



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727306 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210169145. 5

(22) 申请日 2012. 04. 09

(30) 优先权数据

13/083, 185 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 阿诺德·V·德卡洛

(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)

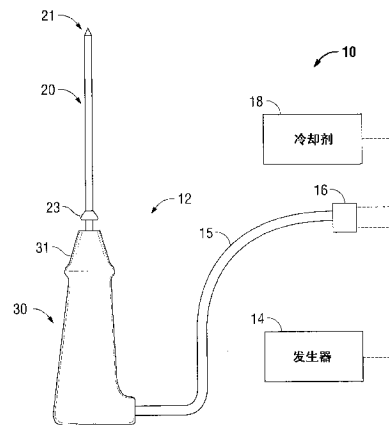
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 14 页

(54) 发明名称

具有可互换天线探测器的微波消融装置

(57) 摘要

本发明公开了一种手术消融系统,尤其是具有可互换天线探测器的微波消融装置,其特征在于包括:消融能量源;适于与所述消融能量源可操作地联接的手柄;以及适于与所述手柄可操作地联接的消融探测器。所述手柄包括:具有近侧端和远侧端的外壳;包括在外壳内并且具有限定在其中的室的壳体;以及近侧端与所述室呈流体联通并且远侧端与第一联接构件结合的近侧管线部。所述消融探测器包括:具有近侧端和远侧端的探测器海波管轴;设置在所述海波管轴的近侧端并且适于与第一联接构件可操作地联接的第二联接构件;适于刺穿组织的端头。当消融能量源与手柄可操作地联接并且手柄与消融探测器可操作地联接时,能够通过消融探测器输送消融能量。



1. 一种手术消融系统,包括:
消融能量源;
适于与所述消融能量源可操作地联接的手柄,所述手柄包括:
外壳,其具有近侧端和远侧端;
毂件,其包括在所述外壳内并且具有限定在所述毂件中的室;以及
近侧管线部,其近侧端与所述室呈流体联通并且其远侧端与第一联接构件结合;
适于与所述手柄可操作地联接的消融探测器,所述消融探测器包括:
探测器海波管轴,其具有近侧端和远侧端;
第二联接构件,其设置在所述探测器海波管轴的近侧端并且适于与所述第一联接构件可操作地联接;以及
远侧端头,其适于刺穿组织;
其中当所述消融能量源与所述手柄可操作地联接并且所述手柄与所述消融探测器可操作地联接时,能够通过所述消融探测器输送消融能量。
2. 根据权利要求1所述的手术消融系统,其中所述近侧管线部进一步包括:
管线部海波管轴;
管线部内导体,其沿着所述管线部海波管轴的纵向轴线设置;
管线部绝缘体,其同轴地设置在所述管线部内导体的周围;
管线部外导体,其同轴地设置在所述管线部绝缘体的周围;以及
管线部冷却剂导管,其同心地设置在所述管线部海波管和所述管线部外导体之间以形成管线部流入管道和管线部流出管道。
3. 根据权利要求2所述的手术消融系统,其中所述管线部流出管道的近侧端与所述室呈流体联通。
4. 根据权利要求2所述的手术消融系统,其中所述手柄进一步包括具有近侧端和远侧端的流入导管,其中所述流入导管的所述近侧端适于与冷却剂源可操作地联接,并且所述流入导管的所述远侧端与所述管线部流入管道呈流体联通。
5. 根据权利要求2所述的手术消融系统,其中所述手柄进一步包括具有近侧端和远侧端的流出导管,并且其中所述流入导管的所述远侧端与所述管线部流出管道呈流体联通。
6. 根据权利要求2所述的手术消融系统,其中所述手柄进一步包括具有近侧端和远侧端的同轴输入缆线,并且其中所述同轴输入缆线的所述近侧端适于与消融能量源可操作地联接,并且所述同轴输入缆线的所述远侧端与所述管线部内导体和所述管线部外导体中的至少一个联接。
7. 根据权利要求1所述的手术消融系统,进一步包括冷却剂源。
8. 一次性消融探测器,包括:
探测器海波管轴,其具有近侧端和远侧端;
探测器内导体,其沿着所述探测器海波管轴的纵向轴线设置;
探测器绝缘体,其同轴地设置在所述探测器内导体的周围;
探测器外导体,其同轴地设置在所述探测器绝缘体的周围;以及
探测器冷却剂导管,其同心地设置在所述探测器海波管和所述探测器外导体之间以形成探测器流入管道和探测器流出管道;

冷却室,其限定在所述探测器海波管轴的所述远侧端内,并且与所述探测器流入管道和所述探测器流出管道中的至少一个呈流体联通;

联接构件,其设置在所述探测器海波管轴的近侧端,并且适于将所述探测器可操作地联接至手柄;以及

端头,其设置在所述海波管轴的远侧端并适于刺穿组织。

9. 根据权利要求 8 所述的一次性消融探测器,进一步包括设置在所述探测器内导体的近侧端的电连接器。

10. 根据权利要求 8 所述的一次性消融探测器,进一步包括设置在所述探测器外导体的近侧端的电连接器。

11. 根据权利要求 8 所述的一次性消融探测器,进一步包括位于所述探测器海波管的近侧端的扩口部。

12. 根据权利要求 8 所述的一次性消融探测器,进一步包括位于所述探测器冷却剂导管的近侧端的扩口部。

13. 根据权利要求 8 所述的一次性消融探测器,进一步包括固定在所述探测器内导体的远侧端处的远侧辐射部件。

14. 一种手术装置用手柄,用于和一次性消融探测器共同使用,包括:

外壳,其具有近侧端和远侧端;

壳体,其包括在所述外壳内并且具有限定在所述壳体中的室;以及

近侧管线部,其近侧端与所述室呈流体联通并且其远侧端与第一联接构件结合,所述近侧管线部包括:

管线部海波管轴,其具有近侧端和远侧端;

管线部内导体,其沿着所述管线部的纵向轴线设置;

管线部绝缘体,其同轴地设置在所述管线部内导体的周围;

管线部外导体,其同轴地设置在所述管线部绝缘体的周围;以及

管线部冷却剂导管,其同心地设置在所述管线部海波管和所述管线部外导体之间以形成管线部流入管道和管线部流出管道。

15. 根据权利要求 14 所述的手术装置用手柄,其中所述管线部流出管道的近侧端与所述室呈流体联通。

16. 根据权利要求 14 所述的手术装置用手柄,其中所述手柄进一步包括具有近侧端和远侧端的流入导管,其中所述流入导管的所述近侧端适于与冷却剂源可操作地联接,并且所述流入导管的所述远侧端与所述管线部流入管道呈流体联通。

17. 根据权利要求 14 所述的手术装置用手柄,其中所述手柄进一步包括具有近侧端和远侧端的流出导管,并且其中所述流入导管的所述远侧端与所述管线部流出管道呈流体联通。

18. 根据权利要求 14 所述的手术装置用手柄,其中所述手柄进一步包括具有近侧端和远侧端的同轴输入缆线,其中所述同轴输入缆线的所述近侧端适于与消融能量源可操作地联接,并且所述同轴输入缆线的所述远侧端与所述管线部内导体和所述管线部外导体中的至少一个联接。

19. 根据权利要求 14 所述的手术装置用手柄,其中所述管线部内导体向远侧延伸超过

所述管线部绝缘体和所述管线部外导体中的至少一个。

20. 根据权利要求 14 所述的手术装置用手柄,进一步包括用于启动消融能量源的致动器。

具有可互换天线探测器的微波消融装置

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,涉及一种适于进行组织消融的具有可互换天线探测器的电手术装置。

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。在单级电手术中,源电极或作用电极将射频能量从电手术发生器输送到组织,而返回电极则携带电流回到发生器。在单级电手术中,所述源电极一般是外科医生手持的手术装置的一部分并被应用于将要处理的组织。远离作用电极放置患者返回电极以携带电流回到发生器。在组织消融电手术中,射频能量可以通过天线或探测器被输送到目标组织。

[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形导体。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500MHz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] 某些手术步骤需要放置多个消融探测器。经常用在这样的步骤中的针式探测器会变钝变弯,并因此在重复使用时变得难以放置。为应对这种担心,外科医生在手术步骤中会利用多个探测器。这种处理问题的方式可具有以下缺点,即,当放置多个探测器时,与多个探测器交接的手柄和缆线在手术部位的协调和操作会很麻烦。这反过来,可能会导致增加手术时间和无法达到最理想的手术结果。

发明内容

[0006] 本公开涉及一种具有手柄部分和可互换天线探测器的微波消融装置。可替换的探测器可以是重复使用或一次性的。所述探测器适于利用连接器可操作地连接到手柄,所述连接器被配置成在所述手柄和探测器之间提供电性和流体性联接。所述探测器包括被配置成向组织输送消融能量的单极或偶极天线组件。所述手柄适于可操作地联接到消融能量源,例如发生器。所述手柄可以附加地或者替代地被配置成联接到冷却剂源。在使用中,外科医生可以将一个或多个所述可互换探测器插入到目标组织的预选择区域内。然后,外科医生可以随后将所述手柄附接到第一探测器,启动发生器以向组织的第一区域传输消融能量,随后将手柄移动到第二探测器等,依次将消融能量传输给预定位的每个探测器。以这种方式,可以使用单个的手柄来处理多个组织区域而不需要重复地再次插入单个的探测器。此外,使用带有多个可互换探测器的单个手柄,而不是现有技术中每个手柄带有一个固定探测器的多个手柄,可以明显地减少手术部位处的缆线数量和杂乱,通过使步骤合理化并改善操作结果,其对外科医生和患者都有利。

[0007] 所述探测器可以包括单极天线、偶极天线及其各种变型,例如但不限于,湿尖(wet-tip)单极天线或堵塞湿尖(choked wet-tip)偶极天线。

[0008] 根据本公开实施例的手术消融系统包括:消融能量源;适于与所述消融能量源可操作地联接的手柄;以及适于与所述手柄可操作地联接的消融探测器。所述手柄包括:具有近侧端和远侧端的外壳;包括在所述外壳内并且具有限定在其中的室的构件;以及近侧端与所述室呈流体联通并且远侧端与第一联接构件结合的近侧管线部。所述消融探测器包括:具有近侧端和远侧端的探测器海波管轴;设置在所述探测器海波管轴的近侧端并适于与所述第一联接构件可操作地联接的第二联接构件;适于刺穿组织的远侧端头。当所述消融能量源可操作地与所述手柄联接并且所述手柄可操作地与所述消融探测器联接时,就能够通过消融探测器来输送消融能量。

[0009] 根据本公开实施例的一次性消融探测器包括:具有近侧端和远侧端的探测器海波管轴;沿着探测器海波管轴的纵向轴线设置的探测器内导体;同轴设置在探测器内导体周围的探测器绝缘体;同轴设置在探测器绝缘体周围的探测器外导体;以及探测器冷却剂导管,其同心设置在探测器海波管和探测器外导体之间以形成探测器流入管道和探测器流出管道。冷却室限定在探测器海波管轴的远侧端内,并且与探测器流入管道和探测器流出管道中的至少一个呈流体联通。联接构件设置在探测器海波管轴的近侧端,并且适于将探测器可操作地联接至手柄。海波管轴的远侧端为适于刺穿组织的端头。

[0010] 与根据本公开的一次性消融探测器共同使用的手术装置用手柄的实施例包括:具有近侧端和远侧端的外壳;包括在外壳内并且具有限定于其中的室的构件;以及近侧端与室呈流体联通并且远侧端与第一联接构件结合的近侧管线部。所述近侧管线部包括:具有近侧端和远侧端的管线部海波管轴;沿着管线部的纵向轴线设置的管线部内导体;同轴设置在管线部内导体周围的管线部绝缘体;同轴设置在管线部绝缘体周围的管线部外导体;以及管线部冷却剂导管,其同心设置在管线部海波管和管线部外导体之间以形成管线部流入管道和管线部流出管道。

[0011] 还公开了一种消融系统,所述消融系统具有与如本文所述的消融探测器可操作地联接的消融能量源。所公开的系统可进一步包括与如本文所述的消融探测器可操作地联接

的冷却剂源或者压力源中的至少一个。

附图说明

[0012] 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:

[0013] 图 1 示出了根据本公开的消融系统的实施例的示意图,其中所述消融系统包括手柄和可移除的探测器;

[0014] 图 2 示出了根据本公开的消融装置的侧视剖面图,其中所述消融装置具有手柄和可移除的探测器;

[0015] 图 3 示出了根据本公开的具有可移除探测器的消融装置各个构件之间关系的示意图;

[0016] 图 4 示出了根据本公开的具有可移除探测器的消融装置的毂部分的放大剖面图;

[0017] 图 5 示出了根据本公开的具有可移除探测器的消融装置连接器部分的放大剖面图;

[0018] 图 6 示出了根据本公开的具有可移除探测器的消融装置的管线部的截面图;

[0019] 图 7 示出了根据本公开的具有可移除探测器的消融装置的端头的放大剖面图;

[0020] 图 8 示出了根据本公开的可移除天线组件的另一实施例的侧视剖面图;

[0021] 图 9 示出了图 8 的可移除天线组件的剖视图;

[0022] 图 10 示出了图 8 的可移除天线组件的阳性连接器的细节侧视剖面图;

[0023] 图 11 示出了图 8 的可移除天线组件的阴性连接器的细节侧视剖面图;以及

[0024] 图 12A- 图 12F 示出了利用根据本公开实施例的消融装置来进行的消融步骤。

具体实施方式

[0025] 下面参考附图对本公开的特定实施例进行描述;但是,应该理解的是,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。

[0026] 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。应当理解的是,根据本公开的实施例可以不受限制地以任意方向进行实践。在该说明书中,以及在附图中,相似的附图标记表示执行相同、类似或等价功能的元件。

[0027] 在此对所提出的连接器阴/阳性的引用仅仅是为了说明的目的,但是所假设的实施例中所描述的各种构件可以具有阳性、阴性、两性或无性中的任一种。类似的,虽然实质上举例说明了对环形和同轴连接器的引用,但是其他连接器类型、形状和配置也在本公开的预期保护范围内。

[0028] 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。

[0029] 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) 组件可操作地联接用于处理组织；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 (aperture assembly)，其包括与定向反射层组件可操作地联接的能量应用器，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。

[0030] 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。

[0031] 图 1 示出了根据本公开一实施例的消融系统 10。消融系统 10 包括通过缆线 15 与连接器 16 可操作地连接的消融装置 12，连接器 16 进一步将装置 12 与发生器组件 14 可操作地连接。发生器组件 14 可以为消融能量源，例如范围在约 915MHz 到约 10.0GHz 的微波或 RF 能量。装置 12 适于在各种手术步骤中使用并且通常包括配置成与天线探测器 20 可操作地接合的手柄组件 30。探测器 20 的近侧端 23 机械地接合手柄 30 的远侧端 31。缆线 15 可以附加地或者替换地具有管道（在图 1 中没有明确示出），该管道被配置成从冷却剂源 18 向消融装置 12 提供冷却剂。

[0032] 转到图 2、图 3 和图 4，根据本公开的消融装置的实施例包括具有外壳 32 的手柄 30。外壳 32 可由沿着公共边缘以任意合适的联接方式（例如激光焊接、化学焊接、粘合、机械紧固、夹扣、螺纹紧固等）结合在一起的两个（左和右半边）抓斗型组件组装而成。外壳 32 包括将手柄管线部 70 和输入缆线 60 联接的轭件 34、流入导管 40 和流出导管 41。轭件 34 包括室 42，室 42 从管线部输出管道 47 的近侧端 46 接收用过的冷却剂，并且用过的冷却剂从室 42 流入流出导管 41。输入缆线 60 包括同轴地设置在外导体 64 内的内导体 62 并且具有设置在内、外导体之间的绝缘体 63。

[0033] 近侧管线部 70 包括同心排列在其中的多个元件，这些元件适于将电手术能量和冷却剂输送给天线探测器 20 并且将冷却剂从天线探测器 20 移除。近侧管线部 70 由管线部海波管 51 形成，如图 5 所示，海波管 51 从轭件 34 的远侧端 35 向远侧延伸并且在远侧终止于阳性鲁尔构件 24 内。输入缆线 60 经由密封端口 66 延伸穿过轭件 34 的近侧壁并且继续穿过室 42 和管线部海波管 51 的纵向轴线，并且在远侧终止于阳性鲁尔构件 24 内。如图 6 所示，输入缆线 60 包括沿其纵向轴线设置的管线部内导体 62。管线部绝缘体 63 同轴地设置在管线部内导体 62 的周围。管线部外导体 64 设置在管线部绝缘体 63 的周围。管线部冷却剂导管 50 同心地设置在管线部海波管 51 和输出缆线 60 之间，以形成管线部流入管

道 47 和管线部流出管道 48。管线部流出管道 48 的近侧端 46 与室 42 呈流体联通。流入导管 40 的远侧端 45 与管线部流入管道 47 的近侧端呈流体联通以在使用期间向天线探测器 20 提供冷却剂。密封件 49 设置在管线部冷却剂导管 50 的近侧端以引导流入的新鲜冷却剂向远侧通过管线部流入管道 47 并防止流入的新鲜冷却剂与通过管线部流出管道 48 排出的用过的冷却剂相混合。管线部内导体 62 的远侧端 65 延伸超过缆线 60 的远侧端,并且适于与内导体连接器 86 相契合,以便在天线探测器 20 与手柄 30 结合时有助于管线部内导体 62 和探测器内导体 82 的电联接。

[0034] 手柄 30 包括致动器 71,其可以是如图所示的手动开关,或者,替换地且非限制性地为触发开关、按钮开关、滑动开关、杠杆开关,致动器 71 被配置成当被外科医生致动时启动发生器 14。致动器 71 可以通过控制缆线 72 和 / 或控制缆线 73 与发生器 14 可操作地联接。在实施例中,致动器 71 包括瞬间接触、单极单掷 (SPST) 开关。在实施例中,致动器 71 可以包括圆顶快速开关。手柄 30 中可以包括联锁件 (未明确示出) 以在手柄 30 没有联接天线探测器 20 的情况下禁止发生器 14 的致动。

[0035] 天线探测器 20 包括探测器海波管 81 轴,探测器海波管 81 轴具有的内部结构通常对应于管线部海波管 51 的结构,并且在其近侧端 23 包括适于与管线部海波管 51 的远侧端可操作地接合的特征。海波管 81 包括探测器内导体 82,其沿着海波管 81 的纵向轴线延伸。探测器绝缘体 83 同轴地设置在探测器内导体 81 的周围,以及探测器外导体 84 同轴地设置在绝缘体 83 的周围。探测器冷却剂导管 80 同心地设置在探测器海波管 81 和探测器外导体 84 之间以形成探测器流入管道 87 和探测器流出管道 88。

[0036] 内导体连接器 86 可操作地固定在探测器内导体 82 上,并且被配置成在天线探测器 20 与手柄 30 结合时可操作地接合管线部内导体 62。如图所示,内导体连接器 86 被配置成阴性连接器,但是,内导体连接器 86 也可以是阳性连接器、两性连接器或者其他任意合适形式的连接器。探测器外导体 84 包括可操作地固定到其近侧端的外导体连接器 85,外导体连接器 85 被配置成当天线探测器 20 与手柄 30 结合时与管线部外导体 64 的近侧端 66 可操作地接合。

[0037] 导体连接器可以通过任意合适的电机械连结方式而结合到它们各自的导体 (例如,内导体连接器 86 与探测器内导体 82 结合以及外导体连接器 85 与外导体 84 结合) 上,所述电机械连结方式包括但不限于软焊、钎焊、焊接、卷边或螺纹紧固件。外导体绝缘体 (未详细示出) 可同轴地设置在管线部外导体 64 和 / 或探测器外导体 84 的周围。

[0038] 探测器海波管 81 的近侧端包括扩口部 89,扩口部 89 被配置成环绕管线部海波管 51 的远侧端形成流体紧密连接。探测器冷却剂导管 80 的近端包括扩口部 90,扩口部 90 被配置成环绕管线部冷却剂导管 50 的远侧端形成流体紧密连接。在实施例中,管线部海波管 51 和扩口部 89 之间以及管线部冷却剂导管 50 和扩口部 90 之间的配合表面可以包括密封增强元件 (未明确示出),包括但不限于,O 型环、弹性涂层、润滑涂层或者一系列联锁隆起。在实施例中,扩口部,即扩口部 89 和 / 或扩口部 90,可以被配置成一旦插入对应的配合近侧构件 (即,分别为管线部海波管 51 和 / 或管线部冷却剂导管 50) 就可以膨胀,这反过来又改善了结合的构件之间的密封性。

[0039] 手柄 30 和探测器天线分别包括联接元件 24 和 22,它们适于将手柄 30 和探测器 20 可操作地联接。更特别的,如图 5 和图 6 中所示,手柄 30 包括阳性鲁尔构件 24,其配置成可

操作地接合阴性鲁尔卡圈 22。当联接时,阳性鲁尔构件 22 的外配合表面 25 接合阴性鲁尔卡圈 22 的内配合表面 26 以保持天线探测器 20 和手柄 30 处于固定关系。在实施例中,阳性鲁尔构件 24 通过摩擦固位的方式接合阴性鲁尔卡圈 22 的内配合表面 26。在本公开范围内的其他预想的实施例中,阳性鲁尔构件 24 通过任意合适的连接方式接合阴性鲁尔卡圈 22,所述连接方式包括但不限于:螺纹接合、卡口固定件(例如,“半螺旋”连接器)、快速分离连接器(MPT-FTP 对)等。

[0040] 尽管在示例性实施例中,联接元件 24 和 22 分别是阳性和阴性联接器,但是根据本公开的实施例可以利用协作的阳性、阴性和双性联接器 24 和 22 的任意组合来实现手柄 30 和探测器 20 的可操作联接。

[0041] 现在转到图 7,海波管 81 向远侧延伸,并且包括具有配置成有助于刺穿组织的外形的远侧端头 21。如图所示,端头 21 包括大致圆锥形的部件 99,然而,其他端头配置也在本公开的范围,所述配置包括但不限于,凿形端头、平头端头、匙状端头等等。冷却剂室 92 限定在端头 21 内以有助于其中冷却剂的循环并控制探测器 20 的温度。探测器冷却剂导管 50 的远侧端 93 限定了冷却剂流入端口 94,冷却剂通过端口 94 从探测器流入管道 87 流入冷却剂室 92 中。探测器冷却剂导管 80 的远侧端 93 还限定了冷却剂流出端口 95,其通常同心地布置在冷却剂流入端口 94 的周围,并且用过的冷却剂通过端口 95 从冷却剂室 92 向近侧流入探测器流出管道 88 中。

[0042] 探测器绝缘体 83 和探测器内导体 82 向远侧延伸超过冷却剂导管 80 的远侧端 93 和 / 或探测器外导体 84 的远侧端 96 并进入冷却剂室 92 中。内导体 82 的远侧端 90 向远侧延伸超过探测器绝缘体 83 的远侧端 97 并且进入远侧辐射部件 91 中。远侧辐射部件 91 通过任意合适的附接方式电机械地联接至探测器内导体的远侧端 90,所述合适的附接方式包括但不限于,软焊、钎焊、焊接、卷边等等。四分之一波巴伦 98 可同轴地设置在外导体 98 的周围以形成适于将辐射的微波能量保持在端头 21 区域内的四分之一波的短路巴伦。

[0043] 根据本公开的消融探测器 20 可以具有范围从约 1cm 到约 1m 的长度 L。在手术步骤中,为了实现期望的手术效果,外科医生可以选择使用具有一种或多种长度的一个或多个消融探测器。根据本公开的消融探测器的直径 D 可具有从约 0.1mm 到约 10mm 的范围。

[0044] 在实施例中,可以向外科医生提供包括手柄组件 30 和多个消融探测器 20 的套件。套件中所提供的消融探测器的数量、长度和 / 或直径可以至少部分地基于套件可能适合的特定手术步骤。套件可以设置在无菌包装中以确保向手术部位提供的手柄 30 和探测器 20 没有生物污染。

[0045] 图 8- 图 11 示出了根据本公开的另一示例性实施例。天线组件 200 包括手柄侧联接器 240 和天线探测器 280。探测器 280 的近侧端 284 可以选择性地且可释放地接合手柄组件 231 或其部分,例如联接器 240。天线探测器 280 可以被认为是一次性的或者可重复使用的,并且可以用合并词“多次 / 一次用 (reposable)”来表示。因此,可以根据需要用新的或者不同的探测器 280 来选择性地替代之前联接的探测器 280。

[0046] 海波管 210 固定在手柄 230 内。海波管 230 可以由能够输送流体和 / 或能够导电的任何合适的材料制成,所述材料例如但不限于,不锈钢。海波管 201 可以通过导体 264 与电手术能量源可操作地联接。联接器 240 包括固定到手柄 230 的远侧端 231 的阳性连接器 224。阳性连接器 224 可以是鲁尔连接器,其由包括但不限于不锈钢的导电刚性材料制成。

阳性连接器 224 与海波管 201 电性联接。在一方面,导体 264、海波管 201 和 / 或连接器 224 的组合可以适于输送电手术能量给探测器 280,这将在下文中进一步详细描述。

[0047] 连接器 225 包括近侧基部 228,近侧基部 228 具有直径,其环绕海波管 201 的外直径与海波管 201 可固定地接合以在这两者之间形成导电的和流体紧密的连接。连接器 224 的近侧基部 228 可以向近侧延伸进入手柄 230 中,这可以增加整个天线组件 200 的刚度和结合强度。连接器 224 的远侧扩口部 226 具有比近侧基部 228 更大的直径,形成内室空间 227 以容纳从天线探测器 280 流出的冷却剂流;并且远侧扩口部 226 包括配置成选择性地接合限定在阴性连接器 282 内的对应环状鞍部 285 的远侧边缘 225,阴性连接器 282 固定在探测器 280 的近侧端 284。

[0048] 冷却剂导管 202 同心地定位在海波管 201 内。冷却剂导管 202 的内部限定了流入管道 207,流入管道 207 适于从与冷却剂导管 202 的近侧端可操作地联接的冷却剂源(该视图中未明确示出)向探测器 280 输送冷却剂。通过冷却剂导管 202 和海波管 201 的同轴布置来限定流出管道 208,并且流出管道 208 与室 277 呈流体联通以接收从探测器 280 流出的用过的冷却剂。冷却剂导管 202 可由任意合适的材料形成,然而可以想到冷却剂导管 202 由导电材料形成。冷却剂导管 202 可以通过导体 262 与电手术能量源可操作地联接。通过这种布置,冷却剂导管 202 可以适于向探测器 280 提供电手术能量。冷却剂导管 202 向远侧延伸到由连接器 224 的远侧边缘 225 所限定的平面附近。

[0049] 探测器 280 包括设计成有助于选择性地与联接器 240 可操作地接合的多个特征。阴性联接器 250 包括固定在探测器 280 的近侧端 284 的阴性连接器 282。阴性连接器 282 可以为鲁尔连接器,其由包括但不限于不锈钢的导电性刚性材料形成。阴性连接器 282 与探测器海波管 281 电性联接。阴性连接器 282 和 / 或探测器海波管 281 可以由任意合适的导电性、高强度、耐热材料制成,例如但不限于不锈钢。探测器海波管 281 的远侧端包括套管针端头 299,套管针端头 299 具有大体锥形形状(如圆锥形)以有助于其和探测器 280 穿入组织。环状鞍部 285 被限定在阴性连接器 282 内,并且被配置成选择性地与连接器 224 的边缘 225 可操作地接合以有助于探测器 280 和手柄 230 的电机联接。鞍部 285 和边缘 225 可以采用任意合适的联接方式联接,包括但不限于卡扣配合、静配合、协作螺纹接合或插栓式(例如,“半螺旋”)联接。当联接时,连接器 224 和连接器 282 的组合使电手术能量能够通过其传导。

[0050] 探测器 280 包括同心地设置在探测器海波管 281 内的大体管状的天线元件 293。天线元件 293 的近侧端包括阴性筒形接合器 290,阴性筒形联接器 290 配置成与冷却剂导管 202 的远侧端 203 可操作地接合。天线元件 293 的远侧端可以包括扩口开口部 294,通过扩口开口部 294 从流入导管 287 流出的冷却剂流入限定在探测器海波管 281 内的冷却室 291。通过例如锻造、冷轧或切削加工,筒形联接器 290 可以与天线元件 293 一体成型;或者可以单独制造筒形联接器 290 然后通过例如焊接、钎焊、软焊、卷边和 / 或螺纹紧固来使其与天线元件 293 结合。O 型环 289 或者其他形式的弹力密封件可以保持在筒形连接器 290 内以促进冷却剂导管 202 和天线元件 293 之间的流体紧密连接,并且将室 227 区域内和周围的用过冷却剂与流入管道 207 和 / 或 287 隔离。筒形连接器 290 可以包括配置成保持 O 型环于恰当位置的一个或多个卷边或锯齿 283。当天线探测器 280 与手柄 230 联接时,电手术能量在冷却剂导管 202、筒形联接器 290 和天线元件 293 之间传导以将电手术消融能量输送给

目标组织。

[0051] 探测器海波管 281 内可以包括一个或多个隔板 286, 并且隔板 286 适于使天线元件 293 在海波管 281 内居中。隔板 286 包括从中央毂件 295 径向延伸的一个或多个支柱 292。中央毂件 295 配置成使天线元件 293 在探测器海波管 281 内保持居中, 以例如限定流出管道 288, 从而防止天线元件 293 和海波管 281 之间的短路, 并促进筒形连接器 290 和冷却剂导管 202 之间牢固的接合。隔板 286 可由任意合适的防流体和耐热电绝缘材料制成。用热固聚合物 (例如但不限于聚酰亚胺) 来形成隔板 286 会是有利的。

[0052] 现在转到图 12A- 图 12F, 图释了一种在目标组织 T 上进行消融步骤的方法。外科医生基于手术需要决定消融探测器的数目、尺寸 (例如长度和直径) 以及放置。如图 12A 所示, 多个探测器 20、20'、20'' ... 20ⁿ 被插入到目标组织 T 中。当然, 也可以按照需求插入更多或更少数量的探测器 20, 并且探测器 20 也可以按照需求具有不同的长度和直径。

[0053] 如上所述, 手柄 30 还与发生器 14 可操作地联接, 并且可以另外地与冷却剂源 18 可操作地联接。

[0054] 在期望的探测器被定位后, 外科医生可以将手柄 30 与第一探测器轴向对齐, 消融能量将通过第一探测器输送给组织 T。如图 12B 和图 12C 所示, 外科医生将手柄 30 和第一探测器 20 对齐使得阳性鲁尔构件 24 被定位成与阴性鲁尔卡圈 22 接合, 匹配阳性鲁尔构件 24 和阴性鲁尔卡圈 22, 并且将阳性鲁尔构件 24 紧固在阴性鲁尔卡圈 22 上以形成根据本公开的消融装置 12。在各种实施例中, 阳性鲁尔构件 24 可以通过扭转、螺纹或者操纵其对应的接合部以实现接合的方式而紧固在阴性鲁尔卡圈 22 上。

[0055] 如图 12D 所示, 在接合手柄 30 和第一探测器 20 以形成装置 12 后, 外科医生可以随后启动发生器 14 以向组织 T 传输消融能量。发生器 14 的启动可以另外启动冷却剂从冷却剂源 18 经由装置 12 的输送。当期望的消融能量已被输送给组织时, 关闭发生器 14 (和冷却剂的输送, 如果被启动的话)。

[0056] 外科医生随后可以将手柄 30 与消融探测器 20 脱离, 并且将手柄 30 与后续探测器 20' 联接, 并将消融能量施加到第二探测器 20' 上。如图 12E 和图 12F 所示, 可以按需要重复联接每个相继的消融探测器 20'' ~ 20ⁿ 的步骤, 直到每个探测器 20 等已经将消融能量输送给组织 T。

[0057] 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。

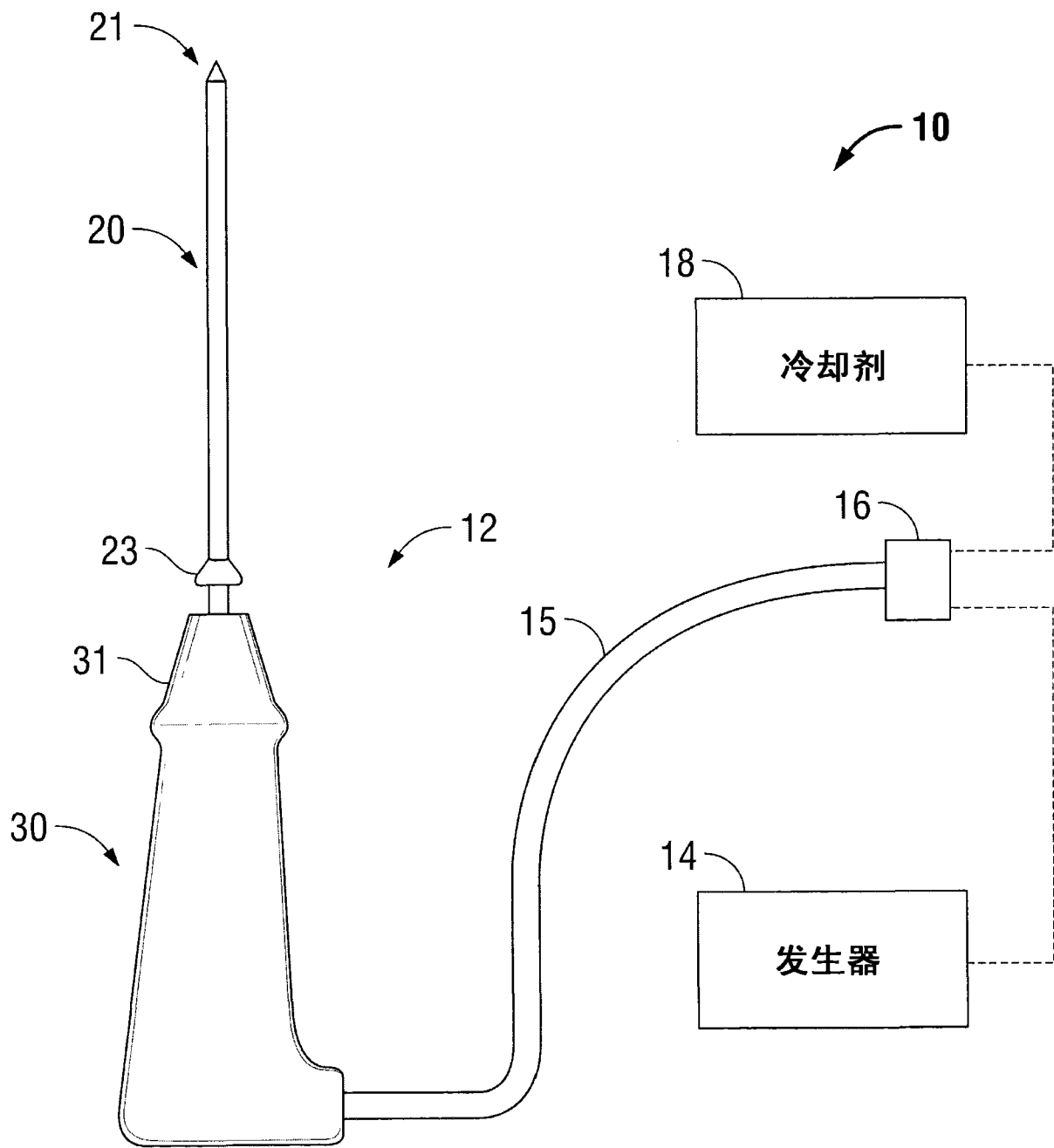


图 1

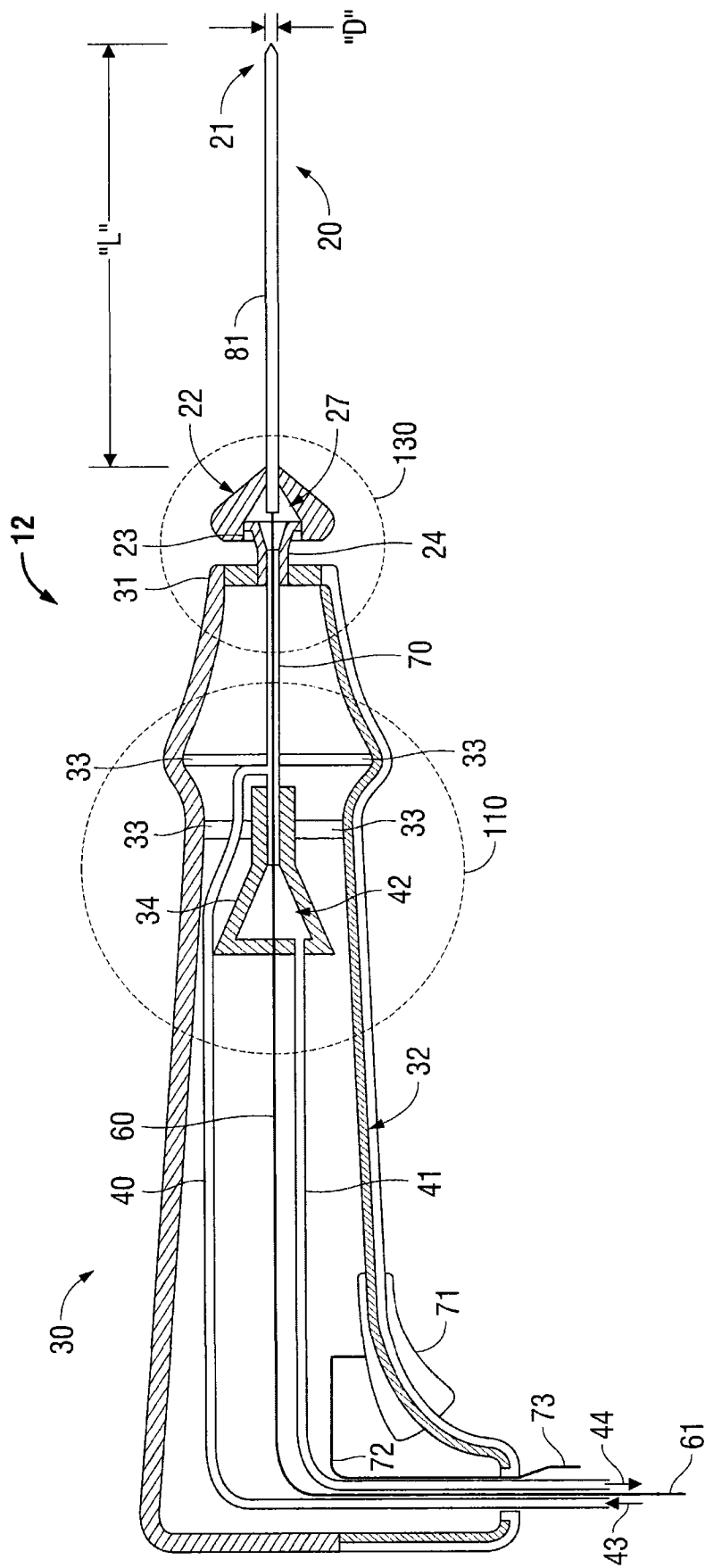


图 2

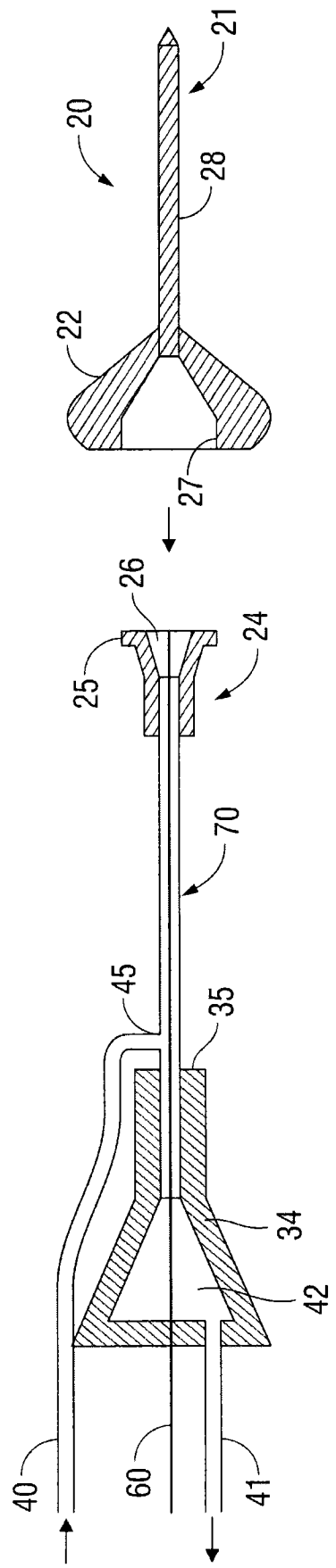


图 3

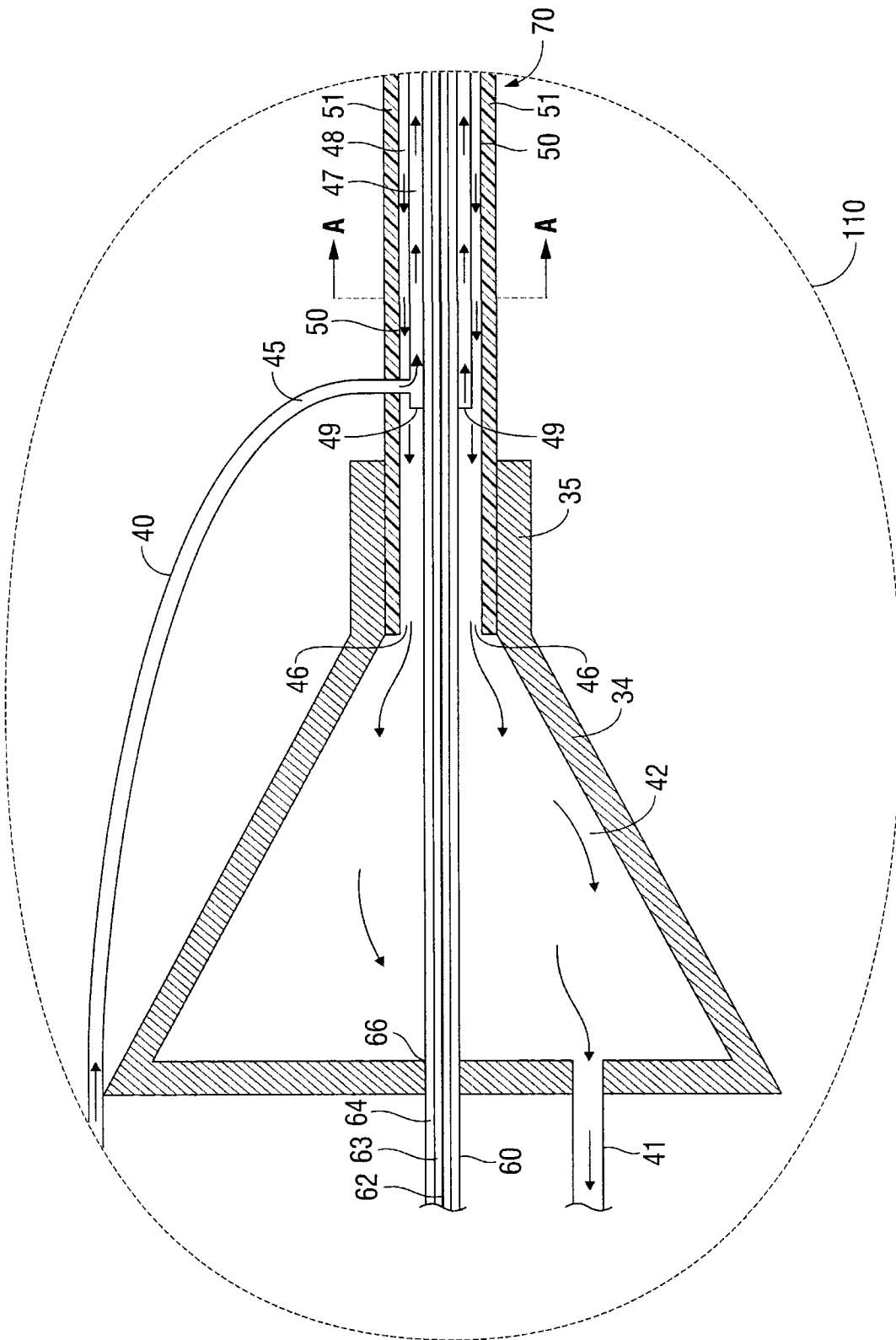


图 4

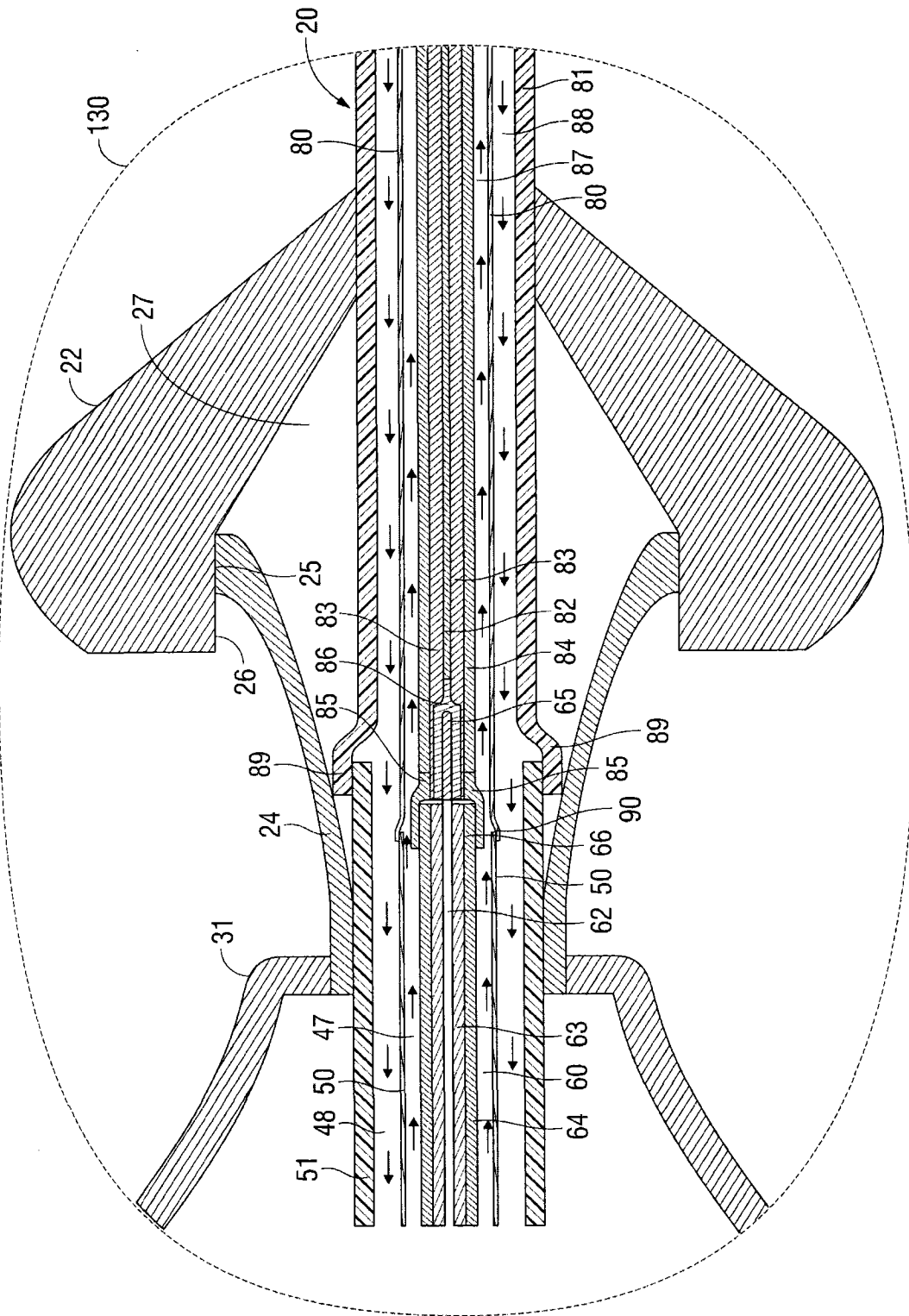
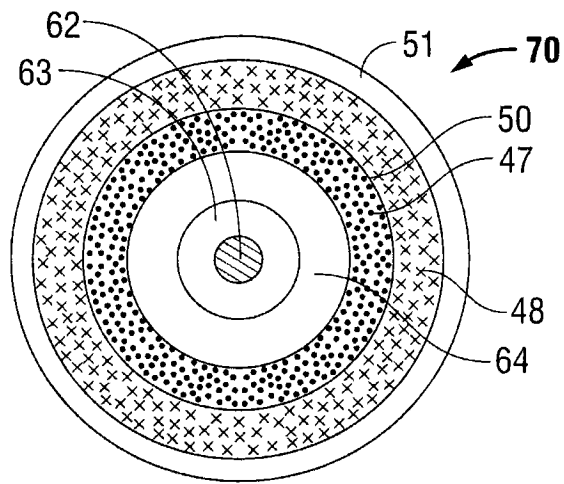


图 5



"A-A"

图 6

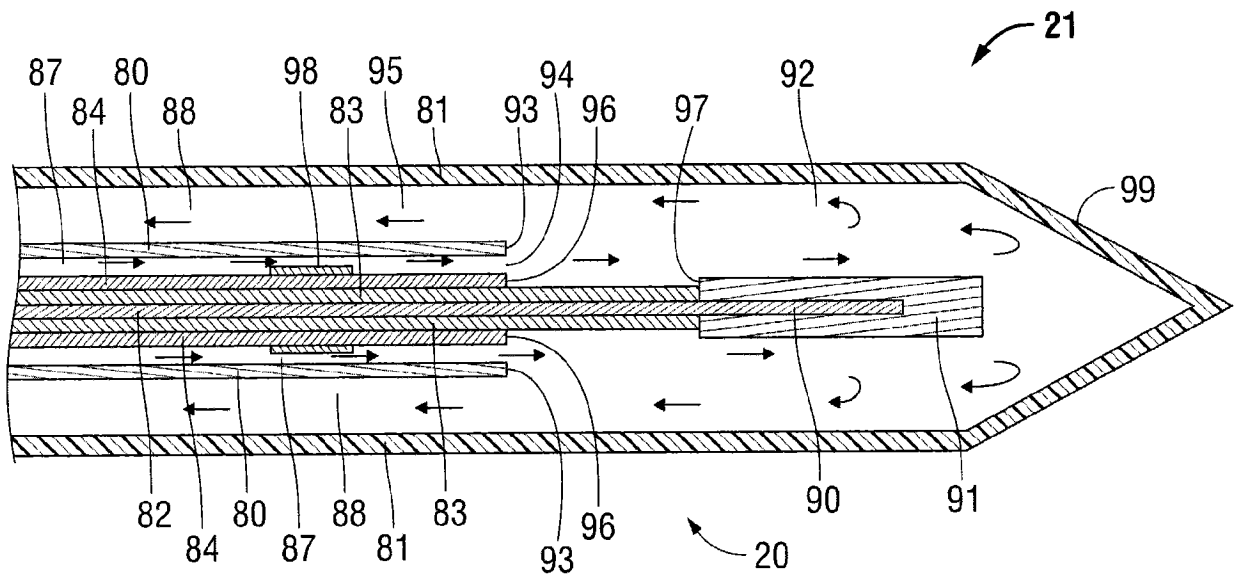


图 7

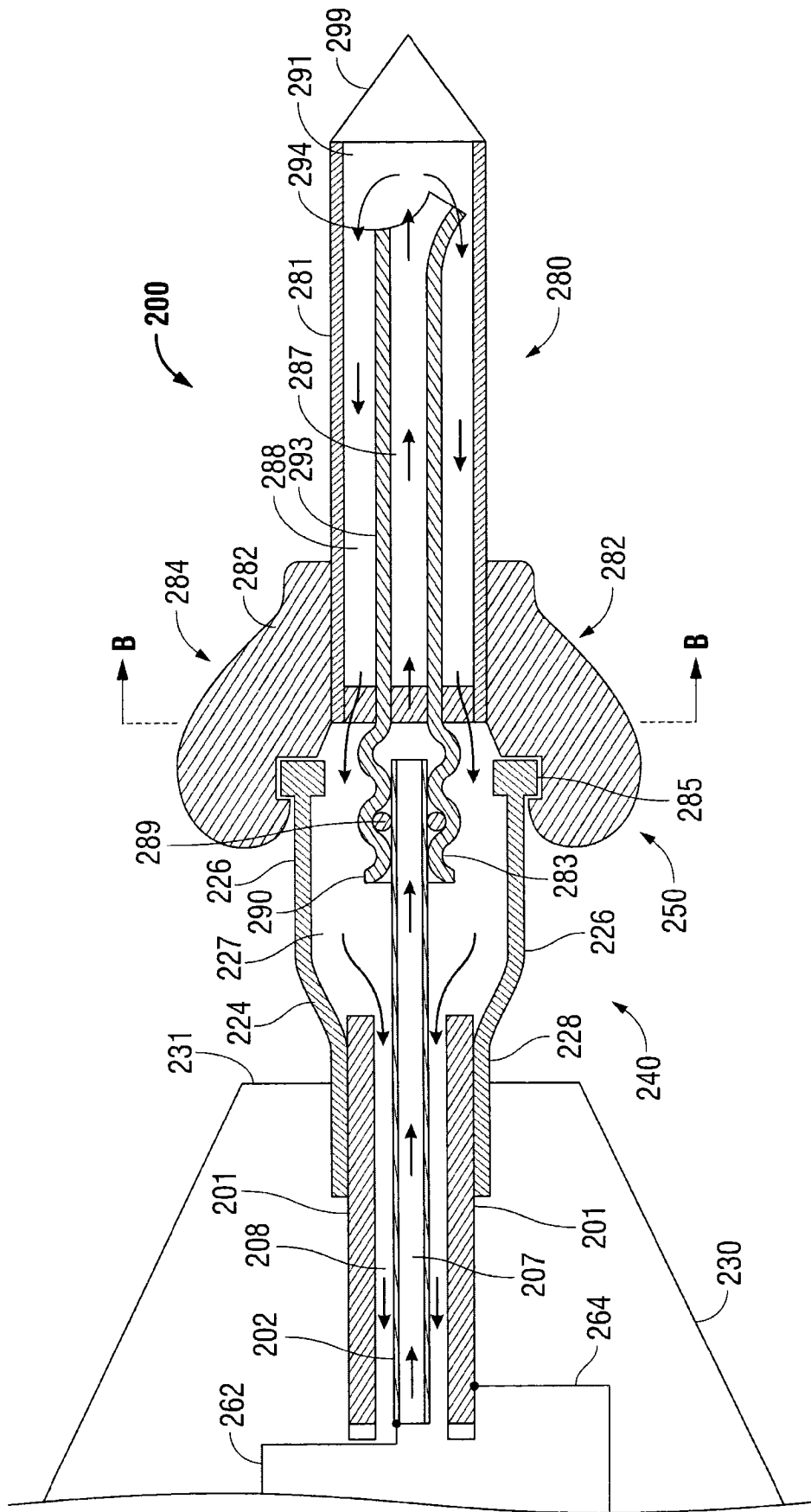


图 8

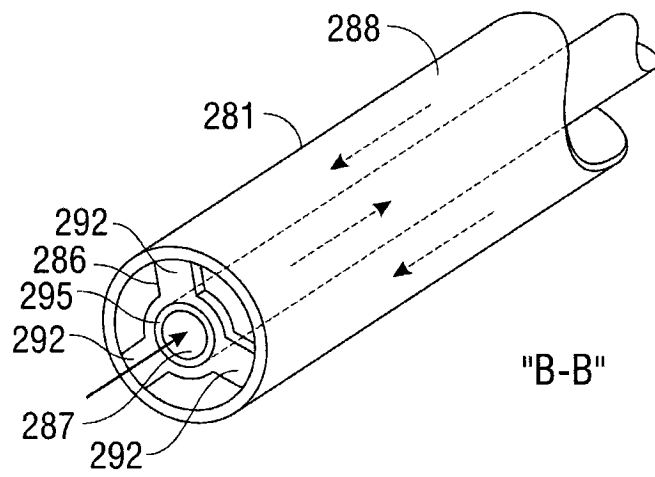


图 9

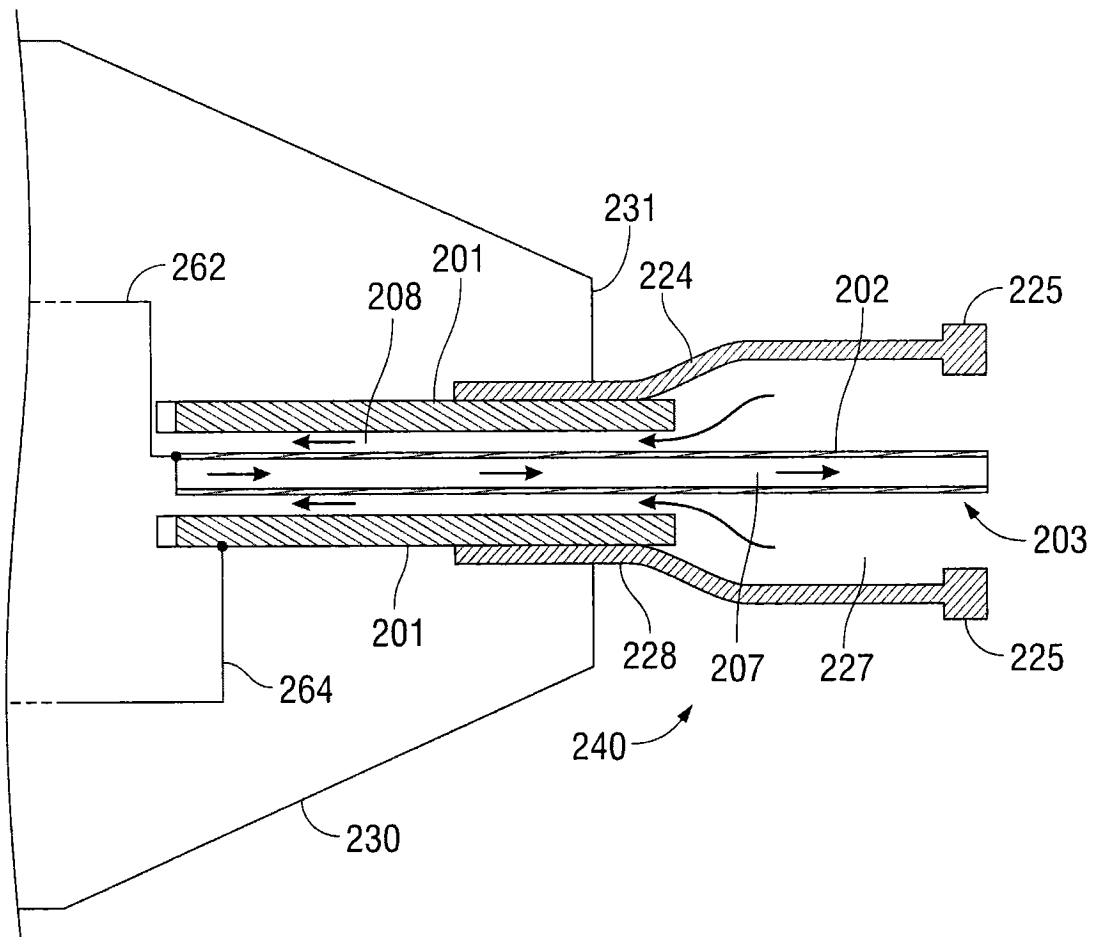


图 10

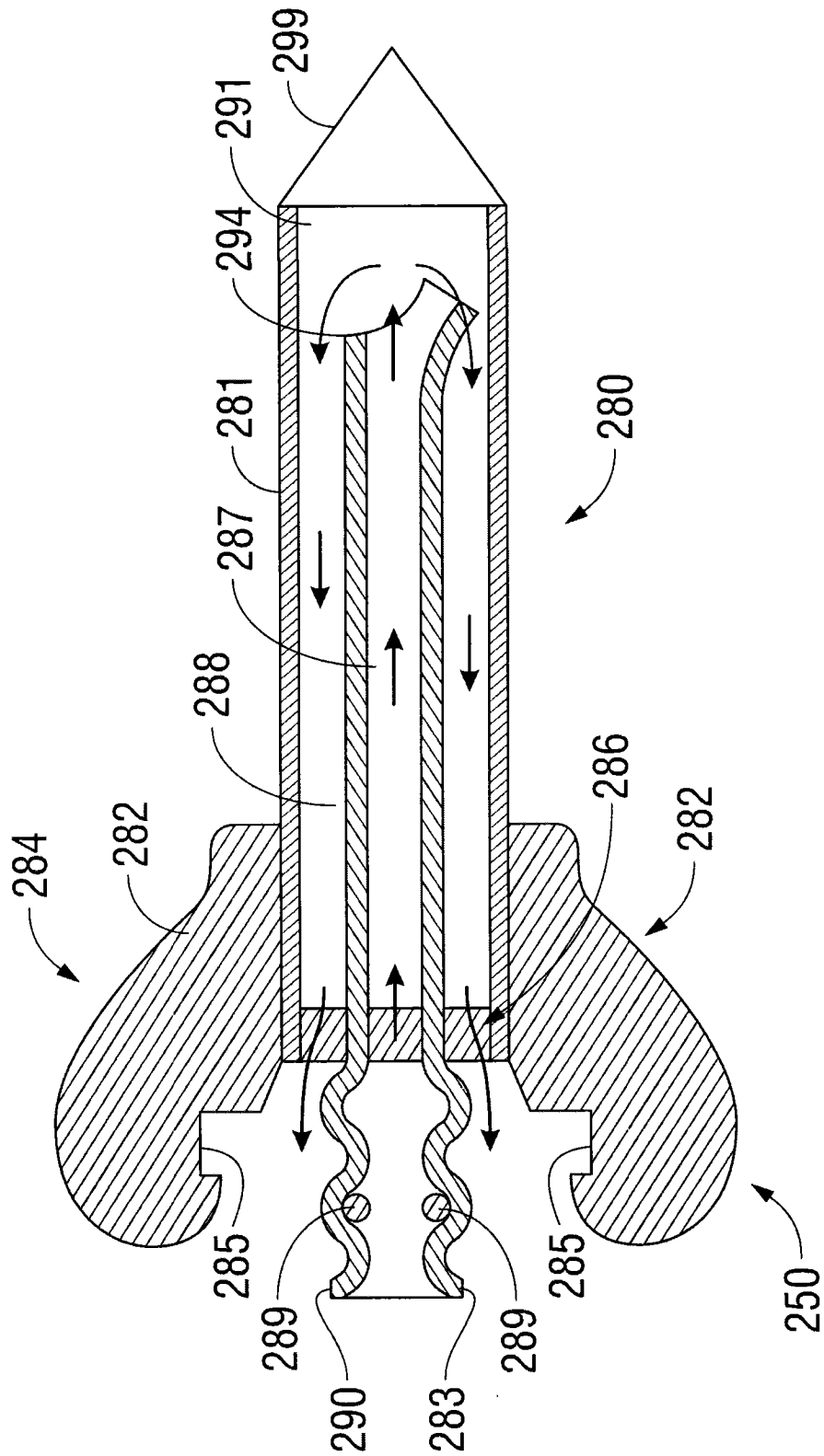


图 11

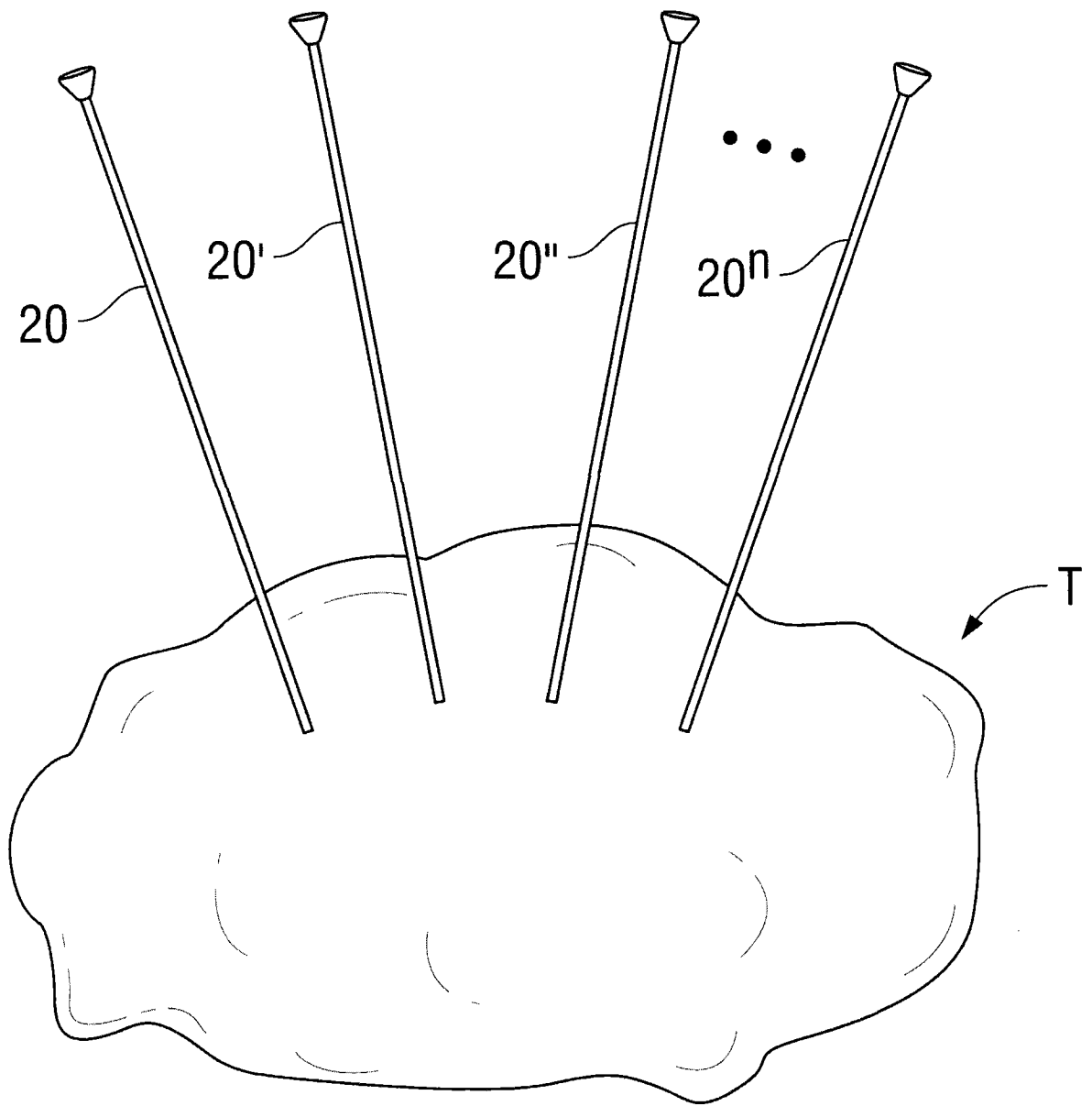


图 12A

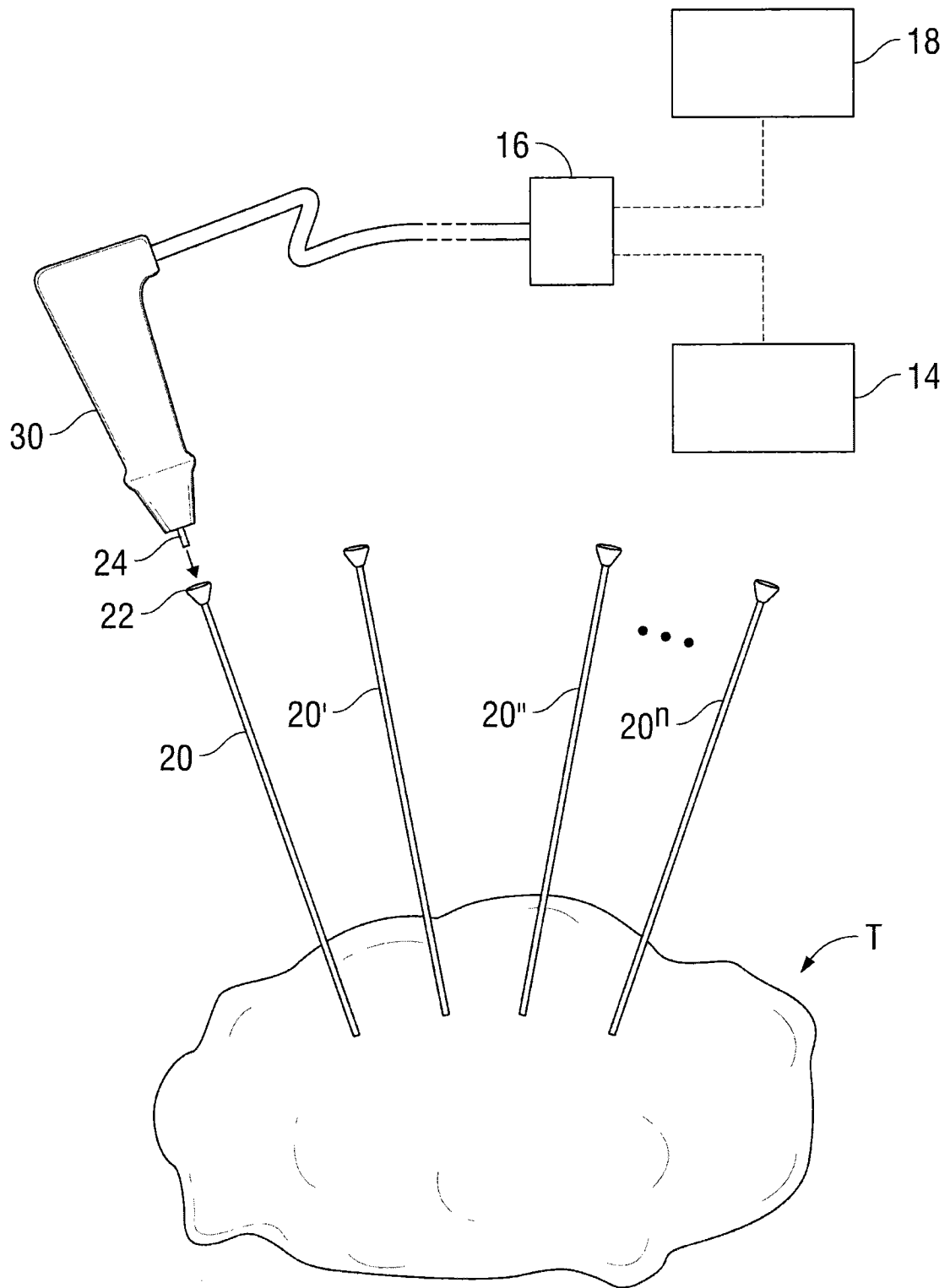


图 12B

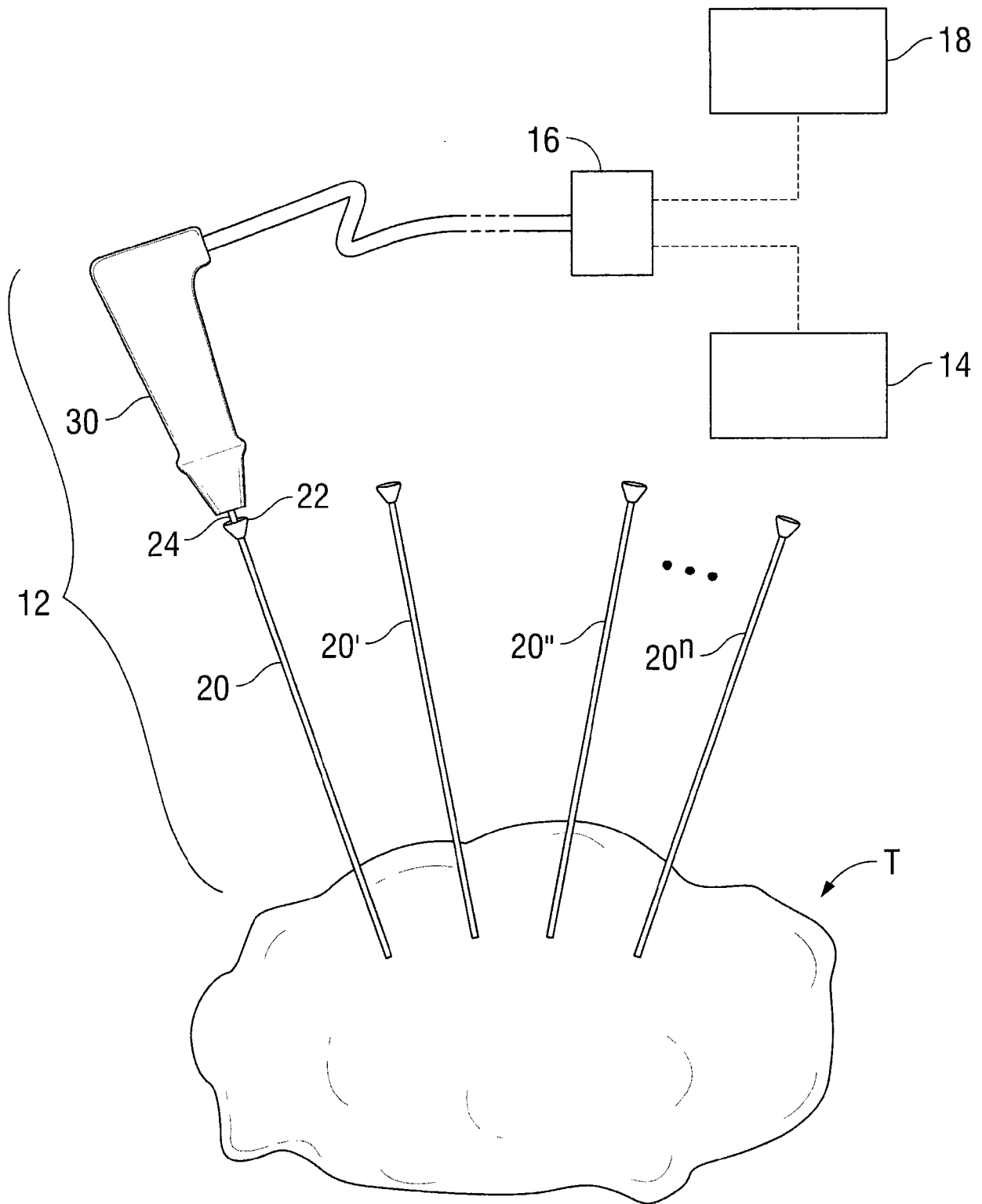


图 12C

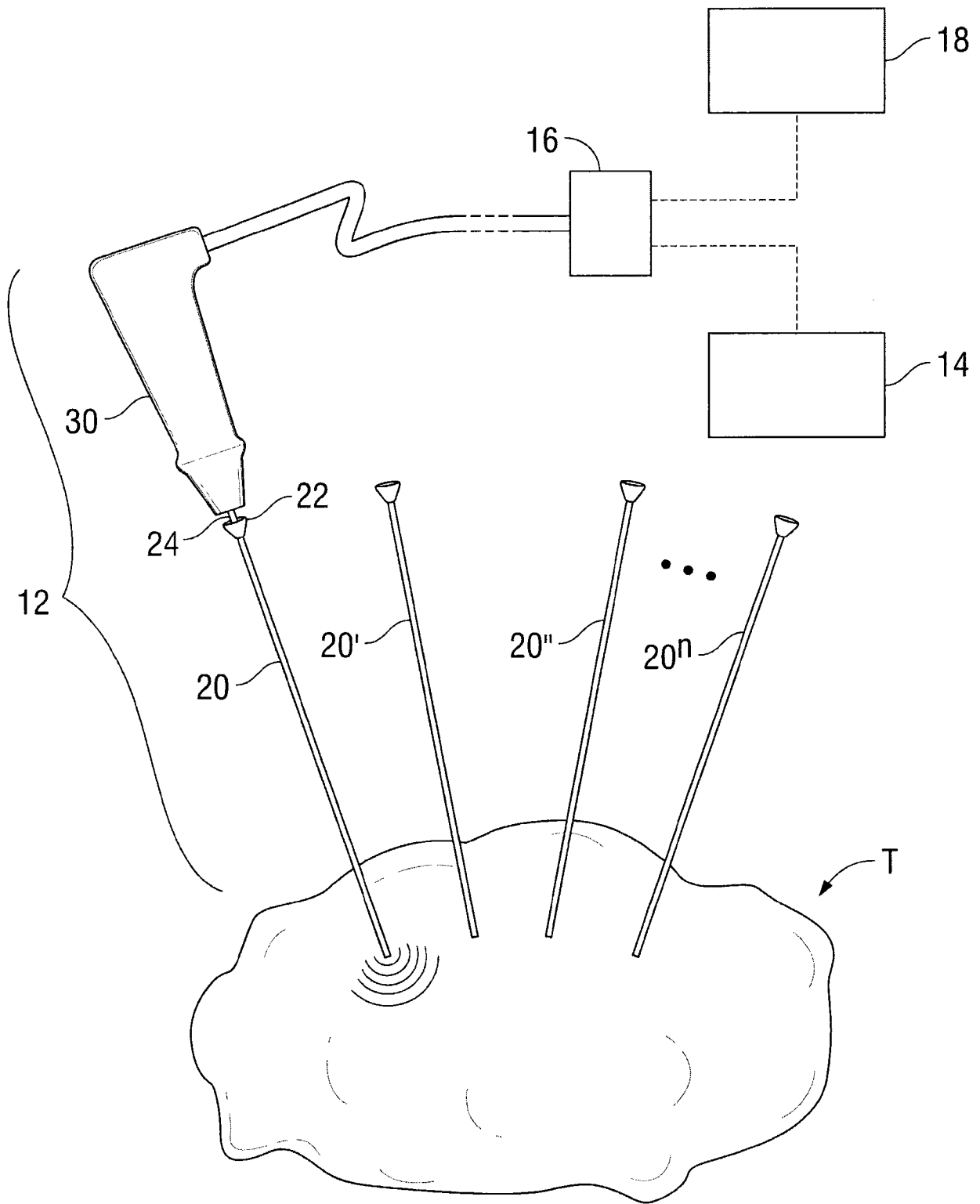


图 12D

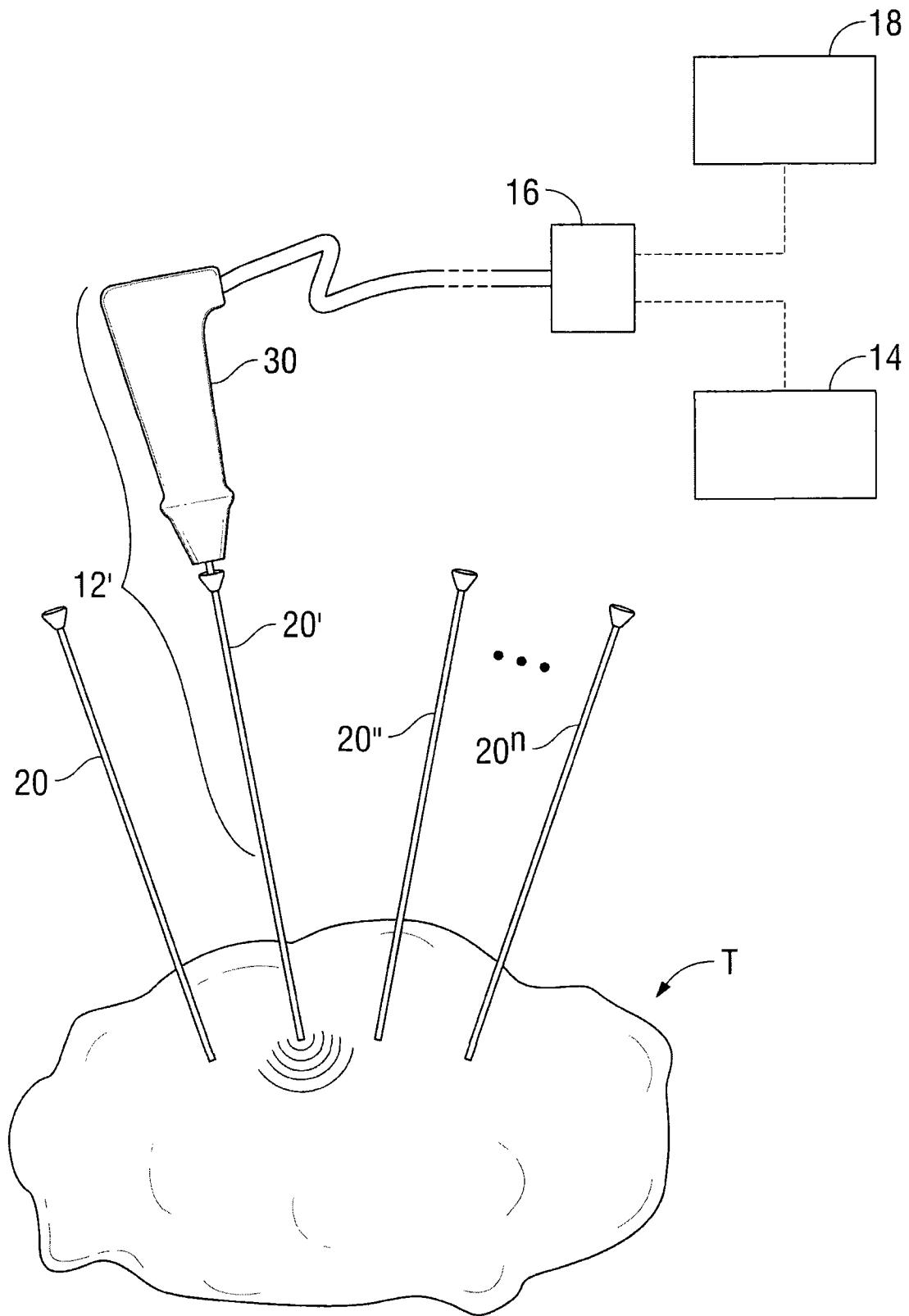


图 12E

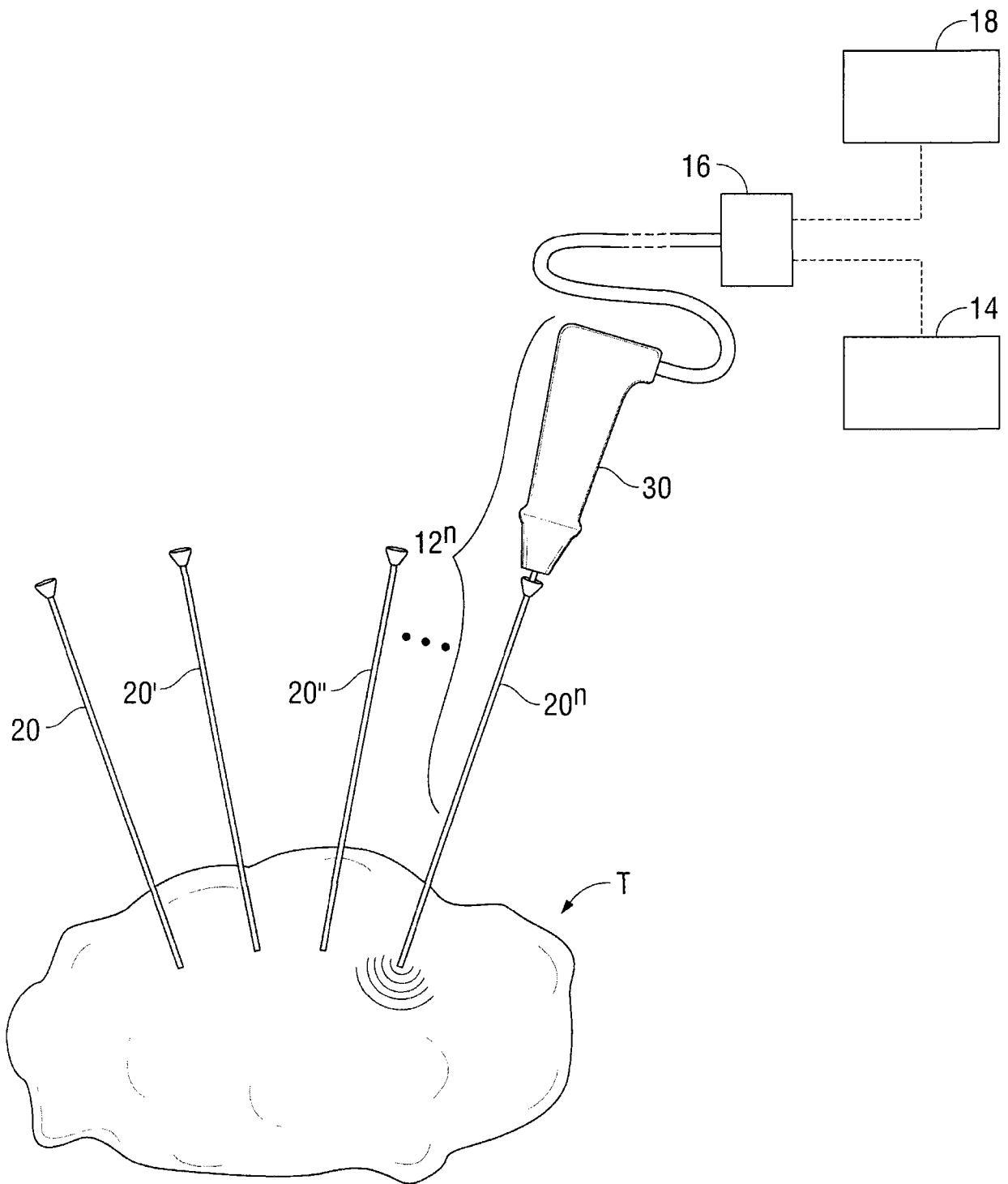


图 12F