



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101001579 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 05

(21) 申请号 200580026865. 4

(22) 申请日 2005. 07. 15

(30) 优先权数据

102004039053. 3 2004. 08. 11 DE

102004055669. 5 2004. 11. 18 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007. 02. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2005/007737 2005. 07. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02006/018086 DE 2006. 02. 23

(73) 专利权人 爱尔伯电子医疗设备公司

地址 德国杜宾根

(72) 发明人 迪特尔·哈夫纳

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 杨生平 杨红梅

(51) Int. Cl.

A61B 18/14 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004/0049185 A1, 2004. 03. 11, 附图 4-5.

US 5443463 A, 1995. 08. 22, 说明书第 3-4 栏, 附图 1A-2A.

US 5797938 A, 1998. 08. 25, 全文.

US 2004/0116979 A1, 2004. 06. 17, 附图 5、15, 说明书第 0097 段.

US 5944718 A, 1999. 08. 31, 全文.

审查员 贾燕

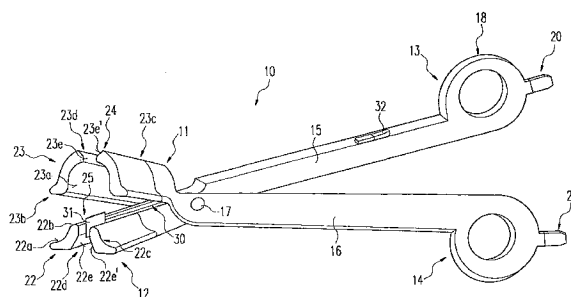
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 3 页

(54) 发明名称

电外科器具

(57) 摘要

本发明涉及一种电外科器具 (10), 其包含两个彼此铰接相连的分支 (15, 16), 这些分支可以对应于切割工具或者夹持工具来操作。此外, 器具包括相互对置的电极部分 (22, 23), 它们在分支的远端 (11, 12) 上具有凝固面 (22a, 23a), 以用于抓住脉管或者组织并且用于将凝固电流引导通过所述脉管或者组织以使它们凝固, 其中至少一个电极部分具有作为用于切割器具 (30) 的导向间隙的通道区域, 使得至少其中一个电极部分被分成至少两个区域并且切割器具可以置放在被抓住的脉管或者组织上用于实施切割过程。此外, 还设置有用于将所述凝固电流从 HF 发生器提供给电极部分的电流供给装置。电外科器具如下改进: 在至少一个电极部分上的通道区域保证了切割器具的最佳导向并且同时可以简单地再加工和 / 或后处理。对此, 至少一个电极部分的至少两个区域具有分别对置的、朝着凝固面逐渐变细地互相设置的划分面 (22e, 22e', 23e, 23e')。



1. 一种电外科器具,其具有:

- 两个彼此铰接相连的分支 (15,16),所述分支可以以切割工具或者夹持工具的方式来操作,

- 相互对置的电极 (22,23),其在所述分支 (15,16) 的远端 (11,12) 上具有凝固面 (22a,23a),用于抓住脉管或者组织 (40) 并且用于将凝固电流引导通过所述脉管或者组织 (40) 以使它们凝固,其中至少一个电极 (22,23) 具有一个作为用于切割器具 (30) 的导向间隙 (24) 的通道区域 (22d,23d),使得所述至少一个电极 (22,23) 分成至少两个区域,并且所述切割器具 (30) 可以置放在被抓住的所述脉管或者组织 (40) 上用于实施切割过程,

- 用于将所述凝固电流从 HF 发生器提供给所述电极 (22,23) 的电流供给装置 (20,21),

其特征在于,

所述至少一个电极 (22,23) 的所述至少两个区域分别具有相互对置的、朝着所述凝固面 (22a,23a) 逐渐变细地设置的划分面 (22e,22e',23e,23e')。

2. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,通道区域 (22d,23d) 设置在对置的电极 (22,23) 上,在分支 (15,16) 合在一起的情况下,所述电极基本上对齐地互相邻接。

3. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,所述切割器具 (30) 与所述电外科器具 (10) 相连地构造。

4. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,所述切割器具 (30) 可以机械地和/或电操作。

5. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,所述切割器具 (30) 构造用于借助 HF 电流进行切割,并且与控制单元相连,使得可根据手术阶段来提供切割电流。

6. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,所述电极 (22,23) 分别具有至少一个夹持区域 (22c,23c),这样使得在夹持所述组织 (40) 的情况下,使在所述电极 (22,23) 之间预拉伸所述组织,并且在被预拉伸的组织 (40) 上可以借助所述切割器具 (30) 实施切割过程。

7. 根据权利要求6所述的电外科器具,其特征在于,所述夹持区域 (22c) 的其中之一至少在第一中间段中凸面弯曲,与其对置的夹持区域 (23c) 至少在第二中间段凹面弯曲,使得在所述分支 (15,16) 合在一起的情况下,所述夹持区域 (22c,23c) 基本上形状配合地相互交错。

8. 根据权利要求6所述的电外科器具,其特征在于,所述夹持区域 (22c) 的其中之一至少在第一中间段中凸面弯曲,与其对置的夹持区域 (23c) 至少在第二中间段凹面弯曲,其中所述凹面弯曲的夹持区域 (23c) 至少在所述第二中间段中的弯曲半径大于所述凸面弯曲的夹持区域 (22c) 在所述第一中间段中的弯曲半径,以及其中弯曲部 (22b,23b) 绕所述远端 (11,12) 的纵轴分布,使得在所述远端 (11,12) 之间所保持的且垂直于所述纵轴分布的脉管或组织 (40) 用朝所述第一和第二中间段升高的挤压力来保持。

9. 根据权利要求6所述的电外科器具,其特征在于,在所述一个夹持区域上和/或在所述与其对置的夹持区域上构造支持张紧作用的表面轮廓 (27,27')。

10. 根据权利要求9所述的电外科器具,其特征在于,所述支持张紧作用的表面轮廓 (27,27') 构造为锯齿轮廓。

11. 根据权利要求9或者10所述的电外科器具,其特征在于,所述支持张紧作用的表面轮廓(27,27')构造为使得在所述电极(22,23)之间设置至少一个狭窄部。

12. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,在至少一个凝固面上构造有绝缘段(28),使得可以避免所述凝固面(22a,23a)之间的直接的电接触。

13. 根据权利要求12所述的电外科器具,其特征在于,所述绝缘段(28)由多个分段构造。

14. 根据权利要求12所述的电外科器具,其特征在于,所述绝缘段(28)结构化地构造。

15. 根据权利要求12所述的电外科器具,其特征在于,所述绝缘段(28)由陶瓷或者金刚石构造。

16. 根据权利要求12所述的电外科器具,其特征在于,所述绝缘段(28)构造为特殊的或者任意的、支持特殊的或者任意的张紧作用的表面轮廓(27,27')。

17. 根据权利要求1所述的电外科器具,其特征在于,所述器具构造为腹腔镜器具。

## 电外科器具

[0001] 本发明涉及一种电外科器具。

[0002] 电外科器具已用于高频外科多年,以便凝固生物组织,但也可以用于切割生物组织。在凝固的情况下,高频电流通过待处理的组织,使得由于蛋白质凝固和脱水而导致组织改变。在此,组织这样地收缩,使得脉管封闭并且止血。在进行凝固之后,例如可借助机械地工作的切割器具来切去组织。

[0003] 电外科过程不仅可以单极而且可以双极地实施。在单极技术中,电外科器具具有仅仅唯一一个电流供给,因此待处理的组织(或者患者)必须被置于其它电势上。然而,以两个相互电绝缘的部分构造的双极器具日益变得重要。由此,电极部分之间的电流通路可以被计算并且不经过通过患者身体的远的距离。由此,减小了对例如心脏起搏器或者其它手术期间与患者连接的设备的影响。

[0004] 双极凝固器具基本上具有两个彼此铰接相连的分支,在它们的近端上设置有用用于操作分支的手柄装置。具有用于抓住组织和用于引导凝固电流通过组织的凝固面的电极部分位于这些分支远端上。此外,通过电流供给装置将由 HF 发生器提供的 HF 电流导向双极器具的电极部分。

[0005] 公知的双极凝固器具在电极部分上经常具有通道区域,通道区域构造为用于切割器具的导向间隙。即,电极部分至少局部分开,使得在夹持在电极部分之间的组织上可以置放切割器具。在将组织锁定在凝固器具的电极部分之间期间,导向间隙相应地能够实现切割器具到达组织。此外,导向间隙设置来导向切割器具,以便这样保证在组织上精确地切割。这对要机械地操纵的切割器具是特别有利的。

[0006] 例如在 US 2003/0229344A1 中公知了这种器具。它示出了一种双极钳子,在该钳子中,执行单元并且特别是双极钳子的导电区域具有槽,以便能够在夹持在执行单元之间的组织上实现切割器具的到达。槽这样地实施,使得尽可能少地中断电极部分的凝固面。在槽的这种构造中,只有花费大的费用才可以对其进行再处理,即对其进行清洗,因为难于进入槽中。

[0007] 为了克服这种问题,其它已公开的器具设置有很宽的槽或者导向间隙。在此,必须容忍凝固面的显著减小或者尤其是机械的切割器具的不充分导向。

[0008] 也提供了作为一次性解决方案的公开的器具,以便避开清洗。与此相联系的是极高的成本。

[0009] 因此,本发明的任务在于,如下改进开始所述类型的用于凝固的电外科器具,使得在至少一个电极部分上的通道区域持久地保证了切割器具的最佳导向。

[0010] 该任务通过一种电外科器具来解决,该电外科器具包括相互铰接相连的分支,这些分支可以对应于切割工具或者夹持工具来操作。此外,器具包括相互对置的电极部分,电极部分在分支的远端上具有凝固面,用于抓住脉管或者组织并且用于引导凝固电流通过脉管或者组织以进行凝固,其中至少一个电极部分具有作为用于切割器具的导向间隙的通道区域,使得至少其中一个电极部分分成至少两个区域,并且切割器具可以置放在被抓住的脉管或者组织上用于实施切割过程。此外,设置有用用于将凝固电流从 HF 发生器提供给电极

部分的电流供给装置。至少一个电极部分的至少两个区域具有分别对置的、相互朝着凝固面逐渐变细地设置的分划面。

[0011] 本发明的一个本质点在于,在背向电极部分之间的切割区域的方向上,导向间隙在两个电极部分上扩展。由此,在切割区域的直接邻近中,由于导向间隙逐渐变细的构造而可以精确地导向切割器具并且仅仅不显著地中断电极部分的凝固区。同时,容易到达导向间隙的其余区域并且由此也易于清洗。如果要对导向间隙进行再处理,即例如涂覆涂层,则由于更好的可达到性而可以简单地完成。

[0012] 在第一优选的实施形式中,通道区域设置在对置的电极部分上,其中在分支合在一起的情况下,电极部分基本上互相对齐地邻接。如果仅仅一个通道区域构造在电极部分上,则该电极部分特别适于例如借助外科手术刀将组织切开,其中组织以张紧的状态完全处于对置的电极部分上。如果将通道区域设置在两个电极部分上,则例如可将外科手术剪置放在凝固的组织上并且以简单的方式切开该组织。为了实施可良好计算的切割,通道区域优选设置在电极部分的中间段中。

[0013] 在另一种优选的实施形式中,切割器具与电外科器具相连地构造。例如,切割器具位于其中一个分支内并且需要时可引入切割位置。由此,可以避免器具更换,使得不必中断手术过程。

[0014] 在切割器具集成进凝固器具的情况下,为能实现切割器具能够不受阻碍地到达组织,优选构造有两个具有通道区域的电极部分。

[0015] 如果切割器具并未与电外科器具成整体地构造,则这样地设计导向间隙,使得从外进来的切割器具在足够精确的导向的情况下可置放在预拉伸的组织上。

[0016] 一种有利的实施形式是,切割器具可机械和/或电操作。因此,例如可以在电外科器具上设置构造在杆上的刀刃,该刀刃在凝固期间容纳在分支中并且对切割过程则移向组织。在此可以自动进行刀刃或者其它切割器具的定位以及进给,或者也由外科医生机械地实施。

[0017] 一种根据本发明的解决方案是,构造借助 HF 电流来切割的切割器具并且与控制单元相连,使得可以根据手术阶段来提供切割电流。因此,手术员可以这样地控制切割过程,使得该过程自动地且最佳地进行。

[0018] 在一种优选的实施形式中,电极部分分别具有至少一个夹持区域,这样使得在夹持组织的情况下使组织在电极部分之间预拉伸,并且在预拉伸的组织上可借助切割器具实施切割过程。因此,可以借助切割器具,特别是借助机械的切割器具更容易地切割处于张力下的组织,因为组织的纤维横向于切割方向并且在此组织变得更薄。由此,极大地减小了在预拉伸的组织上为了完全切开组织所要施加的力并且抵消了切割器具的机械负载,特别是切割段的磨损。手术员也更容易完成切割过程并且更容易操作器具。由于电极部分的分划面朝着切割区域逐渐变细,所以尤其是可以特别容易地将要机械地操纵的切割器具置放在导向间隙上。

[0019] 在一种优选的实施形式中,夹持区域的其中之一至少在第一中间段凸面弯曲,与其对置的夹持区域至少在第二中间段凹面弯曲。由此,在分支合在一起的情况下,夹持区域基本上形状配合地相互交错。通过弯曲的夹持区域能够以最简单的方式实现组织的张紧,因为该组织通过弯曲的区域两侧地朝其端部区域拉,即拉伸。因此,通过形状配合可靠地使

组织以张紧状态锁定在分支之间。

[0020] 在本上下文中,“凸面”和“凹面”的概念不仅理解为以圆弧弯曲。更准确地说,这些术语表示任意类型的上升或者凹陷,即也例如屋顶形的上升和相应 V 形的凹陷。

[0021] 在另一种优选的实施形式中,夹持区域的其中之一至少在第一中间段凸面弯曲,与其对置的夹持区域至少在第二中间段凹面弯曲。在此,凹面弯曲的夹持区域至少在第二中间段中的弯曲半径大于凸面弯曲的夹持区域在第一中间段中的弯曲半径。弯曲这样围绕远端的纵轴伸展,使得保持在远端之间的且垂直于纵轴延伸的组织用朝着第一和第二中间段增大的挤压力来保持。由于不同弯曲地构造凝固面,数学上看来仅仅在凝固面的中凸线(Scheitellinie)上会出现凝固面的接触。即,在凝固面之间构造有最接近的区域,该区域对称地在凝固面的中凸线周围延伸。在该区域中,在分支合在一起的情况下,组织由于相对于其余凝固面提高了的挤压力而被特别强烈地压在一起并且由此可靠地锁定在电极部分之间。

[0022] 有利地,可简单地制造平滑几何形状,手术期间克服了组织的粘附以及可以对凝固面容易进行再处理或者必要时后处理。同时,在高挤压力即高压力的区域上,通过高夹持力来实现脉管或者组织的可靠关闭。

[0023] 根据本发明的解决方案是,在其中一个夹持区域和/或在与其对置的夹持区域上构造有支持张紧作用的表面轮廓。该轮廓优选构造在相应的夹持区域的端部区域上并且将组织附加地在由夹持区域限定的拉伸方向上移动或者防止组织逆着该拉伸方向向回退。

[0024] 优选地,支持张紧作用的表面轮廓构造为锯齿轮廓。例如可以这样地设置轮廓的齿,使得在分支合在一起的情况下这些齿始终继续伸入组织中并且带着组织一起向拉伸方向拉。由此,明显地提高了组织中的张力。当然必须注意避免通过轮廓伤害组织,使得这些齿优选地构造为倒圆的小节结。

[0025] 优选地,这样地构造轮廓,使得在分支略微打开的情况下通过轮廓将组织保持在其张紧的位置中。轮廓相应地起倒钩装置的作用。

[0026] 在一种优选的实施形式中,支持张紧作用的表面轮廓这样地构造,使得在电极部分之间设置有至少一个狭窄部。特别是在具有相同弯曲半径的电极部分中,这是合乎目的的。即,特别是以相同的弯曲半径构造的电极部分的凝固面优选这样地构造在两个端部区域上,使得在分支合在一起的期间,组织被一起朝端部区域拉,并且在分支合在一起的情况下,组织分别被夹持在相对于其余区域的狭窄部中。此外,狭窄部还具有这样的优点,即凝固面基本上可以平滑地构造并且因此易于清洗。此外,由于平滑的表面而避免了组织的伤害。

[0027] 在一种有利的实施形式中,在凝固面的至少其中之一上构造有绝缘段,使得可以避免凝固面之间的直接的电接触。由于绝缘段的导热特性,在绝缘段上也保证了组织的凝固。绝缘段根据电极部分的构造可以设置在凝固面的至少其中之一的、距对置的凝固面最近的区域上。因此当夹持区域以及由此凝固面具有不同的弯曲半径时,这是必须特别注意的。优选地,因此绝缘段设置在夹持区域的中间区域上并且因此避免了电极部分之间的短路。同时,通过绝缘段进一步促进了张紧作用。

[0028] 如果在最接近对置的凝固面的至少一个凝固面的区域上构造有绝缘段,则该绝缘段可以与相应的凝固面平齐地结束。然而,描述了最接近对置凝固面的区域的凝固面的面

部分必须连续由绝缘材料构造,使得避免凝固面的导电区域之间的接触。在具有不同的弯曲半径的、凸面或者凹面构造的、对置的夹持区域或者凝固面中,绝缘段必须沿着至少一个凝固面的中凸线设置。有利地,在该实施例中绝缘段受保护地安置在相应的电极部分中并且因此可靠地免受磨损。

[0029] 替换地,可以这样地构造绝缘段,使得其从相应的凝固面突出。在这样的情况下,绝缘段不仅用于绝缘,而且也用于使待处理的组织多次弯曲,并且因此实现对在电外科器具的远端之间的组织的锁定的改进。

[0030] 在一种优选的实施形式中,绝缘段、即从相应的凝固面突出的绝缘段由多个分段构成。这能够实现电极部分之间的组织的特别可靠的锁定,因为组织多次在绝缘段的边缘处弯曲。

[0031] 一种根据本发明的解决方案是,绝缘段本身结构化地构造,以便实现组织的最佳锁定。

[0032] 一种优选的实施形式是,绝缘段由陶瓷或者金刚石构造。有利地,陶瓷和金刚石尤其具有高耐腐蚀性以及对其机械负载的高耐磨性。

[0033] 在另一种优选的实施形式中,绝缘段构造为特别的或者任意的支持特别或者任意张紧作用的表面轮廓。由此,以最简单的方式不仅避免了电极部分之间的短路,而且增强了组织的张紧。

[0034] 在电极部分之间防止短路的装置例如也可以设置在分支上。如果在这些分支上例如设置有间距保持器,则分支不可以完全地合在一起,在电极部分之间的间距保持不变。

[0035] 这类电外科器具例如可以构造用于使用在打开的身体上。然而,以夹持区域构造的电极部分的原则也可以应用于用在内窥镜中的器具。因此,固定在分支上的电极部分以及必要时切割器具例如可通过固定在杆上的手柄来操作或者设置有控制单元,使得通过该控制单元来控制电极部分和/或切割器具的操作。因此,电外科器具优选构造为腹腔镜检查的器具。

[0036] 从从属权利要求中得到本发明的其它实施形式。

[0037] 以下,参照一些实施例描述本发明,参照附图更进一步地阐述这些实施例。其中:

[0038] 图 1 以根据第一优选实施形式的正视图示出了以截面示意性表示的电极装置;

[0039] 图 2 示出了在第二优选实施形式中具有根据本发明的电极装置的透视表示的电外科器具;

[0040] 图 3 以根据图 2 中的第二优选实施形式的正视图示出了以截面示意性表示的电极装置;

[0041] 图 4 以根据第三优选实施形式的正视图示出了以截面示意性表示的电极装置;

[0042] 图 5 以根据第四优选实施形式的正视图示出了以截面示意性表示的电极装置;

[0043] 在以下描述中,相同的参考标记用于相同的和作用相同的部分。

[0044] 图 1 以根据第一优选的实施形式的正视图示出了以截面示意性表示的、放大的电极装置。电极装置例如设置在电外科器具上,如借助图 2 更进一步描述的那样。电极部分 22、23 具有通道区域 22d、23d,这些通道区域构造用于切割器具 30 的导向间隙 24。由于通道区域 22d、23d,电极部分 22、23 分别由两个区域构成。相应地,切割器具 30 可以置放在夹持的组织 40 上用于实施切割过程。此外,导向间隙 24 能够实现组织 40 上的精确切割,

因为切割器具 30 可以沿着导向间隙 24 导向。因此有利的是,机械操作切割器具 30。如从附图中可看到的那样,通道区域 22d、23d 相互对齐地设置,以便不妨碍切割过程。相应的电极部分 22、23 的至少两个区域具有分别对置的、互相朝着凝固面 22a、23a 逐渐变细地设置的分划面 22e、22e'、23e、23e'。由此,在背向电极部分 22、23 之间的切割区域 25 的方向,导向间隙 24 在每个电极部分 22、23 上扩展。

[0045] 由于导向间隙 24 的逐渐变细的构造,在切割区域 25 的直接近邻中可以精确地导向切割器具 30,并且仅仅不显著地中断电极部分 22、23 的凝固区。同时,可容易地到达导向间隙 24 的其余区域并且也由此易于清洗。如果要对导向间隙 24 进行后处理,即例如涂敷涂层,则由于更好的可到达性而易于完成。

[0046] 图 2 示出了在第一优选实施形式中具有根据本发明的电极装置的透视表示的电外科器具。图 3 示意性地以图 2 中的根据第二优选的实施形式的正视图示出了截面表示的电极装置。器具 10 构造为用于在打开的身体上手术。在附图中用参考标记 15 和 16 表示电外科器具 10 的两个分支。这两个分支 15、16 通过轴 17 彼此相连并且可绕其转动。这些分支具有设置有电极部分 22、23 的远端 11、12,其中电极部分 22、23 相互对置。借助具有凝固面 22a、23a 的电极部分 22、23,可以抓住脉管或者组织 40 并且通过引入高频电流来凝固。此外,设置有手柄部分 18、19,它们连接在分支 15、16 的相应的近端 13、14 上。分支 15、16 的近端 13、14 分别以用于将电外科器具 10 连接到(未示出的)HF 发生器上的电流连接元件或者电流供给装置 20、21 结束,其中 HF 发生器产生 HF 电压,使得 HF 电流例如可以通过在器具 10 中延伸的电线路(未示出)提供给电极部分 22、23。

[0047] 电极装置大部分与图 1 中所描述的电极装置相应。在该实施例中,电极部分 22、23 也分别具有两个区域,这两个区域分别设置有对置的、朝着凝固面逐渐变细地相互设置的分划面 22e、22e'、23e、23e'。由此,在此导向间隙 24 也在背向电极部分 22、23 之间的切割区域 25 的方向上在每个电极部分 22、23 上扩展。由于导向间隙 24,组织 40 在电极部分 22、23 之间锁定的期间还可借助切割器具 30 而被切割。

[0048] 而电极部分 22、23 这样地构造,使得当分支 15、16 合在一起的情况下,电极部分 23 罩在另一电极部分 22 上,即覆盖它。如从附图中看到的那样,电极部分 22、23 弯曲地构造。在此,电极部分 22 具有凸面的弯曲部 22b,并且与凸面的电极部分对置的电极部分 23 具有凹面弯曲部 23b。由此,当分支 15 和 16 合在一起的情况下,电极部分 22、23 形状配合地相互交错。通过弯曲的电极部分 22、23,将组织 40 朝着电极部分 22、23 的端部区域拉,即在拉伸方向 Z 上伸展。电极部分 22 和 23 相应地形成夹持区域 22c、23c。由此,可以更容易地切割组织 40,因为组织 40 的纤维横向于切割方向并且在此组织变得更薄。因此,通过形状配合以张紧的状态将组织 40 固定在分支 15、16 之间。在该实施例中,电极部分 22、23 基本上完全构造为夹持区域 22c、23c。替换地,可能的是,仅仅电极部分的一部分构造夹持区域。

[0049] 切割器具 30 具有在杆上的刀刃 31,并且在凝聚阶段中设置在分支 15 内。对切割过程,切割器具 30 可以被定位在已凝固的组织上并且为了切开组织以限定的进给速度运动。在该实施例中这例如通过(未示出的)控制切割器具 30 的控制单元来实现,该控制单元可以通过指头开关 32 激励。由于切割器具 30 构造成集成在电外科器具 10 中,所以可以避免器具更换并且由此避免了手术过程的中断。



[0050] 替换地,可以通过用户来机械操作切割器具。因此,必要时外科医生可以通过分支 15 将刀刃 31 推向组织并且穿过组织。

[0051] 如在电外科器具上没有设置用于切割组织的装置,则这样设计导向间隙,使得外来的切割器具例如外科手术剪可以在预拉伸的组织上在足够精确的导向情况下使用。

[0052] 在实际应用中,在电外科器具 10 上构造有间距保持器(未示出)或者类似的在电极部分 22、23 之间保持间距的装置,由此可以避免电极部分 22、23 的凝固面 22a、23a 的直接接触以及由此可以避免短路。间距保持器例如可以构造在分支 15、16 的其中之一上。

[0053] 替换地,可以将作为绝缘段的间距保持器设置在电极部分上。由于绝缘段的导热特性,在绝缘段上也保证了凝固。

[0054] 如上面已经提及的那样,图 2 中所示的电外科器具 10 构造为用于使用在打开的身体上。构造有逐渐变细的分划面的电极部分的原则同样可以应用于内窥镜。因此,固定在分支上的电极部分以及必要时切割器具例如可以通过固定在杆上的手柄来操作,或者设置有控制单元,使得通过控制单元来控制电极部分和/或切割器具的操作。

[0055] 图 4 和 5 分别以第三和第四实施形式中的截面示出了电极装置的放大的正视图。电极部分 22、23 基本上与图 2 和 3 中所示的电极部分的构造相应。电极部分 22、23 也同样分别具有两个区域,这些区域分别设置有对置的、朝着凝固面 22a、23a 逐渐变细地互相设置的分划面 22e、22e'、23e、23e'。由此,在此导向间隙 24 也在背向电极部分 22、23 之间的切割区域 25 的方向上在每个电极部分 22、23 上扩展。

[0056] 在这些实施形式中,电极部分 22 在第一中间段中分别凸面弯曲,而对置的电极部分 23 在第二中间段中具有凹面弯曲部。凹面弯曲的凝固面 22a 的弯曲半径大于凸面弯曲的凝固面 22a 的弯曲半径。弯曲部 22b、23b 这样在远端 11、12 的纵轴周围分布,使得保持在远端 11、12 之间的且垂直于纵轴分布的脉管或者组织 40 用朝第一和第二中间段升高的挤压力来保持。在该实施例中,由于弯曲部 22b、23b,电极部分 22、23 也构造为夹持区域 22c、23c。组织 40 由于夹持区域 22c、23c 而在拉伸方向 Z 上朝电极部分 22、23 的端部区域拉长。由此,组织 40 的纤维横向于切割方向,使得可以更容易地切割组织 40。

[0057] 图 5 与图 4 中所示的电极装置的不同主要在于,由两个分段 28a、28a' 构成的突出的绝缘段 28 直接靠近通道区域 22d 设置在被通道区域 22d 分成两个区域的、凸面构造的电极部分 22 上。优选地,绝缘段 28 的分段 28a、28a' 平行于电极部分 22 的中凸线分布。由此在电极部分合在一起的情况下防止了电极部分 22、23 之间的短路。绝缘段 28 的分段 28a、28a' 一方面支持夹持区域 22 的张紧作用而另一方面能够实现被夹持的组织 40 的弯曲。由此,保证将组织可靠地锁定在电极部分 22、23 之间。

[0058] 替换地可以将绝缘段这样地构造在凝固面 22a 上,使得其同样连续沿着凝固面 22a 的中凸线延伸,但是基本上与其平齐地结束。随后绝缘段嵌入凝固面 22a 中。这也是可能的,因为绝缘段设置在凝固面 22a 的第一中间段上并且因此在分支 15、16 合在一起的情况下首先且仅仅达到对置的凝固面 23a。有利地,在该实施形式中将绝缘段保护地容纳在相应的电极部分 22 中并且因此可靠地防止磨损。

[0059] 优选地,绝缘段 28 由陶瓷或者金刚石构成,这两种材料尤其具有高耐腐蚀性以及机械负载的高耐磨性。

[0060] 用凹面弯曲部 23b 构造的电极部分 23 在其端部区域上具有锯齿状轮廓 27、27'。

这些齿例如可以这样设置,使得它们在分支合在一起的期间始终进一步进入组织 40 并且带着组织一起朝着拉伸方向 Z 拉。由此,明显地提高了组织 40 中的张紧。当然,必须注意避免通过轮廓 27、27' 伤害组织 40,于是齿优选构造为节结。

[0061] 优选地,节结这样地设置,使得在略微打开分支况下组织 40 通过轮廓 27、27' 保持在其张紧的位置中。轮廓 27、27' 相应地起倒钩装置的作用。

[0062] 替换地或者附加地,可以这样地构造支持张紧作用的表面轮廓,使得特别是在以同样的弯曲半径构造的电极部分之间设置至少一个狭窄部。即,电极部分的凝固面优选这样地构造在这两个端部区域上,使得在分支合在一起的期间带着组织一起朝端部区域拉,并且在分支合在一起的情况下分别夹持在相对对于其余区域的狭窄部中。此外,该狭窄部具有这样的优点,即凝固面可以基本上平滑地构造并且因此易于清洗。此外,由于表面平滑而避免伤害组织。

[0063] 有利地,设置在电极面之间的绝缘段构造为支持夹持区域的张紧作用的表面轮廓。由此,以最简单的方式不仅避免了电极部分之间的短路而且增强了组织的张紧。

[0064] 在此,必须指出,所有上面所描述的部分本身单独地或者任意组合地、特别是附图中所表示的细节作为本发明的本质来要求保护。由此的变化对本领域技术人员是熟悉的。

[0065] 参考标记表

[0066]	10	电外科器具
[0067]	11	远端
[0068]	12	远端
[0069]	13	近端
[0070]	14	近端
[0071]	15	分支
[0072]	16	分支
[0073]	17	轴
[0074]	18	手柄部分
[0075]	19	手柄部分
[0076]	20	电流连接元件,电流供给装置
[0077]	21	电流连接元件,电流供给装置
[0078]	22	电极部分
[0079]	22a	凝固面
[0080]	22b	凸面弯曲部
[0081]	22c	夹持区域
[0082]	22d	通道区域
[0083]	22e, 22e'	分划面
[0084]	23	电极部分
[0085]	23a	凝固面
[0086]	23b	面弯曲部
[0087]	23c	夹持区域
[0088]	23d	通道区域

---

[0089]	23e, 23e'	分划面
[0090]	24	导向间隙
[0091]	25	切割区域
[0092]	27, 27'	轮廓
[0093]	28	绝缘段
[0094]	28a, 28a'	绝缘段的分段
[0095]	30	切割器具
[0096]	31	刃
[0097]	32	指头开关
[0098]	40	组织, 脉管
[0099]	Z	拉伸方向



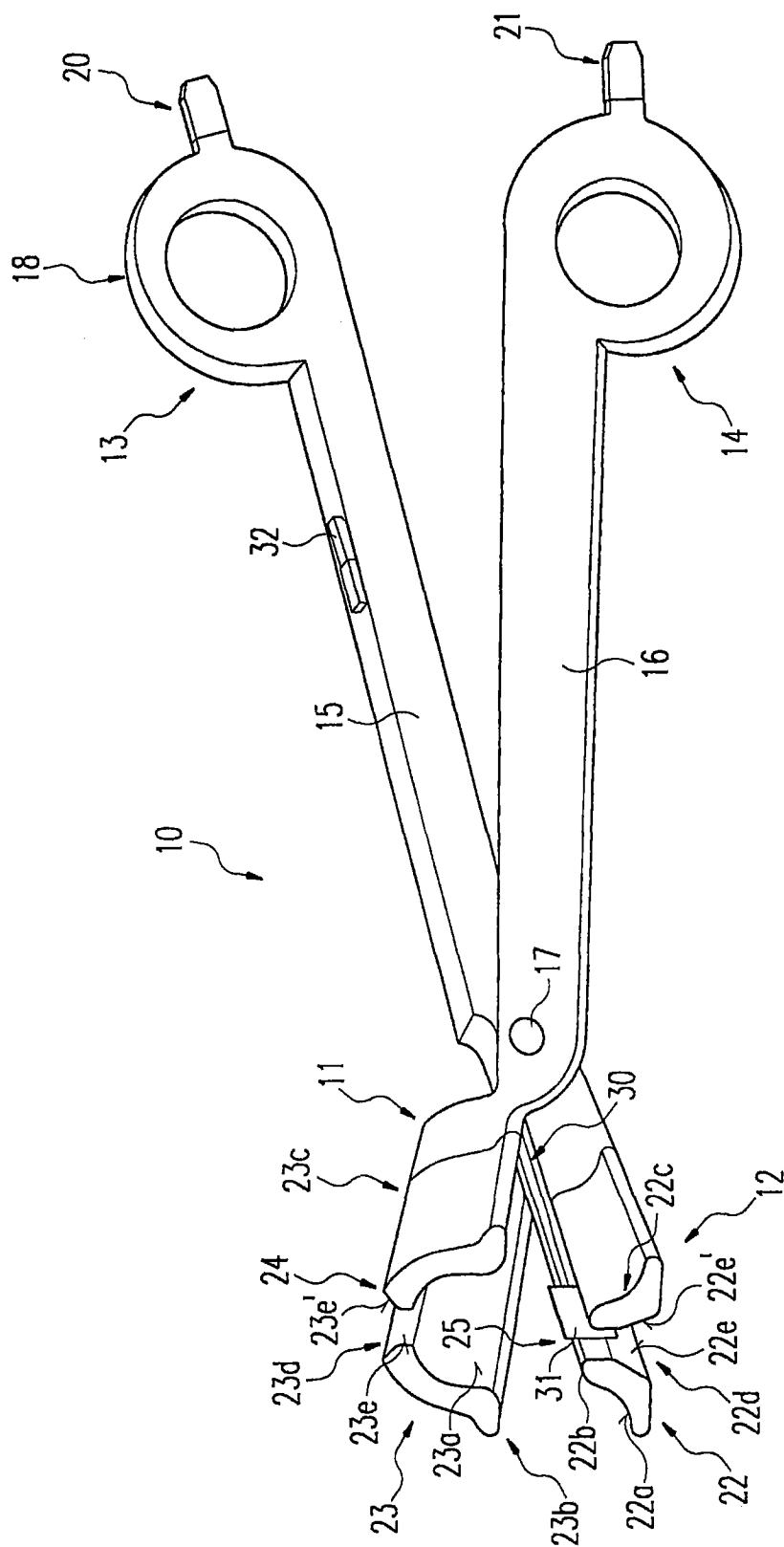


图 2

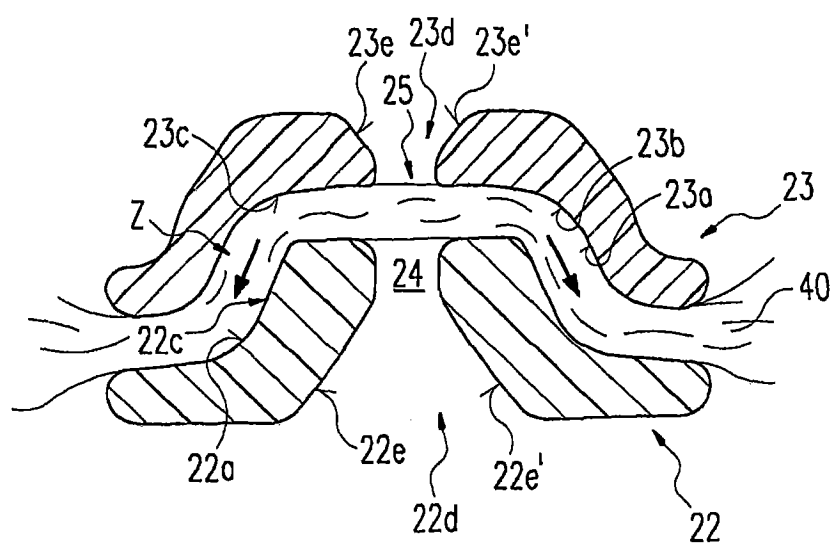


图 3

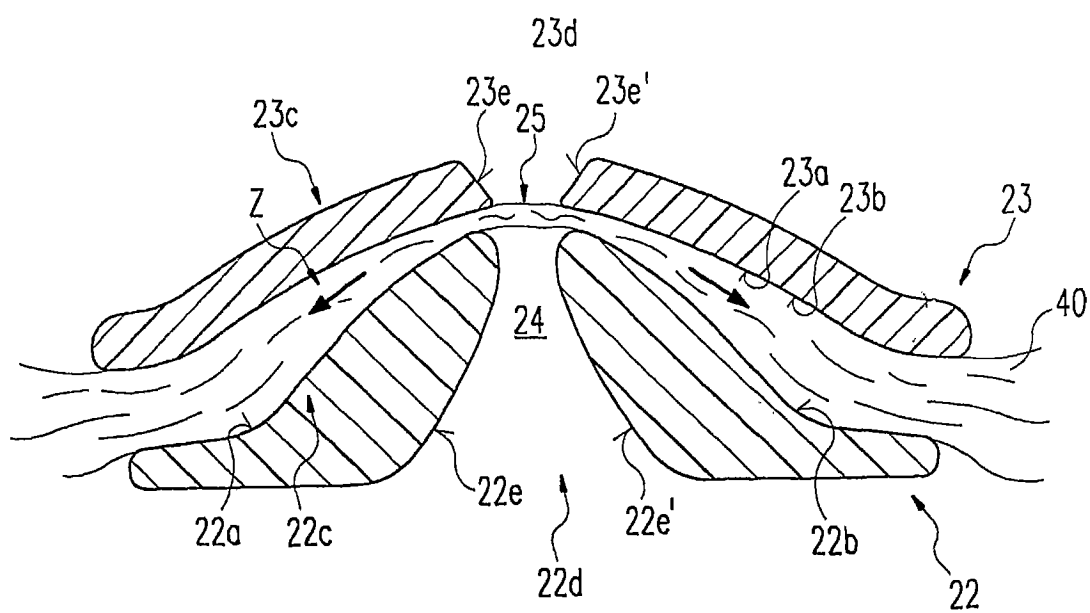


图 4

专利名称(译)	电外科器具		
公开(公告)号	<a href="#">CN101001579B</a>	公开(公告)日	2012-09-05
申请号	CN200580026865.4	申请日	2005-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	厄比电子医学有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	爱尔伯电子医疗设备公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱尔伯电子医疗设备公司		
[标]发明人	迪特尔哈夫纳		
发明人	迪特尔·哈夫纳		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1442 A61B2018/1455 A61B2018/1412		
代理人(译)	杨生平 杨红梅		
审查员(译)	贾燕		
优先权	102004039053 2004-08-11 DE 102004055669 2004-11-18 DE		
其他公开文献	CN101001579A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种电外科器具(10)，其包含两个彼此较接相连的分支(15，16)，这些分支可以对应于切割工具或者夹持工具来操作。此外，器具包括相互对置的电极部分(22，23)，它们在分支的远端(11，12)上具有凝固面(22a，23a)，以用于抓住脉管或者组织并且用于将凝固电流引导通过所述脉管或者组织以使它们凝固，其中至少一个电极部分具有作为用于切割器具(30)的导向间隙的通道区域，使得至少其中一个电极部分被分成至少两个区域并且切割器具可以置放在被抓住的脉管或者组织上用于实施切割过程。此外，还设置有用于将所述凝固电流从HF发生器提供给电极部分的电流供给装置。电外科器具如下改进：在至少一个电极部分上的通道区域保证了切割器具的最佳导向并且同时可以简单地再加工和/或后处理。对此，至少一个电极部分的至少两个区域具有分别对置的、朝着凝固面逐渐变细地互相设置的划分面(22e，22e'，23e，23e')。

