



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880003147.9

[43] 公开日 2009年11月25日

[11] 公开号 CN 101588765A

[22] 申请日 2008.1.25  
 [21] 申请号 200880003147.9  
 [30] 优先权  
     [32] 2007.1.25 [33] DE [31] 102007003836.6  
 [86] 国际申请 PCT/EP2008/000603 2008.1.25  
 [87] 国际公布 WO2008/090004 德 2008.7.31  
 [85] 进入国家阶段日期 2009.7.24  
 [71] 申请人 德国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 弗罗里安·艾斯勒 丹尼尔·夏勒  
             马蒂亚斯·福伦达

[74] 专利代理机构 北京中博世达专利商标代理有限公司  
 代理人 申 健

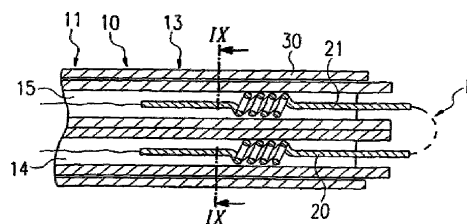
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 4 页

## [54] 发明名称

用于组织的电外科手术治疗的双极仪器和方法

## [57] 摘要

本发明涉及一种用于组织的电外科手术治疗的双极仪器和方法。所述仪器包括：电极装置，所述电极装置连接至用于产生高频电流的高频振荡器，在所述仪器的远端处具有至少第一电极和第二电极，以用于在所述第一电极和所述第二电极之间形成电弧；管道、管状探头或类似的气体供应装置，所述管道、管状探头或类似的气体供应装置具有至少一个管腔，所述管腔用于将氩气或类似的惰性气体至少供应至所述第一电极和所述第二电极之间的间隔中，以便能够在保护气体环境下形成电弧；其中，所述第一电极和所述第二电极彼此相对设置，使得能够以无电流的方式、且至少部分地通过所述电弧所产生的热量对所述组织进行加热。所述仪器（以及所述方法）意图尽可能地避免对组织造成伤害，而且能够尽可能简单并有效地进行治疗。



1、用于组织（110）的电外科手术治疗的双极仪器，包括：

电极装置，所述电极装置连接至用于产生高频电流的高频振荡器（42），在所述仪器（10）的远端（11）处具有至少第一电极（20）和第二电极（21），以用于在所述第一电极（20）和所述第二电极（21）之间形成电弧（L）；

管道、管状探头或类似的气体供应装置（13），所述管道、管状探头或类似的气体供应装置具有至少一个管腔（14），以用于将氩气或类似的惰性气体至少供应至所述第一电极（20）和所述第二电极（21）之间的空间中，这样能够在保护气体环境中形成电弧（L）；

其中，所述第一电极（20）和所述第二电极（21）彼此相对设置，使得能够以无电流方式、且至少部分地通过所述电弧（L）所产生的热量对所述组织进行加热。

2、根据权利要求1所述的双极仪器，其特征在于，所述电极（20，21）设置在所述仪器（10）的所述远端（11）处，使得所述电极通过所述至少一个管腔（14）和/或至少一个绝缘层（30，31，32）而彼此分离，在所述电极（20，21）的至少远端（20a，21a）处分别各自形成有作用区域（20b，21b），使得能够在所述第一电极（20）和所述第二电极（21）之间形成所述电弧（L）。

3、根据权利要求1或2所述的双极仪器，其特征在于，所述电极（20，21）沿所述仪器（10）的延伸方向（E）彼此相对地设置在所述管腔（14）内，且所述电极通过所述气体供应装置（13）的所述管腔（14）和至少一个绝缘层（30，31，32）而彼此分离。

4、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器，其特征在于，所述电极（20，21）沿所述仪器（10）的延伸方向（E）彼此相对且彼此分离地设置在所述管腔（14）内，且所述电极在各中情况下均嵌入在绝缘层（31，32）中。

5、根据前述任一项权利要求、尤其是根据权利要求 1 或 2 所述的双极仪器，其特征在于，所述第一电极（20）沿所述仪器（10）的延伸方向（E）设置在所述管腔（14）内，所述第二电极（21）与所述第一电极（20）同轴且彼此分离，在所述管腔（14）中设置至少一个绝缘层（30）使得所述电极（20，21）彼此分离。

6、根据前述任一项权利要求、尤其是根据权利要求 1 或 2 所述的双极仪器，其特征在于，所述气体供应装置（13）包括至少两个彼此分离的管腔（14，15），所述电极（20，21）沿所述仪器（10）的延伸方向（E）分别设置在各自的管腔（14，15），以便使所述电极彼此分离。

7、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器，其特征在于，配置所述电极（20，21）使得所述电极的至少所述远端（20a，21a）彼此发散，以便形成拉长的电弧（L），所述拉长的电弧能够直射在所述组织（110）上。

8、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器，其特征在于，所述电极（20，21）的远端（20a，21a）设置在所述管腔（14）或所述多个管腔（14，15）的外部。

9、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器，其特征在于，所述电极（20，21）的远端（20a，21a）设置在所述管腔（14）或所述多个管腔（14，15）的内部，因此能够在所述管腔或所述多个管腔的内部至少部分地形成所述电弧（L）。

10、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器，其特征在于，所述气体供应装置（13）在所述仪器（10）的远端（11）处具有排出孔（60），配置所述排出孔使得所述电弧（L）所产生的热量能够送往欲处理的组织（110）。

11、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器，其特征在于，配置所述仪

器(10)使得隔离器(50)能够设置在所述远端(11)处,因此能够使所述仪器(10)与欲处理的组织(110)之间保持预定间隔。

12、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器,其特征在于,所述高频振荡器(42)具有输出滤波器,配置所述输出滤波器使得所述电极(20,21)的彼此相对设置允许产生裕补偿的容性效应。

13、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器,其特征在于,配置所述仪器(10)使得所述仪器能够用在开放手术中。

14、根据前述任一项权利要求、尤其是根据权利要求1至12中任一项所述的双极仪器,其特征在于,配置所述仪器(10)使得至少所述气体供应装置(13)能够通过刚性或柔性内窥镜(100)的检测通道(101)送往欲处理的组织(110)。

15、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器,其特征在于,用于形成磁吹弧、尤其是偏吹磁体的装置(70)设置在所述仪器(10)上,以便形成拉长的电弧(L),所述拉长的电弧能够直射在组织(110)上。

16、根据前述任一项权利要求所述的双极仪器,其特征在于,配置所述高频振荡器(42),使得所述高频振荡器能够配置在控制装置(80)中,以用于控制为形成所述电弧所需的电流,配置所述控制装置(80)使得能够控制或者调节所述电流,以用于自动控制治疗程序。

17、使用具有以下特征的双极仪器以用于对组织进行电外科手术治疗的方法:

电极装置,所述电极装置连接至用于产生高频电流的高频振荡器,在所述仪器的远端处具有至少第一电极和第二电极;

管道、管状探头或类似的气体供应装置,所述管道、管状探头或类似的气体供应装置具有至少一个管腔;

其中，所述方法包括如下步骤：

将所述仪器靠近欲处理的组织；

对所述仪器进行定位使得能够通过所述电极处理所述组织；

通过所述气体供应装置将氩气或类似的情性气体至少供应至所述第一电极和所述第二电极之间的间隔中，以便能够在保护气体的环境下在所述第一电极和所述第二电极之间形成电弧；

在所述第一电极和所述第二电极之间形成电弧，以便能够以无电流的方式、且至少部分地通过所述电弧所产生的热量对所述组织进行加热。

## 用于组织的电外科手术治疗的双极仪器和方法

### 技术领域

本发明涉及一种用于组织的电外科手术治疗双极仪器以及方法。

### 背景技术

电外科手术仪器已经在高频率外科手术中使用多年，尤其是用来凝固、并且也用来切除生物组织。在凝固时，高频电流穿过欲处理的组织，以便由于蛋白质的变性和脱水，而使欲处理的组织发生改变。在这种情况下，组织收缩，使得血管闭合、出血止住。切除过程也可以采用高频电流。

电外科手术过程可以通过单极和双极两种技术来实施。对于单极技术，电外科手术仪器仅具有单一的电流供应，因此欲处理的组织（或患者）将被设置成另一个电位（中性电极的应用）。然而，配置有彼此电绝缘的两部分的双极仪器越来越受重视。因而能够计算电极部件之间的电流路径，且该电流路径不会延伸很远以致穿过患者身体。这减小了，例如在操作期间连接至患者的起搏器或其它设备，的影响。

保护气体的使用，尤其是在氩等离子体凝固技术（APC）中的使用，允许组织的无接触凝固，并用于有效地止血和使组织丧失活性。在这种类型的凝固中，惰性工作气体，例如氩气，经由气体供应装置从氩等离子体凝固仪器传送至欲处理的组织，以用于氩测量和误差监控。为此目的，该气体供应装置具有 APC 探头，此外，在该 APC 探头中配置有电极以用于向该探头的远端供应高频电流。电极设置在探头中或者探头上，使得该电极在治疗期间不接触组织。借助于工作气体和高频电流，能够在探头远端和组织之间产生等离子体，从而通过该等离子体将电流应用于组织。氩等离子体凝固技术防止了组织过度碳化，也防止

了烟和难闻气味的形成。

借助 APC 进行的治疗通常使用单极设备实施，其中——如上文所指出的——电流从进入点到中性电极必须穿过患者身体很长距离。此外，中性电极的不恰当使用能够导致患者的严重灼伤。由于电流仅在两个电极部件之间流动，因此上述双极设备具有较温和的效力，尽管在这种情况下也存在有损坏组织和使身体遭受不必要的电流引入的风险。

在单极 APC 应用中遇到的其它的缺点包括例如，脉冲工作方式下的神经肌肉刺激。外科手术的效果也依赖于探头的电容性负载（如内窥镜的长度）。

基本上，总是难于控制将电流引入欲处理组织，因此常常获得不理想的凝固或切除结果。此外，所引入的电流只能使用复杂的装置进行监控。难以产生浅表的、均匀的凝固区域；精密的仪表测量也有困难。

## 发明内容

本发明的目的是提供一种用于组织的电外科手术治疗的双极仪器及方法，使得在治疗期间，能够尽可能地避免组织损伤，而且尽可能简单和有效地实施治疗。

本发明目的可通过权利要求 1 所述的仪器和权利要求 17 所述的方法而达到。

特别地，就设备而言，本发明目的通过用于组织的电外科手术治疗的双极仪器来达到，所述仪器包括：

电极装置，所述电极装置连接至用于产生高频电流的高频振荡器，在所述仪器的远端处具有至少第一电极和第二电极，以用于在所述第一电极和所述第二电极之间形成电弧；

管道、管状探头或类似的气体供应装置，所述管道、管状探头或类似的气

体供应装置具有至少一个管腔，所述管腔用于将氩气或类似的惰性气体至少供应至所述第一电极和所述第二电极之间的间隔中，以便能够在保护气体环境中形成所述电弧；

其中，所述第一电极和所述第二电极彼此相对设置，使得能够以无电流的方式、且至少部分地通过所述电弧所产生的热量对所述组织进行加热。

本发明的要点在于，该仪器基本上阻止了将电流引入到组织中——尤其是在治疗的晚期阶段。该仪器能够有针对性地将热量送往欲处理的组织，因此所需的热量引入能够以精确的方式实现，该精确的方式对组织是温和的。于是，合并了单极 APC 设备和双极仪器的优点，同时尽可能地抛弃了以前实践的目的——将电流引入欲处理的组织。

在相对立的电极之间可以允许产生电弧（就该词最真实的含义而言），围绕所述电极扫掠有保护气体。在这种情况下，电弧的某种“凸出”归因于所供应的保护气体和气体的流动。而且，除流动的机械性因素之外（层流，湍流），原子物理因素（电离，由电场中的自由电极造成的任意碰撞激发）和热量因素也起了作用。这样，例如，气体的热激发确保在端点处引发电弧，并导致电弧成为弓形。不管怎样，由于有利于热量向组织传递，因此电弧的朝向欲处理组织的凸出有助于治疗。

如果电极的末端与组织的表面（由操作者确定的应用者间隔）之间的间隔小于两电极末端之间的设定间隔时，总是会从电极的末端朝向组织形成两个电弧。这在组织表面上产生了局部高限定流量的电流，并因而产生内源性热。然而，由于局部限定的结果，影响仅保留在浅层。即使当电极应用于组织表面时，一方面，由于在 APC 中使用的高压而只产生微弧；但另一方面，由于振幅因素而没有产生切除效应（因此凝固保留在浅表层）。在小的应用者间隔处，组织内

存在有内源性热和外源性热的混合效应。

已经发现，本发明仪器能够快速提供十分之几毫米的穿透深度（基本上是热量），甚至在经过相对较长时间的进一步治疗过程后，该深度也不会显著增加。但常规手段（将电流引入组织）会达到不必要的丧失活性的深度，而且与治疗区域相邻的范围内的组织也经常被损坏。

在第一个优选实施例中，配置电极并将电极设置在仪器的远端，使得电极通过至少一个管腔和/或至少一个绝缘层而彼此分离，在电极的至少远端处分别各自形成有作用区域，使得能够在第一电极和第二电极之间形成电弧。

因为至少气体供应装置（管道或探头）通常是由塑料材料、陶瓷或类似的绝缘材料（可能应用于所有的实施方式）制成的，所以所述仪器、管道或探头能够形成至少一个绝缘层。于是电极能够，例如嵌入到所述气体供应装置、管道或探头中。

当电极意图仅在特定区域，即作用区域内形成电弧时，电极之间应当彼此绝缘，尤其是彼此电绝缘。仅仅设置在管腔内的电极之间具有间隔，因此可以避免形成电弧。然而，电弧的形成取决于间隔的大小和所供应的电压。为了避免在不需要的位置处形成电弧，优选地在电极之间设置绝缘层，使得仅仅在作用区域内可以形成电弧。为了形成作用区域，电极从，例如绝缘层中伸出，因此能够在合适的电压下在作用区域之间形成电弧。

优选地，电极沿仪器的延伸方向（即轴向）彼此相对地设置在管腔内，所述电极通过气体供应装置的管腔和至少一个绝缘层而彼此分离。气体供应装置，例如管道或管子，通常由塑料材料、陶瓷（如果合适）制成，因此电极能够设置在此绝缘管道或管子中。在此典型的实施例中，该两个电极能够，例如能固定在管道或管子的内侧面上，以使该两个电极彼此完全相对。例如，电极能够

通过粘结层固定在内侧面上，该粘结层进一步可作为绝缘层，其中所应用的粘结剂使得在作用区域之外不会在电极之间产生电弧。也能够将电极引入为此目的而提供的凹槽中，例如管道的管套，作用区域此时从管道中伸出，使得能够在电极远端之间形成电弧。气体供应装置的管状构造允许将保护气体至少应用于电极的作用区域。电极的粘结剂粘接是一种用于固定电极、并使电极彼此相对绝缘的一种简单而经济的措施。

在另一个实施例中，电极沿仪器的延伸方向彼此相对和彼此分离地设置在管腔内，且在各种情况下嵌入在绝缘层中。在这种情况下，或者使气体供应装置——如上所述——形成绝缘床，或者将电极显式地包覆并“悬挂”在管腔中。

优选地，第一电极沿仪器的延伸方向设置在管腔内，第二电极与第一电极同轴且彼此分离，在管腔内设置至少一个绝缘层，使得电极在其理想作用区域之外彼此分离。为此目的，第一电极能够，例如被绝缘层所包围，或者将第二管状电极嵌入管状气体供应装置内部并因此与第一电极绝缘。由于电极的同轴设置（针形电极、管形电极或环形电极），因此在适当时候能够获得电弧分支，所以可以得到更大的范围以用于热量的形成。

优选地，气体供应装置包括至少两个彼此分离的管腔，电极分别设置在各自的管腔中从而在仪器的延伸方向上彼此分离。配置有两个管腔的仪器允许电极以简单的方式进行设置，同时，不同的流体，包括例如冲洗流体，在除保护性气体之外也能够经由该两个（如果合适，可为两个以上）管腔进行供应。

电极（尤其是其作用区域）能够设置为彼此平行。在其它实施例中，配置电极使得电极的至少远端彼此发散（即，基本上弯曲得彼此分离），以便形成拉长的电弧，此拉长的电弧能够直射在组织上。由于电场发生了改变，因此电弧“向前”“凸起”，即朝向欲处理组织的方向，所以操作者不必使仪器（尤其是

在内窥镜条件下)太靠近组织。

优选地,电极的远端设置在管腔或多个管腔之外,即远端从气体供应装置中伸出。电弧由此在电极和组织之间的自由空间内形成,所以电弧的热量能够无阻碍地向组织传递。

作为一种选择,可以将电极远端设置在管腔或多个管腔的内部,这样能够在管腔或多个管腔的内部至少部分地形成电弧。设在仪器远端处的气体供应装置优选地具有排出口,配置排出口使得电弧产生的热量能够送往欲处理的组织。在这种情况下,电极将因此不会从仪器中伸出,配置电极以便使其在气体供应装置中受到保护。仪器本身或者远端可同时用作隔离器,从而不可能使电极与组织接触。这有利于仪器的操作,因为这样能够,甚至在各种仪器操作困难的情况下,避免电极和欲处理的组织直接接触。

具体地,就本实施例而言,在仪器的远端处具有排出孔可能对气体供应装置是有利的,配置排出孔使得电弧产生的热量能够送往欲处理的组织。这意味着仪器具有,例如侧部凹槽,则可以更好地进行热量传递。为此目的,能够配置仪器使得仪器远侧区被穿孔,或者具有相互分离设置的网格或类似的晶格结构。

优选的实施例要求仪器以如下方式配置,即使得定位器能够设置在远端,这样能够使仪器与欲处理的组织之间保持预定间隔。这一方面阻止了与组织直接接触(无控制的电流引入,烧伤组织,烧伤作用在组织上的电极),另一方面也在电弧和组织之间提供了(如果合适)足够的间隔。因此对隔离器的大小进行配置以保证间隔,该间隔适合电弧和组织之间的热量传递,其中隔离器能够,例如与仪器连接为一个整体,或者如果需要时能够附着在仪器上。

由于彼此相对的电极之间的绝缘、以及由此构造而产生的电容,也由于在

绝缘材料或绝缘层中产生的介电损失，因而出现了特殊的问题。这些问题尤其产生于在内窥镜中使用的探头中。优选地，为了解决这些问题，配置高频振荡器的输出滤波器，使得电极的彼此相对的构造允许产生欲补偿的容性效应。也就是说，相对较小且同轴设置（如果合适）的探头中的相对非常大的电容能够包含在滤波器中，并因此可对该电容进行补偿。

如上文所指出的，能够配置双极仪器以使得该双极仪器适合于内窥镜应用。例如，对于微创介入而言，配置该仪器使得能够，例如通过内窥镜的检测通道经由体孔，至少将气体供应装置送往操作区域。插入在欲检查的器官或者体腔中的内窥镜是柔性管或刚性管，此柔性管或者刚性管优选地具有多个通道。于是除上述（APC）探头外，可以经由通常具有多个管腔的内窥镜将各种工作装置，例如进一步的外科手术仪器，带入到操作区域中。此外，也可以通过管腔实施冲洗、吸出术或组织取样。另外，内窥镜具有光学系统，以便能够通过成像方法监控治疗。

然而，也可以根据本发明配置仪器，使得仪器能够用于开放性手术中。同样在这种情况下，仪器具有下述优点：由于减少或者完全消除了电流引入，患者承受极小的压力。

优选地，将用于形成磁吹弧、尤其是偏吹磁体的装置设置在仪器上，以便形成能够直射在组织上的拉长的电弧。也就是说，甚至相对较弱的磁场也能够引起电弧以相当于电流频率（在磁性 DC 场中）和凸出（在同步 AC 场中）的速度向电极迁移。必须对设备进行配置，以使得磁场以电流的交替频率振荡，从而保持洛伦兹力恒定（并因此允许凸出方向朝向组织）。使用电磁体能够达到该目的。因此，可以向组织的方向推进电弧，从而能够在不必使仪器过于靠近组织的情况下对组织进行加热。

在一个实施方式中，配置动力源（即，在这种情况下为高频振荡器），使得其能够配置在控制装置中，以用于控制为形成电弧所必需的电流，配置该控制装置使得能够被控制或调节电流，以达到自动控制治疗程序的目的。优选地，这可通过电弧监控器和/或电流监控器来实施，该电弧监控器和/或电流监控器能够配置在控制装置中，从而能够根据检测出的电弧或者根据检测出的电流值来控制或调节电流。这样，例如，基于电弧检测能够控制或调节相应的进一步操作过程，因此在这点上操作者不必做决定。

对于方法而言，可以达到本发明的目的，因为，在采用具有电极装置的双极仪器进行组织的电外科手术治疗的方法中，所述电极装置连接至用于产生高频电流的高频振荡器，在所述仪器的远端处具有至少第一电极和第二电极，以及具有管腔的管道、管状探头或类似的气体供应装置，所述方法提供了以下步骤：

将仪器靠近欲处理的组织；

对仪器进行定位使得能够通过电极处理组织；

通过气体供应装置将氩气或类似的惰性气体至少供应至所述第一电极和所述第二电极之间的间隔中，以便能够在保护气体的环境下在第一电极和所述第二电极之间形成电弧；

在第一电极和第二电极之间形成电弧，以便组织能够以无电流的方式、且至少部分地通过所述电弧所产生的热量对组织进行加热。

在使用本发明仪器时，该方法允许容易地对组织进行加热，并使组织的活性丧失达到理想的程度。如果合适，必须允许——当组织仍然潮湿时——引入微量电流，这是因为此时也可以在电极和组织之间引发电弧。最迟在治疗的晚期阶段，一旦组织已经部分干缩，就要大大降低，如果合适，甚至要完全消除引

入的电流。此时，欲处理的组织通过电弧产生的热量仅仅是丧失了活性，例如，凝固了。

主要在电极之间产生电弧的程度取决于电极之间和电极与组织之间的间隔。如上文所述，在这种情况下，隔离器能够根据理想的治疗保持这些间隔，操作者不必以非常精确的方式来操作该仪器。

本发明的进一步的实施例来自于从属权利要求。

下文将基于典型的实施例来描述本发明，并参照附图对这些典型的实施例进行更详细地阐述。

## 附图说明

图 1 为本发明仪器的实施例，所述仪器具有电流连接装置和夹紧装置的仪器的实施方式，引导该仪器进入在内窥镜的工作通道中，并将该仪器连接至动力源和气体源；

图 2 为图 1 所示的本发明仪器，所述仪器的远端以剖面图的形式显示；

图 3 为图 2 所示仪器的远端沿图 2 中线 III-III 的剖视图；

图 4 为本发明仪器的另一个实施例，所述仪器的远端以剖面图的形式显示；

图 5 为图 4 所示仪器的远端沿图 4 中线 V-V 的剖视图；

图 6 为本发明仪器的又一个实施例，所述仪器的远端以剖面图的形式显示；

图 7 为图 6 所示仪器的远端沿图 6 中线 VII-VII 的剖视图；

图 8 为本发明仪器的再一个实施例，所述仪器的远端以剖面图的形式显示；

图 9 为图 8 所示仪器的远端沿图 8 中线 IX-IX 的剖视图；

图 10 为电极装置的示意图；

图 11 为具有偏吹磁体的电极装置的示意图；

图 12 为使用本发明仪器使组织丧失活性的深度示意图；

图 13 为使用现有技术的仪器使组织丧失活性的深度示意图。

### 具体实施方式

在随后的描述中，相同的参考数字将用于相似和等效的部件。

图 1 显示了本发明仪器 10 的实施例，在该仪器 10 的近端 12 具有电流连接装置 41 和夹紧装置 40，该仪器连接至动力源 42 和气体源 90。

本发明仪器允许处理组织 110，这是因为在电极装置的第一电极 20 和第二电极 21 之间引发有电弧 L，通过由此而产生的热量能够使组织 110 丧失活性。为此目的，将电极 20、21 设置在该仪器 10 的远端 11 处，以这样一种方式在电极 20 的理想作用区域 20b、和电极 21 的理想作用区域 21b 之间引发电弧 L。在本实施例中，电极设置为彼此分离但又彼此平行。平行设置允许形成弓形电弧，从而有利于向组织传递热量。

优选地，仪器 10 配置有气体供应装置 13，由于供应有保护气体，例如氩气，因此能够在保护气体环境中引发电弧 L。如本典型实施所示，在以管道状或管状方式配置该仪器时，该管道或管子形成气体供应装置 13。因此，保护气体围绕电极 20，21 扫掠，电弧 L 在安全的保护气体环境中引发。这是必要的，例如，为了保持体腔内的爆炸性气体远离引发区域。气体，例如氩气，来自于气体源 90，仪器 10 能够通过，如果合适，相应的外科手术装置连接到该气体源 90。

在本实施例中，将仪器引入内窥镜 100 的工作通道 101 中，从而该仪器能够经由体孔送往欲处理的组织 110。就微创介入而言，这样不需要打开患者的身体。然而，在开放性手术中也可以使用该仪器。

如图所示，电流连接装置 41 设置在夹紧装置 40 上（以改进该仪器的操作）。仪器 10 能够经由该电流连接装置连接至高频振荡器 42，以用于产生高频电流。配置高频振荡器 42，使得高频振荡器 42 能够连接至控制装置 80，这样就能够，

例如控制电流，如果合适，并因此能够自动开展治疗程序。也能够检测电弧的形成，并允许对治疗程序进行进一步控制（电流控制、电压控制）。

仪器 10 在其远端 11 处具有电极装置，电极 20 的远端 20a、电极 21 的远端 21a 在各种情况下均从管道或管子中伸出，并在仪器 10 的延伸方向 E，即轴线方向，上延伸。因此，电极的端部也设置为彼此平行，所以能够在其之间引发（在电极的作用区域处实现引发）电弧 L。然后，因此而产生的热量被用来，例如凝固组织。与使用传统的仪器和电流的目标引入方式相比较，以这种方式可以达到低得多的使组织丧失活性的深度（穿透深度）。关于这点，要特别比较图 12 和图 13。图 12 显示了时间 t 后进入组织的凝固深度（示例性的），使用本发明的仪器（其致力于热量的使用）可得到该结果。图 13 显示了现有技术中仪器的穿透特征，电流被有针对性地引入组织（在这种情况下，也显示了时间 t 后的活性丧失深度或穿透深度）。因此可以清楚地了解，本发明的仪器允许以非常温和但仍然有效的方式执行处理过程，且对组织造成较少的损坏。可以更准确地评估凝固过程，且可以更有效地测量组织中热量的发展。

为了避免在电极 20、21 和组织 110 之间形成电弧，需要使仪器 10 与组织之间具有规定的间隔。借助于隔离器 50 能够以简单的方式实现该目的。例如，该隔离器 50 能够连接至仪器 10 的远端 11（即，基本上连接至气体供应装置），因此操作者不再必须以非常精确的方式来操作仪器。

隔离器 50 能够与仪器 10 连接为一个部件，或者配置为显式构件。如果合适，该隔离器可以具有排出口 60 或类似的穿孔或凹槽，以使热量能够由此转移。

图 2 显示了图 1 所示的本发明仪器 10，仪器 10 的远端 11 以剖面图的形式显示。这种情况下更详细地显示了电极的设置。其结果是，第一电极 20 和第二电极 21 在仪器的管道或管子的内侧面上彼此完全相对。为了消除电极 20、21

在仪器 10 内部的相互作用，将电极置入绝缘层 30 中。此电绝缘层且通常也为热绝缘层可以是，例如，一种粘结层，电极通过此粘结层粘附在管道或者管子的内表面上。

为了形成电弧 L，电极 20 的作用区域 20b、电极 21 的作用区域 21b 非绝缘地从管道中伸出。

根据图 2，电极 20，21 彼此相对设置，在电极 20 和 21 之间设置管腔 14 以用于供应气体。通过此管腔能够供应气体，例如氩气，并使该气体围绕电极而扫掠。特别地，保护气体用于围绕扫掠电极 20 的远端 20a、电极 21 的远端 21a，因此——如上文所讨论的——在保护气体环境中引发电弧。在管腔中图示的箭头指示了流体供应的方向。

图 3 是仪器 10 的远端 11 沿图 2 中线 III-III 的剖视图。粘结层 31（或者任何其他类型的绝缘）此时完全覆盖管道远端的内表面，因此除了其作用区域外，电极牢固地嵌入在该层内。

也可以在管道或者探头内提供凹槽，即气体供应装置，因此电极能够插入到该气体供应装置的绝缘材料中，并由此在仪器的纵轴方向 E 上延伸。

图 4 和图 5 显示了与图 2 和图 3 所示的实施例相似的实施例。这些附图在各种情况下均显示了仪器 10 的远端 11，包覆在绝缘层 31 中的电极 20、和包覆在绝缘层 32 中的电极 21，且电极 20 和电极 21 沿仪器 10 的延伸方向 E 设置在管腔 14 中。所包覆的电极，例如通过保持元件，能够被固定在管道的内部，从而被设置成，例如，完全彼此相对。这在图 5 中尤其清楚，图 5 显示了沿图 4 中线 V-V 的剖视图。在这种情况下，电极的作用区域 20b、21b 也再一次从仪器中伸出，以便形成电弧。管道，即气体供应装置，自身形成绝缘层 30。

图 1 至图 5 所示的实施例允许在电极端部之间以清楚确定的方式形成电弧。

图 6 显示了本发明仪器 10 的另一个实施例，仪器 10 的远端 11 以剖面图的形式显示；图 7 显示了图 6 所示仪器的远端沿图 6 中线 VII-VII 的剖视图。在这种情况下，电极 20 和电极 21 同轴设置，即第一电极 20 基本上设置在仪器 10 的管道 13（即气体供应装置）的中心，而第二管状电极与所述第一电极同轴设置，且提供一定的间隔。由于该间隔，管腔 14 配置在上述两个电极 20 和 21 之间，且管腔 14 对供应气体而言是必需的。第二电极 21 牢固地嵌入在由绝缘材料 30 制成的探头中，因此，在电极 20 的远端 20a 之外、以及在电极 21 的远端 21a 之外，电极 20 和电极 21 之间不会发生相互作用。

图 8 显示了本发明仪器 10 的又一个实施例，该仪器的远端 11 以剖面图的形式显示；图 9 显示了图 8 所示仪器的远端沿图 8 中线 IX-IX 的剖视图。此设置显示了一种具有椭圆截面的探头（参见图 9），两个管腔 14, 15 设置在由绝缘材料 30 制成的探头中。两个管腔各自分别被绝缘层 31, 32 所包覆，因此分别被引导进入各自的管腔 14, 15 中的电极 20, 21 彼此绝缘。为了固定管腔内的电极，管腔具有螺旋状的区域以允许在各种情况下，将电极夹紧在位于绝缘保护层 31, 32 上的管腔的内部。这样，电极就被安全地固定在仪器中了。

多个管腔允许将，例如，不同的流体（即，例如冲洗流体）送往操作区域。特别地，电极不必明显地彼此远离设置和绝缘，因为无论如何这是由两个管腔来提供的。

此外，以同轴方式设置的第一电极 20（图 6 和图 7）也能够凭借螺旋状的区域而固定在仪器中。

在所有典型实施例中，电极连接至电流供应装置，即进给线路（或排出线路）43, 44，因此电极能够连接至高频振荡器。

图 10 是电极的端部 20a、21a 的示意图，所述端部彼此发散地设置在其作

用区域 20b、21b 中。这样可以形成电弧 L，与上述设置（电极的远端部彼此平行设置）相比，电弧 L 向着组织 110 的方向延长，因此简化了热量向组织的传递。

图 11 以简化的方式显示了用于形成电弧的进一步可能性，该电弧向着组织的方向延长。为了该目的，磁体 70 设置在仪器 10 上，或者设置在其远端 11 处，这样通过洛伦兹力造成电弧 L 向欲处理的组织 110 凸出。电磁体确保通过洛伦兹力使电弧甚至在交流电的情况下也能向期望的方向凸出。因此，用于形成磁吹弧的装置 70 允许电弧的确定形成。

由此可知，如前述讨论所披露的，电外科手术装置可在大大减小电流引入的情况下，仅利用本发明仪器所产生的热量来对组织进行处理。这在很大程度上使组织免受伤害，且避免了不必要的烧伤和活性丧失现象。如果合适，当组织仍然潮湿时，在治疗开始，应该允许向组织引入微量电流，然而，最迟在治疗的晚期过程中，允许活性的进一步丧失，该活性的丧失主要是由于电弧形成的热量引起的。

此外，应该注意，附图中的阴影线并未意图指示材料的材质。因此，例如，一个电极（尽管通常由与另一个电极相同的材料制成）通过由虚线和实线组成的阴影线图示，而另一个电极仅通过实线表示。其目的是用于区别第一电极和第二电极。绝缘层，该绝缘层对仪器的形成是必须的，例如能够由塑料材料或者陶瓷制成。在这种情况下，绝缘层主要由电绝缘且通常也是热绝缘的材料制成。

#### 参考数字列表

- |    |       |
|----|-------|
| 10 | 仪器    |
| 11 | 仪器的远端 |

- 
- 12 仪器的近端
  - 13 仪器的气体供应装置(管道,管子)
  - 14 管腔
  - 15 管腔
  - 20 第一电极
  - 20a 电极的远端
  - 20b 作用区域
  - 21 第二电极
  - 21a 电极的远端
  - 21b 作用区域
  - 30 绝缘层
  - 31 绝缘层
  - 32 绝缘层
  - 40 夹紧装置
  - 41 电流连接装置
  - 42 动力源,高频振荡器
  - 43 进给线路,电流供应装置
  - 44 进给线路,电流供应装置
  - 50 隔离器
  - 60 排出孔
  - 70 用于形成磁吹弧的装置
  - 80 控制装置
  - 90 气体源

- 
- 100 内窥镜
  - 101 检测通道
  - 110 组织
  - E 仪器的轴向延伸方向
  - L 电弧
  - t 持续时间

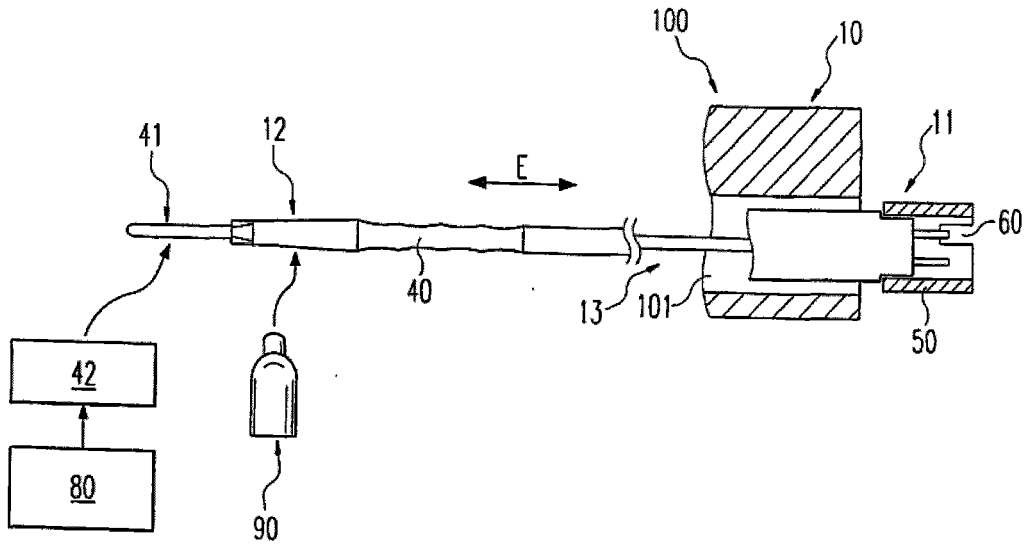


图 1

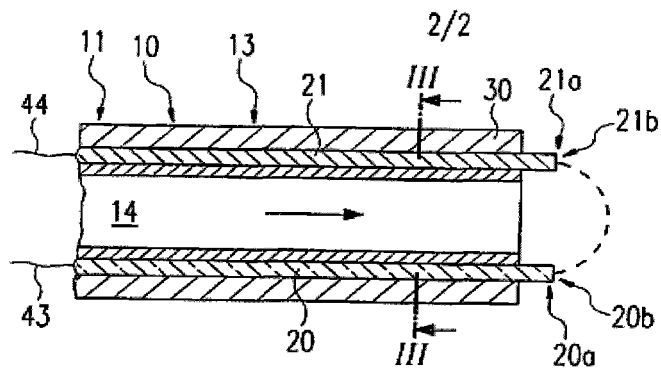


图 2

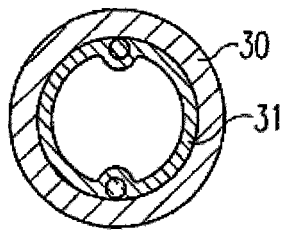


图 3

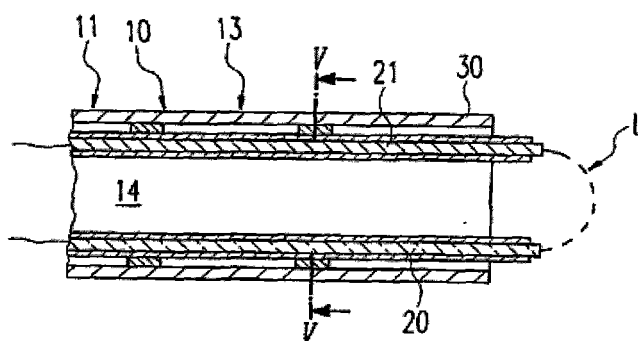


图 4

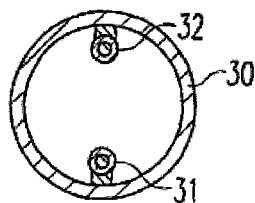


图 5

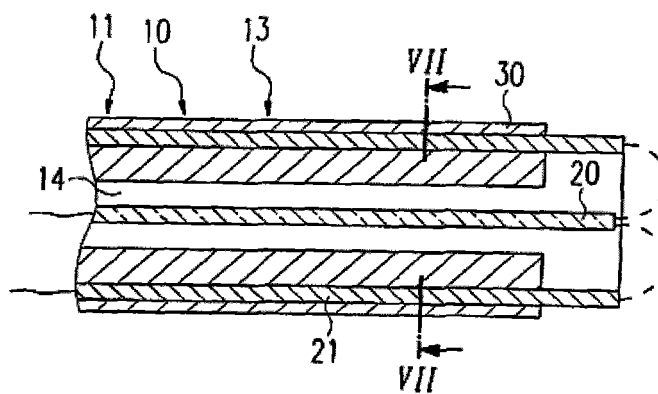


图 6

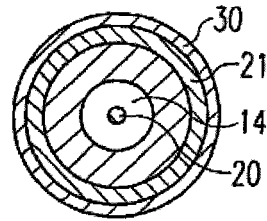


图 7

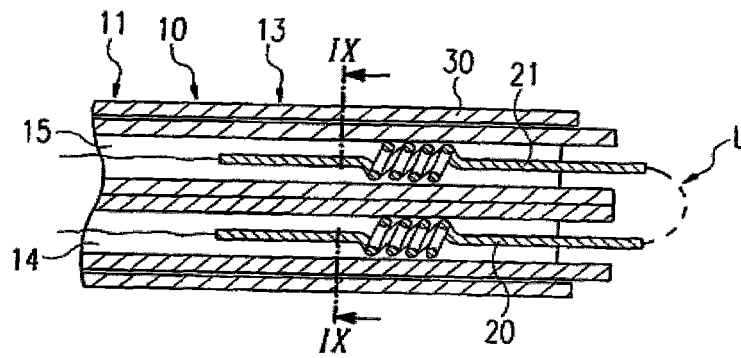


图 8

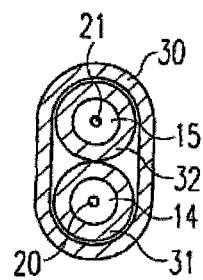


图 9

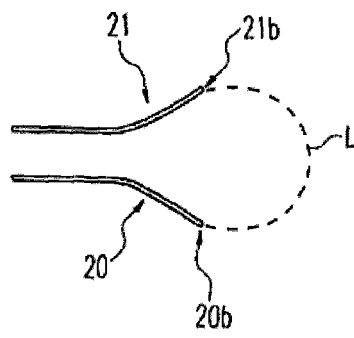


图 10

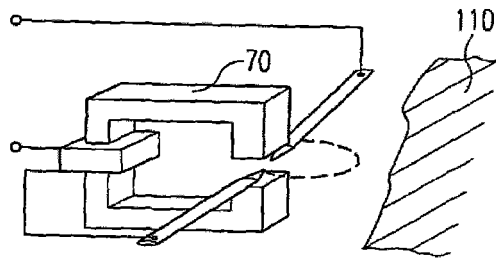


图 11

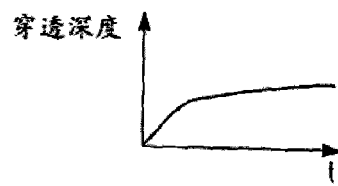


图 12

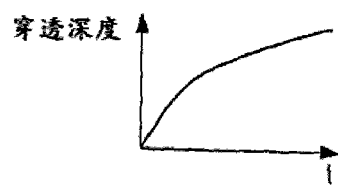


图 13

专利名称(译)	用于组织的电外科手术治疗的双极仪器和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101588765A</a>	公开(公告)日	2009-11-25
申请号	CN200880003147.9	申请日	2008-01-25
[标]发明人	弗罗里安·艾斯勒 丹尼尔·夏勒 马蒂亚斯·福伦达		
发明人	弗罗里安·艾斯勒 丹尼尔·夏勒 马蒂亚斯·福伦达		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/042		
代理人(译)	申健		
优先权	102007003836 2007-01-25 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于组织的电外科手术治疗的双极仪器和方法。所述仪器包括：电极装置，所述电极装置连接至用于产生高频电流的高频振荡器，在所述仪器的远端处具有至少第一电极和第二电极，以用于在所述第一电极和所述第二电极之间形成电弧；管道、管状探头或类似的气体供应装置，所述管道、管状探头或类似的气体供应装置具有至少一个管腔，所述管腔用于将氩气或类似的惰性气体至少供应至所述第一电极和所述第二电极之间的间隔中，以便能够在保护气体环境下形成电弧；其中，所述第一电极和所述第二电极彼此相对设置，使得能够以无电流的方式、且至少部分地通过所述电弧所产生的热量对所述组织进行加热。所述仪器(以及所述方法)意图尽可能地避免对组织造成伤害，而且能够尽可能简单并有效地进行治疗。

