



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110141308 A

(43)申请公布日 2019.08.20

(21)申请号 201910388078.8

(22)申请日 2019.05.10

(71)申请人 天津大学

地址 300350 天津市津南区海河教育园雅
观路135号天津大学北洋园校区

(72)发明人 王树新 郭志成 李进华 史超阳

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代
理事务所 12201

代理人 王丽英

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

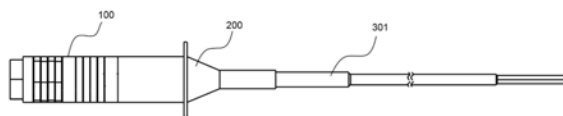
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54)发明名称

一种具有增强止血能力的超声刀

(57)摘要

本发明公开了一种具有增强止血能力的超声刀,包括由近至远依次连接的纵-扭复合振动超声换能器、超声变幅杆和超声刀头,还包括一个底壳内设置有传动系统的器械盒,所述纵-扭复合振动超声换能器包括位于前端盖和中间端盖之间的多片厚度极化压电陶瓷、位于中间端盖和后端盖之间的多片切向极化压电陶瓷,所述厚度极化压电陶瓷用于产生纵向振动,所述切向极化压电陶瓷用于产生扭转振动,本发明的优点是凝闭血管时采用扭转振动模式,垂直于组织面的扭转振动能够更快地止血,可用于凝闭更粗的血管,并且能很好地凝闭存在牵引张力的血管,降低了手术风险及医生的操作难度,并且能用于手术机器人系统。



1. 一种具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在於:包括纵-扭复合振动超声换能器(100),所述的纵-扭复合振动超声换能器包括位于前端盖(107)和中间端盖(105)之间的多片厚度极化压电陶瓷(106)、位于中间端盖和后端盖之间的多片切向极化压电陶瓷(104),一根预紧力螺栓(101)的一端穿过后端盖(102)、多片切向极化压电陶瓷、中间端盖、多片厚度极化压电陶瓷和前端盖的中间孔设置,通过预紧力螺栓将各部分连在一起并给压电陶瓷施加预压力;

在相邻的两片压电陶瓷之间以及前端盖、中间端盖和后端盖分别与彼此接触设置的压电陶瓷之间分别设置有一个电极片,从后端盖向中间端盖以及从中间端盖向前端盖方向,所述的电极片(103)分别交替设置为负极、正极;

切向极化压电陶瓷处作为负极的电极片一起通过第一负极电路线(602)与超声主机(601)的第一交流电路的负极相连,切向极化压电陶瓷处作为正极的电极片一起通过第一正极电路线(603)与第一交流电路的正极相连;厚度极化压电陶瓷处作为负极的电极片一起通过第二负极电路线(604)与超声主机的第二交流电路的负极相连,厚度极化压电陶瓷处作为正极的电极片一起通过第二正极电路线(605)与超声主机的第二交流电路的正极相连;

超声变幅杆(200)由近端和远端均开有螺纹孔的超声变幅杆本体(201)以及近端与超声变幅杆本体远端的螺纹孔连接的双头螺柱(202)组成,所述的预紧力螺栓穿过前端盖(107)的螺纹端与超声变幅杆本体近端的螺纹孔螺纹连接,在所述的超声变幅杆本体中间节面处环绕设有一个法兰,所述的法兰包括法兰外环和四个一端与法兰外环固定连接并且另一端与超声变幅杆本体外壁固定相连的柔性铰链;

超声刀头(301)近端的螺纹孔与双头螺柱(202)螺纹连接使得所述超声变幅杆本体(201)与超声刀头连接为一体,超声刀头整体结构呈长直圆柱状,与组织直接接触的超声刀头远端部分的纵截面的上部为弧形面并且下部为梯形面,所述的弧形面的弦长为梯形面的下底面,梯形面用来切割,弧形面用来凝闭止血;

所述的纵-扭复合振动超声换能器和超声变幅杆安装在换能器外壳(403)中,在所述的换能器外壳内壁中开有环槽,所述的超声变幅杆(200)的法兰外环卡固在环槽内,在所述的换能器外壳(403)前端外壁上设置有连接法兰;

一个器械盒(500)包括一个后端具有敞口的底壳(509),在所述的底壳的敞口处固定连接有壳盖(501),所述的连接法兰固定在底壳内,在所述的底壳内设置有传动系统,所述的传动系统包括固定在连接法兰前端面上的方形压块(507),在所述的壳盖后壁中间固定有一个中间开有通孔和侧壁开有凹槽的圆柱座结构,在所述的通孔中安装有轴承(508),一个刀杆外层壳(402)的近端固定在轴承的内圈中;一个刀杆内层壳(405)穿过所述的刀杆外层壳设置,在所述的刀杆内层壳(405)的近端设置有限位凸台,在所述的限位凸台和圆柱座结构的后壁之间的刀杆内层壳上从前至后依次套有凸轮主动件(503)和凸轮从动件(504),所述的刀杆内层壳能够在凸轮从动件、凸轮主动件、刀杆外层壳的中间孔中前后滑动;所述的凸轮从动件的后壁为斜面,所述的凸轮主动件的前壁具有与凸轮从动件的斜面形状吻合的斜面;

所述的凸轮主动件的前壁与圆柱座结构的后壁贴合连接,在所述的凸轮从动件的后壁上沿同一圆周方向均匀间隔设置有四根轴杆;

在所述的方形压块(507)和限位凸台之间设置有圆盘压块(506),所述的四根轴杆穿过圆盘压块以及方形压块上的开孔设置,所述的四根轴杆能够在开孔中前后滑移,在每根轴杆上套有弹簧(505),所述的弹簧的一端与圆盘压块的后壁固定连接并且另一端与方形压块的前壁固定连接;

在所述的方形压块和壳盖之间的两个上部转角处分别设置有一个回转传动装置(502-1)和第一开合传动装置(502-2),在所述的方形压块和壳盖之间的两个下部转角处分别设置有第二、第三开合传动装置,所述的回转传动装置和三个开合传动装置的传动轴一端与壳盖转动相连并且另一端与方形压块转动相连;

第一股丝(512)和第二股丝(513)的一端与所述的第一开合传动装置(502-2)的丝轮固定相连,并依次分别与第一开合传动装置(502-2)的丝轮以及凸轮主动件(503)缠绕后,另一端均固定于所述的凸轮主动件的侧壁上,第一股丝和第二股丝在第一开合传动装置及凸轮主动件上的缠绕方向均相反;

第三股丝(510)和第四股丝(511)的一端均固定于回转传动装置(502-1)的丝轮上并分别与回转传动装置(502-1)的丝轮缠绕后穿过圆柱座结构的侧壁凹槽,再在刀杆外层壳(402)上缠绕后另一端均固定于在刀杆外层壳上,第三股丝和第四股丝在所述的回转传动装置的丝轮上及刀杆外层壳上的缠绕方向均相反;

所述的超声变幅杆本体(201)的远端穿过换能器外壳(403)前壁上的开孔并伸入底壳(509)后壁上的开孔设置;所述的超声刀头(301)依次穿过方形压块、圆盘压块及所述的刀杆内层壳的中间开孔设置;

在所述的刀杆外层壳(402)的前端上部外壁上固定有销轴(406),夹持钳(401)的后端上部与销轴(406)转动相连,在所述的刀杆内层壳(405)的前端左右侧壁上分别沿竖直方向开有滑槽,所述的夹持钳(401)的后端下部的左右两侧分别固定有滑杆,所述的滑杆与相应侧的滑槽上下滑移连接,所述的夹持钳与超声刀头远端部分彼此相对设置。

2. 根据权利要求1所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:在前端盖与接触的厚度极化压电陶瓷之间、中间端盖与接触的厚度极化压电陶瓷以及接触的切向极化压电陶瓷之间、后端盖与接触的切向极化压电陶瓷之间分别填充有环氧树脂胶合剂。

3. 根据权利要求1所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:所述中间端盖和前端盖采用硬铝或者铝合金。

4. 根据权利要求1所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:所述预应力螺栓采用铍青铜材质。

5. 根据权利要求1所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:所述的超声变幅杆本体采用硬铝或者铝合金。

6. 根据权利要求1所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:超声刀头采用医用钛合金TC4ELI材质。

7. 根据权利要求1所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:所述后端盖采用不锈钢、合金钢或者铬钢。

8. 根据权利要求1-7之一所述的具有增强止血能力的超声手术刀,其特征在于:所述的柔性铰链采用中间左右侧壁处设置有凹槽的连接块结构。

一种具有增强止血能力的超声刀

技术领域

[0001] 本发明涉及外科手术器械技术领域,具体涉及一种具有增强止血能力的超声刀。

背景技术

[0002] 目前商业化的超声手术刀多采用纵向振动工作模式,超声刀头具有较大机械振幅和强烈尖端空化效应,在切割无血管或血管较少的组织时能够快速切除破坏病灶组织,如脂肪。然而,超声刀的切割能力和止血能力是相互矛盾的,在闭合血管时,为避免血管在未完全凝固前就被误切断,往往需要被迫降低超声刀的输入功率,使其具有较小的机械振幅,通过降低切割能力来相对提高止血能力。

[0003] 目前常用超声刀一般仅用于较细血管的凝闭,其原因在于,手术中待止血的组织通常位于超声刀的侧面,纵向振动模式下超声刀头振动方向平行于组织面,大部分能量从刀头的前端面向外辐射,仅有少部分能量从刀头的侧面横向辐射到组织中,而这部分能量对于超声刀的止血能力极为重要,因此传统纵向振动模式下的超声能量利用率不高,进而凝闭较粗血管时需要花费较长的工作时间,而长时间激活超声刀会使刀头温度急剧上升并向邻近组织中传递大量热量,这会大大增加造成组织热扩散损伤、术后出血等并发症的风险。因此,传统超声刀不适用于大血管的凝闭,大大限制了超声刀在外科手术中的应用。

[0004] 此外,在一些特殊手术场合中,如子宫切除术,由于子宫动脉距离输尿管很近,医生在闭合子宫动脉时,为避免超声刀对输尿管造成热损伤,需要先牵引子宫动脉远离输尿管,而后凝闭子宫动脉血管。由于此时子宫动脉血管存在牵引张力,在超声刀振动工作时,容易将其在未完全凝固前就先给误切断,此类手术操作风险大,医生操作困难。

[0005] 已有研究表明,当超声刀的振动能量传输方向垂直于目标组织面时,具有最大的超声能量利用率和能量传输速率,止血效果更好。目前改变超声刀头振动方向的方法主要是在超声变幅杆上增加一段斜切槽,将纵向振动转化含有横向振动成分的复合振动,参见CN105310746A。但是该方法在提高止血能力的同时也增强了切割能力,因此难以用于凝闭存在牵引张力的血管,且斜切槽的引入导致了超声刀强度和抗疲劳性能的降低。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于克服已有技术的缺点,提供一种止血速率更快的具有增强止血能力的超声手术刀。

[0007] 本发明是通过以下技术方案实现的:

[0008] 本发明的具有增强止血能力的超声刀,包括纵-扭复合振动超声换能器,所述的纵-扭复合振动超声换能器包括位于前端盖和中间端盖之间的多片厚度极化压电陶瓷、位于中间端盖和后端盖之间的多片切向极化压电陶瓷,一根预紧力螺栓的一端穿过后端盖、多片切向极化压电陶瓷、中间端盖、多片厚度极化压电陶瓷和前端盖的中间孔设置,通过预紧力螺栓将各部分连在一起并给压电陶瓷施加预压力;

[0009] 在相邻的两片压电陶瓷之间以及前端盖、中间端盖和后端盖分别与彼此接触设置

的压电陶瓷之间分别设置有一个电极片,从后端盖向中间端盖以及从中间端盖向前端盖方向,所述的电极片分别交替设置为负极、正极;

[0010] 切向极化压电陶瓷处作为负极的电极片一起通过第一负极电路线与超声主机的第一交流电路的负极相连,切向极化压电陶瓷处作为正极的电极片一起通过第一正极电路线与第一交流电路的正极相连;厚度极化压电陶瓷处作为负极的电极片一起通过第二负极电路线与超声主机的第二交流电路的负极相连,厚度极化压电陶瓷处作为正极的电极片一起通过第二正极电路线与超声主机的第二交流电路的正极相连;

[0011] 超声变幅杆由近端和远端均开有螺纹孔的超声变幅杆本体以及近端与超声变幅杆本体远端的螺纹孔连接的双头螺柱组成,所述的预紧力螺栓穿过前端盖的螺纹端与超声变幅杆本体近端的螺纹孔螺纹连接,在所述的超声变幅杆本体中间节面处环绕设有一个法兰,所述的法兰包括法兰外环和四个一端与法兰外环固定连接并且另一端与超声变幅杆本体外壁固定相连的柔性铰链;

[0012] 超声刀头近端的螺纹孔与双头螺柱螺纹连接使得所述超声变幅杆本体与超声刀头连接为一体,超声刀头整体结构呈长直圆柱状,与组织直接接触的超声刀头远端部分的纵截面的上部为弧形面并且下部为梯形面,所述的弧形面的弦长面为梯形面的下底面,梯形面用来切割,弧形面用来凝闭止血;

[0013] 所述的纵-扭复合振动超声换能器和超声变幅杆安装在换能器外壳中,在所述的换能器外壳内壁中开有环槽,所述的超声变幅杆的法兰外环卡固在环槽内,在所述的换能器外壳前端外壁上设置有连接法兰;

[0014] 一个器械盒包括一个后端具有敞口的底壳,在所述的底壳的敞口处固定连接有壳盖,所述的连接法兰固定在底壳内,在所述的底壳内设置有传动系统,所述的传动系统包括固定在连接法兰前端面上的方形压块,在所述的壳盖后壁中间固定有一个中间开有通孔和侧壁开有凹槽的圆柱座结构,在所述的通孔中安装有轴承,一个刀杆外层壳的近端固定在轴承的内圈中;一个刀杆内层壳穿过所述的刀杆外层壳设置,在所述的刀杆内层壳的近端设置有限位凸台,在所述的限位凸台和圆柱座结构的后壁之间的刀杆内层壳上从前至后依次套有凸轮主动件和凸轮从动件,所述的刀杆内层壳能够在凸轮从动件、凸轮主动件、刀杆外层壳的中间孔中前后滑移;所述的凸轮从动件的后壁为斜面,所述的凸轮主动件的前壁具有与凸轮从动件的斜面形状吻合的斜面;

[0015] 所述的凸轮主动件的前壁与圆柱座结构的后壁贴合连接,在所述的凸轮从动件的后壁上沿同一圆周方向均匀间隔设置有四根轴杆;

[0016] 在所述的方形压块和限位凸台之间设置有圆盘压块,所述的四根轴杆穿过圆盘压块以及方形压块上的开孔设置,所述的四根轴杆能够在开孔中前后滑移,在每根轴杆上套有弹簧,所述的弹簧的一端与圆盘压块的后壁固定连接并且另一端与方形压块的前壁固定连接;

[0017] 在所述的方形压块和壳盖之间的两个上部转角处分别设置有一个回转传动装置和第一开合传动装置,在所述的方形压块和壳盖之间的两个下部转角处分别设置有第二、第三开合传动装置,所述的回转传动装置和三个开合传动装置的传动轴一端与壳盖转动相连并且另一端与方形压块转动相连;

[0018] 第一股丝和第二股丝的一端与所述的第一开合传动装置的丝轮固定相连,并依次

分别与第一开合传动装置的丝轮以及凸轮主动件缠绕后,另一端均固定于所述的凸轮主动件的侧壁上,第一股丝和第二股丝在第一开合传动装置及凸轮主动件上的缠绕方向均相反;

[0019] 第三股丝和第四股丝的一端均固定于回转传动装置的丝轮上并分别与回转传动装置的丝轮缠绕后穿过圆柱座结构的侧壁凹槽,再在刀杆外层壳上缠绕后另一端均固定于在刀杆外层壳上,第三股丝和第四股丝在所述的回转传动装置的丝轮上及刀杆外层壳上的缠绕方向均相反;

[0020] 所述的超声变幅杆本体的远端穿过换能器外壳前壁上的开孔并伸入底壳后壁上的开孔设置;所述的超声刀头依次穿过方形压块、圆盘压块及所述的刀杆内层壳的中间开孔设置;

[0021] 在所述的刀杆外层壳的前端上部外壁上固定有销轴,夹持钳的后端上部与销轴转动相连,在所述的刀杆内层壳的前端左右侧壁上分别沿竖直方向开有滑槽,所述的夹持钳的后端下部的左右两侧分别固定有滑杆,所述的滑杆与相应侧的滑槽上下滑移连接,所述的夹持钳与超声刀头远端部分彼此相对设置。

[0022] 与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:

[0023] 1.本发明的具有增强止血能力的超声刀,凝闭血管时采用扭转振动工作模式,与传统超声刀在闭合血管时相比,振动能量垂直传输到刀头侧面的待止血组织中,超声能量利用率更高,止血速率更快,因而闭合大血管能力更强,止血效果更好,提高了超声刀在外科手术中的适用性。

[0024] 2.本发明的具有增强止血能力的超声刀,扭转振动模式下的切割能力相比传统纵向振动进一步降低,而止血能力增强,保证了存在牵引张力等特殊情况下,血管在未完全凝固前不易被误切断,因而降低了此类手术操作的风险,降低了医生的操作难度。

[0025] 3.本发明的具有增强止血能力的超声刀,拥有纵向振动和扭转振动两种工作模式,且两种工作模式独立运行互不干扰。扭转振动模式下,可以根据血管组织的粗细不同,来动态调节超声刀止血时切向极化压电陶瓷的输入电压,且不会显著增加超声刀机械振幅和切割能力,因而消除了传统超声刀切割能力和止血能力之间的矛盾。

[0026] 4.本发明的具有增强止血能力的超声刀,与增加斜切槽的方式来产生横向振动相比,不会降低超声刀的强度和抗疲劳性能,更安全可靠。

[0027] 5.本发明的具有增强止血能力的超声刀,可应用于手术机器人系统,与传统的手持枪式的超声刀相比,可充分将手术机器人系统操作方便、手术精度高的优势与本发明的超声刀相结合。

附图说明

[0028] 图1为本发明的具有增强止血能力的超声刀本体的结构示意图;

[0029] 图2a为图1所示的超声刀本体中的纵-扭复合振动超声换能器的结构示意图;

[0030] 图2b为图1所示的超声刀本体中的厚度极化压电陶瓷的结构示意图;

[0031] 图2c为图1所示的超声刀本体中的切向极化压电陶瓷的结构示意图;

[0032] 图3为图1所示的超声刀本体中的超声变幅杆的结构示意图;

[0033] 图4a为图1所示的超声刀本体中的超声刀头的整体结构示意图;

- [0034] 图4b为图4a所示的超声刀头的远端部分的结构示意图；
- [0035] 图5为图1所示的超声刀本体的安装示意图；
- [0036] 图6为本发明的具有增强止血能力的超声刀在整机中使用的原理示意图；
- [0037] 图7为本发明的具有增强止血能力的超声刀的器械盒的内部结构示意图；
- [0038] 图8为刀杆外层壳及刀杆内层壳的安装示意图；
- [0039] 图9a为图7所示的器械盒中的凸轮主动件的结构示意图；
- [0040] 图9b为图7所示的器械盒中的凸轮从动件的结构示意图；
- [0041] 图9c为图7所示的器械盒中的圆盘压板的结构示意图；
- [0042] 图9d为图7所示的器械盒中的方形压板的结构示意图；
- [0043] 图10为图7所示的器械盒的驱动原理示意图；
- [0044] 图11a为本发明的具有增强止血能力的超声刀远端外部结构的安装示意图；
- [0045] 图11b为本发明的具有增强止血能力的超声刀远端内部结构的安装示意图；
- [0046] 图12a为本发明的具有增强止血能力的超声刀切割操作的原理示意图；
- [0047] 图12b为本发明的具有增强止血能力的超声刀止血操作的原理示意图；

具体实施方式

[0048] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白，下面结合实施方式和附图，对本发明做进一步详细说明。在此，本发明的示意性实施方式及其说明用于解释本发明，但不作为对本发明的限定。

[0049] 本发明的具有增强止血能力的超声手术刀，包括纵-扭复合振动超声换能器100，结合图2a、图2b以及图2c，所述的纵-扭复合振动超声换能器100包括位于前端盖107和中间端盖105之间的多片厚度极化压电陶瓷106、位于中间端盖105和后端盖102之间的多片切向极化压电陶瓷104，一根预紧力螺栓101的一端穿过后端盖102、多片切向极化压电陶瓷104、中间端盖105、多片厚度极化压电陶瓷106和前端盖107的中间孔设置，通过预紧力螺栓101将各部分连在一起并给压电陶瓷施加预压力。

[0050] 在相邻的两片压电陶瓷之间以及前端盖107、中间端盖105和后端盖102分别与彼此接触设置的压电陶瓷之间分别设置有一个电极片103。从后端盖102向中间端盖105以及从中间端盖105向前端盖107方向，所述的电极片103分别交替设置为负极、正极。

[0051] 具体的，在后端盖102和最左侧的一片切向极化压电陶瓷104之间、相邻的两片切向极化压电陶瓷104之间、最右侧的一片切向极化压电陶瓷104和中间端盖105之间、中间端盖105和最左侧的一片厚度极化压电陶瓷106之间、相邻的两片厚度极化压电陶瓷106之间以及最右侧的一片厚度极化压电陶瓷106与前端盖107之间分别安装有电极片103。

[0052] 各相邻的切向极化压电陶瓷104和各相邻的厚度极化压电陶瓷106均按极化方向相反的方式堆叠连接，以使得相邻的两片切向极化压电陶瓷104或者相邻的两片厚度极化压电陶瓷106与同一电极片103连接的两个面具有相同的极性。与切向极化压电陶瓷104连接的电极片103连接到超声主机601的第一交流电路中，与厚度极化压电陶瓷106连接的电极片103连接到超声主机601的第二交流电路中。

[0053] 具体的，切向极化压电陶瓷104处作为负极的电极片103一起通过第一负极电路线602与超声主机601的第一交流电路的负极相连，切向极化压电陶瓷104处作为正极的电极

片103一起通过第一正极电路线603与第一交流电路的正极相连;厚度极化压电陶瓷106处作为负极的电极片103一起通过第二负极电路线604与超声主机601的第二交流电路的负极相连,厚度极化压电陶瓷106处作为正极的电极片103一起通过第二正极电路线605与超声主机601的第二交流电路的正极相连。

[0054] 作为本发明的一种实施方式,所述切向极化压电陶瓷104采用现有结构即可,为由6个沿着圆弧方向切向)极化的压电陶瓷圆弧片组成的圆环。利用压电陶瓷的厚度切变驱动模式,于压电陶瓷圆弧片前后扇形面施加电压时,可在侧圆弧面内产生剪切振动变形,多个压电陶瓷圆弧片同时产生的剪切振动变形共同组成切向极化压电陶瓷圆环104沿圆周方向的扭转振动。

[0055] 所述的厚度极化压电陶瓷106采用现有结构即可,为圆环结构,用于产生纵向振动。

[0056] 优选的,在保证生产难度和质量的前提下,用于组成切向极化压电陶瓷圆环104的压电陶瓷圆弧片的数量越多越好。

[0057] 本实施例中,两种压电陶瓷圆环的外径均为15mm,内径均为5mm,厚度均为2mm,数量均为4片。

[0058] 所述后端盖102采用不锈钢、合金钢、铬钢等声阻抗较大的金属材料,使更多的超声振动能量向前端盖107的前端面传递。

[0059] 所述中间端盖105、前端盖107采用硬铝、铝合金等声阻抗较小的金属材料,使超声振动能量在向前端盖107的前端面传递的过程中具有较小的衰减损耗。

[0060] 所述预应力螺栓101采用铍青铜材质,铍青铜同时具有较低的刚度和较高的屈服强度,对厚度极化压电陶瓷106的纵向振动影响较小且不易疲劳破坏。

[0061] 优选的在前端盖107与接触的厚度极化压电陶瓷106之间、中间端盖105与接触的厚度极化压电陶瓷以及接触的切向极化压电陶瓷104之间、后端盖102与接触的切向极化压电陶瓷104之间分别填充有环氧树脂胶合剂,可以消除各连接面的空气隙,保证更好的能量传输。

[0062] 图3是本发明所述超声变幅杆200的结构示意图,超声变幅杆200由近端和远端均开有螺纹孔的超声变幅杆本体201以及近端与超声变幅杆本体201远端的螺纹孔连接的双头螺柱202组成。所述的预紧力螺栓101穿过前端盖107的螺纹端与超声变幅杆本体201近端的螺纹孔螺纹连接。超声变幅杆本体201采用硬铝、铝合金等材质。在所述的超声变幅杆本体201中间节面处环绕设有一个法兰,所述的法兰包括法兰外环和四个一端与法兰外环固定连接并且另一端与超声变幅杆本体201外壁固定相连的柔性铰链,法兰外环用于安装夹持并通过柔性铰链与超声变幅杆本体201连接。利用柔性铰链的挠曲变形,能实现超声变幅杆本体201和法兰外环的解耦,从而能够有效减少法兰外环的夹持固定对于超声刀扭转振动的影响。所述的柔性铰链采用中间左右侧壁处设置有圆形凹槽的连接块结构,通过设置圆形凹槽实现柔性连接。当然也可以采用椭圆形凹槽、三角形凹槽、长方形凹槽等连接块结构实现柔性连接。

[0063] 作为本发明的一种实施方式,在使用时所述第一交流电路中的交流电信号的频率为36.5kHz,所述第二交流电路中的交流电信号的频率为55.5kHz,以保证本发明的超声刀的纵向振动纵波波长和扭转振动横波波长一致,从而使本发明的超声刀具有相同的纵波节

点位置和横波节点位置,便于所述的超声变幅杆本体201能在同一振动波节点平面处固定安装。所述的纵向振动纵波波长依据本发明的超声刀的纵波声速与纵向振动工作频率的比值来定义,所述的扭转振动横波波长依据本发明的超声刀的横波声速与扭转振动工作频率的比值来定义。

[0064] 本实施例中,超声变幅杆本体201采用现有结构即可,为带圆锥形过渡段的复合型超声变幅杆结构,优选的,还可以采用现有的带指数形过渡段的复合型超声变幅杆结构或带悬链形。过渡段的复合型超声变幅杆结构。法兰的厚度为1-2mm。

[0065] 图4a、图4b是本发明超声刀头301的结构示意图,超声刀头301整体结构呈长直圆柱状,优先的采用医用钛合金TC4ELI材质,超声刀头301近端的螺纹孔与双头螺柱202螺纹连接使得所述超声变幅杆本体201与超声刀头301连接为一体。与组织直接接触的超声刀头301远端部分的纵截面的上部为弧形面并且下部为梯形面,所述的弧形面的弦长面为梯形面的下底面,梯形面用来切割,弧形面用来凝闭止血。

[0066] 如图5所示,所述的纵-扭复合振动超声换能器100和超声变幅杆200安装在换能器外壳403中,在所述的换能器外壳403内壁中开有环槽,所述的超声变幅杆200的法兰外环卡固在环槽内,在所述的换能器外壳403前端外壁上设置有连接法兰。

[0067] 一个器械盒500包括一个后端具有敞口的底壳509,在所述的底壳509的敞口处固定连接壳盖501,所述的连接法兰固定在底壳内,在所述的底壳509内设置有传动系统,所述的传动系统包括固定在连接法兰前端面上的方形压块507,在所述的壳盖501后壁中间固定有一个中间开有通孔和侧壁开有凹槽的圆柱座结构,在所述的通孔中安装有轴承508,一个刀杆外层壳402的近端固定在轴承508的内圈中。一个刀杆内层壳405穿过所述的刀杆外层壳402设置,在所述的刀杆内层壳405的近端设置有限位凸台,在所述的限位凸台和圆柱座结构的后壁之间的刀杆内层壳405上从前至后依次套有凸轮主动件503和凸轮从动件504,所述的刀杆内层壳405能够在凸轮从动件504、凸轮主动件503、刀杆外层壳402的中间孔中前后滑移。所述的凸轮从动件504的后壁为斜面,所述的凸轮主动件503的前壁具有与凸轮从动件504的斜面形状吻合的斜面。

[0068] 所述的凸轮主动件503的前壁与圆柱座结构的后壁贴合连接,在所述的凸轮从动件504的后壁上沿同一圆周方向均匀间隔设置有四根轴杆。

[0069] 在所述的方形压块507和限位凸台之间设置有圆盘压块506,所述的四根轴杆穿过圆盘压块506以及方形压块507上的开孔设置,所述的四根轴杆能够在开孔中前后滑移。在每根轴杆上套有弹簧505,所述的弹簧505的一端与圆盘压块506的后壁固定连接并且另一端与方形压块507的前壁固定连接。

[0070] 在所述的方形压块507和壳盖501之间的两个上部转角处分别设置有一个回转传动装置502-1和第一开合传动装置502-2,在所述的方形压块507和壳盖501之间的两个下部转角处分别设置有第二、第三开合传动装置502-2,所述的回转传动装置502-1和三个开合传动装置的传动轴一端与壳盖501转动相连并且另一端与方形压块507转动相连。图7所示的器械盒500中的回转传动装置502-1和开合传动装置502-2分别采用公开号为105286999的中国专利“具有末端自转功能的微创手术器械”中的回转传动装置和末端自转传动装置的结构设置即可。

[0071] 第一股丝512和第二股丝513的一端与所述的第一开合传动装置502-2的丝轮固定

相连,并依次分别与第一开合传动装置502-2的丝轮以及凸轮主动件503缠绕后,另一端均固定于所述的凸轮主动件503的侧壁上,第一股丝512和第二股丝513在第一开合传动装置502-2及凸轮主动件503上的缠绕方向均相反。

[0072] 具体的如图10所示,第一股丝512一端在所述的第一开合传动装置502-2的丝轮上沿俯视下的逆时针方向缠绕并且另一端在所述的凸轮主动件503的侧壁上沿俯视下的顺时针方向缠绕;第二股丝513一端在所述的开合传动装置502-2的丝轮上沿俯视下的顺时针方向缠绕并且另一端在所述的凸轮主动件503的侧壁上沿俯视下的逆时针方向缠绕。

[0073] 第三股丝510和第四股丝511的一端均固定于回转传动装置502-1的丝轮上并分别与回转传动装置502-1的丝轮缠绕后穿过圆柱座结构的侧壁凹槽,再在刀杆外层壳402上缠绕后另一端均固定于在刀杆外层壳402上,第三股丝510和第四股丝511在所述的回转传动装置502-1的丝轮上及刀杆外层壳402上的缠绕方向均相反。

[0074] 具体的,第三股丝510一端在所述的回转传动装置502-1的丝轮上沿俯视下的逆时针方向缠绕并且另一端在所述的刀杆外层壳402上沿俯视下的顺时针方向缠绕;第四股丝511一端在所述的回转传动装置502-1的丝轮上沿俯视下的顺时针方向缠绕并且另一端在所述的刀杆外层壳402上沿俯视下的逆时针方向缠绕。

[0075] 所述的超声变幅杆本体201的远端穿过换能器外壳403前壁上的开孔并伸入底壳509后壁上的开孔设置。所述的超声刀头301依次穿过方形压块507、圆盘压块506及所述的刀杆内层壳405的中间开孔设置。

[0076] 在所述的刀杆外层壳402的前端上部外壁上固定有销轴406,夹持钳401的后端上部与销轴406转动相连,在所述的刀杆内层壳405的前端左右侧壁上分别沿竖直方向开有滑槽,所述的夹持钳401的后端下部的左右两侧分别固定有滑杆,所述的滑杆与相应侧的滑槽上下滑移连接,所述的夹持钳401与超声刀头301远端部分彼此相对设置。

[0077] 下面对本发明的夹持钳401的开合驱动方式进行说明。如图10所示,当所述的开合传动装置502-2整体沿俯视下的顺时针方向转动时,第一股丝512在开合传动装置502-2的丝轮上缠绕的圈数增加并且在所述的凸轮主动件503的侧壁上的缠绕圈数减少,第二股丝513在开合传动装置502-2的丝轮上缠绕的圈数减少并且在凸轮主动件503的侧壁上的缠绕圈数增加,第一股丝512拉动凸轮主动件503沿俯视下的顺时针方向旋转,凸轮主动件503推动凸轮从动件504向后滑移运动,凸轮从动件504推动刀杆内层壳405在所述的刀杆外层壳402的内壁中向后滑移运动,刀杆内层壳405近端的限位凸台推动圆盘压块506向后滑移运动,弹簧505被压缩,同时所述的夹持钳401的后端下部左右两侧的滑杆在刀杆内层壳405前端左右侧壁上的滑槽内向上滑动,夹持钳401前端的钳口绕销轴406向靠近超声刀头301的一侧转动,实现夹持钳401的闭合运动。

[0078] 当所述的开合传动装置502-2整体沿俯视下的逆时针方向转动时,第一股丝512在开合传动装置502-2的丝轮上缠绕的圈数减少并且在所述的凸轮主动件503的侧壁上的缠绕圈数增加,第二股丝513在开合传动装置502-2的丝轮上缠绕的圈数增加并且在凸轮主动件503的侧壁上的缠绕圈数减少,第二股丝513拉动凸轮主动件503沿俯视下的逆时针方向旋转,被压缩的弹簧505推动圆盘压块506向前滑移运动,圆盘压块506推动刀杆内层壳405在刀杆外层壳402的内壁中向前滑移运动,刀杆内层壳405近端的限位凸台推动凸轮从动件504向前滑移运动,同时夹持钳401的后端下部左右两侧的滑杆在刀杆内层壳405前端左右

侧壁上的滑槽内向下滑动,夹持钳401前端的钳口绕销轴406向远离超声刀头301的一侧转动,实现夹持钳401的张开运动。

[0079] 下面对本发明的超声刀头301的工作面的切换方式进行说明。如图10所示,当所述的回转传动装置502-1整体沿俯视图下的顺时针方向转动时,第三股丝510在回转传动装置502-1的丝轮上缠绕的圈数增加并且在所述的刀杆外层壳402上的缠绕圈数减少,第四股丝511在回转传动装置502-1的丝轮上缠绕的圈数减少并且在刀杆外层壳402上的缠绕圈数增加,第三股丝510拉动刀杆外层壳402沿俯视图下的顺时针方向旋转,刀杆外层壳402带动销轴406、夹持钳401及夹持钳401带动刀杆内层壳405一起绕超声刀头301的轴线顺时针转动 180° ,实现夹持钳401前端的钳口内侧与超声刀头301远端部分的弧形面的彼此相对设置。

[0080] 当所述的回转传动装置502-1整体沿俯视图下的逆时针方向转动时,第三股丝510在回转传动装置502-1的丝轮上缠绕的圈数减少并且在所述的刀杆外层壳402上的缠绕圈数增加,第四股丝511在回转传动装置502-1的丝轮上缠绕的圈数增加并且在刀杆外层壳402上的缠绕圈数减少,第四股丝511拉动刀杆外层壳402沿俯视图下的逆时针方向旋转,刀杆外层壳402带动销轴406、夹持钳401及夹持钳401带动刀杆内层壳405一起绕超声刀头301的轴线逆时针转动 180° ,实现夹持钳401前端的钳口内侧与超声刀头301远端部分的梯形面的彼此相对设置。

[0081] 结合图10、图12a、图12b对本发明的超声刀具体的手术操作流程进行说明。本发明的超声刀应用于微创手术机器人系统,所述的器械盒500安装固定于手术机器人的器械臂上。当切割无血管组织701时,首先通过回转传动装置502-1使所述的超声刀头301的梯形面与所述的夹持钳401前端的钳口内侧彼此相对设置,将无血管组织701置于超声刀头301的梯形面与夹持钳401前端的钳口内侧之间,通过第一开合传动装置502-2驱动夹持钳401闭合并且夹紧无血管组织701,然后将所述的超声主机601上的第一交流电路断开及第二交流电路导通,此时本发明的超声刀工作在纵向振动模式下,纵向振动的超声刀头301将无血管组织701切断。

[0082] 当闭合血管702时,首先通过回转传动装置502-1使所述的超声刀头301的弧形面与所述的夹持钳401前端的钳口内侧彼此相对设置,将血管702置于超声刀头301的弧形面与夹持钳401前端的钳口内侧之间,通过第一开合传动装置502-2驱动夹持钳401闭合并且夹紧血管702,然后将所述的超声主机601上的第二交流电路断开及第一交流电路导通,此时本发明的超声刀工作在扭转振动模式下,扭转振动的超声刀头301将血管702闭合。

[0083] 需要指出的是,以上优选实施例仅用以说明本发明的技术方案和本发明的优点,而非限制其应用范围。以上示意性地对本发明及其实施方式进行了描述,该描述没有限制性,附图中所示的也只是本发明的实施方式之一,实际的结构并不局限于此。所以,如果本领域的技术人员受其启示,在不脱离本发明精神和范围的前提下,凡依本发明专利范围所作的均等变化与修饰,不经创造性的设计与该技术方案相似的结构方式及实施例,均应属于本发明的保护范围。

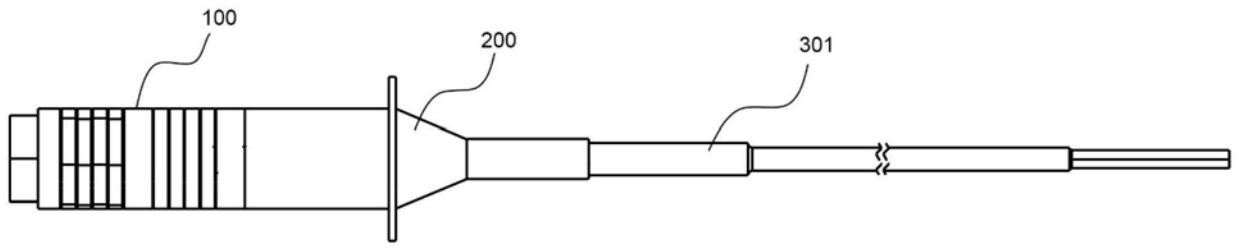


图1

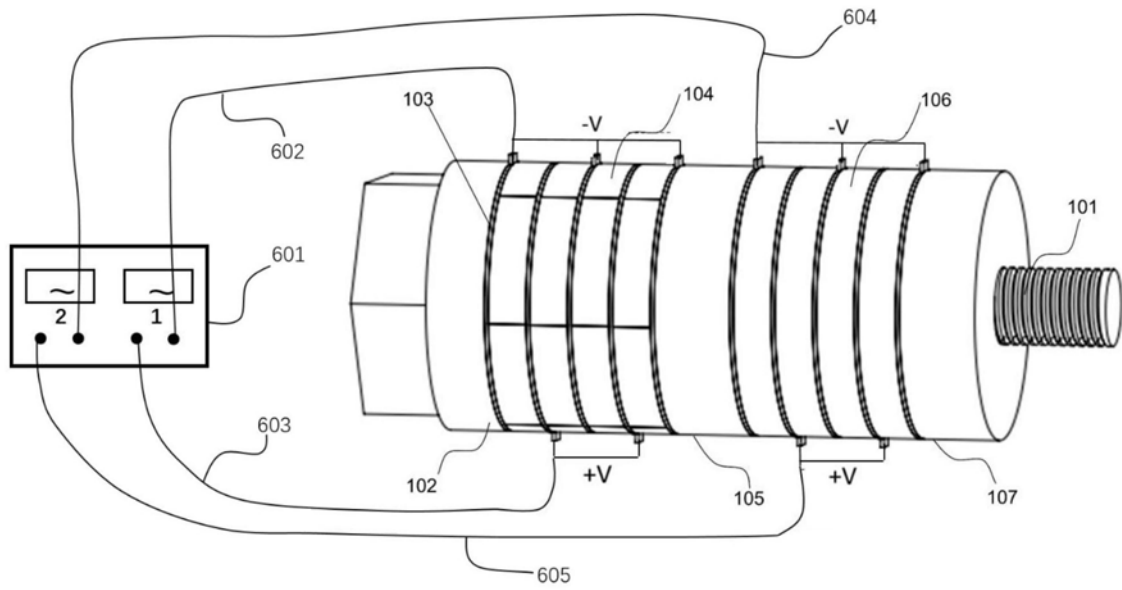


图2a

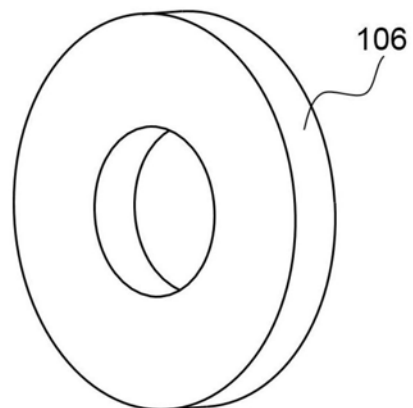


图2b

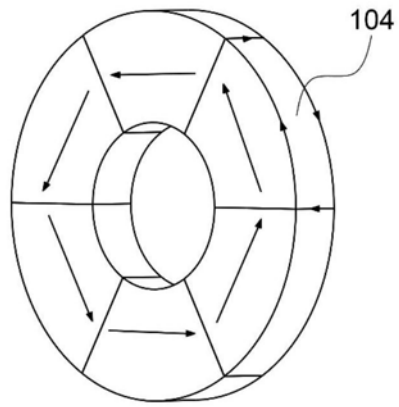


图2c

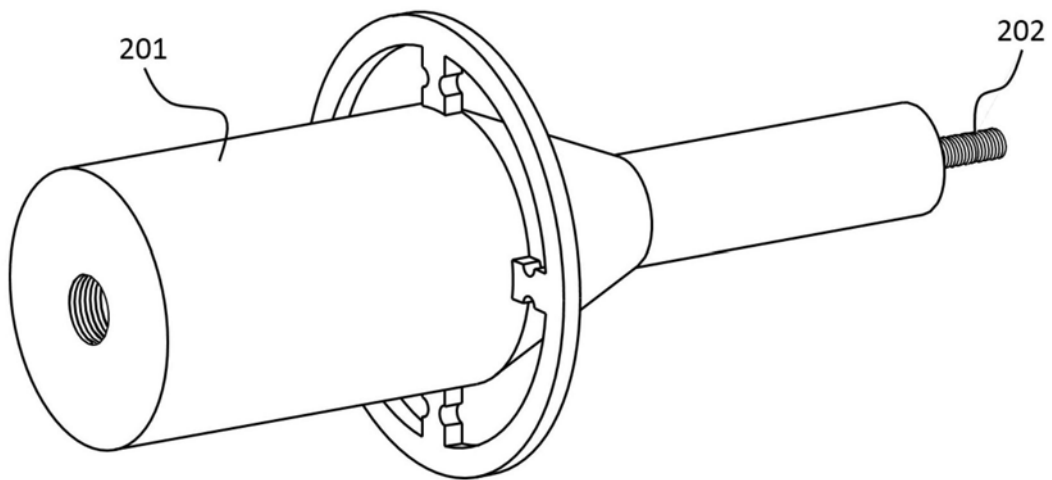


图3



图4a

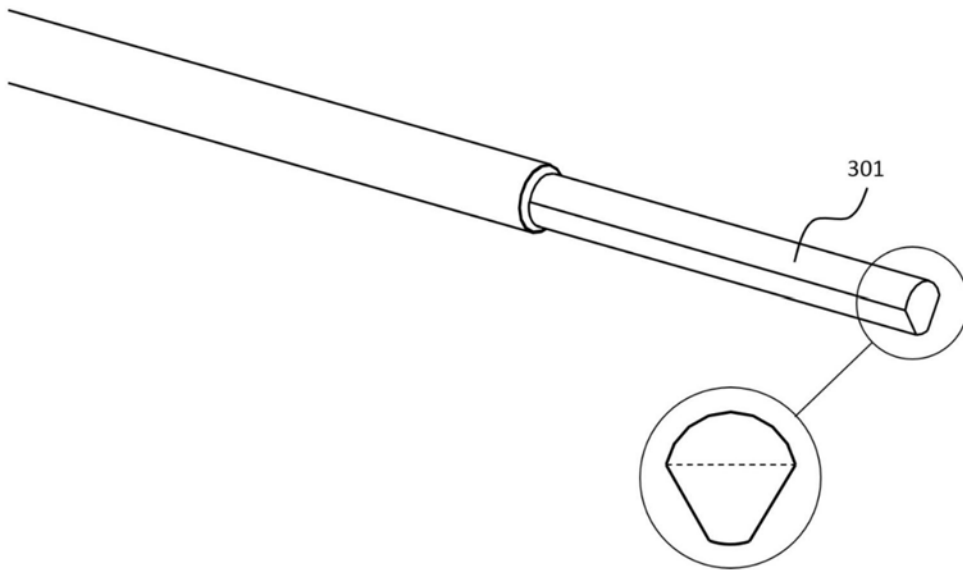


图4b

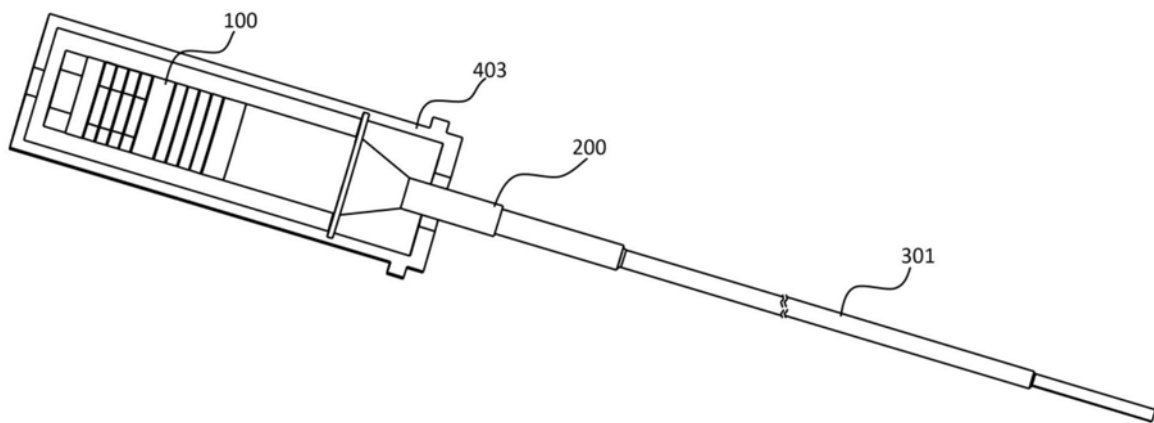


图5

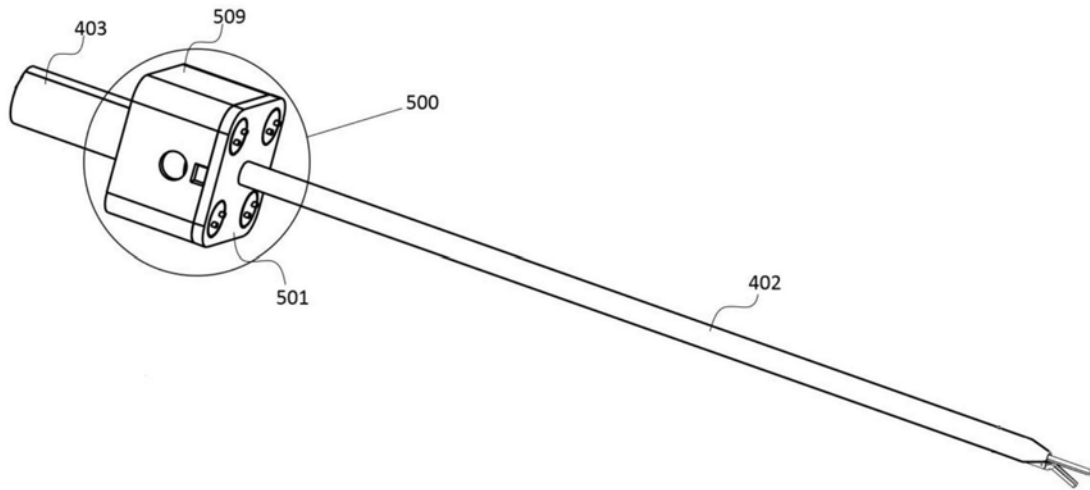


图6

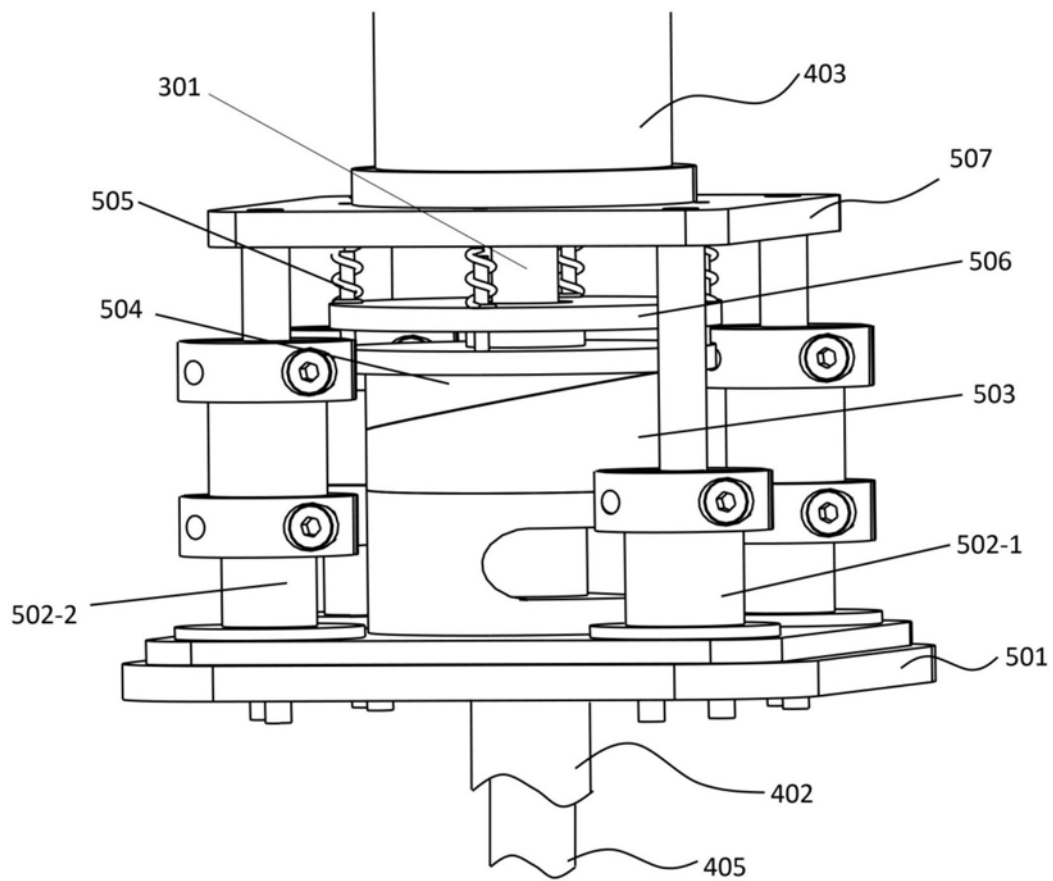


图7

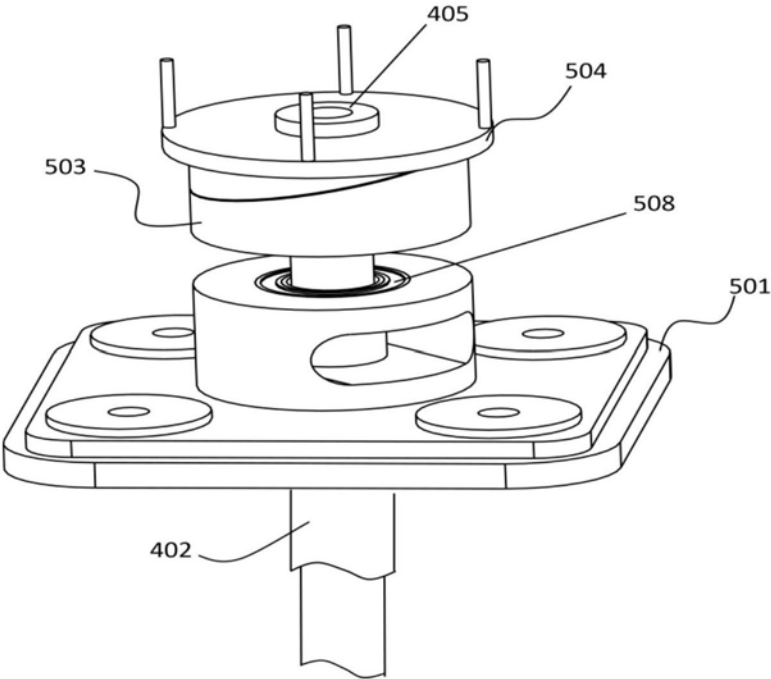


图8

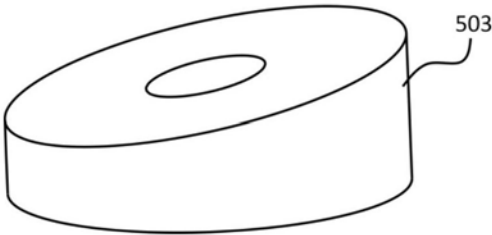


图9a

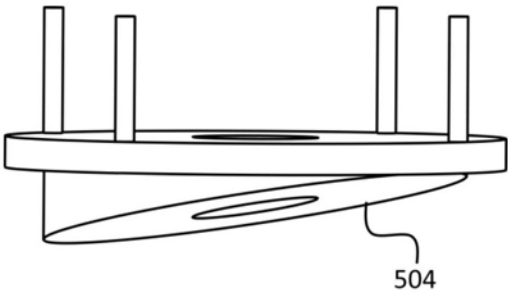


图9b

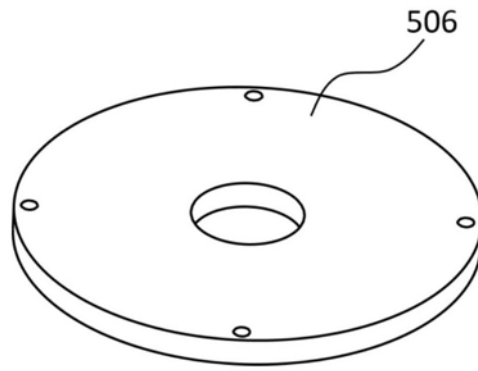


图9c

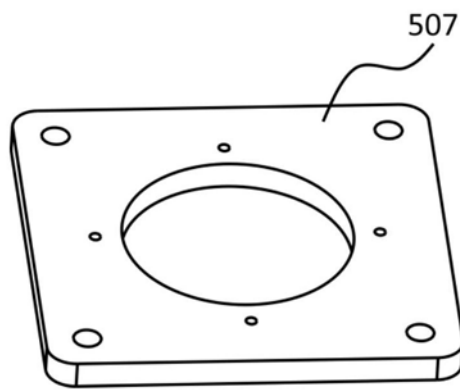


图9d

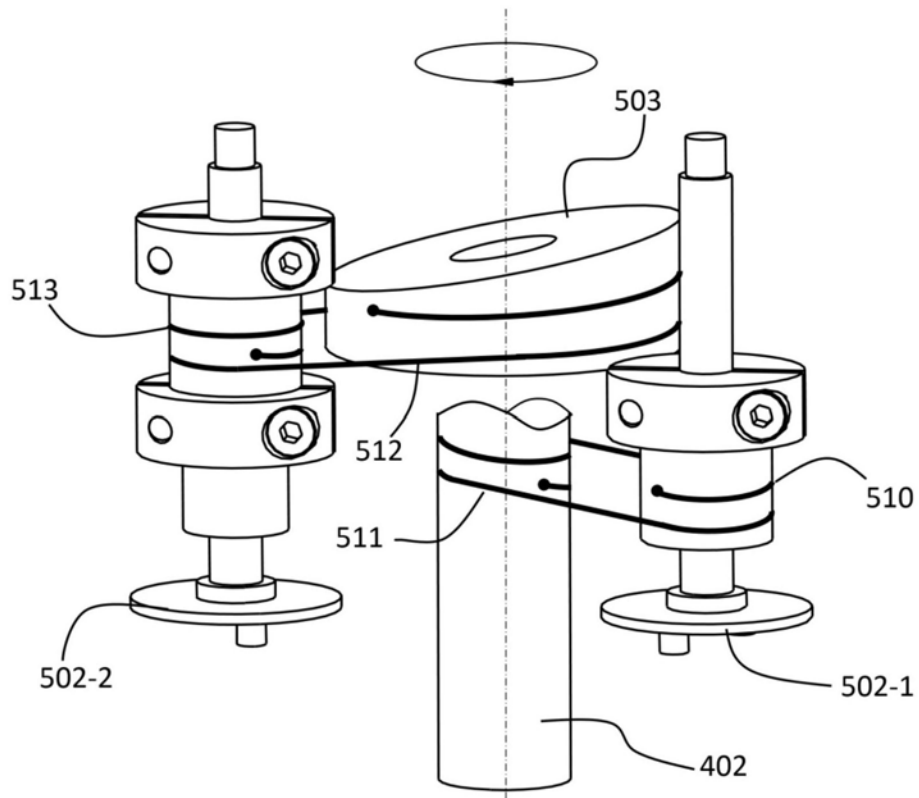


图10

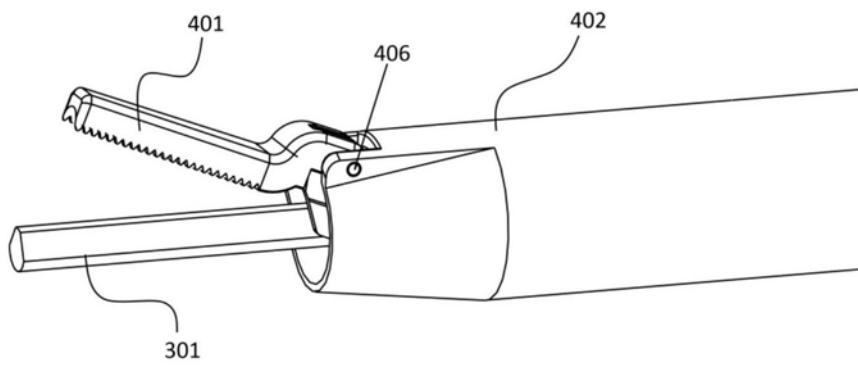


图11a

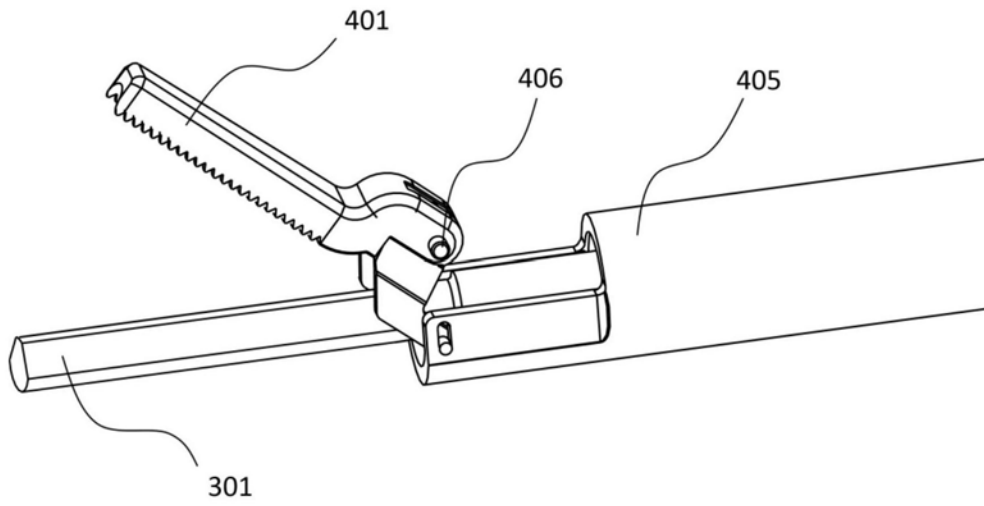


图11b

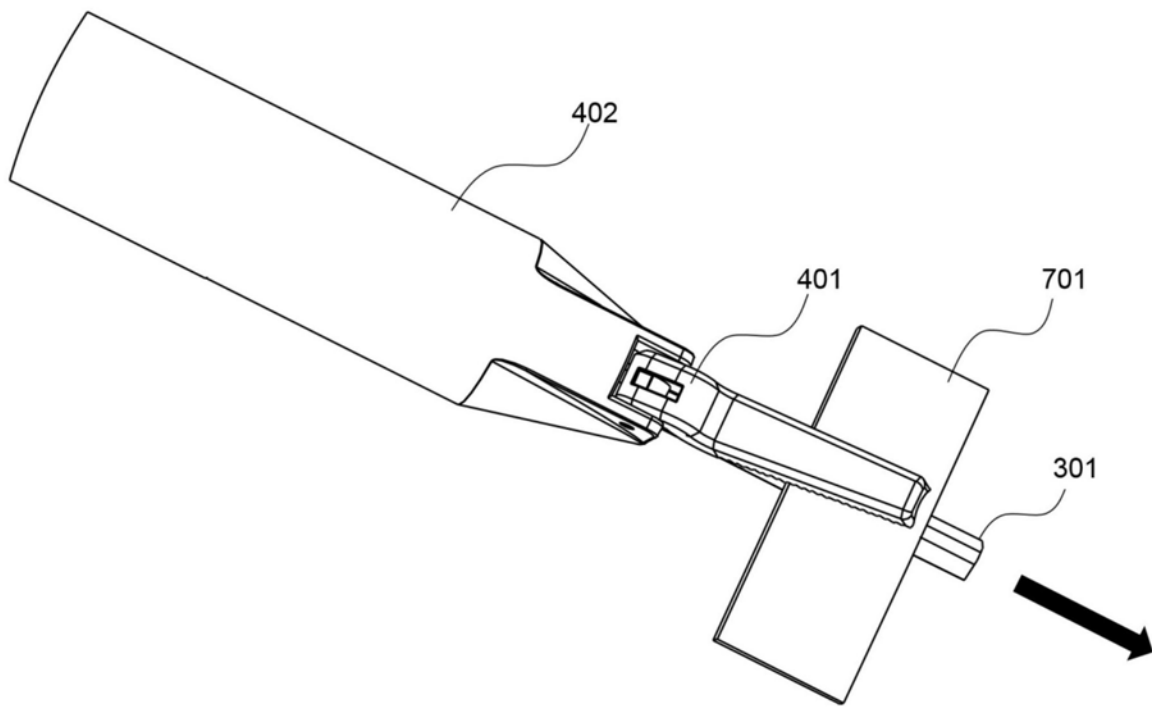


图12a

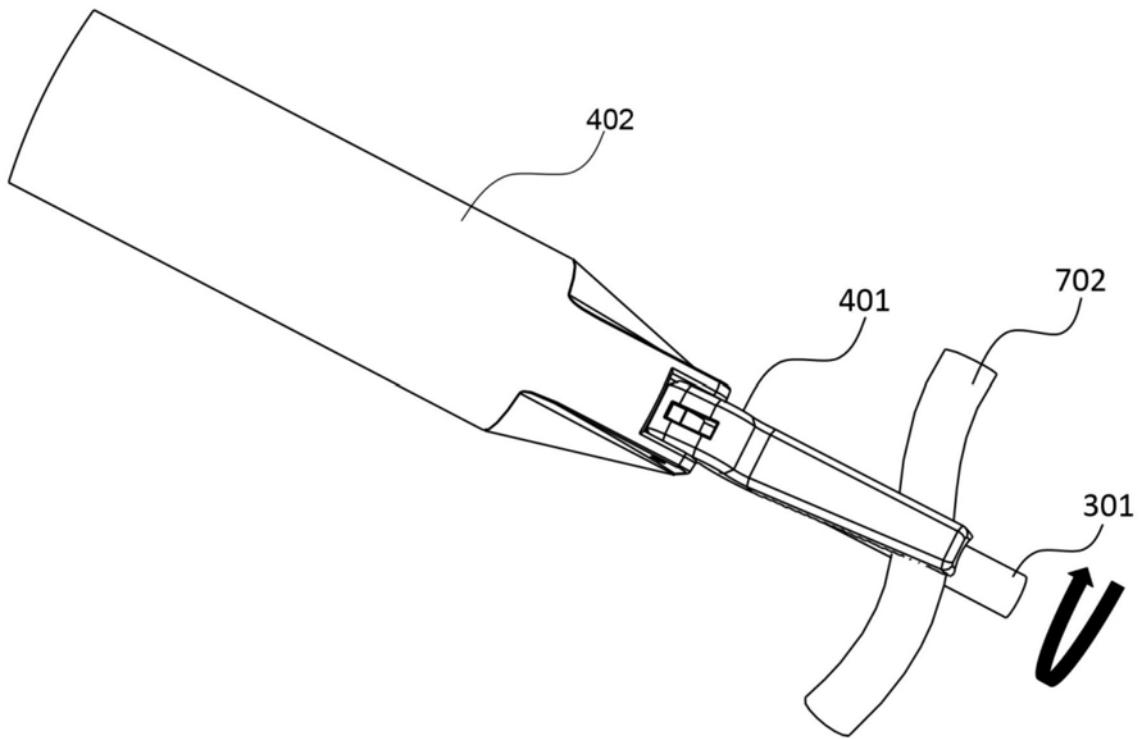


图12b

专利名称(译)	一种具有增强止血能力的超声刀		
公开(公告)号	CN110141308A	公开(公告)日	2019-08-20
申请号	CN201910388078.8	申请日	2019-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	王树新 郭志成 李进华		
发明人	王树新 郭志成 李进华 史超阳		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/320074 A61B2017/320078 A61B2017/320082 A61B2017/320098		
代理人(译)	王丽英		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种具有增强止血能力的超声刀，包括由近至远依次连接的纵-扭复合振动超声换能器、超声变幅杆和超声刀头，还包括一个底壳内设置有传动系统的器械盒，所述纵-扭复合振动超声换能器包括位于前端盖和中间端盖之间的多片厚度极化压电陶瓷、位于中间端盖和后端盖之间的多片切向极化压电陶瓷，所述厚度极化压电陶瓷用于产生纵向振动，所述切向极化压电陶瓷用于产生扭转振动，本发明的优点是凝闭血管时采用扭转振动模式，垂直于组织面的扭转振动能够更快地止血，可用于凝闭更粗的血管，并且能很好地凝闭存在牵引张力的血管，降低了手术风险及医生的操作难度，并且能用于手术机器人系统。

