



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102772250 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201210205270. 7

(22) 申请日 2012. 05. 10

(30) 优先权数据

13/104, 752 2011. 05. 10 US

(71) 申请人 维万特医药股份有限公司

地址 美国科罗拉多

(72) 发明人 J·D·布兰南

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张阳

(51) Int. Cl.

A61B 18/18 (2006. 01)

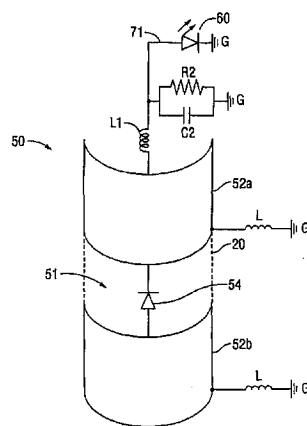
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 6 页

(54) 发明名称

具有微波整流器的腹腔镜端口

(57) 摘要

公开了一种具有微波整流器的腹腔镜端口。一种辐射探测器设置在微波天线组件上以接收被吹入腹部中非期望的场暴露。该辐射探测器包括接收天线,该接收天线外部附着于微波天线以位于腹部内的至少两片金属片制成。辐射探测器适于接收在腹部内共振的错误微波能量。整流器耦接在两片金属片之间,其中金属片是条形、环形、贴片或其它几何组合形状。整流器适于对至少一部分所述错误微波能量进行整流。滤波器耦接至所述整流器并且适于将经整流的微波信号转换为探测信号。可膨胀限位件位于微波天线的远端并且该可膨胀限位件在被插入到腹部内时是膨胀的。膨胀的所述限位件防止微波天线的无意移出。



1. 一种位于微波天线组件上的辐射探测器,所述辐射探测器包括:
适于接收微波能量的接收天线,其中该接收天线由外部附着于微波天线组件的微波天线的两片金属片形成;
耦接在所述两片金属片之间的至少一个整流器,适于对至少一部分所述微波能量进行整流;以及
耦接至所述至少一个整流器的滤波器,适于将经整流的微波能量转换为探测信号。
2. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,其中接收天线进一步包括:
均具有顶面和底面的两个电介质基底;
每片金属片分别布置在一个电介质基底的顶面上;以及
位于每个电介质基底的底面上的接地元件,其中所述天线和接地元件之间通过电介质基底电绝缘。
3. 如权利要求 2 所述的辐射探测器,其中所述电介质基底由不导电的共型材料形成,而所述接地元件由导电的共型材料形成。
4. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,其中所述至少一个整流器是二极管。
5. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,进一步包括:
耦接至滤波器的发光二极管,所述发光二极管适于在探测信号超出预先确定的阈值信号时工作。
6. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,其中所述两片金属片具有环形、贴片、线性条的几何形状,或以上形状的组合。
7. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,进一步包括:
耦接至滤波器的扬声器,所述扬声器适于在探测信号超出预先确定的阈值信号时工作。
8. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,其中所述接收天线进一步包括:
外部地附着于所述微波天线组件的第三金属片,其中所述第三金属片通过第二整流器耦接至所述两片金属片。
9. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,其中所述辐射探测器位于患者腹部内所述微波天线的远端。
10. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,进一步包括位于所述两片金属片之间的间隙,并且所述间隙沿着所述天线位于高 RF 电压的位置处。
11. 如权利要求 1 所述的辐射探测器,进一步包括耦接在所述两片金属片之间的第二整流器,其中两个整流器以相反极性焊接在所述两片金属片上。
12. 一种微波天线组件,包括:
适于将微波天线组件耦接至微波发生器的集线器;
通过供给管线耦接至集线器的辐射部分;
围绕供给管线的可膨胀限位件,其中该可膨胀限位件在供给管线位于患者腹部内时被膨胀,以防止辐射部分从腹部中无意抽出;以及
靠近辐射部分布置在微波天线上的辐射探测器,该辐射探测器包括:
适于接收微波能量的接收天线,其中该接收天线由外部附着于腹部内的供给管线的两片金属片形成;

耦接在所述金属片之间的至少一个整流器,适于对在腹部内共振的微波能量的至少一部分进行整流;以及

耦接至所述至少一个整流器的滤波器,适于将经整流的微波能量转换为探测信号。

13. 如权利要求 12 所述的微波天线组件,其中所述接收天线是环形天线,并且所述接收天线进一步包括:

均具有顶面和底面的两个电介质基底;

每片金属片分别布置在一个电介质基底的顶面上;以及

位于每个电介质基底的底面上的接地元件,其中所述天线和接地元件之间通过电介质基底电绝缘。

14. 如权利要求 12 所述的微波天线组件,其中所述供给管线包括外导体,而接收天线是布置在供给管线的所述外导体上的线性天线,使得线性天线的纵轴基本上平行于供给管线的纵轴。

15. 如权利要求 12 所述的微波天线组件,其中所述接收天线进一步包括位于所述两片金属片之间的间隙,并且所述间隙沿着供给管线位于高 RF 电压的位置处。

16. 如权利要求 12 所述的微波天线组件,其中所述接收天线位于可膨胀限位件的远端附近。

17. 一种探测微波能量的方法,该方法包括:

使用接收天线接收来自被吹入腹部的共振微波能量;

通过耦接至接收天线的至少一个整流器对所述微波能量的至少一部分进行整流;以及

通过耦接至所述至少一个整流器的滤波器,对经整流的微波能量进行滤波,以将经整流的微波能量转换为探测信号。

18. 如权利要求 17 所述的方法,还包括:

将探测信号和预先确定的阈值信号相比较;以及

基于探测信号和预先确定的阈值信号的比较而暂停微波能量的供给。

19. 如权利要求 17 所述的方法,还包括:

将探测信号和预先确定的阈值信号相比较;以及

基于探测信号和预先确定的阈值信号的比较而提供警报,其中所述警报是可视的或有声的警报。

20. 如权利要求 17 所述的方法,还包括:

将微波天线组件的辐射部分插入患者的腹部;以及

膨胀可膨胀限位件以确保辐射部分定位在腹部内并且防止辐射部分从腹部中无意抽出。

具有微波整流器的腹腔镜端口

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请是 2009 年 6 月 19 日提交的、名为“Microwave Ablation Antenna Radiation Detector(微波消融天线辐射探测器)”的美国专利申请 No. 12/487,917 的继续部分申请,该专利申请的全部内容通过引用结合在此。

背景技术

1. 技术领域

[0002] 本公开一般地涉及微波天线。更具体地,本公开涉及用于微波消融天线的辐射探测器。

2. 现有技术

[0003] 某些疾病的治疗需要破坏恶性组织的生长(例如,肿瘤)。已知癌细胞在略低于对周围健康细胞有害温度的升高温度下变性。因此,已知的治疗方法(例如,热疗)将癌症细胞加热到 41℃ 以上同时保证相邻的健康细胞处于较低温度以避免不可逆的细胞损害。这些方法包括施加电磁辐射以加热组织并且包括组织的消融和凝结。具体地,使用微波能量来凝结和 / 或消融组织以变性或杀死癌症细胞。

[0004] 微波能量可以通过穿透组织以到达肿瘤的微波消融天线来施加。存在若干类型的微波天线,例如单极和偶极天线,其中微波能量从导体的轴垂直辐射。单极天线包括单个细长的微波导体,而偶极天线则包括两个导体。在偶极天线中,导体可以具有同轴配置,该配置包括由电介质部分隔开的内导体和外导体。更具体地,偶极微波天线可以具有长且薄的内导体,所述内导体沿着天线的纵轴延伸并由外导体围绕。在某些变型中,外导体的一个或多个部分可被选择性地移除以使得能量更为有效地向外辐射。这类微波天线构造典型地被称为“泄露波导”和“泄露同轴”天线。

[0005] 在微波消融期间,归因于不正确的设备使用,可能会出现暴露于健康组织中的非期望的场。例如,如果外科医生在执行消融时没有将探针插入到足够的深度,发生归因于外科医生错误或疲劳的探针滑出,或者探针在被放置到组织处之前就激活探针,那么就可能出现健康组织的损害。此外,归因于由被吹入腹部用作微波谐振腔而产生的高磁场强度,非期望的场暴露的影响会在腹腔镜程序期间增加。这些因素导致出现沿着设备 / 探针插入轨道的对腹壁的烧灼。

发明内容

[0006] 一种辐射探测器,设置在微波天线组件上以接收被吹入腹部中暴露的非期望场。该辐射探测器包括接收天线,该接收天线由外部附着于微波天线远端以位于腹部内的至少两片金属片制成。辐射探测器适于接收在腹部内共振的错误的微波能量。整流器耦接在两片金属片之间,其中两片金属片是条形、环形、贴片或其它几何形状的组合。整流器适于对至少一部分错误的微波能量进行整流。滤波器与整流器耦接并且适于将经整流的微波能量转换为探测信号。可膨胀限位件位于微波天线的远端并且该限位件在被插入到腹部内时是

膨胀的。膨胀的限位件防止了微波天线的无意移除。

[0007] 依照本公开的一个方面,公开了一种设置在微波天线组件上的辐射探测器。该辐射探测器包括适于接收微波能量的接收天线。该接收天线由外部附着于微波天线组件的微波天线的两片金属片组成。该辐射探测器还包括滤波器和至少一个整流器,所述至少一个整流器耦接在两片金属片之间以对至少一部分微波能量进行整流,而所述滤波器耦接所述至少一个整流器并适于将经整流的微波能量转换为探测信号。

[0008] 依照本公开的另一方面,公开了一种微波天线组件。该微波天线组件包括适于将微波天线组件和微波发生器相耦接的集线器以及通过供给管线而与集线器耦接的辐射部分。该微波天线组件进一步包括围绕供给管线的可膨胀限位件。该可膨胀限位件在供给管线置于患者腹部内时是膨胀的,以防止辐射部分从腹部中无意抽回。此外,微波天线组件包括靠近辐射部分布置在微波天线上的辐射探测器。该辐射探测器包括适于接收微波能量的接收天线。该接收天线由外部附着在腹部内的供给管线的两片金属片形成。该接收天线还包括至少一个整流器,所述至少一个整流器耦接在两片金属片之间以对在腹部共振的微波能量的至少一部分进行整流。另外,该接收天线还包括滤波器,所述滤波器耦接所述至少一个整流器并适于将经整流的微波能量转换为探测信号。

[0009] 本公开还涉及了一种用于探测错误的微波能量的方法。该方法包括如下步骤:采用接收天线接收来自被吹入腹部的共振微波能量并且通过与接收天线耦接的至少一个整流器对至少一部分所述微波能量进行整流。而且该方法还包括通过与至少一个整流器耦接的滤波器,而对经整流的微波能量进行滤波,以将经整流的微波能量转换为探测信号的步骤。

附图简述

[0010] 借助结合附图的如下详细描述,本发明的上述和其他方面、特征和优点将变得更为显而易见,在附图中:

[0011] 图 1 是依照本公开一个实施例的微波消融系统的示意图;

[0012] 图 2A-2C 是依照本公开不同实施例的微波探测器的示意图;

[0013] 图 3 是依照本公开一个实施例的在探测微波中使用的线性天线的示意图;以及

[0014] 图 4 是依照本公开的一种方法的流程图。

详细描述

[0015] 如下将参考附图在描述本发明的特定实施例。在如下的描述中,周知的功能或构造将不再进行详细描述以避免不必要的细节模糊本公开。

[0016] 本公开提供了一种设置在微波天线上的辐射探测器。通常,探测器被布置在这样一个位置,使得能够探测到腹部内的任何非期望的和/或错误的微波能量辐射。辐射探测器将探测到的辐射转换为探测信号,该探测信号随后被传送至控制系统(例如,微波发生器)以关闭电源和/或警告用户。

[0017] 图 1 示出了微波消融系统 10,其包括微波天线组件 12,该组件经由柔性同轴缆线 16 耦接至微波发生器 14。发生器 14 被配置为以约 500MHz 到约 10,000MHz 的操作频率提供微波能量。在例示的实施例中,天线组件 12 包括通过供给管线 20(或轴)与缆线 16 连接的辐射部分 18。更具体地,供给管线 20 连接到集线器 22,集线器 22 通过缆线连接器 19 而连接到缆线 16。集线器 22 可以具有各种合适的形状,例如圆柱形、矩形等等。而且,

天线组件 12 还包括位于供给管线 20 远端的、具有尖端 48 的辐射部分 18。

[0018] 供给管线 20 可以是同轴的并且包括被内绝缘体围绕的内导体,该内绝缘体则被外导体 17 所围绕(例如,圆柱形导体鞘)。内导体和外导体 17 可由铜、金、不锈钢或其他具有相似电导率值的金属构造。该金属可以镀有其他材料(例如,其它导电材料)以改善其特性,例如改善导电性或减小能量损失等等。在一个实施例中,供给管线 20 可由同轴的、半刚性或柔性缆线形成,该缆线包括具有 0.047" 的外径的、额定 500hms 的导线。

[0019] 天线组件 12 包括辐射探测器 50,该探测器沿着供给管线 20 刚好布置在腹壁 70 的内侧上。而且,该辐射探测器 50 可以布置在可膨胀限位件 30 附近。该辐射探测器 50 如图 2A-2C 详细地示出。该辐射探测器 50 通过滤波器 58 连接到导线 71。导线 71 可以沿着天线组件 12 的任意位置布置,使得导线 71 对天线组件 12 的辐射效率的影响最小。导线 71 可以连接到发光二极管(LED)60、扬声器 65 和 / 或发生器 14 内的控制器(未示出)。

[0020] 可膨胀限位件 30 是环绕供给管线 20 的气球或其它可膨胀材料。该限位件 30 可由具有合适机械特性(例如,耐穿刺性、耐针孔性、拉伸强度、膨胀时的一致性)、化学特性(例如,对供给管线 20 形成合适的粘附)和生物兼容性的材料形成。在另一个实施例中,可膨胀限位件 30 的壁可由合适的聚氯乙烯(PVC)材料形成。其它合适的材料包括聚丙烯、聚乙烯对苯二甲酸酯(PETP)、低密度聚乙烯(LDPE)、硅胶、氯丁橡胶、聚异戊二烯、或聚氨酯(PU)。

[0021] 可膨胀限位件 30 布置在供给管线 20 的远端,使得位于腹壁 70 或体腔壁内。可膨胀限位件 30 的位置可以基于腹部的尺寸和 / 或执行手术所需要的深度来进行调整。

[0022] 在将辐射部分 18 和供给管线 20 插入到患者腹部或体腔内之前,可膨胀限位件 30 处于塌缩形式。在将辐射部分 18 和供给管线 20 插入患者腹部之后,可膨胀限位件 30 通过导管和脉管(未示出)进行膨胀。可膨胀限位件 30 可以经选择性方式充满气体或流体膨胀介质(例如空气、水、盐水等),使得膨胀介质可以按照期望被引入可膨胀限位件 30 和 / 或从中抽出。一旦膨胀,可膨胀限位件 30 阻止辐射部分 18 的无意移动。无意移动可能导致消融错误的组织。一旦程序完成,可膨胀限位件 30 随后变瘪以允许辐射部分 18 和供给管线 20 的移除。

[0023] 图 2A 示出了辐射探测器 50 的第一实施例。该辐射探测器 50 包括两个金属环 52a-52b,其环绕供给管线 20。该金属环 52a-52b 使用整流设备 54 跨过间隙 51 而连接在一起。该整流设备 54 可以是任意类型的合适二极管,例如齐纳二极管,肖特基二极管,隧道二极管等等。一个金属环 52a 通过电感 L1 连接到 LED60 和地电路(R2 和 C2 并联以及 G)。LED60 接收来自节点 57 的 DC 信号 71 并且连接到地 G。作为替换,LED60 可以是扬声器、和 / 或发生器 14 内的控制器。作为替换,金属环 52a-52b 均可连接到包括 RF 阻抗 / 低 DC 阻抗元件 L 和地 G 的地电路。使得 DC 地连接处于低 RF 电压的位置处。

[0024] 辐射探测器 50 可以位于沿着供给管线 20 和或辐射部分 18 的任何位置,只要辐射探测器 50 位于患者的腹部或体腔内。辐射探测器 50 典型地沿着供给管线 20 布置,从而具有位于高 RF 电压的位置处的间隙 51。

[0025] 金属环 52a-52b 可由共型的导电材料片形成,所述导体材料例如铜、金、不锈钢或者其它具有类似电导率值的导体材料。每个环的宽度可以从约 0.10 英寸到约 2.5 英寸,而厚度可以从约 0.001 英寸到约 0.010 英寸。金属环 52a-52b 可以位于具有电介质绝缘以提供隔离的地平面上。该电介质绝缘 R2 可由不导电的共型材料形成,所述材料例如聚酯、

聚酰亚胺、聚酰胺、聚酰胺酰亚胺、聚醚、聚丙烯酸酯、聚对苯二甲酸乙二醇酯、聚乙烯、聚丙烯、聚偏二氯乙烯、聚硅氧烷、上述各项的组合等等。

[0026] 图 2A 中的一种整流设备 54 的使用允许半波整流。图 2B 中示出了辐射探测器 50 的一个替换实施例,其包括两个整流设备 54 和 56。整流设备 54 和 56 以相反的极性焊接至金属片 52a-52b。整流设备 54 和 56 一起使用以允许全波整流。

[0027] 图 2C 示出了辐射探测器 55 的另一个实施例,其包括 3 个环 52a-52c。所述 3 个环用具有相同极性的整流设备 54 和 57 连接在一起。3 个环的使用允许使用更大的天线孔径以及增加的带宽用来探测整流微波能量。作为替换,环 52a-52c 可以通过具有相反极性的整流设备 54 和 57 连接在一起。此外,两个所述整流设备(例如,54 和 56)在每个间隙 51 和 53 处以相反的极性连接在一起,类似于图 2B 中所示的布置。

[0028] 图 3 公开了一种替换辐射探测器 90,其由两条金属条 92a-92b 在线性天线中形成。取决于微波消融组件 12 的操作频率,两条金属条 92a-92b 的长度和宽度可以从约 0.1 英寸到约 2 英寸并且厚度可以约 0.005 英寸。金属条 92a-92b 可由整流设备 54 连接在一起。作为替换,金属条 92a-92b 可以通过具有相反极性的两个整流设备(例如,54 和 56)连接在一起以允许全波整流,类似于图 2B 所示的布置。整流设备 54 连接到过滤器 58 以将信号转换为 DC 信号。该 DC 信号经导线 71 送至 LED60、扬声器 65、和 / 或发生器 14 内的控制器。如果 DC 信号高于设限,则随后通过 LED50 可视地、和 / 或通过扬声器 65 有声地通知用户。作为替换,如果 DC 信号高于设限,随后控制器可以自动停止发送电信号给天线组件。该限制可以基于微波消融组件 12 的操作频率在约 0.5 伏特到约 3 伏特之间变化。线性天线辐射探测器 90 还可以作为贴片整流器或偶极整流器使用。

[0029] 金属条 92a-92b 可以附着在接地平面(未示出),其间具有绝缘电介质。金属条 92a-92b 和接地平面可由导电材料制造,例如铜、金、不锈钢或其它具有类似电导率值的导电材料。所述绝缘电介质可由不导电的、共型材料形成,所述材料例如聚酯,聚酰亚胺,聚酰胺,聚酰胺酰亚胺,聚醚,聚丙烯酸酯,聚对苯二甲酸乙二醇酯,聚乙烯,聚丙烯,聚偏二氯乙烯,聚硅氧烷,上述各项的组合等等。

[0030] 图 4 示出了关于辐射探测器 50 在吹气腹部内探测错误微波能量的方法 400。应该理解的是,该方法可以采用其它辐射探测器来实施,诸如辐射探测器 90、55 等等。该方法 400 始于步骤 405,并且在步骤 410 处带有将辐射探测器 50 附着在微波天线组件 12 上的初始步骤,其包括围着供给管线 20 卷绕金属片 52a-52b。该方法还包括将辐射探测器 50 与发生器 14 或其它控制系统相连接的步骤。接着,在步骤 420,具有辐射探测器 50 的微波天线 12 被放置在患者的腹部或体腔内。作为替换,探测器 50 可以经由腹腔镜端口(未示出)放入被吹入腹部并且在辐射部分 18 和供给管线 20 通过腹壁插入后在辐射部分 18 上围绕供给管线 20 滑动以减小设备的规格尺寸。探测器 50 与供给管线 20 上的一个或多个电极接触(未示出)对接。在步骤 430,微波天线 12 在腹部内固定就位。例如,在步骤 430 可以使可膨胀限位件 30 膨胀。也可以考虑其他类型的固定材料。发生器 14 中的控制器(未示出)可以阻止发送电能量给微波天线 12 直到微波天线 12 被固定,例如,直到可膨胀限位件 30 膨胀。接着,在步骤 440,微波能量从发生器 14 发送给微波天线 12。

[0031] 在操作期间,在步骤 450,期望的发射区域之外的(例如辐射部分 18 外部的)任何错误微波辐射由辐射天线 50(即金属环 52a-52b)拾取。随后在步骤 460,通过整流器 54 对

探测到的微波能量进行整流并且在步骤 470, 由滤波器 58 对经整流的信号进行滤波以转换为探测信号 (例如, DC 电压信号)。在步骤 480, 探测信号随后被传送到发生器 14、LED60、和 / 或扬声器 65。发生器 14 和 / 或其他控制电路 (未示出) 将探测信号和阈值相比较以确定微波能量的水平是否是不安全的。如果做出微波能量水平过高的判定, 在过程 400 于步骤 495 结束之前的步骤 490 处发生器 14 可以暂停微波能量供应和 / 或通知用户该情况。可使用扬声器 65 和 / 或 LED60 来通知用户。

[0032] 本公开的所述实施例旨在是例示性而非限制性的, 并且不旨在表示本公开的每个实施例。可以进行各种修正和变形, 而不脱离如所附权利要求书中字面地和法律认同的等效方案中阐述的本发明的精神和范围。

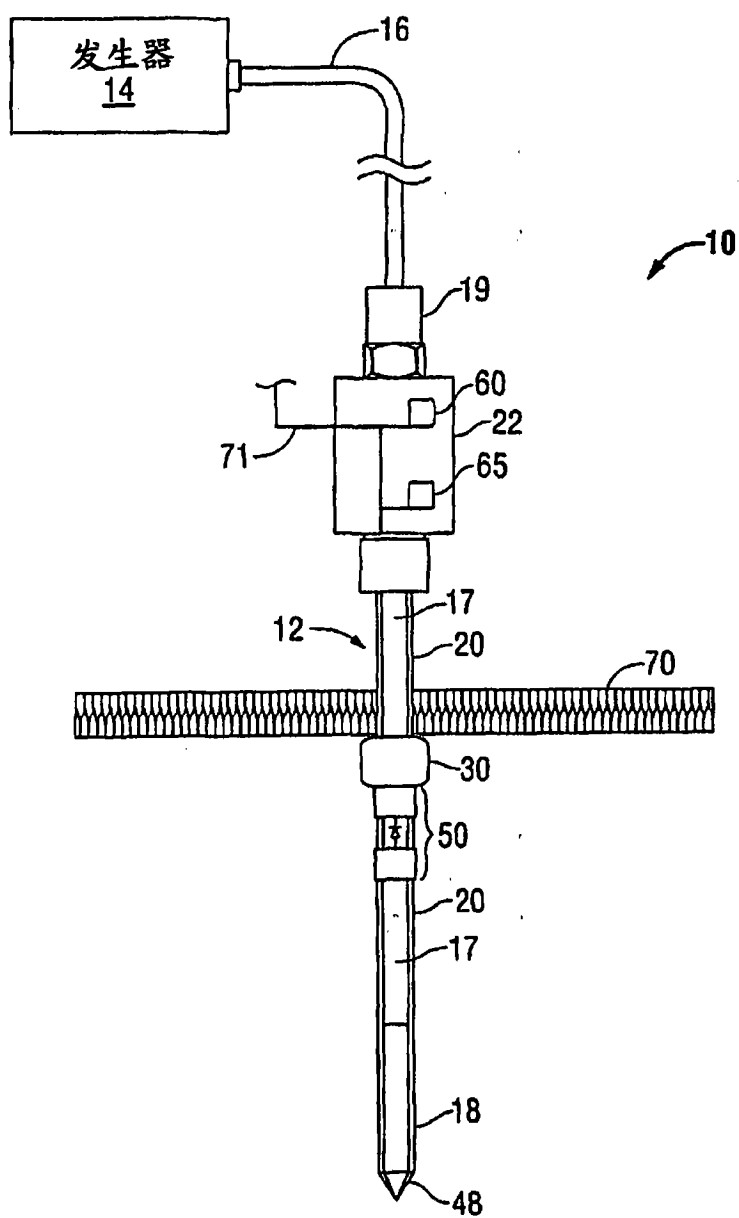


图 1

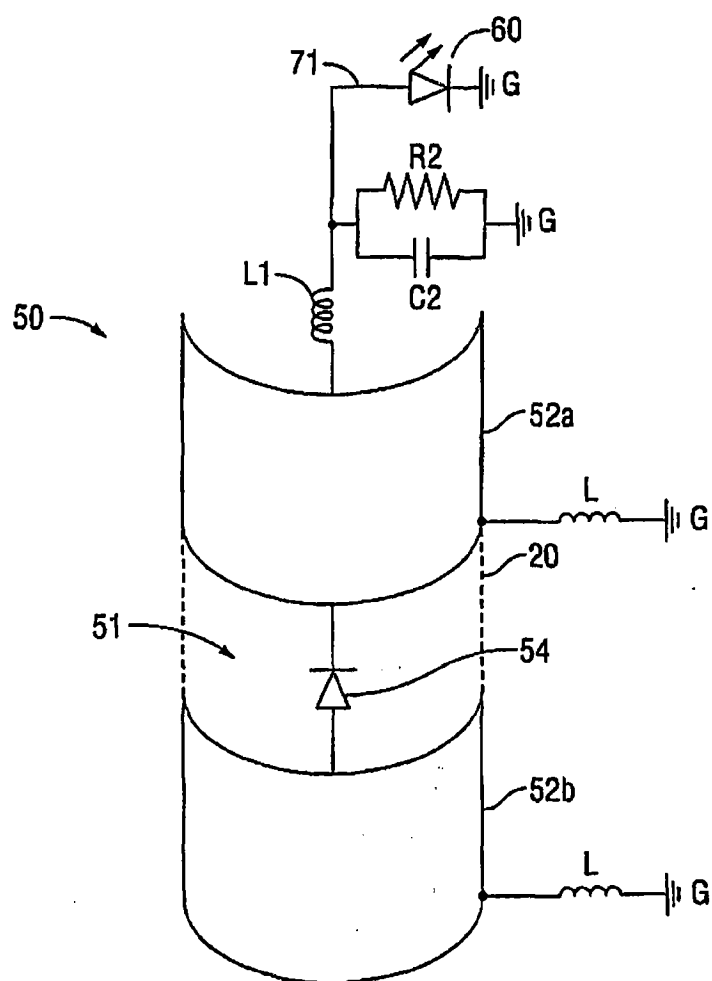


图 2A

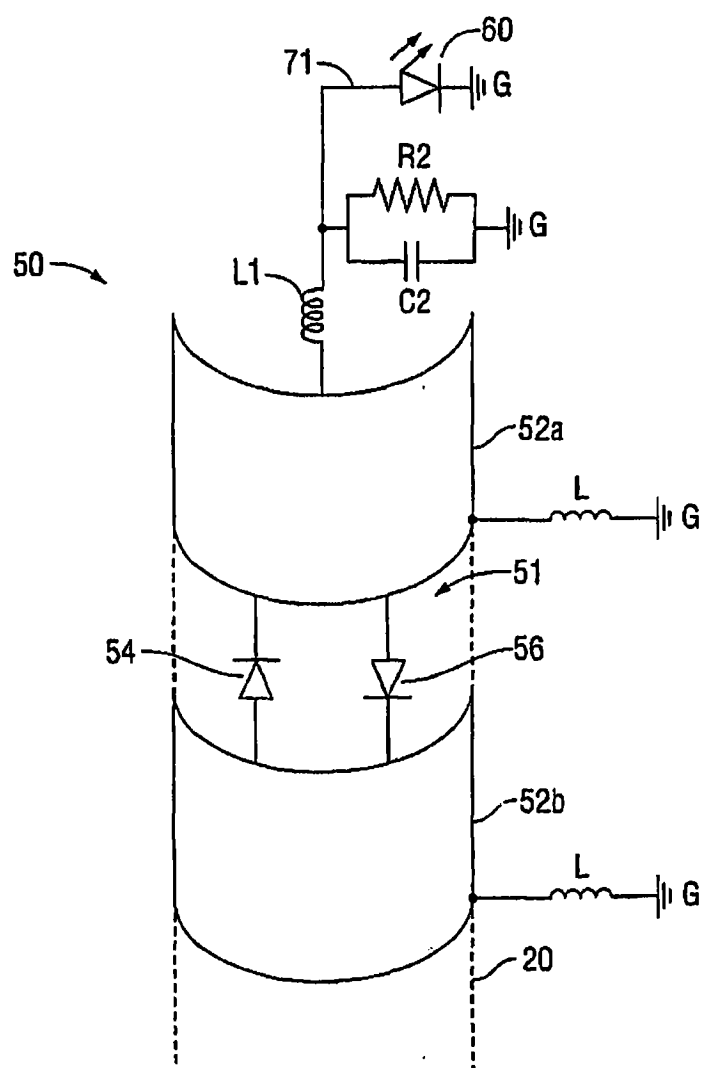


图 2B

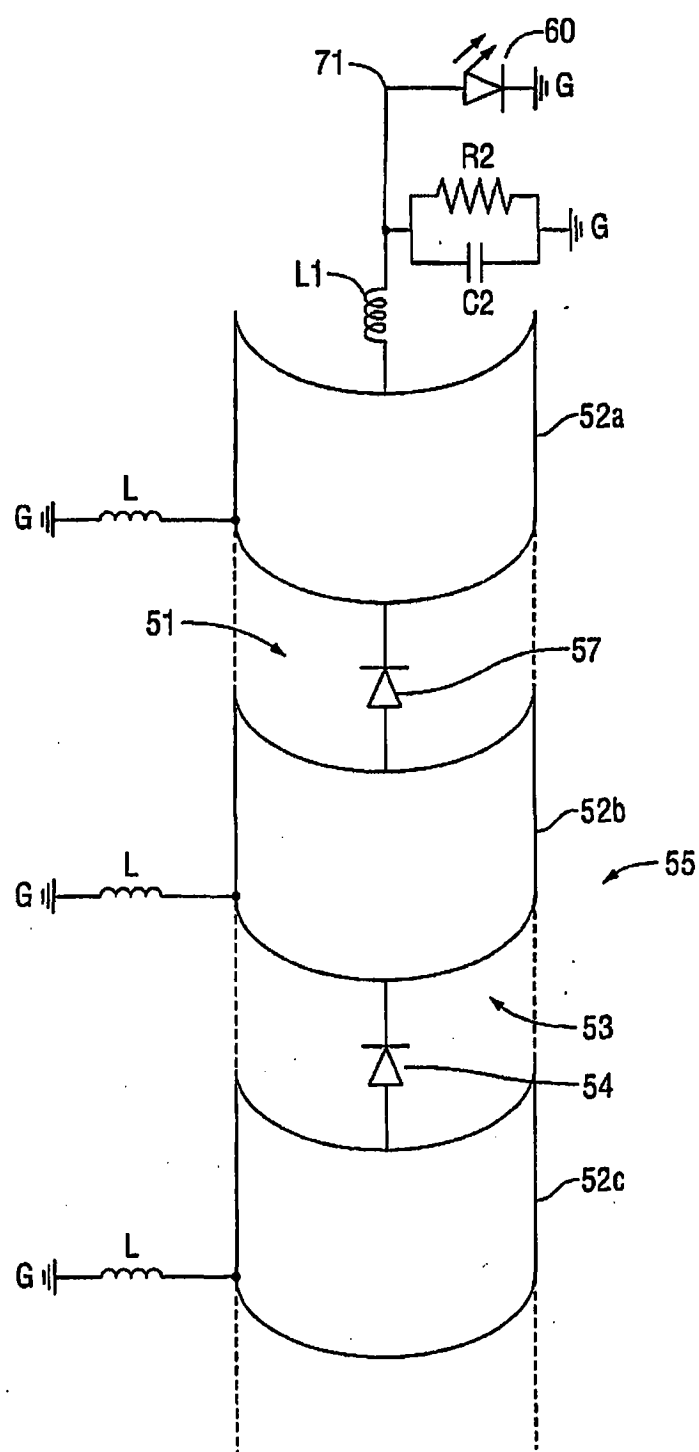


图 2C

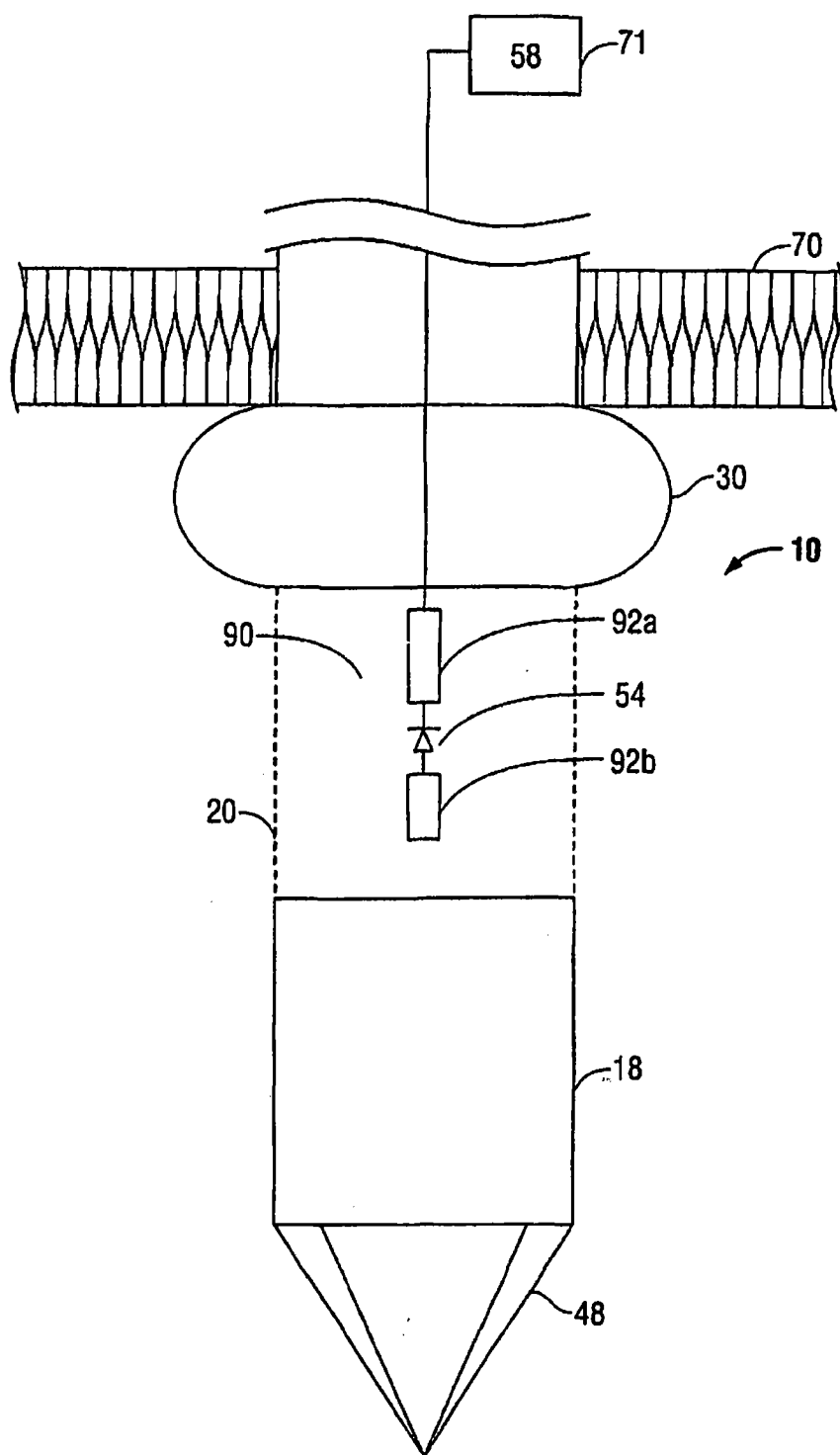


图 3

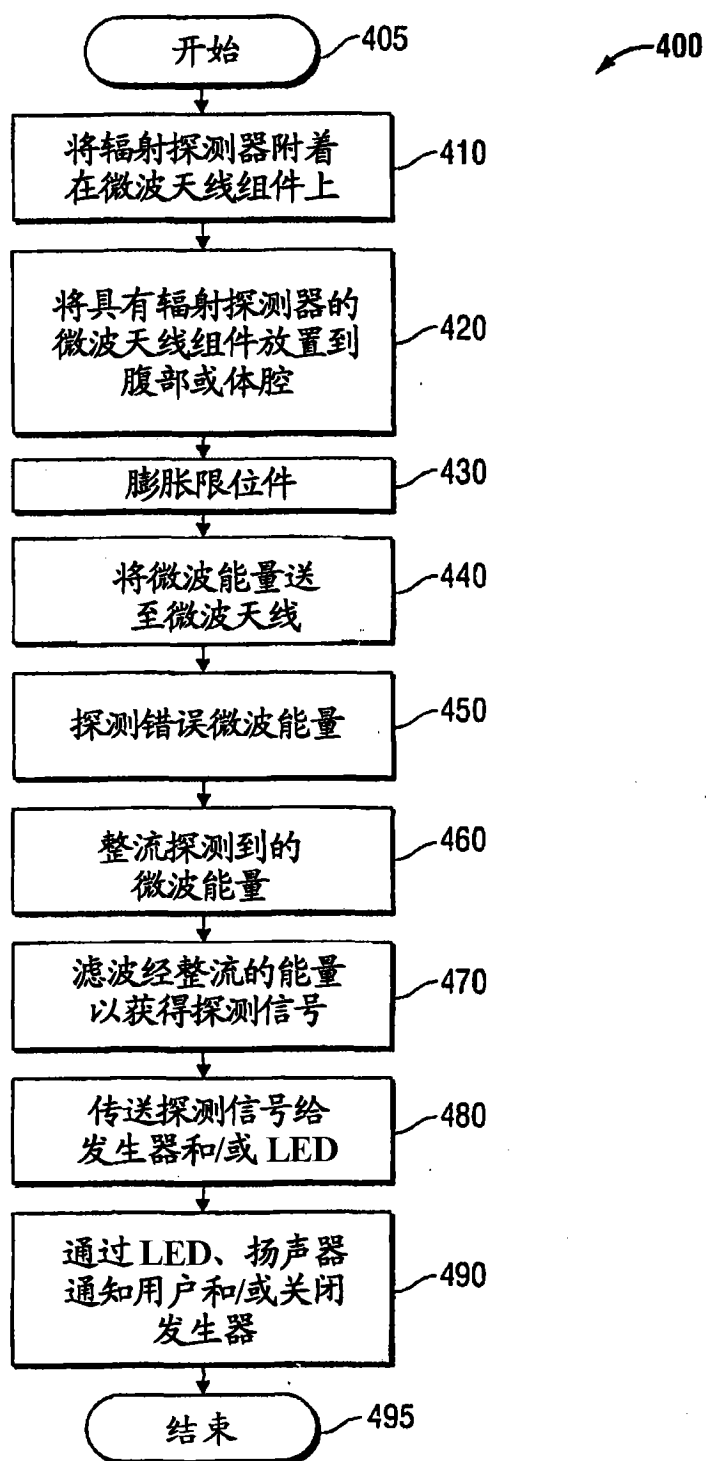


图 4

专利名称(译)	具有微波整流器的腹腔镜端口		
公开(公告)号	CN102772250A	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201210205270.7	申请日	2012-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	维万特医药股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	维万特医药股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	维万特医药股份有限公司		
[标]发明人	JD布兰南		
发明人	J·D·布兰南		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/1815 G01R29/0878 A61B2018/1861 A61B5/0507		
代理人(译)	张阳		
优先权	13/104752 2011-05-10 US		
其他公开文献	CN102772250B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种具有微波整流器的腹腔镜端口。一种辐射探测器设置在微波天线组件上以接收被吹入腹部中非期望的场暴露。该辐射探测器包括接收天线，该接收天线外部附着于微波天线以位于腹部内的至少两片金属片制成。辐射探测器适于接收在腹部内共振的错误微波能量。整流器耦接在两片金属片之间，其中金属片是条形、环形、贴片或其它几何组合形状。整流器适于对至少一部分所述错误微波能量进行整流。滤波器耦接至所述整流器并且适于将经整流的微波信号转换为探测信号。可膨胀限位件位于微波天线的远端并且该可膨胀限位件在被插入到腹部内时是膨胀的。膨胀的所述限位件防止微波天线的无意移出。

