



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102204843 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 201110083217. X

(22) 申请日 2011. 03. 30

(30) 优先权数据

2010-084416 2010. 03. 31 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 赤羽秀文

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 刘晓峰

(51) Int. Cl.

A61B 18/12 (2006. 01)

A61B 18/14 (2006. 01)

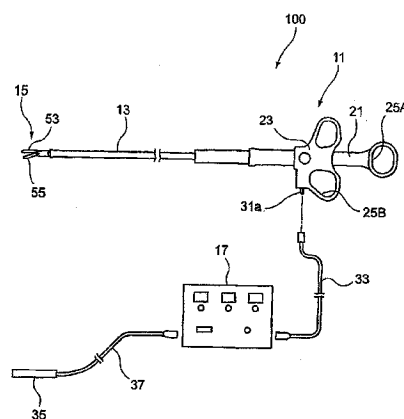
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

内窥镜式高频治疗装置

(57) 摘要

本发明公开了一种内窥镜式高频治疗装置，包括：套、操作线、第一夹持部、第二夹持部和第一电极。套包括前端、后端、和纵向轴。操作线设置在套中以前进和后退。第一夹持部被固定成沿纵向轴从套的前端延伸。第二夹持部连接到操作线，并相对于第二夹持部的作为旋转中心的基端移动，从而当操作线相对于套前进和后退时靠近第一夹持部和远离第一夹持部。第一电极设置在第一夹持部的面对第二夹持部的表面上。



1. 一种内窥镜式高频治疗装置,包括:
套,所述套包括前端、后端、和纵向轴;
操作线,所述操作线设置在所述套中以前进和后退;
第一夹持部,所述第一夹持部被固定成沿所述纵向轴从所述套的前端延伸;
第二夹持部,所述第二夹持部连接到所述操作线,并绕所述第二夹持部的作为旋转中心的基端移动,从而当所述操作线相对于所述套前进和后退时靠近所述第一夹持部和远离所述第一夹持部;和
第一电极,所述第一电极设置在所述第一夹持部的面对所述第二夹持部的表面上。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,第二电极形成在所述第二夹持部的面对所述第一夹持部的表面上。
3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜式高频治疗装置,还包括:
张开/闭合机构,所述张开/闭合机构使所述第二夹持部绕作为旋转中心的位置张开,所述位置从所述第一夹持部的前端朝向基端退回预定距离,
其中,所述张开/闭合机构使所述第二夹持部相对于所述第一夹持部绕所述旋转中心以为钝角的张开角度张开。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,所述旋转中心与所述第二夹持部的前端之间的距离等于或小于所述旋转中心与所述第一夹持部的前端之间的距离。
5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,所述第一电极沿面对所述第一夹持部的第二夹持部形成线性形状。
6. 根据权利要求1或2所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,所述第一电极包括突出电极部分,所述突出电极部分以锥形形状从所述第一夹持部朝向所述第二夹持部突出。
7. 根据权利要求1或2所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,所述第二夹持部的面对所述第一夹持部的表面是具有凹陷和凸起的非平坦表面。
8. 根据权利要求1或2所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,所述第一夹持部由导电材料制成,并且其中,电绝缘涂层形成在所述导电材料的除所述第一电极之外的外表面上。
9. 根据权利要求1或2所述的内窥镜式高频治疗装置,其中,所述第二夹持部由电绝缘材料制成。

内窥镜式高频治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜式高频治疗装置。

背景技术

[0002] 使用内窥镜的医疗诊断和治疗中,治疗装置插入到内窥镜的钳子孔中并可以在体腔的期望部分的人体组织中进行切割或凝血,以及执行诸如采集人体组织、提取被感染区、和类似操作的各种治疗。当高频治疗装置插入到内窥镜的钳子孔中以执行诸如切割组织或对该组织进行凝血的治疗时,如 JP-A-2007-312889 中公开的,已经提出了多种这种装置。

[0003] 然而,当高频治疗装置能够瞬间并容易地切割被感染区时,需要娴熟的技术来控制切割方向。因此,必须注意的是避免无意中切割除感染区之外的组织的深层(肌肉层和类似层)。

[0004] 此外,当使用内窥镜治疗被感染区时,可根据治疗的类型使用各种治疗装置。这种治疗装置在需要时依次插入到钳子孔中,并且分别单独执行各自的治疗。然而,当实际上使用内窥镜上述治疗时,通常可能会具有多个治疗过程。为此,除了治疗本身花费的时间之外,还要花费更多的时间来将治疗装置插入到钳子孔中和从钳子孔取出治疗装置。因此,不能忽略将治疗装置插入到钳子孔中和从钳子孔取出治疗装置的时间。例如,如果在将高频手术刀插入到钳子孔进行切割之后被感染区发生流血,则必须从内窥镜的钳子孔取出高频手术刀,并通过新插入高频凝血装置来在流血部分处执行止血来替换所述高频手术刀。因此,治疗装置的操纵是有问题的。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种内窥镜式高频治疗装置,所述内窥镜式高频治疗装置可以容易地控制用于切割人体组织的治疗并且还可以高频电极(例如,使用高频电极的高频治疗装置)执行其它治疗,从而更迅速地简化治疗。

[0006] 内窥镜式高频治疗装置包括:套、操作线、第一夹持部、第二夹持部和第一电极。套包括前端、后端、和纵向轴。操作线设置在套中以前进和后退。第一夹持部被固定成沿纵向轴从套的前端延伸。第二夹持部连接到操作线,并绕第二夹持部的作为旋转中心的基端移动,从而当操作线相对于套前进和后退时靠近第一夹持部和远离第一夹持部。第一电极设置在第一夹持部的面对第二夹持部的表面上。

[0007] 根据本发明的内窥镜式高频治疗装置,当在切割期间固定夹持部的电极仅选择性地作用在存在于移动方向上的人体组织的表面上并且该人体组织的切割方向靠近组织的深层(肌肉层)时,可移动夹持部接收来自人体组织的反作用力并被停止。因此,可在平行于周边人体组织的方向上切割突起的人体组织,并且可防止切割朝向组织的深层(肌肉层)延伸。此外,通过由夹持部保持人体组织可执行止血,即,可以连续执行治疗,而不需要将治疗装置插入到内窥镜的钳子孔中和从内窥镜的钳子孔取出治疗装置。

[0008] 此外,根据本发明的内窥镜式高频治疗装置,可以通过固定夹持部的固定电极与

可移动夹持部的可移动电极的协作增加可以执行切割的范围并增加设置电极的范围。

附图说明

- [0009] 图 1 是显示用于说明本发明的实施例的内窥镜式高频治疗装置的整个结构的视图；
- [0010] 图 2 是显示插入部分与操作单元之间的连接部分和夹持部的张开 / 闭合机构的横截面图；
- [0011] 图 3 是可移动夹持部相对于固定夹持部以 90° 张开的状态的夹持部的放大图；
- [0012] 图 4 是沿图 2 的线 A-A 截得的示意性横截面图；
- [0013] 图 5 是显示固定夹持部被与人体组织的表面接触的可移动夹持部引导状态的侧视图；
- [0014] 图 6 是显示粘膜损伤区域被标记的状态的俯视图；
- [0015] 图 7 是当将药物局部注射到粘膜损伤区域时组织的横截面图；
- [0016] 图 8 是显示在固定夹持部被可移动夹持部引导的同时所述固定夹持部切割粘膜损伤区域的状态的立体图；
- [0017] 图 9A 是第一变形例的夹持部的横截面图；
- [0018] 图 9B 是第二变形例的夹持部的横截面图；
- [0019] 图 10A 是第三变形例的夹持部的侧视图,图 10B 是仰视图；
- [0020] 图 11 是作为另一个示例的内窥镜式高频治疗装置的夹持部的放大图；
- [0021] 图 12 是第四变形例的夹持部的侧视图；
- [0022] 图 13A 是第五变形例的固定夹持部的末端部分的放大图 ;以及
- [0023] 图 13B 是第六变形例的固定物夹持部的末端部分的放大图；

具体实施方式

- [0024] 以下参照附图详细说明本发明的实施例。
- [0025] 图 1 是显示用于说明本发明的实施例的内窥镜式高频治疗装置的整个结构的视图,而图 2 是显示了插入部分与操作单元之间的连接部分和夹持部的张开 / 靠近机构的横截面图。
- [0026] 如图 1 所示,内窥镜式高频治疗装置 100 是包括以下部件的高频治疗装置:操作单元 11、从操作单元 11 延伸的插入部分 13、设置在插入部分 13 的末端处的一个夹持部 15、和
高频电源 17。内窥镜式高频治疗装置 100 由单极高频治疗装置形成,当夹持部 15 插入到体腔内并且随后要说明的反电极 35 与病人的表皮接触时,所述单极高频治疗装置使高频电流流动。
- [0027] 操作单元 11 包括轴部分 21 和滑块 23,手指钩持部分 25A 设置在轴部分处 21,手指钩持部分 25B 设置在滑块 23 处。滑块 23 配合到轴部分 21 上。如图 2 所示,连接到滑块 23 的滑动件 29 安装在由轴部分 21 形成的缝隙 27 中。端子部分 31 设置在滑动件 29 处,其中外部端子 31a 连接在所述端子部分处以面对滑块 23 的外侧。如图 1 所示,端子部分 31 的外部端子 31a 通过电缆 33 连接到高频电源 17。此外,与病人的表皮接触的反电极 35 的软线 37 连接到高频电源 17。

[0028] 如图 2 所示,端子部分 31 连接到滑动构件 41,而滑动构件 41 连接到插入部分 13 的操作线 49。插入部分 13 包括柔性套 47 和操作线 49。柔性套 47 通过使由紧密缠绕的线圈形成的绕组套筒 43 被绝缘管(未示出)包覆而形成。操作线 49 沿轴向方向可滑动地插入到柔性套 47 中。因此,插入部分 13 总体上具有柔软度和灵活性。柔性套 47 包括前端、后端、和纵向轴。操作线 49 由导线形成,并且如有必要操作线的表面涂覆有绝缘涂层。

[0029] 图 3 是夹持部的放大图,并且显示了可移动夹持部(第二夹持部)55 相对于固定夹持部(第一夹持部)53 以 90 度张开的状态。夹持部 15 放置在插入部分 13 的末端处。沿插入部分 13 的轴向方向延伸的固定夹持部 53 固定到连接构件 51,所述连接构件固定到柔性套 47 的末端。可移动夹持部 55 可旋转地配合到支撑轴 57,所述支撑轴放置在从固定夹持部 53 的末端朝向基端退回的位置处。操作线 49 通过操作构件 59 连接到可移动夹持部 55 的靠近操作单元 11 的一端 55a,从而形成张开/靠近机构。

[0030] 锯齿状凹凸部分 55b 形成在可移动夹持部 55 的内表面上,即,形成在可移动夹持部 55 的面对固定夹持部 53 的表面上,其中凸起部分具有尖端,而凹入部分被交替设置。锯齿状凹凸部分 55b 沿可移动夹持部 55 的宽度方向形成在可移动夹持部 55 的整个长度上,从而能够可靠地夹持人体组织。

[0031] 因此,当滑块 23 沿轴部分 21 的轴向方向移动时,同时滑动件 29 也沿该轴向方向移动。这导致连接到滑动件 29 的操作线 49 在柔性套 47 内被拉动和推动。结果,操作构件 59 沿旋转方向移动,并且可移动夹持部 55 相对于固定夹持部 53 在一侧被打开和关闭,该旋转方向的旋转中心在支撑轴 57 上。

[0032] 可移动夹持部 55 关于支撑轴 57 的张开角度达到直角,或者达到角度为钝角的范围。固定夹持部 53 的末端与旋转中心(支撑轴 57)之间的距离 L1 被设定成等于或稍微大于可移动夹持部 55 的末端与旋转中心(支撑轴 57)之间的距离 L2。当可移动夹持部 55 闭合时,可移动夹持部 55 的内表面和固定夹持部 53 的内表面,即,彼此相对的表面相互接触并夹持人体组织,使得人体组织置于夹持部 53 和 55 之间。

[0033] 端子部分 31 通过连接部分 31b、滑动构件 41、操作线 49、操作构件 59 以及支撑轴 57 电连接固定夹持部 53。这些构件中的每一个都由导电构件形成,并且除了所述构件之间的接触部分之外,这些构件都被绝缘涂层覆盖。因此,从形成在滑块 23 处的端子部分 31 到达夹持部 53 的电源通路由这些部分形成。

[0034] 图 4 是沿图 2 的线 A-A 截得的示意性横截面图。固定夹持部 53 由诸如不锈钢的金属基体形成,并且被形成为具有大致半圆形横截面,使得固定夹持部 53 的当夹持部 15 闭合时面对可移动夹持部 55 的表面由平坦表面 61 形成。平坦表面 61 是导电表面,即,电极(第一电极)63 形成在上面的刀片表面。固定夹持部 53 的除平坦表面 61 之外的表面由非导电表面形成,其中由陶瓷、树脂、或类似材料制成的绝缘涂层 65 涂在所述非导电表面上。

[0035] 此外,可移动夹持部 55 同样由诸如不锈钢的金属制成,并形成为具有大致半圆形横截面。锯齿状凹凸部分 55b 形成在可移动夹持部 55 的面对固定夹持部 53 的表面上,凸起部分和凹入部分沿纵向方向并排交替形成在所述锯齿状凹凸部分中。可移动夹持部 55 的整个表面由非导电表面形成,其中绝缘涂层 69 涂在所述非导电表面上。同时,可移动夹持部 55 可以由诸如氧化铝或氧化锆的绝缘陶瓷形成,或者可以由诸如聚四氟乙烯(PTFE)的树脂形成。另外,固定夹持部 53 和可移动夹持部 55 的彼此面对的表面是平坦的,但是固定

夹持部 53 的表面可以由与可移动夹持部 55 的锯齿状凹凸部分 55b 接合的锯齿状凹凸部分形成。

[0036] 接下来,以下说明具有这种结构的内窥镜式高频治疗装置 100 的操作。

[0037] 图 5 是正在被与人体组织的表面接触的可移动夹持部引导的固定夹持部的侧视图。当高频电流从高频电源 17 流动通过固定夹持部 53 的电极 63,并且在可移动夹持部 55 以大约 90° 的角度在一侧张开时切割人体组织 71 时,固定夹持部 53 的侧表面和可移动夹持部的侧表面压靠在人体组织 71 的表面上。因此,当固定夹持部 53 沿箭头 B 的方向移动时,可通过可移动夹持部 55 在固定夹持部 53 的移动方向上引导所述固定夹持部。即,当朝向组织的深层(肌肉层)引导固定夹持部 53 的切割方向时,可移动夹持部 55 从人体组织 71 接收反作用力并被停止。因此,可以在没有破坏肌肉层或使所述肌肉层被穿孔的的风险的情况下简单并且平稳地执行治疗。

[0038] 这里示出的是通过使用上述结构的内窥镜式高频治疗装置 100 的 ESD(内窥镜粘膜下剥离术),一种治疗是从诸如食道、胃、十二指肠或大肠的体腔的内壁切除粘膜损伤。以下参照图 6-8 说明 ESD。图 6 是显示粘膜损伤被标记的状态的俯视图。图 7 是当将药物局部注射到粘膜损伤区域时组织的横截面图。图 8 是显示当固定夹持部被可移动夹持部引导时通过固定夹持部切割粘膜损伤区域的状态的立体图。

[0039] 当使用内窥镜检查体腔的内部之后证实在粘膜中存在损伤部分时执行 ESD。首先,标记要切除的粘膜的部分,并且局部注射药物以使粘膜损伤的部分膨胀。随后,通过使用内窥镜式高频治疗装置沿标记的区域切割粘膜,切割掉形成粘膜下层的纤维,并且从肌肉层分离所述粘膜。

[0040] 具体地,内窥镜式高频治疗装置 100 通过内窥镜(未示出)的钳子孔插入到体腔内,并且设定粘膜损伤区域 R,并将该粘膜损伤区域 R 标记在存在将要切除的损伤部分 W 的粘膜上以包围该损伤部分 W,如图 6 所示。通过利用高频治疗装置在粘膜损伤区域 R 周围所需的位置处设定切除点 S 而执行标记。此外,可以以任何方式执行标记,只要使用内窥镜可以识别粘膜要被切除的区域,并且可以使用其它治疗装置执行标记。

[0041] 然后如图 7 所示,将盐溶液、玻尿酸钠、或类似物局部地注射到粘膜损伤区域 R 中。为此,从钳子孔取回用于标记的高频治疗装置,并且代替地将包括设置在软管的末端处的注射针 N 的局部注射装置插入到钳子孔中。这里,黏膜下层 LM 存在于肌肉层 LB 与粘膜层 LU 之间,并且注射针 N 通过粘膜层 LU 插入到黏膜下层 LM 中,并将盐溶液注射到黏膜下层 LM。因此,黏膜下层 LM 膨胀并升高。

[0042] 此外,在黏膜下层 LM 充分膨胀之后,从钳子孔取出局部注射装置,并插入内窥镜式高频治疗装置 100。此外,如图 8 所示压内窥镜式高频治疗装置 100 的电极 63,并且来自高频电源 17 的高频电流在电极 63 中流动。因此,可切割粘膜损伤区域 R 的外周边部分。因此,可切割在粘膜损伤区域 R 的外周边上的粘膜层 LU,并使得露出黏膜下层 LM。

[0043] 接下来,从内窥镜式高频治疗装置 100 的插入部分 13 突出的固定夹持部 53 进入黏膜下层 LM 的由所述切割形成的暴露部分,并且水平移动或摆动,使得可通过电极切掉粘膜下层 LM。

[0044] 在这种情况下,电极 63(固定夹持部 53)水平移动或摆动,同时以大约 90° 的角度张开的可移动夹持部 55 的侧表面与人体组织 71 的表面接触。因此,当朝向组织的深层

(肌肉层 LB) 引导固定夹持部 53(电极 63) 的切割方向时,可移动夹持部 55 接收来自人体组织 71 的反作用力并被停止。

[0045] 因此,电极 63 选择性地仅作用在人体组织的沿固定夹持部 53 的移动方向存在的表面上,使得可以沿平行于其它人体组织 71 的区域的方向切割突起的人体组织(粘膜损伤区域)。因此,可防止切割的区域朝向组织的深层(肌肉层 LB) 延伸,从而不会破坏肌肉层 LB。

[0046] 此外,在由于切割或类似操作发生流血时,可以由固定夹持部 53 和可移动夹持部 55 保持人体组织 71、将高频电流施加到电极 63、以及在凝血之后进行切除来执行止血。此外,可以执行诸如切除人体组织 71 的治疗。如上所述,具有这种结构的内窥镜式高频治疗装置 100 合并了高频手术刀与夹持功能的功能。因此,可以连续并有效地执行治疗,而不需要在从内窥镜的钳子孔取出内窥镜式高频治疗装置 100 之后再次将诸如用于止血的治疗装置的其它治疗装置插入到钳子孔中。因此,可以快速除去粘膜。

[0047] 优选的是当强调防止固定夹持部 53 的切割方向被引导向组织的深层的功能时,可移动夹持部 55 相对于固定夹持部 53 的张开角度被设定为大约 90° 。优选的是当强调作为高频手术刀的快速切割功能时,可移动夹持部 55 相对于固定夹持部 53 的张开角度被设定为钝角,特殊情况下几乎为 180° 。可移动夹持部 55 的张开角度可以根据内窥镜式高频治疗装置 100 所应用的部分(内窥镜式高频治疗装置 100 的使用)而被适当地设定到任意角度。

[0048] 图 9A 是第一变形例的夹持部的横截面图,并且可移动夹持部 55 被形成成为具有圆形横截面。因此,当可移动夹持部 55 沿人体组织 71 移动时,人体组织 71 被可移动夹持部 55 破坏的可能性降低。图 9B 是第二变形例的夹持部的横截面图。可移动夹持部 55 具有圆形横截面,并且固定夹持部 53 的电极由突出电极部分 75 形成,所述突出电极部分以锥形形状朝向可移动夹持部 55 突出。因为突出电极部分 75 从固定夹持部 53 的表面突出,因此突出电极部分 75 在与可移动夹持部 55 协作时增加夹持压力,从而保持人体组织 71。因此,可以可靠地夹持人体组织 71,并且可准确地执行使用高频波的切除或切割。

[0049] 图 10A 和 10B 显示可第三变形例中的夹持部。图 10A 是侧视图,而图 10B 是仰视图。如图 10A 和 10B 所示,对于第三变形例的夹持部 15 来说,固定夹持部 53 的末端与支撑轴 57(旋转中心)之间的距离 $L1$ 被设定成大于可移动夹持部 55 的末端与支撑轴 57(旋转中心)之间的距离 $L2$ 。因此,当夹持部 15 关闭时,固定夹持部 53 的电极 63 由于距离 $L1$ 与 $L2$ 之间的差而暴露在外部。

[0050] 根据内窥镜式高频治疗装置,当夹持部 15 闭合时,内窥镜式高频治疗装置可以用作标记治疗装置,所述标记治疗装置可以使用暴露于固定夹持部 53 的末端的电极 63 绕上述粘膜损伤区域 R 设定切除点 S。

[0051] 图 11 是作为另一个示例的内窥镜式高频治疗装置的夹持部的放大图。内窥镜式高频治疗装置 100A 与上述内窥镜式高频治疗装置 100 的不同在于:除电极 63 形成在固定夹持部 53 之外,可移动电极(第二电极)77 形成在可移动夹持部 55 的面对固定夹持部 53 的表面上,如图 11 所示。可移动电极 77 连接到高频电源 17,使得高频电流可以施加到可移动夹持部 55。可移动夹持部 55 的除可移动电极 77 之外的表面由绝缘非导电表面形成。

[0052] 当可移动夹持部 55 张开大约 180° 的角度时,内窥镜式高频治疗装置 100A 可以使

固定夹持部 53 的固定电极 63 和可移动夹持部 55 的可移动电极 77 协作作用,并且设置电极 63 和 75 的范围增加。因此,可以进一步增加可以执行切割的范围。因此可以迅速并有效地执行切割。

[0053] 图 12 是第四变形例中的夹持部的侧视图。如图 12 所示,第四变形例中的夹持部 15 包括在固定夹持部 53 的末端处的球状部分 81,所述球状部分由绝缘材料或表面被绝缘的金属制成。根据夹持部 15,固定夹持部 53 的末端形成为球形形状。因此,可以防止由末端部分所引起的对组织的非故意损坏。同时,球状部分 81 可以是导体,在这种情况下,球状部分 81 可以用作进行切割的手术刀。

[0054] 图 13A 是第五变形例中的固定夹持部的末端部分的放大图,而图 13B 是第六变形例中的固定夹持部的末端部分的放大图。如图 13A 和 13B 所示,在第五变形例中,长方体钩子形状的电极 83 形成在固定夹持部 53 的末端处,而在第六变形例中,大致圆盘形的盘形电极 85 形成在固定夹持部 53 的末端处。形成在固定夹持部 53 的末端处的这些电极根据其用途可以具有各种形状,并且可以用作适于各种治疗类型的手术刀。

[0055] 如上所述,本发明不局限于上述实施例。此外,本发明还可以预期本领域的技术人员基于说明书的说明和已知技术所执行的修改和应用,并且所述修改和应用也包括在所要保护的范围内。

[0056] 如上所述,本说明书中公开了以下。

[0057] (1) 一种内窥镜式高频治疗装置,包括:套、操作线、第一夹持部、第二夹持部和第一电极。套包括前端、后端、和纵向轴。操作线设置在套中以前进和后退。第一夹持部被固定成沿纵向轴从套的前端延伸。第二夹持部连接到操作线,并绕第二夹持部的作为旋转中心的基端移动,从而当操作线相对于套前进和后退时靠近第一夹持部和远离第一夹持部。第一电极设置在第一夹持部的面对第二夹持部的表面上。

[0058] 根据内窥镜式高频治疗装置,第二夹持部在一侧相对于第一夹持部张开。因此,当第一夹持部分和张开的第二夹持部压靠在人体组织上时,第一夹持部的第一电极不会与人体组织的表面直接接触,并且高频电流仅选择性地产生在人体组织的在移动方向上存在的表面上。即,第二夹持部被设置成总是朝向切割方向。因此,当在切割期间将人体组织被切割的方向朝向组织的深层(肌肉层)引导时,第二夹持部接收来自人体组织的反作用力并被停止。因此,当切割局部突起的人体组织,可以在平行于周边人体组织的方向上切割突起的人体组织,从而改善切割的可控性。此外,在切割之后通过由夹持部保持人体组织并施加高频电流来执行止血,从而使得可以连续执行治疗,而不需要从内窥镜的钳子孔取出治疗装置。

[0059] (2) 根据(1)所述的内窥镜式高频治疗装置,第二电极形成在第二夹持部的面对第一夹持部的表面上。

[0060] 根据内窥镜式高频治疗装置,可以通过第一电极和第二电极的协作来增加可以执行切割的范围并增加设置电极的范围。

[0061] (3) 根据(1)或(2)所述的内窥镜式高频治疗装置,还包括:张开/闭合机构。张开/闭合机构使第二夹持部绕作为旋转中心的位置张开。所述位置从第一夹持部的前端朝向基端退回预定距离。张开/闭合机构使第二夹持部相对于第一夹持部绕旋转中心以为钝角的张开角度张开。

[0062] 根据内窥镜式高频治疗装置,第二夹持部在一侧相对于第一夹持部以直角或钝角张开。因此,可以增加第二夹持部的沿切割方向突出的一部分的长度,使得可以提高切割的可控性。

[0063] (4) 根据(3)所述的内窥镜式高频治疗装置,旋转中心与第二夹持部的前端之间的距离等于或小于旋转中心与第一夹持部的前端之间的距离。

[0064] 根据内窥镜式高频治疗装置,第二夹持部的长度等于或小于第一夹持部的长度。因此,在诸如切割的治疗期间可提高所述治疗的可操作性。

[0065] (5) 根据权利要求(1)或(2)所述的内窥镜式高频治疗装置,第一电极沿面对第一夹持部的第二夹持部形成线性形状。

[0066] 根据内窥镜式高频治疗装置,电极形成为一行,从而增加可以一次切割的区域。

[0067] (6) 根据(1)或(2)所述的内窥镜式高频治疗装置,第一电极包括突出电极部分,所述突出电极部分以锥形形状从第一夹持部朝向第二夹持部突出。

[0068] 根据内窥镜式高频治疗装置,突出电极从第一夹持部的表面突出。因此,突出电极在与第二夹持部协作时增加夹持压力,从而保持人体组织。因此,可可靠地夹持人体组织,并且可准确地使用高频波执行切除或切割。

[0069] (7) 根据(1)或(2)所述的内窥镜式高频治疗装置,第二夹持部的面对第一夹持部的表面是具有凹陷和凸起的非平坦表面。

[0070] 根据内窥镜式高频治疗装置,具有诸如脊状形状的凹陷和凸起的非平坦表面可以可靠地夹持人体组织而没有滑落。

[0071] (8) 根据权利要求(1)或(2)所述的内窥镜式高频治疗装置,第一夹持部由导电材料制成。电绝缘涂层形成在所述导电材料的除第一电极之外的外表面上。

[0072] 根据内窥镜式高频治疗装置,电线没有连接到暴露电极,而是连接到导电材料。因此,可容易地供应电流。

[0073] (9) 根据(1)或(2)所述的内窥镜式高频治疗装置,第二夹持部由电绝缘材料制成。

[0074] 根据内窥镜式高频治疗装置,可以容易地制造不包括电极的可移动夹持部。

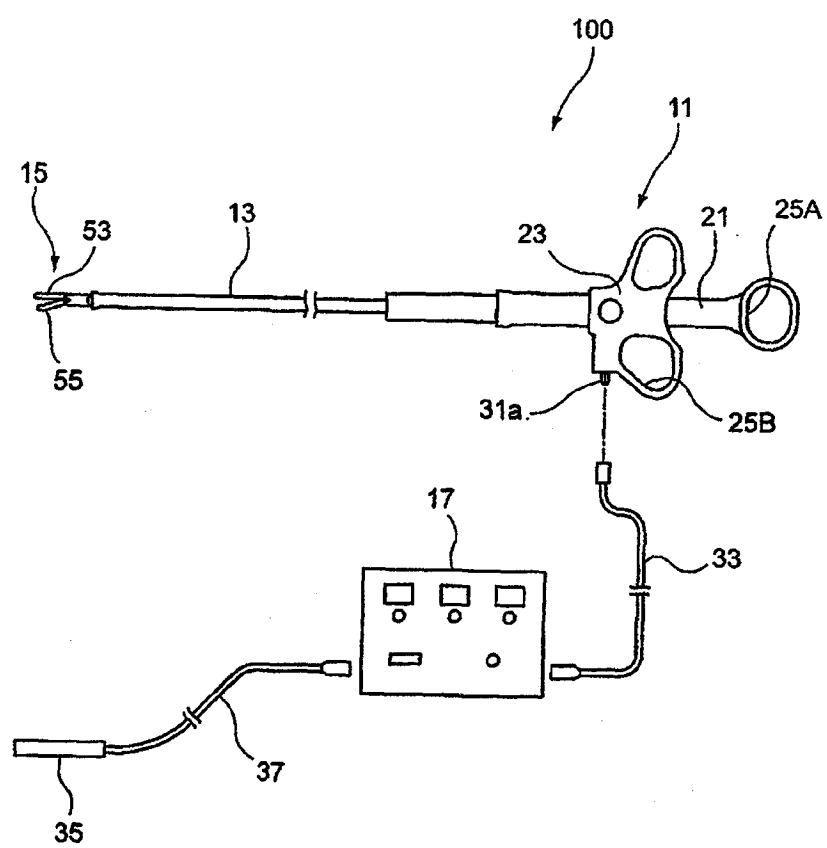


图 1

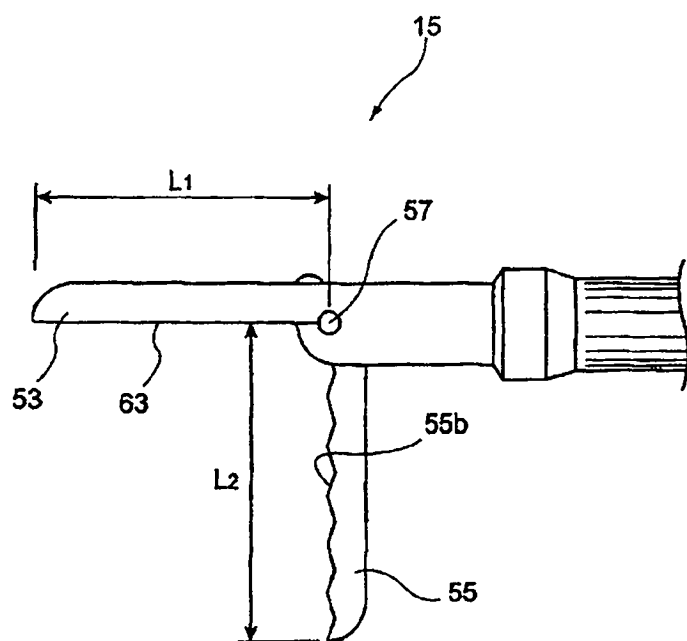


图 3

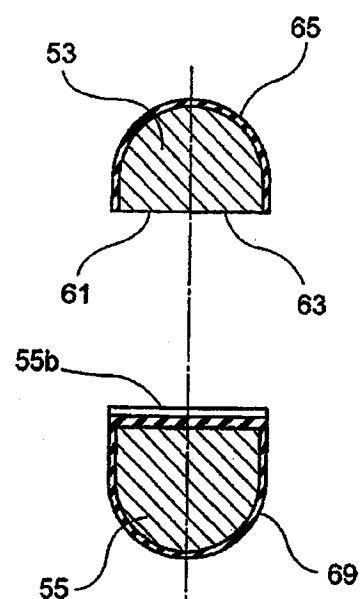


图 4

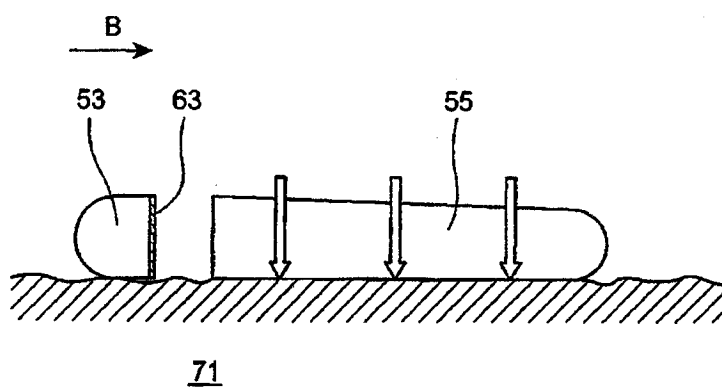


图 5

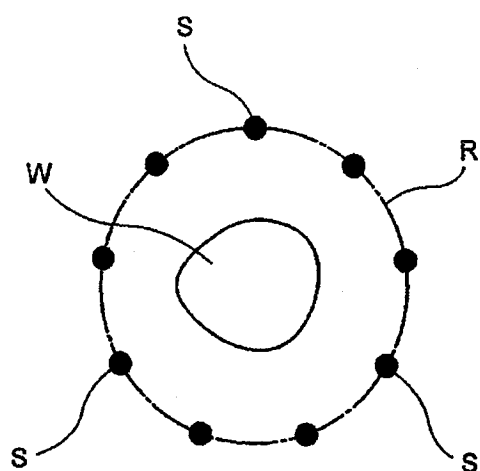


图 6

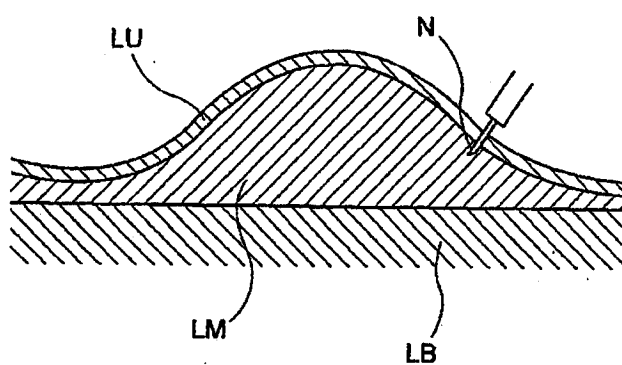


图 7

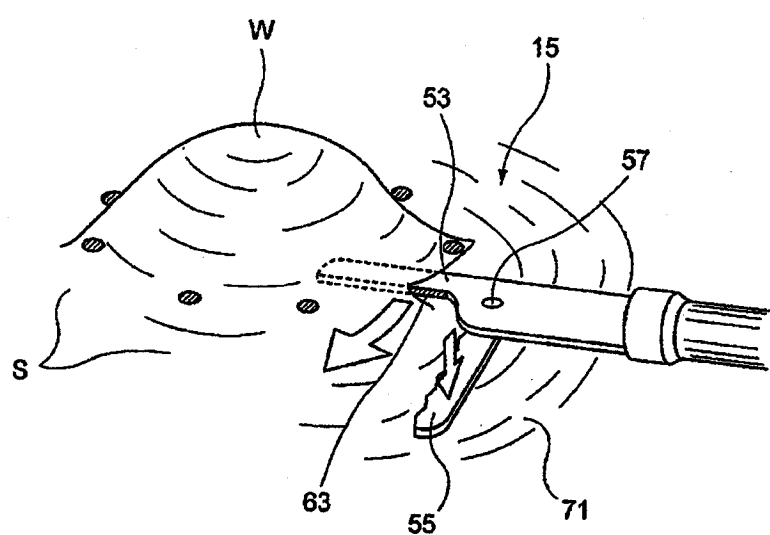


图 8

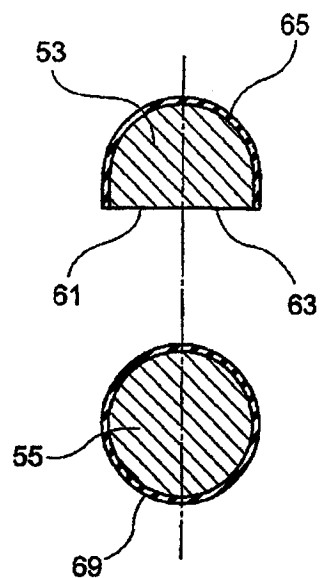


图 9A

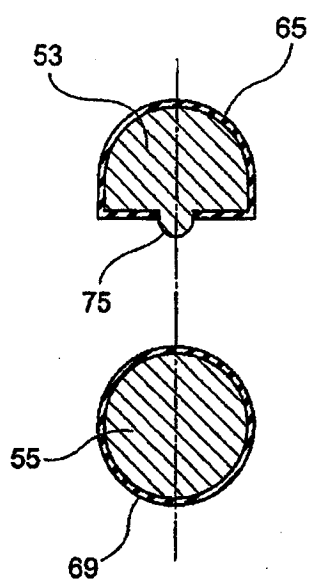


图 9B

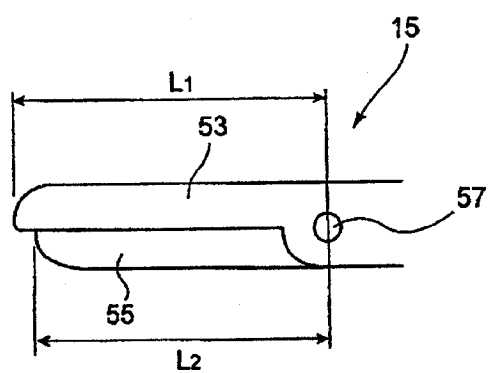


图 10A

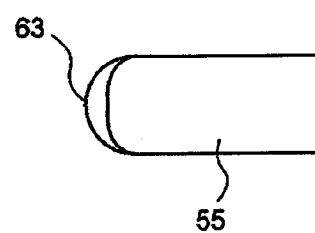


图 10B

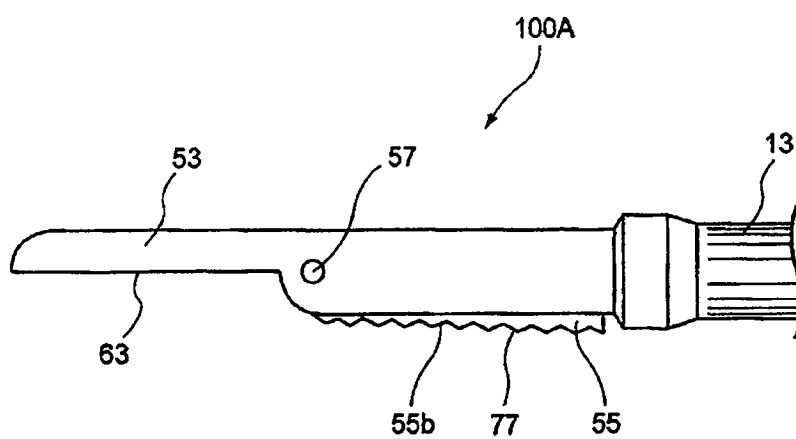


图 11

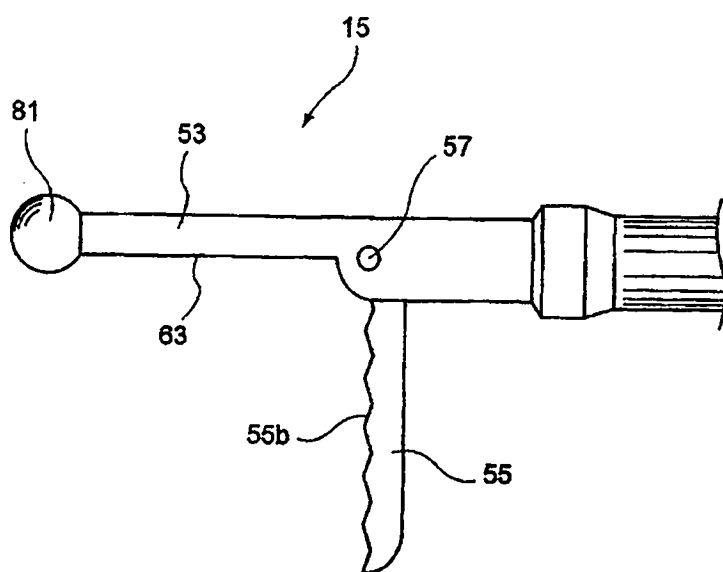


图 12

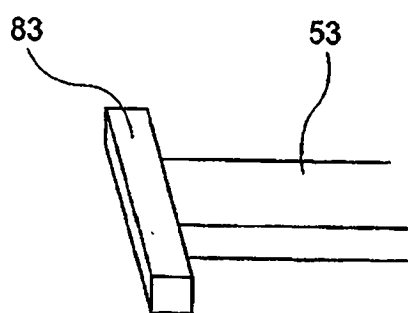


图 13A

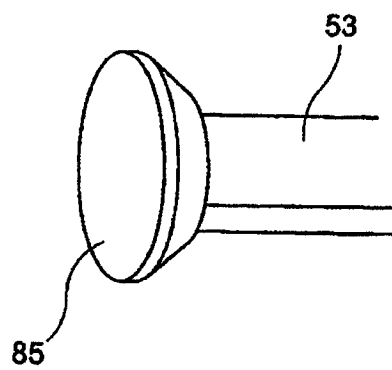


图 13B

专利名称(译)	内窥镜式高频治疗装置		
公开(公告)号	CN102204843A	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN201110083217.X	申请日	2011-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	赤羽秀文		
发明人	赤羽秀文		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1445		
代理人(译)	刘晓峰		
优先权	2010084416 2010-03-31 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种内窥镜式高频治疗装置，包括：套、操作线、第一夹持部、第二夹持部和第一电极。套包括前端、后端、和纵向轴。操作线设置在套中以前进和后退。第一夹持部被固定成沿纵向轴从套的前端延伸。第二夹持部连接到操作线，并相对于第二夹持部的作为旋转中心的基端移动，从而当操作线相对于套前进和后退时靠近第一夹持部和远离第一夹持部。第一电极设置在第一夹持部的面对第二夹持部的表面上。

