



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110916765 A

(43)申请公布日 2020.03.27

(21)申请号 201911256411.6

(22)申请日 2019.12.10

(71)申请人 南方科技大学

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽学
苑大道1088号

(72)发明人 吴勇波 张诗博 郭一凡

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 谢岳鹏

(51)Int.Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

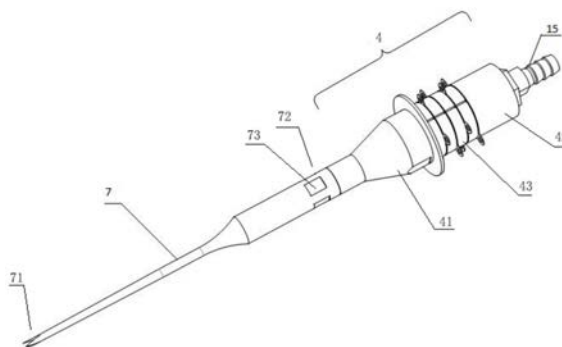
权利要求书1页 说明书6页 附图9页

(54)发明名称

手术刀系统

(57)摘要

本发明属于医疗器械技术领域,公开了一种手术刀系统,本发明手术刀系统的信号发生器用于对超声换能器输入激励电信号,刀头可拆卸连接于超声换能器,超声换能器在激励电信号的作用下能够使第一端头形成端面椭圆振动,并带动刀头进行椭圆振动,从而在刀头的刀尖除实现端面椭圆振动,形成端面椭圆振动的超声手术刀系统,能够实现高效切割,并能减少组织的损伤。通过刀尖的椭圆振动,对待切割组织进行切割,相比与现有纵向振动超声手术刀更加有利切割弹性体,减小了由单一振动方向所产生的摩擦热,对周边组织伤害小,术后恢复快。



1. 一种手术刀系统,其特征在于,包括:

超声换能器,两端设置有第一端头和第二端头,所述超声换能器在激励电信号的作用下能够使所述第一端头形成端面椭圆振动;

信号发生器,用于对所述超声换能器输入激励电信号;

刀头,包括连接部和刀尖,所述连接部的一端可拆卸地连接于所述第一端头,所述刀尖位于所述连接部的另一端,所述刀尖能够随所述第一端头的振动而进行椭圆振动。

2. 根据权利要求1所述的手术刀系统,其特征在于,所述连接部包括变幅杆,所述变幅杆自所述超声换能器的近端至远端直径由大变小,所述刀尖设置在所述变幅杆的所述远端。

3. 根据权利要求2所述的手术刀系统,其特征在于,所述变幅杆为指数型变幅杆。

4. 根据权利要求1所述的手术刀系统,其特征在于,所述刀尖包括若干尖端,所述尖端成圆周阵列。

5. 根据权利要求4所述的手术刀系统,其特征在于,所述刀尖包括三个尖端,各所述尖端的端部位于同一平面。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的手术刀系统,其特征在于,所述超声换能器和所述刀头均为中空结构,所述超声换能器沿轴向设置有贯通的第一中空部,所述刀头沿轴向设置有贯通的第二中空部,所述第一中空部和所述第二中空部连通。

7. 根据权利要求6所述的手术刀系统,其特征在于,所述超声换能器包括连接于所述第一端头和所述第二端头之间的压电陶瓷堆,所述压电陶瓷堆包括对称设置的第一压电陶瓷堆和第二压电陶瓷堆,所述第一压电陶瓷堆和所述第二压电陶瓷堆的截面为半圆环形,所述第一压电陶瓷堆和所述第二压电陶瓷堆围合形成中空的压电陶瓷堆。

8. 根据权利要求6所述的手术刀系统,其特征在于,所述超声换能器的第二端头连接有抽吸件,所述抽吸件用于连通抽吸源。

9. 根据权利要求8所述的手术刀系统,其特征在于,还包括蠕动泵,所述超声换能器的所述第二端通过管路连接所述蠕动泵,所述第一中空部与所述管路连通。

10. 根据权利要求1至5中任一项所述的手术刀系统,其特征在于,所述刀头采用钛合金材料制成。

11. 根据权利要求1至5中任一项所述的手术刀系统,其特征在于,所述连接部靠近所述超声换能器的一端的外周面设置有扁口。

手术刀系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种手术刀系统。

背景技术

[0002] 手术刀是外科手术中重要的手术器械,用于在手术过程中切开皮肤或其他软组织。传统的外科手术刀包括刀刃与手柄,通过对手术刀施加一定压力利用锋利的手术刀刃来到达切割的目的,这种手术刀通常会造成较大创伤,术后疤痕,大出血等负面效果。超声手术刀在20世纪后有了一定发展,能避免创伤,大面积疤痕形成以及电外科和激光手术中热切割的限制。在超声手术中,超声手术刀通过高频振动的刀片来达到解剖的目的,这样便减少了切割过程中所需要的压力,便可消除因所用压力过大过急而造成的相关创伤。

[0003] 目前,超声波手术装置最常由轴向振动的郎之万换能器组成,前端带有手术刀头,其中换能器与刀头以纵向模式共振。郎之万换能器包含一组压电陶瓷环(PZT-8),以堆叠的方式组合在一起,并且郎之万换能器必须共振以在手术刀头处获得足够的超声振幅,这种超声手术刀系统的特点为轴向振动。而针对弹性较大的生物组织,如软骨、筋、肌肉等,现有的轴向振动超声手术刀无法完成高效切割,而针对此类生物组织的传统手术器,例如高频电刀、微型刨刀等,均存在对手术周边组织损伤大、手术视野不清等缺陷。

发明内容

[0004] 本发明旨在至少解决现有技术中存在的技术问题之一。为此,本发明提出一种端面椭圆振动的超声手术刀系统,能够实现高效切割,并能减少组织的损伤。

[0005] 本发明的一个实施例提供了一种手术刀系统包括:

[0006] 超声换能器,两端设置有第一端头和第二端头,所述超声换能器在激励电信号的作用下能够使所述第一端头形成端面椭圆振动;

[0007] 信号发生器,用于对所述超声换能器输入激励电信号;

[0008] 刀头,包括连接部和刀尖,所述连接部的一端可拆卸地连接于所述第一端头,所述刀尖位于所述连接部的另一端,所述刀尖能够随所述第一端头的振动而进行椭圆振动。

[0009] 本发明实施例的手术刀系统至少具有如下有益效果:

[0010] 信号发生器用于对超声换能器输入激励电信号,刀头可拆卸连接于超声换能器,超声换能器在激励电信号的作用下能够使第一端头形成端面椭圆振动,并带动刀头进行椭圆振动,从而在刀头的刀尖除实现端面椭圆振动,形成端面椭圆振动的超声手术刀系统,能够实现高效切割,并能减少组织的损伤。

[0011] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述连接部包括变幅杆,所述变幅杆自所述超声换能器的近端至远端直径由大变小,所述刀尖设置在所述变幅杆的所述远端。

[0012] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述变幅杆为指数型变幅杆。

[0013] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述刀尖包括若干尖端,所述尖端成圆周阵列。

[0014] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述刀尖包括三个尖端,各所述尖端的端部位于同一平面。

[0015] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述超声换能器和所述刀头均为中空结构,所述超声换能器沿轴向设置有贯通的第一中空部,所述刀头沿轴向设置有贯通的第二中空部,所述第一中空部和所述第二中空部连通。

[0016] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述超声换能器包括连接于所述第一端头和所述第二端头之间的压电陶瓷堆,所述压电陶瓷堆包括对称设置的第一压电陶瓷堆和第二压电陶瓷堆,所述第一压电陶瓷堆和所述第二压电陶瓷堆的截面为半圆环形,所述第一压电陶瓷堆和所述第二压电陶瓷堆围合形成中空的压电陶瓷堆。

[0017] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述超声换能器的第二端头连接有抽吸件,所述抽吸件用于连通抽吸源。

[0018] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,还包括蠕动泵,所述超声换能器的所述第二端通过管路连接所述蠕动泵,所述第一中空部与所述管路连通。

[0019] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述刀头采用钛合金材料制成。

[0020] 根据本发明的另一些实施例的手术刀系统,所述连接部靠近所述超声换能器的一端的外周面设置有扁口。

附图说明

[0021] 图1为本发明手术刀系统一个实施例的组成示意框图;

[0022] 图2为本发明手术刀系统一个实施例的结构示意图;

[0023] 图3为图2的分解示意图;

[0024] 图4为图2的一个剖视图;

[0025] 图5为本发明手术刀系统中刀头的一个实施例的结构示意图;

[0026] 图6为本发明中超声换能器一个实施例的立体结构示意图;

[0027] 图7为图6的分解示意图;

[0028] 图8为超声换能器中第一压电陶瓷堆的一个实施例的结构示意图;

[0029] 图9为超声换能器中第二压电陶瓷堆的一个实施例的结构示意图;

[0030] 图10为超声换能器中压电陶瓷堆一个实施例的连接示意图。

[0031] 图11为本发明手术刀系统的刀尖振动轨迹的一个示例。

具体实施方式

[0032] 以下将结合实施例对本发明的构思及产生的技术效果进行清楚、完整地描述,以充分地理解本发明的目的、特征和效果。显然,所描述的实施例只是本发明的一部分实施例,而不是全部实施例,基于本发明的实施例,本领域的技术人员在不付出创造性劳动的前提下所获得的其他实施例,均属于本发明保护的范围。

[0033] 在本发明实施例的描述中,如果涉及到方位描述,例如“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”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。

[0034] 在本发明实施例的描述中,如果某一特征被称为“设置”、“固定”、“连接”、“安装”在另一个特征,它可以直接设置、固定、连接在另一个特征上,也可以间接地设置、固定、连接、安装在另一个特征上。在本发明实施例的描述中,如果涉及到“若干”,其含义是一个以上,如果涉及到“多个”,其含义是两个以上,如果涉及到“大于”、“小于”、“超过”,均应理解为不包括本数,如果涉及到“以上”、“以下”、“以内”,均应理解为包括本数。如果涉及到“第一”、“第二”,应当理解为用于区分技术特征,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或者隐含指明所指示的技术特征的先后关系。

[0035] 图1为本发明手术刀系统一个实施例的组成示意框图,参考图1,本实施例的手术刀系统包括端面椭圆振动系统包括信号发生器1、第一功率放大器2、第二功率放大器3、超声换能器4和刀头7,超声换能器4包括第一端头、第二端头和夹在二者之间的压电陶瓷堆,压电陶瓷堆上设置有第一输入端4和第二输入端5,信号发生器1同时产生A信号和B信号两路激励信号,A信号和B信号具有一个 ϕ 角的相位差, $0^\circ < \phi < 180^\circ$;A信号作用于压电陶瓷堆上的第一输入端4,B信号作用于压电陶瓷堆上的第二输入端5,从而激励压电陶瓷片进行相应的膨胀或收缩(逆压电效应),从而激发换能器的弯曲共振,振动的复合使得超声换能器4在第一端头的端面产生稳定的椭圆振动。该超声换能器4的结构及功能将在下文详述。第一功率放大器2和第二功率放大器3是用于对信号进行功率放大,具体地,A信号通过第一功率放大器2作用于压电陶瓷堆上的第一输入端5,B信号通过第二功率放大器3作用于压电陶瓷堆上的第二输入端6。

[0036] 刀头7可拆卸地连接于超声换能器的第一端头41,因此第一端头41能够带动刀头7做椭圆振动,从而能够通过端面椭圆振动的方式对待切割组织进行高效切割。

[0037] 图2为本发明手术刀系统一个实施例的结构示意图,图3为图2的分解示意图,图4为图2的一个剖视图,同时参考图2至4,本实施例的手术刀系统包括超声换能器4、信号发生器及刀头7,信号发生器用于对超声换能器4输入激励电信号,刀头7可拆卸连接于超声换能器4,超声换能器4在激励电信号的作用下能够使第一端头41形成端面椭圆振动,并带动刀头7进行椭圆振动,从而在刀头7的刀尖71除实现端面椭圆振动。

[0038] 超声换能器4两端设置有第一端头41和第二端头42,刀头7包括连接部72和刀尖71,连接部72的一端可拆卸地连接于第一端头41,刀尖71位于连接部72的另一端。

[0039] 连接部72包括变幅杆74,变幅杆74自超声换能器4的近端至远端直径由大变小,刀尖71设置在变幅杆74的远端,因此,变幅杆能够放大超声换能器4振动信号的振幅,有利于提高组织切割效率。变幅杆74可选用指数型变幅杆,根据动力学方程,这种结构可以对超声换能器4产生的超声振动进行增幅,具有聚能作用,即能够把机械振动的质点位移或速度放大,并将超声能量集中在较小的面积上,从而增大单位面积上的超声能量输出,有利于组织切割。超声换能器4和刀头7均设置为中空结构,超声换能器4沿轴向设置有贯通的第一中空部,刀头7沿轴向设置有贯通的第二中空部,第一中空部和第二中空部连通。超声换能器4的第二端头42连接有抽吸件,抽吸件用于连通抽吸源,因此,在切割时,破碎的组织可以通过内部贯通的中空结构排出,冷却液等液体也能通过中空结构流进,简化了手术过程,使手术视野更加清晰。

[0040] 在另一些实施例中,手术刀系统还可包括蠕动泵8,超声换能器4的第二端通过管路连接蠕动泵8,第一中空部与管路连通,蠕动泵8作为抽吸源,在刀尖71的手术区域形成抽

吸效果,实现液体的抽吸。当然,抽吸源也可以采用其他装置,例如采用真空抽吸等等。

[0041] 参考图2、3,超声换能器4的第二端头42连接有宝塔接口15,用于与连接抽吸源的管路插接,管路连接的稳固性。超声换能器4的第一端头41设置具有内螺纹的连接孔17,刀头7的连接部72设置具有内螺纹的连接孔14,刀头7与超声换能器4通过连接螺杆16、连接孔17和连接孔14实现可拆卸连接,操作方便且快速,连接螺杆16具有中心孔19,形成中空结构,刀头7与超声换能器4连接后,通过中心孔连通第一中空部和第二中空部,实现刀头7和超声换能器4的内部贯通,便于液体的抽吸和导入。

[0042] 图5为本发明手术刀系统中刀头7的一个实施例的结构示意图,参考图5,刀头7包括近端圆柱状杆(即为连接部72)和远端指数型细长杆(即为变幅杆74),刀头7采用钛合金材料制成,钛合金材料声阻抗低,能够减少超声传递过程中能量的损失。连接部72靠近超声换能器4的一端的外周面设置有扁口73,其主要作用是方便安装时扭力扳手的使用,便于拆卸与更换。

[0043] 刀尖71包括若干尖端,尖端成圆周阵列。图5所示实施例的刀尖71包括三个尖端,各尖端的端部位于同一平面,形成三尖结构的刀尖71,这种结构能够使超声能量集中在尖端,增强刀尖71的机械效应与空化效应,有利于改善纤维、弹性组织的去除。

[0044] 超声换能器4包括连接于第一端头41和第二端头42之间的压电陶瓷堆43,压电陶瓷堆43包括对称设置的第一压电陶瓷堆43a和第二压电陶瓷堆43b,第一压电陶瓷堆43a和第二压电陶瓷堆43b的截面为半圆环形结构,因此,第一压电陶瓷堆43a和第二压电陶瓷堆43b围合形成中空的压电陶瓷堆43。

[0045] 图6为本发明中超声换能器一个实施例的立体结构示意图,图7为图6的分解示意图,同时参考图6、7,本实施例中,超声换能器4包括第一端头41、第二端头42和夹在二者之间的压电陶瓷堆43,形成夹心式结构的超声换能器。压电陶瓷堆43包括第一压电陶瓷堆43a、第二压电陶瓷堆43b,第一端头41和第二端头42固定连接;第一压电陶瓷堆43a和第二压电陶瓷堆43b对称设置,第一压电陶瓷堆43a包括层叠设置的压电陶瓷片431、第一电极片432、成对且相互绝缘的第二电极片433,两两之间可利用环氧树脂胶进行胶合;第二压电陶瓷堆与第一压电陶瓷堆结构相同,并且二者对应的压电陶瓷片431极性相反。每对第二电极片433包括相互绝缘的第二电极片一433a和第二电极片二433b,每对第二电极片中的第二电极片一和第二电极片二之间具有间隙以进行电气隔离,或通过绝缘件隔开,以实现绝缘。

[0046] 第一压电陶瓷堆的第二电极片一与第二压电陶瓷堆的第二电极片一相互对称,第一压电陶瓷堆的第二电极片二与第二压电陶瓷堆的第二电极片二相互对称。从而能够在通入不同信号的条件下,使得不同位置的第二电极片一、第二电极片二对应的压电陶瓷片产生相应的收缩或膨胀变形,从而可根据李萨如图的相关知识,在换能器的端面形成弯曲振动的复合,从而可在换能器的端面耦合出椭圆振动。

[0047] 第一端头41和第二端头42通过一固定件44固定连接。该固定件44为中空的螺栓,第一端头41上设置有内螺纹孔,第二端头42上设置有供固定件44穿设的通孔,固定件44穿过第二端头42和压电陶瓷堆43,然后旋入第一端头41上的内螺纹孔中,从而将第一端头41、第二端头42和压电陶瓷堆43进行固定连接。用于插接抽吸管路的宝塔接口连接于该固定件44。

[0048] 图8为超声换能器中第一压电陶瓷堆的一个实施例的结构示意图,图9为超声换能

器中第二压电陶瓷堆的一个实施例的结构示意图,同时参考图8、9,本实施例中,第一压电陶瓷堆43a的结构和第二压电陶瓷堆43b的结构相同,以下以第一压电陶瓷堆43a为主进行说明。

[0049] 第一压电陶瓷堆43a包括至少一个压电陶瓷单元43a1,该压电陶瓷单元包括一片第一电极片432、一对第二电极片433和两片压电陶瓷片431,两片压电陶瓷片分别为极性相反的第一压电陶瓷片431a和第二压电陶瓷片431b,自压电陶瓷单元的一端至另端(参考图中自上至下方向)依次层叠设置第一电极片432、第一压电陶瓷片431a、一对第二电极片433和第二压电陶瓷片431b,多个压电陶瓷单元以一组压电陶瓷单元的第二压电陶瓷片431b连接另一组压电陶瓷单元的第一电极片432的方式层叠设置,参考图中方向即为上下层叠设置,为提高传导效率第一压电陶瓷堆的两端均设有第一电极片432,以提高压电陶瓷堆与第一端头、第二端头之间的传导效率。第一电极片432、第二电极片433可为铜片。

[0050] 本实施例第一压电陶瓷堆43a和第二压电陶瓷堆分别设置了两个压电陶瓷单元43a1,位于下方的压电陶瓷单元下方还设置有一片第一电极片432。本实施例中,压电陶瓷片431和第一电极片432分别为半圆环形,第二电极片433为1/4圆环形,便于加工,且能够在堆叠后形成中空结构。两个压电陶瓷堆上的第二电极片一分别对应两个压电陶瓷堆上的压电陶瓷片相对的一半,而非相邻的一半;两个压电陶瓷堆上的第二电极片二分别对应两个压电陶瓷堆上的压电陶瓷片的另外一半,使得从第二电极片一和第二电极片二输入的信号分别激励对应的压电陶瓷片的部分产生相互垂直的两个方向的弯曲振动,且由于输入的A信号、B信号具有一个 ϕ 角($0^\circ < \phi < 180^\circ$)的相位差,两个弯曲振动也将具有相位差,根据李萨如图的相关知识,该弯曲振动的复合可在换能器的端面耦合出椭圆振动,从而在换能器端面形成稳定的椭圆振动。

[0051] 图10为超声换能器中压电陶瓷堆一个实施例的连接示意图,以图7所示实施例为例,压电陶瓷堆的连接如图10,所有第一电极片432电连接,如图,第一电极片共负极,第一端头和第二端头为金属件,第一端头和第二端头均与第一电极片432连接,从而均为负极。所有第二电极片一433a电连接,并与第一电极片432(负极)连接形成第一输入端5;所有第二电极片二433b电连接,并与第一电极片432(负极)连接形成第二输入端6。两个输入端共负极,可实现相位的调整。第一压电陶瓷堆43a的压电陶瓷片431组合和第二压电陶瓷堆43b的压电陶瓷片431组合的极性相反。第一电极片和第二电极片上分别设置有便于线路连接的连接耳。

[0052] 由前文可知,具有上述超声换能器4的手术刀系统,通过调整输入的A信号、B信号电压值的大小或调整 ϕ 角相位差,实现椭圆轨迹的调整,根据具体需要进行输入设置,即可在超声换能器带动刀头形成稳定的椭圆振动,从而可以根据不同的使用情况,调整手术刀的振动模式。

[0053] 上述实施例的手术刀系统,相比与现有纵向振动超声手术刀更加有利切割弹性体,减小了由单一振动方向所产生的摩擦热,对周边组织伤害小,术后恢复快。能够应用于弹性较大的生物组织,如软骨、筋、肌肉等的切割,可精准、高效地切割软骨、筋、肌肉等生物组织,并对手术区域的周边组织保持其生物活性,实现微创手术;提高手术效率,减少手术时间。

[0054] 上面结合附图对本发明实施例作了详细说明,但是本发明不限于上述实施例,在

所述技术领域普通技术人员所具备的知识范围内,还可以在不脱离本发明宗旨的前提下作出各种变化。此外,在不冲突的情况下,本发明的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

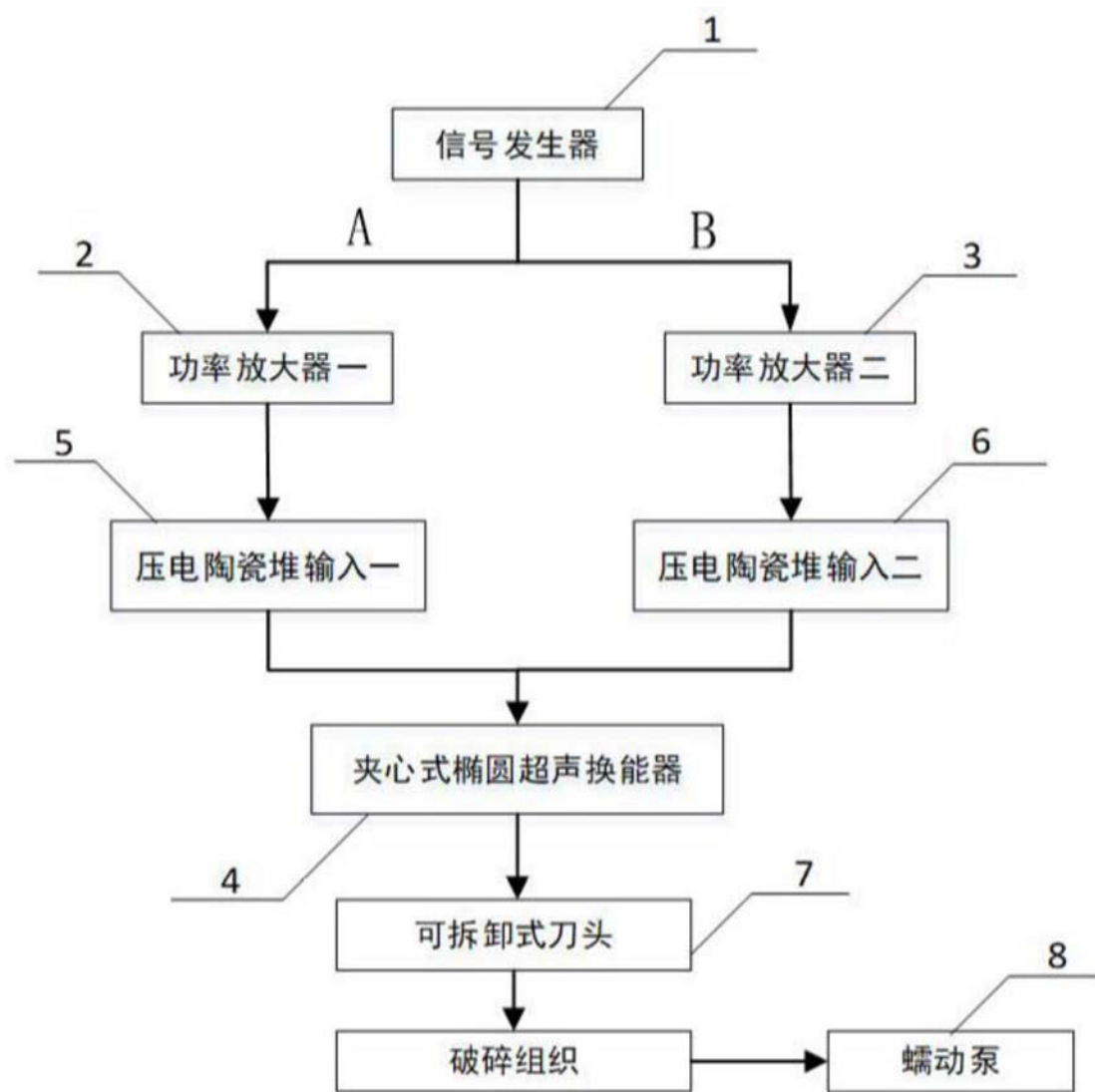


图1

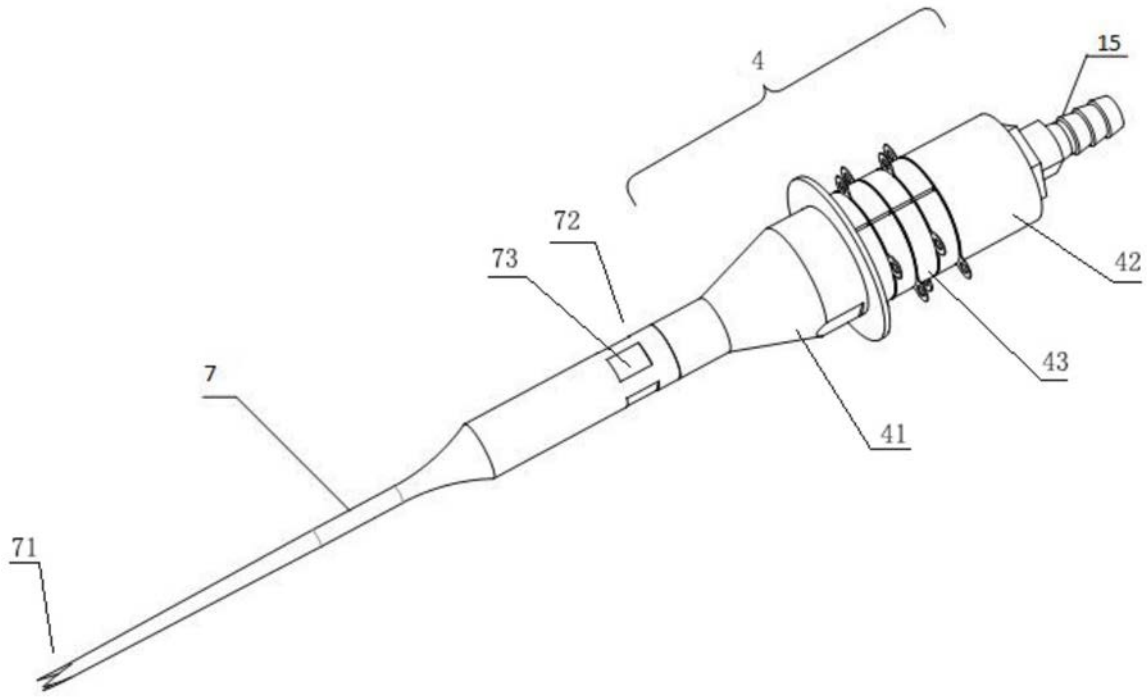


图2

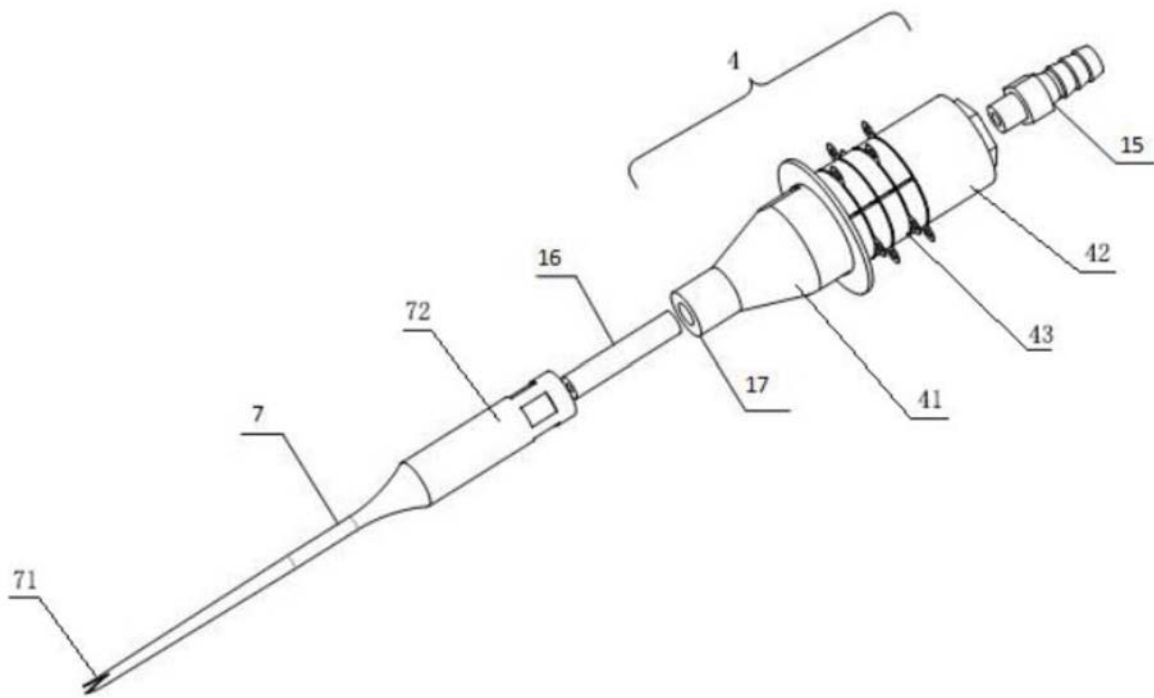


图3

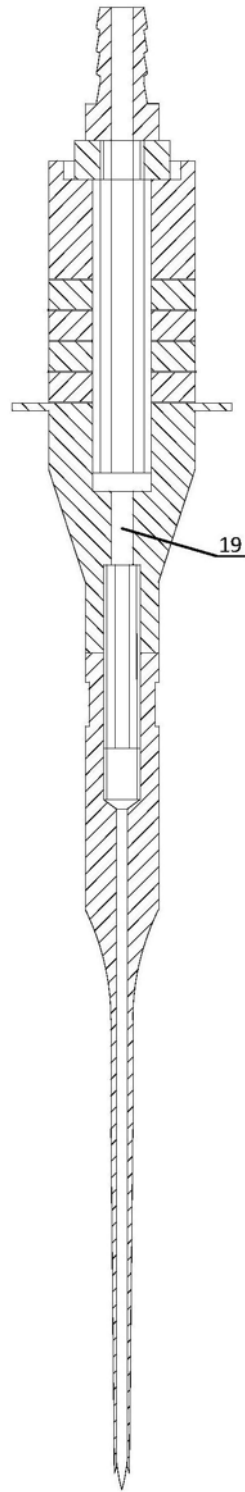


图4

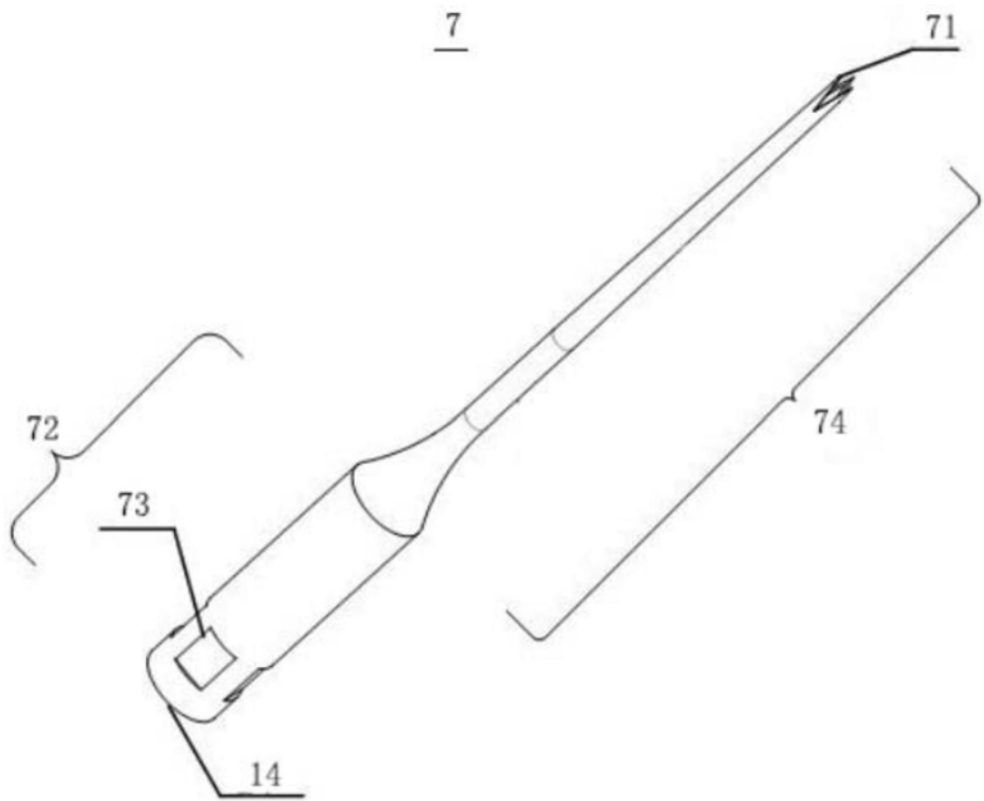


图5

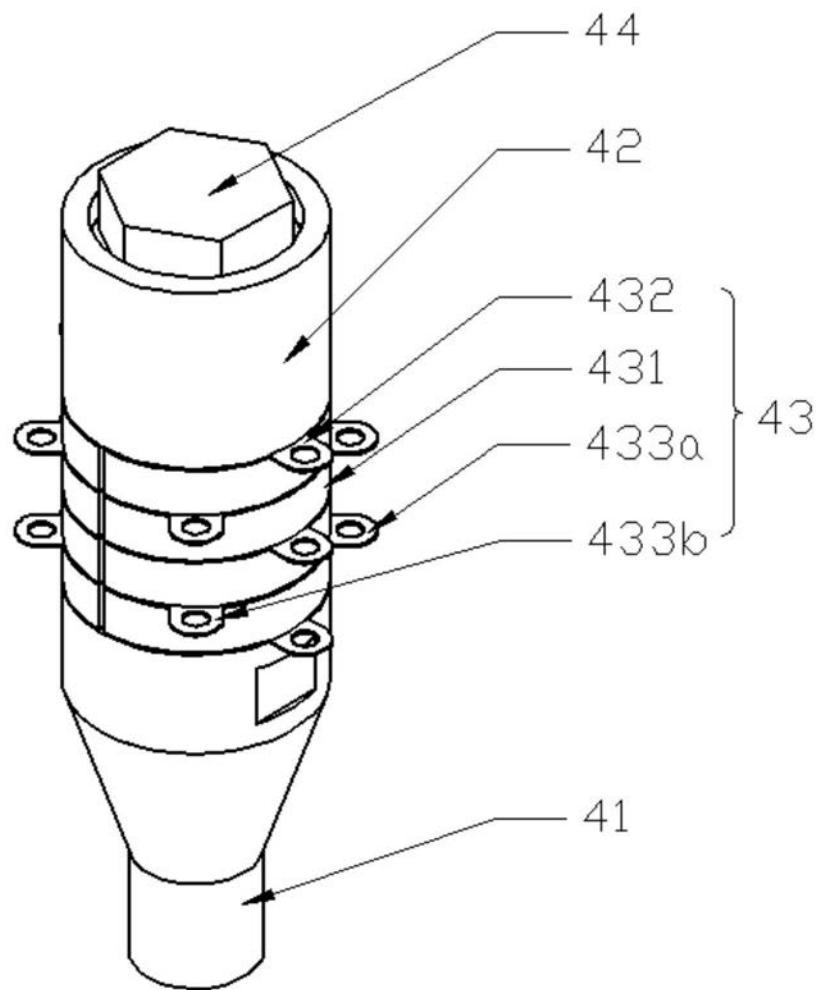


图6

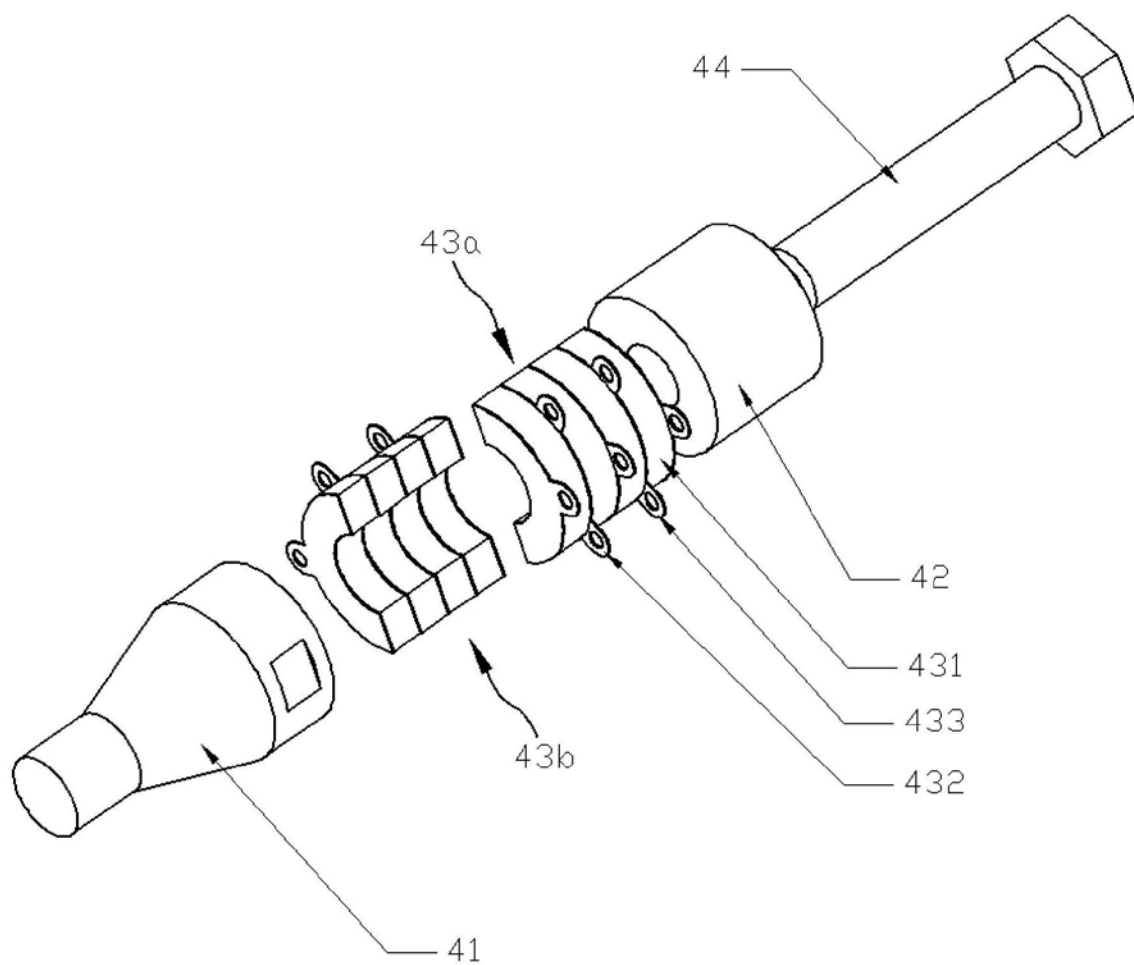


图7

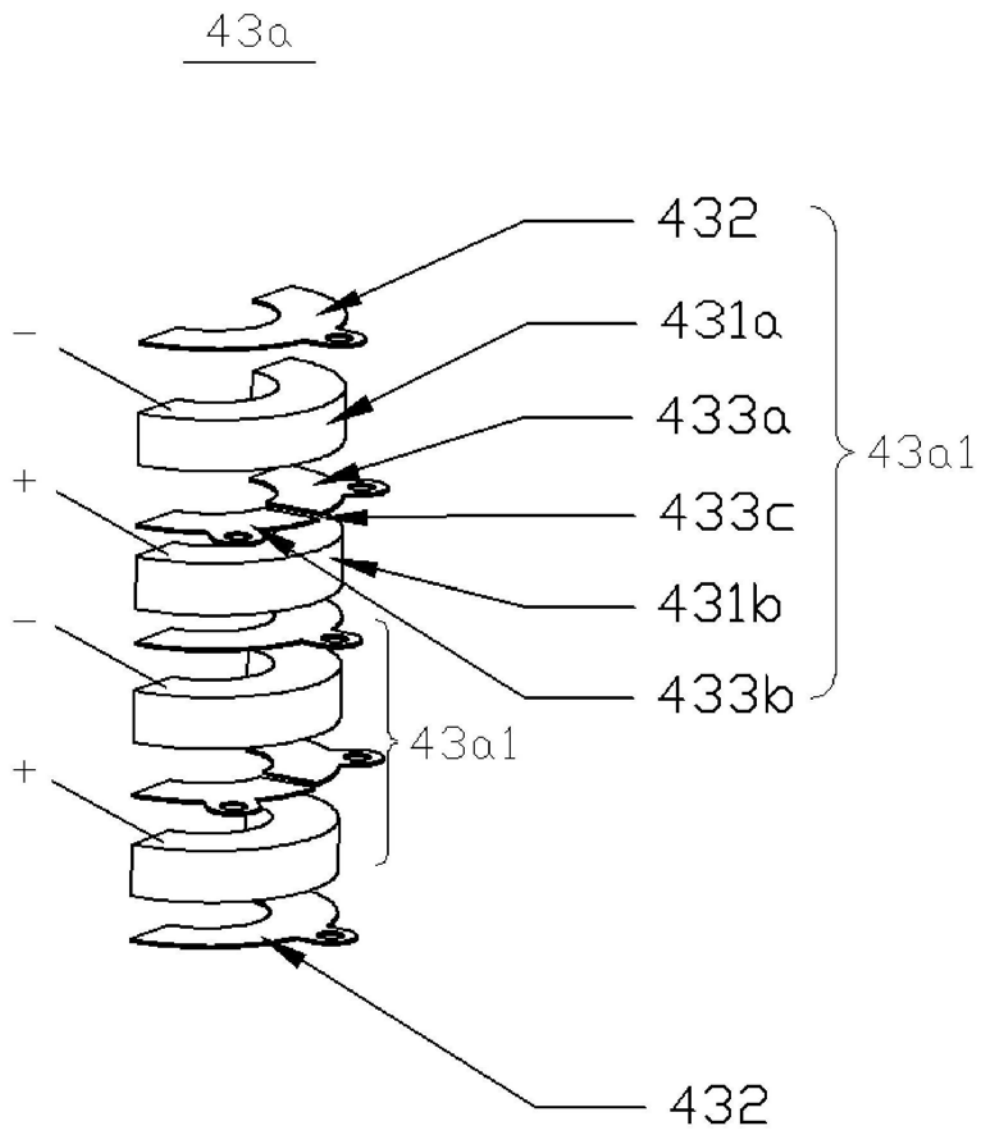


图8

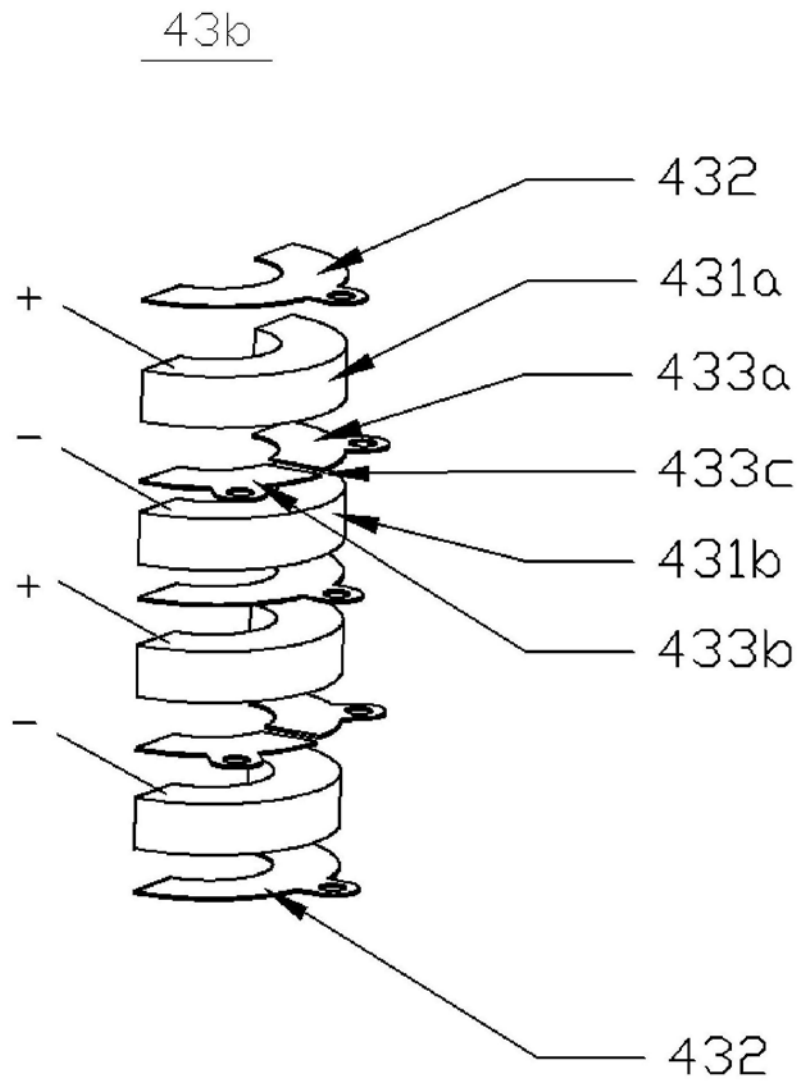


图9

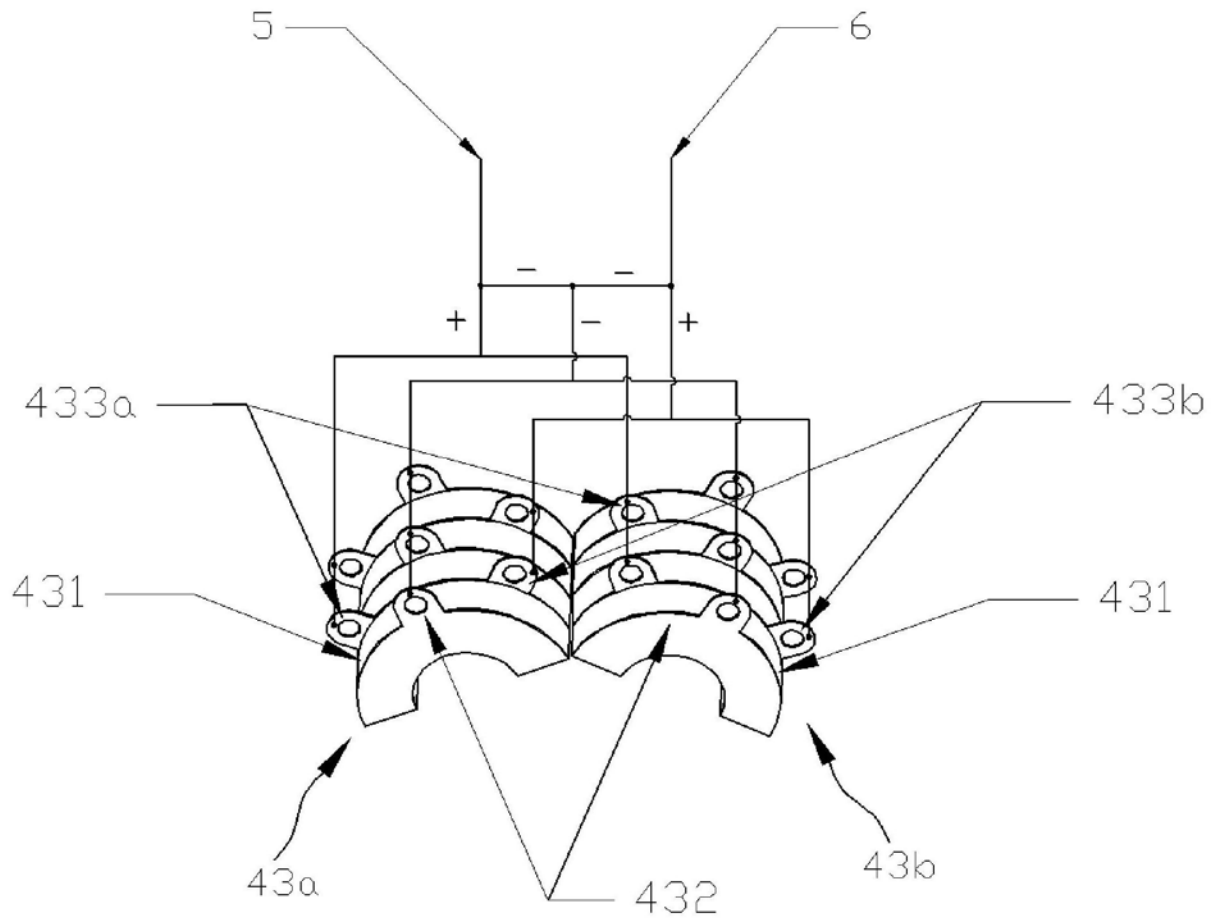


图10

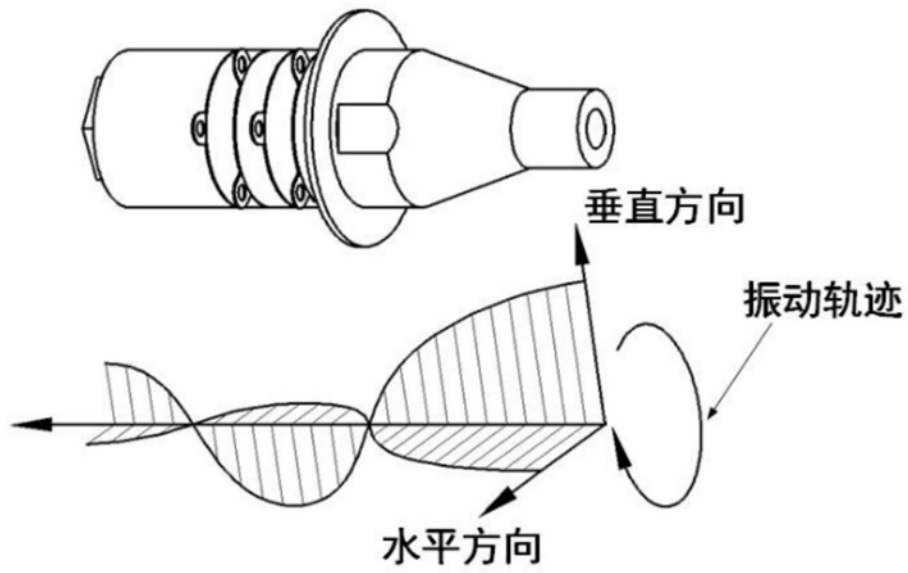


图11

专利名称(译)	手术刀系统		
公开(公告)号	CN110916765A	公开(公告)日	2020-03-27
申请号	CN201911256411.6	申请日	2019-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	南方科技大学		
申请(专利权)人(译)	南方科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	南方科技大学		
[标]发明人	吴勇波 张诗博 郭一凡		
发明人	吴勇波 张诗博 郭一凡		
IPC分类号	A61B17/32 A61B90/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B90/08 A61B2017/320074 A61B2017/320082 A61B2217/005		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗器械技术领域，公开了一种手术刀系统，本发明手术刀系统的信号发生器用于对超声换能器输入激励电信号，刀头可拆卸连接于超声换能器，超声换能器在激励电信号的作用下能够使第一端头形成端面椭圆振动，并带动刀头进行椭圆振动，从而在刀头的刀尖除实现端面椭圆振动，形成端面椭圆振动的超声手术刀系统，能够实现高效切割，并能减少组织的损伤。通过刀尖的椭圆振动，对待切割组织进行切割，相比与现有纵向振动超声手术刀更加有利切割弹性体，减小了由单一振动方向所产生的摩擦热，对周边组织伤害小，术后恢复快。

