



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107028643 A

(43)申请公布日 2017.08.11

(21)申请号 201610075900.1

(22)申请日 2016.02.03

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72)发明人 洪文亮

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

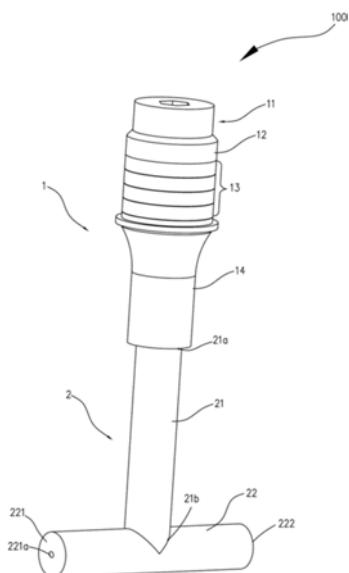
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54)发明名称

一种超声换能装置

(57)摘要

本发明公开一种超声换能装置，包括换能器和变幅杆；变幅杆包括输入杆和输出杆，输入杆连接于换能器上；输出杆连接于输入杆的连接端上，且输出杆的中心轴垂直于输入杆的中心轴，第一输出端和第二输出端皆用于连接超声刀。本发明提供的超声换能装置通过将变幅杆设置为输入杆连接输出杆的T形结构，来与换能器连接形成谐振体，其中，换能器经过T形的变幅杆传递转换后，使得第一输出端和第二输出端具有较大、较强的振幅，从而实现了一种振幅较强、能够双驱动输出的超声换能装置。



1. 一种超声换能装置，其特征在于，包括换能器和变幅杆；

所述变幅杆包括输入杆和输出杆，所述输入杆包括沿着所述输入杆的轴向相背设置的输入端和连接端，所述输入端连接于所述换能器上，且所述输入杆与所述换能器共轴设置；所述输出杆连接于所述连接端，且所述输出杆的中心轴垂直于所述输入杆的中心轴，所述输出杆具有沿着自身轴向相背设置的第一输出端和第二输出端，所述第一输出端和所述第二输出端皆用于连接超声刀刀杆。

2. 根据权利要求1所述的超声换能装置，其特征在于，所述输出杆之位于所述输入杆两侧的杆身以所述输入杆为中心呈镜像对称。

3. 根据权利要求1或2所述的超声换能装置，其特征在于，所述输入杆的外表面为直圆柱面。

4. 根据权利要求1或2所述的超声换能装置，其特征在于，所述输出杆沿着自身轴向的长度小于或等于所述输入杆沿着自身轴向的长度。

5. 根据权利要求1或2所述的超声换能装置，其特征在于，所述输出杆的直径小于或者等于所述输入杆的直径。

6. 根据权利要求1或2所述的超声换能装置，其特征在于，所述输出杆的外表面为直圆柱面。

7. 根据权利要求1或2所述的超声换能装置，其特征在于，所述输出杆位于所述输入杆两侧的杆身的外表面皆为锥面，且所述第一输出端和所述第二输出端皆具有直径较小的端面。

8. 根据权利要求1或2所述的超声换能装置，其特征在于，所述换能器包括预紧杆、和依次套设于所述预紧杆上的后质量块、晶堆、和前质量块；

所述预紧杆包括一体连接的外周面为光滑的杆头和杆体，所述杆头为柱形杆头，所述杆头的直径大于所述杆体的直径，所述杆头包括杆头接触面；

所述后质量块具有相对设置的第一接触面和第二接触面，所述第一接触面贴设于所述杆头接触面；

所述晶堆具有晶堆接触面，所述晶堆接触面贴设于所述第二接触面；

所述前质量块连接于所述杆体的端部，所述前质量块贴设于所述晶堆上；

所述变幅杆连接于所述前质量块上。

9. 根据权利要求8所述的超声换能装置，其特征在于，所述第一接触面的边缘设置有倒角或者倒圆角；和/或

所述第一接触面的边缘与所述杆头接触面的边缘重合；和/或

所述第二接触面的面积大于所述晶堆接触面的面积；和/或

所述第二接触面的内径比所述晶堆接触面的内径小0.2~0.5mm；和/或

所述前质量块具有前连接面，所述前质量面贴设于所述晶堆上；所述换能器还包括法兰，所述法兰突设于所述前连接面所在的外表面上，所述前质量块还包括与所述前连接面相背设置的后连接面，所述输入杆的输入端连接于所述后连接面上，所述输入端的直径小于所述后连接面的直径。

10. 一种超声换能装置，其特征在于，包括换能器和变幅杆；

所述换能器包括预紧杆、和依次套设于所述预紧杆上的后质量块、晶堆、和前质量块；

所述变幅杆包括输入杆和输出杆，所述输入杆包括沿着所述输入杆的轴向相背设置的输入端和连接端，所述输入端连接于所述前质量块上；所述输出杆连接于所述连接端，且所述输出杆的中心轴垂直于所述输入杆的中心轴，所述输出杆具有沿着自身轴向相背设置的第一输出端和第二输出端，所述第一输出端和所述第二输出端皆用于连接超声刀刀杆；

所述输入杆的连接端连接于所述输出杆的中心位置，所述输出杆分别包括自所述中心位置延伸至所述第一输出端的第一杆体、以及自所述中心位置延伸至所述第二输出端的第二杆体，所述第一杆体和所述第二杆体以所述输入杆为中心呈镜像对称。

一种超声换能装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备领域,尤其涉及一种超声换能装置。

背景技术

[0002] 超声刀系统广泛医用于医疗领域,超声刀系统的核心部件为医用功率换能器,医用功率换能器的优劣决定了超声刀手术效果以及超声刀的使用寿命。其中,阻抗愈低,效率愈高,则医用功率换能器愈优,因为具有低阻抗、高效率的医用功率换能器才能在相同输入功率的条件下获取更大的高频振动的机械能,输出更大的振幅。

[0003] 现有技术中,Ethicon提出一种超声刀装置:四片压电陶瓷片对称的分布在换能器的中心位置,同时换能器有两个对称分布的终端输出,两个终端的振动是对称的,可以同时驱动两把刀杆,医护人员可以根据需要选择其中的一把。发明人发现,上述的超声刀装置存在以下缺陷:首先,上述超声刀装置对振动的基本参数振幅有比较大的限制,原因如下:虽然四片压电陶瓷片对称的分布在换能器中心,但对振幅真正起作用的只有两片,也就是说振幅比传统换能器在理论上少了一倍,所以为了弥补振幅不足,对压电片的技术指标就提出了更高要求,而提高的要求在工艺上则可能达不到,或者会提高成本;其次,超声刀装置的结构强度受到了限制,原因如下:为了弥补振幅的不足,通过缩小两个终端输出端面的直径,这虽然在一定程度上缓和了振幅的不足,但无法解决其振幅受到较大限制的根本问题,并且,输出端面的振幅做得过小,结构的强度无法保证,可能严重影响换能器的使用寿命。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种振幅较强、能够双驱动输出的超声换能装置。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明提供了一种超声换能装置,包括换能器和变幅杆;

[0006] 所述变幅杆包括输入杆和输出杆,所述输入杆包括沿着所述输入杆的轴向相背设置的输入端和连接端,所述输入端连接于所述换能器上,且所述输入杆与所述换能器共轴设置;所述输出杆连接于所述连接端,且所述输出杆的中心轴垂直于所述输入杆的中心轴,所述输出杆具有沿着自身轴向相背设置的第一输出端和第二输出端,所述第一输出端和所述第二输出端皆用于连接超声刀刀杆。

[0007] 其中,所述输出杆之位于所述输入杆两侧的杆身以所述输入杆为中心呈镜像对称。

[0008] 其中,所述输入杆的外表面为直圆柱面。

[0009] 其中,所述输出杆沿着自身轴向的长度小于或等于所述输入杆沿着自身轴向的长度。

[0010] 其中,所述输出杆的直径小于或者等于所述输入杆的直径。

[0011] 其中,所述输出杆的外表面为直圆柱面。

[0012] 其中,所述输出杆位于所述输入杆两侧的杆身的外表面皆为锥面,且所述第一输出端和所述第二输出端皆具有直径较小的端面。

[0013] 其中，所述换能器包括预紧杆、和依次套设于所述预紧杆上的后质量块、晶堆、和前质量块；

[0014] 所述预紧杆包括一体连接的外周面为光滑的杆头和杆体，所述杆头为柱形杆头，所述杆头的直径大于所述杆体的直径，所述杆头包括杆头接触面；

[0015] 所述后质量块具有相对设置的第一接触面和第二接触面，所述第一接触面贴设于所述杆头接触面；

[0016] 所述晶堆具有晶堆接触面，所述晶堆接触面贴设于所述第二接触面；

[0017] 所述前质量块连接于所述杆体的端部，所述前质量块贴设于所述晶堆上；

[0018] 所述变幅杆连接于所述前质量块上。

[0019] 其中，所述第一接触面的边缘设置有倒角或者倒圆角；和/或，

[0020] 所述第一接触面的边缘与所述杆头接触面的边缘重合；和/或，所述第二接触面的面积大于所述晶堆接触面的面积；和/或，所述第二接触面的内径比所述晶堆接触面的内径小0.2~0.5mm；和/或，所述前质量块具有前连接面，所述前质量面贴设于所述晶堆上；所述换能器还包括法兰，所述法兰突设于所述前连接面所在的外表面上；和/或，所述前质量块还包括与所述前连接面相背设置的后连接面，所述输入杆的输入端连接于所述后连接面上，所述输入端的直径小于或等于所述后连接面的直径。

[0021] 本发明实施例还提供了另一种一种超声换能装置，包括换能器和变幅杆；

[0022] 所述换能器包括预紧杆、和依次套设于所述预紧杆上的后质量块、晶堆、和前质量块；

[0023] 所述变幅杆包括输入杆和输出杆，所述输入杆包括沿着所述输入杆的轴向相背设置的输入端和连接端，所述输入端连接于所述前质量块上；所述输出杆连接于所述连接端，且所述输出杆的中心轴垂直于所述输入杆的中心轴，所述输出杆具有沿着自身轴向相背设置的第一输出端和第二输出端，所述第一输出端和所述第二输出端皆用于连接超声刀刀杆；

[0024] 所述输入杆的连接端连接于所述输出杆的中心位置，所述输出杆分别包括自所述中心位置延伸至所述第一输出端的第一杆体、以及自所述中心位置延伸至所述第二输出端的第二杆体，所述第一杆体和所述第二杆体以所述输入杆为中心呈镜像对称。

[0025] 本发明提供的超声换能装置通过将变幅杆设置为输入杆连接输出杆的T形结构，来与换能器连接形成谐振体，其中，换能器经过T形的变幅杆传递转换后，T形的变幅杆由于其特殊的振动特性，从而使得变幅杆在同一振动模态下的整体的振动位移分布为：输入杆和输出杆皆分别沿着自身轴向分布纵向振动位移，而由于输入杆基本处于输出杆的节点位，使得输出杆沿着自身轴向的振动位移分布较小，而与变幅杆的输出杆则具有较大的振动位移分布，输出杆两端基本处于波峰位置，进而使第一输出端和第二输出端产生高频的振动，并且在振动位移分布至第一输出端和第二输出端时，振动幅度被进一步放大，使得第一输出端和第二输出端具有较大、较强的振幅，从而实现了一种振幅较强、能够双驱动输出的超声换能装置。

附图说明

[0026] 为了更清楚地说明本发明的技术方案，下面将对实施方式中所需要使用的附图作

简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0027] 图1是本发明实施方式提供的超声换能装置的示意图;
- [0028] 图2是图1所示的超声换能装置的换能器的分解示意图;
- [0029] 图3是图1所示的超声换能装置的变幅杆的基本原理有限元分析的示意图;
- [0030] 图4是图1的超声换能装置中的另一变幅杆的示意图;
- [0031] 图5是图1的超声换能装置中的再一变幅杆的示意图;
- [0032] 图6是图1的超声换能装置中的另一变幅杆的示意图;
- [0033] 图7是现有技术的换能器的晶堆中的压电片的压力分布图;
- [0034] 图8是图1所示的超声换能装置的换能器中的晶堆的压电陶瓷片的压力分布图;
- [0035] 图9是现有技术的换能器的晶堆中的压电片的振动位移分布图;
- [0036] 图10是图1所示的超声换能装置的换能器中的晶堆的压电陶瓷片的振动位移分布图。

具体实施方式

[0037] 下面将结合本发明实施方式中的附图,对本发明实施方式中的技术方案进行清楚、完整地描述。

[0038] 请参考图1和图2,为本发明提供的一种超声换能装置100,包括换能器1和变幅杆2;换能器1包括预紧杆11、和依次套设于预紧杆11上的后质量块12、晶堆13、和前质量块14;变幅杆2包括输入杆21和输出杆22,输入杆21包括沿着其轴向相背设置的输入端21a和连接端21b,输入端21a连接于前质量块14上;输出杆22连接于输入杆21的连接端21b上,且输出杆22的中心轴垂直于输入杆21的中心轴,输出杆22具有沿着自身轴向相背设置的第一输出端221和第二输出端222,第一输出端221和第二输出端222皆用于连接超声刀(尤其连接超声刀刀杆)。

[0039] 通过将变幅杆2设置为输入杆21连接输出杆22的T形结构,来与换能器1连接形成谐振体,其中,换能器1经过T形的变幅杆2传递转换后,T形的变幅杆2由于其特殊的振动特性,从而使得变幅杆2在同一振动模态下的整体的振动位移分布为:输入杆21和输出杆22皆分别沿着自身轴向分布振动位移,而输入杆21基本处于输出杆22的节点位,使得输入杆21沿着自身轴向的振动位移分布较小,而变幅杆2的输出杆22则具有较大的振动位移分布,进而使第一输出端221和第二输出端222产生高频的振动,并且在振动位移分布至第一输出端221和第二输出端222时,振动幅度被进一步放大,使得第一输出端221和第二输出端222具有较大、较强的振幅,从而实现了一种振幅较强、能够双驱动输出的超声换能装置100。

[0040] 请参照图2,为换能器的分解示意图。

[0041] 在本实施例中,预紧杆11包括杆头111和杆体112,杆头111的直径大于杆体112的直径,其中,杆头111和杆体112可以一体成型,还可以为杆头111螺纹连接于杆体112中。预紧杆11用于为晶堆13提供预紧力来使晶堆13均匀受压力,从而将晶堆13的电能高效率转化为机械能。

[0042] 在本实施例中,后质量块12为金属块,后质量块12套设于杆体112上,后质量块12具有相对设置的第一接触面121和第二接触面122,第一接触面121抵靠于杆头111上。

[0043] 在本实施例中，晶堆13具有晶堆接触面，晶堆接触面贴设于第二接触面122。其中，晶堆13包括四片压电陶瓷片131和四片电极片132，晶堆13由一压电陶瓷片131和一电极片132交替反复叠接而成，即晶堆13中位于首位的压电陶瓷片131形成晶堆接触面；晶堆13套设于杆体112上，晶堆接触面紧贴于第二接触面122上。当然，在其它实施例中，晶堆13的结构还可以为其它，根据实际的应用情况而相应设置，比如说压电陶瓷片131或压电片和电极片132的数量分别为2个、6个或者8个。

[0044] 在本实施例中，前质量块14具有前连接面141和后连接面142，前连接面141开设连接孔(未图示)，前连接面141紧贴于晶堆13上，即前连接面141紧贴于晶堆13中位于末位的电极片132上，内螺纹孔与杆体112的端部的连接。前质量块14与后质量块12形成夹紧结构为中间的晶堆13提供预紧力，使得晶堆13能够产生均匀的压力。

[0045] 在本实施例中，请参照图1，输入杆21为回旋体，优选的，输入杆21的输入端21a一体连接于前质量块14的后连接面142上，以更好的将换能器1上产生的振动传递至变幅杆2上，使得超声换能装置100的整体连接强度增大。优选的，输入杆21的外表面为直圆柱面，以使输入杆21的振动分布均匀，振动模态更合理，从而变幅杆2的结构起到进一步优化的作用。当然，在其它实施例中，输入杆21还可以螺钉连接于前质量块14上。当然，在其它实施例中，输入杆21还可以为方形杆或者锥形杆。

[0046] 在本实施例中，输出杆22为回旋体，输出杆22一体连接于输入杆21的连接端21b上，且输出杆22的中心轴垂直于输入杆21的中心轴，以形成T形的变幅杆2，第一输出端221和第二输出端222分别开设螺栓孔221a，以使超声刀的刀杆能够螺纹连接于螺栓孔221a中，实现超声换能装置100的双驱动输出。医护人员可以根据需要选择第一输出端221或者第二输出端222来连接超声刀进行手术，其中，当使用其中一把超声刀时，另一把超声刀即使没有使用，但仍然和使用中的超声刀一样做高频振动，这种高频振动会给正在工作的超声刀施加持续的反作用力，可以让工作中的超声刀始终和软组织保持有利的接触。

[0047] 请参照图3，为变幅杆2的基本原理有限元分析示意图，输入杆21沿着自身轴向的振动位移基本分布于连接端21b处，从图3可以得知，输入杆21的最大轴向振动位移为0.15；而输出杆22沿着自身轴向的振动位移分布较大，并且在第一输出端221和第二输出端222处基本处于波峰或波谷位置，同样的，从图3可以得知，输入杆21的最大轴向振动位移为1；综上，可以得出，输出杆22的最大轴向振动位移/输出杆22的最大轴向振动位移为 $1/0.15 = 6.67$ ，即通过T形的变幅杆2放大，换能器1的振动位移可以放大到6倍以上从第一输出端221和第二输出端222输出。

[0048] 综上，发明人通过对变幅杆2的结构进行创造性革新，来将变幅杆2的振动节点移至输入杆21的连接端21b附近处，以使得输入杆21的振动位移基本分布于节点处，而输出杆22沿着自身轴向则具有较大的振动位移分布，并且在第一输出端221和第二输出端222的振动处于波峰或波谷的位置，从而十分有效地放大了来自换能器1的振动位移。

[0049] 为了更进一步的改进，请参照图1，输出杆22之位于输入杆21两侧的杆身以输入杆21为中心呈镜像对称。

[0050] 通过使输出杆22位于输入杆21两侧的杆身镜像对称，以使第一输出端221和第二输出端222具有相同的振动频率和振动幅度。

[0051] 在本实施例中，输出杆22位于输入杆21两侧的杆身的沿着自身轴向的长度、形状

相同。即输出杆22的中间位置连接于输入杆21的连接端21b上。超声换能装置100工作振动时,第一输出端221和第二输出端222输出的振动频率和振动幅度相同。可以理解的,如图4所示,第一输出端221所在的杆身沿着自身轴向的长度可以小于第二输出端222所在的杆身沿着自身轴向的长度;或者如图5所示,第一输出端所在的杆身沿着自身轴向的长度可以大于第二输出端222所在的杆身沿着自身轴向的长度。

[0052] 可以理解的,第一输出端221所在的杆身为第一杆体,第二输出端222所在的杆身为第二杆体,即输出杆22分别包括自中心位置延伸至第一输出端221的第一杆体、以及自中心位置延伸至第二输出端222的第二杆体,第一杆体和第二杆体以输入杆22为中心呈镜像对称。

[0053] 为了更进一步的改进,输出杆22沿着自身轴向的长度小于或等于输入杆21沿着自身轴向的长度。

[0054] 通过将输出杆22和输入杆21两者之间的相对长度进行限定,进一步优化变幅杆2的结构,以使变幅杆2的振动节点能够尽量接近输入杆21的输入面,使得输出杆22能够进一步放大来自换能器1的振动位移。

[0055] 在本实施例中,优选的,输出杆22的直径等于输入杆21的直径,优化了变幅杆2的结构,能够进一步加强输出杆22上的振动,进一步提高输出杆22的第一输出端221和第二输出端222的振动位移。当然,在其它实施例中,输出杆22的直径还可以小于输入杆21的直径。

[0056] 为了更进一步的改进,请参照图1,输出杆22的外表面为直圆柱面。

[0057] 通过将输出杆22的外表面为直圆柱面,提高变幅杆2的结构强度,优化振动模态。

[0058] 在本实施例中,输出杆22的外表面为光滑的直圆柱面,光滑的外表面使得输出杆22的振动能够分布得更为均匀,亦可提高直圆柱的杆身的结构强度,避免变幅杆2在使用过程中断裂,进一步提高超声换能装置100的可靠性。当然,在其它实施例中,如图6所示,输出杆22还可以为其它结构,输出杆22位于输入杆21两侧的杆身的外表面皆为锥面,且第一输出端221和第二输出端222皆为直径较小的端面。其中,通过将输出杆22设置为两个锥面,并且第一输出端221和第二输出端222皆为锥面中较小的端面,来进一步加大第一输出端221和第二输出端222的振动位移,从而进一步增强超声换能装置100的振动强度。当然,在其它实施例中,输出杆22还可以方形杆。

[0059] 为了更进一步的改进,请参照图2,杆头111为柱形杆头111,杆头111包括杆头接触面111a,后质量块12的第一接触面121贴设于杆头接触面111a。

[0060] 通过外周面为光滑的柱形杆头111产生均匀的压力分布,继而能够将力依次均匀传递给其后的后质量块12和晶堆13,来让超声换能装置100的晶堆13能够获取更为均匀的压力分布,从而有效提高换能器1的机电转换效率,避免了现有技术中由于应力分布不均匀而产生无谓的热量来影响超声换能装置100的压缩幅度和功率输出的情况,实现超声换能装置100的低阻抗、高输出的性能。

[0061] 在本实施例中,预紧杆11可为螺杆,其螺杆头111的周面一体设置柱形凸起形成杆头111。当杆头111受到压力时,由于杆头111的外周面为光滑的柱面,故其内部的压力会均匀分布,避免如现有技术中的预紧杆1110的杆头111的外周面为多边形而在边角上集中应力,从而使得压力分布不均匀,影响后续压力的传递。杆体112远离杆头111的端部设置外螺纹(未图示),以便于前金属块进行连接。当后质量块12、晶堆13、前质量块14依次套设于杆

体112上,且前质量块14通过螺纹连接并紧密贴设于杆体112的端部上时,杆头111受力,并将该应力传递给其后的后质量块12、晶堆13,晶堆13受到均匀的压力,当晶堆13连接上具有与超声换能装置100相同频率的高频电信号时,晶堆13中的压电陶瓷片131与超声换能装置100一起产生高频谐振,从而将电能转化为机械能。

[0062]

名称	压电片表面压力 (MPa)		压力均匀度 最小与最大压力比值
	最大	最小	
现有技术的换能器 1	41.9	27.8	0.67
本发明的超声换能装置 100	42.9	38	0.88

[0063] 表1压电陶瓷片131压力分布

[0064] 为了直观得出本实施例中的换能器1与现有技术中的换能器1相对比具有更优异的性能,如图7、图8和上表1所示,对于晶堆13由于预紧力而产生的压力分布通过Abagus有限元计算,通过晶堆13中的压电片上最小压力与最大压力的比值确定压电片由于预紧而产生的压力均匀度。现有技术中的换能器1的预紧杆11为六角头螺杆,其头部容易在棱边处堆积应力,导致六角头的应力分布不均匀,进而依次传递给其后的后质量块12、晶堆13和前质量块14的预紧力亦分布不均,由表1可知,现有技术中的压电片最小与最大压力比值为0.67;而本发明提供的换能器1通过外周面为光滑的杆头111使其内部的应力分布均匀,继而能够将力依次均匀传递给其后的后质量块12、晶堆13、前质量块14和变幅杆2,使得晶堆13中的压电陶瓷片131由于预紧力而产生的压力分布更为均匀,由表1可知,本发明的压电片最小与最大压力比值为0.88。通过上述表1的对比可证本发明的实施例中的外周面光滑的杆头111的结构实现了更均匀的压力分布,从而避免了现有技术中由于应力分布不均匀而产生无谓的热量来影响换能器1的压缩幅度和功率输出的情况,实现超声换能装置100100的低阻抗、高输出的性能。

[0065]

名称	压电片厚度位移		位移均匀度 最小与最大压力比值
	最大	最小	
现有技术的换能器 1	0.032	0.014	0.44
本发明的超声换能装置 100	0.048	0.045	0.93

[0066] 表2厚度方向位移分布

[0067] 为了直观得出本实施例中的换能器1与现有技术中的换能器1相对比具有更优异的性能,如图9、图10以及上表2所示,利用Abaqus精确的仿真计算得到晶堆13中的压电片在谐振状态下的位移分布,从位移分布可以看出压电片的振动均匀度。通过上表2对两种换能器1的对比,可以发现本发明的换能器1具备更好的振动均匀度,进而具备更好的谐振特性,输出的能量更集中,更利于手术切割,从而进一步实现超声换能装置100100的低阻抗、高输

出的性能。

[0068] 为了更进一步的改进,第一接触面121的边缘设置倒角或倒圆角。

[0069] 在本实施例中,第一接触面121的边缘设置倒角,以使得对后质量块12周面的直径做适度的递增结构,近似形成为带一过渡台阶的圆环面,从而使得后质量块12能够更好的接收到杆头111的预紧力同时,也进一步改善超声换能装置100的谐振特性。第二接触面122为平整的圆环面。在其它实施例中,第一接触面121的边缘还可以设置倒圆角。

[0070] 为了更进一步的改进,第一接触面121的边缘与杆头接触面111a的边缘重合。

[0071] 通过将第一接触面121的边缘与杆头接触面111a的边缘重合,使得杆头111上的预紧力能够较大效率的传递给后质量块12,为其后的晶堆13提供更为均匀和更为集中的能量,从而使得晶堆13中的压电陶瓷片131的压力和振动更加均匀。当然,在其它实施例中,后质量块12与杆头111的接触面积还可以根据实际情况而相应改变。

[0072] 为了更进一步的改进,第二接触面122的面积大于晶堆接触面的面积。

[0073] 通过使得第二接触面122的面积大于晶堆接触面的面积,使得后质量块12的内径小于晶堆13的内径,进而使得来自后质量块12的压力能够更均匀分布于晶堆13上,避免晶堆13内径出现应力集中的情况,从而保证晶堆13中的压电陶瓷片131更为均匀的振动。

[0074] 在本实施例中,发明人通过大量的实验证明,发现第二接触面122的内径比晶堆接触面的内径小0.2~0.5mm时,来自后质量块12的压力能够更均匀分布于晶堆13上,能够更进一步的保证晶堆13中的压电陶瓷片131更为均匀的振动。

[0075] 为了更进一步的改进,换能器1还包括法兰3,法兰3突设于前连接面141所在的外表面上(换能器节点处)。

[0076] 在本实施例中,前质量块14的前连接面141所在的外表面突设环形突起即法兰3,以使法兰3位于换能器1的节点上。通过将法兰3突设于前质量块14,在不影响变幅杆2的振动输出的同时,能够较佳的将超声换能装置100固定于外部设备(例如超声刀的外壳)上,对整个超声换能装置100起到机械支撑作用。当然,在其它实施例中,法兰3还可以设置于超声换能装置100的其它位置上。

[0077] 为了更进一步的改进,输入杆21的输入端21a连接于后连接面142上,输入端21a的直径小于后连接面142的直径。

[0078] 在本实施例中,输入杆21与前质量块14的连接处形成台阶的结构,以使逐步增大换能器1的传递过来振动幅度,从而进一步增强超声换能装置100的振动输出。当然,在其它实施例中,输入杆21的外表面还可以与前质量块14的外表面平齐,或者,输入端21a略大于后连接面142,等等。

[0079] 当超声换能装置100开始装配时,首先需要依次将后质量块12和晶堆13依次套设于杆体112上,并紧贴相邻的部件;接着将与变幅杆2一体连接的前质量块14的前连接面141通过螺纹连接于杆体112上,并紧贴于晶堆13上,为晶堆13提供由预紧力产生的压力;待超声换能装置100安装好以后,紧接着将超声换能装置100连接于电源上,晶堆13中的压电陶瓷片131将电能转化为机械能,进而传递给变幅杆2的第一输出端221和第二输出端222,使得变幅杆2实现振动。

[0080] 本发明提供的超声换能装置100通过将变幅杆2设置为输入杆21连接输出杆22的T形结构,来与换能器1连接形成谐振体,其中,换能器1经过T形的变幅杆2传递转换后,T形的

变幅杆2由于受其结构影响,而使得变幅杆2在同一振动模态下的整体的振动位移分布为:输入杆21和输出杆22皆分别沿着自身轴向分布振动位移,而由于变幅杆2的振动节点位于输入杆21的连接端21b附近,使得输入杆21沿着自身轴向的振动位移分布较小,基本处于节点,而与变幅杆2的输出杆22则具有较大的振动位移分布,进而使第一输出端221和第二输出端222产生高频的振动,并且在振动位移分布至第一输出端221和第二输出端222时,振动幅度被进一步放大,使得第一输出端221和第二输出端222具有较大、较强的振幅,从而实现了一种振幅较强、能够双驱动输出的超声换能装置100。

[0081] 本发明提供的超声换能装置100还通过使输出杆22位于输入杆21两侧的杆身镜像对称,以使第一输出端221和第二输出端222具有相同的振动频率和振动幅度。

[0082] 本发明提供的超声换能装置100还通过外周面为光滑的杆头111产生均匀的压力分布,继而能够将力依次均匀传递给其后的后质量块12和晶堆13,来让超声换能装置100的晶堆13能够获取更为均匀的压力分布,从而有效提高换能器1的机电转换效率,避免了现有技术中由于应力分布不均匀而产生无谓的热量来影响超声换能装置100的压缩幅度和功率输出的情况,实现超声换能装置100的低阻抗、高输出的性能。

[0083] 本发明提供的超声换能装置100还通过将法兰3突设于前质量块14,在不影响变幅杆2的振动输出的同时,能够较佳的将超声换能装置100固定于外部设备(例如超声刀的外壳)上,对整个超声换能装置100起到机械支撑和保护作用。

[0084] 本发明提供的超声换能装置100还通过使输入杆21与前质量块14的连接处形成台阶的结构,以使逐步增大换能器1的传递过来振动幅度,从而进一步增强超声换能装置100的振动输出

[0085] 以上是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

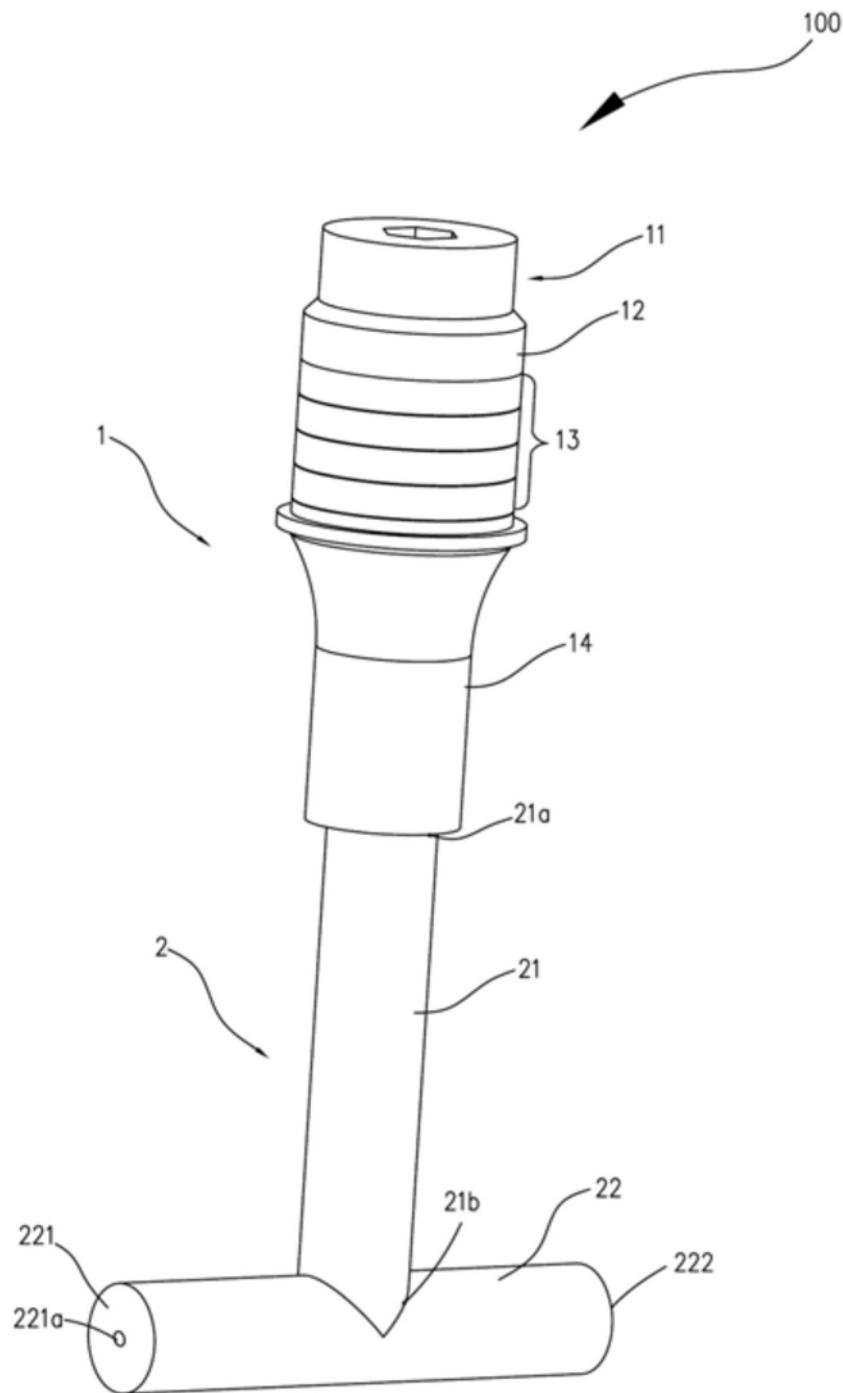


图1

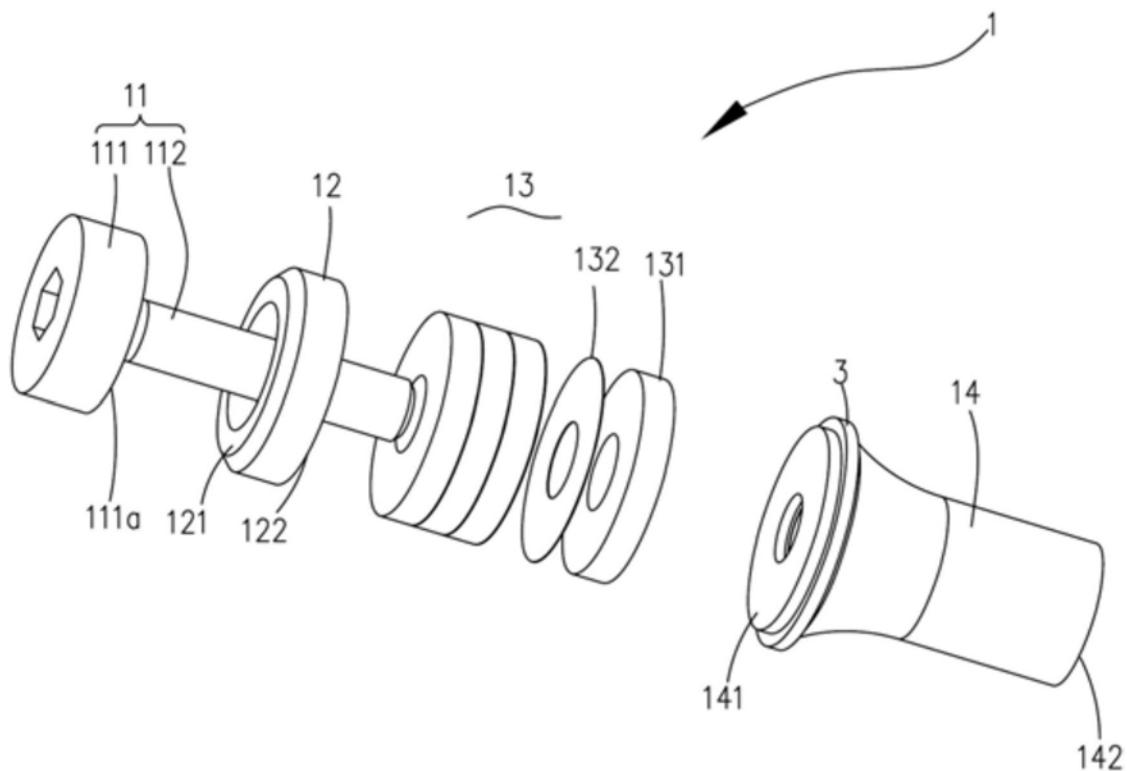


图2

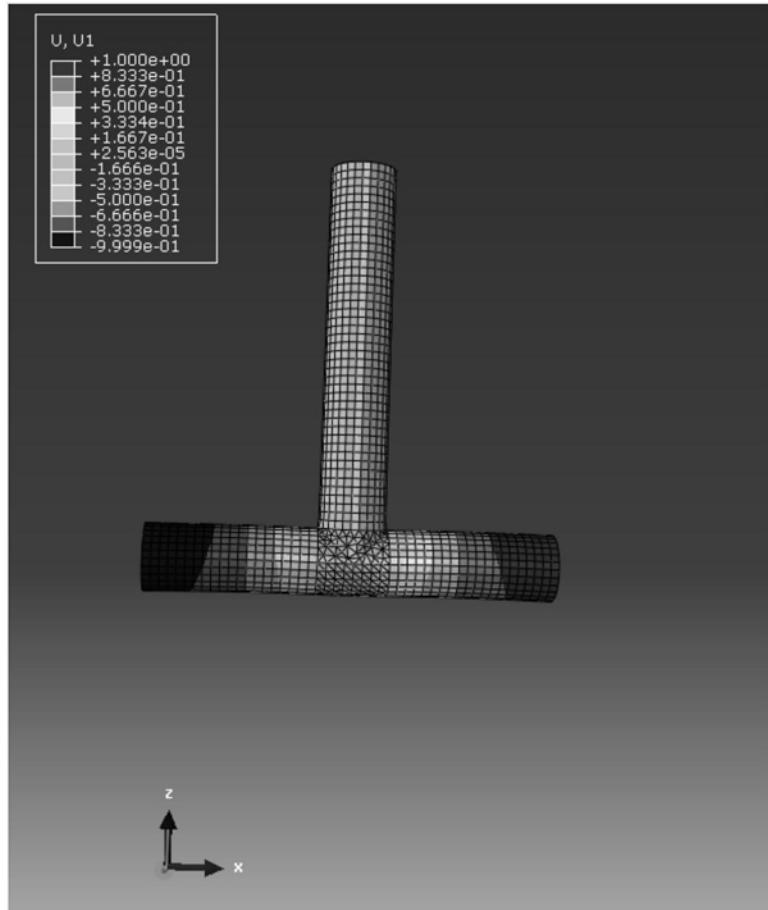


图3

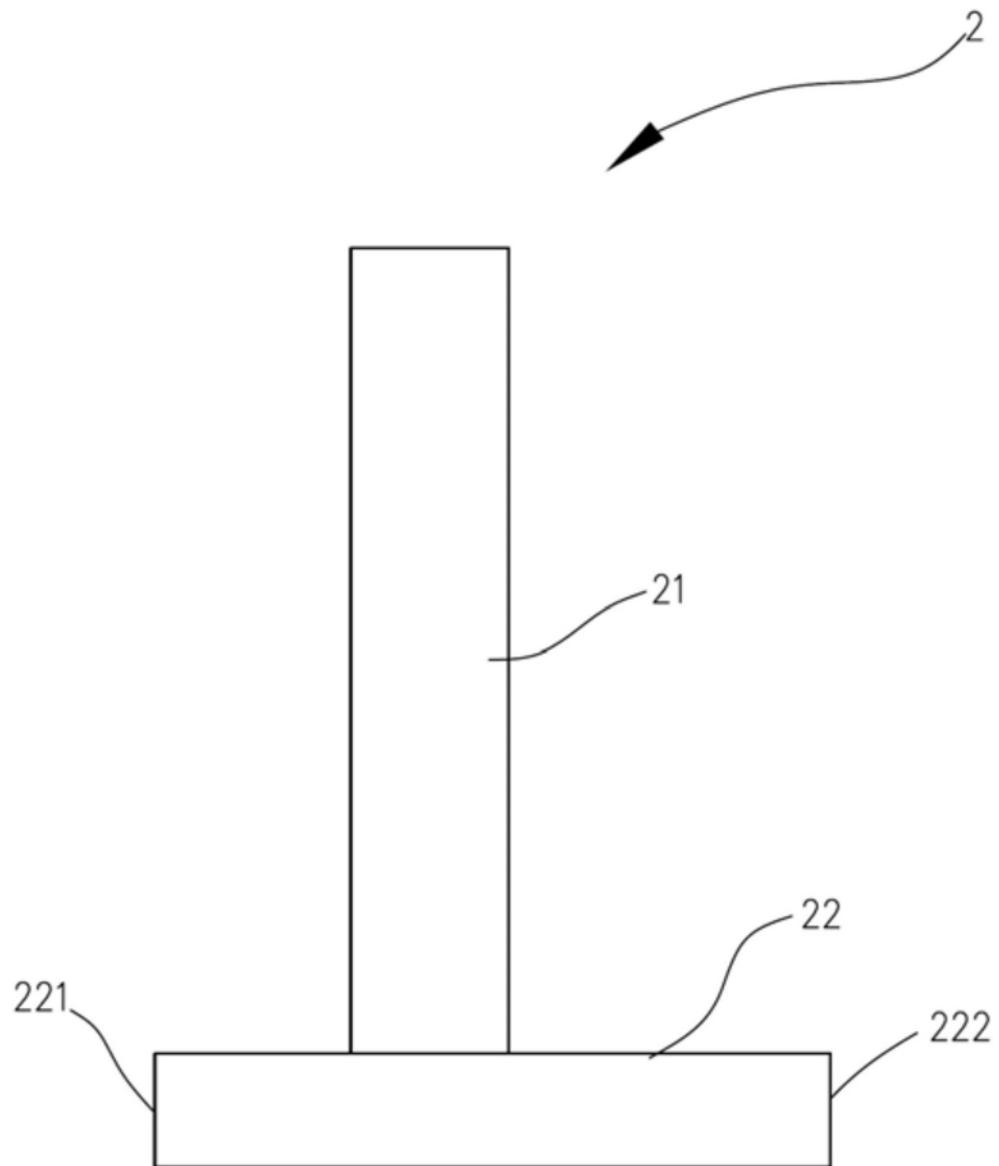


图4

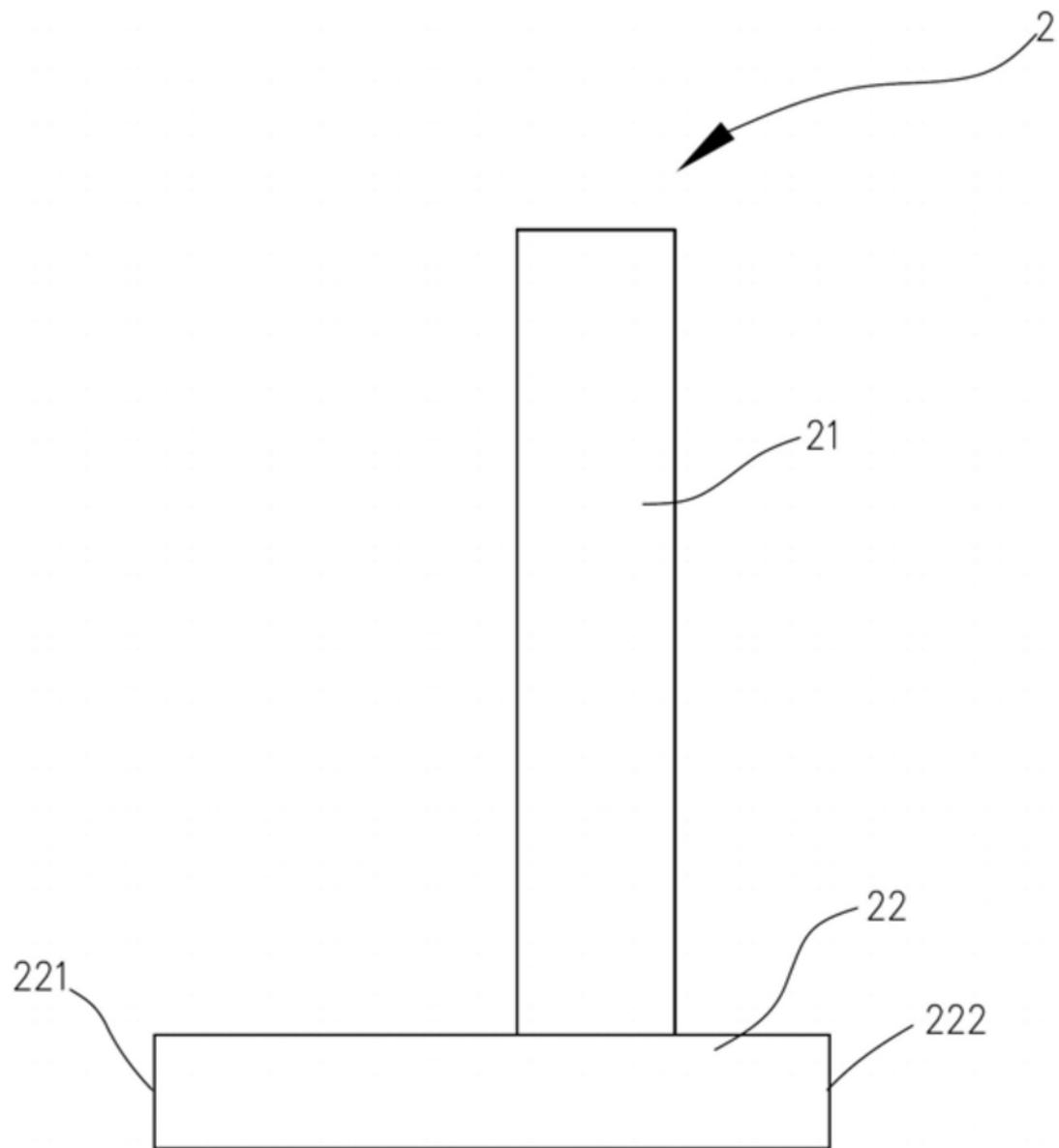


图5

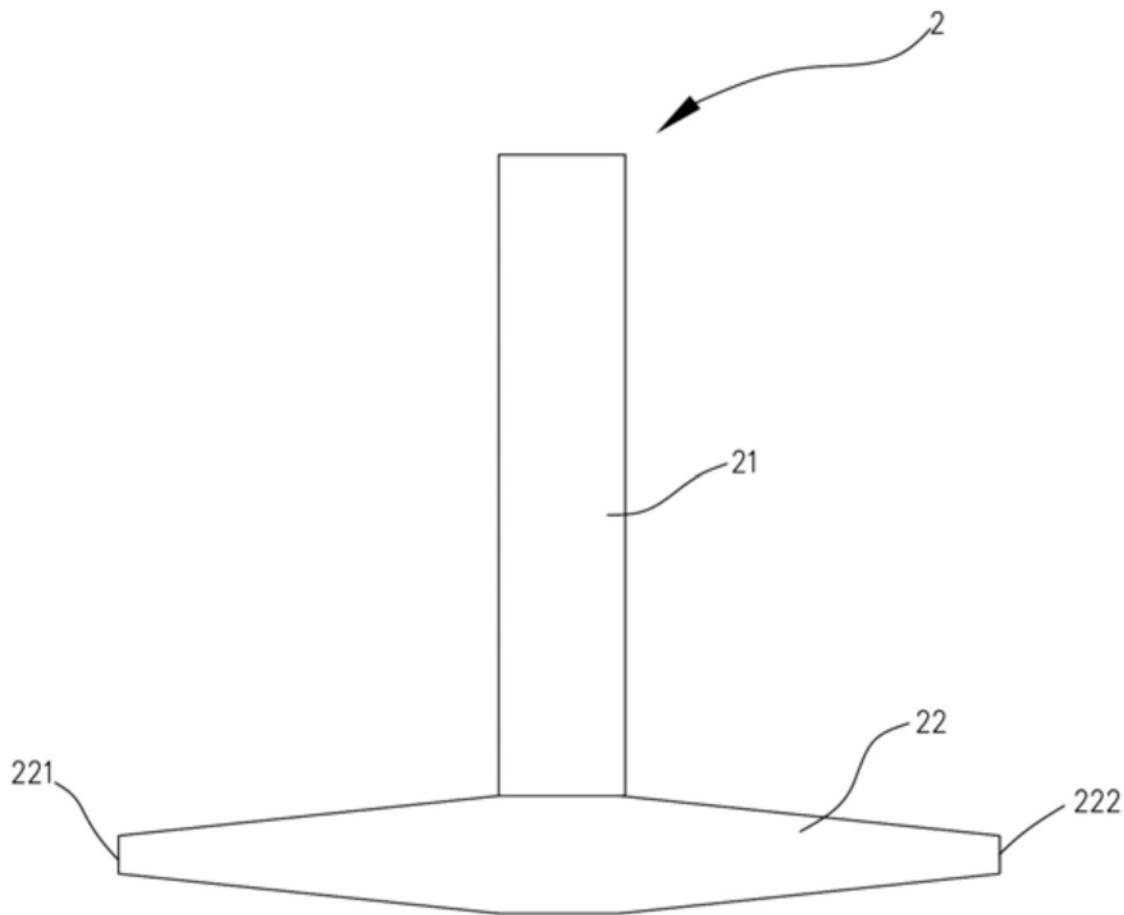


图6

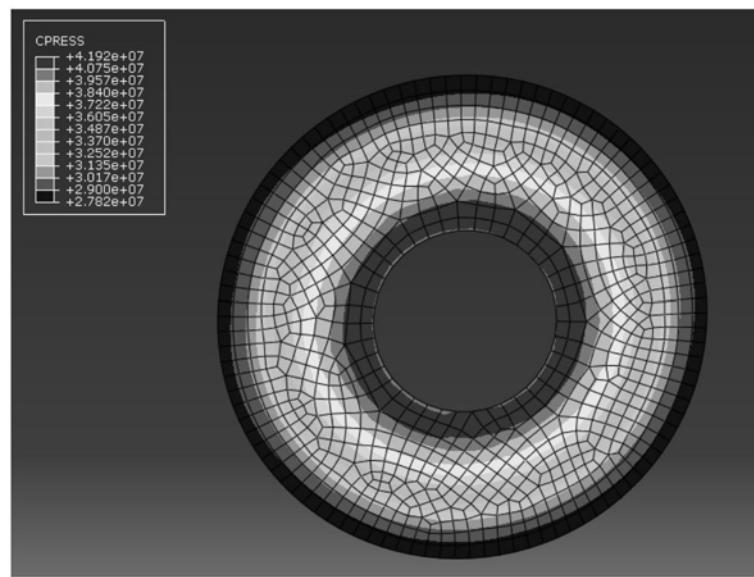


图7

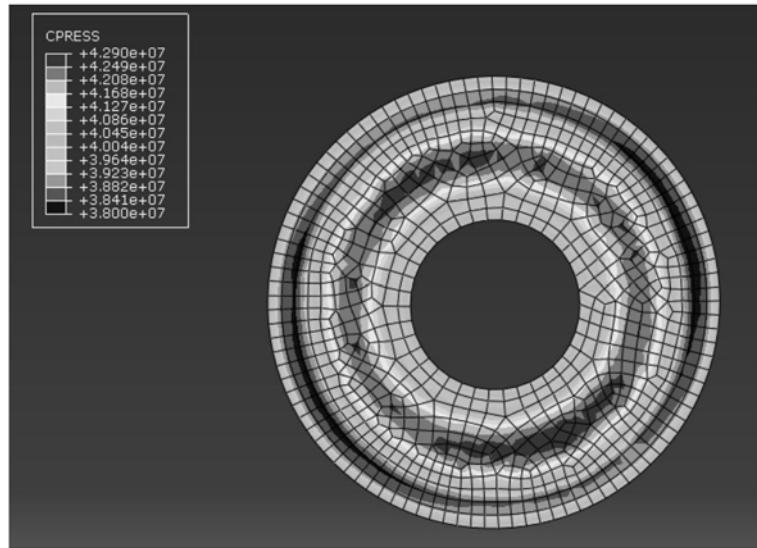


图8

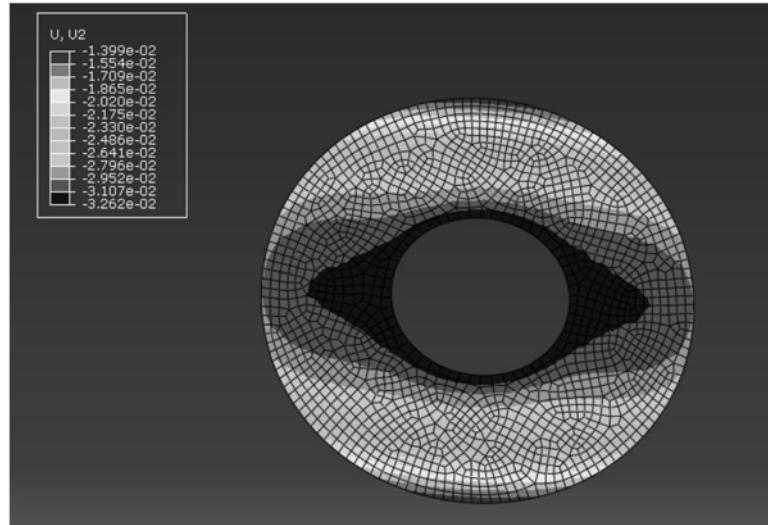


图9

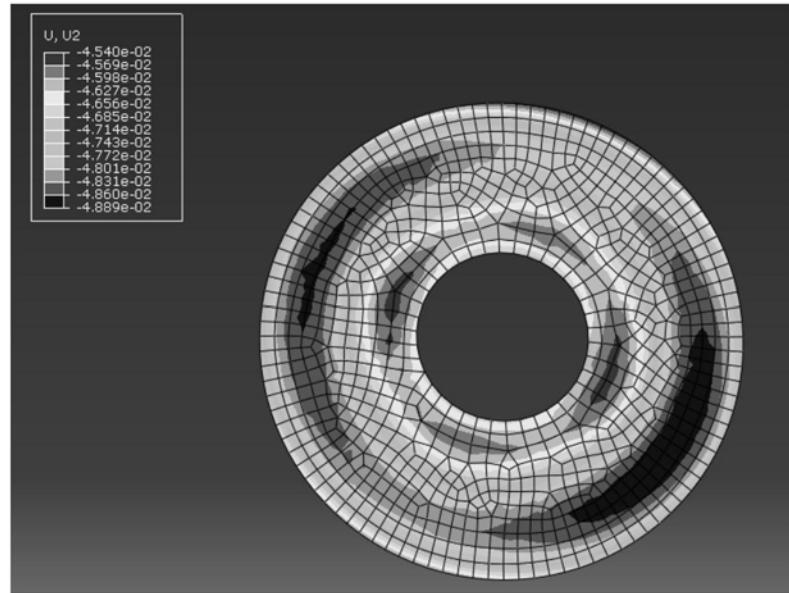


图10

专利名称(译)	一种超声换能装置		
公开(公告)号	CN107028643A	公开(公告)日	2017-08-11
申请号	CN201610075900.1	申请日	2016-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	洪文亮		
发明人	洪文亮		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068		
代理人(译)	熊永强		
其他公开文献	CN107028643B		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明公开一种超声换能装置，包括换能器和变幅杆；变幅杆包括输入杆和输出杆，输入杆连接于换能器上；输出杆连接于输入杆的连接端上，且输出杆的中心轴垂直于输入杆的中心轴，第一输出端和第二输出端皆用于连接超声刀。本发明提供的超声换能装置通过将变幅杆设置为输入杆连接输出杆的T形结构，来与换能器连接形成谐振体，其中，换能器经过T形的变幅杆传递转换后，使得第一输出端和第二输出端具有较大、较强的振幅，从而实现了一种振幅较强、能够双驱动输出的超声换能装置。

