



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116458994 A

(43) 申请公布日 2023. 07. 21

(21) 申请号 202310687132.5

(22) 申请日 2023.06.12

(71) 申请人 成都德倍佳医疗科技有限责任公司

地址 611130 四川省成都市温江区成都海峡两岸科技产业开发园八一路北段18号三医创新中心一期1栋10单元5层501号

(72) 发明人 敬兴义 潘鹏程 陈世鑫 张凌晨 邹雨珂

(51) Int. Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

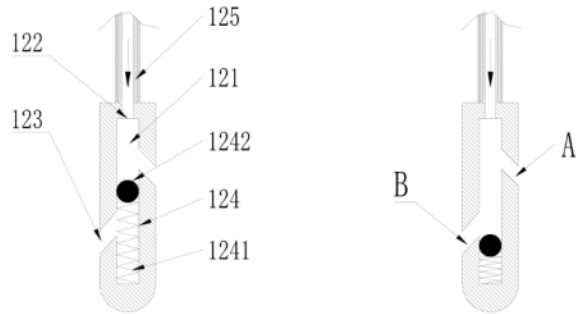
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

一种流体可控式电凝电极体、前端组件、电极及其系统

(57) 摘要

本发明属于医疗器械技术领域,涉及一种流体可控式电凝电极体、前端组件、电极及其系统,一种流体可控式电凝电极体,包括流体喷射管,用于提供流体通道;本体,所述本体内设有与流体喷射管依次连通的流体腔道和流体出口;所述流体出口至少设有两个,每个流体出口从近端到远端方向依次间隔排列;所述流体腔道内设有分流组件,所述分流组件在流体压力的作用下控制每个流体出口从近端到远端方向依次出流。本发明解决了现有技术无法同时控制流体出口出水的流量大小、出水方位和出水时机的技术问题,并提升了凝血效果。



1. 一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,包括流体喷射管(125),用于提供流体通道;
本体,所述本体内设有与流体喷射管(125)依次连通的流体腔道(121)和流体出口(123);所述流体出口(123)至少设有两个,每个流体出口从近端到远端方向依次间隔排列;
所述流体腔道(121)内设有分流组件(124),所述分流组件(124)在流体压力的作用下控制每个流体出口(123)从近端到远端方向依次出流;
每个所述流体出口(123)依次出流的顺序包括以下任一情况:
 - a). 当流体压力最小时,每个所述流体出口(123)均不出流;
 - b). 当流体压力最小时,至少有一个所述流体出口(123)出流,且至少有一个所述流体出口(123)不出流;
 - c). 当流体压力最大时,每个所述流体出口(123)均出流。
2. 根据权利要求1所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,所述分流组件(124)包括弹性伸缩件(1241),所述弹性伸缩件(1241)在流体压力作用下伸长或缩短;
阻流件(1242),所述阻流件(1242)设置于所述弹性伸缩件(1241)上,并随着弹性伸缩件(1241)的伸长或缩短控制各个流体出口(123)的启闭。
3. 根据权利要求2所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,沿所述电极体的轴线看,所述阻流件(1242)与所述流体腔道(121)之间没有可供流体通过的缝隙。
4. 根据权利要求2或3所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,所述流体腔道(121)呈圆柱形,弹性伸缩件(1241)为弹簧,所述阻流件(1242)为球体。
5. 根据权利要求2所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,所述分流组件(124)包括以下任一设置方式:
 - a). 所述弹性伸缩件(1241)的一端固定于所述流体腔道(121)靠近流体喷射管(125)的一端,所述弹性伸缩件(1241)的另一端固定所述阻流件(1242);
 - b). 所述弹性伸缩件(1241)的一端固定于所述流体腔道(121)远离流体喷射管(125)的一端,所述弹性伸缩件(1241)的另一端固定所述阻流件(1242)。
6. 根据权利要求1所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,所述流体出口(123)均为向远端方向倾斜的斜口。
7. 根据权利要求1所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,所述流体出口(123)处于所述电极体周向上的相同或不不同角度处。
8. 根据权利要求1所述的一种流体可控式电凝电极体,其特征在于,所述电极体(12)呈柱状、针状或立方体状。
9. 一种流体可控式电凝前端组件,其特征在于,包括:支撑件(11)和权利要求1~8任一项所述的电极体(12),所述电极体至少设有一组,每组为两个,且相邻电极体绝缘隔离设置于所述支撑件的远端;所述支撑件内设置有向远端延伸的流体通道(111);所述流体通道(111)与所述流体腔道(121)连通。
10. 根据权利要求9所述的一种流体可控式电凝前端组件,其特征在于,每组所述电极体(12)中,各电极体(12)最近端的流体出口(123)任意一个朝向内侧。
11. 根据权利要求9所述的一种流体可控式电凝前端组件,其特征在于,每组所述电极

体(12)中,各电极体(12)最近端的流体出口(123)均朝向内侧。

12.根据权利求9所述的一种流体可控式电凝前端组件,其特征在于,每组所述电极体(12)中至少有一个内侧的流体出口(123)朝向同组另一个电极体(12)的中轴线。

13.根据权利要求9所述的一种流体可控式电凝前端组件,其特征在于,每组所述电极体(12)中各个电极体的规格相同或不同。

14.根据权利要求10~13任一项所述的一种流体可控式电凝前端组件,其特征在于,每组所述电极体(12)中,其中一个为工作极,另一个为极性相反的回路极。

15.一种流体可控式电凝电极,其特征在于,包括手柄(2)和权利要求10~14任一项所述前端组件(1),所述手柄近端连接有线缆插头(3)和进水管(4),所述前端组件设置于所述手柄(2)的远端,所述进水管(4)与流体腔道(121)连通。

16.一种流体可控式电凝系统,包括主机(6)、流量控制器(7),其特征在于,包括权利要求15所述电极。

17.根据权利要求16所述的一种流体可控式电凝系统,其特征在于,所述流量控制器(7)被配置为根据主机(6)设定的各级输出功率匹配对应的转速。

一种流体可控式电凝电极体、前端组件、电极及其系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种流体可控式电凝电极体、前端组件、电极及其系统。

背景技术

[0002] 在外科手术中经常需要进行止血处理,不同部位对止血要求不一样,一些部位只要求能够止住流血,而对保留目标组织活性要求不高;而另一些部位(如关节韧带、肌腱等)既要求能够有效止血,又要求止血时的温度低,能够良好的保留目标组织活性。

[0003] 目前市面上常见的电外科止血器械:

单极类:高频电刀、高频电钩,它们都需要配合负极板使用,且不带出水功能。

[0004] 双极类:双极电凝钳、双极电凝镊等,它们无须配合负极板使用,也不带出水功能。

[0005] 有些关键部位的组织(如韧带、肌腱、神经周围等)要求电外科凝血电极能够有效地凝血,同时不能具有大范围的热损伤出现,需要将温度控制之合适的范围之内。在对组织凝血的理想温度范围是60-100℃。若凝血温度低于60℃,那么无法令组织脱水、收缩,也无法达到凝血效果。若凝血温度高于100℃,那么组织极易碳化、焦痂,而这种碳化和焦痂的凝血块极易脱落,凝血极不稳妥。常规的电外科凝血器械,极易使凝血温度超过100℃,甚至200℃。所以控制水流的大小对组织降温,可以使凝血温度控制在60-100℃之间,获得最佳的凝血效果。

[0006] 虽然目前出现了带有出水功能(主要指冷却的生理盐水)的电外科凝血电极,但是这些电外科凝血电极的出水功能比较单一,主要有以下问题:

1. 当希望小范围凝血时,需要降低输出功率,凝血范围只限于两个电极之间的区域,此时将两电极之间的中心位置对准目标组织即可。此时,最理想的状态是仅仅希望对两个电极之间的凝固区域利用水流降温即可。但目前的出水电极的出水方式不可控,即所有的出水孔均同时出水,这时两电极外侧的区域也会有水流覆盖,这样会有2点不足:

(1) 当使用低输出功率时,电极的能量较低,组织产生热量相对高输出功率时低很多,仅需要较小流量的出水对电极和组织降温即可。但由于出水孔无法控制启闭或者流量控制器无法精确控制等因素,导致流量大小、出水方向、出水时机无法控制,往往流量较大,水流带走过多的热量,导致凝血效果(如效率、凝血深度、两电极外侧部分的组织容易干结等)较差;

(2) 较多的出水在手术过程中会阻碍手术视野,增加了吸水的额外工作,处理起来也相对繁琐。

[0007] 2. 当希望大范围凝血时,增加输出功率,凝血范围会包含电极之间和电极以外的区域。电极的能量很高,组织产生热量很高,需要大流量的出水对电极和组织降温,现有的产品却无法满足此要求。此时,最理想的状态是希望对两个电极之间和电极以外的区域同时进行水流降温。但目前的出水电极的出水方式也不可控,当水流增大到一定程度时,水流会向电极四周喷射,水流不能完美地到达目标位置,导致凝血温度不在最佳温度区间,从而

凝血效果较差,甚至造成电极明显损耗。

发明内容

[0008] 鉴于此,本发明实施例的目的在于提供一种流体可控式电凝前端组件、电极及其系统,解决了现有技术无法同时控制流体出口出水的流量大小、出水方位和出水时的技术问题,并提升了凝血效果。

[0009] 本发明的技术方案如下所述:

本发明提供了一种流体可控式电凝电极体,包括

流体喷射管,用于提供流体通道;

本体,所述本体内设有与流体喷射管依次连通的流体腔道和流体出口;所述流体出口至少设有两个,每个流体出口从近端到远端方向依次间隔排列;

所述流体腔道内设有分流组件,所述分流组件在流体压力的作用下控制每个流体出口从近端到远端方向依次出流;

每个所述流体出口依次出流的顺序包括以下任一情况:

a).当流体压力最小时,每个所述流体出口均不出流;

b).当流体压力最小时,至少有一个所述流体出口出流,且至少有一个所述流体出口不出流;

c).当流体压力最大时,每个所述流体出口均出流。

[0010] 进一步的,所述分流组件包括

弹性伸缩件,所述弹性伸缩件在流体压力作用下伸长或缩短;

阻流件,所述阻流件设置于所述弹性伸缩件上,并随着弹性伸缩件的伸长或缩短控制各个流体出口的启闭。

[0011] 进一步的,沿所述电极体的轴线看(即从近端至远端方向),所述阻流件与所述流体腔道之间没有可供流体通过的缝隙。

[0012] 进一步的,所述流体腔道呈圆柱形,弹性伸缩件为弹簧,所述阻流件为球体。

[0013] 进一步的,所述流体腔道呈立方体形,弹性伸缩件为弹簧,所述阻流件为立方体。

[0014] 进一步的,所述分流组件包括以下任一设置方式:

a).所述弹性伸缩件的一端固定于所述流体腔道靠近流体喷射管的一端,所述弹性伸缩件的另一端固定所述阻流件;

b).所述弹性伸缩件的一端固定于所述流体腔道远离流体喷射管的一端,所述弹性伸缩件的另一端固定所述阻流件。

[0015] 进一步的,所述流体出口均为向远端方向倾斜的斜口。

[0016] 进一步的,所述流体出口处于所述电极体周向上的相同或不不同角度处。

[0017] 进一步的,所述电极体呈柱状、针状或立方体状。

[0018] 一种流体可控式电凝前端组件,包括:支撑件和电极体,所述电极体至少设有一组,每组为两个,且相邻电极体绝缘隔离设置于所述支撑件的远端;所述支撑件内设置有向远端延伸的流体通道;所述流体通道与所述流体腔道连通。

[0019] 进一步的,每组所述电极体中,各电极体最近端的流体出口任意一个朝向内侧。

[0020] 进一步的,每组所述电极体中,各电极体最近端的流体出口均朝向内侧。

[0021] 进一步的,每组所述电极体中至少有一个内侧的流体出口朝向同组另一个电极体的中轴线或中轴线两侧。

[0022] 进一步的,每组所述电极体中各个电极体的规格相同或不同。

[0023] 进一步的,每组所述电极体中,其中一个为工作极,另一个为极性相反的回路极。

[0024] 一种流体可控式电凝电极,包括手柄和所述前端组件,所述手柄近端连接有有线缆插头和进水管,所述前端组件设置于所述手柄的远端,所述进水管与流体腔道连通。

[0025] 一种流体可控式电凝系统,包括主机、流量控制器,包括所述电极。

[0026] 进一步的,所述流量控制器被配置为根据主机设定的各级输出功率匹配对应的转速。

[0027] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

1.当希望小范围凝血时,电极输出低输出功率,凝血范围只限于两个电极之间的区域。电极的能量较低,组织产生热量相对高输出功率时低很多,通过本发明可以实现仅电极内侧(电极体最近端的流体出口)出水(即生理盐水),出水少,对电极和组织降温可以控制在合适的范围内。这种方式能够同时控制流体出口出水的流量大小、出水方位和出水时机,有别于单纯的控制流体出口出水的数量,能够有效提升凝血效果。而且本发明通过减少出水,有效提升了手术过程中的手术视野,减少了吸水的额外工作,使用体验更好。

[0028] 2.当希望大范围凝血时,电极提高输出功率,凝血范围会包含电极之间和电极以外的区域。电极的能量很高,组织产生热量很高,需要大流量的出水对电极和组织降温,现有的产品却无法满足此要求。本发明能够对两个电极之间和电极以外的区域同时进行水流降温,当水流增大到一定程度时,水流不会向电极四周喷射,水流可以直接到达目标位置,从而准确地带走目标位置的温度,将凝血温度控制在最佳温度区间,从而提升凝血效果。

附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。通过附图所示,本发明的上述及其它目的、特征和优势将更加清晰。在全部附图中相同的附图标记指示相同的部分。并未刻意按实际尺寸等比例缩放绘制附图,重点在于示出本发明的主旨。

[0030] 图1为本发明提供的一种流体可控式电凝电极的整体结构示意图;

图2为本发明提供的一种流体可控式电凝电极的水路拆分示意图;

图3为本发明提供的单个电极体一种实施例在两种状态下的剖视图;

图4为本发明提供的前端组件一种实施反例的剖视图;

图5为本发明每组电极体的一种实施例示意图(最近端流体出口高度不同);

图6为本发明一种实施例下的止血消融范围的示意图-低输出功率低流体压力。

[0031] 图7为本发明一种实施例下的止血消融范围的示意图-高输出功率高流体压力。

[0032] 图8为常规方案的止血消融范围示意图。

[0033] 图9为本发明提供的一种电极体实施例的结构示意图。

[0034] 图10为本发明提供的一种电极体实施例的结构剖视图。

- [0035] 图11为本发明提供的两组电极体实施例的一种结构示意图-一字形排列。
- [0036] 图12为本发明提供的两组电极体实施例的一种结构示意图-口字形排列。
- [0037] 图13为本发明流体出口在电极体轴向上的朝向影响示意图。
- [0038] 图14为本发明系统配合使用示意图。
- [0039] 附图标记：
1-前端组件；2-手柄；3-线缆插头；4-进水管；6-主机；7-流量控制器；
11-支撑件；12-电极体；31-导线；41-注液件；
111-流体通道；112-上支撑件；113-下支撑件；
121-流体腔道；122-喷嘴；123-流体出口；124-分流组件；125-流体喷射管；
1241-弹性伸缩件；1242-阻流件；
A-流体出口的A口；B-流体出口的B口；C-流体出口的C口；
“→”-表示流体流向。

实施方式

[0040] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，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，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。

[0041] 因此，以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围，而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有作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。

[0042] 应注意到：相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项，因此，一旦某一项在一个附图中被定义，则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0043] 操作角度可以解释为各使用姿势下与目标组织的夹角。

[0044] 另需要说明的是，以下内容中的“远端”、“近端”是按照与病灶组织之间的位置关系定义的，“远端”是指组件靠近组织的一端，“近端”是指组件远离组织的一端。以下内容中的“内侧”是指每组电极体以两个中线分隔的中间止血消融区域，“外侧”是指每组电极体其他止血消融区域。

[0045] 实施例1

参考附图1~14所述，本发明提供了一种流体可控式电凝电极体，包括流体喷射管125，用于提供流体通道；

本体，所述本体内设有与流体喷射管125依次连通的流体腔道121和流体出口123；所述流体出口123设有两个，每个流体出口123从近端到远端方向依次间隔排列；

所述流体腔道121内设有分流组件124，所述分流组件124在流体压力的作用下控制每个流体出口123从近端到远端方向依次出流；

每个所述流体出口123依次出流的顺序包括以下任一情况：

a). 当流体压力最小时，每个所述流体出口123均不出流；

b). 当流体压力最小时，至少有一个所述流体出口123出流，且至少有一个所述流

体出口123不出流；

c).当流体压力最大时,每个所述流体出口123均出流。

[0046] 由于流体压力是沿近端向远端方向输送,采用上述方案可以保证每个电极体12的出流次序是按照该方向依次出流,在流体通道111、流体腔道121、流体出口123等尺寸确定的情况下,其流量大小取决于流体压力,只需将流体压力调大即可,而流体出流的方位可以根据需求设定流体出口123在本体周向的分布角度即可。

[0047] 其中,所述分流组件124包括

弹性伸缩件1241,所述弹性伸缩件1241在流体压力作用下伸长或缩短;

阻流件1242,所述阻流件1242设置于所述弹性伸缩件1241上,并随着弹性伸缩件1241的伸长或缩短控制各个流体出口123的启闭。

[0048] 该方案基于弹性伸缩件在流体压力作用下进行伸缩,带动阻流件1242在流体腔道121内运动,以实现各个流体出口123的启闭(其含义也包含流量大小的控制)。

[0049] 沿所述电极体12的轴线看,所述阻流件1242与所述流体腔道121之间没有可供流体通过的缝隙。即为了确保流体出口123出流被更好的控制。

[0050] 所述流体腔道121呈圆柱形,弹性伸缩件1241为弹簧,所述阻流件1242为球体。

[0051] 在其他实施例中,所述流体腔道121也可以呈立方体形或其他形状,弹性伸缩件1241为弹簧,所述阻流件1242的形状和大小根据所述流体腔道121的形状和大小相匹配,即能够阻隔流体通过的要求即可。

[0052] 所述分流组件124包括以下任一设置方式:

a).所述弹性伸缩件1241的一端固定于所述流体腔道121靠近流体喷射管125的一端,所述弹性伸缩件1241的另一端固定所述阻流件1242;

在竖直状态下,上述方式中,未施加流体压力或流体压力较小时,所述弹性伸缩件1241在所述阻流件1242的重力作用下已经处于拉伸状态,随着流体压力逐渐增大,所述弹性伸缩件1241被拉伸的更长,当电极体12的弹性伸缩件1241处于最长状态时,各个流体出口123均被开启,可以出流。

[0053] b).所述弹性伸缩件1241的一端固定于所述流体腔道121远离流体喷射管125的一端,所述弹性伸缩件1241的另一端固定所述阻流件1242。

[0054] 在竖直状态下,上述方式中,未施加流体压力或流体压力较小时,所述弹性伸缩件1241在所述阻流件1242的重力作用下已经处于压缩状态,随着流体压力逐渐增大,所述弹性伸缩件1241被压缩的更短,当电极体12的弹性伸缩件1241处于最短状态时,各个流体出口123均被开启,可以出流。

[0055] 所述流体出口123均为向远端方向倾斜的斜口。该斜口的倾斜角度也可以根据实际需求设定,通常斜口与电极体12中轴线的倾斜角度可以是 10° ~ 80° ,优选 10° 、 20° 、 30° 、 40° 、 45° 、 50° 、 60° 、 70° 、 80° 等。现有技术通常采用的是所述流体出口123与所述流体腔道121的射流通道相互垂直,无法满足本发明的需求。按照竖直状态看,所述斜口的作用是引导流体朝向斜下方出流,即能够将流体更直接的引导向目标部位而不易受流体压力的影响,避免流体压力过大时向外飘射,对电极体12和目标部位的降温效果大打折扣,且影响凝血效果。相比常规的出水口,斜口更方便疏通。

[0056] 所述流体出口123处于所述电极体周向上的相同或不相同角度处。这是为了引导

流体出流方位,以满足各种术式的不同需求。

[0057] 所述电极体12呈柱状、针状或立方体状等。同上,电极体12的外形也可根据各种术式的不同需求设置。所述电极体12优选为柱状,柱状电极体的远端端面可以是平面(平面和侧面可进行导角处理),也可以是半球形。

[0058] 所述流体出口123设有两个,每个所述流体出口123从所述电极体的近端到远端方向依次排列,所述流体出口123的口径可以相同,也可以设置为从近端向远端逐渐增大;在其他实施例中,也可根据实际情况增设流体出口123,如每个所述电极体12上设置3个、4个、5个等。在某些特殊情形下,如仅需要向某个电极体12一个方向喷射流体(主要指生理盐水,且该生理盐水可以是冷冻的生理盐水)时,每个所述电极体12上可仅设置1个流体出口123。

[0059] 其中,所述喷嘴122优选的是所述流体喷射管125的一部分,在其他实施例中也可以是单独的部件,与所述流体喷射管125连接。优选的,所述喷嘴122包括带有收缩口的喷嘴、圆柱形管、带有导风板的轴流式通风机、带有导流板的直角弯管,优选带有收缩口的喷嘴。

[0060] 参考附图4提供的一种反例,该方案与本发明的主要区别在于,未设置分流组件124,这就导致该方案无法控制各个流体出口123的出流顺序。

[0061] 一种流体可控式电凝前端组件,包括:支撑件11和上述的电极体12,所述电极体12至少设有一组,每组为两个,且相邻电极体12绝缘隔离设置于所述支撑件11的远端;所述支撑件11内设置有向远端延伸的流体通道111;所述流体通道111与所述流体腔道121连通。

[0062] 每组所述电极体12中,各电极体12最近端的流体出口123至少有一个朝向内侧。优选的,每组所述电极体12中,各电极体12最近端的流体出口123均朝向内侧,即两个最近端的流体出口123朝向内侧,以保证内侧流体出流充足。

[0063] 每组所述电极体12最近端的流体出口123朝向内侧(包括两种情况,其一是每组所述电极体12的两个电极体12规格完全相同,流体出口123的高度一致,其二是每组所述电极体12的两个电极体12规格不完全相同,流体出口123的高度不一致);通常最远端的一个流体出口123距离电极体12最底部的有一定的距离,距离范围可以是1mm以上,也不排除直接设置于最底部的情形。在其他实施例中,每组所述电极体12最近端的流体出口123也可以朝向外侧,主要取决于设定的压力大小与流体出口123出水的关系,如压力较小时,流体从最近端的流体出口123喷出;如需让各个流体出口123均出水,则增大压力(提高流量控制器转速)即可。

[0064] 通过上述设置方式相互配合,可以实现本发明无论在何种情况下,如主机的不同输出功率大小,或流量控制器7的不同转速等情形,每个所述电极体12上的流体出口123沿着近端到远端方向依次喷射流体,而且是两电极体内侧的流体出口123优先出水。

[0065] 即每组所述电极体12被配置为其中一个所述电极体12的一个流体出口123与另一个所述电极体12的一个流体出口123朝向内侧,其余所述流体出口123朝向外侧。

[0066] 每组所述电极体12中各个电极体12的规格相同或不同。

[0067] 每组所述电极体12中,其中一个为工作极,另一个为极性相反的回路极。优选的,每组电极体12的长度、直径、流体出口(含直径、长度、在电极体12上所处的高度等)等规格相同,通常在特殊情形下也有例外,即每组电极体12的上述规格任意一者不同或均不相同。两个电极体12组合时,两者之间的间隙d满足以下条件: $0.1\text{mm} \leq d \leq 12\text{mm}$,优选的,间隙d为

0.1mm、0.15mm、0.2mm、0.25mm、0.3mm、0.35mm、0.4mm、0.45mm、0.5mm、0.55mm、0.6mm、0.7mm、0.8mm、0.9mm、10mm、11mm、12mm等。

[0068] 每组所述电极体12中至少有一个内侧的流体出口123朝向同组另一个电极体12的中轴线或中轴线两侧。每组所述电极体12还具备以下条件之一：

A). 每组所述电极体12被配置为在预置的满足出流条件的最小流体压力下，至少有一个所述流体出口123喷射的流体与同组的另一个电极体12直接接触。在流体压力确定的前提下，该方案主要取决于两个电极体12之间的间距、流体出口123的朝向（即所述流体出口123在所述电极体12的周向上的分布角度）。

[0069] 具体的，可以是以下情形之一：

(1). 每组所述电极体12中有一个内侧的流体出口123朝向同组另一个电极体12的中轴线（参考附图13, a）或中轴线两侧。

[0070] (2). 每组所述电极体12中，其中一个电极体12有一个内侧的流体出口123朝向同组另一个电极体12的中轴线或中轴线两侧，另一个电极体12也有一个内侧的流体出口123朝向同组电极体12的中轴线或中轴线两侧（参考附图13, b），且上述两个内侧的流体出口123所处的高度不同（相对于水平线或目标组织水平表面，参考附图5）。即每组电极体12中，两个电极体12的规格不同，其中主要是内侧流体出口123所处的高度不同。

[0071] B). 每组所述电极体12被配置为在预置的满足出流条件的最小流体压力（主要由流量控制器7控制）下，内侧的所述流体出口123喷射的流体在电极体之间溅射（即含有碰撞之意）后流向目标组织。在流体压力确定的前提下，该方案主要取决于两个电极体12之间的间距、流体出口123的朝向（即所述流体出口123在所述电极体12的周向上的分布角度）。

[0072] 具体的，可以是以下情形之一：

(1). 每组所述电极体12中，其中一个电极体12有一个内侧的流体出口朝向同组另一个电极体12的中轴线（参考附图13, a），另一个电极体12也有一个内侧的流体出口123朝向对应同组电极体12的中轴线。优选的，此时每组所述电极体12中内侧的流体出口123所处的高度相同（参考附图6）。通常在特殊情形下也有例外，即每组电极体12内侧的流体出口123所处的高度可以不同。

[0073] (2). 每组所述电极体12中，其中一个电极体12有一个内侧的流体出口123朝向同组另一个电极体12的中轴线两侧，另一个电极体12也有一个内侧的流体出口123朝向对应同组电极体12的中轴线或中轴线同侧（参考附图13, b）。优选的，此时每组所述电极体12中内侧的流体出口123所处的高度相同。通常在特殊情形下也有例外，即每组电极体12内侧的流体出口123所处的高度可以不同。

[0074] C). 每组所述电极体12被配置为在预置的满足出流条件的最小流体压力下，内侧的所述流体出口123喷射的流体直接流向目标组织。在流体压力确定的前提下，该方案主要取决于两个电极体12之间的间距、流体出口123的朝向（即所述流体出口123在所述电极体12的周向上的分布角度）。

[0075] 具体的，可以是以下情形之一：

(1). 每组所述电极体12中，两个内侧的流体出口123不朝向同组另一个电极体12的中轴线或中轴线两侧（但总体仍是向内侧喷射流体，但无法与电极体12直接接触），且向对应电极体12中轴线两侧偏离角度较大或两个内侧的流体出口123偏向不同侧（参考附图

13,c))。

[0076] (2). 每组所述电极体12中有两个内侧的流体出口123不朝向同组另一个电极体12的中轴线或中轴线两侧(但总体仍是向内侧喷射流体,但无法与电极体12直接接触),且向对应电极体12中轴线两侧偏离角度较大(参考附图13,d))。

[0077] 优选的,所述电极体12可以通过定位件(附图未示出)设置于所述支撑件11上,以限定流体出口123的朝向,尤其是最远端流体出口123的朝向,以方便装配和保证朝向的精确度。该定位件的结构实现方式较多,可以是单独设置于支撑件11或电极体12上的结构,也可以是分别设置于支撑件11和电极体12上的结构构成的整体。其中一具体方案,如在支撑件11上设置一凹槽,另在电极体12的流体喷射管125上设置一卡件,装配时,将卡件置于凹槽中来限定流体出口123的朝向。其他方案不再一一列举。

[0078] 一种流体可控式电凝电极,包括手柄2,所述手柄近端连接有缆插头3和进水管4,还包括所述前端组件1,所述前端组件1设置于所述手柄2的远端,所述进水管4与流体通道111连通。所述进水管4包括管路和注液件41。其中,流体通道111可以是进水管4的一部分,也可以通过三通管等分流组件单独设置。缆插头3通过导线31与电极体12连接。

[0079] 一种流体可控式电凝系统,参考附图14,包括主机6、流量控制器7和电极,所述电极包括手柄2和所述前端组件1,所述手柄近端连接有缆插头3和进水管4,所述前端组件设置于所述手柄2的远端,所述进水管4与流体通道111连通;所述流量控制器7被配置为根据主机6设定的各级输出功率匹配对应的转速,即提前设定好的各级输出功率匹配对应的转速,以控制流量大小。

[0080] 电极工作的基本原理:

①电极的凝血原理:利用高频电流的热效应,即高频电流经过组织时,组织会发热,该热量会令组织脱水、皱缩,从而实现凝血效果。

[0081] ②每组电极体为2个金属电极头,电极头的极性相反,2个金属电极头会接触组织,对组织进行凝血。

[0082] ③金属电极头内部具有通道和出水口,将流体(生理盐水)输送至目标组织。

[0083] 所述电极可以设置手控按键,按键可以设置1个、2个或3个,如设置1个。按键设置的数目与该按键的功能相关,该功能的实现需配合主机6的设置,各个按键可能的功能可以是:

(1). 按键设置1个时:起开关通断电的作用;

(2). 按键设置2个时:一个作用是凝血,另一个作用是消融;

(3). 按键设置3个时:一个作用是开关通断电的作用,另一个作用是凝血,最后一个作用是消融。

[0084] 在其他实施例中,所述电极可以不设置手控按键,而是通过脚踏开关的方式来控制以实现相应的功能。

[0085] 所述流量控制器7被配置为根据主机6设定的各级输出功率匹配对应的转速不是本发明的主要发明点,且本领域技术人员可以现有技术 and 公知常识实现,因此不再赘述。

[0086] 既然流量控制器7可以控制管内压力,而压力可以控制扩散角,而扩散角可以控制出水的先后顺序;那么可以在电极上设置“不同前后位置”和“不同圆周角度位置”和“不同水平角度”的出水孔,这样可以控制不同时机、不同方向、不同角度的出水,以实现精准控

水。

[0087] 本发明通过上述方式可以解决出水的流量大小、喷射方位、喷射时机均不受控制的技术问题。尤其是：

1. 当希望小范围凝血时，电极输出低输出功率，凝血范围只限于两个电极之间的区域。电极的能量较低，组织产生热量相对高输出功率时低很多，通过本发明可以实现仅电极内侧（其他实施例也可以是外侧）出水（即生理盐水），出水少，对电极和组织降温可以控制在合适的范围内。这种方式能够同时控制流体出口123出水的流量大小、出水方位和出水时机，有别于单纯的控制流体出口123出水的数量，能够有效提升凝血效果。而且本发明通过减少出水，有效提升了手术过程中的手术视野，减少了吸水的额外工作，使用体验更好。

[0088] 2. 当希望大范围凝血时，电极提高输出功率，凝血范围会包含电极之间和电极以外的区域。电极的能量很高，组织产生热量很高，需要大流量的出水对电极和组织降温，现有的产品却无法满足此要求。本发明能够对两个电极之间和电极以外的区域同时进行水流降温，当水流增大到一定程度时，水流不会向电极四周喷射，水流可以直接到达目标位置，从而准确地带走目标位置的温度，将凝血温度控制在最佳温度区间，从而提升凝血效果。

[0089] 参考附图6和附图7所展示的凝血范围：

① 当仅需要小范围凝血时，此时输出功率较低，凝血范围仅在“*”所示区域；所以此时期望生理盐水的范围主要限于“*”所示区域。

[0090] 此时可以降低流量控制器7的转速，降低管内（喷嘴122）的压力，使生理盐水主要从A口流出。

[0091] ② 当仅需要大范围凝血时，此时电流功率较高，凝血范围在“*和~”所示一起的区域；所以此时期望生理盐水的范围需要增加。

[0092] 此时可以升高流量控制器7的转速，增加管内（喷嘴122）的压力，使生理盐水从A口和B口同时流出。

[0093] 参考附图6和图7，如选用低输出功率时，可以明显看到常规方案的流体不可控，其止血消融范围明显更大，不能精确控制到两个内侧的止血消融范围。若增大输出功率，本发明不会出现向两个电极外侧飘水（指喷射很远，不是直接作用于目标部位），而现有常规方案则容易出现向两个电极外侧飘水的情况。

[0094] 实施例2

本实施例与其他实施例的主要区别在于，参考附图9和附图10，每组所述电极体12有两个电极体12，每个电极体12上设有至少三个流体出口123（如A、B、C）。所述多个流体出口123的大小相同或由近端向远端逐渐变大，其在电极体12周向排列的角度位置也可以相同或不同。每组所述电极体12被配置为其中一个所述电极体12的两个或两个以上流体出口123（其中一个位于最近端）与另一个所述电极体12最近端的一个流体出口123朝向内侧，其余所述流体出口123朝向外侧（附图未画出）。

[0095] 所述流体出口123从近端到远端方向依次排列；所述流体出口123均为向远端方向倾斜的斜口；

所述朝向同一侧的流体出口123包括位于同一直线上或不位于同一直线上。即在所述电极体12的周向上，所述流体出口123朝向不同角度分布，参考附图9和附图10。

[0096] 实施例3

本实施例与其他实施例的主要区别在于,每组所述电极体12被配置为其中一个所述电极体12的两个或两个以上流体出口123(其中一个位于最近端)与另一个所述电极体12的两个或两个以上流体出口123(其中一个位于最近端)朝向内侧,其余所述流体出口123朝向外侧(附图未画出)。

[0097] 所述朝向同一侧的流体出口123包括位于同一直线上或不位于同一直线上。即在所述电极体12的周向上,所述流体出口123朝向不同角度分布参考附图9和附图10。

[0098] 实施例4

参考附图11和附图12,本实施例与其他实施例的主要区别在于,所述电极体12为两组,每组为两个,且相邻电极体12绝缘隔离设置于所述支撑件11的远端。在其他实施例中不排除具有三组或三组以上电极体12的情况。其余设置可以单一采用上述实施例的方案,也可以与上述实施例的任一者所公开的方案组合或与上述多个实施例所公开的方案组合。

[0099] 每个所述电极体12上至少设有两个与所述流体通道连通的流体出口123每个所述流体出口123从所述电极体12的近端到远端方向依次排列;

每组所述电极体12中,每个电极体12最近端的一个流体出口123朝向内侧;

每个所述电极体12上的流体出口123被配置为随着流体压力的增大沿着近端到远端方向依次喷射流体。

[0100] 本发明的各个实施例具体线路连接、安装方式等不是发明重点,可以参考以上内容结合常识实现,或者参考现有技术方案CN201910670161.4、CN201910669993.4、CN202010819571.3等实现,因此不再赘述。

[0101] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进、组合等,均应包含在本发明的保护范围之内。

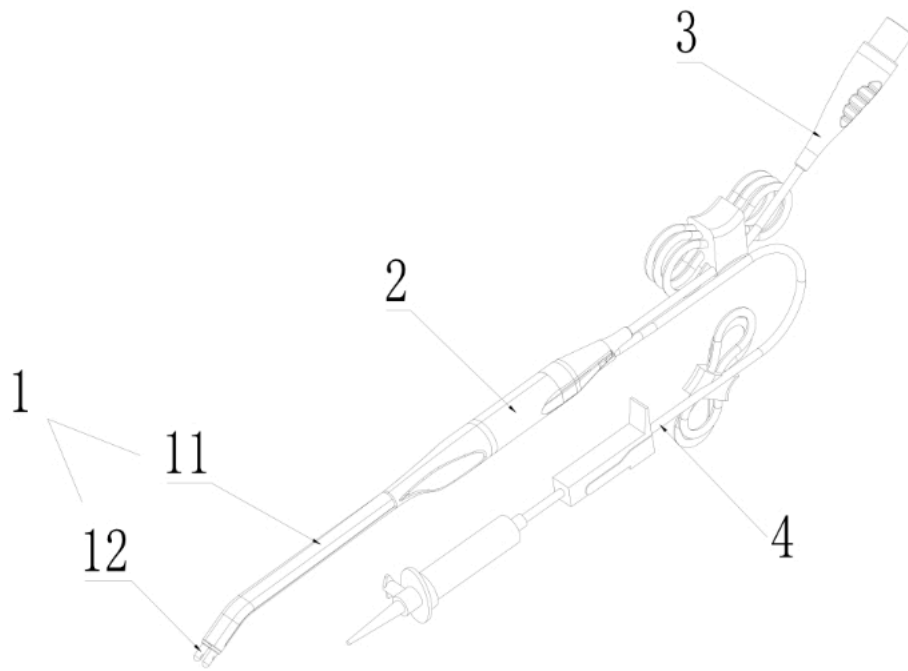


图 1

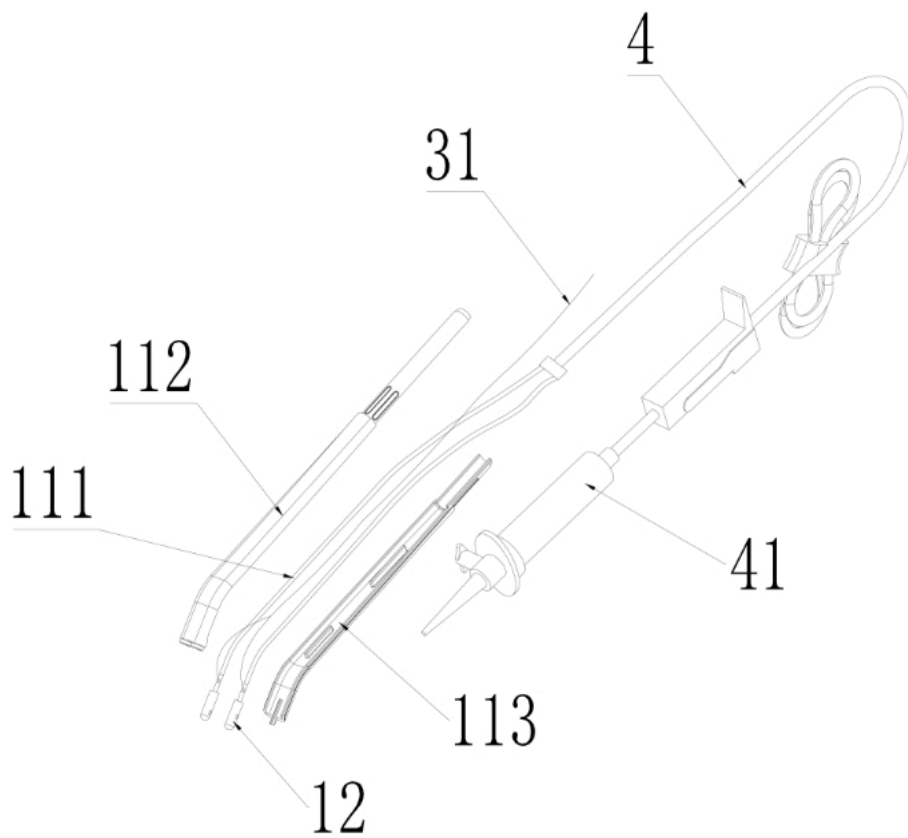


图 2

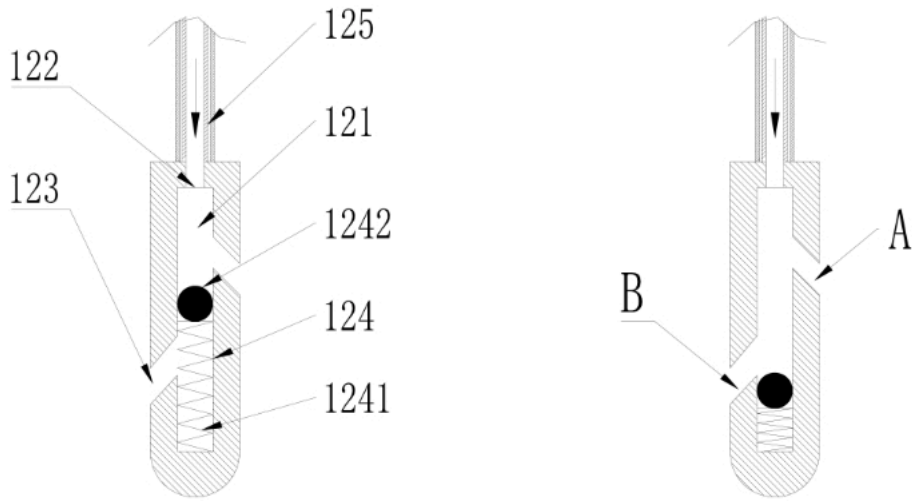


图 3

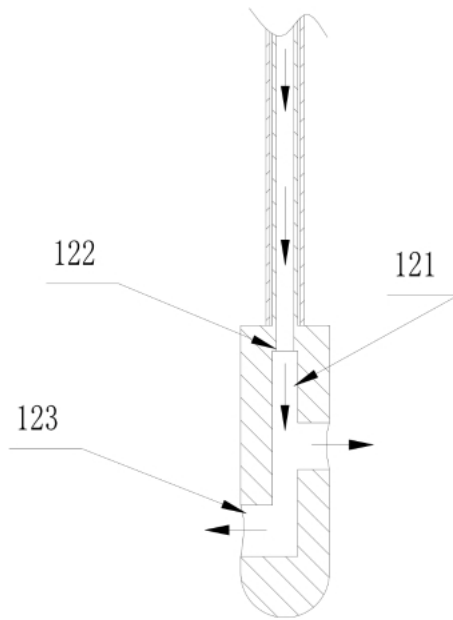


图 4

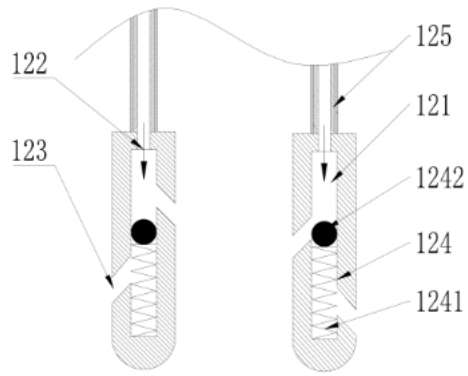


图 5

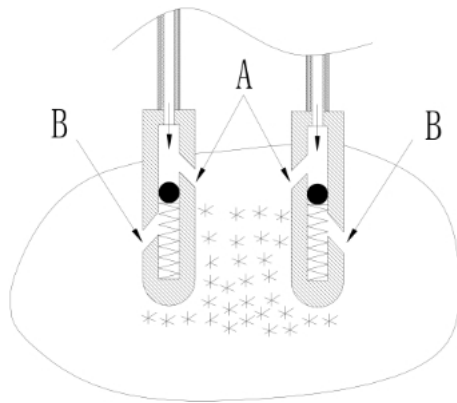


图 6

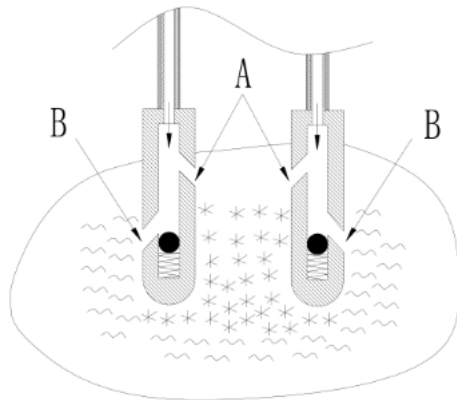


图 7

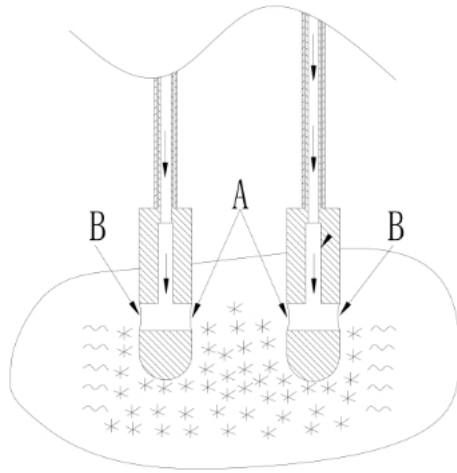


图 8

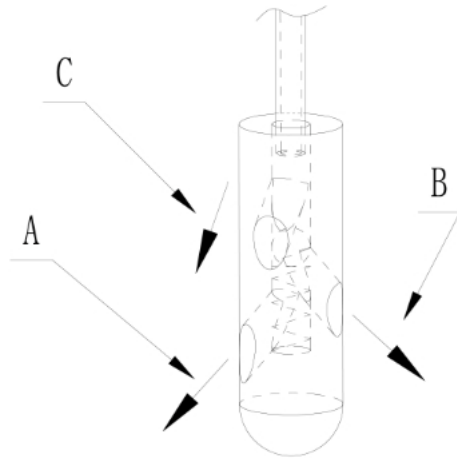


图 9

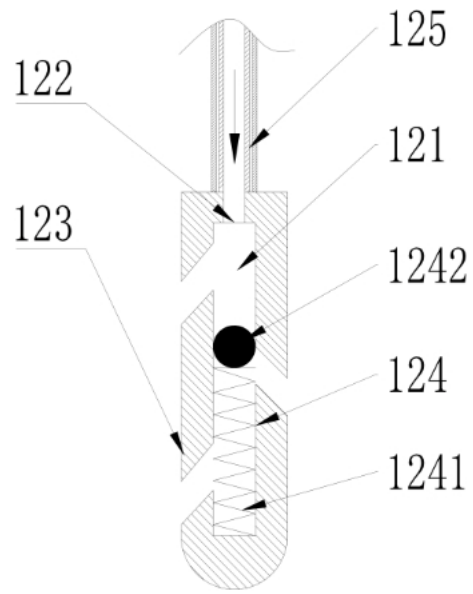


图 10

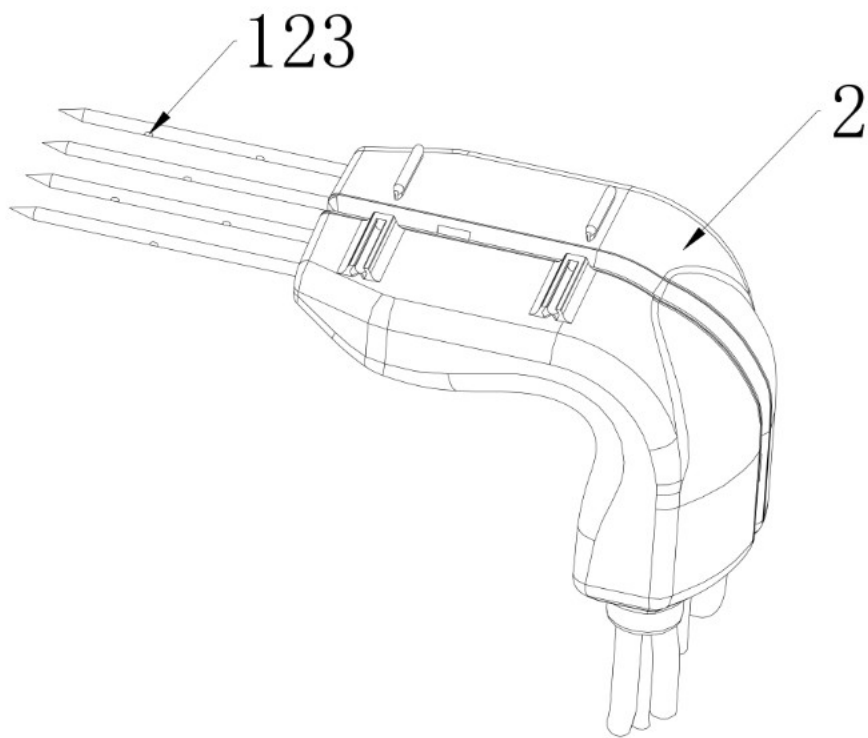


图 11

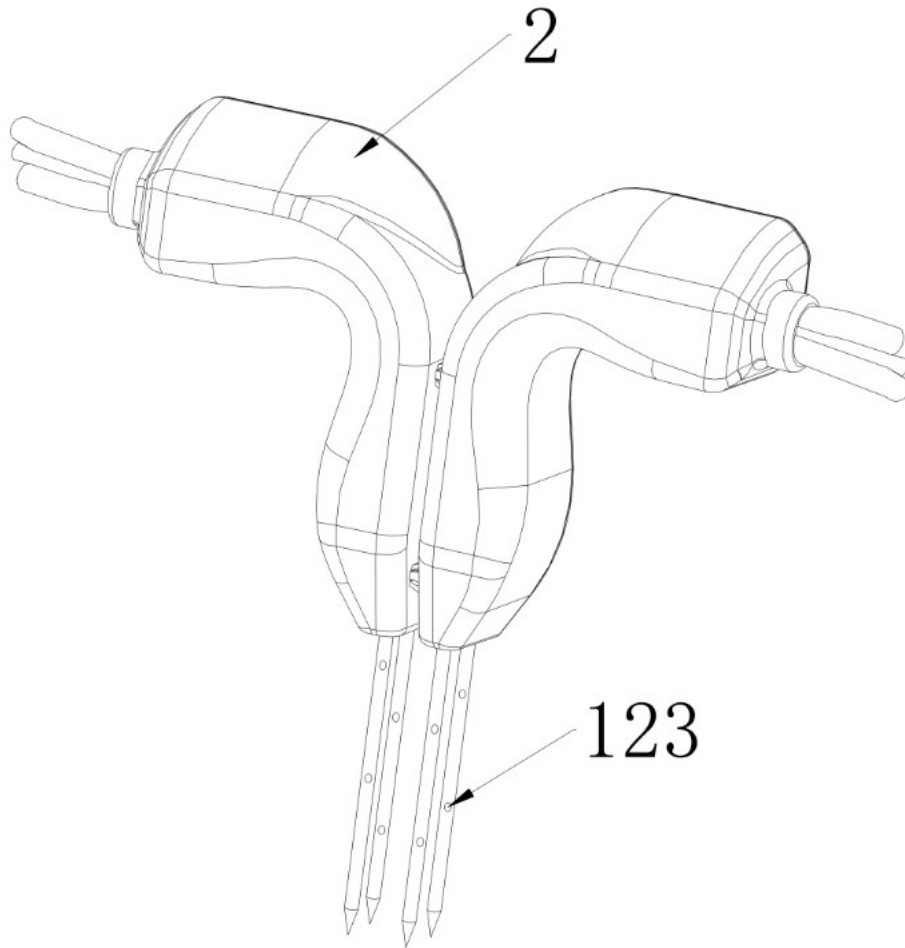


图 12

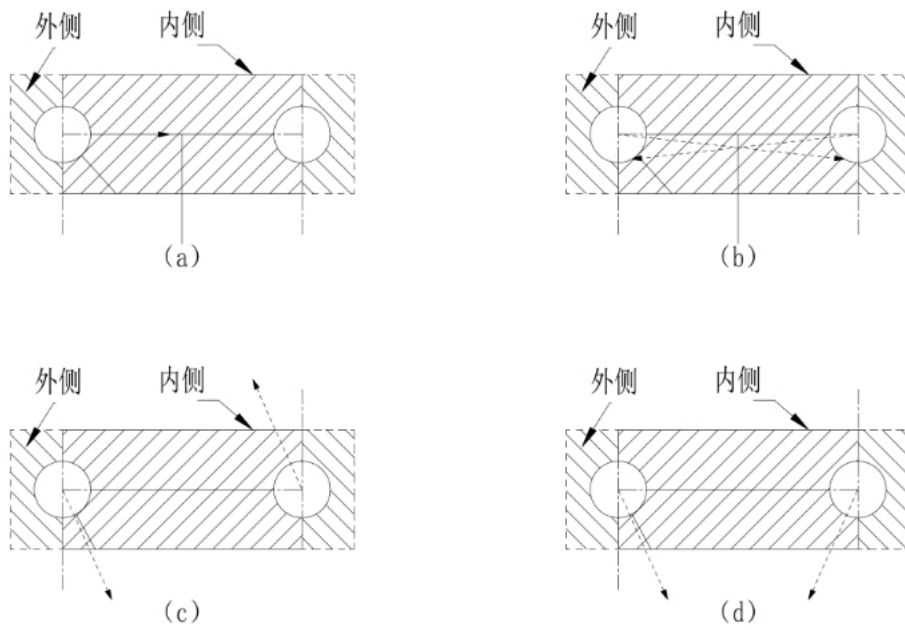


图 13

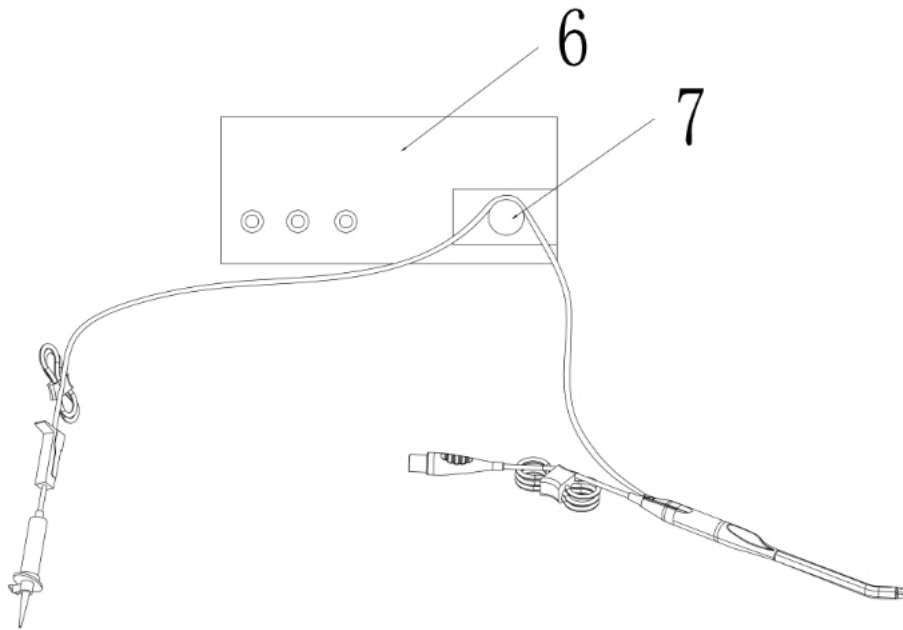


图 14