

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G10K 11/30 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580018560.9

[43] 公开日 2007年5月16日

[11] 公开号 CN 1965348A

[22] 申请日 2005.6.3

[21] 申请号 200580018560.9

[30] 优先权

[32] 2004.6.7 [33] EP [31] 04300315.1

[86] 国际申请 PCT/IB2005/051813 2005.6.3

[87] 国际公布 WO2005/122139 英 2005.12.22

[85] 进入国家阶段日期 2006.12.7

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 S·凯帕 B·亨德里克斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 刘红 张志醒

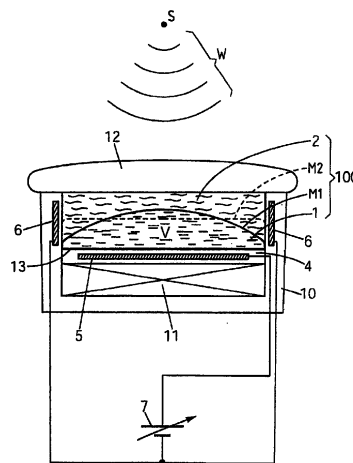
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

[54] 发明名称

可变焦距的声学设备

[57] 摘要

一种声学设备，包括可变焦距的声学透镜(100)和将输入声波导向透镜的装置(12)。声学透镜包括两种流体介质(1, 2)之间的弯曲边界，在这两种流体介质中声波具有不同传播速度。提供装置(5, 6, 7)，用于向一种流体介质(1)直接施加力，从而产生边界(M1, M2)的位移。声学透镜的这种结构使其能够获得焦距的快速变化。



1. 一种声学设备, 包括可变焦距的声学透镜(100)和将输入声波导向所述透镜的装置(12; 2), 其中声学透镜(100)包括两种流体介质(1, 2), 声波在这些流体介质中具有不同速度; 所述介质之间的边界; 以及向一种流体介质(1)的至少一部分直接施加力以选择性产生至少一部分所述界面位移的装置(5, 6, 7; 28, 29)。

2. 根据权利要求1的声学设备, 其中两种流体介质(1, 2)具有基本相等的密度。

3. 根据权利要求1或2的声学设备, 其中在一种流体介质(1)中的声波速度至少比在另一流体介质(2)中的声波速度高50%。

4. 根据权利要求1到3任意一个的声学设备, 其中两种流体介质(1, 2)分别基于水和硅油。

5. 根据权利要求1到4任意一个的声学设备, 其中两种流体介质(1, 2)彼此不易混合, 且其中所述边界是两种流体介质之间的接触弯月面(M1, M2)。

6. 根据权利要求5的声学设备, 其中所述声学透镜(100)属于菲涅耳类型。

7. 根据权利要求1到4任意一个的声学设备, 其中所述边界包括弹性膜(23)。

8. 根据权利要求7的声学设备, 还包括另一弹性膜(26), 其中布置弹性膜以使两种流体介质的其中之一(1)保持在声波(W)路径的两个相应位置。

9. 根据权利要求1到8任意一个的声学设备, 其中两种流体介质的第一种(1)包括极性或导电液体物质, 且其中施力装置包括电极(5, 6), 所述电极(5, 6)布置成向所述第一流体介质的至少一部分施加电力。

10. 根据权利要求9的声学设备, 其中布置电极(5, 6)以向邻近边界的所述第一流体介质(1)的一部分施加电力。

11. 根据权利要求1到8任意一个的声学设备, 其中施力装置包括与流体介质(1)的所述部分接触的可移动物体(24)。

12. 根据权利要求11的声学设备, 其中可移动物体(24)包括容纳流体介质(1)所述部分的容器壁。

13. 根据权利要求1到12任意一个的声学设备, 其中声学透镜工作在超声波范围。

14. 根据权利要求1到13任意一个的声学设备, 还包括声波检测器(11), 位于声波引导装置(12)和该检测器之间的声学透镜(100), 从而通过声波引导装置, 使从所述设备外部的成像目标(S)接收的声波聚焦在检测器上。

15. 根据权利要求1到13任意一个的声学设备, 还包括声波发生器(21), 位于发生器和声学透镜之间的声波引导装置(2)以向所述设备外部的目标(S)传输由发生器产生的声波(W)。

可变焦距的声学设备

本发明涉及一种声学设备，该设备包括可变焦距的透镜。

声波在很多科学和技术领域，例如医学诊断、机械部件的非破坏性控制以及水下成像等都有用途。声波允许与光学观察互补的诊断和控制，因为声波可以在对电磁波不透明的介质中传播。

美国专利 5,305,731 公开了一种声波发生器，它包括可变焦距的声学透镜。焦距可以调整，从而使声波聚焦到发生器前给定距离的物体部分上。该声学透镜包括被盘状可移动壁分离的两种液体介质。可移动壁的边缘粘附于容纳两种液体介质的容器的内表面，且可移动壁的中间部分粘附一个活塞。活塞的位移导致声学透镜的焦距的改变。

这种设备的缺点在于，由于活塞的质量，焦距变化十分缓慢。具体而言，这种设备不适于需要快速声波聚焦的应用。而且，控制可移动壁的位移的装置很复杂，这使发生器大、重且不方便。

本发明的一个目的是提供一种设备，该设备包括焦距可快速变化的声学透镜。

本发明提供一种声学设备，包括可变焦距的声学透镜和将输入声波导向透镜的装置。根据本发明，声学透镜包括两种流体介质，声波在这些流体介质中具有不同速度；所述介质之间的边界；以及向一种流体介质的至少一部分直接施加力以选择性产生至少一部分所述界面位移的装置。

本发明的范围内，至少一部分所述边界的位移包括位置或边界形状的任何改变。

这样，根据本发明的设备中，声学透镜的两个流体介质之间的边界位移通过直接作用在一种流体介质部分上的力控制。因此，不需要与位于两种流体介质之间边界的壁连接的控制系統，例如活塞。这导致透镜可移动部分的总质量的减少。因此，声学透镜的焦距可以更快地改变。

而且，这种设备可以很轻且很小，所以它易于使用和处理。具体而言，这种设备可以在小的体积内控制，例如在人体的腔中。

本发明设备的另一优点源于声学透镜的两种流体介质之间的边界形状。实际上，边界形状可以近似于平面的一部分或球面的一部分。透镜的成像像差是已知的，并可以使用其它固定焦距的非球面声学透镜进行校正。这样，透镜的聚焦质量很好。

优选地，两种流体介质具有基本相等的密度。边界部分的位移与重力无关，由此与声学设备的方向无关。

有利的是，可以选择声学透镜中的流体物质使得一种流体介质中的声波速度至少比另一流体介质中的声波速度高50%。在两种流体介质之间的边界处发生显著折射效应。与焦距相关的声学透镜的倍率可以调整到很高的值。这导致声波在穿过边界时聚散度的明显改变。例如，两种流体介质可以分别基于水和硅油。水中声音的速度是大约1490 m/s，硅油中声音速度是大约790 m/s，即小了1.9倍。

本发明的第一实施例中，两种流体介质彼此不易混合，边界是两种流体介质之间的接触弯月面。这种情况，两种流体介质之间没有放置壁，导致透镜移动部分的总质量进一步减小。

本发明的第二实施例中，边界包括弹性膜。这种膜防止两种流体介质彼此混合，且它可以通过相对小的力拉伸。透镜还可以包括另一弹性膜，布置两个弹性膜以使两种流体介质其中之一保持在声波路径的两个相应位置。这样可以获得较高的透镜倍率值。

直接向一种流体介质的至少一部分施加力的装置可以有若干类型。根据第一类型，两种流体介质的第一种包括极性和/或导电的液体物质，施力装置包括电极以向所述第一流体介质的至少一部分施加电力。调整这种装置以电学地控制边界的位移。这样可以获得声学透镜焦距的极快速变化。优选地在与边界相邻的第一流体介质的一部分上施加电力。这样可以减小第一流体介质的总量，允许设备质量和尺寸上的减小。

根据第二类型，施力装置包括与流体介质的所述部分相连的可移动物体。这种类型的优选实施例中，可移动物体包括容纳流体介质所述部分的容器壁。

可以调整设备使得涉及设备的声波是超声波。这样它可以用于任意已知的涉及超声波的应用，例如，高精度成像或远程声学功率传播。

可以设计设备以使位于所述设备之外的目标成像。设备还包括声波检测器。将输入声波导向透镜的装置可以包括布置在设备的声波入口的耦合垫。当声波从目标传播到检测器时可以获得图像。声学透镜布置在检测器和设备的声波入口之间，从而提供到目标所选部分的聚焦。改变焦距使得位于成像设备前各个距离的目标的不同部分成像。这样可以获得目标更完整的图像。而且，因为该成像设备比现有设备尺寸更小、更简单且不太笨重，因此较易移动该成像设备。这种声学成像设备在很多应用中具有用途，因为它们提供非破坏性的显像方法。它们可用于医学目的或材料控制，例如检查物体是否没有裂缝。由于涉及短波长，使用超声波类型的声波还提供了更高的分辨率。

可选地，可以设计设备以向所述设备外部的目标发送声波。该设备还包括声波发生器。声学透镜布置在发生器和设备的声波出口之间，从而使得发射的声波在目标所选部分的聚焦。将输入声波导向透镜的装置位于声波发生器和透镜之间。例如这些装置可以包括与发生器和透镜都接触的耦合流体介质。例如这种设备可用在碎石术应用中。

参考下面的附图，此后描述的非限制性实施例更加体现本发明的这些和其它方面。

图 1 是根据本发明第一实施例的超声波探头 (probe) 的示意性剖面图；以及

图 2 是根据本发明第二实施例超声波源的示意性剖面图。

这些图中，相同的数字表示相似的元件，或具有相似功能的元件。而且，为清楚起见，示出元件的尺寸并不对应于实际元件的尺寸。

图 1 中示出的超声波探头具有电绝缘材料制成的外壳 10。例如外壳 10 可以是圆柱形。它具有开放的顶端和封闭的底端。声波检测器 11 位于外壳 10 内，靠近底端。检测器 11 是声波领域中已知的类型。检测器 11 的感测面向上，即，朝向外壳 10 的顶端。

耦合垫 12 适合外壳 10 的开口端,从而与外壳 10 一起定义检测器 11 和垫 12 之间的密封体积 V 。例如体积 V 大约具有 3 cm 的直径,沿着外壳 10 轴的 1.5 cm 高。耦合垫 12 由填充了液体物质(例如水)的柔性密封袋制成。它这样设计:当它向物体例如人体按压时,可以形成大的接触区域。

体积 V 分别填充两种液体介质 1 和 2。优选地液体介质 1 主要由水组成。例如它是盐溶液,离子含量足够高以具有电学极性性能或导电。液体介质 1 可以包含钾和氯化物粒子,例如浓度都在 $1\text{mol}\cdot\text{l}^{-1}$ 。备选地,它可以是水和乙醇的混合物。例如液体介质 2 由对电场不敏感的硅油组成。

液体介质 1 和 2 彼此不易混合。这样它们在体积 V 中总是保持分离的液相。液体介质 1 和 2 之间的分离是不用任何固体部分定义边界的接触表面或弯月面。

固定壁 4 位于体积 V 和检测器 11 之间,紧邻检测器 11 的感测面。壁 4 对于声波是透明的,可以在壁 4 和检测器 11 之间插入耦合材料。例如聚乙烯膜可以形成壁 4。壁 4 具有电极 5,该电极可以是圆盘形式,直径大约等于外壳 10 的内径。电极 5 可以与液体介质 1 电学绝缘。这样它与液体介质 1 电容性耦合。备选实施例中,电极 5 可以与流体介质 1 接触。

优选地壁 4 覆盖有亲水覆盖层 13,从而保持液体介质 1 靠近电极 5。同样,垫 12 可以位于体积 V 中,覆盖有亲水材料(或疏水材料)以保持液体介质 2 在体积 V 上面部分。这样,在移动探头时,甚至颠倒探头时,液体介质 1 和 2 的相应位置也保持不变。两种液体具有基本相等的密度以使液体介质 1 和 2 之间的界面与重力无关,由此与探头的方向无关。

垫 12、液体介质 1 和 2 以及壁 4 形成了源于探头轴上并远离垫 12 的源点 S 的声波 W 的波导。垫 12 形成了波 W 进入探头的入口,波 W 在探头中向检测器 11 的感测表面传播。

第二电极 6 位于外壳 10 的侧壁中。电极 6 可以具有圆柱形形状并环绕体积 V 。电极 6 与电极 5 以及液体介质 1 电学隔离。电极 5 和 6 与可调电压源 7 的两个输出相连。

当源 7 施加的电压为零时，则液体介质 1 和 2 之间的接触表面是弯月面 M1。已知，弯月面的形状由外壳 10 侧壁内部的表面属性确定：它的形状近似为球面的一部分，尤其是在液体介质 1 和 2 具有相等密度的情况。因为声波 W 在液体介质 1 和 2 中具有不同的传播速度，填充有液体介质 1 和 2 的体积 V 用作声波 W 的会聚透镜 100。这样，当穿越液体介质 1 和 2 之间的接触表面时，进入探头的声波 W 的散度减小。透镜 100 的焦距是检测器 11 到声波源点之间的距离，使得声波在到达检测器 11 之前被透镜 100 平面化。

当源 7 施加的电压设置成正或负值时，由于电极 5 和 6 之间的电场，弯月面形状改变。具体而言，在与液体介质 1 和 2 之间的接触表面相邻的液体介质 1 的部分施加力。因为液体 1 的极化行为，它易于向电极 6 移动，所以液体介质 1 和 2 之间的接触表面变平坦。图中，M2 表示当电压设置为非零值时接触表面的形状。这种电学控制的接触表面形状的改变称为电浸润。在液体介质 1 导电的情况下，当施加电压时，液体介质 1 和 2 之间接触表面的形状改变和前面描述的相同。

当电压非零时，因为接触表面的变平，透镜 100 的焦距增加。例如，当源 7 施加的电压大约设置在 100 伏特时，焦距大约为 20 cm。

优选地所述探头与相同设备中的超声波发生器相结合。因此，检测的声波是发生器向与垫 12 接触的外部物体所发射超声波的反射部分。已知，检测器 11 提供的检测信号允许通过多普勒效应识别位于焦点 S 的材料类型，以及材料属性，例如声速、密度、硬度、液体介质的速度等。

根据一般的成像原则，当发射波的元件的尺寸增大时成像系统的分辨率增加。因此，可以通过使用具有较大直径的可变焦距的透镜增加前述超声波成像设备的分辨率。但是当液体介质之间的接触表面太宽时，出现稳定性问题。增加可变透镜直径的一种解决方法是使用菲涅耳类型的透镜。菲涅耳类型的透镜被分割成若干部分，每个部分具有与常用透镜相应部分相同的折射效应，但厚度减小。电浸润可用于控制菲涅耳类型透镜每部分中两个液体介质之间接触表面的形状。这样可以获得具有可变焦距的菲涅耳类型透镜。

参考图 2，现在描述超声波源。参考数字 10 仍表示具有封闭底部

和开放上端的外壳。和前面描述的相似，上端覆盖有耦合垫 12。

超声波发生器 21 位于外壳 10 中，紧靠底端。V 是发生器 21 和垫 12 之间的体积。垫 12 形成了发生器 21 产生的超声波 W 的源的出口。

使用固定壁 20，体积 V 分割成上部和下部。壁 20 包括刚性圆盘 21，使用刚性圆盘 21 与外壳内部侧翼之间的密封环 22，刚性圆盘 21 保持在外壳 10 的内部侧翼上。圆盘 21 在中间部分具有直径大约为 4 - 5 cm 的圆形开孔。使用弹性膜 23（例如，橡胶薄膜）封闭开孔。在静止结构中，薄膜 23 基本是平的。垫 12 和壁 20 之间的体积 V 的上部填充液体介质 2。

可移动壁 24 布置在固定壁 20 和发生器 21 之间体积 V 的下部中。壁 24 包括刚性圆盘 25。圆盘 25 的外径小于外壳 10 的内径，所以它可以向上或向下移动，即，沿平行于外壳 10 的轴的方向移动。圆盘 25 在中间部分具有圆形开孔，其直径大约等于圆盘 21 的开孔的直径。使用与薄膜 23 相同的薄膜 26 封闭圆盘 25 的开孔。外围波纹管 27 与圆盘 21 和 25 接触，从而与壁 20 和 24 一起在体积 V 的下部定义一个密闭容器。若干个制动器 28，例如四个压电制动器，布置在外壳 10 的底端和圆盘 25 之间。制动器 28 与控制器 29 相连，从而控制可移动壁 24 的位置。

壁 20 和 24 以及波纹管 27 定义的容器容纳液体介质 1。液体介质 2 还填充发生器 21 和可移动壁 24 之间的缝隙以将发生器 21 输出的声波引向透镜。位于该缝隙中的一部分液体介质 2 与位于固定壁 20 上的部分液体介质 2 以流体静力学方式耦合。例如通过在波纹管 27 外部的圆盘 21 中提供孔可以获得这种耦合。选择液体介质 1 和 2 使得超声波在每种液体介质中具有不同的传播速度。如前所述，液体介质 1 可以基于水，而液体介质 2 可以是硅油。

当可移动壁 24 在静止位置，即在较低位置时，薄膜 23 和 26 都是平的（图 2 中的 M2），所以当穿过包含液体介质 1 的容器传播时，发生器 21 产生的超声波 W 的聚散度保持不变。

当可移动壁 24 被制动器 28 向上推动时，因为液体介质 1 是不可压缩的，液体介质 1 填充的体积保持恒定。液体介质 1 中的压力变得比液体介质 2 中的压力大，所以弹性薄膜 23 和 26 被液体介质 1 向外

伸展。薄膜 23 和 26 的相应形状变成球形部分(图 2 中的 M1)。这样获得透镜 100。发生器 21 产生平面超声波 W。经过两个薄膜 23 和 26 之后,超声波 W 会聚,焦点 S 在源的外部,距离取决于薄膜 23 和 26 的曲率。使用控制器 29 调整可移动壁 24 的位置导致薄膜曲率的变化,这样导致源的焦距的变化。

尽管使用两个弹性薄膜描述了源,但很明显单个弹性薄膜足以形成具有可变焦距的透镜。

还可以使分别获得的透镜效果与如上述第一和第二实施例形成的两种液体介质之间的边界相结合。可以执行其它修改,而不偏离直接作用于至少一个流体介质以改变边界形状的概念。

另一种选择是将具有如第一实施例的两种液体介质之间直接接触表面的系统与接触两种液体介质至少其中之一的可移动部分相结合。与可移动部分的接触还可以与如第二实施例中布置的电极相结合。

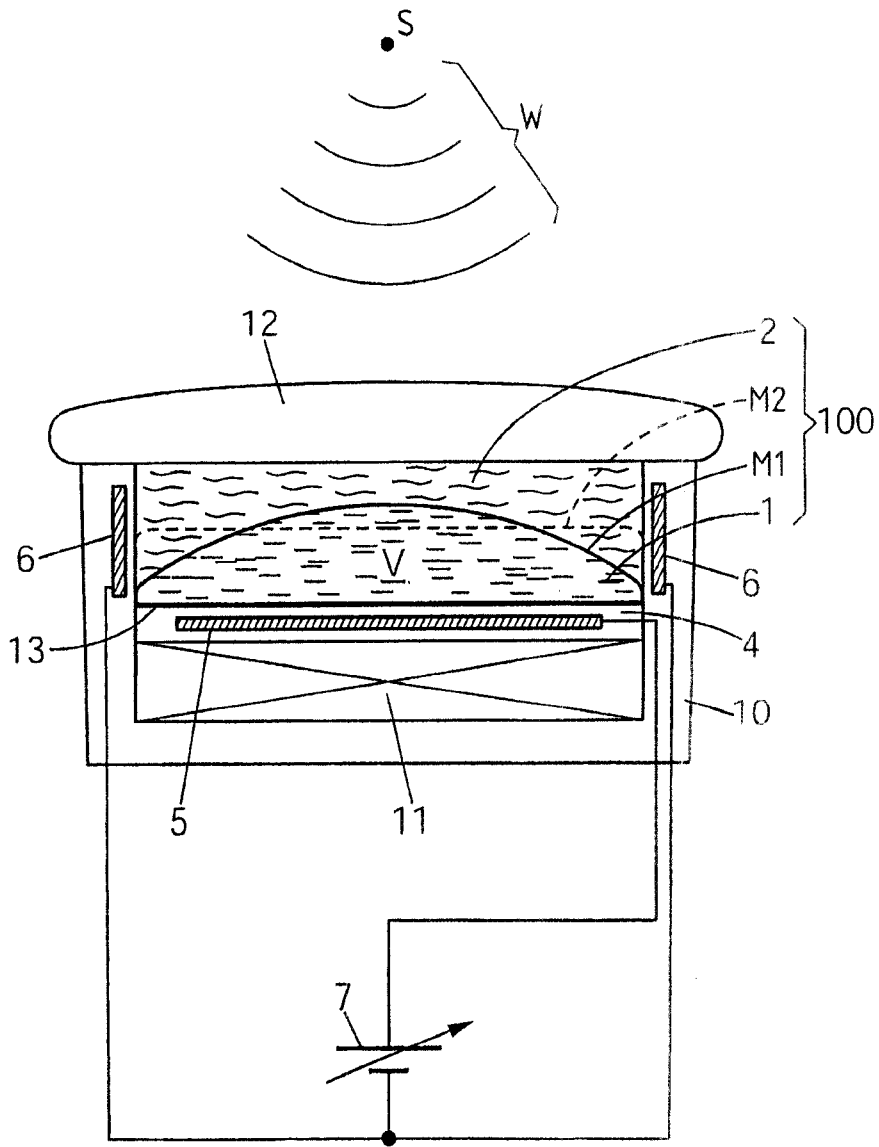


图 1

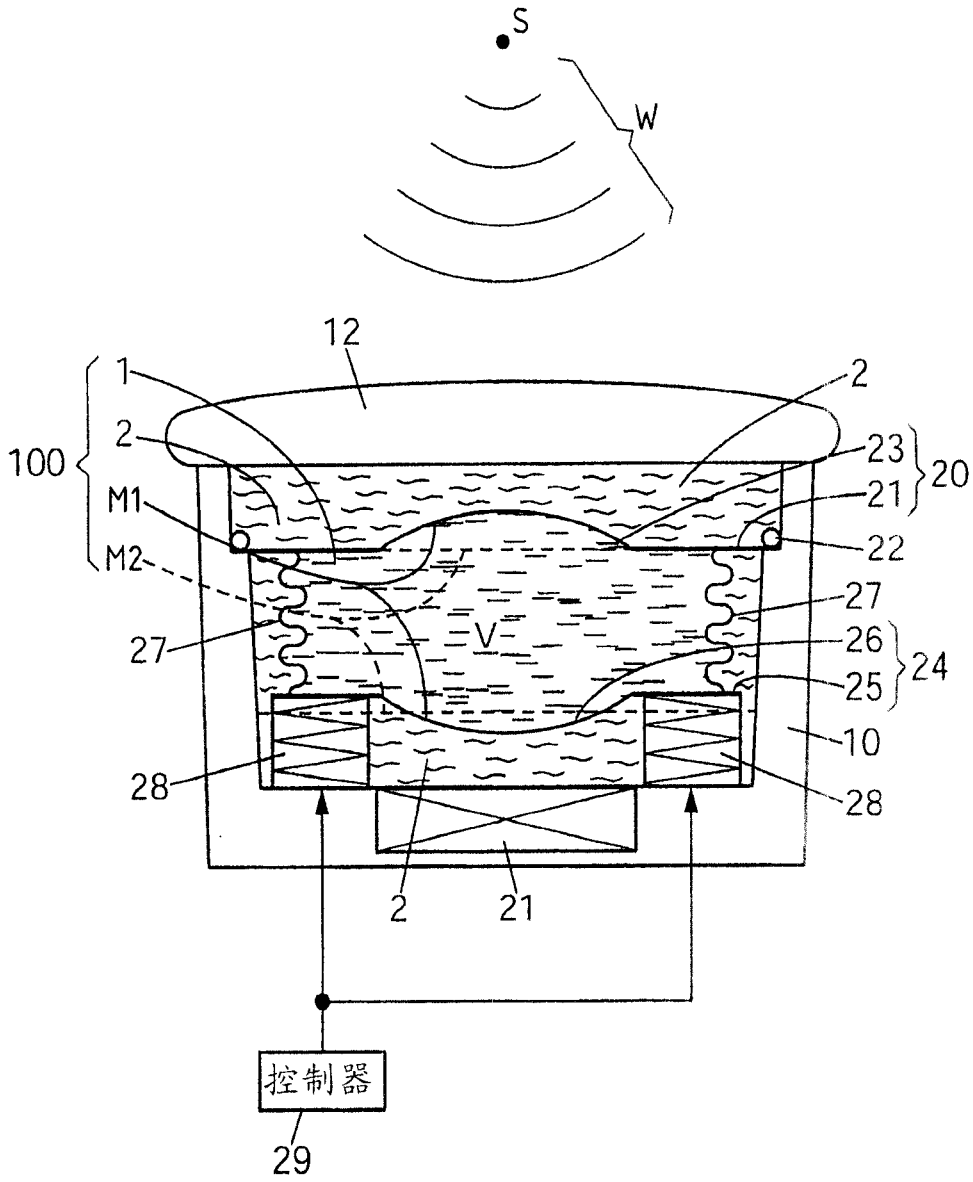


图 2