(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118450856 A
(43)申请公布日 2024.08.06

(21)申请号 202280084386.1
(22)申请日 2022.10.13
(30)优先权数据
2119000.4 2021.12.24 GB
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2024.06.19
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/078548 2022.10.13
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/117174 EN 2023.06.29
(71)申请人 科瑞欧医疗有限公司
地址 英国格温特郡
(72)发明人 G·C·乌尔里克 D·E·韦伯 C·P·汉考克 艾伦·琼斯
(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202
专利代理师 吴君琴
(51)Int.Cl.
A61B 18/14(2006.01)
A61B 18/18(2006.01)

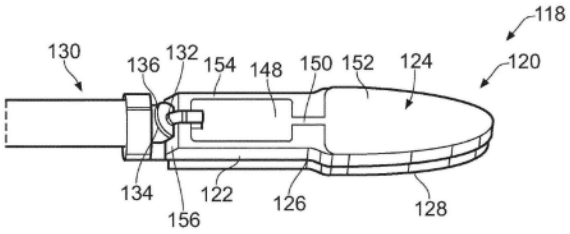
权利要求书3页 说明书28页 附图36页

(54)发明名称

电外科器械

(57)摘要

一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械。所述器械包括具有平面主体的器械尖端,所述平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开。所述器械包括同轴馈电电缆,所述同轴馈电电缆包括内部导体、与所述内部导体同轴的外部导体以及将所述内部导体和所述外部导体分开的电介质材料。所述第一导电元件包括被配置为将所述器械尖端的电长度设定为大于参考器械尖端的电长度的图案。



CN 118450856 A

1.一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械,所述器械包括:

器械尖端,所述器械尖端包括平面主体,所述平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,所述第二表面面向与所述第一表面相反的方向;

同轴馈电电缆,所述同轴馈电电缆包括内部导体、与所述内部导体同轴的外部导体以及将所述内部导体和所述外部导体分开的电介质材料,所述同轴馈电缆线用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;

其中所述内部导体电连接到所述第一导电元件,并且所述外部导体电连接到所述第二导电元件,以使所述器械尖端能够接收所述工作信号,

其中所述第一导电元件包括被配置为将所述器械尖端的电长度设定为大于参考器械尖端的电长度的图案,并且

其中所述参考器械尖端包括参考平面主体,所述参考平面主体将完全覆盖其参考第一表面的参考第一导电元件与完全覆盖其参考第二表面的参考第二导电元件分开,所述参考第二表面面向与所述参考第一表面相反的方向,其中所述参考平面主体具有与所述平面主体相同的形状和尺寸。

2.如权利要求1所述的电外科器械,其中所述器械尖端被配置为半波谐振器,任选地,其中所述器械尖端被配置为在以下预先确定的频率中的一个频率下谐振:915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHz。

3.如权利要求1或2所述的电外科器械,其中所述器械尖端沿着其长度包括四个四分之一部分,中间的两个四分之一部分组合在一起以形成中心区,并且其中所述图案在所述中心区中形成至少一个电感元件。

4.如权利要求3所述的电外科器械,其中所述电感元件包括第一导电区域,所述第一导电区域的宽度小于或等于所述第一导电元件的第二导电区域的最大宽度的90%,所述第二导电区域位于远侧区或近侧区中。

5.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述图案包括被配置为相对于所述平面主体的所述物理长度增加所述第一导电元件的物理长度的延长部分。

6.如权利要求5所述的电外科器械,其中所述延长部分具有波状形状。

7.如权利要求5或6所述的电外科器械,其中所述延长部分包括沿着所述平面主体的相应的一个或多个周边边缘延伸的一个或多个分支。

8.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述图案在所述器械尖端的远侧或电容性四分之一部分中形成至少一个电容元件。

9.如权利要求8所述的电外科器械,其中所述电容元件或每个电容元件包括导电区域,所述导电区域具有填充其中形成有所述电容元件的相应的四分之一部分的大部分或全部的区。

10.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述图案包括围绕非导电区域的导电回路。

11.如权利要求10所述的电外科器械,其中所述导电回路被配置为在所述器械尖端的远侧区处沿着所述平面主体的一个或多个边缘延伸。

12.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述图案关于所述器械尖端的纵向

轴线对称。

13.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述第二导电元件覆盖所述平面主体的所述第二表面的大部分或全部。

14.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述器械尖端包括所述平面主体近侧的间隔元件,其中所述内部导体通过覆盖所述间隔元件的近侧传输线电连接到所述第一导电元件,并且其中所述间隔元件是倒角的。

15.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述平面主体的远侧端部是弯曲的。

16.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述图案将所述器械尖端的电长度设定为大于或等于所述器械尖端的物理长度。

17.如任一前述权利要求所述的电外科器械,其中所述平面主体包括铁氧体材料。

18.一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械,所述器械包括:

器械尖端,所述器械尖端包括平面主体,所述平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,所述第二表面面向与所述第一表面相反的方向;

同轴馈电电缆,所述同轴馈电电缆包括内部导体、与所述内部导体同轴的外部导体以及将所述内部导体和所述外部导体分开的电介质材料,所述同轴馈电电缆用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;并且

其中所述内部导体电连接到所述第一导电元件,并且所述外部导体电连接到所述第二导电元件,以使所述器械尖端能够接收所述工作信号,

其中所述第一导电元件包括细长轨道,所述细长轨道具有用于围绕用于接触组织的所述器械尖端的远侧区域的周边传送所述工作信号的周边部分。

19.如权利要求18所述的电外科器械,其中所述周边部分的宽度小于所述远侧区域的最大宽度的30%,任选地小于20%、任选地小于10%。

20.如权利要求18或19所述的电外科器械,其中所述周边部分围绕所述平面主体的至少远侧30%、任选地围绕所述平面主体的至少远侧40%、任选地围绕所述平面主体的至少远侧50%延伸。

21.如权利要求18至20中任一项所述的电外科器械,其中所述细长轨道包括用于将所述同轴馈电电缆连接到所述周边部分的近侧部分,其中所述近侧部分在所述平面主体的近侧区域中从所述平面主体的一个或多个侧向边缘后移。

22.如权利要求18至21中任一项所述的电外科器械,其中所述细长轨道还包括延长部分,所述延长部分包括一个或多个偏转部,以相对于所述平面主体的物理长度进一步增加所述细长轨道的所述物理长度。

23.如权利要求22所述的电外科器械,其中所述延长部分位于所述器械尖端的所述远侧区域中。

24.如权利要求23所述的电外科器械,其中所述周边部分和所述延长部分一起在所述器械尖端的所述远侧区域处形成螺旋。

25.如权利要求18至24中任一项所述的电外科器械,其中所述第一导电元件被配置为匹配所述同轴馈电电缆的阻抗。

26.一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外

科器械,所述器械包括:

器械尖端,所述器械尖端包括平面主体,所述平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,所述第二表面面向与所述第一表面相反的方向;

同轴馈电电缆,所述同轴馈电电缆包括内部导体、与所述内部导体同轴的外部导体以及将所述内部导体和所述外部导体分开的电介质材料,所述同轴馈电电缆用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;

其中所述内部导体电连接到所述第一导电元件,并且所述外部导体电连接到所述第二导电元件,以使所述器械尖端能够接收所述工作信号,

其中所述器械尖端还包括在所述平面主体近侧的间隔元件,其中所述间隔元件是倒角的。

电外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及用于将电磁能量(例如,射频能量和/或微波能量)递送到生物组织中以用于切割组织和/或用于止血(即,促进血液凝结)的电外科器械。例如,本发明可以应用于尺寸被设定成通过标准外科内窥镜的器械通道插入的器械。

背景技术

[0002] 外科切除是一种从人类或动物体内移除器官的一些部分的手段。此类器官可能是高度血管化的。当切割(分割或横切)组织时,被称为小动脉的小血管会受损或破裂。首先是出血,后续接着凝血级联,即血液变为凝块以试图堵住出血点。在手术期间,希望患者尽可能少地失血,因此已经开发出各种装置以试图实现不流血的切割。对于内窥镜手术而言,出血也是不希望的,并且需要妥善处理,因为血流可遮挡操作者的视线,从而可能延长外科手术的时间,并且可能导致需要终止手术并且改用另一种方法,例如开放外科手术。

[0003] 电外科发生器在医院手术室中很普遍,通常用于开放式和腹腔镜手术,并且越来越多地与外科窥视装置(例如内窥镜等)一起使用。在内窥镜手术中,电外科配件通常被插入穿过内窥镜内部的管腔。从腹腔镜外科手术的等效进入通道方面考虑,这种内腔的口径比较窄且长度较大。

[0004] 不使用锋利刀片,而是众所周知使用射频(RF)能量来切割生物组织。使用RF能量切割的方法使用如下原理进行操作:当电流(借助细胞的离子内容物和细胞间电解质)通过组织基质时,整个组织上对电子流的阻抗产生热量。实际上,器械被布置成跨组织基质施加RF电压,该RF电压足以在细胞内产生热量以蒸发组织的水分。然而,由于这种增加的干化,特别地相邻于器械的RF发射区域(该RF发射区域具有穿过组织的电流路径的最高电流密度),可能会失去组织和器械之间的直接物理接触。然后,所施加的电压自身表现为跨该小空隙的电压降,这导致空隙中的电离,从而形成等离子体。与组织相比,等离子体具有非常高的体积电阻率。供应给器械的能量保持等离子体,即,完成器械和组织之间的电路。进入等离子体的挥发性物质可以被蒸发,且因此感知是组织解剖等离子体。

[0005] GB 2523246描述了一种用于向生物组织施加RF电磁能量和/或微波频率EM能量的电外科器械。该器械包括可插入穿过外科窥视装置的器械通道的轴。在轴的远侧端部具有器械尖端,该器械尖端包括由第一电介质材料片形成的平面传输线,第一电介质材料片在其相对的表面上具有第一导电层和第二导电层。平面传输线连接到由轴传送的同轴电缆。同轴电缆被布置成将微波或RF能量递送到平面传输线。同轴电缆包括内部导体、与内部导体同轴的外部导体,以及将外部导体和内部导体分开的第二电介质材料,内部导体和外部导体在连接界面处延伸超出第二电介质,以与传输线的相对表面重叠并且分别电接触第一导电层和第二导电层。该器械还包括保护壳,该保护壳具有背离平面传输线的平滑轮廓的凸起底表面。该底表面包括形成在其中的纵向延伸的凹入通道。可缩回的针被安装在器械内,并且可操作以延伸穿过凹入通道以从器械的远侧端部突出。在施加RF或微波能量之前,可以使用针将流体注入到治疗区中。

[0006] 已鉴于上述考虑因素设计了本发明。

发明内容

[0007] 本发明提供了对GB 2523246中讨论的概念的发展。

[0008] 希望例如通过使器械更细和/或更短来减小器械的尺寸。紧凑的布置可以提供若干优点。例如,紧凑的布置可以允许器械在较窄的窥视装置和/或在较小的生物结构中使用,可以使得器械能够更容易操纵,并且/或者可以帮助提高器械尖端处的控制和精度。

[0009] 然而,在保持其功能性的同时减小器械的尺寸很困难。

[0010] 例如,减小器械尺寸的能力受到器械尖端处的平面传输线尺寸的限制。如GB 2523246中所讨论的,就使(来自)同轴传输线的阻抗(或能量递送)与生物组织匹配(或匹配到生物组织中)而言,平面传输线布置的总长度是重要的,即,该结构可以形成四分之一波阻抗变换器或半波长谐振器。

[0011] 为了高效地将能量传递到组织中,器械尖端可以配置有与所需的能量频率下的特定电长度(即,一定数量的波长)相对应的物理长度。例如,为了在5.8GHz微波能量下提供高效的能量传递,器械尖端的物理长度可被选择为对应于该频率下的半波长(考虑到材料的介电常数),以使器械尖端充当半波长谐振器。然而,由于器械尖端的物理长度被选择为提供特定的电长度(即,对应于所需频率下的一定数量的波长),因此器械尖端的物理长度无法在保持所需电特性的同时被减小。而是,当物理长度减小时,电长度也将减小,从而导致在所需频率(例如,5.8GHz)下在与生物组织的界面处产生破坏性反射,并且导致通过器械尖端的能量递送效率降低。因此,减小器械尖端尺寸的能力先前受到对高效能量传递需求的限制。

[0012] 发明人已经开发了一种改进的器械,其可以有效地将器械尖端的物理长度与其电长度解耦。因此,该器械可以用可以与现有技术中使用的频率相同的预先确定的治疗频率(例如,微波频率)提供高效能量传递到组织中,同时具有与现有技术不同(例如,更小)的尺寸。

[0013] 本发明的第一方面提供了一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械,该器械包括:器械尖端,该器械尖端包括平面主体,该平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,第二表面与第一表面面向相反的方向;同轴馈电电缆,该同轴馈电电缆包括内部导体、与内部导体同轴的外部导体,以及将内部导体和外部导体分开的电介质材料,该同轴馈电缆线用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;其中内部导体电连接到第一导电元件,并且外部导体电连接到第二导电元件,以使器械尖端能够接收工作信号,其中第一导电元件包括被配置为将器械尖端的电长度设定为大于参考器械尖端的电长度的图案,其中参考器械尖端包括参考平面主体,该参考平面主体将完全覆盖其参考第一表面的参考第一导电元件与完全覆盖其参考第二表面的参考第二导电元件分开,参考第二表面与参考第一表面面向相反的方向,其中参考平面主体与平面主体具有相同的形状和尺寸。

[0014] 通过以这种方式图案化第一导电元件,可以使器械尖端小于现有技术的器械尖端,同时保持将工作信号高效地传递到组织中的能力。

[0015] 如本文所用,短语“工作信号”可以指用于治疗和/或诊断生物组织的信号。例如,

工作信号可以是用于凝结和/或消融组织的治疗信号。另外地或替代地,工作信号可以是用于诊断组织(例如基于其反射能量的方式来检测组织类型)的诊断信号。在一个实施方案中,工作信号是RFEM信号和/或微波频率EM信号。

[0016] 如本文所用,短语“电长度”可以指使用工作信号的波长计算的器械尖端的长度,λ即,该长度可以指由工作信号“看到”的器械尖端的长度。电长度可以被计算为一定分数或倍数的波长。例如,为了充当半波谐振器,器械尖端可具有约$\frac{1}{2}\lambda$的电长度。这可以被计算为$\frac{1}{2}\lambda=\frac{1}{2}\frac{c}{f\sqrt{\varepsilon_{eff}}}$,其中c是光速并且$\varepsilon_{eff}$是平面主体的有效介电常数。有效介电常数可以取决于导电元件的厚度、导电元件与平面主体的边缘的接近程度,以及导电元件周围的材料。有效介电常数可以沿着导电元件的长度变化,并且因此在该公式中使用ε_{eff}的一个值可以是近似值。例如,为了在5.8GHz的频率下以半波长谐振并且使用包括介电常数为约9.8的陶瓷电介质材料(诸如氧化铝)的平面主体,器械尖端可具有接近$\frac{1}{2}\lambda=\frac{1}{2}\frac{c}{f\sqrt{\varepsilon}}=8.3\ \text{mm}$的电长度。

[0017] 如本文所用,“参考器械尖端”不是电外科器械的一部分。而是,参考器械尖端用于参考,以描述本发明相比于在其他方面与所要求保护的电外科器械等效、但是具有完全覆盖等效(参考)平面主体的等效(参考)第一表面的非等效(参考)第一导电元件的器械而言的优点。

[0018] 如本文所用,短语“图案”可以指第一导电元件的形状和/或尺寸。该图案可以相对于平面主体进行考虑,例如使得第一导电元件具有不覆盖平面主体的整个第一表面的形状和尺寸。该图案为器械尖端提供了大于参考电长度的电长度,所述参考电长度原本将由覆盖(等效)参考平面主体的整个(等效)参考第一表面的参考第一导电元件提供。因此,该图案可以被认为包括相对于参考器械尖端的电长度增加器械尖端的电长度的电延长部分。该图案可包括一个或多个空隙(即,不存在导电材料)以增加导电元件的阻抗并且由此增加其电长度。

[0019] 因此,实施方案可以允许将器械的物理尺寸(例如,长度)制造得小于现有技术布置的物理尺寸,同时保持将相同的工作信号(例如,微波频率信号)高效地递送到组织中的能力,因为该图案可以增加器械的电长度,并且由此抵消在减小器械的物理尺寸时原本将发生的电长度的任何减小。

[0020] 如本文所用,“第一表面”可以指器械尖端的上表面,并且“第二表面”可以指器械尖端的下表面。第一导电元件和第二导电元件可各自包括在平面主体的相对表面上形成的金属化层。平面主体、第一导电元件和第二导电元件可以一起被认为形成平面传输线。电外科器械的其他特征可以根据GB 2523246和GB 2503673来理解,这些文献以引用方式并入本文。

[0021] 优选地,器械尖端被配置为谐振器,该谐振器的电长度对应于所需频率下(例如,输入微波和/或RF能量的频率下)的一定分数或倍数的波长(例如,半波长)。通过提供在所需频率下充当谐振器的器械尖端,可以减少在器械尖端与同轴电缆和/或组织之间的界面处的不希望的反射,从而有助于将能量从同轴电缆高效地传递到组织中。另外,通过提供充当谐振器的器械尖端,可以确保器械尖端将工作信号作为在器械尖端的远侧端部处具有最大值的驻波来传输,以将最大可用量的能量递送到组织中。

[0022] 根据以下理论可以进一步理解本发明。

[0023] 一般来讲,谐振电路的谐振频率f与其电感L和电容C的关系如下:

[0024] $$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

(等式 1)

[0025] 为了高效地将工作信号传递到组织中,器械尖端优选地具有接近或等于工作信号频率的谐振频率。

[0026] 电路的谐振频率还与信号的波长λ、光速c和介电常数ε相关,如下:

[0027] $$\lambda = \frac{c}{f\sqrt{\varepsilon}}$$

(等式 2)

[0028] 通过图案化第一导电元件,其电感L和/或电容C可以变化(增加)以提供所需的电长度,而不是要求器械尖端作为整体在物理上增加尺寸(例如,延长和/或加宽)以便增加电长度。因此,该图案可包括一个或多个电感元件和/或电容元件,该一个或多个电感元件和/或电容元件被配置为相对于参考器械尖端电延长器械尖端,以便即使在相对较小的尺寸下也提供所需的电长度。

[0029] 如本文所用,“电感元件”可以指主要具有电感(而不是电容)特性(例如,对阻抗的主要贡献为电感性的)的任何图案化的导电部分。电感元件也可以被称为“电感结构”、“电感轨道(track)”或“电感器”。

[0030] 如本文所用,“电容元件”可以指主要具有电容(而不是电感)特性(例如对阻抗的主要贡献是电容性的)的任何导电部分。电容元件可以仅指电容器的一部分(例如,仅指第一导电元件上的部分)而不是整个电容器(其还包括平面主体和第二导电元件)。电容元件还可以被称为“电容结构”或“电容板”。

[0031] 任选地,电感元件和电容元件可以在视觉上彼此不同。例如,电感元件相比于电容元件可相对较薄,以提供相对较高的电感和相对较低的电容。例如,电感元件可以呈现为相对较薄的导电轨道,而电容元件可以呈现为相对较大的导电区域。

[0032] 如将参考图2进一步解释的,当器械尖端被配置为谐振器时,器械尖端的特定区域可被认为充当电感器(其中电流高并且电场低)或充当电容器(其中电流低并且电场高)。例如,在半波谐振器的情况下,器械尖端的近侧端部和远侧端部可以充当电容器,并且中心可以充当电感器。

[0033] 一些结构可被认为提供电容效应和电感效应这两者,但可以被表征为“主要是”电容性的或电感性的。例如,半波谐振器中心的细轨道可以是一种电感元件,因为它可能主要贡献电感而不是电容。然而,由于下面的第二导电元件通过平面主体与第一导电元件间隔开,所以细轨道还可以对电容贡献一定的(较小的)量。相反,在半波谐振器的近侧区域或远侧区域中的导电板可以是一种电容元件,但在一些实施方案中可以修改为包括切口(空隙),从而形成也可以被认为对电感有贡献的回路(细轨道)。回路的电容贡献在器械尖端的远侧区域和/或近侧区域处相比于靠近中心的区域可以更大。

[0034] 任选地,该图案可被配置为将器械尖端的阻抗值设定为匹配同轴电缆的阻抗值。如本文所用,阻抗“匹配”可以允许在所需值的1/3(33%)和3倍(300%)之间的变化,或者任

选地在所需值的70％和140％之间的变化。因此,该器械对变化的负载的承受能力可以很高。阻抗匹配可有助于提高能量传递到组织的效率。该图案可包括被配置为提供阻抗匹配的电感和/或电容元件。

[0035] 鉴于传输线的电感L和电容C与其阻抗Z的关系,可以进一步理解这一点,如下所示:

[0036] $$Z=\sqrt{\frac{L}{C}}$$

(等式3)

[0037] 因此,第一导电元件的图案可以(通过改变其电感L和/或电容C)被配置为提供所需的阻抗z。

[0038] 在使用中,能量传递的效率可能受到同轴电缆处的阻抗匹配和组织处的阻抗匹配的影响,因为在两个界面处存在反射。然而,组织的阻抗可基于所接触的组织的类型或所接触的组织的量(例如,宽度)而变化。例如,组织的阻抗可以在约20欧姆至300欧姆之间变化。相反,同轴电缆的阻抗可以是恒定的,例如50欧姆。因此,为器械尖端提供与同轴电缆的阻抗相匹配的阻抗可能特别有用。这样,信号反射被抵消。例如,来自组织和器械尖端之间的接合部的反射抵消来自器械尖端和组织之间的接合部的反射。

[0039] 有利地,器械尖端还可以被配置为谐振器以改善能量传递,如上所述。通过将器械尖端配置为谐振器,器械尖端的远侧端部处的电压增加,并且电流减小,使得功率容易从同轴线通过器械尖端被传递到组织中。由于这个原因,器械尖端的谐振效应对能量传递的效率发挥重要作用。任选地,配置图案来提供(或改善)与同轴馈电电缆的阻抗匹配有助于通过有效地增加器械尖端内工作信号的幅度来进一步提高这种能量传递的效率。

[0040] 一般来讲,调整图案来提供阻抗匹配在尝试使器械尖端更窄时可能特别有用(因为使刀片变窄将不影响谐振长度但将影响阻抗),而配置图案来提供所需的电长度在尝试使有源尖端更短时可能特别有用(因为这将影响谐振长度以及阻抗匹配,并且与阻抗失配相比,谐振对能量递送的影响可能更为明显)。

[0041] 任选地,器械尖端被配置为半波谐振器。第一导电元件因此可被图案化为提供对应于工作信号的半波长的电长度。被配置为半波谐振器的器械尖端可被近似为具有三个区域:近侧电容区域、中心电感区域和远侧电容区域。因此,通过利用器械尖端的不同区域中的电容特性或电感特性来增加其电长度,可以在这三个区域中的一个或多个区域中选择性地图案化第一导电元件来增加其阻抗。

[0042] 在不同的实施方案中,器械尖端可以用不同方式配置。例如,器械尖端可被配置为四分之一波阻抗变换器。替代地,器械尖端可被配置为例如基于器械的所需的频率和尺寸在另一分数或倍数的波长下谐振。

[0043] 任选地,器械尖端被配置为在以下预先确定的频率中的一个频率下谐振:915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHz。这些频率对于治疗生物组织可能特别有用。例如,器械尖端可被配置为5.8GHz下的半波谐振器。为了在较低频率(例如,915MHz)下谐振,器械尖端可包括实际的电容器或电感器(称为“集总部件”),它们有可能明显缩短在这些频率下可能过长的装置。

[0044] 任选地，该图案形成位于器械尖端的中心区处的至少一个电感元件。短语“中心区”可以指导电元件的近侧区(靠近同轴馈电电缆)和导电元件的远侧区(更远离同轴馈电电缆)之间的区。例如，任选地，器械尖端沿着其长度包括四个四分之一部分(例如，由四个四分之一部分组成、被分成四个四分之一部分)，中间的两个四分之一部分组合在一起以形成中心区，并且其中图案在中心区中形成至少一个电感元件。在一个实施方案中，每个四分之一部分具有基本上相同的长度(例如，四分之一部分是相等的四分之一部分)。远侧四分之一部分可被称为远侧区并且/或者近侧四分之一部分可被称为近侧区。器械尖端的区可沿着平面主体的长度形成，任选地还包括间隔元件(如果存在的话，将在下面进一步讨论)。

[0045] 电感元件可被成形为增加中心区中的阻抗，并且由此使得器械尖端看起来被电延长。在中心区中提供电感元件可能是特别有利的，因为当器械尖端被配置为半波谐振器时，中心区可主要对器械尖端的电感(而不是电容)有贡献。

[0046] 在谐振器中，电流可在导电元件的中心区中最高，并且可在边缘处最低。因此，由于电感与电流相关，因此通过将电感元件设置在中心，可以对提高能量递送效率具有最大的影响。

[0047] 在不同的实施方案中，第一导电元件的中心区可包括电容元件，并且电感元件可设置在器械尖端的不同区中(例如，在远侧区或近侧区处)。

[0048] 电感元件可包括细轨道。如本文所用，短语“细轨道”可以指与第一导电元件的一个或多个其他部分(区域)相比相对较薄的导电部分(区域)(例如，相比于近侧部分和/或远侧部分相对较薄，例如，相比于一个或多个电容元件相对较薄)。任选地，电感元件可包括第一导电区域，第一导电区域的宽度小于或等于第一导电元件的第二导电区域的宽度(例如，最大宽度)的90％，第二导电区域位于远侧区或近侧区中。类似地，第一导电区域的宽度也可以小于或等于第一导电元件的第三导电区域的宽度(例如，最大宽度)的90％，第三导电区域位于近侧区或远侧区中的另一者中。

[0049] 任选地，第一导电区域的宽度可小于或等于第二导电区域和/或第三导电区域的宽度的80％、任选地小于或等于70％、任选地小于或等于60％、任选地小于或等于50％、任选地小于或等于40％、任选地小于或等于30％、任选地小于或等于20％、任选地小于或等于10％。通过增加导电区域之间的相对宽度的差异，可以增加它们相对的电感和电容效应。

[0050] 任选地，电感元件可包括导电区域，该导电区域的宽度小于或等于平面主体在中心区中的最大宽度的90％。任选地，宽度可以小于或等于平面主体在中心区中的最大宽度的80％、任选地小于或等于70％、任选地小于或等于60％、任选地小于或等于50％、任选地小于或等于40％、任选地小于或等于30％、任选地小于或等于20％、任选地小于或等于10％。可以选择电感元件的绝对宽度以提供所需的阻抗。

[0051] 使导电轨道变得更细是增加其电感(并且因此改变其电长度和/或阻抗匹配)而不需要增加器械的物理尺寸的特别方便的方法。

[0052] 在一些实施方案中，图案可包括在中心区中的单个电感元件。例如，图案可以(仅)包括沿着器械尖端的纵向(例如，中心)轴线延伸的单个电感元件。电感元件可以将有源尖端的近侧区中的近侧导电区域(例如，电容板)与有源尖端的远侧区中的远侧导电区域(例如，电容板或导电回路)连接。优选地，电感元件具有被配置为防止工作信号跨相邻于电感元件的间隙以及在近侧导电区域和远侧导电区域之间耦合。例如，间隙可具有(如在不同的

导电区域(例如在近侧导电区域和远侧导电区域)之间测量的)大于或等于平面主体的厚度的两倍的长度。例如,平面主体可具有0.5mm的厚度,并且导电区域之间的间隙可具有大于或等于1mm的长度。原因在于,EM场可以从导电区域下方展开一定距离,该距离由平面主体(例如,第一电介质材料)的厚度确定。当两个导电区域的场基本上重叠时,在导电区域之间以及跨间隙的长度可存在耦合。通过提供在电感区域和/或导电区域之间具有大于或等于平面主体的厚度两倍的一个或多个间隙的图案,可以确保工作信号被限制为遵循由导电元件提供的路径。

[0053] 在不同的实施方案中,间隙可被配置为具有不同的长度(例如,小于平面主体的厚度的两倍),具体取决于周围的图案。

[0054] 如本文所用,“纵向”可以指沿着平面主体并且在器械尖端的近侧端部与远侧端部之间延伸的方向,并且“侧向”可以指跨平面主体并且横向于纵向方向延伸的方向。“纵向”延伸部可包括曲面或锥度,例如如果平面主体是弯曲的或渐缩的,但可被认为“主要”沿着近侧方向/远侧方向而不是侧向方向延伸。

[0055] 在一些实施方案中,除了一个或多个侧向电感元件之外,图案还可以包括纵向电感元件,例如从纵向电感元件分支(分叉)并且从纵向电感元件朝向平面主体的边缘侧向延伸的一对电感元件。侧向电感元件在本文中也可以被称为“侧向延伸的臂”。在平面主体的边缘处或附近,图案可以再次转向纵向方向,以提供另一对纵向电感元件,其中的每个纵向电感元件从相应的侧向电感元件朝向器械尖端的远侧端部延伸。该对侧向电感元件和纵向电感元件可以在器械尖端的近侧端部处形成导电回路(例如,D形回路)的一部分,其中电感元件形成回路的位于器械尖端的中心区中的部分。

[0056] 在一些实施方案中,图案可以省略上面讨论的第一(更近侧的)纵向电感元件。因此,一个或多个侧向电感元件可以直接从器械尖端的近侧区或(部分)中心区中的电容板延伸。因此,图案可包括在器械尖端的远侧部分处的导电回路,该导电回路连接(例如,直接连接)到器械尖端的近侧部分处的电容元件。通过省略中心纵向轨道,可以实现如上所述的类似的电长度,同时还允许获得甚至更小的物理尺寸。

[0057] 导电回路的位于中心区中的部分可以有效地提供一对(例如,相对的一对)纵向(以及任选地侧向)电感元件。因此,导电回路可以对器械尖端的电感有较大的贡献,例如因为它可以包括沿着器械尖端的相对侧的多个电感元件,而不是仅仅在器械尖端的中心的单个电感元件。

[0058] 任选地,图案包括被配置为相对于平面主体的物理长度增加第一导电元件的物理长度的延长部分。通过增加导电元件的物理长度,延长部分还可以有效地增加第一导电元件的长度,如由工作信号所看到的,从而还增加了电长度,而无需也增加器械尖端(例如,平面主体)的物理长度。

[0059] 延长部分可包括与平面主体的长度方向(纵向)不对准的一个或多个导电部分。任选地,延长部分可包括非线性轨道(例如,细轨道),以用于沿横向于或远离器械尖端的远侧端部的方向传送工作信号。非线性轨迹可以有效地为工作信号提供非线性(间接)路径(与可以被认为向远侧端部提供“线性”或“直线”轨道的参考导电元件相比)。例如,延长部分可包括一个或多个偏转部,即导电元件(例如,细轨道)改变方向(以便不形成单个直线)的一个或多个点。例如,延长部分可包括呈一个或多个弯曲部、拐角和/或曲面形式的一个或多

个偏转部。延长部分可包括通过偏转部与另一部分分开的一个或多个直线部分。

[0060] 任选地,延长部分可具有波状形状(例如,蛇形、正弦曲线形、波浪形、锯齿形或方波形状)。优选地,延长部分的相邻部分(例如,相邻的波状部)由间隙间隔开,所述间隙的尺寸基于工作信号的波长被设定为足够大以防止(或减少)跨间隙的信号耦合,从而确保输入能量行进穿过延长部分的整个长度。

[0061] 替代地或组合地,延长部分可包括沿着平面主体的相应的一个或多个周边边缘延伸的一个或多个分支。由于分支沿着远侧区的周边边缘定位,所以它们可用于将能量施加到组织中(例如,以执行切割和/或凝结)。一个或多个分支可以从导电元件的远侧部分朝近侧朝向(或进入/穿过)中心区延伸,以向由第一导电元件形成的轨道添加额外的物理长度(并且由此也增加其电长度)。一个或多个分支可各自终止于自由端(在中心区中或附近),例如,它们可以在其终端处与任何其他导电结构不连接。这样的布置可被认为包括电容元件(例如,在远侧区中)和电感元件(例如,在中心区中)两者。

[0062] 任选地,图案在器械尖端的远侧四分之一部分中形成至少一个电容元件。在本文中,至少一个电容元件可被称为“远侧电容元件”。

[0063] 任选地,图案在器械尖端的近侧四分之一部分中形成至少一个电容元件。在本文中,至少一个电容元件可被称为“近侧电容元件”。

[0064] 在谐振器(例如,半波谐振器)中,近侧区域和远端区域是电场最高的区域,因此对电容的影响最大。因此,这些区域中的电容元件在这些区域中可能特别有利。任选地,图案可包括由(中心)电感元件连接的远侧电容元件和近侧电容元件。

[0065] 在不同的实施方案中,第一导电元件可包括在另一区域(例如,中心区域)中的电容元件。

[0066] 任选地,该电容元件或每个电容元件包括导电区域,该导电区域具有填充其中形成电容元件的相应的四分之一部分的大部分或全部的区。这可有助于在这些区域中提供最大电容,以提供与同轴电缆的所需的电长度和/或阻抗匹配。

[0067] 任选地,远侧电容元件沿着器械尖端的远侧四分之一部分中的一个或多个周边边缘(例如,沿着器械尖端的弯曲边缘)延伸。因此,远侧电容元件可以与组织紧密接触以治疗组织。

[0068] 任选地,第一导电元件(例如,近侧电容元件)的近侧部分可以在器械尖端的近侧四分之一部分处与平面主体的一个或多个侧向边缘间隔开。因此,第一传导元件的近侧部分可以避免与组织相互作用,使得能量可以主要被传输到器械尖端的远侧端部处的组织中。

[0069] 任选地,第一导电元件和/或第二导电元件可以在器械尖端的近侧区域(例如,器械尖端的近侧四分之一部分)中从平面主体的侧向边缘后移,例如沿着尖端的近侧3.5mm后移至少0.1mm、任选地后移至少0.15mm、任选地后移至少0.2mm的距离。这可有助于确保RF能量不会切割器械尖端的近侧区域中的组织,并且RF能量反而从平面主体的远侧尖端分布。这还可以为微波能量提供类似的效果,但程度较小。

[0070] 任选地,图案包括围绕非导电区域的导电回路,该导电回路位于器械尖端的远侧两个四分之一部分中。非导电区域也可以被称为电容板的“切口”、“非电容区域”、“空隙”或“中空”区域。通过将图案在远侧两个四分之一部分中配置为导电回路(而不是例如覆盖整

个远侧两个四分之一部分的导电板),可以进一步调谐电感特性和电容特性以提供所需的电长度和/或阻抗匹配。具体地,由于切口减小了导电元件的面积,因此它可以用于减小电容。另外,由于回路可以被认为是细轨道(其一部分可以位于中心区域,即,在第二最远侧),因此它可以增加器械尖端的电感。因此,回路可被认为包括电容元件和电感元件两者。

[0071] 任选地,导电回路被配置为在器械尖端的远侧区处沿着平面主体的一个或多个边缘延伸。因此,该回路可用于以与上面讨论的远侧电容元件类似的方式影响和治疗或诊断组织。作为另一个优点,与例如实心电容板相比,该回路还可以为临床医生提供更清晰且更容易可见的工作表面。

[0072] 任选地,该图案关于器械尖端的纵向轴线对称。"纵向轴线"是指从器械尖端的近侧区延伸到远侧区的轴线。通过提供跨该轴线对称的第一导电元件,器械尖端可以提供跨器械两侧的相对对称的能量分布。因此,该器械可以更方便使用,因为临床医生无需担心如何定向该装置以便最好地将能量传送到组织中。

[0073] 器械尖端的第二导电元件可以与第一导电元件类似地配置,例如具有与第一导电元件相同的图案,例如使得第一导电元件和第二导电元件的导电部分彼此重叠。替代地,第二导电元件可被配置为与第一导电元件不同。例如,第二导电元件可包括跨平面主体的第二表面的基本上均匀的金属化。均匀的金属化可以基本上覆盖整个平面主体(例如,其下侧)。因此,第二导电元件可以覆盖平面主体的第二表面的大部分或全部。这可以为平面主体的第二表面提供相对方便的结构。

[0074] 任选地,器械尖端可包括在平面主体近侧的间隔元件。内部导体可以通过覆盖间隔元件的近侧传输线而电连接到第一导电元件。第一导电元件和/或第二导电元件可以从间隔元件的近侧边缘后移,任选地后移至少0.2mm、任选地后移至少0.3mm、任选地后移至少0.4mm、任选地后移至少0.5mm、任选地后移至少0.6mm的距离。任选地,间隔元件可以没有第一导电元件。通过将第一导电元件和/或第二导电元件从间隔元件的近侧边缘后移,这可以帮助确保第一(上部/顶部)导电层与同轴电缆的外部导体隔离。

[0075] 任选地,间隔元件可以是倒角的(也如下面关于第三方面所讨论的)。倒角可有助于减小近侧传输线突出到间隔元件上方的程度,从而允许减小器械尖端的尺寸。器械尖端(例如,第一导电元件的图案)可被配置为考虑该倒角对阻抗和/或电长度的可能的影响。例如,近侧传输线和第一导电元件之间的接合部的形状和长度可被配置(图案化)为提高微波性能,因为在理想情况下,来自该点的反射与来自器械尖端的远侧尖端的反射相抵消来提供改善的效率。例如,第一导电元件的近侧部分的尺寸和形状可以被图案化以提供改善的电长度和/或阻抗匹配。

[0076] 间隔元件可以与平面主体一体地形成,或者以其他方式附接到平面主体的近侧边缘。间隔元件可包括与平面主体相同的材料。

[0077] 任选地,器械尖端可具有矩形形状。任选地,器械尖端可具有非矩形形状。例如,平面主体的远侧端部可以是渐缩的(例如,朝远侧渐缩的或弯曲的)。例如,当沿远侧方向移动时,器械尖端在平面主体的平面中的宽度可以逐渐缩短。这对于辅助器械尖端的切割功能可能有用。然而,弯曲的远侧端部例如相对于具有相同长度和宽度的矩形平面主体可以有效地减小器械尖端的电长度,因为它从器械的远侧端部有效地移除电容。这在GB 2503673中进一步描述。为了补偿电长度的这种减小,现有技术的布置增加了器械的物理尺寸。有利

地,本发明的器械尖端可小于那些布置,因为第一导电元件的图案可以帮助抵消弯曲的远侧端部的电缩短影响。因此,平面主体可以有利地被制造得比现有技术的平面主体要短,同时保留其其他功能性。

[0078] 在一些实施方案中,图案可以(仅)部分地抵消弯曲的远侧端部的电缩短影响。因此,器械尖端的物理长度可小于现有技术中的物理长度,但物理长度仍然可以大于电长度。

[0079] 在一些实施方案中,图案可以(完全)抵消弯曲的远侧端部(或任何其他电缩短图案)的影响,使得可以使器械的物理长度等于电长度。

[0080] 在一些实施方案中,图案可以将弯曲的远侧端部(或任何其他电缩短图案)的影响抵消至使得器械尖端的物理长度可以小于其电长度的程度。

[0081] 例如,在具有一个或多个电延长部分和一个或多个电缩短部分的布置中,一个或多个电延长部分可被配置为抵消和/或克服电缩短部分对电长度的影响。

[0082] 因此,图案可以将器械尖端的电长度设定为大于或等于器械尖端的物理长度。任选地,电外科器械的两个或更多个四分之一部分可以组合来提供大于它们的物理长度的电长度。

[0083] 任选地,器械尖端可具有10.0mm或更小的最大长度。例如,器械尖端可具有小于9mm的最大长度。例如,器械尖端可具有8mm的最大长度。在本文中,器械尖端的长度可以指平面主体(任选地还包括间隔元件(如果存在))的长度。因此,平面主体可以被制造得相比于先前的布置相对更短,并且甚至可以被制造得比其电长度更短。

[0084] 任选地,平面主体可具有1.9mm或更小的最大宽度。例如,平面主体可具有1.8mm的最大宽度。因此,平面主体相比于先前的布置可以相对更窄。装置的变窄可例如通过减小导电元件的电容而导致阻抗匹配的变化。然而,如上所述,图案可被配置为考虑到这些变化,例如以提供与同轴电缆的阻抗匹配(例如,50欧姆阻抗)。平面主体可包括沿其长度(例如,具有渐缩的远侧区域)的宽度偏差。

[0085] 优选地,平面主体可具有大于最大宽度的长度。

[0086] 优选地,平面主体可具有0.5mm或更小的最大厚度。

[0087] 第一导电元件可具有大于若干趋肤深度的高度。所需的高度与频率的平方根倒数成比例。例如,对于由铜形成的导电元件,第一导电元件对于5.8GHz下的工作信号可具有至少5微米(0.005mm)的高度,并且对于915MHz下的工作信号可具有至少0.013mm的高度。任选地,第一导电层可具有0.05mm或更小的高度,任选地0.03mm或更小的高度。

[0088] 优选地,同轴电缆的外径可以为2mm或更小,更优选地为1.8mm或更小,更优选地为1.6mm或更小。

[0089] 任选地,器械尖端可被配置为用于(例如,使用针或其他方式)将流体递送到生物组织中。替代地,任选地,器械尖端可以不被配置为将流体递送到生物组织中,例如器械尖端可被配置为(仅)将能量递送到组织中。

[0090] 任选地,器械尖端可包括在其远侧端部处的喷嘴,用于将加压流体直接递送到生物组织中。在用工作信号治疗(例如,用于切割组织)之前,可以将流体注入到生物组织中以使组织凸起。通过包括用于递送加压流体的喷嘴,外科器械可能不需要针来刺穿组织。例如,流体压力可能足够高到刺穿或穿透生物组织(例如粘膜组织和/或粘膜下层组织)。替代地,加压流体可用于灌注或提升已经被刺穿的区域中的组织(例如,通过外科器械上的未连

接到第二流体通道的另一器械或另一针)。

[0091] 喷嘴可被定位和成形为避免无意中刺穿或以其他方式损伤组织。例如,喷嘴可具有相对较钝的或不尖锐的(不锋利的)流体出口,用于将加压流体注入到组织中。例如,喷嘴可以是圆柱形的并且/或者可以具有圆形(例如,圆的)出口。喷嘴可以相对于器械尖端的其他元件(例如,相对于平面主体)固定(例如,不可缩回)。喷嘴可具有与器械尖端的表面(例如,器械尖端的远侧表面)齐平,或者位于器械尖端的远侧表面的近侧的孔口,以便不从器械突出。

[0092] 通过在器械尖端的远侧端部处设置用于将加压流体直接递送到生物组织中的喷嘴,器械可能不需要用于刺穿生物组织并且将流体输送到生物组织中的可缩回针。此外,连接到器械尖端的柔性轴可以不需要推杆、控制线或用于控制这样的可缩回针在器械尖端处的部署的其他装置。因此,与需要可缩回针的现有技术器械相比,该器械可具有相对较简单的构型和较小的轮廓。

[0093] 在一些布置中,除了导电图案之外(或代替导电图案),可以用其他方式修改器械尖端以提供适当的电长度和/或阻抗匹配。例如,可通过修改平面主体的高度(从而改变第一导电元件和第二导电元件之间的距离)来修改电容。替代地或组合地,可以通过平面主体的磁特性或通过改变平面主体的磁特性来修改电感。例如,在一些实施方案中,平面主体可包括电介质材料(例如,氧化铝)(例如,由电介质材料组成)。另外地或替代地,在一些实施方案中,平面主体可包括铁氧体材料(例如,在平面主体的至少一个四分之一部分中,例如在中心区中)。这可以提供电感的变化而不需要细的导电轨道。

[0094] 本发明的另一方面提出了一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械,该器械包括:器械尖端,该器械尖端包括平面主体,该平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,第二表面与第一表面面向相反的方向;同轴馈电电缆,该同轴馈电电缆包括内部导体、与内部导体同轴的外部导体以及将内部导体和外部导体分开的电介质材料,同轴馈电缆线用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;其中内部导体电连接到第一导电元件,并且外部导体电连接到第二导电元件,以使器械尖端能够接收工作信号,其中第一导电元件包括被配置为将器械尖端的电长度设定为大于或等于器械尖端的物理长度的图案。

[0095] 关于第一方面所呈现的另外的特征和优点同样适用于这个另一方面并且关于这个另一方面进行了重述。

[0096] 本发明的第二方面提出了一种用于提供较短的器械尖端的替代解决方案。类似于第一方面,第二方面还提供了第一导电元件,第一导电元件被图案化为减轻导电元件的端部处的破坏性反射,从而确保能量高效地传递到组织中。然而,第二方面以与第一方面不同的方式实现这一点。

[0097] 本发明的第二方面提供了一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械,该器械包括:器械尖端,该器械尖端包括平面主体,该平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,第二表面与第一表面面向相反的方向;同轴馈电电缆,该同轴馈电电缆包括内部导体、与内部导体同轴的外部导体以及将内部导体和外部导体分开的电介质材料,该同轴馈电电缆用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;并且其中内部导体电连接到第一导电元件,并且外部导

体电连接到第二导电元件,以使器械尖端能够接收工作信号,其中第一导电元件包括细长轨道,该细长轨道具有用于围绕用于接触组织的器械尖端(例如,平面主体)的远侧区域的周边传送工作信号的周边部分。在一个实施方案中,周边部分的物理长度大于远侧区域的物理长度(例如,在与器械尖端的纵向轴线对准的方向上)。

[0098] 如本文所用,短语"远侧区域"可以指器械尖端(例如,平面主体)的最远侧部分,例如器械尖端长度的远侧10%、任选地至少(或约)20%、任选地至少(或约)30%、任选地至少(或约)40%、任选地至少(或约)50%。

[0099] 如本文所用,短语"围绕周边"可以指位于远侧区域的周边的顶部上并且在沿着(围绕)远侧区域的周边的方向上的路径。这可以与完全覆盖第一表面的轨道不同,该轨道将替代地直接从器械尖端的近侧端部向器械尖端的远侧端部传送工作信号(例如,沿着与器械尖端的纵向轴线对准的方向),而不围绕周边传送信号。

[0100] 由于周边部分围绕周边传送工作信号,所以导电元件的周边部分的物理长度可以大于平面主体的第一表面的远侧区域的物理长度(例如,沿着与器械尖端的纵向轴线对准的方向)。

[0101] 通过提供(至少部分地)围绕平面主体的远侧区域的周边延伸的细长轨道,可以增加用于接触组织的轨道的能量密度(例如,相对于覆盖(等效)参考平面主体的整个第一表面的参考第一导电元件)。另外,与组织接触的轨道的物理长度可以相对于参考第一导电元件增加。因此,当工作信号沿着周边部分行进时,通过高效地促进能量从轨道传递(即,损失)到周围组织中,细长轨道可有助于高效地将能量传递到组织中。

[0102] 与现有技术布置相比,第二方面的第一导电元件可以不将器械尖端配置为谐振器。而是,导电元件可以将器械尖端配置为工作信号处的有损耗的传输线。"有损耗的传输线"是本领域的术语,可以表示被配置为在与负载(例如,组织)接触时促进信号损耗的传输线。有损耗的传输线可被配置为当与组织接触时沿着其长度以相当稳定的速率损失能量,并且不是特别频率敏感,而谐振器可被配置为沿着其长度在特定点处向组织损失能量,而不在其他点处损失能量,诸如以在远侧端部处向组织损失能量,而不是在沿着刀片的中间位置损失能量,并且具有被设计为最佳地工作的谐振频率。

[0103] 通过以这样的方式图案化第一导电元件(例如,图案呈细长轨道的形式),当工作信号沿着周边部分行进并且接触组织时,能量可以被高效地吸收到组织中,从而减小沿着周边部分的长度的信号的幅度。因此,可以将幅度减小到这样的程度,使得能够减轻或减少在导电元件的终端处的任何反射(并且因此减少破坏性干扰)。因此,图案可允许器械尖端具有与现有技术不同(例如,更小)的尺寸,同时还避免了原本在减小现有技术谐振器械尖端的尺寸时发生的破坏性干扰的影响。

[0104] 第一导电元件(例如,细长轨道或周边部分)的长度和/或宽度可以被修改(图案化)为进一步调谐这些效应并且(例如,通过增加其电感和/或阻抗)提供沿着细长轨道的长度的所需的信号损耗特性。例如,细长轨道可具有这样的长度和宽度,该长度和宽度被配置为使得当工作信号到达导电元件的终端时,其幅度将显著减小(例如,减小到小于第一导电元件的输入(近侧)端处的输入幅度的10%,任选地,小于5%,任选地为零),从而显著减少或消除导电元件的终端处的任何反射和由此产生的干扰。

[0105] 因此,与平面主体的长度和/或宽度相比,细长轨道(例如,周边部分)可以相对较

长和/或较细。任选地，细长轨道(例如，周边部分)的宽度可以小于平面主体(例如，远侧区域)的最大宽度的30％、任选地小于20％、任选地小于10％。

[0106] 窄的宽度在细长轨道的周边部分中可能特别有利，因为在周边部分中使轨道变窄可以增加跨轨道的功率密度，由此确保有更多的功率可以更靠近组织并且因此从器械传递到组织中。换句话讲，当轨道变窄时，工作信号的功率分布在宽度较窄的轨道上。通过提供窄的周边部分(其位于用于接触组织的远侧周边处)，可以将较大量的功率定位成靠近器械的边缘(而不是分布在较宽的轨道上)。因此，通过提供窄的周边部分，可以将更大量的功率高效地传递到组织中，从而进一步减小轨道内的信号幅度并且减小在其终端处发生任何反射的可能性。轨道宽度可被配置为使得功率以最佳速率传递到组织中，使得功率既不会在最初的几毫米中全部用完，也不会在最后留下太多的功率被反射。

[0107] 任选地，细长轨道还可以包括窄的近侧部分，例如其宽度小于平面主体的最大宽度的50％、任选地小于40％、任选地小于30％、任选地小于20％、任选地小于10％。

[0108] 细长轨道(例如，周边部分)的宽度可以是基本上均匀的，但可以沿着其长度变化，例如以考虑沿着细长轨道的曲面和拐角。因此，周边部分在宽度上可具有微小的偏差，例如在±10％内变化、任选地在±5％内变化。

[0109] 例如，周边部分可以围绕平面主体的至少远侧30％延伸、任选地围绕平面主体的至少远侧40％延伸、任选地围绕平面主体的至少远侧50％延伸。换句话讲，远侧区域可以覆盖平面主体长度的远侧30％，任选地覆盖平面主体长度的远侧40％，任选地覆盖平面主体长度的远侧50％，并且周边部分可以围绕整个远侧区域延伸。通过延长细长轨道以围绕相对较大的远侧区域延伸，可以进一步增加传递到组织中的能量的量。

[0110] 任选地，平面主体的远侧端部可以是弯曲的，并且周边部分可以围绕弯曲的远侧端部的大部分或全部延伸。弯曲的远侧端部可以提供用于治疗组织的有用刀片。

[0111] 细长轨道可包括用于将同轴馈电电缆连接到周边部分的近侧部分。任选地，近侧部分可以在器械尖端(例如，平面主体)的近侧区域(例如，近侧四分之一部分或近侧半部)中从平面主体的一个或多个侧向边缘后移(间隔开)。与第一方面类似，这可以有助于确保能量主要从器械尖端的远侧端部(而不是近侧端部)传递到组织中。

[0112] 近侧部分可包括电感元件(例如，窄的轨道)，该电感元件可包括上面关于第一方面讨论的特征中的任何特征。近侧部分可具有用于连接到同轴馈电电缆的电容元件(例如，放大的近侧端部)。电容元件可包括上面关于第一方面讨论的特征中的任何特征。电感元件和/或电容元件的尺寸可被设定成改善与同轴电缆和/或组织的阻抗匹配(例如，相对于覆盖平面主体的近侧区域的全部或大部分的参考导电元件)。

[0113] 任选地，第一导电元件的大部分或全部可以由细长轨道形成。第一导电元件可包括与第一方面中讨论的电感元件类似地配置的一个或多个元件。

[0114] 任选地，细长轨道还可以包括延长部分，以相对于平面主体的物理长度进一步增加细长轨道的物理长度。因此，延长部分可以帮助增加通过传输线的长度(并且因此增加损耗)，而不需要将额外的物理长度添加到平面主体。

[0115] 延长部分可被认为是“第二”延长部分，并且周边部分可被认为是“第一”延长部分，因为每个部分可被成形为增加细长轨道相对于平面主体的物理长度。延长部分也可以被称为“多余部分”或“非线性部分”。

[0116] 延长部分可以类似于第一方面中讨论的延长部分来构造。例如,与第一方面中讨论的延长部分类似,延长部分可包括一个或多个偏转部(例如,波浪部、锯齿部、分支),以使细长轨道沿着平面主体改变方向。

[0117] 延长部分可具有与周边部分类似的宽度。例如,延长部分的宽度可以小于平面主体的最大宽度的40%、任选地小于30%、任选地小于20%、任选地小于10%。

[0118] 任选地,延长部分可位于导电元件的近侧端部(例如,连接到内部导体的端部)和周边部分之间。例如,细长轨道可以在器械尖端的近侧端部和/或中心区域中具有波状形状或锯齿形形状。

[0119] 任选地,延长部分可位于周边部分和导电元件的终端之间。这样的布置可以帮助确保信号最先沿着周边部分接触组织,以在沿着延长部分引入附加的损失之前处理组织。

[0120] 如本文所用,导电元件的"终端"是指当导电元件不与组织接触时由工作信号看到的导电元件的端部。终端可以不同于导电元件的远侧端部,因为终端任选地可以不位于器械尖端的远侧端部处。

[0121] 如本文所用,短语"在……之间"可以表示延长部分在电学上位于两个部分(例如,周边部分和终端)之间,如由沿着电元件行进的信号所看到的。这可能不需要延长部分在物理上位于周边部分和终端之间。例如,延长部分和终端可以各自在物理上位于周边部分的两侧之间,例如通过与周边部分形成螺旋,其中螺旋的外部部分形成周边部分,并且螺旋的向内部分形成延长部分和终端。向内部分可包括沿着平面主体的中心纵向延伸的线性部分(叉)。

[0122] 任选地,延长部分可位于器械尖端的远侧区域。例如,延长部分可位于器械尖端的远侧半部中。例如,延长部分可位于器械尖端的弯曲的尖端中。任选地,终端也可以位于平面主体的远侧区域处。将延长部分和/或终端定位在器械尖端的远侧区域可有助于通过将能量引导向刀片远侧端部处的组织来提供所需的能量分布。

[0123] 任选地,周边部分和延长部分可以一起在平面主体的远侧区域处形成螺旋,例如如上所述。螺旋可以提供相对方便且紧凑的布置,以用于提供在物理上位于周边部分内的延长部分。螺旋可以是弯曲的或者可具有锋利的边缘(例如,拐角)。

[0124] 优选地,螺旋的相邻部分(例如,周边部分和附加的延长部分)可以被间隙间隔开,该间隙的尺寸被设定成防止这些部分之间的微波耦合。这可以帮助确保工作信号在导电轨道的整个物理长度上行进。例如,螺旋的相邻部分可以由宽度小于平面主体的最大宽度的40%、任选地小于30%、任选地小于20%、任选地小于10%的间隙分开。

[0125] 任选地,间隙可具有与细长轨道相同的宽度。例如,在一个实施方案中,细长轨道可具有大致均匀的宽度,该宽度为平面主体的远侧区域的最大宽度的约20%,并且轨道的相邻部分之间的间隙还可以具有大致均匀的宽度,该宽度为平面主体的远侧区域的最大宽度的约20%。这样的构型可允许提供一种平衡轨道的宽度和间隙的宽度的方便且等间隔的螺旋布置。

[0126] 任选地,第一导电元件被配置为匹配同轴馈电电缆的阻抗。例如,以与第一方面类似的方式,第一导电元件可包括电感元件和/或电容元件,该电感元件和/或电容元件被配置为与同轴馈电电缆的阻抗紧密匹配,以帮助进一步提高能量传递的效率。例如,同轴馈电电缆可具有50欧姆的阻抗。导电元件和/或电感元件可以用与第一方面的任何导电元件和/

或电感元件类似的方式配置,以便以所需的尺寸提供所需的阻抗。

[0127] 第二方面的本发明还可以包括与关于第一方面所讨论的特征相同或类似的其他特征。

[0128] 例如,任选地,第二导电元件可以覆盖平面主体的第二表面的大部分或全部。

[0129] 任选地,器械尖端可包括在平面主体近侧的间隔元件。间隔元件可以是倒角的,并且内部导体可通过覆盖倒角的间隔元件的近侧传输线电连接到第一导电元件。

[0130] 任选地,器械可具有与上面关于第一方面所讨论的那些相同的尺寸。任选地,器械尖端具有10.0mm或更小的长度。任选地,平面主体具有1.9mm或更小的宽度。

[0131] 本发明的第三方面提供了一种具有与器械尖端的改进的连接的器械尖端。具体地,第三方面提供了一种用于将射频(RF)电磁(EM)能量和/或微波频率EM能量施加到生物组织的电外科器械,该器械包括:器械尖端,该器械尖端包括平面主体,该平面主体将其第一表面上的第一导电元件与其第二表面上的第二导电元件分开,第二表面与第一表面面向相反的方向;同轴馈电电缆,该同轴馈电电缆包括内部导体、与内部导体同轴的外部导体以及将内部导体和外部导体分开的电介质材料,该同轴馈电电缆用于传送包括RF信号和/或微波信号的工作信号;其中内部导体电连接到第一导电元件,并且外部导体电连接到第二导电元件,以使器械尖端能够接收工作信号,其中器械尖端还包括在平面主体近侧的间隔元件,其中间隔元件是倒角的。

[0132] 有利地,发明人已经发现,倒角的间隔元件有助于在同轴电缆和器械尖端的平面主体之间提供更牢固、更不易损坏的连接。该倒角的间隔元件还可以提供许多附加的优点,如本文其他部分(例如,关于第一方面)所讨论的。

[0133] 同轴馈电电缆的外部导体和/或电介质材料可以沿着间隔元件终止,使得同轴馈电电缆的外部导体和/或电介质材料的远侧端部位于间隔元件上。同轴电缆的内部导体可以突出超过同轴馈电电缆的外部导体和/或电介质材料的远侧端部,超过间隔元件并且到达平面主体上,以与第一导电元件连接。

[0134] 第三方面的电外科器械可以任选地包括上面关于第一方面和/或第二方面讨论的任何特征。例如,间隔元件可以任选地包括上面关于第一方面和/或第二方面讨论的任何特征。任选地,第一导电元件可以第一方面或第二方面中讨论的任何方式图案化。替代地,第一导电元件可以用不同的方式图案化,以提供不同的EM特性,同时保留倒角的间隔元件的优点。

[0135] 本发明包括所描述的方面和优选特征的组合,除这样的组合明确不被允许或应明确避免的情况之外。

附图说明

[0136] 现在将参考附图讨论示出本发明原理的示例性实施方案,其中相同的附图标记表示相同的元件。

[0137] 图1是可以应用本发明的完整电外科系统的示意图。

[0138] 图2是示出在半波谐振器的长度上电场和电流的变化的曲线图;

[0139] 图3A、图3B和图3C分别是现有技术器械尖端的顶视图、侧视图和底视图;

[0140] 图4是根据本发明的第一实施方案的器械尖端的顶视图;

[0141] 图5是连接到同轴电缆的图4的器械尖端的透视图;

[0142] 图6是用于与第一实施方案进行比较的示例性参考器械尖端的顶视图;

[0143] 图7是示出现有技术器械尖端和第一实施方案器械尖端的并排比较的比例图;

[0144] 图8A是第一实施方案器械尖端的透视图,其中其远侧尖端插入到组织中;

[0145] 图8B是在图8A的位置处器械尖端周围的功率损耗密度的顶视图;

[0146] 图8C是在图8A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0147] 图9A是第一器械尖端的透视图,其中仅其远侧尖端的一个侧向半部插入到组织中;

[0148] 图9B是在图9A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0149] 图10是示出根据本发明第二实施方案的器械尖端的顶视图的比例图;

[0150] 图11是图10的器械尖端的透视图;

[0151] 图12A是第二实施方案器械尖端的顶视图,其中仅其最远侧部分插入到组织中;

[0152] 图12B是在图12A的配置中器械尖端周围的功率损耗密度的顶视图;

[0153] 图12C是在图12A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0154] 图13A是在与图8A类似的位置进一步插入到图12A的组织中的第二实施方案器械尖端的透视图;

[0155] 图13B是在图13A的位置中器械尖端周围的功率损耗密度的顶视图;

[0156] 图13C是在图13A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0157] 图14A是第二实施方案器械尖端的透视图,其中在与图9A类似的位置中,它的远侧尖端的仅一个侧向半部插入到组织中;

[0158] 图14B是在图14A的配置中器械尖端周围的功率损耗密度的顶视图;

[0159] 图14C是在图14A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0160] 图15是示出根据本发明第三实施方案的器械尖端的顶视图的比例图;

[0161] 图16是第三实施方案器械尖端的有源尖端的透视图;

[0162] 图17A是第三实施方案器械尖端的透视图,其中仅其最远侧部分插入到组织中;

[0163] 图17B是在图17A的配置中器械尖端周围的功率损耗密度的顶视图;

[0164] 图17C是在图17A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0165] 图18A是在与图8A和图13A类似的位置进一步插入到图17A的组织中的第三实施方案器械尖端的透视图;

[0166] 图18B是在图18A的配置中器械尖端周围的功率损耗密度的顶视图;

[0167] 图18C是在图18A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0168] 图19A是第三实施方案器械尖端的顶视图,其中在与图9A和图14A类似的位置中,它的远侧尖端的仅一个侧向半部插入到组织中;

[0169] 图19B是在图19A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0170] 图20是根据本发明的第四实施方案的器械尖端的顶视图;

[0171] 图21是示出根据本发明另一方面的器械尖端的顶视图的比例图;

[0172] 图22A是示出了在与图8A、图13A和图18A类似的位置中插入到组织中的图21的器械尖端的透视图;

[0173] 图22B是在图22A的配置中器械尖端周围的功率损耗密度的透视图;

[0174] 图22C是在图22A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0175] 图23A至图23E是图21的器械尖端在插入到组织内的各个不同位置时的周围的功率损耗密度的顶视图;

[0176] 图24A是示出仅最远侧尖端插入到组织中的实施方案器械尖端的透视图;

[0177] 图24B是在图24A的配置中测量的散射参数的曲线图;

[0178] 图25A是示出进一步插入到组织中的图24A的器械尖端的透视图;

[0179] 图25B是在图25A的配置中测量的散射参数的曲线图。

[0180] 图26是根据本发明的实施方案的器械尖端的顶视图;并且

[0181] 图27是针对图26的器械尖端测量的散射参数的曲线图。

具体实施方式

[0182] 现在将参考附图论述本发明的各个方面和实施方案。另外的方面和实施方案对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。本文中提及的所有文件均以引用的方式并入本文。

[0183] 图1是完整的电外科系统100的示意图,该电外科系统能够选择性地向侵入式电外科器械的远侧端部供应RF能量、微波能量和流体(例如,盐水或透明质酸)中的任一种或全部。系统100包括用于可控地供应电磁(EM)能量的发生器102。在本发明实施方案中,EM能量包括RF EM能量和/或微波频率EM能量。适合于此目的的发生器在WO2012/076844中有所描述,该申请以引用方式并入本文。

[0184] 发生器102通过接口电缆104连接到接口接头106。接口接头106还被连接以经由流体供应电缆107接收来自流体递送设备108的加压流体供应。接口接头106的功能是将来自发生器102和流体递送装置108的输入组合到从接口接头106的远侧端部延伸的单个柔性轴112中。应当理解,轴112可以形成接口接头106的一部分。

[0185] 柔性轴112可被插入穿过外科窥视装置114的器械(工作)通道的整个长度。扭矩传递单元116可被安装在接口接头106和外科窥视装置114之间的轴112的近侧长度上。如果存在的话,扭矩传递单元116接合轴以允许其在外科窥视装置114的器械通道内旋转。

[0186] 柔性轴112具有电外科器械尖端118,该电外科器械尖端被成形为穿过外科窥视装置114(例如,内窥镜)的器械通道并且(例如,在患者体内)在器械通道的远侧端部处突出。器械尖端包括用于将RF EM能量和/或微波EM能量递送到生物组织中的有源尖端和用于递送加压流体(例如,盐水、Gelofusine和/或添加了标记染料的透明质酸)的孔口。这些组合技术为切割和破坏不想要的组织提供了独特的解决方案以及密封目标区域周围血管的能力。通过向流体施加压力,外科医生能够将流体注入在组织层之间,以便扩张并且标记待治疗的病变的位置。以这种方式注入流体提升和分离组织层,使其更容易在病变周围切除和通过粘膜下层的刨平,降低肠壁穿孔和对肌肉层不必要的热损伤的风险。

[0187] 器械尖端118还可以包括位于有源尖端下方的保护壳,以帮助组织刨削型切除动作,同样有助于防止意外穿孔并且确保剩余组织的活力,这继而促进更快速的愈合和术后恢复。

[0188] 器械尖端118的结构可以特别设计成与具有内径为至少2.2mm且工作长度介于60cm和170cm之间的工作通道的传统的可转向柔性内窥镜一起使用。因此,大多数直径相对

较小的器械都容纳在较大且主要为聚合物的绝缘装置(即,柔性内窥镜通道)的内腔内。实际上,远侧组件仅从内窥镜通道的远侧端部突出5mm至25mm,以免阻挡视野或对相机聚焦产生不利影响。远侧组件的突出部分是器械中与患者直接接触的唯一部分。

[0189] 在内窥镜工作通道的近侧端部(其通常保持在距患者50cm至80cm处)处,柔性轴112从工作通道端口伸出并且进一步延伸30cm至100cm至接口接头106。在使用时,在整个手术期间接口接头106通常由戴手套的助手保持。接口电缆104使用QMA型同轴接口连接到发生器102,该QMA型同轴接口被设计成允许连续的顺时针或逆时针旋转。这允许接口接头106在用户的控制下与扭矩传递单元116一起旋转。助手在整个手术中支撑接口接头106,以便帮助用户进行交感神经器械旋转和流体注入。

[0190] 图2示出了有助于理解本发明的实施方案的曲线图。该图示出了沿半波谐振器的长度l的不同位置处的电场E和电流I的变化。跨谐振器的长度的电流I遵循近似正弦半波,在谐振器的近侧端部处具有0值,在谐振器中心处具有峰值,并且在谐振器的远侧端部处具有0值。电场E遵循对应的余弦半波,在谐振器的近侧端部具有峰值,在谐振器的中心具有零值,并且在谐振器的远侧端部具有另一个峰值。图2所示的半波将每半个周期反转一次。

[0191] 在一些实施方案中,发明人已经开发了被配置为半波谐振器的器械尖端。由于电感与电流有关,并且由于电流峰值在谐振器的中心(如图2所示),因此发明人发现,对于半波谐振器,器械尖端的中心区可被认为对其电感最重要。同样,由于电容与电场相关,并且由于电场在近侧端部和远侧端部处达到峰值,发明人已经认识到,导电元件的近侧区和远侧区可被认为对于器械尖端的电容是最重要的。

[0192] 图3A、图3B和图3C示出了如GB 2523246中所讨论的现有技术有源尖端20的尺寸。现有技术有源尖端20具有平面主体22,该平面主体包括将其第一表面上的第一导电元件24与其第二表面上的第二导电元件分开的电介质基板。现有技术有源尖端的总长度为10.6mm,最大宽度为2mm,并且高度为0.5mm。现有技术有源尖端20上的第一导电元件24具有0.03mm的厚度。

[0193] 平面主体22的两个表面上的导电层沿着尖端20的近侧6mm从平面主体22的边缘后移0.2mm的距离。为了确保顶部导电层24与同轴电缆的外部导体隔离,顶部导电层24从电介质基板的近侧边缘后移0.6mm的距离。

[0194] 由于第一导电元件24包括从平面主体的边缘后移的近侧部分,第一导电元件24可被认为是相对于完全覆盖等效(参考)平面主体的第一表面的参考导电元件而被图案化的。然而,与参考器械尖端的电长度相比,现有技术有源尖端20中的后移图案不增加现有技术器械尖端的电长度。

[0195] 而是,后移导电区域对电长度基本上没有影响。

[0196] 导电元件24包括在器械尖端的两个区中后移的图案化区段:本质上通常是电容性的近侧区,以及本质上通常是电感性的中心区。后移图案化区段可被认为是一半电容性的并且一半电感性的。

[0197] 在近侧区中,将导电元件24从平面主体的边缘后移具有减小电容的效果,因为电容c与导电板的重叠面积成A比例如下:

[0198] $$C=\frac{\varepsilon A}{d}$$

(等式4)

[0199] 其中ε是介电常数,并且d是导电板之间的距离。

[0200] 在中心区中,将导电元件24从平面主体的边缘后移具有增加电感的效果,因为较窄的传输线相比于较宽的传输线具有更高的电感。

[0201] 由于导电元件24在近侧区和中心区中具有相同的宽度,即这些区中的导电区域之间没有相对的宽度差,因此电容的减小和电感的增加有效地抵消,使得后移图案对谐振频率或电长度基本上没有影响。

[0202] 因此,总体而言,现有技术中的后移图案相对于覆盖整个(等效)参考平面主体的参考导电元件而言对电长度没有影响。

[0203] 还应当注意,第一导电元件24包括弯曲的远侧区段。然而,弯曲的远侧区段已经覆盖了整个平面主体22(该平面主体也是弯曲的),因此其图案相对于还覆盖具有相同形状和尺寸的整个参考平面主体的参考导电元件不提供电长度的任何变化。

[0204] 然而,弯曲的远侧区段的曲率确实具有改变相对于覆盖矩形参考平面主体的矩形参考导电元件的电长度的效果。然而,这还具有相对于矩形导电元件的电长度减小(而不是增加)电长度的效果,因为它从器械的远侧区移除了电容。在GB 2503673中也解释了这种效应,该文献描述了需要将类似的弯曲的器械尖端在物理上制造得较长以提供所需的谐振特性的方式,以解决由弯曲的远侧尖端引起的电容减小的问题。

[0205] 因此,在现有技术的布置中,器械尖端的最小物理长度受到提供必要的电长度的要求的限制。器械尖端不能被制造得较小,因为导电元件尺寸的任何减小继而将进一步减小电容C,并且因此进一步将电长度不期望地增加超过谐振所需的电长度。

[0206] 相比之下,发明人已经开发了改进的有源尖端,该改进的有源尖端可以被制造得比现有技术有源尖端要小,同时保持提供所需的电长度以及将能量高效地传递到生物组织中的能力。

[0207] 例如,本文所讨论的一些实施方案提供了对有源尖端的中心区、近侧区和/或远侧区的修改,以帮助调谐其电感和/或电容。在这样做时,发明人已经提供了与现有技术的有源尖端相比可具有减小的尺寸的有源尖端,同时在所需的谐振频率(例如,5.8GHz)下保持功能性,并且保持与目标组织的高效的阻抗匹配。

[0208] 图4和图5示出了根据本发明第一实施方案的器械尖端118。器械尖端118包括具有平面主体122的有源尖端120,该平面主体将平面主体122的第一表面上的第一导电元件124与平面主体122的第二表面上的第二导电元件126分开。器械尖端还可以包括位于有源尖端120下侧的保护壳128。

[0209] 同轴馈电电缆130具有内部导体132、与内部导体132同轴的外部导体134以及将内部导体和外部导体分开的电介质材料136。内部导体132电连接到第一导电元件124,并且外部导体134电连接到第二导电元件126,以使有源尖端120能够接收工作信号。

[0210] 平面主体122沿着其长度包括四个四分之一部分,中间的两个四分之一部分形成中心区138,并且近侧四分之一部分和最远侧四分之一部分分别形成近侧区140和远侧区142。

[0211] 第一导电元件124具有被配置为将器械尖端118的电长度设定为大于参考器械尖端144(在图6中示出)的电长度的图案。除了参考器械尖端144包括完全覆盖参考器械尖端144的平面主体的第一表面的参考导电元件146这一事实之外,参考器械尖端144与器械尖端118相同(例如,具有相同的形状和物理长度)。这样,参考器械尖端144在与器械尖端118相同的工作频率下不起作用。

[0212] 平面主体122包括电介质材料,例如介电常数为9.8的氧化铝。在这些条件下,频率为5.8GHz的半波谐振器将需要接近$\frac{1}{2}\lambda=\frac{1}{2}\frac{c}{f\sqrt{\varepsilon_{eff}}}=8.3\ \mathrm{mm}$的电长度。器械尖端118因此被图案化为提供接近工作信号频率下的半波长的电长度(例如,在频率为5.8GHz的工作信号下为8.3mm)。

[0213] 第一导电元件124具有在近侧区140中的近侧电容元件148、在中心区138中的中心电感元件150,以及在远侧区142中的远侧电容元件152。

[0214] 如参考图2可以理解的,器械尖端的近侧区140和远侧区142可各自被认为限定了主要贡献于器械尖端118的电容(而不是电感)的区域。相反,中心区140可被认为限定了主要对器械尖端118的电感(而不是电容)有贡献的区域。

[0215] 从图4和图5可以看出,第一导电元件124的近侧电容元件148形成为大致矩形的电容板。电容板从平面主体122的侧向边缘后移一对间隙154。间隙154可有助于减少能量从电容元件148传递到组织中,从而有助于确保能量主要从器械尖端118的远侧区142传输。

[0216] 器械尖端还包括在平面主体122近侧的倒角的间隔元件156,其中内部导体132通过覆盖间隔元件156的近侧传输线电连接到第一导电元件124。

[0217] 中心电感元件150被配置为将近侧电容元件148连接到远侧电容元件152的直线(线性)细轨道。在该实施方案中,中心电感元件150具有小于器械尖端118的最大宽度的20%的宽度,例如器械尖端118的最大宽度的约10%。

[0218] 远侧电容元件152是延伸到平面主体122的边缘(即,不后移一定的间隙)的连续的金属化层。因此,远侧电容元件152可以与待治疗(或诊断)的组织保持紧密接触。

[0219] 器械尖端118的图案与参考器械尖端144的图案的不同之处在于,器械尖端118的图案从近侧区140移除导电材料(例如,由于近侧电容元件148周围的间隙154)并且从中心区移除导电材料(由于窄的中心电感元件150)。

[0220] 近侧区140中的后移部分具有相对于参考器械尖端144的电长度稍微减小器械尖端118的电长度的效果。该近侧电容部分148因此可被认为提供电缩短图案。然而,中心电感元件150明显变窄,提供了增加其电感的效果,从而将电长度增加至抵消并且超过近侧区140中任何电缩短的影响的程度。总体上,该图案因此提供了将器械尖端118的电长度设定为大于参考器械尖端144的电长度的净效果。例如,在该实施方案中,图案在频率为5.8GHz的工作信号下提供接近8.3mm的电长度。器械尖端118因此被配置为用于传送包括5.8GHz下的微波信号的工作信号的半波长谐振器。此外,在该实施方案中,有源尖端120实现了该电长度,同时具有8.1mm的相对较短的物理长度和1.8mm的最大宽度。

[0221] 因此,器械尖端118可以在物理上被制造得小于现有技术器械尖端,并且实际上甚至可以在物理上被制造得小于所计算的电长度。

[0222] 在其他尺寸中,类似于图3A至图3C的现有技术有源尖端20,有源尖端120还可以具

有0.5mm的高度,并且导电元件124可具有0.03mm的厚度。

[0223] 换句话讲,由于导电元件124在物理上被制造得小于现有技术有源尖端20的导电元件24,因此有源尖端120将具有比现有技术有源尖端20相对较低的电容。因此,导电元件124具有修改的图案以提供相对较高的电感。这有助于抵消降低的电容的影响,以提供较长的适当电长度。在本发明实施方案中,该修改包括窄线性轨道形式的中心电感元件150,以充当连接近侧元件148和远侧元件152的传输线。通过使中心区138中的导电元件124变窄,增加了其电感,并且因此可以使其小于现有技术有源尖端20,同时保持所需的电长度。

[0224] 图7示出了并排比较,示出了现有技术有源尖端20和第一实施方案的修改的有源尖端120之间的尺寸差异。图7是按比例绘制的并且包括每平方0.5mm的网格间距。可以看出,改进的有源尖端120明显短于现有技术的有源尖端20。

[0225] 此外,图8A至图9B表明,该较短的有源尖端120仍然可以向组织提供相当高效的能量传递。具体地,图8A至图8C和图9A至图9B示出了在两个不同的插入位置处插入到肝脏组织158中的有源尖端120的能量分布。

[0226] 图8A示出了有源尖端120,其远侧尖端插入到组织158中。图8B示出了当在图8A所示的位置中插入到组织158中时远侧电容元件152周围的功率损耗密度。从图8B可以看出,有源尖端120在组织158内提供相对对称且均匀的能量分布。

[0227] 图8C示出了由有源尖端120在该位置跨各种频率提供的散射参数(“S参数”)的曲线图。根据下面的近似转换表,这种类型的曲线图可以有效地提供对有源尖端120将能量传递到组织158中的效率的理解:

[0228]

dB	**百分比效率** (计算为*效率*=1-$10^{dB/10}$)
-2 dB	37%
-3 dB	50%
-4 dB	60%
-5 dB	68%
-6 dB	75%
-7 dB	80%
-8 dB	84%
-9 dB	87%
-10 dB	90%

[0229] 从图8C可以看出,在5.8GHz的谐振频率下并且在远侧尖端完全插入到组织158中的情况下,经修改的有源尖端120提供-3.9dB的S参数,因此在将能量传递到组织中时效率为约60%。

[0230] 从图9A和图9B可以看出,在5.8GHz的谐振频率下并且在远侧尖端部分地插入到组织158的第二位置(仅在远侧尖端的侧向侧上),修改的有源尖端120提供-3.2dB的S参数,因此在将能量传递到组织中时效率为约50%。

[0231] 因此,即使在远侧尖端处的阻抗改变时(即,在改变与装置接触的组织的量时),第一实施方案也可以用于提供相对一致的能量传递效率。另外,第一实施方案在装置周围提供均匀的能量分布(如从图8B中可以看出),同时在所需的电长度下提供相对较小的物理布置。

[0232] 图10和图11示出了根据本发明第二实施方案的有源尖端220。有源尖端220大体上

类似于第一实施方案的有源尖端120,其中类似的附图标记表示类似的元件,除非另有讨论。例如,如图10所示,第二实施方案可具有与第一实施方案相同的尺寸。图10是按比例绘制的并且包括每平方0.5mm的网格间距。

[0233] 与第一实施方案相比,第二实施方案的有源尖端220可以通过改变第一导电元件的电容和电感改善与同轴电缆的阻抗匹配来帮助进一步提高能量传递的效率。

[0234] 具体地,有源尖端220与有源尖端120的不同之处在于,有源尖端220具有已被挖空以形成围绕非导电空隙262的回路260的远侧元件。因此,回路260可被认为提供电容效应(在有源尖端的远侧区242处)和电感效应(在有源尖端220的中心区238中)。具体地,与有源尖端120相比,空心回路260减小了有源尖端220的电容。另外,它有效地提供了延长的中心电感元件264,例如,现在它还包括在有源尖端220的中心区238中的一对侧向突出臂266,从而增加了有源尖端220的电感。由于阻抗与电容和电感如$Z=\sqrt{\frac{L}{C}}$相关,因此与有源尖端220相比,这增加了阻抗,并且可以改善其与同轴电缆130的阻抗匹配。

[0235] 导电回路260的弯曲部分在远侧区242处沿着平面主体122的弯曲的周边延伸,以形成用于接触组织的切割边缘。沿着平面主体122的弯曲的周边的回路260可以充当方便的指示器,以便临床医生更容易地看到有源尖端220的切割表面。

[0236] 即使在改变有源尖端220相对于组织的位置时,有源尖端220也可以有利地帮助提供均匀的能量分布并且提高能量传递的效率。例如,图12A至图14C示出了有源尖端220在相对于肝脏组织158的三个不同位置处的效率和能量分布。

[0237] 图12A示出了处于第一位置的有源尖端220,其中仅有源尖端220的最远侧部分插入到组织158中。如图12B所示,这在有源尖端周围提供了相对均匀的能量分布。如图12C所示,在5.8GHz下所得的S参数是-4.1dB,指示有源尖端220在该频率和位置下的效率为约60%。

[0238] 图13A示出了处于第二位置的有源尖端220,其中该有源尖端以相比于在第一位置的深度更深的深度进一步插入到组织中。如图13B所示,这在有源尖端220周围还提供了相对均匀的能量分布。此外,如图13C所示,在5.8GHz下所得的S参数是-4.5dB,指示有源尖端220在该频率和位置下的效率为约65%。

[0239] 图14A示出了处于第三位置的有源尖端220。在该位置,有源尖端220以与第二位置相同的深度插入到组织158中,但仅沿着有源尖端220的一个侧向侧。如图14B所示,这在有源尖端周围还提供了相对均匀的能量分布。此外,如图14C所示,所得的S参数在5.8GHz下为-4.1dB,指示有源尖端220在该频率和位置下的效率为约60%。

[0240] 因此,与有源尖端220相比,有源尖端220可用于提高能量传递的效率,即使在有源尖端220处的阻抗改变时(即,当改变与装置接触的组织的量时)也可以提高该效率的一致性。

[0241] 图15和图16示出了根据本发明第三实施方案的有源尖端320。

[0242] 示出有源尖端320的附图包括与示出有源尖端120和有源尖端220的附图类似的附图标记,以表示类似的元件,除非另有讨论。有源尖端320具有与有源尖端120和有源尖端220相同的尺寸。图15是按比例绘制的并且包括每平方0.5mm的网格间距。

[0243] 有源尖端320与有源尖端120和有源尖端220的不同之处在于,它具有变窄的近侧

部分,这进一步减小了导电轨道的电容(这继而减小了电长度)。为了对此进行补偿并且将有源尖端320电延长到所需长度,有源尖端320包括一对延长部分368,该对延长部分被配置为相对于平面主体122的物理长度增加导电元件324的物理长度。

[0244] 更具体地,在有源尖端320的近侧区340处,第一导电元件324包括电容元件348,该电容元件包括比平面主体122窄得多(例如,平面主体122的近侧区340的宽度的约1/3)的板(或"灯泡状物")。导电元件122还包括从电容元件348纵向延伸穿过中心区342的最远侧部分的导电轨道370。在平面主体122的大致中心处(即,在主体开始向内弯曲的位置),导电轨道370分叉成一对轨道372A和372B,该对轨道彼此间隔开并且延伸到平面主体122的远侧尖端。在远侧尖端处,轨道372A和轨道372B然后沿着平面主体122的相应的周边边缘向外延伸,以形成朝向平面主体122的近侧区域向后突出的一对分支374A和374B。在该实施方案中,每个分支374A和374B终止于位于有源尖端320的中心区338的相应的周边边缘处的相应的终端。在这样的布置下,远侧端部处的电容的有效中心在沿着平面主体122的周边上的分支374A和分支374B的约中间。

[0245] 分支374A和分支374B有效地用于增加导电元件324的物理长度,进而增加其电长度,如由沿着有源尖端320传送的工作信号所看到的。由于分支374A和分支374B沿着平面主体122的周边延伸,因此它们还用于执行工作(治疗或诊断)功能,并且可以为操作器械的临床医生提供容易可视化的工作表面。

[0246] 图17A至图19B示出了有源尖端320在相对于肝脏组织158的三个不同位置处的效率和能量分布。

[0247] 图17A示出了处于第一位置的有源尖端320,其中仅有源尖端320的最远侧部分插入到组织158中。如图17B所示,这在有源尖端周围提供了相对均匀的能量分布。如图17C所示,在5.8GHz下所得的S参数为-2.05dB,指示有源尖端320在该频率和位置下的效率为约37%。

[0248] 图18A示出了处于第二位置的有源尖端320,其中该有源尖端以相比于在第一位置的深度更深的深度进一步插入到组织158中。如图18B所示,这在有源尖端320周围还提供了相对均匀的能量分布。此外,如图18C所示,在5.8GHz下所得的S参数为-6.5dB,指示有源尖端320在该频率和位置下的效率为约78%。

[0249] 图19A示出了处于第三位置的有源尖端320。在该位置,有源尖端320以与第二位置相同的深度插入到组织158中,但仅沿着有源尖端320的一个侧向侧。如图19B所示,这提供了在5.8GHz下所得的S参数-1.9dB,指示有源尖端在该频率和位置下的效率为约35%。

[0250] 图20示出了另一个器械尖端418,其包括具有第一导电元件424的有源尖端420,该第一导电元件旨在相对于平面主体的物理长度增加其物理长度。

[0251] 在有源尖端420的远侧部分(例如,有源尖端的远侧40%)中,导电元件424延伸跨过整个平面主体,以形成远侧电容元件(电容板)452。

[0252] 在有源尖端的近侧部分(例如,有源尖端的近侧60%),导电元件424被图案化为沿着其长度具有多个偏转部476的细长轨道,以形成在同轴电缆130和远侧电容元件452之间延伸的方波形状478。

[0253] 该方波轨道被设计成相对于平面主体的物理长度增加导电元件的物理长度,进而相对于在平面主体的整个表面上延伸的参考导电元件增加导电元件的电长度。

[0254] 然而,如果方波轨道的相邻部分彼此非常接近,则在使用中工作信号(例如,5.8GHz下的微波频率能量)可以跨方波耦合,有效地绕过方波部分并且直接行进到远侧端部(例如,沿着与器械尖端的纵向轴线大致对准的路径)。

[0255] 因此,根据该实施方案,选择该图案来设定相邻导电部分之间的间隙的尺寸(例如,对于具有0.5mm厚度的平面主体,彼此相距1mm),从而防止工作信号跨间隙耦合。这样的布置提供了延长部分,该延长部分被配置为围绕轨道的延长部分传送工作信号,从而增加其电长度。

[0256] 图26示出了根据本发明另一实施方案的具有有源尖端720的电外科器械尖端718。图26包括与上面讨论的那些类似的附图标记,以表示类似的元件,除非另有讨论。

[0257] 器械尖端718类似于图10和图11的器械尖端218,但具有允许将器械尖端718制造得较小同时仍然提供适当的电长度和阻抗匹配的不同图案。具体地,器械尖端718具有不包括电感元件264的中心纵向延伸的部分的图案。而是,器械尖端718具有围绕非导电空隙762的导电回路760,该导电回路直接连接到导电(电容)板748的远侧端部并且提供所需的电感。

[0258] 更详细地,如图26所示,有源尖端718相比于有源尖端218可以短得多。在该实施方案中,有源尖端718具有6.56mm的物理长度,并且被配置为在5.8GHz的工作频率下作为半波谐振器操作。

[0259] 与上述实施方案相比,有源尖端718在其平面主体722的近侧(矩形)部分中缩短,即有源尖端718可具有与图10中的弯曲的远侧部分具有相同长度的远侧部分(例如,弯曲部分),并且因此可例如通过提供类似尺寸的切割表面来提供与组织的类似相互作用。

[0260] 有源尖端718包括在平面主体722的近侧四分之一部分中的近侧区740、在平面主体722的中心的两个四分之一部分中的中心区738,以及在平面主体722的远侧四分之一部分中的远侧区742。

[0261] 有源尖端718包括导电元件724,该导电元件在近侧区740中被图案化为包括矩形电容元件748。电容元件748大体上类似于关于图4和图10讨论的电容元件148和电容元件248。

[0262] 在电容元件748的远侧端部(其位于中心区738内),电容元件748直接连接到导电回路760。位于中心区738中的导电回路的一部分可被认为充当一对电感元件,该对电感元件围绕平面主体722的中心区738的相对周边沿着纵向方向朝向有源尖端720的远侧端部延伸。与图10中所示的图案相比,这样的布置可以增加中心区738中的电感,并且因此允许器械尖端的尺寸进一步减小,同时保持所需的电性能。

[0263] 例如,图27示出了插入到肝脏组织158中的有源尖端720的S参数。如图26所示,有源尖端720提供了S参数-7.4,指示在该频率下约82%的效率。还发现有源尖端720在改变其相对于肝脏158的位置时具有高效率和均匀的能量分布。

[0264] 图21至图23E示出了根据本发明第二方面的具有有源尖端520的电外科器械尖端518。图21至图23E包括与上面讨论的那些类似的附图标记,以表示类似的元件,除非另有讨论。图21是按比例绘制的并且包括每平方0.5mm的网格间距。有源尖端520可具有与有源尖端120、220、320和420相同的尺寸。

[0265] 与有源尖端120、220、320、420相比,以及/或者与在现有技术中讨论的有源尖端相

比,有源尖端520甚至可以进一步提高能量传递的效率。

[0266] 与先前的有源尖端(先前的有源尖端各自被配置为半波谐振器)不同,有源尖端520不被配置为谐振器。而是,有源尖端520被配置为有损耗的传输线。

[0267] 有源尖端520包括细长轨道580,该细长轨道从平面主体122的近侧区域582围绕用于接触组织的平面主体122的远侧区域584的周边延伸。

[0268] 在有源尖端520的近侧区域(例如,近侧半部)582中,细长轨道580包括用于连接到同轴电缆130的扩大的近侧端部586。细长轨道580还包括较窄的细轨道,例如具有沿着平面主体的中心轴线纵向延伸的直线(线性)部分588。近侧端部586和/或直线部分588的尺寸可选择性地配置为提供与同轴电缆130和/或组织的阻抗匹配。例如,放大的近侧端部586的宽度可以是平面主体122的近侧区域582的宽度的约35%,并且直线部分588的宽度可以为平面主体122的近侧区域582的宽度的约25%的更窄的宽度。在不同的实施方案中,细轨道可能不是直线的,例如它可具有波状形状或其他非线性形状。

[0269] 在直线部分588的端部处,细长轨道580包括第一偏转部590A(弯曲部、拐角)并且改变方向以横向于平面主体的纵向轴线延伸,即朝向有源尖端520的远侧区域584(例如,远侧半部)的周边边缘延伸。然后,细长轨道580还包括第二偏转部590B(弯曲部、拐角)以改变方向从而围绕远侧区域584的周边延伸。细长轨道580的围绕平面主体122的远侧区域584的周边(沿着边缘)延伸的部分可被称为周边部分592。

[0270] 周边部分592以第三偏转部590C(拐角)结束,第三偏转部位于平面主体122的与第二偏转部590B相对的一侧处。

[0271] 在第三偏转部590C之后,细长轨道580包括延长部分594,该延长部分包括第四偏转部590D(拐角),第四偏转部转向朝向有源尖端520的远侧端部纵向延伸的线性轨道(叉)。因此,周边部分592和延长部分594一起在有源尖端520的远端区域584处形成螺旋,周边部分592限定螺旋的外部部分,并且延长部分594限定螺旋的内部部分。

[0272] 周边部分592和延长部分594形成螺旋的相邻部分,这些部分沿着它们的长度被U形间隙596分开。间隙596、周边部分592和延长部分594各自具有远侧区域的最大宽度的约20%的宽度(但它们的宽度可以变化并且例如朝向有源尖端520的较窄远侧端部略微渐缩)。相对较大的间隙596可有助于防止工作信号跨螺旋的相邻部分耦合。

[0273] 在使用中,有源尖端520可以与组织接触,该组织充当有源尖端520的远侧端部处的负载。有源尖端520可以沿着直线部分588并且围绕周边部分592传送工作信号。由于周边部分592相对较窄(例如,宽度小于0.5mm),因此它可以在其宽度上提供相对较高的能量分布,与组织紧密接触。此外,由于周边部分592相对较长(例如,围绕平面主体的远侧40%延伸),因此(例如,与覆盖整个平面主体的导电元件相比)它可以沿着较长长度的轨道将该能量传递到组织中。因此,工作信号可以被高效地传送到组织中,继而可以沿着细长轨道580在幅度上大幅减小,以便在细长轨道580的终端598处提供大幅减小的幅度。

[0274] 图22A至图23示出了有源尖端520在相对于肝脏组织158的两个不同位置处的效率和能量分布。

[0275] 图22A至图22B示出了有源尖端520,其中周边部分592的大部分插入到组织中。如图22B所示,这在周边部分592的输入端附近(即,电学上更靠近同轴电缆130)相比于在周边部分592的输出端附近(即,电学上更靠近延长部分594)向组织提供更大量的能量。

[0276] 类似地,图23A至图23E示出了当有源尖端520插入到组织158中时在不同位置处的能量分布。如在这些图中所示,功率密度在周边部分592的输入端附近最大,并且围绕周边部分592的长度逐渐减小。如果组织(负载)仅在有源尖端的一个侧向侧,则功率密度也以相同的方式逐渐减小,如图23D所示。在不同的实施方案中,可以修改周边轨道的宽度和/或其与平面主体的边缘的接近度,以提供更均匀的功率吸收。

[0277] 因此,上面讨论的有源尖端120、220、320和420相比于有源尖端520可以提供更均匀的能量分布,因为能量分布在有源尖端120、220、320和420的两个侧向侧上是对称的。然而,有源尖端520可以提供能够更高效地将能量传递到组织中的布置。例如,如图22C所示,在5.8GHz下在图22A和图22B的位置所得的S参数为-7.8dB,指示有源尖端520在该频率和位置下的效率为约83%。

[0278] 图24A至图25B示出了根据本发明第二方面的另一实施方案的具有有源尖端620的电外科器械尖端618。

[0279] 有源尖端620类似于有源尖端520,但不包括相对于近侧区域中的直线轨道扩大的近侧端部。而是,导电元件624具有延伸至近侧端部并且沿着其整个长度具有恒定宽度的直线轨道688。

[0280] 图24B示出了该有源尖端620在图24A的位置处的S参数(其中肝脏组织158仅覆盖周边部分620的尖端)。这提供了S参数-7.7,指示有源尖端620在该频率和位置下具有83%的效率。图25B示出了有源尖端620在图25B的位置处的S参数(其中肝脏组织覆盖整个周边部分592)。这提供了S参数-10.8,指示有源尖端620在该频率和位置下具有92%的效率。

[0281] 在以上描述中或以下权利要求中或附图中公开的以特定形式或者在用于执行所公开的功能的装置或用于获得所公开的结果的方法或过程方面表述的特征在适当时可单独地或以此类特征的任何组合用于以其多样的形式实现本发明。

[0282] 虽然已结合上文描述的示例性实施方案描述了本发明,但当给出本公开时,许多等同的修改和变型对于本领域技术人员来说将是显而易见的。因此,本发明的上文阐述的示例性实施方案被认为是说明性的而非限制性的。在不脱离本发明的精神和范围的情况下,可对所描述的实施方案进行各种改变。

[0283] 为了避免任何疑问,本文提供的任何理论解释是为了提高读者的理解而提供的。本发明人不希望受任何这些理论解释的束缚。

[0284] 本文使用的任何章节标题仅用于组织目的,而不应被解释为限制所描述的主题。

[0285] 在包括随附权利要求在内的说明书通篇中,除非上下文另外要求,否则词语“包括”和“包含”以及变体(诸如“含有”和“涵盖”)将被理解为隐含包括所指出的整数或步骤或整数或步骤组,但不排除任何其他整数或步骤或整数或步骤组。

[0286] 必须注意,除非上下文另有明确指明,否则如在本说明书和所附权利要求中所用,单数形式“一个”、“一种”和“所述”包括复数个指代物。范围在本文中可被表述为从“约”一个特定值和/或到“约”另一个特定值。当表述这种范围时,另一个实施方案包括从一个特定值和/或到另一个特定值。类似地,当通过使用先行词“约”将值表述为近似值时,应当理解,特定值形成另一个实施方案。与数值相关的术语“约”是任选的并且意指例如+/-10%。

[0287] 100 电外科系统

[0288] 102 发生器

[0289] 104 接口电缆

[0290] 106 接口接头

[0291] 112 柔性轴

[0292] 118 电外科器械尖端

[0293] 107 流体供应电缆

[0294] 114 外科窥视装置

[0295] 116 扭矩传递单元

[0296] 108 流体递送设备

[0297] 20 现有技术有源尖端

[0298] 22 平面主体

[0299] 24 第一导电元件

[0300] 118 器械尖端

[0301] 120 有源尖端

[0302] 138 中心区

[0303] 140 近侧区

[0304] 142 远侧区

[0305] 122 平面主体

[0306] 124 第一导电元件

[0307] 148 近侧电容元件

[0308] 150 中心电感元件

[0309] 152 远侧电容元件

[0310] 126 第二导电元件

[0311] 154 间隙

[0312] 156 间隔元件

[0313] 128 保护壳体

[0314] 130 同轴馈电电缆

[0315] 132 内部导体

[0316] 134 外部导体

[0317] 136 电介质材料

[0318] 144 参考器械尖端

[0319] 146 参考第一导电元件

[0320] 158 组织样本

[0321] 218 器械尖端

[0322] 220 有源尖端

[0323] 260 回路

[0324] 262 非导电空隙

[0325] 264 中心电感元件

[0326] 266 臂

[0327] 318 器械尖端

[0328] 320 有源尖端

[0329] 368 电延长部分

[0330] 370 电容轨道

[0331] 372 A、B一对轨道

[0332] 374 A、B一对分支

[0333] 418 器械尖端

[0334] 420 有源尖端

[0335] 476 偏转部

[0336] 478 方波

[0337] 518 器械尖端

[0338] 520 有源尖端

[0339] 580 延长轨道

[0340] 582 近侧区域

[0341] 584 远侧区域

[0342] 586 放大的近侧端部

[0343] 588 窄的直线部分

[0344] 590 A、B、C、D偏转部592 周边部分

[0345] 594 延长部分

[0346] 596 间隙

[0347] 598 终端

[0348] 618 器械尖端

[0349] 620 有源尖端

[0350] 688 直线轨道

[0351] 718 器械尖端

[0352] 720 有源尖端

[0353] 722 平面主体

[0354] 724 导电元件

[0355] 738 中心区

[0356] 740 近侧区

[0357] 742 远侧区

[0358] 748 导电板

[0359] 760 导电回路

[0360] 762 非导电空隙

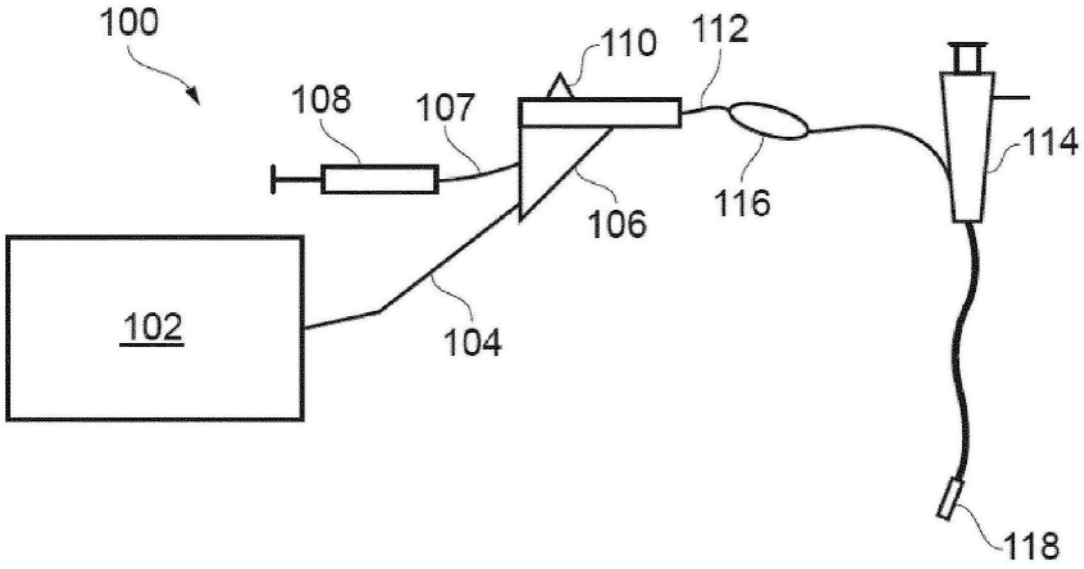


图1

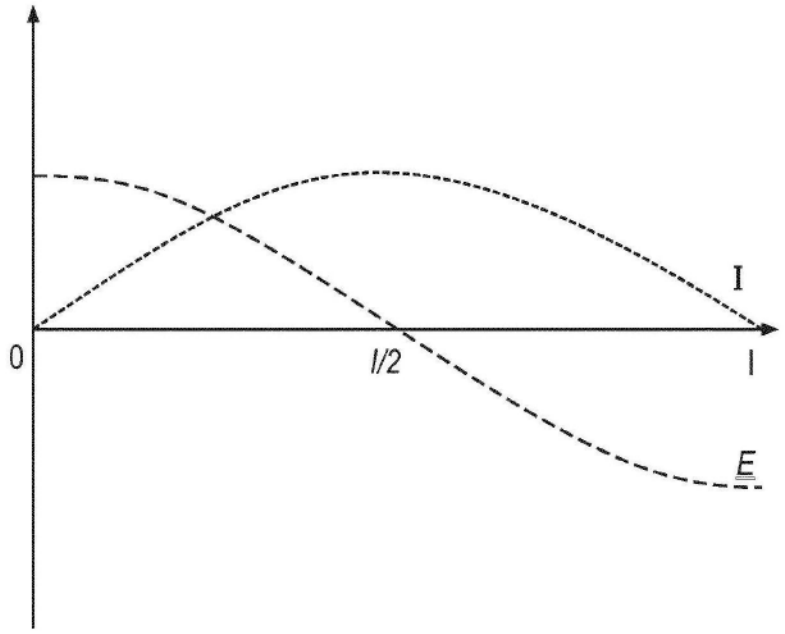


图2

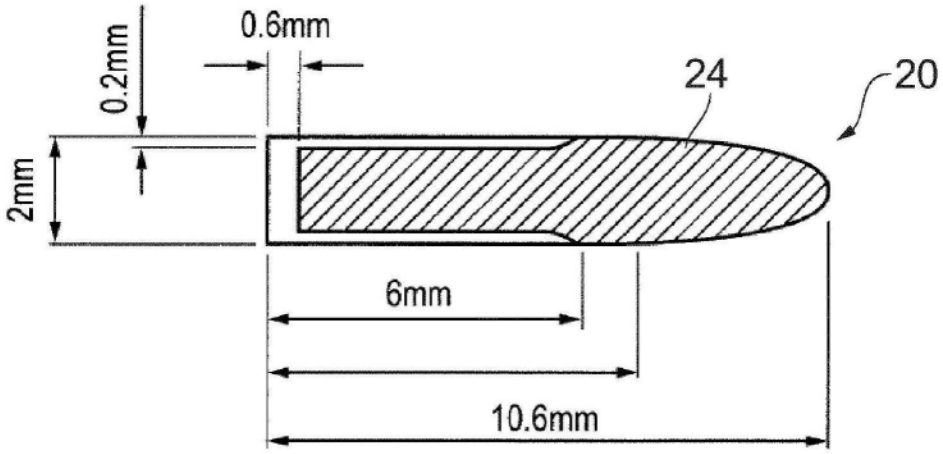


图3A(现有技术)



图3B(现有技术)

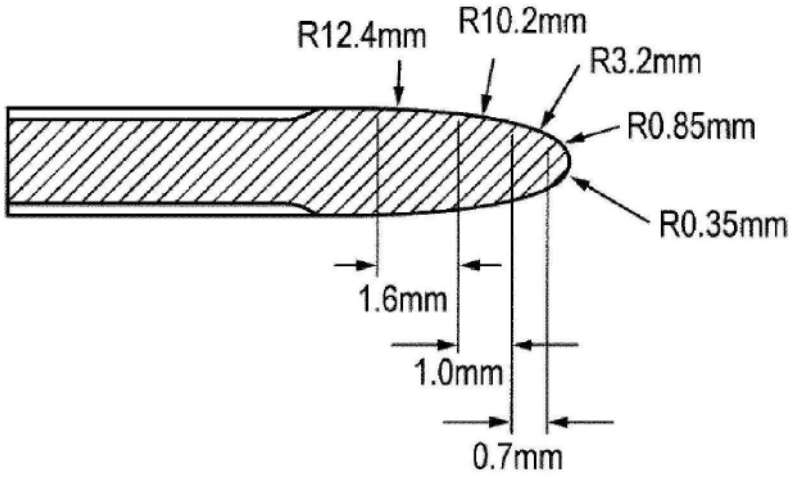


图3C(现有技术)

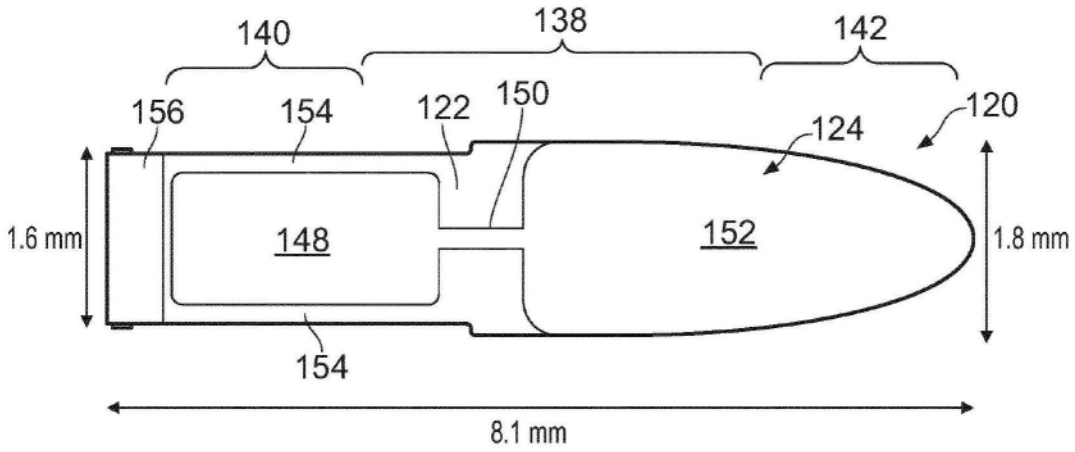

140
138
142
156
154
122
150
124
120
1.6 mm
148
152
1.8 mm
154
8.1 mm

图4

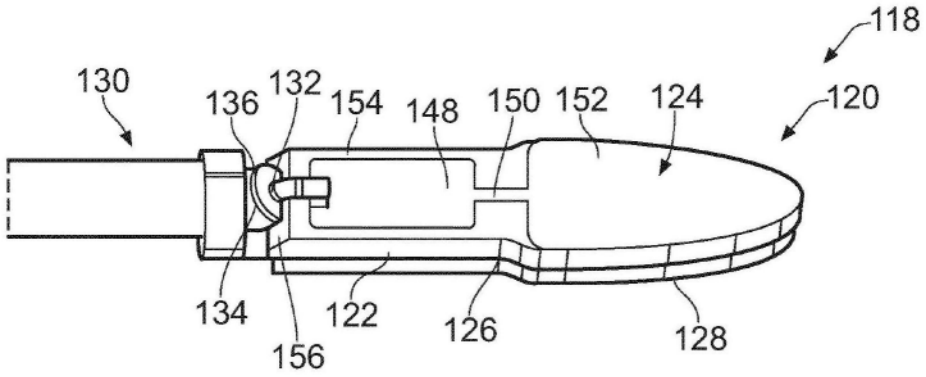

118
130
136
132
154
148
150
152
124
120
134
122
126
128
156

图5

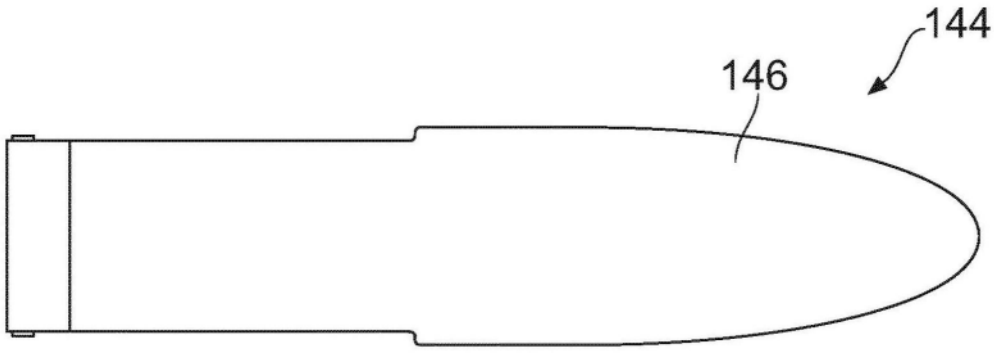

144
146

图6

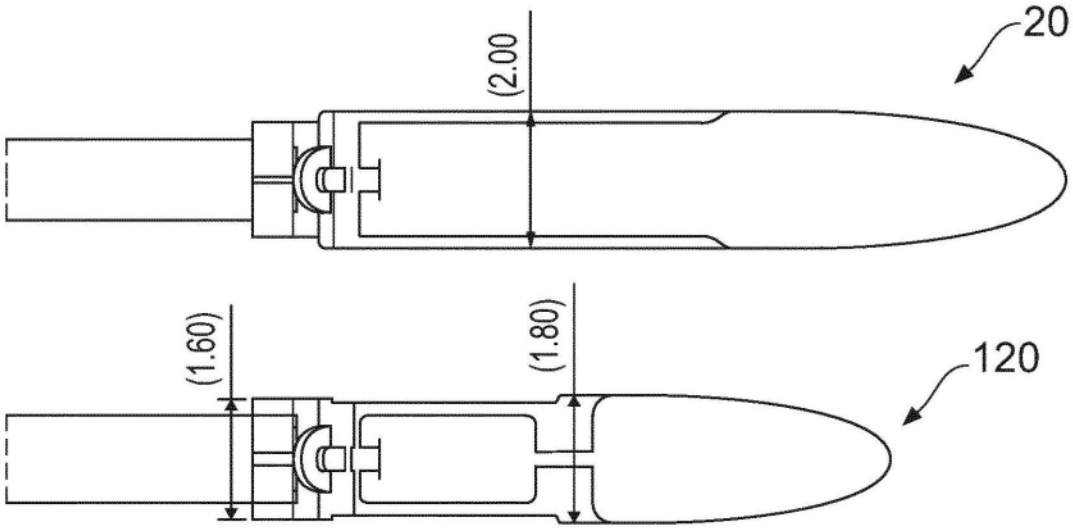


图7

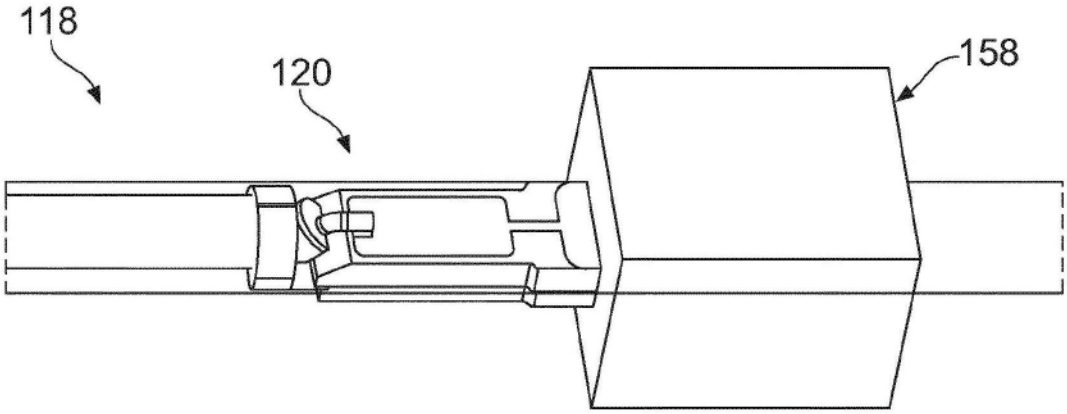


图8A

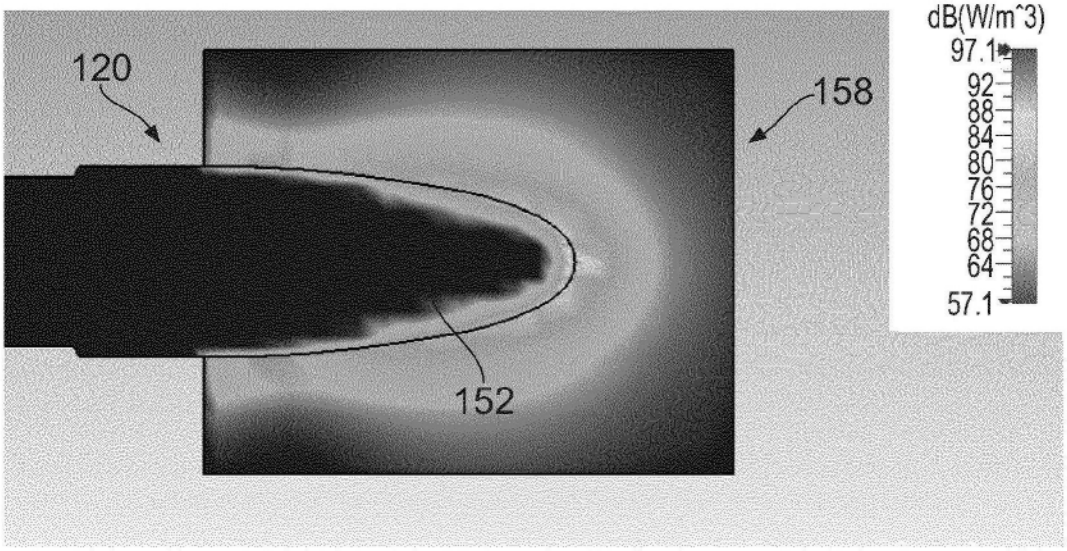


图8B

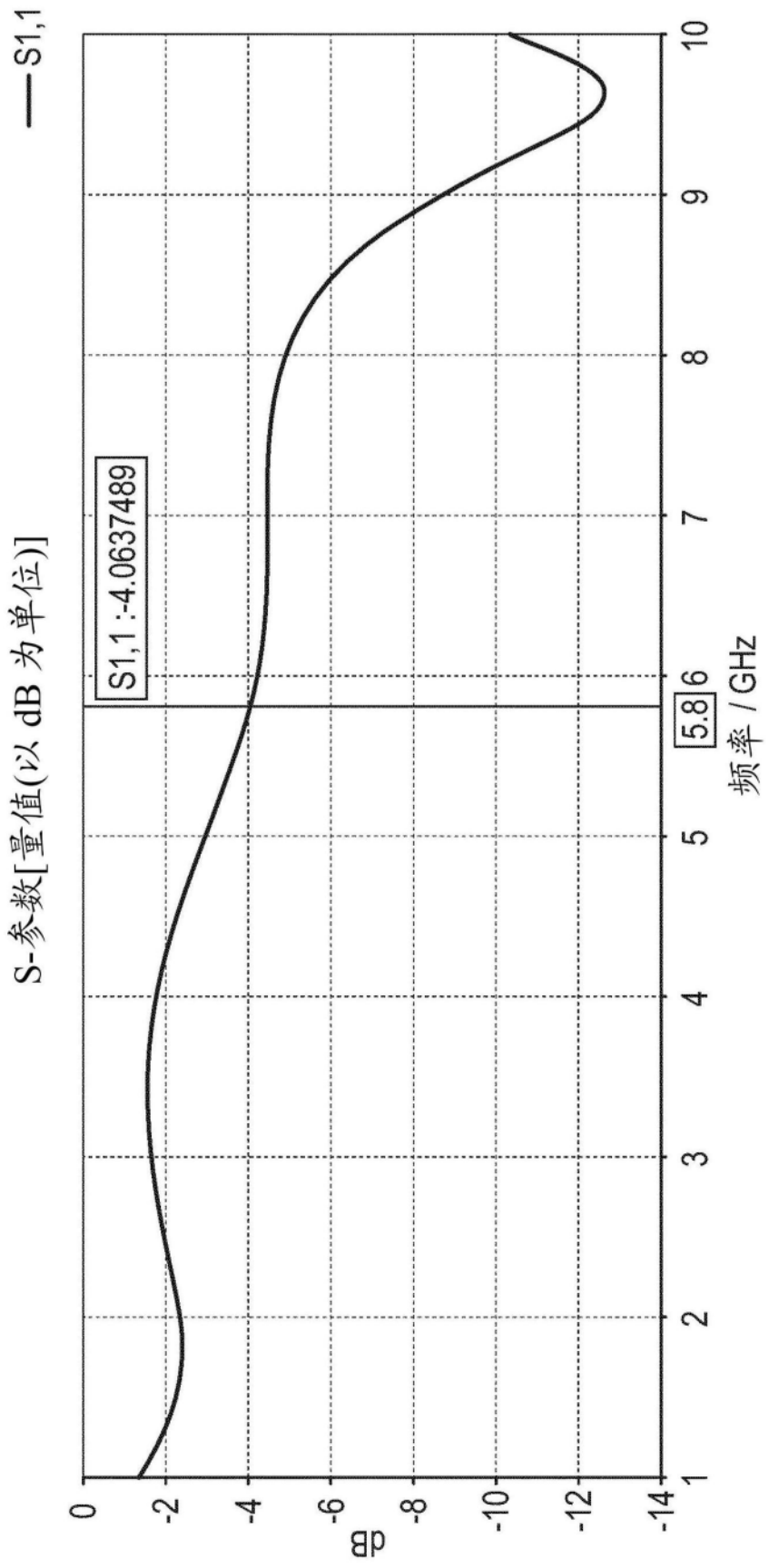

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1:-4.0637489
5.86
频率 / GHz
dB
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图8C

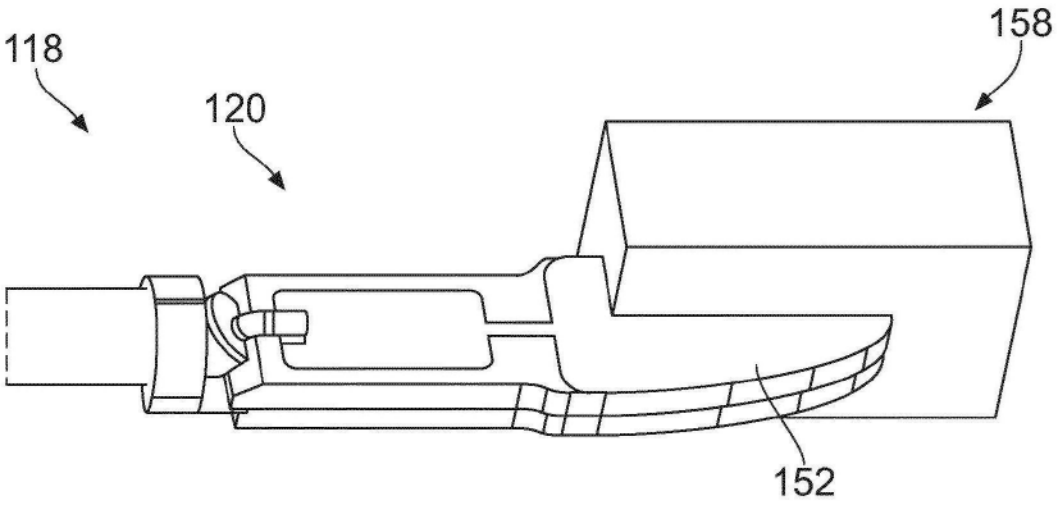


图9A

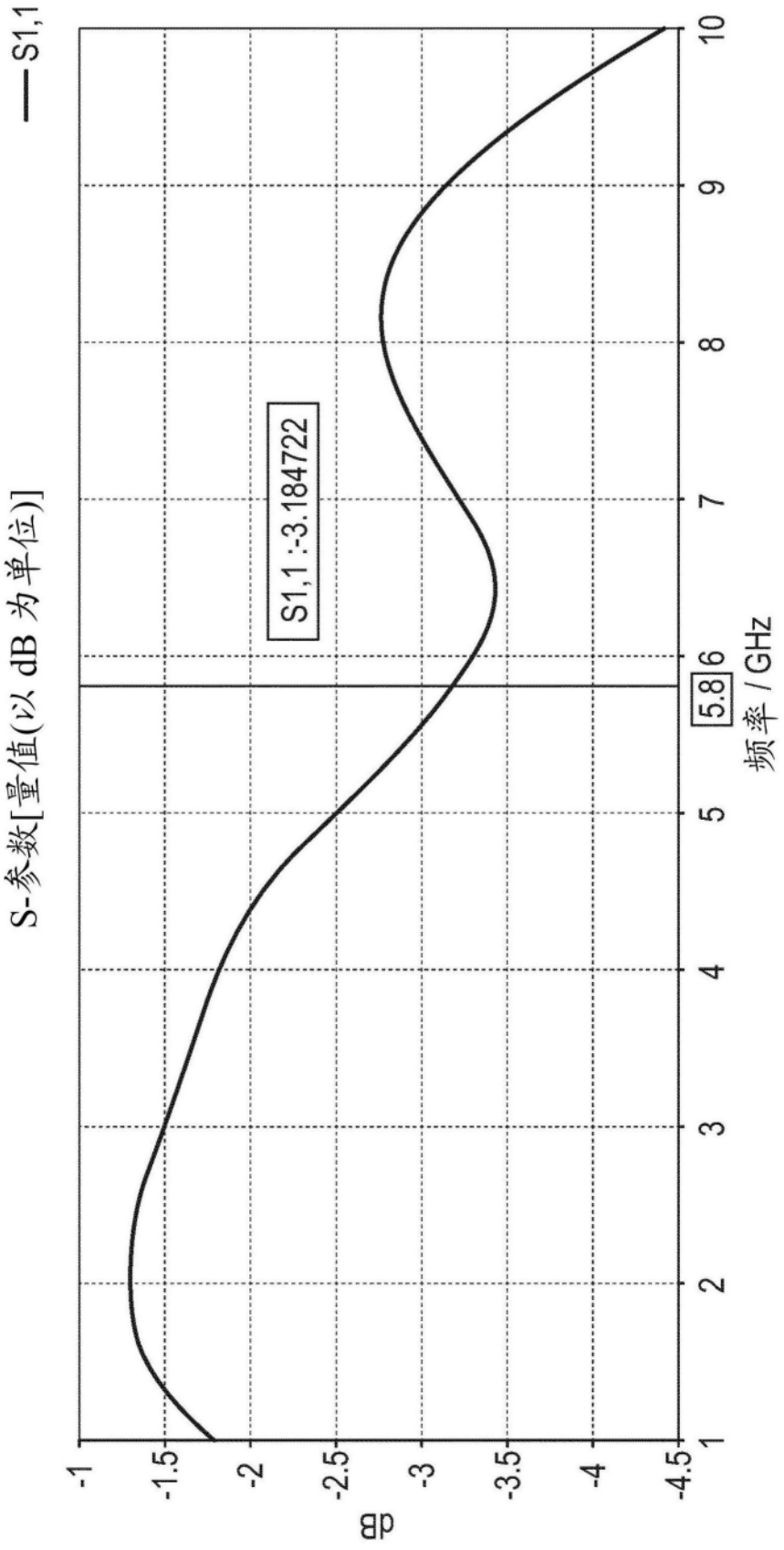

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1:-3.184722
5.8
频率 / GHz
dB
-1
-1.5
-2
-2.5
-3
-3.5
-4
-4.5
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图9B

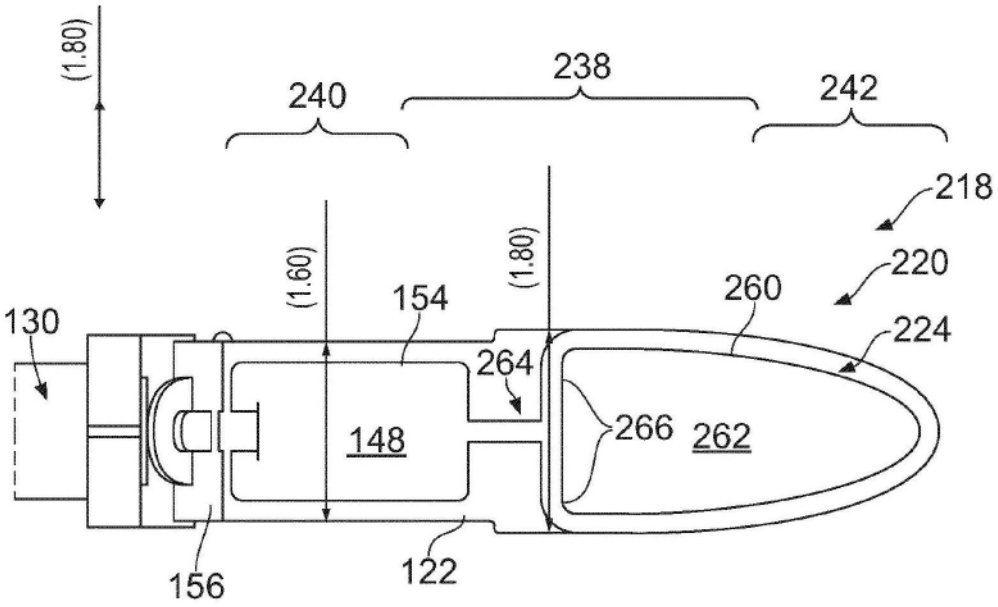

(1.80)
240
238
242
218
220
(1.60)
(1.80)
154
260
130
224
264
266
262
148
156
122

图10

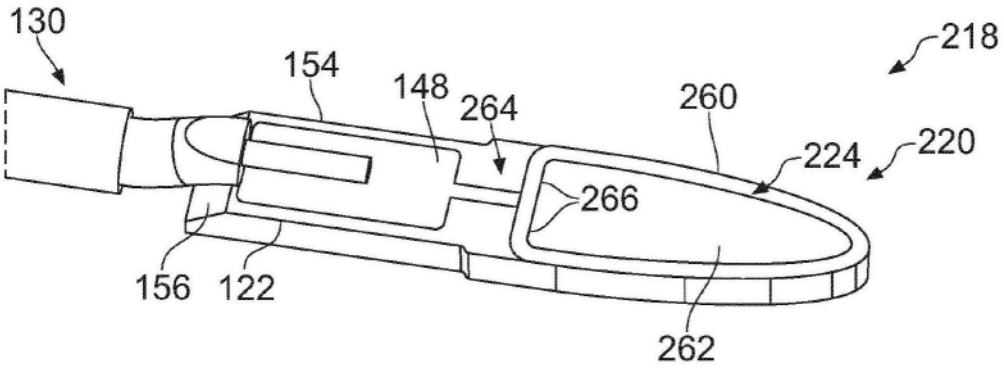

130
218
154
148
264
260
224
220
266
156
122
262

图11

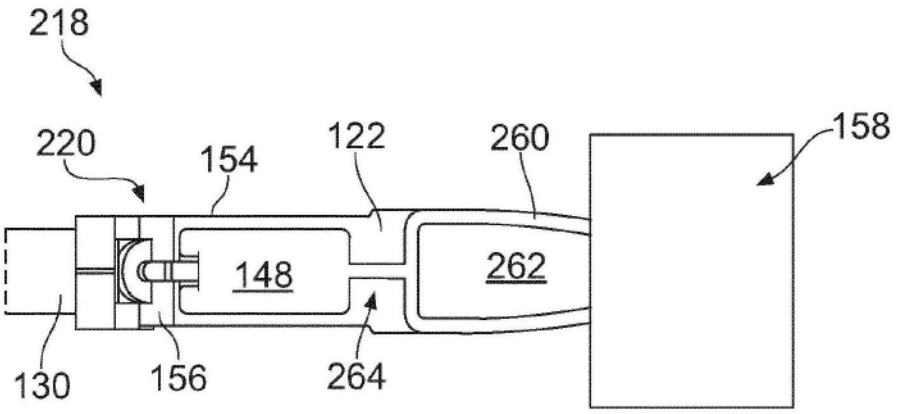

218
220
154
122
260
158
148
262
130
156
264

图12A

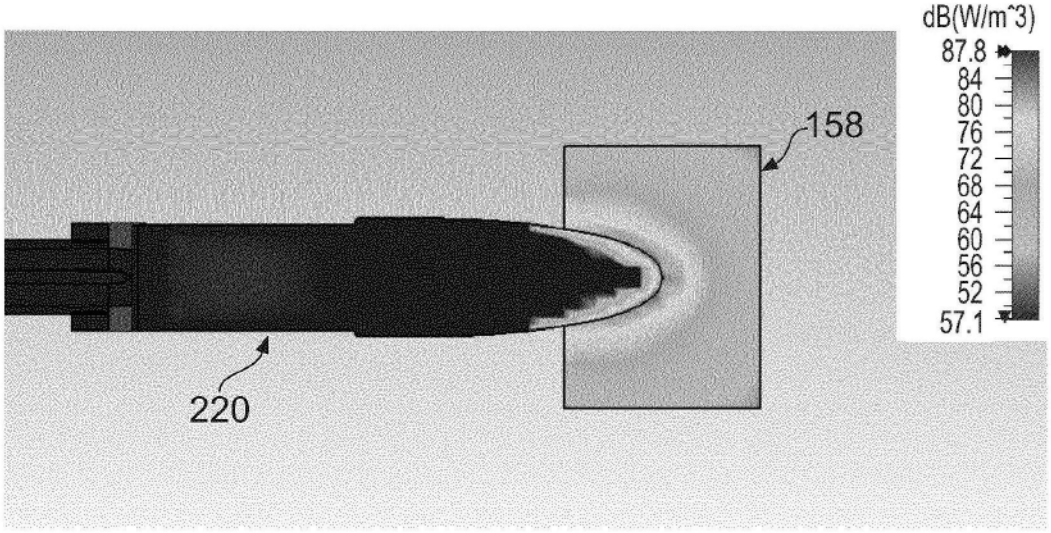


图12B

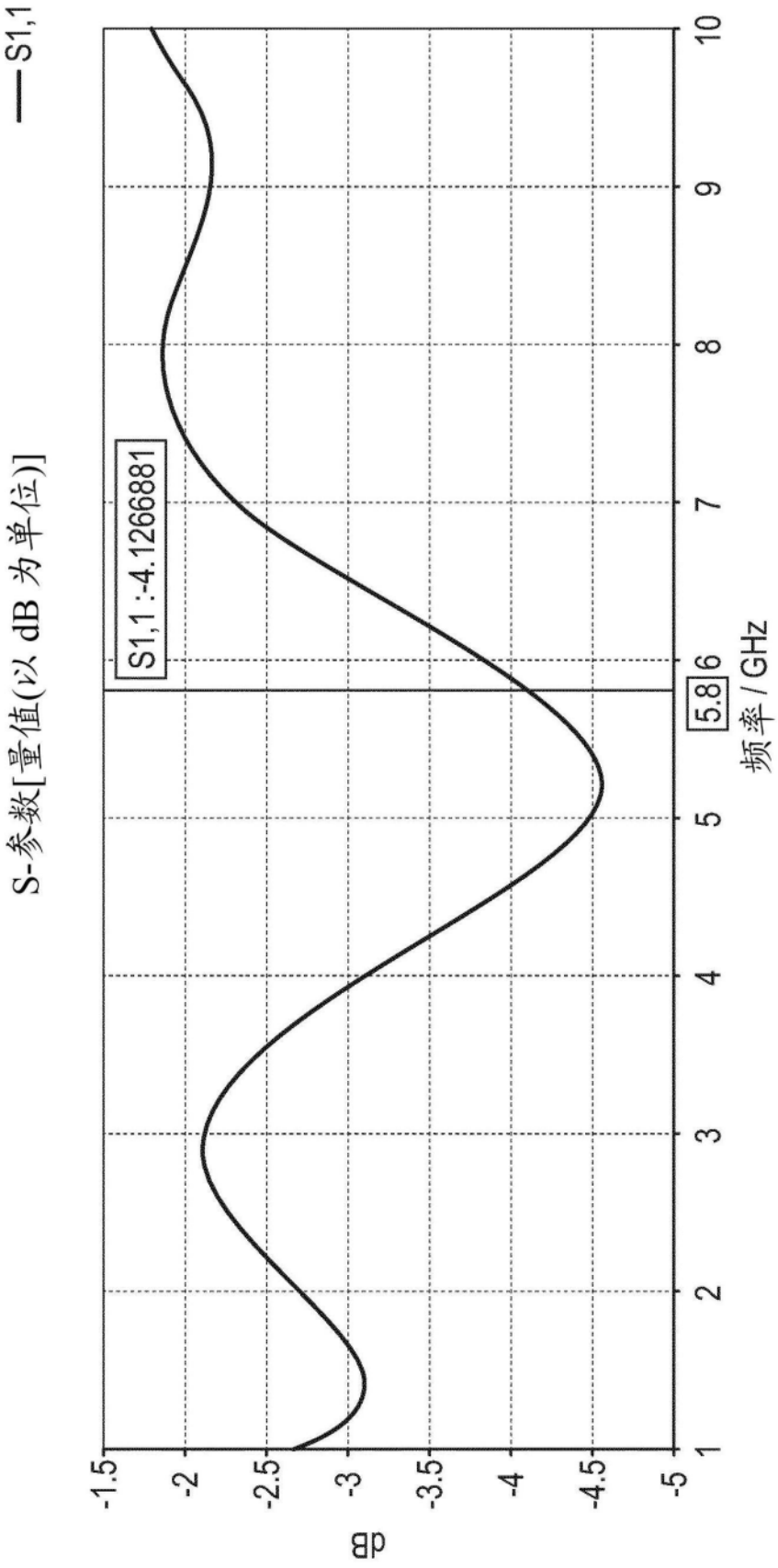

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1:-4.1266881
5.8
频率 / GHz
dB
-1.5
-2
-2.5
-3
-3.5
-4
-4.5
-5
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图12C

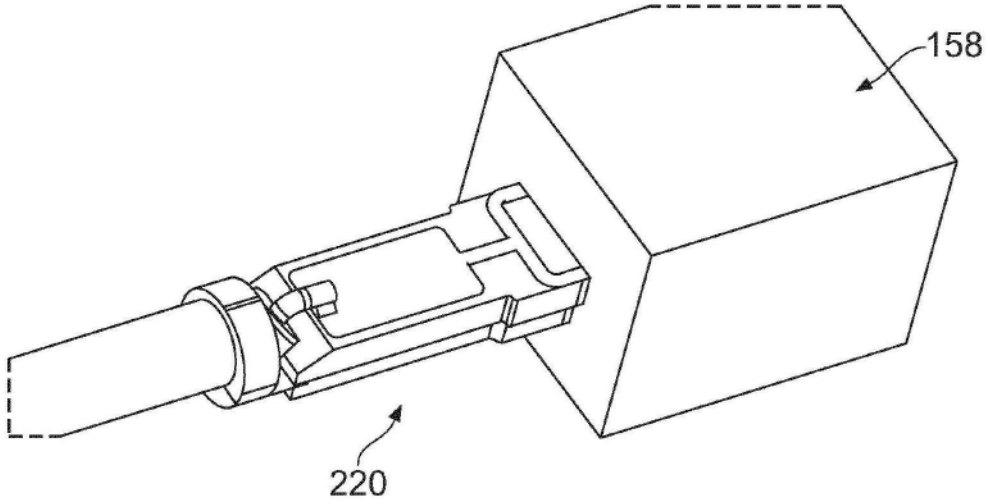


图13A

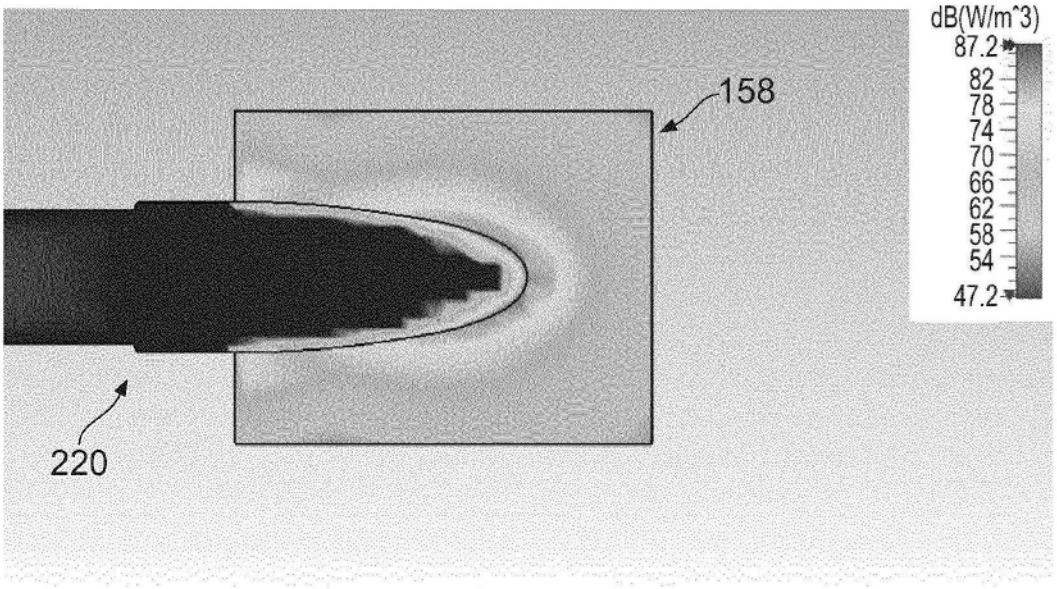


图13B

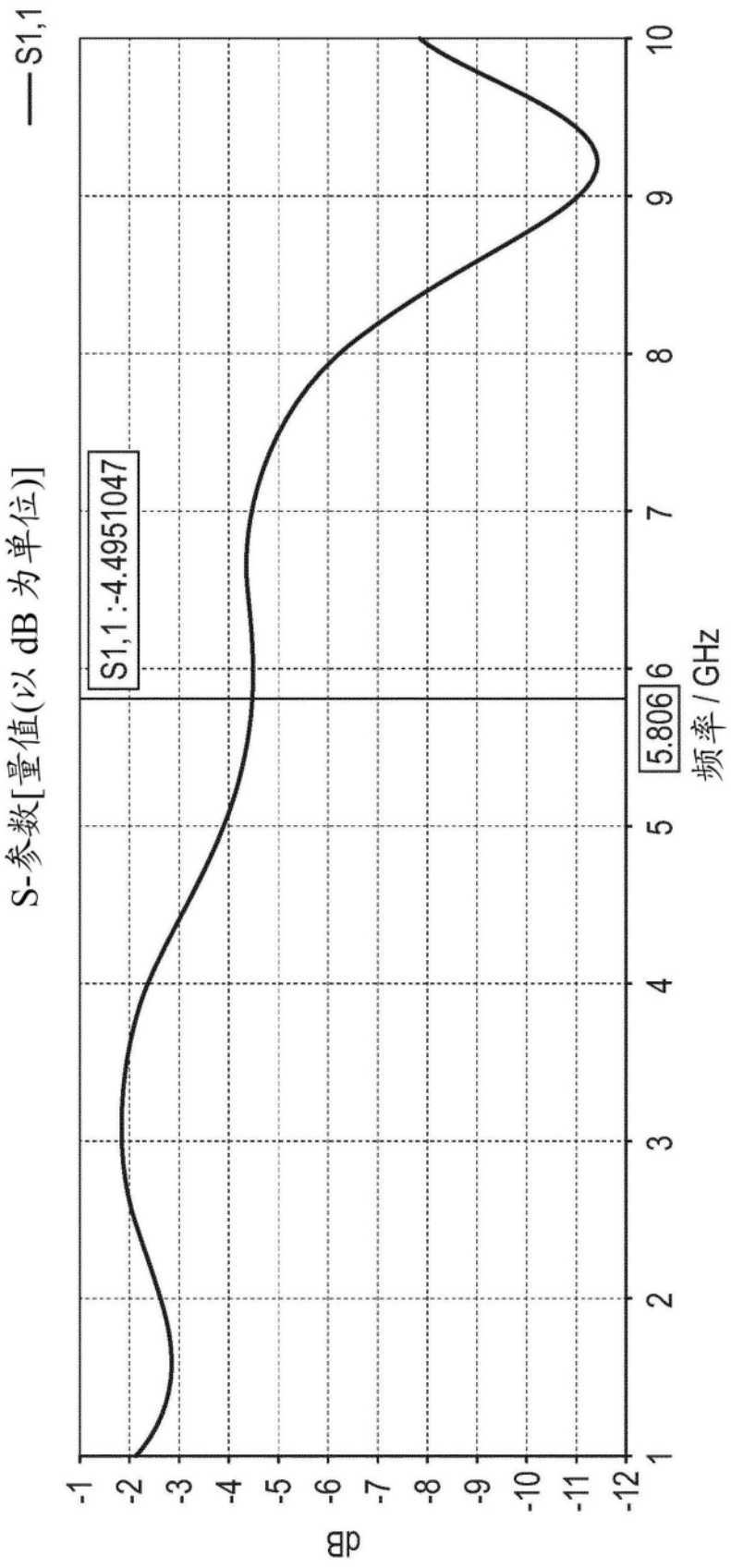

S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1
S1,1 :-4.4951047
5.806
频率 / GHz
dB
-1
-2
-3
-4
-5
-6
-7
-8
-9
-10
-11
-12
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图13C

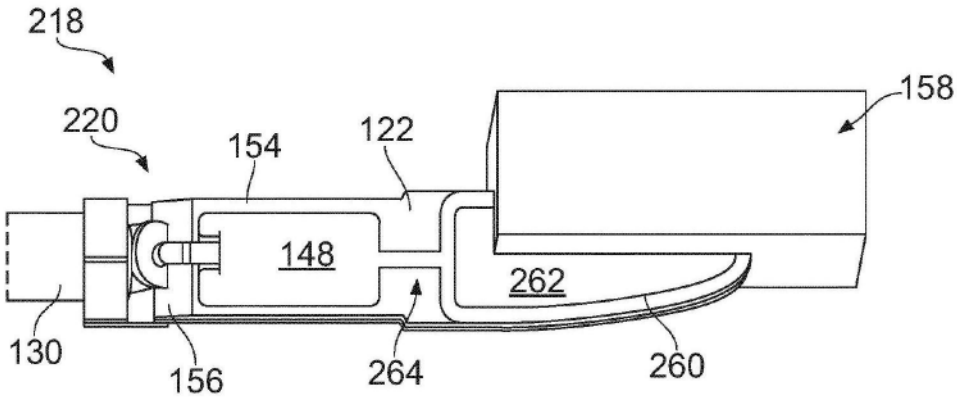

218
220
154
122
158
148
262
130
156
264
260

图14A

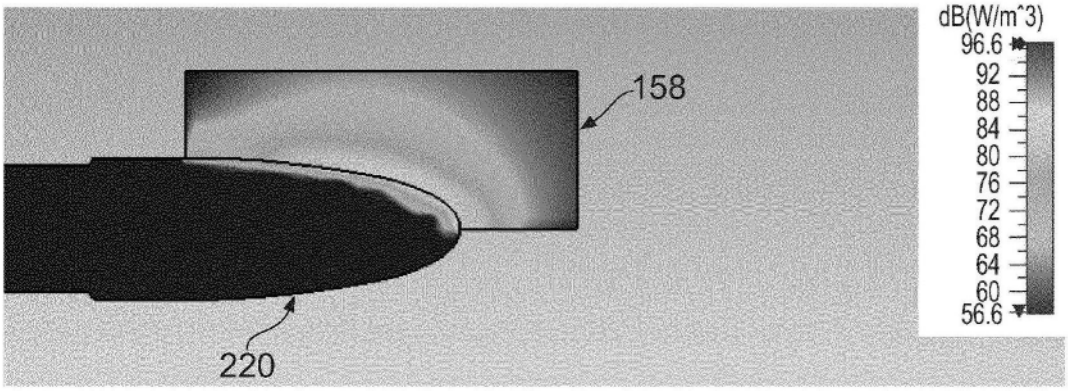

158
220
dB(W/m^3)
96.6
92
88
84
80
76
72
68
64
60
56.6

图14B

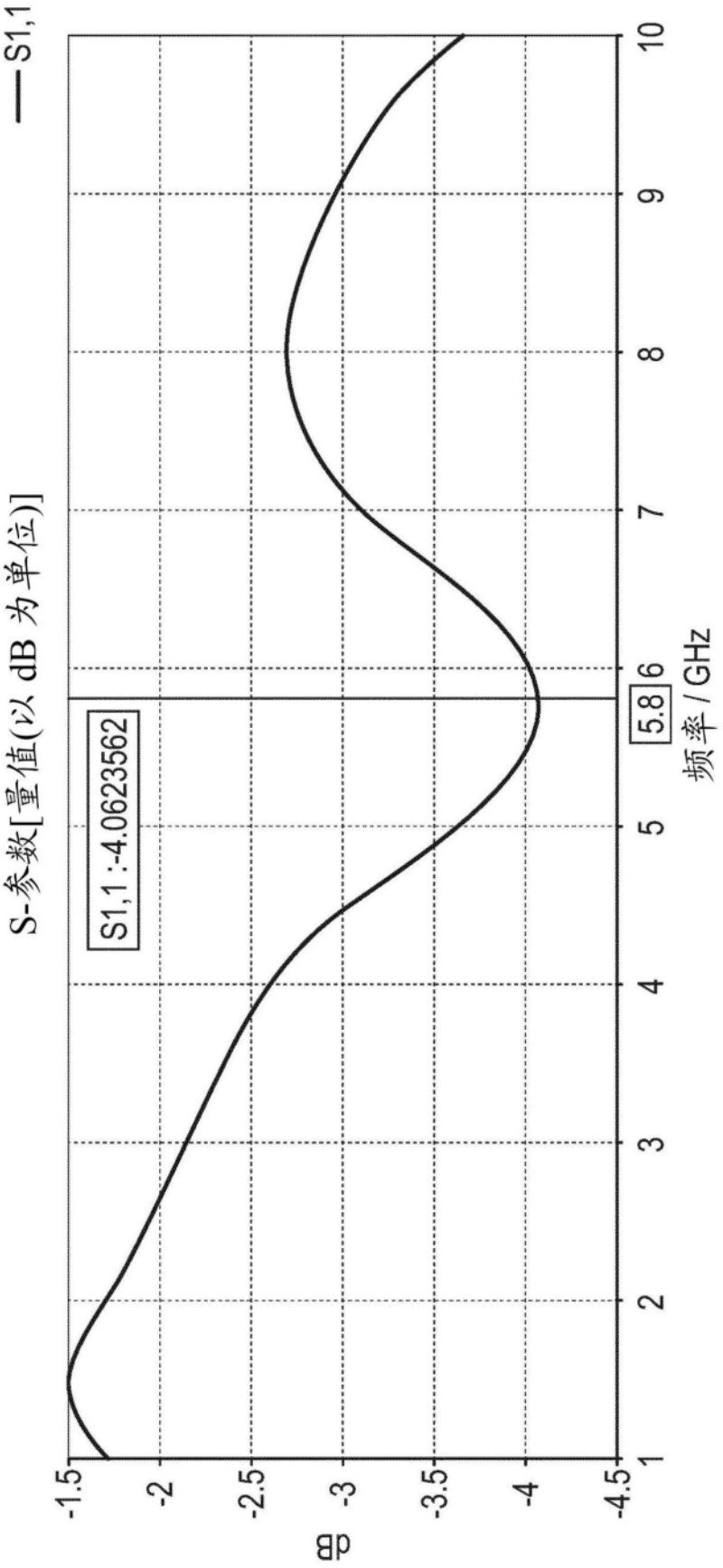

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1 :-4.0623562
5.8
频率 / GHz
dB
-1.5
-2
-2.5
-3
-3.5
-4
-4.5
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图14C

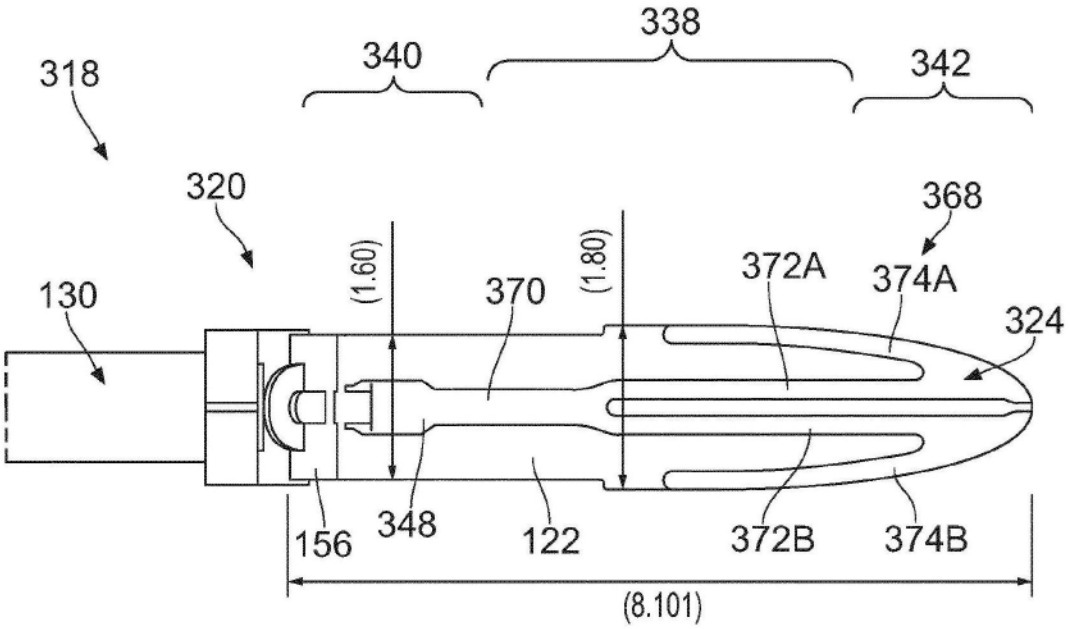

338
340
342
318
320
368
(1.60)
(1.80)
372A
374A
130
370
324
156
348
122
372B
374B
(8.101)

图15

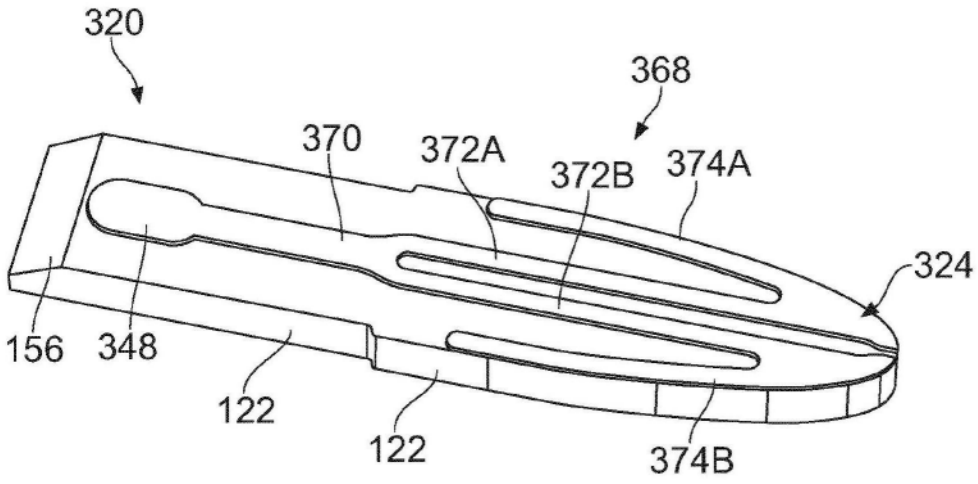

320
368
370
372A
372B
374A
324
156
348
122
122
374B

图16

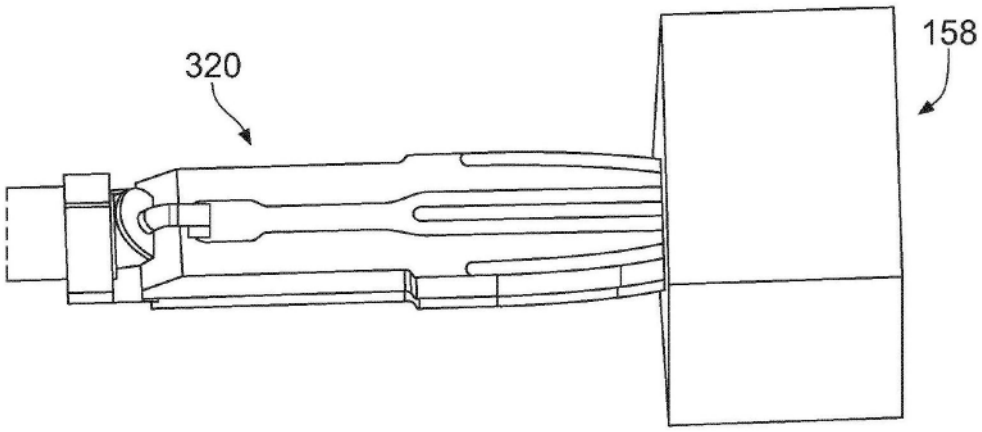


图17A

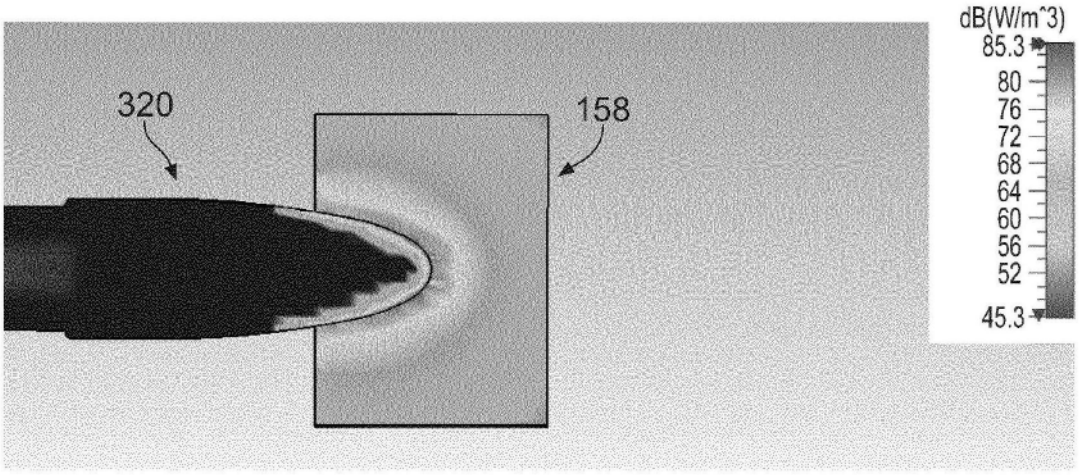


图17B

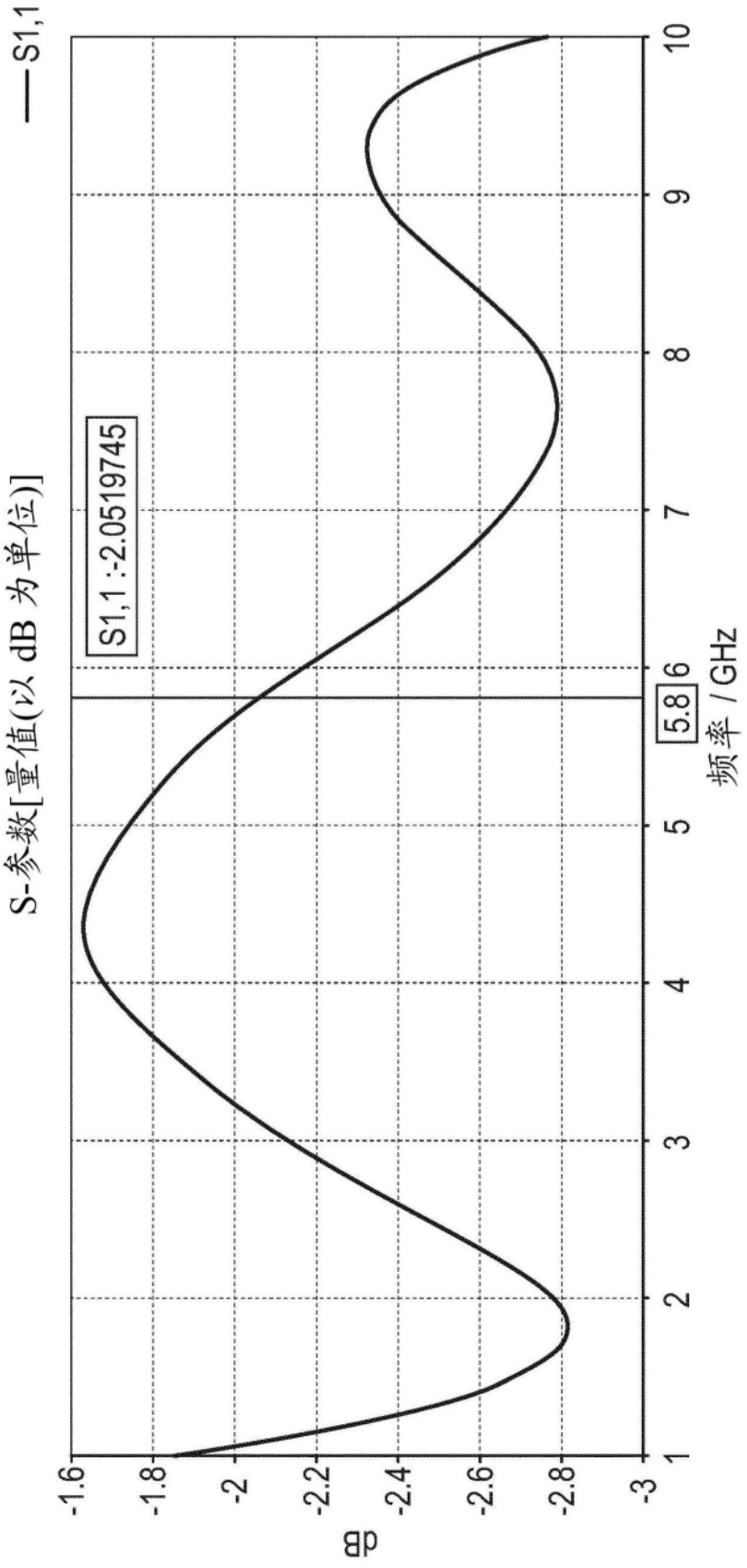

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1 :-2.0519745
5.8
频率 / GHz
dB
-1.6
-1.8
-2
-2.2
-2.4
-2.6
-2.8
-3
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图17C

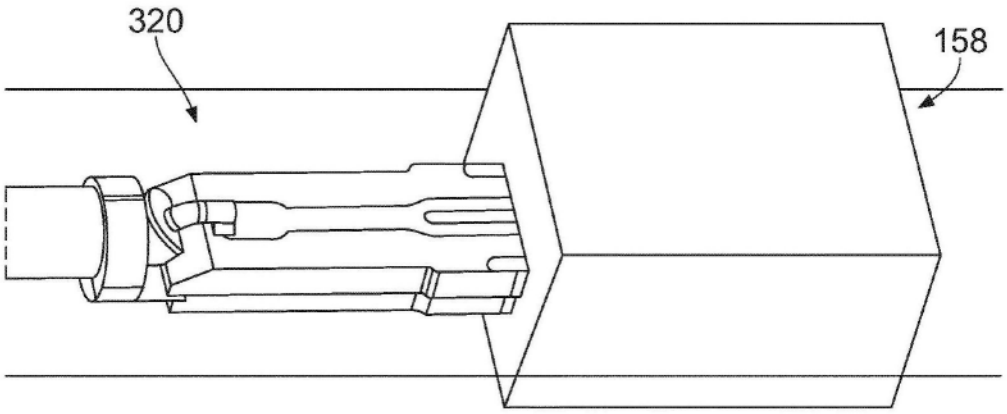


图18A

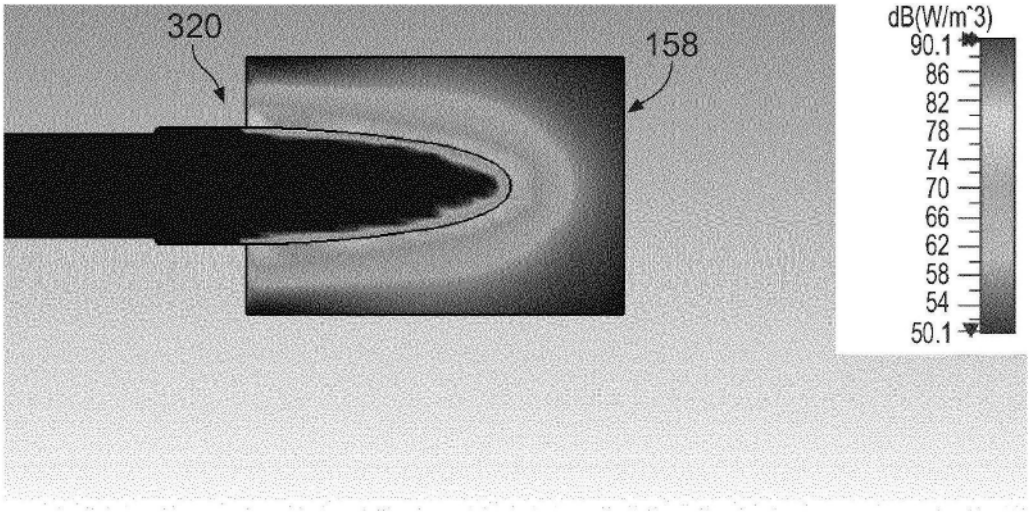


图18B

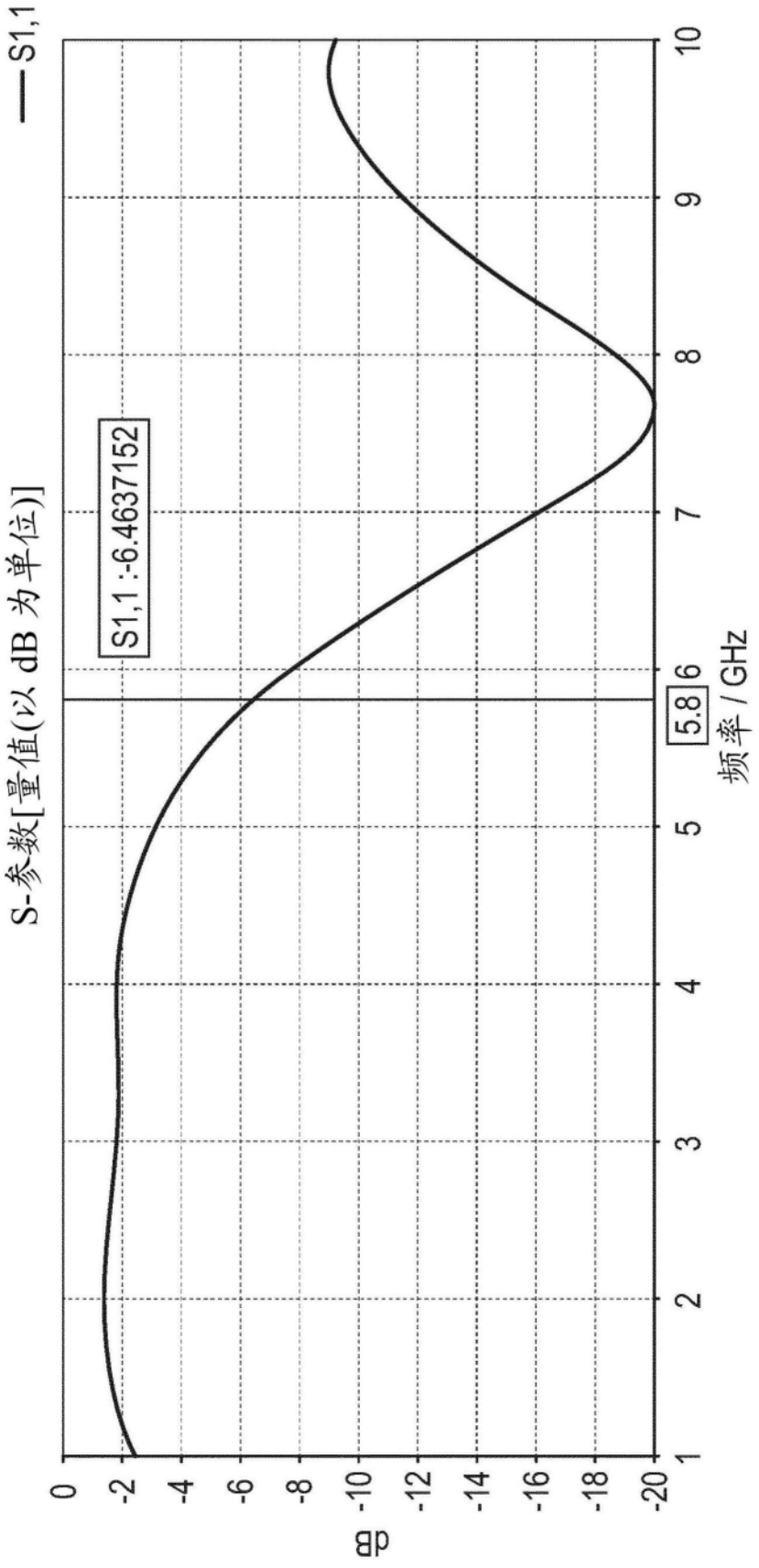

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1 :-6.4637152
5.8
频率 / GHz
dB
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
-18
-20
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图18C

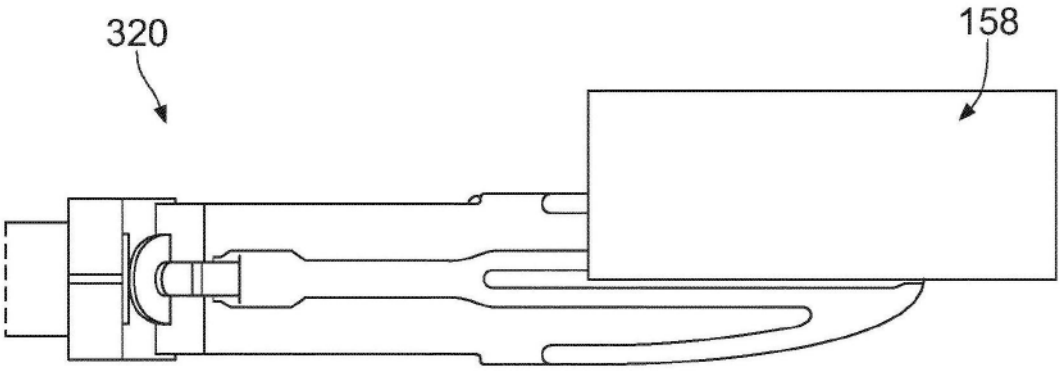


图19A

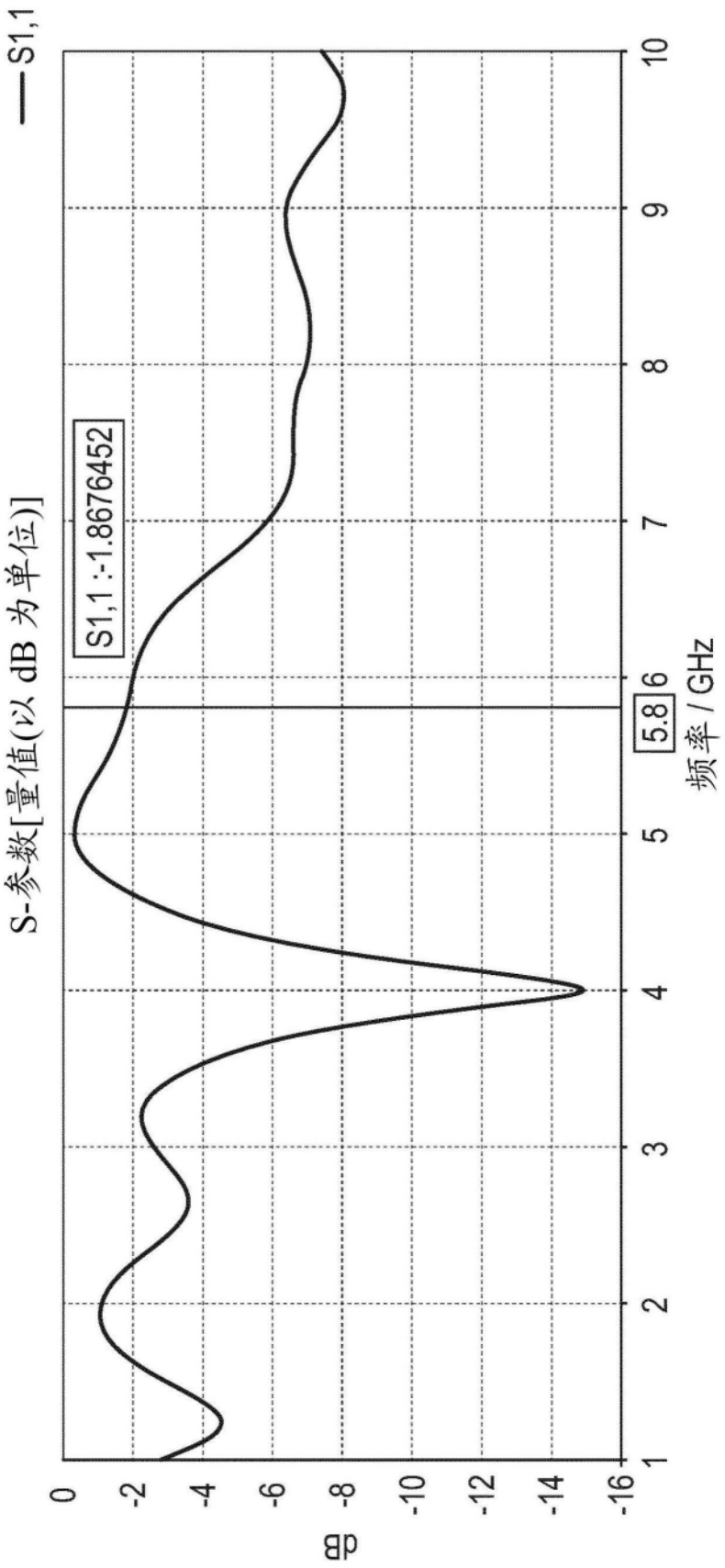

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1 :-1.8676452
5.8
频率 / GHz
dB
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图19B

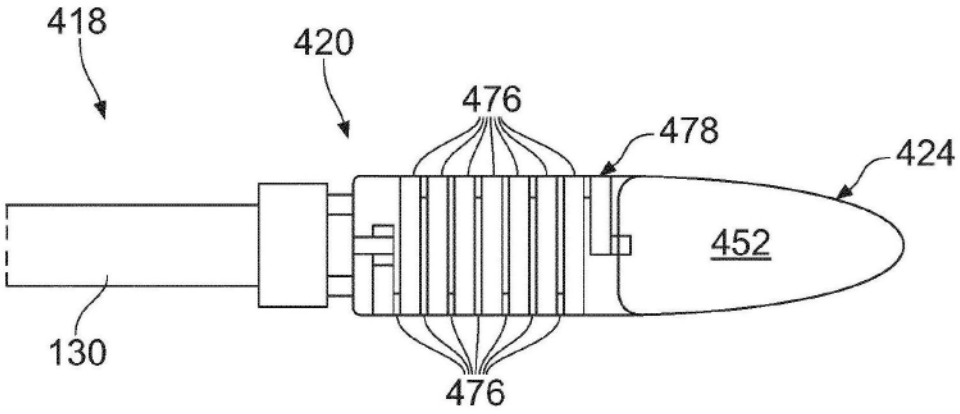

418
420
476
478
424
452
130
476

图20

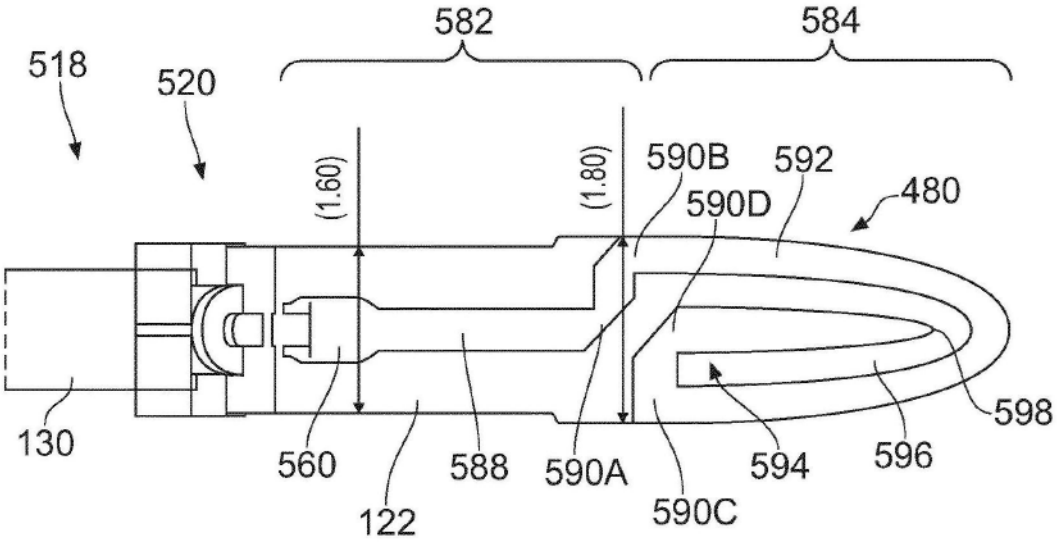

582
584
518
520
(1.60)
(1.80)
590B
592
590D
480
130
560
588
590A
594
596
598
122
590C

图21

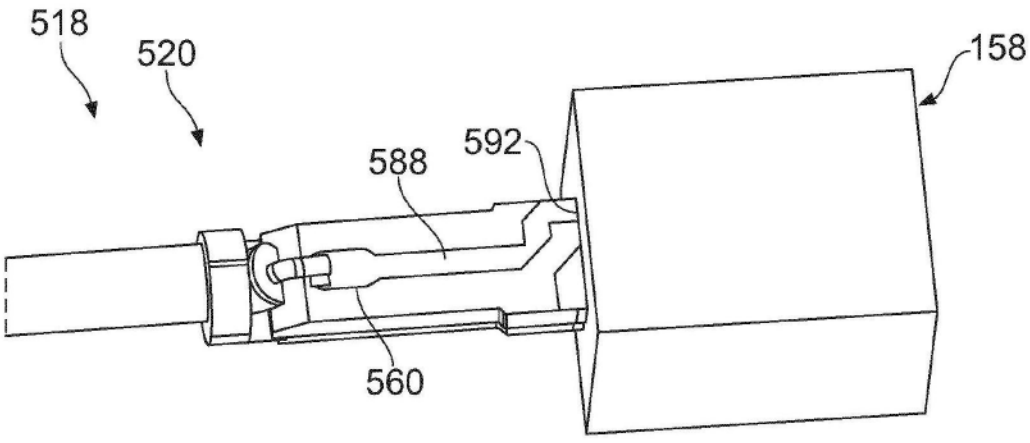

518
520
158
588
592
560

图22A

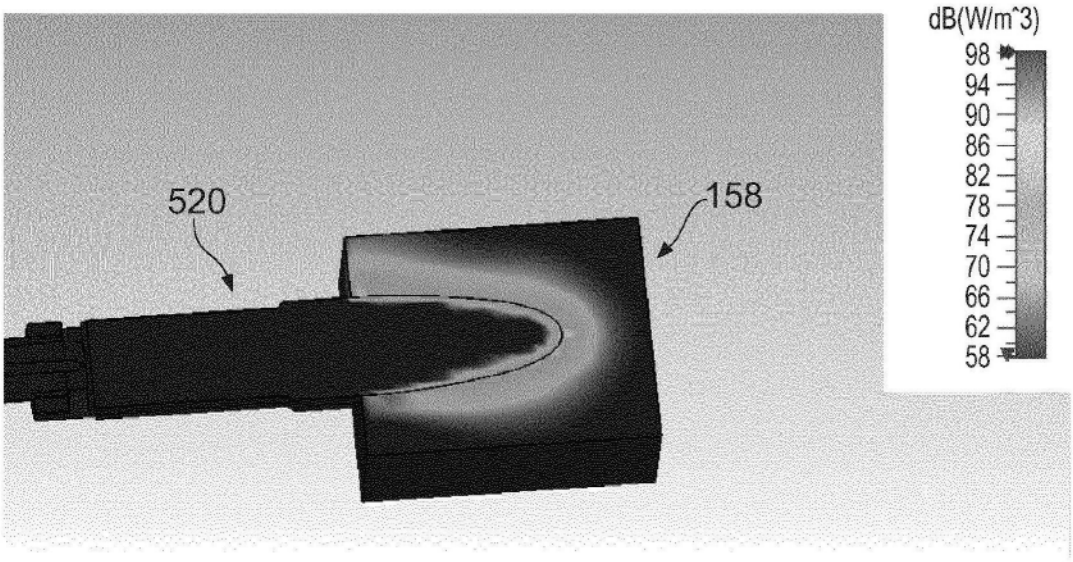


图22B

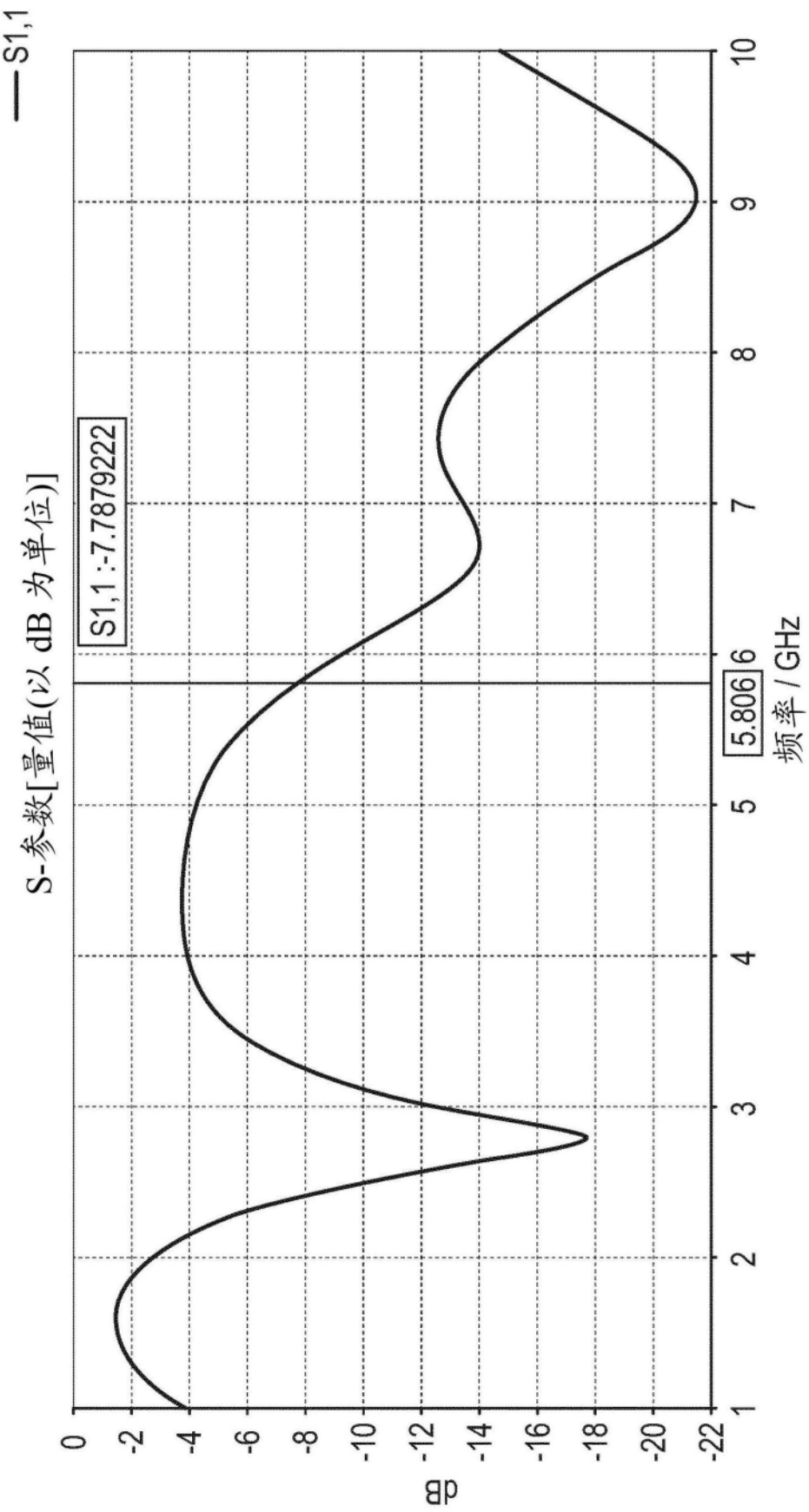

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1:-7.7879222
5.806
频率 / GHz
dB
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
-18
-20
-22
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图22C

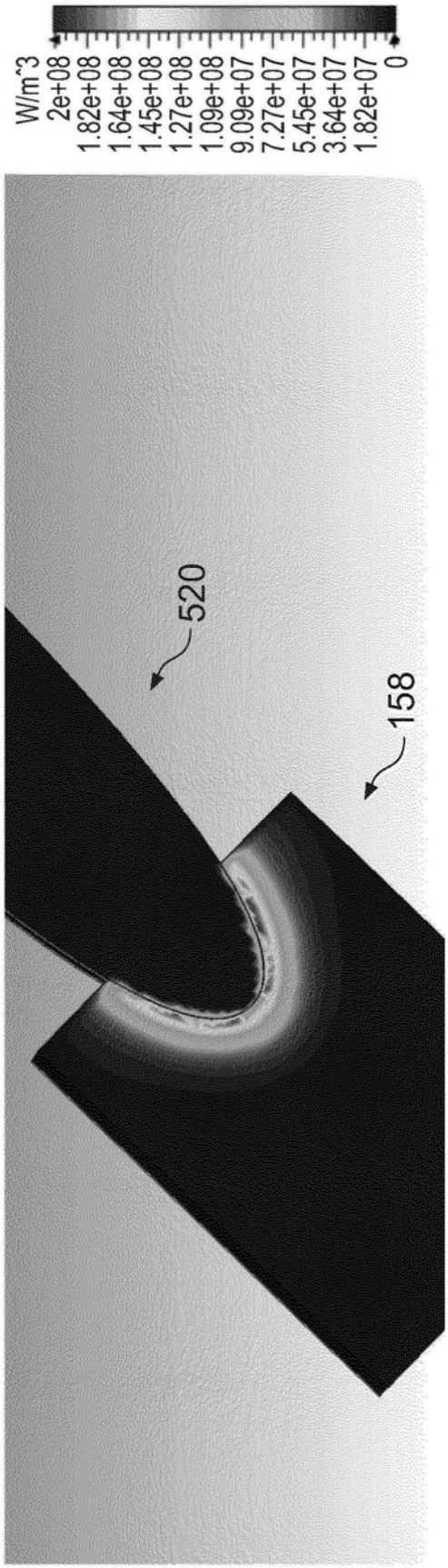

W/m^3
2e+08
1.82e+08
1.64e+08
1.45e+08
1.27e+08
1.09e+08
9.09e+07
7.27e+07
5.45e+07
3.64e+07
1.82e+07
0
520
158

图23A

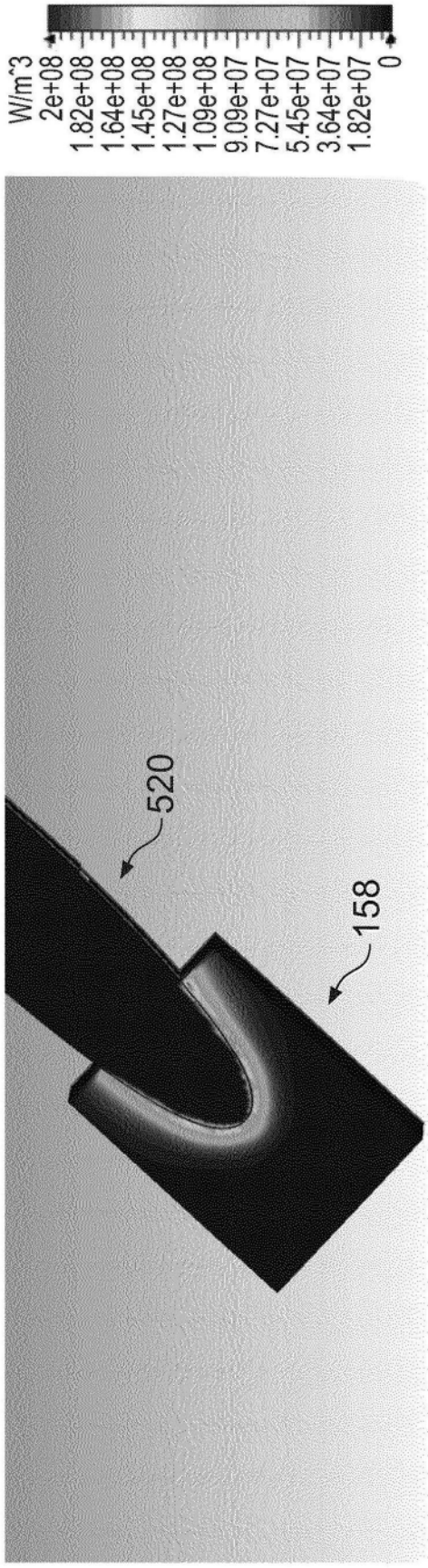

W/m^3
2e+08
1.82e+08
1.64e+08
1.45e+08
1.27e+08
1.09e+08
9.09e+07
7.27e+07
5.45e+07
3.64e+07
1.82e+07
0
520
158

图23B

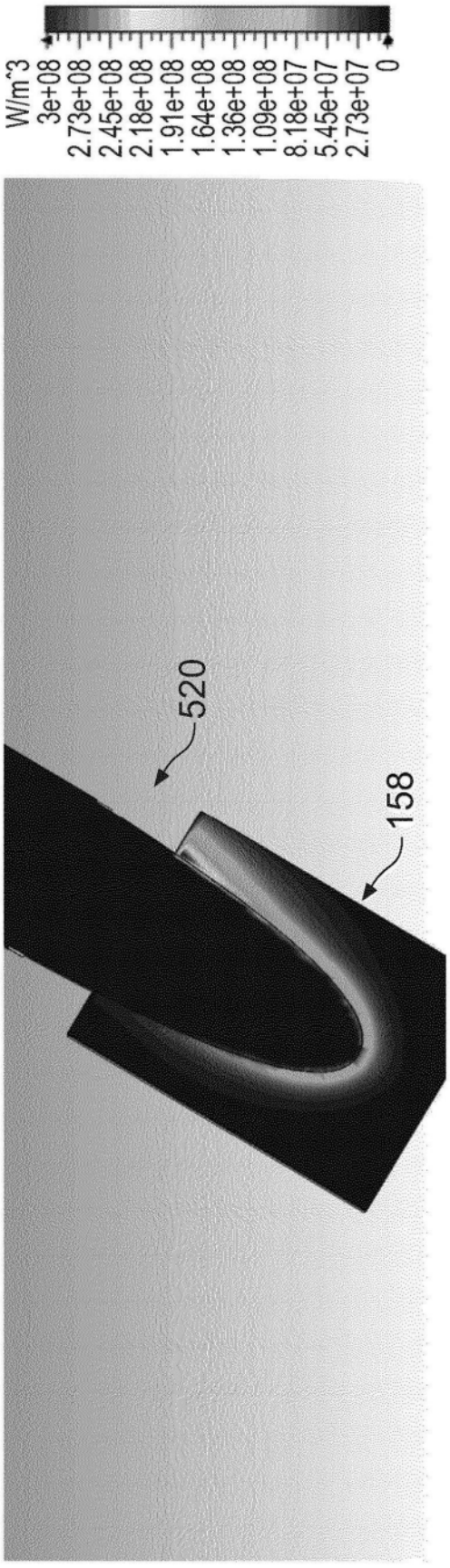

W/m^3
3e+08
2.73e+08
2.45e+08
2.18e+08
1.91e+08
1.64e+08
1.36e+08
1.09e+08
8.18e+07
5.45e+07
2.73e+07
0
520
158

图23C

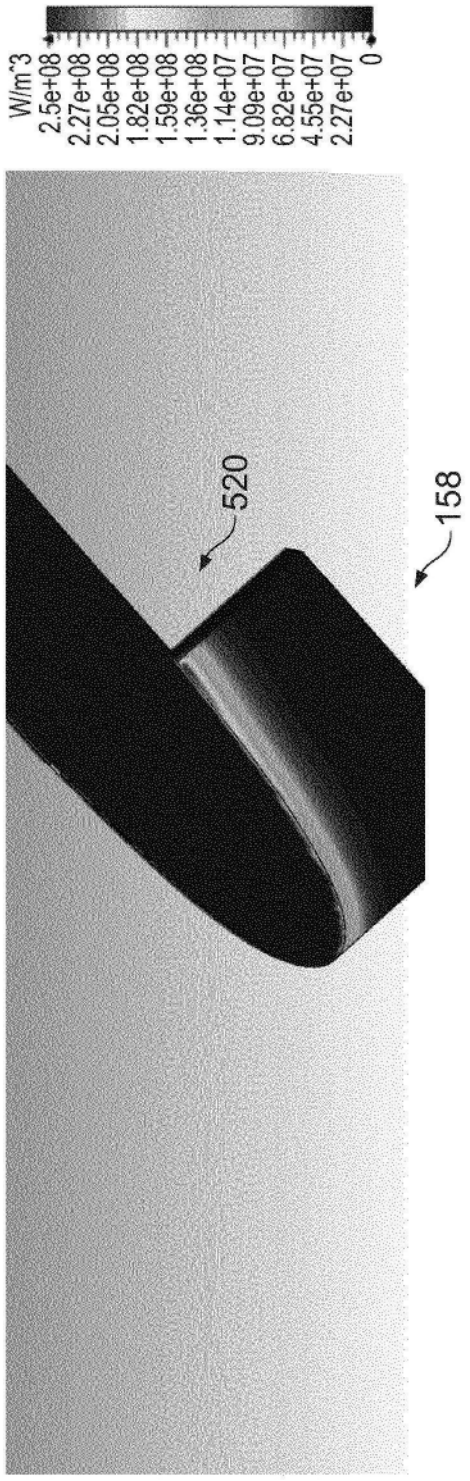

W/m^3
2.5e+08
2.27e+08
2.05e+08
1.82e+08
1.59e+08
1.36e+08
1.14e+07
9.09e+07
6.82e+07
4.55e+07
2.27e+07
0
520
158

图23D

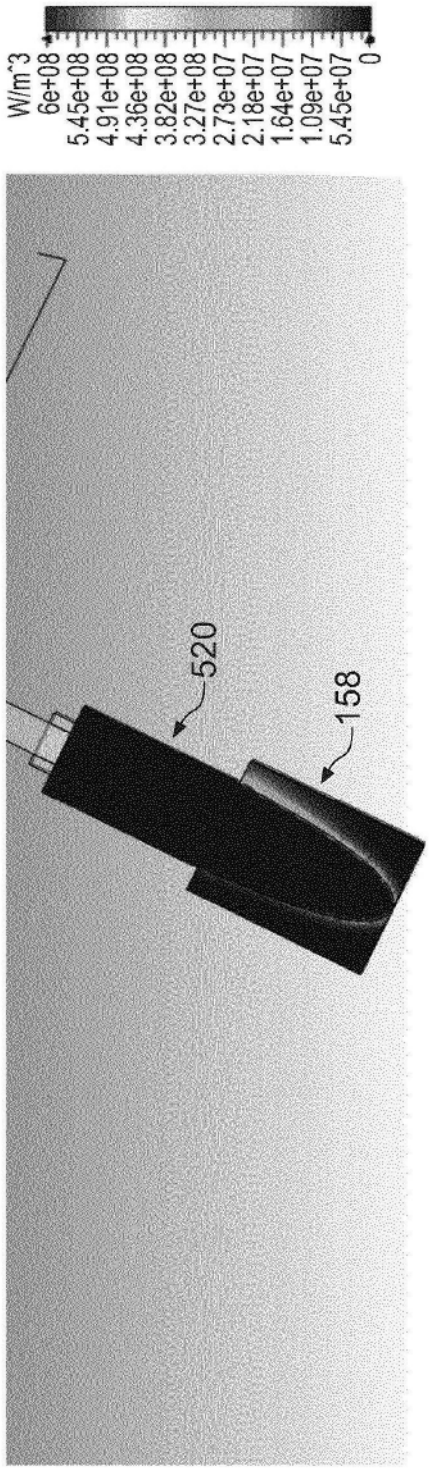

W/m^3
6e+08
5.45e+08
4.91e+08
4.36e+08
3.82e+08
3.27e+08
2.73e+07
2.18e+07
1.64e+07
1.09e+07
5.45e+07
0
520
158

图23E

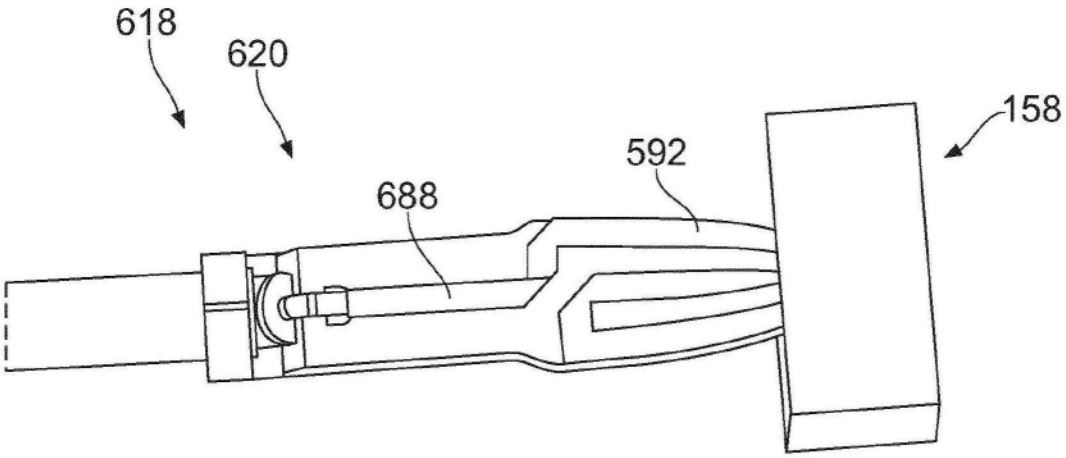


图24A

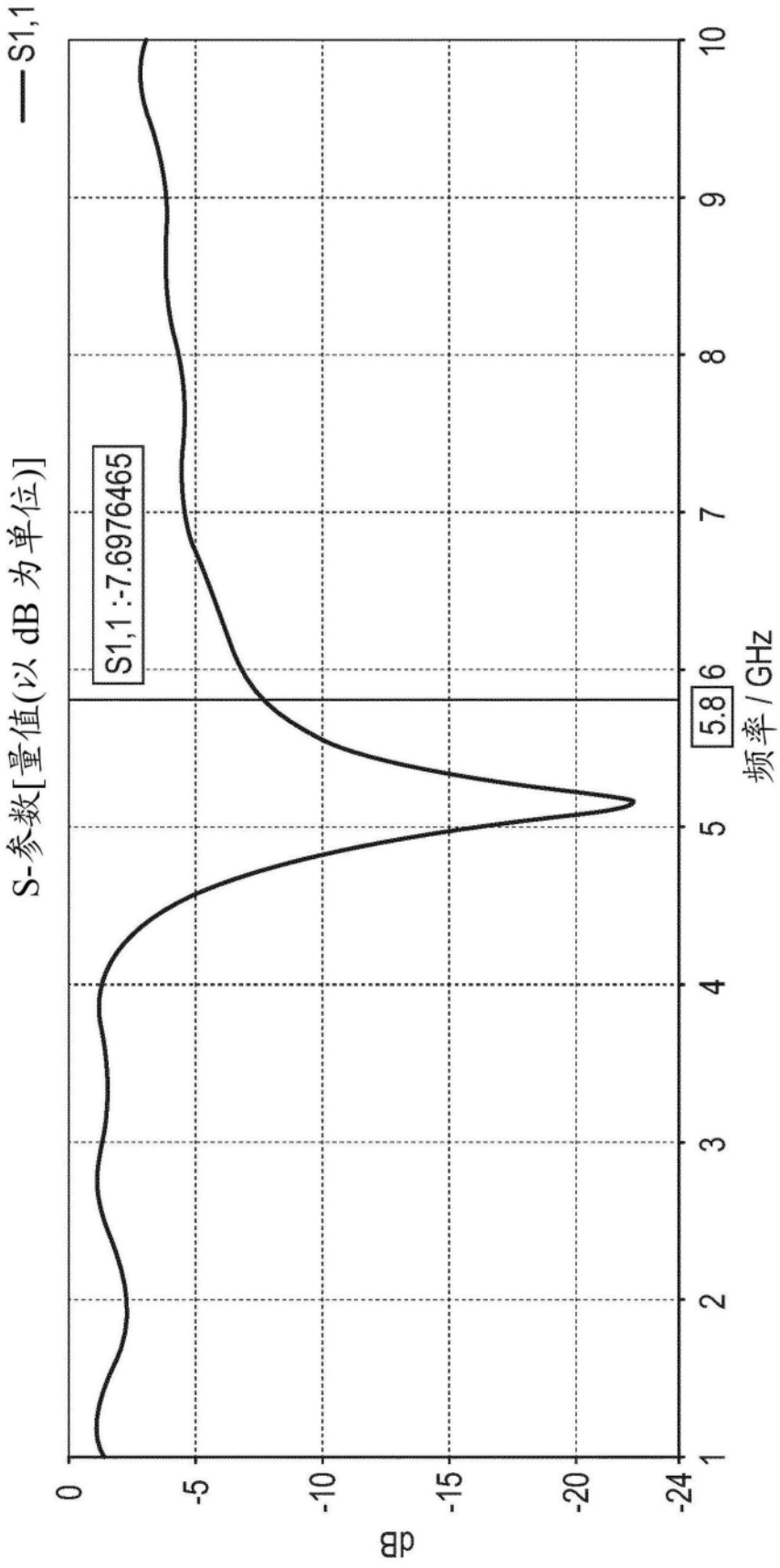

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1:-7.6976465
5.8
频率 / GHz
dB
0
-5
-10
-15
-20
-24
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图24B

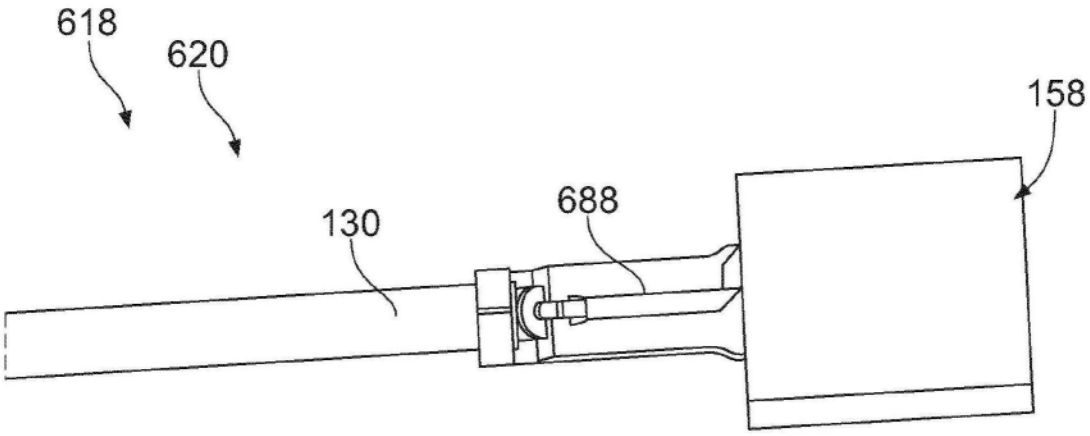


图25A

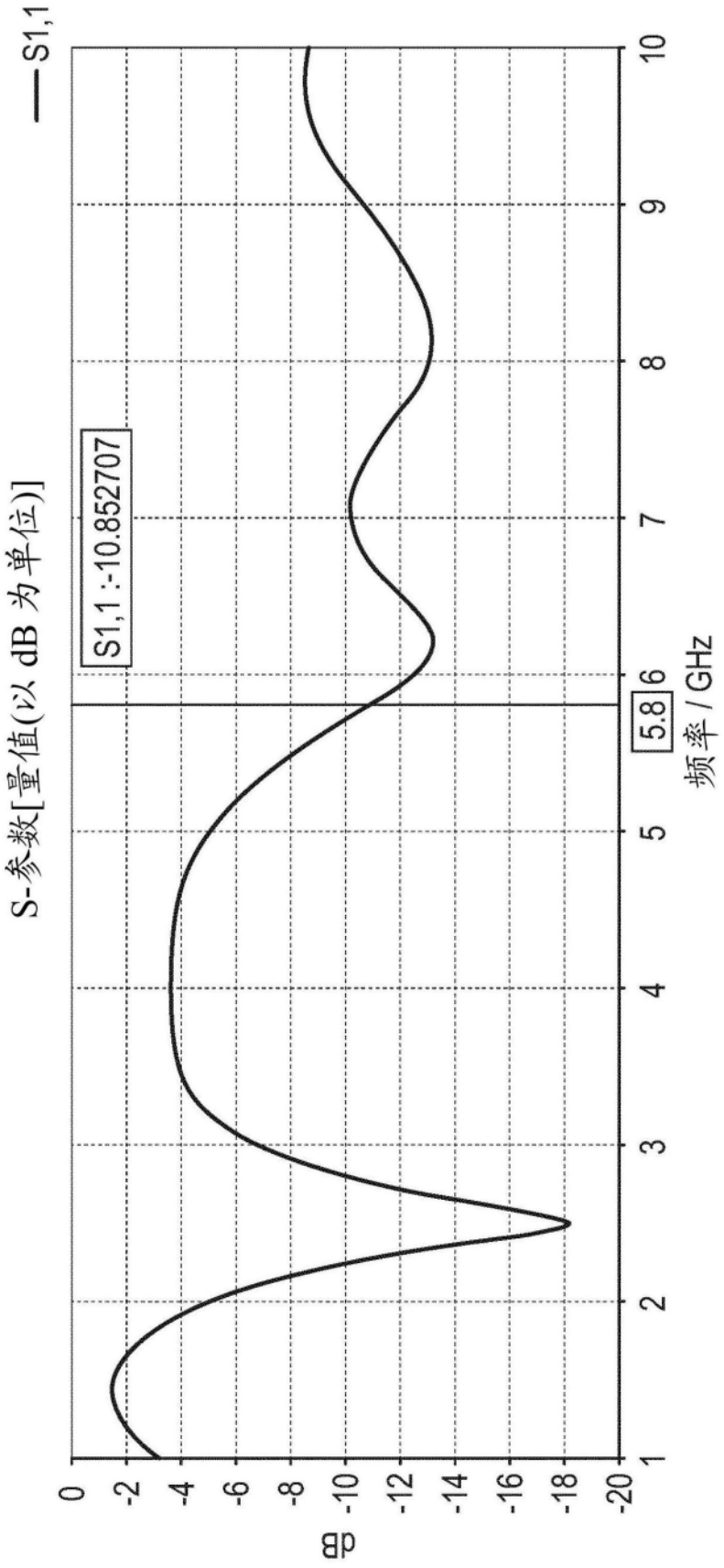

S1,1
S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1 :-10.852707
5.8
频率 / GHz
dB
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
-18
-20
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图25B

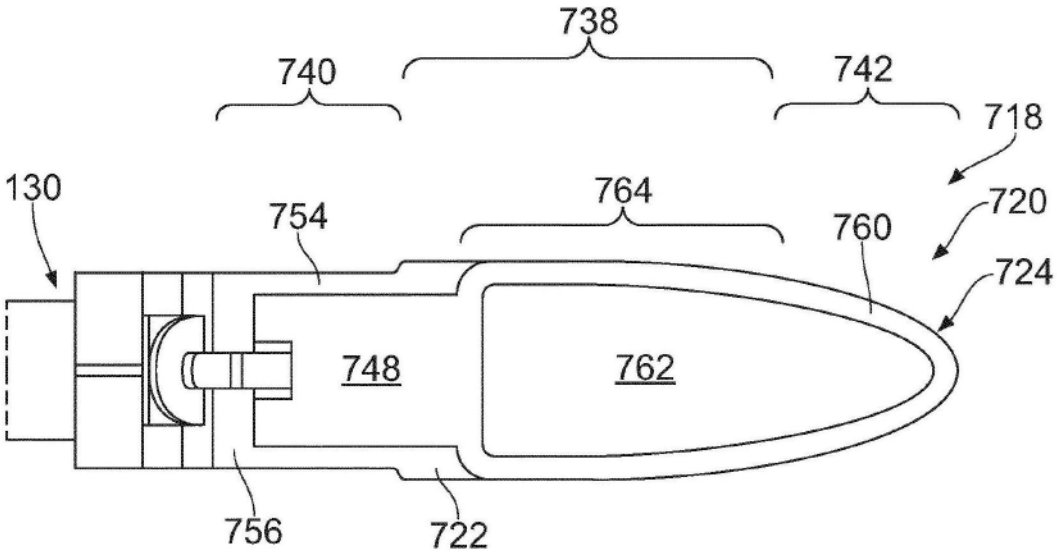


图26

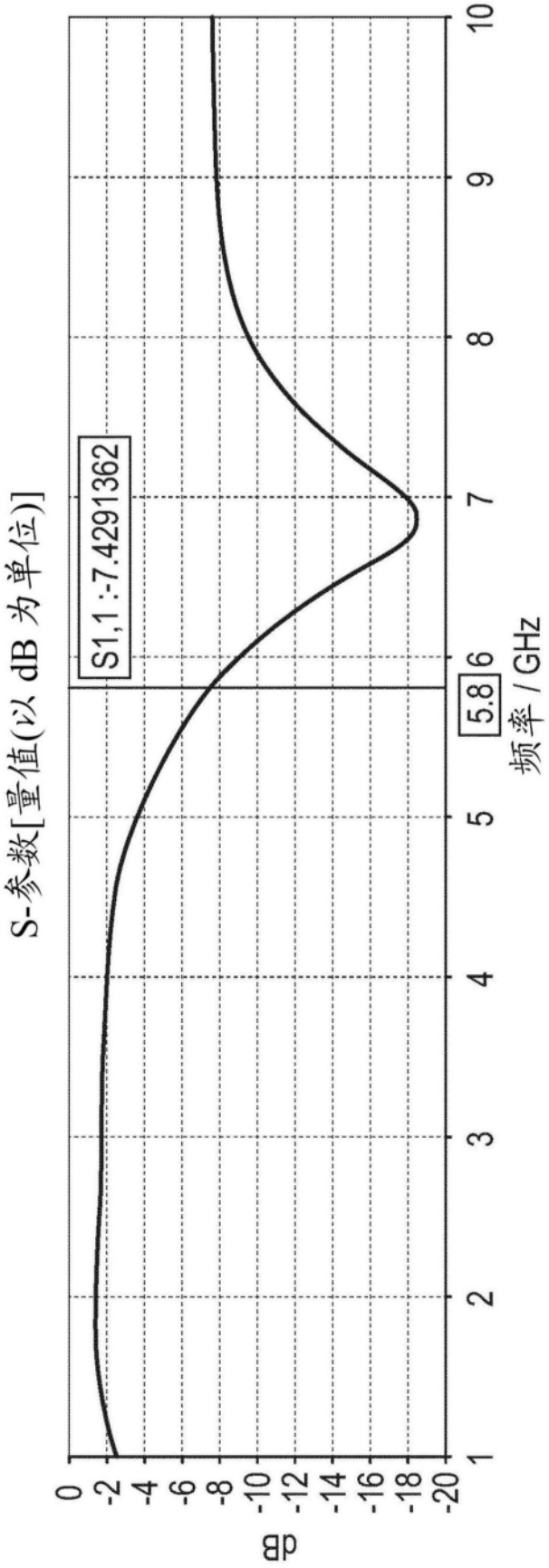

S-参数[量值(以 dB 为单位)]
S1,1:-7.4291362
5.8
频率 / GHz
dB
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
-18
-20
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10

图27