



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113710185 A

(43) 申请公布日 2021. 11. 26

(21) 申请号 202080030117.8

(22) 申请日 2020.04.28

(30) 优先权数据

1906008.6 2019.04.30 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.10.22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2020/061762 2020.04.28

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2020/221749 EN 2020.11.05

(71) 申请人 科瑞欧医疗有限公司

地址 英国蒙茅斯郡

(72) 发明人 C·汉考克 S·普雷斯頓

威廉·塔普林 S·斯温

G·乌尔里克 大卫·韦伯

(74) 专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 熊永强

(51) Int.Cl.

A61B 18/18 (2006.01)

权利要求书2页 说明书13页 附图6页

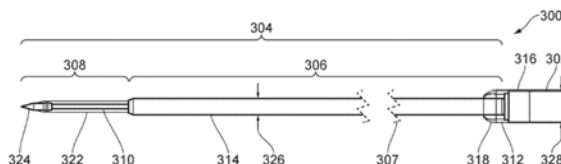
(54) 发明名称

电外科系统

(57) 摘要

各种实施方案公开了一种用于治疗生物组织的电外科系统。所述电外科系统包括：电外科发生器，其被配置用于供应微波能量；外科窥视装置，其具有可操纵的插入软线以用于微创插入身体内的治疗部位；以及电外科器械，其被设定尺寸以装配在位于所述插入软线内的器械通道内。所述电外科器械包括：柔性同轴电缆，其被布置用于输送所述微波能量；以及辐射尖端部分，其连接在所述同轴电缆的远端端部处并且被配置用于接收所述微波能量，其中所述辐射尖端部分具有1.0mm或更小的最大外径，并且其中所述辐射尖端部分的所述最大外径小于所述同轴电缆的外径。另外，所述辐射尖端部分包括：近端同轴传输线，其用于输送所述微波能量；以及远端针尖，其安装在所述近端同轴传输线的远端端部处，其中所述电外科器械能够在所述器械通道内滑动以将所述远端针尖延伸到所述器械通道的远端端部之外以便刺穿生物组织，并且其中所述

远端针尖被布置用于将所述微波能量递送到生物组织中。



1. 一种用于治疗生物组织的电外科系统,所述电外科系统包括:
电外科发生器,所述电外科发生器被配置用于供应微波能量;
外科窥视装置,所述外科窥视装置具有可操纵的插入软线以用于微创插入身体内的治疗部位;以及
电外科器械,所述电外科器械被设定尺寸以装配在位于所述插入软线内的器械通道内,
其中所述电外科器械包括:
柔性同轴电缆,所述柔性同轴电缆被布置用于输送所述微波能量;以及
辐射尖端部分,所述辐射尖端部分连接在所述同轴电缆的远端端部处并且被配置用于接收所述微波能量,其中所述辐射尖端部分具有1.0mm或更小的最大外径,并且其中所述辐射尖端部分的所述最大外径小于所述同轴电缆的外径,
其中所述辐射尖端部分包括:
近端同轴传输线,所述近端同轴传输线用于输送所述微波能量;以及
远端针尖,所述远端针尖安装在所述近端同轴传输线的远端端部处,其中所述电外科器械能够在所述器械通道内滑动以将所述远端针尖延伸到所述器械通道的远端端部之外以便刺穿生物组织,并且其中所述远端针尖被布置用于将所述微波能量递送到生物组织中。
2. 根据权利要求1所述的电外科系统,其中所述外科窥视装置是支持超声的支气管窥镜。
3. 根据权利要求1或2所述的电外科系统,其中所述电外科器械还包括围绕所述辐射尖端部分安装的保护导管,其中所述导管能够在所述器械通道内移动,并且其中所述辐射尖端部分能够相对于所述导管移动。
4. 根据任一前述权利要求所述的电外科系统,其中所述电外科发生器被配置用于供应脉冲微波能量,所述脉冲微波能量具有短于所述辐射尖端部分的热响应时间的脉冲持续时间。
5. 根据权利要求4所述的电外科系统,其中所述电外科发生器被配置用于以25%或更小的占空比供应所述脉冲微波能量。
6. 根据权利要求4或5所述的电外科系统,其中所述脉冲微波能量的脉冲持续时间在10ms与200ms之间。
7. 根据任一前述权利要求所述的电外科系统,其中所述辐射尖端部分的长度等于或大于140mm。
8. 根据任一前述权利要求所述的电外科系统,其中所述近端同轴传输线包括:
内导体,所述内导体从所述柔性同轴电缆的远端端部延伸,所述内导体电连接到所述柔性同轴电缆的中心导体;
近端介电套管,所述近端介电套管围绕所述内导体安装;以及
外导体,所述外导体围绕近端电介质安装,
其中所述远端针尖包括围绕所述内导体安装的远端介电套管,并且
其中所述外导体的远端部分覆盖所述远端介电套管的近端部分。
9. 根据权利要求8所述的电外科系统,其中远端介电套管由与所述近端介电套管相比

不同的材料制成。

10. 根据权利要求9所述的电外科系统,其中所述远端介电套管的近端端部包括围绕所述内导体设置的突出部,并且其中所述突出部被接纳在所述近端介电套管的远端端部处的形状互补的空腔中。

11. 根据任一前述权利要求所述的电外科系统,其中所述远端针尖被配置用于作为半波长变换器操作,以从所述远端针尖递送所述微波能量。

电外科系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于将电磁能量递送到生物组织以便消融靶组织的电外科系统。该电外科系统包括用于供应微波能量的电外科发生器,以及被布置用于接收微波能量并将其递送到靶组织的电外科器械。该电外科器械可被布置用于消融组织,诸如肿瘤、囊肿或其他病灶。该系统可特别适用于治疗胰腺、肺或肝脏中的组织。

背景技术

[0002] 已经发现电磁(EM)能量以及特别是微波和射频(RF)能量因其能够切割、凝结和消融身体组织而在电外科手术中是有用的。通常,用于向身体组织递送EM能量的设备包括包含EM能量源的发生器以及连接到发生器以用于将能量递送到组织的电外科器械。常规的电外科器械往往被设计成经皮地插入患者体内。然而,例如如果靶部位是在移动的肺或胃肠(GI)道的薄壁区段中,则可能难以将器械经皮地定位在身体中。其他电外科器械可通过外科窥视装置(例如内窥镜)递送到靶部位,所述外科窥视装置可运行通过身体内的通道,诸如气道或者食道或结肠的内腔。这允许微创治疗,这可降低患者的死亡率并降低术中和术后并发症率。

[0003] 使用微波EM能量进行组织消融是基于生物组织主要由水构成的事实。人体软器官组织的水含量通常在70%和80%之间。水分子具有永久电偶极矩,这意味着在整个分子中存在电荷不平衡。这种电荷不平衡使分子响应于由时变电场的施加所产生的力而移动,因为所述分子旋转来使其电偶极矩与所施加的场的极性对准。在微波频率下,快速分子振荡导致摩擦加热以及随之发生的场能以热量的形式耗散。这被称为介电加热。

[0004] 微波消融疗法利用了这一原理,在该疗法中,靶组织中的水分子通过以微波频率施加局部电磁场而被快速加热,从而导致组织凝固和细胞死亡。已知使用微波发射探头来治疗肺和其他器官中的各种病状。例如,在肺中,微波辐射可用于治疗哮喘并且消融肿瘤或病灶。

发明内容

[0005] 最一般而言,本发明提供了一种电外科器械,其中小直径的辐射尖端可延伸到外科窥视装置中的器械通道的远端端部之外以便刺穿组织,并且由此适用于治疗难以到达的治疗部位(例如胰腺或肺)中的组织。该器械可在保护导管内被引导穿过外科窥视装置的器械通道。保护导管可防止器械在运送到治疗部位期间对组织或窥视装置造成不希望的损坏。这方面对于消融远离穿过支气管树的通道的肺肿瘤可能特别有用。在该示例中,器械可刺穿支气管树的壁并穿过海绵状肺组织到达治疗部位。可使用超声成像来监测器械的位置,例如,使用在支持超声的支气管窥镜上提供的超声换能器。

[0006] 因此,根据本发明,提供了一种用于治疗生物组织的电外科系统,所述电外科系统包括:电外科发生器,所述电外科发生器被配置用于供应微波能量;外科窥视装置,所述外科窥视装置具有可操纵的插入软线以用于微创插入身体内的治疗部位;以及电外科器械,

所述电外科器械被设定尺寸以装配在位于所述插入软线内的器械通道内,其中所述电外科器械包括:柔性同轴电缆,所述柔性同轴电缆被布置用于输送所述微波能量;以及辐射尖端部分,所述辐射尖端部分连接在所述同轴电缆的远端端部处并且被配置用于接收所述微波能量,其中所述辐射尖端部分具有1.0mm或更小的最大外径,并且其中所述辐射尖端部分的所述最大外径小于所述同轴电缆的外径,其中所述辐射尖端部分包括:近端同轴传输线,所述近端同轴传输线用于输送所述微波能量;以及远端针尖,所述远端针尖安装在所述近端同轴传输线的远端端部处,其中所述电外科器械能够在所述器械通道内滑动以将所述远端针尖延伸到所述器械通道的远端端部之外以便刺穿生物组织,并且其中所述远端针尖被布置用于将所述微波能量递送到生物组织中。

[0007] 电外科器械可在导管内输送。电外科器械可相对于导管在暴露位置与缩回位置之间移动,在所述暴露位置,辐射尖端部分突出到导管的远端端部之外,在所述缩回位置,辐射尖端部分被容纳在导管内。以此方式,辐射尖端部分可在不使用时缩回到导管内。这可用于保护辐射尖端部分并且防止其在插入外科窥视装置的器械通道中时卡住。导管可包括例如PTFE或另一合适的低摩擦材料的柔性护套。柔性护套可具有等于或小于0.1mm的壁厚度。

[0008] 术语“外科窥视装置”在本文中可用于意指设置有插入软线的任何外科装置,所述插入软线是在侵入性手术期间被引入患者体内的刚性或柔性(例如,可操纵的)导管。插入软线可包括器械通道和光学通道(例如,用于传输光以在插入管的远端端部处照亮治疗部位和/或捕获治疗部位的图像)。器械通道可具有适合于接纳侵入式外科工具的直径。器械通道的直径可为5mm或更小。在本发明的实施方案中,外科窥视装置可为支持超声的内窥镜。例如,外科窥视装置可为支持超声的支气管窥镜,其中插入软线适于通过患者的气道插入支气管树中。支气管窥镜可包括在插入软线的远端端部处的一个或多个超声换能器。超声换能器可操作以辅助电外科器械的插入和定位。特别地,它们可被布置用于在辐射尖端从器械通道的远端端部延伸(并超出导管)以在其到达治疗部位的途中穿透组织时生成辐射尖端的超声图像。

[0009] 电外科发生器可被配置用于供应脉冲微波能量,即,具有更高功率的离散能量部分。因此,电外科器械可被布置用于经由小直径(例如1.0mm或更小)的辐射尖端部分将脉冲微波能量递送到生物组织。使用小直径的辐射尖端部分的益处是在将辐射尖端部分插入靶组织时产生的插入孔的大小可被最小化,这可减少出血并利于愈合。然而,使用这种小直径的辐射尖端部分的缺点是微波能量通过辐射尖端部分的传输可能导致辐射尖端部分过度加热。这种过度加热可能会导致灼伤,从而损坏健康组织。本发明人通过将电外科系统配置为以脉冲方式递送微波能量克服了该缺点。通过以脉冲方式递送微波能量,可能避免辐射尖端部分的过度加热。这可实现辐射尖端部分对靶生物组织的有效治疗,同时避免对周围健康组织的损坏。

[0010] 可用于治疗肝脏的常规电外科器械的辐射尖端部分通常具有2mm至3mm之间的外径。本发明人已经发现,在肝脏中使用这种电外科器械可能会产生在外科手术期间可能难以控制的过度出血。如果外科医生在外科手术期间无法控制这种出血,则可能需要移除电外科器械并尝试用其他手段继续手术。

[0011] 相反,本发明的这个方面的电外科系统可特别适合于治疗身体的高度血管化区域(例如,当组织被刺穿时可能会出现过度出血的地方)中的组织,因为由辐射尖端部分产生

的小插入孔可避免或减少出血。因此,小直径的辐射尖端部分和脉冲微波能量递送的组合可使得能够用微波能量治疗身体的高度血管化区域。特别地,本发明人已经发现,当用于治疗肝脏中的靶组织时,使用本发明的电外科系统的小直径辐射尖端部分可避免过度出血。因此,本发明的电外科系统可特别适合用于治疗肝脏中的组织。另外地,小直径的辐射尖端部分在疤痕可能成为问题的情况下可能是有益的。例如,当用于消融乳房或肺中的肿瘤时,本发明的电外科器械可使得能够减少疤痕。

[0012] 本发明人已经发现,通过使辐射尖端部分的最大外径为1.0mm或更小,当辐射尖端部分插入靶组织时可显著减少或避免出血。如上所讨论,使用脉冲微波能量可确保当微波能量被递送到辐射尖端部分时不会在辐射尖端部分中产生过多的热量。与将微波能量作为可能导致辐射尖端部分迅速变热的连续波进行递送相比,脉冲微波能量可利于将辐射尖端部分维持在可接受的温度。脉冲微波能量递送还可使得能够减少微波能量被递送到辐射尖端部分的总时间量,例如,通过递送短的高功率脉冲。以此方式,电外科系统可用于有效地治疗(例如消融)靶组织,而同时避免对附近健康组织的损坏。

[0013] 电外科发生器可为用于可控地供应微波能量的任何合适的发生器。适合于此目的的发生器在W0 2012/076844中有所描述,所述申请以引用的方式并入本文。电外科发生器可通过调制微波能量源来产生具有被一系列“关”周期隔开的一系列“开”周期(对应于微波脉冲)的分布曲线(或波形)来产生脉冲微波能量。一般而言,脉冲微波能量可为具有包括多个微波能量脉冲(或突发)的分布曲线的微波能量,该多个微波能量脉冲被没有微波能量的周期隔开。脉冲微波能量可为周期性的,例如,它可包括具有“开”和“关”周期的周期性循环。

[0014] 可使用不同的脉冲微波能量分布曲线。例如,所有的微波脉冲可具有相同的持续时间,或者它们可具有不同的持续时间。类似地,脉冲之间的周期可全部相同,或者它们可随时间变化。脉冲可具有预定的功率分布曲线(即,功率对时间)。在一些情况下,不同的脉冲可具有不同的功率分布曲线,这取决于所需的能量递送分布曲线。

[0015] 柔性同轴电缆可为可在近端端部处连接到电外科发生器以接收脉冲微波能量的常规低损耗同轴电缆。在一些情况下,同轴电缆可永久地连接到电外科发生器。同轴电缆可具有通过介电材料与外导体隔开的中心导体。同轴电缆还可包括用于使电缆绝缘并保护电缆的外保护护套。在一些示例中,保护护套可由不粘材料制成或涂有不粘材料以防止组织粘在其上和/或利于将器械插入外科窥视装置的器械通道中。辐射尖端部分位于同轴电缆的远端端部处并且被连接以接收沿着同轴电缆输送的脉冲微波能量。

[0016] 近端同轴传输线可电连接到同轴电缆的远端端部,以接收脉冲微波能量并将其输送到远端针尖,在远端针尖处,脉冲微波能量被递送到靶组织。近端同轴传输线中使用的材料可与同轴电缆中使用的那些材料相同或不同。近端同轴传输线中使用的材料可经选择以提供近端同轴传输线的期望柔性和/或阻抗。例如,近端同轴传输线的介电材料可经选择以提高与靶组织的阻抗匹配。

[0017] 远端针尖形成于近端同轴传输线的远端端部处。远端针尖可包括发射器结构,该发射器结构被布置用于从近端同轴传输线接收脉冲微波能量并将该能量递送到靶组织中。发射器结构可被配置用于在靶组织中产生期望的消融分布曲线。例如,发射器结构可为用于将微波能量辐射到周围组织中的单极或双极微波天线。在一些情况下,发射器结构还能

够单独地或与脉冲微波能量组合地将射频能量递送到靶组织。

[0018] 远端针尖可包括尖头远端尖端,以利于辐射尖端部分插入靶组织中。

[0019] 辐射尖端部分的最大外径为1.0mm或更小。例如,辐射尖端部分可为19规格。在一些示例中,最大外径可为0.95mm、0.9mm或更小。最大外径可指辐射尖端部分沿着辐射尖端部分的长度的最大外径。

[0020] 辐射尖端部分的外径小于同轴电缆的外径。通过使用较小直径的辐射尖端部分,辐射尖端部分可比同轴电缆更具柔性。这可利于将远端针尖引导到期望位置,例如,需要围绕急弯引导装置的地方。使用外径大于辐射尖端部分的外径的同轴电缆的益处是可减少同轴电缆的热量,因为加热通常与同轴电缆的直径相关。

[0021] 脉冲微波能量的脉冲持续时间可短于辐射尖端部分的热响应时间。这可减少辐射尖端部分的加热,因为辐射尖端部分在脉冲持续时间的的时间范围内可能不会对某一大小的脉冲微波能量产生热反应。这可提高微波能量可被递送到远端针尖的效率,因为沿着辐射尖端部分的长度的加热效应(例如,微波能量的耗散)可被减少。这可用来提高微波能量可被递送到靶组织的整体效率。

[0022] 脉冲持续时间可对应于由电外科发生器供应的脉冲微波能量中的微波能量脉冲的持续时间。当处于给定功率水平的微波能量被递送到辐射尖端部分时,热响应时间可对应于辐射尖端部分的温度作出反应(例如,改变给定量)所花费的时间量。辐射尖端部分的热响应时间可取决于辐射尖端部分的热容量,例如,热容量越大,热响应时间就越长。辐射尖端部分的热响应时间可通过实验来测量,以便确定合适的脉冲持续时间。

[0023] 在一些实施方案中,电外科发生器可被配置用于以25%或更小的占空比供应脉冲微波能量。使脉冲微波能量的占空比为25%或更小可避免或减少辐射尖端部分中的加热效应。例如,25%或更小的占空比可确保微波脉冲足够短,使得辐射尖端部分没有足够的时间对脉冲进行热反应。在本文中,占空比可指脉冲微波能量的周期的一小部分,其中微波能量由电外科发生器供应(该周期的剩余部分可对应于不供应微波能量的“关”周期)。因此,在占空比为25%或更小的情况下,在脉冲微波能量的周期的至少75%内可能不会递送微波能量。这可确保微波能量脉冲之间的停顿足够长,使得有很少或没有跨多个脉冲的热效应的累积。

[0024] 脉冲微波能量的脉冲持续时间可在10ms与200ms之间。本发明人已经发现,通过使用在10ms与200ms之间的脉冲持续时间,有可能避免或减少辐射尖端部分中的加热效应,使得辐射尖端部分可维持在可接受的温度。将10ms与200ms之间的脉冲持续时间与25%或更小的占空比相结合可进一步确保避免或减少加热效应。

[0025] 在一些实施方案中,脉冲微波能量可根据以下循环中的一者进行递送:

[0026] a) 10ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为90ms;

[0027] b) 10ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为50ms;

[0028] c) 10ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为30ms;

[0029] d) 100ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为900ms;

[0030] e) 100ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为500ms;

[0031] f) 100ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为300ms;以及

[0032] g) 200ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为800ms。

[0033] 循环a)和d)对应于10%的占空比;循环b)和e)对应于16.67%的占空比;循环c)和f)对应于25%的占空比;并且循环g)对应于20%的占空比。这些占空比可使辐射尖端部分在靶组织的治疗期间能够维持在可接受的温度,同时使靶组织能够得到有效治疗。

[0034] 在一些实施方案中,辐射尖端部分的长度可等于或大于140mm。通常用于电外科器械的同轴电缆(例如,Sucoform 86同轴电缆)通常具有大量镀锡的外夹套,以实现电缆的纵向致动。然而,这可能导致同轴电缆相对较硬,使得可能需要很大的力来弯曲同轴电缆。当装置移动通过弯曲部时,例如在外科窥视装置的器械通道中,这可能导致大量摩擦。这可能会妨碍对辐射尖端部分的位置的准确控制。本发明人已经意识到,具有长的辐射尖端部分可利于器械在其远端端部附近弯曲,因为与同轴电缆相比,辐射尖端部分可具有更大的柔性。通过使辐射尖端部分为140mm或更长,有可能避免必须将同轴电缆移动穿过外科窥视装置的弯曲远端部分。这可例如利于在外科窥视装置的远端部分处于向后弯曲的情况下部署辐射尖端部分。这种配置对于在胰腺中使用可能特别有益,其中可能需要使器械的远端部分处于向后弯曲。

[0035] 在一些实施方案中,所述近端同轴传输线可包括:内导体,所述内导体从所述柔性同轴电缆的远端端部延伸,所述内导体电连接到所述柔性同轴电缆的中心导体;近端介电套管,所述近端介电套管围绕所述内导体安装;以及外导体,所述外导体围绕近端电介质安装,其中所述远端针尖包括围绕所述内导体安装的远端介电套管,并且其中所述外导体的远端部分覆盖所述远端介电套管的近端部分。

[0036] 外导体可为例如由镍钛诺形成的传导管,该镍钛诺是表现出足以传输能够穿透靶组织的力的纵向刚度的材料。优选地,传导管还表现出横向挠曲,该横向挠曲适合于使器械能够行进穿过外科窥视装置的器械通道。有利地,镍钛诺可提供足够的纵向刚度以刺穿十二指肠壁,从而使得能够治疗胰腺中的组织,同时仍提供高度的横向柔性。远端针尖可为基本上刚性的,以利于插入生物组织中。

[0037] 内导体可由具有高传导性的材料(例如银)形成。内导体可具有小于柔性同轴电缆的中心导体的直径的直径。这可利于辐射尖端部分的弯曲。例如,内导体的直径可为0.25mm。优选的直径可考虑到决定沿着辐射尖端部分的损耗(和加热)的主要参数是导体损耗,该导体损耗随内导体的直径而变。其他相关参数是远端介电套管和近端介电套管的介电常数,以及用于外导体的直径和材料。近端同轴传输线的部件的尺寸可经挑选以为近端同轴传输线提供与柔性同轴电缆的阻抗相同或接近的阻抗(例如约50 Ω)。

[0038] 辐射尖端部分可通过安装在辐射尖端部分与柔性同轴电缆之间的结合部之上的套环固定到所述柔性同轴电缆。套环可为导电的,例如由黄铜形成。该套环可将外导体与柔性同轴电缆的外导体电连接。

[0039] 远端介电套管的远端端部可为尖锐的,例如,可渐缩至一点。替代地,单独的尖头尖端元件可安装在远端介电套管的远端端部处。这可利于将器械插入靶组织中,例如,穿过十二指肠壁或胃壁到达胰腺中。

[0040] 远端介电套管可由与近端介电套管不同的材料制成。近端套管可由与柔性同轴电缆的介电材料相同的材料(例如,PTFE等)制成。相反,远端介电套管可由陶瓷、聚醚醚酮(PEEK)、玻璃填充的PEEK中的任一种制成。这些材料可表现出期望的刚性并且能够变尖锐。其还允许控制(例如,减少或优化)辐射尖端部分的物理长度,同时保持其电长度。因此,远

端介电套管可具有比近端介电套管高的刚度。远端介电套管的较高刚度可利于辐射尖端部分插入靶组织中,而近端介电套管的较大柔性可利于辐射尖端部分的操纵,例如围绕弯曲部。

[0041] 在一些实施方案中,远端介电套管的近端端部可包括围绕内导体设置的突出部,并且突出部可被接纳在近端介电套管的远端端部处的形状互补的空腔中。这种配置可改进近端介电套管与远端介电套管之间的机械连接。此外,突出部可用于在近端介电套管与远端介电套管之间的结合部处增加辐射尖端部分的击穿电压,这可提高辐射尖端部分的电安全性。

[0042] 远端针尖可被配置用于作为半波长变换器操作,以从远端针尖递送微波能量。将远端针尖配置为半波长变换器的优点可为使部件之间(例如,同轴电缆与近端同轴传输线之间以及近端同轴传输线与远端针尖之间)的接口处的反射最小化。后一接口处的反射系数通常因阻抗的较大变化而较大。半波长配置可使这些反射最小化,使得主要反射系数变成近端同轴传输线与组织之间的接口的反射系数。可将近端同轴传输线的阻抗选择为等于或接近于预期的组织阻抗,以提供在微波能量的频率下的良好匹配。

[0043] 在本文中,术语“内”意指径向上更接近于器械通道和/或同轴电缆的中心(例如轴线)。术语“外”意指在径向上更远离器械通道和/或同轴电缆的中心(轴线)。

[0044] 除非上下文另外指明,否则术语“传导的”在本文中用于意指导电的。

[0045] 在本文中,术语“近端”和“远端”是指细长器械的端部。在使用时,近端端部更接近于用于提供RF和/或微波能量的发生器,而远端端部更远离该发生器。

[0046] 在本说明书中,“微波”可广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地为范围1GHz至60GHz。微波EM能量的优选标定频率包括:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。5.8GHz可为优选的。该装置可以这些微波频率中的多于一个微波频率递送能量。

[0047] 术语“射频”或“RF”可用于指示在300kHz与400MHz之间的频率。术语“低频”或“LF”可意指在30kHz至300kHz范围内的频率。

附图说明

[0048] 以下参考附图讨论本发明的实施方案,在附图中:

[0049] 图1是作为本发明的实施方案的用于组织消融的电外科系统的示意图;

[0050] 图2是穿过可与本发明一起使用的内窥镜的插入软线的示意截面图;

[0051] 图3是可在本发明的电外科系统中使用的电外科器械的示意侧视图;

[0052] 图4是图3的电外科器械的横截面图,其中为了说明目的而省略了外导体;

[0053] 图5是图3的电外科器械的远端区段的横截面图;

[0054] 图6是示出由作为本发明的电外科系统的部分的电外科发生器供应的脉冲微波能量的功率递送分布曲线的曲线图;

[0055] 图7是可在本发明的电外科系统中使用的辐射尖端部分的示意横截面图;

[0056] 图8a是可在本发明的电外科系统中使用的辐射尖端部分的示意横截面图;

[0057] 图8b是图8a的辐射尖端部分的远端尖端的透视图;

[0058] 图9a是可在本发明的电外科系统中使用的辐射尖端部分的示意横截面图;

[0059] 图9b是图9a的辐射尖端部分的远端部分的示意横截面图；

[0060] 图10是可在本发明的电外科系统中使用的辐射尖端部分的示意横截面图；

[0061] 图11是可在本发明的电外科系统中使用的辐射尖端部分的示意横截面图；并且

[0062] 图12是根据本发明的另一个实施方案的位于外科窥视装置的器械通道中的电外科器械的示意横截面图。

[0063] 具体实施方式；其他选项和偏好

[0064] 图1是作为本发明的实施方案的电外科系统100的示意图。电外科系统100能够向侵入式电外科器械的远端端部供应微波能量以执行组织消融。电外科系统还能够向侵入式电外科器械的远端端部供应流体，例如，液体药物或冷却流体。系统100包括用于可控地供应微波能量的电外科发生器102。电外科发生器被配置用于供应脉冲微波能量，如下文更详细地讨论。适合于此目的的发生器在W02012/076844中有所描述，所述申请以引用的方式并入本文。电外科发生器102可被布置用于监测从器械接收回来的反射信号，以便确定用于递送的适当功率水平。例如，发生器102可被布置用于计算在器械的远端端部处观察到的阻抗，以便确定最佳递送功率水平。

[0065] 电外科系统100还包括经由接口电缆104连接到电外科发生器102的接口接合部106。接口接合部106还经由流体流动管线107连接到流体递送装置108，诸如注射器。在一些示例中，该系统可另外地或替代地被布置用于从治疗部位抽吸流体。在这种情况下，流体流动管线107可将流体从接口接合部106输送到合适的收集器（未示出）。抽吸机构可连接在流体流动管线107的近端端部处。

[0066] 接口接合部106可容纳用于控制电外科器械的位置的器械控制机构。控制机构可用于控制电外科器械的纵向位置和/或电外科器械的远端端部的弯曲。可通过滑动触发器来操作控制机构，以控制一个或多个控制线或推杆（未示出）的纵向（来回）移动。如果存在多个控制线，则在接口接合部上可存在多个滑动触发器以提供完全控制。接口接合部106的功能是将来自发生器102、流体递送装置108和器械控制机构的输入组合到单个柔性轴（或电外科器械）112中，该柔性轴从接口接合部106的远端端部延伸。

[0067] 电外科系统还包括外科窥视装置114，在本发明的实施方案中，该外科窥视装置可包括内窥镜超声装置。柔性轴112可插入穿过外科窥视装置114的器械（工作）通道的整个长度。

[0068] 外科窥视装置114包括主体116，该主体具有多个输入端口和一个输出端口，插入软线120从该输出端口延伸。在图2中更详细地示出的插入软线120包括包围多个内腔的外夹套。多个内腔将各种东西从主体116输送到插入软线120的远端端部。多个内腔中的一个上文讨论的器械通道。其他内腔可包括用于输送光学辐射的通道，例如以在远端端部处提供照明或从远端端部采集图像。主体116可包括用于观察远端端部的目镜122。

[0069] 内窥镜超声装置通常在插入软线的远端尖端上超出器械通道的出口孔提供超声换能器。来自超声换能器的信号可由合适的电缆126沿着插入软线输送回到处理器124，该处理器可按已知的方式生成图像。器械通道可在插入软线内被成形用于通过超声系统的视野引导器械离开器械通道，以便提供关于器械在靶部位处的位置的信息。

[0070] 柔性轴112具有远端组件118（在图1中未按比例绘制），该远端组件被成形用于穿过外科窥视装置114的器械通道并且在插入软线的远端端部处突出（例如，在患者体内）。

[0071] 下文讨论的远端组件118的结构可特别地被设计用于与内窥镜超声(EUS)装置一起使用。远端组件118的最大外径等于或小于1.0mm,例如小于0.95mm或0.90mm。柔性轴的长度可等于或大于1.2m。

[0072] 主体116包括用于连接到柔性轴112的输入端口128。如下文所解释,柔性轴的近端部分可包括能够将来自电外科发生器102的脉冲微波能量输送到远端组件118的常规同轴电缆。在物理上能够沿EUS装置的器械通道向下装配的示例同轴电缆可具有以下外径:1.19mm(0.047")、1.35mm(0.053")、1.40mm(0.055")、1.60mm(0.063")、1.78mm(0.070")。也可使用自定义大小的同轴电缆(即,定制)。

[0073] 为了控制插入软线120的远端端部的位置,主体116还可包括控制致动器,该控制致动器通过一个或多个控制线(未示出)机械地耦合到插入软线120的远端端部,该一个或多个控制线延伸穿过插入软线120。控制线可在器械通道内或在其自身的专用通道内行进。控制致动器可以是杠杆或可旋转旋钮,或任何其他已知的导管操纵装置。对插入软线120的操纵可为软件辅助的,例如,使用从计算机断层扫描(CT)图像组合而成的虚拟三维图。

[0074] 本发明可特别适合于胰腺的治疗。为了到达胰腺中的靶部位,可能需要引导插入软线120穿过嘴、胃和十二指肠。电外科器械被布置用于通过穿过十二指肠的壁来进入胰腺。本发明还可特别适合于肝脏中的组织的治疗。

[0075] 图2是沿插入软线120的轴线向下的视图。在此实施方案中,插入软线120内存在四个内腔。最大的内腔是其中接纳柔性轴112的器械通道132。其他内腔包括超声信号通道134、照明通道136和相机通道138,但本发明不限于这种配置。例如,可存在例如用于控制线或者流体递送或抽吸的其他内腔。

[0076] 现在将参考图3和图4来描述可作为本发明的电外科系统的部分的电外科器械300。图3和图4示出了电外科器械300的远端部分的侧视图,该远端部分可对应于上述远端组件118。电外科器械300包括柔性同轴电缆302以及连接在同轴电缆302的远端端部处的辐射尖端部分304。同轴电缆302可为适合于输送微波能量的常规柔性50Ω同轴电缆。同轴电缆包括由介电材料隔开的中心导体和外导体。同轴电缆302可在近端端部处连接到发生器,例如连接到发生器102,以接收微波能量。

[0077] 辐射尖端部分304包括近端同轴传输线306以及在近端同轴传输线306的远端端部处形成的远端针尖308。近端同轴传输线306电连接到同轴电缆302的远端端部,以从同轴电缆302接收电磁能量并将其输送到远端针尖308。远端针尖308被配置用于将接收到的电磁能量递送到靶生物组织中。在本示例中,远端针尖308被配置为半波长变换器以将微波能量递送到靶生物组织中,以便消融靶组织。换句话说,远端针尖308的电长度对应于微波能量(例如,处于5.8GHz)的半波长。当微波能量被递送到远端针尖308时,该远端针尖可沿着其长度将微波能量辐射到周围生物组织中。

[0078] 近端同轴传输线306的内导体310电连接到同轴电缆302的中心导体。辐射尖端部分304经由安装在同轴电缆302与辐射尖端部分304之间的结合部上的套环312固定到同轴电缆302。套环312由传导材料(例如,黄铜)制成,并且将同轴电缆302的外导体电连接到近端同轴传输线306的外导体314。外导体314由镍钛诺管形成,该镍钛诺管是柔性的并且提供足够的纵向刚度以刺穿组织(例如,十二指肠壁)。出于说明目的,图4中省略了外导体314以显示出辐射尖端部分304的内部结构。同样出于说明的目的,已在图3和图4中省略了近端同

轴传输线306的长度,如虚线307所示。

[0079] 近端同轴传输线306包括近端介电套管320,该近端介电套管围绕内导体310设置并且将内导体310与外导体314间隔开。外导体314形成于近端介电套管320的外表面上。远端介电套管322围绕内导体310的远端部分设置以形成远端针尖308。远端针尖308还包括在其远端端部处的尖头尖端324,以利于辐射尖端部分插入靶组织中。远端介电套管322可由与近端介电套管504相比不同的介电材料制成。在一个示例中,近端介电套管504可由PTFE制成(例如,它可为PTFE管),并且远端介电套管可由PEEK制成。下面关于图7至图11讨论可在辐射尖端部分304中使用的材料的具体示例。

[0080] 外导体314的远端部分覆盖远端介电套管322的近端部分。以此方式,近端同轴传输线306的远端部分包括远端介电套管322的近端部分。近端介电套管和远端介电套管的材料以及外导体314与远端介电套管322之间的重叠长度可经选择以便调整辐射尖端部分308的电长度和将阻抗调整为与靶组织匹配。

[0081] 套环312包括大致圆柱形主体316,该大致圆柱形主体安装在同轴电缆302的远端端部上并且电连接到同轴电缆302的外导体。套环312还包括远端部分318,该远端部分从套环312的主体316延伸到近端同轴传输线306的外导体314的近端端部。套环312的远端部分318包括圆形的远端表面。这可通过避免同轴电缆302与辐射尖端部分304之间的接口处的尖锐边缘而在电外科手术器械300沿着通道移动时减少电外科手术器械300与外科窥视装置的器械通道之间的摩擦。这也可利于当通道处于向后弯曲时沿着通道移动电外科手术器械。

[0082] 辐射尖端部分304的最大外径由图3中的箭头326指示。在本示例中,辐射尖端部分304的最大外径对应于外导体314的外径,因为这是辐射尖端部分304的具有最大外径的部件。辐射尖端部分304的最大外径为1.0mm或更小。例如,它可为1.0mm、0.95mm或0.90mm。这可确保在插入靶组织中时由辐射尖端部分304产生的插入孔的大小很小,这可使出血最少。这可使电外科手术器械300特别适合在身体的高度血管化区域中使用,例如在肝脏中使用,在那里出血过多可能是问题。

[0083] 同轴电缆302的外径由图3中的箭头328指示。同轴电缆302的外径大于辐射尖端部分304的最大外径。例如,同轴电缆302的外径可在1.19mm与2.0mm之间,或者它可大于2.0mm。通过提供具有比同轴电缆更小的最大外径的辐射尖端部分304,有可能增加辐射尖端部分304相对于同轴电缆302而言的柔性。这可利于将辐射尖端部分304操纵到特定的治疗位置。同时,通过提供具有更大直径的同轴电缆302,可减少同轴电缆302中的(例如由于加热引起的)传输损耗,因为传输损耗通常与同轴电缆302的直径相关。这可使微波能量能够沿着同轴电缆302更有效地输送到辐射尖端部分304。

[0084] 在一些实施方案中,电外科手术器械300可容纳在导管(未示出)中。电外科手术器械300可相对于导管移动,使得辐射尖端部分304在不使用时可缩回到导管内。这可用于保护辐射尖端部分并且防止其在插入外科窥视装置的插入软线中时卡在插入软线上。

[0085] 辐射尖端部分304可具有等于或大于30mm(例如,40mm)的长度。以此方式,辐射尖端部分304可足够长以使远端针尖308到达治疗部位,而不必将同轴电缆302的一部分插入组织中。在一些情况下,辐射尖端部分304可具有140mm或更大的长度。本发明人已经发现,这可利于在插入软线的远端部分处于向后弯曲的情况下将电外科手术器械300插入到插入软线中,因为这可避免必须推动更刚性的同轴电缆302穿过插入软线的远端部分。

[0086] 图5更详细地示出了近端介电套管320与远端介电套管322之间的接口。图5示出了辐射尖端部分304的远端区段的横截面图。出于说明的目的,图5中省略了外导体314。远端介电套管322的近端端部包括从远端介电套管322的近端端部延伸的突出部502。突出部502具有外径小于远端介电套管322的外径的大体圆柱形形状,并且围绕内导体310设置。近端介电套管320包括形状与突出部502的形状互补的腔,突出部502被接纳在该腔中。因此,近端介电套管320绕在突出部502周围。当远端介电套管322的突出部502被接纳在近端介电套管320中时,这用于提供远端介电套管与近端介电套管之间的强机械连接。另外地,突出部502可用于在远端介电套管322与近端介电套管320之间的接口处增加辐射尖端部分304的击穿电压。这可提高辐射尖端部分304的电安全性。

[0087] 由于电外科器械的辐射尖端部分304具有小直径(即,1.0mm或更小),因此当向辐射尖端部分递送微波能量时,它可迅速变热。这可能导致向远端针尖递送微波能量的效率低下。辐射尖端部分304的变热也可能对健康的周围组织造成损坏。本发明人通过将本发明的电外科系统的电外科发生器(例如,电外科发生器102)配置为以脉冲递送微波能量克服了这个缺点。本发明人已经发现,微波能量的脉冲递送可避免或减少辐射尖端部分中的热效应,使得辐射尖端部分在外科手术期间可维持在可接受的温度。

[0088] 为了避免辐射尖端部分在施加微波能量期间变热,可将微波脉冲的脉冲持续时间设置为大于辐射尖端部分的热响应时间。以此方式,辐射尖端部分在微波脉冲的时间尺度上可能没有时间对脉冲微波能量进行热反应。辐射尖端部分的热响应时间可在实验上通过确定在将处于给定的功率水平(例如,在电外科手术期间要使用的功率水平)的微波能量递送到辐射尖端部分时辐射尖端部分的温度增加给定的量(例如,5°C)所花费的时间量来确定。然后可相应地设置脉冲持续时间,以确保辐射尖端部分的温度在电外科手术的过程中保持在可接受的温度。

[0089] 本发明人已经发现,将电外科发生器配置为以25%或更少的占空比递送脉冲微波能量可避免或减少辐射尖端部分中的热效应,使得它在使用期间可维持在可接受的温度。电外科发生器可被配置为根据以下示例循环中的一个递送微波能量:

[0090] a) 10ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为90ms;

[0091] b) 10ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为50ms;

[0092] c) 10ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为30ms;

[0093] d) 100ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为900ms;

[0094] e) 100ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为500ms;

[0095] f) 100ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为300ms;以及

[0096] g) 200ms脉冲持续时间,其中脉冲间隔为800ms。

[0097] 循环a)和d)对应于10%的占空比;循环b)和e)对应于16.67%的占空比;循环c)和f)对应于25%的占空比;并且循环g)对应于20%的占空比。

[0098] 图6示出了根据以上给出的循环a)的功率递送分布曲线。图6的功率递送分布曲线显示了由电外科发生器供应的微波能量的功率随时间的变化。功率递送分布曲线包括一系列微波脉冲600,每个微波脉冲具有10ms的持续时间。微波脉冲600被间隔602分开,每个间隔具有90ms的持续时间。微波脉冲600各自具有功率P,如图6所示。在间隔602期间,电外科发生器不供应微波能量(即,供应的功率为0W)。脉冲600中的每一者是相同的,并且包括恒

定的功率水平。应注意,图6的功率递送分布曲线未按比例绘制。在其他示例中,微波脉冲的功率水平可在脉冲过程中变化,这取决于期望的能量递送分布曲线。在一些情况下,微波脉冲循环可包括具有不同持续时间和/或功率水平的脉冲。

[0099] 现在将参考图7至图11描述可在本发明的电外科系统中使用的电外科器械的辐射尖端部分的具体示例。例如,可使用下面描述的辐射尖端部分来代替上面讨论的电外科器械300的辐射尖端部分304。下面讨论的辐射尖端部分700、800、900、1000和1100各自具有相似的整体配置。类似于辐射尖端部分304,辐射尖端部分700、800、900、1000和1100中的每一者具有电连接到同轴电缆(未示出)的中心导体的内导体以及电连接到同轴电缆的外导体的外导体。辐射尖端部分700、800、900、1000和1100各自还包括围绕内导体设置的近端介电套管和远端介电套管,以便形成如上面关于辐射尖端部分304所讨论的近端传输线和远端针尖。

[0100] 图7示出了辐射尖端部分700的远端区段的横截面图。辐射尖端部分700的近端介电套管706可由柔性绝缘材料(例如PTFE)制成。辐射尖端部分700的远端介电套管708由圆柱形氧化锆片制成。远端介电套管708的远端尖端710是尖锐的,以利于将辐射尖端部分700插入组织中。用氧化锆制作远端介电套管708可为辐射尖端部分700提供刚性远端针尖,这可利于刺穿组织。使用氧化锆还可使辐射尖端部分的物理长度能够缩短,同时维持期望的电长度。

[0101] 辐射尖端部分700的示例尺寸在图7中示出。由附图标记712指示的尺寸可为37mm,该尺寸对应于近端介电套管706的长度。应注意,近端介电套管706的总长度未在图7中示出。由附图标记714指示的尺寸可为3.6mm,该尺寸对应于辐射尖端部分700的外导体704与远端介电套管708之间的重叠。由附图标记716指示的尺寸可为1.5mm,该尺寸对应于辐射尖端部分700的突出到外导体704的远端端部之外的内导体702的长度。由附图标记718指示的尺寸可为1.5mm,该尺寸对应于远端尖端710的长度。由附图标记720指示的辐射尖端部分700的最大外径为1.0mm或更小。

[0102] 图8a示出了辐射尖端部分800的远端区段的横截面图。辐射尖端部分800的近端介电套管806可由柔性绝缘材料(例如PTFE)管制成。辐射尖端部分800的远端介电套管808由圆柱形氧化锆片制成。远端介电套管808包括孔洞,内导体被接纳在该孔洞中。由氧化锆制成的远端尖端810安装在远端介电套管808的远端端部处。在图8b中示出了远端尖端810的透视图。远端尖端810具有形成尖头尖端的锥形主体812,以利于将辐射尖端部分800插入组织中。远端尖端810包括从锥形主体812的近端面816延伸的突出部814。远端尖端810的突出部被接纳在远端介电套管808中的孔洞中,在那里所述突出部被固定在适当位置(例如,用粘合剂)。

[0103] 在图8a中示出了辐射尖端部分800的示例尺寸。由附图标记818指示的尺寸可为37mm,该尺寸对应于近端介电套管806的长度。应注意,近端介电套管806的总长度未在图8a中示出。由附图标记820指示的尺寸可为3.6mm,该尺寸对应于辐射尖端部分800的外导体804与远端介电套管808之间的重叠。由附图标记822指示的尺寸可为2.0mm,该尺寸对应于远端介电套管808的突出到外导体804的远端端部之外的长度。由附图标记824指示的尺寸可为1.5mm,该尺寸对应于远端尖端810的锥形主体812的长度。由附图标记826指示的尺寸可为0.5mm,该尺寸对应于突出部814的长度。由附图标记828指示的辐射尖端部分800的最

大外径为1.0mm或更小。

[0104] 图9a示出了辐射尖端部分900的远端区段的横截面图。辐射尖端部分900的近端介电套管906可由柔性绝缘材料(例如PTFE)管制成。辐射尖端部分900的远端介电套管908由圆柱形聚醚醚酮(PEEK)片制成。远端介电套管908在其远端端部处包括空腔,由氧化锆制成的远端尖端910被接纳在该空腔中。在远端尖端910与远端介电套管908之间形成“推入配合”连接。

[0105] 图9b更详细地示出了远端尖端910与远端介电套管908之间的连接。远端尖端包括被接纳在远端介电套管908中的空腔中的主体912。主体912在其外表面上包括隆起部914,该隆起部被布置成向外压靠远端介电套管908,以便将远端尖端910保持在空腔中。因此,远端尖端910一旦插入空腔中就可自动地保持在空腔中。远端尖端910可进一步使用粘合剂固定在空腔中。远端尖端910还包括锥形部分916,该锥形部分形成辐射尖端部分900的远端端部处的尖头尖端。远端介电套管908的外表面以与锥形部分916的锥角匹配的角度渐缩,使得辐射尖端部分900的外表面是平滑的。用氧化锆制作远端尖端910可使得能够提供更尖锐的远端尖端,因为氧化锆可具有比PEEK更高的刚度。

[0106] 在图9a中示出了辐射尖端部分900的示例尺寸。由附图标记918指示的尺寸可为37mm,该尺寸对应于近端介电套管906的长度。应注意,近端介电套管906的总长度未在图9a中示出。由附图标记920指示的尺寸可为7.0mm,该尺寸对应于辐射尖端部分900的外导体904与远端介电套管908之间的重叠。由附图标记922指示的尺寸可为5.0mm,该尺寸对应于辐射尖端部分900的突出到外导体904的远端端部之外的内导体902的长度。由附图标记924指示的尺寸可为2.0mm,该尺寸对应于远端尖端910的长度。由附图标记926指示的辐射尖端部分900的最大外径为1.0mm或更小。

[0107] 图10示出了辐射尖端部分1000的远端区段的横截面图。辐射尖端部分1000的近端介电套管1006可由柔性绝缘材料(例如PTFE)管制成。辐射尖端部分1000的远端介电套管1008由圆柱形PEEK片制成。类似于辐射尖端部分800,辐射尖端1000包括安装在远端介电套管1008的远端端部处的由氧化锆制成的远端尖端1010。远端尖端1010具有与图8b所示的远端尖端810类似的配置,即,它包括锥形主体和被接纳在远端介电套管1008中的孔洞中的突出部1014。

[0108] 在图10中示出了辐射尖端部分1000的示例尺寸。由附图标记1018指示的尺寸可为37mm,该尺寸对应于近端介电套管1006的长度。应注意,近端介电套管1006的总长度未在图10中示出。由附图标记1020指示的尺寸可为6.0mm,该尺寸对应于辐射尖端部分1000的外导体1004与远端介电套管1008之间的重叠。由附图标记1022指示的尺寸可为5.5mm,该尺寸对应于远端介电套管1008的突出到外导体1004的远端端部之外的长度。由附图标记1024指示的尺寸可为1.5mm,该尺寸对应于远端尖端810的锥形主体的长度。由附图标记1026指示的尺寸可为0.5mm,该尺寸对应于突出部1014的长度。由附图标记1028指示的辐射尖端部分1000的最大外径为1.0mm或更小。

[0109] 图11示出了辐射尖端部分1100的远端区段的横截面图。辐射尖端部分1100的近端介电套管1106可由柔性绝缘材料(例如PTFE)管制成。辐射尖端部分1100的远端介电套管1108由圆柱形PEEK片制成。远端介电套管1108的远端尖端1110是尖锐的,以利于将辐射尖端部分1100插入组织中。

[0110] 在图11中示出了辐射尖端部分1100的示例尺寸。由附图标记1118指示的尺寸可为37mm,该尺寸对应于近端介电套管1106的长度。应注意,近端介电套管1106的总长度未在图11中示出。由附图标记1120指示的尺寸可为6.0mm,该尺寸对应于辐射尖端部分1000的外导体1104与远端介电套管1108之间的重叠。由附图标记1122指示的尺寸可为5.5mm,该尺寸对应于辐射尖端部分1100的突出到外导体1004的远端端部之外的内导体1102的长度。由附图标记1024指示的尺寸可为1.5mm,该尺寸对应于远端尖端1110的长度。由附图标记1028指示的辐射尖端部分1100的最大外径为1.0mm或更小。

[0111] 图12是外科窥视装置(诸如支持超声的支气管窥镜)的插入软线120的远端端部的示意横截面图。插入软线120包括穿过其中的内腔,该内腔形成用于接纳电外科器械700的器械通道132。在该示例中示出了图7的器械,但可使用上述任何配置。该示例中的电外科器械700包括保护导管1202,该保护导管是位于电外科器械700的外表面周围的柔性管。保护导管1202保护器械通道132的内表面免受器械的尖头尖端710影响。如果插入软线在其通往治疗部位的路线上弯曲,则这可能特别有用。保护导管1202可帮助辐射尖端在器械通道中绕弯曲而不会卡在器械通道的内表面上。

[0112] 在使用中,器械700可延伸(例如,可滑动)到保护导管1202之外,以从插入软线120的远端端部突出,在那里它能够穿透组织以重新定位治疗部位。可使用支气管窥镜的超声成像能力来观察辐射尖端以帮助在治疗部位处准确定位。

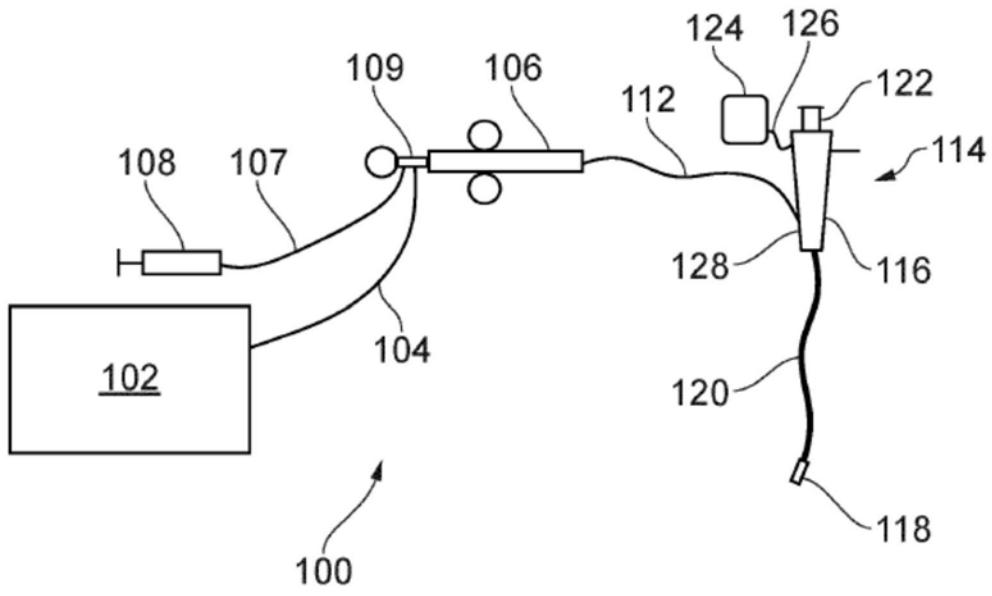


图1

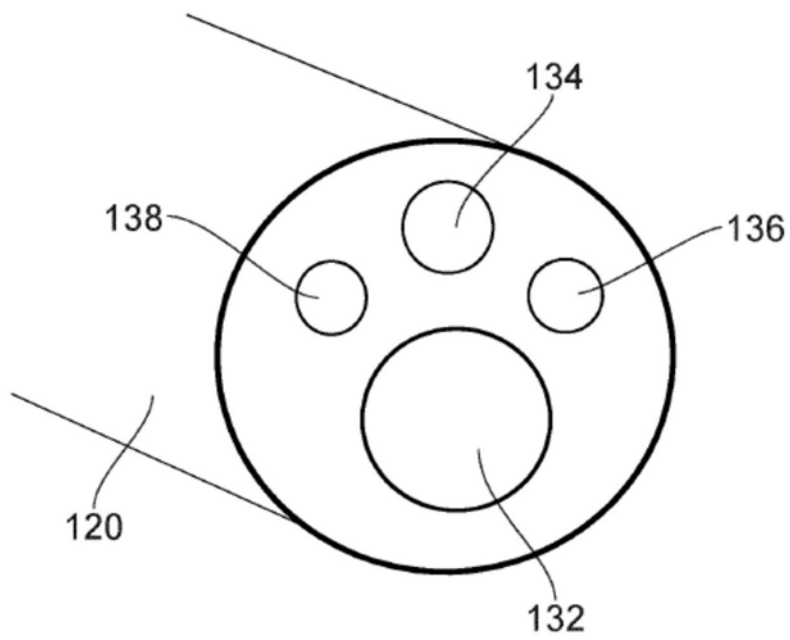


图2

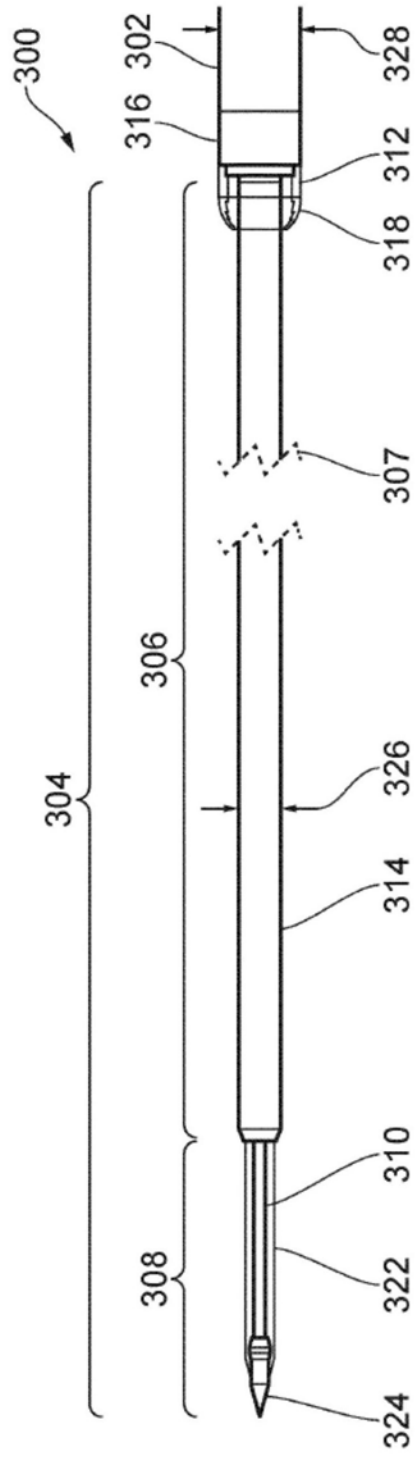


图3

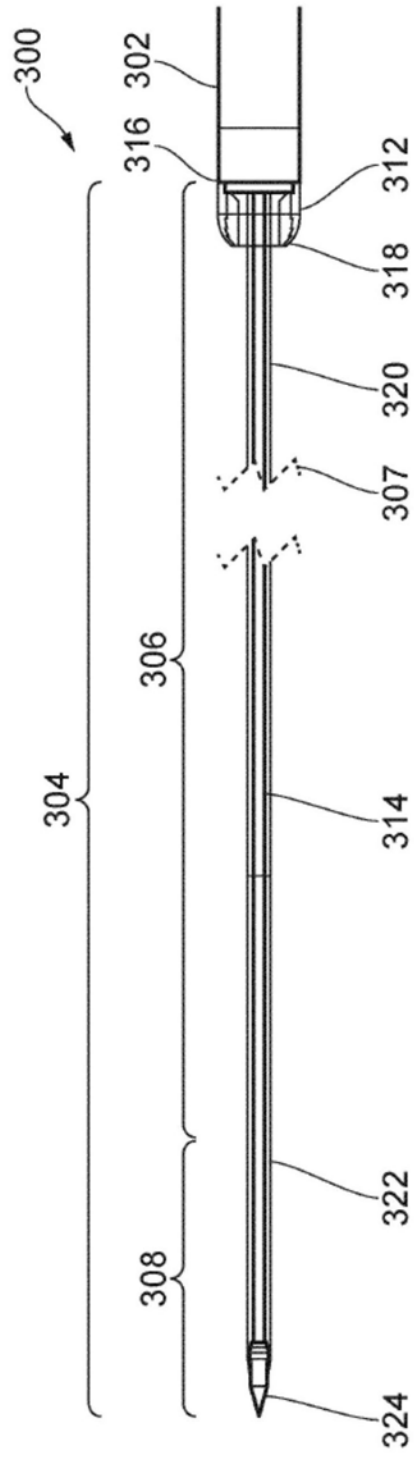


图4

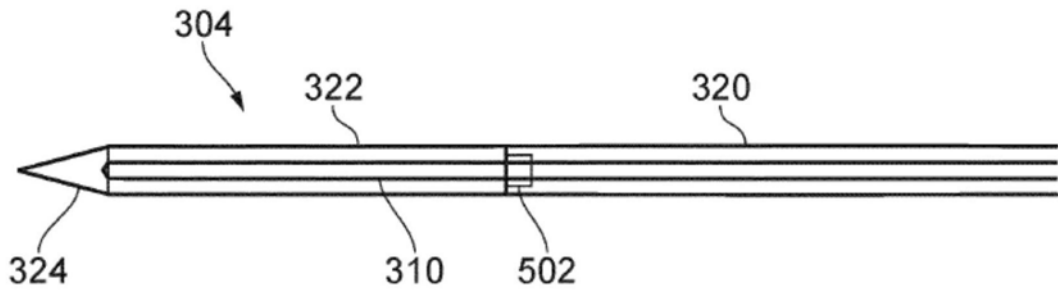


图5

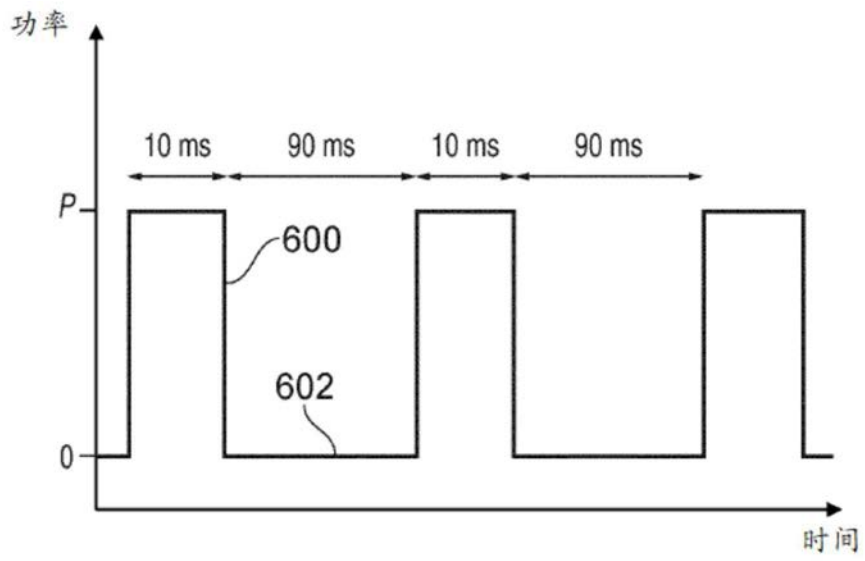


图6

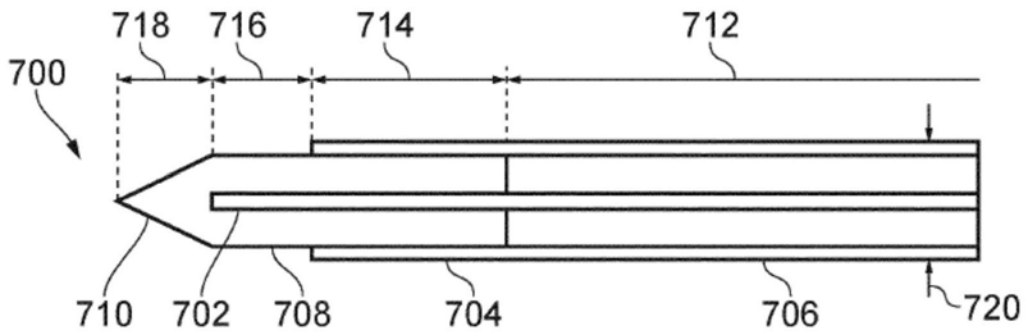


图7

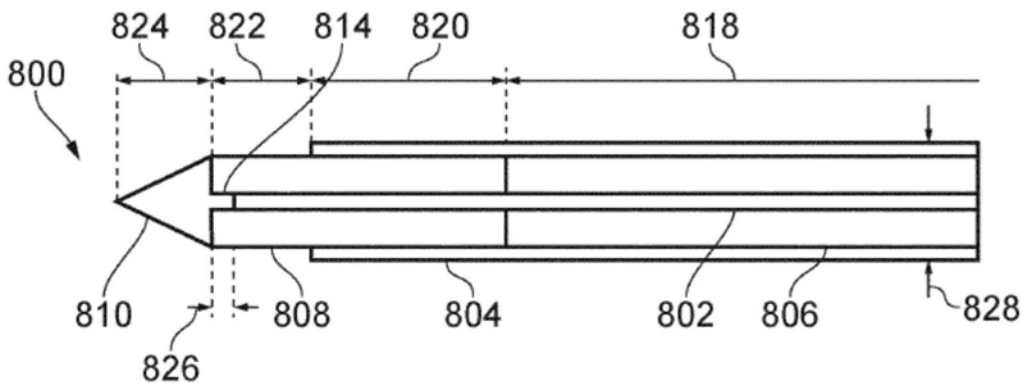


图8a

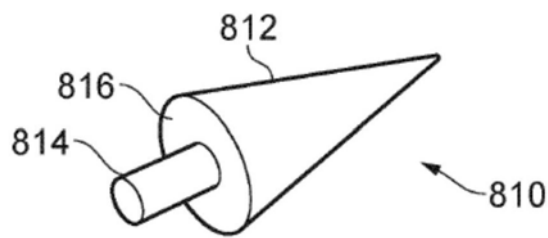


图8b

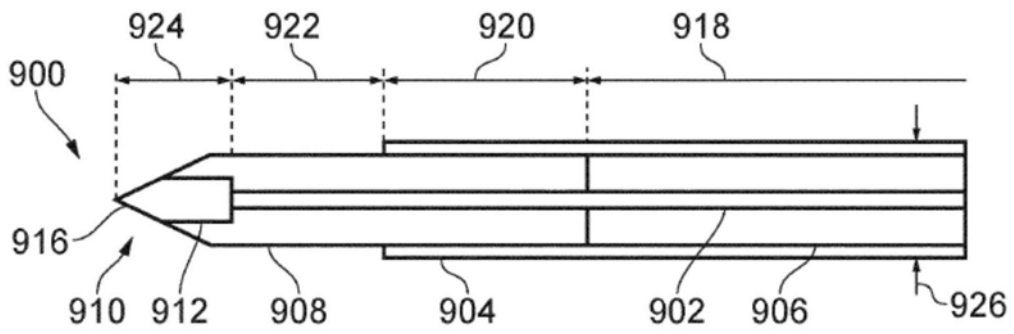


图9a

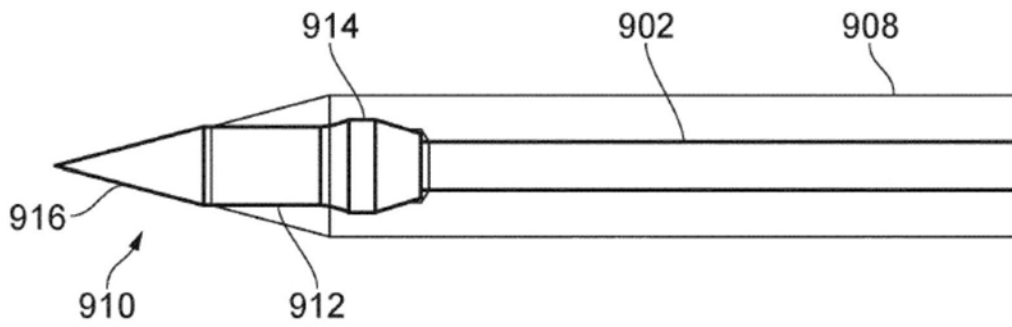


图9b

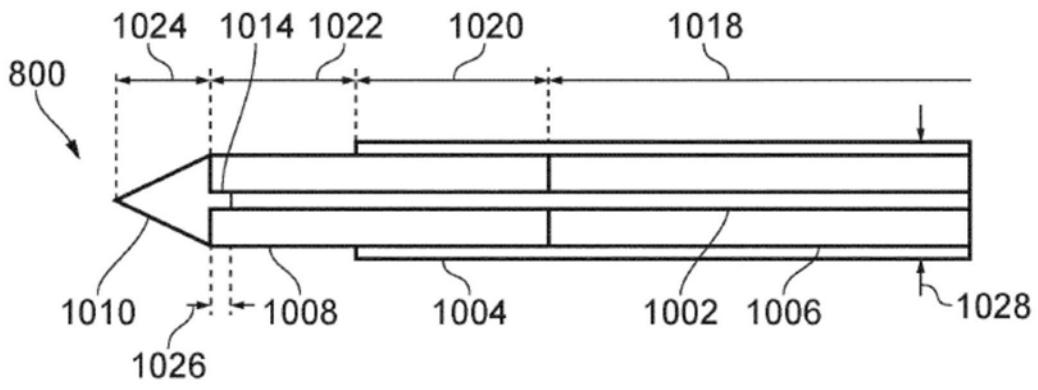


图10

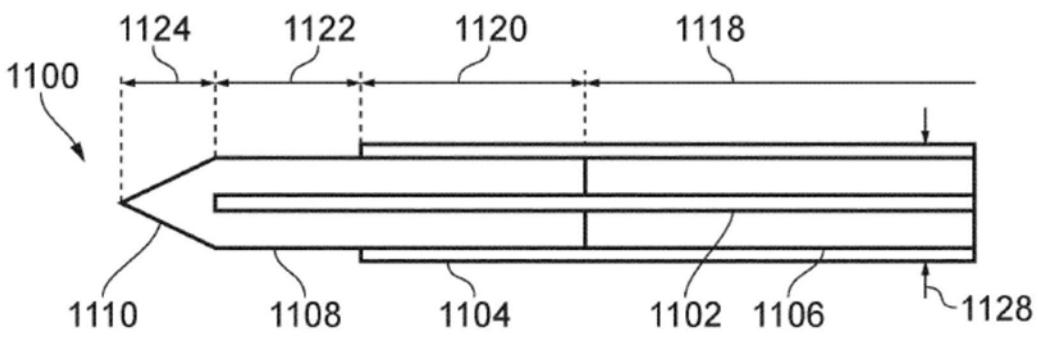


图11

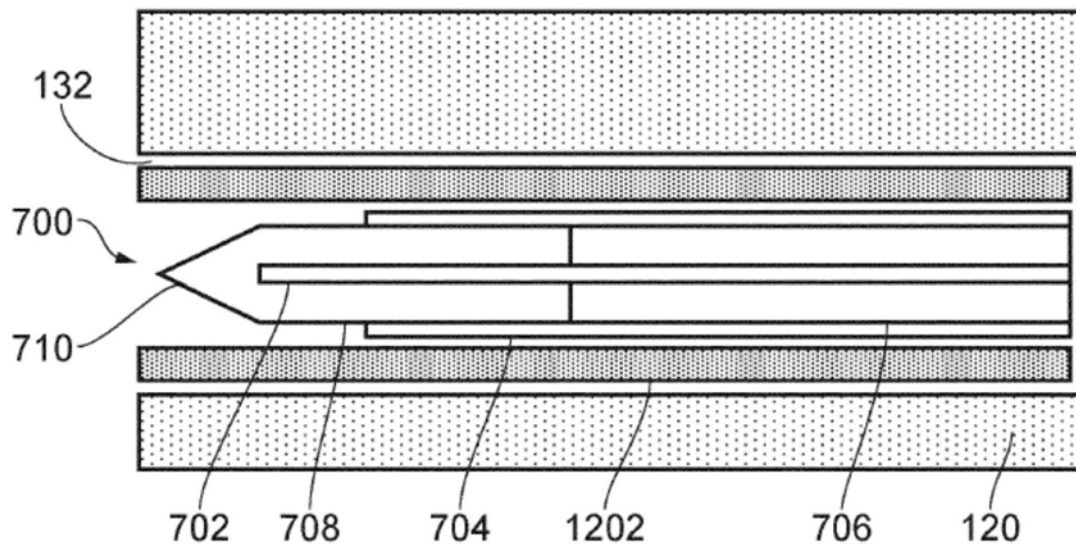


图12