



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102006831 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 11

(21) 申请号 200880121854. 8

(22) 申请日 2008. 12. 17

(30) 优先权数据

102007061482. 0 2007. 12. 20 DE

102008004843. 7 2008. 01. 17 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 06. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2008/010785 2008. 12. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/080273 DE 2009. 07. 02

(73) 专利权人 君特·菲林

地址 德国图宾根

(72) 发明人 君特·菲林

(74) 专利代理机构 北京中博世达专利商标代理有限公司 11274

代理人 申健

(51) Int. Cl.

A61B 18/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 6958063 B1, 2005. 10. 25,

US 2004/0116918 A1, 2004. 06. 17,

US 2007/0239156 A1, 2007. 10. 11,

审查员 李林霞

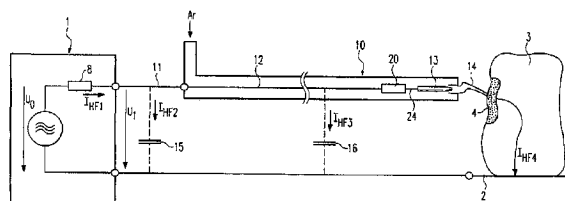
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

用于等离子外科手术方法的等离子体施加器

(57) 摘要

一种电外科器具,借助该电外科器具电能从电外科发生器经由电极和电离气体的电流路径传输到生物组织中。为在目标组织中获得限定的和低的处理深度,本发明提出将具有预定阻抗的电阻器元件设置在所述连接线的远端和所述电极之间,所述元件的大小形成为使得在气体电离之后能够确保对治疗电流的限定。



1. 一种用于柔性内窥镜检查的等离子体施加器,具有适合于引入内窥镜的工作通道中的柔性软管状探针(10),其中,在所述探针(10)内提供内部电探针线(12),内部电探针线(12)将来自经由外部连接线(11)连接到所述内部电探针线(12)的电外科HF发生器(1)的电传输到设置在所述探针(10)的远端电极(13),并且进一步经由电离气体的路径或电弧(14)传输进入到生物目标组织(4)中,并经由中性电极(2)返回到电外科HF发生器(1),所述电离气体经过所述探针(10)被送入到远端电极(13),其中具有预定阻抗的电阻器元件(20)设置在所述内部电探针线(12)和所述远端电极(13)之间,其中,所述电阻器元件的大小形成使得在所述气体电离之后能够确保对治疗电流的限定,其特征在于,为了保证对治疗电流的限定,所述电阻器元件(20)串联设置在内部电探针线(12)和远端电极(13)之间的所述探针(10)的远端,其中,所述电阻器元件(20)包括所述内部电探针线(12)和/或所述电极(13)的一部分,具体为,所述电阻器元件(20)通过并行导轨状的或缠绕的或共轴设置的所述内部电探针线(12)的一部分和连接至所述电极(13)的线(24)的一部分和/或所述电极(13)本身而形成。

2. 根据权利要求1所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述电阻器元件(20)包括电容。

3. 根据权利要求1所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述电阻器元件(20)具体为商业上可购买到的元件。

4. 根据权利要求3所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述元件具体为商业上可购买到的电阻或电容。

5. 根据权利要求1所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述内部电探针线(12)的一部分和所述连接至所述电极(13)的线(24)的一部分具有最低可能的电感。

6. 根据权利要求5所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述内部电探针线(12)的一部分和所述连接至所述电极(13)的线(24)的一部分具体为双股线配置的形式。

7. 根据权利要求1所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述电阻器元件具有从10pF至1000pF的电容。

8. 根据权利要求1所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述电阻器元件(20)包括陶瓷材料作为绝缘体和/或电介质。

9. 根据权利要求1所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述电极(13)被安装到所述探针(10)的软管(9)中或安装到接近于所述探针(10)的软管(9)处,以这样的方式使得惰性气体能够作为用于电离的气体被供给到所述电极(13)和所述目标组织(4)之间的腔室中。

10. 根据权利要求9所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述惰性气体是氩气。

11. 根据权利要求8所述的等离子体施加器,其特征在于,
所述陶瓷材料为粉末。

用于等离子外科手术方法的等离子体施加器

[0001] 本发明涉及用于开放式外科手术或刚性内窥镜检查中的等离子外科手术等离子体施加器和用于柔性内窥镜检查中的等离子外科手术等离子体探针。这里,等离子外科手术指高频外科手术方法,在该方法中,如图6示意性示出的,电离的并因此电性传导的气体(等离子体),例如氩等离子体,用于将高频AC电流(HF电流, I_{HF})靶射(target)到生物组织(目标组织A、B、C、D)上或生物组织中,以在所述目标组织上或在目标组织中产生医学上有益的热效应,特别地比如失活效应(devitalisation effect)(D)、凝固效应(coagulation effect)(C)、脱水效应(desiccation effect)(B)和/或收缩效应(shrinkage effect)(A),而对附属组织(附属组织,G)的损伤又不会超出可避免和可容许的程度。气体在电离电极(E)和目标组织之间伴随着足够高的电场强度(E_e)发生电离,电场强度(E_e)与公式 $E_e = U_{HF} : d$ 相对应。氩气在大气压力下的电离需要大约500V/mm的电场强度。下面详细说明不同等离子体施加器或等离子体探针(R)的结构设计。

[0002] 等离子外科手术方法和等离子体施加器及使用这些方法和施加器的装置并不是新的事物。已知为电灼疗法或喷雾凝固(spraycoagulation)的等离子外科手术方法已经使用了50多年,特别是用于外科手术中的热止血。这里,等离子体无一例外地在空气中产生,即,主要形成氧等离子体和氮等离子体。这两种等离子体已知具有强的化学活性并导致碳化效应、热解效应,并且因此会使组织蒸发并使组织的表面冒烟。电灼疗法或喷雾凝固的这些不希望的副作用扰乱或阻止该等离子外科手术方法的使用,特别是在内窥镜检查手术中的使用。

[0003] 除了其他内容,US 4,060,088的主旨是避免电灼疗法或喷雾凝固的上述的副作用。本文件提出通过化学惰性气体(inert gas)或稀有气体(noble gas)代替活性电极和待治疗组织之间的空气。所提出的惰性气体是氦气或氩气或者他们的混合气。但是,现在,由于其相对较低的价格因而主要使用氩气,并且这种用于在空气中界定电灼疗法或喷雾凝固的方法已知作为氩离子凝固(APC)已经大约20年了。在US 4,781,175中提出了用于该目的的临床应用装置,以便精确地专门在开放式外科手术中或刚性内窥镜检查中用于热止血。

[0004] 适用于APC的装置和方法最先在1994年由G.Farin和K.E.Grund进行了说明(G.Farin, K.E.Grund:Technology of Argon PlasmaCoagulation with Particular Regard to Endoscopic Applications.Endoscopic Surgery and Allied Technologies, No.1 Volume 2,1994:71-77; 和 K.E.Grund, D.Storek, G.Farin:Endoscopic Argon PlasmaCoagulation(APC):First Clinical Experiences in Flexible Endoscopy.Endoscopic Surgery and Allied Technologie, No.1 Volume 2,1994:42-46)。APC在柔性内窥镜中的应用范围的描述更早(K.E.Grund, C.Zindel, G.Farin:Argon Plasma Coagulation in Flexible Endoscopy:Evaluation of a New Therapeutic after 1606 Uses.Deutsche MedicalWochenschrift 122,1977:432-438),其现在已经成为国际标准并且不局限于柔性内窥镜。

[0005] 如在上面引用的出版物中所说明的,氩等离子体凝固不仅仅用于生物组织的凝固

中。现在,该方法特别地用于病理组织的热失活 (thermal devitalisation) 和 / 或用于血管及其的附属组织的脱水及由此而引起的收缩以实现止血的目的。本方法的这种应用对于组织的相对地薄的层的热失活变得越来越重要,比如,例如胃肠道或气管支气管的粘膜层。本方法对于透壁手术中的组织表面的热力灭菌也越来越重要,比如在穿胃 (transgastral) 手术中,以避免病菌从胃部扩散进入到腹腔。术语氩等离子体凝固 (APC) 并不能充分地限定这样的使用。由于本发明的主旨并不仅限于生物组织的凝固,并且也不局限于氩气,在下面,本方法将以更为概括的方式称为“等离子外科手术”。

[0006] 但是,今天,等离子外科手术的宽的应用范围对于用于该目的的装置的特性提出了不同的面向应用的要求,特别是关于所期望的热效应在目标组织上或在目标组织中的可再现性,及对先前使用电灼疗法或喷雾凝固法时在目标组织及附属组织中出现的不希望的热效应的避免。特别地,当等离子外科手术被用于胃肠道或气管支气管系统中的薄壁中空器官时尤为如此 (关于该方面,见 G. Farin, K. E. Grund :Principles of Electrosurgery, Laser, and Argon Plasma Coagulation with Particular Regard to Colonoscopy. In :Colonoscopy ;Principles and Practice, Edited by J. D. Waye, D. K. Rex and C. B. Williams, Blackwell Publishing 2003 :393-409)。

[0007] 用于医学应用的,特别是用于等离子外科手术和用于内窥镜控制介入中的不同等离子体施加器的范围非常宽。至于进入待治疗的各目标器官或目标组织的通路被关注时,迄今可用的等离子体施加器可区分为用于开放式手术的等离子体施加器、用于刚性内窥镜的等离子体施加器和用于柔性内窥镜的等离子体施加器。这些不同的等离子体施加器的基本结构和功能见,例如下列出版物 :G. Farin 和 K. E. Grund :Technology of Argon Plasma Coagulation with Particular Regard to Endoscopic Applications, Endoscopic Surgery and Allied Technologies, Thieme Verlag, Stuttgart, No. 1, Volume 2, 1994 : 71-77。

[0008] 用于等离子外科手术,并且更为精确地用于内窥镜控制介入的配置显示在图 7 中。这种类型的配置通常包括 :外科手术高频发生器 1, 其一方面连接到中性电极 2, 并且另一方面连接到外科手术器具, 在本示例中连接到探针 10 (或者连接到其放电电极, 这里未示出)。探针 10 插入内窥镜 5 的一个工作通道 6 中。氩气 (或另一种惰性气体) 被从惰性气体源 7 给送到探针 10 的管腔。中性电极 2 被置于患者的大的区域上并且因此与患者的生物组织 3 接触。这样,手术者能够利用氩等离子体治疗目标组织 4 以实现所希望的效果,所述效果已经参考图 6 进行了说明。

[0009] 能够得到的用于等离子外科手术的 HF (high-frequency, 高频) 发生器根据其内部阻抗可以不同。具有高内部阻抗的 HF 发生器特别地适用于治疗体表损伤,在这样的治疗中热效应的浅的穿透深度是适宜的。具有低阻抗的 HF 发生器特别地适用于治疗大面积的损伤,其中热效应的大的穿透深度是适宜的。DE 198 39 826 说明了一种 HF 发生器,在该 HF 发生器中所述内部阻抗在高和低之间可调。

[0010] 利用具有低内部阻抗的 HF 发生器及已知的等离子体施加器的表面损伤的治疗是一个问题,对该治疗而言低的穿透深度是适宜的或者甚至需要作为一个条件,至于所述热效应的穿透深度主要必须在手术持续时间内进行控制,即由手术者进行控制。由于所述热效应的穿透速率在等离子应用的起始阶段时相对较快,并且随着时间的进行而逐渐减慢直

到达到最大的可实现的穿透深度为止,因此对于表面损伤要获得浅的并且均一的热效应穿透深度是困难的或完全是不可能的。尽管所述热效应的穿透速率受功率变化或流过等离子体的 HF 电流变化的影响,对于已知的 HF 发生器而言,这需要将电离所述气体所需要的高的 HF 电压考虑在内并通过 HF 电压或 HF 电流的脉宽调制才能达到,所述脉宽调制能够与可视内窥镜的视频信号发生干扰并且导致神经肌肉刺激,特别地后者的调制频率小于 1kHz。使用具有低内部阻抗的 HF 发生器来治疗表面损伤的另一个问题在于等离子体的非常高的温度,这一方面是由于电离需要的高的 HF 电压,另一方面是由于 HF 发生器的低内部阻抗和等离子体路径上的低电阻,这可以导致在等离子体路径中产生非常高的 HF 电流密度,并且进而导致产生这样高的温度,使得可能发生破坏该应用的碳化和热解效应。

[0011] 具有高内部阻抗的 HF 发生器对于内窥镜手术或介入并不是适宜的或完全不适用的因为,由于在活性 HF 线和中性 HF 线之间存在所谓的杂散电容 (stray capacitance),从 HF 发生器至电离电极之间的气体电离所需要的、在电离电极和目标组织之间的高的 HF 电压传输是不充分的或是不可能的。在已知的柔性内窥镜中尤其如此。

[0012] 根据 DE 198 39 826 的 HF 发生器迄今还不可得到。

[0013] EP 1 148 770 A2 描述了一种用于等离子外科手术方法的等离子体施加器,其工作原理与根据本发明的等离子体施加器的工作原理不同,不同之处在于未使用通常所设置的中性电极。这里提供的 HF 发生器建议是共振发生器,其中 HF 电流作为“从患者的体表流向地的电介质位移电流”流动。这会由于外科手术的冷却离子射流装置引起斑点,其有可能发生,且没有由于氧包涵物而造成的碳化或燃烧产物。

[0014] 为实现本目的,本文献出版物提出了在器械的手握部 (handpiece) 设置与电路串联连接的电容器。该电容器具有固定的位置。例如,根据本文献,即使在手握部和电极之间设置电线,所述电容器仍保持在手握部中。

[0015] 基于前述的现有技术,本发明的目的在于公开一种在绪言中提到的类型的电外科手术器具,以达到以低的成本实现足够低的穿透深度、而又具有高度的安全性的效果。

[0016] 本目的通过根据权利要求 1 所述的电外科手术器具来实现。

[0017] 特别地,本目的通过一种电外科器具来实现,所述电外科器具用于将来自电外科 HF 发生器的电能经由连接线和连接到该连接线的远端的电极、并且进一步地经由电离气体的电流路径传输进入到生物目标组织中,其中在所述连接线的远端和所述电极之间配置有具有预定阻抗的电阻器元件,所述元件的大小形成为使得在气体电离之后能够确保对治疗电流的限定。

[0018] 因此,本发明的根本点在于包括有发生器和直至所述电极的全部引线的整个配置被认为是“整个发生器”,其内部电阻由所述电阻器元件确定。现在所述电阻器元件能够根据所要达到的穿透深度的要求来进行选择,或能够为不同的穿透深度提供不同的器具。明显地,治疗时间仍然较长,但临界期即电弧“点燃”之后的且可能产生大电流的简短时刻却失效了。

[0019] 电阻器元件能够是欧姆电阻,其能够保证所需要的电流限定。但是,优选地,所述电阻器元件具体为具有这里要求的介电强度的电容器或者包括有电容。在该情况下,最大的优点在于该电容形成高通滤波器,使得电流的低频部分被缓冲。这进而使得显著地减小了对视频系统(比如现在在内窥镜中通常使用的视频系统)的干扰,并避免了比如由于较

低的频率而能够发生的对神经肌肉的刺激。

[0020] 在足够大的等离子体施加器的情况中,容性阻抗能够通过可购买到的元件来实现,比如能够限定高电压的陶瓷电容器。但是,在由刚性或柔性内窥镜(如结合图 7 所说明的)的窄的工具通道实现等离子体施加压器的情况中,比如,例如根据 DE 198 20 240 或 DE 101 29 699 或 EP 1 397 082 的等离子体施加器或所谓的氩等离子体凝固探针(APC 探针),其具有仅 2mm 至 3.5mm 的外径,这些容性阻抗必须通过对用于这些等离子体施加器的 APC 探针的远端的适当设计来进行开发或进行特殊结构上的实现。

[0021] 时至今日,由于这些所谓的 APC 探针能够明显地不仅使用氩气并且不仅用于凝固,还能够使用其它的气体或气体混合物,以用于其它的热效应或可选地用于其它的专业领域,下文中,这些等离子体施加器将称为通用等离子体探针(P 探针)。

[0022] 在优选的实施方式中,所述电阻器元件包括所述连接线和/或所述电极的一部分,即,这些组件的各部分用于形成欧姆电阻或(额外可选地)用于形成电容器。这能够,例如通过彼此电性绝缘的且呈平行导轨状的或扭转的或共轴设置的所述连接线的一部分和/或连接至所述电极的供电线的一部分和/或所述电极形成的电阻器元件来实现。这种类型的结构相对简单。在该情况下,应保证无感性阻抗,而该无感性阻抗的情况例如可以在使用双股线配置时出现。

[0023] 优选地,所述电阻器元件具有 10pF 到大约 1000pF 的电容。该范围是高频外科手术中通常使用的频率下的电容范围,在该范围中所产生的电流能够保证所需要的相对浅的穿透深度。

[0024] 用以产生所述电容的电介质应具有最高可能的介电常数。适用于该电介质的不仅有塑料,首要的还可以是陶瓷材料,这些材料被引入作为绝缘体和/或作为电介质。该材料能够是刚性陶瓷材料或甚至是(如果要求更高的柔性)粉末陶瓷材料。

[0025] 上述全部各点同样适用于未使用“保护性气体”的电外科装置,但优选地与保护性气体、惰性气体(特别是氩气)一起使用。这里,所述电极设在管、软管或探针中或设在接近于管、软管或探针处,以这样的方式使得惰性气体,特别是氩气,能够作为用于电离的气体被供给到所述电极和所述目标组织之间的腔室中。其产生的优点在上面已经进行了描述。

[0026] 在下文中,将参考附图说明本发明,在附图中:

[0027] 图 1 是电外科器具的实施方式的示意图;

[0028] 图 2 至图 5 是具体为电容元件和相关联的电极的电阻元件的示意图;

[0029] 图 6 是绪言中所说明的用以解释氩等离子体凝固期间的过程的示意图;和

[0030] 图 7 是利用 APC 对组织进行内窥镜治疗的总体配置图。

[0031] 在下面的说明中,相同的附图标记表示相同的物体或具有类似功能的物体。

[0032] 图 1 示出了非常示意性的配置,其基本上与图 7 所示的配置相对应。图 7 中示出的内窥镜在本配置中不可见。但是,应参考如下情况,即本类型的配置也能用于不需要内窥镜的开放式外科手术中。

[0033] 如图 1 所示,所提供的高频发生器具有:具有电压 U_0 的电压源;和具有电阻值为 R_i 的内部电阻 8。因此,根据发生器 1 的输出端子处的输出电流 I_{HF1} ,则在发生器 1 的输出端子处有电压 U_1

[0034] $U_1 = U_0 - R_1 * I_{HF1}$

[0035] 所述发生器经由供电线 11 被连接到配置在探针 10 的软管内的探针供电线 12。所述探针线 12 在其远端经由电阻器元件 20 和电极供电线 24 连接到电极 13。氩气被传导通过探针 10 的软管,使得探针 10 的远端和生物组织 3 之间的腔室充满氩气,即,腔室中通常存在的空气被挤出。当电极 13 的尖端与生物组织 3 之间的电压足够高时,位于电极 13 和生物组织 3 之间的腔室中的气体(氩气)被电离,从而形成电弧 14。然后,电流 I_{HF4} 流过目标组织 4 和生物组织 3,到达中性电极 2。

[0036] 供电线 11 通常具体为单极线。另外,中性电极 2 位于环境电势(surrounding potential)(如可选地提供的内窥镜),从而在供电线 11 和环境之间存在相对高的杂散电容 15,并且在探针线 12 和环境之间存在杂散电容 16。电流 I_{HF2} 或者 I_{HF3} 流过这些杂散电容 15 和 16。该杂散电容使得在电极 13 和目标组织 4 之间使用的电压下降,该电压是用于电弧 14 的激发之前激发等离子体:

[0037] $U_z = U_0 - R_1 (I_{HF2} + I_{HF3})$

[0038] 现在,为了确保在电极 13 和目标组织 4 之间的最大可能的距离上激发等离子体 14,使内部电阻 8 的值 R_1 较低是有利的。在另一方面,当电弧 14 激发时,其具有非常低的电阻,并且由于目标组织 4 和中性电极 2 之间的电阻也相对较小,将会存在非常高的电流 I_{HF4} ,因此在短时间内目标组织 4 受影响而形成相对深的深度。现在,由于电阻 20 被配置在(高损)线 11、12 的远端与电极 13 之间,甚至还具有可在电极 13 处得到的高的激发电压,在电弧 14 激发之后,会产生大的压降,从而能够限定电流 I_{HF4} 。对于该种电流的限定仅能够通过配置在该位置处的电阻器元件 20 实现。但应该强调的是,电阻器元件 20 决不必须是局部限定的电阻器元件。该电阻器元件 20 可以采用不同的方式,比如延伸一定的长度直至电极 13 的尖端。

[0039] 下文中参考图 2 至图 5 说明该电阻器元件的不同的实施方式。

[0040] 在图 2 示出的实施方式中,探针线 12 的尖端显示为包括探针导线 21,导线 21 由绝缘材料 22 绝缘。与探针线 12 的远端平行地配置的是电极供电线 24,供电线 24 连接到电极 13 并设置有绝缘部 22'。两条线 12/24 的平行导轨形成了电容,该电容的作用为电阻器元件 20。

[0041] 图 3 中示出的实施方式不同于图 2 中示出的实施方式,不同之处在于探针导线 21 的远端和电极供电线 24 的端部嵌入在共用的绝缘材料 22 中。

[0042] 另外,电极供电线 24 具有双股线的实施方式,从而能够补偿所形成的任何线路电感。在这样的情况下,陶瓷材料适用作绝缘材料(以固态陶瓷或陶瓷粉末的形式),以用较小的设计实现最高可能的电容。

[0043] 在图 4 示出的实施方式中,由于电极供电线 24 缠绕在探针供电线 12 的端部,因此使电容增大。这里,再一次,可以选择双股线配置以避免线路感应。

[0044] 在图 5 示出的配置中,电极供电线 24 具体为围绕探针线 12 的远端并与所述探针线形成电容的套管。在该情况下,所述电极经由连接点 25 与套管状的电极供电线 24 形成电传导连接。尺寸也可以与图 4 中的尺寸类似,从而供给的氩气不再流过套管状的电极供电线 24,而是经过供电线 24 流入到探针 10 的软管 9。

[0045] 根据全部这些配置,重要的是提供适当的绝缘从而使由供电线形成的各元件之间

不会存在击穿放电 (disruptive discharge)。还可以将供电线嵌入在软管 9 的壁中,其中软管 9 形成用于探针 10 的供气线。这里,还应注意到即使内窥镜 5 的工作通道 6 也能用作供气线,如在 EP0 954 246 A1 中所说明的。

[0046] 确定供电线之间的电容的物理参数在相关的专业文献中有详细说明,并且对于本领域的普通技术人员是熟知的。

[0047] 气体出口开口的配置和形状不仅可以明显地具体为所述示例性实施方式中所示的形式,在轴线方向上它们还可以进行不同地配置,比如在 DE 198 20 240 A1 或 DE 101 29 699 A1 中所述的。

[0048] 对流过等离子体的 HF 电流的幅值的限定不仅用于对所述热效应在目标组织中的穿透深度的可控限定,而且还具有若干其它的优点,比如,避免在等离子体中产生过高的温度并且由此避免了目标组织的碳化或者甚至热解;避免了等离子体探针的远端的热过载,特别地当等离子与塑料直接接触时的热过载,比如根据 DE 101 29 699 所述的等离子体探针的情况;并且还可以避免干扰视频系统及避免刺激神经肌肉。当使用根据本发明的等离子体探针时,在电离电极前面能够通过容性阻抗避免对神经肌肉的刺激,这是因为所述容性阻抗特别地阻止了低频电流。

[0049] 附图标记列表

[0050] 1HF 发生器

[0051] 2 中性电极

[0052] 3 生物组织

[0053] 4 目标组织

[0054] 5 内窥镜

[0055] 6 工作通道

[0056] 7 惰性气体源

[0057] 8 内部阻抗

[0058] 9 软管

[0059] 10 探针

[0060] 11 供电线

[0061] 12 探针线

[0062] 13 电极

[0063] 14 电弧

[0064] 15 杂散电容

[0065] 16 杂散电容

[0066] 20 电阻器元件

[0067] 21 探针导线

[0068] 22 绝缘体

[0069] 24 电极供电线

[0070] 25 连接点

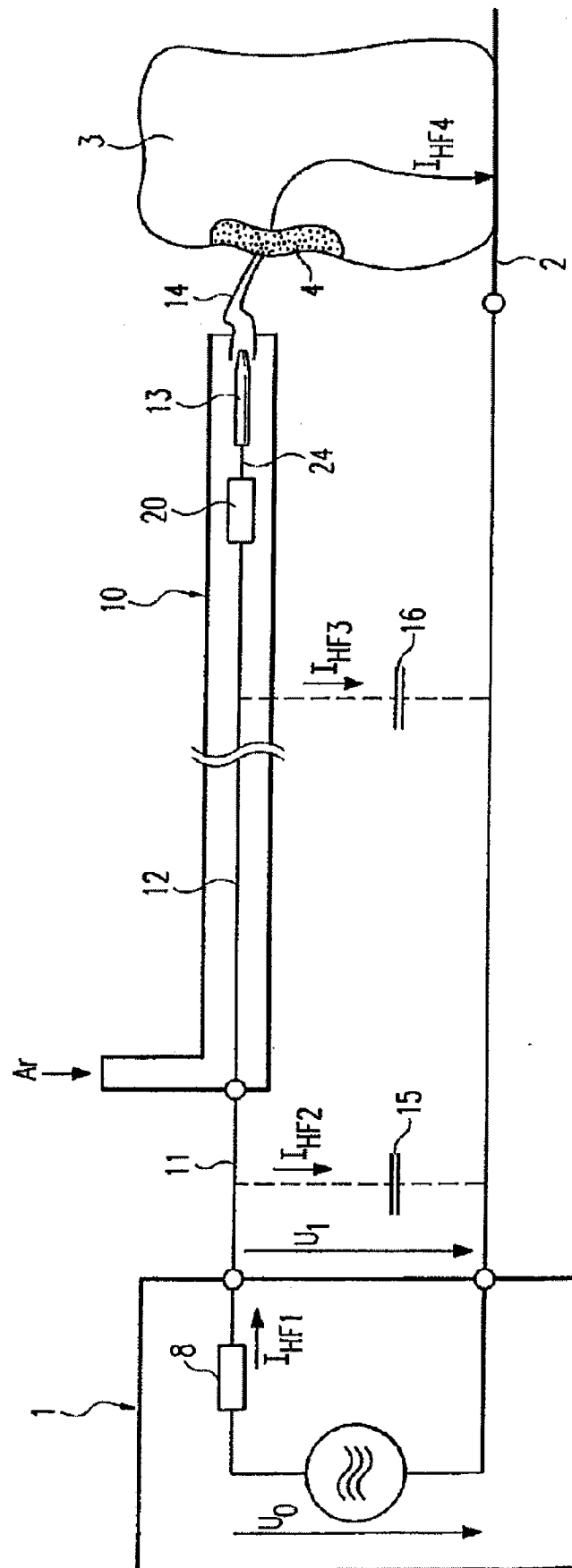


Fig. 1

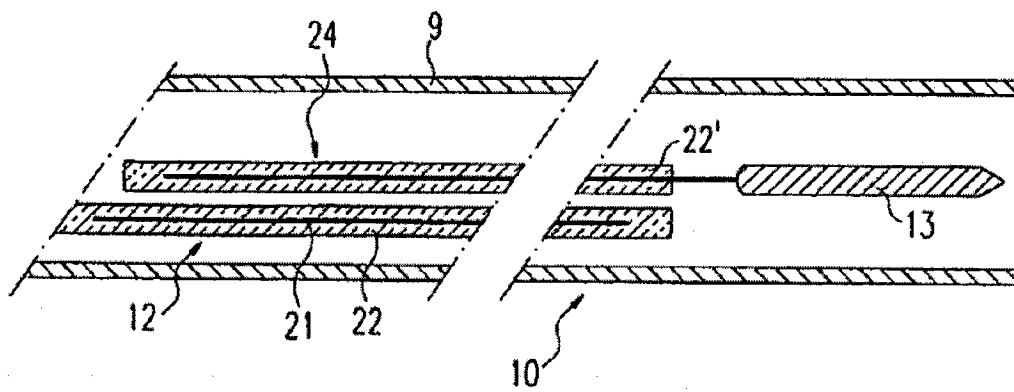


Fig. 2

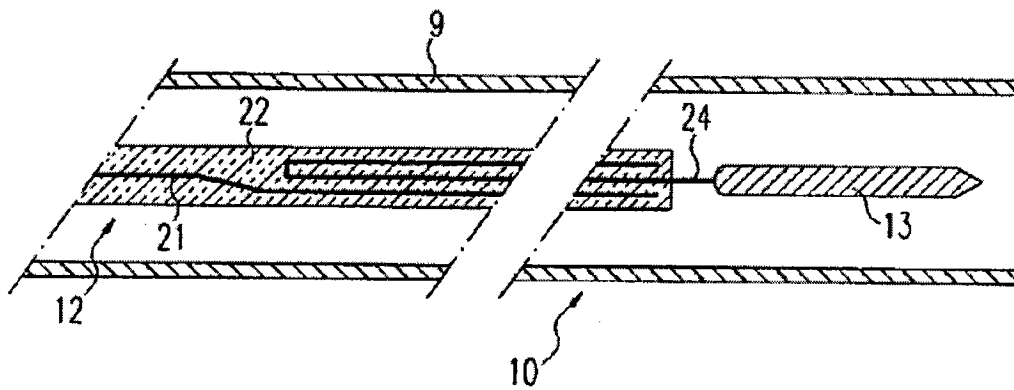


Fig. 3

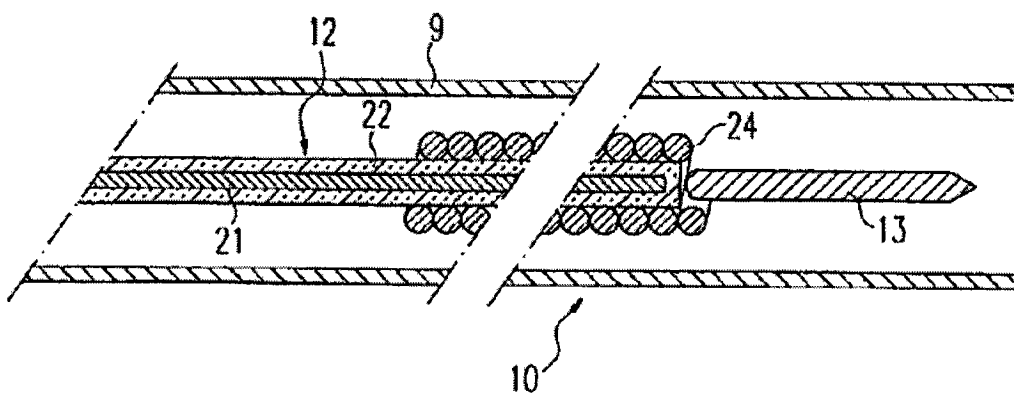


Fig. 4

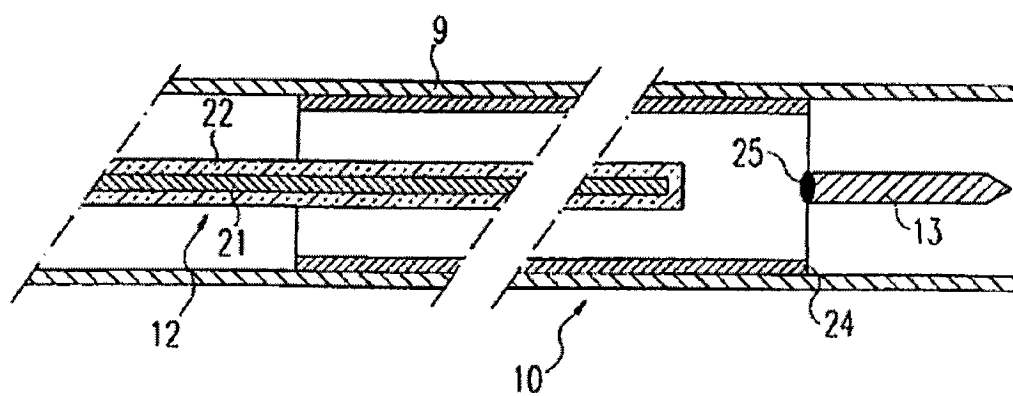


Fig. 5

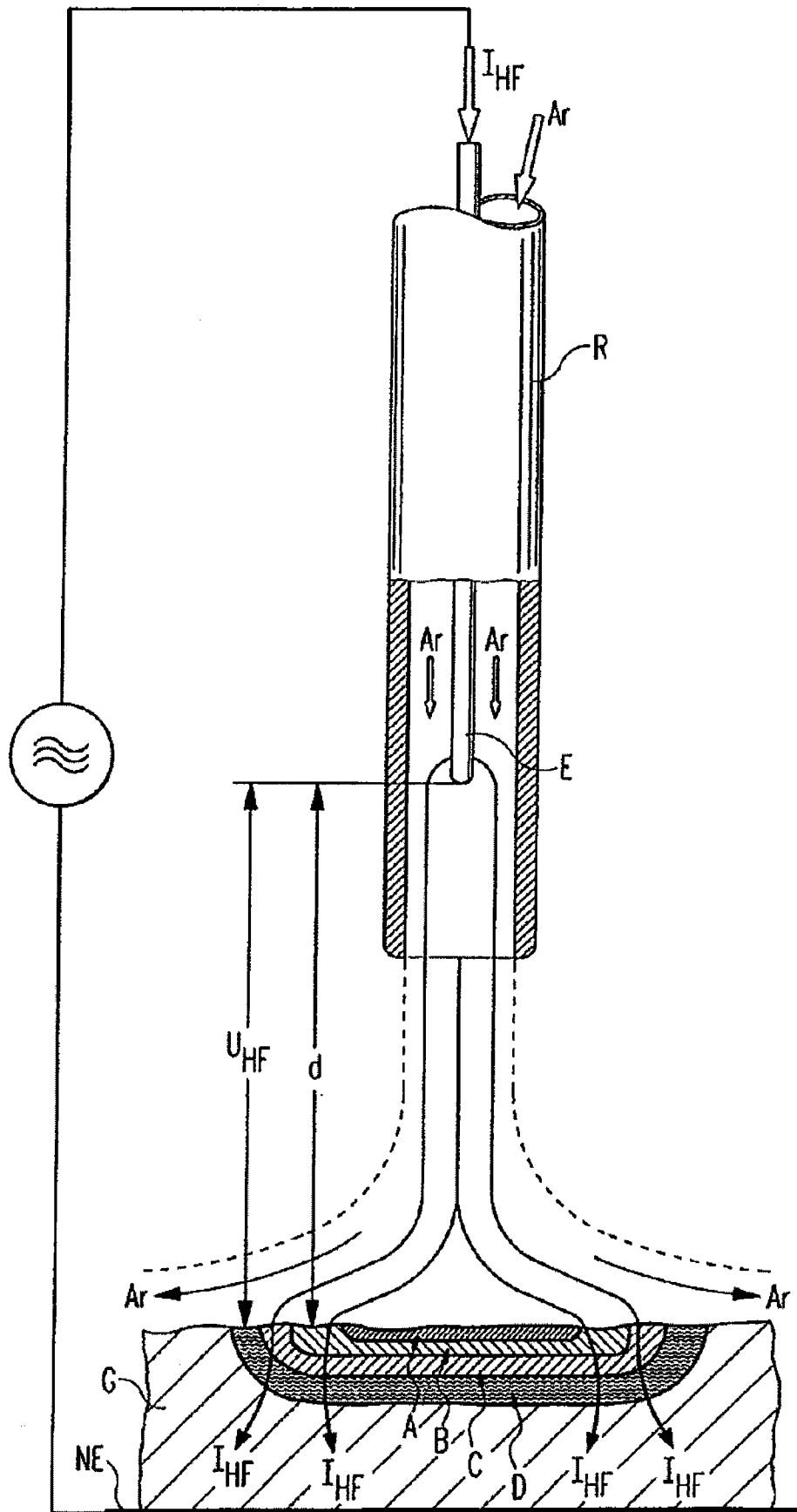


Fig. 6

现有技术

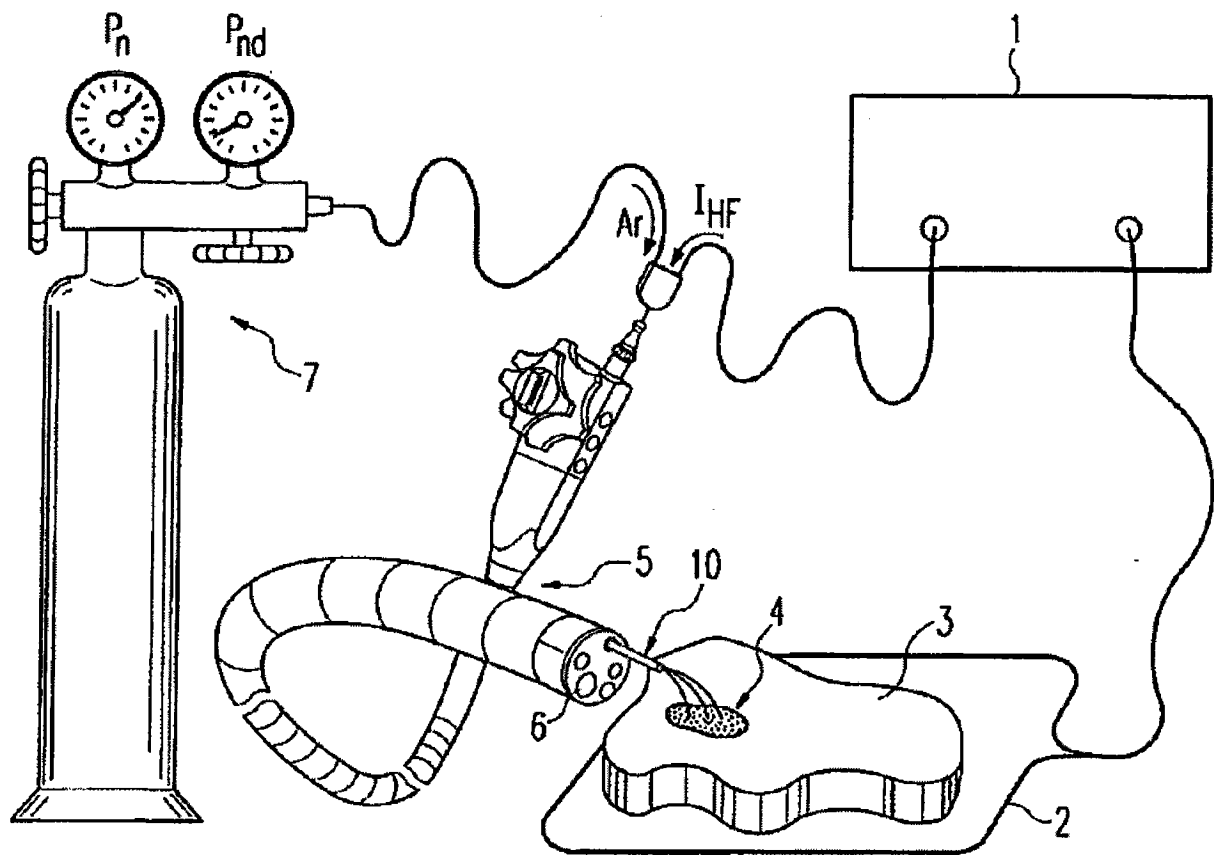


Fig. 7

现有技术