



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101589958 B

(45) 授权公告日 2013. 04. 17

(21) 申请号 200910143785. 7

US 2005/0090729 A1, 2005. 04. 28,

(22) 申请日 2009. 05. 26

US 5291090 A, 1994. 03. 01,

(30) 优先权数据

US 5050128 , 1991. 09. 17,

2009-063046 2009. 03. 16 JP

US 2005/0184624 A1, 2005. 08. 25,

2008-139317 2008. 05. 28 JP

审查员 谢春苓

(73) 专利权人 日本电波工业株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 松泽格

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101006931 A, 2007. 08. 01,

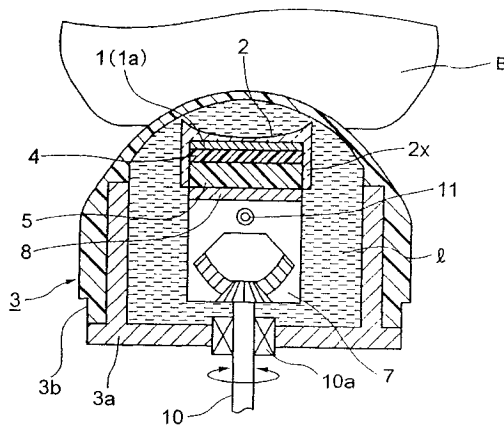
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

短轴运动型超声波探头

(57) 摘要

本发明涉及一种能够抑制传播损失、并能提高灵敏度的短轴运动型超声波探头。本发明的短轴运动型超声波探头,包括:压电元件组,多个压电元件沿着压电元件的长轴方向排列;声透镜,设置在所述压电元件组的超声波发送/接收面侧,并且在所述压电元件的短轴方向上具有既定曲率;以及密闭容器,收容设置有所述声透镜的压电元件组,并且填充有作为超声波介质的液体;在压电元件组沿着其短轴方向运动并对生物体发送/接收超声波的短轴运动型超声波探头中,声透镜是由与硅树脂相比超声波的传播损失少、且与生物体相比音速大的材料形成的凹透镜,凹透镜的音速  $c_1$ 、液体的音速  $c_2$ 、以及生物体的音速  $c_3$  的关系构成为  $c_1 > c_3 > c_2$ 。



1. 一种短轴运动型超声波探头,包括:压电元件组,多个压电元件沿着该压电元件的长轴方向排列;声透镜,设置在所述压电元件组的超声波发送/接收面侧,并且在所述压电元件的短轴方向上具有曲率;以及密闭容器,收容设置有所述声透镜的压电元件组,并且填充有作为超声波介质的液体;所述压电元件组沿着所述短轴方向运动并对生物体发送/接收超声波的短轴运动型超声波探头的特征在于,所述声透镜是由与硅树脂相比超声波的传播损失少、且与生物体相比音速大的材料形成的凹透镜,所述凹透镜的音速  $c_1$ 、所述液体的音速  $c_2$ 、以及所述生物体的音速  $c_3$  的关系为  $c_1 > c_3 > c_2$ 。

2. 根据权利要求 1 所述的短轴运动型超声波探头,其特征在于,相对于所述凹透镜的焦点距离  $f$  的曲率半径  $r$  是

由  $r = \{(c_1 - c_2) / (c_1 \cdot c_2)\} \cdot c_3 \cdot f$  确定。

3. 根据权利要求 1 所述的短轴运动型超声波探头,其特征在于,所述声透镜由甲基戊烯树脂形成,并且作为超声波介质的所述液体由聚丙二醇形成。

4. 根据权利要求 1 所述的短轴运动型超声波探头,其特征在于,所述压电元件组沿着所述压电元件的短轴方向以圆弧状旋转摇动。

5. 根据权利要求 1 所述的短轴运动型超声波探头,其特征在于,所述压电元件组沿着所述压电元件的短轴方向进行直线往复移动。

## 短轴运动型超声波探头

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种沿着压电元件组的短轴方向旋转摇动或者直线往复移动的短轴运动型超声波探头,特别涉及一种设置在形成于压电元件组的前面的超声波发送/接收面上的声透镜。

### 背景技术

[0002] 在短轴运动型超声波探头中,对作为超声波发生源的压电元件组沿其短轴方向进行机械地扫描,并且,沿其长轴方向进行电子地扫描。因此,短轴运动型超声波探头与例如沿着短轴方向和长轴方向的任一方向进行电子扫描的矩阵型相比较,由于容易进行电性配线并能够获得三维图像,因此最近引起了注意。

[0003] 图 5A 和图 5B 是说明旋转摇动型的短轴运动型超声波探头的一个现有例的图示,图 5A 是其长轴方向的剖面图,图 5B 是其短轴方向的剖面图。

[0004] 该超声波探头至少具有压电元件组 1、声透镜 2、以及密闭容器 3。压电元件组 1 由沿着作为宽度方向的长轴方向排列的多个压电元件 1a 构成,这里,这些元件固定在背衬件 4 上。背衬件 4 沿着长轴方向固定在圆弧状的基台 5 上,因此压电元件组 1 沿着长轴方向形成凸起的形状。在压电元件组 1 上设置有未图示的声整合层,用于计量生物体(例如,人体的乳房)与声阻抗的整合。

[0005] 声透镜 2,设置在成为压电元件组 1 的超声波发送/接收面侧的声整合层上,是在作为压电元件长度方向的短轴方向上具有曲率的凸透镜。而且,声透镜 2 具有一对腿部 2x,腿部 2x 覆盖压电元件组 1 等的整个外侧面。这里,声透镜 2 由与生物体相比具有较小音速的硅树脂形成。

[0006] 在现有例的情况下,如图 6 所示,与声透镜 2 厚度最大的中央部的超声波  $P_1$  相比,声透镜 2 的两端部的超声波  $P_2$  的传播(行进)较快,因此,如图 6 所示,超声波的波面成为声透镜 2 的中心部最慢的曲线 W 示出的弯曲面。因此,如实线所示,超声波 P 朝向声透镜 2 的中心线 A 行进,根据声透镜 2 的曲率会聚在符号 x 所示的焦点距离 f。因此,提高了相对于生物体 B 的被检测部(疾病部)的超声波传播效率。

[0007] 如图 5A 和图 5B 所示,压电元件组 1 和声透镜 2 的密闭容器 3 由剖面均为凹状的容器主体(内壳)3a 和覆盖容器主体 3a 的盖 3b 形成。在容器主体 3a 上安装有通过电动机 11、伞齿轮机构 7 等沿短轴方向旋转摇动的固定台 8。在固定台 8 上预先固定,固定有压电元件组 1 等的基台 5。并且,设置在压电元件组 1 的超声波发送/接收面侧的声透镜 2 与盖 3b 的内壁面 3b<sub>1</sub> 对面,来自盖 3b 的超声波对于生物体 B 进行发送/接收。

[0008] 在密闭容器 3 的内部空间中,从未图示的密闭容器 3 的注入孔填充例如聚丙二醇的液体 1,作为防止来自压电元件组 1 的超声波衰减的超声波介质。并且,在密闭容器 3 中未填充液体 1 并且在盖 3b 的内壁面 3b<sub>1</sub> 与压电元件组 1 的表面之间存在空气的情况下,超声波的衰减变大,传播效率恶化,因此不能期望对于生物体进行正常的超声波的发送/接收。

[0009] 图 5A 和图 5B 中示出的符号 10 为伞齿轮 7 的驱动轴, 10a 为其轴承, 11 为使固定台 8 自由旋转的销。

[0010] 并且, 伞齿轮 7 的驱动轴 10, 被收容在嵌合于密闭容器 3 的盖 3b 的端部的外壳 15 内, 并通过连接于电导线 12 的电动机 11 经由支架 13 支承的齿轮系 11a 使其旋转。

[0011] 参照专利文献 1: 日本特开 2007-267817 号公报、专利文献 2: 日本特开 2008-80093 号公报、专利文献 3: 日本实开昭 57-23599 号公报、以及非专利文献 1: 基础物理学, 上卷, 作者: 金原寿郎, 发行人: 我孙子贞次, 昭和 46 年 2 月 1 日发行, p221 (薄透镜的公式)。

[0012] 现有技术的问题

[0013] 但是, 在具有所述构成的现有的超声波探头中, 声透镜 2 (凸透镜) 由硅树脂 (橡胶) 形成, 因此超声波的传播损失较大。在这种情况下, 诊断部离生物体 B 的表面越近并且超声波的焦点距离  $f$  越短, 声透镜 2 的曲率半径就越小。因此, 由于声透镜 2 的中心部的厚度变大, 因此传播损失更大。并且有以下问题, 传播损失越是增大, 超声波探头的灵敏度就越是减小。

[0014] 并且, 当作为超声波介质的生物体 B 的音速 (声波通过生物体内的速度, 下同) 为  $c_3$  (1500m/s), 由硅树脂形成的声透镜 2 的音速为  $c_1$  (1000m/s), 焦点距离为  $f$  时, 声透镜 2 的曲率半径  $r$  可以由下面的公式 (A) 表示。这里,  $n$  为以生物体 B 为基准的声透镜的折射率,  $n = c_1/c_3$ 。并且, 如果曲率半径  $r$  通过公式 (A) 计算出是负数, 则为凸透镜, 如果是正数, 则为凹透镜。

$$[0015] \quad r = f \{1 - (c_3/c_1)\}$$

$$[0016] \quad = f \{(n-1)/n\} \cdots (A)$$

[0017] 从该公式 (A) 可以看出, 焦点距离  $f$  越短, 声透镜 2 的曲率半径就越小。通常, 在从生物体 B 的表面诊断其深部的情况下 (焦点距离  $f$  较长的情况下), 适合用低频率带的超声波, 例如 3.5MHz, 在诊断生物体表面附近的情况下 (焦点距离  $f$  较短的情况下), 适合用高频率带的超声波, 例如 10MHz。并且, 虽然作为超声波介质的液体 1 的音速  $c_2$  (1370m/s) 也有影响, 但是, 通常处理为与生物体的音速  $c_3$  同等。

## 发明内容

[0018] (发明要解决的技术问题)

[0019] 本发明的目的在于提供一种能够抑制传播损失并能提高灵敏度的短轴运动型超声波探头。

[0020] (发明的公开)

[0021] 在本发明中, 本发明人的着眼点为, 第一, 声透镜适用音速比生物体大并且传播损失比硅树脂小的树脂, 作为凹透镜。第二, 如果填充于密闭容器内的作为超声波介质的液体的音速比生物体的音速小, 则与凹透镜与生物体的音速差相比, 能够使凹透镜与液体的音速差变大, 并使凹透镜的厚度减小。

[0022] (解决技术问题的技术手段)

[0023] 本发明的短轴运动型超声波探头, 包括, 压电元件组, 将多个压电元件沿着作为所述压电元件宽度方向的长轴方向排列; 声透镜, 设置在所述压电元件组的超声波发送 / 接

收面侧,并且在作为所述压电元件长度方向的短轴方向上具有曲率;以及密闭容器,收容设置有所述声透镜的压电元件组,并且填充有作为超声波介质的液体;在所述压电元件组沿着所述短轴方向运动并对生物体发送/接收超声波的短轴运动型超声波探头中,所述声透镜是由与硅树脂相比传播损失少、且与生物体相比音速大的材料形成的凹透镜,所述凹透镜的音速  $c_1$ 、所述液体的音速  $c_2$ 、以及所述生物体的音速  $c_3$  的关系构成为  $c_1 > c_3 > c_2$ 。

[0024] (发明的效果)

[0025] 根据这样的构成,由于凹透镜、液体 1、以及生物体 B 的各音速  $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  为  $c_1 > c_3 > c_2$ ,所以与凹透镜和生物体 B 的音速差 ( $c_1 - c_3$ ) 相比,凹透镜与液体的音速差 ( $c_1 - c_2$ ) 变大。这里,当凹透镜的曲率半径  $r$  相同时,凹透镜与液体的音速差越大焦点距离  $f$  越短。换言之,当焦点距离  $f$  为相同距离时,音速差越大凹透镜的曲率半径就越变大。因此,与没有考虑音速比生物体小的液体的仅是凹透镜的厚度相比,能够减小考虑液体的凹透镜的厚度。

[0026] 并且,作为声透镜的凹透镜为传播损失比硅树脂少的树脂。因此,假设与现有的由硅树脂形成的凸透镜相比,即使  $c_1 > c_3 > c_2$  的凹透镜的厚度变大,也能够抑制超声波的传播损失,并能提高探头的灵敏度。

[0027] (关于实施形态)

[0028] 并且,在本发明中,相对于所述凹透镜的焦点距离  $f$  的曲率半径  $r$  通过  $r = \{(c_1 - c_2) / (c_1 \cdot c_2)\} \cdot c_3 \cdot f$  确定。因此,能够容易地确定对应于焦点距离  $f$  的凹透镜的曲率半径。并且,在实施方式中,如后述,上式是基于“基础物理学,上卷,作者:金原寿郎,发行人:我孙子贞次,昭和 46 年 2 月 1 日发行,p221(薄透镜的公式)”的 (3) 公式被导出。

[0029] 此外,在本发明中,所述声透镜由甲基戊烯树脂形成,并且所述液体由聚丙二醇形成。因此,声透镜的甲基戊烯树脂的音速  $c_1$  为 2050m/s,并且声透镜成为凹透镜 2a,比生物体 B 的音速  $c_3$  (1500m/s) 大,通过成为凹透镜,能够适用于声透镜。并且,如后述,由于甲基戊烯树脂的单位长度的衰减量约为 0.448dB/mm/MHz,因此该衰减量比硅树脂的约 1.0dB/mm/MHz 小。

[0030] 并且,作为液体使用的聚丙二醇的音速  $c_2$  为 1370m/s,比生物体的音速  $c_3$  小。因此,由于凹透镜(音速  $c_1$ )与液体的音速差 ( $c_1 - c_2$ ) 比凹透镜与生物体的音速差 ( $c_1 - c_3$ ) 大,因此能够实现本发明的  $c_1 > c_3 > c_2$  的构成。并且,由于声透镜的甲基戊烯树脂的音速大,因此自身的超声波的传播损失小。

[0031] 此外,在本发明的超声波探头中,所述压电元件组沿着短轴方向以圆弧状旋转摇动,并且沿着短轴方向进行直线往复移动。因此,能够充分地实现短轴运动型超声波探头的功能。

## 附图说明

[0032] 图 1 是说明本发明的超声波探头的—个实施方式的短轴方向剖面图。这里是省略了用于收容电动机等的外壳的图示。

[0033] 图 2 是说明本发明的超声波探头的—个实施方式的作用的短轴方向的示意性部分剖面图。

[0034] 图 3 是说明本发明实施方式涉及的薄透镜的作用的示意图。

[0035] 图 4A 和图 4B 是说明本发明的另一实施方式的图示,图 4A 是超声波探头的短轴方

向的剖面图,图 4B 是声透镜的斜视图。

[0036] 图 5A 和图 5B 是说明旋转摇动型的短轴运动型超声波探头的现有例的图示,图 5A 是其长轴方向的剖面图,图 5B 是其短轴方向的剖面图。

[0037] 图 6 是说明使用于超声波探头的现有例中的声透镜作用的部分剖面图。

### 具体实施方式

[0038] 图 1 是说明本发明的超声波探头的实施方式的一个短轴方向剖面图。

[0039] 本发明的超声波探头,被构造成在其短轴方向具有既定曲率的声透镜 2 设置在超声波发送 / 接收面侧,并且沿着其长轴方向排列的压电元件组 1 收容在密闭容器 3 内。在密闭容器 3 内填充作为超声波介质的液体 1,压电元件组 1 固定于在容器主体 3a 内旋转摇动的固定台 8 上,并沿着超声波探头的短轴方向旋转摇动。并且,来自盖 3b 侧的超声波对生物体 B 进行超声波的发送 / 接收。

[0040] 并且,在该实施方式中,声透镜 2 作为具有一对腿部 2x 的凹透镜 2a,其凹面面向生物体侧(盖侧)配置。凹透镜 2a 由甲基戊烯树脂(通称 TPX 树脂)形成,其音速  $c_1$  为 2050m/s,比生物体 B 内的音速  $c_3$ (1500m/s) 大。并且,密闭容器 3 内填充的作为超声波介质的液体 1,由聚丙二醇形成,其音速  $c_2$  为 1370m/s,比生物体 B 内的音速  $c_3$  小。

[0041] 这里,声透镜的音速、液体的音速、以及生物体 B 的音速指的是超声波通过这些物体时的音速。

[0042] 即,在本发明中,声透镜 2(凹透镜 2a)、液体 1、以及生物体 B 的各自的音速  $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  的关系为  $c_1 > c_3 > c_2$ 。这样,由于凹透镜 2a 的音速  $c_1$  比液体 1 以及生物体 B 的音速  $c_2$ 、 $c_3$  大,因此,通过凹透镜 2a 厚度较大的两端部并到达生物体 B 的超声波的行进程度,比通过厚度较小的中央部的超声波快。因此,凸透镜同样具有与凹透镜 2a 的曲率相对应的焦点距离  $f$ ,超声波会聚在生物体 B 内中心线上。

[0043] 在该情况下例如,如图 2 所示,凹透镜 2a 的凹面内填充的液体 1 形成凸透镜 2b,利用凹透镜 2a 与凸透镜 2b 在两主面之间形成成为平行平面的堆叠透镜。在该情况下,凹透镜 2a 的内周曲率半径  $r$  与凸透镜 2b 的外周曲率半径  $r$  相同。在图 2 中,为了方便,凸透镜的中心成为点露出的平行平面。

[0044] 因此,如图 2 所示,首先,从收容在密闭容器 3 内的压电元件组 1 发送的超声波 P,由于凹透镜 2a(音速  $c_1$ ) 和较慢的音速  $c_2$  的液体 1,凹透镜 2a 的两端部的超声波  $P_2$  的行进较快(超声波  $P_2$ ),凹透镜 2a 的中央部的超声波  $P_1$  较慢。因此,直到填充了液体 1 的凹透镜 2a 的开口端面(水平面),两端部的超声波  $P_2$  比中央部的超声波  $P_1$  行进的快。

[0045] 其次,当经过凹透镜 2a 的开口端面时,凹透镜的两端部的超声波  $P_2$  和中央部的超声波  $P_1$  都变成液体 1 中的音速  $c_2$ ,并且维持该超声波的行进距离差,以同一速度行进。最后,从图 1 所示的盖 3b 的表面起,维持该行进距离差,超声波 P 以与音速  $c_3$  相同的速度行进穿过生物体 B 的内部。并且,超声波以基于凹透镜 2a 的曲率半径  $r$  而决定的焦点距离  $f$ ,会聚在生物体 B 内。

[0046] 根据本发明这样的构成,声透镜 2(凹透镜 2a) 是由与硅树脂相比超声波的衰减较小的树脂形成。因此,即使凹透镜 2a 的厚度比使用了现有硅树脂的凸透镜大,也能够基本上减小超声波的衰减量。

[0047] 并且,如上所述,在填充了液体 1 的凹透镜 2a 的空间(空腔),即在凹透镜 2a 与凸透镜 2b 形成的堆叠透镜的中心部,成为由音速比凹透镜 2a 小的液体 1 形成的凸透镜 2b 的最大厚度部分,因此超声波的行进变慢。并且,如图 2 所示,由于堆叠透镜的两端部成为音速比液体 1(凸透镜)大的凹透镜 2a 的最大厚度部分,因此超声波的行进变快。

[0048] 因此,通过考虑液体 1 形成的凸透镜 2b 的堆叠透镜,凸透镜 2b 的中央部和其两端部之间的超声波  $P_1$ 、 $P_2$  之间的行进距离差变大。这样,与没有考虑液体 1 的仅是凹透镜 2a 的情况相比,能够减小考虑液体 1 并成为平行平面的堆叠透镜(2a, 2b) 的厚度,即,能够减小凹透镜 2a 的凹面内填充了液体 1 的凹透镜 2a 的厚度。

[0049] 即,如本申请说明书前述的发明效果中所记载,在本发明中,由于凹透镜 2a、液体 1、以及生物体 B 的音速  $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  的关系为  $c_1 > c_3 > c_2$ , 因此和凹透镜 2a 与生物体 B 的音速差 ( $c_1 - c_3$ ) 相比较,凹透镜 2a 与液体 1 的音速差 ( $c_1 - c_2$ ) 变大。在该情况下,当凹透镜 2a 的曲率半径相同时,音速差越大,焦点距离  $f$  就越短。

[0050] 换言之,当焦点距离  $f$  为相同距离时,该音速差越大,凹透镜 2a 的曲率半径就越大。因此,与未考虑液体 1 的凹透镜 2a 相比较,能够减小加入了液体 1 的凹透镜 2a 的厚度。这样,能够进一步抑制通过声透镜 2(凹透镜 2a) 的超声波的传播损失(衰减量),并能够提高超声波探头的灵敏度。

[0051] (声透镜 2 的曲率  $r$  以及根据)

[0052] 图 3 中示出的凹透镜 2a 的曲率  $r_1$ , 基于预先设定的焦点距离  $f$ , 从凹透镜 2a、作为凸透镜 2b 的液体 1、以及生物体 B 的音速  $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$ , 通过下面的公式 (B) 确定。并且,在现有例中,液体 1 的音速  $c_2$  没有被视为与生物体 B 的大致相同。

$$[0053] \quad r = \{(c_1 - c_2) / (c_1 \cdot c_2)\} \cdot c_3 \cdot f \quad \cdots (B)$$

[0054] 上面的公式 (B) 例如从前述非专利文献(“基础物理学”)中示出的薄透镜的成像公式 (1) 和 (2), 如下述导出。即,在前述非专利文献 1 中,如图 3(与前述非专利文献 1 的图 11.4-11 相同)所示,在折射率为  $n_1$ 、 $n_2$ 、 $n_3$  的介质,在曲率半径为  $r_1$ 、 $r_2$  的曲面 1 和 2, 依次、接触的情况下,各面 1、2 的成像公式为下面的公式 (1) 和 (2)。

$$[0055] \quad n_2/s_1' - n_1/s_1 = (n_2 - n_1)/r_1 \cdots (1)$$

$$[0056] \quad n_3/s_2' - n_2/s_2 = (n_3 - n_2)/r_2 \cdots (2)$$

[0057] 这里,以坐标轴  $x$  示出的主轴与各曲面的交点为  $S_1$  和  $S_2$ ,  $S_1$  和  $S_2$  之间的距离非常小。这里,  $s_1$  和  $s_1'$  为到交点  $S_1$  的距离,  $s_2$  和  $s_2'$  为到交点  $S_2$  的距离。并且,图 3 中的  $C_1$  为曲率半径  $r_1$  的曲面 1 的中心,  $C_2$  为曲率半径  $r_2$  的曲面 2 的中心,例如,示出  $r_1 < r_2$  的情况。并且,公式 (1) 和 (2) 中的  $s_1'$  和  $s_2'$  为利用各曲面 1 和 2 的入射光(实线)的焦点距离  $f$ 。

[0058] 这里,图 3 中示出的  $s_2$  为,  $s_2 = s_1' - S_1S_2$ , 但是假设薄透镜,  $S_1$  和  $S_2$  之间的距离可以忽略,因此变为  $s_2 = s_1'$ 。因此,当从所述公式 (1) 和 (2) 中去掉  $s_2$  时,成为下面的公式 (3)。

$$[0059] \quad (n_3/s_2') - (n_1/s_1) =$$

$$[0060] \quad (n_2 - 1)(1/r_1 - 1/r_2) + \{(n_3 - 1)/r_2 - (n_1 - 1)/r_1\} \cdots (3)$$

[0061] 以上为前述非专利文献 1 中记载的事项,但是在这里,本发明假定曲面 2(曲率半径  $r_2$ ) 为平坦面,即曲率半径无限大( $\infty$ )。在该情况下,由于曲率半径  $r$  为无限大( $\infty$ ),

因此,所述公式 (3) 变为下面的公式 (4)。并且,当  $s_1$  为  $-\infty$  时,换言之,当入射波为来自无限远的点源的波时(即,平行波),变为下面的公式 (5)。

$$[0062] \quad (n_3/s_2') - (n_1/s_1) = (n_2 - n_1)/r_1 \cdots (4)$$

$$[0063] \quad (n_3/s_2') = (n_2 - n_1)/r_1 \cdots (5)$$

[0064] 因此,从公式 (5) 导出图 3 中示出的曲面 2 为平坦面(曲率半径  $r$  为  $\infty$ ) 并且入射光为平行波时的焦点距离  $f$  即  $s_2'$ 、介质  $n_1$ 、 $n_2$ 、 $n_3$ 、以及曲面 1 的曲率半径  $r_1$  的关系。例如,将公式 (5) 变形,为求出曲面 1 的曲率半径  $r_1$  的公式 (6)。

$$[0065] \quad r_1 = \{(n_2 - n_1)/n_3\} s_2' \cdots (6)$$

[0066] 这里,所述折射率为  $n_1$ 、 $n_2$ 、 $n_3$  的介质为本实施方式中的凹透镜 2a、液体 1 形成的凸透镜 2b、以及生物体 B。在该情况下,当以生物体 B 的音速  $c_3$  (1500m/s) 为基准时,凹透镜 2a (音速  $c_1$ )、凸透镜 2b (音速  $c_2$ )、以及生物体 B 的折射率  $n_1$ 、 $n_2$ 、 $n_3$  为  $c_3/c_1$ 、 $c_3/c_2$ 、 $c_3/c_3 (= 1)$ 。

[0067] 因此,所述公式 (6) 变为下面的公式 (7) (与前述的公式 (B) 相同)。但是,  $s_2' = f$ 。因此,从生物体 B 的焦点距离  $f (= s_2')$  以及凹透镜 2a 和凸透镜 2b 的音速,求出凸透镜 2a (凹透镜 2a) 的曲率半径  $r_1$ 。

$$[0068] \quad r_1 = \{(c_3/c_2) - (c_3/c_1)\} s_2'$$

$$[0069] \quad = \{(c_1 - c_2)/(c_1 \cdot c_2)\} \cdot c_3 \cdot f \dots (7) \text{ “} = \text{(B)”}$$

[0070] (各声透镜的厚度)

[0071] 例如,当超声波频率为 7.5MHz、压电元件 1 的短轴方向的长度  $L$  为 6mm、焦点距离  $f$  为 20mm 时,作为现有例的硅树脂形成的凸透镜,在没有考虑液体 1 的存在的情况下,从前述的公式 (A) 算出曲率半径  $r$  为 9.98mm,凸透镜的中央部的最大厚度部位 0.462mm。

[0072] 并且,超声波频率和超声波探头的短轴方向的长度  $L$  在相同条件下,作为由甲基戊烯树脂形成的凹透镜 2a,在声透镜 2 没有考虑液体 1 的存在的情况下,同样从公式 (A) 算出曲率半径  $r$  为 5.36mm,凹透镜 2a 的两端部的最大厚度部位 0.92mm。并且,对于这些最大厚度部的值,能够从公式 (A) 求出曲率半径  $r$ ,因此只要给出短轴方向的长度  $L$ ,就能够算出凸透镜的最大厚度部。

[0073] 此外,在相同条件下,作为甲基戊烯树脂形成的凹透镜 2a,在本发明中声透镜 2 (凹透镜 2a、凸透镜 2b 形成的堆叠透镜) 没有考虑液体 1 的存在的情况下,根据本发明,基于公式 (B) 算出曲率半径为 7.26mm,由长度  $L$  得出凹透镜 2a 的两端部的最大厚度部为 0.66mm。

[0074] 根据这些结果,不论是否考虑液体 1 的存在,由甲基戊烯树脂形成的凹透镜 2a 的大小也比现有例的凸透镜大,但是,另一方面,考虑了液体 1 的存在凹透镜 2a (堆叠透镜) 的厚度能够比没有考虑液体 1 的存在凹透镜 2a 小百分之三十左右。

[0075] (各声透镜的衰减量)

[0076] 这里,通过声透镜 2 的超声波的衰减量  $A$  (dB) 与超声波频率  $f$  (MHz) 成比例,为  $A = \alpha \cdot t \cdot f$  (dB)。这里,  $\alpha$  为每个单位长度 (1mm) 的衰减量,  $t$  为前述凹透镜的最大厚度部的厚度。并且,现有的由硅树脂形成的凸透镜的单位长度的衰减量约为 1.0dB/mm/MHz,本发明中由甲基戊烯树脂形成的凹透镜 2a 的单位长度的衰减量约为 0.448dB/mm/MHz。

[0077] 根据这些结果,当超声波频率  $f$  为 7.5MHz 时,使用硅树脂的凸透镜的衰减量  $A_1$  为

3.465dB( $1 \times 0.462 \times 7.5$ )。另一方面,使用甲基戊烯树脂的没有考虑液体1的存在的凹透镜2a的衰减量A2为3.091dB( $0.448 \times 0.92 \times 7.5$ ),考虑了液体1的存在的本发明的凹透镜2a(2a、2b形成的堆叠透镜)的衰减量A3为2.21dB( $0.448 \times 0.66 \times 7.5$ )。

[0078] 因此,使用甲基戊烯树脂的凹透镜2a的厚度的大小比使用硅树脂的凸透镜的大,但是当考虑单位长度的衰减量 $\alpha$ 时,不管凹透镜2a的凹面内的液体1的有无,使用甲基戊烯树脂的凹透镜2a的衰减量A2、A3比使用硅树脂的凸透镜的衰减量A1小。

[0079] 此外,考虑了本发明凹透镜的凹面内液体1存在的凹透镜2a(堆叠透镜)的衰减量A3(2.21dB),比没有考虑凹透镜2的凹面内液体1存在的凹透镜2a的衰减量A2(3.091)小百分之三十左右。并且,该衰减量A2比现有的使用硅树脂的凸透镜的衰减量A1(3.465dB)减小百分之四十左右。根据这些结果,在本发明的实施方式中,能够获得抑制声透镜2(凹透镜2a)的传播损失(衰减量)并具有高灵敏度的超声波探头。

[0080] (其他实施方式)

[0081] 在所述实施方式中,虽然凹透镜2a的凹面面向生物体侧配置,但是如图4A所示,即使凹透镜2a的凹面面向压电元件组1侧配置也能获得同样的效果。在该情况下,如图4B所示,具有一对腿部2x的声透镜2的例如向长轴方向的两端侧打开,使液体1填充到声透镜2的凹处内,从而构成堆叠透镜。

[0082] 并且,在前述实施方式中,虽然压电元件组1沿着其短轴方向旋转摇动,但是例如,如前述专利文献2所示,也可以使压电元件组1沿着其短轴方向进行直线往复移动,只要是压电元件组1被收容在液体1中,并且来自声透镜的超声波对生物体进行超声波的发送/接收的超声波探头,本发明都可适用。

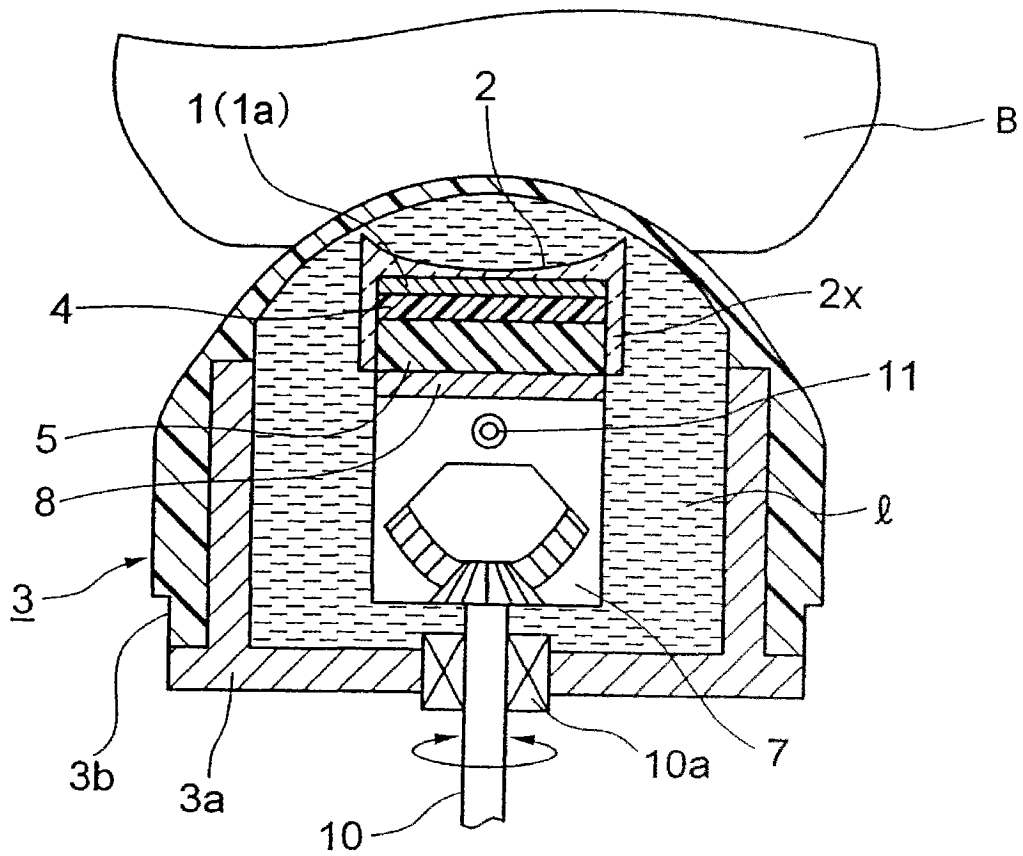


图 1

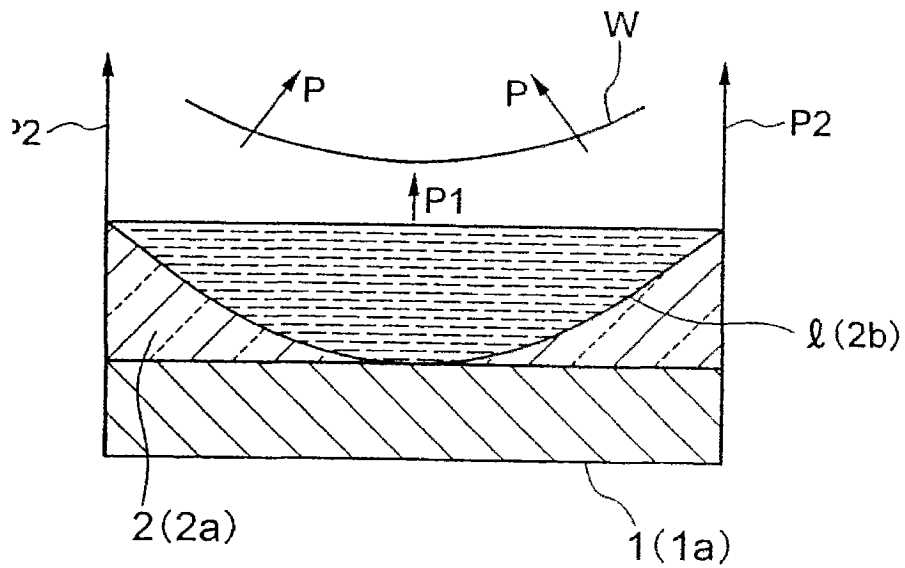


图 2

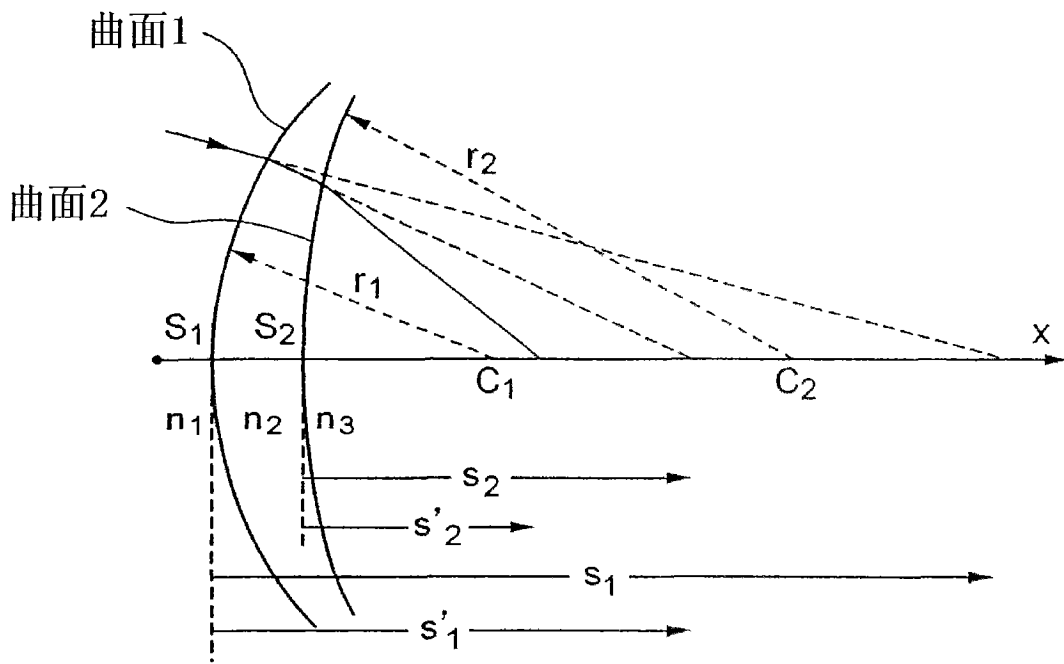


图 3

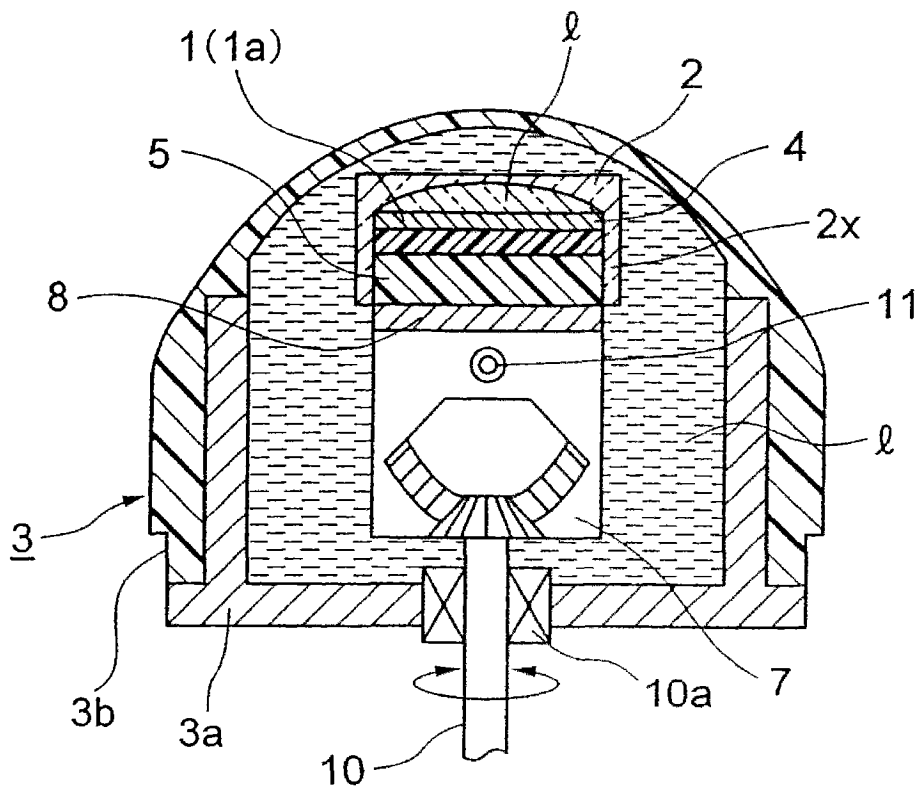


图 4A

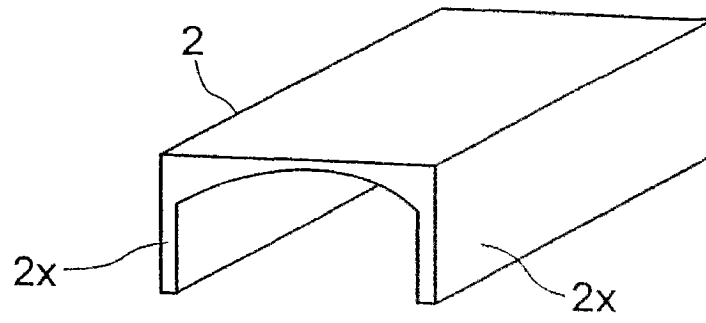


图 4B

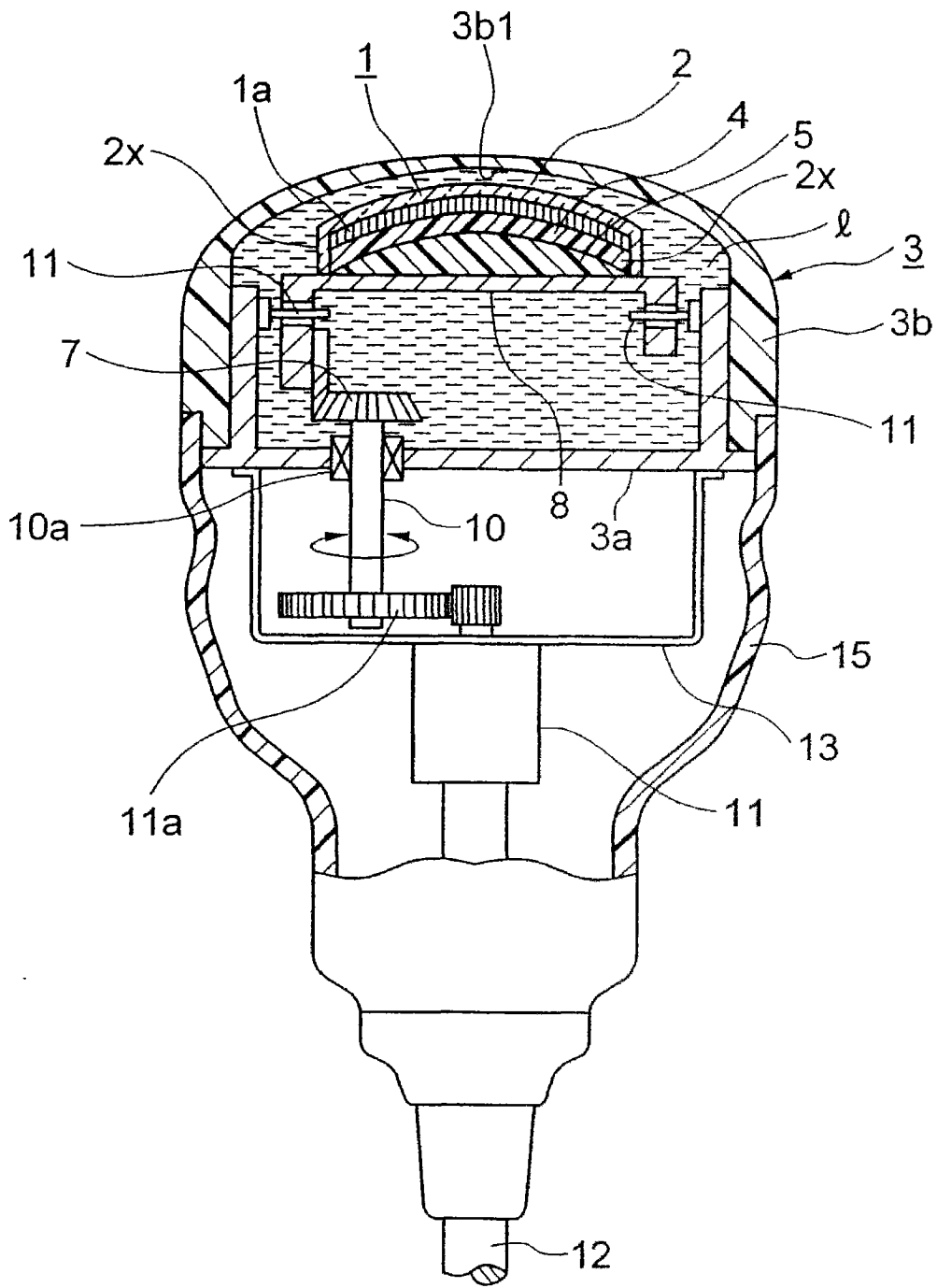


图 5A 现有技术



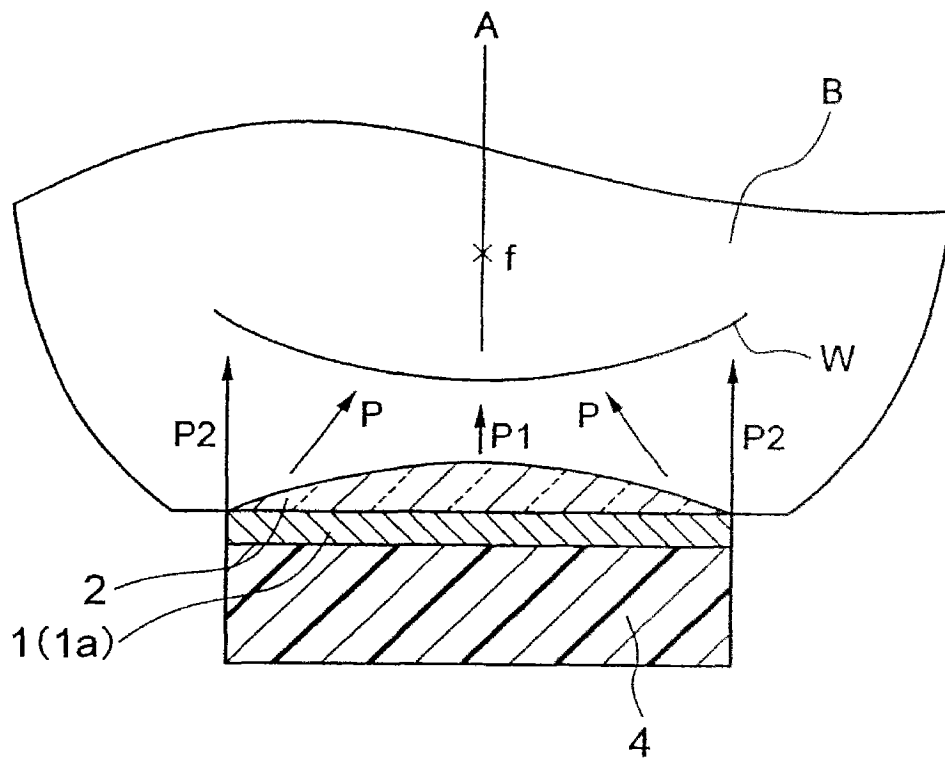


图6 现有技术

专利名称(译)	短轴运动型超声波探头		
公开(公告)号	<a href="#">CN101589958B</a>	公开(公告)日	2013-04-17
申请号	CN200910143785.7	申请日	2009-05-26
[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	松泽格		
发明人	松泽格		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	程伟		
优先权	2008139317 2008-05-28 JP 2009063046 2009-03-16 JP		
其他公开文献	CN101589958A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种能够抑制传播损失、并能提高灵敏度的短轴运动型超声波探头。本发明的短轴运动型超声波探头，包括：压电元件组，多个压电元件沿着压电元件的长轴方向排列；声透镜，设置在所述压电元件组的超声波发送/接收面侧，并且在所述压电元件的短轴方向上具有既定曲率；以及密闭容器，收容设置有所述声透镜的压电元件组，并且填充有作为超声波介质的液体；在压电元件组沿着其短轴方向运动并对生物体发送/接收超声波的短轴运动型超声波探头中，声透镜是由与硅树脂相比超声波的传播损失少、且与生物体相比音速大的材料形成的凹透镜，凹透镜的音速 $c_1$ 、液体的音速 $c_2$ 、以及生物体的音速 $c_3$ 的关系构成为 $c_1 > c_3 > c_2$ 。

