



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109715098 B

(45) 授权公告日 2021.11.05

(21) 申请号 201880003597.1

(22) 申请日 2018.03.29

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109715098 A

(43) 申请公布日 2019.05.03

(30) 优先权数据
1705172.3 2017.03.30 GB

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.03.20

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/058092 2018.03.29

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/178244 EN 2018.10.04

(73) 专利权人 科瑞欧医疗有限公司
地址 英国蒙茅斯郡

(72) 发明人 C·P·汉考克 帕特里克·伯恩
M·怀特

(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 郝传鑫 熊永强

(51) Int.Cl.
A61B 18/18 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 104185453 A, 2014.12.03
US 6409724 B1, 2002.06.25
US 3980855 A, 1976.09.14
US 5370644 A, 1994.12.06
EP 2361582 A1, 2011.08.31
CN 103284764 A, 2013.09.11
CN 105848604 A, 2016.08.10

审查员 江红荣

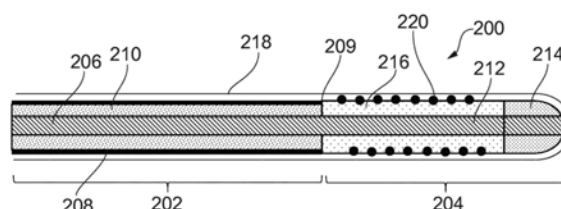
权利要求书1页 说明书9页 附图1页

(54) 发明名称

电外科器械

(57) 摘要

一种具有辐射尖端部分电外科器械,所述辐射尖端部分具有相对磁导率和/或相对电容率,所述辐射尖端部分被选择成提供能够有效地将供应给生物组织的微波EM能量在两个或更多个选择频率下传送到生物组织中的辐射尖端部分的电长度。所述器械具有辐射尖端部分,所述辐射尖端部分被设置成接收来自同轴电缆的微波EM能量,所述辐射尖端部分在第一频率下具有第一有效相对磁导率并且在第二频率下具有第二有效相对磁导率。



1. 一种用于将微波电磁 (EM) 能量传送到生物组织中的电外科器械, 所述器械包括:

同轴电缆, 所述同轴电缆用于输送在第一频率和第二频率下的微波EM能量, 所述第二频率高于所述第一频率; 和

辐射尖端部分, 所述辐射尖端部分设置在所述同轴电缆的远侧端部, 以接收来自所述同轴电缆的微波EM能量, 所述辐射尖端部分在所述第一频率下具有第一有效相对磁导率并且在所述第二频率下具有第二有效相对磁导率,

其中所述第一有效相对磁导率和所述第二有效相对磁导率被选择成使所述辐射尖端部分的电长度分别支持谐振以及所述第一频率和所述第二频率。

2. 根据权利要求1所述的电外科器械, 其中所述辐射尖端部分包括与所述同轴电缆的第一介电材料不同的第二介电材料。

3. 根据权利要求2所述的电外科器械, 其中所述第二介电材料是亚铁磁性的。

4. 根据权利要求2或3所述的电外科器械, 其中所述辐射尖端部分包括磁化元件, 所述磁化元件用于将磁偏置场施加到所述第二介电材料。

5. 根据权利要求4所述的电外科器械, 其中所述磁化元件是围绕所述第二介电材料设置的电磁线圈。

6. 根据权利要求4所述的电外科器械, 其中所述磁化元件是可控制的, 以调节所述磁偏置场。

7. 一种用于将微波电磁 (EM) 能量传送到生物组织中的电外科器械, 所述器械包括:

同轴电缆, 所述同轴电缆用于输送在第一频率和第二频率下的微波EM能量, 所述第二频率高于所述第一频率; 和

辐射尖端部分, 所述辐射尖端部分设置在所述同轴电缆的远侧端部, 以接收来自所述同轴电缆的微波EM能量, 所述辐射尖端部分在所述第一频率下具有第一有效相对电容率并且在所述第二频率下具有第二有效相对电容率,

其中所述第一有效相对电容率和所述第二有效相对电容率被选择成使所述辐射尖端部分的电长度分别支持谐振以及所述第一频率和所述第二频率。

8. 一种用于将微波电磁 (EM) 能量传送到生物组织中的电外科装置, 所述装置包括:

根据前述权利要求中任一项所述的电外科器械; 和

发生器, 所述发生器被布置成产生在所述第一频率和所述第二频率下的微波EM能量,

其中所述同轴电缆具有近侧端部, 所述近侧端部连接到所述发生器以从所述发生器接收微波EM能量。

9. 根据权利要求8所述的电外科装置, 所述电外科装置包括具有用于非侵入性地插入治疗部位的柔性器械线的手术观察设备, 其中所述器械线包括器械通道, 并且其中所述电外科器械的尺寸被设定成能够插入所述器械通道内。

电外科器械

技术领域

[0001] 本申请涉及一种用于在多个频率下将电磁 (EM) 能量传送到生物组织中的电外科器械。

背景技术

[0002] 用于向身体组织供应EM能量的电外科器械和装置是已知的。

[0003] 通常,用于将EM能量传送到身体组织的装置包括:发生器,所述发生器包含EM能量源,以及电外科器械,所述电外科器械连接到发生器以用于将能量传送到组织。

[0004] 已经发现EM能量,特别是微波和射频 (RF) 能量可用于电外科手术中,因为它们具有切割、凝结并且消融身体组织的能力。

[0005] 此外,已知使用微波发射探针来治疗肺的各种病症。例如,微波辐射可用来治疗哮喘并且消融肺中的肿瘤或病变。

发明内容

[0006] 不同频率的微波EM能量穿透到生物组织中至不同的深度。此外,将较高频率的EM能量施加至生物组织总体上导致比较低频率更快更局部化的加热。实际上,在治疗的深度/体积(在低微波频率下改进)与治疗的速度(在高微波频率下改进)之间存在折衷。

[0007] 能量在微波频率下转移到生物组织中的正常机制是介电加热,其中微波EM能量驱动组织中的分子振荡。然而,与介电加热区相邻的生物组织通常也经历温度升高。这种现象的机制是传导,即热能从介电加热区向外耗散。本发明人已观察到,在两个或更多个微波频率下,与通常与单一频率的微波能量相关联的治疗区相比,这两种加热机制的组合可以使微波EM能量在更大的治疗区中产生温度的快速升高。而且,与使用较低频率(即非微波)EM能量的情况相比,可以在更短的时间内完成加热。

[0008] 本发明人还发现,使用两个或更多个频率使由电外科器械传送的EM能量能够适于反映由加热引起的生物组织的物理和介电特性的变化。具体地,介电特性的变化可以影响电外科器械与其插入的组织之间的相对阻抗匹配。他们已发现,通过在较高的微波频率下提供初始治疗期,然后在较低的微波频率下提供后续治疗期,可以最大化传送到生物组织的能量的效率。

[0009] 通过提供能够在两个或更多个微波频率下向组织传送能量的器械,本发明人已经能够相对快速地加热大量组织。

[0010] 在普遍的情况下,本发明提供了一种具有辐射尖端部分的电外科器械,所述辐射尖端部分具有相对磁导率和/或相对电容率,所述辐射尖端部分被选择成提供能够有效地将供应给生物组织的微波EM能量在两个或更多个选择频率下传送到生物组织中的辐射尖端部分的电长度。

[0011] 本文中提及的相对磁导率是指相对磁导系数(μ_r),即所讨论的介质的磁导率(μ)与自由空间/真空的磁导率(μ_0)的比。因此,相对磁导率是相对于自由空间的磁导率的无量

纲量度。

[0012] 本文中提及的相对电容率是指相对介电常数(ϵ_r),即所讨论的介质的电容率(ϵ)与自由空间的电容率(ϵ_0)的比。因此,相对电容率是相对于自由空间的电容率的无量纲量度。

[0013] 本文中提及的电长度意指由EM能量“看到”的辐射尖端的长度,即EM能量在其中振荡/谐振的辐射尖端的有效长度。

[0014] 第一方面,本发明提供一种用于将微波电磁(EM)能量传送到生物组织中的电外科器械,所述器械包括:同轴电缆,所述同轴电缆用于输送在第一频率和第二频率下的微波EM能量,所述第二频率高于所述第一频率;辐射尖端部分,所述辐射尖端部分设置在同轴电缆的远侧端部以从同轴电缆接收微波EM能量,所述辐射尖端部分具有在第一频率下的第一有效相对磁导率和在第二频率下的第二有效相对磁导率,其中第一有效相对磁导率和第二有效相对磁导率被选择成使辐射尖端部分的电长度分别支持谐振以及第一频率和第二频率。

[0015] 辐射尖端部分可包括磁敏材料,例如铁磁材料,所述材料的特性被选择成使有效相对磁导率的值在第一频率和第二频率下具有不同的值。具体地,已知铁磁材料在跨微波范围内(例如在200MHz至2GHz的范围内)表现出相对磁导率随着频率的显著变化。实例公开于US 2013/0292602 A1中。通常,这些变化是不理想的,因此在此类材料的预期工作频率之外。然而,在本发明中,这一变化用于使相同的物理结构能够在不同的微波频率下谐振。

[0016] 可向器械施加外部偏置磁场,以使磁敏材料提供所需的相对磁导率值。磁场可由辐射尖端部分内的感应线圈提供,或者可从器械外部的单独源提供。在一些实例中,磁敏材料可以是自磁化铁氧体。

[0017] 在本说明书中,“微波”可广泛地用于指示400MHz至100GHz的频率范围,但优选地用于指示400MHz至10GHz的范围。已考虑的具体频率为:433MHz、915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。

[0018] 本文中提及“导体”或“导电”材料应解释为意指导电的,除非上下文清楚地表明旨在另一种含义。

[0019] 本文中提及“轴向”方向是指平行于同轴电缆的纵向轴线的方向。

[0020] 本文中提及同轴电缆(以及器械的任何其他组成部分)的远侧端部意指在向同轴电缆供应EM能量的概念发生器的远侧的端部,即被构造成从发生器接收EM能量的同轴电缆的端部的远侧。

[0021] 当在电外科器械的辐射尖端部分中支持EM能量的谐振时,更多的能量存储在辐射尖端部分中,沿着同轴电缆返回的能量的反射(即远离辐射尖端部分所插入的治疗区域)减少,并且更多的能量被传送到辐射尖端部分周围的身体组织。换句话讲,当在辐射尖端部分中支持谐振时,实现了将能量有效地传送到身体组织中。

[0022] 出于本申请的目的,谐振被定义为在辐射尖端部分处反射的功率(即,在同轴电缆的近侧端部处测量的反射功率 $S_{1,1}$)为-10dB或更好的情况。优选地,在辐射尖端部分处反射的功率是-12dB或更好。更优选地,在辐射尖端部分处反射的功率是-15dB或更好。

[0023] 因此,通过支持在多个微波频率下的谐振,能量被有效地传送到组织,并且可以相对快速地加热大量组织。

[0024] 肺部的肿瘤可以生长到直径长达几厘米。假定GHz以下频率的微波EM能量(即

300MHz到1GHz的频率的EM能量) 穿透到组织最深处, 一种用于治疗这种大小的肿瘤的方法是提供具有能够在两个或更多个频率(包括此范围内的频率)下支持谐振的辐射尖端部分的器械。通过使用这种器械, 具有大穿透深度的微波能量可以用于有效地加热和消融这种大小的肿瘤。然而, 如下文将清楚的, 在GHz以下频率下支持微波能量谐振的困难在于辐射尖端部分必须在轴向方向上具有较大的电长度。在常规布置中, 这种要求通常导致物理上长的器械, 其可能难以在身体内操纵, 并且可能使得难以在组织的特定区域(例如肺部的单个肿瘤)中靶向加热效果。

[0025] 具体地, 如果辐射尖端部分变得太长, 则在经皮应用中操纵它变得非常具有挑战性, 并且在非经皮应用中(即, 使用支气管镜通过自然气道进入肺肿瘤的情况下)操纵它变得不可能。

[0026] 当波在其中振荡的腔的电长度近似等于波长的一半的整数倍或者在腔中传播的波的四分之一波长的奇数倍时, 发生谐振, 从而能够在腔的每个端部处存在具有位移节点或最大值的驻波。因此, 对于支持谐振的器械的辐射尖端部分, 它必须具有基本上满足以下条件的电长度:

$$[0027] \quad L = \frac{n\lambda}{2} \text{ 或 } L = \frac{n\lambda}{2} - \frac{\lambda}{4}$$

[0028] 其中n是正整数, 并且λ是在微波EM能量的波长, 所述微波EM能量在微波EM能量的两个或更多个频率之一下在辐射尖端部分中传播。当满足上述等式时, 在腔的每个端部处建立位移节点, 因此建立(谐振)驻波。在本发明中, 辐射尖端部分可以被认为是EM能量振荡的腔, 因此当辐射尖端部分的轴向长度近似满足上述等式时, 将观察到谐振。

[0029] 在实践中, 辐射尖端部分的长度可以具有与上述等式中定义的长度相差最多10%的长度。优选地, 所述长度仅与上文定义的长度相差最多5%。

[0030] 通过考虑波长λ与频率(f)之间的关系:

$$[0031] \quad \lambda = \frac{c_0}{f} \frac{1}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}}$$

[0032] 其中 c_0 是真空中光速, μ_r 是相对磁导率, 并且 ϵ_r 是相对电容率, 我们看出辐射尖端部分的长度L必须基本上满足:

$$[0033] \quad L = \frac{nc_0}{2f} \frac{1}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}} \text{ 或 } \frac{2n-1}{4} \frac{c_0}{f} \frac{1}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}}$$

[0034] 对于通常用于医疗器械的辐射尖端部分的介电材料, 相对磁导率 μ_r 在相关治疗频率下可以是基本上恒定的。

[0035] 通过利用辐射尖端部分中材料的相对磁导率如何随着频率变化的知识, 本发明提供了一种具有辐射尖端的器械, 所述辐射尖端具有有效的相对磁导率, 所述相对磁导率使得辐射尖端部分能够在不同频率下具有不同的电长度。合适地选择所述材料可以确保辐射尖端部分是在不同频率下的谐振结构。通过包括这种磁性材料, 可以用物理上较短的辐射尖端部分来支持较低(例如GHz以下)频率下的谐振。因此, 低(例如GHz以下)频率EM能量可以被有效地传送到身体组织, 同时保持辐射尖端部分在身体中的可操纵性, 并且使组织的特定区域能够被靶向。

[0036] 本发明背后的原理是在 (i) 第一频率 f_1 和第一有效相对磁导率 μ_{r1} 下以及在 (ii) 第二频率 f_2 和第二有效相对磁导率 μ_{r2} 下可以以相同的电长度实现谐振,例如如下

$$[0037] \quad \frac{n_1 c_0}{2f_1} \frac{1}{\sqrt{\mu_{r1} \epsilon_r}} = \frac{n_2 c_0}{2f_2} \frac{1}{\sqrt{\mu_{r2} \epsilon_r}}$$

[0038] 假设 ϵ_r 在频率之间没有变化,这种表达式简化为:

$$[0039] \quad \frac{\mu_{r1}}{\mu_{r2}} = \left(\frac{n_1 f_2}{n_2 f_1} \right)^2$$

[0040] 在一个实例中,对于等于或小于500MHz (例如433MHz) 的第一频率,第一有效相对磁导率可等于或大于5。第一有效相对磁导率可等于或大于10。在500MHz或更低的频率下,它可以是20或更大。对于大于500MHz (例如915MHz或2.45GHz) 的第二频率,第二有效相对磁导率可小于5。第二有效相对磁导率可等于或小于2。它可等于或小于1.5。

[0041] 在一些实施方案中,相对磁导率的频率依赖性被选择成使得相同阶的谐振(即,对应驻波的谐振具有相同的n值)在EM能量的两个频率下实现。例如,如技术人员将理解的,通过提供在1GHz下支持EM能量的谐振的辐射尖端部分,并且辐射尖端部分在500MHz下的相对磁导率是其在1GHz下的相对磁导率的四倍,辐射尖端部分在500MHz下也支持相同阶的谐振(假设辐射尖端部分的相对电容率 ϵ_r 的变化可忽略不计)。

[0042] 同轴电缆可包括内导体、外导体以及第一介电材料,所述介电材料将所述内导体与所述外导体分开。辐射尖端部分可包括与同轴电缆的第一介电材料不同的第二介电材料。

[0043] 在微波EM能量的两个或更多个频率中的每个频率下,第二介电材料可具有比第一介电材料更低的阻抗。而且,第二介电材料可具有位于电缆的阻抗(通常为50 Ω) 和其中插入了尖端的组织的阻抗(对于身体组织通常远低于50 Ω) 之间的阻抗。在某些长度下,辐射尖端部分然后可用作阻抗变换器,以及支持谐振,以进一步防止来自辐射尖端部分的反射,因此进一步促进能量传送到组织中。

[0044] 在本发明的另一个方面,通过改变辐射尖端区段的有效相对电容率可以实现相同的效果。根据这一方面,可以提供一种用于将微波电磁(EM)能量传送到生物组织中的电外科器械,所述器械包括:同轴电缆,所述同轴电缆用于输送在第一频率和第二频率下的微波EM能量,所述第二频率高于所述第一频率;辐射尖端部分,所述辐射尖端部分设置在同轴电缆的远侧端部以从同轴电缆接收微波EM能量,所述辐射尖端部分具有在第一频率下的第一有效相对电容率和在第二频率下的第二有效相对电容率,其中第一有效相对电容率和第二有效相对电容率被选择成使辐射尖端部分的电长度分别支持谐振以及第一频率和第二频率。在其他实例中,可以使用相对磁导率和相对电容率的变化组合来提供本发明的优点。

[0045] 与相对磁导率一样,辐射尖端部分的相对电容率可以被选择成帮助减小辐射尖端部分的长度。

[0046] 在两个或更多个频率中的每个频率下,相对电容率可以是5或更大。优选地,在两个或更多个频率中的每个频率下,相对电容率为10或更大。更优选地,在两个或更多个频率中的每个频率下,相对电容率为20或更大。例如,第二介电材料可以是Eccostock® HiK500F,其在微波频率下具有高达30的相对电容率。

[0047] 两个或更多个频率中的一个可以是800MHz或更低。优选地,两个或更多个频率中的一个可以是500MHz或更低。例如,两个或更多个频率可以包括以下中的至少一个:433MHz和915MHz。已知这些频率的EM能量产生特别理想的加热效果,特别是用于消融肿瘤。

[0048] 为了进一步受益于由高微波频率提供的快速组织加热效果(除了由GHz以下频率提供的深组织加热之外),两个或更多个频率还可以包括1GHz或更高的频率。优选地,两个或更多个频率还包括以下中的一个或多个:2.45GHz、5.8GHz和14.5GHz。已知在这些频率下的EM能量产生特别理想的加热效果,特别是用于消融肿瘤。

[0049] 优选地,本发明的辐射尖端部分在最大可能的频率范围内支持谐振,以便最大化穿透深度并且最小化治疗时间。已发现,通过设计辐射尖端部分以支持在500MHz或更低至1GHz或更高范围内的两个或更多个频率下的谐振,可以实现特别快速地治疗大肿瘤,例如直径长达几厘米的肿瘤。

[0050] 本发明人还发现,上文提及的频率可以组合以提供有效治疗痔疮和/或瘻管(除了肿瘤之外)的加热效果,因此可以设想本发明还可用于治疗也可以生长到大尺寸的痔疮和瘻管。

[0051] 在一些实施方案中,可以通过控制辐射尖端部分的相对磁导率来动态地调节支持谐振的两个或更多个频率。

[0052] 辐射尖端部分的相对磁导率可以通过磁性材料的磁化(和/或去磁)来控制。具体地,通过改变磁性材料的磁化(因此改变B/H的比),改变相对磁导率:

[0053]
$$\frac{B}{H} = \mu_0 \mu_r$$

[0054] 其中B是磁通密度,并且H是磁场强度。

[0055] 磁性材料可以通过辐射尖端部分处的电磁线圈/螺线管被磁化(和/或去磁)。

[0056] 辐射尖端部分可包括远离同轴电缆向远侧延伸的细长探针,所述细长探针具有直径等于或小于同轴电缆的直径的圆柱形状。

[0057] 辐射尖端部分的外径可基本上等于同轴电缆的外径。

[0058] 辐射尖端部分的远侧端部可渐缩成点,以便有助于经皮进入身体组织。而且,它可以渐缩成尖点。具有尖锐/锥形端部进一步有助于经皮插入体内。

[0059] 可替代地,同轴电缆和辐射尖端部分的尺寸可设定成能够非经皮进入身体组织,例如通过患者体内的自然孔/通道。在非经皮地使用器械的实施方案中,辐射尖端部分的远侧端部可以是圆形的,即以防止刺穿器械将要沿着通过的身体中的气道或其他自然通道。

[0060] 同轴电缆和辐射尖端部分可被构造成能够沿着支气管镜或内窥镜的器械通道插入。具体地,在此类实施方案中,同轴电缆将优选地是柔性的,以有助于插入例如气道中。

[0061] 辐射尖端部分的外径可基本上等于同轴电缆的外径。

[0062] 在一些实施方案中,同轴电缆可具有穿过其的中空内腔,即平行于同轴电缆的纵向轴线行进。这种中空内腔可用于从辐射尖端部分周围的空间递送和/或移除流体。

[0063] 另一方面,提供了一种用于将微波电磁(EM)能量传送到生物组织中的电外科装置,所述装置包括:发生器,所述发生器被布置成产生在两个或更多个不同频率下的微波EM能量;和如上文所述的电外科器械,其中所述同轴电缆具有连接到发生器以从其中接收微波EM能量的近侧端部。

[0064] 发生器可包括两个或更多个单独的微波源,用于产生在两个或更多个不同频率中的相应一个频率下的微波EM能量。发生器还可包括信号组合器,所述信号组合器被布置成将每个信号输送到连接到同轴电缆的公共信号路径。信号组合器可以是多路复用器。多路复用器可以用作交换单元,所述交换单元用于选择要在公共信号路径上输送的信号。可替代地或补充地,多路复用器可用于以同时或准同时的方式在公共信号路径上输送两个或更多个信号。例如,多路复用器可以是时域多路复用器或滤波多路复用器。

[0065] 所述装置可包括具有用于非侵入性地插入治疗部位的柔性器械线的手术观察设备(例如支气管镜等),其中所述器械线包括器械通道,并且其中所述电外科器械的尺寸被设定成能够插入器械通道内。

[0066] 发生器可操作以根据预定的能量传送分布传送在两个或更多个不同频率下的微波EM能量。可以根据所需的消融深度和/或所需的消融区域形状来选择能量传送分布。在一些实施方案中,可以基于从辐射尖端部分反射的能量的测量特性来选择能量传送分布。

[0067] 在一个实例中,发生器可在预定的能量传送分布下操作以:在第一消融时段期间传送第一信号,所述第一信号包括主要具有第一频率的微波EM能量;在第二消融时段期间传送第二信号,所述第二信号包括主要具有第二频率的微波EM能量,所述第二频率小于第一频率。发生器可在三个时段之间交换或交替。具体地,能量可(快速地)在三个频率之间交替。可替代地,可同时在三个频率下供应能量。在发生器在三个时段之间交换的情况下,第二时段可在第一时段之后。

[0068] 第一频率可以是2.45GHz、5.8GHz或14.5GHz。第二频率可以是433MHz或915MHz。

[0069] 发生器还可包括另外的消融时段,例如第三消融时段,所述时段用于传送具有上文列出并且不在第一或第二时段中使用的频率的第三信号。

[0070] 通过使用上文概述的传送分布之一来供应EM能量,可以相对快速地加热大量组织。

[0071] 发生器可被构造成随着患者的呼吸循环及时传送微波能量脉冲。因此,当肺部放气时可以供应能量,以便在同轴电缆、辐射尖端部分与组织之间提供更好的相对阻抗匹配。

[0072] 发生器可以包括检测器,所述检测器被布置成能够检测从同轴电缆回收的反射功率,并且可被布置成基于所检测到的反射功率从一个消融时段交换到下一个消融时段。

附图说明

[0073] 下文将参照附图详细论述本发明的实例,在附图中:

[0074] 图1是本发明的一个实施方案的电外科装置的示意图;并且

[0075] 图2是本发明的一个实施方案的电外科器械的示意性截面图。

具体实施方式

[0076] 图1是本发明的一个实施方案的电外科装置100的示意图。装置100可操作以以局部方式选择性地具有多个频率的EM能量供应到治疗部位的生物组织中。装置100包括用于产生具有多个频率的EM能量的发生器102。发生器102具有输出端口120,其中同轴电缆104连接到所述输出端口120。同轴电缆104将EM能量从发生器102输送到电外科器械118。在此实施方案中,同轴电缆104是通过支气管镜114的插入电缆106内的器械通道插入的。插入

电缆106是柔性的可转向轴,所述轴能够非侵入性地插入患者肺部。因此,此实施方案能够非经皮地插入器械118。然而,在其他实施方案中,器械118可具有远侧尖端,所述远侧尖端被构造成用于经皮插入,即用于通过在患者体内形成的切口进入肺组织。在这种实例中,器械可直接或经由合适的导管插入组织中。

[0077] 发生器102包括三个单独的微波源122a、122b、122c。每个单独的微波源122a、122b、122c产生具有不同频率的信号。在此实例中,频率为433MHz、915MHz和5.8GHz。每个单独的微波源122a、122b、122c可包括对应的功率放大器,所述功率放大器用于将相应的信号放大到适合使用的功率电平。

[0078] 在一些实施方案中,三个源可以集成到单个部件中,例如GaN功率设备中。使用GaN功率设备,例如基于GaN高电子迁移率晶体管(HEMT)的设备,可以使发生器装置小型化。另一方面,使用单独的源使发生器的成本能够保持最小。因此,可以基于应用来选择使用单独的源或GaN功率设备。

[0079] 发生器102包括多路复用器124,所述多路复用器被连接以从每个单独的微波源122a、122b、122c接收输出信号。多路复用器124操作以将单独的信号传输到公共输出路径125上,所述公共输出路径125连接到输出端口120。多路复用器124可在单独的微波源122a、122b、122c的输出之间交换,或者可组合两个或更多个输出以使得它们同时传输。多路复用器124可用作交换机和信号组合器。

[0080] 发生器102包括控制器126,所述控制器可操作地连接到多路复用器124和每个单独的微波源122a、122b、122c。控制器126可以控制发生器102的操作以输出所需的信号。如下文所论述,所需的输出信号可具有预定的格式或分布,例如取决于治疗部位的性质(形状或大小)。控制器126可操作以根据一个或多个传送分布来传送EM能量。用户能够,例如经由与发生器102相关联的用户界面128,从多个存储的分布中选择所需的分布。例如,发生器可以以与WO2012/076844类似的方式进行构造,所述专利公开了一种电外科装置,其中RF和微波能量根据可以基于反馈信息设定并且自动控制的能量传送分布沿着同一器械传送到组织。

[0081] 用户界面128可包括显示器130,所述显示器用于显示所选择的分布和/或正在治疗的组织的阶段或治疗或特性。

[0082] 在多路复用器124用作交换单元的情况下,发生器102能够根据所需的能量传送分布在三个频率之间交换供应给器械的能量。例如,交换机可首先选择2.45GHz的源,使得能量在2.45GHz下传送,然后交换到915MHz的源,使得能量在915MHz下传送,然后交换到5.8GHz的源,使得能量在5.8GHz下传送。

[0083] 多路复用器124可以是时域多路复用器。在这种情况下,根据所需的能量传送分布,多路复用器可以在三个频率之间快速地交替供应给器械的能量。可替代地,多路复用器124可以是滤波多路复用器,由此可以,即根据具有所需混合比的能量传送分布,同时向器械供应三个频率。

[0084] 因此,传送能量的能量传送分布可以通过控制多路复用器124的操作状态和单独的微波源122a、122b、122c的输出的组合来控制。

[0085] 在一些实施方案中,发生器102可包括一个或多个反射信号检测器,所述反射信号检测器被布置成测量从器械118的辐射尖端回收的反射功率。通过将反射信号与从发生器

传送到辐射尖端部分的信号进行比较,发生器可以确定与器械118接触的材料(例如生物组织)的介电特性。控制器能够基于所检测到的反射功率来调节多路复用器124和单独的微波源122a、122b、122c的操作。因此,发生器102可基于所检测到的正在治疗的组织的介电特性动态地控制能量传送。

[0086] 在器械包括用于辐射尖端部分的磁化和/或去磁的螺线管的实施方案中(见下文),控制器还可可操作地连接到螺线管电源132。控制器126由此可以控制螺线管电源132的输出,从而使螺线管加电所需的量,即,使磁性材料磁化或去磁所需的量,因此使辐射尖端部分的谐振频率改变所需的量。

[0087] 图2是在本发明的一个实施方案中的电外科器械200的远侧端部的截面图。电外科器械200包括同轴电缆202,所述同轴电缆202在其近侧端部处连接到电外科发生器(未示出),以便输送微波能量。同轴电缆202包括内导体206,所述内导体206通过第一介电材料210与外导体208分开。同轴电缆202优选地对于微波能量有低损耗。扼流圈(未示出)可设置在同轴电缆上,以抑制从远侧端部反射的微波能量反向传播,因此限制沿装置向后发热。

[0088] 同轴电缆202在其远侧端部处终止于辐射尖端区段204。在此实施方案中,辐射尖端区段204包括内导体206的远侧导电区段212,所述远侧导电区段212延伸超出外导体208的远侧端部209。远侧导电区段212在其远侧端部处由介电尖端214包围,所述介电尖端214由与第一介电材料210不同的第二介电材料形成。介电尖端214的长度短于远侧导电区段212的长度。中间介电套管216围绕同轴电缆202的远侧端部与介电尖端214的近侧端部之间的远侧导电区段212。中间介电套管216由第三介电材料形成,所述第三介电材料与第一介电材料210不同,但是可以与第二介电材料214相同。

[0089] 在此实施方案中,同轴电缆202和辐射尖端区段204具有在它们的最外表面上形成的外护套(未示出)。外护套218可由生物相容性材料形成。外护套218的厚度足够小,以确保它不会显著干扰由辐射尖端区段204辐射的微波能量(即辐射图案和回波损耗)。在一个实施方案中,护套由PTFE制成,但是其他材料也是合适的。

[0090] 介电尖端214可被布置成改变辐射能量的形状。第二介电材料被选择成衰减来自天线的辐射,这得到更加球形的辐射图案。为此,第二介电材料优选具有大的介电常数(相对电容率 ϵ_r)。优选地,第二介电材料的介电常数被选择成使介电尖端214的长度最小化,同时在微波能量传播通过第二介电材料时,所述介电尖端214的长度仍构成微波能量波长的不可忽略部分。理想的是介电尖端尽可能短以便在设备中保持柔性,特别是在第二介电材料是刚性的情况下。在一个实施方案中,介电尖端可以具有等于或小于2mm的长度。第二介电材料的介电常数可以大于80,并且优选为100或更大。第二介电材料可以是TiO₂(二氧化钛)。

[0091] 随着材料的介电常数增加,材料中的辐射波长变短。因此,具有较大介电常数的介电尖端214将对辐射图案具有更大的影响。介电常数越大,介电尖端214可以越小,同时仍然对辐射图案的形状具有实质影响。使用具有大介电常数的介电尖端214意味着可以使天线变小,因此器械可以保持柔性。例如,TiO₂中的介电常数为100左右。具有5.8GHz频率的微波辐射的波长在TiO₂中约为6mm,而在PTFE(其可以是用于第一和/或第三介电材料的材料)中为36mm左右。在介电尖端214为约1mm的这种布置中可以产生对辐射图案形状的显著影响。由于介电尖端214较短,它可以由刚性材料制成,同时仍然保持天线总体上的柔性。

[0092] 介电尖端214可具有任何合适的远侧形状。在图2中,它具有圆顶形状,但这不一定是必要的。例如,它可以是圆柱形的、圆锥形的,等等。然而,光滑的圆顶形状可以是优选的,因为它增加天线在其被操纵穿过小通道时的移动性。

[0093] 同时,中间介电套管216的特性是可选择的,以使辐射尖端区段204能够在多个(例如,两个或更多个)频率下有效地传送微波EM能量。具体地,中间介电套管216由所选择的材料制成,由此使得能够在第一频率和第二频率下表现出不同的相对磁导率 μ_r 的值,使得辐射尖端区段204的电长度是在第一频率和第二频率下的谐振长度。

[0094] 在此实例中,中间介电套管216由亚铁磁性材料制成,其相对磁导率 μ_r 受外部(偏置)磁场的存在的影响。在此实例中,辐射尖端区段204包括导电线圈220,所述导电线圈被布置成通过同轴电缆中的合适馈送(未示出)接收电流,例如从发生器中的螺线管接收电流。线圈220中的电流在中间介电套管216上感应出磁场。已知以这种方式偏置的亚铁磁性材料的相对磁导率取决于频率。对于通常等于或大于1GHz的较高频率,相对磁导率趋于一致。然而,对于较低频率,它可以更高,例如在一些情况下高一个数量级。

[0095] 在图2所示的布置的情况下,可以将辐射尖端区段204的有效相对磁导率控制为在第一频率 f_1 下具有第一值 μ_{r1} 并且在第二频率 f_2 下具有第二值 μ_{r2} ,使得辐射尖端区段204的电长度L满足以下关系:

$$[0096] \quad L = \frac{n_1 c_0}{2f_1} \frac{1}{\sqrt{\mu_{r1} \epsilon_r}} = \frac{n_2 c_0}{2f_2} \frac{1}{\sqrt{\mu_{r2} \epsilon_r}}$$

[0097] 而且,可以控制线圈220的偏置场以能够使第一频率 f_1 和第二频率 f_2 变化。

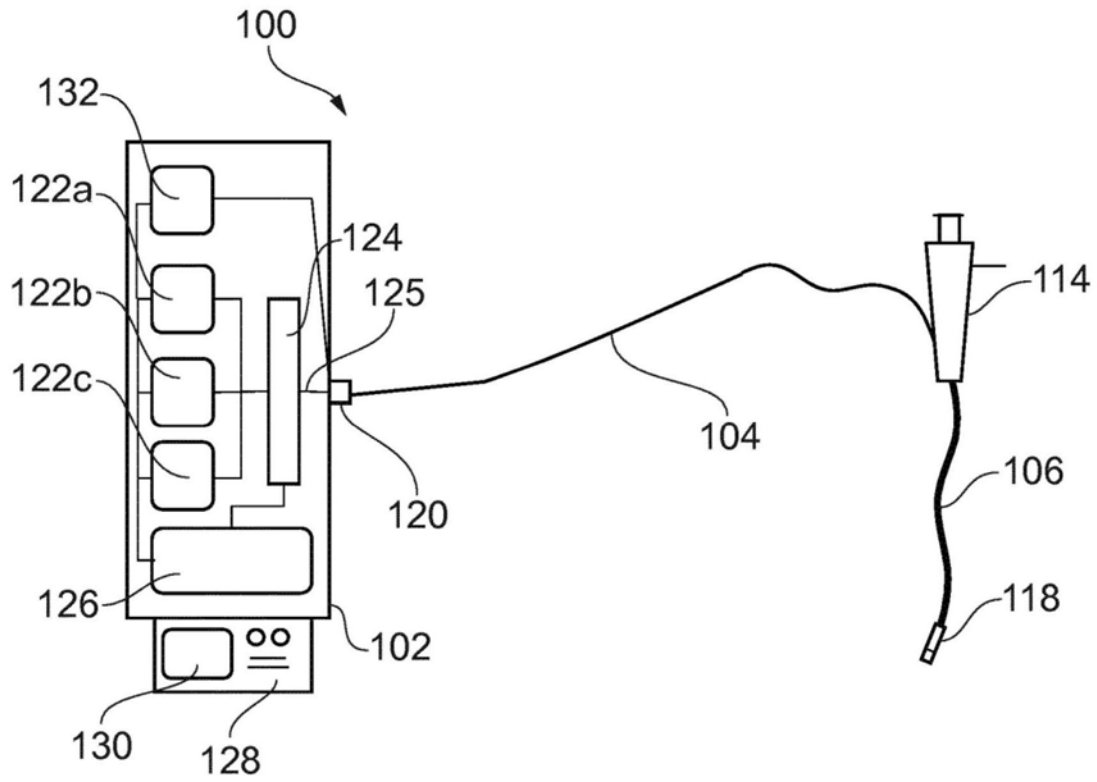


图1

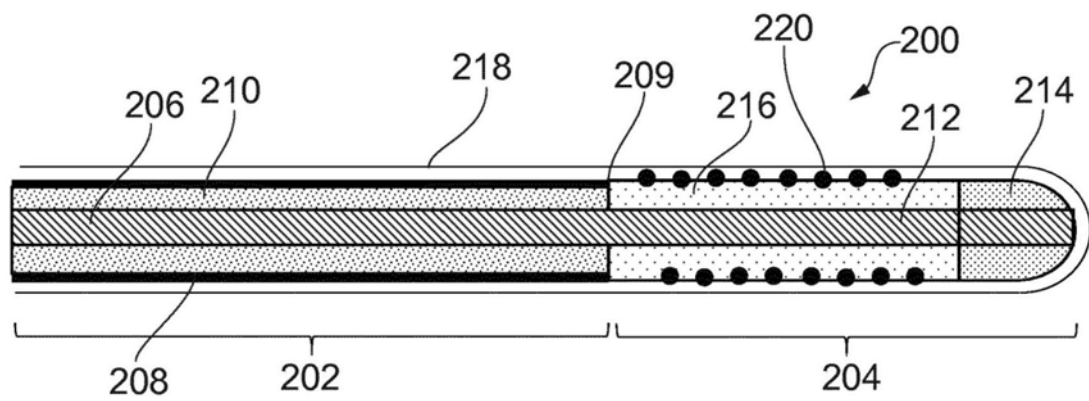


图2