

(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2019-62496

(P2019-62496A)

(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)
H04R 17/00 (2006.01)	H04R 17/00 330L	4C601
H04R 1/34 (2006.01)	H04R 1/34 330A	5D019
A61B 8/10 (2006.01)	H04R 17/00 330J	
	A61B 8/10	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2017-187494 (P2017-187494)
 (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) 4C601 DD13 EE14 GB35
 5D019 AA22 AA26 FF04 GG01 GG03

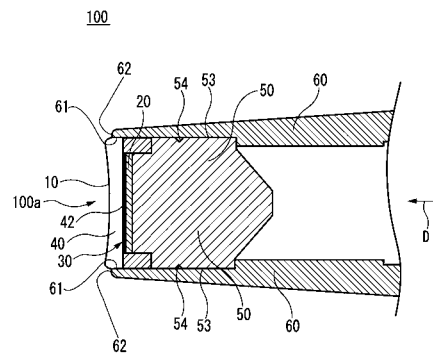
(54) 【発明の名称】 超音波探触子

(57) 【要約】

【課題】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る超音波探触子を提供する。

【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、を備える超音波を送受信する超音波探触子において、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、圧電素子と音響整合層の形状も平面状とした。

【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、を備える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パ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、
 前記圧電素子と前記音響整合層の形状も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、を備える超音波を送受信する超音波探触子において、
 前記音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする超音波探触子。

【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、を備える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パ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も平面状とし、
 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

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【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として、下記特許文献 3 において、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。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【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】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

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、超音波を集束させるために、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から、超音波探触子の設計の自由度に制約が生じていた。また、上記した保護膜の成膜には比較的高いコストがかかるため、超音波探触子の製造コストの増加を招いていた。

10

【0005】

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る超音波探触子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】**【0006】**

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、を備える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 $1/4$ とし、圧電素子と音響整合層の形状も平面状としたことを特徴とする。

20

【0007】

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、を備える超音波を送受信する超音波探触子であって、音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする。

30

【0008】

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、を備える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も平面状とし、音響レンズの形状を凹面状としたことを特徴とする。

40

【発明の効果】**【0009】**

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。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。

【図面の簡単な説明】**【0010】**

【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。

50

【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】

【0011】

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。

【0012】

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。

10

【0013】

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。超音波探触子100の動作の電源は、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。

20

【0014】

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。

【0015】

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。

30

【0016】

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、探触子ケース60とを含んで構成されている。

【0017】

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60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、

40

50

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

10

【0020】

音響整合層30は、圧電素子20の前方側（超音波探触子100の先端100a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に対して厚さ方向に積層するように設けられている。

20

【0021】

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。

【0022】

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 λ 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 λ 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 λ 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。

30

【0023】

音響レンズ40は、超音波探触子100の先端100a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。

【0024】

当接面10は、音響レンズ40の前面（先端側の面）でもあり、超音波探触子100の先端100aに位置している。

【0025】

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。

40

【0026】

音響レンズ40は、超音波探触子100から送信する超音波を集束させる。音響レンズ40の当接面10は、所定曲率に設定された凹形状の曲面となっている。

【0027】

超音波探触子100の軸方向Dから見て、音響レンズ40の当接面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（当接面10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の当接面10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、当接面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。

50

【0028】

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100a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、探触子ケース60の先端部分に形成された開口部61に嵌め込まれるように固定されている。当接面10を含む音響レンズ40の先端部分は、探触子ケース60の先端62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。

【0029】

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60の開口部61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（当接面10）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。

【0030】

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、当接面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。

【0031】

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。

【0032】

バッキング材50は、探触子ケース60に収容された状態で探触子ケース60に固着されている。バッキング材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、バッキング材50は、圧電素子20の余分な振動の発生を抑制する。バッキング材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。バッキング材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60の内部にバッキング材50を固着させる際、バッキング材50を探触子ケース60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。

【0033】

探触子ケース60は、圧電素子20と、音響整合層30と、音響レンズ40と、バッキング材50とを収容可能に形成されている。探触子ケース60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60は、圧電素子20、音響整合層30、音響レンズ40、及びバッキング材50を収容して保持する。探触子ケース60は、例えば、使用者が超音波探触子100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60の基端部（後方部）より、ケーブルCAが引き出されている（図

10

20

30

40

50

1 参照)。

【0034】

上記実施形態に係る超音波探触子100は、その表面において、例えばポリパ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100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40の当接面10を含む面に成膜されてもよい。

【0035】

次に、眼軸長測定の際の超音波探触子100の具体的な動作の一例について説明する。

超音波探触子100を用いて眼軸長測定が行われる際、超音波探触子100の当接面10は眼球(被検体)に当接される。

10

【0036】

当接面10に眼球が当接した状態で、超音波探触子100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20において発生し、音響整合層30及び音響レンズ40をこの順で透過し、当接面10を介して送信される。

【0037】

眼球で反射した超音波は、当接面10を介して超音波探触子100に受信される。この受信波は、音響レンズ40及び音響整合層30をこの順で透過し、圧電素子20に到達する。受信波は、圧電素子20において電気信号に変換されて、ケーブルCA(図1参照)へ送信される。

【0038】

20

以上のように、上記した実施形態によれば、超音波探触子100の先端100aには超音波を集束させる音響レンズ40が設けられる。従来のものである、超音波を集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40を備える構成としたことにより、圧電素子20及び音響整合層30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20及び音響整合層30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100を容易に製造することができる。

【0039】

30

また、上記した実施形態によれば、音響レンズ40は、超音波探触子100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。従来のものである、音響整合層30を厚く形成しかつ音響整合層30上にポリパ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60の開口部61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100において音響レンズ40が設けられるので、その分、音響整合層30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100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30の厚さTを例えば $T/4$ といっ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100では、このような保護膜を有さないため、超音波探触子100の製造工程にお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

40

【0040】

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5 dBである。横軸は、周波数(単位: MHz)である。図5(a)、(b)では、0 MHzから20 MHz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

50

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 1 0 0 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。

【 0 0 4 1 】

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 (F B : 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。

【 0 0 4 2 】

先ず、観測された反射エコーのピーク (最大レベル点) より 6 d B 低下した点の周波数を F L 、 F H としたときに、中心周波数 (F C : Center Frequency) (「 F c 」 と表記する場合がある。) を、 $F C = (F L + F H) / 2 [M H z]$ の式で定義する。ここで、F L (Lower Frequency) (「 F l 」 と表記する場合がある。) は、- 6 d B 下限周波数である。また、F H (Higher Frequency) は、F u (upper Frequency) でもあり、- 6 d B 上限周波数である。

10

【 0 0 4 3 】

次いで、比帯域幅 (F B) を、 $F B = (F H - F L) / F C \times 1 0 0 [\%]$ 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、 $(1 1 . 4 0 - 8 . 5 6) / 9 . 9 8 \times 1 0 0 = 2 8 . 5 \%$ となる。同様に、図 5 (b) の比帯域幅は、 $F B = (F u - F l) / F c \times 1 0 0$ の式より、 $(1 2 . 2 5 - 7 . 9 5) / 1 0 . 1 0 \times 1 0 0 = 4 2 . 5 \%$ となる。

20

【 0 0 4 4 】

上記結果から、図 5 (b) の超音波探触子 1 0 0 の比帯域幅は、4 2 . 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 (2 8 . 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 1 0 0 の比帯域幅は、比較例に比べて - 6 d B 下限周波数 (F L) が低周波側に広くかつ - 6 d B 上限周波数 (F u , F H) 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 1 0 0 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。

【 0 0 4 5 】

また、実施形態の超音波探触子 1 0 0 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 $1 / 1 0$ (- 2 0 d B) 、 $1 / 1 0 0$ (- 4 0 d B) 、 $1 / 1 0 0 0$ (- 6 0 d B) 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 1 0 0 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。

30

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

上記した実施形態において、圧電素子 2 0 は、丸型 P Z T 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 2 0 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 2 0 を構成する材料としては、チタン酸バリウム (B a T i O 3) や、チタン酸鉛 (P b T i O 3) 、圧電薄膜、圧電高分子膜などであってもよい。

40

【 0 0 4 8 】

また、上記した実施形態において、音響整合層 3 0 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 3 0 の形状については、圧電素子 2 0 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。

50

【 0 0 4 9 】

また、上記した実施形態において、音響整合層 3 0 の超音波が伝わる方向の厚さ T は / 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 / 2 などに設定されてもよい。

【 0 0 5 0 】

また、上記した実施形態に係る超音波探触子 1 0 0 は、眼軸長測定の使用で用いられるものであったが、これに限定されない。超音波探触子 1 0 0 は、例えば、人体の腹部診断や経膈・経直腸診断用に用いられるものであってもよい。この場合、超音波探触子 1 0 0 は、被検体の表面に対して位置を少しずつずらしながら走査させて使用するものであってもよい。また、超音波探触子 1 0 0 の形状は棒形状に限定されず、例えば、超音波探触子 1 0 0 は、いわゆるリニア型のものであってもよいし、使用者に把持されるグリップ部分が被検体に当接する当接部分に対して幅広に形成される、セクタ型、コンベックス型のものであってもよい。リニア型の超音波探触子 1 0 0 では、当接面 1 0 0 が大きくなるので、接地表面付近の視野幅を大きくとることが可能となり、体表血管診断などに用いられてもよい。また、コンベックス型あるいはセクタ型の超音波探触子 1 0 0 では、当接面 1 0 が大きくなり、扇状に広角の視野の観察が可能となる。この場合、超音波探触子 1 0 0 は、例えば、腹部や、臓器、心臓の超音波検査などに用いられてもよい。上記した超音波探触子 1 0 0 の変形例において、圧電素子 2 0、音響整合層 3 0、及び音響レンズ 4 0 の形状や、大きさ、材質などは、超音波探触子 1 0 0 の型（形状及び大きさ）や用途などに対応して設定される。

10

20

【 符号の説明 】

【 0 0 5 1 】

T ... 厚さ

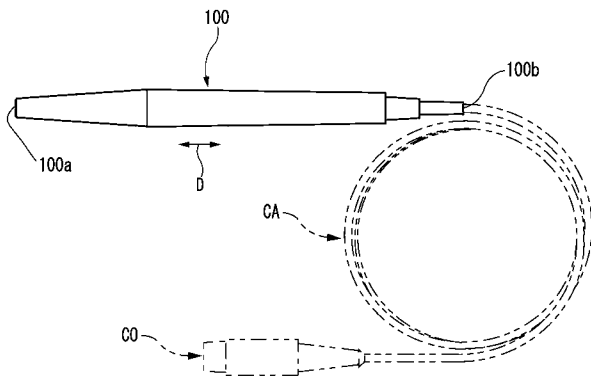
2 0 ... 圧電素子

3 0 ... 音響整合層

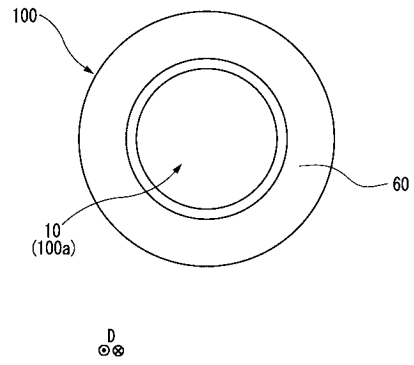
4 0 ... 音響レンズ

1 0 0 ... 超音波探触子

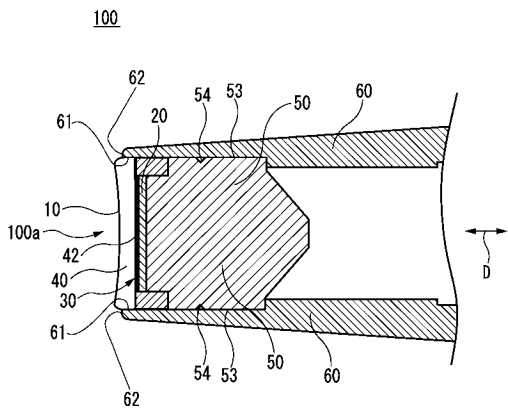
【 図 1 】



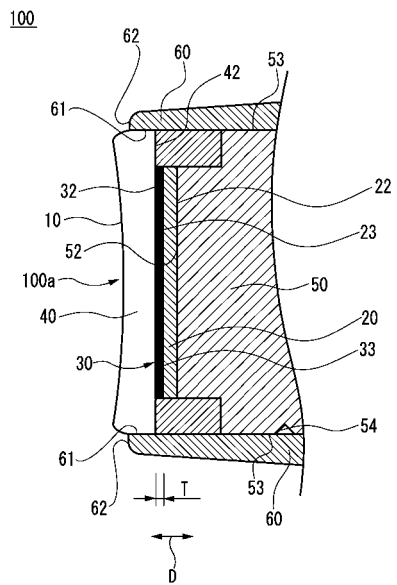
【 図 2 】



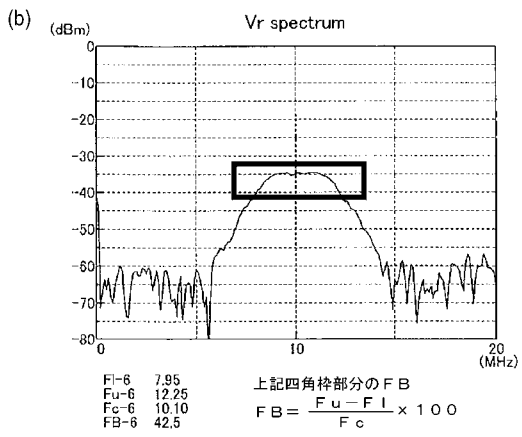
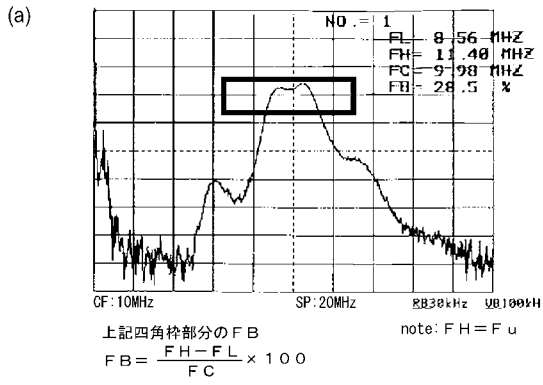
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声波探触子		
公开(公告)号	JP2019062496A	公开(公告)日	2019-04-18
申请号	JP2017187494	申请日	2017-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	日本电波工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	NDK		
[标]发明人	込山和彦 長谷川恭伸		
发明人	込山 和彦 長谷川 恭伸		
IPC分类号	H04R17/00 H04R1/34 A61B8/10		
FI分类号	H04R17/00.330.L H04R1/34.330.A H04R17/00.330.J A61B8/10		
F-TERM分类号	4C601/DD13 4C601/EE14 4C601/GB35 5D019/AA22 5D019/AA26 5D019/FF04 5D019/GG01 5D019/GG03		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头，其能够减少超声波探头的设计限制，并且能够以低成本容易地制造。用于产生具有圆形形状的超声波的压电元件（20），用于聚焦超声波的声透镜（40），以及用于减少来自对象的超声波的反射的声波在用于发送和接收包括匹配层（30）的超声波的超声波探头中，使用耐压树脂（主要是聚甲基戊烯）作为声透镜的材料，并且声匹配层是抗性的通过不进行聚对二甲苯涂层以确保电压特性，声匹配层的厚度为 $\lambda/4$ ，并且压电元件和声匹配层的形状也是平面的。[选中图]图3

