



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105266954 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201510826912. 9

(22) 申请日 2015. 11. 24

(71) 申请人 湖南大学

地址 410082 湖南省长沙市岳麓区湖南大学

(72) 发明人 冯凯 杨曼 程苗苗

(74) 专利代理机构 深圳市兴科达知识产权代理有限公司 44260

代理人 王翀 叶舟

(51) Int. Cl.

A61F 9/007(2006. 01)

A61B 17/32(2006. 01)

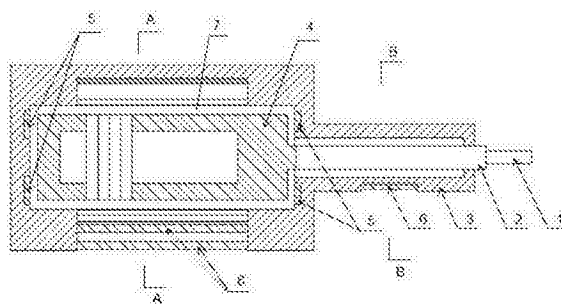
权利要求书1页 说明书3页 附图5页

(54) 发明名称

一种超声波手术刀

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波手术刀,包括刀头(1)、与刀头(1)连接的刀柄(2)、以及封装在外壳(3)内且与刀柄(2)连接的振动装置(4),所述外壳(3)与振动装置(4)之间设置有薄膜(7);所述外壳(3)封装振动装置(4)处沿轴向设有若干组轴向振动片(5);所述外壳(3)封装振动装置(4)及刀柄(2)处沿径向设有若干组径向振动片(6)。所述外壳(3)封装振动装置(4)处还开有若干刻槽(8)。本发明通过对传统超声手术刀的改进,实现了超声波手术刀的非接触支撑,解决了工作效率低,产热量大,不易散热的问题。



1. 一种超声波手术刀,包括刀头(1)、与刀头(1)连接的刀柄(2)、以及封装在外壳(3)内且与刀柄(2)连接的振动装置(4),其特征在于,所述外壳(3)与振动装置(4)之间设置有薄膜(7);所述外壳(3)封装振动装置(4)处沿轴向设有若干组轴向振动片(5);所述外壳(3)封装振动装置(4)及刀柄(2)处沿径向设有若干组径向振动片(6);

所述径向振动片(6)沿径向振动引起外壳(3)径向变形,致使外壳(3)内表面与振动装置(4)间存在的薄膜(7)高频受到挤压,形成的高速空气流将振动装置(4)悬浮起来;

所述轴向振动片(5)沿轴向高速振动形成的高速空气流使得振动装置(4)在前后端面轴方向实现非接触支撑。

2. 根据权利要求1所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述外壳(3)封装振动装置(4)处开有若干刻槽(8)。

3. 根据权利要求1或2所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述轴向振动片(5)采用截面为环形的压电陶瓷振动片。

4. 根据权利要求1或2所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述径向振动片(6)采用截面为矩形的压电陶瓷振动片。

5. 根据权利要求1或2所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述刀头材质为钛合金,结构呈长柱状。

6. 根据权利要求1或2所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述刀柄(2)材质为工程塑料。

7. 根据权利要求1或2所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述外壳(3)材质为银。

8. 根据权利要求1或2所述的一种超声波手术刀,其特征在于,所述的振动装置(4)由压电换能器与变幅杆组成,所述变幅杆采用钢质。

一种超声波手术刀

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波手术刀技术领域,更具体的说涉及一种非接触支撑超声波手术刀。

背景技术

[0002] 传统的手术刀在切割人体细胞组织的时候,其切割效果差,主要表现在,需进行多次切割才能达到切割效果,切割过程中出血量大且不利于创口的愈合。因此,近些年来医学领域对超声波手术刀的应用研究越来越重视,它实现了分离、切开与止血三大功能于一身的优点,术中无需频繁更换手术器械,缩短手术时间且降低风险。目前超声波手术刀主要应用于切骨,白内障乳化,甲状腺开放性手术中。

[0003] 然而,传统的超声波手术刀装置中的振动装置是由法兰盘及橡胶塞固定在其节点位置,目的是传递给手术刀的振动信号达到最优。但没有考虑到当在手术过程中,负载发生变化或工作频率发生变化时,整个振动装置的节点会随之改变。手术刀装置在固定的非节点位置工作时会加剧发热,能量损耗,这不仅使手术工作效率降低,过热的传导量也会给人体组织细胞带来危害。因此,我们迫切需要对现阶段的超声波手术装置进行结构的合理调整与完善。

发明内容

[0004] 本发明要解决的问题是提供一种超声波手术刀,通过对传统超声手术刀的改进,使得振动装置在前后端面轴方向实现非接触支撑,从而提高工作效率,减少散热量,避免传导到人体组织细胞,使其产生伤害。

[0005] 为解决以上技术问题,本发明所采用的技术方案是:一种超声波手术刀,包括刀头、与刀头连接的刀柄、以及封装在外壳内且与刀柄连接的振动装置,所述外壳与振动装置之间设置有薄膜;所述外壳封装振动装置处沿轴向设有若干组轴向振动片;所述外壳封装振动装置及刀柄处沿径向设有若干组径向振动片;

[0006] 所述径向振动片沿径向振动引起外壳径向变形,致使外壳内表面与振动装置间存在的薄膜高频受到挤压,形成的高速空气流将振动装置悬浮起来;

[0007] 所述轴向振动片沿轴向高速振动形成的高速空气流使得振动装置在前后端面轴方向实现非接触支撑。

[0008] 进一步的,所述外壳封装振动装置处开有若干刻槽,用于减小该处外壳的刚度,使其更易变形。

[0009] 进一步的,所述轴向振动片采用截面为环形的压电陶瓷振动片。

[0010] 进一步的,所述径向振动片采用截面为矩形的压电陶瓷振动片。

[0011] 进一步的,所述刀头材质为钛合金,结构呈长柱状。

[0012] 进一步的,所述刀柄材质为工程塑料。

[0013] 进一步的,所述外壳材质为银,其导热系数高且外壳截面多处刻槽使得结构更易

散热。。

[0014] 进一步的,所述的振动装置由郎之万换能器与变幅杆组成,所述变幅杆采用钢质。

[0015] 本发明所采用的技术方案具有的有益效果是:

[0016] 通过对传统超声手术刀的改进,实现了超声波手术刀的非接触支撑,解决了工作效率低,产热量大,不易散热的问题。当在手术过程中,负载发生变化或激振频率发生变化时,可调节电路即通过外界控制,使得振动装置在半径方向,前后端面方向所受到的各自应力适宜稳定在变化之后的节点处。该手术刀具有刀头小,产热少,止血好的优点,可普遍应用于肝胆外科及普通外科的各种切除手术中,通过此结构改进与完善具有更加广泛的应用前景。

附图说明

[0017] 图 1 为本发明超声波手术刀的外部整体结构示意图;

[0018] 图 2 为本发明超声波手术刀的整体剖面结构示意图;

[0019] 图 3 为本发明超声波手术刀刀头的外部结构示意图;

[0020] 图 4 为本发明超声波手术刀刀柄的外部结构示意图;

[0021] 图 5 为本发明超声波手术刀振动装置的外部结构示意图;

[0022] 图 6 为本发明超声波手术刀外壳的外部结构示意图;

[0023] 图 7 为本发明超声波手术刀环形截面轴向振动片的外部结构示意图;

[0024] 图 8 为本发明超声波手术刀矩形截面轴向振动片的外部结构示意图;

[0025] 图 9 为本发明图 2 中沿 AA 线剖面结构示意图;

[0026] 图 10 为本发明图 2 中沿 AA 线另一实施例的剖面结构示意图;

[0027] 图 11 为本发明图 2 中沿 BB 线剖面结构示意图。

[0028] 附图中:

[0029] 1- 刀头 ;2- 刀柄 ;3- 外壳 ;4- 振动装置 ;5- 轴向振动片 ;6- 径向振动片 ;7- 薄膜 ;8- 刻槽。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图和实施例对本发明的实施方式作进一步描述。需要说明的是,实施例并不对本发明要求保护的范围构成限制。

[0031] 实施例 1:

[0032] 如图 1 至图 8 所示,一种超声波手术刀,包括刀头 1、刀柄 2、以及封装在外壳 3 内的振动装置 4。

[0033] 手术刀头 1 材质为钛合金,结构呈长柱状。刀柄 2 材质为工程塑料,刀头 1 与刀柄 2 前端,振动装置 4 与刀柄 2 末端都是通过螺栓连接。根据切割式手术装置,刀头 1 的长度尺寸为 10 ~ 30cm 的细长金属管。当选择 30KHZ 的工作频率时,刀头 1 的振幅可达 40um,使得切割时发生空化效应更利于切开生物组织。

[0034] 所述振动装置 4 是由郎之万换能器与变幅杆组成,其将电能转换为超声能,刀头 1 将超声能作用到病灶上。

[0035] 所述外壳 3 材质选为银,其高导热系数及多处刻槽的外壳截面使得结构易散热,

解决了传统超声波手术刀不易散热的难题。

[0036] 所述外壳 3 与振动装置 4 之间设置有薄膜 7 ;所述外壳 3 封装振动装置 4 处沿轴向设有若干组轴向振动片 5 ;所述轴向振动片 5 采用截面为环形的压电陶瓷振动片。所述外壳 3 封装振动装置 4 及刀柄 2 处沿径向设有若干组径向振动片 6 ;所述径向振动片 6 采用截面为矩形的压电陶瓷振动片。

[0037] 所述径向振动片 6 沿径向振动引起外壳 3 径向变形,致使外壳 3 内表面与振动装置 4 间存在的薄膜 7 高频受到挤压,形成的高速空气流将振动装置 4 悬浮起来 ;

[0038] 所述轴向振动片 5 沿轴向高速振动形成的高速空气流使得振动装置 4 在前后端面轴方向实现非接触支撑。

[0039] 当在手术过程中,负载发生变化或激振频率发生变化时,可调节电路即通过外界控制,使得振动装置 4 在半径方向,前后端面方向所受到的各自应力适宜稳定在变化之后的节点处。

[0040] 图 9 为装置外壳 3 的沿 AA 线的剖视图,径向振动片 6 分别通过粘结剂安装在沿圆周方向的三处浅槽内。由于外壳 3 的 AA 剖面处厚度较大,压电陶瓷片 6 振动幅值不足以使薄膜 4 产生高频振动,因此在 AA 剖面处加工一部分非正规图形的刻槽 8,目的就是减小外壳 3 的刚度,使其更易变形。

[0041] 当给压电陶瓷片通电后,其沿长度方向的高频振动引起外壳 3 周向变形,使得外壳 3 内表面与振动装置 4 外表面间的间隙不断收缩膨胀,这样薄膜 4 经过高频挤压后形成的高速空气流将振动装置 4 悬浮起来。

[0042] 图 11 是装置外壳 3 的沿 BB 线截面图,其结构设计原理同于 AA 剖面处。

[0043] 实施例 2 :

[0044] 参照图 10,本实施例与实施例 1 的区别仅在于 AA 剖面处刻槽 4 的形状与实施例 1 不同,其槽口由外壳 3 的外表面向内延伸,能够提供更好的形变效果。

[0045] 本发明是利用空化效应完成切割过程的,由于超声空化作用是在含水丰富的细胞中完成的,因此对含水成分多的组织效果更好。在手术过程中,不依靠热损失,没有过热现象,因此不会形成烟雾或影响切口组织的愈合。超声波手术刀的切割速度快,刀头温升对止血作用也较为明显。

[0046] 本发明通过对传统超声手术刀的改进,实现了超声波手术刀的非接触支撑,解决了工作效率低,产热量大,不易散热的问题。当在手术过程中,负载发生变化或激振频率发生变化时,可调节电路即通过外界控制,使得振动装置在半径方向,前后端面方向所受到的各自应力适宜稳定在变化之后的节点处。该手术刀具有刀头小,产热少,止血好的优点,可普遍应用于肝胆外科及普通外科的各种切除手术中,通过此结构改进与完善具有更加广泛的应用前景。

[0047] 尽管本发明的实施方案已公开如上,但并不仅仅限于说明书和实施方案中所列运用,它完全可以被适用于各种适合本发明的领域,对于熟悉本领域的人员而言,可容易地实现另外的修改,因此在不背离权利要求及等同范围所限定的一般概念下,本发明并不限于特定的细节和这里所示出与描述的图例。

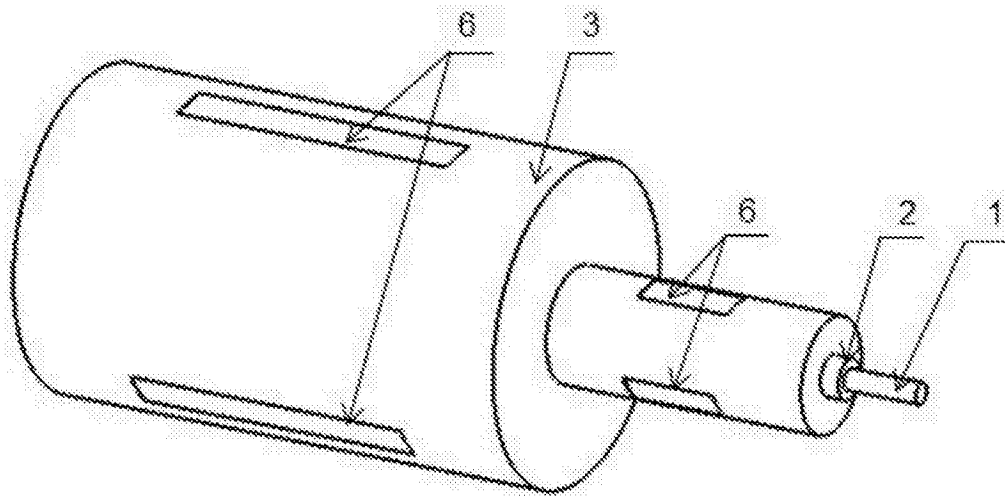


图 1

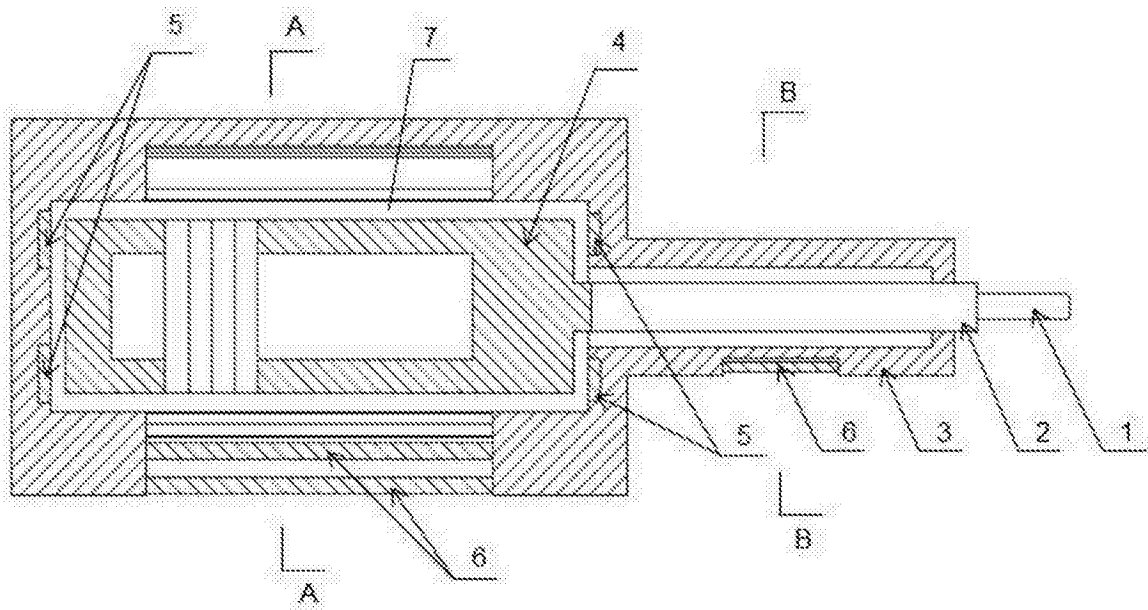


图 2

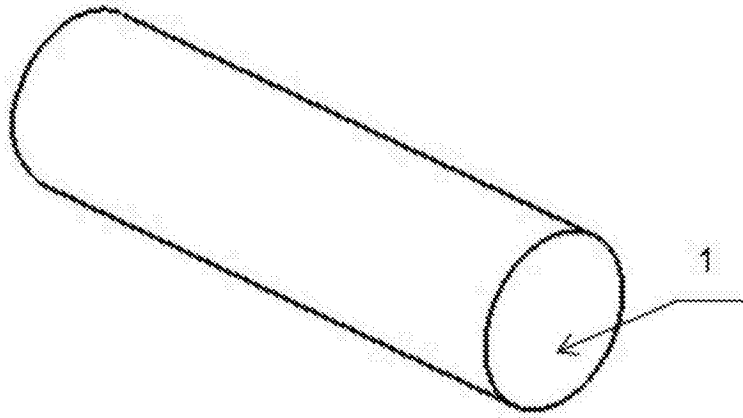


图 3

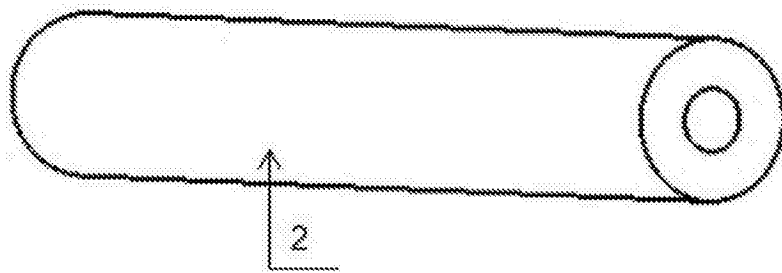


图 4

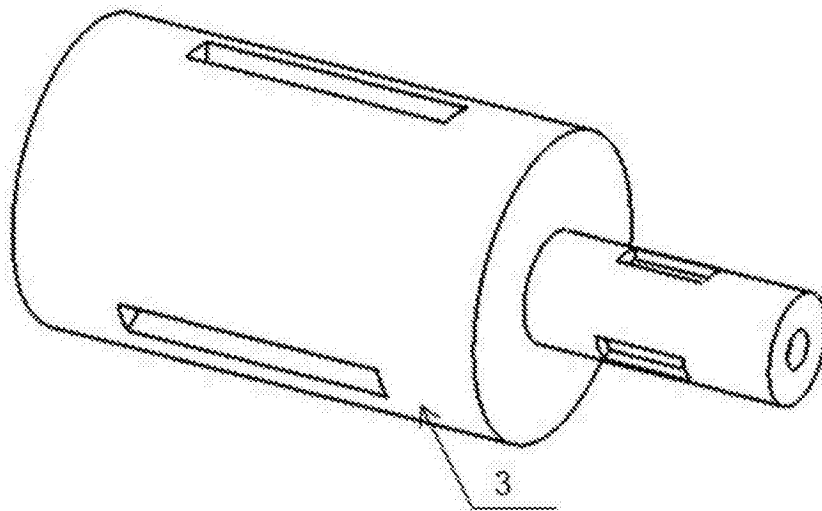


图 5

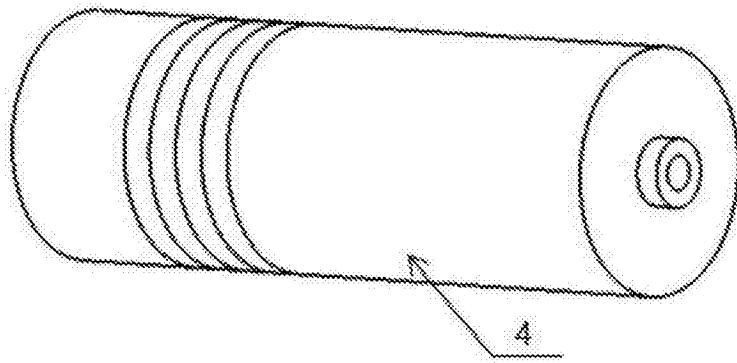


图 6

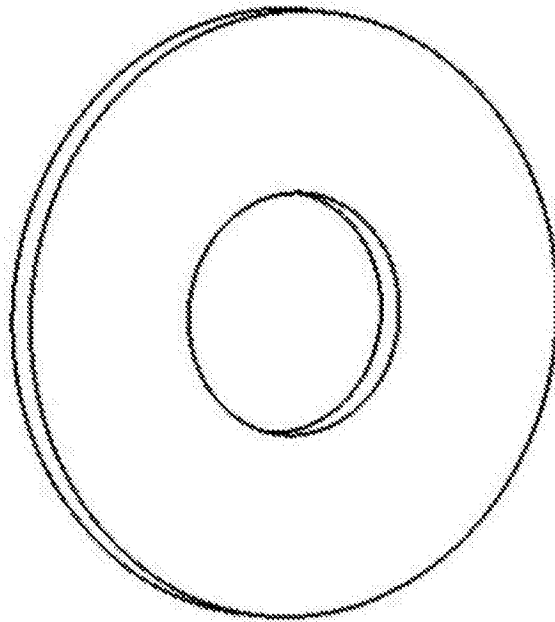


图 7



图 8

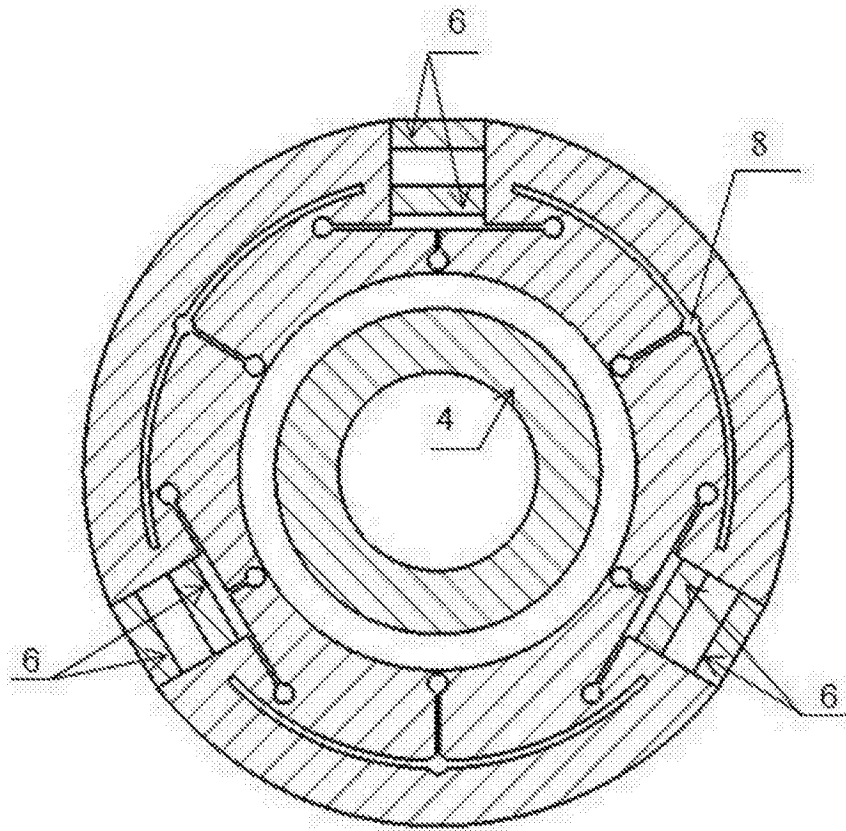


图 9

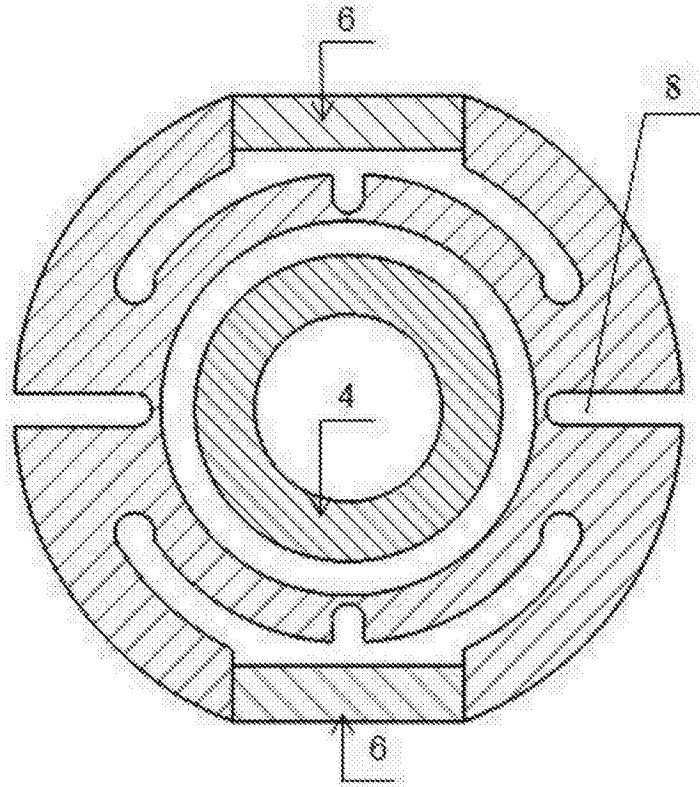


图 10

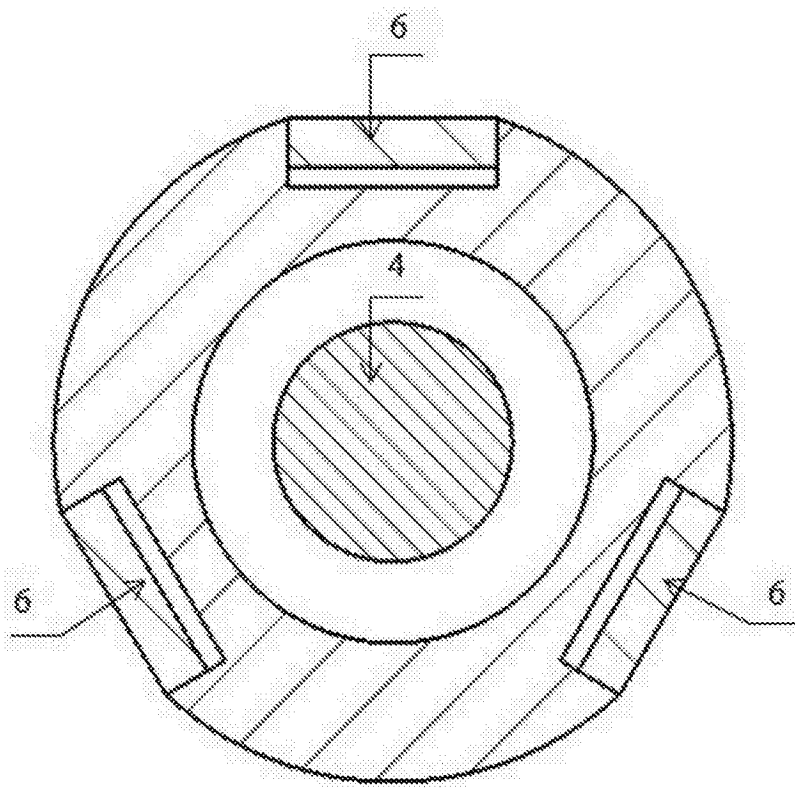


图 11

专利名称(译)	一种超声波手术刀		
公开(公告)号	CN105266954A	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	CN201510826912.9	申请日	2015-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	湖南大学		
申请(专利权)人(译)	湖南大学		
当前申请(专利权)人(译)	湖南大学		
[标]发明人	冯凯 杨曼 程苗苗		
发明人	冯凯 杨曼 程苗苗		
IPC分类号	A61F9/007 A61B17/32		
代理人(译)	王翀 叶舟		
其他公开文献	CN105266954B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波手术刀，包括刀头(1)、与刀头(1)连接的刀柄(2)、以及封装在外壳(3)内且与刀柄(2)连接的振动装置(4)，所述外壳(3)与振动装置(4)之间设置有薄膜(7)；所述外壳(3)封装振动装置(4)处沿轴向设有若干组轴向振动片(5)；所述外壳(3)封装振动装置(4)及刀柄(2)处沿径向设有若干组径向振动片(6)。所述外壳(3)封装振动装置(4)处还开有若干刻槽(8)。本发明通过对传统超声手术刀的改进，实现了超声波手术刀的非接触支撑，解决了工作效率低，产热量大，不易散热的问题。

