



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109567859 A

(43)申请公布日 2019.04.05

(21)申请号 201811099359.3

(22)申请日 2018.09.20

(30)优先权数据

2017-187485 2017.09.28 JP

(71)申请人 日本电波工业株式会社

地址 日本东京涉谷区笹塚1-47-1(邮编:
151-8569)

(72)发明人 达山和彦 长谷川恭伸

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理
有限公司 11205

代理人 杨贝贝 臧建明

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/10(2006.01)

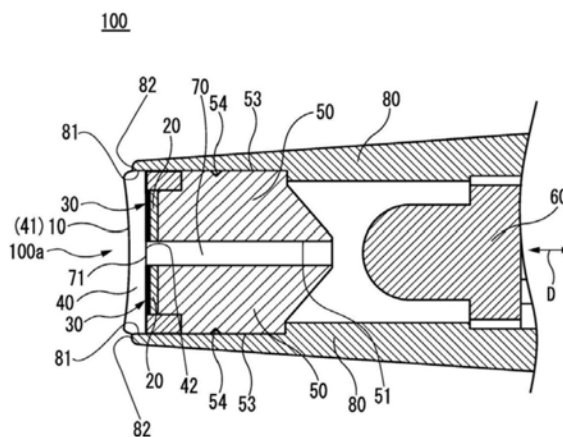
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

超声波探头

(57)摘要

本发明提供一种超声波探头,能够减轻设计上的限制,以低成本容易地制造,并具有从与被测体的抵接面照射光的构成,确保抵接面的平滑度。超声波探头(100)包括:由圆型的形状构成的产生超声波的压电元件(20)、用于使超声波聚焦的声透镜(40)、及用于减小来自被测体的超声波的反射的声匹配层(30),在压电元件的中央具有孔(21),在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤(70),而一边照射光,一边收发超声波。在声透镜的材料中,使用具有耐电压性的树脂,并主要使用聚甲基戊烯,在声匹配层中,通过不施加用于确保耐电压性的聚对二甲苯涂层,而将声匹配层的厚度设为 $\lambda/4$,构成为光纤的前端(71)不贯穿声透镜,将压电元件及声匹配层的形状设为平面状。



1. 一种超声波探头,其特征在于,包括:
压电元件,由圆型的形状构成,产生波长为 λ 的超声波;
声透镜,用于使所述超声波聚焦;以及
声匹配层,用于减小来自被测体的所述超声波的反射;
其中,在所述压电元件的中央具有孔,在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤,而一边照射所述光,一边收发所述超声波,

在所述超声波探头中:

在所述声透镜的材料中,使用具有耐电压性的树脂,并主要使用聚甲基戊烯,
在所述声匹配层中,通过不施加用于确保耐电压性的聚对二甲苯涂层,而将所述声匹配层的厚度设为 $\lambda/4$,

所述光纤的前端构成为不贯穿所述声透镜,
将所述压电元件及所述声匹配层的形状设为平面状。

2. 一种超声波探头,其特征在于,包括:

压电元件,由圆型的形状构成,产生超声波;
声透镜,用于使所述超声波聚焦;以及
声匹配层,用于减小来自被测体的所述超声波的反射;
其中,在所述压电元件的中央具有孔,在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤,而一边照射所述光,一边收发所述超声波,

在所述超声波探头中:

所述光纤是以所述光纤的前端不贯穿所述声透镜的方式而配置,
将所述声透镜的颜色设为透明或半透明,以使所述光纤的所述前端的所述光到达所述被测体,而且,将所述声透镜的形状设为凹面状。

3. 一种超声波探头,其特征在于,包括:

压电元件,由圆型的形状构成,产生波长为 λ 的超声波;
声透镜,用于使所述超声波聚焦;以及
声匹配层,用于减小来自被测体的所述超声波的反射;
其中,在所述压电元件的中央具有孔,在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤,而一边照射光,一边收发超声波,

在所述超声波探头中:

作为所述声透镜的材料,使用具有耐电压性的树脂,并主要使用聚甲基戊烯,
通过不使用用于确保所述声匹配层的耐电压性的聚对二甲苯涂层,而将所述声匹配层的厚度设为 $\lambda/4$,

将所述压电元件及所述声匹配层的形状设为平面状,
所述光纤是以所述光纤的前端不贯穿所述声透镜的方式而配置,

将所述声透镜设为透明或半透明,以使所述光纤的所述前端的所述光到达所述被测体,而且,将所述声透镜的形状设为凹面状。

超声波探头

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波探头 (ultrasound probe)。

背景技术

[0002] 作为超声波诊断装置的超声波的收发部,超声波探头正在被广泛使用(例如参照下述专利文献1及专利文献2等)。作为超声波探头,有使超声波与角膜表面接触而进行发送,利用其反射波的传输时间来测量眼轴长度(从眼睛的表面/角膜到眼睛的内部/视网膜的长度=眼球的直径)。所述眼轴长度测定用的超声波探头是直接贴放在眼球上来使用。因此,当将超声波探头贴放于眼球上时,必须使眼球的角膜等得到保护或使受检者的痛苦得到缓和。因此,抵接于眼球的超声波探头的抵接面优选的是没有局部性的凹凸而平滑地形成。

[0003] 在下述专利文献3中,作为优势在于不会对眼球的表面造成损伤的安全性的眼轴长度测定用的超声波探头,揭示了一种使包括压电元件及声匹配层的探头本体从探头壳体突出的构成。在所述超声波探头的构成中,压电元件及声匹配层都呈具有凹状面的弯曲的形状。并且,在包含声匹配层的前表面的探头本体的超声波收发面上,形成有以聚对二甲苯为主原料的保护膜。并且,在下述专利文献3中,作为现有技术的一例,揭示了如下构成:在探头本体的背面侧设置发光二极管,一边使所述发光二极管的光经由光纤照射至眼球,一边收发超声波而进行测定。

[0004] [现有技术文献]

[0005] [专利文献]

[0006] [专利文献1]日本专利特开2016-025612号公报

[0007] [专利文献2]日本专利特开2009-247416号公报

[0008] [专利文献3]日本专利特开2000-157545号公报

发明内容

[0009] [发明所要解决的问题]

[0010] 然而,医疗用设备从其安全性确保的角度考虑,要求具备规定的耐电压性。并且,超声波探头是抵接于受检者而使用,所以还要求具备生物相容性。此外,关于超声波探头的耐久性,由于超声波探头要被消毒,所以需要耐化学性。因此,例如,在医疗用设备的一部分即所述专利文献3所揭示的构成的超声波探头中,为了确保耐电压性,必须将声匹配层形成规定的厚度,或者在声匹配层的表面上形成保护膜来加以应对。并且,在所述专利文献3所揭示的超声波探头中,为了使超声波收敛,必须将压电元件及声匹配层形成具有规定曲率的曲面的弯曲的形状。因此,有时无法将声匹配层的厚度设定为所期望的薄的厚度,或者无法将压电元件及声匹配层形成所期望的形状,所以对超声波探头的设计的自由度产生了限制。并且,所述保护膜的成膜要耗费比较高的成本,因而导致超声波探头的制造成本的增加。

[0011] 此外,在经由与眼球的抵接面使光照射至眼球的构成的超声波探头中,如果是将光纤等导光构件设置至抵接面为止的超声波探头、或将导光构件设置至例如保护膜的近前等抵接面附近为止的超声波探头,就必须高精度地组装超声波探头的零件而制造,以防止因为存在导光构件而在抵接面上产生阶差或局部性的凹凸而妨碍抵接面的平滑度。

[0012] 鉴于如以上所述的情况,本发明的目的在于提供一种超声波探头,能够减轻超声波探头的设计上的限制,并且能够以低成本容易地制造,即使是从抵接面照射光的构成,也可以容易地确保抵接面的平滑度。

[0013] [解决问题的技术手段]

[0014] 在本发明中,超声波探头包括:压电元件,由圆型的形状构成,产生波长为 λ 的超声波;声透镜(acoustic lens),用于使超声波聚焦;以及声匹配层,用于减小来自被测体的超声波的反射;其中,在压电元件的中央具有孔,在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤,而一边照射光,一边收发超声波,在所述超声波探头中:在声透镜的材料中,使用具有耐电压性的树脂,并主要使用聚甲基戊烯(polymethylpentene),在声匹配层中,通过不施加用于确保耐电压性的聚对二甲苯涂层,而将声匹配层的厚度设为 $\lambda/4$,光纤的前端构成为不贯穿声透镜,将压电元件与声匹配层的形状设为平面状。

[0015] 并且,在本发明中,超声波探头包括:压电元件,由圆型的形状构成,产生超声波;声透镜,用于使超声波聚焦;以及声匹配层,用于减小来自被测体的超声波的反射;其中,在压电元件的中央具有孔,在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤,而一边照射光,一边收发超声波,在所述超声波探头中:光纤是以光纤的前端不贯穿声透镜的方式而配置,将声透镜的颜色设为透明或半透明,以使光纤的前端的光到达被测体,而且,将声透镜的形状设为凹面状。

[0016] 此外,在本发明中,超声波探头包括:压电元件,由圆型的形状构成,产生波长为 λ 的超声波;声透镜,用于使超声波聚焦;以及声匹配层,用于减小来自被测体的超声波的反射;其中,在压电元件的中央具有孔,在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤,而一边照射光,一边收发超声波,在所述超声波探头中:作为声透镜的材料,使用具有耐电压性的树脂,并主要使用聚甲基戊烯,通过不使用用于确保声匹配层的耐电压性的聚对二甲苯涂层,而将声匹配层的厚度设为 $\lambda/4$,将压电元件及声匹配层的形状设为平面状,光纤是以光纤的前端不贯穿声透镜的方式而配置,将声透镜设为透明或半透明,以使得光纤的前端的光到达被测体,而且,将声透镜的形状设为凹面状。

[0017] [发明的效果]

[0018] 根据本发明,在超声波探头中,可以减轻压电元件、声匹配层、保护膜等的设计上的限制。并且,根据本发明,能够以低成本而且容易地制造超声波探头。此外,根据本发明,在超声波探头中,可以一方面具备经由与被测体的抵接面照射光的功能,一方面容易地形成平滑的抵接面。在本发明的超声波探头中,用于声透镜的聚甲基戊烯(polymethylpentene,PMP)与聚对二甲苯(polyparaxylylene)同样地,具有耐电压性、生物相容性及耐化学性。

附图说明

[0019] 图1是表示本发明的实施方式的超声波探头的一例的侧视图。

- [0020] 图2是图1的超声波探头的前视图。
- [0021] 图3是沿图2的III-III线的主要部分剖面图。
- [0022] 图4是图3的局部放大图。
- [0023] 图5A及图5B是表示超声波探头的反射回波(reflection echo)的强度的图。
- [0024] [符号的说明]
- [0025] 10:抵接面
- [0026] 10a:超声波收发面
- [0027] 10b:光射出面
- [0028] 20:压电元件
- [0029] 21:第一孔(孔)
- [0030] 22:压电元件的后表面(端面)(主面)
- [0031] 23:压电元件的前表面(端面)(主面)
- [0032] 30:声匹配层
- [0033] 31:第二孔
- [0034] 32:声匹配层的前表面(端面)(接合面)
- [0035] 33:声匹配层的后表面(端面)
- [0036] 40:声透镜
- [0037] 41:声透镜的前表面
- [0038] 42:声透镜的后表面
- [0039] 50:基底材料
- [0040] 51:第三孔
- [0041] 52:基底材料的前表面
- [0042] 53:基底材料的侧周面
- [0043] 54:槽
- [0044] 60:光源
- [0045] 70:光纤
- [0046] 71:光纤的前端
- [0047] 80:探头壳体
- [0048] 81:开口部
- [0049] 82:探头壳体的前端
- [0050] 100:超声波探头
- [0051] 100a:超声波探头的前端
- [0052] 100b:超声波探头的基端部分
- [0053] CA:电缆
- [0054] CO:连接端子
- [0055] D:轴向
- [0056] T:声匹配层的厚度

具体实施方式

[0057] 以下,一边参照附图,一边对实施方式进行说明。但是,本发明并不限于此。并且,在附图中,为了说明实施方式,包含将一部分加以放大或强调地进行描绘等适当变更比例尺来表现的部分。

[0058] 图1是表示实施方式的超声波探头100的整体构成的一例的侧视图。如图1所示,超声波探头100形成为细长的杆状。

[0059] 超声波探头100是用作超声波诊断装置的超声波的收发部。在所述超声波诊断装置中,超声波探头100经由电缆CA及连接端子C0与超声波诊断装置本体(未图示)电连接。超声波探头100的基端部分(在图1中为超声波探头100的右侧端部分)100b与电缆CA连接。超声波探头100的运行用的电源是从超声波诊断装置本体经由电缆CA供给至超声波探头100。超声波探头100对被测体发送超声波,并且接收经被测体反射的超声波,并将经反射的超声波转换成电信号,将电信号经由电缆CA发送至超声波诊断装置本体。

[0060] 图2是超声波探头100的前视图,是从前端100a侧(前方)观察超声波探头100时的图。如图2所示,从超声波探头100的前端100a侧观察时的外形呈大致正圆形状。

[0061] 包含这种超声波探头100的超声波诊断装置主要是用来测定眼球的眼轴长度。这时,被测体为眼球。但是,所述超声波诊断装置也可以用于眼轴长度测定以外的用途。实施方式的超声波探头100是例如眼轴长度测定用的超声波探头,将超声波探头100的前端100a的抵接面10直接贴放在眼球上来使用。抵接面10形成为可抵接于作为被测体的眼球,当测定眼轴长度时抵接于眼球。当使用所述超声波诊断装置测定眼球的眼轴长度时,超声波探头100向眼球发送超声波,并且接收经眼球反射的超声波。而且,在测定眼轴长度时,超声波探头100向眼球射出光。抵接面10包含:收发超声波的超声波收发面10a、以及射出光的光射出面10b。

[0062] 图3是超声波探头100的主要部分剖面图,表示沿图2的III-III线(穿过超声波探头100的抵接面10的中心部分而且沿轴向D延伸的线)的剖面图的主要部分。如图3所示,超声波探头100是包含压电元件20、声匹配层30、声透镜40、基底材料(backing material)50、光源60、光纤70及探头壳体80而构成。

[0063] 图4是图3的局部放大图,是将图3的超声波探头100的前端100a部分加以放大的图。如图3及图4所示,压电元件20被收容在探头壳体80内。压电元件20例如经由接着剂而固接于基底材料50的前表面(前端侧的面)52。压电元件20的后表面(基端侧的面)22是与基底材料50的前表面52接合的接合面。压电元件20的前表面(前端侧的面)23是与声匹配层30的后表面33接合的接合面。压电元件20是所谓圆型的元件,形成为以超声波探头100的轴向D为厚度方向的正圆形的圆板状。压电元件20的厚度方向上的两个端面(主面)22、23为平面。压电元件20具备压电性,由压电材料形成。压电元件20由锆钛酸铅(lead zirconate titanate, PZT)或以PZT为主成分的材料形成。PZT是压电陶瓷,是压电效率比较高的材料之一。

[0064] 在压电元件20的厚度方向上的两个端面22、23上,分别设置有未图示的电极。通过对所述电极施加规定的交流电压,而在压电元件20中产生超声波。并且,压电元件20接收经被测体即眼球反射的超声波,并将所接收的超声波转换成电信号。

[0065] 在压电元件20的厚度方向上的两个端面22、23的中央部分,设置有在厚度方向上

贯穿压电元件20的第一孔(孔)21。第一孔21形成成为光纤70可插通。第一孔21的剖面形状例如为与光纤70的剖面形状相同的形状,第一孔21的剖面的面积例如设定为稍大于光纤70的剖面的面积。

[0066] 声匹配层30是用于使压电元件20与被测体即眼球的声性质(acoustic property)相匹配的层。声匹配层30是用来使超声波高效率地穿透眼球。即,设置声匹配层30的目的在于:当从超声波探头100向眼球发送了超声波时,减小在眼球的表面上的超声波的反射。

[0067] 声匹配层30配置在压电元件20的前方侧(超声波收发面10a侧)。声匹配层30的前表面(前端侧的面)32是与声透镜40的后表面(基端侧的面)42接合的接合面。声匹配层30的后表面(基端侧的面)33是与压电元件20的前表面23接合的接合面。声匹配层30形成成为以超声波传播的方向(超声波探头100的轴向D)为厚度方向的正圆形的圆板状,厚度方向上的两个端面32、33为平面。声匹配层30是以相对于压电元件20在厚度方向上层叠的方式而设置。

[0068] 声匹配层30由环氧树脂形成。再者,声匹配层30并不限于环氧树脂,而可以由各种材料形成。并且,声匹配层30既可以是单层构造,也可以是层叠构造。

[0069] 声匹配层30在超声波传播的方向上具有规定的厚度T。将在声匹配层30上传播的超声波的波长设为 λ 时,厚度T设定为 $\lambda/4$ 。在这里,厚度T是根据超声波的频率及压电元件20的材质来设定,当将声匹配层30中的声速设为v,将频率设为f时,波长 λ 为 v/f 。例如,当 $v=2200\text{m/s}$, $f=10\text{MHz}$ 时,波长 λ 为 $220\mu\text{m}$,厚度T为波长 λ 的四分之一而成为 $55\mu\text{m}$ 。

[0070] 在声匹配层30的厚度方向上的两个端面(主面)32、33的中央部分,设置有在厚度方向上贯穿声匹配层30的第二孔31。第二孔31与第一孔21及后述第三孔51连通。第二孔31与第一孔21同样地形成成为光纤70可插通。第二孔31的剖面形状例如为与光纤70的剖面形状相同的形状,第二孔31的剖面的面积例如设定为稍大于光纤70的剖面的面积。再者,在声匹配层30中,也可以不设置第二孔31。当不设置第二孔31时,声匹配层30也可以形成成为透明或半透明,并形成成为使从光纤射出的光沿声匹配层30的厚度方向穿透。

[0071] 声透镜40形成于超声波探头100的前端100a部分。声透镜40具有抵接面10。抵接面10如上所述,在使用超声波探头100测定眼轴长度时抵接于眼球。

[0072] 抵接面10也是声透镜40的前表面(前端侧的面)41,位于超声波探头100的前端100a。抵接面10如上所述,包含:收发超声波的超声波收发面10a以及射出光的光射出面10b(参照图2)。

[0073] 抵接面10形成成为凹状的曲面。因此,与形成成为凸状面或平面等的情况相比,抵接面10形成成为相对于被测体即眼球的曲面状的表面更适合的形状。超声波收发面10a及光射出面10b形成于同一面上。在本实施方式中,抵接面10为凹状的曲面,所以超声波收发面10a及光射出面10b形成于同一曲面上。

[0074] 声透镜40使从超声波探头100发送的超声波收敛。因此,超声波收发面10a成为设定为规定曲率的凹状的曲面。在抵接面10上,超声波收发面10a的区域与超声波探头100的轴向D观察时的声匹配层30的区域大致相同(参照图2)。

[0075] 从超声波探头100的轴向D观察时,声透镜40的前表面41(抵接面10)的外形呈正圆形。并且,声透镜40的后表面(与前表面41为相反侧的主面)42呈正圆形的平面状。再者,声透镜40的前表面41及后表面42并不限于正圆形,例如也可以是长圆形、椭圆形、多边形等。并且,抵接面10的表面形状并不限于凹面状,也可以是平面状或平缓的凸面状等。

[0076] 声透镜40配置在声匹配层30的前侧(超声波探头100的前端100a侧)。声透镜40的一部分配置成与声匹配层30在厚度方向上重叠。声透镜40的后表面42的一部分与声匹配层30的接合面32接合。声透镜40配置在光纤70的前侧(前端侧)。光纤70未贯穿声透镜40,抵接面10与光纤70相离。声透镜40的后表面42与光纤70的前端71抵接,但是也可以相离。声透镜40是以嵌入至形成于探头壳体80的前端部分的开口部81的方式而固定。包含抵接面10的声透镜40的前端部分比探头壳体80的前端82更向前方突出,形成为抵接面10可抵接于被测体即眼球的大小。

[0077] 抵接面10上的光射出面10b的区域与超声波探头100的轴向D观察时的光纤70的前端71的区域大致相同(参照图2)。再者,在抵接面10上,光射出面10b的区域既可以一部分与超声波收发面10a的区域重叠,也可以是与超声波收发面10a的区域不同的区域。

[0078] 由于声透镜40抵接于眼球,所以在声透镜40中,使用抵接于生物的眼球时引起异物反应的可能性小(具有生物相容性)的材料。并且,声透镜40由具有耐电压性(绝缘性)的树脂形成。声透镜40在超声波探头100的轴向D上具有厚度。声透镜40的厚度是以使超声波探头100具备规定的耐电压性的方式而设定。在超声波探头100中,特别是探头壳体80的开口部81的内侧的部分的耐电压性是通过包含所述声透镜40的构成来确保。即,在实施方式中,虽然如上所述将声匹配层30设定为 $\lambda/4$ 而形成得较薄,而且在超声波探头100的前表面上没有形成聚对二甲苯涂层等保护膜,但是通过应用具有耐电压性(绝缘性)的树脂的构件作为声透镜40,并且调整声透镜40的厚度,来确保超声波探头100的耐电压性。

[0079] 作为构成声透镜40的树脂材料,使用聚甲基戊烯(polymethylpentene, PMP)。聚甲基戊烯是比重比较小的塑料。通过所述构成,可以使声透镜40的声阻抗(acoustic impedance)比较小,由此可以提高声透镜40中的超声波的穿透效率。并且,聚甲基戊烯是透明的树脂,声透镜40为透明。通过所述构成,可以在声透镜40中使从光纤70的前端71射出的光高效率地穿透至光射出面10b为止。此外,聚甲基戊烯具有耐化学性,声透镜40具有耐化学性。通过所述构成,即使在清洗抵接面10时等使用消毒液等化学品的情况下,也可以抑制由化学品引起的声透镜40的劣化。

[0080] 再者,声透镜40既可以只由聚甲基戊烯形成,也可以由以聚甲基戊烯为主成分的材料形成。并且,声透镜40既可以由以聚甲基戊烯以外的材料为主成分的材料形成,也可以不含聚甲基戊烯而使用其它树脂材料来形成,例如也可以是硅橡胶(silicon rubber)等。并且,声透镜40并不限定于为透明,也可以为半透明。当声透镜40为半透明时,声透镜40具有从光纤70的前端71射出的光到达光射出面10b为止的程度的透光性。

[0081] 基底材料50是以被收容于探头壳体80内的状态而固接在探头壳体80上。在基底材料50的前表面52上固接着压电元件20。通过所述构成,基底材料50抑制压电元件20的多余振动的产生。例如,基底材料50呈包含以超声波探头100的轴向D为高度方向的大致圆柱形状的形状,例如为橡胶系的树脂。在基底材料50的侧周面53上,形成有用于配置接着剂的槽54、槽54。当使基底材料50固接于探头壳体80的内部时,在将基底材料50插入至探头壳体80的内部之前,在槽54、槽54内涂布接着剂。槽54的剖面形状呈V字状。

[0082] 基底材料50在超声波探头100的轴向D观察(高度方向观察)时的中央部分上,设置有沿轴向D贯穿基底材料50的第三孔51。第三孔51与第一孔21及第二孔31连通。第三孔51与第一孔21及第二孔31同样地形成为光纤70可插通。第三孔51的剖面形状例如呈与光纤70的

剖面形状相同的形状,第三孔51的剖面的面积设定为例如稍大于光纤70的剖面的面积。第一孔21、第二孔31及第三孔51分别形成为沿超声波探头100的轴向D观察时,呈相同形状且相同大小,并且相互重叠。

[0083] 光源60被收容在探头壳体80内,例如,配置在光纤70的基端侧。光源60产生经由超声波探头100的光射出面10b而射出的光。光源60例如为发光二极管(Light Emitting Diode,LED)灯。光源60的基端部(后方部)与未图示的电源电连接。通过从所述电源对光源60供给电力,而使光源60发光。光源60向其前端方向(前方)的光纤70射出光。

[0084] 例如,光纤70被收容在探头壳体80内,而配置在光源60的前端侧(前方侧)。光纤70是与光源60相离而配置。光纤70对从光源60接收到的光进行引导,而朝向比前端71更前方射出。光纤70形成为直线状,配置成沿超声波探头100的轴向延伸。光纤70插通至第一孔21、第二孔31及第三孔51中,贯穿压电元件20、声匹配层30及基底材料50。另一方面,如上所述,光纤70没有贯穿声透镜40。如上所述,光纤70的前端71抵接于声透镜40的后表面42,但是也可以与声透镜40相离。

[0085] 再者,光源60及光纤70并不限定于所述构成。例如,光源60及光纤70也可以设为将两者形成为一体或一体地设置,来取代个别地形成并且相离而配置。而且,光源60也可以设置在探头壳体80的外部。这时,在超声波探头100中,既可以附设用于将光源60的光引导至光纤70为止的构件,也可以设为使光纤70的基端部分伸长而弯曲并拉伸至光源60为止。并且,光纤70并不限定于形成为直线状,只要是将光源60的光引导至声透镜40的光射出面10b的背面为止的构成即可,例如也可以形成为曲线状等。

[0086] 探头壳体80形成为可收容压电元件20、声匹配层30、声透镜40、基底材料50、光源60及光纤70。探头壳体80例如由具有绝缘性的树脂形成。探头壳体80收容并保持压电元件20、声匹配层30、声透镜40、基底材料50、光源60及光纤70。例如,探头壳体80形成为具备使用者握持超声波探头100时不会产生变形等的刚性。从探头壳体80的基端部(后方部)拉出电缆CA(参照图1)。

[0087] 所述实施方式的超声波探头100在其表面上,不具有例如聚对二甲苯涂层等保护膜。但是,超声波探头100也可以是具有所述保护膜的构成,这时,保护膜例如也可以在包含声透镜40的前表面41的面上成膜。

[0088] 其次,对测定眼轴长度时的超声波探头100的具体运行的一例进行说明。

[0089] 当利用超声波探头100进行眼轴长度测定时,使超声波探头100的抵接面10抵接于眼球(被测体)。

[0090] 在眼球抵接于抵接面10的状态下,从超声波探头100向眼球发送超声波。所述超声波是在压电元件20中产生,并依次穿透声匹配层30及声透镜40,经由超声波收发面10a(参照图2)而发送。

[0091] 并且,在眼球抵接于抵接面10的状态下,从超声波探头100向眼球照射光。所述光在光源60中产生,并依次穿透光纤70及声透镜40,经由光射出面10b(参照图2)而照射。

[0092] 经眼球反射的超声波,经由超声波收发面10a而发送至超声波探头100。所述接收波依次穿透声透镜40及声匹配层30,抵达至压电元件20。接收波在压电元件20中转换成电信号,而发送至电缆CA(参照图1)。

[0093] 如以上所述,根据所述实施方式,在超声波探头100的前端100a设置使超声波收敛

的声透镜40。在现有的超声波探头中,为了使超声波收敛而将压电元件及声匹配层设为具有规定曲率的凹面的形状,但在所述实施方式中,通过设为具备声透镜40的构成,而使得压电元件20及声匹配层30的形状不需要设为具有凹状面的形状。所述实施方式的压电元件20及声匹配层30呈具有平面的板状,所以与具有凹状面的形状的构件相比可以更容易地制造。由此,可以容易地制造超声波探头100。

[0094] 并且,根据所述实施方式,声透镜40是由具有耐电压性(绝缘性)的材料形成为规定厚度,以使超声波探头100具备耐电压性。在现有的超声波探头中,是通过将声匹配层30形成得较厚而且在声匹配层30上形成以聚对二甲苯为主原料的保护膜,来确保特别是由探头壳体80的开口部81包围的部分的耐电压性,但是在所述实施方式中,在超声波探头100中设置声透镜40,所以这样一来,可以使声匹配层30的厚度T的可设定的范围在变薄的方向上扩大(可以使厚度T更薄),并且也能够不具有保护膜而构成超声波探头100。由此,可以将声匹配层30的厚度T容易地设定为例如 $\lambda/4$ 等薄的厚度。并且,在所述实施方式的超声波探头100中,由于不具有这种保护膜,所以在超声波探头100的制造步骤中不需要保护膜的成膜步骤,因此,这样一来,能够以低成本制造超声波探头100。并且,由于将声匹配层30的厚度T设定为 $\lambda/4$,所以与将厚度T设定为其它值的情况相比,能够在声匹配层30中获取良好的声匹配。

[0095] 并且,根据所述实施方式,在光纤70的前端71侧配置透明的声透镜40,超声波收发面10a及光射出面10b形成于同一曲面上。通过所述构成,在从抵接面10射出光的超声波探头的构成中,容易将抵接面10形成得平滑。即,由于在光纤70的前端71侧配置声透镜40,所以可防止因为存在光纤70而在抵接面10上形成阶差等,从而可以在声透镜40中容易地形成平滑的抵接面10。并且,声透镜40为透明,所以从光纤70射出的光会高效率地穿透声透镜40。

[0096] 接着,对超声波探头所接收到的反射回波(接收波)的强度(电平)的测定结果进行说明。图5A及图5B是表示超声波探头的反射回波的强度的图。图5A是比较例,图5B是表示实施方式的超声波探头100的测定结果的图。在图5A、图5B中,纵轴是反射回波的强度(单位:dBm),一格是5dB。横轴是频率(单位:MHz)。在图5A、图5B中,表示从0MHz到20MHz的范围内的反射回波的强度。再者,图5A的比较例是使用现有型的超声波探头来进行测定。在实施方式的超声波探头100中没有施加聚对二甲苯涂层,与此相对,在所述现有型的超声波探头中则施加了聚对二甲苯涂层。

[0097] 在所述测定中,利用频谱分析器(spectrum analyzer)来观测超声波探头所接收到的反射回波。然后,利用图5A及图5B的测定数据,算出部分带宽(Fractional Bandwidth, FB)。部分带宽的计算方法及计算结果,如下所述。

[0098] 首先,当将比所观测到的反射回波的峰值(最大电平点)低6dB的点的频率设为低频(Lower Frequency, FL)、高频(Higher Frequency, FH)时,利用 $FC = (FL + FH) / 2$ [MHz]的式子,对中心频率(Center Frequency, FC)(有时记作“Fc”)进行界定。在这里,FL(Lower Frequency)(有时记作“F1”)是-6dB下限频率。并且,FH(Higher Frequency)也是上频率(upper Frequency, Fu),是-6dB上限频率。

[0099] 接着,利用 $FB = (FH - FL) / FC \times 100$ [%]的式子,对部分带宽(FB)进行界定,并算出部分带宽(FB)。具体来说,根据所述式子,图5A的比较例的部分带宽为 $(11.40 - 8.56) / 9.98$

$\times 100\% = 28.5\%$ 。同样地,根据 $FB = (F_u - F_l) / F_c \times 100[\%]$ 的式子,图5B的部分带宽为 $(12.25 - 7.95) / 10.10 \times 100\% = 42.5\%$ 。

[0100] 根据所述结果,图5B的超声波探头100的部分带宽为42.5%,比图5A的比较例(现有型的超声波探头的测定结果)的部分带宽(28.5%)更宽。并且,如图5A及图5B所示,超声波探头100的部分带宽与比较例相比,-6dB下限频率(F_L)在低频侧更宽,而且-6dB上限频率(F_u、F_H)在高频侧更宽。其结果可确认,实施方式的超声波探头100与现有型的超声波探头相比,部分带宽更宽,特性更好。

[0101] 并且,实施方式的超声波探头100与现有型的超声波探头相比,接收波形中的脉冲宽度(Pulse Width)更短。在这里,所谓脉冲宽度,是指相对于反射回波(接收回波)的峰值,振铃(ringing)(信号波形的变形)为1/10(-20dB)、1/100(-40dB)、1/1000(-60dB)以下的时间。由此,实施方式的超声波探头100与现有型的超声波探头相比,距离分辨率更好,特性更好。

[0102] 以上,已对本发明的超声波探头的实施方式进行了说明,但是本发明并不限于所述说明,而可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种变更。并且,所述实施方式中所说明的一个以上的要件有时会予以省略。这种变更或改良、省略的方式也包含于本发明的技术范围内。

[0103] 在所述实施方式中,压电元件20由圆型PZT形成,但是并不限于此。例如,关于压电元件20的形状,也可以是厚度方向上的端面形成为凹面状的弯曲的板状的形状、或方柱形状的形状等,作为构成压电元件20的材料,也可以是钛酸钡(BaTiO₃)、钛酸铅(PbTiO₃)、压电薄膜、压电高分子膜等。

[0104] 并且,在所述实施方式中,声匹配层30由圆板状的环氧树脂形成,但是并不限于此。例如,关于声匹配层30的形状,也可以不形成为具有与压电元件20重合的平面的圆板状,而是厚度方向上的端面形成为凹面状的弯曲的板状的形状、或方柱形状的形状等。

[0105] 并且,在所述实施方式中,声匹配层30的超声波传播的方向的厚度T是设定为 $\lambda/4$,但是并不限于此,例如,厚度T也可以设定为 $\lambda/2$ 等。

[0106] 并且,在所述实施方式中,第一孔21、第二孔31及第三孔51分别形成于压电元件20、声匹配层30、基底材料50的中央部分而且插通着光纤70,但是并不限于此,例如,所述第一孔21、第二孔31及第三孔51也可以形成于周边部分而不形成于压电元件20等的中央部分,还可以是光纤70无法插通而只供光穿过孔的构成。

[0107] 并且,所述实施方式具备光纤70,然而是否具备光纤70为任意,例如,也可以是将光源60的光不经由光纤70而直接发送至光射出面10b为止的构成。

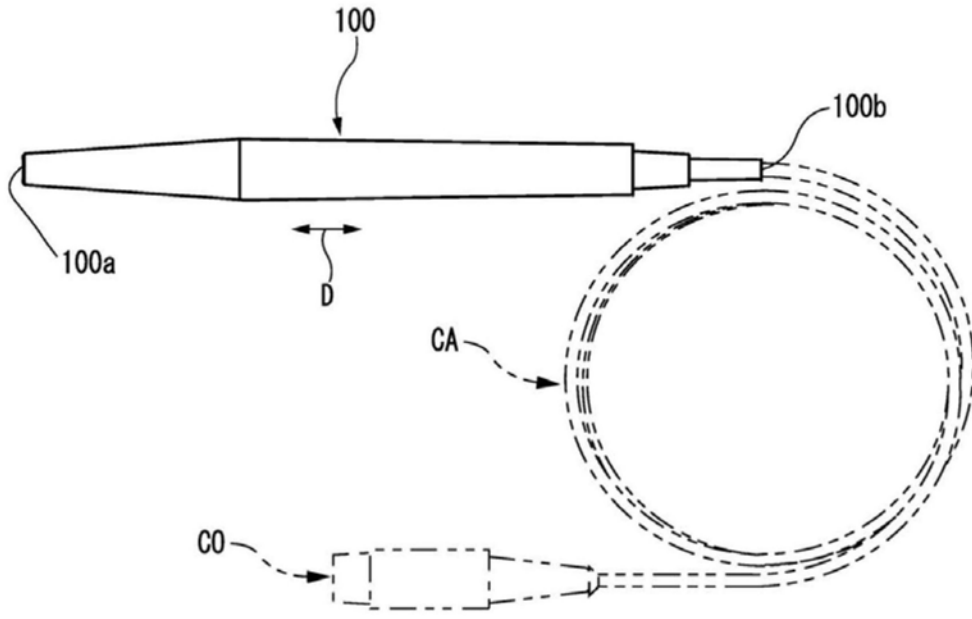


图1

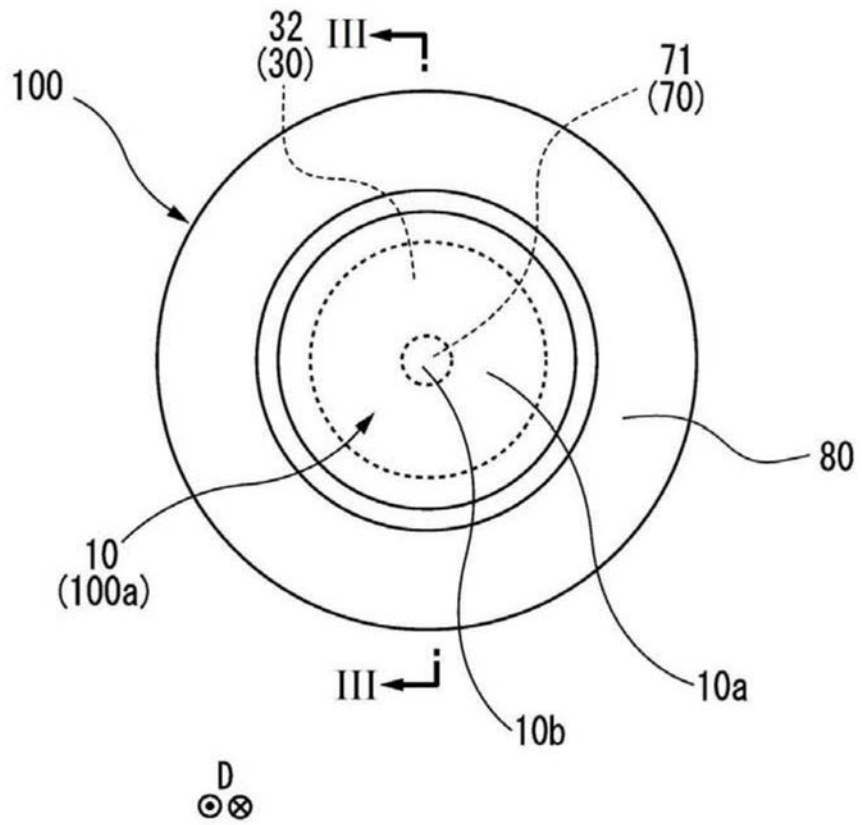


图2

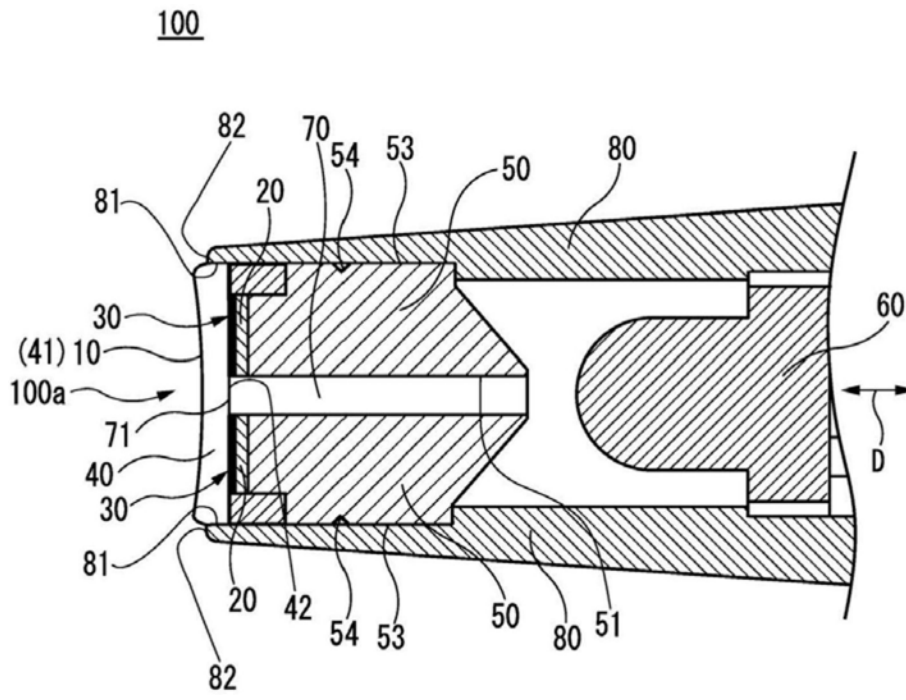


图3

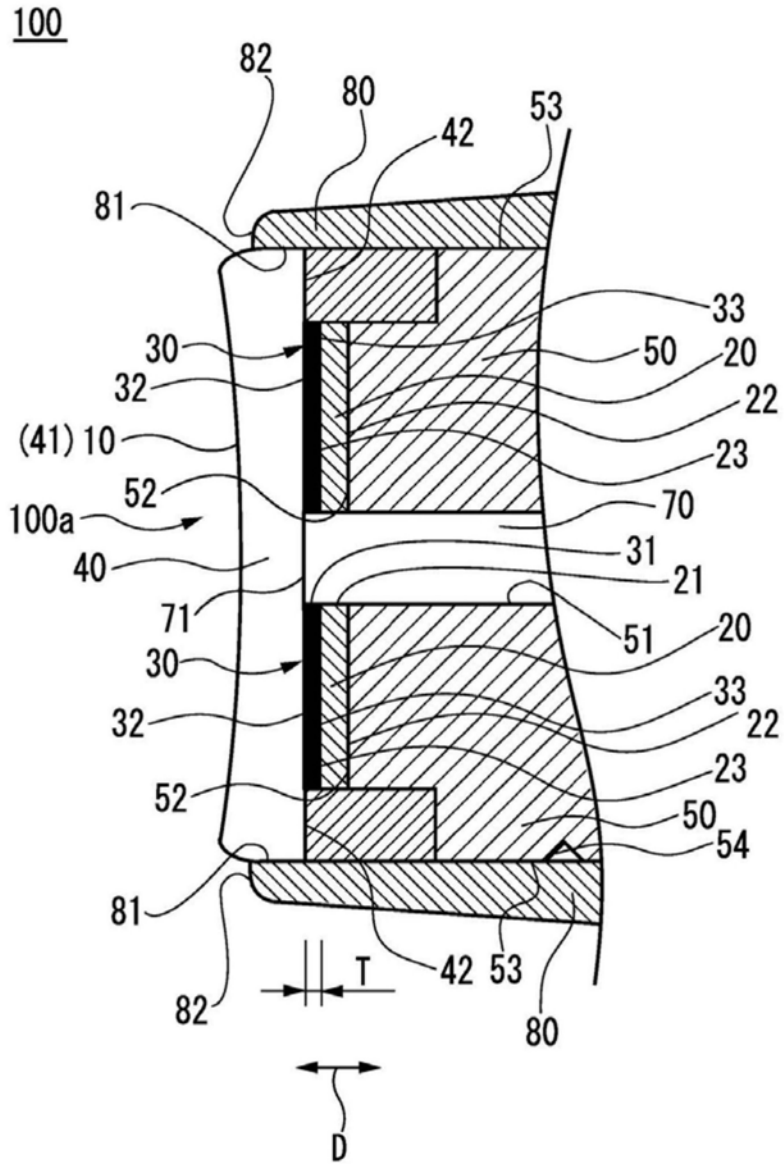


图4

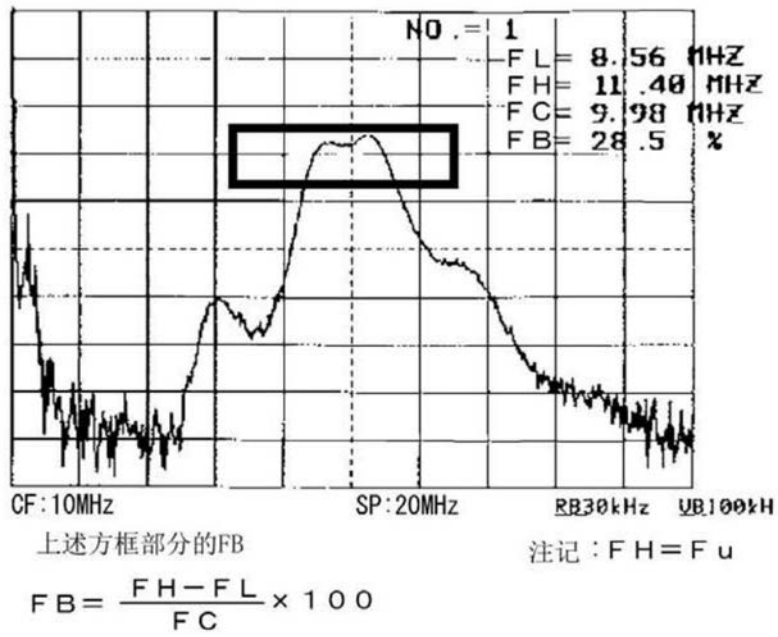


图5A

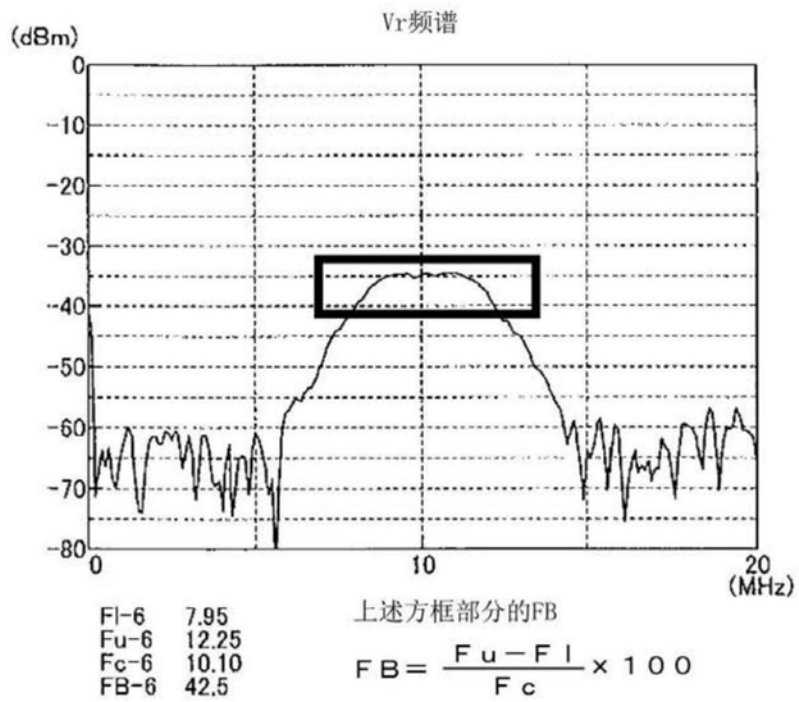


图5B

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	CN109567859A	公开(公告)日	2019-04-05
申请号	CN201811099359.3	申请日	2018-09-20
[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)	日本电波工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日本电波工业株式会社		
[标]发明人	込山和彦 长谷川恭伸		
发明人	込山和彦 长谷川恭伸		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/10		
CPC分类号	A61B3/1005 A61B3/0008 A61B8/10 A61B8/4281 A61B8/4416 A61B8/4483 A61B8/4494 G01N29/2437 G01N29/28 A61B8/4444		
代理人(译)	杨贝贝		
优先权	2017187485 2017-09-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头，能够减轻设计上的限制，以低成本容易地制造，并具有从与被测体的抵接面照射光的构成，确保抵接面的平滑度。超声波探头(100)包括：由圆型的形状构成的产生超声波的压电元件(20)、用于使超声波聚焦的声透镜(40)、及用于减小来自被测体的超声波的反射的声匹配层(30)，在压电元件的中央具有孔(21)，在所述孔内贯穿着引导光源的光的光纤(70)，而一边照射光，一边收发超声波。在声透镜的材料中，使用具有耐电压性的树脂，并主要使用聚甲基戊烯，在声匹配层中，通过不施加用于确保耐电压性的聚对二甲苯涂层，而将声匹配层的厚度设为 $\lambda/4$ ，构成为光纤的前端(71)不贯穿声透镜，将压电元件及声匹配层的形状设为平面状。

