



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106510842 A

(43)申请公布日 2017.03.22

(21)申请号 201610805251.6

(22)申请日 2016.09.05

(30)优先权数据

15184689.6 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 18/14(2006.01)

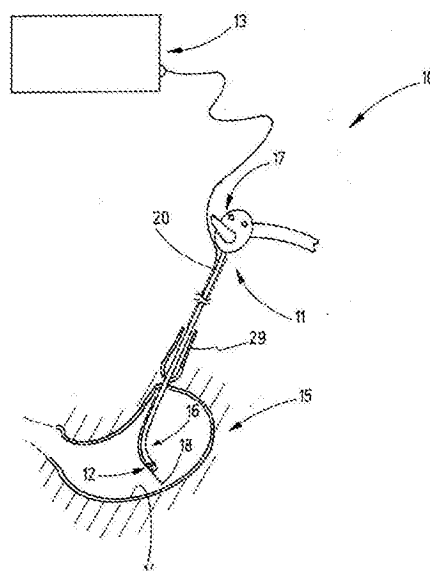
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

用于生物组织的大面积表面凝固的消融系统

(57)摘要

根据本发明的消融系统(10)与消融探头(12、12a)一起工作,消融探头(12、12a)包括两个交替工作的火花等离子体电极(31、32)。它们产生具有非圆形截面的等离子体射束(47、48),该射束将被相对于其优选为椭圆形的大纵轴线,横向地引导到将被消融的组织(特别是粘膜(14))的上方。在这样做时,可以通过可靠的且容易控制的过程来处理大面积组织区域。



1. 一种消融系统(10),特别用于大面积粘膜消融,

具有等离子体消融探头(12、12a),所述等离子体消融探头(12、12a)包括彼此相邻布置的至少两个类似的火花等离子体电极(31、32),

具有用于HF电压的单个电源(38)和两根电线(33、34)以及开关布置(40),所述两根电线(33、34)彼此平行,通往所述火花等离子体电极(31、32),所述开关布置(40)布置在所述电源(38)与所述两根电线(33、34)之间,以便交替地将所述线(33、34)连接到所述电源(38)上,

具有气体源(53)和至少一根流体线(20),所述至少一根流体线(20)从所述气体源(53)通往所述类似的火花等离子体电极(31、32)。

2. 根据权利要求1所述的消融系统,其特征在于,所述火花等离子体电极(31、32)被布置为以在远侧方向上开口的锐角(α)相互背对。

3. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,所述消融探头包括两个相邻的气体喷射喷嘴(26、27),在这种情况下,所述火花等离子体电极(31、32)分别被布置在每个气体喷射喷嘴(26、27)中。

4. 根据权利要求3所述的消融系统,其特征在于,所述气体喷射喷嘴(26、27)被布置为以在远侧方向上开口的锐角(α)相互背对。

5. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,单根流体线(20)被提供用于所述消融探头(12)的气体供给,并且所述电线(33、34)被引导通过所述流体线(20)。

6. 根据权利要求1至4之一所述的消融系统,其特征在于,两根流体线(20a、20b)被提供用于所述消融探头(12)的气体供给,并且一根电线(33、34)分别被布置在每根流体线(20a、20b)中。

7. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,所述两根电线(33、34)被布置为彼此电耦合。

8. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,所述两根线(33、34)被布置为彼此电容耦合。

9. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,所述开关布置(40)包括两个接通触点(42、43),所述两个接通触点(42、43)中的至少一个在任何时间被接通。

10. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,所述开关布置(40)的切换频率在1Hz和20Hz之间,优选为5Hz。

11. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,所述电源(38)被配置,从而以100kHz和1MHz的频率以及50W至200W的功率提供2000V至5000V的电压。

12. 根据前面的权利要求之一所述的消融系统,其特征在于,内窥镜(11)被提供用于引导所述消融探头(12)。

13. 根据权利要求12所述的消融系统,其特征在于,所述内窥镜(11)具有至少一个内腔(25),并且所述消融探头(12)被引导在所述内窥镜(11)上、所述内窥镜的内腔(25)的外部。

14. 根据权利要求12或13所述的消融系统,其特征在于,所述消融探头(12)通过适配器(19)被夹持在所述内窥镜(11)上。

15. 根据权利要求12至14之一所述的消融系统,其特征在于,所述内窥镜(11)和所述消融探头(12)被布置在管套筒(21)的不同内腔(22、23)中。

16. 一种用于通过消融探头 (12) 消融生物组织的方法, 所述消融探头 (12) 包括至少两个火花等离子体电极 (31、32), 所述至少两个火花等离子体电极 (31、32) 被供给气体, 并且 HF 电压被交替地施加于所述至少两个火花等离子体电极 (31、32) 以便产生指向所述生物组织 (14) 的等离子体射束 (47、48), 并且

所述方法用于在所述组织 (14) 的上方沿着消融路径引导所述等离子体射束 (47、48)。

17. 根据权利要求 16 所述的方法, 其特征在于, 具有整体非圆形截面的等离子体射束 (47、48) 被产生, 并且被引导在所述组织 (14) 上。

18. 根据权利要求 17 所述的方法, 其特征在于, 所述等离子体射束 (47、48) 由两个部分射束组成, 所述两个部分射束沿着它们的边缘 (47、48) 接触。

19. 根据权利要求 16 至 19 之一所述的方法, 其特征在于, 所述消融探头 (12) 在一个方向上被沿着所述消融路径引导, 在所述这个方向上, 所述火花等离子体电极 (31、32) 被夹持在相对于所述消融路径横向定向的线上。

20. 根据权利要求 16 至 19 之一所述的方法, 其特征在于, 在所述等离子体射束被施加之前或期间, 流体通道 (36) 用于将流体传导到所述流体喷射喷嘴 (37), 并且用于将所述流体作为喷流传导到所述粘膜 (14) 上, 以便渗透所述粘膜和/或穿过所述粘膜, 从而在所述粘膜内或下面形成流体缓冲垫, 和/或将所述粘膜 (14) 抬离粘膜下层 (51)。

用于生物组织的大面积表面凝固的消融系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种消融系统,特别是用于大面积粘膜消融。

背景技术

[0002] 对于特别是胃粘膜的治疗处理,例如对于肿瘤切除,或者另外对于改变患者的饮食和体重行为,粘膜和粘膜下层的清晰限定的区域的大面积消融和/或凝固可能是必要的,在这种情况下,被处理的区域中的凝固深度应尽可能地均匀,以使得肌层不被破坏。通常,治疗粘膜消融通过内窥镜来执行,其中,特殊的探头可以被用于消融。

[0003] 例如,文件W0 2011/022069 A公开了一种具有将被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被执行。该帽限制氩等离子体凝固的有效区域。

[0004] 文件US 8 641 711 B2描述了用于中空器官的组织层的消融的器械,其中,该器械包括具有电极的电话性头部。该头部设有用于以限定的方式,相对于在相对位置上的组织壁,定位头部的可展开元件。

[0005] 文件US 2004/0215180 A1公开了一种消融探头,该消融探头具有从该探头的远侧突出的几个线状的单个的电极,所述电极一起连接到电导体,并且经由所述电导体被从电功率发生器供给电流,所述电流实现消融。

[0006] 文件US 2003/0181900 A1例示说明了一种通过使用几个电极进行接触凝固的探头,所述几个探头——在靠在组织上进行操作期间——按时间顺序依次连接到与特定示意图一致的HF发生器。

[0007] 对于使用几个等离子体火花探头对生物组织的同时外科手术的处理,文件DE 10 2005 007 769 A1描述了一种包括几个单极器械的系统,所述几个单极器械经由高压开关连接到单个HF发生器,在这种情况下,开关被交替地接通,以使得单个的器械间歇地接收HF电流。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供关于大面积粘膜凝固或粘膜消融的构思。

[0009] 该目的是通过根据权利要求1的消融系统来实现。

[0010] 根据本发明的消融系统包括等离子体消融探头,该等离子体消融探头具有彼此相隔固定距离布置的至少两个类似的火花等离子体电极。它们被单个电源供给HF电压。这通过彼此并联布置到火花等离子体电极的两根电线以及开关布置来实现,开关布置在源和线之间提供以便交替地给火花等离子体电极供给HF电压。此外,消融系统包括气体源以及从气体源通往火花等离子体电极的至少一根流体线。

[0011] 参照根据本发明的消融系统,至少两个等离子体喷流由消融探头发射,所述喷流彼此直接紧挨着冲击在待被处理的组织上。等离子体喷流被交替地通电(激励),即,两个火花等离子体电极交替地点火。两个等离子体喷流可以组合形成具有平展的椭圆形截面、条形截面等的射束。当等离子体射束在横向于其截面的方向上跨过该组织时,宽的组织细条

被凝固。由于两个火花等离子体电极上的火花的间歇点燃,可以——一方面——在高电压、高电流下、因此以高瞬时功率输出进行工作,并且——另一方面——可以限制平均输出,以这样的方式消融深度被限于期望尺寸,并且防止了对位于较下的组织的损伤或者甚至将被处理的中空器官的穿孔。

[0012] 所提及的效果尤其是当火花等离子体电极被以在远侧方向上开口的锐角布置并且相互背对时是显著的。在这样做时,处理宽度被最大化,在这种情况下,等离子体消融探头的外部尺寸保持尽可能地小,并且无论如何,都小于将产生可比的处理宽度的并联布置的火花等离子体电极中的等离子体消融探头的外部尺寸。

[0013] 此外,特别优选的是如下的实施例,其中,消融探头包括两个相邻的气体喷射喷嘴,其中,每个气体喷射喷嘴包含一个火花等离子体电极。优选地,气体喷射喷嘴被布置,以在远侧方向上开口的锐角相互背对,以使得产生的等离子体喷流略微偏离。与此相结合,还可以将所述两个火花等离子体电极布置在单个气体喷射喷嘴中,该气体喷射喷嘴可以例如是非圆形的,例如被构造为细长的,呈狭缝喷嘴的形式,以便产生扇形等离子体射束。独立于此,消融探头可以设有用于供给气体的单根流体线,或者另外设有被设置用于其气体供给的两根单独的流体线。在这样做时,可以实现几何上不同的结构构思。

[0014] 所述两个火花等离子体电极被两根电线供给电压,所述两根电线优选地被布置为使得它们彼此电耦合。例如,耦合可以是电容性的,这被给出是因为所述两根电线彼此相隔短距离并联地布置,以使得在两根线(即,电压承载线和无电势线)之间,可以测量到至少几个皮法(pF)(有利地10pF和100pF之间,优选地45pF(40pF...50pF))的电容。通过将这两根线电耦合在一起,分别切断的电极前面的等离子体的完全重组被避免、因此该电极上的在再次点火期间的电压峰值在开关布置快速切换的消融过程期间被避免。这使消融探头的操作均衡且稳定,并且改进凝固成果。

[0015] 开关布置可以以1和20Hz之间的频率(优选地5Hz的频率)连续地切换,以使得两个火花等离子体电极交替地连接到HF电压源。在这样做时,一条线连接到HF电压源,分别地另一根线切换到无电压(无电势)。开关布置优选地设在发生器上。作为这两根线的(电容)耦合的结果,低电容电流在通过切换火花等离子体电极的各个切断阶段中流动,所述电流防止等离子体在该短操作阶段期间完全重组。

[0016] 在开关布置正被切换的同时,所述两个火花等离子体电极可以短暂地连接到HF源。到目前位置未工作的电极上的等离子体的预离子化促进——在该短暂阶段期间——先前短时间内未工作的火花等离子体电极的操作的重新开始,尽管由于另一个电极的操作导致电压相对较低。然而,如果切换按最小间隔(即,在没有电极连接到HF电极的短暂时刻内)发生,则先前短时间内未工作的电极将略微点火,HF电压源不产生太多的电压峰值。在这样做时,将导致不合需要的组织损伤的破坏性火花击穿被避免。

[0017] 通常,消融探头被以内窥镜的方式使用。为了这样做,它优选地在内窥镜的内腔的外部连接到所述内窥镜,并且通过适配器被夹持在所述内腔的远端。

[0018] 内窥镜和消融探头可以被布置在塑料输卵管的内腔中。内窥镜保持可用于另一种功能,即,可用于其他器械,可用于流体供给,可用于视觉检查,和/或可用于操作视野的照射。

附图说明

[0019] 本发明的有利实施例的细节是下文中说明书、权利要求书和附图的主题。它们在以下附图中示出：

[0020] 图1根据本发明，包括使用时内窥镜上的消融探头的消融系统的示意图；

[0021] 图2如图1中的其中消融探头被附连的内窥镜的远端的截面侧视图；

[0022] 图3如图2中的具有消融探头的内窥镜的透视图；

[0023] 图4如图2和3中的内窥镜和消融探头的前视图；

[0024] 图5消融探头的细节的截面图；

[0025] 图6消融探头的改进实施例在作用于粘膜上时操作期间在纵向截面中的示意图；

[0026] 图7消融系统的电路图；

[0027] 图8消融系统的示意性电力表示；以及

[0028] 图9用于示意性例示说明如图7和8中的消融系统的开关布置的操作的时序图。

具体实施方式

[0029] 图1示出了消融系统10，其包括具有消融探头12的内窥镜11和用于为消融探头12提供介质和操作功率的装置13，可选地还有附加器械。消融探头12被设置用于中空器官（特别是胃15的粘膜14）的内部皮肤的处理，特别是凝固和/或消融。为了实现这，内窥镜11的远端16通过控制元件17引导和弯曲，通过这种方式消融探头12（特别是设在该探头的远端上的头部18）有利地被垂直地定位在相对于粘膜14的期望距离处，并且沿着该粘膜移动。

[0030] 内窥镜11的远端16和消融探头12在图2中被分别示出。内窥镜11体现为可以通过控制元件17以目标方式弯曲的单腔或多腔管。适配器19被夹持在该管的远端16上，所述适配器与消融探头12相关联。另外与消融探头12相关联的是头部18以及管20，头部18如图2中的双箭头所标识的那样可以在内窥镜11的末端16的纵向方向上移动，显示抗拉刚度和压缩刚度的管20（例如，刚性地连接到头部18并且平行于内窥镜11延伸的流体线20）也与消融探头12相关联。从图1可以推断，管20通往装置13。内窥镜11和管20可以被容纳在管套筒21中，在这种情况下，消融探头12延伸通过管套筒21的第一内腔22，内窥镜11延伸通过管套筒21的第二内腔23。因此，包括内窥镜11、消融探头12和管套筒21的总布置可以通过食管14被插入到患者的胃15中，并且其移动在那受到控制，就像常见的内窥镜的情况下那样。

[0031] 图3例示说明到目前为止描述的内窥镜11的末端16，这次是在透视图中的。显而易见的是，内窥镜11可以包含一个或多个内腔25以及图像传输部件、照射装置等。如图3中所示，适配器19可以用合适的夹紧部件或其他紧固部件附连到内窥镜11的末端。图4允许有头部18可以具有非圆形截面的推断，在这种情况下，它可以设有两个气体喷射喷嘴26、27。它们可以被构造为例如陶瓷嵌体。至少在头部18的远端28上，气体喷射喷嘴26、27具有开口轴线29、30，这些开口轴线优选地包括锐角 α 。它优选地在 10° 和 60° 之间，进一步优选地在 10° 至 30° ，尤其是基本上在 25° 。

[0032] 相对于喷射轴29、30同心地，提供火花等离子体电极31、32，这些火花等离子体电极可以被构造为例如针形或销形钨体，或者被构造为其他的导电的、热稳定的元件。在气体喷射喷嘴中居中的火花等离子体电极31、32优选地还被以锐角布置，所述锐角优选地 10° 至

60°, 优选地, 10°至30°, 尤其是25°。火花等离子体电极31、32彼此的距离优选地为5mm至10mm, 优选地为7.5mm。火花等离子体电极31、32可以完整地布置在气体喷射喷嘴26、27中, 或者如图5中所示, 可以从其部分地突出。

[0033] 火花等离子体电极31、32均分别连接到电线33、34, 电线33、34的导体设有电绝缘, 即, 电介质。线33、34都延伸以致彼此紧挨着延伸通过管20的内腔, 该内腔连接到头部18的近端35以用于为气体喷射喷嘴26、27供给气体。这些线可以被绞合在一起, 被构造为条线或者在管20中松散地并排在一起。

[0034] 此外, 在管20中, 可以提供流体线36, 其被设置以将流体(例如, 水(NaCl溶液))供给位于头部28的远端的流体喷射喷嘴37。可替代地, 流体线36还可以被沿着其外部被引导到管20的外部。流体喷射喷嘴37可以被用于将流体(特别是NaCl溶液)注射到粘膜14的下面以便将粘膜抬离底层组织(特别是粘膜下层51)。为了实现这, 可以在粘膜14下面创建一个或多个泡状流体仓库。这可以例如在HF电流被施加之前进行。在例如粘膜42热消融之前, 流体可以被以流体缓冲垫有利地形成在期望的消融部位的下面的这样的方式通过喷射开口37被引入到胃壁中。

[0035] 图6示出了消融探头(即, 消融探头12a)的修改实施例。它具有头部18a, 其气体喷射喷嘴26、27被单独的管20a、20b供给气体, 管20a、20b显示抗拉刚度和压缩刚度。火花等离子体电极31、32继而可以从气体喷射喷嘴26、27突出, 或者如所示, 可以被凹进在其中。连接到火花等离子体电极31、32的电线33、34可以是绝缘的, 或者如所示, 被作为暴露的导体引导通过管20a、20b, 管20a、20b沿着内窥镜11彼此紧挨着地平地布置, 并且延伸通过内腔22(图3)。除此之外, 消融探头12的描述连同结合图1至5给予的说明是适用的。

[0036] 在图7中更详细地示出的装置13用于消融探头12的供给。装置13包括电源38, 例如, 通常以100kHz和1MHz之间的频率、优选地以例如300kHz至400kHz、特别是350kHz的频率振荡的HF发生器38。它从功率供应和控制单元39接收其功率。

[0037] 与HF发生器38解耦的高频AC电压经由开关布置40交替地输出到线33、34, 因此交替地输出到火花等离子体电极31、32。开关布置40可以被作为装置13的一部分容纳, 或者被容纳在连接到装置13和线路33、34的单独的中间模块中。

[0038] 交替地施加于线33、34的HF电压具有优选为几千伏(例如, 5000伏)的峰值, 以使得它能够点燃火花等离子体电极31、32上的火花, 所述火花跳到在相对位置的生物组织上, 例如, 粘膜14(图6)。中性电极41被提供以返回电流, 所述电极连接到装置13并且被通过大面积紧固到患者。

[0039] 开关布置40包括第一开关42和第二开关43, 第一开关42可以将线33连接到HF发生器38, 第二开关43可以将线34连接到HF发生器38。开关或接通触点42、43例如是继电器的一部分或者相反切换的两个单独的继电器。为了通电, 时钟信号T来自功率供给和控制单元。信号T被放大器和反相器块44用于移动开关42、43的驱动器的反相通电。

[0040] 第一开关42和第二开关43交替地工作, 以使得当开关43接通时, 开关42断开, 反之亦然。在反转点1、11(图9)处, 两个开关42、43可以短暂地都接通, 或者如果在操作中存在间隔, 则也可以短暂地都断开。重叠接通(都接通)或切换间隔(都不接通)的时间与每个脉冲的总接通时间相比很短。切换以1Hz至20Hz、优选地以5Hz发生。电线33、34紧密地相邻地通过管20的内腔(或者可替代地, 根据图6, 通过两个管20a、20b)从装置13延伸到头部18。

[0041] 图8中例示说明电力条件。平行引导的线33、34通常明显长于1m(例如,2m至5m)。因此,如图8中用虚线所示的电容器所指示的,这两根线33、34与大于1pF的电容耦合。这些不是分立的组件,而是用符号表示存在于两根线33、34之间的耦合电容。通常,这在1和200pF之间的范围内,并且影响消融探头12的操作。现存的耦合电容45并不排除附加的耦合元件(例如,欧姆电阻器、电容器等)被布置在两根线33、34之间。

[0042] 为了例示说明消融探头12的操作,在下文中参照图8和9。在这样做时,首先假设头部18经由管20被从气体源53供给气体(例如,氩气),气体源53可以是装置13的一部分或者是单独的。

[0043] 此外,以例如5Hz的频率交替地切换的开关布置40在被查看的阶段中建立HF发生器38和线34之间的连接。因此,HF电压施加于火花等离子体电极32上。在火花等离子体电极32的前面形成等离子体射束47,等离子体射束47在气体喷射喷嘴27的前面略微变宽,并且撞击在粘膜14上。在图9中,这用电压U32和电流I32符号化表示。两者都不为零,并且导致明显高于100瓦的相当大的功率。

[0044] 在切换点1,开关布置40改变。现在,发生器38的电压被施加于线33上,因此,施加于火花等离子体电极31上。它现在在气体喷射喷嘴26的前面形成等离子体射束48,所述射束继而撞击在生物组织(例如,粘膜14)上。电压U31被施加于火花等离子体电极31,并且电流I32流动。然而,由于电容耦合,电流I32不会完全降至为零。相反,在线33中流动的凝固电流的一小部分越过耦合电容器45流到线32上,以使得残余离子化可以在火花等离子体电极32的附近得以保持。如果开关布置40再次被切换,则这促进在时间11重新点燃火花等离子体电极32上的火花。因此,防止了为了施加火花击穿的击穿电压,发生器38必须首先积累增大的电压,并且至少这样的电压增大的要求被减到最小。通过这样,因此可以实现两个等离子体喷流47、48中的能量输出均衡化,其结果是用户对处理具有更好的控制。

[0045] 还可以从图6推断,粘膜14的不同层49、50可以被可靠地凝固,并且底层——这里特别是肌层——可以被省去。此外,功率分配在每个等离子体喷流47、48中是相对均匀的,以使得当头部18、18a被沿着粘膜14横向地引导到连接火花等离子体电极31、32的线(垂直于图6中的投影平面)时,两个喷流共同离开宽度为10至18mm的宽凝固轨道52。

[0046] 根据本发明的消融系统10与消融探头12、12a一起工作,消融探头12、12a包括两个交替工作的火花等离子体电极31、32。它们产生具有非圆形截面的等离子体射束47、48,该射束将被——相对于其优选为椭圆形的截面的大纵轴横向地——引导到将被消融的组织(特别是粘膜14)的上方。在这样做时,可以通过可靠的且容易控制的过程来处理大面积组织区域。

[0047] 引用符号列表:

[0048]

10	消融系统
11	内窥镜
12、12a	消融探头
13	装置
14	生物组织、粘膜
15	胃
16	内窥镜 11 的远端

[0049]

17	内窥镜 11 的控制元件
18、18a	头部
19	适配器
20、20a、20b	显示抗拉刚度和压缩刚度的管、流体线
21	管套筒
22	管套筒 21 的第一内腔
23	管套筒 21 的第二内腔
24	食管
25	内窥镜 11 的内腔
26、27	气体喷射喷嘴
28	头部 18 的远端
29、30	开口轴线
α	开口轴 30、31 之间的角度
31、32	火花等离子体电极
33、34	线
35	头部 18 的近端
36	流体线
37	流体喷射喷嘴
38	电源、HF 发生器
39	功率供给和控制单元
40	开关布置
41	中性电极
42	第一开关、接通触点
43	第二开关、接通触点

[0050]

44	反相器和放大器模块
T	时钟脉冲
45	耦合电容
47、48	等离子体射束
49、50	粘膜的层（鼓膜中层、粘膜肌层）
51	作为粘膜的底层的组织（粘膜下层）
52	凝固轨道
53	气体源

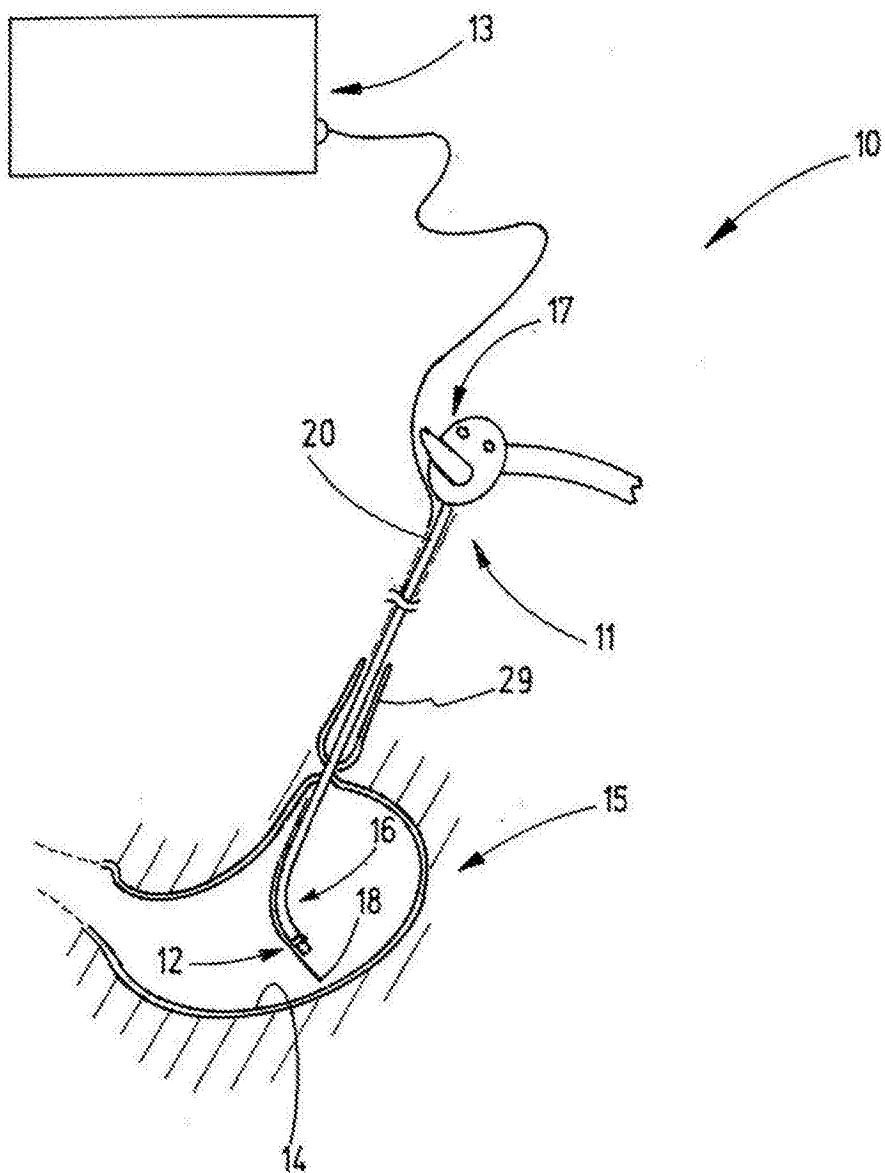


图1

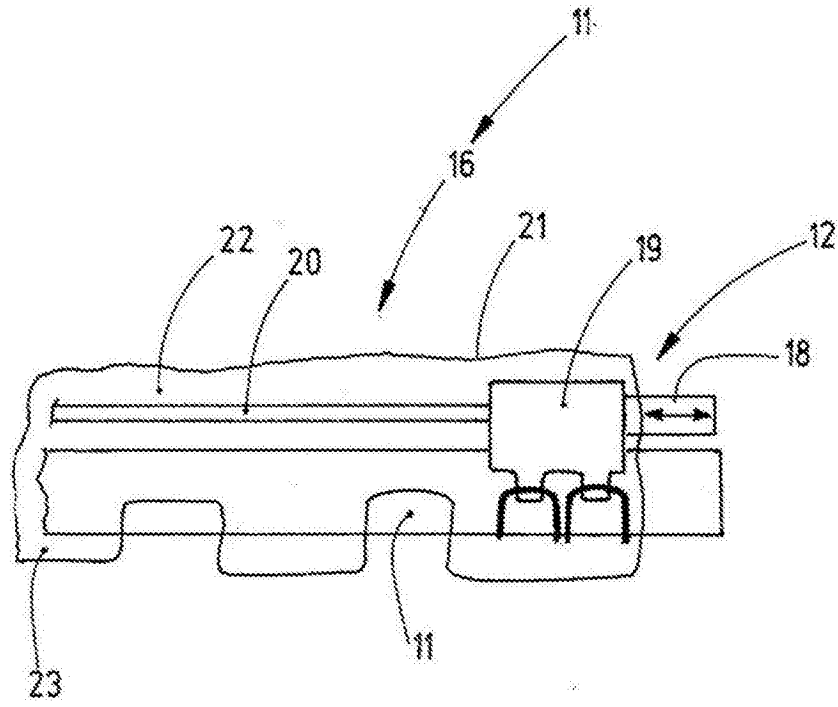


图2

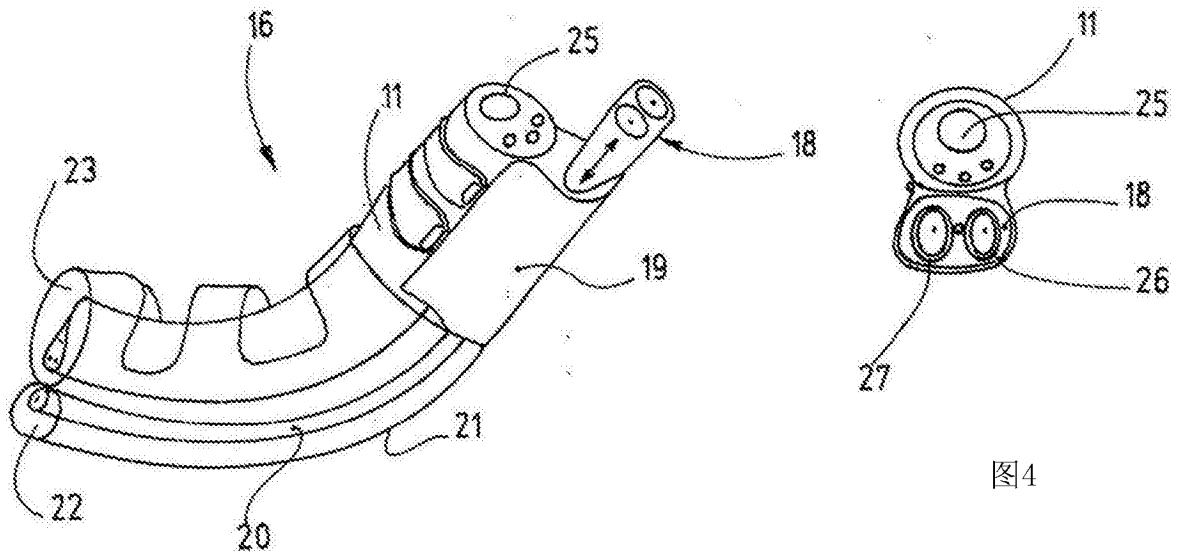


图4

图3

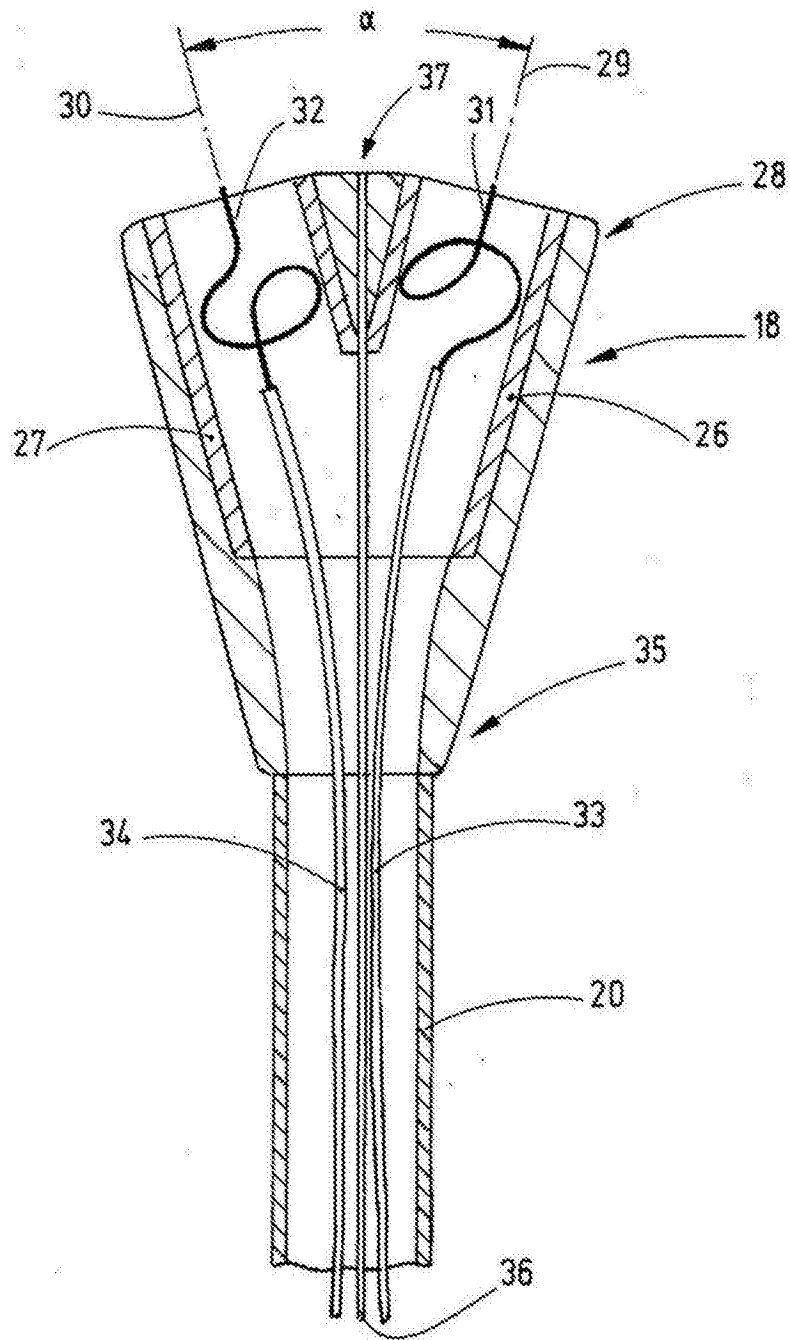


图5

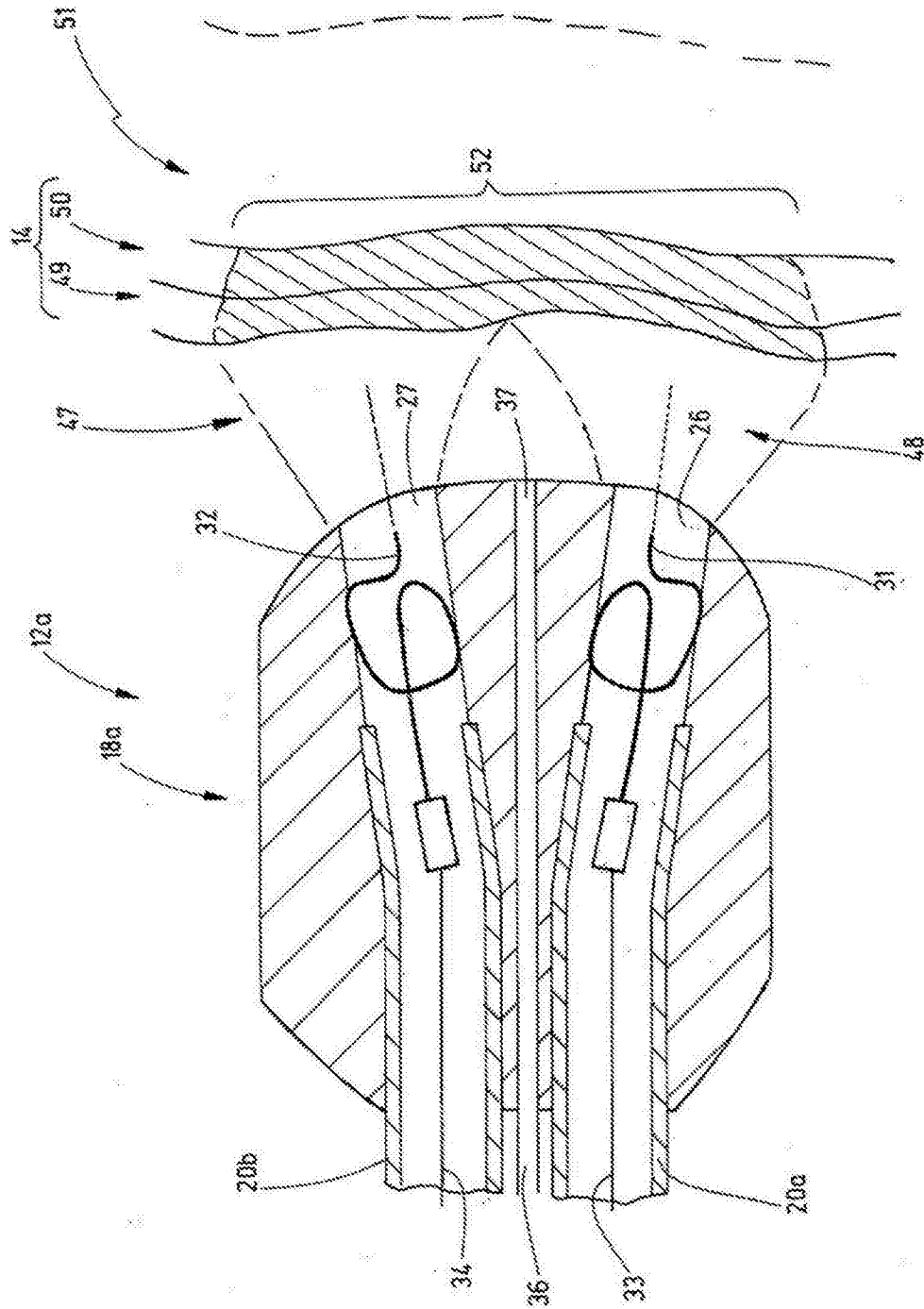


图6

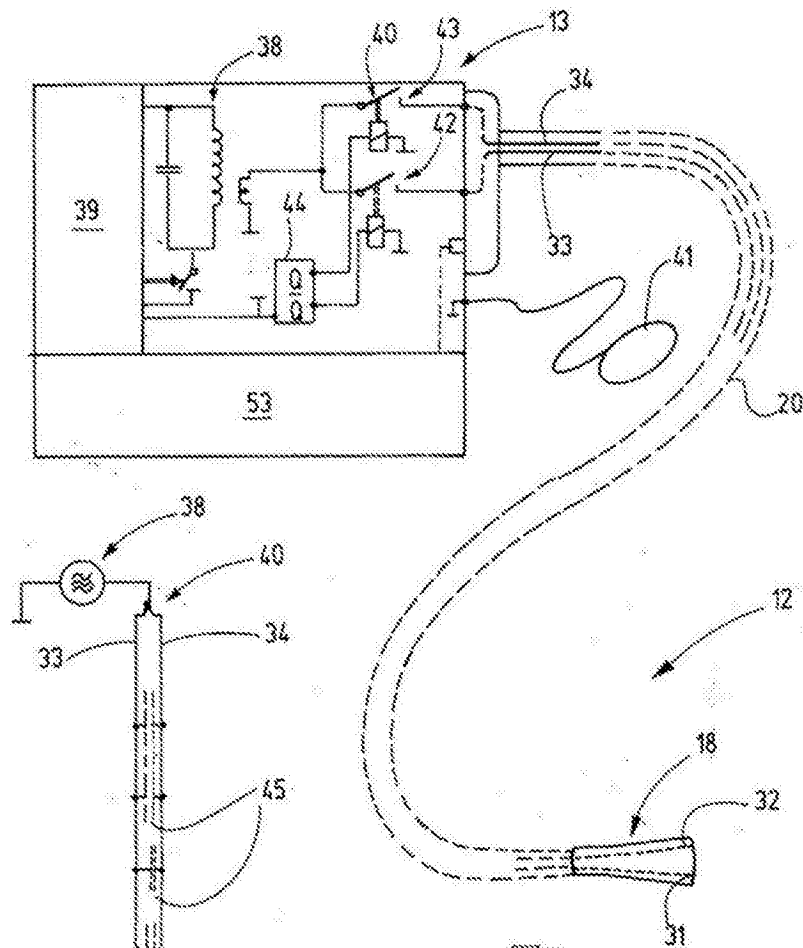


图7

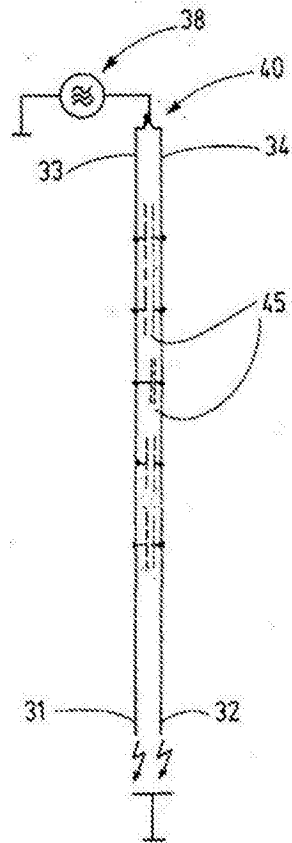


图8

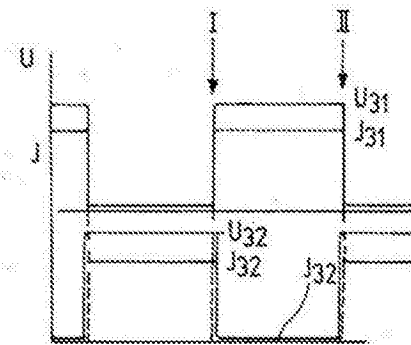


图9

专利名称(译)	用于生物组织的大面积表面凝固的消融系统		
公开(公告)号	CN106510842A	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201610805251.6	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 克劳斯费舍尔 托马斯斯特布勒		
发明人	马库斯·恩德勒 克劳斯·费舍尔 托马斯·斯特布勒		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/042 A61B2018/00577 A61B18/14 A61B2018/00494 A61B2018/00583 A61B2018/00589 A61B2018/1467 A61B2018/00607 A61B2018/00702 A61B2018/00732 A61B2018/00767 A61B2018/ /00982 A61N1/00 A61B2218/005		
代理人(译)	王荣		
优先权	2015184689 2015-09-10 EP		
其他公开文献	CN106510842B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明的消融系统(10)与消融探头(12、12a)一起工作，消融探头(12、12a)包括两个交替工作的火花等离子体电极(31、32)。它们产生具有非圆形截面的等离子体射束(47、48)，该射束将被相对于其优选为椭圆形的大纵轴线，横向地引导到将被消融的组织(特别是粘膜(14))的上方。在这样做时，可以通过可靠的且容易控制的过程来处理大面积组织区域。

