



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103860266 A

(43) 申请公布日 2014.06.18

(21) 申请号 201410078953.X

H01Q 13/08(2006.01)

(22) 申请日 2010.07.20

H01Q 1/22(2006.01)

(30) 优先权数据

0912576.6 2009.07.20 GB

H01Q 1/38(2006.01)

(62) 分案原申请数据

201080032497.5 2010.07.20

(71) 申请人 克里奥医药有限公司

地址 英国萨默塞特郡

(72) 发明人 克里斯托弗·保罗·汉科克

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 杜诚 王娜丽

(51) Int. Cl.

A61B 18/18(2006.01)

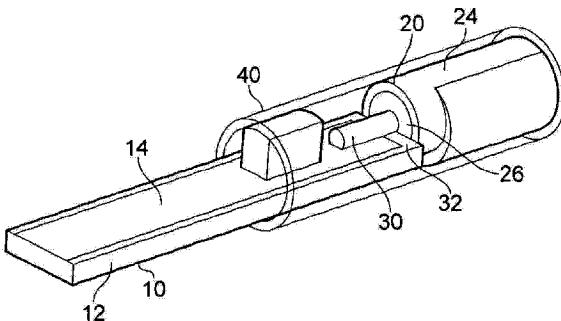
权利要求书2页 说明书12页 附图11页

(54) 发明名称

手术器械

(57) 摘要

本发明涉及一种手术器械。一种手术抹刀，具有平面传输线(10)，该平面传输线用于承载从相对的面上具有第一导电层(14)和第二导电层(16)的第一电介质材料片(12)形成的微波能量。该手术抹刀还具有用于将微波能量递送到平面传输线(10)的同轴线缆(20)。该同轴线缆具有内导体(22)、与内导体(22)同轴的外导体(24)、以及分隔内导体(22)和外导体(24)的第二电介质材料(26)。内导体(22)和外导体(24)延伸超出第二电介质(26)，以与传输线(10)的相对的表面交叠并且分别与第一导电层(14)和第二导电层(16)电接触。第一导电层(14)的和第二导电层(16)的宽度被选择成在传输线(10)和同轴线缆(20)之间建立阻抗匹配。



1. 一种手术器械，包括：

手术抹刀，所述手术抹刀包括平桨和其第一端部延伸开的同轴线缆，其中，所述桨包括连接到所述同轴线缆的平面微波输送结构，所述平面微波输送结构由在相对的表面上具有第一导电层和第二导电层的第一电介质材料片形成，并且沿着从所述第一端部延伸开的所述桨的侧部敞开以使得从所述侧部发出微波辐射场；

内窥镜；以及

微波发生器，所述微波发生器被连接以经由所述同轴线缆将微波能量递送到所述抹刀，所述同轴线缆被布置成贯穿所述内窥镜的器械通道。

2. 根据权利要求 1 所述的手术器械，其中，所述手术抹刀包括：

平面传输线，用于承载从相对的表面上具有第一导电层和第二导电层的第一电介质材料片形成的微波能量，所述第一电介质材料片具有：

5 毫米或者更小的基本均匀的宽度尺寸；

2 毫米或者更小的基本均匀的厚度尺寸；以及

大于所述宽度尺寸的基本均匀的长度尺寸；

同轴线缆，所述同轴线缆具有 3 毫米或者更小的外径，并用于将微波能量递送到所述平面传输线，所述同轴线缆包括内导体、与所述内导体同轴的外导体以及分隔所述内导体和所述外导体的第二电介质材料，所述平面传输线沿长度方向在连接接界部处连接到所述同轴线缆；以及

保护套，所述保护套安装在所述连接接界部上，

其中，

所述第一电介质材料片的一端在所述连接接界部处抵接所述同轴线缆的端部，

所述内导体和所述外导体在所述连接接界部处延伸超出所述第二电介质，以与所述平面传输线的相对的表面交叠并且分别与所述第一导电层和所述第二导电层电接触，

所述第一导电层与所述平面传输线的抵接所述同轴线缆的端部间隔开，以将所述外导体与所述第一导电层电隔离，以及

所述第一导电层和所述第二导电层的宽度被选择成在所述平面传输线和所述同轴线缆之间建立阻抗匹配，

并且其中，所述手术抹刀的保护套固定在所述器械通道的远端中以使得所述平面传输线自所述器械通道的远端突出。

3. 根据权利要求 2 所述的手术器械，其中，所述第一电介质材料片的基本均匀的厚度尺寸是 1 毫米或者更小。

4. 根据权利要求 2 所述的手术器械，其中，所述第一电介质材料片的基本均匀的厚度尺寸小于 0.7 毫米。

5. 根据权利要求 2 所述的手术器械，其中，所述第一电介质材料片的基本均匀的宽度尺寸是 3 毫米或者更小。

6. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述内导体在所述内导体和所述第一导电层之间的接触区域中具有与所述第一导电层相符合的接触表面。

7. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述外导体在所述外导体和所述第二导电层之间的接触区域中具有与所述第二导电层相符合的接触表面。

8. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述保护套结合到所述同轴线缆和 / 或所述平面传输线。
9. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述保护套由塑料制成。
10. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述保护套具有下述外径，所述外径的尺寸被确定成实现在内窥镜器械通道中的滑动配合。
11. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述第一导电层包括与所述平面传输线的下述端部相符合的边缘，所述平面传输线的所述端部与所述抵接所述同轴线缆的端部相对。
12. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述第二导电层包括与所述平面传输线的下述端部相符合的边缘，所述平面传输线的所述端部与所述抵接所述同轴线缆的端部相对。
13. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述第一导电层和 / 或所述第二导电层的宽度小于所述第一电介质材料片的宽度。
14. 根据权利要求 13 所述的手术器械，其中，所述第一导电层和 / 或所述第二导电层居中地安装在所述第一电介质材料片上。
15. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述第一导电层具有和所述第一电介质材料片的与所述同轴线缆抵接的端部间隔开至少 0.5mm 的边缘。
16. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述平面传输线的长度尺寸是所述微波能量的波长的 1/4 或 3/4。
17. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述微波能量的频率是 2.45GHz、5.8GHz 或者 14.5GHz。
18. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，所述手术抹刀的尺寸被确定以使得所述手术抹刀在内窥镜器械通道之内行进。
19. 根据权利要求 2 至 4 中任一项所述的手术器械，其中，所述同轴线缆的在所述连接接界部处不与所述第一电介质材料片接触的端面的一部分自所述连接接界部向外逐渐变细。
20. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的手术器械，包括射频能源，所述射频能源被连接以将射频能量递送到所述抹刀，以在所述第一导电层和所述第二导电层之间形成射频切割部分。
21. 根据权利要求 20 所述的手术器械，包括连接在所述同轴线缆和所述微波发生器以及射频能源之间的信号合成器，所述信号合成器被布置成：
使微波能量和射频能量二者都能够发送到所述手术抹刀，
避免所述微波能量进入所述射频能源，以及
避免所述射频能量进入所述微波发生器。
22. 根据权利要求 20 所述的手术器械，其中，所述微波发生器和射频能源结合成单个部件。

手术器械

[0001] 本专利申请是申请日为 2010 年 7 月 20 日,申请号为 201080032497.5,发明名称为“手术天线结构”的中国专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种使用微波辐射来治疗生物组织的手术天线结构。例如,本发明可以被应用到下述天线,该天线的尺寸被确定成适合于插入穿过标准手术内窥镜的器械通道。

背景技术

[0003] 在某些频率处,微波能量可以产生受控的对生物组织的消融。例如,频率在 14GHz 到 15GHz 之间的微波能量以相对有限的深度穿透生物组织,这有益于消融控制。

[0004] WO2004/047659 和 WO2005/115235 公开了使用微波辐射可控地消融生物组织并且测量关于组织类型和 / 或状态的装置和方法。这些文档公开了执行能源和组织之间的动态阻抗匹配的益处。

[0005] WO2008/044000 公开了一种适合与上述消融装置一起使用的辐射手术刀。该手术刀包括被设置成沿着手术刀的刃口(即刀刃)发出基本均匀的微波辐射场的天线。所发出的微波辐射能够在切割时灼烧生物组织,这利于对高度血管化的器官(诸如肝)进行有创手术。

发明内容

[0006] 最总体地,本发明提出了用于手术抹刀(spatula)的独特配置,该配置使得手术抹刀能够从其边缘(侧部和 / 或端部)或面(顶部和 / 或底部)中的一个或更多处辐射微波能量。具体地,该配置被设置成当与生物组织接触时确保将能量高效转移到该组织中并且当在空气中(即避免辐射到自由空间)或者在不感兴趣的组织结构(即健康的组织结构)中时能够高效地隔离能量。

[0007] 抹刀是与 WO2008/044000 中公开的手术刀不同类型的手术工具。抹刀特征通常在于从柄延伸开的平桨(flat paddle)。在本发明中,桨的前边缘(即在与柄相对的侧部的边缘)是圆的(即钝的),以利于抹刀安全地插入到身体中,即穿过合适的孔口。辐射侧边缘可以用来当抹刀到达其目的地时使组织消融和 / 或对切割组织并同时密封组织进行辅助。

[0008] 此处,微波能量的频率可以在 500MHz 到 100GHz 之间。例如,抹刀可以以下述频带中的任意一个或更多个发出微波辐射:900MHz 至 1.5GHz、2.2GHz 至 2.45GHz、5.725GHz 至 5.875GHz、14GHz 至 15GHz、以及 24GHz 至 24.25GHz。频率点 2.45GHz、5.8GHz 或者 14.5GHz 会是优选的。

[0009] 由此,根据本发明,可以设置有手术抹刀,该手术抹刀包括:平面传输线,用于承载从相对的表面上具有第一导电层和第二导电层的第一电介质材料片形成的微波能量,该第一电介质材料片具有 5mm 或者更小的基本均匀的宽度尺寸、2mm 或者更小的基本均匀的厚

度尺寸、以及大于宽度尺寸的基本均匀的长度尺寸；同轴线缆，该同轴线缆具有 3mm 或者更小的外径用于将微波能量递送到平面传输线，该同轴线缆包括内导体、与内导体同轴的外导体以及分隔内导体和外导体的第二电介质材料，平面传输线沿长度方向在连接接界部处连接到同轴线缆；以及保护套，该保护套安装在连接接界部上，其中，第一电介质材料片的一端在连接接界部处抵接同轴线缆的端部，内导体和外导体在连接接界部处延伸超出第二电介质，以分别与传输线的相对的表面交叠并且分别与第一导电层和第二导电层电接触，第一导电层与传输线的抵接同轴线缆的端部间隔开，以将外导体与第一导电层电隔离，以及第一导电层的和第二导电层的宽度被选择成在传输线和同轴线缆之间建立阻抗匹配。

[0010] 此处阐述的抹刀配置可以提供同轴馈线和端部辐射部分之间的期望的插入损耗，同时还提供了当抹刀的边缘分别与空气和生物组织接触时期望的回程损耗性质。更详细的，在感兴趣的频率处沿着结构的插入损耗可以小于 0.2dB 而回程损耗小于(更加负于)-3dB，优选地小于 -10dB。这些性质还可以指示出在同轴线缆和传输线抹刀结构之间良好匹配的接合，由此微波能量被高效地发射到抹刀中。类似地，当抹刀的边缘暴露于空气或者不感兴趣的生物组织时，回程损耗基本会是零(即非常少的能量被辐射到自由空间或者不期望的组织中)，然而当抹刀的边缘与期望的生物组织接触时回程损耗可以小于(更加负于)-3dB，优选地小于 -10dB (即抹刀中的大部分能量被转移到组织)。抹刀的远端和两个侧边缘可以展示这种效应，即微波能量可以分别从远端和侧边缘辐射到组织中。

[0011] 第一电介质材料片的基本均匀的厚度尺寸可以是 1mm 或者更小，优选地是小于 0.7mm，例如 0.61mm。电介质材料的厚度影响传输线的阻抗以及其电长度。

[0012] 自具有减小厚度的线的抹刀的端部的功率吸收与电介质材料的中心相对，而在更厚的线的情况下功率聚集在接近导电层处。前一种配置会是优选的。

[0013] 材料的减小的厚度会允许第一导电层和第二导电层的宽度的减小以实现给定的阻抗。这可以实现设备的宽度的总体减小。例如，第一电介质材料片的基本均匀的宽度尺寸可以是 3mm 或者更小。这种宽度尺寸会使得传输线沿着内窥镜的器械通道配合，例如用于在微创手术中使用。宽度大于 3mm 的抹刀仍然可以在经自然腔道内镜手术(NOTES)中使用，由此通过身体内的自然孔口引入器械。

[0014] 使用减小了厚度的电介质材料以及减小了宽度的导电层可以使得微波能量更深地穿透到生物组织中。

[0015] 平面传输线可以被夹入在同轴线缆的内导体和外导体之间。内导体和外导体可以被设置成与它们相应的导电层表面外形相一致。例如，可以削刮内导体和 / 或外导体的突出部分以建立与相应的导电层相一致的接触表面。可替换地，如果将编织导体用在同轴线缆中，那么可以通过将线缆散布在其相应的导电层上来进行接触。可以弯曲内导体的突出部分以安装在第一导电层上。

[0016] 保护套可以主要地用于支持同轴线缆和传输线(抹刀结构)之间的接合，例如以当设备在内窥镜之内移动时提供结构整体性并且当抹刀用于手术即在身体内被操纵时提供必须的刚度。套可以例如使用胶、焊料等结合到同轴线缆和 / 或传输线。套可以由塑料制成，例如聚丙烯、尼龙、聚乙烯等。套可以具有如下外径，该外径的尺寸可以被确定成实现在内窥镜器械通道中的滑动配合。例如，套的外径可以是 3.1mm 而其厚度可以是 0.25mm。该套可以与外径为 2.2mm 的同轴线缆和宽度为 2.6mm 的传输线一起使用。

[0017] 为了避免抹刀将能量耦合到套中,传输线的长度尺寸可以是微波能量的四分之一波长的奇数倍(例如在工作频率处的波长的四分之一或四分之三,或者四分之一波长的任何奇数倍)。套自身的长度可以在 20mm 以下。

[0018] 套还可以避免微波能量在同轴线缆和传输线抹刀之间的接合处将微波能量向外辐射到组织中。会不期望大百分比的功率在该接合处耦合到组织中、或者生成不期望的发热效应或者引起对内窥镜的器械通道的损坏。

[0019] 第一导电层可以覆盖第一电介质材料片的一个表面的所有部分,除了在抵接边缘处间隔开的隔离部分之外。然而,在一些实施例中,第一导电层的宽度会小于第一电介质材料片的宽度。然而,即使在这些实施例中,第一导电层也优选地包括与传输线的下述端部相符合的边缘,传输线的该端部与上述抵接同轴线缆的端部相对。换句话说,第一导电层延伸直至第一电介质材料片的边缘。

[0020] 第二导电层可以覆盖第一电介质材料片的一个表面的所有部分。然而,类似于第一导电层,第二导电层的宽度会小于第一电介质材料片的宽度。还类似于第一导电层,第二导电层也优选地包括与传输线的下述端部相符合的边缘,传输线的该端部与上述抵接同轴线缆的端部相对。

[0021] 如果第一导电层的和 / 或第二导电层的宽度小于第一电介质材料片的宽度,那么第一导电层和 / 或第二导电层居中地安装在第一电介质材料片上。

[0022] 如上所述,第一导电层与电介质材料片的抵接同轴线缆的端部间隔开。这种间隔的主要目的可以是避免同轴线缆的内导体和外导体之间发生短路。该间隔可以作为间隙出现在第一导电层的边缘和第一电介质材料片的与同轴线缆抵接的端部之间,使其间隔开。间隙可以沿长度方向延伸至少 0.5mm。第一电介质材料片可以暴露在间隙中。间隙的次要目的可以是针对特定的组织阻抗来“调谐”抹刀。通过改变间隙沿着长度方向的尺寸,抹刀的到特定类型的组织的回程损耗性质也会改变。微波模拟工具可以用来使间隙尺寸最优化,从而使抹刀适合于特定类型的组织。还可以使间隙最优化以使在与同轴线缆的接合处的回程损耗最小化。

[0023] 减小了厚度的传输线的一个后果是同轴线缆在接触接界部处的端面的一部分不与第一电介质材料片接触。在优选的实施例中,同轴线缆的这部分被设置成自接合处逐渐变细,即同轴线缆被暴露出的端面从接合倾斜离开。

[0024] 第一电介质材料可以是由 Taconic 生产的 Taconic TRF-41 高性能层压材料,其是低损耗陶瓷填充的 PTFE (聚四氟乙烯),具有随着温度升高的低介电常数变化和高导热性。

[0025] 同轴线缆可以是 50 Ω 的同轴线缆,诸如由 Micro-Coax 制造的 UT85C-LL 型号,或者可以是具有相似尺寸的任何其他同轴线缆,即,也可以使用由 Gore 或者 Huber&Suhner 生产的相似的线缆组件,这些相似的线缆组件具有编织内导体和编织外导体而不是实心导体。在选择线缆组件时,因为在身体内部的线缆的长度会是 2m 或更长,因此应该将注意力集中于在微波能量的频率处展现出最低功率损耗的那些线缆组件,因为期望使线缆发热最小化。大的插入损耗还意味着在发生器处可用的能量中仅有小部分会达到生物组织,即,系统使用 100W 的发生器,插入损耗为 6dB 的微波线缆组件以及插入损耗为 3dB 的抹刀结构会仅将 12.5W 的微波能量递送到感兴趣的生物组织结构中。

[0026] 在使用时,抹刀提供了可以作为合适于推入到息肉茎中的刀刃的多个边缘(平面

传输线的边缘)。当完成了推入到息肉茎中时,回程损耗会是大约 -10dB (即被递送到组织中的能量的 90%),这会有利于组织消融以实现切割和灼烧。

[0027] 以上所讨论的抹刀可以具有与之集成起来的 RF 切割部分。RF 切割部分可以利用有源和回路导体(或者电极)相互极其接近的事实,由此可以以此方式设置优选的返回通路,以使得局部组织切割动作能够无需在两个电极之间存在远程返回衬垫或者高度导电的液体(即生理盐水(saline))的情况下发生。在这种特定的情况下,可以将适合于切割组织的 RF 能量(例如以连续波(500kHz 的连续波格式)递送的 200V 至 400V 峰峰值)耦合到结构中并与微波消融能量结合。RF 切割部分由此可以包括耦合到传输线的 RF 电压源(例如能够递送频率在 100kHz 至 500kHz 之间的能量)、以及信号合成器(例如双工器 / 双信器单元、频率双信器、信号加法器等),信号合成器可以包括避免高频微波能量返回到更低频率的 RF 能源中的低通滤波器以及避免更低频率的 RF 能量返回到更高频率的微波能源中的低通滤波器。在一个示例中,信号合成器可以用于使得微波能源和 RF 能源在发生器处被结合并且沿着单个通道(例如同轴线缆、波导组件或者双绞线)递送到抹刀结构。RF 切割能量可以单独地递送到组织中,或者可以被混合或者添加有微波能量并且同时递送以设置混合的操作模式。许多临床上有用的组织效应可以通过以这种方式设置系统来实现。

[0028] 如果 RF 能量和微波能量二者都可以经由信号合成器来提供,那么可以例如使用定向耦合器等来对递送到抹刀的能量的一部分进行采样。被采样的能量可以例如经由合适地编程过的微控制器等来用于控制能量递送分布。

[0029] 在能够递送 RF 能量的特定优选的实施例中,第一电介质材料可以是石英,而第一导电层和第二导电层可以分别包括铜层和金层。

[0030] 根据本发明的一个方面,公开了一种手术器械,包括:手术抹刀,所述手术抹刀包括平桨和其第一端部延伸开的同轴线缆,其中,所述桨包括连接到所述同轴线缆的平面微波输送结构,所述平面微波输送结构由在相对的表面上具有第一导电层和第二导电层的第一电介质材料片形成,并且沿着从所述第一端部延伸开的所述桨的侧部敞开以使得从所述侧部发出微波辐射场;内窥镜;以及微波发生器,所述微波发生器被连接以经由所述同轴线缆将微波能量递送到所述抹刀,所述同轴线缆被布置成贯穿所述内窥镜的器械通道。

[0031] 另一方面,此处的公开提供了一种具有被设置成可固定在内窥镜的器械通道中的外壳的手术抹刀,例如以利于操纵。外壳可是以上所讨论的套(以下称为管支持件)。套可以由此既保护了辐射桨和同轴线缆之间的接合并且还将抹刀固定在内窥镜的器械通道的远端。设备可以由此特别适合用于锁孔手术,并且还可以用于开放手术。

附图说明

[0032] 以下参照附图来讨论本发明的示例,在附图中:

[0033] 图 1 是根据本发明的一个实施例的用于在抹刀中使用的传输线的示意性透视图;

[0034] 图 2 是示出了假设理想的微波能量馈送条件下图 1 所示的传输线到空气中的回程损耗的图;

[0035] 图 3 是图 1 所示的传输线与圆柱形负载接触的示意性透视图;

[0036] 图 4A 是示出了当传输线接触负载时到负载中的回程损耗的图;

[0037] 图 4B 是示出了当传输线被压入到负载中 0.3mm 时到负载中的回程损耗的图;

- [0038] 图 4C 是示出了当传输线被压入到负载中 0.7mm 时到负载中的回程损耗的图；
- [0039] 图 5A 是指示当传输线接触负载时功率吸收的模拟侧视和顶视横截面图像；
- [0040] 图 5B 是指示当传输线被压入到负载中 0.3mm 时功率吸收的模拟侧视和顶视横截面图像；
- [0041] 图 5C 是指示当传输线被压入到负载中 0.7mm 时功率吸收的模拟侧视横截面图像；
- [0042] 图 6A 是指示当传输线的侧边缘在第一位置处接触负载时功率吸收的模拟顶视横截面图像；
- [0043] 图 6B 是指示当传输线的侧边缘在第二位置处接触负载时功率吸收的模拟顶视横截面图像；
- [0044] 图 6C 是指示当传输线的侧边缘在第三位置处接触负载时功率吸收的模拟顶视横截面图像；
- [0045] 图 7A 是指示当传输线的侧边缘在第一位置处接触负载时功率流的模拟顶视横截面图像；
- [0046] 图 7B 是指示当传输线的侧边缘在第二位置处接触负载时功率流的模拟顶视横截面图像；
- [0047] 图 7C 是指示当传输线的侧边缘在第三位置处接触负载时功率流的模拟顶视横截面图像；
- [0048] 图 8A 是示出了当传输线的侧边缘在第一位置处接触负载时到负载中的回程损耗的图；
- [0049] 图 8B 是示出了当传输线的侧边缘在第二位置处接触负载时在负载中的回程损耗的图；
- [0050] 图 8C 是示出了当传输线的侧边缘在第三位置处接触负载时到负载中的回程损耗的图；
- [0051] 图 9A 是根据本发明的实施例的手术抹刀的示意性后透视图；
- [0052] 图 9B 是图 9A 所示的抹刀的示意性正透视图；
- [0053] 图 9C 是图 9A 所示的抹刀的示意性侧视图；
- [0054] 图 10 是示出了当端传输线与负载接触时、手术抹刀中的平面传输线和同轴线缆之间的接合处的插入损耗和回程损耗的图；
- [0055] 图 11 是根据本发明的另一个实施例的用于在抹刀中使用的传输线的示意性透视图；
- [0056] 图 12 是指示当图 11 中的传输线被压入到负载中时功率吸收的模拟侧视和顶视横截面图像。
- [0057] 图 13 是示出当图 11 所示的传输线与负载接触时并且假设理想的微波能量馈送条件下、穿过该传输线的插入损耗和回程损耗的图；
- [0058] 图 14 是根据本发明的另一个实施例的手术抹刀的示意性正透视图；
- [0059] 图 15 是示出了当端传输线与负载接触时、手术抹刀中的平面传输线和同轴线缆之间的接合处的插入损耗和回程损耗的图；
- [0060] 图 16 是根据本发明的另一个实施例的手术抹刀的示意性顶透视图；以及

[0061] 图 17 是图 16 所示的抹刀的示意性底透视图。

具体实施方式

[0062] 以下的讨论描述了用于在消融息肉茎中使用的抹刀。详细地描述了用于与 5.8GHz 的频率一起使用的第一配置。还简要地描述了工作在 14.5GHz 处的相似的设计。最后, 讨论了完整的实施例。

5.8GHz 实施例

[0064] 图 1 示出了包括有一块第一电介质材料 12 的平面传输线 10, 这块第一电介质材料 12 在其顶面具有上导电层 14 而在其底面具有下导电层 16。选择用于第一电介质材料的材料是 Taconic TRF-41。这是 RF-41 的稍微更低损耗的版本, 其被描述成 FR-4 (用于更低频率的标准 PCB 材料) 的低损耗的替代物。在 10GHz 处, RF-41 的介电常数为 4.1 而损耗角正切为 0.0038。声称的是 RF-41 随着频率具有稳定的介电常数和损耗。TRF-41 的介电常数为 4.1 而损耗角正切为 0.0035。这些值用在模拟中。在 5.8GHz 处, TRF-41 的波长是 25.4mm。

[0065] 初始的模拟具有一块长为 12.7mm (半波长)、宽为 3mm 且厚为 1mm 的 TRF-41 的板材, 在其顶面和底面上覆有 0.018mm 的铜以建立导电层 14、导电层 16。铜具有从 TRF-41 的数据手册中得到的标准厚度。以下示出了标准的电介质厚度。在本申请的上下文中, 1mm 厚度和 1.02mm 厚度之间的差异并不明显。

电介质厚度	
英寸	mm
0.0080	0.2
0.0160	0.41
0.0240	0.61
0.0320	0.81
0.0400	1.02
0.0640	1.63
0.1200	3.05

[0066]

[0067] 金属化的电介质形成了可以以混合模式在两个金属板之间传播波的传输线。能量很大程度上集中在电介质中。

[0068] 在第一模拟中, 基本模式(在 5.8GHz 处)在理想条件下被施加传输线的一端中。

[0069] 传输线的阻抗是 48Ω , 而图 2 所示的到空气中的回程损耗是 -0.12dB 。这是非常好的, 因为这意味着: 如果抹刀没有接触任何物体, 那么就会泄露非常少的(少于 3% 的)功率。

[0070] 为了判断抹刀会有多好地将功率递送到息肉中, 建模出了直径为 2mm 的圆柱形负

载。该负载足够长以使得端效应不显著，实际上，可以看到功率吸收集中在抹刀的端部附近，因此负载的长度实际上是不重要的。图 3 示出了抵接负载 18 的传输线 10。

[0071] 负载 18 被给予 27.222 的介电常数以及 14.448 的损耗角正切。这些仅是估计值，而如果介电常数和损耗角正切与这些数值差异很大，那么就应该以更加精确的参数值重复测试。

[0072] 当负载仅接触到抹刀的端部时的回程损耗是 4.75dB，即大约三分之一的功率被反射，如图 4A 所示。如果抹刀被稍微压入到负载中 0.3mm 时和 0.7mm 时，回程损耗分别改善为 9.8dB 和 11.3dB，分别如图 4B 和图 4C 所示。

[0073] 在图 5A 至图 5C 中示出了在每种情况下负载中的功率吸收的图案。对于所有三种情况，针对每种情况都示出了从侧面看的中心横截面，而针对头两种情况示出了与顶部导体接近（或者在顶部导体中）的平面处从上方看的横截面。侧视图示出了功率吸收是接近导电层发生的。

[0074] 模拟在以下情况下进行，负载以距离与能量发射平面相对的端部不同的距离（1.7mm、3.7mm、5.7mm 以及 9.7mm）放置在抹刀的侧部。在图 6A 至图 6C 中，示出了负载的位置；功率从图的右手侧被馈送到抹刀。图 6A 至 6C 示出了在每种情况下自上部以横截面观看的功率吸收。图 7A 至图 7C 示出了针对相同的横截面视图的功率流。图 8A 至图 8C 是示出了针对每种情况的回程损耗的图。当负载接近抹刀的远端时回程损耗是最优的，回程损耗随着负载向后移动而变得更差，直到负载向后超过了四分之一波长为止，此时回程损耗又有改善。

[0075] 像负载处于抹刀的端部这样的情况，当抹刀仅接触负载时功率耦合不是非常强。3dB 的回程损耗意味着仅有半入射功率被吸收了而另一半入射功率返回到了发生器，较少的一些损失在馈送和线缆中。

[0076] 图 9A 至图 9C 从不同的方向示出了针对传输线 10 的馈送设置。可以使用 50Ω 的同轴线缆 20 来对抹刀进行端部馈送。被建模的同轴线缆是 UT85C-LL（微波线缆（Micro-Coax））。同轴线缆包括内导体 22、外导体 24 和分隔内导体 22 和外导体 24 的电介质材料 26。在同轴导体 20 的远端处，内导体 22 和外导体 24 具有远离电介质材料 26 延伸的突出部 28、突出部 30。传输线 10 被夹入在突出部 28 和突出部 30 之间，以使得传输线 10 的近端抵接同轴线缆的远端。内导体的突出部 30 被设置成接触上导电层 14，而外导体的突出部 28 被设置成接触下导电层 16。这种接头可以用标准的编织同轴线缆容易地制成。外导体在接头处的形状的小偏差不应该使插入损耗产生很大的不同。在编织导体中，底部接头可以更加展开，这会是有益的。可以弯曲而不是削刮中心导体以安装在顶部导体上。

[0077] 在上导电层的近边缘和同轴线缆的远端之间设置有间隙 32，以避免内导体和外导体之间的短路。

[0078] 在图 10 中示出了这种接合设置在抹刀接触负载时的回程损耗和插入损耗。回程损耗比 -20dB 更好，而插入损耗大约为 -0.24dB，这两个都是极好的。自同轴线缆的馈送在此频率处没有引入任何显著的损耗。

[0079] 所有在前面的图都示出了针对抹刀厚度为 1mm 或 1.02mm 的结果。

[0080] 图 11 示出了与图 1 相似的传输线，除了厚度是 0.6mm 之外。如果抹刀的厚度降低了，那么还可以降低径迹宽度而保持阻抗接近 50Ω 。在该示例中，导电层的宽度小于该片电

介质材料的宽度。如图 11 所示,在顶面和底面上导电层的宽度是 2mm。这种结构的阻抗是 43Ω (对于 50Ω , 导电轨道的宽度应该降低至 1.8mm)。

[0081] 降低的径迹宽度(1.8mm)是有吸引力的,这是因为其会安装在 3.1mm 外径塑料管(未示出)的内部。该管会有助于支持线缆和抹刀之间的接合,并且可以在接头的后部粘到线缆,并且或者粘到抹刀的侧部。例如,管可以是 10mm 长或者 20mm 长。管还可以是在内窥镜管中的良好而滑动的配合,以使得抹刀位置可以由内窥镜主动地控制。

[0082] 图 12 从侧部和顶部示出了负载中的功率吸收。可以看出,自这种较薄的抹刀的功率吸收看起来与电介质的中心相对,而不是如较厚的抹刀那样聚集在接近于导体处。这大概是被吸收功率的更好的分布并且看上去穿透得更加深,这是有吸引力的。

[0083] 以上的讨论表明从薄同轴线缆馈送的抹刀可以有效地向 2mm 直径的负载(与息肉类似)递送功率。推荐的是 0.61mm 厚的电介质应该与 1.8mm 的径迹宽度一起使用。

[0084] 在使用时,更低的频率(例如 100kHz 至 500kHz 范围)经由同一传输线选择性地可连接到抹刀。更低频率的能量辅助穿过息肉的茎的切割。更高频率(即 5.8GHz)的能量主要用于凝结茎以避免流体(例如血液)损耗。两种频率都可以同时施加。凝结能量的“达到范围”(即穿透深度)可以被设置成大于切割能量的“达到范围”(例如是其的两倍),以使得在正被切割的组织处已经发生了凝结。

[0085] 14.5GHz 实施例

[0086] 接着以上描述的 5.8GHz 的抹刀的工作,将同一设计在 14.5GHz 处进行测试。使用了同样尺寸的电介质板材($1\text{mm} \times 3\text{mm} \times 12.7\text{mm}$)和同轴线缆,并且在接头处使用同一几何结构。

[0087] 在图 13 中示出了穿过 12.7mm 的传输线的损耗,即大约 -0.15dB ,这是不显著的。回程损耗也如应该对在两端都匹配的短长度的传输线所期望的那样好。主要点是电介质中的传输损耗在 14.5GHz 处非常低,在该长度中仅 1.5% 的功率被吸收。

[0088] 还对裸传输线耦合到 2mm 负载中进行了建模。回程损耗大约是 5.4dB ,这比在 5.8GHz 处更好。功率损耗密度示出损耗集中在金属边缘周围,比在 5.8GHz 处更是如此。当用在更高的频率处时,因此有益的是使用更薄的传输线,即 0.6mm 厚而不是 1mm 厚。

[0089] 对自同轴线缆至抹刀的馈送进行建模,使用如针对 5.8GHz 那样的同一尺寸。然而,在这种情况下,插入损耗是 -1.15dB ,这非常足以具有潜在的意义。这个损耗意味着输入功率的 23% 损耗在穿过接合的途中。回程损耗的值使得少于 5% 的功率被反射回去,而因为预期大约 2% 或 3% 的功率会在同轴线缆和传输线中被吸收,所以大约 15% 的功率会耗散在同轴线缆和抹刀中或者会被辐射走。这会产生不必要的发热和辐照。

[0090] 对接合的功率流模拟示出在同轴线缆的端部的顶面之外存在功率流,具体是辐射离开抹刀的功率流中的显著向上的分量。

[0091] 为了降低自同轴线缆的端面的辐射,构想了图 14 中示出的设置,其中,同轴线缆的暴露端面自接合处逐渐变细。模拟指示出辐射随着增加的锥度(taper)而降低。图 14 示出了 80° 锥度。

[0092] 图 15 是示出了接合处的损耗的图。回程损耗大约是 -13dB ,以使得功率的 5% 被反射,但是插入损耗现在是 -0.7dB 。这对应于大约 15% 的功率的损耗,指示出只有 8% 的功率被辐射。

[0093] 由此,与在 5.8GHz 处使用的设计相类似的设计会工作在 14.5GHz。可以实现与同轴线缆良好匹配的接合,但是向同轴线缆的顶部收的锥度是期望的以降低来自接头的辐射。就 5.8GHz 来说,对于 0.6mm 厚的传输线而言功率会较好地穿透到负载中。

[0094] 然而,期望 5.8GHz 的抹刀的性能在具有更深的穿透深度方面以及在具有自接头向同轴线缆的更少的辐射方面是优越的。此外,馈送线缆中的损耗在 5.8GHz 处会比在 14.5GHz 更低。

[0095] 虽然使用 TRF-41 电介质材料针对传输线进行了模拟,但是 RF-41 也可以是合适的。

[0096] 完整的抹刀

[0097] 图 16 和图 17 示出了根据本发明的手术抹刀的完整实施例的图。该实施例具有如上所讨论的那样连接到同轴线缆 20 的 0.6mm 厚的传输线 10。给予共同的部件相同的附图标记并且不再对其进行描述。在该实施例中的抹刀适合在 2.45GHz、5.8GHz 以及 14.5GHz 处工作。

[0098] 在图 16 和图 17 中,塑料管支持件 40 (为了方便起见被视为半透明的) 安装在传输线 10 和同轴线缆 20 之间的接合上。管支持件 40 的内径大于同轴线缆 20 的外径,以使得管支持件 40 能够套在线缆上。安装结构 42 (例如胶水等) 附接在同轴线缆 20 和管支持件 40 之间以将线缆固定在适当的位置。类似地,安装部件 44、安装部件 46 (例如胶水) 附接在传输线 10 和管支持件 40 之间以将传输线固定在适当的位置。

[0099] 传输线包括 0.61mm 厚的 TRF-41 片 12 (介电常数 4.1 而损耗角正切 0.0035)。同轴线缆 20 具有大约 2.2mm 的外径和 0.574mm 的引脚直径。在建模中使用的同轴线缆 20 是 UT85C-LL (来自 Micro-Coax)。

[0100] 传输线 12 上的导电层 14、导电层 16 径直地延展到片 12 的端部并且为 2.002mm 宽。该片 12 为 2.6mm 宽。

[0101] 管支持件 40 是具有 3.1mm 的外径和 2.6mm 的内径的聚丙烯管,具有 3.1mm 的外径以作为内窥镜中的良好滑动配合。这给出了大约 0.25mm 的壁厚度。材料和厚度不是至关重要的;可以使用尼龙或者聚乙烯,或者一定数量的其他塑料。传输线的边缘可以被去角(chamfer),以使得抹刀会以刚刚低于管的直径方式位于适当的位置处。

[0102] 管沿着传输线 10 的长度方向扩展 5mm。此处,与同轴线缆叠置的是 5mm,但是也可以是按照需要的长度。管可以足够短以通过弯曲的内窥镜。管的主要目的是支持抹刀以及将抹刀稳定地保持在内窥镜的端部。

[0103] 安装结构 42 和安装部件 44、安装部件 46 几乎可以由作用为将东西保持在适当位置处的任何东西来制成,这是因为它们如果远离抹刀边缘和同轴线缆的引脚,那么就不影响设备的性能。

[0104] 上导电层 14 和同轴线缆之间的间隙 32 是 0.5mm,如上所示。

[0105] 抹刀的中心从同轴线缆的中心偏移大约 0.5mm(0.53mm)。外管的轴线在抹刀的中心以上大约 0.3mm,但是基本上仅需要套在东西上并将它们保持稳定。

[0106] 电介质片 12 可以长为稍稍超过四分之一或者四分之三波长(例如 8mm 或者 21mm),以使得驻波将不会强烈地耦合至抹刀基部附近的支持塑料管。

[0107] 相对于内窥镜的固定

[0108] 以上的详细公开引用了具有使其适合用于沿着内窥镜的器械通道行进的尺寸的手术抹刀配置(辐射的桨以及同轴馈送线缆)。在使用中,这允许抹刀从内窥镜的近端插入到治疗位置。当抹刀到达远端时,期望将抹刀相对于内窥镜固定,例如以利于操纵。在本发明的另一方面,管支持件可以用于实现该固定功能。管支持件可以由此既保护了辐射桨和同轴线缆之间的接合并且还将抹刀固定在内窥镜的远端。

[0109] 在这种想法的一个实施例中,管支持件可以是径向可扩展的,以提供在内窥镜器械通道中的干涉配合。例如,管支持件可以被设置成改变形状或者可以包括扩展的部分,例如,这可以通过沿着内窥镜发射控制信号来激活。

[0110] 在一个实施例中,管支持件可以由随着所施加的电压或电流而改变形状的材料制成,即压电材料(施加电压以改变形状)或者磁致伸缩材料(施加电流以改变形状)。当移除电压 / 电流时管支持件可以返回到其初始的形状,以使得辐射结构和微波线缆能够从内窥镜的器械通道移除。管支持件可以由低损耗微波材料来制成,以确保微波场不被吸收到该材料中。

[0111] 在另一个实施例中,管支持件可以被设置成与位于内窥镜器械通道的远端的配合结构接合。该配合结构可以是另一个管,该管插入内窥镜器械通道的远端并相对于内窥镜器械通道的远端而固定。

[0112] 管支持件可以提供为确保不破坏接合并且确保不损失微波能量所必须的机械强度和电性质,而可以将第二管的尺寸确定成允许辐射桨配合通过该第二管,但是与管支持件锁定起来。该锁定功能可以通过干扰配合来实现(例如通过配合的逐渐变细的表面或者通过在管支持件和第二管上的联锁构造协助)。

[0113] 根据上述可知,本公开涵盖了但并不限于如下技术方案。

[0114] 方案 1. 一种手术抹刀,包括:

[0115] 平面传输线,用于承载从相对的表面上具有第一导电层和第二导电层的第一电介质材料片形成的微波能量,所述第一电介质材料片具有:

[0116] 5 毫米或者更小的基本均匀的宽度尺寸;

[0117] 2 毫米或者更小的基本均匀的厚度尺寸;以及

[0118] 大于所述宽度尺寸的基本均匀的长度尺寸;

[0119] 同轴线缆,所述同轴线缆具有 3 毫米或者更小的外径,并用于将微波能量递送到所述平面传输线,所述同轴线缆包括内导体、与所述内导体同轴的外导体以及分隔所述内导体和所述外导体的第二电介质材料,所述平面传输线沿长度方向在连接接界部处连接到所述同轴线缆;以及

[0120] 保护套,所述保护套安装在所述连接接界部上,

[0121] 其中,

[0122] 所述第一电介质材料片的一端在所述连接接界部处抵接所述同轴线缆的端部,

[0123] 所述内导体和所述外导体在所述连接接界部处延伸超出所述第二电介质,以与所述平面传输线的相对的表面交叠并且分别与所述第一导电层和所述第二导电层电接触,

[0124] 所述第一导电层与所述平面传输线的抵接所述同轴线缆的端部间隔开,以将所述外导体与所述第一导电层电隔离,以及

[0125] 所述第一导电层和所述第二导电层的宽度被选择成在所述平面传输线和所述同

轴线缆之间建立阻抗匹配。

[0126] 方案 2. 根据方案 1 所述的手术抹刀, 其中, 所述第一电介质材料片的基本均匀的厚度尺寸是 1 毫米或者更小, 优选地是小于 0.7 毫米。

[0127] 方案 3. 根据方案 1 或 2 所述的手术抹刀, 其中, 所述第一电介质材料片的基本均匀的宽度尺寸是 3 毫米或者更小。

[0128] 方案 4. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述内导体在所述内导体和所述第一导电层之间的接触区域中具有与所述第一导电层相符合的接触表面。

[0129] 方案 5. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述外导体在所述外导体和所述第二导电层之间的接触区域中具有与所述第二导电层相符合的接触表面。

[0130] 方案 6. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述保护套结合到所述同轴线缆和 / 或所述平面传输线。

[0131] 方案 7. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述保护套由塑料制成。

[0132] 方案 8. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述保护套具有下述外径, 所述外径的尺寸被确定成实现在内窥镜器械通道中的滑动配合。

[0133] 方案 9. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述第一导电层包括与所述平面传输线的下述端部相符合的边缘, 所述平面传输线的所述端部与所述抵接所述同轴线缆的端部相对。

[0134] 方案 10. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述第二导电层包括与所述平面传输线的下述端部相符合的边缘, 所述平面传输线的所述端部与所述抵接所述同轴线缆的端部相对。

[0135] 方案 11. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述第一导电层和 / 或所述第二导电层的宽度小于所述第一电介质材料片的宽度。

[0136] 方案 12. 根据方案 11 所述的手术抹刀, 其中, 所述第一导电层和 / 或所述第二导电层居中地安装在所述第一电介质材料片上。

[0137] 方案 13. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述第一导电层具有和所述第一电介质材料片的与所述同轴线缆抵接的端部间隔开至少 0.5mm 的边缘。

[0138] 方案 14. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述传输线的的长度尺寸是所述微波能量的波长的 1/4 或 3/4。

[0139] 方案 15. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述微波能量的频率是 2.45GHz、5.8GHz 或者 14.5GHz。

[0140] 方案 16. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 所述手术抹刀的尺寸被确定以使得所述手术抹刀在内窥镜器械通道之内行进。

[0141] 方案 17. 根据前述任一项方案所述的手术抹刀, 其中, 所述同轴线缆的在所述连接接界部处不与所述第一电介质材料片接触的端面的一部分自所述连接接界部向外逐渐变细。

[0142] 方案 18. 一种手术器械, 包括 :

[0143] 手术抹刀, 所述手术抹刀包括平桨和其第一端部延伸开的同轴线缆, 其中, 所述桨包括连接到所述同轴线缆的平面微波输送结构, 所述平面微波输送结构由在相对的表面上具有第一导电层和第二导电层的第一电介质材料片形成, 并且沿着从所述第一端部延伸开

的所述桨的侧部敞开以使得从所述侧部发出微波辐射场；

[0144] 内窥镜；以及

[0145] 微波发生器，所述微波发生器被连接以经由所述同轴线缆将微波能量递送到所述抹刀，所述同轴线缆被布置成贯穿所述内窥镜的器械通道。

[0146] 方案 19. 根据方案 18 所述的手术器械，其中，所述手术抹刀是根据方案 1 至 17 中任一项所述的手术抹刀，并且其中，所述手术抹刀的保护套固定在所述器械通道的远端中以使得所述平面传输线自所述器械通道的远端突出。

[0147] 方案 20. 根据方案 18 或 19 所述的手术器械，包括射频 RF 能源，所述射频能源被连接以将 RF 能量递送到所述抹刀，以在所述第一导电层和所述第二导电层之间形成 RF 切割部分。

[0148] 方案 21. 根据方案 20 所述的手术器械，包括连接在所述同轴线缆和所述微波发生器以及 RF 能源之间的信号合成器，所述信号合成器被布置成：

[0149] 使微波能量和 RF 能量二者都能够发送到所述手术抹刀，

[0150] 避免所述微波能量进入所述 RF 能源，以及

[0151] 避免所述 RF 能量进入所述微波发生器。

[0152] 方案 22. 根据方案 20 所述的手术器械，其中，所述微波发生器和 RF 能源结合成单个部件。

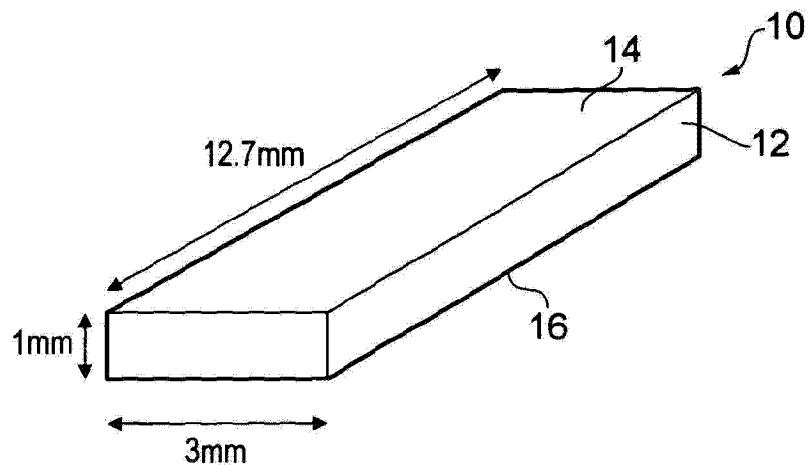


图 1

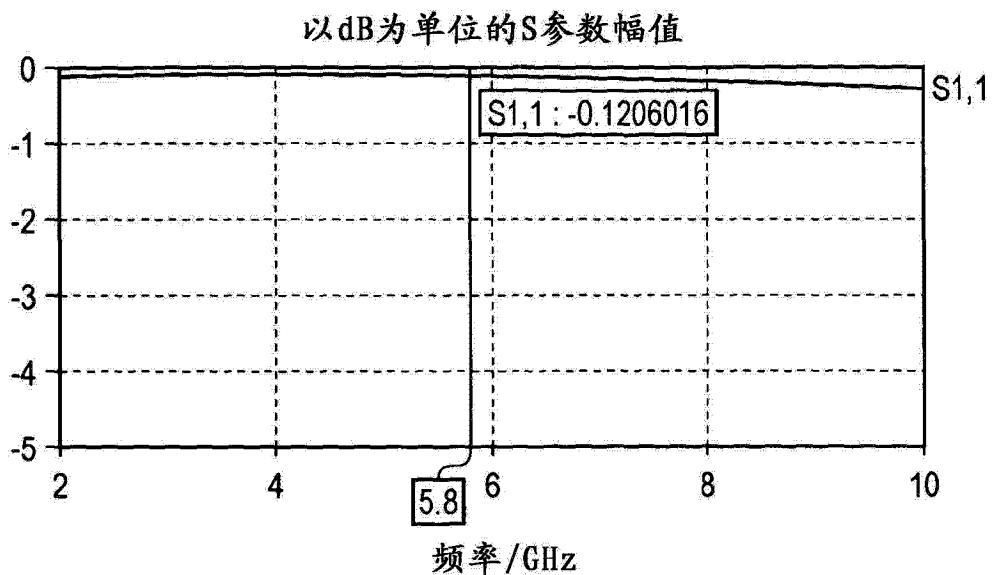


图 2

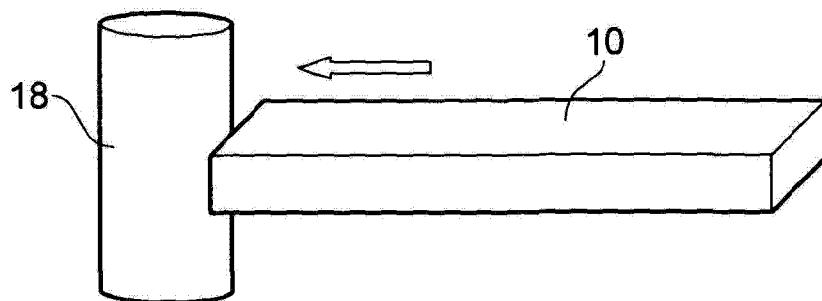


图 3

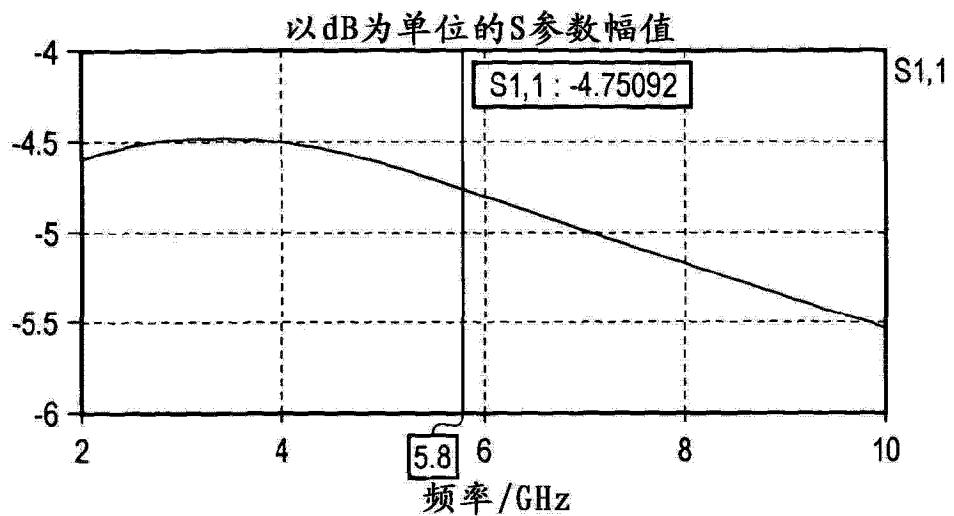


图 4A

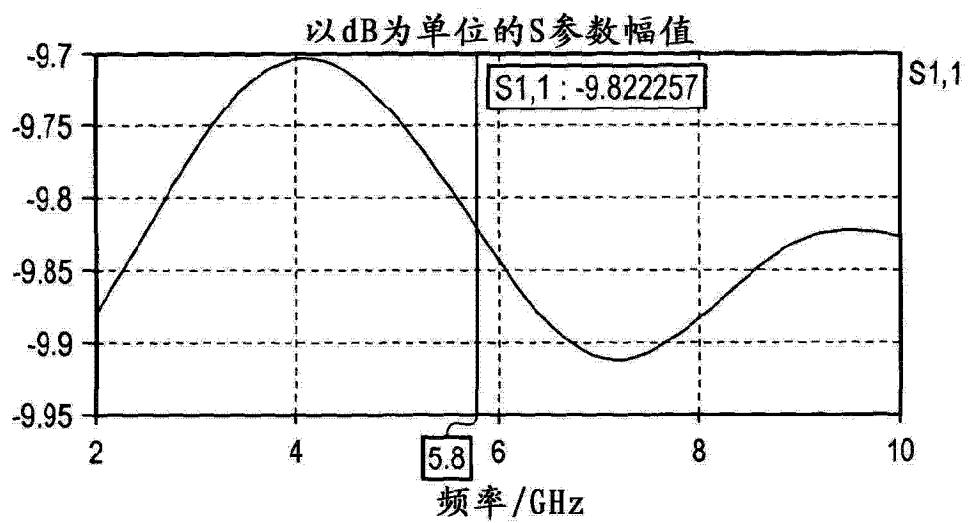


图 4B

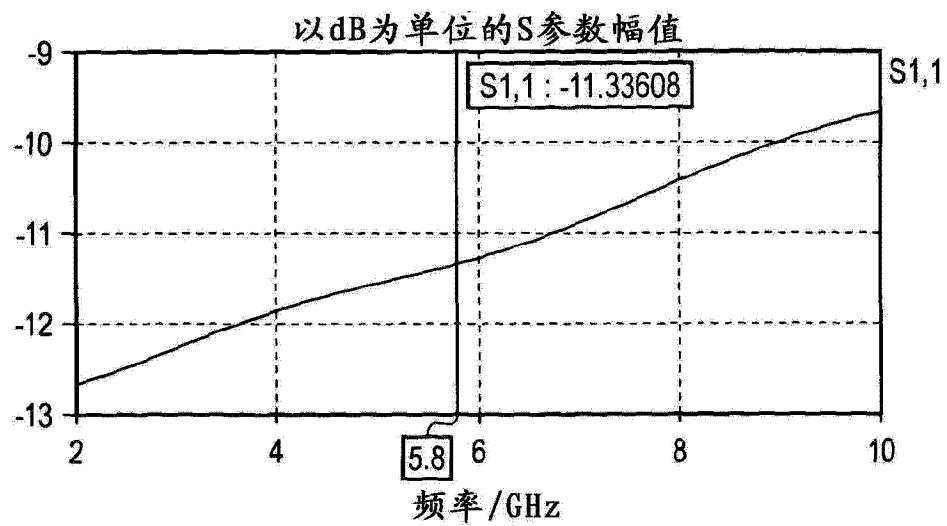


图 4C



图 5A



图 5B

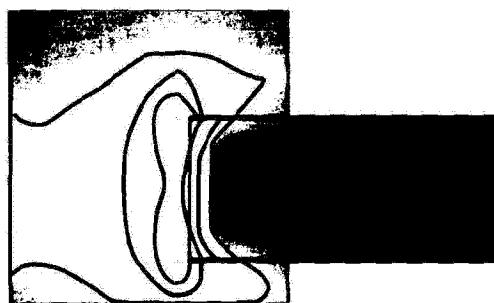


图 5C

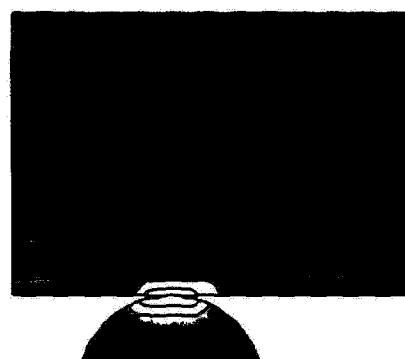


图 6A

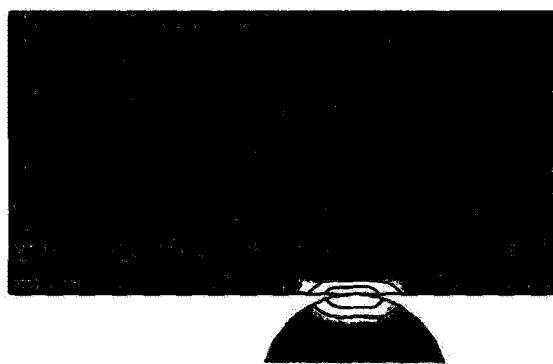


图 6B

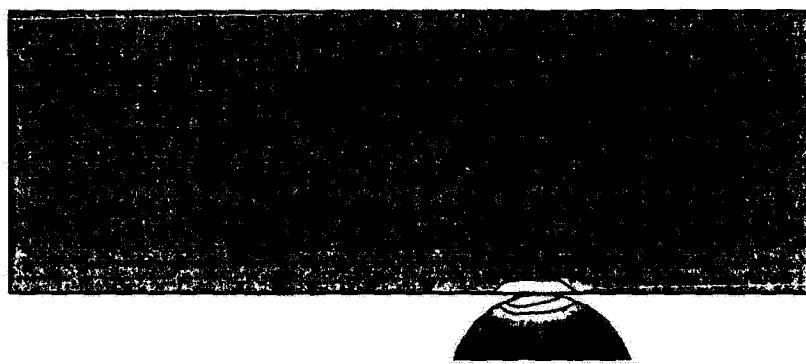


图 6C

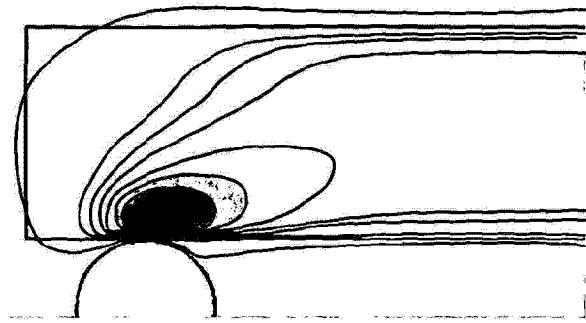


图 7A

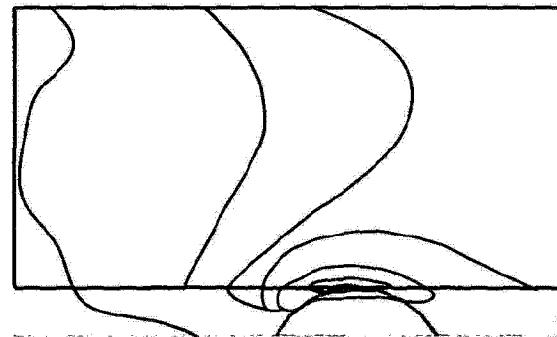


图 7B

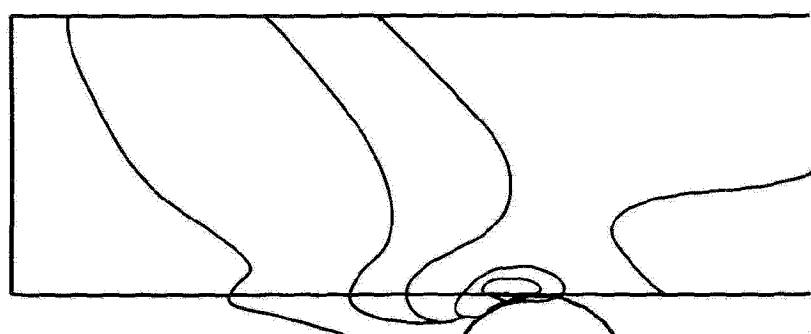


图 7C

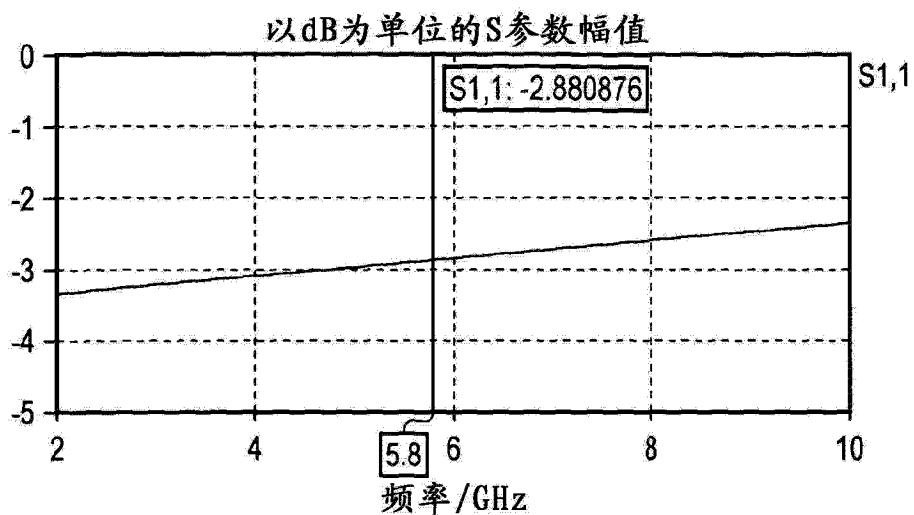


图 8A

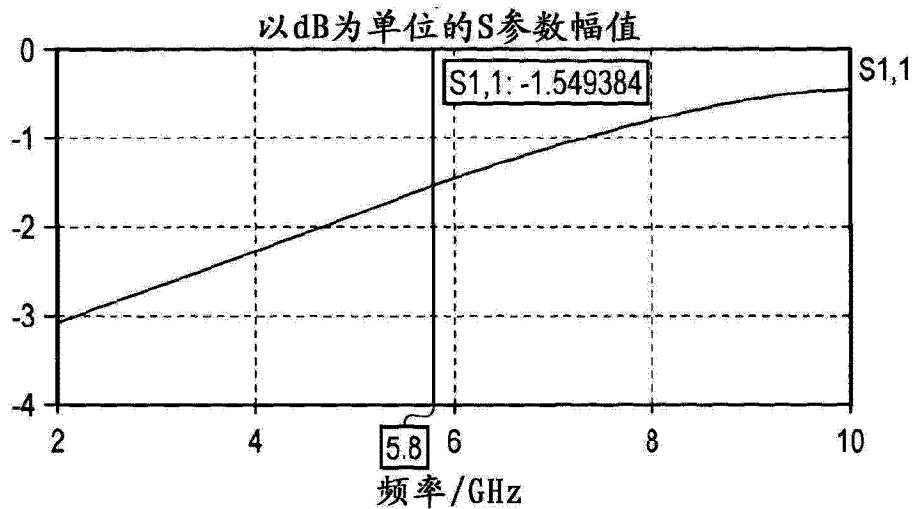


图 8B

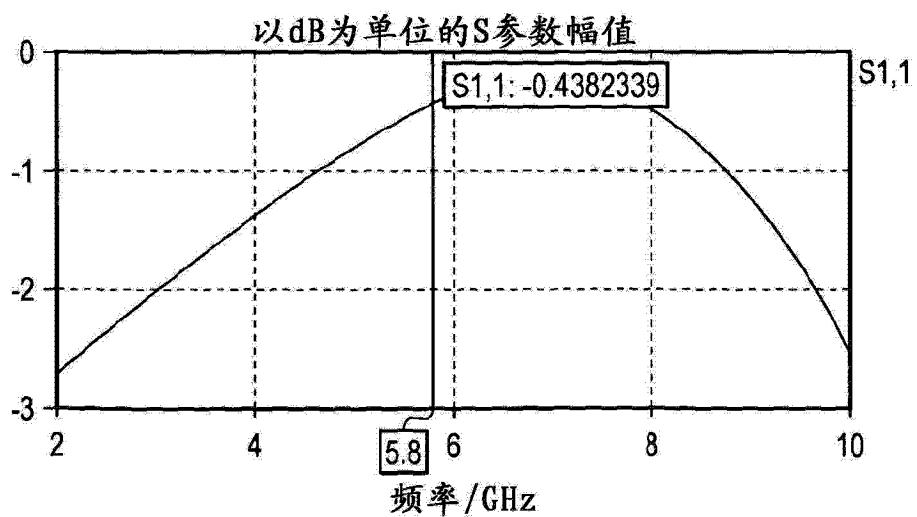


图 8C

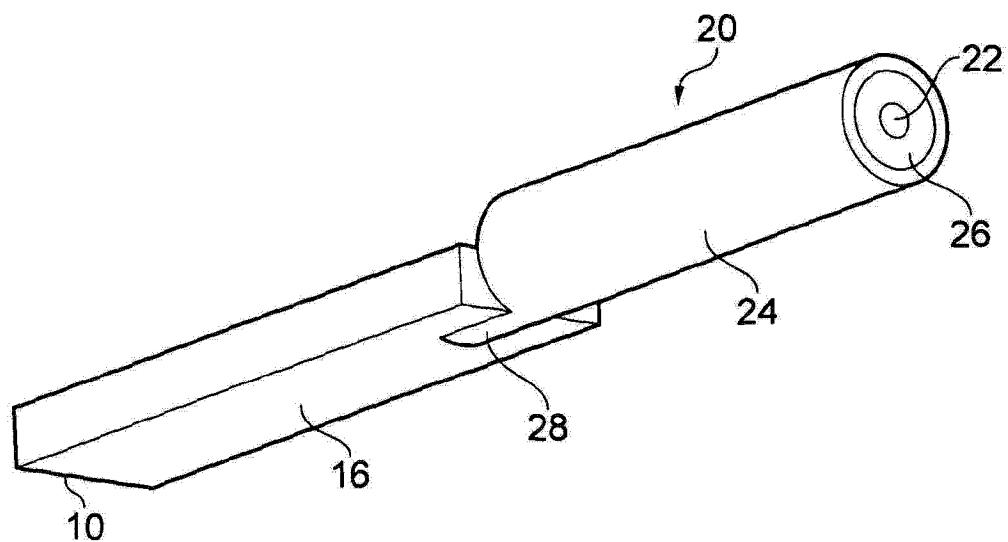


图 9A

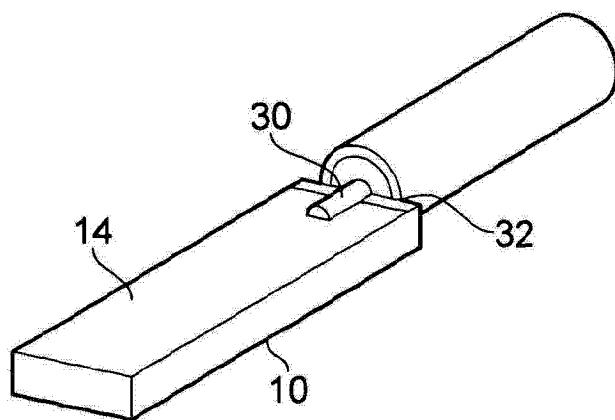


图 9B

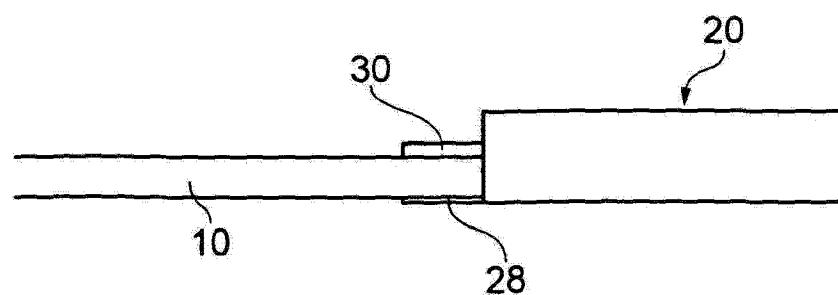


图 9C

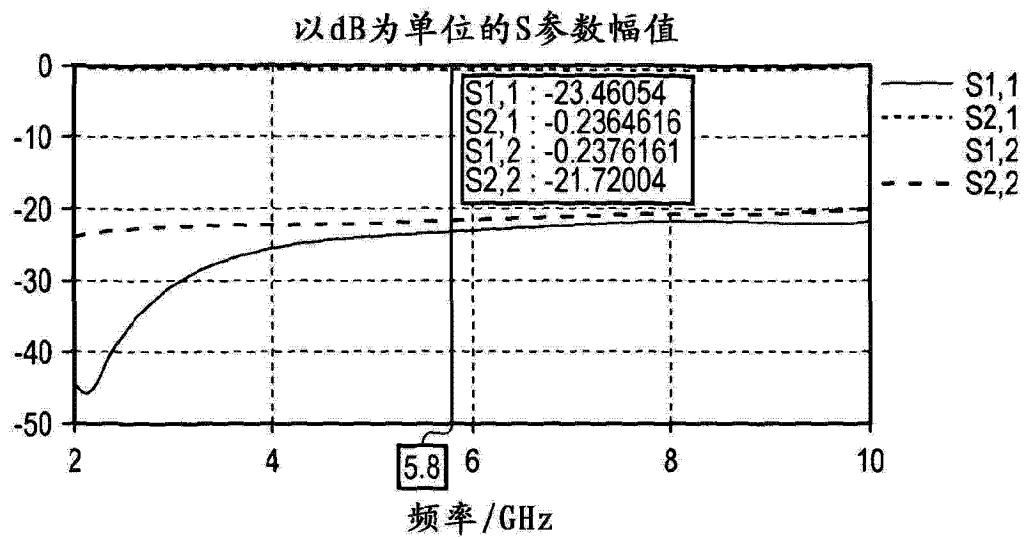


图 10

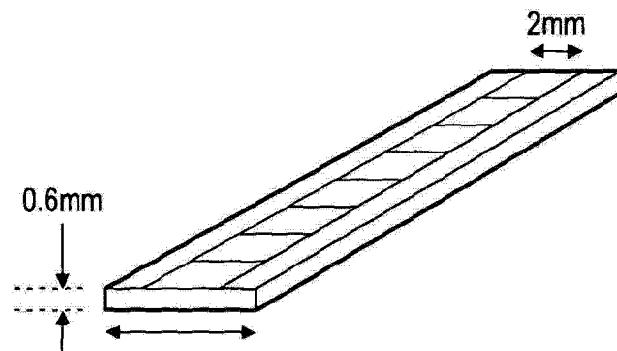


图 11

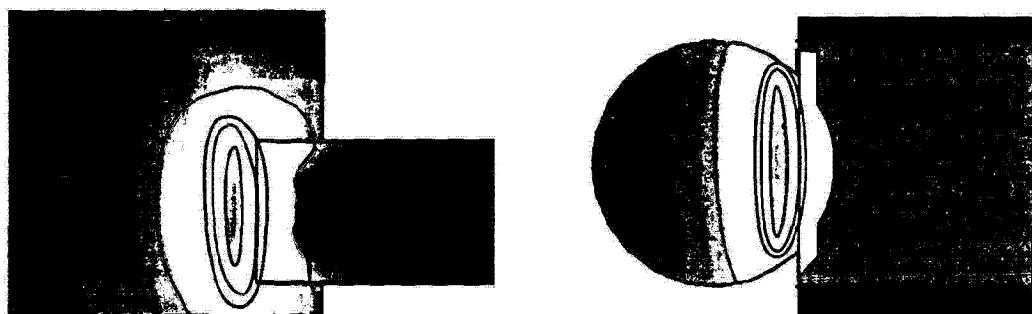


图 12

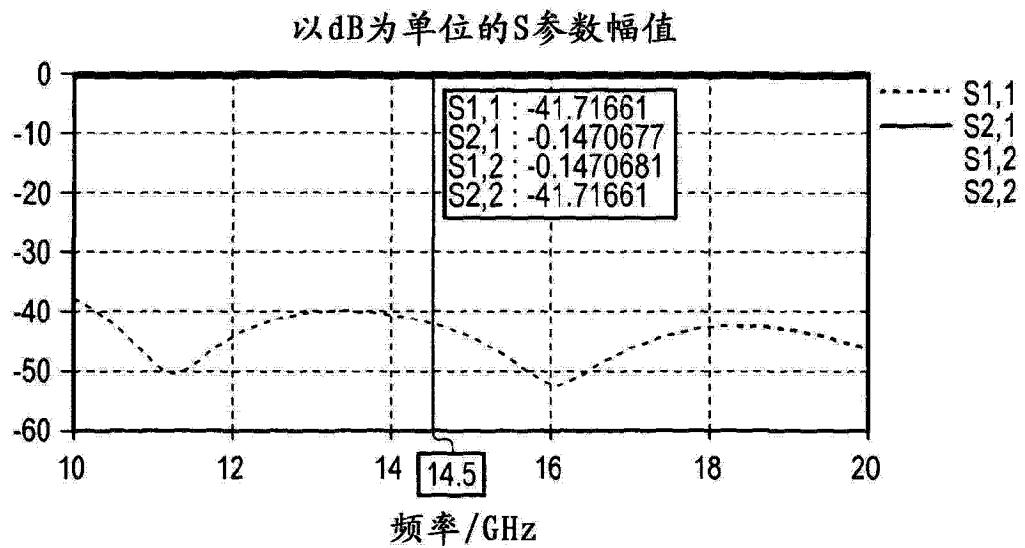


图 13

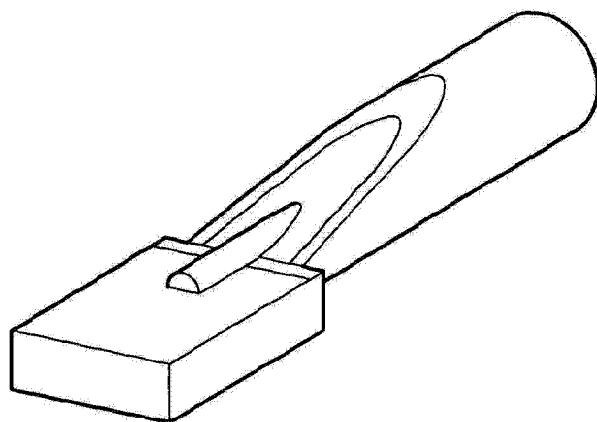


图 14

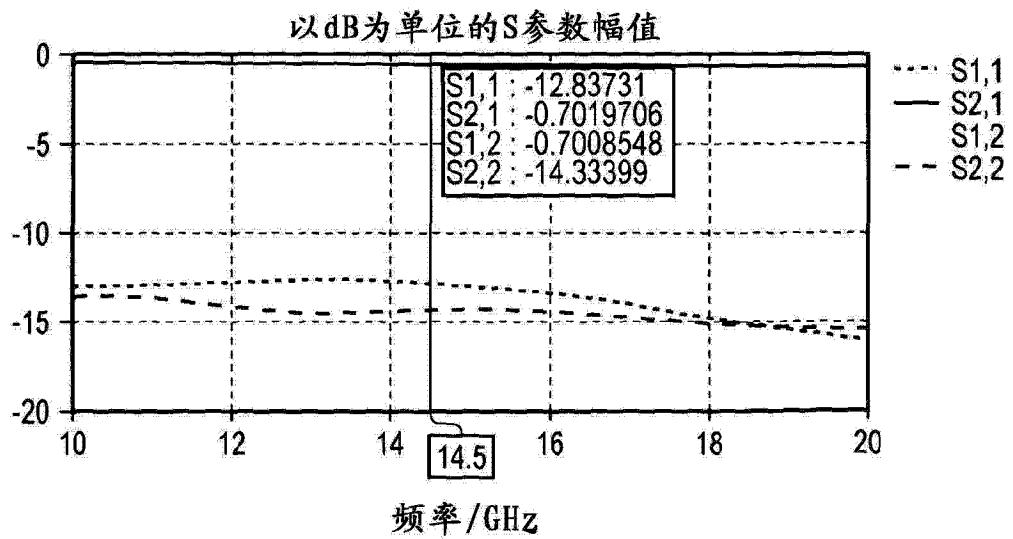


图 15

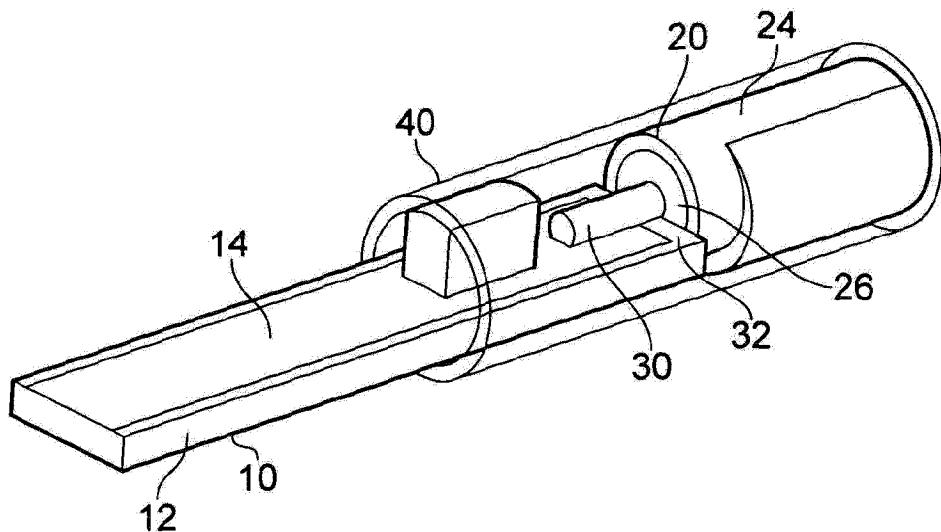


图 16

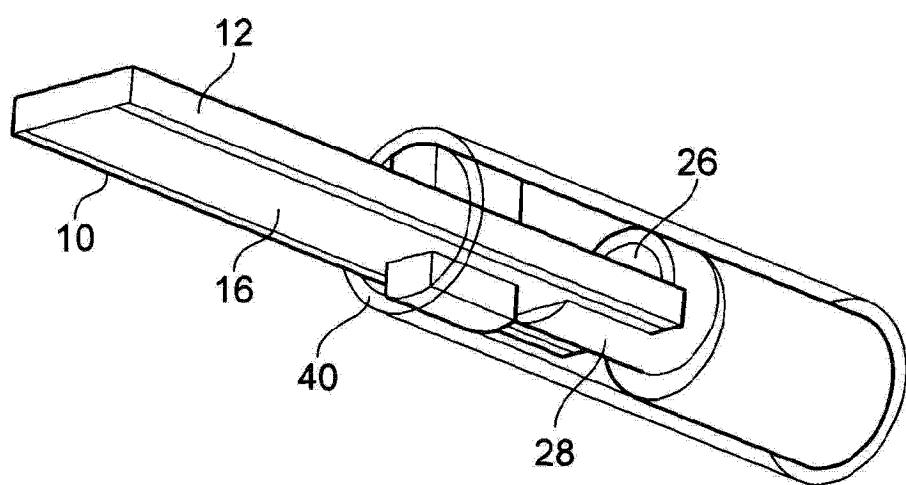


图 17

专利名称(译)	手术器械		
公开(公告)号	CN103860266A	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	CN201410078953.X	申请日	2010-07-20
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克里奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克里奥医药有限公司		
[标]发明人	克里斯托弗保罗汉科克		
发明人	克里斯托弗·保罗·汉科克		
IPC分类号	A61B18/18 H01Q13/08 H01Q1/22 H01Q1/38		
CPC分类号	A61B2018/1892 A61B18/14 H01Q1/38 A61B18/1815 H01Q13/08 A61B2018/1876 A61B18/18 H01Q1/22 A61B1/018 A61B2018/1823		
代理人(译)	杜诚 王娜丽		
优先权	2009012576 2009-07-20 GB		
其他公开文献	CN103860266B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及一种手术器械。一种手术抹刀，具有平面传输线(10)，该平面传输线用于承载从相对的面上具有第一导电层(14)和第二导电层(16)的第一电介质材料片(12)形成的微波能量。该手术抹刀还具有用于将微波能量递送到平面传输线(10)的同轴线缆(20)。该同轴线缆具有内导体(22)、与内导体(22)同轴的外导体(24)、以及分隔内导体(22)和外导体(24)的第二电介质材料(26)。内导体(22)和外导体(24)延伸超出第二电介质(26)，以与传输线(10)的相对的表面交叠并且分别与第一导电层(14)和第二导电层(16)电接触。第一导电层(14)的和第二导电层(16)的宽度被选择成在传输线(10)和同轴线缆(20)之间建立阻抗匹配。

