



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108633251 A

(43)申请公布日 2018.10.09

(21)申请号 201680046232.8

(22)申请日 2016.09.30

(30)优先权数据

1517427.9 2015.10.02 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/073493 2016.09.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/055595 EN 2017.04.06

(71)申请人 科瑞欧医疗有限公司

地址 英国蒙茅斯郡

(72)发明人 C·汉考克 F·阿莫阿 M·怀特

T·克雷文 B·桑德斯

Z·P·夏摩洛哥

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.

A61B 10/06(2006.01)

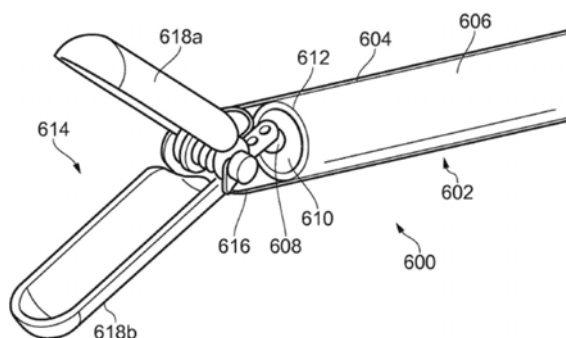
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

活检钳工具

(57)摘要

一种活检钳工具(优选地用于内窥镜使用),其中在一钳口对之间收集到生物组织样本之后,使用微波能量来使出血凝结。所述钳口对限定封闭件,所述封闭件与所述微波能量本身隔离开来并且与因所述微波能量的施加而发生的任何热变化隔绝开来。所述工具包括一钳口对,所述钳口对连接到同轴电缆,所述钳口对中的每一者包括导电壳体,钳口组件可以在以下两者之间移动:闭合位置,其中所述导电壳体封闭出用于固持组织样本的内部容积;以及打开位置,其中所述内部容积暴露出来,以便接纳所述组织样本。所述导电壳体在处于所述闭合位置时围绕所述内部容积形成法拉第笼。



1. 一种活检钳工具,所述活检钳工具包括:

同轴电缆,所述同轴电缆用于传送微波能量,所述同轴电缆具有内部导体、外部导体和介电材料层,所述介电材料层将所述内部导体与所述外部导体分开来;以及

钳口组件,所述钳口组件安装在所述同轴电缆的远端处,所述钳口组件包括一钳口对,所述钳口对中的每一者包括导电壳体,所述钳口组件可操作来使所述钳口对的相对位置在以下两者之间变化:闭合位置,其中所述导电壳体彼此接合以封闭出用于固持组织样本的内部容积;以及打开位置,其中所述导电壳体分开来将所述内部容积暴露出来,以便接纳所述组织样本,

其中所述导电壳体在处于所述闭合位置时围绕所述内部容积形成法拉第笼,并且

其中所述同轴电缆被连接来将微波能量输送到所述钳口组件。

2. 根据权利要求1所述的活检钳工具,其中所述钳口对中的每一者具有隔热层,所述隔热层将所述导电壳体与所述内部容积分开来。

3. 根据权利要求1或2所述的活检钳工具,其中当所述钳口对处于所述闭合位置时,所述导电壳体沿着相对的周边边缘彼此接合。

4. 根据权利要求3所述的活检钳工具,其中所述相对的周边边缘具有锯齿状或锯齿形的轮廓。

5. 根据权利要求3或4所述的活检钳工具,其中当所述钳口对处于所述闭合位置时,所述相对的周边边缘发生重叠。

6. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,其中所述钳口对可枢转地连接到彼此。

7. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,其中所述钳口对可在其近端处围绕铰链枢转。

8. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,其中所述钳口对朝向所述打开位置偏置。

9. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,所述活检钳工具包括套筒,所述套筒被布置成在所述钳口对处于所述闭合位置时包围所述钳口对。

10. 根据权利要求9所述的活检钳工具,其中所述套筒可相对于所述钳口对在以下两者之间轴向地滑动:前进位置,其中所述套筒覆盖所述钳口对;以及缩回位置,其中所述钳口对从所述套筒向外伸出。

11. 根据权利要求10所述的活检钳工具,其中当所述套筒处于所述前进位置时,所述钳口对被迫占据所述闭合位置,并且当所述套筒滑动到所述缩回位置上时,所述钳口对能够采用所述打开位置。

12. 根据权利要求9所述的活检钳工具,其中所述钳口对可相对于所述套筒在以下两者之间轴向地滑动:缩回位置,其中所述套筒覆盖所述钳口对;以及伸展位置,其中所述钳口对从所述套筒伸出。

13. 根据权利要求12所述的活检钳工具,其中当所述钳口对处于所述缩回位置时,它们被迫占据所述闭合位置,并且当所述钳口对滑动到所述伸展位置上时,它们能够采用所述打开位置。

14. 根据权利要求12或13所述的活检钳工具,其中所述同轴电缆在其远端具有终端连

接器,所述终端连接器具有轴向延伸的导电引脚,所述轴向延伸的导电引脚电连接到所述同轴电缆的所述内部导体,并且其中所述钳口组件包括导电管,所述导电管可滑动地与所述导电引脚接合,所述导电管电连接到所述钳口对的所述导电壳体。

15. 根据权利要求14所述的活检钳工具,其中所述钳口对通过所述导电管的轴向运动而轴向地移动。

16. 根据权利要求14或15所述的活检钳工具,所述活检钳工具具有控制杆,所述控制杆连接到所述导电管并且可相对于所述同轴电缆轴向地移动,由此所述导电管可通过所述控制杆相对于所述同轴电缆的运动而相对于所述导电引脚滑动。

17. 根据权利要求16所述的活检钳工具,其中所述控制杆与所述同轴电缆并排地延伸。

18. 根据权利要求16所述的活检钳工具,其中所述同轴电缆的所述内部导体是中空的,并且其中所述控制杆延伸穿过所述中空的内部导体。

19. 根据权利要求9至18中任一项所述的活检钳工具,其中所述套筒包括内介电层和外导电层,所述外导电层电连接到所述同轴电缆的所述外部导体,并且其中所述导电壳体电连接到所述同轴电缆的所述内部导体。

20. 根据权利要求19所述的活检钳工具,其中所述套筒的所述内介电层邻接所述钳口对的所述导电壳体并且使所述套筒的所述外导电层与所述钳口对的所述导电壳体电绝缘。

21. 根据权利要求6至8中任一项所述的活检钳工具,所述活检钳工具具有控制杆,所述控制杆与所述同轴电缆并排地延伸,其中所述控制杆可移动来改变所述钳口对的所述相对位置。

22. 根据权利要求21所述的活检钳工具,其中所述控制杆可相对于所述同轴电缆轴向地移动,并且其中所述钳口组件包括凸轮机构,所述凸轮机构与所述控制杆接合以将所述控制杆的轴向运动转变为所述钳口对之间的枢转型相对运动。

23. 根据权利要求21所述的活检钳工具,其中所述控制杆是可旋转的,并且其中所述钳口组件包括旋转接头,所述旋转接头与所述控制杆接合以将所述控制杆的旋转运动转变为所述钳口对之间的枢转型相对运动。

24. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,其中所述钳口组件和所述同轴电缆被设定尺寸以装配在内窥镜、气管镜、胃镜或任何其它类型的镜的器械通道内。

25. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,所述活检钳工具具有保护性馈电电缆,所述保护性馈电电缆包围所述同轴电缆和所述钳口组件。

26. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,所述活检钳工具具有温度传感器,所述温度传感器安装在所述内部容积中。

27. 根据前述任一项权利要求所述的活检钳工具,所述活检钳工具具有温度传感器,所述温度传感器安装在所述钳口组件的外表面上。

活检钳工具

发明领域

[0001] 本发明涉及一种用于收集生物组织样本的活检钳工具。具体来说,本发明涉及一种电外科活检钳工具,所述电外科活检钳工具被布置成在收集到样本之后输送微波频率能量以凝结或灼烧或密封剩余组织。具体来说,钳子可以用于凝结被从中取走(例如,撕拉、切割或切除)样本的出血表面。本发明的活检钳工具可以顺着内窥镜或胃镜的器械通道插入,或者可以用于腹腔镜手术或开放手术。

[0002] 发明背景

[0003] 能够将热能输送到已抓取的生物组织中的钳子是已知的。热能可以烧灼已抓取的组织并且促成凝结或血管密封。

[0004] US 6,585,735描述了一种内窥镜双极钳,其中钳子的钳口被布置成将双极能量导通通过保持在钳口之间的组织。

[0005] EP 2 233 098描述了用于密封组织的微波钳,其中钳口的密封表面包括用于将微波频率能量辐射到钳口之间抓取到的组织中的一根或多根微波天线。

[0006] 许多活检手术使用针进行小的细胞样本的提取。然而,在需要较大样本的情况下,已知的是,使用活检钳工具抓取组织样本并且将其与邻接组织分离开,使得组织样本可以从患者体内提取出并且进行体外测试。常见的是,活检钳包括具有尖锐的切割边缘的一钳口对以取走样本。

[0007] DE 10 2006 027 873公开了一种活检钳工具,其中使用水射流疗法或射频(RF)能量来在组织被一钳口对抓取住时选择性地取走组织。此文献还建议使用低电流单极电极或将这钳口对配置为双极电极来进行凝结。

发明概要

[0008] 总体而言,本发明提供了一种活检钳工具(优选地用于内窥镜使用),其中在一钳口对之间收集到生物组织样本之后,使用微波能量来使出血凝结。所述钳口对限定封闭件,所述封闭件与所述微波能量本身隔离开来并且与因所述微波能量的施加而发生的任何热变化隔绝开来。

[0009] 根据本发明提供了一种活检钳工具,所述活检钳工具包括:同轴电缆,所述同轴电缆用于传送微波能量,所述同轴电缆具有内部导体、外部导体和介电材料层,所述介电材料层将所述内部导体与所述外部导体分离开;以及钳口组件,所述钳口组件安装在所述同轴电缆的远端处,所述钳口组件包括:一钳口对,所述钳口对中的每一者包括导电壳体,所述钳口组件可操作来使所述钳口对的相对位置在以下两者之间变化:闭合位置,其中所述导电壳体彼此接合以封闭出用于固持组织样本的内部容积;以及打开位置,其中所述导电壳体分离开来将所述内部容积暴露出来,以便接纳所述组织样本,其中所述导电壳体在处于所述闭合位置时围绕所述内部容积形成法拉第笼,并且其中所述同轴电缆被连接来将微波能量输送到所述钳口组件。所述微波能量可以被供应来在所述钳口对处于所述闭合位置时致使或促成环绕所述钳口组件的外侧的生物组织中的凝结。这可以有助于清洁且安全地取走

所述组织样本。所述微波能量还可在所述钳口对处于所述打开位置时供应。在这个情景中，所述钳口对可以将所述微波能量从所述工具辐射到生物组织中。

[0010] 所述活检钳工具可因此在所述钳口对处于所述闭合位置时插入到合适的位置上以进行治疗(例如,通过内窥镜)。一旦到位,所述钳口对就可以围绕要取样的组织区域移动到所述打开位置。在此过程期间,无法供应微波能量,即,装置可“冷”操作。当所述要取样的组织区域在所述内部容积内时,所述钳口对就移动到所述闭合位置,由此所述组织区域被抓取到并且然后与周围组织物理地分离来(即,切割掉或撕拉开)。所述钳口对的边缘可以是尖锐的、波纹状的、锯齿状的、或以其它方式优化以促成此“冷”切割手术。当所述钳口对到达所述闭合位置时,组织样本被完全地封闭在所述内部容积内,并且出血表面保持在所述工具外。为了促成对所述出血表面的快速凝结,将微波能量从所述同轴电缆(其近端连接到合适的电外科发生器)输送到所述钳口对和所述套筒。所述钳口组件可以被配置为形成变压器结构以有效地将所述微波能量从所述同轴电缆匹配到与所述钳口组件的远端接触的组织中。被封闭住的组织样本被保护以免受所述微波能量,因为所述钳口对的所述导电壳体形成法拉第笼。换句话说,电场在所述微波能量的频率下向所述内部容积中的穿透深度是可忽略不计的。例如,在5.8GHz的频率下,所述穿透深度小于10 μm 。

[0011] 为了保护所述被封闭住的样本免于在凝结期间的热效应,所述钳口对中的每一者可以具有隔热层,所述隔热层将所述导电壳体与所述内部容积分离开。所述隔热层可由塑料(例如,PEEK、尼龙、特氟隆)、陶瓷或甚至是具有低导热率的金属制成。低导热率的塑料是优选的。在一个实施方案中,所述钳口对可由在其外表面上提供有金属化层的单块材料(例如,模制塑料)形成。在这个实例中,所述钳口对之间的可枢转性可通过所述材料块的固有的柔性或通过活动铰链等提供。

[0012] 优选地,所述导电壳体的厚度在所述微波能量的频率下为5倍或更多倍的趋肤深度。这意味着所述电场将减小到其在所述钳口的表面处的值的1%,并且有可能引起所述内部容积内的加热的功率将会小于在所述表面处的值的0.5%。例如,如果微波能量的所述频率为5.8GHz并且使用银作为所述导电壳体的材料,那么所述趋肤深度为0.83 μm ,因此所述导电壳体的厚度优选地大于4 μm 。

[0013] 当所述钳口对处于所述闭合位置时,所述导电壳体沿着相对的周边边缘彼此接合。例如,所述导电壳体中的每一者可类似于倒翻的碗或槽,其边沿形成了所述周边边缘。所述相对的周边边缘可以是尖锐的,或者可以具有锯齿状或锯齿形的轮廓。尖锐地起伏的轮廓可有助于防止微波场穿透到所述内部容积中。当所述钳口对处于所述闭合位置时,所述相对的周边边缘可以发生重叠。例如,所述相对的周边边缘中的一者可以包括凹陷沟槽,所述凹陷沟槽被布置成收容另一周边边缘。

[0014] 所述钳口对可枢转地连接到彼此。在本文中,短语“可枢转地连接”可意味着一个或两个钳口可围绕枢轴相对于另一钳口旋转地移动以增大或减小所述钳口之间的角度。

[0015] 在实施方案中,所述钳口对可在其近端处围绕铰链枢转。所述钳口对可例如通过在所述铰链中提供弹簧来朝向所述打开位置偏置。此布置可使得所述钳口对的所述打开能够通过移除对所述钳口对的径向约束来自动地进行。例如,套筒可以被布置成在所述钳口对处于所述闭合位置时包围所述钳口对。所述径向约束可由所述套筒提供。可通过所述套筒与所述钳口对之间的相对轴向运动来实现所述径向约束的所述移除。

[0016] 例如,所述套筒可相对于所述钳口对在以下两者之间轴向地滑动:前进位置,其中所述套筒覆盖所述钳口对;以及缩回位置,其中所述钳口对从所述套筒向外伸出。因此,当所述套筒处于所述前进位置时,所述钳口对可能被迫占据所述闭合位置,并且当所述套筒滑动到所述缩回位置上时,所述钳口对能够采用所述打开位置。

[0017] 在另一实例中,所述钳口对可相对于所述套筒在以下两者之间轴向地滑动:缩回位置,其中所述套筒覆盖所述钳口对;以及伸展位置,其中所述钳口对从所述套筒伸出。因此,当所述钳口对处于所述缩回位置时,它们被迫占据所述闭合位置,并且当所述钳口对滑动到所述伸展位置上时,它们能够采用所述打开位置。

[0018] 所述同轴电缆可以在其远端具有终端连接器,所述终端连接器具有轴向延伸的导电引脚,所述轴向延伸的导电引脚电连接到所述同轴电缆的所述内部导体。所述钳口组件可以包括导电管,所述导电管可滑动地与所述导电引脚接合,所述导电管电连接到所述钳口对的所述导电壳体。所述钳口对可以通过所述导电管的轴向运动而轴向地移动。

[0019] 所述套筒或所述导电管的轴向运动可通过控制杆(例如,推杆)来实现,所述控制杆可相对于所述同轴电缆轴向地移动。例如,所述控制杆可连接到所述导电管,由此所述导电管可通过所述控制杆相对于所述同轴电缆的运动而相对于所述导电引脚滑动。或者,所述控制杆可连接到所述套筒,由此所述套筒可通过所述控制杆相对于所述同轴电缆的运动而相对于所述钳口对轴向地移动。

[0020] 所述控制杆可以与所述同轴电缆并排地延伸。或者,所述同轴电缆的所述内部导体可以是中空的,并且所述控制杆可滑动地安置在所述中空的内部导体中。

[0021] 所述套筒可以包括内介电层和外导电层,所述外导电层电连接到所述同轴电缆的所述外部导体。或者,所述套筒可以与所述同轴电缆隔绝开来,但是可包括近侧扼流圈以抑制非所要微波场的形成。所述导电壳体可以电连接到所述同轴电缆的所述内部导体。此布置将所述微波能量转移到所述钳口组件。

[0022] 所述套筒的所述内介电层既可邻接(即,物理地接触)所述钳口对的所述导电壳体,并且也可使所述套筒的所述外导电层与所述钳口对的所述导电壳体电绝缘。

[0023] 在上文描述的两个实例中,所述钳口对的打开速度可通过使接合所述套筒的远端的所述导电壳体的外部轮廓成形来控制。

[0024] 在实施方案中,所述控制杆可更直接地起作用来改变所述钳口对的所述相对位置。例如,所述控制杆可相对于所述同轴电缆轴向地移动,并且所述钳口组件可以包括凸轮机构,所述凸轮机构与所述控制杆接合以将所述控制杆的轴向运动转变为所述钳口对之间的枢转型相对运动。

[0025] 在实施方案中,所述控制杆可以是可旋转的,并且所述钳口组件可以包括旋转接头,所述旋转接头与所述控制杆接合以将所述控制杆的旋转运动转变为所述钳口对之间的枢转型相对运动。

[0026] 所述工具可以具有保护性馈电电缆,所述保护性馈电电缆包围所述同轴电缆和所述钳口组件。所述套筒可以是所述保护性馈电电缆的远侧部分。

[0027] 温度传感器可安装在所述内部容积中例如来监测凝结对所述被封闭住的样本的温度的影响。还可期望将一个或多个温度传感器安装在所述钳口组件的外表面上来监测组织温度,以便确保凝结已经成功实现。所述温度传感器可以是热电偶。

[0028] 在本文中,“微波能量”可广义地用于指示在400MHz至100GHz的频率范围内、但优选地在1GHz至60GHz的范围内、更优选地在2.45GHz至30GHz或5GHz至30GHz的范围内的电磁能量。可以在单一特定频率下使用本发明,所述单一特定频率诸如以下频率中的任一个或多个:915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHz和24GHz。

[0029] 本发明的活检钳可以被配置为用于顺着内窥镜的器械通道插入,或者可以被布置成用于在腹腔镜手术中或在NOTES手术中或在一般的开放手术中使用。在内窥镜中的器械通道的直径可以是1.5mm、1.6mm、1.8mm、2.2mm、2.8mm或3.2mm,但不限于这些值。

[0030] 本发明的活检钳可以用于收集在身体的任何区域(例如,结肠、食道、肺、肝、肾、前列腺等)中的组织样本。

[0031] 当钳口闭合时,该装置也可以用作通用止血钳来堵住出血血管或使血管预凝结,从而防止它们在使用另一装置进行组织切除或切割时出血。

[0032] 附图简述

[0033] 本发明的实施方案在下文中参考随附附图来详细地描述。

[0034] 图1是作为本发明的实施方案的内窥镜活检钳工具的示意图;

[0035] 图2A是穿过处于闭合配置的作为本发明的实施方案的活检钳工具的远端的示意性截面图。

[0036] 图2B是穿过处于打开配置的图2A的活检钳工具的远端的示意性截面图;

[0037] 图3A是穿过处于闭合配置的作为本发明的另一实施方案的活检钳工具的远端的示意性截面图。

[0038] 图3B是穿过处于打开配置的图3A的活检钳工具的远端的示意性截面图;

[0039] 图4是模型化活检钳工具的侧视图,其示出了在血液中的模拟功率损耗密度;

[0040] 图5是示出关于图4中示出的模型化活检钳工具的回波损耗的图表;

[0041] 图6是作为本发明的另一实施方案的活检钳工具的远端的示意性透视图;以及

[0042] 图7是作为本发明的又一实施方案的活检钳工具的远端的示意性透视图。

[0043] 详细描述;另外的选项和偏好

[0044] 图1示出了作为本发明的实施方案的内窥镜活检钳工具100的示意图。在这个实施方案中,诸如下文讨论的那些的活检钳工具被插入而穿过内窥镜104的器械通道102。如下所述,活检钳工具可以包括长的柔性馈电电缆,长的柔性馈电电缆穿过器械通道并且终止于用于收集生物组织样本的远侧钳口组件114处。馈电电缆106的近端终止于手柄108处,手柄包括用于操作远侧钳口组件(下文更详细地讨论)的拉动触发器110。把手112可夹紧到馈电电缆上以提供使电缆旋转的手段,并且因此控制远侧钳口组件114的取向。拉动触发器可以是滑块或拇指轮或旋钮。

[0045] 馈电电缆可以包括外部套筒和推杆,外部套筒容纳用于将微波能量传送到远侧钳口组件的同轴电缆,推杆用于将远侧钳口组件机械地致动。微波功率可以经由来自单独的微波发生器(未示出)的供电线路116而供应到内窥镜104(具体地供应到由馈电电缆承载的同轴电缆)。

[0046] 馈电电缆的外部套筒可以包括内部的编织物,内部的编织物提供了扭矩稳定性,即,抵抗套筒相对于同轴电缆的扭转。理想地,手柄在装置的近端处的旋转与钳口在远端处的圆形运动之间的变换将为1:1,但是更小变换比率、例如1:2可能是足够的。

[0047] 图2A示出了当处于闭合配置时根据第一实施方案的远侧钳口组件114的横截面图的示意图。如上提及,远侧钳口组件114从馈电电缆202的远端伸出。由馈电电缆202传送的同轴电缆204包括内部导体206、外部导体208和介电材料210,介电材料将内部导体206与外部导体208分开来。在同轴电缆204的远端处,安置一钳口对212a、212b。该钳口对212a、212b例如通过在该钳口对212a、212b的近端处的铰链214可枢转地连接到彼此。该钳口对212a、212b形成壳体,壳体封闭出用于收集生物组织样本的容积。在这个实施方案中,壳体类似于菱形,但实际上不限制壳体的形状。该钳口对的可枢转功能性起作用来使得钳口能够分开以形成面向钳口组件的远端的通到容积的入口(参见图2B)。该钳口对212a、212b中的每一者都包括了导电外壳(例如,由诸如铜、银、金或铝的金属制成)。在一个实例中,导电外壳由在其外表面上镀有银或金的不锈钢形成。内部不锈钢层具有比外部镀层低的导热率,这改善了内部容积与外表面之间的热障以确保组织样本不会因加热而受损。在图2A中示出的实施方案中,该钳口对212a、212b中的每一者包括薄隔热层218。此层可由具有低导热率的材料制成。例如,可以使用塑料材料,诸如聚苯乙烯。隔热层218可形成(例如,粘结或以其它方式紧固)到对应的导电外壳的内表面。或者,隔热层可以首先进行模制并且在其上形成有金属化层或镀层以提供导电壳体。在这个实施方案中,该钳口对212a、212b中的每一者形成敞口杯状结构,敞口杯状结构在它们的敞口的边缘处彼此相对。该钳口对212a、212b的相对的边缘216可以具有锯齿状或锯齿形的轮廓。当钳口组件处于闭合配置时,相对的边缘216被布置成配合在一起(即,装配在一起)。沿着边缘可存在沟槽以确保钳口内存在场,即,这将会形成EM垫圈或密封,从而防止微波场进入在其中包含的组织,微波场进入在其中包含的组织可能会引起组织加热。在闭合配置中,将导电外壳电连接。这意味着导电材料的壳体可以用作法拉第笼来防止或抑制在远侧钳口组件闭合时在被封闭住的容积内存在电场(具体地是来自从同轴电缆供应的能量的微波场)。

[0048] 为了防止电场穿透通过该钳口对212a、212b的导电外壳,形成这些壳体的导电材料在由同轴电缆传送的微波能量的频率下具有材料的至少三个趋肤深度的厚度,理想地,这将是五个趋肤深度或更多。

[0049] 该钳口对212a、212b的导电外壳例如经由延伸而穿过铰链214的连接电连接到同轴电缆204的内部导体206。

[0050] 远侧钳口组件114还包括了滑动套筒220,滑动套筒220可相对于同轴电缆204轴向地移动以使远侧钳口组件114在闭合配置与打开配置之间变化。滑动套筒220围绕同轴电缆204安装并且安装在馈电电缆202内。在替代实施方案中,套筒可以是馈电电缆本身的部分,即,馈电电缆可相对于在其内的同轴电缆缩回。滑动套筒的近端连接到推杆222,推杆朝近侧延伸而通过馈电电缆202并且可由上文讨论的拉动触发器110控制。

[0051] 外部套筒220包括外导电层和内介电层224。内介电层224邻接该钳口对212a、212b的外表面并且使它们与外导电层电绝缘。外导电层通过连接部分226电连接到同轴电缆204的外部导体208,连接部分在与该钳口对212a、212b在空间上分开来的区域中延伸通过内介电层224。

[0052] 在这个实施方案中,该钳口对212a、212b被偏置(例如,通过在铰链214中包括弹簧)而远离彼此,使得它们被推靠在滑动套筒220上。因此,当滑动套筒相对于该钳口对212a、212b在朝近侧的方向上(在图2A中向左)滑动时,该钳口对212a、212b从套筒伸出并且

在偏置力的作用下打开以提供通向被封闭住的容积的通路。运动的性质通过向该钳口对212a、212b的外壳具有合适的外轮廓来控制。

[0053] 图2B示出了当处于打开配置时(即,当套筒220已经向近侧滑动以暴露一钳口对212a、212b时)图2A中示出的远侧钳口组件的示意图。该钳口对212a、212b因此打开以接纳生物组织样本。

[0054] 在使用中,装置在处于闭合配置时插入到治疗(样本提取)位置上。一旦到位,套筒220可缩回以打开该钳口对212a、212b。当打开的钳口抵靠所述组织的期望部分定位时,将套筒220朝远侧推动到钳口上,钳口由此抓取并且取走生物组织样本。该钳口对212a、212b的相对边缘可以是尖锐的,以便提高切割的有效性。一旦取走组织样本并且将其封闭在钳口的壳体内,就通过同轴电缆供应微波能量以凝结在取走样本之后留下的出血表面。下文更详细地讨论由套筒的外导电层和该钳口对发射的微波场。由于闭合的钳口用作法拉第笼并且微波场的穿透深度相较壳体的厚度来说是可忽略不计的,因此样本被保护以免受微波场,并且由此就避免了非所要的组织效应。

[0055] 温度传感器228(例如,微型热电偶等等)可以安装在被封闭住的容积内以监测组织样本的温度。温度传感器228可通过导线230连接到外部处理器,导线可以延伸穿过铰链214并且沿着馈电电缆的内侧而延伸。温度传感器也可以在需要微波凝结时连接到外部钳口或壳体以测量组织的温度。

[0056] 图3A示出了当处于闭合配置时根据第二实施方案的远侧钳口组件114的横截面图的示意图。以与图2A和图2B中示出的远侧钳口组件相同的方式配置的部件被赋予相同的附图标记并且不再进行描述。

[0057] 图3A和图3B中示出的实施方案不同于图2A和图2B的实施方案,不同之处在于,一钳口对212a、212b连接到推杆222并且可相对于同轴电缆204轴向地滑动以使组件在闭合配置与打开配置之间移动。

[0058] 在这个实施方案中,同轴电缆204在其远端处与连接器240端接。连接器240具有朝远侧延伸的中心导体242,朝远侧延伸的中心导体电连接到同轴电缆204的内部导体206。导向套筒244附接到连接器240并且从其中朝远侧延伸以形成该钳口对212a、212b可滑动地通过的通道。导向套筒244以与上文讨论的可移动套筒220类似的方式配置,类似之处在于,导向套筒具有导电外层246和介电内层224,介电内层使导电外层246与该钳口对212a、212b的导电外壳绝缘。

[0059] 导电管248可滑动地安装在连接器240的中心导体242上。导电管248例如通过物理接触电连接到中心导体242,由此这些部件可组合地以套管状或长号状的方式轴向地延伸。导电管248又例如使用一块箔片250或其它柔性导体来电连接到该钳口对212a、212b的导电外壳。这两种电连接都可以设计(例如,使用模拟等等)来确保在阻抗方面的完整性,以便限制或最小化不匹配。期望的是,在连接的区段之间具有良好的阻抗匹配来确保最大功率输送到组织负载中。或者,所牵涉的距离使得跨物理长度的电相位变化是可忽略不计的。此连接可使用两个可滑动管、一个柔性衬底(例如,来自Rogers Corporation的Rflex 8080)、或通过使用可旋转同轴接头来形成。导电管248物理地连接到推杆222并且可与推杆一起移动,例如,经由刚性支撑支柱252进行。狭槽状的孔隙254形成在导向套筒244中以使得支撑支柱252能够与在套筒外的推杆连接。在其它实施方案中,导向套筒可由馈电电缆202的内

表面形成,在这种情况下,孔隙可能并不是必需的。

[0060] 图3A示出了完全地缩回在导向套筒244内的该钳口对212a、212b。这是在已经收集到样本之后并且在可能期望通过同轴电缆来施加微波能量以在器械的远端处产生凝结效应时被远侧钳口组件114采用的配置。

[0061] 图3B示出了通过使导电管248滑动而延伸出导向套筒244的一钳口对212a、212b,该钳口对可以具有沿着中心导体242约五个趋肤深度(在5.8GHz下为约 $5\mu\text{m}$)的壁厚。该钳口对212a、212b包括铰链214,铰链被偏置以促使钳口分开。在这种打开配置中,该钳口对可以在处于闭合配置时抓取要收集的生物组织的一部分并且将其保留在由钳口封闭的容积中。可能优选的是,微波能量在钳口处于打开配置时将不进行输送,以便避免对组织样本的非所要热损伤。

[0062] 上文描述的器械可组合活检探针和凝结/切除工具的功能,凝结/切除工具可以用于获得活检样本并且还密封取样孔,而且防止活的撕裂组织因活检或在活检之后被展开;这在要取走的组织是癌性的时是特别重要的。许多活检工具具有直径约2mm的小工具,带有可闭合以切下几毫米的横向距离的小样本的两个钳口。上文的讨论演示了可如何使用微波功率使类似的钳口通电以使得它们可用作凝结/切除工具的部分来在取得样本之后就立即治疗活检部位而不需要引入单独的工具。装置也可用作独立的止血器。

[0063] 为了使这样的工具有用,期望的是:

[0064] -通过由微波直接地加热或通过来自要凝结/切除的组织的传导,样本不会变得太热。

[0065] -以受控的方式将微波能量从工具的合适的部分传输到所要目标组织中。

[0066] -工具被设计成具有低插入损耗和高回波损耗,使得大部分的所供应的微波能量被施加到所要组织,而不使供电电缆或工具变得太热。

[0067] 如上文所解释,通过将该钳口对配置成使得它们在闭合时形成法拉第笼并且从具有呈若干个趋肤深度厚的金属化层的绝缘材料形成钳口,或者通过仅从金属制成钳口(这将因电磁场的有限穿透深度而保持样本冷却),就有可能消除或基本上减少对样本的直接加热。法拉第笼在由中空的导电壳体封闭出容积时存在。中空的导电壳体是法拉第笼。在存在法拉第笼的情况下,笼内的电场为零,或实际上比笼外的电场小得多。法拉第笼将微波场从其被封闭住的容积排斥出并且防止对在该容积中的任何样本的直接微波加热。

[0068] 为了在实践中实现这点,需要跨活检工具的大部分导电壳体,以便在钳口闭合时围绕样本形成导电笼。此壳体的部件必需电连接在一起,并且要足够厚以使得电流不从壳体的一侧穿透到另一侧。为了防止电流从壳体的一侧穿透到另一侧,壳体需要是典型地至少3个趋肤深度厚,其中趋肤深度由材料的电性质和磁性质、以及微波频率确定为错误!未找到引用源。.,其中 δ 是趋肤深度(以m为单位), f 是频率(以Hz为单位), ρ 是导体的电阻率(以 Ω 为单位),并且 μ 是导体的(磁)导率(以 Hm^{-1} 为单位)。铜、银、金和铝的趋肤深度在5.8GHz下接近1微米,并且对于钢铁而言为此趋肤深度的约十分之一,因此导电壳体不需要非常厚。另外,壳体不需要是连续的导体层,但是可以在其中具有孔,如果这些都基本上小于跨最大尺寸的波长的话。在5.8GHz下,可以忽略横向距离小于0.5mm的孔。

[0069] 如果存在两个钳口,这两个钳口中的每一者都具有外部导电涂层,并且它们触碰在铰链所在的后部,但不触碰沿着钳口在两个半部之间的边缘的任何其它地方,那么在理

论上微波辐射就有可能透过钳口之间。要使这种情况发生,将会需要垂直于钳口之间的间隙的强的微波电场。如果微波信号从钳口的后部引入的,在它们被连接的情况下,钳口构造的对称性就意味着这个信号不会在馈线或工具中产生。然而,如果与组织的接触仅是与钳口的一侧进行,那么可通过从要凝结/切除的组织反射来产生这个信号。为了防止这种情况发生,期望的是,在钳口的前部装上齿状物或叉状物,它们在钳口闭合时进行良好导电接触。这将大大减小负载不对称的影响。

[0070] 为了减小通过来自周围组织的传导而加热组织样本的影响,期望的是,活检钳结合隔热层。替代或另外地,可通过提供从钳口到具有更大的热容量的散热器的热路径来增大钳口的热容量。例如,同轴电缆可用作散热器。

[0071] 可以估计在活检工具内的样本的传导加热,但是可优选地将小传感器结合在钳口内以使得能够进行实际测量。这个测量可允许功率输入与活检样本的因来自周围组织的热量传导而造成的温度升高准确地相关。

[0072] 用于将微波功率馈送到远侧钳口组件的同轴电缆可以具有50欧姆的典型阻抗。传输线路在钳口周围馈送微波功率的区段具有比这个阻抗低的阻抗。可通过优化此区段的长度来改善对在此区段的端部处的组织的匹配。

[0073] 图4示出了根据本发明的远侧钳口组件的模拟。远侧钳口组件可以被视为变压器,其形成在该钳口对的外导电层与外部套筒(在这个实例中,其可在该钳口对上滑动)的导电层之间。外部套筒的导电层必须与同轴电缆的外部导体电接触,除非它延续足够长(例如,约7mm)来形成四分之一波扼流圈。在那种情况下,所述套筒的整个内侧可以衬有薄绝缘层,例如,PTFE。在这个模拟中,在活检钳钳口周围的低阻抗区段为14.7mm长并且微波能量的频率为5.8GHz。在这种情况下,对组织的匹配是非常良好的。在这条传输线路上,14.7mm接近半个波长。这暗示了由组织在活检探针的端部处提供的阻抗接近50欧姆,因为接近半波的变压器具有接近1的变压比。

[0074] 在图4中,最大功率密度为 $116\text{dBm}/\text{m}^3$,其相当于 $(10^{11.6} \times 10^{-3}) / 10^9 \text{W}/\text{mm}^3 = 0.398 \text{W}/\text{mm}^3$ 。血液的平均比热容为 $3617 \text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$ (范围为从 $3300 \text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$ 至 $3900 \text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$),并且平均血液密度为 $1050 \text{kg}/\text{m}^3$ (范围为从 $1025 \text{kg}/\text{m}^3$ 至 $1060 \text{kg}/\text{m}^3$)。因此,血液的平均比热容为约 $3.6 \text{mJ}/\text{mg} \cdot \text{K}$,并且组织密度为约 $1.05 \text{mg}/\text{mm}^3$,使得组织的容积热容量为约 $3.6 \text{mJ}/\text{mg} \cdot \text{K} \times 1.05 \text{mg}/\text{mm}^3 = 3.78 \times 10^{-3} \text{J}/\text{K} \cdot \text{mm}^3$ 。因此,使用 $0.398 \text{W}/\text{mm}^3$ 的源提供血液的 $0.398 \div 3.78 \times 10^{-3} = 105 \text{Ks}^{-1}$ 1mm^3 的组织加热速率。图5示出了图4中的布置的回波损耗。此良好结果指明了可用回波损耗应当可针对许多状况来实现并且应当有某些余地来修改这钳口对的精确形状而不影响功率输送。

[0075] 图6示出了根据另一实施方案的内窥镜活检钳工具600的示意图。钳工具600包括馈电电缆602,馈电电缆所具有的外径被设定大小以适于穿过内窥镜或类似的镜装置的器械通道。在这个实施方案中,馈电电缆602包括包封住同轴电缆606的外部套筒604。同轴电缆606和套筒包封住同轴电缆的部分可以是柔性的,从而使得内窥镜能够操纵器械到位。

[0076] 同轴电缆包括由介电材料610环绕的内部导体608,介电材料又由外部导体612环绕。外部导体612和介电材料610终止于套筒604内,从而形成同轴电缆的远端。内部导体608伸出超出同轴电缆的远端以与远侧钳口组件614连接,如下文所讨论。

[0077] 套筒604的远侧部分616延伸超出同轴电缆的远端并且终止于远侧钳口组件614

处。远侧部分616可由短的刚性区段形成,以便为远侧钳口组件提供物理支撑。

[0078] 远侧钳口组件614包括一钳口对618a、618b,这钳口对中的每一者具有细长的槽或杯形状。该钳口对618a、618b彼此相对地安置在远侧部分616上,并且可相对于彼此在以下两者之间移动:闭合位置,其中该钳口对封闭住由它们的细长的槽形成的内部容积;以及打开位置,其中该钳口对成角度地分开以接纳生物组织。远侧钳口组件在图6中被描绘为处于打开配置。

[0079] 在这个实施方案中,该钳口对618a、618b可围绕铰链旋转,铰链由跨套筒604的远侧部分616的开口延伸的横向杆形成。该钳口对618a、618b中的每一者具有可旋转地安装在横向杆上的近侧安装环。内部导体608连接到横向杆,以便将由同轴电缆传送的微波能量馈送到该钳口对。

[0080] 在这个实施方案中,该钳口对可通过使致动器套筒(未示出)沿着馈电电缆602滑动超过套筒604的远侧部分606来在打开配置与闭合配置之间移动。为了帮助进行打开,铰链可包括弹簧等等来将该钳口对偏置成打开配置。

[0081] 图7示出了根据另一实施方案的内窥镜活检钳工具700的示意图。钳工具700包括馈电电缆702,馈电电缆所具有的外径被设定大小以适于穿过内窥镜或类似的镜装置的器械通道。在这个实施方案中,馈电电缆702包括限定内腔的中空套筒704。同轴电缆706和控制杆707从内腔的近端延伸穿过内腔到内腔的远端。

[0082] 在这个实施方案中,固定的钳口元件708紧固在套筒704的远端处。固定的钳口元件708具有近侧部分,近侧部分位于套筒704内以提供用于接纳同轴电缆706和控制杆707的远端的支撑框架。支撑框架可以包括被成形为与同轴电缆的外表面相适的凹槽。

[0083] 固定的钳口元件708具有远侧部分,远侧部分从套筒704伸出以形成一钳口对712a、712b中的一者,该钳口对提供了与上文讨论的那钳口对类似的功能。具体来说,在固定的钳口元件上的钳口712a可以具有细长的槽形状,由此其限定用于接纳被夹在该钳口对之间的生物组织的内部容积。固定的钳口元件708可由导电材料(例如,不锈钢316L)构造,由此在钳口712a与同轴电缆的外部导体之间形成返回路径,同时在完全地组装好时还改善了产品的尖端的强度。同轴电缆可焊接到固定的钳口元件。

[0084] 可移动钳口元件714安装在套筒704的远端中。可移动钳口元件可枢转地连接到固定的钳口元件708以围绕相对于固定的钳口元件和套筒固定的枢轴旋转。固定的钳口元件708因此既用作作用于可移动钳口元件的枢轴又用作作用于同轴电缆706的定点。可枢转连接可由可移动钳口元件上的横向伸出的枢轴杆形成,横向伸出的枢轴杆被接纳在固定的钳口元件上的配合孔中。可移动钳口元件714具有近侧部分,近侧部分包括与形成在控制杆上的横向接合指状物718接合的细长狭槽716。细长狭槽716用作凸轮以将控制杆707相对于套筒的纵向运动转换成可移动钳口元件712b相对于固定的钳口元件712a的枢转运动。控制杆可由镍钛诺等等制成。可移动钳口元件714具有远侧部分,远侧部分从套筒704伸出以形成钳口712b,该钳口与在固定的钳口元件上的钳口712a形成一钳口对。在这个实施方案中,钳口712b具有面向另一钳口712a的脊形(锯齿形的)表面716。可移动钳口712a被布置成在以下两者之间枢转:闭合位置,其中该钳口邻接钳口712a的底部边缘以封闭出内部容积;以及打开位置(图7中示出),其中在钳口712a、712b之间存在空间以接纳生物组织。

[0085] 可移动钳口元件可主要由非导电材料(诸如陶瓷或PEEK)构造。导电涂层或导电层

或导电轨道(未示出)形成在脊形表面上。同轴电缆的内部导体连接到导电涂层,使得由同轴电缆传送的微波能量被输送到该钳口对以有助于血液凝结。

[0086] 为了提供上文讨论的凸轮机构的操作空间,套筒704可以在其远侧部分中具有开口718。套筒的远侧开口也可以成形为允许该钳口对完全打开。

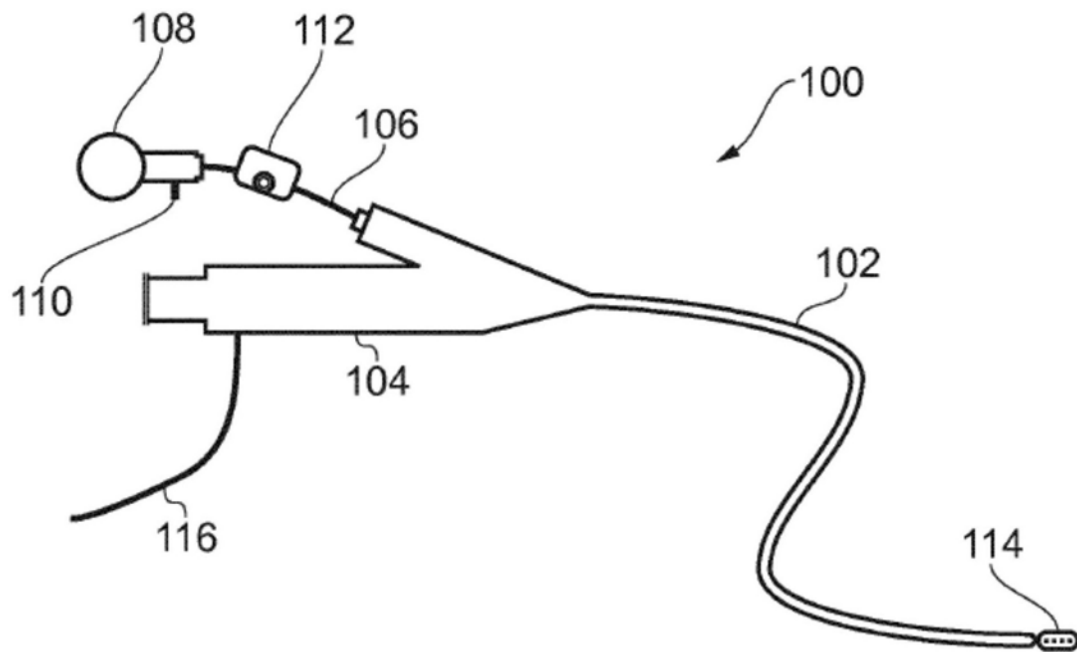


图1

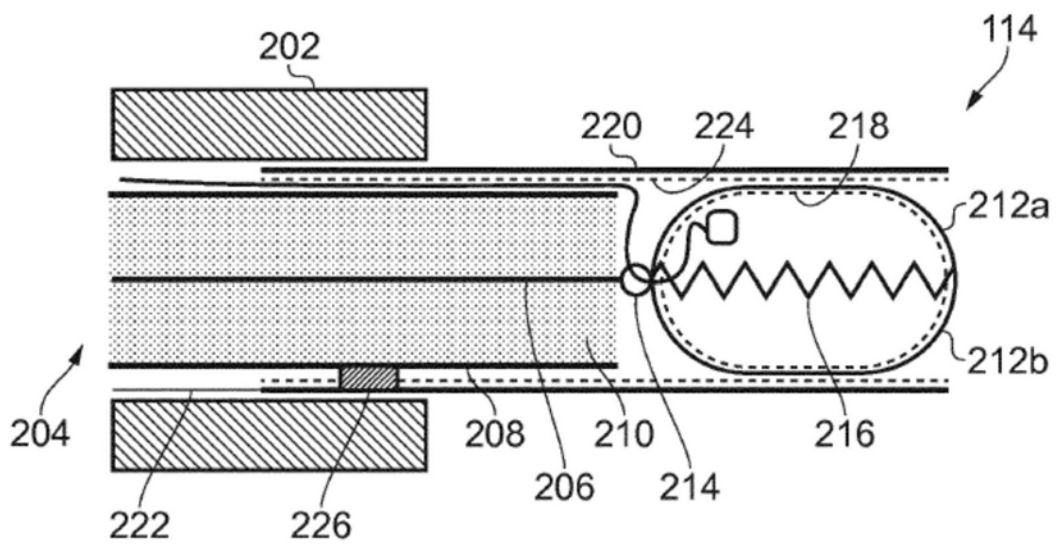


图2A

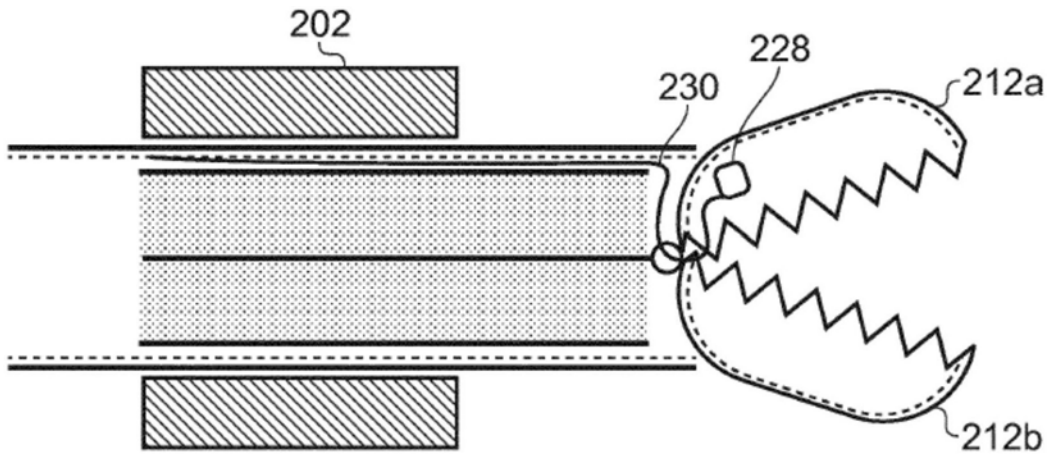


图2B

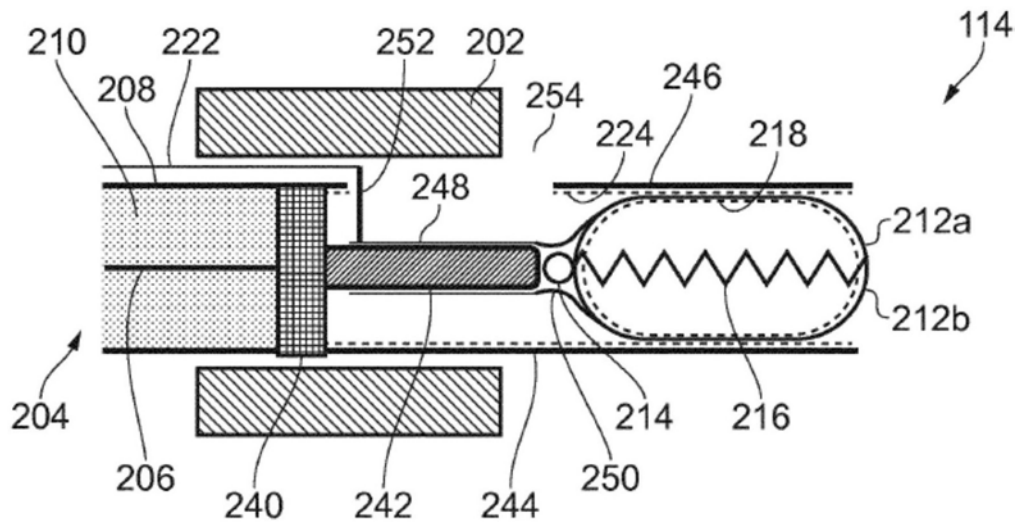


图3A

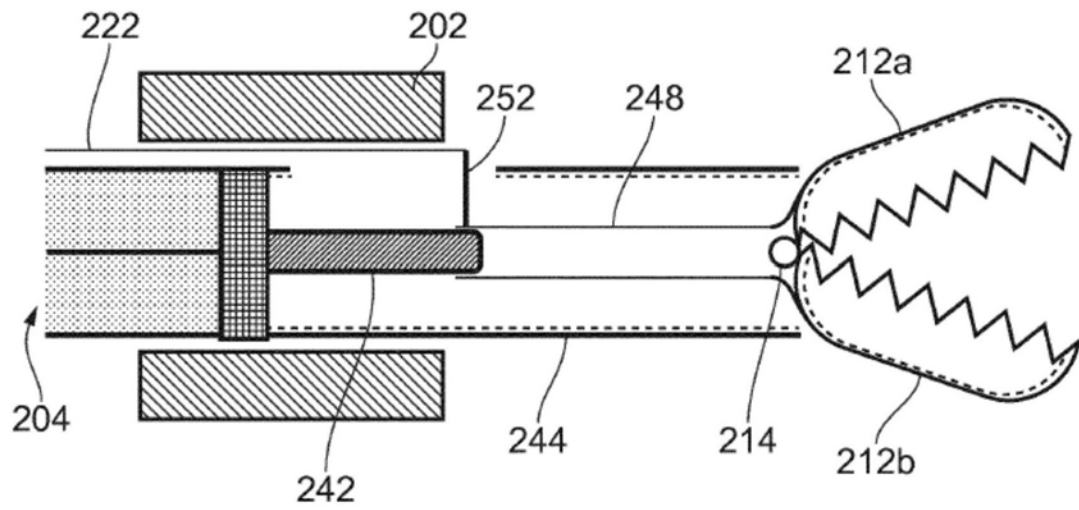


图3B

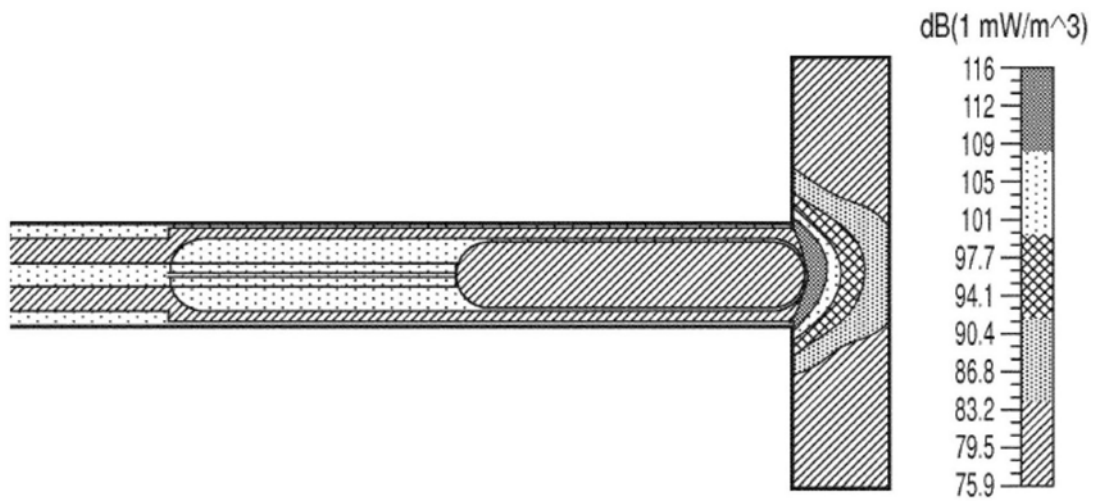


图4

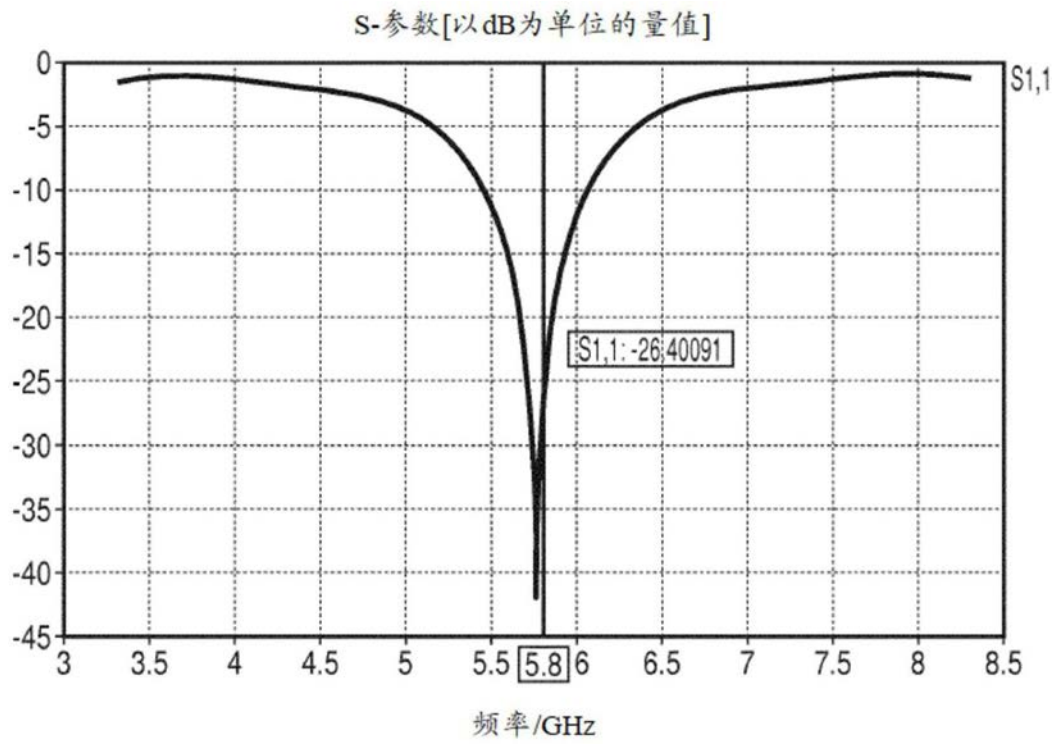


图5

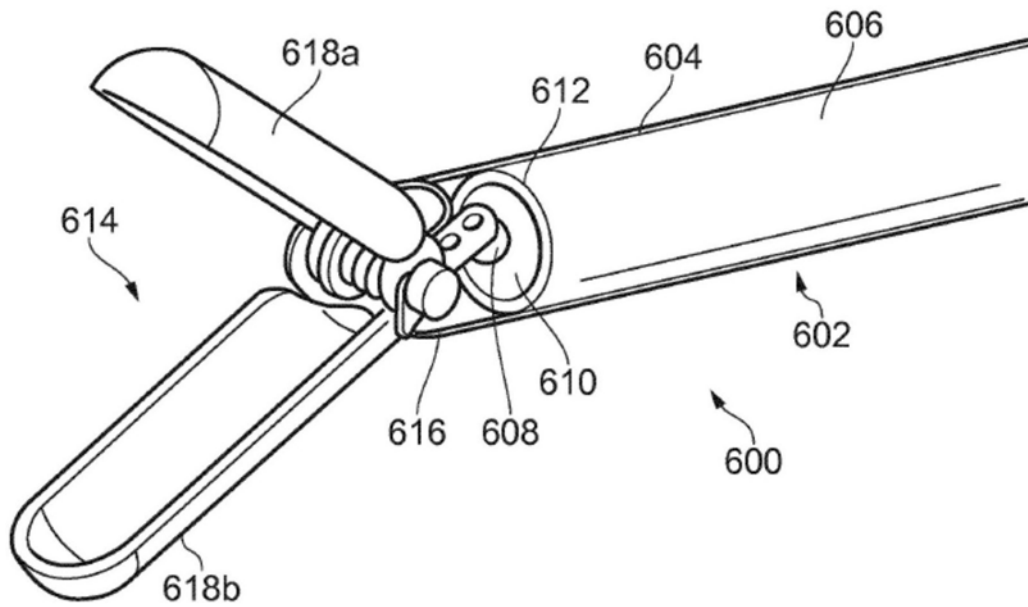


图6

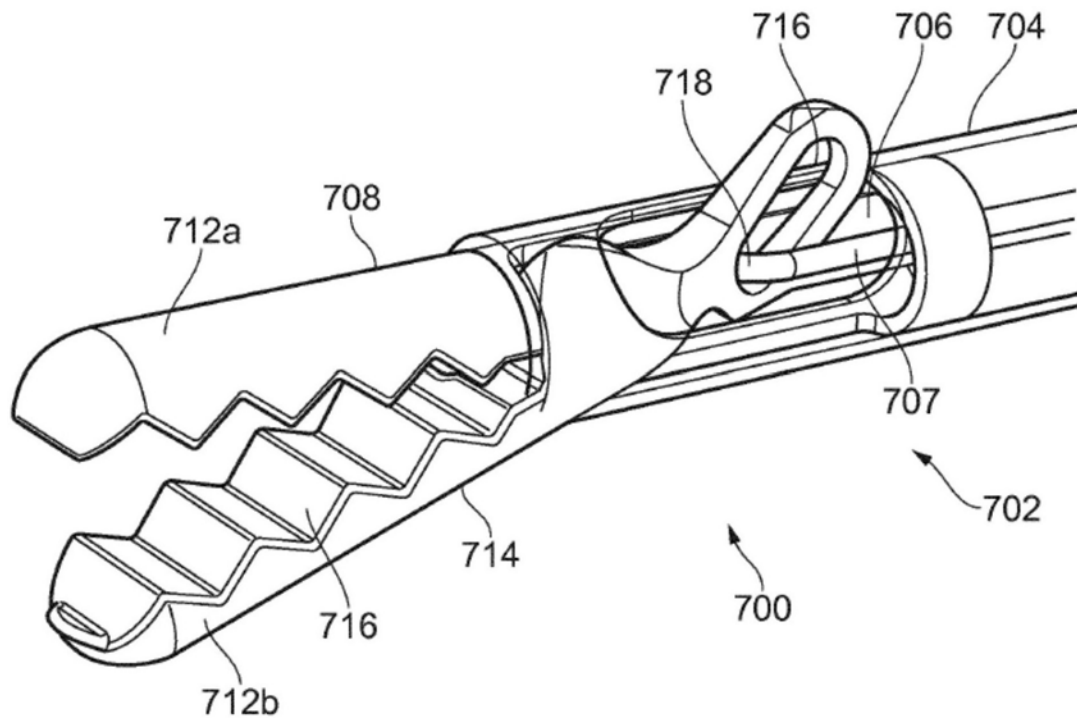


图7

专利名称(译)	活检钳工具		
公开(公告)号	CN108633251A	公开(公告)日	2018-10-09
申请号	CN201680046232.8	申请日	2016-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
[标]发明人	C 汉考克 F阿莫阿 M怀特 T 克雷文 B桑德斯 Z P 夏摩洛斯		
发明人	C·汉考克 F·阿莫阿 M·怀特 T·克雷文 B·桑德斯 Z·P·夏摩洛斯		
IPC分类号	A61B10/06		
CPC分类号	A61B10/04 A61B10/06 A61B18/1815 A61B2018/00589 A61B2018/00797 A61B2018/00821 A61B2018/1861 A61B17/3205 A61B18/1445 A61B2018/00071 A61B2018/00107 A61B2017/0034 A61B2017/2932 A61B2018/00101 A61B2562/182		
代理人(译)	熊永强		
优先权	2015017427 2015-10-02 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种活检钳工具(优选地用于内窥镜使用)，其中在一钳口对之间收集到生物组织样本之后，使用微波能量来使出血凝结。所述钳口对限定封闭件，所述封闭件与所述微波能量本身隔离开并且与因所述微波能量的施加而发生的任何热变化隔绝开。所述工具包括一钳口对，所述钳口对连接到同轴电缆，所述钳口对中的每一者包括导电壳体，钳口组件可以在以下两者之间移动：闭合位置，其中所述导电壳体封闭出用于固持组织样本的内部容积；以及打开位置，其中所述内部容积暴露出来，以便接纳所述组织样本。所述导电壳体在处于所述闭合位置时围绕所述内部容积形成法拉第笼。

