



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101961265 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 25

(21) 申请号 201010507487. 4

CN 201085684 Y, 2008. 07. 16,

(22) 申请日 2010. 10. 14

CN 201101573 Y, 2008. 08. 20,

(73) 专利权人 浙江大学

审查员 黄长斌

地址 310027 浙江省杭州市西湖区浙大路
38 号

(72) 发明人 丁国平 曹利平 阙日升

(74) 专利代理机构 杭州裕阳专利事务所 (普通
合伙) 33221

代理人 江助菊

(51) Int. Cl.

A61B 18/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 2486120 Y, 2002. 04. 17,

WO 2009/150638 A2, 2009. 12. 17, 全文.

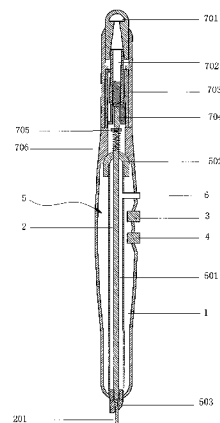
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 4 页

(54) 发明名称

水导电凝止血刀

(57) 摘要

本发明公开了一种水导电凝止血刀, 包括壳体, 设置在壳体内的电刀芯, 电刀芯分别通过电凝开关和电切开关与外部高频发生器相应的输出端电连接, 电刀芯的电刀芯头部从壳体的下端口伸出, 在壳体内设有用于从壳体下端口渗水的导水器件, 设在该导水器件上的进水口延伸出壳体并与外部供给水液并控制该水液流量的输水器连通。本发明水导电凝止血刀, 在现有的普通金属电刀的基础上由于增设了可渗水的导水器件, 通过渗水的蒸发带走电凝产生的多余热量, 从而在组织表面产生和传导不超过 100 度的温度, 解决了现有普通金属电刀由于电凝止血炭化过度和 / 或炭化厚度不够而存在的凝血效果不好的问题; 与昂贵的超声刀设备和射频刀设备相比, 结构简单, 成本低。



1. 一种水导电凝止血刀,包括壳体(1),设置在所述壳体(1)内的电刀芯(2),所述电刀芯(2)分别通过电凝开关(3)和电切开关(4)与外部高频发生器相应的输出端电连接,兼做刀头和电极的所述电刀芯(2)的电刀芯头部(201)从所述壳体(1)的下端口伸出,其特征在于:在所述壳体(1)内设有用于从所述壳体(1)下端口渗水的导水器件(5),设在该导水器件(5)上的进水口(6)延伸出壳体(1)并与外部供给水液并控制该水液流量的输水器连通,所述导水器件(5)由导水管(501),封装在所述导水管(501)上端部的封水器(502),与所述导水管(501)下端部螺接的由金属材料制成的且兼做刀头和电极的导水管头部(503)构成,所述导水管头部(503)延伸出所述壳体(1)的下端口;所述进水口(6)与导水管(501)上部的侧壁连通;所述电刀芯(2)设置在导水管(501)内,其上端部和下端的所述电刀芯头部(201)分别从所述封水器(502)的顶部轴心孔和导水管头部(503)的底部轴心孔密封滑动穿出;在所述导水管头部(503)的下端部设有多个渗水孔(504),在所述电刀芯(2)上端部设有控制其电刀芯头部(201)伸出或缩入导水管头部(503)的按压式伸缩控制机构;在电刀芯头部(201)伸出导水管头部(503)状态下,通过电刀芯(2)的与电刀芯头部(201)连接处的较粗端部(202)进入导水管头部(503)轴孔,与导水管头部(503)轴孔形成液密封结构,渗水孔(504)水路关闭;在电刀芯头部(201)缩入导水管头部(503)状态下,通过电刀芯(2)的所述较粗端部(202)退出导水管头部(503)轴孔,渗水孔(504)水路联通。

2. 根据权利要求1所述的水导电凝止血刀,其特征在于:所述按压式伸缩控制机构由自电刀芯(2)顶端向下依次设置在该电刀芯(2)上的伸缩掀键帽(701)、伸缩掀键(702)、内轨导管(703)、伸缩头(704)、和弹簧(706)构成,所述弹簧(706)的上端与设置在电刀芯(2)上的金属块(705)抵触,其下端与所述封水器(502)的顶端抵触;所述伸缩掀键帽(701)的上部穿过所述壳体(1)顶端的通孔延伸出壳体(1)。

水导电凝止血刀

技术领域

[0001] 本发明涉及一种外科手术解剖和止血器械,尤其是一种水导电凝止血刀。

背景技术

[0002] 外科手术如肝脏等实质性脏器部分切除后,都需要对器官断面进行止血处理。目前,对器官断面止血的办法有缝扎、超声刀技术、射频技术、高频电流等等。这些方法均涉及毛细血管和小血管封闭技术,其中缝扎属于物理技术封闭,只能处理点状活动性出血。超声刀通过传导超声频率的机械能,使组织粉碎切割,同时与组织摩擦时产生的热量使组织蛋白凝固止血,超声刀分离组织效果较好,不具有对创面凝血的功能,且价格昂贵。射频技术的原理是通过射频电流(460 ~ 500kHz)激发电极周围组织中的离子和极性分子(如水分子),使其高速震荡和摩擦,继而转化为热能,在极短的时间内产生80℃~100℃的高温,从而将组织蛋白凝固或细胞坏死,射频刀的优点是组织凝固厚度很好,但射频本身不具备分离组织的功能,需借助其它技术分离组织,且价格昂贵,大大提高了手术费用。高频电流法通过在电极与组织之间产生高频电流对目标组织进行加热,以产生干燥,汽化和炭化作用,使组织蛋白凝固止血,该方法是目前临床上应用最广泛的止血技术,它包括普通金属电刀和氩气刀,普通金属电刀,电刀连接外部高频发生器的一个电极端子,人体连接所述外部高频发生器的另一个电极端子,通过在电刀与组织之间产生高频电流对目标组织进行加热,以产生干燥、汽化和炭化作用,电凝产生的温度较高,常使创面组织焦痂化,通过焦痂覆盖于组织表面而止血,缺点是凝血效果不好,对出血速度较快的出血点凝血时,焦痂达到一定厚度后即停止导电,焦痂厚度可能无法紧密覆盖出血组织,同时止血过程中产生烟雾会对病人和医务人员有害,目前已有一种多功能电刀可同时具有吸引废气的功能,由于普通金属电刀价格便宜,目前仍是临床上使用最普遍的手术分离和止血器械;氩气刀是利用氩气作为导电介质,在手术中可降低创面温度,减少损伤组织的氧化、炭化(冒烟、焦痂),因此焦痂效果好于普通电刀,但由于焦痂厚度较金属电刀更薄,因此对大创面慢性渗血效果较好,对活动性出血效果较差,且氩气刀需要采用专门的主机设备和氩气,价格昂贵。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种水导电凝止血刀,既具有分离组织的功能,又具有很好的凝血效果,且成本低。

[0004] 为实现上述目的,本发明可采取下述技术方案:

[0005] 本发明水导电凝止血刀,包括壳体,设置在所述壳体内的电刀芯,所述电刀芯分别通过电凝开关和电切开关与外部高频发生器相应的输出端电连接,兼做刀头和电极的所述电刀芯的电刀芯头部从所述壳体的下端口伸出,在所述壳体内设有用于从所述壳体下端口渗水的导水器件,设在该导水器件上的进水口延伸出壳体并与外部供给水液并控制该水液流量的输水器连通。

[0006] 所述导水器件由导水管,封装在所述导水管上端部的封水器,与所述导水管下端

部螺接的由金属材料制成的且兼做刀头和电极的导水管头部构成,所述导水管头部延伸出所述壳体的下端口;所述进水口与导水管上部的侧壁连通;所述电刀芯设置在导水管内,其上端部和下端的所述电刀芯头部分别从所述封水器的顶部轴心孔和导水管头部的底部轴心孔密封滑动穿出;在所述导水管头部的下端部设有多个渗水孔,在所述电刀芯上端部设有控制其电刀芯头部伸出或缩入导水管头部的按压式伸缩控制机构;在电刀芯头部伸出导水管头部状态下,电刀芯的与电刀芯头部连接处的较粗端部进入导水管头部轴孔,通过与导水管头部轴孔构成液密封,渗水孔水路关闭;在电刀芯头部缩入导水管头部状态下,电刀芯的所述较粗端部退出导水管头部轴孔,渗水孔水路联通。

[0007] 所述按压式伸缩控制机构由自电刀芯顶端向下依次设置在该电刀芯上的伸缩掀键帽、伸缩掀键、内轨道管、伸缩头、和弹簧构成,所述弹簧的上端与设置在电刀芯上的金属块抵触,其下端与所述封水器的顶端抵触;所述伸缩掀键帽的上部穿过所述壳体顶端的通孔延伸出壳体。

[0008] 本发明所述的水导电凝止血刀,在现有的普通金属电刀的基础上增设了用于从所述壳体下端口渗水的导水器件,在对组织电凝时,该导水器件在所述输水器的控制下从所述壳体下端口以一定的速率渗水,覆盖于组织与所述电刀芯头部之间,所述渗水通过蒸发带走电凝电流产生的多余热量,从而在组织表面产生和传导不超过 100 度(水的沸点)的温度,该温度恰好使组织蛋白变性凝固而不会炭化结痂,同时,通过水与组织的接触持续导热,热量可持续传导至组织深处,因此组织蛋白凝固的深度较好,解决了现有普通金属电刀由于对组织电凝止血炭化过度和/或炭化厚度不够而存在的凝血效果不好的问题;本发明结构简单,与昂贵的超声刀设备和射频刀设备相比,成本低廉。

[0009] 进一步的,本发明还设有按压式伸缩控制机构,用于控制电刀芯头部伸出或缩入导水管头部,并关闭或开放渗水孔,在电刀芯头部伸出时,本发明所述的水导电凝止血刀具有普通金属电刀电凝和电切的功能;在电刀芯头部缩入导水管头部时,具有所述的水导电凝功能。

附图说明

[0010] 图 1 是本发明的纵剖结构示意图;

[0011] 图 2 是图 1 的导水器件的结构示意图;

[0012] 图 3 是图 2 中导水管头部的局部放大结构示意图;

[0013] 图 4 是图 3 沿 A-A 向的剖视结构示意图;

[0014] 图 5 是图 1 的电刀芯头部缩入导水管头部的局部放大结构示意图;

[0015] 图 6 是图 1 的电刀芯头部伸出导水管头部的局部放大结构示意图。

具体实施方式

[0016] 如图 1 至图 6 所示,本发明水导电凝止血刀,它包括:

[0017] 壳体 1;

[0018] 导水器件 5,设置在所述壳体 1 内的用于从所述壳体 1 下端口渗水的所述导水器件 5,由导水管 501,封装在所述导水管 501 上端部的封水器 502,与所述导水管 501 下端部螺接的由金属材料制成的且兼做刀头和电极的导水管头部 503 构成,所述导水管头部 503 延

伸出所述壳体 1 的下端口；电刀芯 2，所述电刀芯 2 设置在导水管 501 内，其上端部和下端的电刀芯头部 201 分别从所述封水器 502 的顶部轴心孔和导水管头部 503 的底部轴心孔密封滑动穿出，在电刀芯 2 的上部设有一金属块 705，该金属块 705 分别通过电凝开关 3 和电切开关 4 与外部高频发生器相应的输出端电连接，在所述电刀芯 2 上端部设有控制其电刀芯头部 201 伸出或缩入导水管头部 503 的按压式伸缩控制机构，在导水管头部 503 的下端部设有多个渗水孔 504，在电刀芯头部 201 伸出导水管头部 503 状态下，通过电刀芯 2 的与电刀芯头部 201 连接处的较粗端部 202 进入导水管头部 503 轴孔，所述较粗端部 202 与导水管头部 503 轴孔形成液密封结构，因导水管 501 内的水液无法进入导水管头部 503 轴孔，所以设在导水管头部 503 的渗水孔 504 的水路被切断；在电刀芯头部 201 缩入导水管头部 503 状态下，通过电刀芯 2 的所述较粗端部 202 退出导水管头部 503 轴孔，导水管 501 内的水液可以进入导水管头部 503 轴孔，渗水孔 504 水路联通；

[0019] 所述按压式伸缩控制机构，其原理与公知的按压式伸缩圆珠笔的按压式伸缩控制机构相同，由自电刀芯 2 顶端向下依次设置在该电刀芯 2 上的伸缩揿键帽 701、伸缩揿键 702、内轨道管 703、伸缩头 704、和弹簧 706 构成，所述弹簧 706 的上端与上述金属块 705 抵触，其下端与所述封水器 502 的顶端抵触；所述伸缩揿键帽 701 的上部穿过所述壳体 1 顶端的通孔延伸出壳体 1；以及

[0020] 进水口 6，所述进水口 6 一端与导水管 501 上部的侧壁连通，另一端延伸出壳体 1 并与外部供给水液并控制该水液流量（包括关闭水液）的输水器连通。

[0021] 另外，壳体 1 外表面设有三条斜沟，为食指沟、拇指沟和中指沟，分别对应握刀时的食指、拇指和中指，其中拇指沟内又分为两小沟，电凝开关 3 和电切开关 4 分别设计于两小沟内，壳体 1 中部外表面呈椭圆形凸起，上有垂直纹路。上述设计使手术者握刀更加稳定，操作精细而且准确。壳体外型设计符合人体学原理。

[0022] 当然，上述具体实施方式所述的导水器件 5，也可以采用简单的结构，例如：该导水器件 5 可以是下端部开设有至少一个渗水孔 504、上开口与所述进水口 6 连通的空心管，该空心管优选采用不锈钢金属材料。

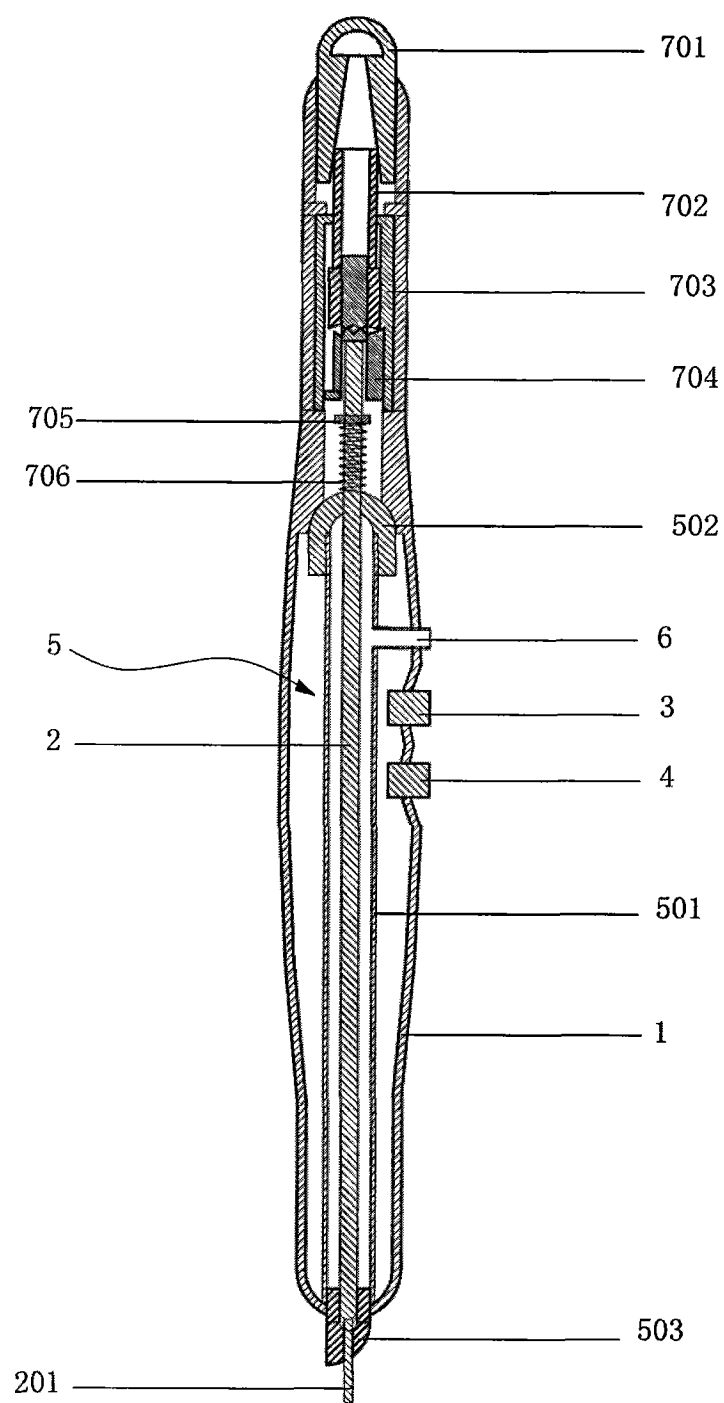


图 1

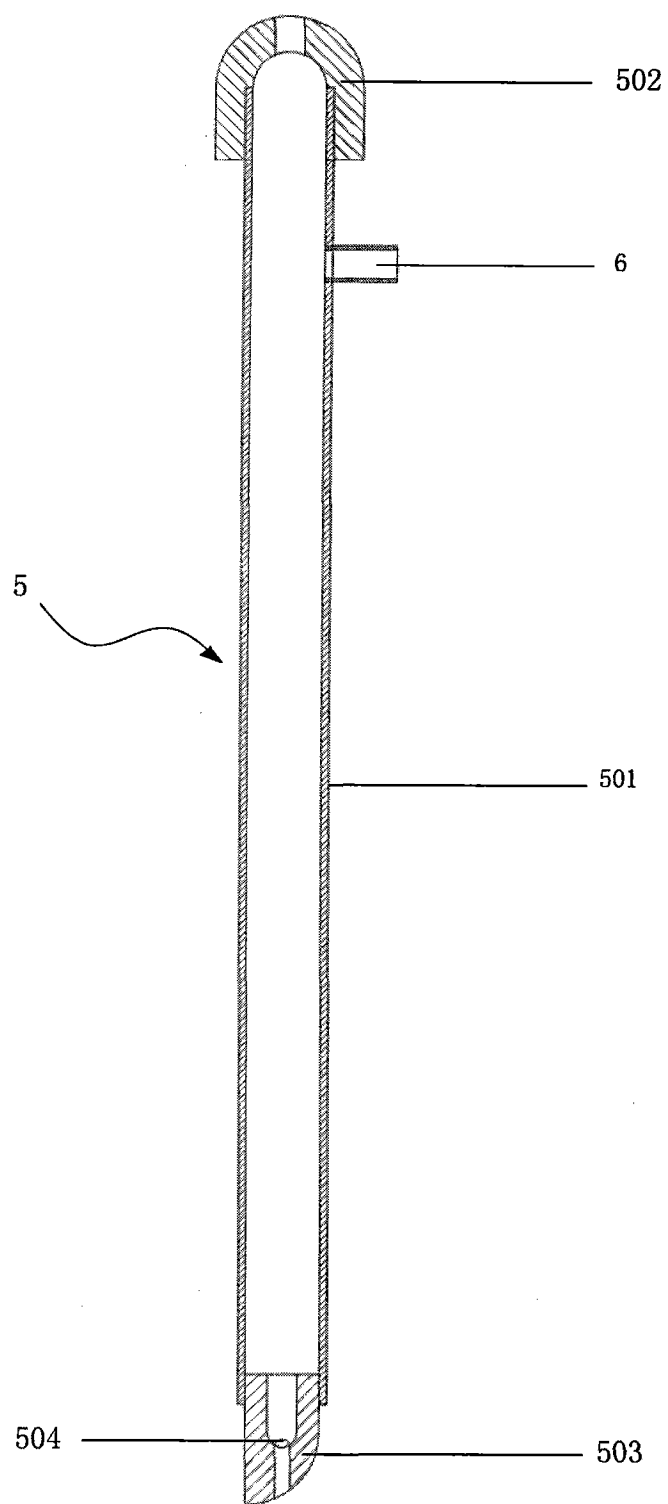


图 2

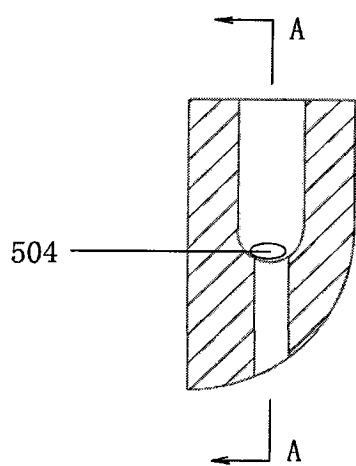


图 3

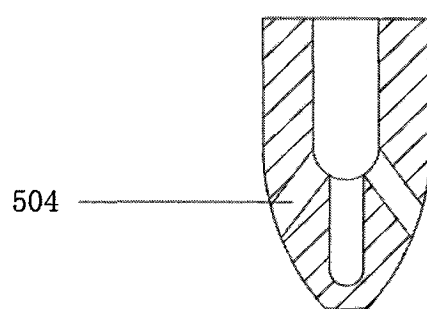


图 4

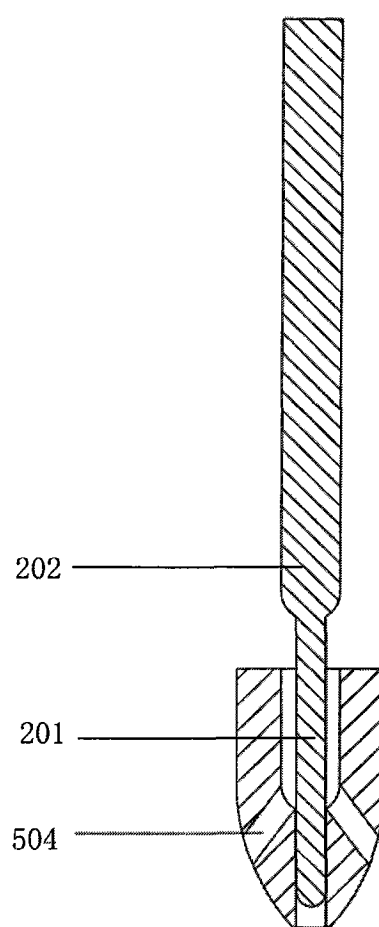


图 5

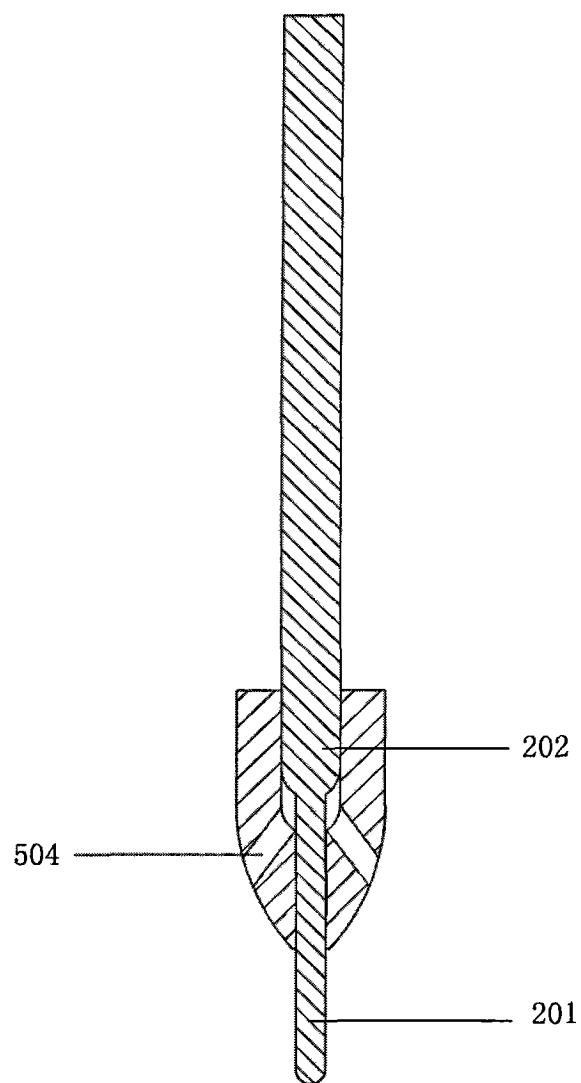


图 6

专利名称(译)	水导电凝止血刀		
公开(公告)号	CN101961265B	公开(公告)日	2012-07-25
申请号	CN201010507487.4	申请日	2010-10-14
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	丁国平 曹利平 阙日升		
发明人	丁国平 曹利平 阙日升		
IPC分类号	A61B18/04		
审查员(译)	黄长斌		
其他公开文献	CN101961265A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种水导电凝止血刀，包括壳体，设置在壳体内部的电刀芯，电刀芯分别通过电凝开关和电切开关与外部高频发生器相应的输出端电连接，电刀芯的电刀芯头部从壳体的下端口伸出，在壳体内设有用于从壳体下端口渗水的导水器件，设在该导水器件上的进水口延伸出壳体并与外部供给水液并控制该水液流量的输水器连通。本发明水导电凝止血刀，在现有的普通金属电刀的基础上由于增设了可渗水的导水器件，通过渗水的蒸发带走电凝产生的多余热量，从而在组织表面产生和传导不超过100度的温度，解决了现有普通金属电刀由于电凝止血炭化过度和/或炭化厚度不够而存在的凝血效果不好的问题；与昂贵的超声刀设备和射频刀设备相比，结构简单，成本低。

