



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106510838 A

(43)申请公布日 2017. 03. 22

(21)申请号 201610805223.4

(22)申请日 2016.09.05

(30)优先权数据

15184682.1 2015.09.10 EP

(71)申请人 爱尔博电子医疗器械股份有限公司

地址 德国蒂宾根

(72)发明人 马库斯·恩德勒 克劳斯·费舍尔

托马斯·斯特布勒

(74)专利代理机构 北京市立方律师事务所

11330

代理人 王荣

(51)Int.Cl.

A61B 18/12(2006.01)

A61B 18/14(2006.01)

A61B 18/16(2006.01)

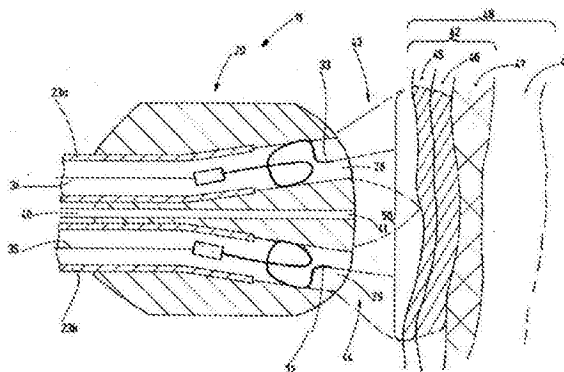
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

用于大面积粘膜消融的消融装置

(57)摘要

根据本发明的消融装置(11)的特征在于具有非圆形截面的头部(20),以及相对于彼此成锐角设置的电极(32、33)。由于电极的有角度的布置以及通道(28、29)的适当构造,结果得到大致扇形的等离子体射束,通过该等离子体射束——特别是在这两个电极的交替激励的情况下——可以在生物的中空器官上实现宽条形消融区域。操作可靠且简单,并且与现有措施相比,缩短了处理时间。



1. 一种特别是用于粘膜消融的消融装置(11),  
具有头部(20),所述头部(20)包括第一电极被至少部分地布置在其中的第一通道(28),并且包括第二电极(33)被至少部分地布置在其中的第二通道(29),  
其中,所述第一通道(28)和所述第二通道(29)一起,和/或所述第一电极(32)和所述第二电极(33)一起,包括锐角( $\alpha$ )。
2. 根据权利要求1所述的消融装置,其特征在于,所述第一通道(28)和所述第二通道(29)是气体传导通道。
3. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述通道(28、29)中的每个均具有电极(32、33)被居中地放置在其中的圆口。
4. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述通道(28、29)——至少在它们的远端——由耐热塑料或陶瓷材料制成。
5. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述第一通道(28)和所述第二通道(29)连接到公用供给线路(23)。
6. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述第一通道(28)和所述第二通道(29)连接到专用供给线路(23a、23b)。
7. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,用于所述电极(32、33)中的至少一个的电力供给线路(34、35)延伸通过所述供给线路(23、23a、23b)。
8. 根据权利要求7所述的消融装置,其特征在于,所述两个电极(32、33)的所述电力供给线路(34、35)相对于彼此电绝缘。
9. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述头部(20)——从其远端(25)开始——被构造为在近侧方向上呈锥形。
10. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述头部(20)在其远端(25)具有非圆形截面。
11. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,所述头部(20)与插口(22)相关联,所述插口(22)具有用于附连到内窥镜(10)的夹持装置,在这种情况下,所述头部(20)可以在轴向方向上相对于所述插口(22)移动。
12. 根据权利要求9和10所述的消融装置,其特征在于,所述头部(20)在所述插口(22)中的可旋转性受到约束。
13. 根据前面的权利要求之一所述的消融装置,其特征在于,用于流体的排放开口(41)被布置在所述头部(20)上。
14. 根据权利要求12所述的消融装置,其特征在于,所述排放开口(41)是喷嘴。
15. 根据权利要求12或13所述的消融装置,其特征在于,所述排放开口(41)被布置在所述电极(32、33)之间的中心。
16. 一种用于组织消融,特别是使用如图1中的消融装置的组织消融的方法,其特征在于,所述器械的头部(20)在距离待消融的组织的一定距离处沿着横向于连接电极(31、32)的线路的路径移动。
17. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,施加于所述两个电极(33、32)的HF电压被交替地施以脉冲。
18. 根据权利要求16或17所述的方法,其特征在于,在通过根据权利要求1至15的消融

装置对粘膜(42)进行热消融之前,流体被引入到胃壁(49)中,以这样的方式流体缓冲垫形成在期望的消融部位的下面。

## 用于大面积粘膜消融的消融装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种特别是用于粘膜消融的消融装置。

### 背景技术

[0002] 治疗性粘膜消融(例如,用于肿瘤消融或者影响饮食行为的胃壁细胞的破坏,有利地用于减肥)通常是通过内窥镜干预来执行的,其中,特定的探头可以被用于消融。

[0003] 例如,文件W0 2011/022069 A公开了一种具有待放置在粘膜上的端帽的内窥镜,并且氩等离子体凝固在其内部空间中被执行。该帽限制氩等离子体凝固的有效区域,并因此限定粘膜凝固。

[0004] 从文件US 8 641 711 B2,知道一种用于消融中空器官的组织层的器械,其中,该器械包括具有电极的电话性头部,所述头部包括可展开元件以便相对于对置的组织壁定位该器械的头部。该器械预先假定中空器官具有有限直径,就像例如肠中的情况那样。

[0005] 从耐心和敏捷的角度来讲,大面积粘膜消融对用户提出了特别的挑战。这是真的,特别是当意图用于一般应用的柔性器械(诸如息肉切除术勒除器等)被使用时。通过使用这样的勒除器,大约2cm<sup>2</sup>的粘膜的切除在一个操作步骤中被执行。在胃的基底和贲门区中,在柔性内窥镜的帮助下的切除非常困难。另外,存在穿孔的风险。

[0006] 在粘膜消融中,不充分的消融以及太深的效果差不多一样必须被淘汰,因为这样的结果是,底层组织层可能都受损,直到包括胃的穿孔。

### 发明内容

[0007] 因此,目的是希望得到如下的器械和方法,通过该器械和方法,粘膜消融可以被以安全的处理的方式以及可选地在更大面积上延伸地并且以良好的质量地执行。

[0008] 该目的利用在于根据一种消融装置及组织消融的方法的器械,其中特别是用于粘膜消融的该消融装置,具有头部,该头部包括第一电极被至少部分地布置在其中的第一通道,并且包括第二电极被至少部分地布置在其中的第二通道,其中,该第一通道和该第二通道一起,和/或该第一电极和该第二电极一起,包括锐角( $\alpha$ );该特别是使用如图1中的消融装置的组织消融的方法,其中该器械的头部在距离待消融的组织的一定距离处沿着横向于连接电极的线路的路径移动。

[0009] 根据本发明的消融装置包括头部,该头部具有两个通道以及布置在所述通道中的电极。通道和/或电极一起包括锐角。该角度优选地在10°和60°之间;优选地,该角度为10°至30°,进一步优选地,为25°。通道是气体传导通道,合适的气体(诸如,举例来说,氩气)可以通过这些气体传导通道被传导。在这样做时,可以——在电极发射的火花帮助下——产生可以被用于凝固位于电极前面的组织的氩等离子体。尽管消融装置包括至少两个电极,但是它优选地是单极器械。这意味着中性电极没有被设在器械上,而是被设在患者上的大表面上。因此,电流流动发生在生物组织和消融装置的电极之间。

[0010] 由于相对于彼此成锐角的通道的布置和/或电极的布置,可以实现的是,当消融装

置沿着粘膜移动时,通过两个通道排放的等离子体电流将发散,并且使粘膜的宽的条形区域凝固。两个通道排放的等离子体喷流一起可以形成略微扇形的流体,即,具有非圆形(例如,椭圆形或条形)截面的射束。两个通道的排放开口优选地在横向定向于消融装置的移动方向的线上。如果两个通道之间和/或两个电极之间的角度被合适地限定,而且从通道排放的气体的排放速率、气体的量、对两个电极的电功率的施加也被合适地限定,则可以实现的是,更均匀的——从治疗意义上来讲更均匀的——深度效果在粘膜的被凝固的细条的整个宽度上产生。在这样做时,可以实现均匀的大面积组织消融。

[0011] 根据本发明的构思为设计窄的,纤细的头部铺平道路,所述头部几乎不比所述头部产生的粘膜组织轨道宽,或者在个别的情况下,也有可能比该轨道窄。这继而允许简化消融装置到内窥镜的搬运和附连,特别是消融装置到内窥镜的远端的附连,其结果是其通道对于附加器械以及烟雾的疏散保持自由。内窥镜以及附连的消融装置可以被布置在箔管中。这可以具有两个单独的内腔,以使得内窥镜被引导通过一个内腔,消融装置被引导通过第二个内腔。引导元件,例如螺旋管,在该引导元件中,消融装置可以被布置为使得所述装置可以在用于消融装置的内腔中来回移动。

[0012] 消融装置的头部可以在轴向方向上(即,在内窥镜的纵向方向上)来回移动的事实便于特别是在大的中空器官中的组织层的消融(诸如,举例来说,胃中的粘膜的消融)期间的操作。例如,该装置的头部可以在0mm和100mm之间移出,在这种情况下,多达50mm的可延伸性被视为是有利的,30mm延伸长度被视为是最优的。

[0013] 认为特别有利地是,如果头部在其远端具有非圆形截面,并且分配给它的插口具有对应的互补的凹部,在近侧方向上头部可以缩回到该凹部中。因此,头部在插口中的可旋转性受到约束。这相当大地促进了消融装置的操作。特别是,可以确保头部由于其缩回,而被布置在其被延伸之后也将保持的特定旋转位置上。有利地,头部——也是在移出状态下一——可以通过管在插口的近端的抬高而被使得到达期望位置,在所述插口处,为此提供了适当的凹槽。

[0014] 除了一个或多个气体传导通道之外,流体传导通道也将被设在头部上,所述流体传导通道被设置用于排放流体喷流,例如水喷流。该通道的口部优选地被布置在两个气体通道的口部之间。例如,流体喷流可以被构造为用于粘膜下面注射所必需的压力或流速。

[0015] 优选地,气体通道设有陶瓷衬套。其允许消融装置连续地操作,特别是允许粘膜的更大面积消融。

[0016] 该两个电极优选地彼此电力隔离,并且连接到专用供给线路上。该两根供给线路可以具有共用气体供给通道,或者通过单独的气体供给通道被引导。优选地,电流经由专用线路被交替地施加于该两个电极上,结果是可实现特别均匀的消融效果,以及在消融细条的整个宽度上测量的均匀的凝固深度。这就是事实,特别是当几百kHz的范围内的高频电压交替地施加在该两个电极上时,在此情况下,该两个电极之间的切换频率(交替频率)为几个Hz。施加于电极的功率可以例如在10瓦和200瓦之间,例如,80瓦或120瓦。本发明的有利的实施例的进一步的细节是说明书、权利要求书和附图的主题。它们在下文中示出:

## 附图说明

[0017] 图1在使用时的内窥镜上的根据本发明的消融装置的示意图;

- [0018] 图2附连有消融装置的内窥镜的一端的侧视图的截面；
- [0019] 图3a/3b/3c根据图2的具有消融装置的内窥镜的透视图；
- [0020] 图4根据图2和3的内窥镜和消融装置的前视图；
- [0021] 图5消融装置的细节的截面图；
- [0022] 图6消融装置的电力布线的电路图；以及
- [0023] 图7消融装置的改进实施例在作用于粘膜上时的运行期间，在纵向截面中的示意性表示。

## 具体实施方式

[0024] 图1例示说明了在胃12上的粘膜消融过程期间，本发明的附连到内窥镜10的消融装置11。针对该过程，内窥镜10和消融装置11通过食管13被引导到胃12的内部。在这样做时，控制元件14允许内窥镜10移动，以使得例如内窥镜10的远端15可以以针对性的方式，沿着胃的内壁弯曲和/或移动，其结果是胃的内壁的各个部位可以轻易地到达。内窥镜10可以包含一个或多个通道16（参见图3a），工作部件（诸如，举例来说，外科器械）可以被插入到这些通道中，并且通过这些通道，气态或液态流体可以被供给或排放。此外，内窥镜10可以包括用于图像传输，以便能够在视觉上控制所述过程的部件。

[0025] 图2至4示出了附连到消融装置11其上的内窥镜10的远端15。消融装置与内窥镜10一起被布置在管套筒17中，管套筒17包含用于消融装置11的第一内腔18和用于内窥镜10的第二内腔19。如图2和图3所示的第一内腔18和/或第二内腔19可以具有狭缝，从而利于内窥镜的弯曲。导管套筒17可以由以适当的作用封装内窥镜10和消融装置11的薄塑料膜组成。

[0026] 在本示例性实施例中，消融装置11被构造为附连到内窥镜10的外部并且沿着所述内窥镜延伸的装置。然而，本发明不限于此。消融装置也可以被构造为可以在内窥镜的内部被引导的装置。无论如何，该装置包括头部20，头部20优选地被可移动地支撑，优选地在轴向方向21上是可移动的，所述方向与内窥镜10的远端的纵向方向一致。头部20与插口22相关联，插口22被夹持在内窥镜10中或上。插口22包括通路开口，头部20可以被移动到该通路开口中，并且头部20的供给管23通过该通路开口延伸。优选地，供给管23显示抗拉刚度和压缩刚度，然而，它可以被轻易地弯曲。因此，头部20可以在轴向方向21上来回移动，因为管23被来回地推送或者被相应地拉动。

[0027] 图4示出了头部20的平面图，图5单独地示出了其的纵向截面。显而易见的是，头部20具有不为圆形形式的截面，特别是它具有椭圆形截面。无论如何，插口22的通路开口的截面和头部20的形式的偏差使得头部20在缩回时找到其通往插口22的通路开口的路，并且在这样做时，旋转到期望的角度位置。为了实现这，头部20优选地在其近端24具有圆形截面。此刻，它被构造为例如圆锥体。然后，该锥体的截面——在远端25的方向上从近端24开始——逐渐地转变为从图4显而易见的椭圆形式，在这种情况下，头部20的外表面不具有可以坐落在插口22的通路开口的口部上的偏移分量，这样的偏移分量可能有损于头部20的缩回。

[0028] 该结构设计非常有助于促进消融装置11的操作。如果头部20被远远地推出插口22以使得只有近端24仍被定位在插口22中或者头部20被完全推出插口22，头部20可以通过将相对刚硬的供给管23旋转到不同的角度位置而旋转。然而，如果头部20缩回，它在插口22中

找到其本身,则插口22使头部20旋转到指定的角度位置。由于头部20与插口22之间的正向锁定连接,头部20到图3和4所示的标称位置的移动因此被自动地给予。头部20和插口22的形状以这样的方式彼此适应,即,头部20不仅在它在插口22中完全缩回时,在其末端位置上固定在径向方向上,而且基本上保持该方向,直到头部20完全移出插口20为止。因此,可以在轴向方向上移动头部20,并且它将仍基本上保持其旋转方向。轴向位移的长度为15mm,优选为10mm,特别优选为8mm,其中,头部20在径向方向上基本上保持其位置。头部20可以由耐热、电和热传导较差的材料制成,诸如,举例来说,耐热塑料材料、热固性材料、陶瓷等。如图5中所示,还可以制作塑料材料的头部20,并且为其提供例如管状形式的陶瓷插入件26、27。头部也可以完全由陶瓷制成。

[0029] 为了确保当头部20已经在轴向方向上移动到其移出插口22的这样的程度时,头部20在径向方向上的方向,根据图3b和3c,供给管23可以设置有防转锁53。为了这个目的,该防转锁53具有弹簧51的形式的突出成型支耳。该弹簧51啮合在设在插口22上的凹槽中,因此在移出状态下将头部20固定在期望位置上(图3c)。防转锁53可以通过用塑料材料进行挤压涂覆来生产。防转锁53可以以这样的方式构造,即,它与插口22一起形成划定头部20可以在轴向方向上移动的最大长度的界限的末端止位件。可以将防转锁53布置在供给管23上距离插口22一定距离处,以使得作为这的结果,头部20的旋转的方位在每一个轴向位置上被确保。为了这样做,必要的是,就在头部20离开插口22之前,弹簧51已经啮合——或者至少部分啮合——在凹槽52中。

[0030] 还可以以这样的方式布置防转锁53,即,头部20被夹持为可以在旋转方向上在其末端区域之间自由移动。在这样的布置下,直到头部离开插口22为止保证了头部20的旋转固定,然后当弹簧51啮合在凹槽52中时再次如此。在头部20的总轴向旋转为例如50mm的情况下,头部20的固定旋转方向在其各个末端位置上可以呈现大约15mm。在中间,头部20也可以被夹持为在径向方向上可以自由移动大约20mm。

[0031] 头部20封装至少两个通道28、29,这些通道被设置为将气体(特别是惰性气体,诸如,举例来说,氩气)供给到处理部位。然而,活性气体、气溶胶等也可以被供给,为了这个目的,通道28、29也可以以相同的方式使用。在本示例性实施例中,通道28、29经由单个供给管23被一起供给气体。通道28、29可以具有圆形截面,或者另外不同于圆形截面的截面,诸如椭圆形截面、多边形截面等。在它们的开口上,它们具有图5中的点划线所指示的不同定向的开口轴线30、31;开口轴线是通道28、29的开口的中心轴线,并且一起呈对向角度 $\alpha$ ,角度 $\alpha$ 优选地在 $10^\circ$ 和 $60^\circ$ 之间、优选地在 $10^\circ$ 和 $30^\circ$ 之间的范围内,在优选情况下,为 $25^\circ$ 。通道28、29也可以组合形成具有椭圆形截面或狭缝形截面的一个公共通道,两个电极32、33都被布置在该公共通道中。

[0032] 电极32、33之间的距离优选为几毫米(3mm至12mm),在这种情况下,为了实现消融深度均一的均匀的宽条组织消融,5mm至10mm、特别是7.5mm的距离是有优势的。电极的直径优选地在0.2mm至1mm的范围内,在这种情况下——在本示例性实施例中——0.4mm的直径已经被选择。由于因最小线直径而出现的高场强,并且因此一方面,电极的良好点燃准备就绪,从而另一方面,出现了可达成的组织效果,这已经被发现是有利的。

[0033] 棒形或针形电极32、33优选地被布置为在通道28、29的开口中居于中间,所述电极沿着开口轴线30、31定向。电极32、33的尖端可以被安置在通道28、29的内部,或者如图5中

所指示的,从其突出来。例如可以由耐热金属(诸如钨)制成的电极32、33被如图5中符号化地指示的弹性导体回路大致保持在通道28、29中的中心。连接到电极32、33的是供给线路34、35,这些供给线路相对于彼此电绝缘,并且引入通过供给导管23。如图6中所示,线路34、35经由开关布置36连接到诸如高频发生器38形式的电源37。所述发生器提供几百kHz(例如,350kHz)的HF电压以及高于1000V(例如,4500V)的合适的电压。HF发生器38可以施加大于100瓦(例如,120W)的功率。

[0034] 电压是参照零电势给出的,患者经由至少一个中性电极39连接到该零电势。该大面积中性电极39被应用于患者的身体的合适的部分。开关布置36以交替的方式(即,通过电源37的输出交替)连接线路34、35,因此连接电极32、33。电极32、33被交替激励的切换频率在几个Hz的范围内,优选地在1Hz和20Hz之间,优选地为5Hz。

[0035] 另外,流体线路40可以延伸通过供给管23,并且连接到设在头部20的前侧的喷嘴。喷嘴在其远端具有排放开口41,通过排放开口41,流体(例如,氯化钠溶液)可以被以例如喷流的形式喷射。由此,可以例如当喷流以对应的压力、流量和形式退出,以使得其可以像针一样穿过进入到组织中时,通过注射到底层区域中来对组织部分进行处理。

[0036] 到目前为止描述的消融装置11操作如下:图1中那样设有消融装置的内窥镜10通过患者的食管13被引入到患者的胃中以用于粘膜的平面消融,例如,用于病态组织变化的治疗处理,用于影响患者的体重和饮食行为,或者用于其他治疗原因。通过内窥镜10的控制元件14,内窥镜10的远端15定位在期望的消融部位处,以这样的方式待处理的组织部位在内窥镜10的视野之内。现在,通过供给管13的适当推送,消融装置1的头部20被略微向前推送,以使得所述管被定位在离粘膜42的期望距离(例如,3mm)处。

[0037] 在粘膜42的热消融之前,例如,流体通过排放开口41引入到胃壁49中,以这样的方式流体缓冲垫被有利地形成在期望消融部位下面。气体(例如氩气)流过通道28、29。现在,发生器38和开关布置36被启动以使得电极32、33将交替地点燃并且允许火花跳到粘膜42。在图7的示例性实施例中可以看出,包封氩气射束在每个电极30、31的前面形成等离子体喷流43、44。在这样做时,这些喷流可以组合形成扇形射束。等离子体喷流43、44按时间顺序偏移地、彼此紧挨着地撞击在粘膜42上,并且使其最上层(特别是其上皮45)以及鼓膜中层46和粘膜下层47的部分凝固。然而,由于先前形成的流体缓冲垫,肌层中层48优选保留。

[0038] 由于两个等离子体喷流的5Hz的交替通电,发生了等离子体喷流43、44的宏观组合。在这样做时,宽组织细条50被以均匀的有效深度凝固。由于电极32、33和通道28、29的呈角度的布置,组织细条50的宽度可以大于10mm,在个别的情况下,大约14mm。继续进行处理,因为通过内窥镜的控制元件14以及通过供给管23的适当引导,用户沿着粘膜上方的路径(在图7中,垂直于投影平面)移动头部20,在这种情况下,所述头部离开宽度约为12mm至14mm的凝固的组织细条。以这种方式,粘膜42可以被以很大的可靠性和降低了的损伤肌层的风险而凝固。

[0039] 图7示出了消融装置11的改进实施例。不同之处在于头部20的构造,其通道28、29由专用供给管23a、23b提供。因此,线路34、35可以被引导——没有单独的绝缘——在这些供给管23a、23b中。除此之外,以上描述通过使用相同的引用符号类似地适用于该实施例。

[0040] 根据本发明的消融装置11的特征在于具有非圆形截面的头部20,以及相对于彼此设置成锐角的电极32、33。由于电极的有角度的布置,以及通道28、29的适当构造,结果得到



大约为扇形的等离子体射束,通过该等离子体射束——特别是在这两个电极的交替激励的情况下——可以实现宽条形消融区域(例如,生物的中空器官)。处理是可靠的和简化的,并且,与现有措施相比,处理时间缩短。

[0041] 引用符号列表:

[0042]

|            |                  |
|------------|------------------|
| 10         | 内窥镜              |
| 11         | 消融装置             |
| 12         | 胃                |
| 13         | 食管               |
| 14         | 控制元件             |
| 15         | 内窥镜 10 的远端       |
| 16         | 内窥镜 10 的通道       |
| 17         | 导管套筒             |
| 18         | 导管套筒 17 的第一内腔    |
| 19         | 导管套筒 17 的第二内腔    |
| 20         | 头部               |
| 21         | 轴向方向             |
| 22         | 底座               |
| 23、23a、23b | 供给导管             |
| 24         | 头部 20 的近端        |
| 25         | 头部 20 的远端        |
| 26、27      | 陶瓷插入件            |
| 28、29      | 通道               |
| 30、31      | 开口轴线             |
| $\alpha$   | 开口轴线 30、31 之间的角度 |

[0043]

|       |         |
|-------|---------|
| 32、33 | 电极      |
| 34、35 | 线路      |
| 36    | 开关布置    |
| 37    | 电源      |
| 38    | HF 发生器  |
| 39    | 中性电极    |
| 40    | 流体线路    |
| 41    | 排放开口    |
| 42    | 粘膜      |
| 43、44 | 等离子体喷流  |
| 45    | 上皮      |
| 46    | 鼓膜中层    |
| 47    | 粘膜下层    |
| 48    | 肌层中层    |
| 49    | 胃壁      |
| 50    | 组织细条    |
| 51    | 成型支耳、弹簧 |
| 52    | 凹槽、狭缝   |
| 53    | 防转锁     |
|       |         |

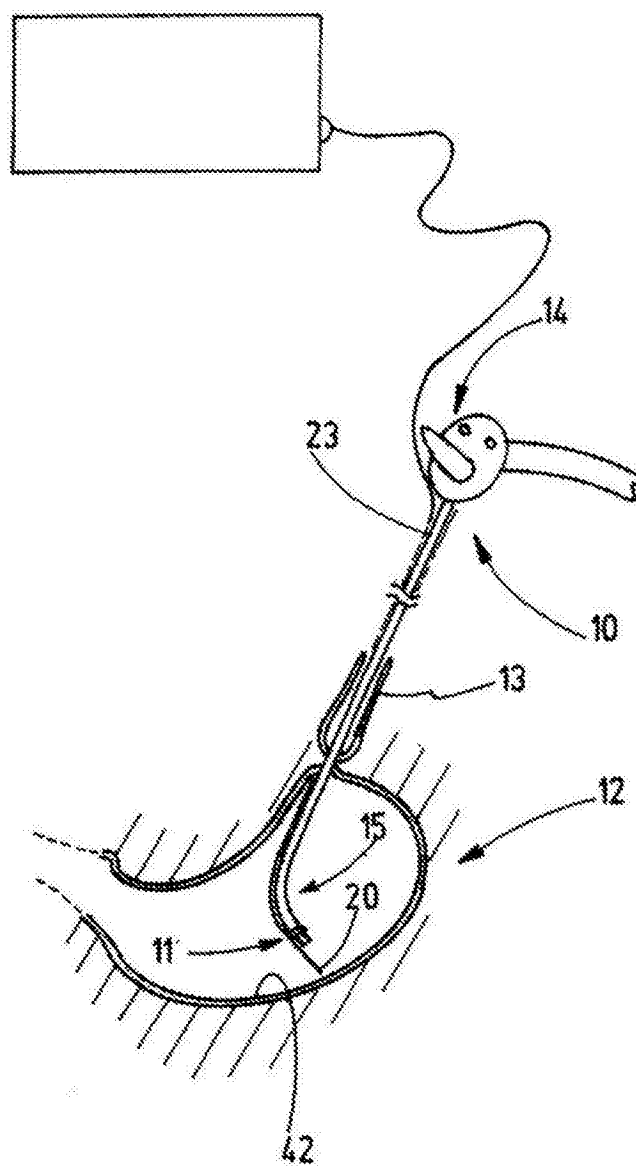


图1

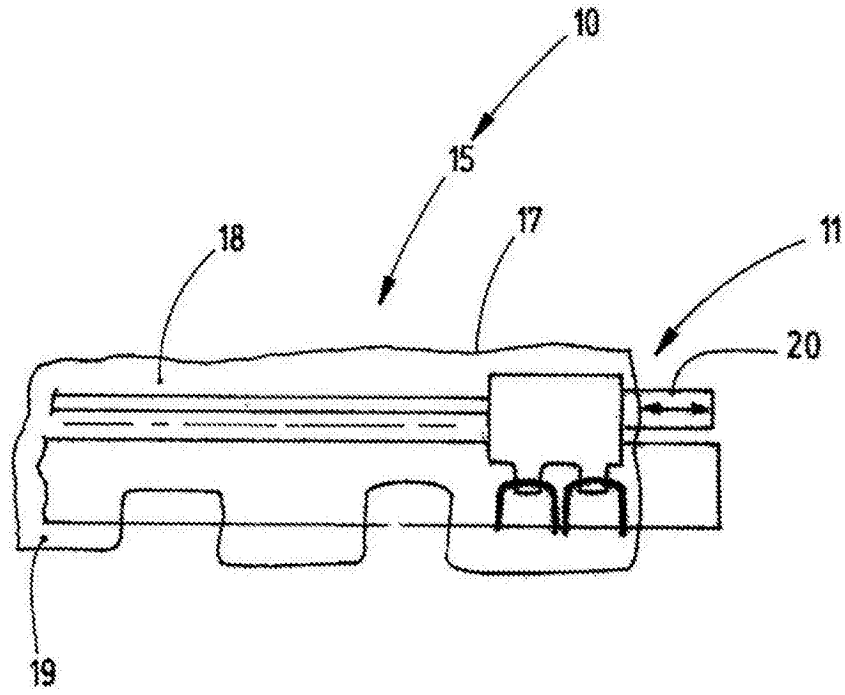


图2

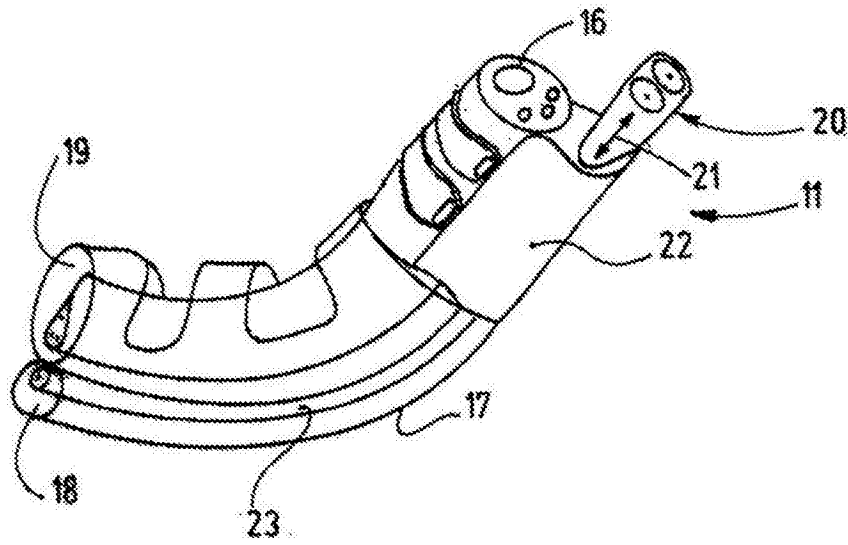


图3a

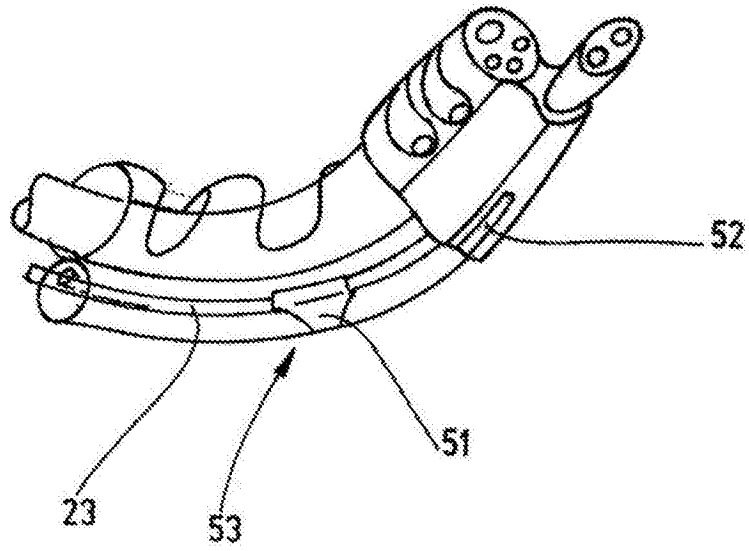


图3b

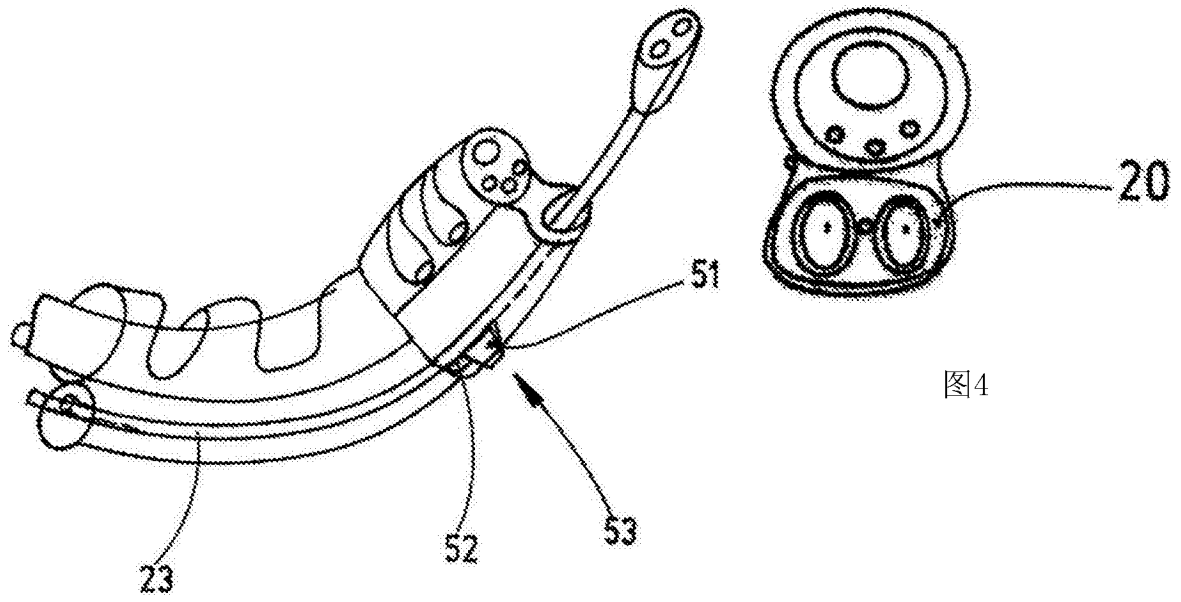


图4

图3c

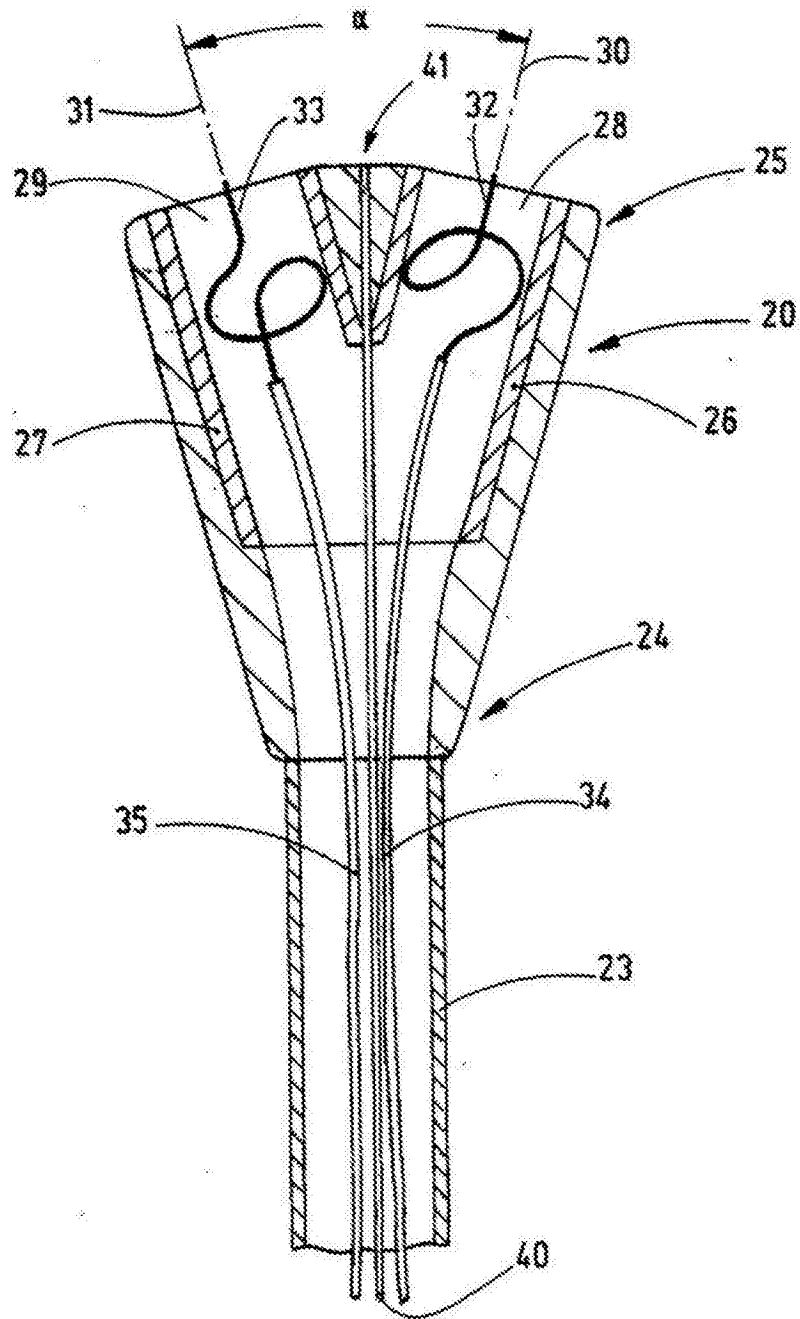


图5

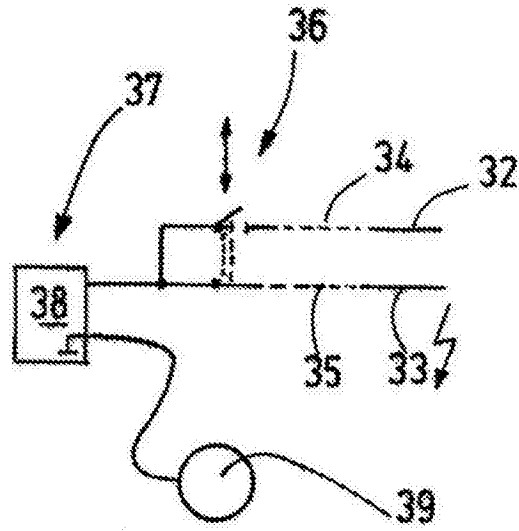


图6

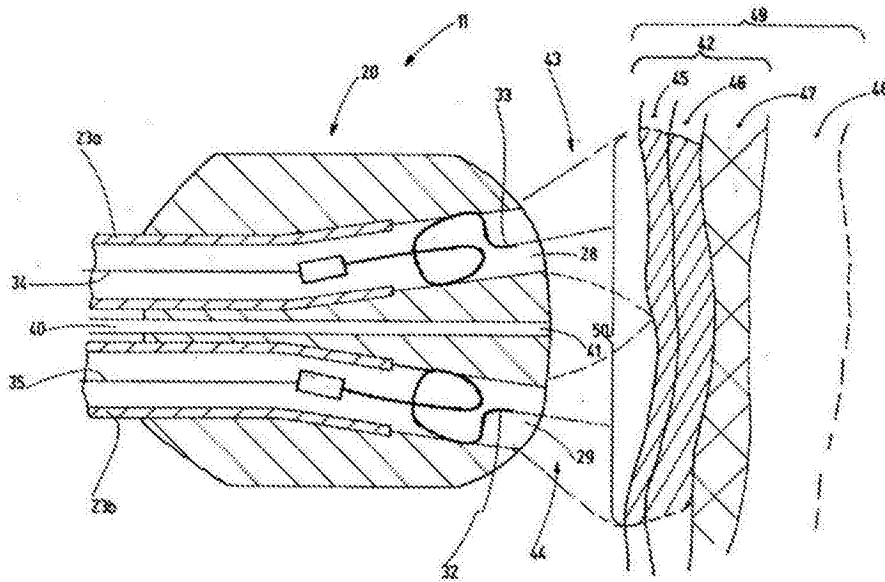


图7

|                |                                                                                                                                                                     |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于大面积粘膜消融的消融装置                                                                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN106510838A</a>                                                                                                                                        | 公开(公告)日 | 2017-03-22 |
| 申请号            | CN201610805223.4                                                                                                                                                    | 申请日     | 2016-09-05 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 爱尔博电子医疗仪器股份有限公司                                                                                                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 爱尔博电子医疗仪器股份有限公司                                                                                                                                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 爱尔博电子医疗仪器股份有限公司                                                                                                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | 马库斯恩德勒<br>克劳斯费舍尔<br>托马斯斯特布勒                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | 马库斯·恩德勒<br>克劳斯·费舍尔<br>托马斯·斯特布勒                                                                                                                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16                                                                                                                                       |         |            |
| CPC分类号         | A61B18/12 A61B18/1492 A61B2018/00595 A61B2018/0091 A61B2018/1467 A61B2018/167 A61B18/042 A61B2017/00477 A61B2018/00166 A61B2018/00494 A61B2018/00577 A61B2018/00982 |         |            |
| 代理人(译)         | 王荣                                                                                                                                                                  |         |            |
| 优先权            | 2015184682 2015-09-10 EP                                                                                                                                            |         |            |
| 其他公开文献         | CN106510838B                                                                                                                                                        |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                      |         |            |

#### 摘要(译)

根据本发明的消融装置(11)的特征在于具有非圆形截面的头部(20)，以及相对于彼此成锐角设置的电极(32、33)。由于电极的有角度的布置以及通道(28、29)的适当构造，结果得到大致扇形的等离子体射束，通过该等离子体射束——特别是在这两个电极的交替激励的情况下——可以在生物的中空器官上实现宽条形消融区域。操作可靠且简单，并且与现有措施相比，缩短了处理时间。

