



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110368085 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910621445.4

(22)申请日 2019.07.10

(71)申请人 宁波华科润生物科技有限公司

地址 315000 浙江省宁波市杭州湾新区滨海四路777号B区1号楼

(72)发明人 何熠辉 叶旭礼 卓清山

(74)专利代理机构 上海申新律师事务所 31272

代理人 高振红

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

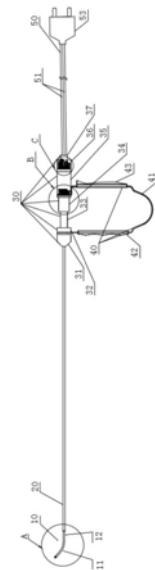
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种高频内窥镜手术电极

(57)摘要

本发明公开了一种高频内窥镜手术电极，包括具有近端和远端的电极体、外鞘管、固定套筒组件和手柄，其中：所述电极体包括远端的弯曲段和近端的平直段，所述弯曲段的远端设置有两间隔布置的电极头，两所述电极头与中间的绝缘层共同形成一圆弧面；所述外鞘管为中空管状，其远端呈开口状且圆滑过渡；所述电极体穿设于所述外鞘管内，且其远端的所述弯曲段可平滑伸缩于所述外鞘管的远端开口内。本发明提供的高频内窥镜手术电极，有利于医生看清作用区域的情况，且可相对增大与目标组织接触面积，防止电极头部刮伤组织；从而实现凝血、消融功能，且可提高工作效率，缩短手术时间。



1. 一种高频内窥镜手术电极，其特征在于，包括具有近端和远端的电极体(10)、外鞘管(20)、固定套筒组件(30)和手柄(40)，其中：

所述电极体(10)包括远端的弯曲段(11)和近端的平直段(12)，所述弯曲段(11)的远端设置有两间隔布置的电极头(13)，两所述电极头(13)与中间的绝缘层(14)共同形成一圆弧面；

所述外鞘管(20)为中空管状，其远端呈开口状且圆滑过渡；

所述电极体(10)穿设于所述外鞘管(20)内，且其远端的所述弯曲段(11)可平滑伸缩于所述外鞘管(20)的远端开口内。

2. 根据权利要求1所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述电极体(10)由两电极头(13)、绝缘层(14)、两导丝(15)和双腔管(16)组成，两所述导丝(15)设置于所述双腔管(16)内，且其远端分别与两所述电极头(13)一一连接。

3. 根据权利要求2所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述导丝(15)的远端由至少三段连续的且弯折一定角度的支段(151)构成。

4. 根据权利要求2所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述双腔管(16)采用热塑性树脂，一体包覆于所述导丝(15)的外表面。

5. 根据权利要求1所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述固定套筒组件(30)包括同轴心且自远端至近端依次布置的远端螺母(31)、轴套管(33)、远端套管(34)、近端套管(35)和近端螺母(36)，其中：

所述远端螺母(31)的远端与所述外鞘管(20)的近端固定连接，其近端与所述轴套管(33)的远端连接，所述轴套管(33)的近端活动套设于所述远端套管(34)内；

所述远端套管(34)的近端固定于所述近端套管(35)内，所述近端套管(35)的近端与所述近端螺母(36)固定连接；以及

所述电极体(10)近端的平直段(12)自所述外鞘管(20)的近端依次穿过所述远端螺母(31)、轴套管(33)、远端套管(34)、近端套管(35)与近端螺母(36)连接。

6. 根据权利要求5所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述轴套管(33)的近端自所述远端套管(34)的近端伸出，且其外壁沿其圆周方向嵌设有至少一用于对所述远端套管(34)进行限位的卡簧(38)。

7. 根据权利要求5所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述近端套管(35)的近端与所述近端螺母(36)的远端内螺纹连接，所述近端螺母(36)的近端腔体内设有定位套(37)；

两导丝(15)的近端分别压接有导丝端子(39)，两线芯(51)的远端分别压接有线芯端子(310)，两所述导丝端子(39)与两所述线芯端子(310)分别为两组，并通过所述近端套管(35)相对紧密压接于所述定位套(37)侧端面与所述近端套管(35)侧端面形成的凹槽内。

8. 根据权利要求7所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，其中一组所述导丝端子(39)和线芯端子(310)与另一组所述导丝端子(39)和线芯端子(310)呈错位布置。

9. 根据权利要求1所述的高频内窥镜手术电极，其特征在于，所述手柄(40)包括金属弹片(41)、远端柄套(42)和近端柄套(43)，其中：

所述远端柄套(42)设置于所述金属弹片(41)的远端，且所述金属弹片(41)远端侧的顶端通过套圈(32)固定于靠近所述远端螺母(31)近端侧的所述轴套管(33)的远端部分上；

所述近端柄套(43)设置于所述金属弹片(41)的近端,且所述金属弹片(41)近端侧的顶端通过所述近端套管(35)固定于所述远端套管(34)上。

10.根据权利要求1所述的高频内窥镜手术电极,其特征在于,还包括连接器(50),所述连接器(50)包括线芯(51)、包覆于所述线芯(51)外壁的护线套(52)和插头(53),其中:

所述线芯(51)为两根,其近端分别与所述插头(53)连接,其远端分别压接有线芯端子(310);

每个所述线芯端子(310)与相应的导丝端子(39)分别通过近端套管(35)紧密压接于所述近端套管(35)侧端面与定位套(37)侧端面形成的凹槽内。

## 一种高频内窥镜手术电极

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种高频内窥镜手术电极。

### 背景技术

[0002] 高频内窥镜手术电极是用于在内窥镜下完成手术操作的高频电极,属于高频手术设备的应用部分;在内窥镜手术下,通过内窥镜器械孔道或其他器械通道进入人体,用于对人体组织进行常规消融、凝血等。其工作原理为:两个电极组装于同一支撑物上,当高频手术设备输出一定波形的高频电流时,高频电流在两个电极之间流动,直接作用于人体。工作电极和回路电极都在电极头端,一端为工作电极,而另一端作为回路电极,电流从工作电极流出,穿过两极间的组织通过回路电极和电缆返回高频手术设备。利用高密度的射频电流对局部生物组织产生集中热效应,使组织、组织成分汽化,由于有效电极面积小,因此可在较短的时间内,在局部产生足够的热量,使血管凝固到一定的深度,从而完成临床手术中消融及凝血的手术目的。

[0003] 常规的内窥镜微创手术中,为保证术野清晰,需用到高频内窥镜手术电极进行凝血,尤其在骨科微创手术中,利用高频内窥镜手术电极消融清除靶点附近滑膜遮挡物等。因内窥镜孔道限制,电极无法通过平移到达目标区域,可通过按压手柄电极体伸出外鞘管并自然弯曲一定角度,使得电极头作用于目标区域。

[0004] 目前现有技术的高频内窥镜手术电极一般为电极体可伸出弯曲的手持结构,依靠手柄的按压与回复控制电极体伸缩;电极头部两极间距较小,消融及凝血效率低,电极体伸缩不顺畅,医生操作不舒适,延长了手术时间。

[0005] 如已公开专利CN202397597U公开了一种可弯曲双极电极,包括固定架,固定架前端连接有导鞘,导鞘内穿过双极电极,双极电极的前端为电极头,另一端与固定架相连;但其限位结构中限位槽和限位杆分别位于导鞘固定架和电极固定架的单侧上侧,单侧限位易导致固定架和固定架中相对倾斜,中心轴线交叉,两个固定架相对位置移动时产生摩擦;且电极弯曲弹力不足,易导致每次伸出同等长度,弯曲角度不定,以及连接端子和电极双极之间电气连接不稳定。

[0006] 如已公开专利CN202526297U公开了一种双极射频钳,其包括电极组件、外管组件、主体、电极插头和手柄;所述手柄为分体式结构,该手柄包括前柄套、后柄套和弹片,所述的弹片其两端分别与前柄套和后柄套连接;所述的前柄套和后柄套则分别与主体连接。但手柄体为分体式结构,前柄套和后柄套分别通过螺丝与弹片连接,外观不佳且装配工艺复杂,生产效率较低。

[0007] 以及已公开专利CN205181469U公开了一种便捷式等离子手术刀,前套筒和后套筒呈凹凸吻合,前套筒与刀杆组件通过前螺帽盖固定,后螺帽盖中有一小孔,用于电源线穿入,后螺帽盖固定于后套筒上,在前套筒和后套筒上分别装有前手柄和后手柄。但由于前手柄和后手柄共同组成的手柄,外形呈八字型,握持时手掌需要大幅度张开,造成手持、按压较为费力。

[0008] 综上,现有技术电极消融及凝血效率低,因为消融、凝血功能主要通过电极头部来实现,电极头部结构、两极电极头间距,直接影响高频电流产生的电磁能量的作用范围,因此在相同频率和功率情况下消融、凝血效率和电极头部结构、两极电极头间距有关;电极体伸缩不顺畅,主要影响因素为外鞘管边缘锐化,阻碍电极体伸缩,另一方面因素为手柄回弹力不足,其次套管间相对径向运动产生摩擦;电极体每次伸出弯曲角度不定,导丝与连线电气连接可靠性不足,及连接工艺较为复杂,主要影响因素导丝与连线之间的连接方式。

## 发明内容

[0009] 本发明为解决现有技术中的上述问题,提出一种高频内窥镜手术电极。

[0010] 为实现上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0011] 本发明提供一种高频内窥镜手术电极,包括具有近端和远端的电极体、外鞘管、固定套筒组件和手柄,其中:

[0012] 所述电极体包括远端的弯曲段和近端的平直段,所述弯曲段的远端设置有两间隔布置的电极头,两所述电极头与中间的绝缘层共同形成一圆弧面;

[0013] 所述外鞘管为中空管状,其远端呈开口状且圆滑过渡;

[0014] 所述电极体穿设于所述外鞘管内,且其远端的所述弯曲段可平滑伸缩于所述外鞘管的远端开口内。

[0015] 进一步地,所述电极体由两电极头、绝缘层、两导丝和双腔管组成,两所述导丝设置于所述双腔管内,且其远端分别与两所述电极头一一连接。

[0016] 进一步优选地,所述导丝的远端由至少三段连续的且弯折一定角度的支段构成。

[0017] 进一步优选地,所述双腔管采用热塑性树脂,一体包覆于所述导丝的外表面。

[0018] 进一步地,所述固定套筒组件包括同轴心且自远端至近端依次布置的远端螺母、轴套管、远端套管、近端套管和近端螺母,其中:

[0019] 所述远端螺母的远端与所述外鞘管的近端固定连接,其近端与所述轴套管的远端连接,所述轴套管的近端活动套设于所述远端套管内;

[0020] 所述远端套管的近端固定于所述近端套管内,所述近端套管的近端与所述近端螺母固定连接;

[0021] 所述电极体近端的平直段自所述外鞘管的近端依次穿过所述远端螺母、轴套管、远端套管、近端套管与近端螺母连接。

[0022] 进一步优选地,所述轴套管的近端自所述远端套管的近端伸出,且其外壁沿其圆周方向嵌设有至少一用于对所述远端套管进行限位的卡簧。

[0023] 进一步优选地,所述近端套管的近端与所述近端螺母的远端内螺纹连接,所述近端螺母的近端腔体内设有定位套;

[0024] 两导丝的近端分别压接有导丝端子,两线芯的远端分别压接有线芯端子,两所述导丝端子与两线芯端子分别为两组,并通过近端螺母相对紧密压接于所述定位套侧端面与所述近端套管侧端面形成的凹槽内。

[0025] 进一步优选地,其中一组所述导丝端子和线芯端子与另一组所述导丝端子和线芯端子呈错位布置,两者之间的水平间距大于等于2mm。

[0026] 进一步地,所述手柄包括金属弹片、远端柄套和近端柄套,其中:

[0027] 所述远端柄套设置于所述金属弹片的远端，且所述金属弹片远端侧的顶端通过套圈固定于靠近所述远端螺母近端侧的所述轴套管的远端部分上；

[0028] 所述近端柄套设置于所述金属弹片的近端，且所述金属弹片近端侧的顶端通过所述近端套管固定于所述远端套管上。

[0029] 进一步地，还包括连接器，所述连接器包括线芯、包覆于所述线芯外壁的护线套和插头，其中：

[0030] 所述线芯为两根，其近端分别与所述插头连接，其远端分别压接有线芯端子；

[0031] 每个所述线芯端子与相应的导丝端子分别通过近端套管紧密压接于所述近端套管侧端面与定位套侧端面形成的凹槽内。

[0032] 本发明采用上述技术方案，与现有技术相比，具有如下技术效果：

[0033] (1) 弧面结构的双极头设计有利于医生看清作用区域的情况，同时，可相对增大与目标组织接触面积，圆滑无棱角轮廓防止电极头部刮伤组织；接触两极电极头并在两极电极头间的人体组织相当于电阻，高频电流通过电极头间人体电阻产生电阻热，从而实现凝血、消融功能，两极电极头间较大的间距，作用范围相对增加，故工作效率提高，手术时间缩短，手术更顺利；

[0034] (2) 外鞘管远端呈开口状，电极体弯曲部分相对外鞘管伸缩时，只会摩擦外鞘管的光滑内壁，而不会刮蹭到收到边缘部分相对锋利的端口；

[0035] (3) 轴套管与远端套管之间采用卡簧进行限位，由于卡簧结构近似扇环形，其中扇环形圆心角大于等于 $180^{\circ}$ ，手柄自然释放状态时轴套管中心轴线和远端套管、近端套管、电极体中心轴线重合，因此当挤压手柄，远端套管相对轴套管移动时，摩擦力较小；从而电极体伸缩更为顺滑，医生操作更流畅，手术时间相对缩短，手术更顺利；每次将手柄挤压相同距离，电极体伸出外鞘管的长度和弯曲的角度相对稳定，医生手术操作更方便；

[0036] (4) 导丝端子和线芯端子采用压接方式连接，生产效率较高，两导丝和线芯被压接在不同位置的槽内，导丝端子和线芯端子增加了导丝和线芯的接触面积，并利用定位套、近端螺母将两导丝和两线芯压紧固定在近端套管一侧的两槽内，使得两者电气连接更可靠；

[0037] (5) 传统产品导丝远端一般采用圆弧段构成，本发明导丝的远端由至少三段连续的且弯折一定角度的支段构成，一方面可以提高导丝与双腔管的结合强度，降低产品在使用过程中发生电极头错位等风险；另一方面可以提高电极弯曲弹力，保证电极头每次伸出的长度和弯曲角度稳定，提高临床安全性。

## 附图说明

[0038] 图1为本发明一种高频内窥镜手术电极的整体结构示意图；

[0039] 图2为图1所示一种高频内窥镜手术电极中A部分的局部放大结构示意图；

[0040] 图3为图1所示一种高频内窥镜手术电极中B部分的局部放大结构示意图；

[0041] 图4为图1所示一种高频内窥镜手术电极中C部分的局部放大结构示意图；

[0042] 图5为本发明一种高频内窥镜手术电极中导丝的侧视和俯视结构示意图；

[0043] 图6为本发明一种高频内窥镜手术电极中外鞘管的侧视和剖视结构示意图；

[0044] 其中，各附图标记为：

[0045] 10-电极体，11-弯曲段，12-平直段，13-电极头，14-绝缘层，15-导丝，151-支段；

16-双腔管;20-外鞘管;30-固定套筒组件,31-远端螺母,32-套圈,33-轴套管,34-远端套管,35-近端套管,36-近端螺母,37-定位套,38-卡簧,39-导丝端子,310-线芯端子;40-手柄,41-金属弹片,42-远端柄套,43-近端柄套;50-连接器,51-线芯,52-护线套,53-插头。

## 具体实施方式

[0046] 体现本发明特征与优点的典型实施方式将在以下的说明中详细叙述。应理解的是本发明能够在不同的实施方式上具有各种的变化，其皆不脱离本发明的范围，且其中的说明及图示在本质上是当作说明之用，而非用以限制本发明。

[0047] 下面通过具体实施例对本发明进行详细和具体的介绍，以使更好的理解本发明，但是下述实施例并不限制本发明范围。此外，本发明在描述方位时，以手术时相对患者靠近操作人员的方向为“近端”，远离操作人员的方向为“远端”。

[0048] 下面通过具体实施例对本发明进行详细和具体的介绍，以使更好的理解本发明，但是下述实施例并不限制本发明范围。

### [0049] 实施例1

[0050] 参阅图1和图6所示，本实施例提供一种高频内窥镜手术电极，包括具有近端和远端的电极体10、外鞘管20、固定套筒组件30和手柄40，所述电极体10可活动穿设于外鞘管20内，且其近端与固定套筒组件30连接，并可在所述手柄40的作用下使得所述电极体10在所述外鞘管20内进行伸缩移动。

[0051] 在本实施例中，如图1所示，所述电极体10包括远端的弯曲段11和近端的平直段12，所述弯曲段11的远端设置有两间隔布置的电极头13，两所述电极头13与中间的绝缘层14共同形成一圆弧面，两电极头13通过中间的绝缘层14间隔一定距离，间距大小影响电极作用范围。两极电极头13和中间的绝缘层共14同形成一圆球面，有利于医生看清作用区域的情况，同时，可相对增大与目标组织接触面积，圆滑无棱角轮廓防止电极头部刮伤组织。两电极头13中间的绝缘层14的厚度为0.3mm，两极电极头较大间距距离，增加消融、凝血有效范围。

[0052] 在本实施例中，如图1所示，所述外鞘管20为中空管状，其远端呈开口状且圆滑过渡，使得该侧边缘部分圆滑过渡；所述电极体10穿设于所述外鞘管20内，且其远端的所述弯曲段11可平滑伸缩于所述外鞘管20的远端开口内。外鞘管20的远端远端呈开口状，电极体10远端的弯曲段11相对外鞘管20伸缩时，只会摩擦外鞘管20的光滑内壁，而不会刮蹭到外鞘管20边缘部分相对锋利的端口。

### [0053] 实施例2

[0054] 与上述实施例1不同的是，参阅图2所示，该实施例2提供的高频内窥镜手术电极中，所述电极体10由两电极头13、绝缘层14、两导丝15和双腔管16组成，两所述导丝15设置于所述双腔管16内，且其远端分别与两所述电极头13一一连接，两根导丝15的远端部分结构相同，通过一次冲压成型。此外，该绝缘层14为双腔管16远端中间壁的一部分，且一体成型。

[0055] 在本实施例中，所述导丝15的远端由至少三段连续的且弯折一定角度的支段151构成。优选地，如图5所示，为该高频内窥镜手术电极中导丝的侧视和俯视结构示意图，弯折一定角度的支段151为六段折弯，每段之间形成确定角度，两导丝15分别插入双腔管16后进

行热塑形，最终使得电极体远端部分弯曲段11定型，所述双腔管16采用热塑性树脂，一体包覆于所述导丝15的外表面。

[0056] 在本实施例中，手柄40在自然释放状态下，电极体10弯曲部分被束缚在外鞘管20内，手动挤压手柄10，电极体10每次从外鞘管20伸出相同长度的情况下角度相对稳定。

[0057] 本实施例导丝15的远端由至少三段连续的且弯折一定角度的支段151构成，与传统产品导丝远端一般采用圆弧段构成相比，本实施例的导丝一方面可以提高导丝与双腔管16的结合强度，降低产品在使用过程中发生电极头13错位等风险；另一方面可以提高电极体10整体的弯曲弹力，保证电极头13每次伸出的长度和弯曲角度稳定，提高临床安全性。

[0058] 实施例3

[0059] 与上述实施例1不同的是，请继续参阅图1所示，该实施例3提供的高频内窥镜手术电极中，所述固定套筒组件30包括同轴心且自远端至近端依次布置的远端螺母31、轴套管33、远端套管34、近端套管35和近端螺母36。

[0060] 在本实施例中，如图1所示，所述远端螺母31的远端与所述外鞘管20的近端固定连接，其近端与所述轴套管33的远端连接，所述轴套管33的近端活动套装于所述远端套管34内；所述远端套管34的近端固定于所述近端套管35内，所述近端套管35的近端与所述近端螺母36固定连接；所述电极体10近端的平直段12自所述外鞘管20的近端依次穿过所述远端螺母31、轴套管33、远端套管34、近端套管35与近端螺母36连接。

[0061] 在本实施例中，如图3所示，所述轴套管33的近端自所述远端套管34的近端伸出，且其外壁沿其圆周方向嵌设有至少一用于对所述远端套管34进行限位的卡簧38。在轴套管33与远端套管34之间采用卡簧38进行限位，由于卡簧38结构近似扇环形，其中扇环形圆心角大于等于180°，手柄40自然释放状态时轴套管33中心轴线和远端套管34、近端套管35、电极体10的中心轴线重合，因此当挤压手柄40，远端套管34相对轴套管33移动时，摩擦力较小；从而使得电极体10的伸缩更为顺滑，医生操作更流畅，手术时间相对缩短，手术更顺利。

[0062] 在本实施例中，如图4所示，所述近端套管35的近端与所述近端螺母36的远端内螺纹连接，所述近端螺母36的近端腔体内设有定位套37；两导丝15的近端分别压接有导丝端子39，两线芯51的远端分别压接有线芯端子310，两所述导丝端子39与两线芯端子310分别为两组，并通过近端螺母36相对紧密压接于所述定位套37侧端面与所述近端套管35侧端面形成的凹槽内，使得对应端子紧密接触，实现电气连接。将导丝端子和线芯端子采用压接方式连接，生产效率较高，两导丝15和线芯51被压接在不同位置的槽内，导丝端子39和线芯端子310增加了导丝15和线芯51的接触面积，并利用定位套37、近端螺母36将两导丝15和两线芯51压紧固定在近端套管34一侧的两槽内，使得两者电气连接更可靠。

[0063] 在本实施例中，作为一个优选技术方案，其中一组所述导丝端子39和线芯端子310与另一组所述导丝端子39和线芯端子310呈错位布置，如图4所示，其中一组导丝端子39和线芯端子310接触并被压置于平面a，另一组导丝端子39和连线端子310接触被压置于平面b，平面a与平面b均垂直于手柄40中心轴，两平面相距2mm距离，即近端套管两槽相对近端套管中心轴线间距2mm，以保证充足的爬电距离。

[0064] 实施例4

[0065] 与上述实施例1不同的是，请继续参阅图1所示，该实施例4提供的高频内窥镜手术电极中，所述手柄40包括金属弹片41、远端柄套42和近端柄套43，其中：所述远端柄套42设

置于所述金属弹片41的远端，且金属弹片41远端侧顶端通过套圈32固定于所述靠近远端螺母31近端侧的轴套管33的远端部分上；所述近端柄套43设置于所述金属弹片41的近端，且金属弹片41近端侧顶端通过近端套管35固定于所述远端套管34上。

[0066] 在本实施例中，该还包括连接器50，所述连接器50包括线芯51、包覆于所述线芯51外壁的护线套52和插头53，其中：所述线芯51为两根，其近端分别与所述插头53连接，其远端分别压接有线芯端子310；每个所述线芯端子310与相应的导丝端子39分别通过近端螺母36相对紧密压接于所述定位套37侧端面与所述近端套管35侧端面形成的凹槽内。

[0067] 以上对本发明的具体实施例进行了详细描述，但其只是作为范例，本发明并不限制于以上描述的具体实施例。对于本领域技术人员而言，任何对本发明进行的等同修改和替代也都在本发明的范畴之中。因此，在不脱离本发明的精神和范围下所作的均等变换和修改，都应涵盖在本发明的范围内。

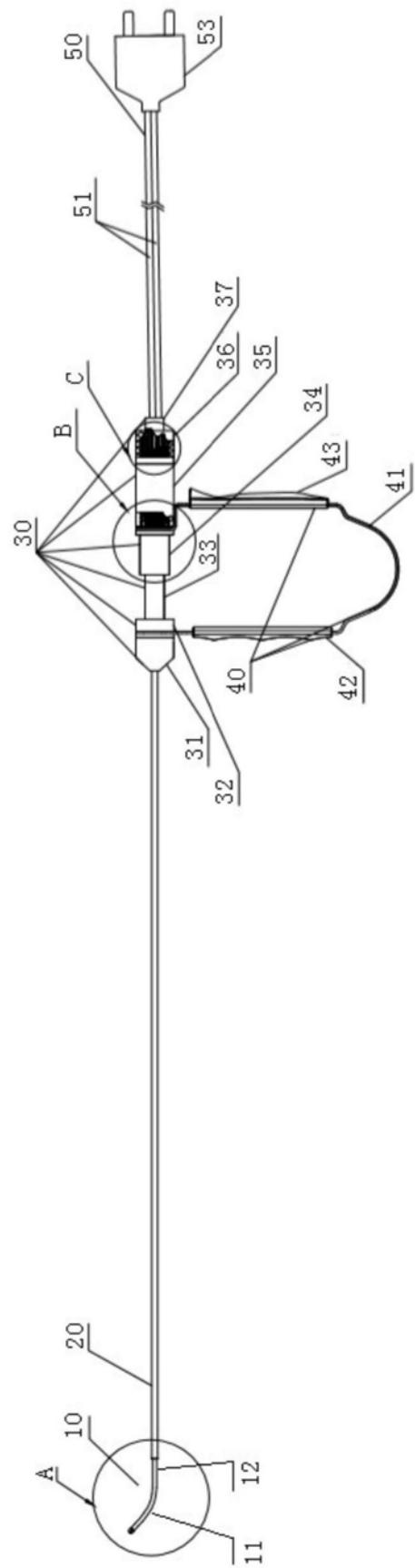


图1

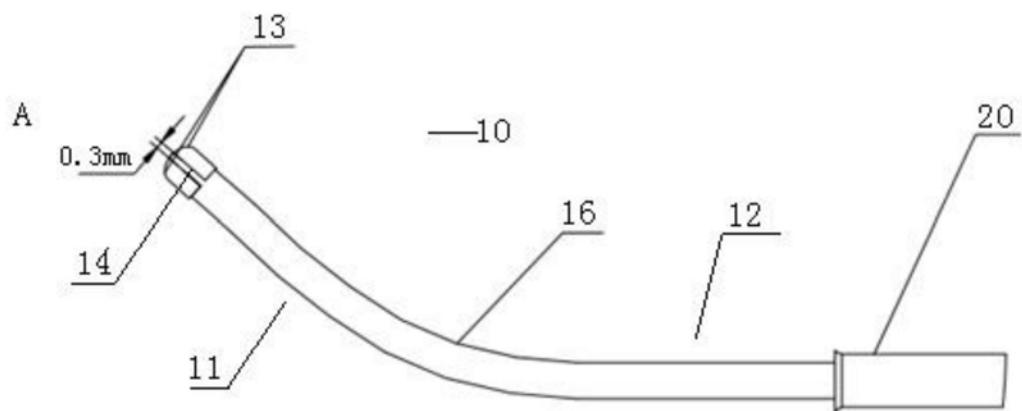


图2

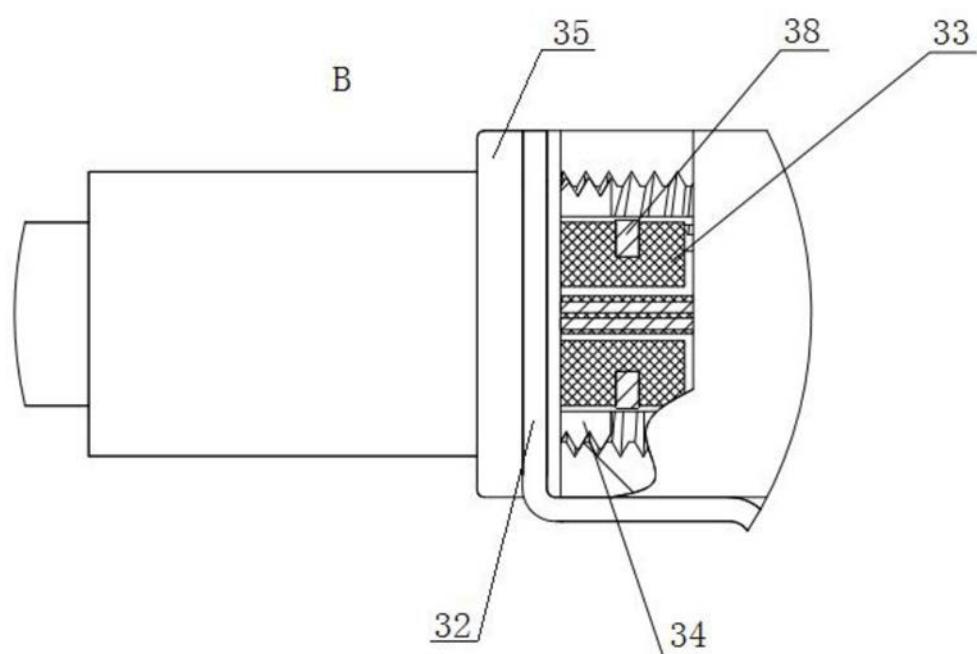


图3

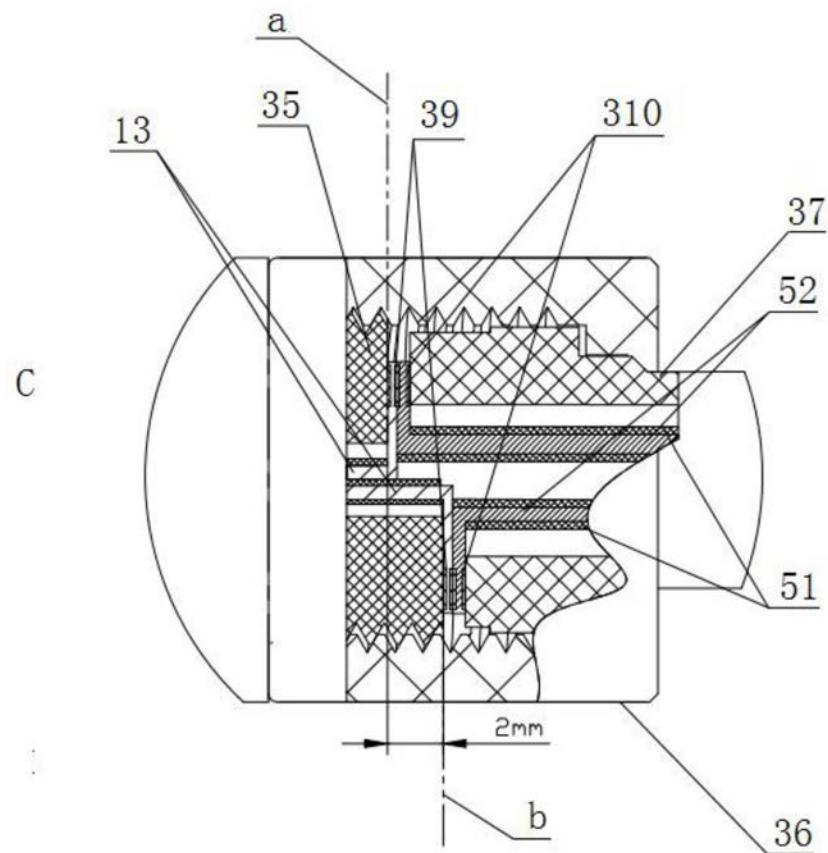


图4

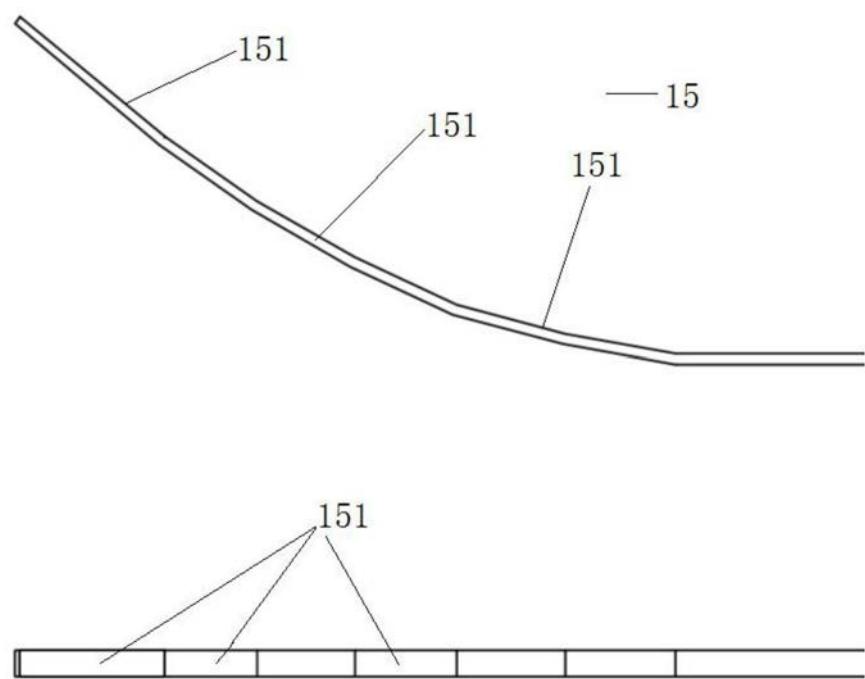


图5

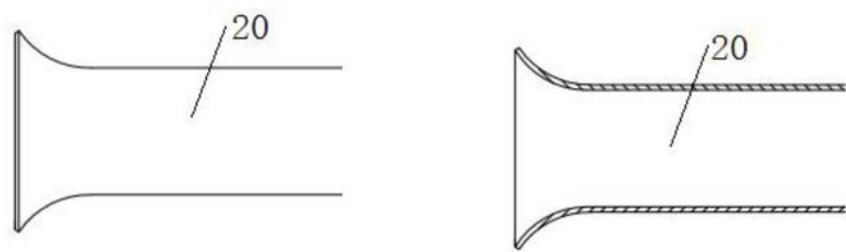


图6

专利名称(译)	一种高频内窥镜手术电极		
公开(公告)号	<a href="#">CN110368085A</a>	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910621445.4	申请日	2019-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	宁波华科润生物科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	宁波华科润生物科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	宁波华科润生物科技有限公司		
[标]发明人	何熠辉 叶旭礼 卓清山		
发明人	何熠辉 叶旭礼 卓清山		
IPC分类号	A61B18/14		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

**摘要(译)**

本发明公开了一种高频内窥镜手术电极，包括具有近端和远端的电极体、外鞘管、固定套筒组件和手柄，其中：所述电极体包括远端的弯曲段和近端的平直段，所述弯曲段的远端设置有两间隔布置的电极头，两所述电极头与中间的绝缘层共同形成一圆弧面；所述外鞘管为中空管状，其远端呈开口状且圆滑过渡；所述电极体穿设于所述外鞘管内，且其远端的所述弯曲段可平滑伸缩于所述外鞘管的远端开口内。本发明提供的高频内窥镜手术电极，有利于医生看清作用区域的情况，且可相对增大与目标组织接触面积，防止电极头部刮伤组织；从而实现凝血、消融功能，且可提高工作效率，缩短手术时间。

