

(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2019-58574  
(P2019-58574A)

(43) 公開日 平成31年4月18日(2019.4.18)

(51) Int.Cl.		F I	テーマコード (参考)		
<b>A61B</b>	<b>8/10</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	8/10	4C316
<b>H04R</b>	<b>17/00</b>	<b>(2006.01)</b>	H04R	17/00	330J
<b>H04R</b>	<b>1/34</b>	<b>(2006.01)</b>	H04R	1/34	330A
<b>A61B</b>	<b>3/10</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	3/10	U

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2017-187485 (P2017-187485)  
(22) 出願日 平成29年9月28日 (2017.9.28)

(71) 出願人 000232483  
日本電波工業株式会社  
東京都渋谷区笹塚一丁目47番1号  
(74) 代理人 100105946  
弁理士 磯野 富彦  
(74) 代理人 100107836  
弁理士 西 和哉  
(72) 発明者 込山 和彦  
埼玉県狭山市大字上広瀬1275番地の2  
日本電波工業株式会社狭山事業所内  
(72) 発明者 長谷川 恭伸  
埼玉県狭山市大字上広瀬1275番地の2  
日本電波工業株式会社狭山事業所内  
Fターム(参考) 4C316 AA26 AB14 FA11 FY05 FY08  
FZ02

最終頁に続く

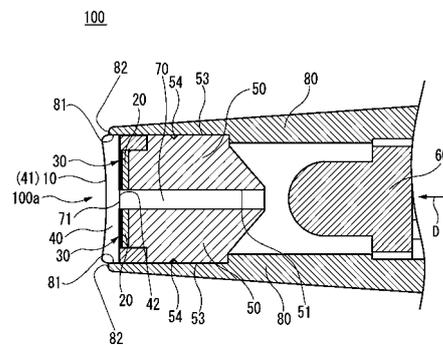
(54) 【発明の名称】 超音波探触子

(57) 【要約】

【課題】設計上の制約を軽減し、低コストで容易に製造可能であって、被検体との当接面から光を照射する構成を有し、当接面の滑らかさを確保する。

【解決手段】丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子(20)と、超音波を集束させるための音響レンズ(40)と、被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層(30)と、を備え、圧電素子の中央に穴(21)があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバー(70)が貫通し、光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子(100)において、音響レンズの材料に、耐電圧性のある樹脂、主として、ポリメチルペンテンを使用し、音響整合層には、耐電圧性を確保するためのポリパラキシリレンコーティングをしないことで音響整合層の厚さを 1/4 とし、光ファイバーの先端(71)が音響レンズを貫通しないように構成され、圧電素子と音響整合層の形状を平面状とした。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子と、  
 超音波を集束させるための音響レンズと、  
 被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層と、を備え、  
 前記圧電素子の中央に穴があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバーが貫通し、  
 光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子において、  
 前記音響レンズの材料に、耐電圧性のある樹脂、主として、ポリメチルペンテンを使用し、  
 前記音響整合層には、耐電圧性を確保するためのポリバラキシリレンコーティングをしないことで前記音響整合層の厚さを  $1/4$  とし、  
 前記光ファイバーの先端が前記音響レンズを貫通しないように構成され、  
 前記圧電素子と前記音響整合層の形状を平面状としたことを特徴とする超音波探触子。

10

## 【請求項 2】

丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子と、  
 超音波を集束させるための音響レンズと、  
 被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層と、を備え、  
 前記圧電素子の中央に穴があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバーが貫通し、  
 光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子において、  
 前記光ファイバーは、その先端が前記音響レンズを貫通しないように配置され、  
 前記光ファイバーの先端の光が被検体に届くように前記音響レンズの色を透明又は半透明にし、かつ、前記音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする超音波探触子。

20

## 【請求項 3】

丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子と、  
 超音波を集束させるための音響レンズと、  
 被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層と、を備え、  
 前記圧電素子の中央に穴があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバーが貫通し、  
 光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子において、  
 前記音響レンズの材料として、耐電圧性のある樹脂、主として、ポリメチルペンテンを使用し、  
 前記音響整合層の耐電圧性を確保するためのポリバラキシリレンコーティングを使用しないことで、前記音響整合層の厚さを  $1/4$  とし、  
 前記圧電素子と前記音響整合層の形状を平面状とし、  
 前記光ファイバーは、その先端が前記音響レンズを貫通しないように配置され、  
 前記光ファイバーの先端の光が被検体に届くように音響レンズを透明又は半透明にし、  
 かつ、前記音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする超音波探触子。

30

## 【発明の詳細な説明】

40

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波探触子に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置の超音波の送受信部として、超音波探触子が広く用いられている（例えば下記特許文献 1 及び 2 等参照）。超音波探触子として、超音波を角膜表面に接触させ発信し、その反射波の伝搬時間から眼軸長（目の表面 / 角膜から目の奥 / 網膜までの長さ = 目の球の直径）を計測するものがある。この眼軸長測定用の超音波探触子は、眼球に直接当てて使用される。したがって、超音波探触子を眼球に当てた際に、眼球の角膜等の保護

50

や被検者の苦痛の緩和を図る必要がある。このため、眼球に当接する超音波探触子の当接面は、局所的な凹凸がなく滑らかに形成されることが好ましい。

【0003】

下記特許文献3には、眼球の表面に損傷を与えることのない安全性を優位にした眼軸長測定用の超音波探触子として、圧電素子と音響整合層とからなる探触子本体を探触子ケースから突出させた構成が開示されている。この超音波探触子の構成において、圧電素子及び音響整合層は、いずれも凹状面を有する湾曲した形状となっている。また、音響整合層の前面を含む探触子本体の超音波送受信面には、ポリパラキシリレンを主原料とした保護膜が形成されている。また、下記特許文献3には、従来技術の一例として、探触子本体の背面側に発光ダイオードが設けられ、この発光ダイオードの光を光ファイバーを介して眼球に照射させながら超音波を送受信して測定を行う構成が開示されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2016-025612号公報

【特許文献2】特開2009-247416号公報

【特許文献3】特開2000-157545号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

20

ところで、医療用機器は、その安全性確保の観点から所定の耐電圧性を備えることが要求されている。また、超音波探触子は、被検者に対して当接して使用されるため、生体適合性を備えることも要求されている。さらに、超音波探触子の耐久性については、超音波探触子は消毒されるため、耐薬品性が求められている。したがって、例えば、医療用機器の一部である上記特許文献3において開示された構成の超音波探触子では、耐電圧性を確保するために、音響整合層を所定の厚さに形成したり、音響整合層の表面に保護膜を形成したりして対応する必要があった。また、上記特許文献3に開示された超音波探触子では、超音波を収束させるために、圧電素子及び音響整合層を所定曲率の曲面を有する湾曲した形状に形成する必要があった。このため、音響整合層の厚さを所望の薄い厚さに設定することや、圧電素子及び音響整合層を所望の形状に形成することができない場合があること

30

【0006】

さらに、眼球との当接面を介して眼球に光を照射させる構成の超音波探触子において、光ファイバーなどの導光部材が当接面まで設けられるものや、導光部材が例えば保護膜の手前など当接面付近まで設けられるものでは、導光部材の存在により当接面に段差や局所的凹凸が生じて当接面の滑らかさが阻害されないように、超音波探触子の部品を精度よく組み付けて製造する必要があった。

【0007】

以上のような事情に鑑み、本発明は、超音波探触子に係る設計上の制約を軽減できるとともに、低コストで容易に製造することができ、当接面から光を照射する構成のものであっても当接面の滑らかさを容易に確保できる超音波探触子を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明では、丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子と、超音波を集束させるための音響レンズと、被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層と、を備え、圧電素子の中央に穴があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバーが貫通し、光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子であって、音響レンズの材料に、耐電圧性のある樹脂、主として、ポリメチルペンテンを使用し、音響整合層には、耐電圧性を確保するためのポリパラキシリレンコーティングをしないことで音響整合層の厚さを / 4

50

とし、光ファイバーの先端が音響レンズを貫通しないように構成され、圧電素子と音響整合層の形状を平面状としたことを特徴とする。

【0009】

また、本発明では、丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子と、超音波を集束させるための音響レンズと、被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層と、を備え、圧電素子の中央に穴があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバーが貫通し、光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子であって、光ファイバーは、その先端が音響レンズを貫通しないように配置され、光ファイバーの先端の光が被検体に届くように音響レンズの色を透明又は半透明にし、かつ、音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする。

10

【0010】

さらに、本発明では、丸型の形状からなる超音波を発生する圧電素子と、超音波を集束させるための音響レンズと、被検体からの超音波の反射を小さくするための音響整合層と、を備え、圧電素子の中央に穴があり、その穴には光源の光を導光する光ファイバーが貫通し、光を照射しながら超音波を送受信する超音波探触子であって、音響レンズの材料として、耐電圧性のある樹脂、主として、ポリメチルペンテンを使用し、音響整合層の耐電圧性を確保するためのポリパラキシリレンコーティングを使用しないことで、音響整合層の厚さを  $1/4$  とし、圧電素子と音響整合層の形状を平面状とし、光ファイバーは、その先端が音響レンズを貫通しないように配置され、光ファイバーの先端の光が被検体に届くように音響レンズを透明又は半透明にし、かつ、音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、超音波探触子において、圧電素子や、音響整合層、保護膜などに係る設計上の制約を軽減することができる。また、本発明によれば、低コストでかつ容易に超音波探触子を製造することができる。さらに、本発明によれば、超音波探触子において、被検体との当接面を介して光を照射する機能を備えつつ、滑らかな当接面を容易に形成することができる。本発明の超音波探触子において、音響レンズに用いられているポリメチルペンテンは、ポリパラキシリレンと同様に、耐電圧性、生体適合性、及び耐薬品性を有する。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波探触子の一例を示す側面図である。

【図2】図1の超音波探触子の正面図である。

【図3】図2のA-A線に沿った要部断面図である。

【図4】図3の部分拡大図である。

【図5】超音波探触子の反射エコーの強さを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、実施形態について図面を参照しながら説明する。ただし、本発明はこれに限定されるものではない。また、図面においては、実施形態を説明するため、一部分を大きくまたは強調して記載するなど適宜縮尺を変更して表現した部分を含んでいる。

40

【0014】

図1は、実施形態に係る超音波探触子100の全体構成の一例を示す側面図である。図1に示すように、超音波探触子100は、細長い棒状に形成されている。

【0015】

超音波探触子100は、超音波診断装置の超音波の送受信部として用いられる。この超音波診断装置において、超音波探触子100は、ケーブルCA及び接続端子COを介して超音波診断装置本体（不図示）と電気的に接続される。超音波探触子100の基端部分（図1において超音波探触子100の右側端部分）100bは、ケーブルCAに接続される

50

。超音波探触子100の動作用の電源は、超音波診断装置本体よりケーブルCAを介して超音波探触子100に供給される。超音波探触子100は、被検体へ超音波を送信するとともに、被検体で反射した超音波を受信してこれを電気信号に変換し、これをケーブルCAを介して超音波診断装置本体へ送信する。

【0016】

図2は、超音波探触子100の正面図であり、超音波探触子100を先端100a側(前方)から見た際の図である。図2に示すように、超音波探触子100の先端100a側から見た際の外形は、略真円形状となっている。

【0017】

このような超音波探触子100を含む超音波診断装置は、主として、眼球の眼軸長を測定するために使用される。この場合、被検体は眼球である。ただし、この超音波診断装置は、眼軸長測定以外の用途で用いられるものであってもよい。実施形態に係る超音波探触子100は、例えば眼軸長測定用の超音波探触子であり、超音波探触子100の先端100aの当接面10を眼球に直接当てて使用される。当接面10は、被検体である眼球に対して当接可能に形成され、眼軸長測定の際に眼球に当接される。上記超音波診断装置を用いて眼球の眼軸長を測定する際、超音波探触子100は、眼球に向けて超音波を送信するとともに、眼球で反射した超音波を受信する。また、眼軸長測定の際、超音波探触子100は、眼球に向けて光を射出する。当接面10は、超音波を送受信する超音波送受信面10a、及び、光を射出する光射出面10bを含んでいる。

10

【0018】

図3は、超音波探触子100の要部断面図であり、図2のA-A線(超音波探触子100の当接面10の中心部分を通りかつ軸方向Dに延びる線)に沿った断面図の要部を示している。図3に示すように、超音波探触子100は、圧電素子20と、音響整合層30と、音響レンズ40と、パッキング材50と、光源60と、光ファイバー70と、探触子ケース80とを含んで構成されている。

20

【0019】

図4は、図3の部分拡大図であり、図3の超音波探触子100の先端100a部分を拡大した図である。図3及び図4に示すように、圧電素子20は、探触子ケース80に収容されている。圧電素子20は、パッキング材50の前面(先端側の面)52に例えば接着剤を介して固着されている。圧電素子20の後面(基端側の面)22は、パッキング材50の前面52に接合される接合面である。圧電素子20の前面(先端側の面)23は、パッキング材50の前面52に接合される接合面である。圧電素子20は、いわゆる丸型のものであり、超音波探触子100の軸方向Dを厚さ方向とする真円形の円板状に形成されている。圧電素子20の厚さ方向の両端面(主面)22, 23は平面となっている。圧電素子20は、圧電性を備え、圧電材料から形成される。圧電素子20は、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)あるいは、PZTを主成分とする材料から形成されている。PZTは、圧電セラミックであり、圧電効率が比較的高い材料の一つである。

30

【0020】

圧電素子20の厚さ方向の両端面22, 23には、それぞれ不図示の電極が設けられている。この電極に所定の交流電圧が印加されることにより、圧電素子20において超音波が発生する。また、圧電素子20は、被検体である眼球で反射した超音波を受信し、受信した超音波を電気信号に変換する。

40

【0021】

圧電素子20の厚さ方向の両端面22, 23の中央部分には、圧電素子20を厚さ方向に貫通する第1穴(穴)21が設けられている。第1穴21は、光ファイバー70が挿通可能に形成されている。第1穴21の断面形状は、例えば、光ファイバー70の断面形状と同一形状であり、第1穴21の断面の面積は、例えば、光ファイバー70の断面の面積よりも若干広く設定されている。

【0022】

音響整合層30は、圧電素子20と被検体である眼球との音響特性を整合させるための

50

層である。音響整合層 30 は、眼球に対して超音波を効率よく透過させるために用いられている。すなわち、超音波探触子 100 から眼球に向けて超音波を送信した場合に、眼球の表面での超音波の反射を小さくするために設けられている。

【0023】

音響整合層 30 は、圧電素子 20 の前方側（超音波送受信面 10 a 側）に配置されている。音響整合層 30 の前面（先端側の面）32 は、音響レンズ 40 の後面（基端側の面）42 と接合する接合面である。音響整合層 30 の後面（基端側の面）33 は、圧電素子 20 の前面 23 と接合する接合面である。音響整合層 30 は、超音波が伝わる方向（超音波探触子 100 の軸方向 D）を厚さ方向とする真円形の円板状に形成されており、厚さ方向の両端面 32, 33 は平面となっている。音響整合層 30 は、圧電素子 20 に対して厚さ

10

【0024】

音響整合層 30 は、エポキシ樹脂から形成されている。なお、音響整合層 30 は、エポキシ樹脂に限定されず、種々の材料から形成可能である。また、音響整合層 30 は、単層構造であってもよいし、積層構造であってもよい。

【0025】

音響整合層 30 は、超音波が伝わる方向に所定の厚さ T を有している。厚さ T は、音響整合層 30 を伝わる超音波の波長を  $\lambda$  とした場合に  $\lambda/4$  に設定されている。ここで、厚さ T は、超音波の周波数と圧電素子 20 の材質から設定され、波長  $\lambda$  は、音響整合層 30 中の音速を  $v$ 、周波数を  $f$  とした場合、 $v/f$  である。例えば、 $v = 2200 \text{ m/s}$ 、 $f = 10 \text{ MHz}$  の場合には、波長  $\lambda$  は、 $220 \mu\text{m}$  であり、厚さ T は、その 4 分の 1 の  $55 \mu\text{m}$  である。

20

【0026】

音響整合層 30 の厚さ方向の両端面（主面）32, 33 の中央部分には、音響整合層 30 を厚さ方向に貫通する第 2 穴 31 が設けられている。第 2 穴 31 は、第 1 穴 21 及び後述する第 3 穴 51 と連通している。第 2 穴 31 は、第 1 穴 21 と同様に光ファイバー 70 が挿通可能に形成される。第 2 穴 31 の断面形状は、例えば、光ファイバー 70 の断面形状と同一形状であり、第 2 穴 31 の断面の面積は、例えば、光ファイバー 70 の断面の面積よりも若干広く設定されている。なお、音響整合層 30 において、第 2 穴 31 は設けられなくてもよい。第 2 穴 31 が設けられない場合、音響整合層 30 は、透明あるいは半透明に形成され、光ファイバーから射出される光を音響整合層 30 の厚さ方向に透過させるように形成されてもよい。

30

【0027】

音響レンズ 40 は、超音波探触子 100 の先端 100 a 部分に形成されている。音響レンズ 40 は、当接面 10 を有している。当接面 10 は、上述したように、超音波探触子 100 を用いて眼軸長を測定する際に眼球に当接される。

【0028】

当接面 10 は、音響レンズ 40 の前面（先端側の面）41 でもあり、超音波探触子 100 の先端 100 a に位置している。当接面 10 は、上述したように、超音波が送受信される超音波送受信面 10 a と光が射出される光射出面 10 b とを含んでいる（図 2 参照）。

40

【0029】

当接面 10 は、凹状の曲面となっている。したがって、当接面 10 は、凸状面や平面などに形成される場合に比べて、被検体である眼球の曲面状の表面に対してより適合する形状となっている。超音波送受信面 10 a 及び光射出面 10 b は、同一面上に形成される。本実施形態では当接面 10 は凹状の曲面であるので、超音波送受信面 10 a 及び光射出面 10 b は、同一曲面上に形成されている。

【0030】

音響レンズ 40 は、超音波探触子 100 から送信する超音波を収束させる。このため、超音波送受信面 10 a は、所定曲率に設定された凹形状の曲面となっている。当接面 10 において超音波送受信面 10 a の領域は、超音波探触子 100 の軸方向 D 視における音響

50

整合層 30 の領域とほぼ同一である ( 図 2 参照 ) 。

【 0031 】

超音波探触子 100 の軸方向 D から見て、音響レンズ 40 の前面 41 ( 当界面 10 ) の外形は真円形となっている。また、音響レンズ 40 の後面 ( 前面 41 とは反対側の主面 ) 42 は真円形の平面状となっている。なお、音響レンズ 40 の前面 41 及び後面 42 は、真円形に限定されず、例えば、長円形や、楕円形、多角形などであってもよい。また、当界面 10 の表面形状は、凹面状に限定されず、平面状や、緩やかな凸面状などであってもよい。

【 0032 】

音響レンズ 40 は、音響整合層 30 の前側 ( 超音波探触子 100 の先端 100 a 側 ) に配置されている。音響レンズ 40 の一部は、音響整合層 30 に対して厚さ方向に重ねるように配置されている。音響レンズ 40 の後面 42 の一部は、音響整合層 30 の接合面 32 と接合されている。音響レンズ 40 は、光ファイバー 70 の前側 ( 先端側 ) に配置されている。光ファイバー 70 は音響レンズ 40 を貫通しておらず、当界面 10 は光ファイバー 70 から離間している。音響レンズ 40 の後面 42 は、光ファイバー 70 の先端 71 と当接しているが、離間していてもよい。音響レンズ 40 は、探触子ケース 80 の先端部分に形成された開口部 81 に嵌め込まれるように固定されている。当界面 10 を含む音響レンズ 40 の先端部分は、探触子ケース 80 の先端 82 よりも前方に突出しており、被検体である眼球に当接可能な大きさに形成されている。

【 0033 】

当界面 10 における光射出面 10 b の領域は、超音波探触子 100 の軸方向 D 視における光ファイバー 70 の先端 71 の領域とほぼ同一である ( 図 2 参照 ) 。なお、当界面 10 において、光射出面 10 b の領域は、超音波送受信面 10 a の領域と一部が重なってもよいし、超音波送受信面 10 a の領域とは異なる領域であってもよい。

【 0034 】

音響レンズ 40 は眼球に当接するため、音響レンズ 40 には、生体の眼球に当接した際に異物反応を引き起こすおそれの少ない ( 生体適合性を有する ) 材料が用いられる。また、音響レンズ 40 は、耐電圧性 ( 絶縁性 ) のある樹脂から形成される。音響レンズ 40 は、超音波探触子 100 の軸方向 D に厚さを有している。音響レンズ 40 の厚さは、超音波探触子 100 が所定の耐電圧性を備えるように設定される。超音波探触子 100 において、特に、探触子ケース 80 の開口部 81 の内側の部分の耐電圧性は、上記した音響レンズ 40 を含む構成により確保されている。すなわち、実施形態では、上記したように音響整合層 30 は / 4 に設定されて薄く形成されており、かつ、超音波探触子 100 の前面にはポリパラキシリレンコーティング等の保護膜は形成されていないが、音響レンズ 40 として耐電圧性 ( 絶縁性 ) のある樹脂のものを適用し、かつ、音響レンズ 40 の厚さを調整することにより、超音波探触子 100 の耐電圧性が確保されている。

【 0035 】

音響レンズ 40 を構成する樹脂材料としては、ポリメチルペンテン ( polymethylpentene, PMP ) が用いられている。ポリメチルペンテンは、比重が比較的小さいプラスチックである。この構成により、音響レンズ 40 の音響インピーダンスを比較的小さくすることができ、これにより音響レンズ 40 における超音波の透過効率を高くすることができる。また、ポリメチルペンテンは透明な樹脂であり、音響レンズ 40 は透明である。この構成により、音響レンズ 40 において光ファイバー 70 の先端 71 から射出される光を光射出面 10 b まで効率よく透過させることができる。さらに、ポリメチルペンテンは耐薬品性を有し、音響レンズ 40 は耐薬品性を有する。この構成により、当界面 10 の洗浄の際などにおいて消毒液等の薬品が用いられる場合であっても、これに起因する音響レンズ 40 の劣化を抑制することができる。

【 0036 】

なお、音響レンズ 40 は、ポリメチルペンテンのみから形成されてもよいし、ポリメチルペンテンを主成分とする材料から形成されてもよい。また、音響レンズ 40 は、ポリメ

10

20

30

40

50

チルペンテン以外の材料を主成分とする材料から形成されてもよいし、ポリメチルペンテンを含まず他の樹脂材料を用いて形成されてもよく、例えばシリコンゴムなどであってもよい。また、音響レンズ40は、透明であることに限定されず、半透明であってもよい。音響レンズ40が半透明の場合、音響レンズ40は光ファイバー70の先端71から射出される光が光射出面10bまで届く程度の透光性を有する。

#### 【0037】

バックング材50は、探触子ケース80に収容された状態で探触子ケース80に固着されている。バックング材50の前面52には圧電素子20が固着されている。この構成により、バックング材50は、圧電素子20の余分な振動の発生を抑制する。バックング材50は、例えば超音波探触子100の軸方向Dを高さ方向とする略円柱形状を含む形状であり、例えばゴム系の樹脂である。バックング材50の側周面53には、接着剤を配置するための溝54、54が形成されている。探触子ケース80の内部にバックング材50を固着させる際、バックング材50を探触子ケース80の内部へ挿入する前に、溝54、54には接着剤が塗布される。溝54の断面形状はV字状となっている。

10

#### 【0038】

バックング材50は、超音波探触子100の軸方向D視（高さ方向視）における中央部分に、バックング材50を軸方向Dに貫通する第3穴51が設けられている。第3穴51は、第1穴21及び第2穴31と連通している。第3穴51は、第1穴21及び第2穴31と同様に光ファイバー70が挿通可能に形成される。第3穴51の断面形状は、例えば、光ファイバー70の断面形状と同一形状であり、第3穴51の断面の面積は、例えば、光ファイバー70の断面の面積よりも若干広く設定されている。第1穴21、第2穴31、及び第3穴51のそれぞれは、超音波探触子100の軸方向Dに見て、同一形状かつ同一の大きさとなっており互いに重なるように形成されている。

20

#### 【0039】

光源60は、探触子ケース80に収容されており、例えば、光ファイバー70の基端側に配置されている。光源60は、超音波探触子100の光射出面10bを介して射出される光を発生させる。光源60は、例えば、発光ダイオード（LED、Light Emitting Diode）ランプである。光源60の基端部（後方部）は、不図示の電源と電氣的に接続されている。この電源から光源60に電力が供給されることにより、光源60が発光する。光源60は、その先端方向（前方）の光ファイバー70に向けて光を射出する。

30

#### 【0040】

光ファイバー70は、例えば、探触子ケース80に収容されており、光源60の先端側（前方側）に配置されている。光ファイバー70は、光源60に対し離間して配置されている。光ファイバー70は、光源60から受けた光を導光して先端71より前方へ射出する。光ファイバー70は、直線状に形成されており、超音波探触子100の軸方向に延びるように配置されている。光ファイバー70は、第1穴21、第2穴31、及び第3穴51に挿通されており、圧電素子20、音響整合層30、及びバックング材50を貫通している。一方、上述したように、光ファイバー70は、音響レンズ40を貫通していない。上述したように、光ファイバー70の先端71は、音響レンズ40の後面42に当接しているが、音響レンズ40から離間していてもよい。

40

#### 【0041】

なお、光源60及び光ファイバー70は、上記した構成に限定されない。例えば、光源60と光ファイバー70とは、個別的に形成されかつ離間して配置されることに代えて、両者を一体であるいは一体的に設けるようにしてもよい。また、光源60は探触子ケース80の外部に設けられてもよい。この場合、超音波探触子100において、光源60の光を光ファイバー70まで導光するための部材が付設されてもよいし、光ファイバー70の基端部分を伸ばし湾曲させて光源60まで引き延ばすようにしてもよい。また、光ファイバー70は、直線状に形成されることに限定されず、光源60の光を音響レンズ40の光射出面10bの裏面まで導光する構成であればよく、例えば曲線状などに形成されてもよい。

50

## 【 0 0 4 2 】

探触子ケース 8 0 は、圧電素子 2 0 と、音響整合層 3 0 と、音響レンズ 4 0 と、バッキング材 5 0 と、光源 6 0 と、光ファイバー 7 0 とを収容可能に形成されている。探触子ケース 8 0 は、例えば、絶縁性を有する樹脂から形成されている。探触子ケース 8 0 は、圧電素子 2 0、音響整合層 3 0、音響レンズ 4 0、バッキング材 5 0、光源 6 0、及び光ファイバー 7 0 を収容して保持する。探触子ケース 8 0 は、例えば、使用者が超音波探触子 1 0 0 を把持した際に変形等が生じない剛性を備えるように形成される。探触子ケース 8 0 の基端部（後方部）より、ケーブル C A が引き出されている（図 1 参照）。

## 【 0 0 4 3 】

上記実施形態に係る超音波探触子 1 0 0 は、その表面において、例えばポリバラキシリレンコーティングなどの保護膜を有していない。ただし、超音波探触子 1 0 0 は上記保護膜を有する構成であってもよく、この場合、保護膜は、例えば音響レンズ 4 0 の前面 4 1 を含む面に成膜されてもよい。

10

## 【 0 0 4 4 】

次に、眼軸長測定の際の超音波探触子 1 0 0 の具体的な動作の一例について説明する。

超音波探触子 1 0 0 を用いて眼軸長測定が行われる際、超音波探触子 1 0 0 の当接面 1 0 は眼球（被検体）に当接される。

## 【 0 0 4 5 】

当接面 1 0 に眼球が当接した状態で、超音波探触子 1 0 0 から眼球へ向けて超音波が送信される。この超音波は、圧電素子 2 0 において発生し、音響整合層 3 0 及び音響レンズ 4 0 をこの順で透過し、超音波送受信面 1 0 a（図 2 参照）を介して送信される。

20

## 【 0 0 4 6 】

また、当接面 1 0 に眼球が当接した状態で、超音波探触子 1 0 0 から眼球へ向けて光が照射される。この光は、光源 6 0 において発生し、光ファイバー 7 0 及び音響レンズ 4 0 をこの順で透過し、光射出面 1 0 b（図 2 参照）を介して照射される。

## 【 0 0 4 7 】

眼球で反射した超音波は、超音波送受信面 1 0 a を介して超音波探触子 1 0 0 に受信される。この受信波は、音響レンズ 4 0 及び音響整合層 3 0 をこの順で透過し、圧電素子 2 0 に到達する。受信波は、圧電素子 2 0 において電気信号に変換されて、ケーブル C A（図 1 参照）へ送信される。

30

## 【 0 0 4 8 】

以上のように、上記した実施形態によれば、超音波探触子 1 0 0 の先端 1 0 0 a には超音波を収束させる音響レンズ 4 0 が設けられる。従来のもものでは、超音波を収束させるために圧電素子及び音響整合層を所定曲率の凹面を有する形状としていたが、上記実施形態では、音響レンズ 4 0 を備える構成としたことにより、圧電素子 2 0 及び音響整合層 3 0 の形状は凹状面を有する形状とする必要がなくなる。上記実施形態の圧電素子 2 0 及び音響整合層 3 0 は、平面を有する板状であるので、凹状面を有する形状のものに比べて容易に製造することができる。これにより、超音波探触子 1 0 0 を容易に製造することができる。

## 【 0 0 4 9 】

また、上記した実施形態によれば、音響レンズ 4 0 は、超音波探触子 1 0 0 が耐電圧性を備えるように耐電圧性（絶縁性）を有する材料から所定厚さに形成される。従来のもものでは、音響整合層 3 0 を厚く形成しかつ音響整合層 3 0 上にポリバラキシリレンを主原料とした保護膜を形成することで、特に探触子ケース 8 0 の開口部 8 1 で囲まれた部分の耐電圧性を確保していたが、上記実施形態では、超音波探触子 1 0 0 において音響レンズ 4 0 が設けられるので、その分、音響整合層 3 0 の厚さ T の設定可能な範囲を薄くする方向に拡大できる（厚さ T をより薄くできる）とともに、超音波探触子 1 0 0 を保護膜を有さずに構成することも可能となる。これにより、音響整合層 3 0 の厚さ T を例えば  $T/4$  とした薄い厚さに容易に設定することができる。また、上記した実施形態に係る超音波探触子 1 0 0 では、このような保護膜を有さないため、超音波探触子 1 0 0 の製造工程にお

40

50

いて保護膜の成膜工程は不要であるため、その分、超音波探触子100を低コストで製造することができる。また、音響整合層30の厚さTは / 4 に設定されるので、厚さTが他の値に設定される場合と比較して、音響整合層30において良好な音響整合をとることができる。

#### 【0050】

また、上記実施形態によれば、光ファイバー70の先端71側には透明な音響レンズ40が配置され、超音波送受信面10a及び光射出面10bは同一の曲面上に形成される。この構成により、当接面10より光が射出される超音波探触子の構成において、当接面10を滑らかに形成することが容易となる。すなわち、光ファイバー70の先端71側には音響レンズ40が配置されるので、光ファイバー70の存在によって当接面10に段差等が形成されることが防止され、音響レンズ40において滑らかな当接面10を容易に形成することができる。また、音響レンズ40は透明であるため、光ファイバー70から射出される光は音響レンズ40を効率よく透過する。

10

#### 【0051】

続いて、超音波探触子が受信した反射エコー（受信波）の強さ（レベル）の測定結果について説明する。図5は、超音波探触子の反射エコーの強さを示す図である。図5（a）は比較例であり、図5（b）は実施形態の超音波探触子100の測定結果を示す図である。図5（a）、（b）において、縦軸は、反射エコーの強さ（単位：dBm）であり、1マスは5dBである。横軸は、周波数（単位：MHz）である。図5（a）、（b）では、0MHzから20MHzまでの範囲における反射エコーの強さを示している。なお、図5（a）の比較例は、従来型の超音波探触子を用いて測定されたものである。実施形態の超音波探触子100にはポリパラキシリレンコーティングは施されていないのに対して、上記した従来型の超音波探触子にはポリパラキシリレンコーティングが施されている。

20

#### 【0052】

上記測定では、超音波探触子が受信した反射エコーをスペクトラムアナライザを用いて観測した。そして、図5の測定データを用いて、比帯域幅（FB：Fractional Bandwidth）を算出した。比帯域幅の算出方法及び算出結果は、次のとおりである。

#### 【0053】

まず、観測された反射エコーのピーク（最大レベル点）より6dB低下した点の周波数をFL、FHとしたときに、中心周波数（FC：Center Frequency）（「Fc」と表記する場合がある。）を、 $FC = (FL + FH) / 2$  [MHz] の式で定義する。ここで、FL（Lower Frequency）（「Fl」と表記する場合がある。）は、-6dB下限周波数である。また、FH（Higher Frequency）は、Fu（upper Frequency）でもあり、-6dB上限周波数である。

30

#### 【0054】

次いで、比帯域幅（FB）を、 $FB = (FH - FL) / FC \times 100$  [%] の式にて定義し、これを算出した。具体的には、図5（a）の比較例の比帯域幅は、上記式より、 $(11.40 - 8.56) / 9.98 \times 100 = 28.5\%$  となる。同様に、図5（b）の比帯域幅は、 $FB = (Fu - Fl) / Fc \times 100$  の式より、 $(12.25 - 7.95) / 10.10 \times 100 = 42.5\%$  となる。

40

#### 【0055】

上記結果から、図5（b）の超音波探触子100の比帯域幅は、42.5%であり、図5（a）の比較例（従来型の超音波探触子の測定結果）の比帯域幅（28.5%）に比べて広がっている。また、図5に示すように、超音波探触子100の比帯域幅は、比較例に比べて-6dB下限周波数（FL）が低周波側に広くかつ-6dB上限周波数（Fu, FH）が高周波側に広がっている。この結果、実施形態の超音波探触子100は、従来型の超音波探触子に比べて比帯域幅が広く、特性が良いことが確認された。

#### 【0056】

また、実施形態の超音波探触子100は、従来型の超音波探触子に比べて、受信波形におけるパルス幅（Pulse Width）が短くなる。ここで、パルス幅とは、反射エコー（受信

50

エコー)の波高値に対して、リングング(信号波形の歪み)が $1/10$ ( $-20$  dB)、 $1/100$ ( $-40$  dB)、 $1/1000$ ( $-60$  dB)以下になる時間である。これにより、実施形態の超音波探触子100は、従来型の超音波探触子に比べて、距離分解能が良くなり、特性が良くなる。

【0057】

以上、本発明に係る超音波探触子の実施形態について説明したが、本発明は、上述した説明に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。また、上記の実施形態で説明した要件の1つ以上は、省略されることがある。そのような変更または改良、省略した形態も本発明の技術的範囲に含まれる。

【0058】

上記した実施形態において、圧電素子20は、丸型PZTから形成されていたが、これに限定されない。例えば、圧電素子20の形状については、厚さ方向の端面が凹面状に形成された湾曲した板状のものや、角柱形状のものなどであってもよいし、圧電素子20を構成する材料としては、チタン酸バリウム(BaTiO<sub>3</sub>)や、チタン酸鉛(PbTiO<sub>3</sub>)、圧電薄膜、圧電高分子膜などであってもよい。

【0059】

また、上記した実施形態において、音響整合層30は、円板状のエポキシ樹脂から形成されていたが、これに限定されない。例えば、音響整合層30の形状については、圧電素子20に対して重なるような平面を有する円板状に形成されず、厚さ方向の端面が凹面状に形成された湾曲した板状のものや、角柱形状のものなどであってもよい。

【0060】

また、上記した実施形態において、音響整合層30の超音波が伝わる方向の厚さTは $T/4$ に設定されていたが、これに限定されず、例えば、厚さTは $T/2$ などに設定されてもよい。

【0061】

また、上記した実施形態において、第1穴21、第2穴31、及び第3穴51は、それぞれ圧電素子20、音響整合層30、パッキング材50の中央部分に形成されかつ光ファイバー70が挿通されていたが、これに限定されず、例えば、上記第1~3穴21, 31, 51は、圧電素子20等の中央部分に代えて周辺部分に形成されてもよいし、光ファイバー70が挿通されずに光が穴を通過するだけの構成であってもよい。

【0062】

また、上記した実施形態は光ファイバー70を備えていたが、光ファイバー70を備えるか否かは任意であり、例えば、光源60の光を、光ファイバー70を介さずに直接光射出面10bまで送る構成であってもよい。

【符号の説明】

【0063】

- T ... 音響整合層の厚さ
- 20 ... 圧電素子
- 21 ... 第1穴(穴)
- 30 ... 音響整合層
- 40 ... 音響レンズ
- 60 ... 光源
- 70 ... 光ファイバー
- 71 ... 光ファイバーの先端
- 100 ... 超音波探触子

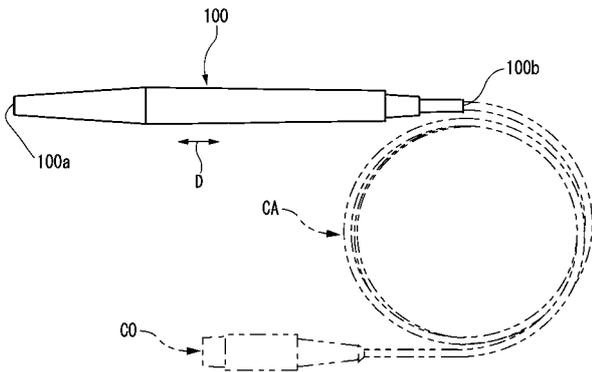
10

20

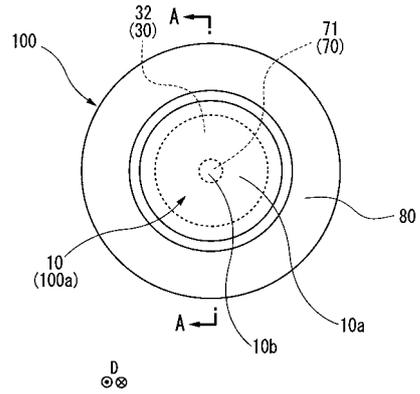
30

40

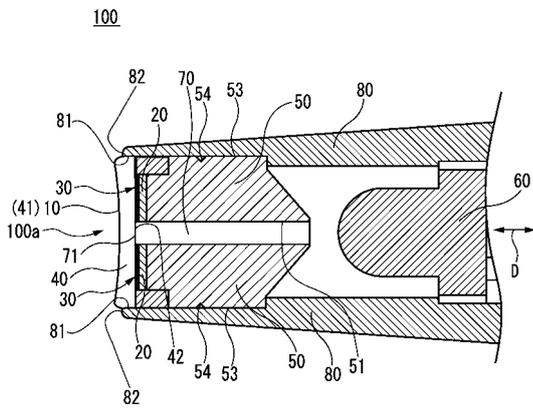
【 図 1 】



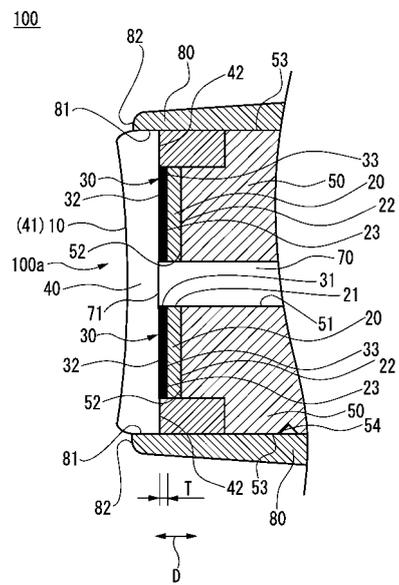
【 図 2 】



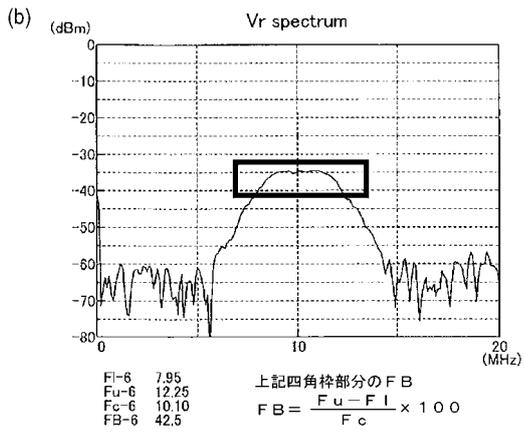
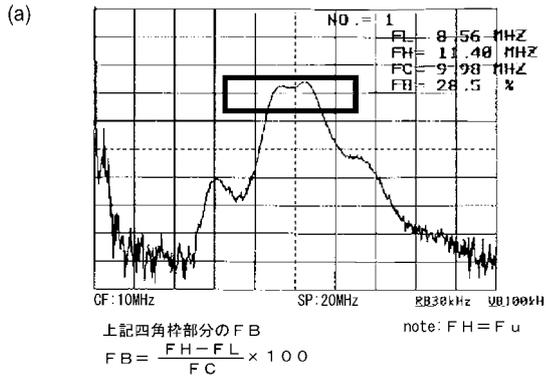
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD13 EE14 EE18 GB14 GB25 GB26 GB29 GB33 GB35  
GB44  
5D019 AA26 FF04 GG01 GG03 GG09