 1 は、パッキング材 5 の上に第 4 電極 1 5、送信素子層 2、第 3 電極 1 4、中間層 1 3、第 2 電極 1 0、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。

30

【0047】

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 1 4、第 4 電極 1 5 を備えている。送信素子層 2 の厚みは 3 2 0 μm 程度である。

【0048】

第 3 電極 1 4、第 4 電極 1 5 は、図示せぬコネクタによりケーブル 3 3 と接続され、ケーブル 3 3 を介して送信回路 4 2 と接続する。第 3 電極 1 4、第 4 電極 1 5 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。

【0049】

第 3 電極 1 4、第 4 電極 1 5 の厚みは、1 ~ 2 μm 程度である。第 3 電極 1 4、第 4 電極 1 5 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 ~ 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。特に超音波を送信する側の、第 3 電極 1 4 は音響特性上できるだけ薄くすることが望ましい。

40

【0050】

第 3 電極 1 4、第 4 電極 1 5 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。

【0051】

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

50

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。

【0052】

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。

【0053】

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 ~ 190 μm 程度である。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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 (TrFE)、テトラフルオロエチレン (TeFE)、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。

【0057】

一般に、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 21 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 100 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。

【0058】

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。

【0059】

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。

【0060】

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

例えば、基本波 5 MHz の超音波を被検体に送信し、2 次高調波である 10 MHz 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 (PVDF) を用いると音速 v は 2200 m/s であり、(1) 式に代入すると $\lambda = 2200 / 10 = 220 \mu\text{m}$ になる。

【0061】

したがって、 $f = 10 \text{ MHz}$ 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 55 μm である。

【0062】

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 55 μm 以下にすれば良い。例えば 3 次高調波である $f = 15 \text{ MHz}$ 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 37 μm である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

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 $8 \mu\text{m}$ 以上、 $55 \mu\text{m}$ 以下にすることが好ましい。

【 0 0 6 4 】

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 5 】

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

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

整合層 6 は、被検体の一つ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。

20

【 0 0 6 9 】

整合層 6 に用いる材料は、音響インピーダンスが $1.7 \sim 1.8$ 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。

【 0 0 7 0 】

バック材 5 の上に、これまでに説明した第 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、バック材 5 と第 4 電極 15 の接着層からさらに Z 軸負方向に $100 \mu\text{m}$ の深さまでダイシングを行う。ダイシングによりできた溝部に、シリコン樹脂などから成る充填剤を充填した後、最上層に音響レンズ 7 を接着する。

30

【 0 0 7 1 】

音響レンズ 7 は、送信素子層 2 が送信する超音波を所定の距離に収束させる。

【 0 0 7 2 】

図 3 に示すように、音響レンズ 7 は超音波を送信する側の面に凹面形状の音響収束部 70 と、音響収束部 70 より超音波を送信する方向に突出するように設けられた平面形状の接触部 71 を備えている。

【 0 0 7 3 】

このような音響レンズ 7 は、例えば、樹脂材料を成型して形成することができる。音響レンズ 7 に用いる樹脂材料は、生体より音速が速く、かつ生体と音響インピーダンスがほぼ等しく、高周波でも伝搬損失が少ない、例えばポリメチルペンテンを用いることが望ましい。

40

【 0 0 7 4 】

ポリメチルペンテンのように生体より音速が速い材料で音響レンズ 7 を形成すると、凹面形状の音響収束部 70 の中央の厚みの薄い部分を通る超音波は、厚みの厚い部分より遅くなり、音響レンズ 7 を通過した超音波を所定の距離に収束させることができる。

【 0 0 7 5 】

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に近い 1.8

50

$\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 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や音響媒体を設けなくても、人体などの被検体への優れた密着性を実現できる。

【0076】

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、ポリメチルペンテンから成る音響レンズ7の最も厚い部分の厚みが $140 \mu\text{m}$ の場合、周波数 15 MHz での減衰は 1.0 dB 程度である。

【0077】

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、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。

【0078】

音響レンズ7の平面形状を、図4に示すZ軸正方向（超音波を送信する方向）から見た平面図を参照しながら説明する。図4に示す破線で囲まれた領域75は、送信素子層2の超音波を送信する領域である。

【0079】

図4に示すように、凹面形状の音響収束部70は領域75より広く構成されており、送信素子層2がZ軸正方向に送信する超音波が全て音響レンズ7を通過するように配置されている。また、接触部71は、音響収束部70の対向する2辺の外周に配置されている。

【0080】

超音波探触子1の音響レンズ7を図示せぬ生体など軟組織持つ被検体に押し当てて診断する際に、図4のように音響レンズ7を構成すると、生体には超音波を送信する方向に対して同等または突出するように設けられた平面形状の接触部71が先に接触し、さらに生体に向けて音響レンズ7を押し当てると凹面形状の音響収束部70が生体と密着する。このように音響収束機能を有する音響収束部70は、凹面形状なので接触部71が生体と接触した後に生体と接触し、接触部71と比べて弱い力量で生体と接触する。そのため、音響収束部70は生体との摩擦による摩擦が少ない。

【0081】

また、ゼリー等を拭き取る際も音響収束部70は接触部71と比べて弱い力で拭き取られるので摩擦しにくい。そのため、音響収束部70の凹面形状は、長期間製造時点と同じ形状が保たれ、音響レンズ7の音響収束特性の経時変化を少なくすることができる。

【0082】

音響レンズ7の他の実施形態を、図5、図6で説明する。

【0083】

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の実施形態の音響レンズ7の平面図である。

【0084】

図5に示すように、第2の実施形態の音響レンズ7では接触部71が凸形状になっている。このように凸形状にすると生体と自然に密着し、痛みを感じさせることが少ない。なお、図5のような凸面形状に限定されるものではなく、台形状や平面の端部を丸く加工しても良い。

【0085】

また、図6に示すように、第2の実施形態の音響レンズ7では、接触部71は音響収束部70を囲むように音響収束部70の4辺の外周に配置されている。このように、接触部71を音響収束部70の全周、あるいは3辺の外周に配置しても良い。

【0086】

以上このように、本発明によれば、長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく高次高調波を高感度で受信できる超音波探触子、および長期間利用しても音響収束特性の変化が少なく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

10

20

30

40

50

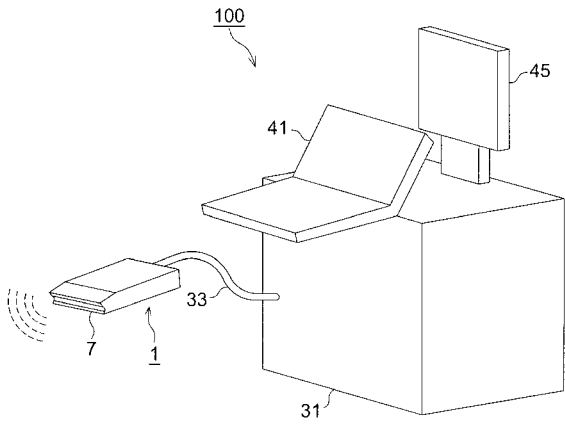
することができる。

【符号の説明】

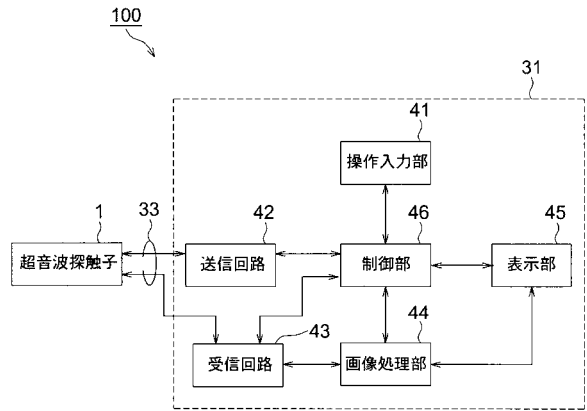
【0087】

- 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
- 7 音響レンズ
- 8 被覆体 10
- 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 20
- 43 受信回路
- 44 画像処理部
- 45 表示部
- 46 制御部
- 70 音響収束部
- 71 接触部
- 100 超音波診断装置

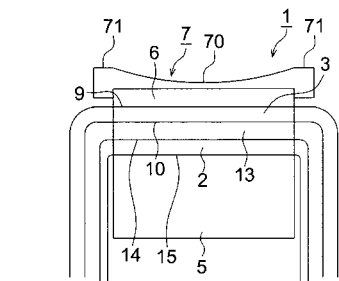
【 図 1 】



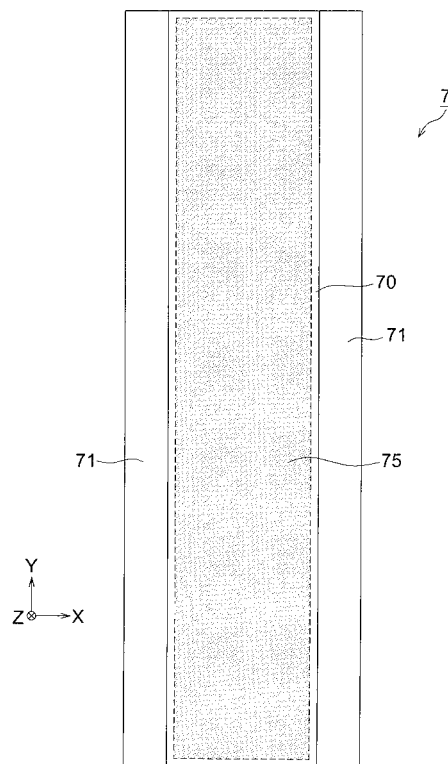
【 図 2 】



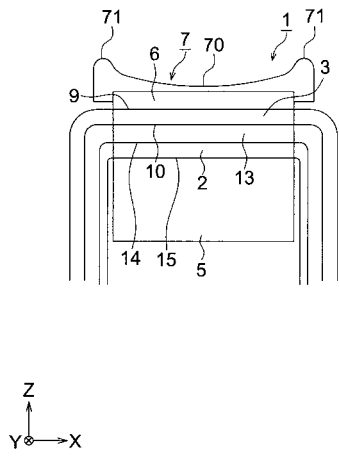
【 図 3 】



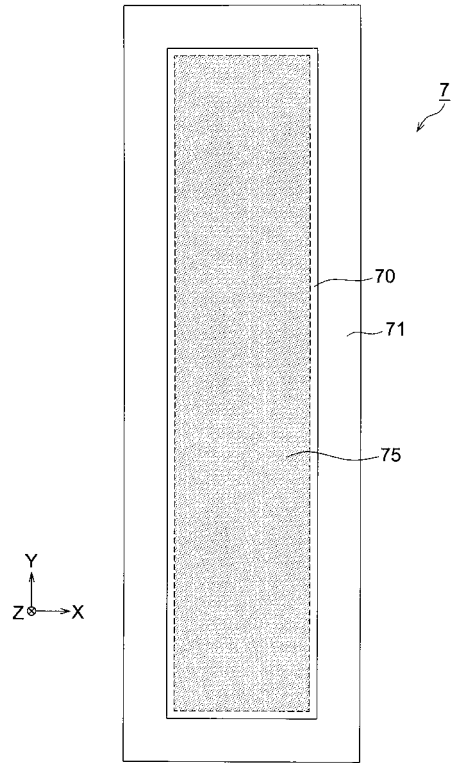
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2010219634A	公开(公告)日	2010-09-30
申请号	JP2009061055	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	H04R17/00 A61B8/00		
FI分类号	H04R17/00.330.J A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE10 4C601/GB33 4C601/GB35 5D019/AA25 5D019/BB04 5D019/FF04 5D019/GG02 5D019/GG03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够接收高灵敏度的高次谐波的超声波探头，即使在长时间使用和高次谐波时声学会聚特性几乎没有变化并且超声波探头能够以高灵敏度接收超声波。 解决方案：声透镜包括凹声会聚部分，其设置成至少覆盖用于在发射超声波侧的表面上发射元件层的超声波的区域；以及声会聚部分，其至少面向声会聚部分并且，具有平面形状或凸起形状的接触部分设置成在从两侧的外周上的声会聚部分传输超声波的方向上突出。 点域

