



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108392249 A

(43)申请公布日 2018.08.14

(21)申请号 201810161987.3

(22)申请日 2018.02.27

(71)申请人 杭州安杰思医学科技有限公司

地址 310000 浙江省杭州市余杭区康信路
597号6幢

(72)发明人 李鹏 时百明 张宇翔

(74)专利代理机构 广州市越秀区哲力专利商标

事务所(普通合伙) 44288

代理人 胡拥军 糜婧

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

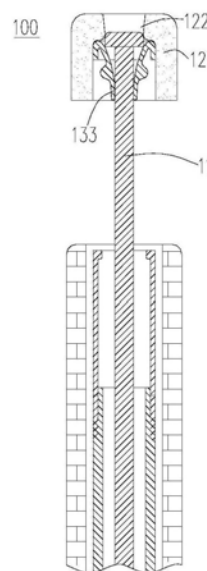
权利要求书3页 说明书7页 附图27页

(54)发明名称

内窥镜用高频处理装置

(57)摘要

本发明公开了一种内窥镜用高频处理装置,包括:切割部,其包括刀杆及绝缘头,刀杆穿设于绝缘头,刀杆包括杆体及膨大部,膨大部位于杆体末端;输送部,其包括柔性护套及第二输送组件,第二输送组件穿设于柔性护套并与杆体固定连接;结合部,其由固设于绝缘头内的第一结合构造和设置于第一结合构造对面的第二结合构造构成;其中,输送部的动作使得膨大部在固定容纳于绝缘头和伸出于绝缘头状态之间转换,当膨大部固定容纳于绝缘头时,第二输送组件的轴向移动使得杆体在外露于柔性护套和容纳于柔性护套的状态之间移动,结合部实现两种刀的状态变化,无需在刀杆外套设其他结构,切割刀杆小于0.5mm,增强切割效果,降低对病人的潜在危险。



1. 一种内窥镜用高频处理装置,其特征在于,包括:

切割部,其包括刀杆及绝缘头,所述刀杆穿设于所述绝缘头,所述刀杆包括杆体及膨大部,所述膨大部位于所述杆体末端;

输送部,其包括柔性护套及第二输送组件,所述第二输送组件穿设于所述柔性护套并与所述杆体固定连接;

结合部,其由固设于所述绝缘头内的第一结合构造和设置于所述第一结合构造对面的第二结合构造构成;

其中,所述输送部的动作使得所述膨大部在固定容纳于所述绝缘头和伸出于所述绝缘头状态之间转换,

当所述膨大部固定容纳于所述绝缘头时,所述第二输送组件的轴向移动使得所述杆体在外露于所述柔性护套和容纳于所述柔性护套的状态之间移动。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述绝缘头设有大径孔及与所述大径孔连通的小径孔,所述大径孔位于靠近所述输送部一端,所述膨大部得以与所述小径孔或第一结合构造过盈配合。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述第一结合构造为弹片,所述弹片固定于所述绝缘头,所述第二结合构造为活动安装于所述柔性护套的第一输送组件,所述第一输送组件的远端具有台阶部,

当所述绝缘头紧靠所述柔性护套远端时,第一输送组件相对于所述柔性护套的轴向移动导致所述台阶部在与所述弹片卡扣和解锁状态之间移动,

卡扣状态下,所述绝缘头固定于所述柔性护套远端,所述输送部的轴向移动使得所述膨大部从所述绝缘头前端进出;

解锁状态下,所述膨大部固定容纳于所述绝缘头,所述弹片紧密夹持于所述杆体,所述膨大部与所述绝缘头一致移动。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述弹片包括安装部、弹性凸起及弹性部,所述安装部、所述弹性凸起及所述弹性部一体成型,所述安装部固定于所述绝缘头,所述弹性凸起位于所述安装部与所述弹性部之间,所述弹性凸起受所述台阶部抵压使所述弹性部从与所述杆体夹持形变成与所述台阶部卡扣。

5. 根据权利要求2所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:

所述第一结合构造包括:

卡扣部,其固定于所述绝缘头的近端侧;

抵止片,其设置于所述卡扣部与所述绝缘头远端之间,所述抵止片的内径大于所述膨大部的外径;

所述第二结合构造为活动安装于所述柔性护套的第一输送组件,其远端具有台阶部,向所述第一输送组件施加相对于所述第二输送组件的第一促动力,使得所述台阶部与所述卡扣部在卡扣和解锁状态之间切换;

卡扣状态下,所述绝缘头固定于所述柔性护套远端,所述输送部的轴向移动使得所述膨大部从所述绝缘头前端进出;

解锁状态下,所述膨大部固定容纳于所述绝缘头,与所述绝缘头一致移动。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述第一结合构造还包

括可弹性形变的颈部,其设置于所述绝缘头的远端侧,所述膨大部的外径大于所述颈部的内径,在向第二输送组件施加相对于所述绝缘头的第二促动力后所述膨大部得以越过所述颈部进入或伸出所述绝缘头。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述可弹性形变的颈部为弹性圈或弹性套。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:

所述第一结合构造为内螺纹;

所述第二结合构造包括:

设置在杆体上的第一外螺纹,其与所述内螺纹啮合,所述外螺纹的远端与所述膨大部之间的距离小于所述内螺纹的近端到所述绝缘头远端的距离,

当所述刀杆向近端侧移动直至所述绝缘头与所述输送部远端相抵接,通过旋转所述第二输送组件使得所述膨大部在固定容纳于所述绝缘头和伸出于所述绝缘头状态之间转换。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:

所述第二结合构造还包括:

至少一个第一凸起,其设置在所述绝缘头近端,

至少一个第二凸起,其设置在所述输送部远端,与所述第一凸起配合;

当所述刀杆向近端侧移动直至所述绝缘头与所述输送部远端相抵接,所述第一凸起与所述第二凸起在同一径向平面上相抵触。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述输送部远端还具有隔断部,所述第二凸起设置在所述隔断部远端。

11. 根据权利要求1或2任意一项所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:

所述第一结合构造为内螺纹;

所述第二结合构造为活动安装于所述柔性护套的第一输送组件,所述第一输送组件设有第二外螺纹,其与所述内螺纹啮合;

当所述刀杆向近端侧移动直至所述绝缘头与所述输送部远端相抵接,

通过相对于所述绝缘头旋转所述第一输送组件使得所述绝缘头固定于所述第一输送组件,从而使得所述膨大部得以进出于所述绝缘头远端。

12. 根据权利要求1所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述刀杆末端截面呈T形或7形。

13. 根据权利要求2所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述第一结合构造为导磁体,所述第二结合构造为沿所述输送部布置的磁铁,

当所述磁铁通电,所述导磁体与所述磁铁的远端吸合使所述绝缘头与所述输送部固定,使所述膨大部得以进出于所述绝缘头远端;

当所述磁铁断路,所述膨大部与所述小径孔或第一结合构造过盈配合,使得所述膨大部与所述绝缘头一致移动。

14. 根据权利要求2所述的内窥镜用高频处理装置,其特征在于:所述第一结合构造近端设有气孔,所述第二结合构造为输送部内的气道,所述气孔与所述气道连通,

当所述气道内具有负压,所述绝缘头与所述输送部吸合,使所述膨大部得以进出于所述绝缘头远端;

当所述气道内的负压消失,所述膨大部与所述小径孔或第一结合构造过盈配合,使得所述膨大部与所述绝缘头一致移动。

内窥镜用高频处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗行业,尤其涉及一种内窥镜用高频处理装置。

背景技术

[0002] ESD(Endoscopic submucosal dissection)是一项先进的内镜技术,可以实现对胃肠道表浅病变的治愈性切除,在避免外科手术及保留器官的同时,对病灶进行切缘阴性的整块切除。与传统的EMR(endoscopic mucosal resection)相比,它的优点在于可以对直径大于2cm的病灶进行整块切除,避免分片切除,进而避免局部复发。整块切除病灶后可以对其进行组织病理学分析,以确定是否是治愈性切除。不管表浅病灶大小、位置及是否存在纤维化,ESD均可对其切除,但是上述优点是以穿孔、出血等风险增加及手术时间较长为代价的。常见的ESD手术器械包括针刀、IT刀、钩刀等。其中IT刀在切割刀尖安装了一个陶瓷球帽,以防止电流对胃壁深层组织的直接损伤,比起其他任何刀具,IT刀更有避免肌层损伤的安全性;但其切割自由度不及于其它针刀。

[0003] 为集合针刀的切割自由度和IT刀的安全性,将两者的优点组合具有较强的临床需求。然而,现有的组合式内窥镜用高频刀具如专利JP5342980B2所示,其切割刀杆为双层结构。

[0004] 其存在以下缺点:1、相对于单层刀杆,双层刀杆更粗,对组织额外损伤更大,现有生产制造技术只能做到直径0.5mm;

[0005] 2、双层刀杆IT刀的生产成本更高,使得组合刀无法在临床中广泛应用。”

发明内容

[0006] 为了克服现有技术的不足,本发明的目的在于提供一种结构稳定、加工简单、并且在IT刀状态下切割刀杆直径得以小于0.5mm的组合式内窥镜用高频处理装置。

[0007] 本发明的目的采用以下技术方案实现:

[0008] 一种内窥镜用高频处理装置,包括:切割部,其包括刀杆及绝缘头,所述刀杆穿设于所述绝缘头,所述刀杆包括杆体及膨大部,所述膨大部位于所述杆体末端;输送部,其包括柔性护套及第二输送组件,所述第二输送组件穿设于所述柔性护套并与所述杆体固定连接;结合部,其由固设于所述绝缘头内的第一结合构造和设置于所述第一结合构造对面的第二结合构造构成;其中,所述输送部的动作使得所述膨大部在固定容纳于所述绝缘头和伸出于所述绝缘头状态之间转换,当所述膨大部固定容纳于所述绝缘头时,所述第二输送组件的轴向移动使得所述杆体在外露于所述柔性护套和容纳于所述柔性护套的状态之间移动。

[0009] 进一步地,所述绝缘头设有大径孔及与所述大径孔连通的小径孔,所述大径孔位于靠近所述输送部一端,所述膨大部得以与所述小径孔或第一结合构造过盈配合。

[0010] 进一步地,所述第一结合构造为弹片,所述弹片固定于所述绝缘头,所述第二结合构造为活动安装于所述柔性护套的第一输送组件,所述第一输送组件的远端具有台阶部,

当所述绝缘头紧靠所述柔性护套远端时,第一输送组件相对于所述柔性护套的轴向移动导致所述台阶部在与所述弹片卡扣和解锁状态之间移动,卡扣状态下,所述绝缘头固定于所述柔性护套远端,所述输送部的轴向移动使得所述膨大部从所述绝缘头前端进出;解锁状态下,所述膨大部固定容纳于所述绝缘头,所述弹片紧密夹持于所述杆体,所述膨大部与所述绝缘头一致移动。

[0011] 进一步地,所述弹片包括安装部、弹性凸起及弹性部,所述安装部、所述弹性凸起及所述弹性部一体成型,所述安装部固定于所述绝缘头,所述弹性凸起位于所述安装部与所述弹性部之间,所述弹性凸起受所述台阶部抵压使所述弹性部从与所述杆体夹持形变成与所述台阶部卡扣。

[0012] 进一步地,所述第一结合构造包括:卡扣部,其固定于所述绝缘头的近端侧;抵止片,其设置于所述卡扣部与所述绝缘头远端之间,所述抵止片的内径大于所述膨大部的外径;所述第二结合构造为活动安装于所述柔性护套的第一输送组件,其远端具有台阶部,向所述第一输送组件施加相对于所述第二输送组件的第一促动力,使得所述台阶部与所述卡扣部在卡扣和解锁状态之间切换;卡扣状态下,所述绝缘头固定于所述柔性护套远端,所述输送部的轴向移动使得所述膨大部从所述绝缘头前端进出;解锁状态下,所述膨大部固定容纳于所述绝缘头,与所述绝缘头一致移动。

[0013] 进一步地,所述第一结合构造还包括可弹性形变的颈部,其设置于所述绝缘头的远端侧,所述膨大部的直径大于所述颈部的内径,在向第二输送组件施加相对于所述绝缘头的第二促动力后所述膨大部得以越过所述颈部进入或伸出所述绝缘头。

[0014] 进一步地,所述可弹性形变的颈部为弹性圈或弹性套。

[0015] 进一步地,所述第一结合构造为内螺纹;所述第二结合构造包括:设置在杆体上的第一外螺纹,其与所述内螺纹啮合,所述外螺纹的远端与所述膨大部之间的距离小于所述内螺纹的近端到所述绝缘头远端的距离,当所述刀杆向近端侧移动直至所述绝缘头与所述输送部远端相抵接,通过旋转所述第二输送组件使得所述膨大部在固定容纳于所述绝缘头和伸出于所述绝缘头状态之间转换。

[0016] 进一步地,所述第二结合构造还包括:至少一个第一凸起,其设置在所述绝缘头近端,至少一个第二凸起,其设置在所述输送部远端,与所述第一凸起配合;当所述刀杆向近端侧移动直至所述绝缘头与所述输送部远端相抵接,所述第一凸起与所述第二凸起在同一径向平面上相抵触。

[0017] 进一步地,所述输送部远端还具有隔断部,所述第二凸起设置在所述隔断部远端。

[0018] 进一步地,所述第一结合构造为内螺纹;所述第二结合构造为活动安装于所述柔性护套的第一输送组件,所述第一输送组件设有第二外螺纹,其与所述内螺纹啮合;当所述刀杆向近端侧移动直至所述绝缘头与所述输送部远端相抵接,通过相对于所述绝缘头旋转所述第一输送组件使得所述绝缘头固定于所述第一输送组件,从而使得所述膨大部得以进出于所述绝缘头远端。

[0019] 进一步地,所述刀杆末端截面呈T形或7形。

[0020] 进一步地,所述第一结合构造为导磁体,所述第二结合构造为沿所述输送部布置的磁铁,当所述磁铁通电,所述导磁体与所述磁铁的远端吸合使所述绝缘头与所述输送部固定,使所述膨大部得以进出于所述绝缘头远端;当所述磁铁断路,所述膨大部与所述小径

孔或第一结合构造过盈配合,使得所述膨大部与所述绝缘头一致移动。

[0021] 进一步地,所述第一结合构造近端设有气孔,所述第二结合构造为输送部内的气道,所述气孔与所述气道连通,当所述气道内为负压,所述绝缘头与所述输送部吸合,使所述膨大部得以进出于所述绝缘头远端;当所述气道内的负压消失,所述膨大部与所述小径孔或第一结合构造过盈配合,使得所述膨大部与所述绝缘头一致移动。

[0022] 相比现有技术,本发明内窥镜用高频处理装置的结合部由固设于绝缘头内的第一结合构造和设置于绝缘头对面的第二结合构造构成;其中,输送部的动作使得膨大部在固定容纳于绝缘头和伸出于绝缘头状态之间转换,当膨大部固定容纳于绝缘头时,第二输送组件的轴向移动使得杆体在外露于柔性护套和容纳于柔性护套的状态之间移动,结合部实现刀的状态变化,无需在刀杆外套设其他结构,切割刀杆得以制成小于0.5mm的直径,从而增强切割效果,降低对病人的潜在危险。

附图说明

[0023] 图1为本发明内窥镜用高频处理装置第一实施例的一结构示意图;

[0024] 图2为图1的第一实施例的针刀状态的示意图;

[0025] 图3为图1的第一实施例的状态转换过程示意图;

[0026] 图4为图1的第一实施例的状态转换过程另一示意图;

[0027] 图5为图1的第一实施例的IT刀状态的示意图;

[0028] 图6为图1的第一实施例的状态转换过程又一示意图;

[0029] 图7为本发明内窥镜用高频处理装置第二实施例的一立体图;

[0030] 图8为图7的第二实施例的一结构示意图;

[0031] 图9为本发明内窥镜用高频处理装置第三实施例的一立体图;

[0032] 图10为图9的第三实施例的一结构示意图;

[0033] 图11为本发明内窥镜用高频处理装置第四实施例的一立体图;

[0034] 图12为图11的第四实施例的一结构示意图;

[0035] 图13为本发明内窥镜用高频处理装置第五实施例的一立体图;

[0036] 图14为图13的第五实施例的一结构示意图;

[0037] 图15为本发明内窥镜用高频处理装置第六实施例的一立体图;

[0038] 图16为图15的第六实施例的一结构示意图;

[0039] 图17为本发明内窥镜用高频处理装置第七实施例的一立体图;

[0040] 图18为图17的第七实施例的一结构示意图;

[0041] 图19为本发明内窥镜用高频处理装置第八实施例的一结构示意图;

[0042] 图20为图19的第八实施例的一状态转换示意图;

[0043] 图21为图19的第八实施例的一针刀状态的示意图;

[0044] 图22为图19的第八实施例的另一状态转换示意图;

[0045] 图23为图19的第八实施例的IT刀状态的示意图;

[0046] 图24为本发明内窥镜用高频处理装置第九实施例的一结构示意图;

[0047] 图25为图24的第九实施例的状态转换示意图;

[0048] 图26为图24的第九实施例的一针刀状态的示意图;

[0049] 图27为图24的第九实施例的另一状态转换示意图；

[0050] 图28为图24的第九实施例的IT刀状态的示意图；

[0051] 图29为本发明内窥镜用高频处理装置的使用示意图。

[0052] 图中：100、内窥镜用高频处理装置；10、切割部；11、刀杆；110、膨大部；111、第一外螺纹；12、绝缘头；121、大径孔；122、小径孔；123、第一凸起；124、内螺纹；125、盲孔；13、结合部；131、安装部；132、弹性凸起；133、弹性部；134、凹陷；135、气孔；136、颈部；137、抵止片；138、卡扣部；14、弹性圈；15、弹性套；20、输送部；21、柔性护套；22、第一输送组件；220、台阶部；221、第二外螺纹；23、隔断部；231、第二凸起；24、第二输送组件；25、磁铁；26、气道；200、基座；300、滑动组件；400、滑动手柄；500、转动手柄。

具体实施方式

[0053] 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，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0054] 需要说明的是，当组件被称为“固定于”另一个组件，它可以直接在另一个组件上或者也可以存在居中的组件。当一个组件被认为是“连接”另一个组件，它可以是直接连接到另一个组件或者可能同时存在居中组件。当一个组件被认为是“设置于”另一个组件，它可以是直接设置在另一个组件上或者可能同时存在居中组件。本文所使用的术语“垂直的”、“水平的”、“左”、“右”以及类似的表述只是为了说明的目的。

[0055] 除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是旨在于限制本发明。本文所使用的术语“及/或”包括一个或多个相关的所列项目的任意的和所有的组合。

[0056] 请参阅图1至图6，为本发明内窥镜用高频处理装置100的第一实施例，在本实施例中，一种内窥镜用高频处理装置100包括切割部10、输送部20及结合部13。

[0057] 切割部10包括刀杆11、绝缘头12及结合部13。刀杆11包括膨大部110及杆体。膨大部110位于杆体末端并与杆体一体成型。刀杆11末端截面呈T形。绝缘头12由电绝缘材料制成，例如陶瓷。绝缘头12设有大径孔121及小径孔122。大径孔121与小径孔122连通，大径孔121位于靠近输送部20一端，小径孔122位于远离输送部20一端。小径孔122呈圆形，小径孔122的直径小于膨大部110的直径。

[0058] 输送部20包括柔性护套21、隔断部23及第二输送组件24。第二输送组件24为不锈钢绳。

[0059] 结合部13包括第一结合构造及第二结合构造。第一结合构造为弹片，弹片包括安装部131、弹性凸起132及弹性部133。安装部131、弹性凸起132及弹性部133一体成型。弹性凸起132位于安装部131及弹性部133之间。第二结合构造为第一输送组件22，第一输送组件22包括台阶部220。

[0060] 组装内窥镜用高频处理装置100时，结合部13的安装部131安装于绝缘头12的大径孔121内。第一输送组件22穿设于柔性护套21。隔断部23穿设于第一输送组件22。第二输送

组件24穿设于隔断部23。刀杆11的杆体末端与第二输送组件24固定连接。刀杆11靠近膨大部110一端位于绝缘头12内。

[0061] 使用内窥镜用高频处理装置100时,参照图2及图29,滑动手柄400滑动安装于转动手柄500。转动手柄500一端与基座200连接。滑动组件300滑动安装于基座200。第二输送组件24一端与滑动手柄400固定连接。第一输送组件22末端与滑动组件300固定连接。第一输送组件22的台阶部220与结合部13的弹性部133卡扣使绝缘头12与输送部20固定。滑动手柄400通过第二输送组件24带动刀杆11相对输送部20移动,膨大部110穿过小径孔122伸出绝缘头12形成针刀。此时弹片的截面呈反括号形。当需要将内窥镜用高频处理装置100调节至IT刀状态时,参照附图4,滑动手柄400通过第二输送组件24带动刀杆11相对输送部20反方向移动。滑动组件300对第一输送组件22施加第一促动力,使第一输送组件22相对柔性护套21移动使台阶部220与结合部13的弹性部133分离,绝缘头12与输送部20解锁,弹性部133形变,夹持杆体。此时弹片的截面呈倒八字形。第二输送组件24带动刀杆11相对输送部20移动,膨大部110与小径孔122边缘抵触带动绝缘头12与输送部20分离。绝缘头12与输送部20之间的杆体形成IT刀。

[0062] 请继续参阅图7至图8,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第二实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第一实施例大致相同,不同点在于:第一结合构造不是弹片,第一结合构造设有颈部136、两抵止片137及卡扣部138。颈部136能够变形,起到与第一实施例中小径孔122过盈配合的作用,卡扣部138起到弹性部133的作用。膨大部110的外径大于抵止片137之间的间距,防止膨大部110过度收入输送部20导致绝缘头12脱落。使用内窥镜用高频处理装置100时,参照图8,第一输送组件22的台阶部220与卡扣部138卡扣使绝缘头12与输送部20固定,向第二输送组件24施加预设的第二促动力,使其推动刀杆11相对输送部20向远端移动,膨大部110在第二促动力驱动下突破与颈部136过盈配合的状态而伸出绝缘头12形成针刀。当需要将内窥镜用高频处理装置100从针刀状态调节至IT刀状态时,第二输送组件24带动刀杆11向输送部20近端移动直至膨大部110越过颈部136进入绝缘头12,沿柔性护套21向第一输送组件22施加预设的第一促动力,使其向柔性护套21近端移动过程中台阶部220与卡扣部138分离,从而使绝缘头12与输送部20解锁,再次向柔性护套21远端移动第二输送组件24,膨大部110与颈部136过盈配合,带动绝缘头12与输送部20分离,绝缘头12与输送部20之间的杆体形成IT刀的工作部。当需要将内窥镜用高频处理装置100从IT刀状态调节至针刀状态时,沿柔性护套21将绝缘头136向输送部20拉近直至与输送部20抵接,进而沿柔性护套21向第一输送组件22施加第一促动力,使其向柔性护套21远端移动过程中台阶部220与卡扣部138卡扣,进而向第二输送组件24施加第二促动力,使其推动刀杆11相对输送部20向远端移动,膨大部110在第二促动力驱动下越过颈部136伸出绝缘头12形成针刀。为保证在转换成针刀时膨大部110能够顺利越过颈部136穿出于绝缘头12,上述第一促动力大于第二促动力。

[0063] 请继续参阅图9至图10,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第三实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第二实施例大致相同,不同点在于:第一结合构造没有颈部136,切割部10包括弹性圈14,弹性圈14替代颈部136起到相同过盈配合作用。

[0064] 请继续参阅图11至图12,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第四实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第三实施例大致相同,不同点在于:切割部10

包括弹性套15。弹性套15作用与弹性圈14作用相同。

[0065] 请继续参阅图13至图14,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第五实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第一实施例大致相同,不同点在于:第一结合构造为绝缘头12设有的内螺纹124。第二结合构造为绝缘头12设有的第一凸起123、刀杆11的杆体设有的第一外螺纹111及隔断部23设有第二凸起231,输送部20不具有第一输送组件22,相应地,基座200上也不具有滑动组件300,简化了结构,成本更低。使用内窥镜用高频处理装置100时,第一凸起123与第二凸起231抵触,刀杆11相对绝缘头12转动直至膨大部110伸出绝缘头12形成针刀。当需要将内窥镜用高频处理装置100调节至IT刀状态时,刀杆11相对绝缘头12反转,直至膨大部110收容于绝缘头12,进而第二输送组件24带动刀杆11向输送部20远端移动,带动绝缘头12与输送部20分离。绝缘头12与输送部20之间的杆体形成IT刀。

[0066] 请继续参阅图15至图16,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第六实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第五实施例大致相同,不同点在于:绝缘头12设有盲孔125,盲孔125为多边形孔。膨大部110与盲孔125过盈配合。第一输送组件22设有第二外螺纹221。使用内窥镜用高频处理装置100时,第二外螺纹221与内螺纹124啮合使绝缘头12与输送部20固定。第二输送组件24带动刀杆11相对输送部20移动,膨大部110从盲孔125伸出形成针刀。当需要将内窥镜用高频处理装置100调节至IT刀状态时,转动第一输送组件22使第二外螺纹221与内螺纹124分离,使绝缘头12与输送部20解锁,第二输送组件24带动刀杆11向输送部20移动直至膨大部110与盲孔125过盈配合,进而第二输送组件24带动绝缘头12向输送部20远端分离,使绝缘头12与输送部20之间的杆体形成IT刀。

[0067] 请继续参阅图17至图18,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第七实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第六实施例大致相同,不同点在于:在第六实施例中,刀杆11的末端截面呈T形。本实施例中,刀杆11的末端截面呈7形。

[0068] 请继续参阅图19至图23,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第八实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第一实施例大致相同,不同点在于:第一结合构造为导磁体,结合部13设有凹陷134,凹陷134的内径小于膨大部110的直径。第二结合构造为磁铁25。磁铁25通电时,磁铁25与导磁体吸合,使绝缘头12与输送部20固定,膨大部110穿过凹陷134伸出绝缘头12形成针刀。当需要将内窥镜用高频处理装置100调节至IT刀状态时,磁铁25断电,磁铁25与导磁体解锁,绝缘头12与输送部20分离,第二输送组件24带动刀杆11相对输送部20移动,带动绝缘头12与输送部20分离。绝缘头12与输送部20之间的杆体形成IT刀。

[0069] 请继续参阅图24至图28,为本发明内窥镜用高频处理装置100的第九实施例,在本实施例中,内窥镜用高频处理装置100结构与第八实施例大致相同,不同点在于:第一结合构造为气孔135,第二结合构造为输送部20设有的气道26。气道26存在负压时,将绝缘头12吸附,气道26与气孔135连通形成气流通道使绝缘头12与输送部20固定,膨大部110穿过凹陷134伸出绝缘头12形成针刀。当需要将内窥镜用高频处理装置100调节至IT刀状态时,负气压消除,绝缘头12与输送部20分离,第二输送组件24带动刀杆11相对输送部20移动,带动绝缘头12与输送部20分离。绝缘头12与输送部20之间的杆体形成IT刀。

[0070] 通过上述设计,通过结合部13就能实现两种刀的状态变化,无需在刀杆工作部外套设其他结构,得以制成在IT刀状态下,切割刀杆直径小于0.5mm的内窥镜用高频处理装置

100,增强切割效果,降低对病人的潜在危险。

[0071] 对本领域的技术人员来说,可根据以上描述的技术方案以及构思,做出其它各种相应的改变以及形变,而所有的这些改变以及形变都应该属于本发明权利要求的保护范围之内。

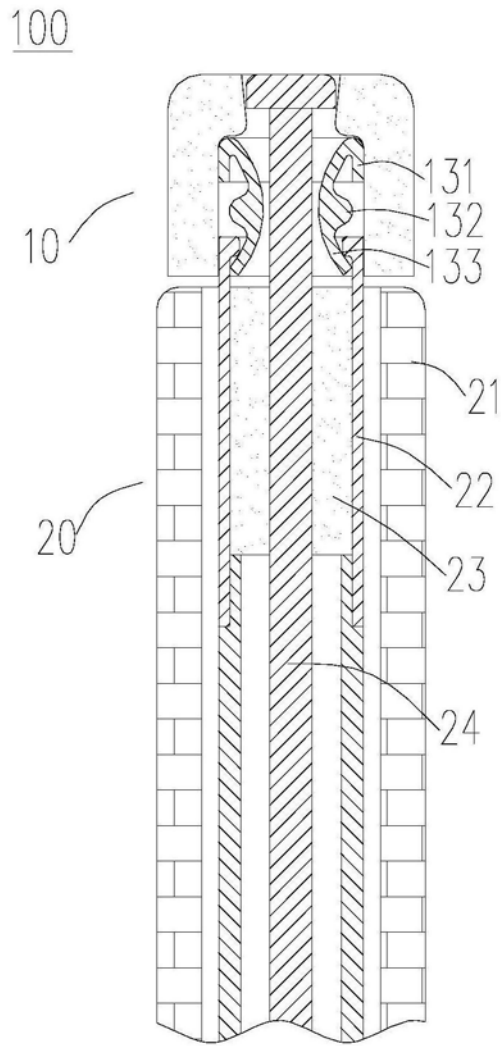


图1

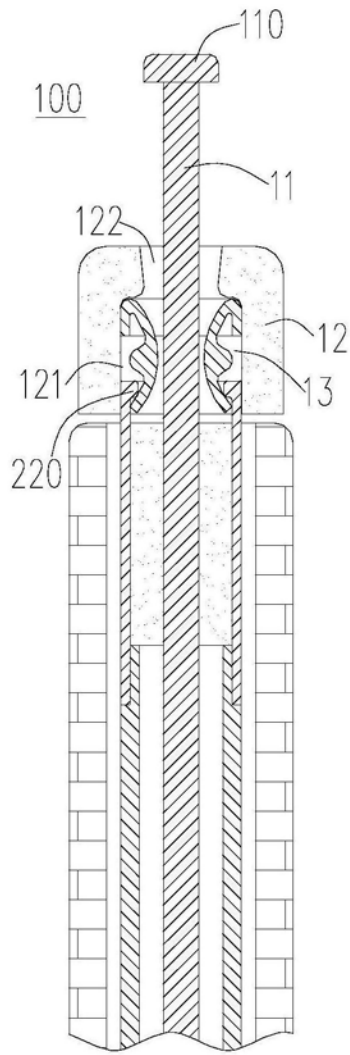


图2

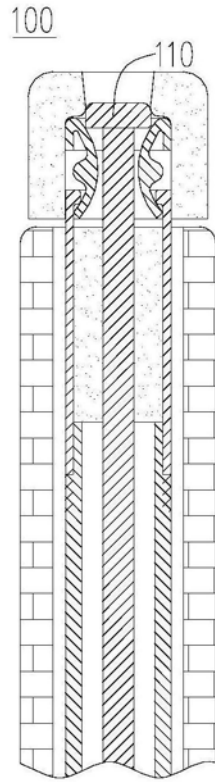


图3

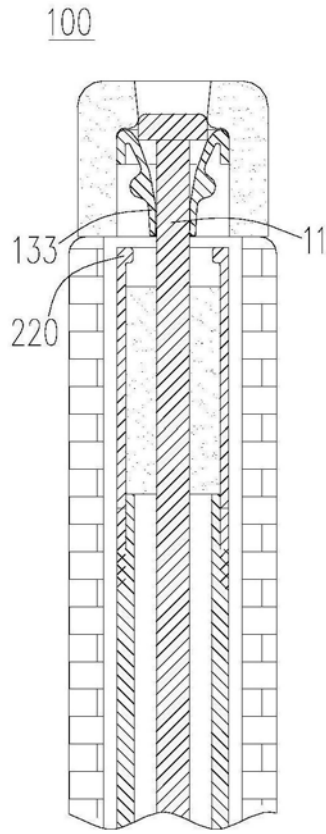


图4

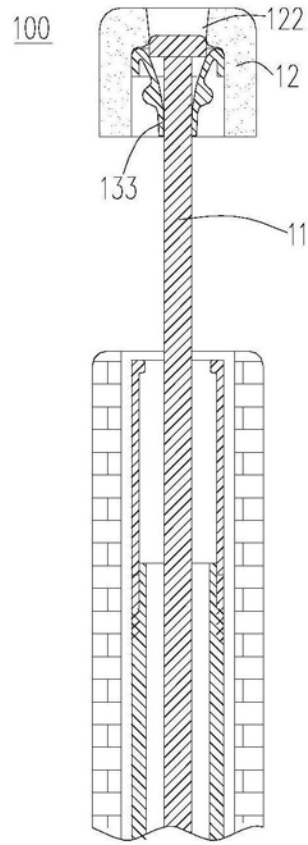


图5

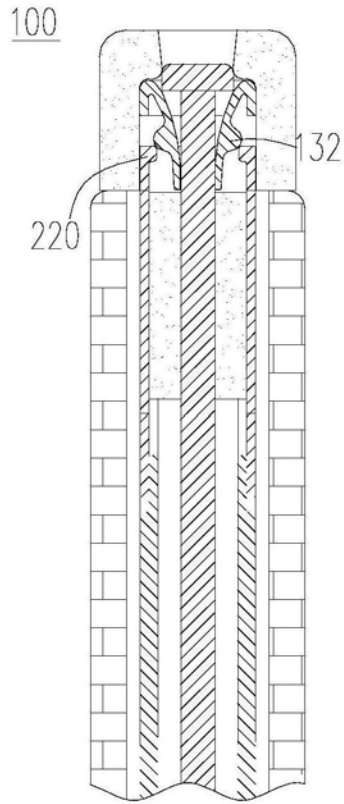


图6

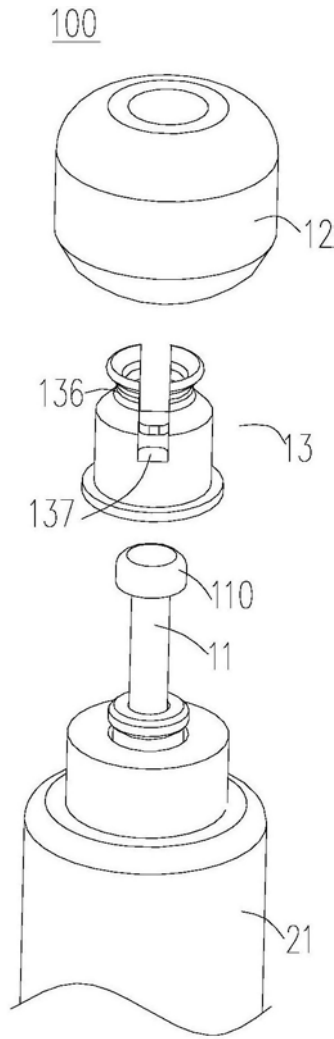


图7

100

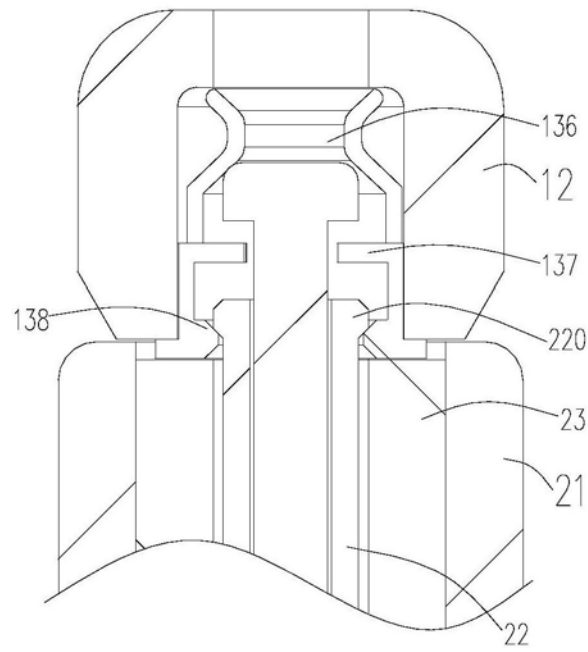


图8

100

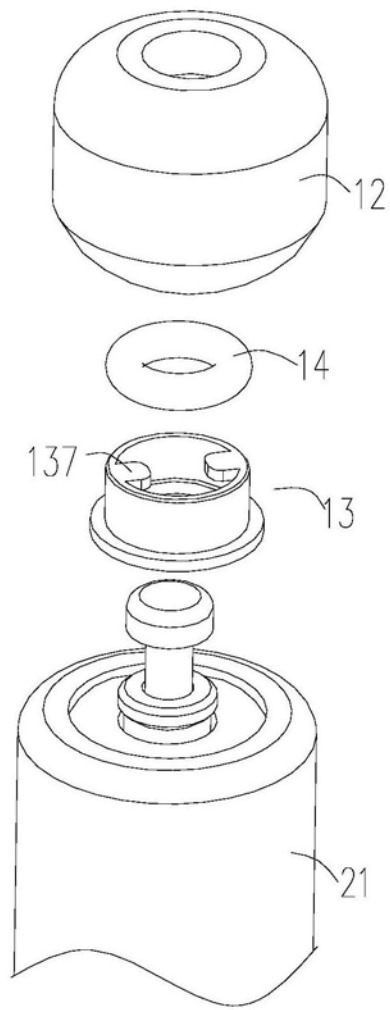


图9

100

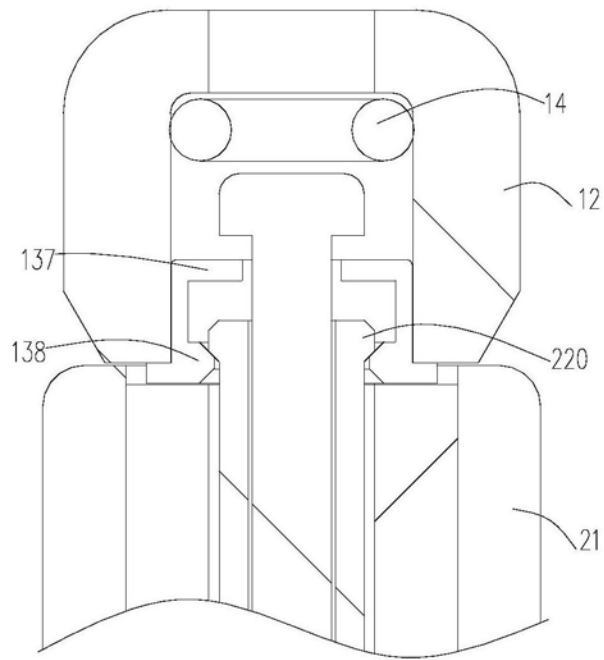


图10

100

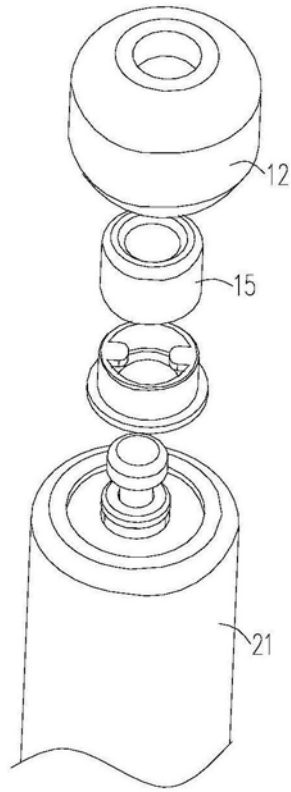


图11

100

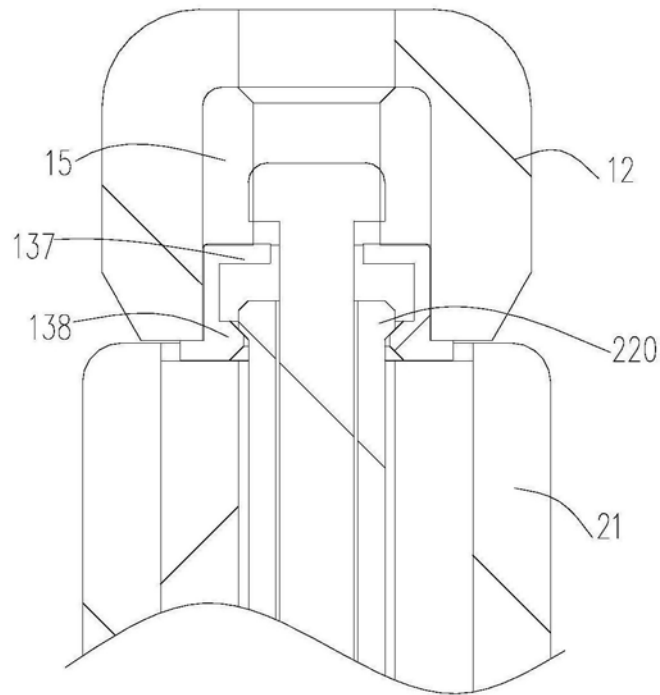


图12

100

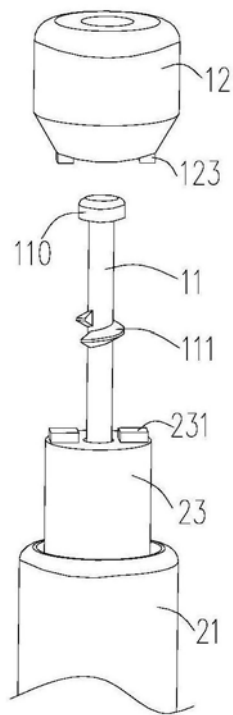


图13

100

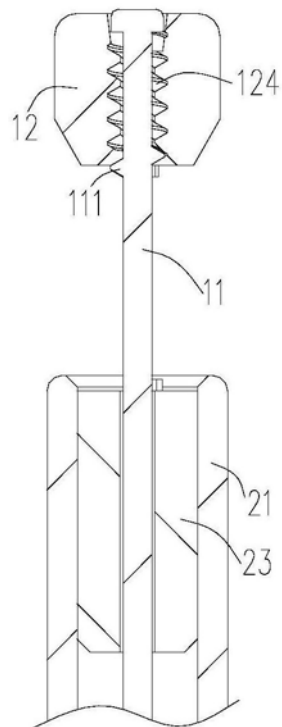


图14

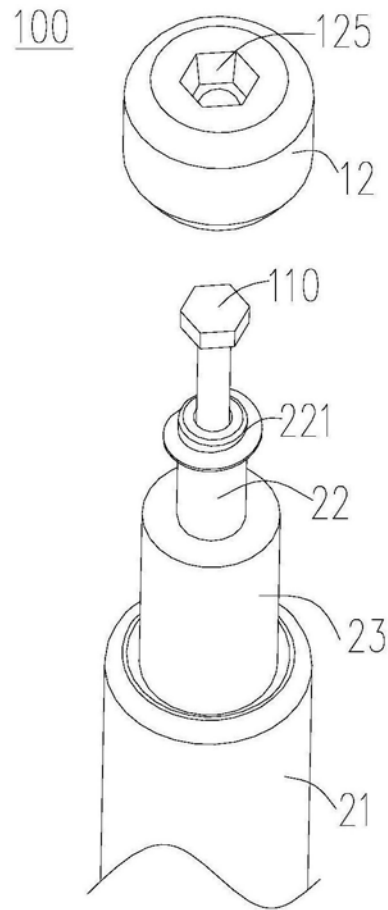


图15

100

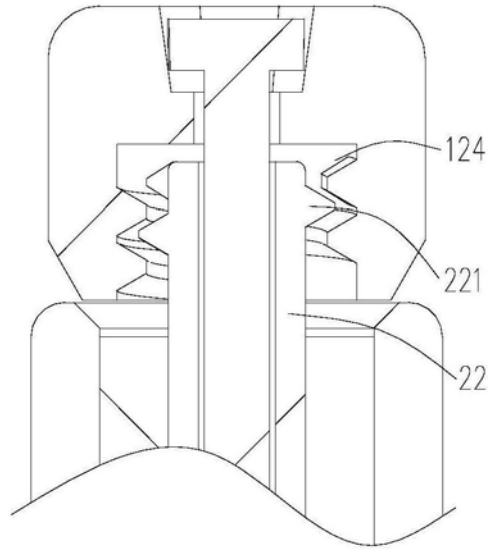


图16

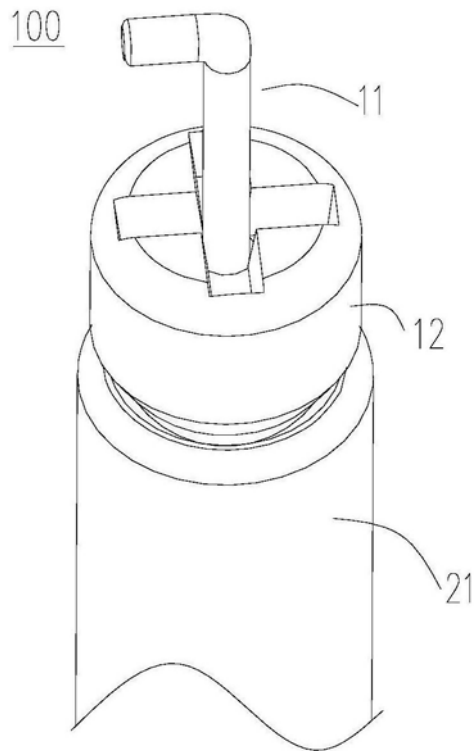


图17

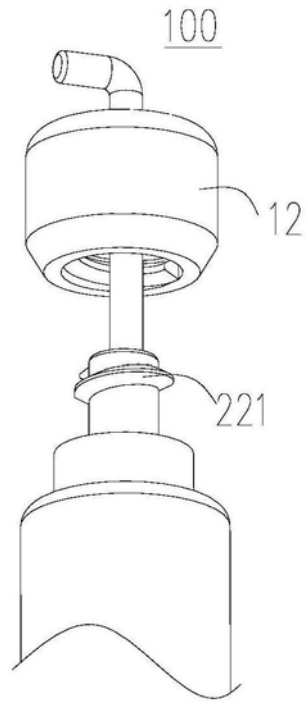


图18

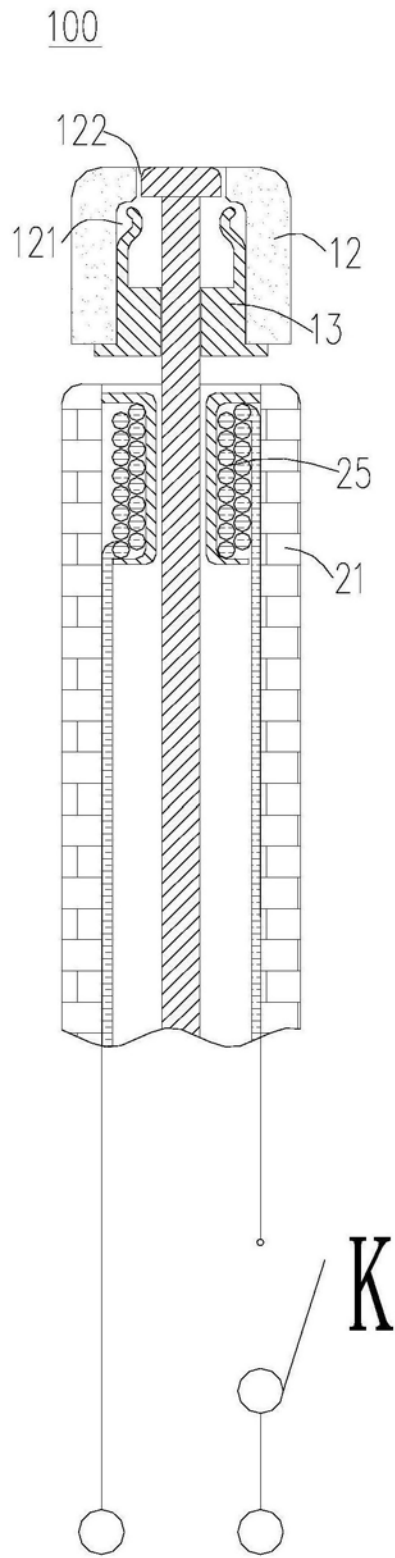


图19

100

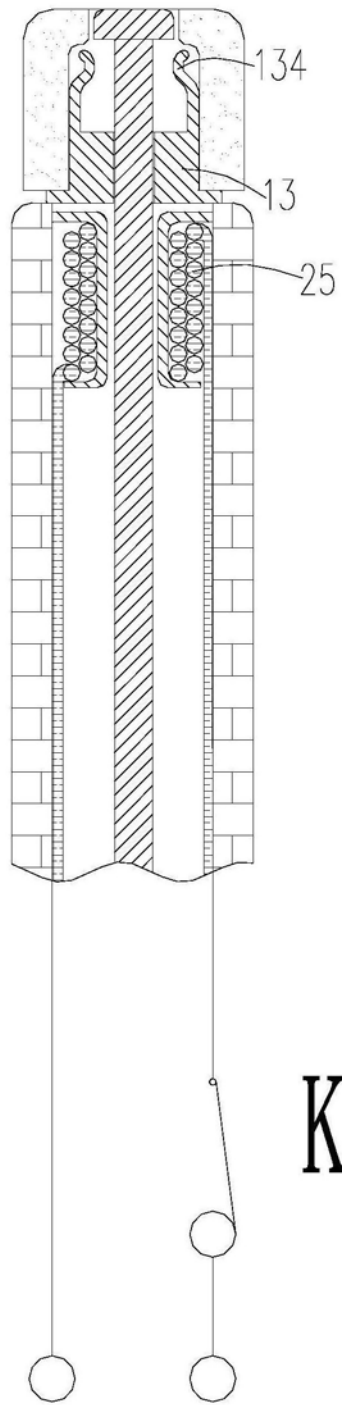


图20

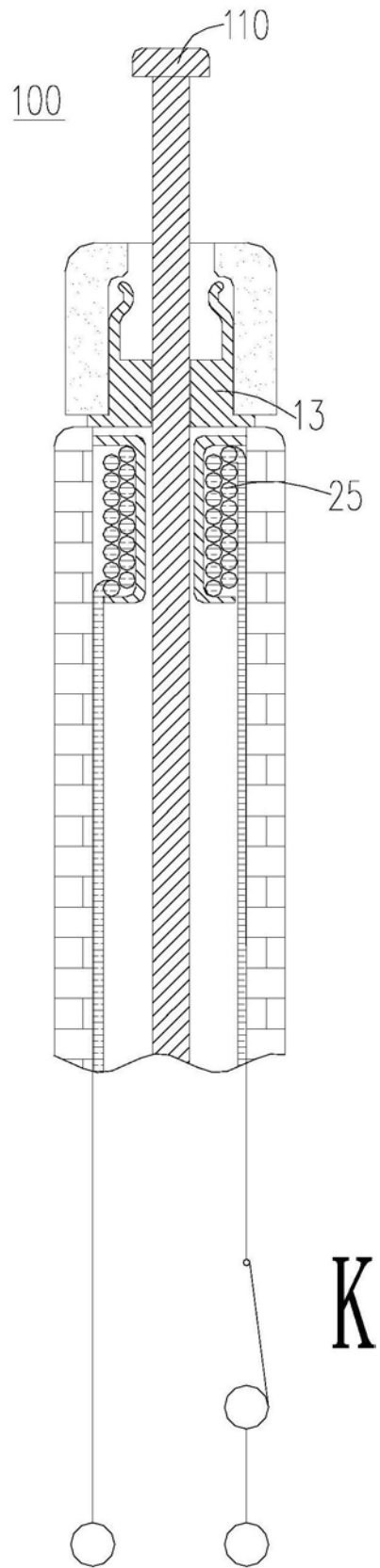


图21

100

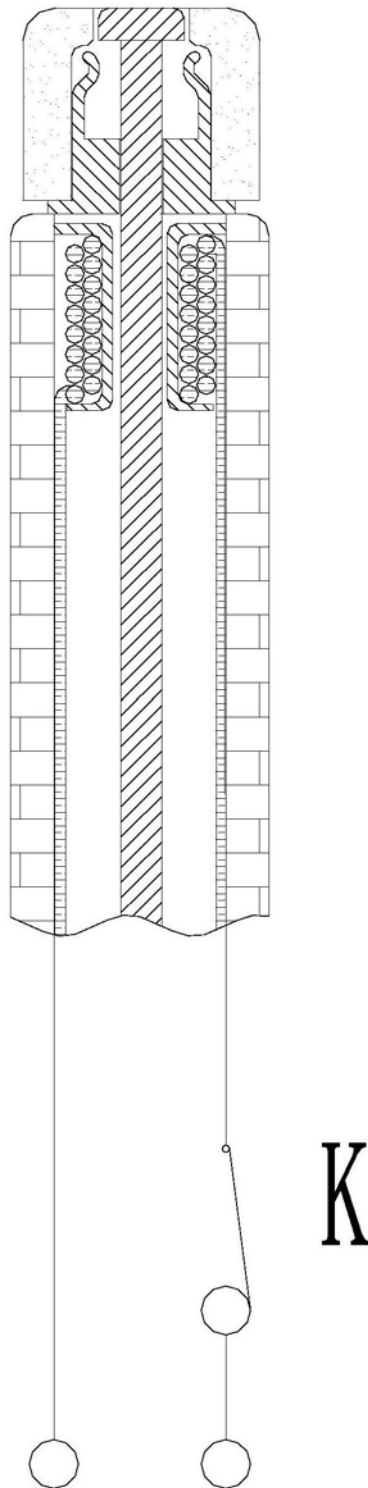


图22

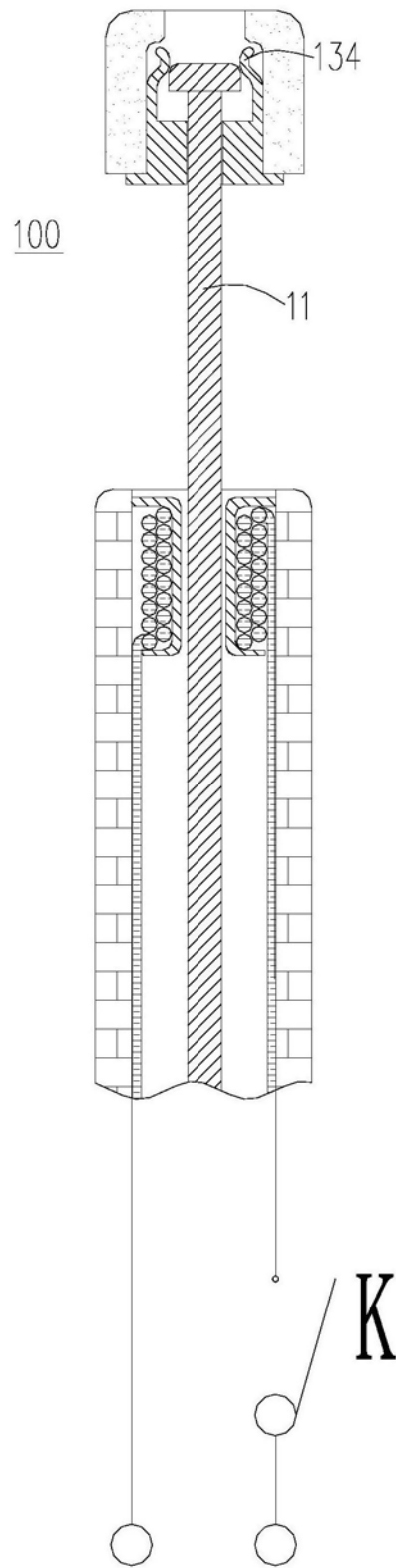


图23

100

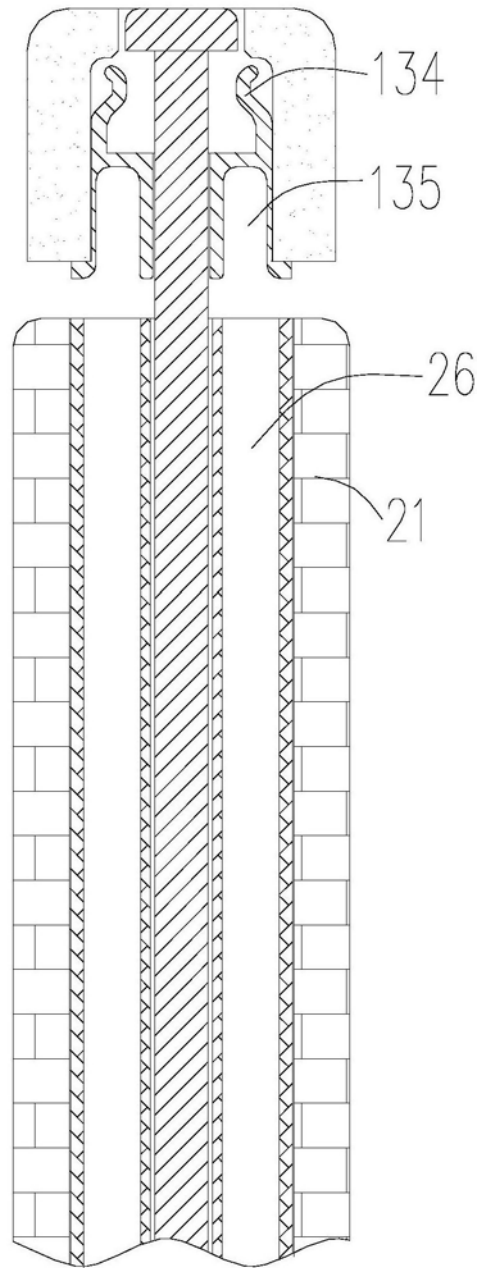


图24

100

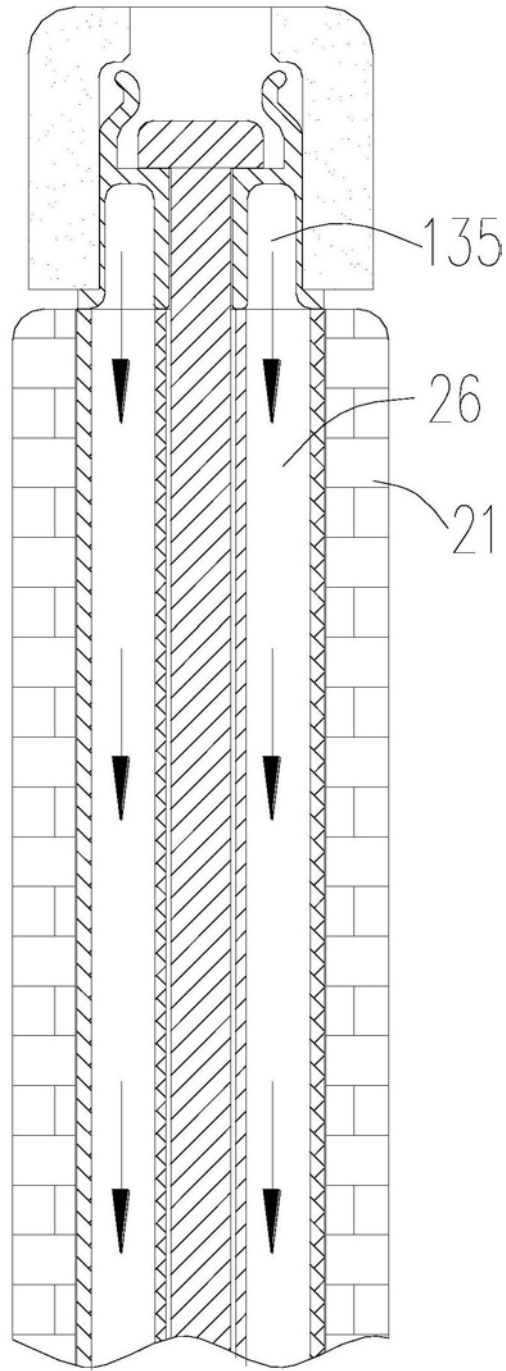


图25

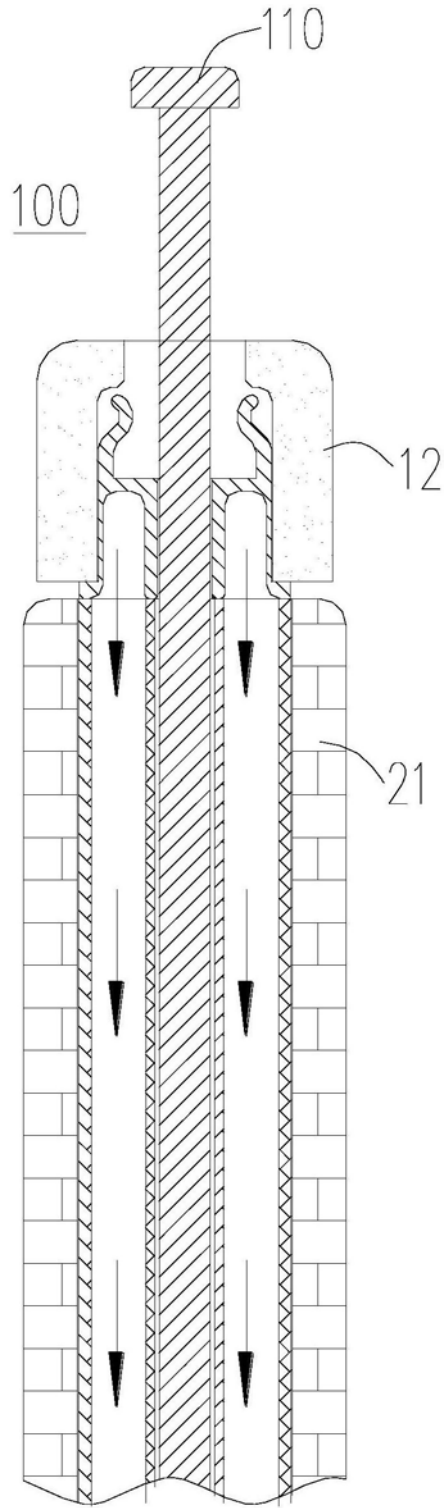


图26

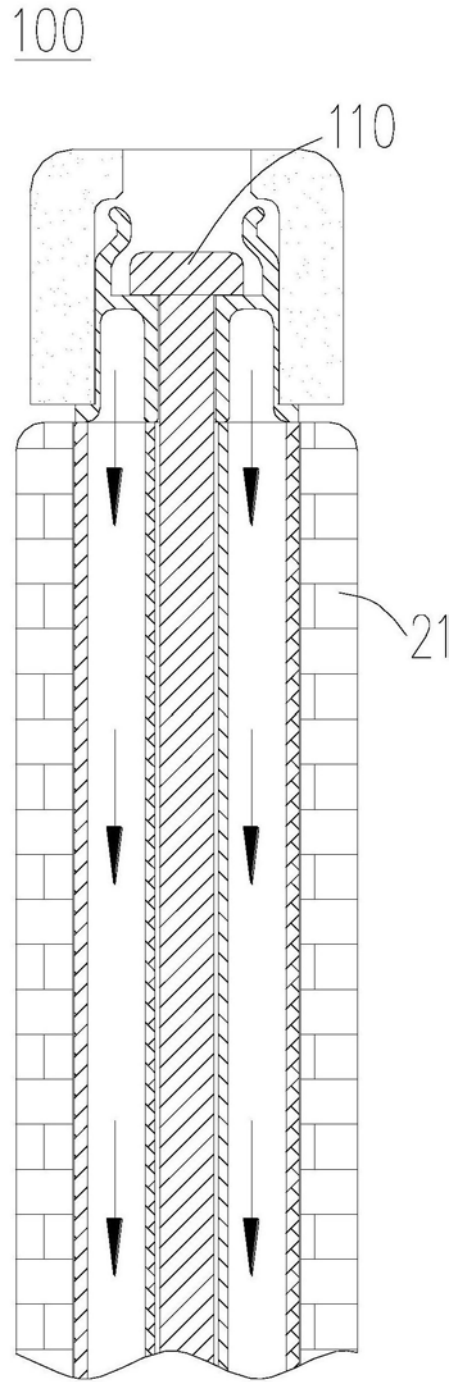


图27

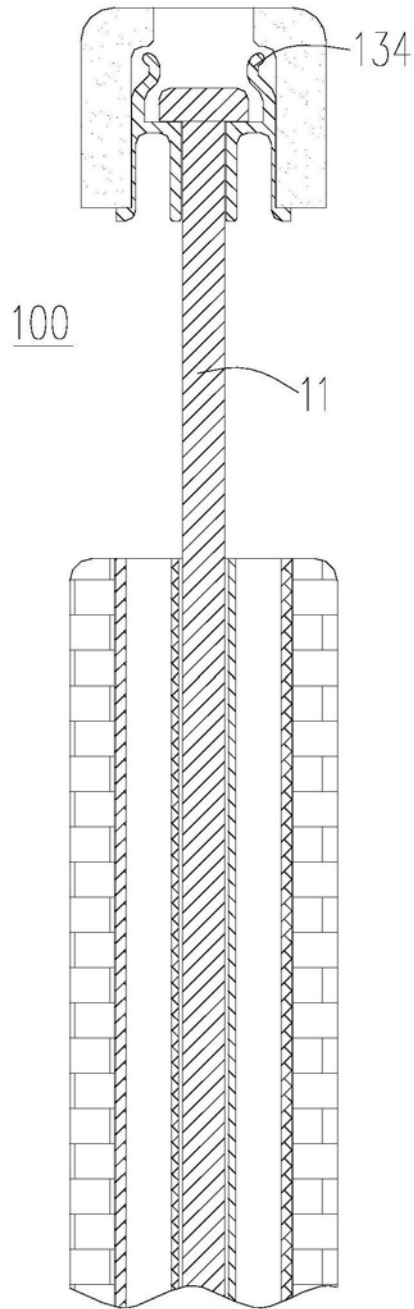


图28

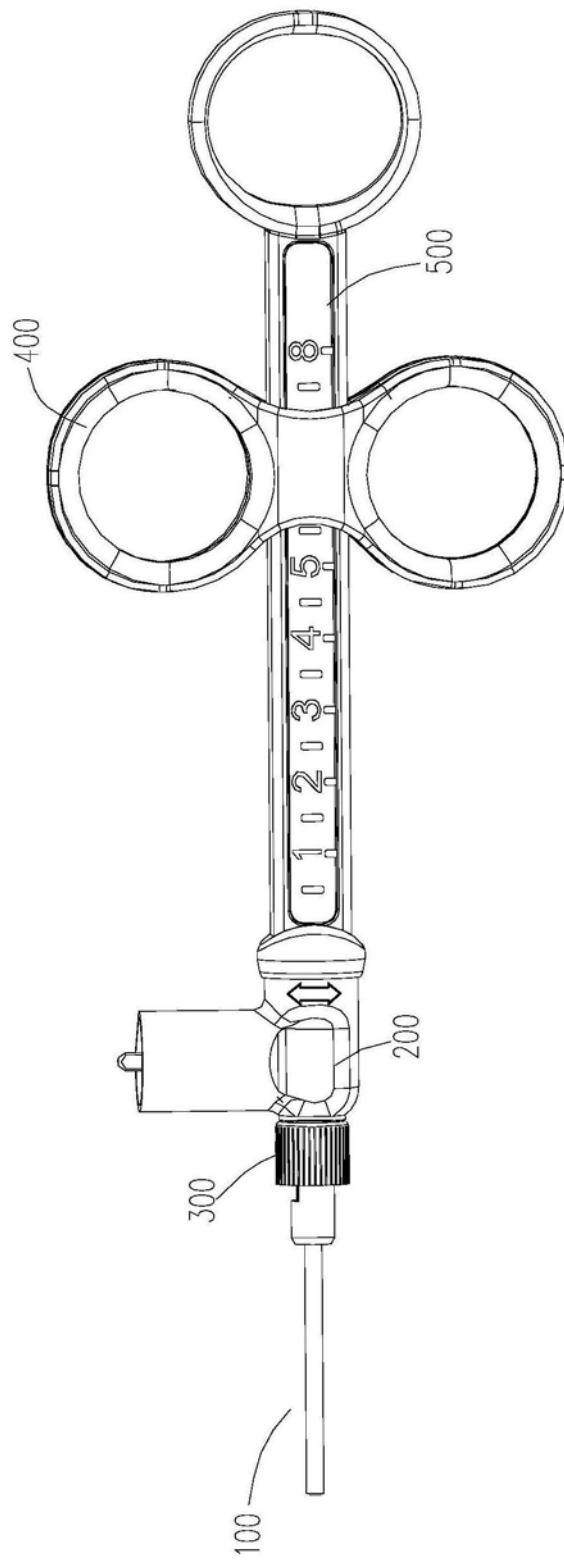


图29

专利名称(译)	内窥镜用高频处理装置		
公开(公告)号	CN108392249A	公开(公告)日	2018-08-14
申请号	CN201810161987.3	申请日	2018-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	杭州安杰思医学科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	杭州安杰思医学科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	杭州安杰思医学科技有限公司		
[标]发明人	李鹏 时百明 张宇翔		
发明人	李鹏 时百明 张宇翔		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/32 A61B17/320016 A61B18/12		
代理人(译)	胡拥军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种内窥镜用高频处理装置，包括：切割部，其包括刀杆及绝缘头，刀杆穿设于绝缘头，刀杆包括杆体及膨大部，膨大部位于杆体末端；输送部，其包括柔性护套及第二输送组件，第二输送组件穿设于柔性护套并与杆体固定连接；结合部，其由固设于绝缘头内的第一结合构造和设置于第一结合构造对面的第二结合构造构成；其中，输送部的动作使得膨大部在固定容纳于绝缘头和伸出于绝缘头状态之间转换，当膨大部固定容纳于绝缘头时，第二输送组件的轴向移动使得杆体在外露于柔性护套和容纳于柔性护套的状态之间移动，结合部实现两种刀的状态变化，无需在刀杆外套设其他结构，切割刀杆小于0.5mm，增强切割效果，降低对病人的潜在危险。

