



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102481168 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201080030084. 3

(22) 申请日 2010. 06. 16

(30) 优先权数据

102009032065. 2 2009. 07. 07 DE

102009048312. 8 2009. 10. 05 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 01. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2010/003595 2010. 06. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/003503 DE 2011. 01. 13

(73) 专利权人 厄比电子医学有限责任公司

地址 德国蒂宾根

(72) 发明人 B. 施瓦恩 H. B. 贝斯奇

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 张涛 李家麟

(51) Int. Cl.

A61B 18/14(2006. 01)

A61N 1/06(2006. 01)

H01B 7/04(2006. 01)

A61B 18/00(2006. 01)

A61B 18/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0217791 A1, 2006. 09. 28, 说明书第2段第1-4行、第3段、第9-11段、第13段、第15段、第29段、第31段、第33段、第35段、附图1.

GB 2308979 A, 1997. 07. 16, 说明书第9页第13-15行、第25-31行、第10页第1-4行、第15页第12-29行、附图1、5.

CN 1512855 A, 2004. 07. 14, 说明书第1页第15-19行、第2页第16行-第3页第4行、第3页第26行-第4页第5行、第5页第18行-第6页第4行、第6页第19行-第7页第3行、附图1B.

US 5697927 A, 1997. 12. 16, 全文.

CN 101209217 A, 2008. 07. 02, 全文.

W0 01/41664 A1, 2001. 06. 14, 全文.

审查员 孙茜

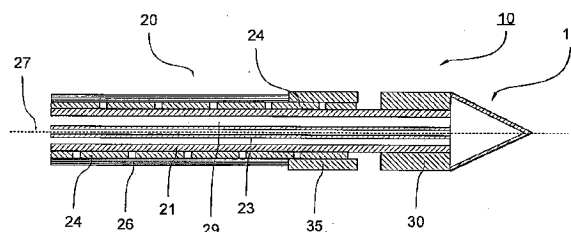
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

电手术仪器和用于制造电手术仪器的方法

(57) 摘要

电手术仪器具有电极。在将该仪器用作内窥镜仪器时,电极的接触存在问题。这里的电手术仪器包括用于传输流体的探针管道,至少一个用于使组织失去活性的电极,以及至少一个用于向电极提供高频电压的电导线。为使电极易于接触,所述至少一个电导线是沿探针管道的纵向轴设置的导线箔。



1. 一种电手术仪器,包括:

- 探针管道(21),用于传输流体;
- 远电极(30)和近电极(35),用于使组织失去活性;以及
- 至少一个向近电极(35)供电的电导线,以用于向该近电极(35)提供高频电压,

其特征在于,所述导线包括沿探针管道(21)的纵向轴(27)设置的导线箔(24),其中所述导线箔直接敷设在所述探针管道上,以及

所述电手术仪器是具有用于引入冷却流体的流体通道(23)的低温探针,其中,所述流体通道(23)是电导体并与所述远电极(30)相连接或相接触,以提供高频电压。

2. 如权利要求1所述的电手术仪器,其特征在于,所述导线箔(24)是金箔、银箔或铜箔,或者是包括具有金组分和/或银组分和/或铜组分的合金。

3. 如权利要求1或2所述的电手术仪器,其特征在于,所述导线箔(24)以螺旋形结构沿所述探针管道(21)设置。

4. 如权利要求3所述的电手术仪器,其特征在于,所述螺旋形结构的相邻线路在所述探针管道(21)的纵向上彼此间隔开。

5. 如权利要求1至2之一所述的电手术仪器,其特征在于,设有绝缘层(26),为了固定所述导线箔(24),该绝缘层(26)至少分段地覆盖所述导线箔(24)。

6. 如权利要求1至2之一所述的电手术仪器,其特征在于,所述近电极(35)与所述导线箔(24)直接接触。

7. 如权利要求1所述的电手术仪器,其特征在于,所述流体通道(23)设置在探针管道(21)的管腔(29)中。

8. 一种用于制造如前述权利要求之一所述的电手术仪器的方法,包括步骤:

- 在探针管道(21)上敷设导线箔(24),其中,所述导线箔(24)至少分段地沿所述探针管道(21)的纵向轴延伸;

- 在所述探针管道(21)上设置近电极(35)和远电极(30),使得所述近电极(35)分段地与所述导线箔相接触;

- 在所述探针管道(21)的近端处设置至少一个用于将所述导线箔(24)与高频发生器连接的接头,

- 在所述探针管道的内部设置流体通道(23),以便在所述探针管道(21)的远端区域中提供冷却流体,其中,所述流体通道(23)是电导体;

- 制造在所述近电极(35)和所述导线箔(24)之间以及在所述远电极(30)和所述流体通道(23)之间的电连接,以便向所述近电极(35)和所述远电极(30)提供高频电压。

9. 如权利要求8所述的方法,其特征在于,所述导线箔(24)是铜箔。

10. 如权利要求8或9所述的方法,其特征在于,所述导线箔(24)以围绕所述探针管道(21)的螺旋形结构沿所述探针管道(21)的纵向轴(27)设置。

11. 如权利要求10所述的方法,其特征在于,所述螺旋形结构的相邻线路在所述探针管道(21)的纵向上彼此间隔开地设置。

12. 如权利要求8至9之一所述的方法,其特征在于,设置绝缘层(26),为了固定所述导线箔(24),使所述绝缘层(26)至少分段地覆盖所述导线箔(24)。

电手术仪器和用于制造电手术仪器的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及根据权利要求 1 和 9 的电手术仪器和用于制造电手术仪器的方法。

背景技术

[0002] 在 HF 手术(高频手术)中已知,通过施加高频电流来有针对性地使组织失去活性。相应的过程可以通过单极的或双极的仪器来进行。在单极技术中,电流路径通常是从待处置的组织的手术仪器引导至中性电极。另一方面,可以使用由两个彼此电绝缘的片段构成的双极仪器。在这种情况下电流路径从电手术仪器的第一片段经过待处置的组织到达电手术仪器的第二片段。

[0003] 已知具有用于施加相应的电流的远电极和近电极的低温探针。这种低温探针具有冷却装置,该冷却装置使得能够对直接位于仪器上的组织进行冷却。因此可以防止周围组织的不期望的碳化,从而可以将该仪器用于受控的且可能较大面积的去活。此外,通过有针对性地使用冷却装置可以对沿仪器的热分布进行控制并由此对去活区域进行设置。

[0004] 相应的冷却过程例如可以通过有针对性地使用焦耳-汤姆森效应(Joule-Thomson-Effekts)来实现。在此,通过节流(压力改变)使流体、特别是气体经历温度改变。

[0005] 已知有这样的电手术仪器,其中在探针管道的外侧上设置远电极和近电极。

[0006] 在探针管道的管腔中存在流体或气体通道,该通道将探针管道远端处的冷却流体提供到膨胀室中。探针管道的管腔用于引出膨胀的流体。为了实现远电极和近电极与高频发生器的电连接一方面使用导电的气体通道以及在管腔中分开引导且相对于气体通道绝缘的导线。近电极与该导线的电连接是困难的。因此,在探针管道中设置开口,以进行相应的接触。流体可以通过这些开口被引入管腔中、进入器官中并在此导致损伤。制造这种类型的探针、特别是相应的钻孔的生产成本是很高的。此外,探针的大小必须被设置为使得管腔为了容纳附加的导线而提供足够的空间。但对于最少侵入的介入来说需要使探针的直径非常小。

[0007] 由 EP 1 902 683 A1 公开了一种用于施加电流的导管。为此该导管包括多个电极,这些电极通过导管管道内的导体线路获得合适的电压。这些导体线路位于管道的外壁内并通过该外壁彼此电绝缘。

发明内容

[0008] 从该现有技术出发,本发明的任务在于提供一种开始所述类型的电手术设备,其更安全,具有合适的大小并且可以简单和高效率地制造。此外应当说明一种相应的方法。

[0009] 该任务在装置方面通过根据权利要求 1 的电手术仪器来解决,在方法方面通过根据权利要求 9 的方法来解决。

[0010] 该任务特别是通过一种电手术仪器来解决,其包括用于传输流体的探针管道,以及至少一个电极,特别是远电极和/或近电极,用于使组织失去活性。该电手术仪器具有至

少一个用于向电极提供高频电压的电导线,其中,所述至少一个电导线包括沿探针管道的纵向轴设置的导线箔。

[0011] 因此本发明的特别的优点在于,将探针管道的导电外皮、即导线箔用作电导线或用作导体线路。因此,可以为至少一个电极、优选为近电极提供电导线,而不必在设置探针管道的尺寸时考虑这一点。设置导线箔仅导致壁厚的轻微的加厚,从而能够开发相对小的探针。相对于已知的现有技术,无需对探针管道打孔来制造相应的导线。由此,本发明的电手术仪器的制造过程也是相对简单的。被传输的流体可以是气体、液体或气-液混合体。

[0012] 导线箔可以是铜箔、金箔或银箔。概念铜箔或金箔或银箔可以包括所有由铜合金或金合金或银合金制成的合适的箔。通过使用铜箔可以以很小的壁厚来制造合适的导体。铜还具有低电阻率。

[0013] 可以将导线箔沿探针管道以螺旋形结构来设置。箔的这种螺旋形的卷绕引起所需的、仪器—特别是探针管道—的柔性仅受到轻微的影响。这使得电手术仪器仍具有足够的导航能力,从而使其能够毫无问题地在内窥镜的工作通道内运动。尽管理论上可以考虑将导线箔在一侧以直的导线线路的形式沿探针管道的纵向引导,或将“之”字形的箔线路敷设在探针管道的一侧,但这也会引起管道在一侧的柔性和/或弹性的改变。而这会对导航能力产生负面影响。

[0014] 理论上可以将导线箔的各个相邻的线路沿着探针管道的纵向至少分段地重叠设置。由此形成基本上为管状的导线线路,其对探针管道的柔性仅有轻微的影响并且仅有很小的感应电阻。优选将导线箔的相邻的线路在探针管道的纵向上彼此间隔开地设置,从而不会发生重叠。因为重叠表示在电手术仪器的直径方面的附加的加厚。由于导线箔的线路的宽度使得感应电阻是可容忍的。

[0015] 该仪器可以包括绝缘层,为了固定导线箔,该绝缘层至少分段地覆盖导线箔。因此,优选在横截面上给出从探针管道的内部向外如下构成的布置:探针管道壁、导线箔、绝缘层。该绝缘层的壁可以设计得非常薄并使通过导线箔产生的导体线路相对于外部区域绝缘。此外,绝缘层还保护导线箔不受外部的影响并且可以将导线箔保持在位置上。绝缘层可以由对探针管道的柔性以及由此也对电手术仪器的柔性仅有轻微影响的材料制造。

[0016] 至少一个电极,优选近电极可以与导线箔直接接触。由此可以非常简单地构成导线箔和所属的电极之间的电连接。在该位置上不必进行焊接。由此该连接技术是纯适应空间的。在探针管道的近端区域中还可以通过机械连接技术来制造相应的接头。例如,接触可以通过卷曲来进行。

[0017] 所述电手术仪器可以是具有用于冷却流体的流体通道(例如气体通道)的低温探针,其中,该流体通道是电导体并与至少一个电极相连接,以提供高频电压。因此,所述电手术仪器可以是优选包括在探针管道的管腔中引导的气体通道的低温探针。通过该流体通道被引入的流体可以从探针的远端区域通过管腔引出。优选流体通道至少分段地由导电材料制造,并因此同样用作导体线路。该导体线路可以用来将其它电极、优选远电极与高频发生器连接。

[0018] 开始所述的任务同样通过一种用于制造电手术仪器、特别是如上所述的电手术仪器的方法来解决,该方法包括以下步骤:

[0019] - 在探针管道上敷设导线箔,其中,该导线箔至少分段地沿探针管道的纵向轴延

伸；

[0020] - 在探针管道上设置近电极和 / 或远电极,使得该近电极和 / 或远电极分段地与导线箔相接触；

[0021] - 在探针管道的近端处设置至少一个用于将导线箔与高频发生器连接的接头。

[0022] 对于该方法也给出与如上所述的装置相似的优点。

[0023] 其它有利的实施方式借助从属权利要求给出。

附图说明

[0024] 以下借助利用附图详细解释的若干其它实施例对本发明进行描述。在此示出：

[0025] 图 1 示出具有供电装置和消融探针的电手术设备的示意图；以及

[0026] 图 2 示出根据图 1 的消融探针的截面。

[0027] 在以下的描述中对相同和作用相同的部件采用相同的附图标记。

具体实施方式

[0028] 图 1 示出用于使组织失去活性的高频手术设备。消融探针 10 通过供电管道和多个电缆与供电装置 60 连接。消融探针 10 被引入应当借助通过消融探针施加的高频电流使之失去活性的组织 3 中。为此使设置在消融探针 10 上的电极—即远电极 30 和近电极 35—与供电装置 60 中的高频发生器连接。为使组织 3 完全失去活性,需要对消融探针 10 至少分段地进行冷却,以避免与消融探针 10 接触的组织碳化。因此,根据本发明的消融探针 10 包括通过供电装置 60 供电的冷却装置。

[0029] 图 1 是应当说明本发明的消融探针 10 的作用的示意图。实际上这种类型的探针常常通过内窥镜被引导到目标组织,以进行最少侵入的介入。为此需要使消融探针 10 的直径保持尽可能地小。此外,消融探针 10 必须是柔软的,以便即使对于很难到达的部位也能够使之失去活性。在柔性方面还要注意,在一个方向上的弯曲好于在另一个方向上的弯曲的探针常常被处置医生认为是不适宜的,因为很难在工作通道中引导这种类型的消融探针 10。

[0030] 本发明的消融探针 10 包括具有近端和远端的探针管道 21 (参见图 2)。在探针管道 21 的远端处设有封闭消融探针 10 的探针头 11。在探针管道 21 的近端处可以设有用于引导消融探针 10 的手柄和用于将消融探针 10 与供电装置 60 相连接的接头(图 1 未示出)。

[0031] 探针管道 21 定义消融探针 10 的理论纵向轴 27,该纵向轴 27 从消融探针 10 的近端延伸到远端。

[0032] 在探针管道 21 的内部,即在管腔 29 中,存在从消融探针 10 的近端一直引导至探针头 11 的柔性气体通道 23。通过该气体通道 23 将流体—优选一氧化二氮—引入消融探针 10。该流体在气体通道的远端处膨胀并从消融探针 10 吸收热能。由此导致消融探针 10 的冷却。膨胀的流体通过管腔 29 引出并被丢弃。由此,探针管道 21、气体通道 23 和用作膨胀室的探针头 11 是消融探针 10 的冷却装置的一部分。

[0033] 环形地包围探针管道 21 的远电极 30 在探针管道 21 的远端处紧邻探针头 11。远电极 30 与由导电材料构成的气体通道 23 电连接。由此气体通道 23 是用于向远电极 30 供电的第一导体线路或导线的至少一部分。图 2 未示出远电极 30 和气体通道 23 之间的连接。

远电极 30 例如可以和优选能导电的探针头 11 直接接触,探针头 11 又与远电极 30 或远电极 30 的一部分相接触。

[0034] 用于向近电极 35 供电的第二导体线路或电导线由铜箔 24 构成。近电极 35 也是环形电极,其包围探针管道 21 并优选与纵向轴 27 同轴地设置。近电极 35 相对于远电极 30 在近方向上错开并与远电极 30 离开得足够远,以提供电绝缘间隙。对该间隙可以用绝缘体填满。

[0035] 铜箔 24 直接敷设在探针管道 21 上并具有螺旋形的卷绕,其中铜箔 24 从探针管道的近端一直延伸到近电极 35 的下方。围绕探针管道 21 的各个卷绕被称为线路,在所示出的实施例中,在纵向上各个线路之间的距离基本相同。理论上各个线路之间的距离可以是可变的。

[0036] 铜箔 24 的螺旋形结构或螺旋形布置具有恒定的斜度。近电极 35 直接敷设在铜箔 24 上并由此与铜箔 24 相接触。因此,确保了铜箔 24 和近电极 35 之间的电接触。

[0037] 消融探针 10 优选包括敷设在铜箔 24 上的外绝缘 26。外绝缘 26 从消融探针 10 的近端一直延伸至近电极 35。铜箔 24 在近端处的电接触可以通过卷曲来进行。

[0038] 探针管道 21、铜箔 24、外绝缘 26、远电极 30 和近电极 35 形成探针体 20。

[0039] 铜箔 24 的螺旋形结构是以恒定斜度沿探针管道 21 卷绕的带。该卷绕以及外绝缘 26 可以按照以下方式构成,即该卷绕以及外绝缘 26 提高消融探针 10 的稳定性,而所需的柔性保持不变。

[0040] 所描述的、铜箔 24 和近电极 35 之间的接触就生产过程来说也能够简单地制造。所提出的电连接是安全的。由于导体或导体线路是在探针管道 21 的外侧上引导的,因此不必在探针管道 21 上设置通孔或钻孔。探针管道 21 的气体密度保持不变。

[0041] 在以上描述的实施例中,描述了具有至少两个电极的双极电手术仪器。对本领域的技术人员来说应当显而易见的是,本发明的近电极 35 的接触在单极仪器中也可以有意义地使用。还应当清楚的是,在所描述的一个铜箔 24 的位置上可以设置多个彼此平行的铜箔,以接触多个彼此电绝缘的电极。例如,可以借助相应的铜箔 24 来为远电极 30 和近电极 35 供电。在这种情况下,可以放弃导电的气体通道 23。

[0042] 在以上描述的实施例中,铜箔 24 的线路彼此平行地设置。不存在铜箔 24 的重叠。通过卷绕之间的小距离和铜箔 24 的宽度使得铜箔 24 几乎象一个管子那样发挥作用并且相应的感应电阻很小。但是也可以将铜箔 24 重叠地设置,以降低感应电阻。

[0043] 来自图 2 的消融探针 10 具有两个包围探针管道 21 的环形电极。但按照本发明也可以沿着消融探针 10 的探针体 20 设置任意其它的电极。例如,这些环形电极可以是分段地间断的,或通过例如沿纵向轴 27 延伸的平板电极来代替。

[0044] 尽管在以上描述了消融探针 10,在该消融探针中通过气体通道 23 将气体传输到消融探针 10 的远端区域中,以使所述气体在那里膨胀,但本发明不限于这些具体的实施方式。本发明可以应用于各种类型的管道,其中这些管道是用于传输气体、液体还是相应的混合物是无关的。

[0045] 附图标记列表

[0046] 3 组织

[0047] 10 消融探针

[0048]	11	探针头
[0049]	20	探针体
[0050]	21	探针管道
[0051]	23	气体通道
[0052]	24	铜箔
[0053]	26	外绝缘
[0054]	27	纵向轴
[0055]	29	管腔
[0056]	30	远电极
[0057]	35	近电极
[0058]	60	供电装置

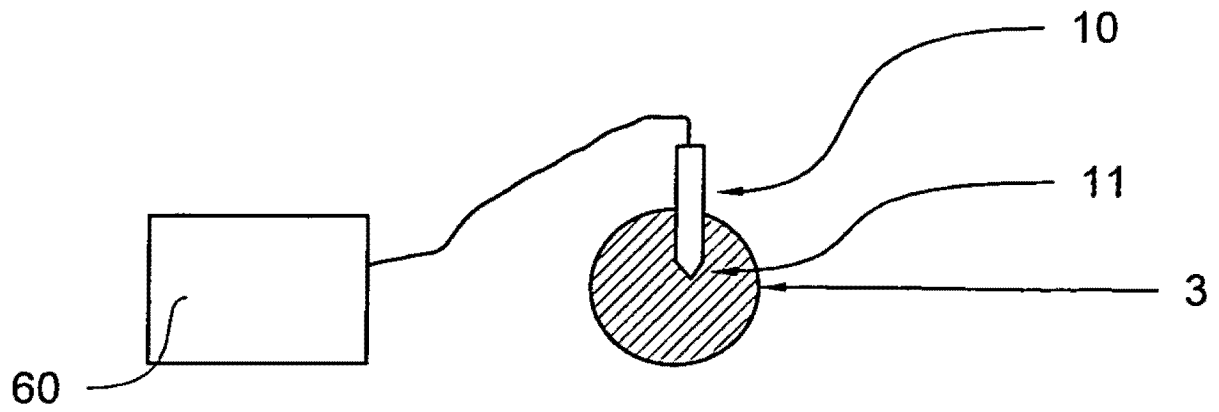


图 1

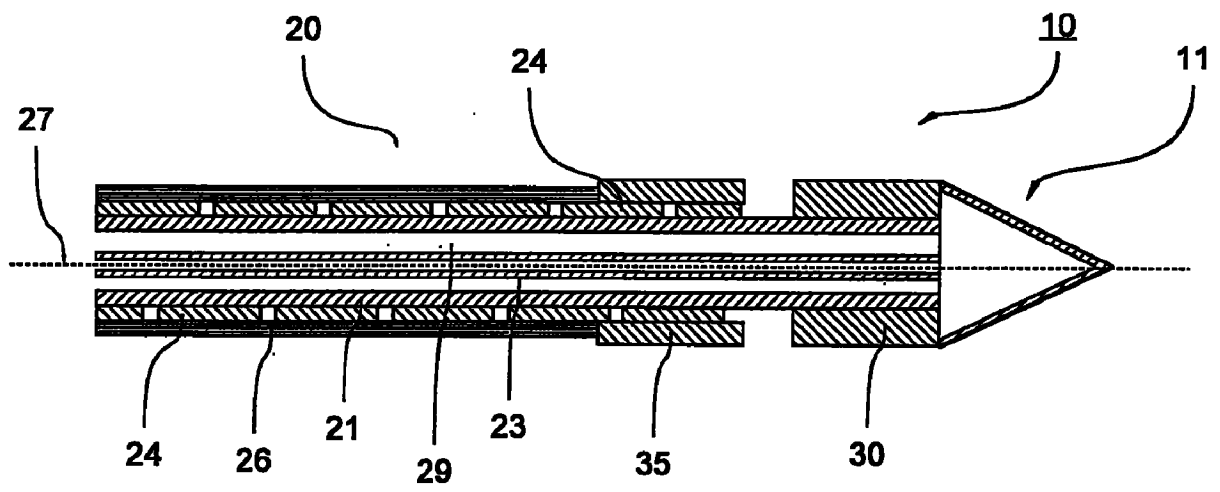


图 2

专利名称(译)	电手术仪器和用于制造电手术仪器的方法		
公开(公告)号	CN102481168B	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201080030084.3	申请日	2010-06-16
[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)	厄比电子医学有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	厄比电子医学有限责任公司		
[标]发明人	B 施瓦恩 H B 贝斯基		
发明人	B. 施瓦恩 H. B. 贝斯基		
IPC分类号	A61B18/14 A61N1/06 H01B7/04 A61B18/00 A61B18/02		
CPC分类号	A61B18/1477 A61B18/1492 A61B2018/00023 A61B2018/00047 A61B2018/00053 A61B2018/0231 A61B2018/0262 A61B2562/222 A61N1/06 Y10T29/49117		
代理人(译)	张涛 李家麟		
审查员(译)	孙茜		
优先权	102009032065 2009-07-07 DE 102009048312 2009-10-05 DE		
其他公开文献	CN102481168A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

电手术仪器具有电极。在将该仪器用作内窥镜仪器时，电极的接触存在问题。这里的电手术仪器包括用于传输流体的探针管道，至少一个用于使组织失去活性的电极，以及至少一个用于向电极提供高频电压的电导线。为使电极易于接触，所述至少一个电导线是沿探针管道的纵向轴设置的导线箔。

