



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727305 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210157143. 4

(22) 申请日 2012. 04. 09

(30) 优先权数据

13/083, 256 2011. 04. 08 US

(71) 申请人 维旺医药公司

地址 美国科罗拉多州

(72) 发明人 约瑟夫·D·布兰南

(74) 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理

有限公司 11225

代理人 黄威 张小花

(51) Int. Cl.

A61B 18/18 (2006. 01)

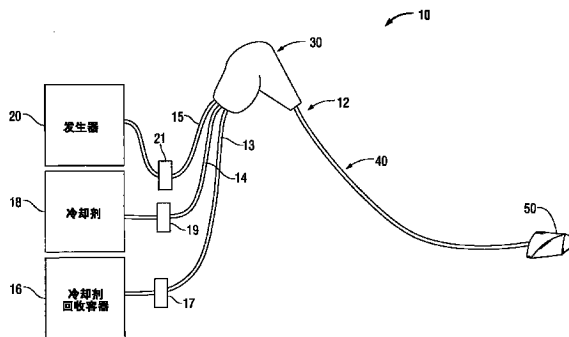
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

微波组织解剖和凝结

(57) 摘要

本发明涉及微波组织解剖和凝结,公开了一种手术装置,其配置成同时解剖和凝结组织。在一个实施例中,所述手术装置包括手柄和从所述手柄向远侧延伸的轴。所述轴包括:外海波管;同轴地设置在所述外海波管内并且延伸超过其远侧端的内管腔件;同轴地设置在所述内管腔件内并且具有内导体和同轴地设置在所述内导体周围的外导体的同轴馈线;以及同轴地设置在所述内管腔件和所述同轴馈线之间以形成流入管道和流出管道的冷却剂管。所述装置还包括联接到所述轴的远侧端的解剖头组件。所述解剖头组件包括:具有大体为平面的辐射表面和至少一个非辐射表面的介电芯;设置在所述介电芯的至少一个非辐射表面上的反射涂层;以及从所述辐射表面延伸出的刀片。



1. 一种手术装置,其包括:手柄、轴和解剖头组件;
所述轴从所述手柄向远侧延伸,所述轴包括:
外海波管;
内管腔件,其同轴地设置在所述外海波管内并且延伸超过所述外海波管的远侧端;以
及
同轴馈线,其同轴地设置在所述内管腔件内,并具有内导体和同轴地设置在所述内导
体周围的外导体;
所述解剖头组件联接到所述轴的远侧端,所述解剖头组件包括:
介电芯,其具有大体为平面的辐射表面和至少一个非辐射表面;
反射涂层,其设置在所述介电芯的至少一个非辐射表面上;以及
从所述辐射表面延伸出的刀片。
2. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其还包括同轴地设置在所述内管腔件和所述同轴
馈线之间的冷却剂管以形成流入管道和流出管道。
3. 根据权利要求 2 所述的手术装置,其中所述流入管道和所述流出管道中至少一个的
远侧开口与限定在所述解剖头组件内的冷却剂室呈流体连通。
4. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中所述轴沿其纵向轴线大体为弯曲的。
5. 根据权利要求 1 所述的手术装置,所述解剖头的表面还包括光滑涂层。
6. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中所述刀片定向成与沿所述轴限定的纵向轴线
大体上成直线。
7. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中所述刀片具有配置成当沿近侧方向拉动所述
手术装置时切割组织的切割边缘。
8. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中所述解剖头具有选自由下列形状组成的组中
的形状:大致为楔形、大致为半球形、大致为半椭圆形、大致为抓斗形、大致为抛物线形、大
致为圆柱形、大致为半圆柱形、大致为锥形、大致为盘形以及大致为截头锥形。
9. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中所述流入管道的近侧端适于可操作地联接到
冷却剂源。
10. 根据权利要求 1 所述的手术装置,其中所述同轴馈线的近侧端适于可操作地联接
到凝结能量源。
11. 一种手术解剖和凝结系统,其包括:微波凝结能量源和手术装置,所述手术装置适
于可操作地联接到所述凝结能量源;
所述装置包括:手柄、轴以及解剖头;
所述轴从所述手柄向远侧延伸,所述轴包括:
外海波管;
内管腔件,其同轴地设置在所述外海波管内并且延伸超过所述外海波管的远侧端;以
及
同轴馈线,其同轴地设置在所述内管腔件内,并具有内导体和同轴地设置在所述内导
体周围的外导体;
所述解剖头组件联接到所述轴的远侧端,所述解剖头组件包括:
介电芯,其具有大体为平面的辐射表面和至少一个非辐射表面;

反射涂层,其设置在所述介电芯的至少一个非辐射表面上;以及从所述辐射表面延伸出的刀片。

12. 根据权利要求 11 所述的手术解剖和凝结系统,其还包括同轴地设置在所述内管腔件和所述同轴馈线之间的冷却剂管以形成流入管道和流出管道。

13. 根据权利要求 12 所述的手术解剖和凝结系统,其中所述流入管道和所述流出管道中至少一个的远侧开口与限定在所述解剖头组件内的冷却剂室呈流体连通。

14. 根据权利要求 11 所述的手术解剖和凝结系统,其中所述刀片定向成与沿所述轴限定的纵向轴线大体上成直线。

15. 根据权利要求 11 所述的手术解剖和凝结系统,其中所述刀片具有配置成当沿近侧方向拉动所述手术装置时切割组织的切割边缘。

16. 根据权利要求 11 所述的手术解剖和凝结系统,其还包括冷却剂源。

17. 根据权利要求 16 所述的手术解剖和凝结系统,其中所述流入管道的近侧端适于可操作地联接到所述冷却剂源。

18. 一种实施解剖和凝结的方法,其包括:

将手术装置的解剖头定位在组织上方,其中所述解剖头包括组织接触表面和刀片;

使所述组织接触表面与目标组织接触;

通过所述组织接触表面向所述目标组织施加凝结能量;以及

横跨所述目标组织拉动所述解剖头以通过所述刀片制造切口。

19. 所述用于实施解剖和凝结的方法,还包括:向所述解剖头输送冷却剂。

20. 所述用于实施解剖和凝结的方法,还包括:从所述组织接触表面延伸出所述刀片。

微波组织解剖和凝结

技术领域

[0001] 本公开涉及用于给生物组织提供能量的系统和方法,更特别的是,涉及一种适于在解剖步骤的同时实施目标组织凝结的电手术装置。

背景技术

[0002] 以能量为基础的组织处理是本领域公知的。各种类型的能量(例如,电的、超声的、微波的、低温的、热的、激光的等)被应用到组织上以获得期望的效果。电手术涉及将高频电流应用到手术部位处以切割、消融、凝结或密封组织。在组织消融电手术中,射频能量可以通过天线或探测器而被输送到目标组织。

[0003] 使用中存在可用于组织消融用途的几种类型的微波天线组件,例如,单极、偶极和螺旋天线。在单极和偶极天线组件中,微波能量通常远离导体的轴线垂直地辐射。单极天线组件一般包括一个单独、细长的导体。典型的偶极天线组件包括两个细长导体,它们呈直线排列并且相对于彼此端-对-端定位,同时在两者之间放置电绝缘体。螺旋天线组件包括连接到接地平面的螺旋型导体。螺旋天线组件可以采用多个模式工作:包括正常模式(宽边),其中由螺线辐射出的场在与螺线轴线垂直的平面上最大;以及轴向模式(端射),其中最大辐射是沿着螺线轴线。螺旋天线组件的调谐至少部分地由螺旋天线元件的物理特性来确定,例如螺线直径、螺线的线圈之间的节距或距离以及螺线相对于所安装的探测器组件的位置。

[0004] 典型的微波天线具有长、细的内导体,该内导体沿着探测器的纵向轴线延伸并由介电材料包围,并且在该介电材料周围进一步由外导体包围,使得外导体也沿着探测器的纵向轴线延伸。在提供能量或热量的有效向外辐射的探测器的其他变化例中,可以选择性地除去外导体的一部分或若干部分。该类型的构造一般被称作为“漏波导”或“漏共轴”天线。微波探测器的另一变化例涉及具有以均匀的盘旋形式(诸如螺线)形成的尖端,以提供有效辐射所需的配置。该变化例可被用于在例如垂直于轴线、向前的方向(即,朝向天线的远侧端)或者其组合的特定方向上引导能量。在组织消融的情况中,范围在约 300MHz 到约 10GHz 的高射频电流被施加到目标组织部位处以产生可具有特定尺寸和形状的消融体(ablation volume)。消融体与天线设计、天线调谐、天线阻抗和组织阻抗相关。

[0005] 某些手术步骤需要使用如手术刀或剪刀的切割装置来切除肿瘤和/或其他坏死性病变,这种步骤可能需要切断一条或多条血管因此会造成不希望的出血。反过来,这种出血可能会使外科医生对手术部位的视野不清,并且这通常需要外科医生去注意控制出血而不能注意主要的手术目标。这反过来可能会导致手术时间增加并无法达到最理想的手术结果。

发明内容

[0006] 本公开涉及一种利用微波能量同步凝结和解剖组织的手术装置。在一个实施例中,所述装置是具有弯曲的细长轴的手持手术设备。所述轴的远侧端包括定向微波辐射组

件,所述组件具有适于解剖组织的刀片。所述轴的近侧端可以包括手柄以及一个或多个致动器,例如,适于启动凝结能量输送的按钮。通过设置在所述轴内的同轴馈线向微波窗孔部(aperture)提供消融能量。

[0007] 微波窗孔部可具有半球形、细长杯形、抓斗型、圆柱形、圆筒形、抛物线形和/或其各种组合的形状。所述窗孔部在除底部表面之外的所有表面上都包括金属护罩,底部表面保持不被遮蔽从而能够向组织定向输送微波凝结能量。刀片的使用,与凝结能量的同时应用一起,使得外科医生能够在使用刀片实施解剖的同时在组织上实施凝结,以控制或消除操作部位的出血。以这样方式使用的根据本公开实施例的手术装置可以使医生能够同步且快速地对如肝脏的高灌注实体器官凝结和解剖,这反过来又可以减少手术时间、降低风险因素、缩短恢复时间并改善患者的预后。

[0008] 在一个实施例中,所述手术装置包括手柄和从所述手柄向远侧延伸的轴。所述轴包括:外海波管(hopotube);同轴地设置在所述外海波管内并且延伸超过其远侧端的内管腔件;同轴地设置在所述内管腔件内并且具有内导体和同轴地设置在所述内导体周围的外导体的同轴馈线;以及同轴地设置在所述内管腔件和所述同轴馈线之间以形成流入管道和流出管道的冷却剂管。所述装置还包括联接在所述轴的远侧端的解剖头组件。所述解剖头组件包括:介电芯(dielectric core),所述介电芯具有大体为平面的辐射表面和至少一个非辐射表面;设置在所述介电芯的至少一个非辐射表面上的反射涂层;以及从所述辐射表面延伸的刀片。

[0009] 本公开还涉及一种手术解剖和凝结系统。在一个实施例中,所述手术解剖和凝结系统包括微波凝结能量源以及如上所描述的适于可操作地联接到所述微波凝结能量源的手术装置。所公开的手术解剖和凝结系统可包括冷却剂源并且其中所述手术装置适于可操作地联接到冷却剂源。

[0010] 还公开了一种用于同时实施解剖和凝结的方法。所述方法包括将手术装置的解剖头定位在组织上方,其中所述解剖头包括配置成向组织施加凝结能量的组织接触表面和从所述组织接触表面突起的刀片。使所述组织接触表面与目标组织接触以开始切口并且将凝结能量施加到目标组织上,并且横跨目标组织拉动所述解剖头以继续切口。

附图说明

[0011] 当结合附图根据下面的详细描述,本公开的上述以及其他方面、特征和优点将更为明显,在附图中:

[0012] 图1示出了根据本公开实施例的凝结和解剖系统实施例的图解;

[0013] 图2示出了根据本公开实施例的解剖头实施例的侧视图;

[0014] 图3示出了根据本公开实施例的解剖头实施例的仰视图;

[0015] 图4示出了根据本公开实施例的解剖头实施例的侧视剖面图;

[0016] 图5示出了根据本公开实施例的手柄组件实施例的侧视剖面图;以及

[0017] 图6A-6C示出了利用根据本公开实施例的凝结和解剖系统而实施的凝结和解剖步骤。

具体实施方式

[0018] 下面参考附图对本公开的特定实施例进行描述；但是，所公开的实施例仅仅是本公开的实例，本公开可以以多种形式实现。众所周知的功能或结构以及重复的问题将不再进行详细地描述以避免因不必要或多余的细节而使本公开不清楚。因此，在此所公开的具体的结构性和功能性细节并不被解释为限制，而仅作为权利要求书的基础以及作为代表性基础来教导本领域技术人员以实际上任意恰当的详细结构来变化地实施本公开。在此说明书中，以及在附图中，相似的附图标记表示可执行相同、类似或等同功能的元件。

[0019] 在下面的附图和说明中，术语“近侧”，如传统的，应当表示装置靠近使用者的一端，而术语“远侧”则应当表示更为远离使用者的一端。此外，如在此使用的，涉及方向的术语，例如“顶”、“底”、“上”、“下”、“左”、“右”、“顺时针”、“逆时针”等等，用于参考附图和其中所示的特征的解释说明目的。根据本公开的实施例可以任意方向实行而不受限制。

[0020] 按照能量增加或波长减小通常将电磁能量分成无线电波、微波、红外、可见光、紫外线、X射线和伽玛射线。如在本说明书中所使用的，“微波”通常是指频率范围在 300 兆赫兹 (MHz) (3×10^8 周期 / 秒) 至 300 千兆赫 (GHz) (3×10^{11} 周期 / 秒) 的电磁波。如在本说明书中所使用的，“消融步骤”通常指任何消融步骤，例如微波消融、射频 (RF) 消融或者微波消融辅助的切除。如在本说明书中所使用的，“传输线路”通常指能够用于从一点到另一点的信号传播的任意传输媒介。

[0021] 本公开的各种实施例提供了电手术设备，其与定向反射层 (reflector) 组件可操作地结合用于处理组织；并且还提供了将电磁辐射导向目标组织体的方法。实施例可以采用微波频率或其他频率的电磁辐射来实现。电手术系统具有窗孔部组件，其包括与定向反射层组件可操作地结合的能量应用器，根据各种实施例，所述电手术系统被配置成在约 300MHz 和约 10GHz 之间以定向辐射模式工作。

[0022] 对于微波消融辅助的手术切除术，目前所公开的电手术设备、定向反射层组件以及包括它们的电手术系统的各种实施例适用于微波消融以及用于对组织预凝结。尽管如下所描述的各种方法是针对目标组织的微波消融以及破坏和 / 或切除，但是用于引导电磁辐射的方法可以与例如为了防止心脏组织内的电脉冲传导而部分地损坏、损害或解剖所述目标组织的其他治疗方法共同使用。此外，本公开的教导可以用于偶极、单极、螺旋或其他合适类型的微波天线。

[0023] 图 1 示出了根据本公开实施例的微波解剖和凝结系统 10。解剖和凝结系统 10 包括消融装置 12，消融装置 12 通过同轴电缆 15 可操作地连接到接插件 21，接插件 21 进一步将装置 12 可操作地连接到发生器组件 20。装置 12 通过冷却剂供应管 14 可操作地联接到冷却剂源 18 (例如，盐水或去离子水)，其中冷却剂供应管 14 通过流体联接件 19 联接到冷却剂源 18。冷却剂通过冷却剂排泄管 13 从装置 12 中流出，其中冷却剂排泄管 13 通过流体联接件 17 联接到冷却剂回收容器 16。流体联接件 17 和 19 可以包括任意合适的流体联接设备，包括但不限于鲁尔锁 (luer-lock) 联接。用过的冷却剂可以从冷却剂回收容器 16 再循环到冷却剂供应源 18 用于随后的再利用 (例如，在通过热交换器、辐射器、基于制冷剂的设备和珀耳帖模块 (peltier module) 等被冷却之后) 或者可以在使用后简单地丢弃。还可以通过流量传感器 (未明确示出) 来监测流体流量。

[0024] 发生器组件 20 可以为消融能量源，例如，约 915MHz 到约 25.0GHz 的范围内的微波或 RF 能量。在各种实施例中，发生器 20 以 915MHz、2450MHz 和 / 或 5800MHz 工作。装置

12 适于在各种手术步骤中使用,并且特别地,适于在解剖和凝结步骤中使用。装置 12 包括联接到轴 40 的近侧端的手柄组件 30 以及联接到轴 40 的远侧端的解剖头 50。如下文进一步详细描述,解剖头 50 被配置成能够对组织同步进行解剖和凝结。装置 12 可以在微创(例如腹腔镜)或开放式手术步骤中使用。

[0025] 图 2-图 4 进一步图示了根据本公开的轴 40 和解剖头 50 的实施例的细节。轴 40 包括由大体为刚性、耐热的材料形成的外海波管 60。在一些实施例中,海波管 60 可由不锈钢形成。在图示的实施例中,轴 40 通常具有弯曲的轮廓,该轮廓使得按照有助于其在手术步骤中使用的人体工程学有利的方位放置手柄 30 和解剖头 50。安装凸缘 73 联接到海波管 60 的远侧端并且适于将海波管 60 联接到解剖头 50 上。在一些实施例中,凸缘 73 通过紧固件 66 而固紧在解剖头 50 上,紧固件 66 可以是螺纹紧固件(例如螺钉)。凸缘 73 可以通过包括但不限于钎焊、焊接、螺纹紧固的任意合适的方式被固定在海波管上,或者凸缘 73 和海波管 60 可以一体形成。在另一预想的实施例中,海波管 60 可以通过包括粘合、二次成型(overmolding)或一体成型的任意合适的方式联接到解剖头 50 上。

[0026] 轴 40 包括在其中同心排列的多个元件,所述元件适于将电手术能量和冷却剂输送给解剖头 50,并且将冷却剂从解剖头 50 中移除。如下文详细描述,通过同轴馈线 55 来输送电手术(例如微波)能量,通过流体流入管道 74 来输送冷却剂,以及通过流体流出管道 75 来移除冷却剂。

[0027] 内管腔件 71 设置在海波管 60 内并且延伸超过海波管 60 的远侧端并且进入到解剖头 50 的介电区域 67 内。内管腔件 71 可由诸如不限于聚酰亚胺的热固性聚合物制成。轴 40 包括沿其纵向轴线设置的同轴馈线 55。同轴馈线 55 包括同轴地设置在外导体 62 内的内导体 78,其中绝缘体 64 设置在内、外导体之间。冷却剂管道 70 同心地设置在内管腔件 71 和馈线 55 之间,从而将它们之间的空间分割为流体流入管道 74 和流体流出管道 75。在它们各自的远侧端,流入管道 74 和流出管道 75 与冷却室 76 呈流体连通,其中冷却室 76 限定在解剖头 50 内的内管腔件 71 的远侧区域中。在使用过程中,冷却剂通过流入管道 74 向远侧循环,流进冷却剂室 76 并通过流出管道 75 向近侧排出。

[0028] 巴伦电介质(balun dielectric)63 同心地设置在馈线 55 周围。在一个实施例中,巴伦电介质 63 定位于内管腔件 71 内并且位于或靠近海波管 60 的远侧端与解剖头 50 的近侧的连接部。巴伦电介质 63 可由具有低导电性的任意合适的耐热材料制成,所述材料为例如但不限于,聚四氟乙烯(a. k. a. PTFE 或者 **Teflon®**,由美国特拉华州维明顿市的杜邦公司制造)。巴伦外导体 61 同心地设置在巴伦电介质 63 周围。在一些实施例中,巴伦电介质 63 的远侧部 56 向远侧延伸超出巴伦外导体 61 的远侧端。巴伦外导体 61 可由例如压延铜箔、铜管等的任意合适的导电性材料制成。在一些实施例中,巴伦外导体 61 可由美国康涅狄格州诺沃克市的 Polyflon Company 经销的 Polyflon™ 电镀 PTFE 来制成。巴伦电介质 63 和巴伦外导体 61 排列成形成四分之一波的短路巴伦从而将所辐射的微波能量控制在解剖头 50 的组织接触辐射表面 77 下方的区域和/或解剖头 50 的反射外层 69 的区域内。靠近同轴馈线 55 的远侧端,内导体 78 和绝缘体 64 延伸超过外导体 62。内导体 78 延伸超过绝缘体 64 的远侧端并且可操作地联接到远侧辐射部件 65。紧邻远侧辐射部件 65 近侧的绝缘体 64 的暴露部件 57 作为对其的馈电点和/或馈电隙。

[0029] 如图 2、图 3 和图 4 所示,解剖头 50 包括固体芯介电区域 67,该区域具有设置在

其上部（例如其顶部和所有侧边）的反射外层 69。介电区域 67 包括大体为平面的、暴露的、底部辐射表面 77。介电区域 67 可由具有低损耗介电负载特性的任意合适的介电材料制成，这样的特性具有充分的机械和生物相容性以承受与手术步骤相关的条件，所述介电材料包括但不限于陶瓷材料；PTFE；Teflon®；或者由美国马萨诸塞州的 SABIC Innovative Plastics of Pittsfield 所经销的 Ultem™ 无定形热塑性聚醚亚胺（PEI）树脂。反射外层 69 可由具有反射微波能量能力的任意合适的材料制成，例如但不限于，铜镀、铜箔或 Polyflon™ 电镀 PTFE。

[0030] 如图所示，解剖头 50 大致为楔形；然而，能想到的是，解剖头可以具有有助于解剖和凝结的任意合适的形状或其断面，包括但不限于，大致为半球形、大致为半椭圆形、大致为抓斗型、大致为抛物线形、大致为圆柱形、大致为半圆柱形、大致为锥形、大致为盘形以及大致为截头锥形。

[0031] 解剖头 50 还包括从底部辐射表面 77 向下延伸并且定向成大体上与装置 12 的纵向轴线成直线的刀片 68。如图所示，刀片 68 具有切割边缘 68a，切割边缘 68a 配置成当沿近侧方向拉动装置 12 时切割组织；然而，能想到的是，刀片 68 和 / 或切割边缘 68a 可以定向成其他方向，例如，将其排列成当沿远侧、侧向（左或右）或之间的任意角度拉动时切割组织。在一些实施例中，刀片 68 是可移动的。例如而非限制的，刀片 68 可以围绕其垂直轴旋转和 / 或刀片 68 可以是伸缩的。

[0032] 解剖头 50 在反射外层 69 和 / 或底部辐射表面 77 的某些部分上可以包括光滑涂层（未明确示出），所述涂层可由耐热且生物相容性的任意合适的光滑材料形成，并且所述涂层减少组织和其他生物材料与解剖头 50 粘合的可能，所述涂层诸如但不限于，聚四氟乙烯、聚对苯二甲酸乙二醇酯以及聚对二甲苯涂层。

[0033] 现在转到图 5，手柄组件 30 包括外壳 80，外壳 80 可由沿着公共边缘以任意合适的附着方式（例如焊接（激光、声波、化学等）、粘合、机械紧固、夹扣、螺纹紧固等）接合在一起的两个（左和右半边）抓斗型组件组装而成。轴 40 的近侧端和其中相关的内部构件延伸进入到外壳 80 的远侧端 91，以将轴 40 联接到外壳 80 上并且有助于轴 40 和解剖头 50 与发生器 20、冷却剂供给源 18 和冷却剂回收容器 16 之间的电和流体连结。

[0034] 冷却剂歧管 81 设置在外壳 80 内，冷却剂歧管 81 具有与流入管道 74 呈流体连通的流入室 96 以及与流出管道 75 呈流体连通的流出室 97。流入端口 98 与流入室 96 呈流体连通以有助于冷却剂从冷却剂源 18 通过装置 12 的循环。类似地，流出端口 99 与流出室 97 呈流体连通以有助于冷却剂从装置 12 的排出。内管腔件 70 的近侧端可以包括喇叭口 82 以增强冷却剂流到流入管道 74 中。

[0035] 外壳 80 包括 90° 同轴连接器组件 100，该连接器组件 100 配置成可操作地接收并且电性联接同轴缆线 15 与同轴馈线 55。连接器组件 100 包括配置成接合同轴缆线 15 的外导体 84 的外导体换接件 94 以及配置成接合同轴缆线 15 的内导体 85 的内导体换接件 95。内导体换接件 95 可包括定尺寸成接收同轴缆线 15 的内导体 85 的插座 86。绝缘区域 87 和 92 提供了外导体换接件 94 和内导体换接件 95 之间的电性隔离，并且该绝缘区域可由气隙或如陶瓷或聚合物材料的固态介电材料形成。当绝缘区域 87 和 92 由固体介电材料形成时，绝缘区域 87 和 92 可以为外导体换接件 94 和内导体换接件 95 提供物理支撑。

[0036] 如图 5 所示，一对弹性 O 形环 89 提供了连接器组件 100 和流入室 96 之间以及轴

40 和流出室 97 之间的流体密封。在一些实施例中,联接器组件 100 和流入室 96 以及轴 40 和流出室 97 可以分别地通过粘性化合物(例如,硅氧烷或者环氧树脂密封剂)、压力配合、螺纹配合或其他合适形式的流体密封来密封。外壳 80 还包括被配置成将手柄 30 的上述构件接合和固紧在外壳 80 内的多个机械限位器 93a-93f。

[0037] 在图 6A-图 6C 中示出了利用根据本公开实施例的微波解剖和凝结系统实施组织解剖和凝结的方法。所示出的实例可以作为开放式手术来实施,或者可以采用微创(例如腹腔镜)技术来实施。如图 6A 所示,装置 12 的解剖头 50 定位在目标组织“T”的上方使得刀片 68 临近期望切口的起始点。需要注意的是,轴 40 的弯曲形状有利地使外科医生的手(未明确示出)能够在握紧手柄 30 的同时恰好位于期望的切割平面上方。接着,使解剖头 50 的组织接触辐射表面 77 与组织“T”接触,从而用刀片 68 刺穿组织“T”以开始切口。

[0038] 一旦解剖头 50 的组织接触辐射表面 77 与组织“T”接触,则外科医生启动发生器 20 以开始将凝结能量输送给手术部位处的组织。发生器 20 的启动还可以引起冷却剂通过如上描述的流入或流出结构而流经装置 12。在将凝结能量输送到组织的同时,外科医生通过在组织“T”上沿着近侧方向拉动解剖头 50 而制造出切口“I”。当切口形成时,从解剖头 50 辐射出的凝结能量在由参考字母“C”所表示的凝结区域内对组织“T”进行凝结。

[0039] 在所公开方法的一个实施例中,通过以约 3.5mm/秒的速度移动解剖头来实施解剖和凝结,其可以提供具有宽度约 1cm 和深度约 1cm 的凝结区域。

[0040] 凝结区域“C”的尺寸(例如宽度和/或深度)可以通过多个步骤参数中一个或多个(单独地或组合地)来确定。例如但非限制的,凝结区域“C”的尺寸可以通过解剖头 50 的形状来确定。可以向外科医生提供各种形状和尺寸的装置以使外科医生能够根据手术的对象来选择期望的凝结区域“C”的尺寸。凝结尺寸还可以通过所输送的凝结能量的功率水平、所输送的凝结能量的频率、所输送的凝结能量的调制和/或外科医生移动解剖头以制造切口“I”的速率来确定。

[0041] 一旦已经制造出期望的切口“I”,则外科医生关闭发生器和冷却剂流,并且如图 6 所示从手术部位撤出解剖头 50。

[0042] 本公开的所述实施例意欲为释义性的而不是限制性的,并且并不试图表示出本公开的所有实施例。应当理解的是,在不偏离本公开的范围和实质的情况下,在此所提供的方法的步骤可以组合实施并且/或者采用与在此列出的不同的顺序来实施。在不脱离本公开的实质和范围(既按字面理解又依法具有等同认识的如随附的权利要求书所阐明的)的情况下,上述公开的实施例的其他变形以及其他特征和功能,或其替代实施例,可以被制作或者如所期望的结合到许多不同的系统或应用中。

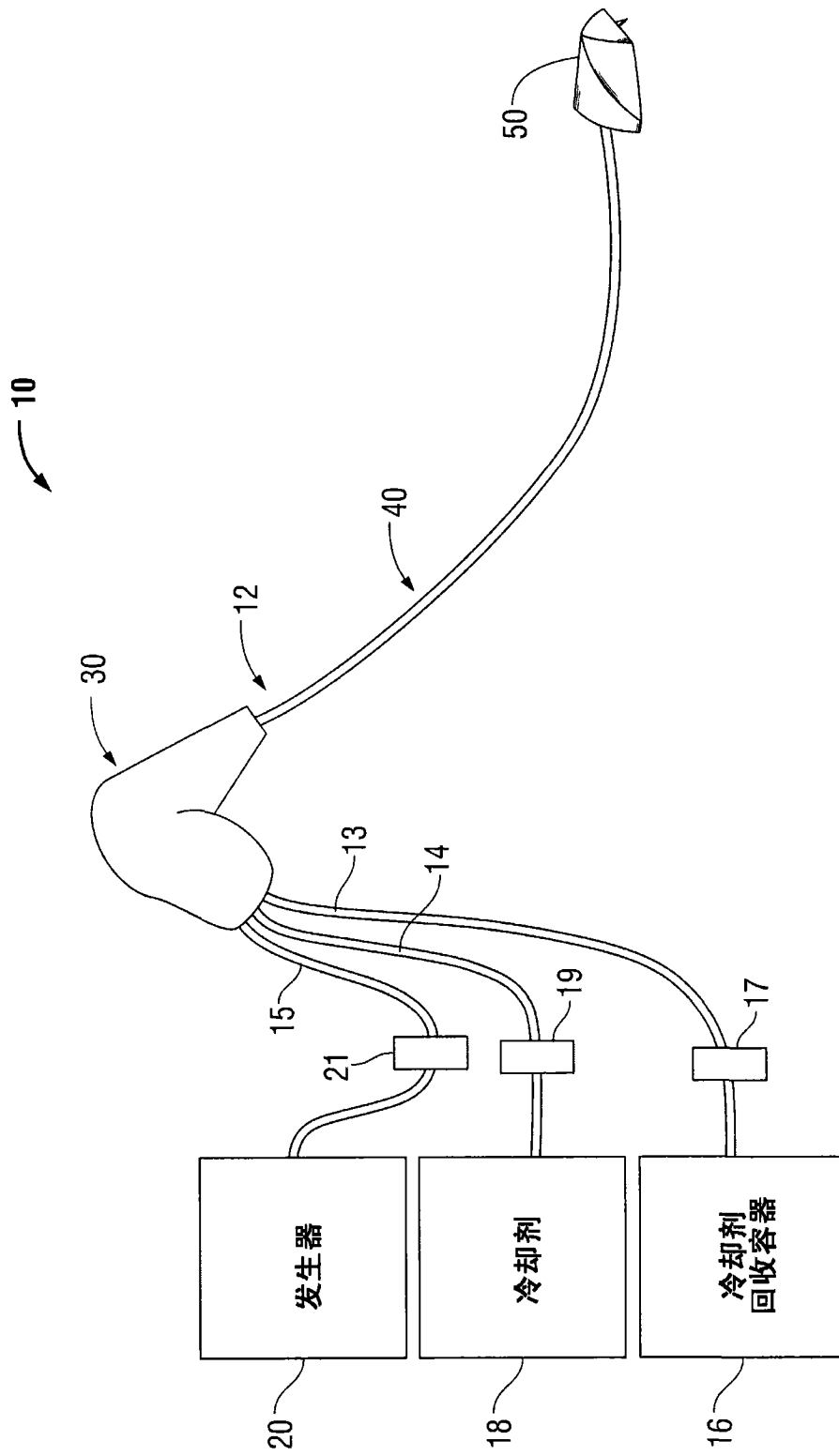


图 1

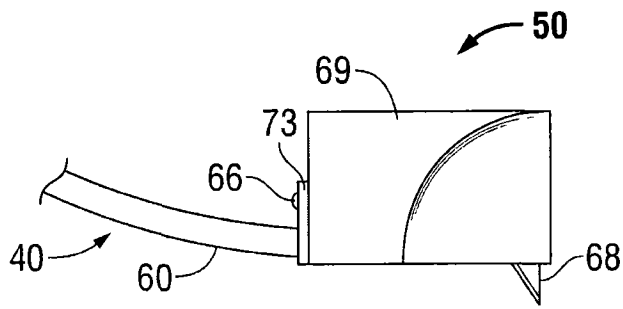


图 2

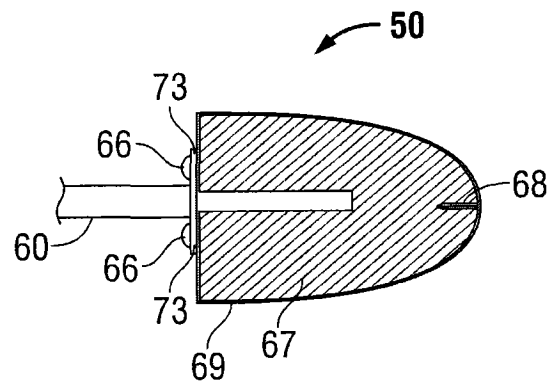


图 3

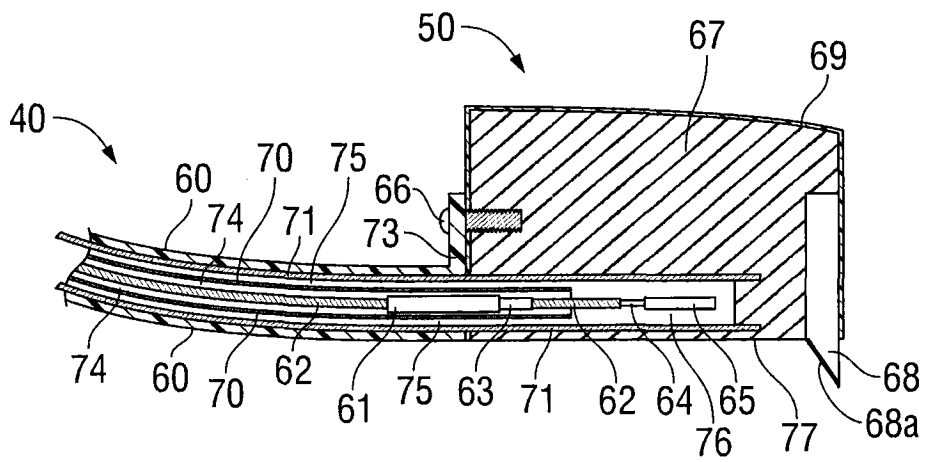


图 4

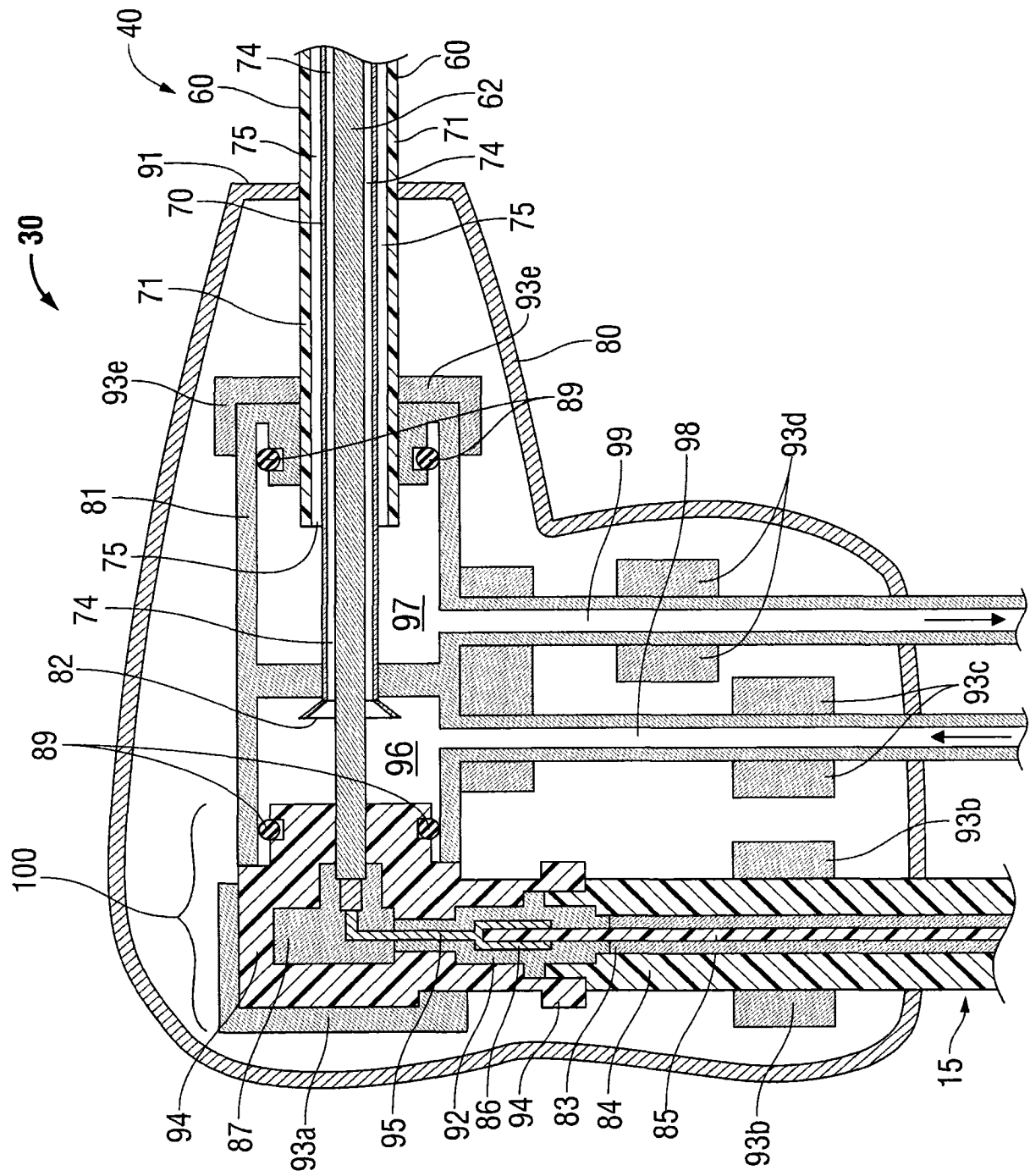


图 5

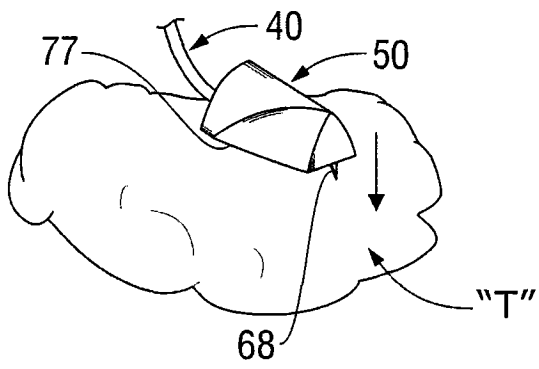


图 6A

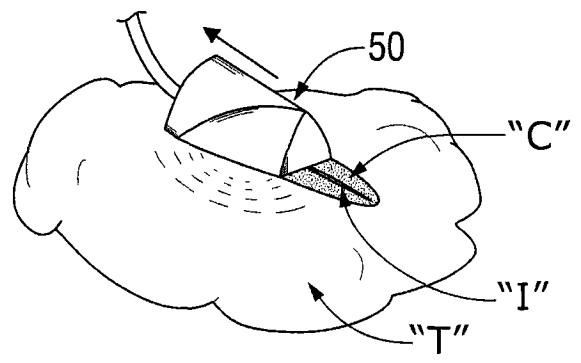


图 6B

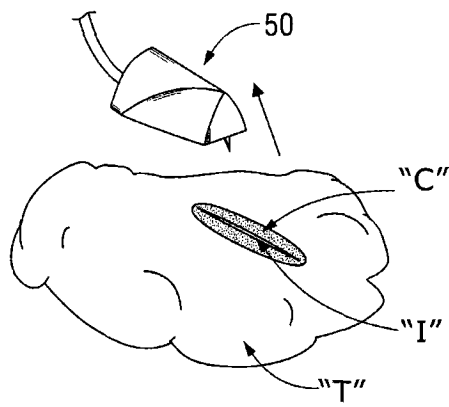


图 6C