



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110882881 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201811055889.8

(22)申请日 2018.09.11

(71)申请人 北京锐诺医疗技术有限公司

地址 100085 北京市海淀区上地信息产业
基地三街1号楼-1层地下室A段445

(72)发明人 洪文亮 张学武

(74)专利代理机构 北京北汇律师事务所 11711

代理人 李英杰

(51)Int.Cl.

B06B 1/06(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

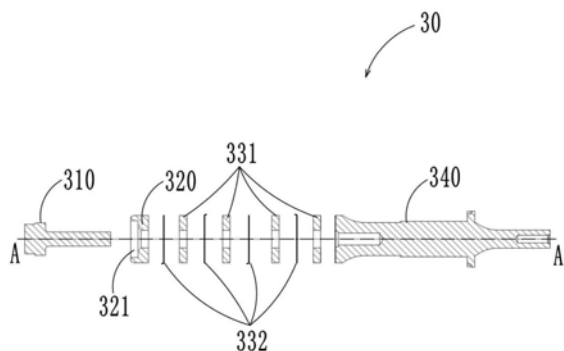
权利要求书1页 说明书7页 附图10页

(54)发明名称

用于超声外科器械的超声换能器及其超声外科器械

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器,用于超声外科器械,该超声换能器包括预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块,预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块依次同轴连接;其中:后金属块设置有凹槽部,预紧杆嵌设于后金属块的凹槽部中,从而改善了超声换能器的结构布局,有效传导了压力,提高了超声谐振系统的谐振特性。本发明还提供了一种包括上述超声换能器的超声外科器械。本发明提供的超声换能器不仅可以改善换能器的谐振阻抗,还可以改善换能器的工作温度场,从而确保换能器具有更好的机电耦合效应和良好的谐振工作状态以及提高超声外科器械的手术效果。



1. 一种超声换能器,用于超声外科器械,其特征在于,所述超声换能器包括预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块,所述预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块依次同轴连接;其中:

所述后金属块设置有凹槽部,以及

所述预紧杆嵌设于所述后金属块的所述凹槽部中。

2. 如权利要求1所述的超声换能器,其中,所述后金属块的凹槽部深度为所述后金属块高度的 $1/3$ 到 $3/5$ 。

3. 如权利要求1或2所述的超声换能器,其中,所述预紧杆包括杆头和杆体,所述后金属块的凹槽部深度小于所述预紧杆的杆头的高度。

4. 如权利要求3所述的超声换能器,其中,所述预紧杆的杆头高出所述后金属块的第一表面的高度为所述杆头高度的 $3/5$ 到 $3/4$ 。

5. 如权利要求3或4所述的超声换能器,其中,所述预紧杆的杆头直径小于所述后金属块的凹槽部的直径。

6. 如权利要求1到5中任一项所述的超声换能器,其中,所述预紧杆的杆头设置有辅助支撑表面,所述辅助支撑表面对称排列。

7. 如权利要求6所述的超声换能器,其中,所述辅助支撑表面高于所述后金属块的第一表面。

8. 如权利要求1到7中任一项所述的超声换能器,其中,所述后金属块的凹槽部的直径 D_2 与后金属块的整体直径 D_1 的比 D_2/D_1 大于等于 0.75 。

9. 如权利要求1到8中任一项所述的超声换能器,其中,所述前金属块连接有变幅杆,所述变幅杆为半波长变截面结构。

10. 一种超声外科器械,包括主机、刀头、波导杆,其特征在于还包括如权利要求1到9中任一项所述的超声换能器。

用于超声外科器械的超声换能器及其超声外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及超声外科器械领域,尤其涉及一种用于超声外科器械的超声换能器及其超声外科器械。

背景技术

[0002] 包括超声外科手术刀的超声外科器械由于其精确的切割、快速止血等独特的性能越来越多地应用于临床。在超声外科器械中提供将电能转换为超声振动的核心部件是超声换能器,它可以在超声频率下产生机械振动,机械振动通过传输器件或波导被传输到端部执行器(例如,刀头),从而引起端部执行器相对于传输器件的振动,而端部执行器的振动可以在人体组织内产生局部热量,从而帮助切割组织和凝固止血。可见,超声换能器对于超声外科器械的整体性能起关键作用,直接影响超声外科手术刀系统的能量转换效率以及刀头的切割止血效果。

[0003] 图1为现有技术中的超声换能器的结构示意图。如图1所示,在现有技术中,医用领域的超声换能器10包括预紧螺杆11、后金属块13、包括压电陶瓷片的晶堆15、以及前金属块17,这些部件同轴连接。图2为现有技术中的超声换能器的侧面视图。如图2所示,在该结构中,预紧螺杆11的杆头贴合于后金属块13的远离前金属块17的第一表面(即预紧螺杆11的杆头外接或贴设于后金属块13),也即预紧螺杆11通过换能器10的后金属块13的第一表面施加预紧力。

[0004] 而衡量超声振动系统的特性的一个很重要的指标就是谐振特性,可表示为谐振频率、谐振阻抗以及谐振振幅。一般而言,超声振动系统的谐振振幅、谐振阻抗等主要由超声换能器的材料、结构决定。材料主要涉及核心能量转换材料即压电陶瓷片的选择,结构主要涉及换能器节点,以及振动增益的布局等,同时这三者关系对于超声换能器的频率,阻抗以及振幅是相互影响,共同作用。

[0005] 在如图1和图2所示的现有技术的这种结构中,预紧力是完全通过贴设于预紧杆的后金属块将压力传至压电陶瓷片的。因此,现有技术中的超声换能器后金属块的较大的厚度就会影响超声谐振系统(即,超声外科器械)压力的有效传导和均匀度,也会增加超声谐振系统的阻抗,从而影响该系统能量的转换率。此外,由于换能器大功率工作状态下是个热发射源,温度效应非常明显,由于现有技术中后金属块和预紧螺杆贴设的结构,对换能器的热扩散,热传导有一定影响。尤其在大功率状态下,热扩散也越多,不利于改善换能器的热环境。而这种明显的温度对换能器的性能影响是非常不利的。

发明内容

[0006] 为此,本发明提出一种新颖的换能器预紧结构,不仅可以改善换能器的谐振阻抗以及传导性能,还可以改良换能器的工作温度场,从而确保换能器具有更好的机电耦合效应和良好的谐振工作状态。

[0007] 根据本发明的实施例,提供一种超声换能器,用于超声外科器械,其特征在于,该

超声换能器包括预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块,该预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块依次同轴连接;其中:该后金属块设置有凹槽部,以及该预紧杆嵌设于该后金属块的凹槽部中。从而改善了超声换能器的结构布局,有效传导了压力,提高了超声谐振系统的谐振特性。

[0008] 在本发明的另外的实施例中,该超声换能器的后金属块的凹槽部深度可以为该后金属块高度的1/3到3/5。

[0009] 在本发明的另外的实施例中,该后金属块的凹槽部的直径D2与后金属块的整体直径D1的比D2/D1大于等于0.75。

[0010] 在本发明的另外的实施例中,该预紧杆包括杆头和杆体,该后金属块的凹槽部深度可以小于该预紧杆的杆头高度。

[0011] 在本发明的另外的实施例中,该预紧杆的杆头可以高出该后金属块的第一表面的高度可以为该杆头高度的3/5到3/4。

[0012] 在本发明的另外的实施例中,该预紧杆的杆头直径可以小于该后金属块的凹槽部的直径。

[0013] 在本发明的另外的实施例中,该预紧杆的杆头可以设置有辅助支撑表面,该辅助支撑表面可以对称排列。

[0014] 在本发明的另外的实施例中,该预紧杆杆头的辅助支撑表面数目可以为偶数个。

[0015] 在本发明的另外的实施例中,该辅助支撑表面可以高于该后金属块的第一表面。

[0016] 在本发明的另外的实施例中,该预紧杆的材料可以为钛合金。

[0017] 在本发明的另外的实施例中,该后金属块的材料可以为钢。

[0018] 在本发明的另外的实施例中,该前金属块可以连接有变幅杆,该变幅杆可以为半波长变截面结构。

[0019] 根据本发明的另外的实施例,可以提供一种超声外科器械,包括主机、刀头、波导杆,还可以包括如上所述的超声换能器。

[0020] 在本发明的实施例中,通过将预紧杆的杆头嵌设于后金属块中,从而减少了预紧螺杆的杆头部分体积和质量占比,确保了压力的有效传递以及高频振动以及换能器均匀、纯净的振动模式。从而本发明的实施例的换能器具有更低阻抗,具有更优的温度场分布,更好的谐振特性,在大功率工作环境下,优化的温度场使得换能器具有更好的工作状态。

附图说明

[0021] 附图用来提供对本发明的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与本发明实施例一起用于解释本发明,并不构成对本发明的限制。在附图中:

[0022] 图1例示了现有技术的典型的超声换能器的结构示意图;

[0023] 图2例示了现有技术的超声换能器的侧视图;

[0024] 图3例示了根据本发明实施例的超声换能器的分解示意图;

[0025] 图4例示了根据本发明实施例的超声换能器的侧视图;

[0026] 图5例示了根据本发明实施例的超声换能器的后金属块的示意图;

[0027] 图6例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的示意图;

[0028] 图7例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的示意图;

- [0029] 图8例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的侧视图；
- [0030] 图9例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的侧视图；
- [0031] 图10例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧螺杆与后金属块的组装结构图；
- [0032] 图11例示了根据本发明实施例的超声换能器的前金属块的示意图；
- [0033] 图12例示了根据本发明实施例的包括超声换能器超声外科器械与现有技术的系统频率-阻抗曲线对比图；
- [0034] 图13例示了根据本发明实施例的超声换能器与现有技术中的超声换能器的温度场分布的对比图；以及
- [0035] 图14例示了根据本发明实施例的超声换能器的振型位移分布图。

具体实施方式

[0036] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。

[0037] 在附图及实施方式中所使用相同或类似标号的元件/构件是用来代表相同或类似部分。并且附图仅为示意性的,其中的元件无需合乎比例。

[0038] 图3例示了根据本发明一个实施例的超声换能器分解示意图。如图3所示,本发明实施例的超声换能器30,包括预紧杆310、后金属块320、压电陶瓷片331、电极片332(压电陶瓷片和电极片组成晶堆330)以及前金属块340。预紧杆310、后金属块320、压电陶瓷片331、电极片332以及前金属块340依次同轴连接,即按照同一个对称轴线A-A堆叠起来。

[0039] 图4例示了根据本发明实施例的超声换能器的侧视图。如图4所示,套设在预紧杆310上的后金属块320中设置有凹槽部321,预紧杆310嵌设于该凹槽部321中,从而预紧杆310与后金属块320更紧密地连接。

[0040] 如图3和图4所示,压电陶瓷片331排列于换能器30的中间,电极片332与压电陶瓷片331交错放置,以便电信号可以施加到压电陶瓷片331。后金属块320、前金属块340分布在压电陶瓷片的上下(或左右,这视换能器30是上下还是左右放置),最后通过预紧杆310将振动系统各部件紧紧压成一个整体。而超声换能器各部件面与面之间要保持良好接触,以保证声能的高效传播。从而这种新颖的结构改善了超声换能器的结构布局,有效传导了压力,提高了超声谐振系统的谐振特性。

[0041] 换能器振动频率由各部件材料特性,即杨氏模量与密度,以及轴向长度尺寸来共同决定。在本发明实施例中,超声振动系统的工作频率大约在55.5KHz左右,这一频率也就决定了换能器的大致尺寸以及各部件长度分布。在本发明的实施例中,换能器的前金属块340连接有半波长的变幅杆结构,以便放大来自换能器振动的效果。而换能器的整体尺寸大约为90mm,其中变幅杆部分长度大约为49mm。换能器振幅由核心部件压电陶瓷片,以及换能器整体结构来决定,而换能器阻抗由核心部件压电陶瓷片以及预紧结构来决定。其中,换能器的频率 f 可表示为:

$$[0042] \quad f = (\sqrt{E/\rho}) / 2 * L \quad (1)$$

[0043] 其中, E 为材料的杨氏模量, ρ 为材料密度, L 代表换能器长度。

[0044] 在本发明的实施例中,换能器各部分的尺寸关系,在满足基本装配关系的条件下,

其各部分的具体组成是由以下自由振动特征方程决定：

$$[0045] \quad ([K] - \omega^2[M]) \{U_0\} = \{0\} \quad (2)$$

[0046] 其中，[K]表示换能器系统的刚度矩阵，[M]表示换能器系统的质量矩阵， U_0 表示换能器系统的振动位移， ω 表示该系统的振动圆频率。对于我们的振动系统，各部分的材料是已知的，同时目标结构频率 ω 也是已知的，则符合振型要求的振动位移 U_0 对应的系统质量矩阵就是本发明实施例的目标质量矩阵，也即换能器各部分质量的组成从而确定各部分结构组成。

[0047] 在本发明的实施例中，换能器的预紧结构包括后金属块320、前金属块340以及预紧杆310，它们一起来紧固晶堆，形成一个紧密的整体，即换能器。图5例示了根据本发明实施例的超声换能器的后金属块的示意图。如图5所示，在后金属块320中设置有凹槽部321，从而后金属块320呈现为台阶式结构，其具有第一表面S1、第二表面S2以及第三表面S3。第一表面S1是基准面，不与其他部件接触，以作为振动质量的一部分。后金属块320的第二表面S2，作为内台阶形成凹槽部321的表面，其具有比其他表面较小的直径。该第二表面S2直接与预紧杆310接触（即，与预紧杆的第三表面接触），是压电陶瓷晶堆压力的来源面。在本发明的实施例中，第二表面S2的直径可以与预紧杆的杆头直径相同，也可以比预紧杆的杆头直径略大，以保证压力的传递。而后金属块320的第三表面S3是直接和压电陶瓷片接触的表面，也是压电晶堆压力的直接作用面。

[0048] 由上所述可知，换能器是一个特定的高频振动系统，各部分质量需按照一定的比例组合，这样才可以保证换能器具有均匀、纯净的振动模式。在本发明的实施例中，后金属块320的凹槽深度可以小于预紧杆310的杆头高度。在本发明的实施例中，后金属块320内的凹槽深度d可以为该后金属块高度h的1/3到3/5，从而确保压力的更有效传递以及高频振动以使换能器具有均匀、纯净的振型。

[0049] 在本发明的实施例中，后金属块320的凹槽部（也称为内台阶）的直径D2比后金属块320的整体直径D1要小，可以设置为 $D2/D1 \geq 0.75$ ，以确保后金属块具有合适的质量以及有效的压力传递。

[0050] 图6例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的示意图。如图6所示，预紧杆310包括杆头311和杆体312。在本发明的实施例中，为了使预紧杆310嵌设于后金属块320中，杆头311的直径要小于或等于所述后金属块的凹槽部321的直径。为了更有效的传递压力，本发明实施例的后金属块320的凹槽部321的直径可以大于杆头311的直径。在本发明的实施例中，凹槽部321的直径可以大于杆头311的直径0.2~0.5mm。

[0051] 在本发明的实施例中，为了安装的便捷，可以在杆头311上设置辅助支撑表面，以保证扭力扳手可以有效的施加力矩到预紧螺杆上。图7例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的俯视图。如图6和图7所示，杆头311具有第一表面S4、第二表面S5和第三表面S6，第二表面S5为辅助支撑表面。在本发明的实施例中，第二表面可以由多个辅助支撑表面组成，这些辅助支撑表面呈对称排列。例如，在图7中，在输入端杆头部分辅助支撑表面可以设置为对称的2个。图8例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的俯视图。如图8所示，辅助支撑表面可以设置为对称的4个。图9例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧杆的俯视图。如图9所示，辅助支撑表面可以设置为对称的6个。当然，还可以设置为任意对称的偶数个。在本发明的实施例中，辅助支撑表面还可以设置为圆台面，此时为了方便

换能器组装,可以将紧固力矩施加作用面设计在后金属块上面。

[0052] 在本发明的实施例中,预紧杆的第二表面要低于第一表面,但在组装时要高出后金属块320的第一表面一部分,以保证在压紧(装配)换能器的过程中不至于与后金属块产生摩擦而损坏。

[0053] 图10例示了根据本发明实施例的超声换能器的预紧螺杆与后金属块的组装结构图。如图10所示,当预紧杆310与后金属块320装配好以后,预紧螺杆的杆头有一部分d2嵌入在后金属块的凹槽部(或内台阶)中,而预紧杆的辅助支撑台阶面(或辅助支撑表面)要比后金属块的第一表面略高,高出的高度d3可以为杆头高度的五分之一左右,从而兼顾了振动模式的需求。如图9所示,杆头高度d为杆头第一表面到第二表面(辅助支撑表面)的高度d1与内嵌部分高度d2(即凹槽部的深度)和辅助支撑表面到后金属块第一表面的高度d3三者之和,可以表示为 $d=d1+d2+d3$ 。

[0054] 在本发明的实施例中,预紧杆310的杆头高出后金属块320的第一表面的高度可以为杆头高度的 $3/5$ 到 $3/4$,可以选择为杆头高度的 $2/3$ 左右,也可以与内嵌部分高度大致相等。这种优化的质量组合可以提供更优的系统谐振特性,而更紧密的连接也导致本发明实施例的内嵌式预紧结构可以提供更优的热传导。

[0055] 我们应该了解,钢具有比钛合金更好的导热系数,更有利于热传导。而医用换能器一般是安装在手柄组件里面(本文未示出),是没有散热装置的,这就对换能器的结构布局与材料选择有更高的要求。在本发明的实施例中,可以采用钢质的后金属块,更有利于热传导。还可以采用钛合金预紧杆内嵌于后金属块里,由于钛合金具有更小的质量占比,从而使得换能器整体热传导变得更加好。

[0056] 图13例示了根据本发明实施例的超声换能器与现有技术中的超声换能器的温度场分布的对比图,如图13所示,在相同条件下本发明实施例具有更低的温度场。而温度是衡量换能器的一个重要指标,特别是在大功率环境下。在大功率工作下,换能器升温明显,急剧的温升会使得换能器的压电陶瓷片的压电性能产生退极化,换能器的效率会降低,当其到了一定值会使得压电陶瓷片失去压电性能,从而失去能量转换的特性。如图13所示,本发明的实施例的结构有效地缓和换能器的温升,可以让换能器持续处于高效状态,从而使换能器处于更好的工作状态。

[0057] 本发明实施例的换能器还包括前金属块340。图11例示了本发明实施例的前金属块的结构示意图。如图11所示,前金属块的第一表面p1与压电陶瓷晶堆结构直接接触,故而前金属块的第一表面p1的光洁度对换能器的能量耗散,也即阻抗,有着重要影响,光洁度越好,其与压电陶瓷片的摩擦损耗越小,换能器的谐振阻抗就越小。前金属块340的第一螺孔 $\phi 1$ 正好与预紧杆310形成预紧结构,对压电晶堆施加预紧力矩。而前金属块340的第二螺孔 $\phi 2$ 用于连接刀杆以保证声能的有效传递。本发明实施例的前金属块(前驱结构)包括半波长变幅杆结构(所述前金属块连接有变幅杆)341,以便放大来自换能器振动的效果。从波传播理论上讲这与可以减小波传播能量的损失,同时又可以减少组装工序。本发明实施例的变幅杆341采用变截面设计,同时又有圆弧过度,这样既可以放大来自换能器的振幅,又可以调整振动系统的频率。为了满足放大系数的要求,输入直径D与输出直径d需满足一定关系,这个与放大倍数紧密相关,在本发明的实施例中,变幅杆要达到3.5以上的放大系数,则D与d需要满足近乎2倍的关系。在本发明的实施例中,变幅杆的振动节点处可以设置法兰结构,

用于固定换能器。

[0058] 在本发明的实施例中,利用合适的工装夹具组装上述部件,则实现了高效的机电耦合振动系统的换能器。通过在压电陶瓷片的两端施加电信号,换能器就可以开始工作,将电能转成机械能,从而传递至波导杆,波导杆开始振动,从而实现刀头切割组织或止血等功能。

[0059] 在本发明的实施例中,还提供了一种超声外科器械,包括主机、刀头、波导杆,还包括如上所述的超声换能器,从而以更好的谐振特性、更均匀的振型更高效地操作。

[0060] 阻抗曲线是超声振动系统的一个最基本也是最重要的衡量标准之一,超声振动系统的基本特性几乎都可以在阻抗曲线里面反映出来。图12例示了根据本发明实施例的包括超声换能器超声外科器械与现有技术的系统频率-阻抗曲线对比图。如图12所示,本发明实施例的换能器具有连续光滑的阻抗曲线,两个谐振点的带宽达800Hz左右,具有更宽的频率,也即具有更宽的相位容限。而其谐振阻抗仅为10欧左右,同时换能器的放大倍数达到4左右。与以往设计对比,本发明所述换能器表现出更优的阻抗曲线,在谐振点附近具有更低的阻抗,同时谐振点与反谐振点之间具有更宽的频率范围。显而易见,本发明实施例的换能器具有更好的谐振频率特性,两个谐振点之间具有更宽的相位容限,这表明本专利所述换能器具有更好的机电耦合度,更容易与主机系统匹配,从而保持好的工作状态。特别是在大功率比较激烈的环境下,换能器这种特性更为重要,更优的频率特性使得换能器始终处于谐振工作状态,保持高效输出。

[0061] 图14例示了根据本发明实施例的超声换能器的振型位移分布图。如图12所示,本发明实施例的换能器具有非常均匀的位移分布,同时放大倍数达到4.08。

[0062] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”、“轴向”、“径向”、“周向”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0063] 在本发明中,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”、“固定”等术语应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或成一体;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系,除非另有明确的限定。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0064] 在本说明书的描述中,参考术语“本实施例”、“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。本发明涉及的“A和/或B”,可以理解为包括A、B及AB三种情况;另外,本发明涉及的“声波”应理解为“超声波”,除非另有说明。

[0065] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性

或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。

[0066] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明实质内容上所作的任何修改、等同替换和简单改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

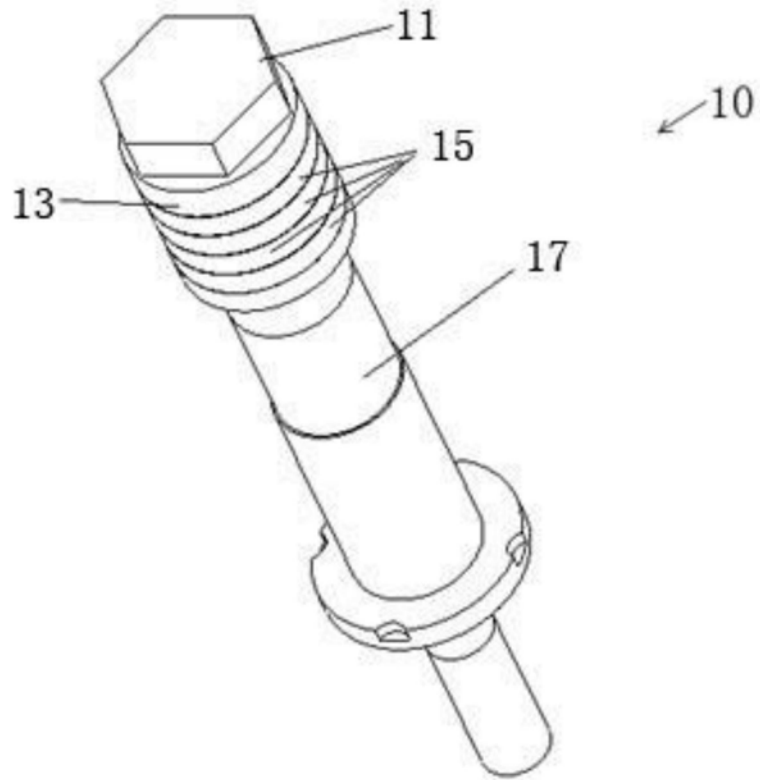


图1

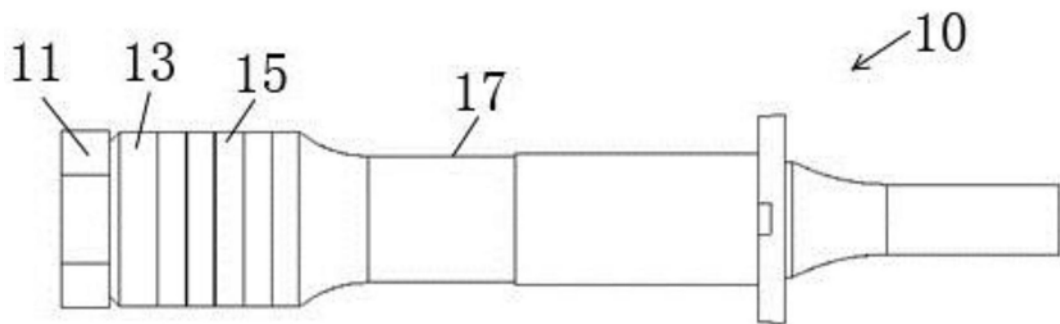


图2

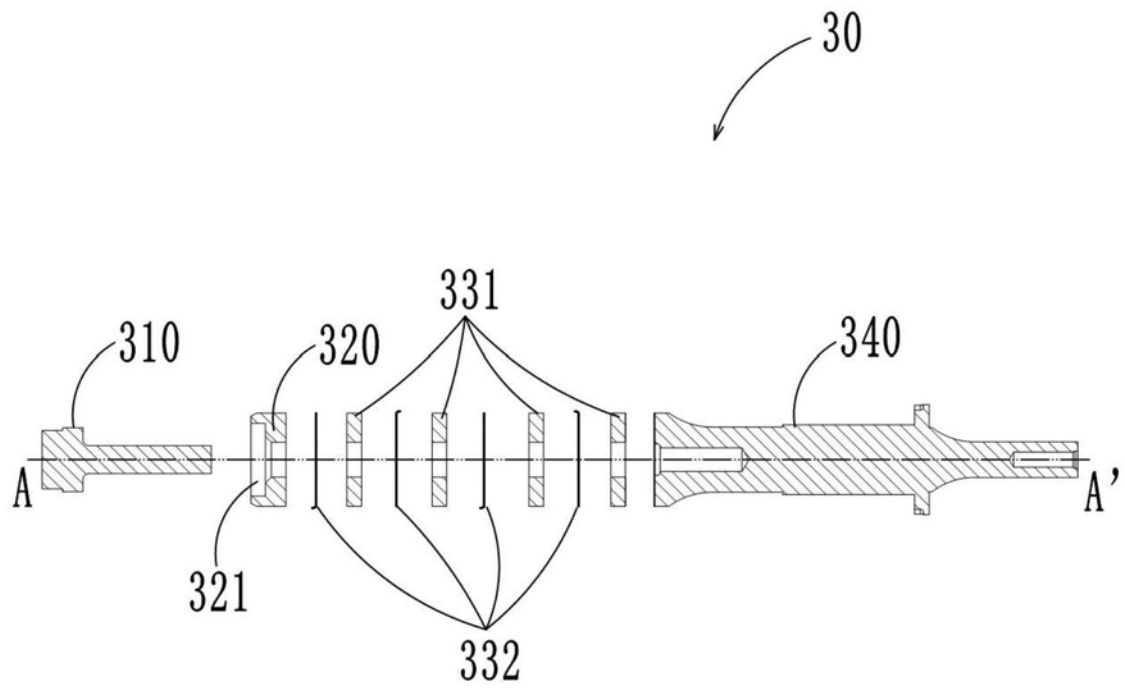


图3

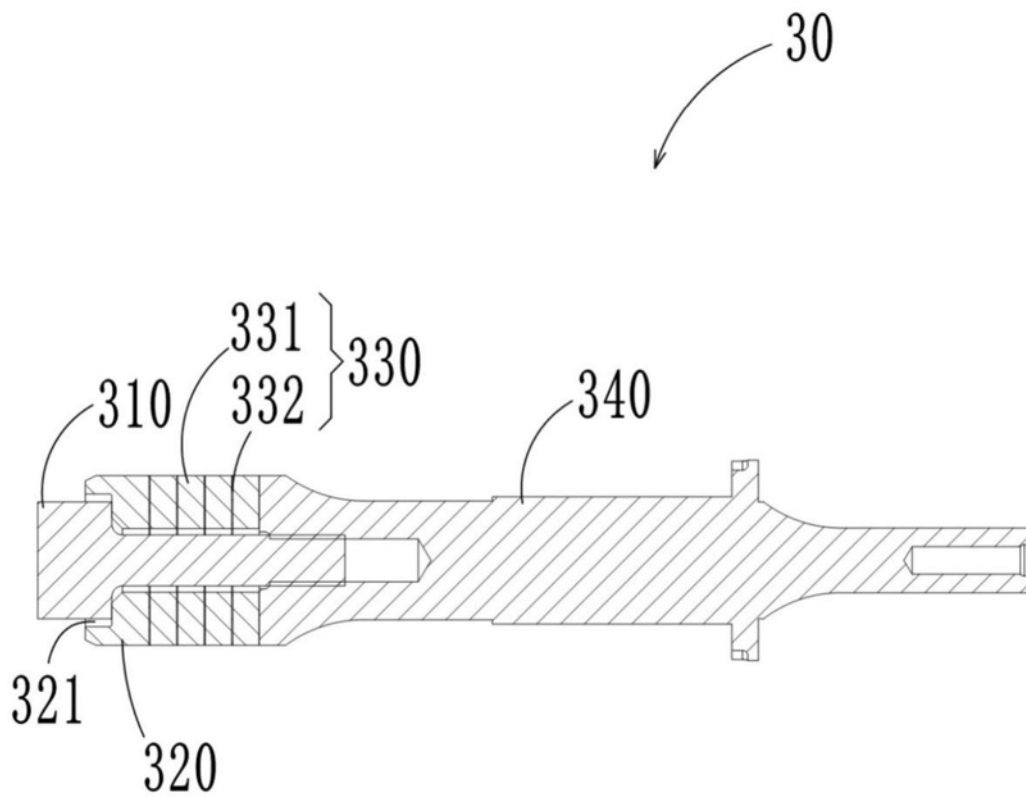


图4

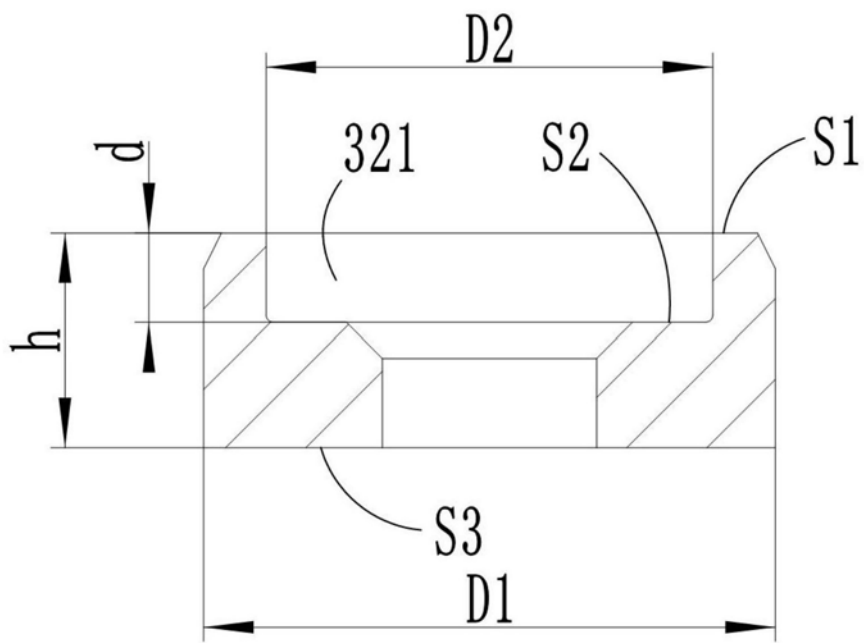


图5

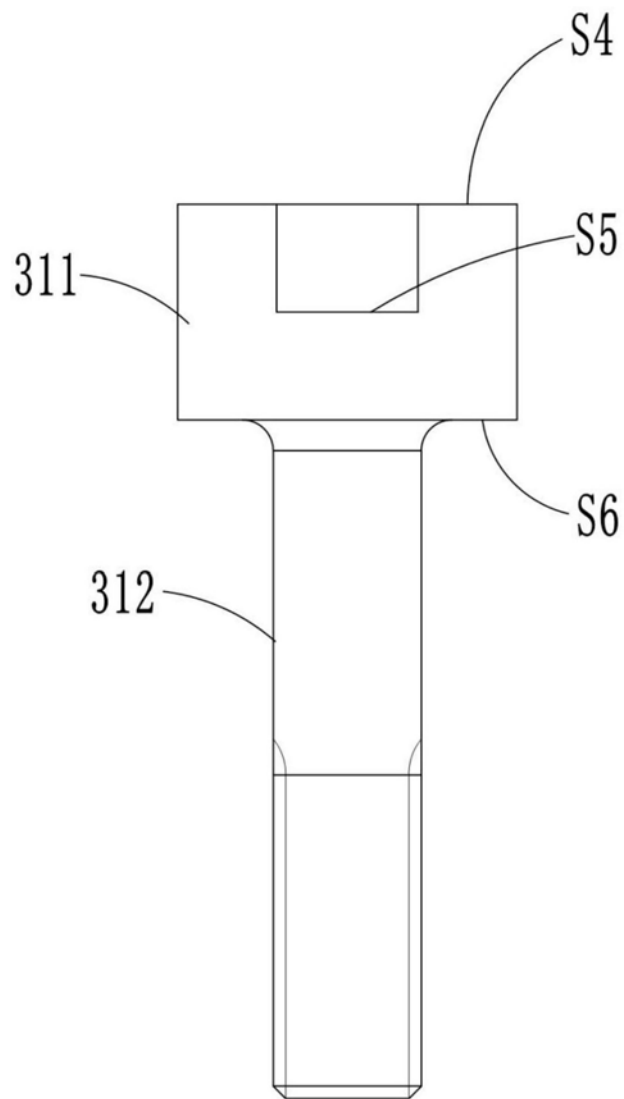


图6

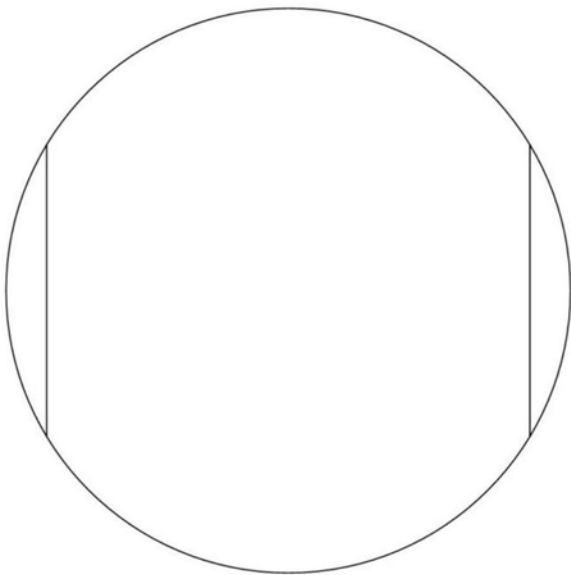


图7

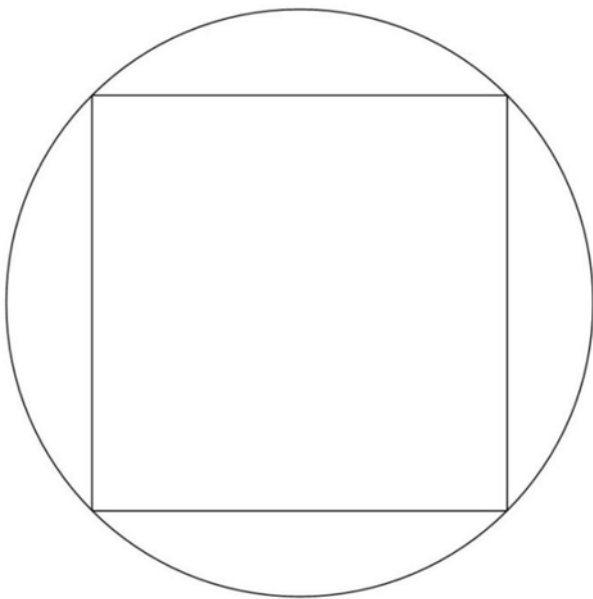


图8

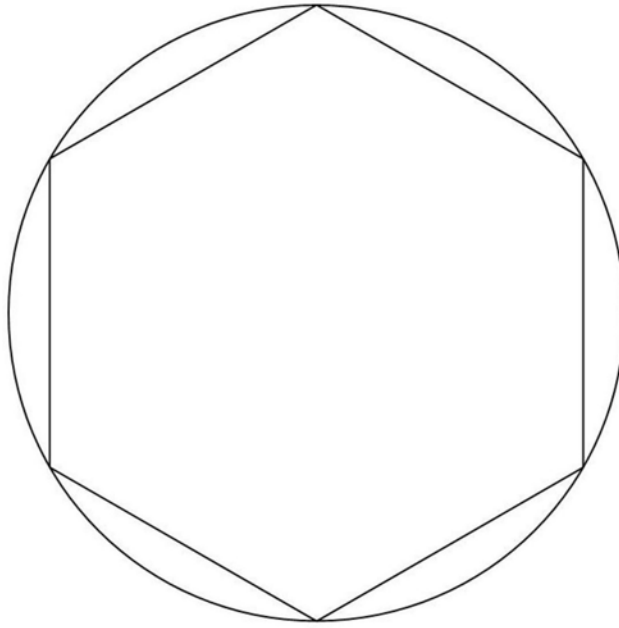


图9

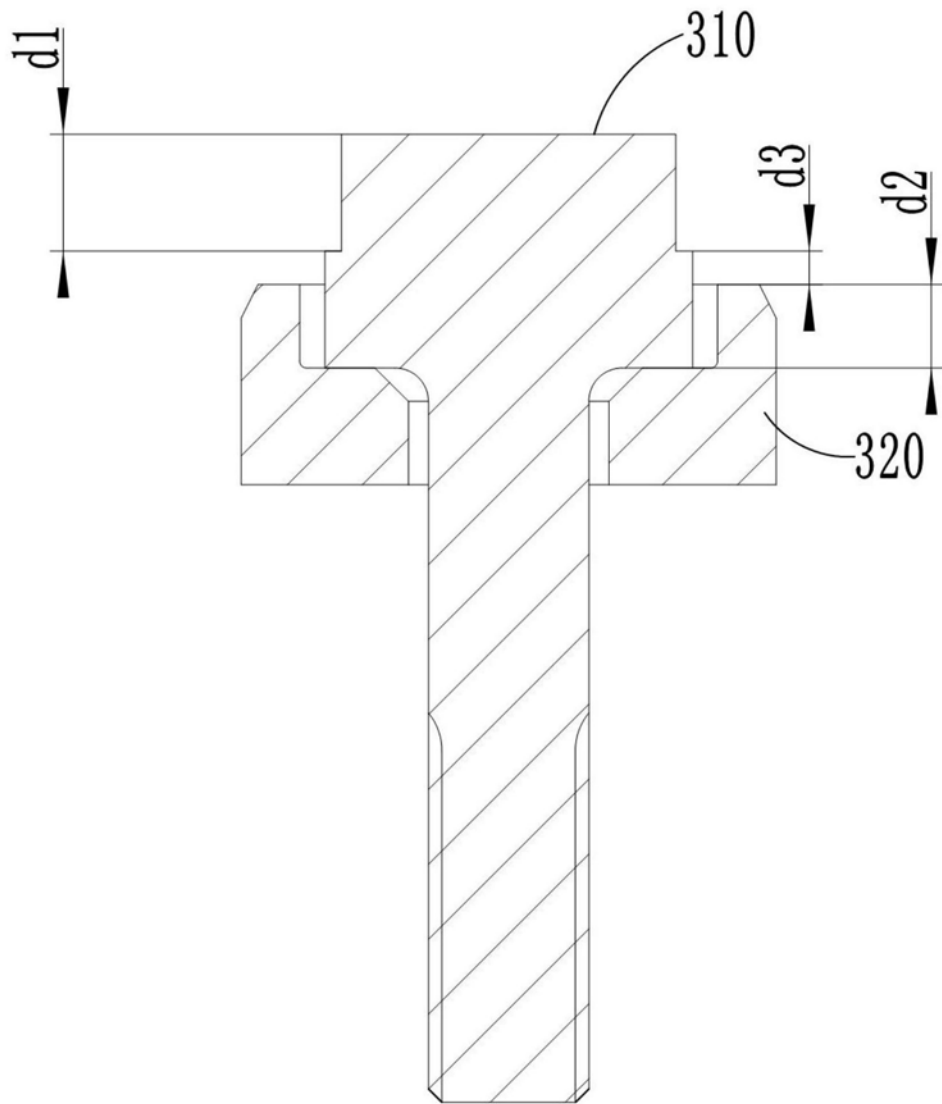


图10

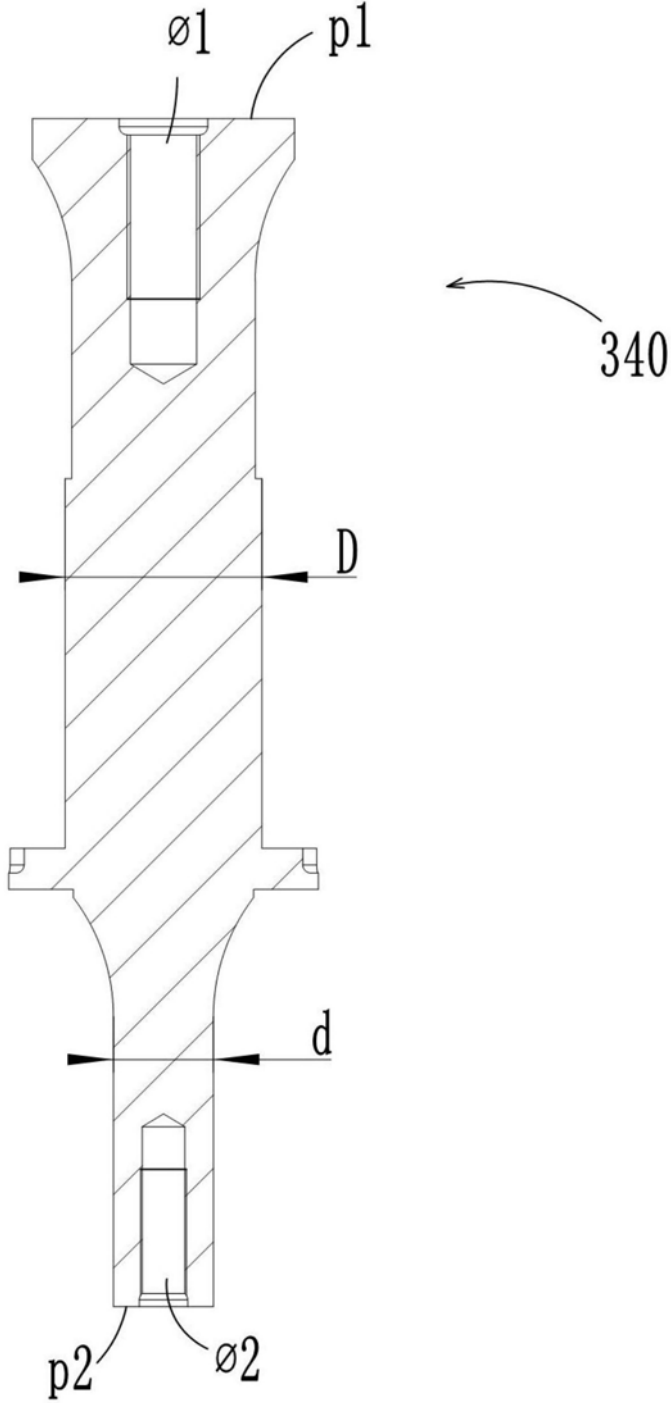


图11

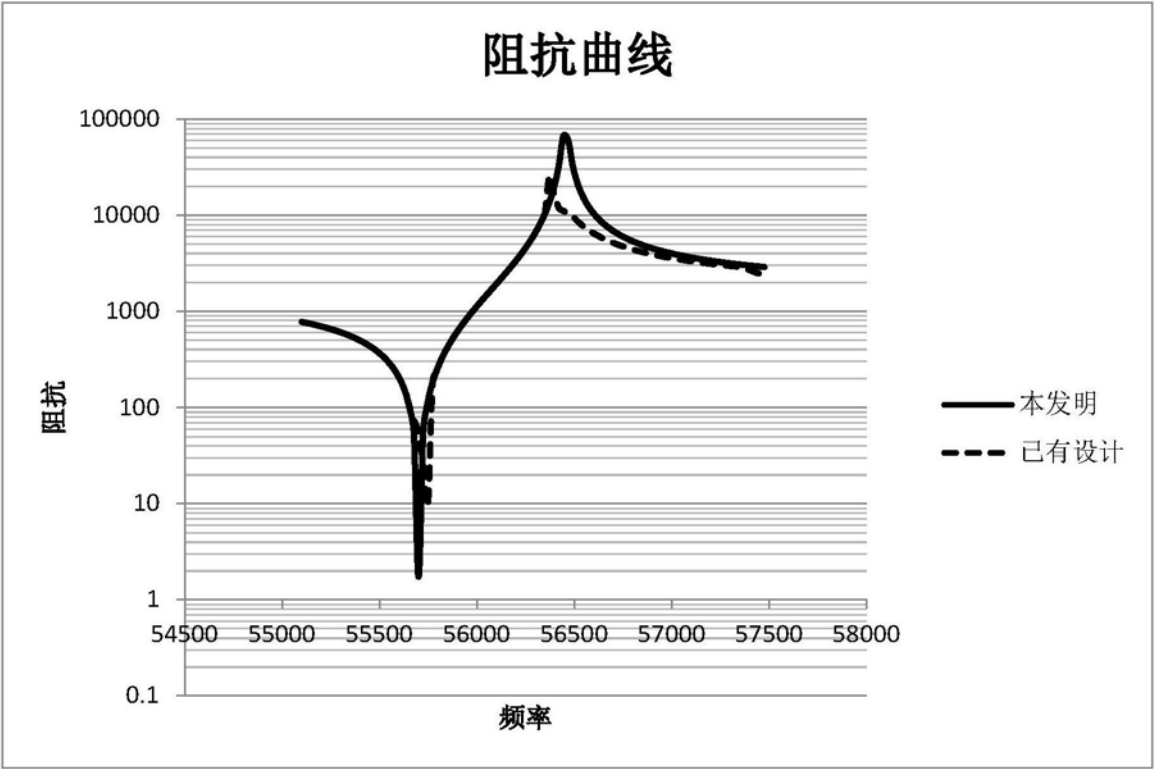


图12

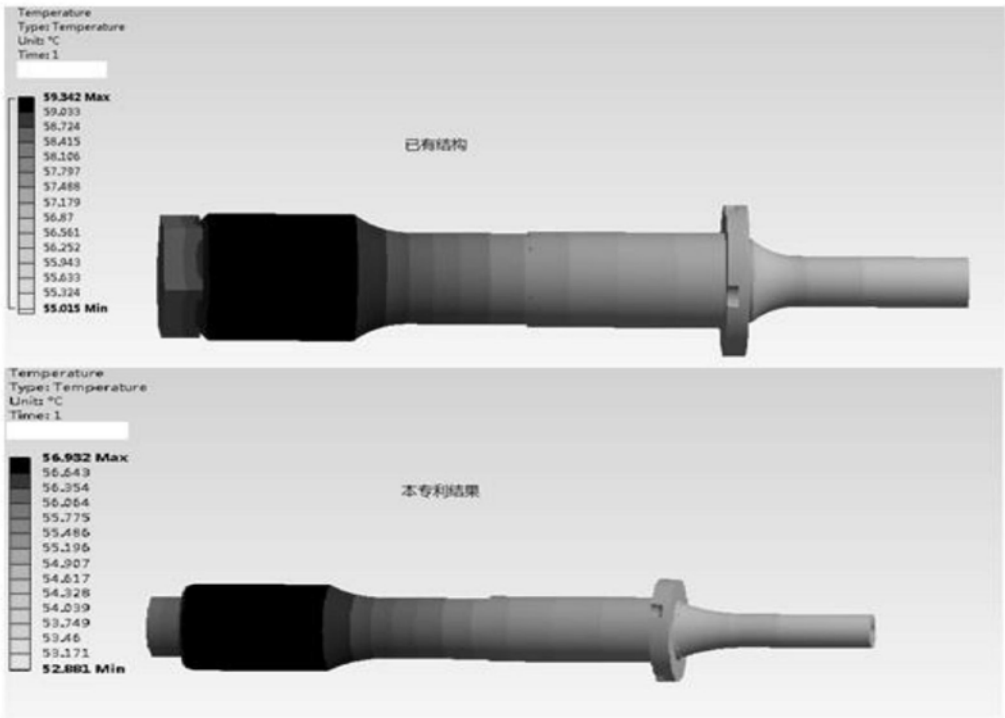


图13

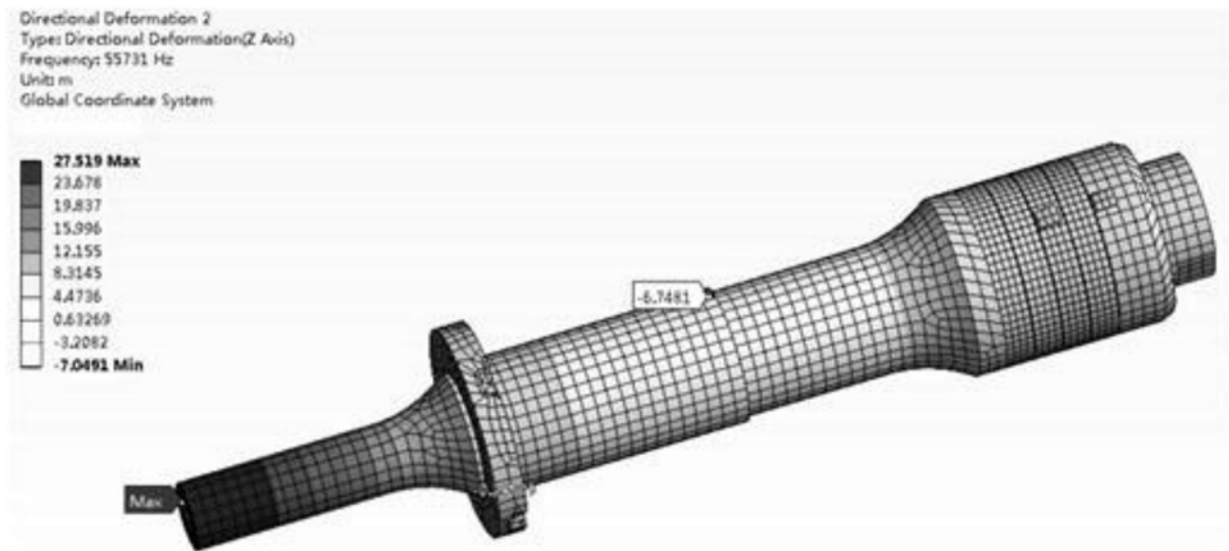


图14

专利名称(译)	用于超声外科器械的超声换能器及其超声外科器械		
公开(公告)号	CN110882881A	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201811055889.8	申请日	2018-09-11
[标]发明人	洪文亮 张学武		
发明人	洪文亮 张学武		
IPC分类号	B06B1/06 A61B17/32		
代理人(译)	李英杰		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器，用于超声外科器械，该超声换能器包括预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块，预紧杆、后金属块、压电陶瓷片、电极片以及前金属块依次同轴连接；其中：后金属块设置有凹槽部，预紧杆嵌设于后金属块的凹槽部中，从而改善了超声换能器的结构布局，有效传导了压力，提高了超声谐振系统的谐振特性。本发明还提供了一种包括上述超声换能器的超声外科器械。本发明提供的超声换能器不仅可以改善换能器的谐振阻抗，还可以改善换能器的工作温度场，从而确保换能器具有更好的机电耦合效应和良好的谐振工作状态以及提高超声外科器械的手术效果。

