



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920718 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680022440.4

(22)申请日 2016.02.23

(30)优先权数据

62/119,800 2015.02.23 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.10.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/019152 2016.02.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/138008 EN 2016.09.01

(71)申请人 阿特里柯雷股份有限公司

地址 美国俄亥俄

(72)发明人 T·易卜拉欣 K·米勒 M·胡文

D·莫雷洪

(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 秦振

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/018(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/31(2006.01)

A61B 17/28(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

A61M 25/01(2006.01)

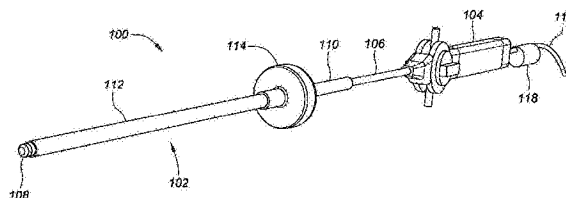
权利要求书2页 说明书25页 附图42页

(54)发明名称

医疗设备

(57)摘要

在至少一个实施例中,一种医疗设备可以包括沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔的细长外护套(208),细长外护套(208)可以包括近侧护套部分和远侧护套部分。第一导丝(228)可以包括第一导丝端和第二导丝端,第一导丝(228)可以从第一和第二导丝端延伸通过中心管腔并且可以形成远侧环形部分(236)。阻塞设备(204)可以设置在细长挠性轴(224)的远端处。细长挠性轴(224)可以从近侧护套部分延伸通过中心管腔。阻塞设备(204)可以包括第一导丝(228)穿过其中的引导管腔(232)。



1. 一种医疗设备,包括:

细长的外护套,所述外护套沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔,该细长的外护套包括近侧护套部分和远侧护套部分;

第一导丝,所述第一导丝包括第一导丝端和第二导丝端,第一导丝从第一导丝端和第二导丝端延伸通过中心管腔并形成远侧环形部分;和

阻塞设备,所述阻塞设备设置在细长的挠性轴的远端处,该细长的挠性轴从所述近侧护套部分延伸通过所述中心管腔,其中:

所述阻塞设备包括引导管腔,所述第一导丝穿过该引导管腔;

所述第一导丝构造成相对于所述外护套向远侧移动,使得所述远侧环形部分相对于所述远侧护套部分设置在远侧;并且

所述阻塞设备构造成沿着所述第一导丝移动。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,所述远侧环形部分和所述阻塞设备在未展开状态下储存在所述中心管腔内。

3. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,所述远侧环形部分和所述阻塞设备在展开状态下相对于所述远侧护套部分定位在远侧。

4. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中:

所述阻塞设备构造成沿着所述第一导丝并围绕所述远侧环形部分向远侧移动;并且

当所述阻塞设备沿着所述第一导丝并围绕所述远侧环形部分向远侧移动时,所述阻塞设备从笔直取向转动,该笔直取向与所述护套纵向轴线对准。

5. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,一内窥镜从所述近侧护套部分通过所述中心管腔延伸到所述远侧护套部分。

6. 根据权利要求1所述的医疗设备,还包括设置在所述远侧护套部分的远侧的可转向扩展护罩,其中所述可转向扩展护罩形成所述远侧环形部分和所述阻塞设备在其中延伸的管腔。

7. 根据权利要求6所述的医疗设备,其中,所述可转向扩展护罩构造成在未展开状态下储存在所述中心管腔中。

8. 根据权利要求6所述的医疗设备,其中,所述可转向扩展护罩的纵向长度和所述可转向扩展护罩的轴向偏转能够通过位于所述远侧护套部分的近侧的控制件调节。

9. 根据权利要求6所述的医疗设备,其中,所述可转向扩展护罩连接到内护套的远端,其中,所述内护套设置在所述中心管腔内并且与所述外护套同轴。

10. 根据权利要求9所述的医疗设备,其中,所述内护套构造成相对于所述外护套轴向移动。

11. 一种医疗设备,包括:

细长的外护套,所述外护套沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔,所述细长的外护套包括近侧护套部分和远侧护套部分;

第一导丝和第二导丝,所述第一导丝包括第一导丝端和第二导丝端,所述第二导丝包括第三导丝端和第四导丝端,所述第一导丝和第二导丝从其各自的导丝端延伸通过所述中心管腔并且分别形成第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分;和

阻塞设备,所述阻塞设备设置在细长的挠性轴的远端处,所述细长的挠性轴从所述近

侧护套部分延伸通过所述中心管腔,其中:

所述阻塞设备包括第一引导管腔和第二引导管腔,所述第一导丝穿过所述第一引导管腔,所述第二导丝穿过所述第二引导管腔;

所述阻塞设备包括与所述第一引导管腔连接的第一钳爪和与所述第二引导管腔连接的第二钳爪;并且

所述第一钳爪和所述第二钳爪通过枢转点连接。

12. 根据权利要求11所述的医疗设备,其中,所述第一引导管腔与所述第一钳爪的纵向轴线对准,并且所述第二引导管腔与所述第二钳爪的纵向轴线对准。

13. 根据权利要求12所述的医疗设备,其中,所述枢转点位于所述第一钳爪和所述第二钳爪的近侧部分处。

14. 根据权利要求13所述的医疗设备,其中,所述第一钳爪和所述第二钳爪构造成闭合在彼此上。

15. 根据权利要求14所述的医疗设备,其中:

所述第一钳爪构造成沿着所述第一导丝并围绕所述第一导丝远侧环形部分向远侧移动;并且

所述第二钳爪构造成沿着所述第二导丝并围绕所述第二导丝远侧环形部分与所述第一钳爪一致地向远侧移动。

16. 根据权利要求15所述的医疗设备,其中,当所述第一钳爪和所述第二钳爪沿着所述第一导丝和第二导丝并围绕所述第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分向远侧移动时,所述第一钳爪和所述第二钳爪从笔直取向转动,该笔直取向与所述护套纵向轴线对准。

17. 一种使用医疗设备的方法,包括:

从细长的外护套的远端展开所述医疗设备的第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分,所述外护套沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔;

沿着所述第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分引导设置在细长的挠性轴的远端处的阻塞设备;以及

通过设置在所述细长的外护套的远端的近侧的控制件来激活所述阻塞设备。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中,所述方法包括:通过使所述阻塞设备围绕所述第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分向远侧移动而从笔直取向引导所述阻塞设备,该笔直取向与所述护套纵向轴线对准。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中,激活所述阻塞设备包括:使所述阻塞设备的第一钳爪和第二钳爪打开,其中,所述第一导丝远侧环形部分穿过其中的第一引导管腔连接到所述第一钳爪,并且所述第二导丝远侧环形部分穿过其中的第二引导管腔连接到所述第二钳爪。

20. 根据权利要求17所述的方法,其中,从细长的外护套的远端展开所述第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分包括:相对于所述护套纵向轴线横向扩张所述第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分。

医疗设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2015年2月23日提交的美国临时专利申请No.62/119,800的优先权,该专利申请通过援引并入本文,如同在本文完全阐述一样。

技术领域

[0003] 本公开涉及医疗设备。

背景技术

[0004] 多种情况可能影响心脏,其可能改变心脏的“正常”工作。这样的情况可包括房性心律失常,房性心律失常包括心脏的电活动不规则、比正常情况更快或更慢的情况。房性心律失常的治疗通常可能涉及使用能够有助于检测和/或治疗心律失常的设备心外膜或心内膜地进入心脏。

发明内容

[0005] 在至少一个实施例中,一种医疗设备可以包括细长外护套,其沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔,细长外护套可以包括近侧护套部分和远侧护套部分。第一导丝可以包括第一导丝端和第二导丝端,第一导丝可以从第一和第二导丝端延伸通过中心管腔并可以形成远侧环形部分。阻塞设备可以设置在细长的挠性轴的远端处。细长的挠性轴可以从近侧护套部分延伸通过中心管腔。阻塞设备可以包括第一导丝通过其中的引导管腔。第一导丝可以构造成相对于外护套向远侧移动。远侧环形部分可以相对于远侧护套部分设置在远侧。阻塞设备可以构造成沿着第一导丝移动。

[0006] 在至少一个实施例中,一种医疗设备可以包括细长外护套,其沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔,细长外护套可以包括近侧护套部分和远侧护套部分。第一导丝可以包括第一导丝端和第二导丝端,第二导丝可以包括第三导丝端和第四导丝端。第一和第二导丝可以从其各自的导丝端延伸通过中心管腔并可以分别形成第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分。阻塞设备可以设置在细长的挠性轴的远端处,细长的挠性轴可以从近侧护套部分延伸通过中心管腔。阻塞设备可以包括第一导丝通过其中的第一引导管腔和第二导丝通过其中的第二引导管腔。阻塞设备可以包括与第一引导管腔连接的第一钳爪和与第二引导管腔连接的第二钳爪。第一钳爪和第二钳爪可以通过枢转点连接。

[0007] 在至少一个实施例中,一种使用医疗设备的方法可以包括从细长的外护套的远端展开医疗设备的第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分,所述细长的外护套沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔。所述方法可以包括沿着第一导丝远侧环形部分和第二导丝远侧环形部分引导设置在细长的挠性轴的远端处的阻塞设备。所述方法可以包括通过设置在细长的外护套的远端的近侧的控制件来激活阻塞设备。

附图说明

[0008] 图1描绘了根据本公开的实施例的可以与心脏进入、可视化、感测和/或消融相关地使用的扩张导管系统。

[0009] 图2A描绘了根据本公开的实施例的构成图1所示的示例性扩张导管系统的一部分的部件。

[0010] 图2B是根据本公开的实施例的从滑动地安装在外护套中的内护套延伸的可转向扩展护罩的局部等距视图,并且示出了处于第一展开状态的可转向扩展护罩和从与图1的示例性扩张导管系统相关联的扩张导管的远端延伸的消融设备。

[0011] 图2C描绘了根据本公开的实施例的处于第二展开状态的可转向扩展护罩和从与图1的示例性扩张导管系统相关联的扩张导管的远端延伸的消融设备。

[0012] 图3描绘了根据本公开的实施例的处于第三展开状态的可转向扩展护罩、消融设备和从与图1的示例性扩张导管系统相关联的扩张导管的远端延伸的可视化设备。

[0013] 图4描绘了根据本公开的实施例的处于第四展开状态的可转向扩展护罩和可视化设备,可视化设备邻近与图1的示例性扩张导管系统相关联的扩张导管的远端延伸到可转向扩展护罩内限定的体积中。

[0014] 图5A描绘了根据本公开的实施例的扩张导管系统的实施例,扩张导管系统包括可转向扩展护罩、处于第一展开状态的阻塞设备和从构成扩张导管的一部分的外护套的远端延伸的可视化设备。

[0015] 图5B描绘了根据本公开的实施例的可转向扩展护罩、处于第二展开状态的阻塞设备和从构成扩张导管的一部分的外护套的远端延伸的可视化设备。

[0016] 图5C是根据本公开的实施例的来自图5B的可视化设备的视图。

[0017] 图6A描绘了根据本公开的实施例的可转向扩展护罩、消融设备和从与图1的示例性扩张导管系统相关联的可转向扩展护罩的远端延伸的可视化设备。

[0018] 图6B是根据本公开的实施例的来自图6A的可视化设备的视图。

[0019] 图6C描绘了根据本公开的实施例的细长抽吸消融设备。

[0020] 图6D是根据本公开的实施例的来自图6A的可视化设备的视图的程式化表示。

[0021] 图7是根据本公开的实施例的可视化、起搏、感测和/或消融设备的等距侧视和正视图。

[0022] 图8A是根据本公开的实施例的附接到导管的远端的、类似于图7所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备的侧视图。

[0023] 图8B描绘了根据本公开的实施例的图8A所示的导管的横截面。

[0024] 图9描绘了根据本公开的实施例的来自图7的可视化、起搏、感测和/或消融设备内的可视化设备的视图的程式化表示。

[0025] 图10A是根据本公开的实施例的可视化、起搏、感测和/或消融设备的等距侧视和仰视图。

[0026] 图10B是根据本公开的实施例的图10A所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备的仰视图。

[0027] 图11A是根据本公开的实施例的可视化、起搏、感测和/或消融设备的侧视图。

[0028] 图11B是根据本公开的实施例的图11A所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备的正视图。

[0029] 图12A是根据本公开的实施例的具有铰链并处于折叠状态的图11B的可视化、起搏、感测和/或消融设备的替代实施例的正视图。

[0030] 图12B是根据本公开的实施例的处于打开且部分扩张状态的图12A的可视化、起搏、感测和/或消融设备的正视图。

[0031] 图12C是根据本公开的实施例的处于打开且扩张状态的图12A中所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备的正视图。

[0032] 图13A是根据本公开的实施例的处于缩回状态的端口进入设备的等距正视和侧视图。

[0033] 图13B是根据本公开的实施例的处于缩回状态的图13A的端口进入设备的正视图。

[0034] 图13C是根据本公开的实施例的处于缩回状态的图13B的端口进入设备沿线A-A的横截面侧视图。

[0035] 图13D是根据本公开的实施例的处于刺入状态的图13C的端口进入设备的横截面侧视图。

[0036] 图13E是根据本公开的实施例的处于接合状态的图13C的端口进入设备的横截面侧视图。

[0037] 图13F是根据本公开的实施例的处于接合状态的图13A的端口进入设备的等距正视和侧视图。

[0038] 图14A至14C描绘了根据本公开的实施例的端口进入设备的各种实施例。

[0039] 图14D是根据本公开的实施例的图14B的端口进入设备的远端的等距侧视和正视图。

[0040] 图14E是根据本公开的实施例的图14B的端口进入设备的远端的侧视图。

[0041] 图14F是根据本公开的实施例的图13A的端口进入设备的近端的等距侧视图。

[0042] 图15A是根据本公开的实施例的进入传播设备的等距侧视和正视图。

[0043] 图15B是根据本公开的实施例的被插入到进入带中的图15A的进入传播设备的侧视图。

[0044] 图16是根据本公开的实施例的包括内窥镜罩的进入取回设备的等距仰视图。

[0045] 图17A是根据本公开的实施例的包括内窥镜罩的进入取回设备的实施例的等距仰视图。

[0046] 图17B是根据本公开的实施例的包括图17A的内窥镜罩的进入取回设备的等距仰视图。

[0047] 图18A至18C是根据本公开的实施例的进入取回设备的附加实施例的等距仰视图。

[0048] 图18D是根据本公开的实施例的图18B的进入取回设备的远端的等距侧视图。

[0049] 图18E至18G是根据本公开的实施例的图18A至18C所示的进入取回设备的附加实施例的等距仰视图。

[0050] 图19A是根据本公开的实施例的内窥镜罩设备的侧视图。

[0051] 图19B是根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备的等距侧视图。

[0052] 图19C是根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备的横截面侧视图。

[0053] 图19D是根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备的等距正视和侧视图。

[0054] 图19E是根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备的等距仰视、正视和侧视图。

[0055] 图19F是根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备的部件的等距仰视和侧视图。

具体实施方式

[0056] 图1描绘了根据本公开的实施例的可以与心脏进入、可视化和/或消融相关地使用的扩张导管系统100。在本公开的一些实施例中，扩张导管系统100可以包括扩张导管102、工具(例如，连接到可转向导管106的导管柄部104)和内窥镜108。扩张导管102可以具有远端和近端。导管柄部104可以具有包括在导管柄部104中的用于控制(例如，扩张导管102的远端的偏转)的各种部件。可转向导管106的近端可以与导管柄部104的远端连接，并且可转向导管106的远侧部分的偏转可以通过导管柄部104而被控制。例如，可转向导管106的大约最后三英寸可以通过包括在导管柄部104中的各种部件而被控制。内护套110可以与可转向导管106同心，并且可以在可转向导管106上向远侧延伸。

[0057] 在一些实施例中，在内护套110的近端和导管柄部104的远端之间可以存在空间，从而使可转向导管106的一部分暴露。在一些实施例中，外护套112可以与内护套110同心，并且可以从稳定柄部114朝扩张导管102的远端向远侧延伸且可以连接到该稳定柄部。内护套110的外径可以非常接近外护套112的内径，使得内护套110可以在外护套112内滑动。

[0058] 在一些实施例中，外护套112可以是细长的外护套112，其沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔。细长的外护套112可以包括近侧护套部分和远侧护套部分。

[0059] 如本文进一步讨论的，各种设备和相关联的部件可以被插入通过可转向导管106并且可以轴向地滑动通过可转向导管106，使得设备可以通过扩张导管102的远端离开。如图1所示，内窥镜缆线116可以延伸通过导管柄部104的近端，通过导管柄部104，通过可转向导管106，到达位于扩张导管102的远端中的内窥镜108。在一些实施例中，与内窥镜108相关联的控制电路118可以相对于导管柄部104位于近侧。在一个示例中，内窥镜108可以是CMOS内窥镜。

[0060] 在一些实施例中，内护套110可以相对于外护套112向远侧滑动，使得可转向扩展护罩160被推出外护套112的远端，正如本文进一步描述的。医生可以抓住稳定柄部114以使外护套112相对于导管柄部104保持静止。替代地或额外地，稳定柄部114可以相对于内护套110向近侧移动，以使可转向扩展护罩160从扩张导管102的远端展开。

[0061] 由于扩张导管102的远端定位成与组织表面靠近，所以在外护套和内护套之间可以发生一些相对运动以展开可转向扩展护罩160。在一个示例中，与将内护套110向远侧推动协同地，外护套112可以通过稳定柄部114仅稍微地拉回，从而展开扩张导管100部分。当可转向扩展护罩160展开时，其可以自然地拉回。因此，为了将可转向扩展护罩160的远端和内窥镜保持在相同的位置，内护套110前进的量可以大于外护套112缩回的量。当可转向扩展护罩160通过牵拉缝线缩回到全直径时，整个系统可能需要前进。在一些实施例中，外护套112可以相对于患者保持静止。在一些实施例中，可以使用固定的保持辅助设备将外护套

112相对于目标组织保持就位。

[0062] 图2A描绘了根据本公开的实施例的与图1中的示例性扩张导管系统100相关联的部件。在一些实施例中,如与图1相关地描述的,各种设备和相关联的部件可以插入通过内护套130。内护套130可以具有由线b-b限定的约25厘米的长度,不过内护套130也可以短于或长于25厘米。在一个示例中,如图所示,内护套130可以由半刚性的透明管制成。如本文中使用的,管可以为中空圆柱形,不过管也可以形成为各种其他形状,例如正方形、三角形等等。

[0063] 内护套130可以是挠性的,使得其可以与可转向导管106一起移动(例如,可以被偏转),如图1所示。内护套130可以设置在由细长的外护套136形成的中心管腔内并且可以与外护套136同轴。在一些实施例中,内护套130的远端可以向近侧延伸到扩张导管的远端。可转向扩展护罩160和/或其他设备可以位于内护套132的远端和扩张导管129的远端之间。例如,可转向扩展护罩160可以位于(例如,储存在)由线a-a限定的扩张导管129的远侧部分134中。在一些实施例中,线a-a可以具有约9.5cm的长度,不过容置可转向扩展护罩和/或其他设备的扩张导管129的远侧部分134也可以具有长于或短于9.5cm的长度。

[0064] 如本文进一步描述的,在一些实施例中,消融设备和/或阻塞设备(例如,阻塞夹设备)也可以插入到可转向扩展护罩160的内部。可转向扩展护罩160可以连接到内护套132的远端。在一些实施例中,内护套130可以构造成相对于外护套136轴向移动。当内护套130相对于外护套136(外护套也可以由与内护套130类似的材料制成)向远侧移动时,可转向扩展护罩160可以从外护套138的远端受力并且可以扩展,正如本文进一步讨论的。

[0065] 在一些实施例中,由线c-c限定的外护套的长度可以是约21厘米,不过外护套的长度也可以小于或大于21厘米。在一些实施例中,由线d-d限定的从外护套136的远端到内护套130的近端的长度可以是约33厘米,不过该长度也可以大于或小于33厘米。

[0066] 在一些实施例中,与被插入通过内护套130的中心管腔的设备相关联的各种其他部件也可以被插入通过内护套130。例如,连接到可转向扩展护罩160的远端的缝线140-1、140-2可以穿过内护套130的中心管腔并且可以连接到环142(例如,控制件、控制环)或其他设备,所述环或其他设备可以使每个缝线彼此独立地张紧。虽然描绘了两条缝线140-1、140-2,但是可以使用第三缝线。在下文中,缝线140-1、140-2在本文中总体称为缝线140。

[0067] 在一些实施例中,一条或多条缝线(例如,三条缝线、四条缝线、八条缝线、九条缝线)可以连接到可转向扩展护罩的远端。在一些实例中,每条缝线140和可转向扩展护罩160之间的连接点可以围绕可转向扩展护罩160的远侧周边是彼此等距的。在一些实施例中,一个或多个O形环144(例如,摩擦接合设备)可以放置在内护套130上并且向远侧定位到内护套130的近端。一个或多个缝线孔可以从O形环144向远侧形成,缝线140可以穿过所述缝线孔。缝线140可以从可转向扩展护罩的远端延伸通过内护套130的中心管腔,从缝线孔出来并且在内护套130的外表面和O形环144的内表面之间延伸,使得O形环144对缝线提供张力。因此,经由环142施加到缝线的张力可以通过O形环144在缝线上产生的摩擦力来维持。

[0068] 此外,在一些实施例中,阻塞设备前进与打开控制件146可以延伸通过内护套130的中心管腔到达位于外护套136的远端内部的阻塞设备。阻塞设备(或其他机构)可以通过使推动壳体(例如,缆线150壳体)朝扩张导管129的远端前进而从扩张导管129的远端展开。如图5A至5C所示,在一些实施例中,阻塞设备可以包括钳爪。阻塞设备钳爪的控制可以通过

向近侧回退缆线149上的拉手148而提供。例如,缆线149可以连接到阻塞设备204,并且可以被拉动和/或推动以打开和/或关闭与阻塞设备204相关联的钳爪。在一些实施例中,缆线壳体可以对抗施加到缆线149的力并且可以提供使缆线149可以通过其中的管腔。

[0069] 在一些实施例中,例如与图5A至5C相关地进一步描绘的导丝轨道152-1、152-2可以延伸通过内护套130的中心管腔到达扩张导管129的远端,以提供包括在扩张导管129的远端中或远端附近的各种设备的控制和/或定位。在一些实施例中,可转向扩展护罩160的近端可以延伸外护套进一步向近侧延伸,从而导致更长的可转向扩展护罩,其可以形成直径更大和/或更长的通道。在一些实施例中,较长的可转向扩展护罩可以形成从患者的心脏延伸到患者体外的位置的通道。在一些实施例中,较长的可转向扩展护罩可以比较短的可转向扩展护罩更具挠性,其可以比笔直轴或固定弯曲轴更好地适应解剖结构。

[0070] 在一些实施例中,可以横跨内护套130和/或外护套136的一部分(例如,远端)制造切口。在一些实施例中,切口可以垂直于内护套130和/或外护套136的纵向轴线。在一些实施例中,可以在内护套130和/或外护套136的每侧上制造切口,使得切口沿直径彼此相对,从而留下彼此直径相对的两个脊部,这两个脊部沿着内护套130和/或外护套136轴向地延伸。在一些实施例中,可以在内护套130和/或外护套136的最远侧三英寸处制造20至35个切口,不过也可以制造更多或更少的切口。切口可以允许内护套130和/或外护套136更容易地弯曲和/或在单个平面中弯曲。

[0071] 在一些实施例中,内护套130和/或外护套136可以是被动挠性的,并且用穿过内护套130的可偏转轴(例如,可转向导管106)转向。替代地,牵拉构件(例如,牵拉线)可以附接到内护套130的远端,当将张力施加到一个或多个牵拉构件时,可以使扩张导管129的远端偏转。在一些实施例中,带可以附接到内护套130的远端,当将张力施加到一个或多个牵拉构件时,可以使扩张导管129的远端偏转。在一个示例中,可以使用带来增加拉伸强度,而不显著增加直径要求。

[0072] 在一些实施例中,当在内护套130和外护套136中都制造轴向垂直切口时,切口在护套130、136围绕纵向轴线偏转和/或旋转时可能彼此干涉并且引起护套130、136之间的摩擦。因此,内护套130和/或外护套136中的一个可以具有沿纵向轴线延伸并且垂直于轴向垂直切口的纵向切口。在一些实施例中,内护套130和/或外护套136中的一个可以具有交替的轴向切口和轴向垂直切口。例如,第一组切口可以彼此沿直径相对并且可以轴向垂直,相邻的下一组切口可以彼此沿直径相对并且可以轴向延伸,接下来另一组切口彼此沿直径相对并且轴向垂直。该模式可以沿内护套和外护套中的至少一个的特定长度继续。

[0073] 在一些实施例中,内护套130和/或外护套136可以具有垂直于内护套130和/或外护套136的纵向轴线的沿直径相对的多组切口,其中每组相邻的切口相对于彼此以90度设置。由此,可以避免内护套130和外护套136之间的干涉,这是因为多组旋转交替的直径相对的垂直切口允许内护套130和/或外护套136在任何方向(例如,平面)上偏转,从而在内护套130和/或外护套136构造成在一个偏转平面内偏转时以及在内护套130的偏转平面垂直于外护套136的偏转平面时避免干涉。在一些实施例中,内护套和外护套可以由挠性材料组成且没有切口,并且可以

[0074] 图2B是根据本公开的实施例的从滑动地安装在外护套136中的内护套130延伸的可转向扩展护罩160的局部等距视图,并且示出了处于第一展开状态的可转向扩展护罩160

和消融设备162,该消融设备从与图1所示的示例性扩张导管系统100相关联的扩张导管129的远端延伸。在一些实施例中,消融设备162可以是阻塞设备。如图2B所示,可转向扩展护罩160已经被内护套130从外护套136的远端推动,可转向扩展护罩160连接到所述内护套。当可转向扩展护罩160离开外护套136的远端时,可转向扩展护罩160可以扩张。

[0075] 在一些实施例中,可转向扩展护罩160可以由镍钛诺编织线制成,其可以保持预制形状。然而,可转向扩展护罩160也可以由其他材料形成。在一些实施例中,当可转向扩展护罩160放置在扩张导管129的远端内(例如,缩回到扩张导管的远端内)时,可转向扩展护罩160可以随着镍钛诺编织线被压缩而变长。因此,当可转向扩展护罩160从扩张导管129的远端展开时,可转向扩展护罩160的总长度可以略微缩短。如图2B所示,没有对缝线140-1、140-2施加张力,从而导致可转向扩展护罩160相对于沿扩张导管129延伸的纵向轴线没有偏转。

[0076] 在一些实施例中,从扩张导管129的远端延伸的设备162可以是消融设备、可视化设备和/或其他类型的设备。设备162可以具有栓系件164,其可以连接到设备162的近端并且可以通过扩张导管129向近侧延伸。在一个示例中,栓系件164可以是包括动力线和/或控制线的缆线。在一些实施例中,栓系件164可以是半刚性的,使得力可以施加到栓系件164的近端,该力可以通过栓系件164传递给设备162,从而使设备162向近侧和/或远侧移动。在一些实施例中,并且如图2B所示,设备162可以连接到可转向导管129的远端。在一些实施例中,可转向导管126可以为约12French,可以沿远侧部分偏转(例如,4至5厘米)。

[0077] 在一些实施例中,扩张导管系统100可以用于将设备162引入心脏的心包囊与心脏的心肌之间的间质空间中。扩张导管129的远端可以通过心尖处或心尖附近的心包囊(例如,剑突下)引入,并且可转向扩展护罩160可以展开。当展开可转向扩展护罩160时,可以在可转向扩展护罩160的周向壁之间形成通道,从而建立供设备在其中操作的空间。例如,在设备162是内窥镜的情况下,可以使透镜避开组织/流体,并且可以通过可转向扩展护罩160扩大视场。同样地,在设备是消融设备的情况下,可以避开与消融设备所施加的治疗无关的组织以及流体。在一些实施例中,冲洗管也可以沿着扩张导管129的中心管腔和/或由可转向扩展护罩160形成的管腔延伸,并且可以将冲洗流体施加到消融设备正在操作的部位。

[0078] 图2C示出了根据本公开的实施例的处于第二展开状态的可转向扩展护罩160以及从与图1的示例性扩张导管系统100相关联的扩张导管129的远端延伸的设备162。如图所示,设备162已经保持在与图2B所示位置大致相同的位置,而可转向扩展护罩160已经通过大致相等地施加到缝线140(例如,经由环142)的张力向近侧缩回。如可以看到的那样,由于经由例如图2A所示的环142施加到缝线上的张力,现在缝线140延伸通过可以由内护套130限定的扩张导管129的中心管腔。此外,外护套136和内护套130相对于彼此保持在大致相同的位置。

[0079] 在一些实施例中,如图2C所见,缩回可转向扩展护罩160可导致由可转向扩展护罩160形成的直径的增加,这可以建立更多的空间供设备操作。此外,如图2C所示,当可转向扩展护罩160缩回时,可转向扩展护罩160的编织纤维可以变得更沿周向,这可以使可转向扩展护罩160的编织壁变得更加刚性。例如,当对可转向扩展护罩160的编织壁的外部施加力时,可转向扩展护罩160的编织壁可以变得更抵抗朝由可转向扩展护罩160形成的管腔向内的偏转。

[0080] 在一些实施例中,可转向扩展护罩160可以包括围绕可转向扩展护罩160的最远侧部分延伸的刚性和/或半刚性环。例如,环可以在编织的可转向扩展护罩160的纤维之间交织。因此,施加到缝线140的张力可以直接转移到该交织的环,从而导致围绕可转向扩展护罩160的远侧周边的更一致的施力。在一些实施例中,缝线可以直接附接到编织的可转向扩展护罩160的纤维上。

[0081] 图3描绘了根据本公开的实施例的处于第三展开状态的可转向扩展护罩160、设备162和从与图1的示例性扩张导管系统100相关联的扩张导管129的远端延伸的内窥镜176。在一些实施例中,内窥镜176最初可以放置在扩张导管129中用于引导到特定位置,然后内窥镜可以被移除,使得不同的设备可以从扩张导管129的远端展开。在一个示例中,一旦将不同的设备插入扩张导管129或从扩张导管129的远端展开,就可以重新插入内窥镜176。

[0082] 在一些实施例中,当仅通过将内窥镜176放置在适当位置而将导管引导到适当位置时,可以将扩张导管129制造得更具挠性。如图3所示,扩张导管可以相对于沿着扩张导管129延伸的纵向轴线横向偏转。在一个示例中,如果三根缝线被附接到可转向扩展护罩160的远端,可以对其中一根缝线施加更大的张力,从而导致可转向扩展护罩160沿着从纵向轴线朝该缝线的方向的横向偏转。在一个示例中,可转向扩展护罩160的横向偏转可以是有益的,这是因为扩展护罩160的横向偏转可以允许可转向扩展护罩160的远侧周边与组织进行更完整的接触。例如,当由扩张导管129限定的纵向轴线不与心肌垂直时,可转向扩展护罩160的远侧周边可以偏转,使得在可转向扩展护罩的远侧周边与心肌之间存在极小间隙或不存在间隙。

[0083] 如图3所示,设备162可以从外护套136的远端延伸,使得该设备搁置在可转向扩展护罩160的外部。在一些实施例中,一附加设备(例如,内窥镜)可以沿着扩张导管129的中心管腔延伸并且延伸到外护套136的远端之外。因此,可以经由内窥镜176提供视野。在一些实施例中,可转向扩展护罩160可以偏转以提供具有最大工作范围的设备162和具有最大视场的内窥镜176。

[0084] 图4描绘了根据本公开的实施例的处于第四展开状态的可转向扩展护罩和可视化设备188(例如,内窥镜),该可视化设备邻近与图1的示例性扩张导管系统100相关联的扩张导管190的远端延伸到限定在可转向扩展护罩内的体积中。如前所述,通过对附接到可转向扩展护罩的远侧周边的缝线的选择性张紧,可转向扩展护罩可以以不同的量缩回、伸出和/或扩张,和/或以不同的量和/或沿不同的方向横向偏转。

[0085] 本公开的一些实施例包括内窥镜,该内窥镜在远侧末端处包括可充气囊192。在图4中,可充气囊192示出为充胀的和/或部分充胀的。在一个示例中,可充气囊194可以包括与内窥镜188的外表面同轴的内壁和与可充气囊194的内壁同轴的外壁。可充气囊194的内壁和外壁的近端和远端可以彼此连接,从而形成密封。充胀端口可以存在于可充气囊194的内壁中、外壁中和/或可充气囊194的内壁与外壁之间的近侧连接点处。因此,空气或液体可以通过膨胀端口经由沿扩张导管向近侧延伸的充胀管被引入到可充气囊194中。当空气或液体被泵送到可充气囊194中时,可以形成环形形状和/或其他形状。

[0086] 在一些实施例中,可充气囊194可以仅在内窥镜188的远侧延伸,使得与内窥镜188相关联的任何陡峭边缘可以被可充气囊192覆盖,从而防止因内窥镜188与患者组织之间的意外和/或有意接触而出现组织损伤。在一些实施例中,可转向扩展护罩186、内护套或外护

套194的边缘可以被可充胀囊覆盖或者可以被可充胀囊沿切向屏蔽。例如,可充胀囊可以定位成:围绕可转向扩展护罩186的远侧边缘(例如,远侧外周边);围绕外护套194的远侧外周边;和/或围绕内护套的远侧外周边,以防止因可转向扩展护罩186、外护套194的远侧外周边和/或内护套的远侧外周边与患者组织之间的意外和/或有意接触而出现组织损伤。

[0087] 在一些实施例中,可充胀囊192可以用于帮助将内窥镜定位在护罩186内。内窥镜的远侧末端的偏转可以沿偏转半径的弧摆动摄像机视野。囊192可以相对于护罩186稳定内窥镜末端,从而保持摄像机末端的偏转扫描最小化、但允许其角度改变以用于期望的视角。

[0088] 在一些实施例中,可充胀囊192可以是单层挠性和/或弹性材料。例如,可充胀囊192可以是由挠性和/或弹性材料形成的中空圆柱,该中空圆柱在其远端和近端处连接到内窥镜的外壁。可充胀囊192的远端和近端与内窥镜188的外壁之间的连接可以是不透流体的,使得存在于可充胀囊192的内壁与内窥镜188的外壁之间的空间可以被充胀。

[0089] 图5A描绘了根据本公开的实施例的扩张导管系统200的实施例,该扩张导管系统包括可转向扩展护罩202、处于第一展开状态的阻塞设备204和从构成扩张导管210的一部分的外护套208的远端延伸的可视化设备206。如本文讨论的,扩张导管210可以包括外护套208和从外护套208的远端展开的可转向扩展护罩202。

[0090] 在一些实施例中,可转向扩展护罩202可以展开在心包中的开口中,使得可转向扩展护罩202的外周边“抓住”心包,从而稳定扩张导管210并且防止扩张导管210相对于心包的运动。在一些示例中,扩张导管210能够从心脏提升心包,以在心包和心脏之间形成扩大的间质空间。这可以允许在心包和心脏之间的间质空间中具有增大的空间用于从扩张导管210展开设备。因此,设备可以完全展开在可转向扩展护罩202内(例如,在由可转向扩展护罩202形成的管腔内)、部分地展开在可转向扩展护罩202内、和/或展开在可转向扩展护罩202外。

[0091] 如本文讨论的,在一些实施例中,阻塞设备204可以从外护套208的远端展开。在一些实施例中,阻塞设备204可以用于阻塞左心耳。在一些实施例中,阻塞设备204可以包括引导管腔,第一导丝穿过所述引导管腔(例如,顶部导丝228或底部导丝230)。阻塞设备204可以包括底部阻塞夹212和顶部阻塞夹214。底部阻塞夹214和顶部阻塞夹214可以分别连接到底部支撑钳爪216和顶部支撑钳爪218,底部支撑钳爪和顶部支撑钳爪可以构造成闭合在彼此上。在一个示例中,电极可以沿着顶部阻塞夹214的顶部阻塞表面220和底部阻塞夹212的底部阻塞表面222设置。在一些实施例中,顶部阻塞表面220和底部阻塞表面222可以彼此面对。电极可以沿着整个顶部和底部阻塞表面220、222和/或沿着顶部和底部阻塞表面220、222的部分长度设置。然而,在一些实施例中,顶部阻塞夹214和底部阻塞夹212可以包含消融电极。

[0092] 在一些实施例中,阻塞设备可以经由夹安装件连接到夹导管(例如,细长挠性轴224)的远端。细长挠性轴224可以从近侧护套部分延伸通过外护套的中心管腔。在一些实施例中,底部支撑钳爪和顶部支撑钳爪可以在夹铰链226(例如,枢转点)处连接,所述夹铰链连接到夹安装件。在一个示例中,夹铰链226可以允许顶部支撑钳爪218相对于底部支撑钳爪216移动,反之亦然。替代地,夹铰链226可以允许底部支撑钳爪216和顶部支撑钳爪218相对于彼此移动。

[0093] 如与图5C相关地进一步描绘和讨论的,在一些实施例中,顶部支撑钳爪218和底部

支撑钳爪216可以构造成围绕夹铰链226枢转,使得顶部支撑钳爪218和底部支撑钳爪216可以打开或闭合。在一些实施例中,顶部支撑钳爪218和底部支撑钳爪216可以闭合,使得底部阻塞夹212接触顶部阻塞夹214和/或紧邻顶部阻塞夹214。在一些实施例中,底部阻塞夹212和顶部阻塞夹214可以闭合,使得在心耳定位在底部阻塞夹212与顶部阻塞夹214之间的情况下,心耳可以在底部和顶部阻塞夹212、214闭合(例如,构造成阻塞心耳)时被阻塞。

[0094] 在一个示例中,夹导管(例如,挠性轴224)可以从阻塞设备204穿过扩张导管210的中心管腔到达控制柄部。在非展开状态下,阻塞设备204和可转向扩展护罩202可以储存在外护套208的远端内。

[0095] 如与图2A相关地讨论的,在一些实施例中,扩张导管系统可以包括导丝(例如,顶部导丝228、底部导丝230)以有助于阻塞设备204的展开。例如,一个或多个导丝可以从外护套208的近端穿过并且可以在外护套208的远端中成环以及可以返回至外护套208的近端。在一些实施例中,导丝的远端可以在外护套208的远端附近连接。例如,导丝可以连接到外护套208的远端的内壁。在一个示例中,顶部引导管腔232可以连接到顶部支撑钳爪218,并且在一些实施例中可以与顶部支撑钳爪218或顶部阻塞夹214的顶部阻塞表面220以90度相对。例如,顶部引导管腔232可以沿着顶部支撑钳爪218的侧部设置,使得由顶部引导管腔232形成的纵向轴线平行于由顶部支撑钳爪218和/或顶部阻塞夹214形成的纵向轴线。此外,底部引导管腔234可以连接到底部支撑钳爪216,并且在一些实施例中可以与底部支撑钳爪216或底部阻塞夹212的底部阻塞表面222以90度相对。例如,底部引导管腔234可以沿着底部支撑钳爪216的侧部设置,使得由底部引导管腔234形成的纵向轴线平行于由底部支撑钳爪216和/或底部阻塞夹212形成的纵向轴线。如本文讨论的,在一个示例中,引导管腔232、234可以是管,其可以是中空圆柱,该中空圆柱与每个相应的阻塞夹212、214和/或支撑钳爪216、218的纵向轴线轴向对准。

[0096] 在一个示例中,可以向远侧推动每个导丝228、230的近端,使得每个导丝228、230的远端相对于外护套208的远端向远侧推动,由此将远侧环形部分236、238相对于远侧护套部分设置在远侧。如图所示,在一些实施例中,远侧环可以形成在每个导丝228、230中,相对于外护套208的远端位于远侧。在一个示例中,导丝228、230可以由挠性材料和/或形状记忆材料(例如,镍钛诺)形成,其可以被自然地偏压,使得当导丝228、230被推出外护套208的远端时,由每个导丝228、230形成的环扩张。例如,导丝228、230可以形成从扩张导管210所形成的纵向轴线向外扩张的环,从而为顶部引导管腔232和底部引导管腔234沿之骑跨提供引导。

[0097] 在一些实施例中,夹导管可以是挠性轴224,其可以构造成使轴具有内张力和外压缩。在展开导丝228、230时,阻塞设备204可以通过挠性轴224(例如,通过相对于外轴208向远侧推动挠性轴224)而从外护套208的远端展开并且可以沿导丝228、230被引导。在一个示例中,如图5B所示,阻塞设备204可以随着其跟随导丝228、230(例如,沿导丝移动)朝导丝228、230的远侧环行进而转动。例如,当阻塞设备沿着第一导丝并且围绕远侧环形部分(例如,远侧环形部分236)向远侧移动时,阻塞设备204可以从笔直取向转动,该笔直取向与护套纵向轴线对准。在一些实施例中,远侧环形部分和阻塞设备可以以未展开状态储存在中心管腔内,并且可以以展开状态相对于远侧护套部分位于远侧。

[0098] 在一些实施例中,第一导丝(例如,顶部导丝228)可以包括第一导丝端和第二导丝

端,第二导丝(例如,底部导丝230)可以包括第三导丝端和第四导丝端。第一和第二导丝可以从其各自的导丝端延伸通过中心管腔,并且可以分别形成如图所示的第一导丝远侧环形部分236和第二导丝远侧环形部分238。在一些实施例中,第一和第二导丝远侧环形部分236、238在未展开状态下储存在中心管腔内,并且第一和第二导丝远侧环形部分236、238构造成在从远侧护套部分展开时相对于外护套208的纵向轴线向外(例如,横向)扩张。

[0099] 在一些实施例中,引导管腔232、234均可以与支撑钳爪216、218中的相应一个的纵向轴线对准。在一些实施例中,第一支撑钳爪216可以构造成沿着第一导丝并围绕第一导丝远侧环形部分236向远侧移动,第二支撑钳爪可以构造成沿着第二导丝并围绕第二远侧环形部分238与第一支撑钳爪一致地向远侧移动。在一些实施例中,当第一支撑钳爪216和第二支撑钳爪沿着第一和第二导丝并围绕第一和第二远侧环形部分236、238向远侧移动时,第一支撑钳爪216和第二支撑钳爪218可以从笔直取向转动,该笔直取向与护套纵向轴线对准。

[0100] 在一些实施例中,如果囊192在夹212和214前进到护罩外部之后足够充胀以填充护罩,则囊可以帮助稳定导丝228和230并将其抵靠护罩186内部保持就位。在一些实施例中,这可以帮助保持有利的导丝位置。

[0101] 图5B描绘了根据本公开的实施例的可转向扩展护罩202、处于第二展开状态的阻塞设备204和从构成扩张导管210的一部分的外护套208的远端延伸的可视化设备206。在一些实施例中,内窥镜可以从近侧护套部分通过中心管腔(例如,外护套208和/或内护套的中心管腔)延伸到远侧护套部分。如图5B所示,内窥镜206也可以相对于扩张导管210向远侧移动,以使得能够更好地观察阻塞设备204和/或患者体内的周围组织结构。如图所示,当相对于外护套208的远端向远侧推动阻塞设备时,阻塞设备204可以跟随导丝228、230行进。在一些实施例中,挠性轴224可以弯曲以允许阻塞设备204沿着由导丝228、230形成的路径转动。在一些实施例中,导丝228、230可以单独地或彼此组合地具有大于挠性轴224的刚性的刚性,从而在阻塞设备204伸展时允许挠性轴224而非导丝228、230弯曲和/或在阻塞设备204伸展时允许挠性轴224比导丝228、230弯曲得更多。

[0102] 图5C示出了根据本公开的实施例的来自图5B的可视化设备206的视图。如图所示,来自可视化设备206(例如,内窥镜)的视图示出了阻塞设备204、引导管腔232、234、导丝228、230、可转向扩展护罩202和挠性轴224,该挠性轴已经向远侧移动以展开阻塞设备204。描绘了夹铰链226和夹铰链销250的视图。顶部支撑钳爪218可以构造成围绕铰链销250旋转和/或底部支撑钳爪216可以构造成围绕铰链销250旋转,以使得能够闭合阻塞设备204。在一些实施例中,可以使用图2A所示的夹前进与打开控制件146来打开和/或闭合阻塞设备204。在一个示例中,缆线壳体150和缆线148可以延伸通过挠性轴224。在一些实施例中,缆线148的远端可以附接到底部支撑钳爪216,并且在向近侧拉动拉手149时,底部支撑钳爪216可以相对于顶部支撑钳爪218闭合和/或移动得更靠近(例如,底部阻塞夹212可以移动到更靠近顶部阻塞夹214)。在一些实施例中,导丝228、230可以被偏压以便打开阻塞设备204。因此,阻塞设备204可以自然地保持在打开状态,除非将张力(例如,经由拉手)施加到缆线148上。

[0103] 图6A描绘了根据本公开的实施例的可转向扩展护罩260、消融设备262和从与图1的示例性扩张导管系统相关联的可转向扩展护罩266的远端延伸的可视化设备264(例如,

内窥镜)。在一些实施例中,细长抽吸消融设备262、例如COBRA **Fusion®**设备可以从扩张导管266的远端展开。细长抽吸消融设备262可以通过在抽吸本体268的槽270中产生真空而操作,所述真空将组织拉到槽270中,该槽用电极作衬。电力可以施加于电极并用于消融组织,从而确保透壁性。抽吸也可以用于将设备保持在期望位置。在一个示例中,细长抽吸消融设备262可以附接到一轴上,该轴延伸通过扩张导管266并经由可操纵接头272连接到细长抽吸消融设备262。在一些实施例中,可操纵接头272可以是机器人式的并且从导管柄部和/或经由与可操纵接头272连接的另一机械设备和/或电子设备控制。

[0104] 在一些实施例中,通过沿着扩张导管向远侧移动与设备262相关联的轴274,细长抽吸消融设备262可以从扩张导管266展开。此外,内窥镜也可以从扩张导管展开。如与图4相关地讨论的,在一个示例中,内窥镜可以包括可充胀囊276。如图6A所示,可充胀囊276处于收缩状态。在一个示例中,当内窥镜264储存在扩张导管266中时,可充胀囊276可以收缩。

[0105] 图6B描绘了根据本公开的实施例的来自图6A的可视化设备264的视图。如图所示,来自可视化设备264的视图示出了细长抽吸消融设备262、可操纵接头272以及可转向扩展护罩260。在一些实施例中,可操纵接头272可以旋转,使得细长抽吸消融设备262可以围绕由轴274形成的纵向轴线旋转。在一些实施例中,可操纵接头272可以是万向接头,从而允许细长抽吸消融设备262相对于轴274偏转和/或扭矩传递(例如,滚动)。

[0106] 图6C示出了根据本公开的实施例的细长抽吸消融设备290。在一些实施例中,细长抽吸消融设备290可以包括轴292,该轴可以是挠性的、半刚性的和/或可转向的。抽吸本体294可以与图6A所示的类似。轴292可以连接到细长抽吸本体294,这可以类似于COBRA **Fusion®**设备,但没有位于抽吸本体294的远端处的磁体和/或栓系件。替代地,在一些实施例中,抽吸本体294的远端可以包括磁体和/或栓系件。在一些实施例中,抽吸本体294的轴向长度可以为约25毫米,不过尺寸并不局限于此并且抽吸本体的轴向长度可以更大或更小。

[0107] 在一些实施例中,背侧导丝管腔296可以沿抽吸本体294背侧地延伸。在一些实施例中,一个或多个横向导丝管腔可以设置在抽吸本体旁边。例如,一对横向导丝管腔可以设置在抽吸本体旁边并且可以彼此沿直径相对。导丝管腔294可以是管,导丝可以以类似于与图5A-5D的引导管腔232、234相关地讨论和描述的方式穿过所述管。例如,抽吸本体294可以从扩张导管的远端推入由可转向扩展护套形成的空间中,并且可以沿着穿过引导管腔的导丝被引导到适当位置。

[0108] 图6D表示根据本公开的实施例的来自可视化设备的视图的格式化表示,示出了类似于图6C所示的细长抽吸消融设备,该细长抽吸消融设备沿着管腔304内部的导丝302被引导。在一个示例中,细长抽吸消融设备的抽吸本体300示出为接触或快要接触组织306以进行消融。如图6C所示,抽吸本体300可以包括沿抽吸本体背侧地安装的引导管腔(未示出)。如本文所述,导丝302可以延伸通过引导管腔并且可以形成远侧环。当抽吸本体300通过导丝302上的推动和/或拉动和/或连接到抽吸本体300的轴上的推动和/或拉动的组合而前进时,背侧引导管腔可以沿着导丝302移动,从而导致抽吸本体300以特定方式定位,如与图5A-5D相关地讨论和描述的那样。

[0109] 图7描绘了根据本公开的实施例的可视化、起搏、感测和/或消融设备(以下称为设备320)的等距侧视和正视图。在一些实施例中,设备320可以包括护套和安装件324,密封盖

326可以附接到该安装件上。在一些实施例中,密封盖326可以附接到围绕安装件324的外部周向延伸的凹进帽安装唇部338上。在一个示例中,护套322可以连接到安装件324上。在一些实施例中,内窥镜328可以插入到由护套322限定的管腔中并延伸通过该管腔。在一些实施例中,内窥镜328可以是可转向的。在一个示例中,内窥镜328可以从图7所示的位置向远侧滑动,使得内窥镜328被放置在密封盖326内并且可以在密封盖326内被转向以观察不同的区域。

[0110] 在一些实施例中,密封盖326可以在内窥镜328和组织之间形成空间以提高可视化。在一些实施例中,密封盖326可以保护内窥镜328免受流体影响,以从内窥镜328实现清晰的视野。密封盖326可以通过与目标组织进一步分离而使消融更为有效并且增强视野,同时仍使设备320的轮廓最小化。

[0111] 在一些实施例中,安装件324可以包括供内窥镜328穿过的端口332。在一个示例中,端口332的远端可以包括围绕端口332的周边制成的一个或多个轴向释放切口330,其可以与延伸通过端口332的纵向轴线平行地延伸。该一个或多个释放切口330可以允许端口332的远侧边沿在内窥镜328放置在端口332中时屈曲。在内窥镜328通过端口338放置时,端口332的远侧边沿经由释放切口的屈曲可以在内窥镜328与端口332的远侧边沿之间产生摩擦力,从而将内窥镜328在端口332内保持在适当位置,并且防止内窥镜328意外移位。

[0112] 在一些实施例中,安装件324可以包括近侧外唇部,挠性可扭转护套可以连接到该近侧外唇部上(例如,滑动套在其上)。挠性可扭转护套可以是被动挠性的,使得当内窥镜328偏转时其可以偏转,正如本文进一步讨论的。例如,密封盖326可以设置有四向可转向性。

[0113] 在一些实施例中,冲洗管腔可以与密封盖流体连通,使得密封盖326可以填充有流体(例如,液体、气体)。在一个示例中,液体可以被引入到密封盖326中并且可以填充密封盖326以减少在密封盖326的内表面上产生的眩光。流体可以从形成在密封盖326中的远侧末端孔336和/或其他孔排出以提供冲洗。

[0114] 在一些实施例中,电极340-1、340-2、340-3可以设置在密封盖326的外部上。在一个示例中,电极轴342可以包括在电极轴342的远侧末端与电极轴342的近端之间间隔开的环形电极340-1、340-2、340-3。在一些实施例中,如图所示,电极轴342可以相对于延伸通过密封盖326的纵向轴线平行但偏离轴线地延伸。环形电极340-1、340-2、340-3可以经由绝缘材料彼此分离,并且可以用于消融、感测和/或起搏。在一些实施例中,电极轴342的远端可以包括末端电极344,该末端电极可以用于消融、感测和/或起搏。

[0115] 在一些实施例中,设备320和/或密封盖326可以由透明和/或半透明的刚性材料、半刚性材料、挠性材料和/或弹性材料制成,使得内窥镜328可以透过密封盖观察。在一些实施例中,轴向凹槽可以设置在密封盖326的外表面中,该外表面相对于延伸通过密封盖326的纵向轴线平行、但偏离轴线地延伸。如本文所讨论的,在一个示例中,电极轴342可以放置在轴向凹槽内。

[0116] 在一些实施例中,密封盖326可以通过将流体引入密封盖326中而充胀和/或收缩。密封盖326的充胀或收缩可以允许密封盖326更容易地装配到扩张导管的远端中和/或更容易地引入身体的各个腔体中。例如,在从扩张导管展开密封盖326时,密封盖326可以从收缩和/或部分收缩状态充胀。

[0117] 图8A描绘了根据本公开的实施例的类似于图7所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备362的侧视图,该设备附接到导管360的远端。该设备362可以包括如与图7的设备相关地讨论的安装件364、内窥镜(未示出)和/或密封盖368。如图8所示,设备362可以附接到导管360的远端。在一些实施例中,导管360可以包括不同的材料,使得导管360的不同部分可以具有不同的挠性。例如,导管的远侧和近侧部分370-1、370-3的挠性可以小于导管360的中间部分370-2的挠性。在一些实施例中,导管的远侧和近侧部分370-1、370-3可以是施加到导管的外表面的收缩包裹部。这可以允许导管的中间部分370-2更具挠性,从而允许与导管的该部分相关地具有增加的挠性。

[0118] 在一些实施例中,设备362可以包括包含一个或多个消融、感测和/或起搏电极的第一电极轴372-1和第二电极轴372-2。如与图7、10A和10B相关地讨论的,密封盖368可以包括用于第一电极轴372-1和第二电极轴372-2的沿密封盖368的外部设置的轴向凹槽。第一和第二电极轴372-1、372-2可以放置在各自相应的轴向凹槽中。

[0119] 图8B描绘了根据本公开的实施例的图8A所示的导管的横截面。在一些实施例中,内窥镜缆线374可以穿过图7所示的护套376的中心管腔。在一些实施例中,内窥镜缆线374可以是被动挠性的,并且护套376可以包括牵拉线,所述牵拉线可以选择性地张紧以使护套376偏转。替代地,内窥镜缆线374可以是可偏转的,并且护套376可以是被动挠性的。在一些实施例中,护套376可以插入到图7所示的由近侧唇部334限定的管腔中,但不连接到安装件。在一些实施例中,挠性可扭转护套378可以与护套376同轴,使得护套376穿过挠性可扭转护套378的中心。在一个示例中,挠性可扭转护套378可以连接到近侧唇部334的外表面,并且能够相对于护套376和内窥镜旋转。这样,挠性可扭转护套378可以旋转,从而使安装件364和密封盖368相对于内窥镜和护套376旋转。因此,设置在密封盖368的外部上的电极轴372-1、372-2可以旋转到特定位置。在一些实施例中,也可以旋转内窥镜以使内窥镜定向成使得由内窥镜产生的显示以适当的取向(例如,右侧上)出现。

[0120] 图9描绘了根据本公开的实施例的来自图7的可视化、起搏、感测和/或消融设备内的内窥镜的视图的格式化表示。在一个示例中,该视图可以来自放置有密封盖326的内窥镜。来自内窥镜的视图可以俯瞰包含电极340-1'、340-2'、340-3'的电极轴342',并且还可以俯瞰已经被消融或将要被消融的组织。如图所示,消融线已经通过位于电极轴342的远侧末端处的电极344产生。在一些实施例中,当将设备320导航至适当位置以进行消融、感测和/或起搏程序时,内窥镜可以用于提供视野。

[0121] 图10A描绘了根据本公开的实施例的可视化、起搏、感测和/或消融设备388的等距侧视和仰视图。在一些实施例中,密封盖396的近端可以连接到轴398的远端。如图所示,如前所述的那样,密封盖396可以包括形成在密封盖396的底部中的凹槽,电极轴可以放置在所述凹槽中。在一些实施例中,电极轴392-1、392-2可以包括用于消融、感测和/或起搏的电极394-1、394-2、394-3、394-4。在一些实施例中,设备388可以包括两个或更多个电极,其可以用于组织的双极消融。在一些实施例中,形成密封盖396的底部(例如,密封盖的形成有凹槽的部分)的材料可以比密封盖的其他部分更厚,以便为电极轴392-1、392-2提供支撑并且更容易地允许形成凹槽,如与图11A相关地所示的那样。

[0122] 图10B描绘了根据本公开的实施例的图10A所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备388的仰视图。如图所示,电极轴392-1、392-2可以沿着密封盖396的底部轴向延伸。如本

文讨论的,密封盖396可以由透明和/或半透明材料形成,因此内窥镜可以透过密封盖396提供图像。

[0123] 图11A描绘了根据本公开的实施例的可视化、起搏、感测和/或消融设备410的侧视图。在一个示例中,如本文讨论的,设备410可以包括密封盖。在一些实施例中,密封盖412的底部414可以包括比密封盖412的一些其他部分更厚的壁材料。如图所示,底部部分414可以是厚壁的,而其他部分可以是薄壁的。在一些实施例中,电极轴416可以连接到该厚壁的底部部分414。

[0124] 在一些实施例中,底部部分可以由不同于薄壁部分418的基底形成。例如,基底可以由半刚性和/或刚性材料形成的透明材料,而密封盖412的一些其他部分(例如,薄壁部分418)可以由挠性或弹性材料形成。在一个示例中,只有密封盖412的以合理余量容置电极轴416的部分由刚性的光学透明聚合物构成。密封盖412的其余部分可以由可扩张构件构成,所述可扩张构件例如是编织线框或可选地是球囊,该可扩张构件结合到刚性元件以提供扩张装置,正如本文讨论的。如果使用球囊,该球囊可以与刚性消融元件分离,以避免影响球囊完整性的热/冷问题。例如,球囊可以连接到基底,使得球囊可以充胀和/或收缩以减小密封盖412的尺寸用于引入患者体内。在一个示例中,设备410可以减小到装配至4/10毫米插管中的尺寸。如进一步示出的,护套420可以连接到密封盖412的近端,并且一电线可以向电极轴416上的电极供电。在一些实施例中,护套420可以包括用于使护套420转向的牵拉线。在一些实施例中,牵拉线也可以向与密封盖412相关联的电极或其他部件供电。此外,如本文讨论的,内窥镜可以包括在密封盖412中。来自内窥镜的视图可以是正在进行消融或其他程序的区域。与内窥镜相关联的缆线可以穿过护套420中的开口424以提供与内窥镜的连接。

[0125] 如本文讨论的,在一些实施例中,设置在密封盖412的外部上的消融元件可以是电极。消融元件可以构造为射频电极、低温电极、双极射频轴或具有相对电极的真空槽,例如与COBRA **Fusion®**设备相关联的电极。

[0126] 图11B描绘了根据本公开的实施例的图11A所示的可视化、起搏、感测和/或消融设备410的正视图。在一些实施例中,流体管腔可以穿过与密封盖412相关联的轴420,并且可以用于将流体引入密封盖412中以充胀密封盖412和/或减少密封盖412内的眩光/或减少从空气到其内表面的聚合物界面出现的视觉扭曲。在一个示例中,流体可以是诸如二氧化碳的气体和/或诸如盐水的液体。在一些实施例中,从流体管腔430进入密封盖的流体可以穿过密封盖中的远侧末端孔432,使得冲洗流体可以提供至治疗部位和/或气体可以提供至治疗部位以便注入。

[0127] 图12A描绘了根据本公开的实施例的具有铰链448并处于折叠状态的图11B的可视化、起搏、感测和/或消融设备的替代实施例的正视图。在一些实施例中,密封盖可以包括沿密封盖的底部轴向延伸的铰链448。在一个示例中,铰链可以在两个电极轴440-1、440-2之间延伸并且可以连接至形成密封盖的底部的基底442。在一个示例中,基底442可以是半刚性和/或刚性材料,铰链448可以将基底442轴向地分半,使得基底442可以折叠成一半。在一个示例中,挠性材料444可以连接到基底442的外周,并且基底442的由铰链分开的部分可以朝挠性材料(例如,向上)折叠以坍塌密封盖和挠性材料并减小其尺寸,如图12A所示。

[0128] 图12B描绘了根据本公开的实施例的处于打开和部分展开状态的图12A的可视化、

起搏、感测和/或消融设备的正视图。在一个示例中,图12A中的设备可以绕铰链448展开,如图12B所示。如图所示,可以看到一接头穿过图12B中的电极之间的基底延伸,在该接头处可以放置铰链448。在一些实施例中,铰链448可以是密封铰链,使得流体不会从密封盖的内部空间通过铰链448泄漏。可以看出挠性材料444以部分扩张的状态覆盖基底442的顶部并且连接至基底442的外周。

[0129] 图12C描绘了根据本公开的实施例的处于打开和扩张状态的图12A的可视化、起搏、感测和/或消融设备的正视图。如图所示,可以将流体引入密封盖中,并且流体可以使挠性材料444扩张并充胀到特定尺寸。在一些实施例中,设备可以具有1至3厘米的充胀直径。

[0130] 图13A示出了根据本公开的实施例的处于缩回状态的端口进入设备的等距正视图和侧视图。在一个示例中,端口进入设备460可以与本文讨论的实施例相关地使用,以提供进入身体内的空间的进入路径。在一个示例中,端口进入设备460可以包括位于端口进入设备460的近端处的歧管462。如图13A所示,歧管可以包括抽吸管464。歧管462的远端可以连接到中心插管466的近端。中心插管466可以包括穿过中心插管466的中心延伸的中心管腔468。在一些实施例中,中心管腔468可以延伸通过歧管462,使得一器械可以通过歧管462的近端向远侧插入穿过中心管腔468。

[0131] 在一些实施例中,联接环470可以连接到中心插管466的远端。在一些实施例中,联接环470可以具有比中心插管466更大的直径。在一些实施例中,联接环470可以包括围绕联接环470的远侧内周(例如,远侧面)定位的钩,如图13A所示。在一个示例中,钩472可以容置在形成于联接环470的远侧面中的钩壳体474中。多个钩销孔口476可以形成在联接环470的外表面中。在一个示例中,销可以被驱动到用于每个钩472的钩销孔口476中并且通过每个钩472中的开口以将钩472保持在适当位置以及允许钩472围绕销旋转。在一些实施例中,钩销孔口476可以与用于钩472的钩销孔相关联。

[0132] 在一些实施例中,联接环470的远侧面可以包括绕联接环470的远侧面间隔开的多个抽吸端口478。在一个示例中,抽吸管腔可以从每个抽吸端口478向近侧延伸(例如,穿过中心插管的壁)到歧管462和抽吸管464。这样,抽吸管464可以与位于联接环470的远侧面上的每个抽吸端口478流体连通。在一些示例中,每个抽吸端口478可以包括从中心管腔468沿径向方向延伸的抽吸肋480。在一个示例中,抽吸肋480可以横跨各个抽吸端口478延伸以防止组织被吸入到抽吸端口478中。例如,组织可以覆盖在抽吸端口478上,从而将组织的额外的表面区域暴露于通过抽吸端口478带动的抽吸。因此,通过使用抽吸肋480可以将更大的抽吸力施加到组织和/或防止因组织被吸入抽吸端口478而引起的组织损伤。

[0133] 在一些实施例中,端口进入设备460的近端可以被引入到患者的胸部中。联接环470可以放置成与心包接触。一旦联接环470接触心包,便可以通过抽吸管464带动抽吸,从而在每个抽吸端口478处产生所施加的抽吸。心包的组织可以被吸入到每个抽吸端口478中并且因此可以被带动抵靠联接环470。在一些实施例中,由于心包因通过每个抽吸端口478施加到组织的抽吸力而与联接环470的近侧表面靠近,心包可以从心肌提升。在一些实施例中,也可以在中心管腔468中施加抽吸,其可以提供用于从心肌提升心包的增加的抽吸力。在一些实施例中,抽吸管可以与中心管腔468流体连通,和/或额外的管腔抽吸管可以与中心管腔468流体连通,该额外的管腔抽吸管可以用于向中心管腔468施加抽吸。如后图进一步描述的,钩472可以展开以刺入心包并将其保持为与联接环470的近端靠近。

[0134] 在一个示例中,端口进入设备460可以用于将一器械引入到心包与心肌之间的间质空间中。在一些实施例中,端口进入设备460可以用于将本公开中公开的设备中的任一设备引入到心包与心肌之间的间质空间中,如本文进一步讨论的。

[0135] 图13B描绘了根据本公开的实施例的处于缩回状态的图13A的端口进入设备460的正视图。如图所示,端口进入设备460包括联接环,该联接环具有绕联接环470的远侧面分布的抽吸端口478。在一些实施例中,钩壳体474可以形成在抽吸端口478之间以保持钩472。此外,抽吸端口478可以包括如本文讨论的抽吸肋480,该抽吸肋可以从中心管腔468沿径向方向径向地延伸。替代地,抽吸肋480可以横跨抽吸端口478沿与圆筒形联接环470相切的方向延伸。在一些实施例中,可以在每个抽吸端口478上放置筛网以防止组织被吸入抽吸端口478中。

[0136] 图13C描绘了根据本公开的实施例的处于缩回状态的图13B的端口进入设备460沿线E-E的横截面侧视图。如图所示,端口进入设备460包括附接到中心插管466的远端的联接环470。该横截面图描绘了处于缩回状态的钩472。每个钩472可以包括设置在钩销孔492的相对侧上的控制杆附接点490。钩销494可以经由相应的钩销孔口476放置在钩销孔492中,以将钩销494保持在适当位置并形成供钩472绕着旋转的支点。控制杆附接点490可以包括钩支点销孔496,控制杆销498可以穿过该钩支点销孔,以将控制杆502连接到钩472。控制杆502可以穿过控制杆管腔506到达牵拉环482。

[0137] 在一些实施例中,控制杆502可以一直延伸通过控制杆管腔506到达牵拉环482。替代地,牵拉线可以将控制杆502连接到牵拉环482。向远侧或向近侧移动牵拉环482可以使控制杆502向远侧或向近侧移动,使得控制杆502可以使控制杆附接点490和钩472围绕钩销494旋转。因此,钩472可以通过牵拉环482的运动而缩回或接合。在一些实施例中,控制杆502可以连接到例如诸如操纵杆的另一种设备上。在一些实施例中,联接环470可以包括如图所示的支点通道504,以提供用于控制杆附接点490移动的空间。

[0138] 如进一步描绘的,联接环470包括位于联接环的近侧面中的抽吸肋480和抽吸端口478。在一些实施例中,联接环的远侧面可以从最远侧外周朝中心管腔的中心成型。例如,如图所示,近侧面可以是弯曲的(例如,倒圆)。

[0139] 图13D描绘了根据本公开的实施例的处于刺入状态的图13C的端口进入设备的横截面侧视图。如图所示,控制杆502已经朝控制杆管腔506向近侧移动,从而在支点通道504中使钩支点向近侧旋转,这继而使钩472朝联接环470的远端向远侧旋转进入刺入状态。

[0140] 图13E描绘了根据本公开的实施例的处于接合状态的图13C的端口进入设备460的横截面侧视图。如图所示,控制杆502已经进一步朝控制杆管腔506向近侧移动,从而使控制杆附接点490朝端口进入设备460的近端更完全地旋转,这继而使钩朝联接环470的远端向远侧旋转进入接合状态。

[0141] 在一些实施例中,当钩472在刺入状态抓住心包时,钩472的末端可以相对于联接环470构造成不通过联接环470的最远端。在一些示例中,这可以用于防止意外抓住心肌。通过使用抽吸端口478,可以将心包吸入到钩472能够够到的位置,并且钩472可以抓住心包。这可以进一步防止用钩472意外地抓住心肌,这是因为心包可以被吸入到钩472能够够到的位置,并且在一些实施例中可以从心肌拉出,从而将钩472与心肌分离。

[0142] 图13F描绘了根据本公开的实施例的处于接合状态的图13A的端口进入设备460的

等距正视和侧视图。如图所示,钩472可以缩回到钩壳体474中。在一些实施例中,端口进入设备460可以构造成使用剑突下方式插入到患者体内,并且联接环470可以放置成通过抽吸与心包接触,正如本文讨论的那样。替代地,端口进入设备460可以适当地附接到心包。在一些实施例中,联接环470可以放置成与心尖接触。如本文讨论的,心包可以经由抽吸端口被抽吸到联接环470,钩472可以被接合以钩住并保持心包,然后可以关掉抽吸。

[0143] 在一些实施例中,心包可以用刀片切入或沿着端口进入设备460的中心管腔468灼烧插入,以产生通过心包进入间质空间的进入端口。在一些实施例中,管腔可以延伸通过歧管462的近端并且可以与中心管腔468连通。因此,连续管腔可以从近端到远端穿过端口进入设备460。在一些实施例中,歧管462中的管腔可以包括密封件,器械可以通过该密封件。例如,可以横越歧管462中的管腔放置硅材料层,其包括器械可以通过其中的孔。当器械插入孔中时,硅可以在器械周围扩张和密封,以防止任何流体或气体离开口进入设备的歧管462。

[0144] 在一些实施例中,端口进入设备可以包括与中心管腔468连通的注入管。在一个示例中,当端口进入设备460已经经由钩472附接到心包时,注入气体和/或液体可以通过该注入管泵入并沿着中心管腔468进入心包中的间质空间。在一些实施例中,可以将挠性密封件放置在钩壳体474的近端周围,该密封件可以与心包接触并且帮助建立密封,使得注入气体和/或液体从联接环470与心包之间的界面的泄漏可以最小化。

[0145] 在一些实施例中,一对可充胀环可以从联接环470和/或从端口进入设备460的邻近联接环470的部分展开。在一个示例中,一个可充胀环可以在心包囊内展开,第二可充胀环可以在心包囊外展开。在一个示例中,心包可以被该对可充胀环夹在中间以帮助建立密封,使得注入流体从联接环470与心包之间的界面的泄漏可以最小化。

[0146] 在一些实施例中,端口进入设备460可以包括一体式内窥镜。在一些实施例中,该一体式内窥镜可以与中心管腔468一起沿着中心管腔468的一侧放置,和/或可以放置在联接环470的远端内。

[0147] 图14A至14C描绘了根据本公开的实施例的端口进入设备的各种实施例。图14A描绘了图13A所示的端口进入设备的示例性表示,该端口进入设备包括联接环520、中心插管522、用于致动联接环520中的钩的控制杆524、和牵拉环526。在一个示例中,可以沿近侧方向拉动和/或沿远侧方向推动(例如,缩回、伸展)该牵拉环526,使得每个控制杆均等地移动。替代地,可以摇动牵拉环526以有差异地移动控制杆。因此,一些钩可以相对于其他钩移动更大的量或相对于其他钩顺序地移动。

[0148] 图14B描绘了包括成角度的联接环540的端口进入设备的另一实施例,该成角度的联接环在图14D和14E中进一步示出。如前所述,图14B中的端口进入设备包括中心插管542、歧管544和抽吸管546。由于成角度的联接环上形成的角度,可以在成角度的联接环上不采用钩,图14B所示的设备可以是抽吸设备。在一些实施例中,较大的抽吸端口可以包括在成角度的联接环540中,和/或如前所述的密封设备可以用在成角度的联接环540上,以防止吹入流体从心包与成角度的联接环之间的界面的泄漏。将与图14D至14F相关地讨论并描述图14B所示的实施例的进一步的方面。

[0149] 图14C描绘了端口进入设备的另一个实施例,该端口进入设备包括中心插管550、抽吸管554和歧管552。图14C所示的端口进入设备的联接环548不包括钩,而是采用例如图

13A所示的抽吸端口。在一些实施例中,与图14B和图14A的实施例相关联的抽吸端口可以具有更大的尺寸,以提供更大的抽吸力来从心肌提升心包,并且可以包括或不包括筛网和/或抽吸肋。将与图14D至14F相关地讨论并描述图14C所示的实施例的进一步的方面。

[0150] 图14D描绘了根据本公开的实施例的图14B的端口进入设备570的远端的等距侧视和正视图。如图所示,成角度的联接环574可以附接到中心插管572的远端并且可以包括成角度的远端,该成角度的远端包括围绕成角度的联接环574的远侧开口形成的多个抽吸端口576。在一些实施例中,成角度的联接环574的远侧面可以相对于中心插管以一定角度形成。在一些实施例中,该角度可以在1度至75度、10度至65度、20度至55度、30度至50度、和/或35度至45度的范围内,不过其他角度范围也是可以的。在一些实施例中,成角度的联接环574的远侧面可以朝中心管腔578成角度和/或倒圆。例如,成角度的联接环574的远侧面的设置在成角度的联接环574的远侧外周与成角度的联接环574的内周之间的表面可以朝端口进入设备的近端成角度。成角度的联接环可以与中心插管的远端连接。

[0151] 如图14D中进一步描绘的,每个抽吸端口576可以朝成角度的联接环574的远端外扩敞开。在一些实施例中,抽吸端口576可以在成角度的联接环574的远侧表面上围绕中心管腔578相等地间隔开。在一些实施例中,联接环574可以包括5至30个、10至25个、或15至20个抽吸端口576,不过少于5个或大于30个抽吸端口576也可以包括在联接环574中。如图所示,联接环574包括17个抽吸端口576。在一些实施例中,可以在相邻的抽吸端口576之间形成抽吸隆起部580。在一个示例中,抽吸隆起部580的宽度(例如,周向宽度)可以最小化,使得横跨心包的较大表面面积施加抽吸。在一些实施例中,抽吸隆起部580可以呈倒圆,使得在心包带到抵靠成角度的联接环的远侧表面时,心包不被抽吸隆起部580切割。

[0152] 图14E示出了根据本公开的实施例的图14B的端口进入设备的远端的示意性侧视图。如图所示,成角度的联接环574可以具有围绕成角度的联接环574的远侧开口设置的多个抽吸端口576。抽吸端口可以与穿过中心插管的壁行进的抽吸管腔流体连通。例如,抽吸端口576可以与抽吸管腔578流体连通,该抽吸管腔可以设置在中心插管572的内壁中。如前所述,抽吸管腔可以与抽吸管流体连通。

[0153] 在一些实施例中,抽吸管腔578可以设置在中心插管572的壁中,抽吸管腔578的数量可以等于抽吸端口的数量。在一些实施例中,中心插管可以包括一个抽吸管腔,成角度的联接环574可以包括将每个抽吸端口连接到该一个抽吸管腔的歧管。如图所示,在一些实施例中,联接环574的成角度的远端可以具有弯曲形状,以有助于与心脏表面(例如,心尖)的紧密切向配合。例如,如图14E所示,联接环574的远侧面可以在成角度的联接环的远侧末端580与成角度的联接环582的远侧基部之间朝端口进入设备570的近端向内弯曲。在一些实施例中,联接环574的远侧面可以垂直于由中心插管572形成的纵向轴线,如图14C所示。

[0154] 图14F描绘了根据本公开的实施例的图13A至14F的端口进入设备的近端的等距侧视图。在一个示例中,端口进入设备包括中心插管572,歧管594附接到中心插管572的近端。歧管594包括限定抽吸管管腔596的抽吸管598,该抽吸管管腔与抽吸歧管环590流体连通,抽吸歧管环围绕歧管594的周边延伸并且与延伸通过歧管594和中心插管572的轴线同轴。如本文讨论的,抽吸歧管环590与多个抽吸管腔578流体连通,所述多个抽吸管腔与位于端口进入设备的远端处的抽吸端口576流体连通。因此,抽吸管管腔596与抽吸端口576流体连通。抽吸歧管环590可以经由抽吸歧管环590将通过抽吸管管腔596施加的抽吸基本均等地

分配给抽吸端口576。在一些实施例中，抽吸歧管环可以形成在中心插管的远侧基部中和/或可以形成在联接环的近端中，从而允许一个或多个抽吸管腔设置在中心插管中，所述一个或多个抽吸管腔与抽吸管管腔596流体连通。尽管在一些实施例中抽吸歧管环590示出为具有圆形横截面的环形管腔，但是在一些实施例中，歧管环可以具有三角形、正方形或其他形状的横截面。

[0155] 在一些实施例中，歧管环590可以与由端口进入设备限定的纵向轴线同轴。在一些实施例中，抽吸管腔可以平行于纵向轴线延伸，并且可以与歧管环590的远侧部分相交。在一些实施例中，与图13A至14F所示的实施例相关联的中心插管可以是挠性的和/或在一些实施例中具有与其相关联的固定弯曲。

[0156] 歧管包括歧管孔，各种设备可以插入通过该歧管孔。在一个示例中，如本文讨论的，歧管孔可以包括能够防止或最小化流体从歧管孔泄漏的密封件。

[0157] 图15A是根据本公开的实施例的进入传播设备610的等距侧视和正视图。进入传播设备610可以类似于由AtriCure生产的Lumitip™解剖系统。进入传播设备可以与图15B所示的进入带620结合使用。进入带620可以具有远侧袋622，进入传播设备610的远侧末端624可以插入所述远侧袋中。例如，进入带620可以具有顶层626和底层628。在一个示例中，狭缝可以形成在进入带620的顶层626中，以形成进入远侧袋622的插入端口630。在一些实施例中，远侧袋的远端可以通过将顶层626和底层628的边缘密封在一起而形成，以在进入带620中形成远侧端口632。

[0158] 在一些实施例中，远侧袋的远端的拐角可以被密封以形成密封边缘634-1、634-2。在一些实施例中，如图所示，进入带可以包括插入远侧袋622的中空圆柱形磁体636。在一些实施例中，如图所示，中空圆柱形磁体636可以沿着由远侧袋622形成的纵向轴线插入，使得磁体636的纵向轴线与由远侧袋622形成的纵向轴线基本对准。在一些实施例中，进入传播设备610的远侧末端624可以插入通过插入端口630，插入远侧袋622中，并插入磁体中。在一个示例中，进入传播设备610可以包括在远侧末端624的端部处的光，其可以用于进入传播设备610的导航。当远侧末端624插入远侧袋622中并插入磁体636中时，来自远侧末端624的光可以照射贯穿磁体636并照射到远侧端口632之外。这样，通过在远侧袋622中包括中空圆柱形磁体636并且通过形成远侧端口632，设置在进入传播设备610的远侧末端624上的光可以照射贯穿远侧端口632，从而提供用于导航的光和/或用于通过进入取回设备650取回的光。

[0159] 图16是根据本公开的实施例的包括内窥镜罩654的进入取回设备650的等距仰视图。进入取回设备650可以包括轴658，该轴具有延伸通过其中的管腔。在一些实施例中，内窥镜652可以插入到轴658的远端中，并且可以通过延伸通过轴658的管腔提供通信线路和/或动力。如图所示，进入取回设备650可以包括内窥镜罩654，该内窥镜罩包括附接到轴658的远端的内窥镜罩安装件656。

[0160] 如图所示，内窥镜罩654可以向内窥镜652的远侧延伸，并且可以形成为半球形尖圆顶（例如，半球形远侧细长圆顶），使得内窥镜罩654的远侧末端660是尖的，如图所示。在一些实施例中，内窥镜罩654的远侧末端660可以比所描绘的更浑圆或没有所描绘的浑圆。在一些实施例中，在将设备650的远端插入到心包与心肌之间的间质空间中时，内窥镜罩654可以稍微提升心包囊，并产生空间以供内窥镜652捕获从轴658向远侧延伸的视场。此

外,内窥镜罩654可以保持材料(例如,流体、组织)不与内窥镜652的透镜接触,从而提供清晰的面向远侧的视野。

[0161] 在一些实施例中,磁体可以连接到内窥镜罩654的远端,该磁体可以相对于图15B所示的中空圆柱形磁体636具有相反的极性。在一些实施例中,磁体可以附接到内窥镜罩654的内部(例如,内窥镜652的同一侧)或内窥镜罩的外部。在一些实施例中,可以使用进入取回设备650来取回进入带620。例如,进入取回设备650上的相反极性的磁体可以吸引插入在进入带620中的中空圆柱形磁体636,并且磁体可以彼此磁性地连接。在一些实施例中,由内窥镜罩654屏蔽的内窥镜652可以用于寻找由进入传播设备610产生的光,以将内窥镜罩654朝光导航,从而取回与中空圆柱形磁体636连接的磁体和进入带620。

[0162] 图17A是根据本公开的实施例的包括内窥镜罩674的进入取回设备670的另一实施例的等距仰视图。如图所示,类似于与图16相关地讨论的内窥镜罩674可以包括在轴672的远端上。轴672可以在远端处容置内窥镜676,该内窥镜可以包括能够调整以通过内窥镜罩674或在内窥镜罩674下方向远侧观察的旋转视图。如本文讨论的,内窥镜罩674可以包括将内窥镜罩674连接至轴672的安装件678。

[0163] 图17B是根据本公开的实施例的图17A所示的进入取回设备的远端的另一实施例的等距仰视图。在一个示例中,内窥镜罩674可以被包括在轴672的远端上。

[0164] 图18A至18C是根据本公开的实施例的进入取回设备的附加实施例的等距仰视图。图18A描绘了进入取回设备690的实施例,其包括具有轭694的轴692,轭包括附接到轴692的远端的向远侧延伸的轭臂696-1、696-2。轭694的远端可以构造成将磁体698保持在轭694的向远侧延伸的两个叉部(例如,轭臂696-1、696-2)之间。在一个示例中,轭694的远侧内壁可以彼此平行。

[0165] 在一些实施例中,轭694可以包括形成在每个叉部的远端中的孔,所述孔可以构造成接收旋转销700,使得旋转销700可以通过孔并通过磁体壳体插入。在一个示例中,孔可以纵向对准并且垂直于由进入取回设备690和轴692限定的纵向轴线。在一些实施例中,代替形成一直延伸通过每个轭臂696-1、696-2的孔,可以在每个轭694的内侧上形成凹部,其均可以接收形成在磁体壳体702的每侧上的旋转销700。旋转销可以彼此沿直径相对并且可以从磁体壳体702径向延伸。在一些实施例中,凹部可以在磁体壳体702中制成,磁体壳体可以接收形成在每个轭臂696-1和696-2的内侧上的旋转销700。在一些实施例中,销可以一体地形成在壳体或轭中。替代地,轴可以穿过磁体壳体702,使得轴的末端彼此沿直径相对并且从磁体壳体702径向延伸。

[0166] 在一些实施例中,磁体壳体702和轭694可以由聚合物例如塑料、金属和/或复合物形成。在一些实施例中,磁体壳体702可以包括如图18A所示的敞开通孔,该敞开通孔暴露磁体698的表面。在一个示例中,图18A所示的进入取回设备690可以用于取回在一些实施例中图15B所示的进入带620。例如,在进入带620的远侧袋622中的磁体698可以磁性地附接至与进入取回设备690相关联的磁体上。

[0167] 在一个示例中,磁体698悬挂在轴692的远端处的轭694中,并且可以构造成旋转。这允许无创引入,这是因为磁体壳体702具有浑圆后端。在一些实施例中,磁体壳体702可以具有细长形状,这允许将扭矩传递给被取回设备,该被取回设备具有匹配的磁体插座以容纳细长壳体。当被取回设备被拉到适当位置时,旋转轭694可以允许磁体698和磁体壳体702

相对于轭694旋转。在一个示例中,由于磁体壳体702和磁体698可以旋转,被取回设备的对准可以相对于进入取回设备690而改变,从而允许被取回设备被拉到进入取回设备本身的轮廓内的适当位置。

[0168] 被取回设备可以被附接的磁体拉动,但是取回设备690可以根据被取回设备的远端是指向操作者还是绕着转动以背离操作者而通过拉动或推动其柄部来施加该取回力。两者之间的转换可以例如围绕心脏的曲线以一个平稳的运动进行:操作者可以磁性附接到指向他的取回设备,与轴呈一条线,将其拉向他,接着开始侧向扫动,然后将其推入袋或下陷部(例如,横向下陷部)中,使得被取回设备现在背离他并且返回到与轴平行。

[0169] 被取回设备上的磁体的极性可以使可旋转远侧磁体698相对于被取回设备上的磁体随着它们相互紧邻而自动对准。图18A所示的进入取回设备690可以允许在每个设备的轴线在约45°内彼此对准(指向前或指向后)时向被取回设备传递转矩(如果该被取回设备具有与上述细长取回器壳体接合的匹配细长特征部)。例如,当轴的纵向轴线相对于被取回设备在约45°内对准时,可以转动轴692,并且可以将扭矩传递给被取回设备。

[0170] 图18B描绘了进入取回设备710的实施例,其包括连接到进入取回设备710的近端的轴712。在一些实施例中,轴712可以连接到进入取回设备710的近侧安装部714。进入取回设备710可以包括远侧末端,该远侧末端包括在图18D中进一步示出的磁体插座718。进入取回设备710可以包括位于近侧安装件714与磁体插座718之间的可弯曲且可扭转区段720,该区段可以包括多个万向接头,如在图18D中进一步示出的。万向接头允许轴712的纵向轴线和被取回设备之间成角度。万向接头可以提供磁性插座718的良好偏转,同时仍然允许相对于轴712的纵向轴线的扭矩传递偏转角度为90°或更大。挠性套筒716可以套在可弯曲且可扭转区段上,以防止材料和/或流体接触可弯曲且可扭转区段720的内部部件或被可弯曲且可扭转区段的内部部件夹住。

[0171] 图18C描绘了进入取回设备730的实施例,其包括轴732,该轴的远端连接至取回球734。取回球734可以由具有磁化率的材料形成,使得包括在被取回设备上的磁体可以被吸引到取回球734。在一些实施例中,取回球734可以是磁体。

[0172] 在一些实施例中,分离杆736可以从轴732的近端延伸通过轴732的中心管腔,延伸通过取回球734,并且可以通过取回球734的远端中的杆端口离开,如图所示。在一些实施例中,杆端口可以与轴712和进入取回设备730的纵向轴线对准。如图18F所示,分离杆736可以通过连接到轴732的近端的控制件展开,以分离进入取回设备730和被取回设备。例如,分离杆736可以分离取回设备730和被取回设备,以帮助减少进入取回设备730和被移除设备之间的磁力。在磁力被减小时,可以将进入取回设备730拉离被取回设备,同时使被取回设备基本处于适当位置。在储存状态下,分离杆736的远侧末端可以相对于取回球734的表面平齐、凹入或稍微升高。在激活控制件时,分离杆736可以轴向地向远侧移动,使得分离杆736的远侧末端从其储存状态下的位置升高到展开状态,从而允许将进入取回设备730与被取回设备分离。

[0173] 图18D描绘了根据本公开的实施例的图18B的进入取回设备710的远端的等距侧视图。进入取回设备710可以包括轴712、挠性套筒716,在图18D中该挠性套筒已经回卷以暴露进入取回设备710的内部部件。轴712可以连接到近侧安装件714,该近侧安装件连接到近侧万向接头750。在一些实施例中,近侧万向接头750可以利用十字轴颈764直接连接到远侧万

向接头752。然而,如图所示,进入取回设备710可以在近侧万向接头750与远侧万向接头752之间包括N个万向接头754,其中N可以是大于1的数字。每个万向接头754可以包括十字轴颈孔756,每个十字轴颈764的各个轴颈可以插入所述十字轴颈孔以连接万向接头754。远侧万向接头752可以包括细长插座758,该细长插座可以容置磁体760或另一磁性敏感材料。磁体760可以具有平坦面并且可以包括穿过磁体中心的杆端口(例如,与磁体760的纵向轴线轴向对准)。

[0174] 如与图18C相关地讨论的,分离杆762可以通过连接到轴712的近端的控制件展开,如图18E所示,以分离进入取回设备710与被取回设备。例如,分离杆762可以分离取回设备710和被取回设备,以帮助减少进入取回设备710与被取回设备之间的磁力。在储存状态下,分离杆762的远侧末端可以相对于磁体760的表面平齐、凹入或稍微升高。在激活控制件时,分离杆762可以轴向地向远侧移动,使得分离杆762的远侧末端从其储存状态下的位置升高到展开状态,从而允许将进入取回设备710与被取回设备分离。

[0175] 在一些实施例中,被取回设备可以具有在其中心不具有孔的磁体,并且可以具有能够被分离杆762推动的平坦的不间断表面。替代地或附加地,分离杆762可以包括连接到其远端的推板或推动对象。例如,推板可以连接到分离杆762的远端,因此推板的平坦表面与磁体760的平坦表面平行。因此,如果被取回设备在其中心带有孔的磁体,则推板仍然可以在磁体上推动以分离设备。替代地,分离杆762可以具有推动对象,该推动对象具有比包括在与被取回设备相关联的磁体中的孔的直径更大的直径。

[0176] 如图所示,分离杆762可以穿过万向接头的中心行进。十字轴颈764可以各自具有形成在每个十字轴颈764的中间的孔,以允许分离杆762从进入取回设备710的远端穿过而到达进入取回设备710的近端。分离杆762可以具有足够的刚度,使其在展开状态下从磁体延伸时不折叠,但是其在通过十字轴颈764时屈曲,十字轴颈引导分离杆以免在压缩下向外弯曲。

[0177] 进入取回设备710可以包括细长插座758,细长插座可以接收被取回设备的配合表面(例如,与被取回设备相关联的磁体)。例如,被取回设备可以滑入(例如,可以构造成配合)由细长插座758形成的管腔内部。替代地,被取回设备可以在细长插座758上滑动。在一些实施例中,细长插座758可以帮助将扭矩传递给被取回设备。

[0178] 图18E至18G描绘了根据本公开的实施例的图18A至18C所示的进入取回设备的附加实施例的等距仰视图。图18E描绘了位于图18A中的进入取回设备690的轴772的近端处的柄部770。图18F描绘了位于图18B中的进入取回设备710的轴712的近端处的柄部780。柄部780可以包括用于展开分离杆762的按钮控制件782。在一实施例中,按钮控制件782可以向远侧轴向地压入,从而导致分离杆762向远侧延伸。图18G描绘了位于图18C中的进入取回设备730的轴732的近端处的柄部790。柄部790可以包括用于展开分离杆736的按钮控制件792。在一实施例中,按钮控制件可以向远侧轴向地压入,从而导致分离杆736向远侧延伸。

[0179] 图19A描绘了根据本公开的实施例的内窥镜罩设备810的侧视图。内窥镜罩设备810可以包括内窥镜罩812,该内窥镜罩具有用于使内窥镜816在内窥镜罩812的近端处穿过内窥镜罩812的端口814。内窥镜罩812可以形成一圆弧,该圆弧在内窥镜近侧基部818处开始并且从内窥镜816向上、向远端延伸。内窥镜罩的远侧部分可以向下弯曲到远侧末端820以形成该圆弧,这可以在引入到解剖空间、组织平面和间质空间(例如,心包内空间)时减少

潜在损伤。内窥镜罩812的内窥镜近侧基部818可以包括铰链销狭槽,铰链销822可以穿过该铰链销狭槽。铰链销822可以穿过图19C所示的内窥镜基部830,该内窥镜基部可以连接在内窥镜816的远端周围和/或内管824的远端周围。内窥镜近端基部818可以具有竖直释放狭槽850,从而允许其在内窥镜816和/或内管824上滑动并紧固,因此其不轴向移动。

[0180] 在一些实施例中,内窥镜816可以定位在内管824的远端处。在一些实施例中,内管824可以是与内窥镜相关联的轴。推/拉管832可以与内管824同轴,并且可以沿着内管824轴向地滑动(例如,伸展、缩回)以移动内窥镜罩812。推/拉管832的远端可以包括推/拉板834,该推/拉板从推/拉管832竖直地延伸并且可以经由铰链线836连接到内窥镜罩812,如图所示。

[0181] 在一个示例中,当推/拉管832向远端轴向地移动时(例如,伸展),内窥镜罩812可以向下偏转。当推/拉管向近侧轴向地移动时(例如,缩回),内窥镜罩812可以向上偏转。例如,通过相对于内管824伸展推/拉管832,推/拉板834可以向远侧移动,从而使铰链销836将远侧运动转移给内窥镜罩812,铰链销可以可旋转地连接到内窥镜罩(例如,可以经过推/拉板834中的铰链销孔和内窥镜罩812中的铰链销孔)。在一些实施例中,可以围绕设置在内窥镜罩812中的铰链销孔形成释放狭槽852,使得内窥镜罩812可以在铰链销836不接触内窥镜罩812的情况下向上和向下偏转。在将远侧运动转移给内窥镜罩812时,内窥镜罩812可以围绕铰链销822旋转,从而导致内窥镜罩(例如,远侧末梢820)向上或向下移动(例如,偏转)。

[0182] 在一些实施例中,内窥镜罩812可以包括流体端口838,该流体端口经由延伸通过内窥镜罩812的流体管腔844而与由流体管840限定的流体管腔842流体连通。在一些实施例中,流体管840可以插入到凹入管安装孔口846中,该安装孔口的直径与流体管840的直径紧密匹配。在一些实施例中,流体管腔844的直径可以小于凹入管安装孔口846的直径。在一些示例中,冲洗液体可以从流体端口838排出,气体可以从流体端口838排出以用于注入,和/或可以通过流体端口838抽真空。内窥镜罩设备810可以具有遮盖心包的能力,同时提供用流体冲洗内窥镜816的视场、通过真空清洁视场、和/或轻轻地抓住诸如心包的结构以便切入或者轻轻地抓住左心耳以便帮助在其基部展开夹具的能力。将左心耳轻轻地拨动到夹具(例如由AtriCure生产的**AtriClip®**)中而不需要额外工具(例如,工具包(kitner)或抓取器)的能力可以简化程序并使待操纵的器械数量最小化。

[0183] 图19B描绘了根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备810的等距侧视图。与图19A所示的视图相关地,图19B中示出了内窥镜罩设备810的相对一侧。图19C描绘了根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备810的横截面侧视图。如图所示,内窥镜罩812可以包括将流体端口838与流体管840连接的内管腔844。图19D描绘了根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备810的等距正视和侧视图。如图所示,内窥镜基部830可以包括竖直释放狭槽850,如前所述。图19E描绘了根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备810的等距仰视、正视和侧视图。

[0184] 图19F示出了根据本公开的实施例的图19A的内窥镜罩设备810的部件的等距仰视和侧视图。如本文所述,内窥镜罩设备810可以包括内窥镜罩812、内窥镜基部830、流体管840、铰链销822、推/拉管832和内管824,该内管可以在其远端处容置内窥镜816。

[0185] 本文描述了各种装置、系统和/或方法的实施例。阐述了许多特定细节以提供对说明书中描述和在附图中示出的实施例的整体结构、功能、制造和使用的全面了解。然而,本

领域技术人员将理解,可以在没有这些特定细节的情况下实践这些实施例。在其他情况下,未详细描述熟知的操作、部件和元件,以避免使说明书中描述的实施例变得模糊。本领域普通技术人员将理解,本文描述和示出的实施例是非限制性的示例,因此可以理解,本文公开的特定结构和功能细节可以是代表性的,并且不一定限制实施例的范围,实施例的范围仅由所附权利要求限定。

[0186] 整个说明书中对“各个实施例”、“一些实施例”、“一个实施例”或“一实施例”等等的引用是指结合实施例描述的特定特征、结构或特性被包括在至少一个实施例中。因此,在整个说明书各个地方出现短语“在各个实施例中”、“在一些实施例中”、“在一个实施例中”或“在一实施例中”等等不一定都指代同一实施例。此外,在一个或多个实施例中,特定特征、结构或特性可以以任何合适的方式组合。因此,结合一个实施例示出或描述的特定特征、结构或特性可以全部或部分地与一个或多个其他实施例的特征、结构或特征组合,由于这种组合不是不合逻辑或非功能性的,因此对此没有限制。

[0187] 应当理解,术语“近侧”和“远侧”可以参考操纵用于治疗患者的器械的一个端部的临床医师而在整个说明书中使用。术语“近侧”是指器械的最接近临床医师的部分,术语“远侧”是指最远离临床医师的部分。将进一步理解,为了简洁和清楚,在本文中可以相对于所示实施例使用空间术语,例如“竖直”、“水平”、“上”和“下”。然而,手术器械可以以许多取向和位置使用,并且这些术语不旨在具有限制性和绝对性。

[0188] 尽管上文已经以一定程度的特定性描述了用于确定医疗设备的至少一个实施例,但是本领域技术人员可以在不脱离本公开的精神或范围的情况下对所公开的实施例进行若干改变。所有方向参考(例如上、下、向上、向下、左、右、向左、向右、顶、底、上方、下方、竖直、水平、顺时针和逆时针)仅用于标识目的,以帮助读者对本公开的理解并且不产生限制,特别是不产生关于设备的位置、取向或使用的限制。连接参考(例如,固定、附接、联接、连接等等)应被广义地解释,并且可以包括元件的连接部之间的中间构件以及元件之间的相对运动。因此,连接参考不一定推断出两个元件彼此直接连接和以固定关系连接。其旨在上文说明书包含的或附图所示的所有内容应被解释为仅是说明性的而非限制性的。可以对细节或结构进行改变而不脱离所附权利要求限定的本公开的精神。

[0189] 所述的通过援引并入本文的任何专利、出版物或其他公开材料仅在所并入的材料不与本公开阐述的现有定义、陈述或其他公开材料冲突的程度下全部或部分地并入本文。因此并且在必要的范围内,本文明确阐述的公开内容取代通过援引并入本文的任何冲突材料。所述的通过援引并入本文、但与本文阐述的现有定义、陈述或其他公开材料冲突的任何材料或其部分仅在所并入材料与现有公开材料之间没有冲突的程度下才将被并入。

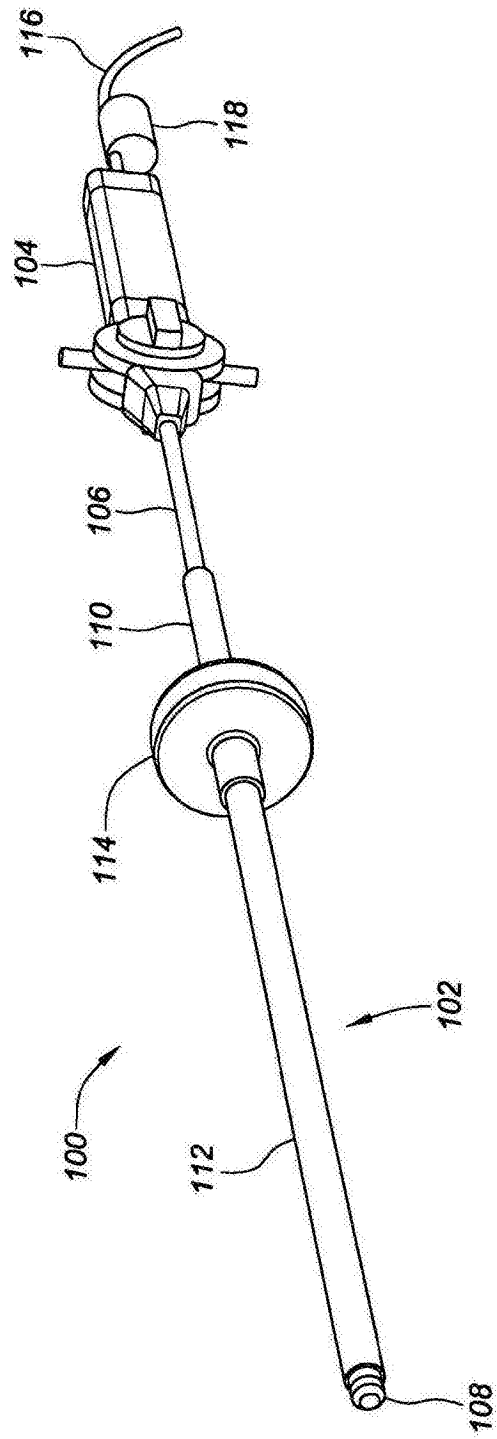


图1

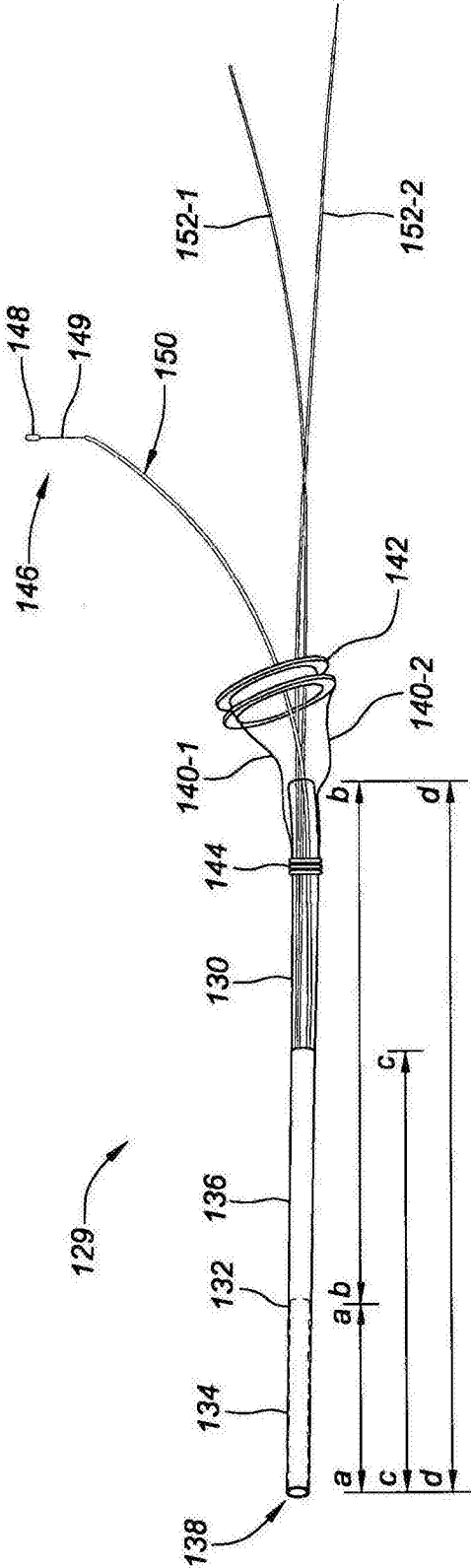


图2A

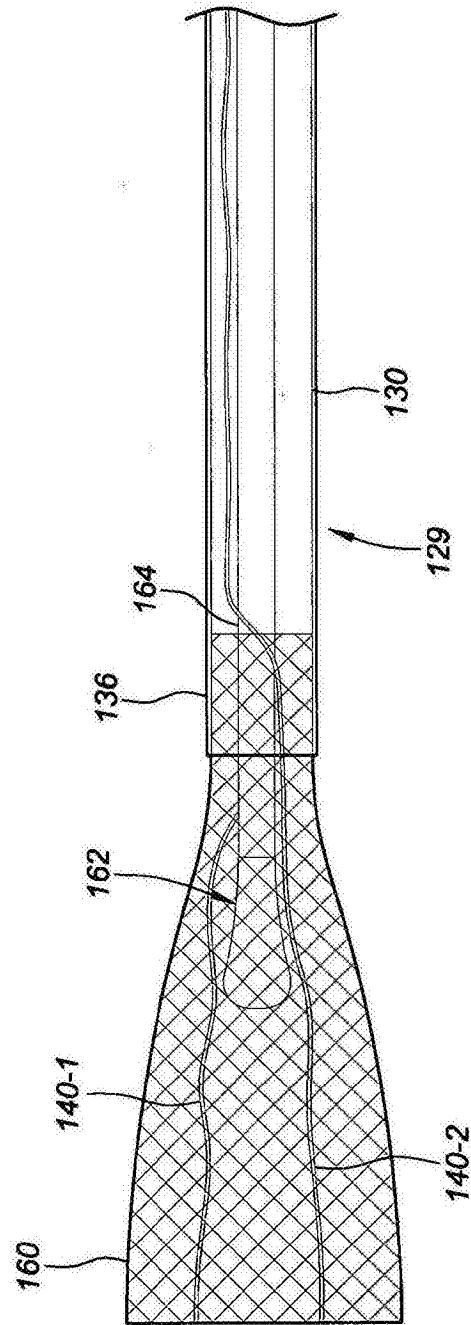


图2B

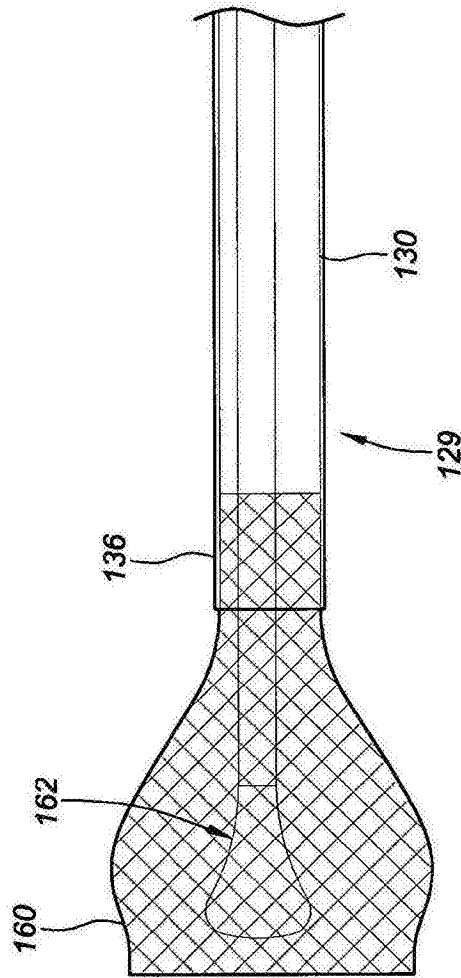


图2C

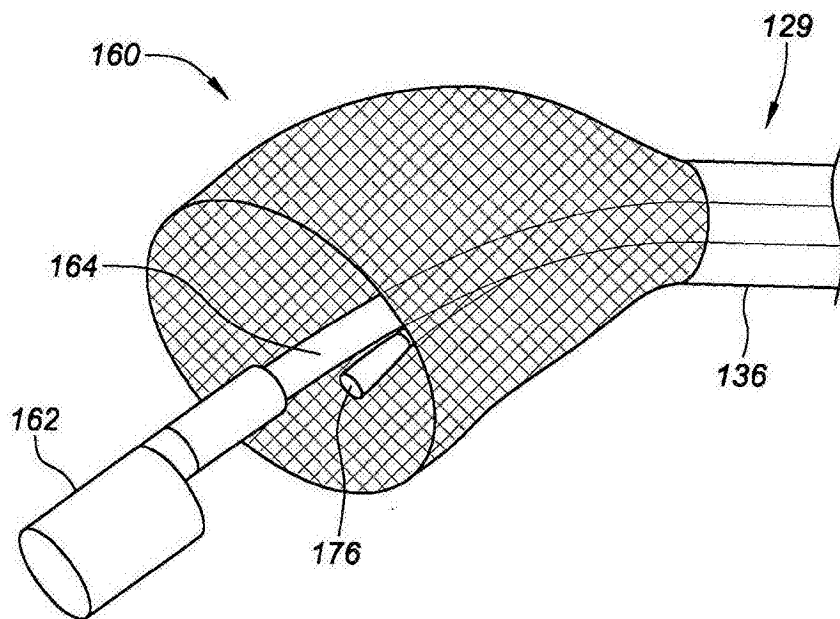


图3

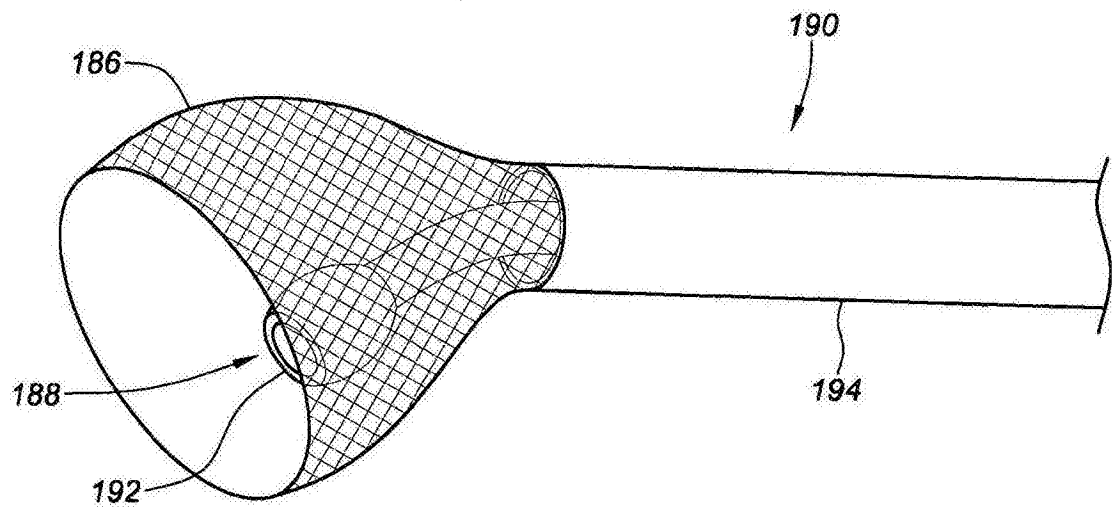


图4

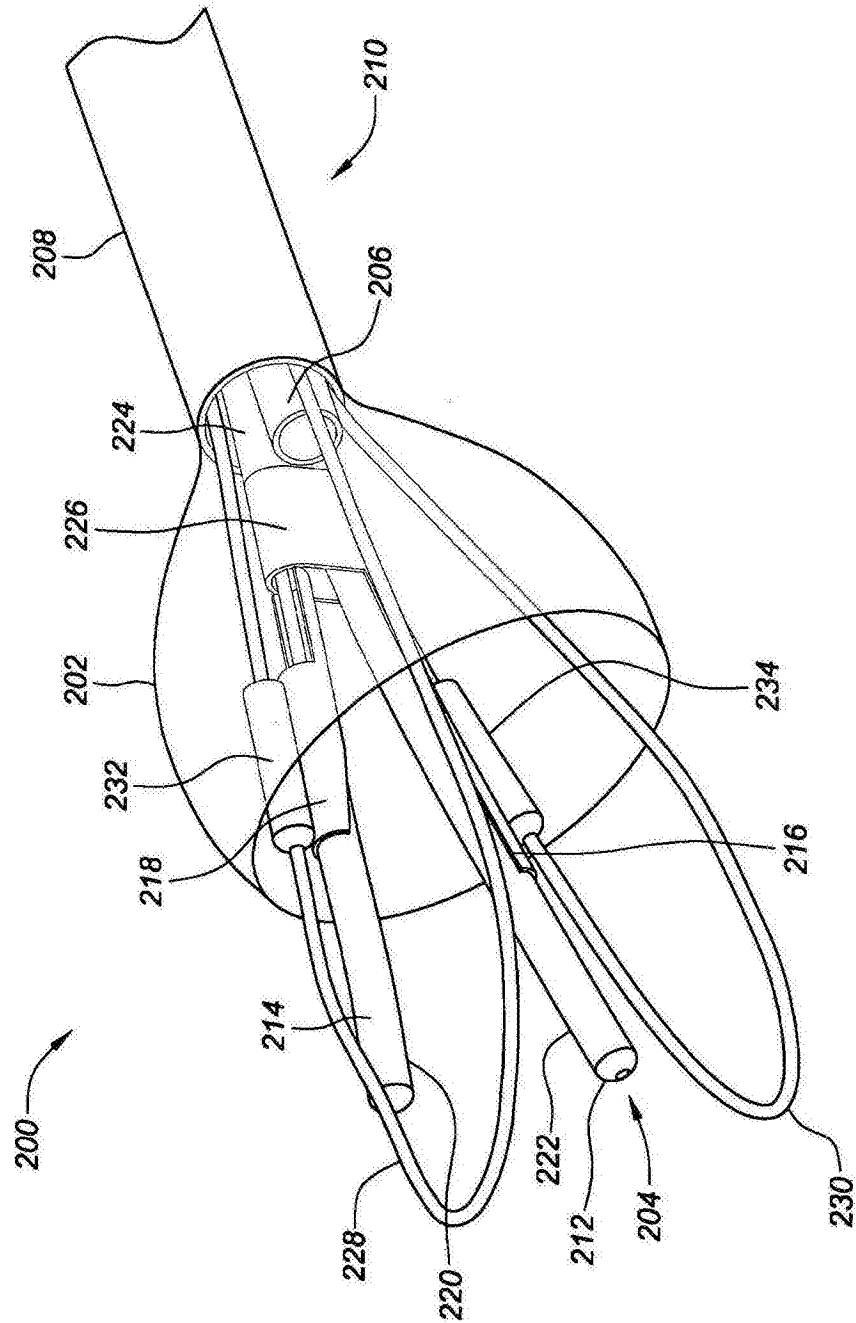


图5A

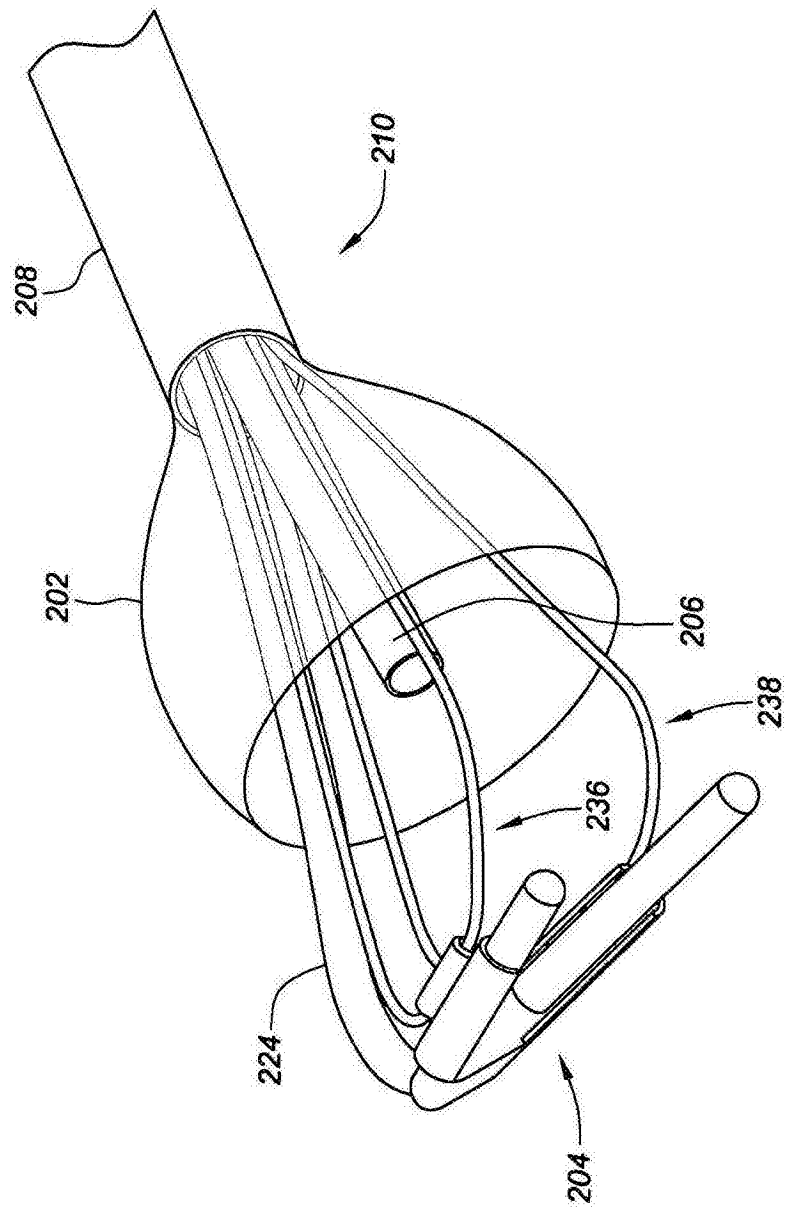


图5B

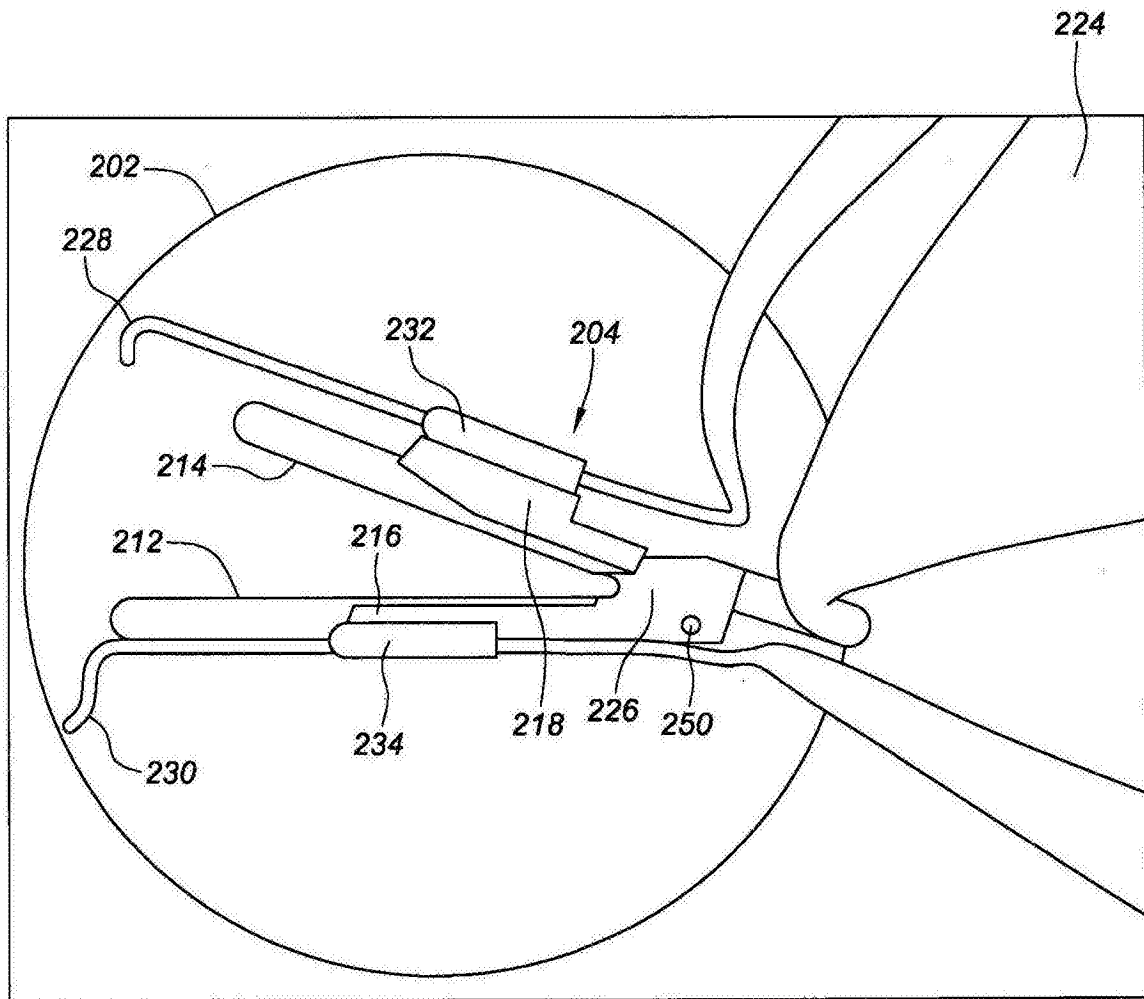


图5C

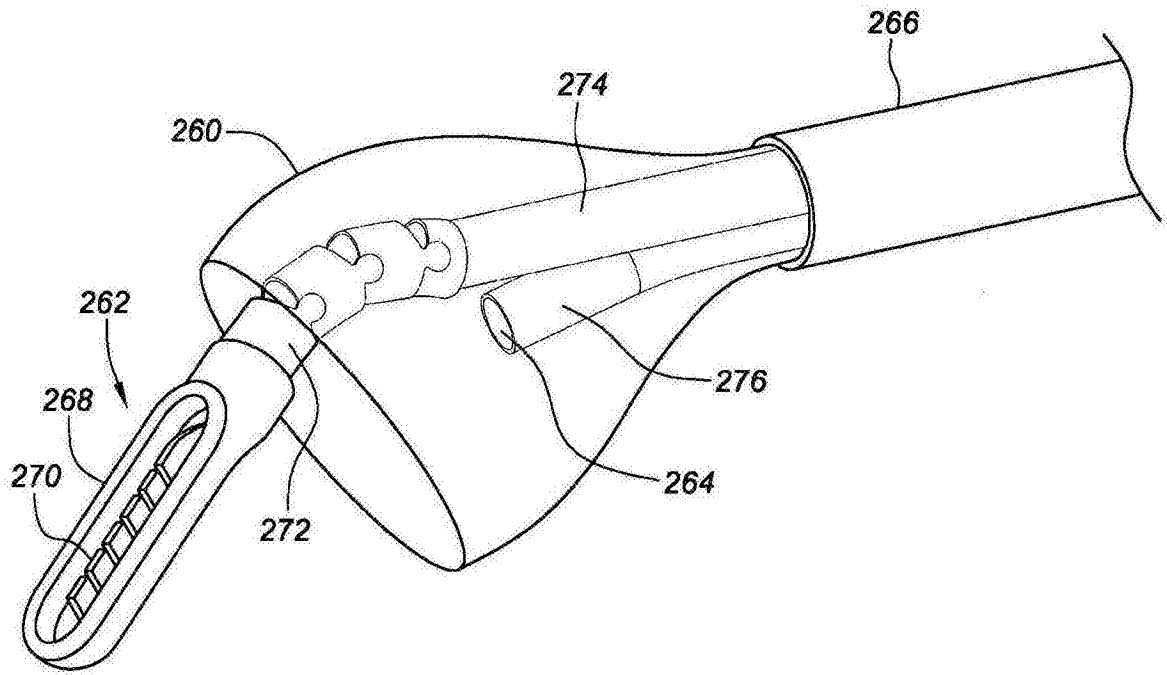


图6A

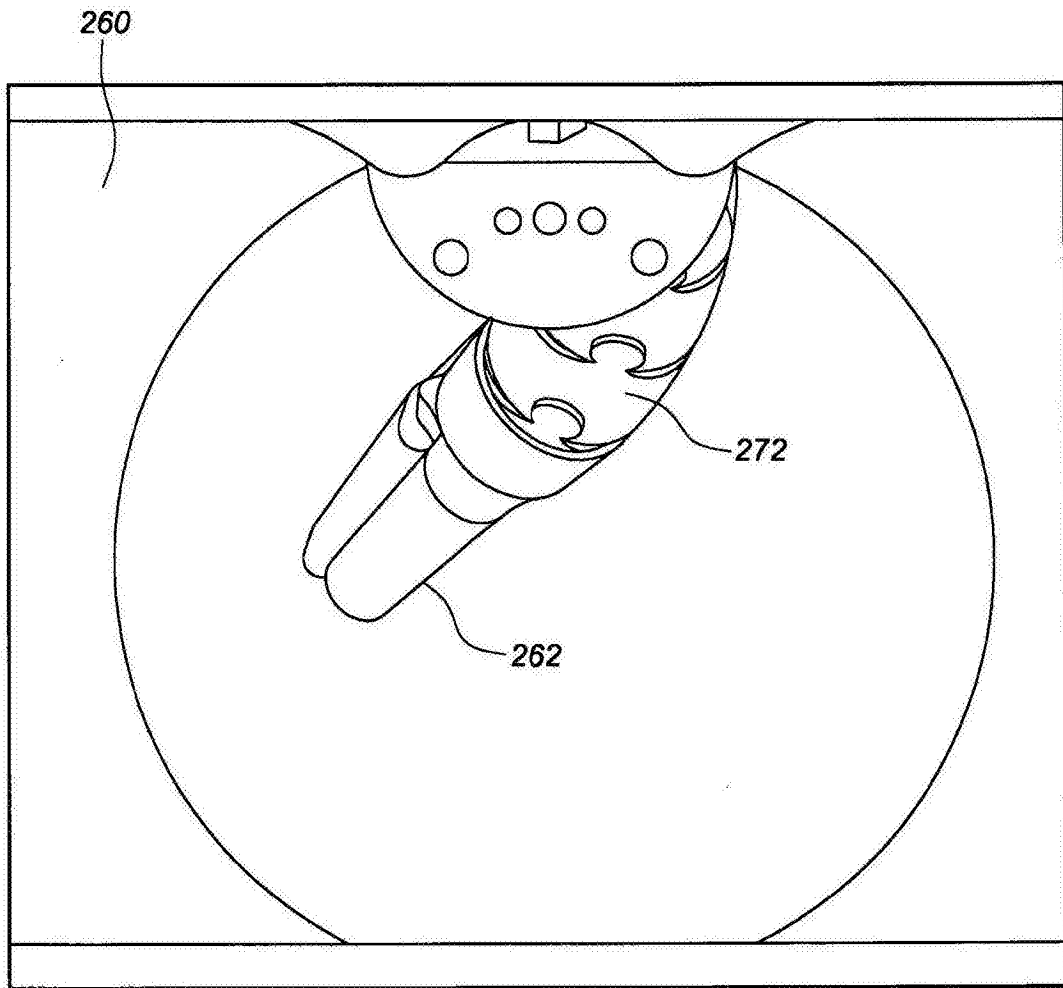


图6B

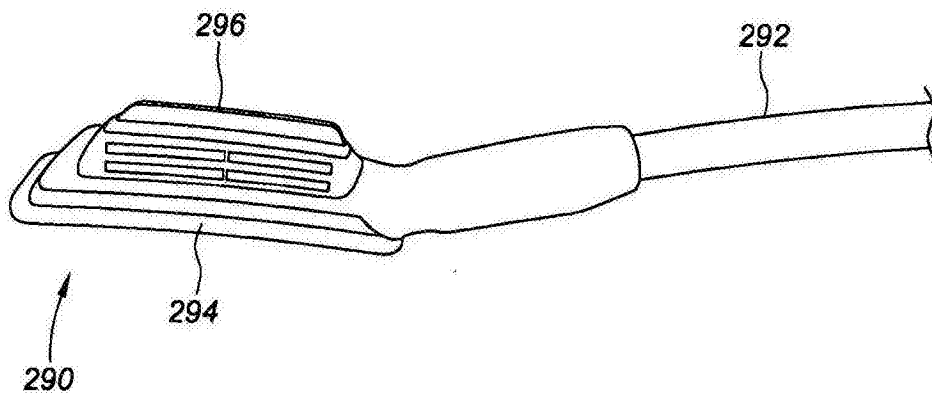


图6C

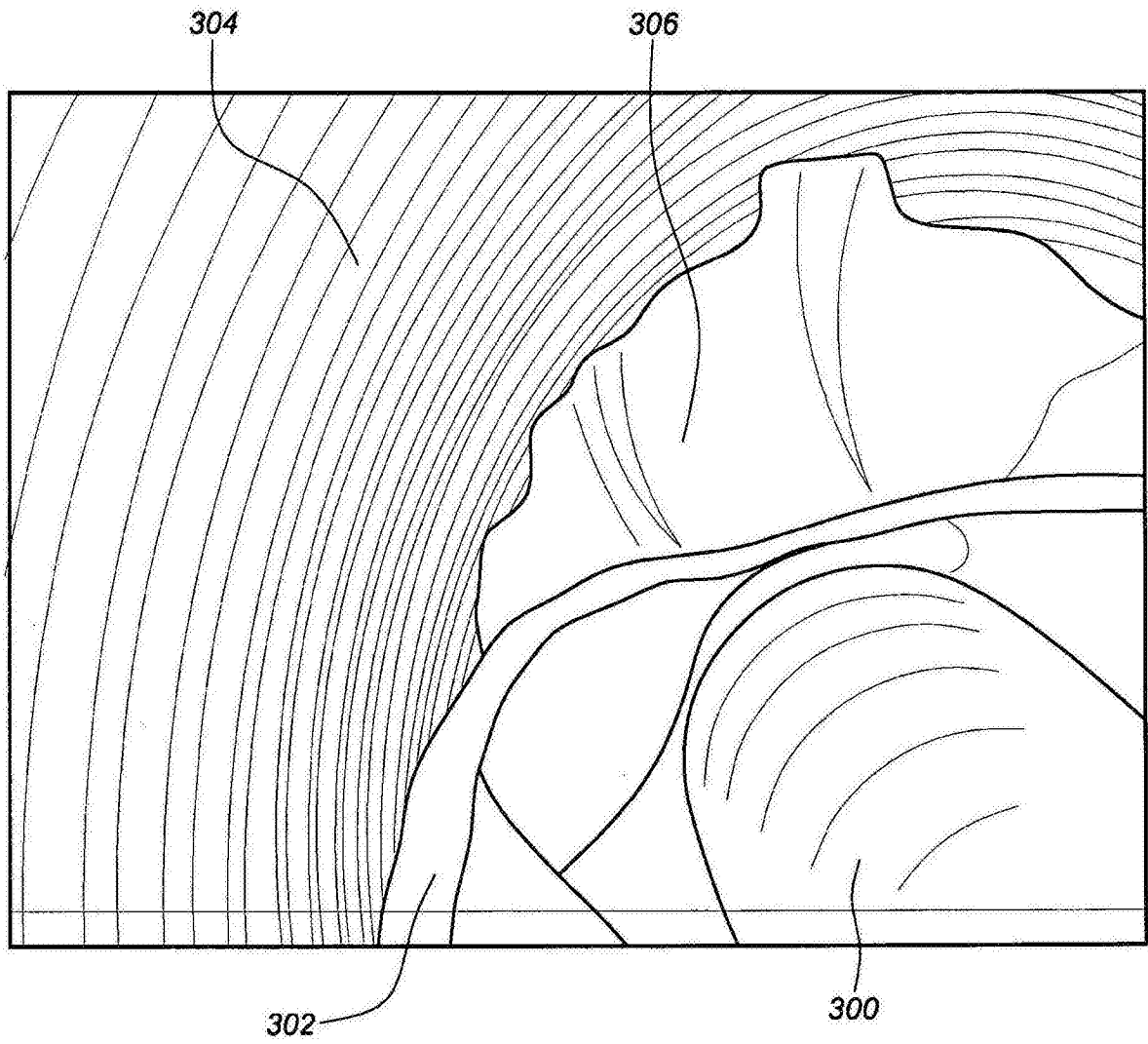


图6D

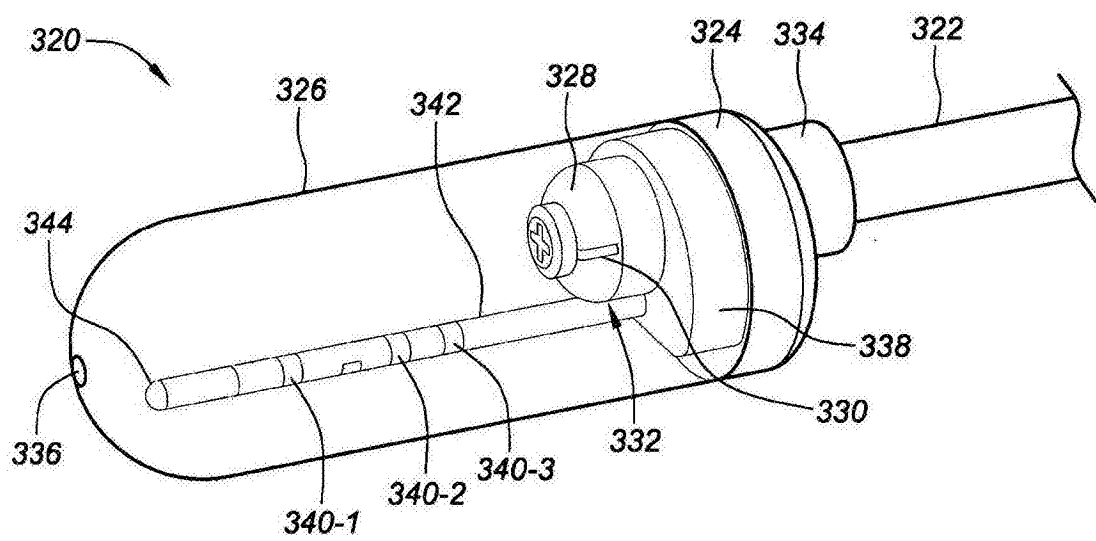


图7

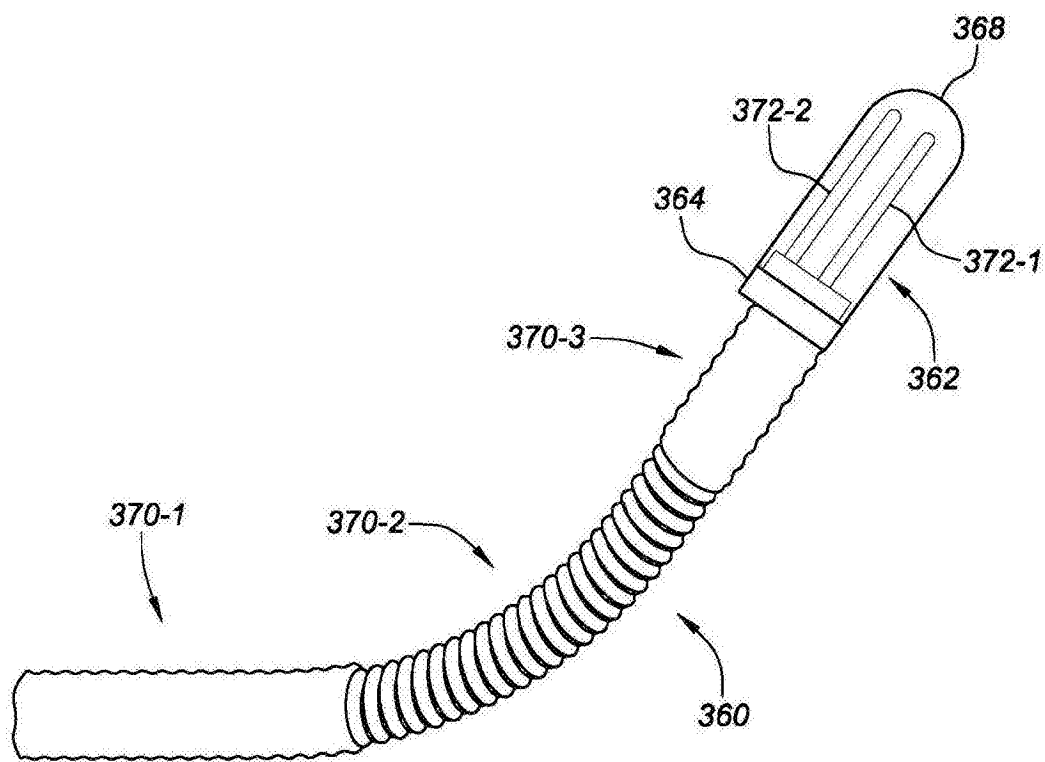


图8A

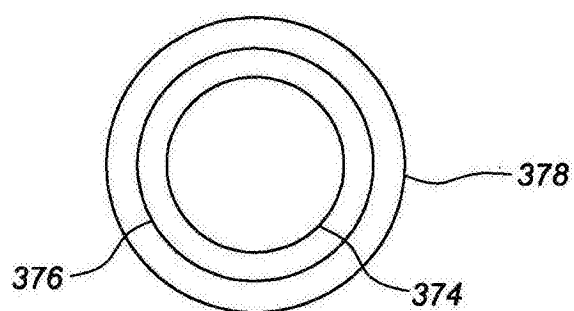


图8B

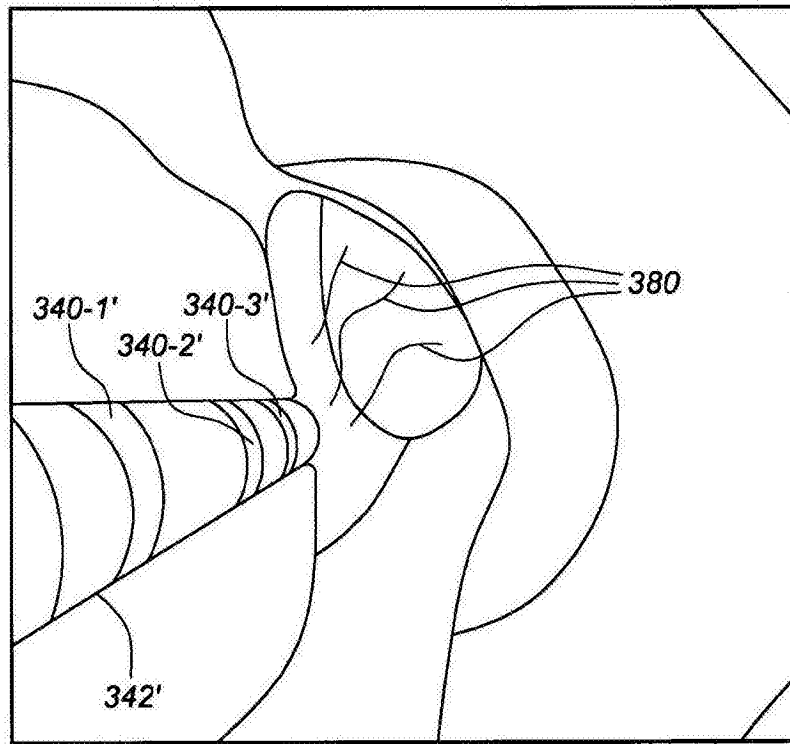


图9

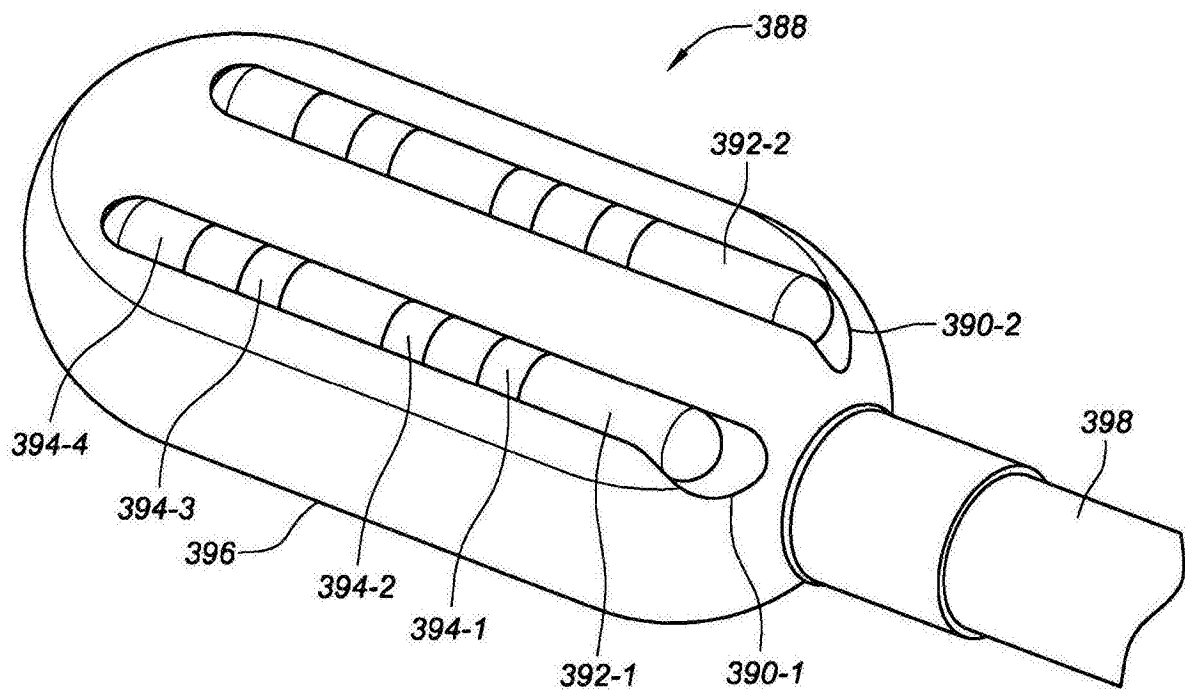


图10A

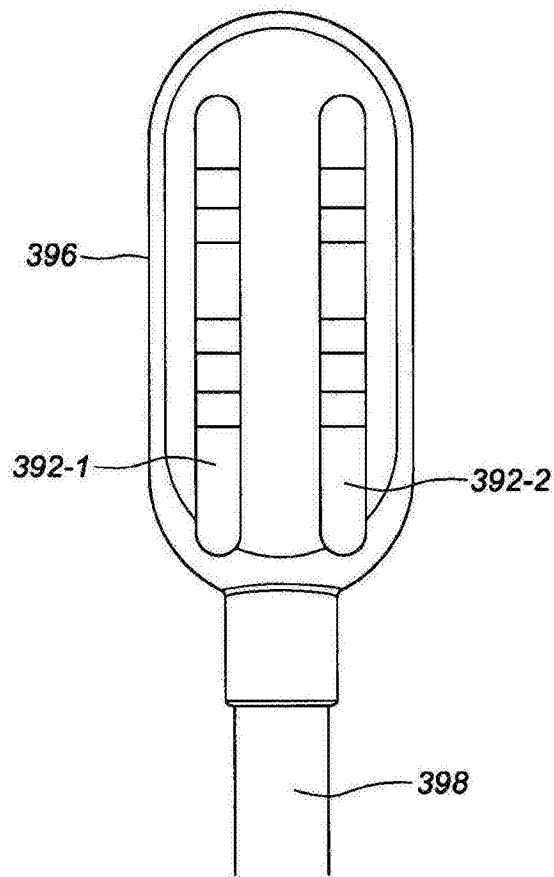


图10B

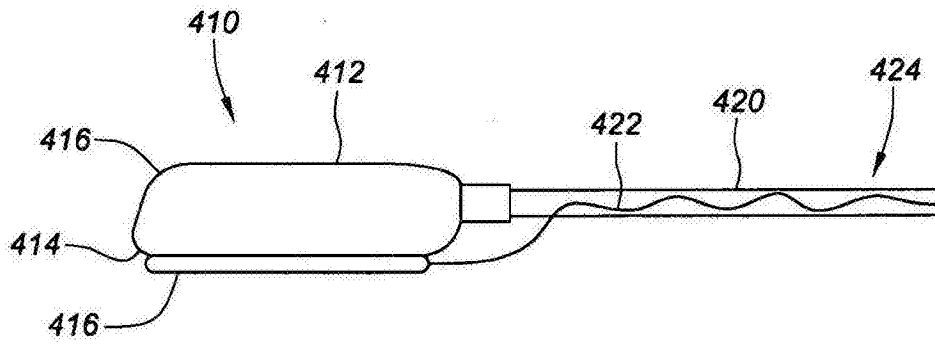


图11A

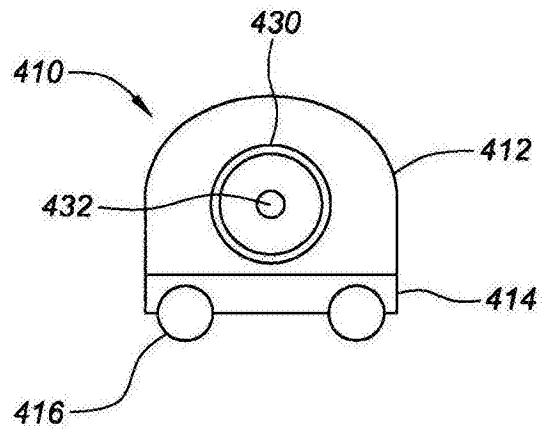


图11B

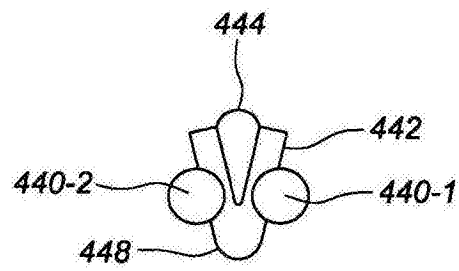


图12A

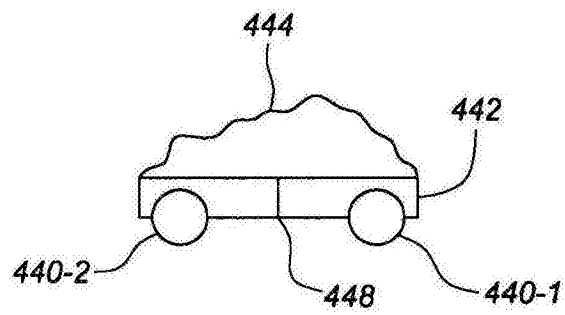


图12B

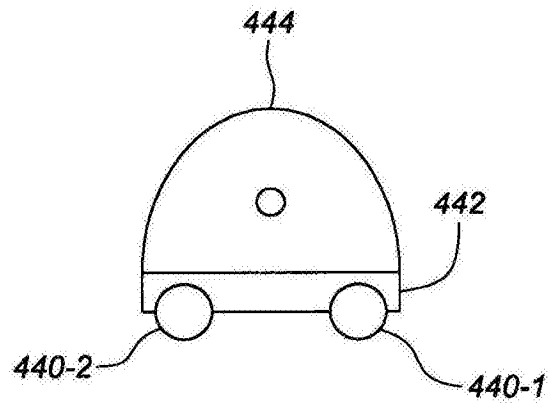


图12C

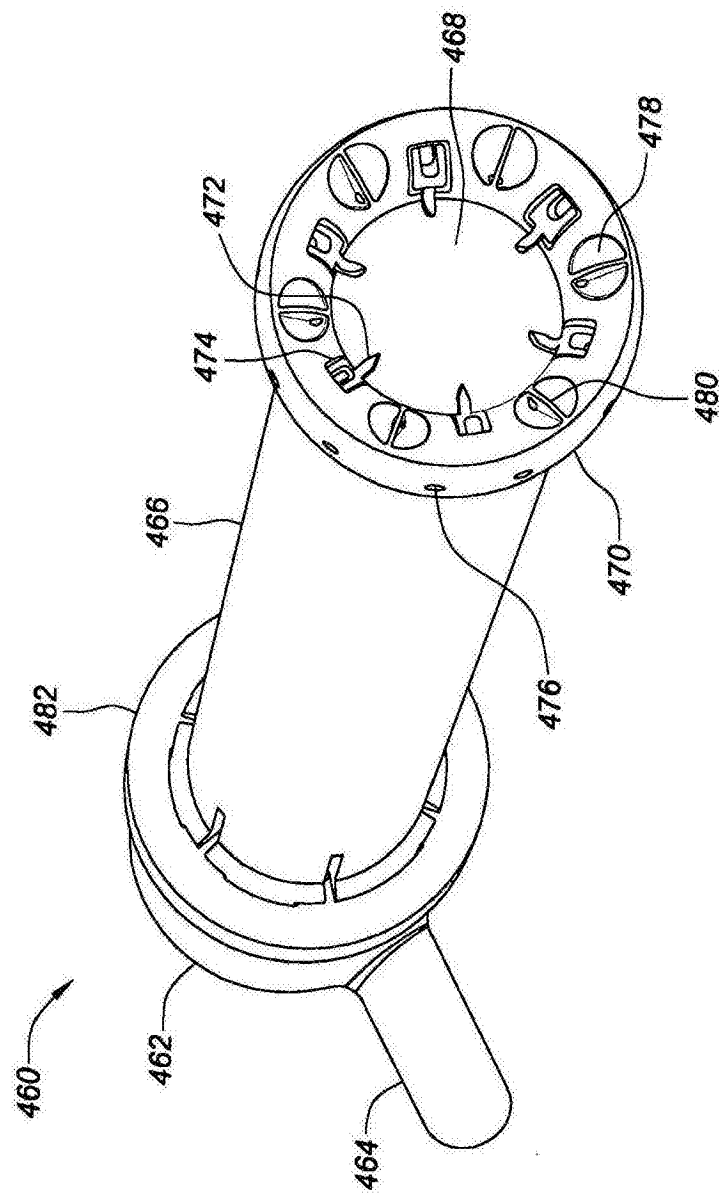


图13A

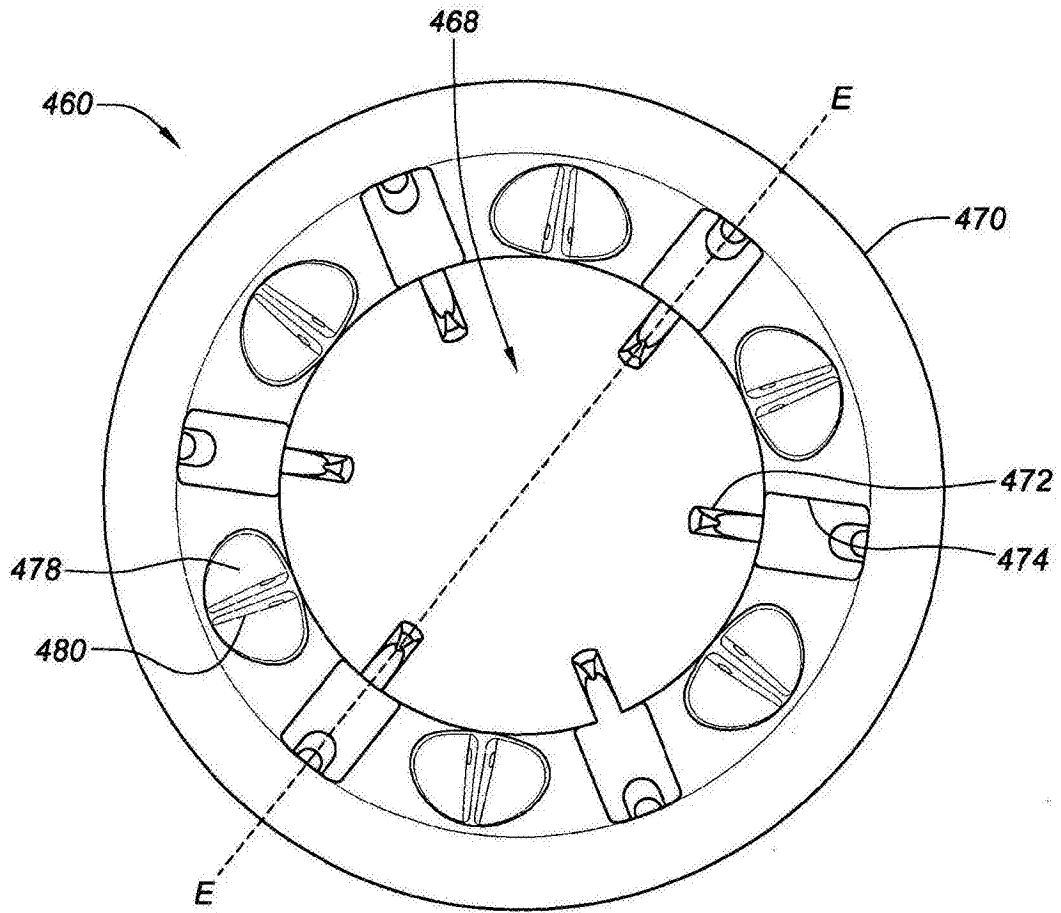


图13B

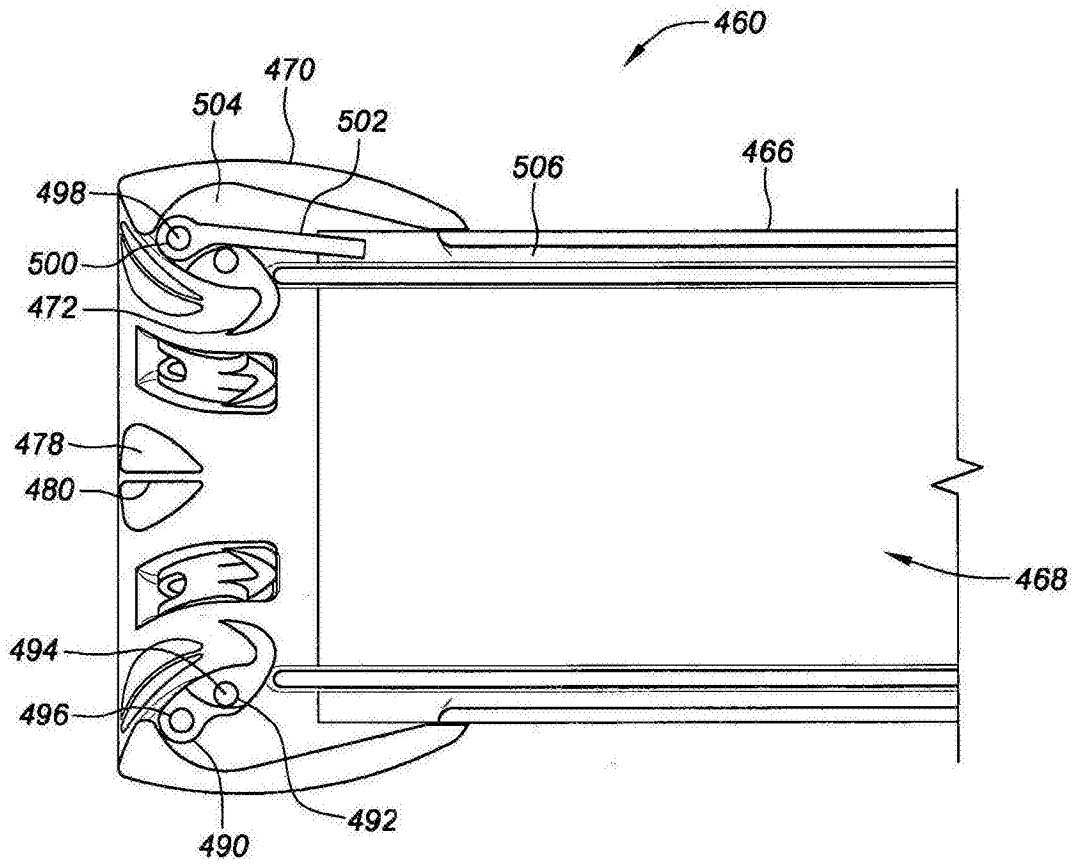


图13C

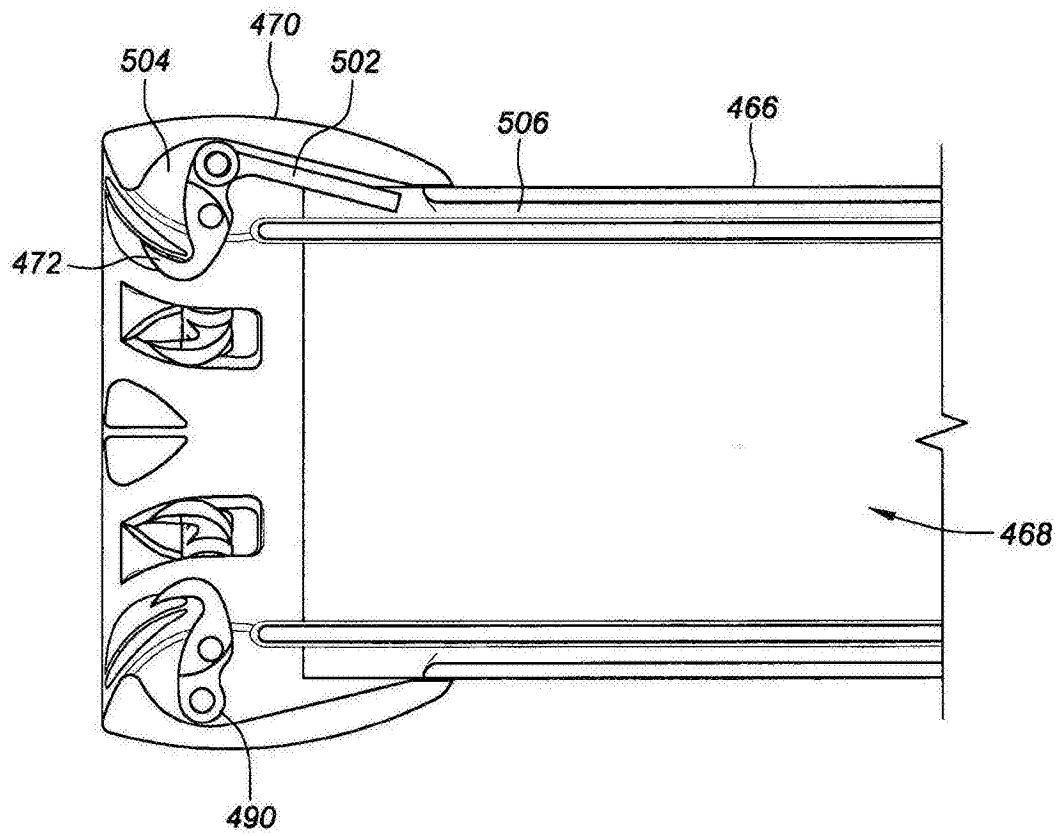


图13D

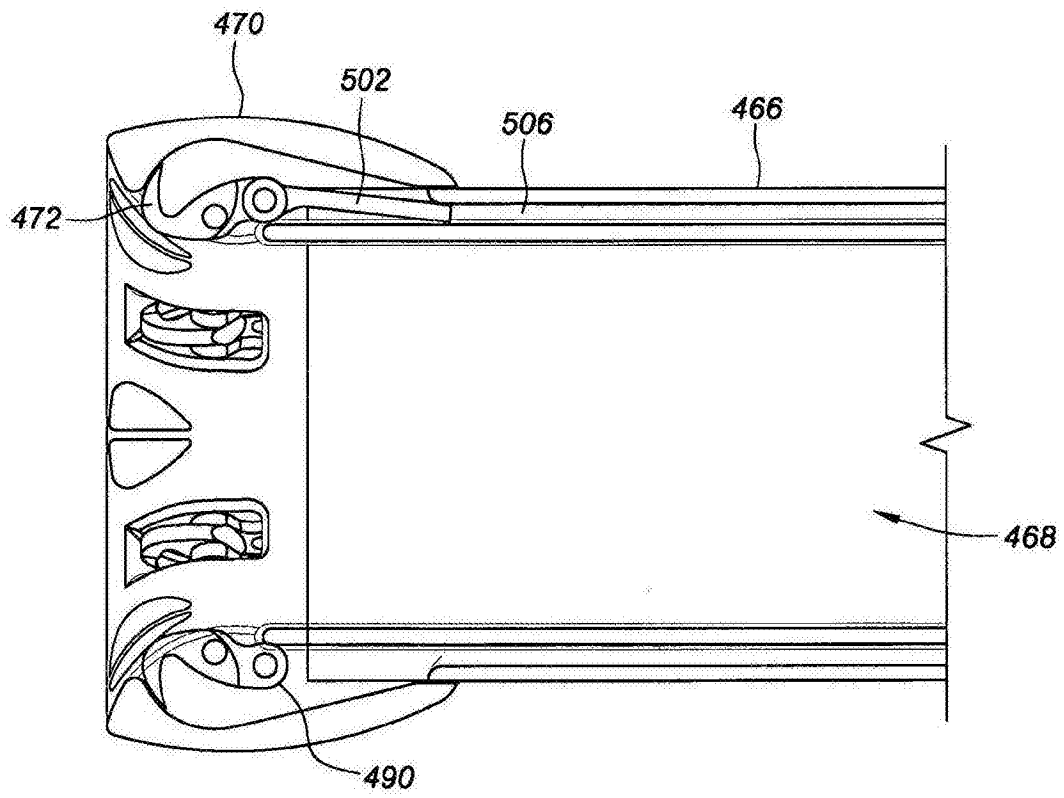


图13E

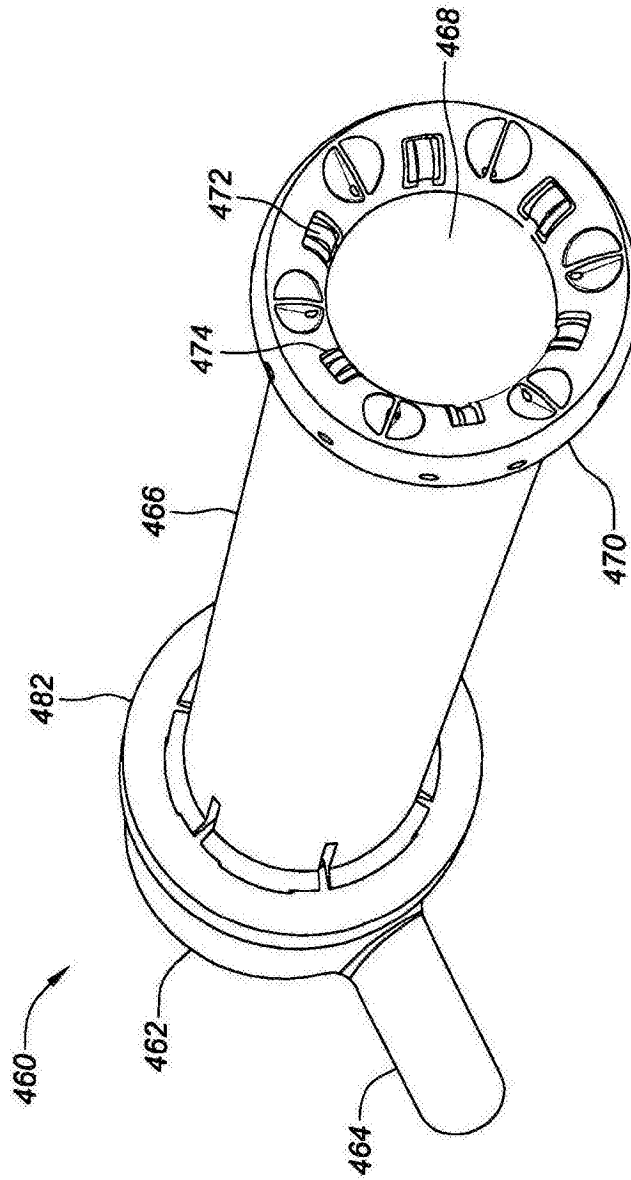


图13F

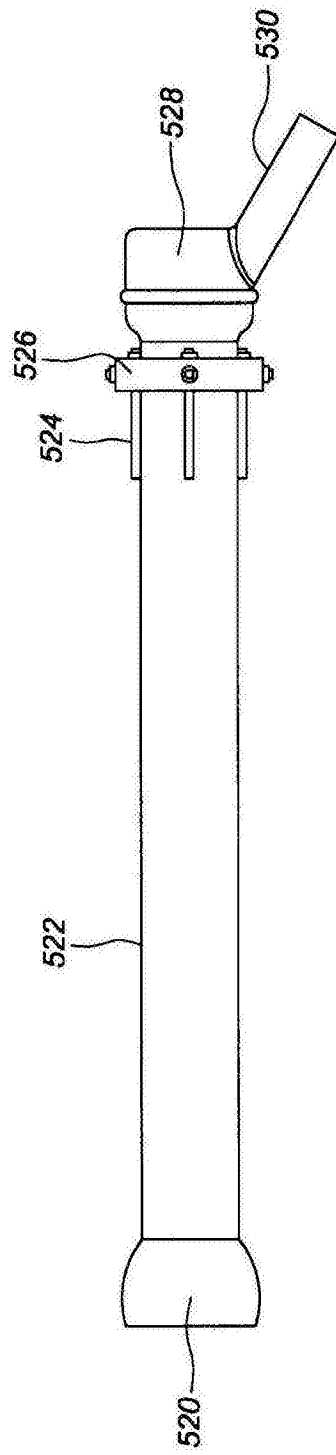


图14A

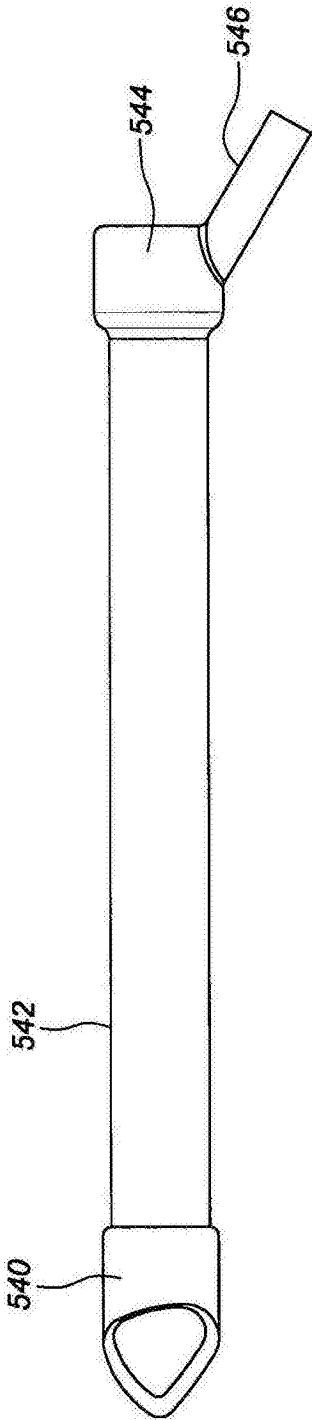


图14B

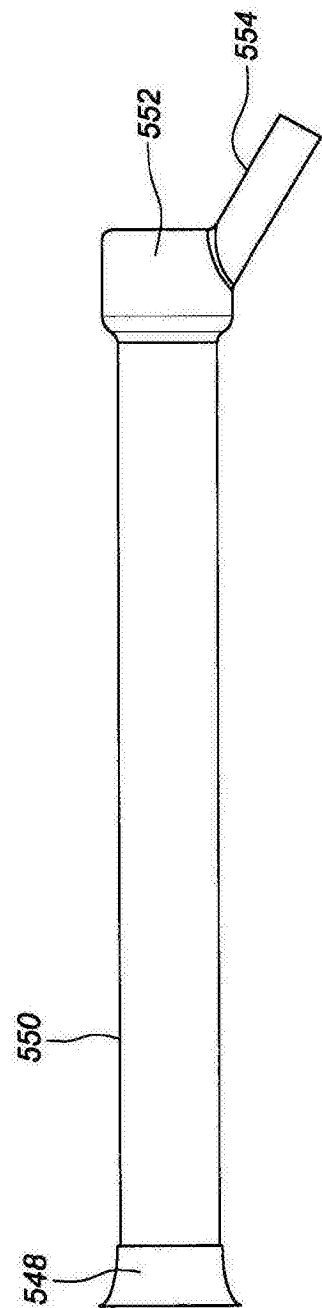


图14C

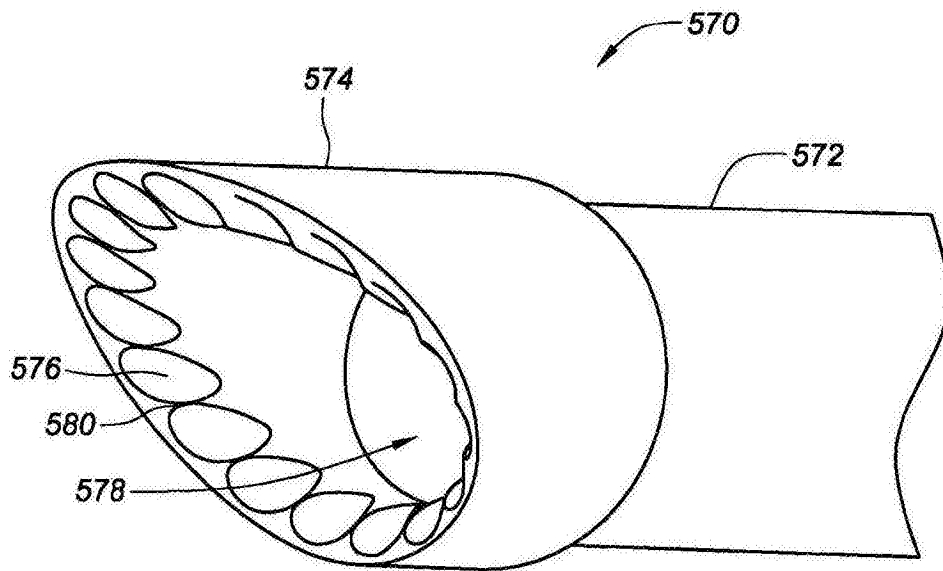


图14D

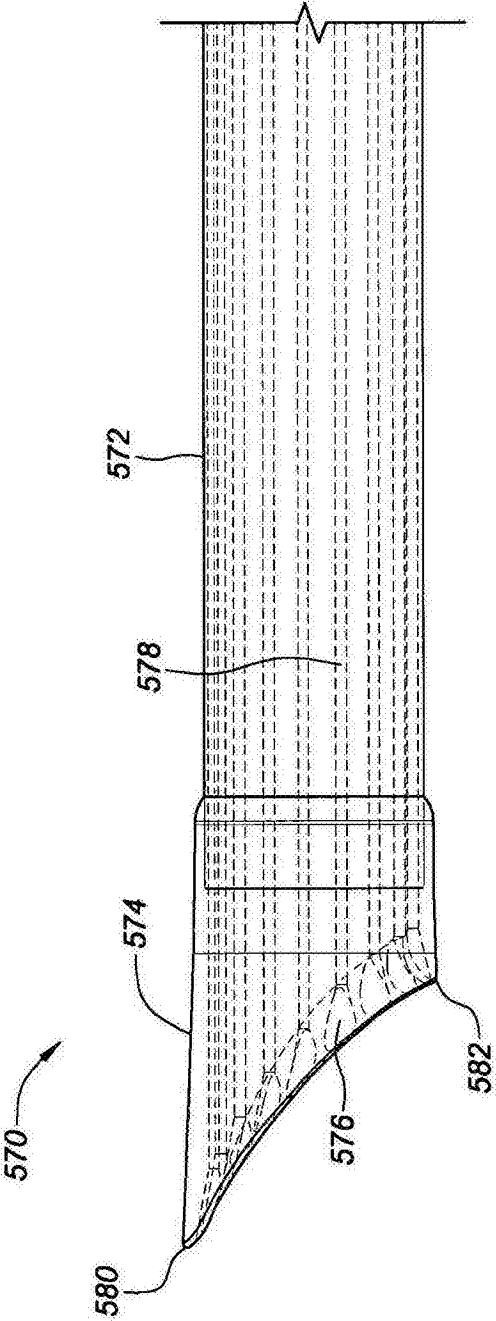


图14E

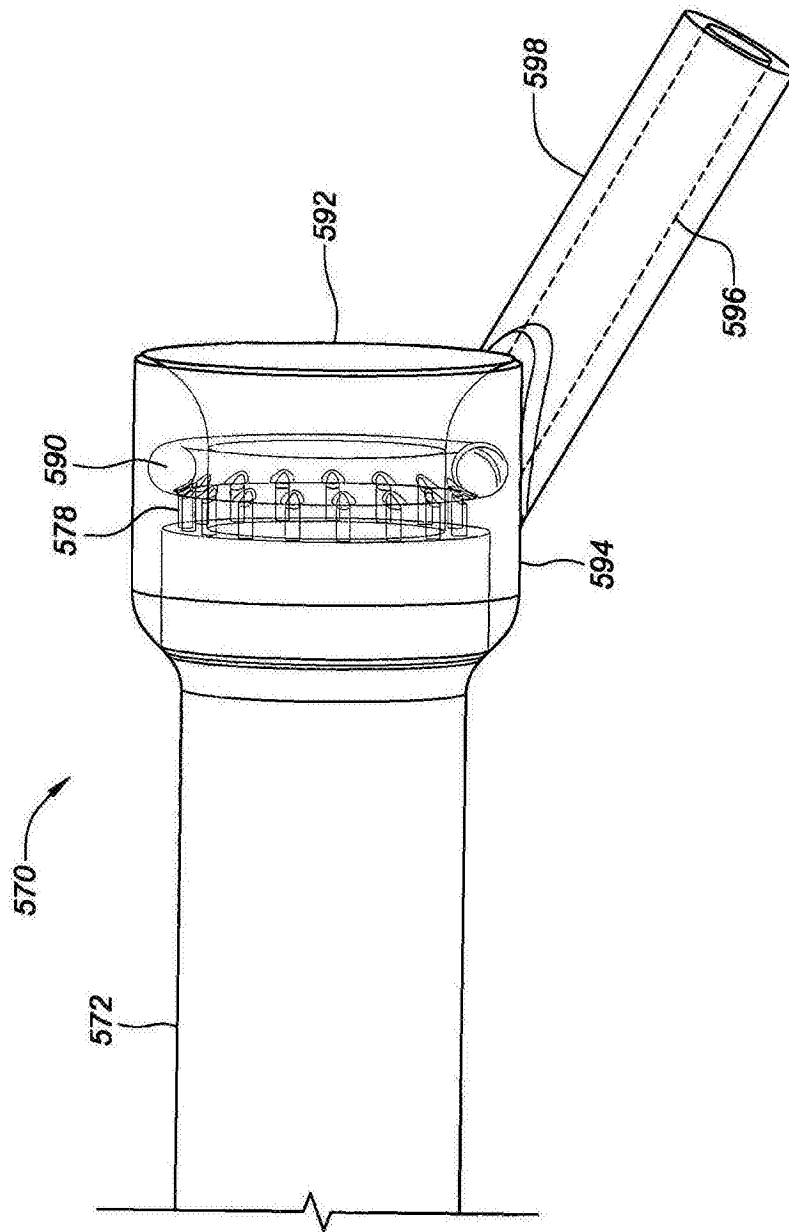


图14F

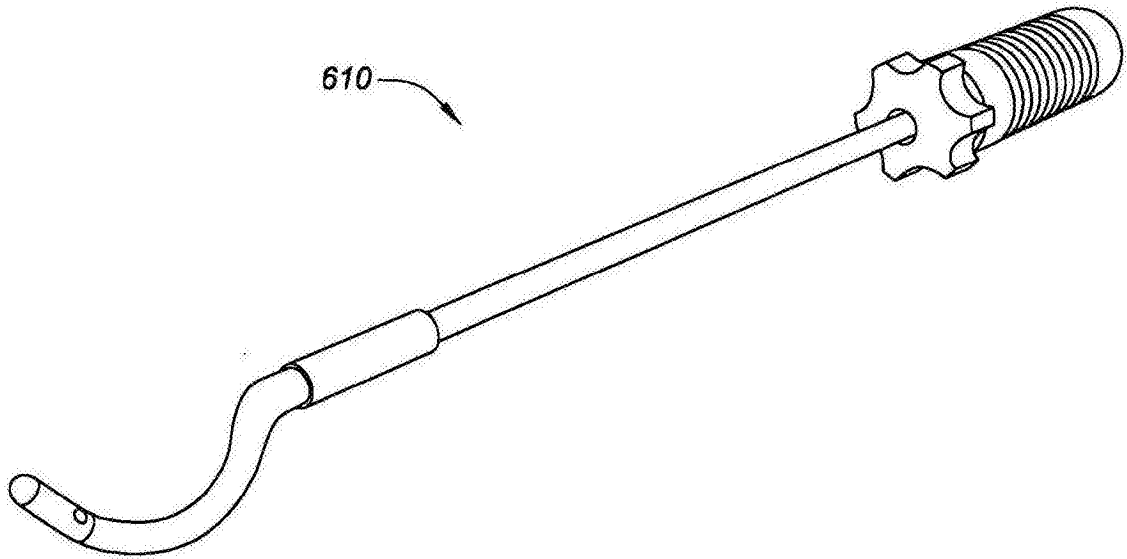


图15A

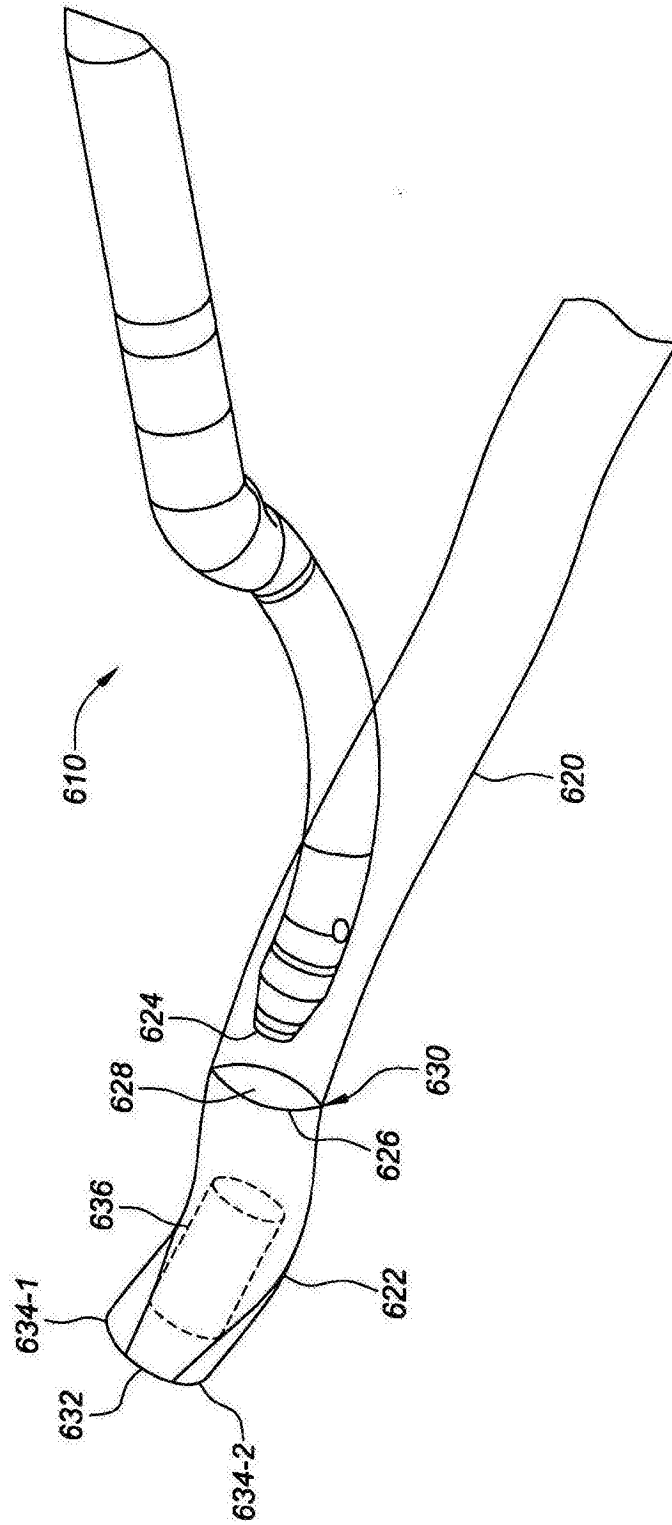


图15B

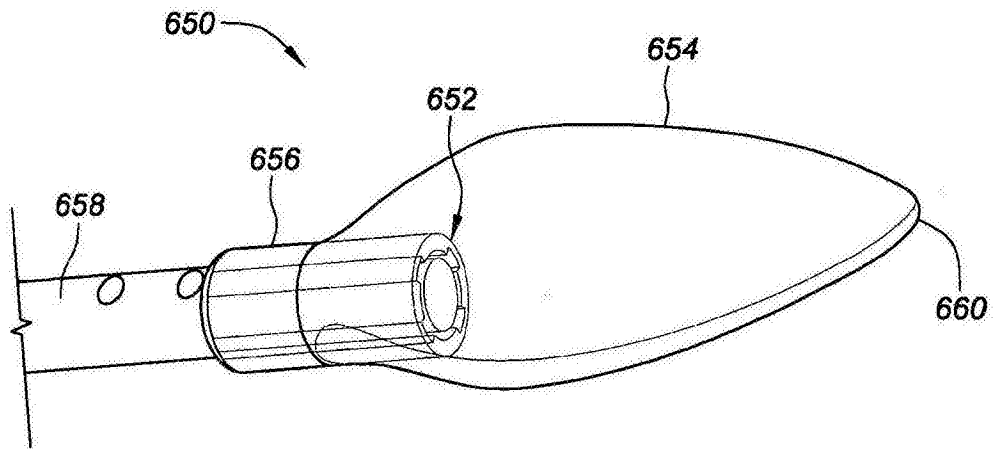


图16

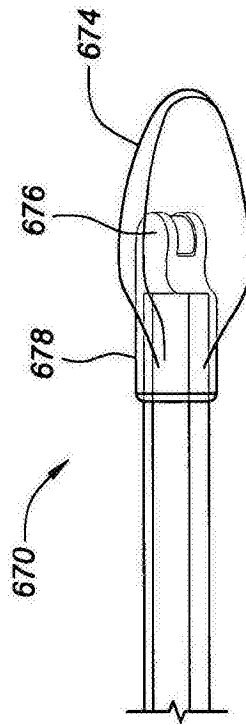


图17A

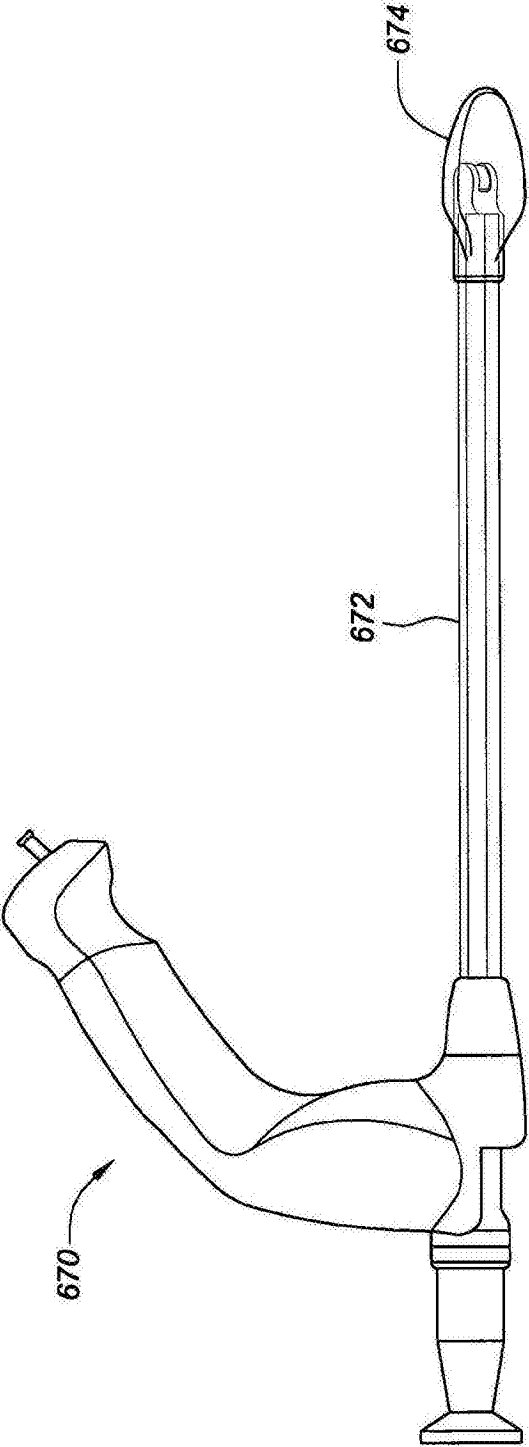


图17B

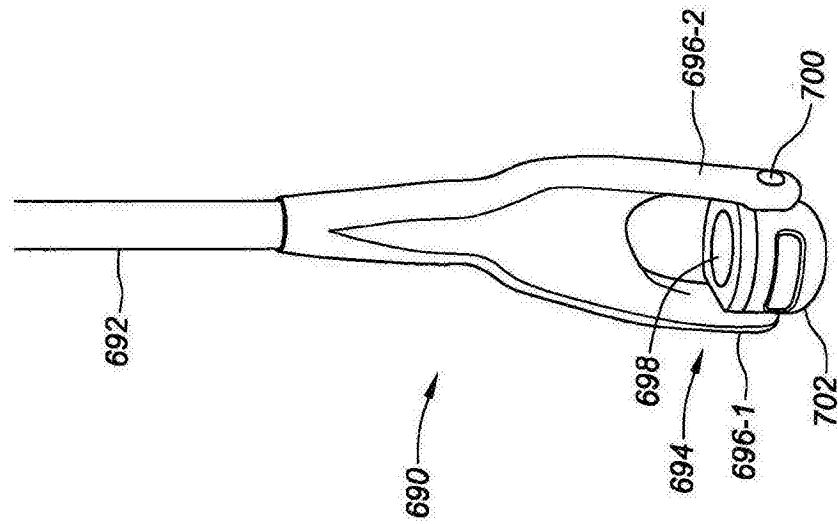


图18A

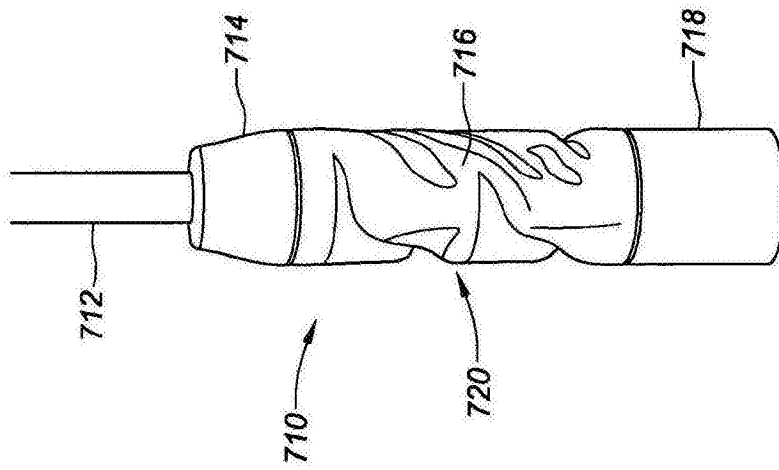


图18B

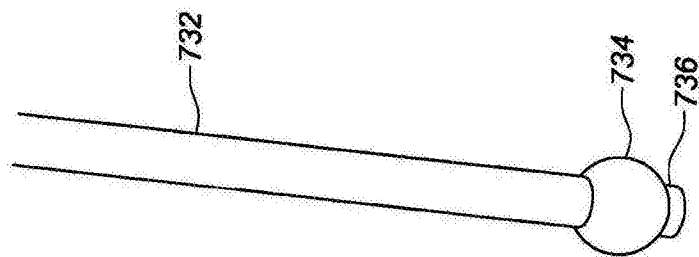


图18C

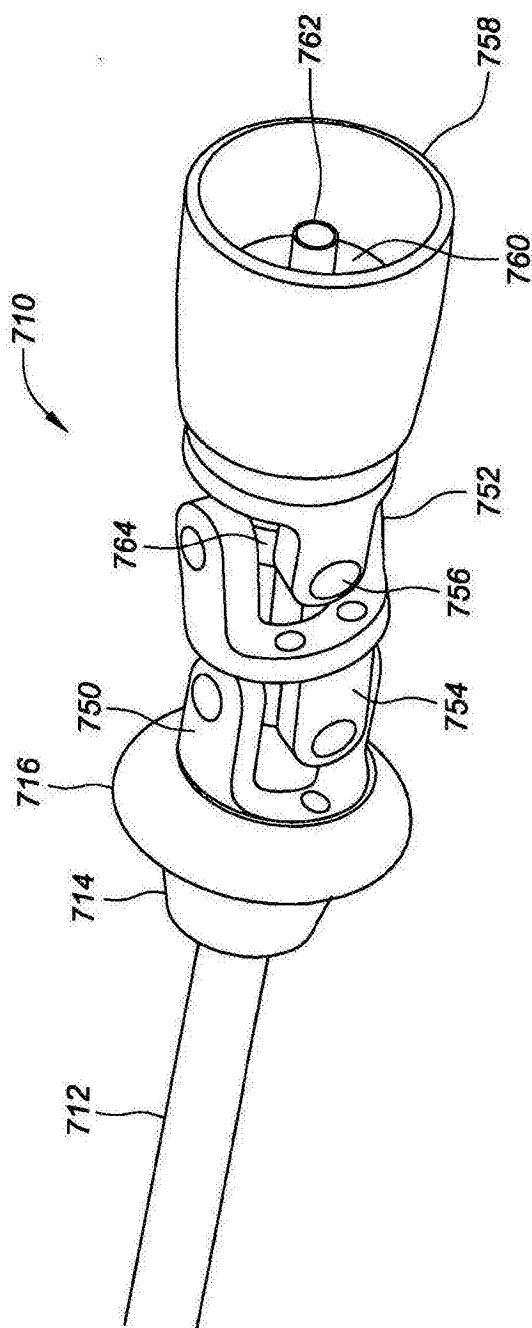


图18D

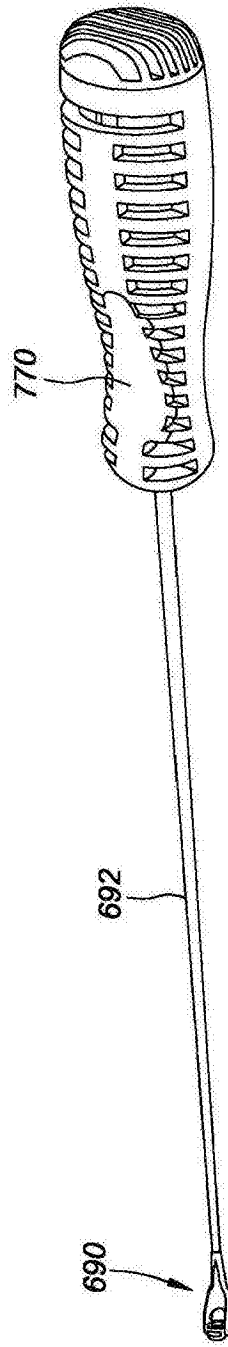


图18E

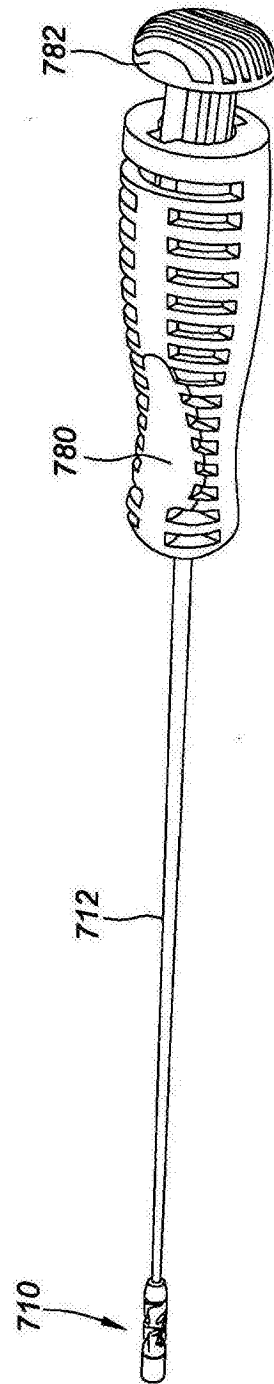


图18F

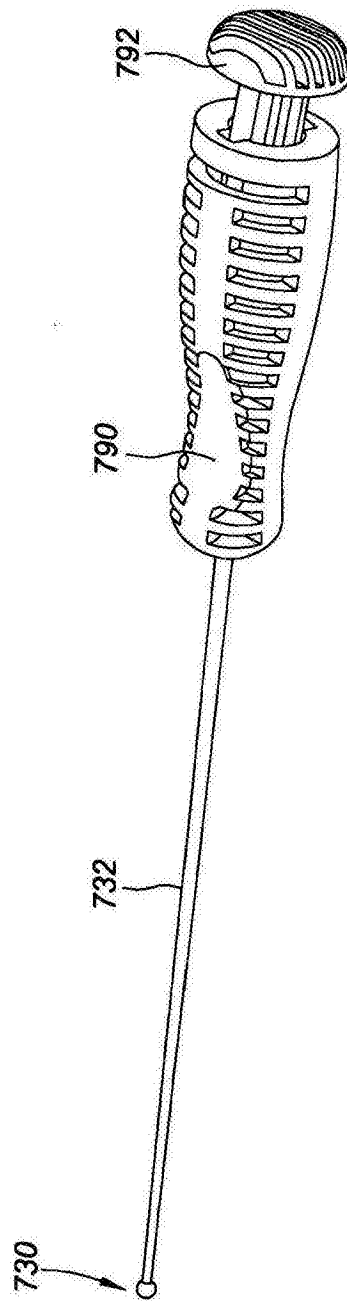


图18G

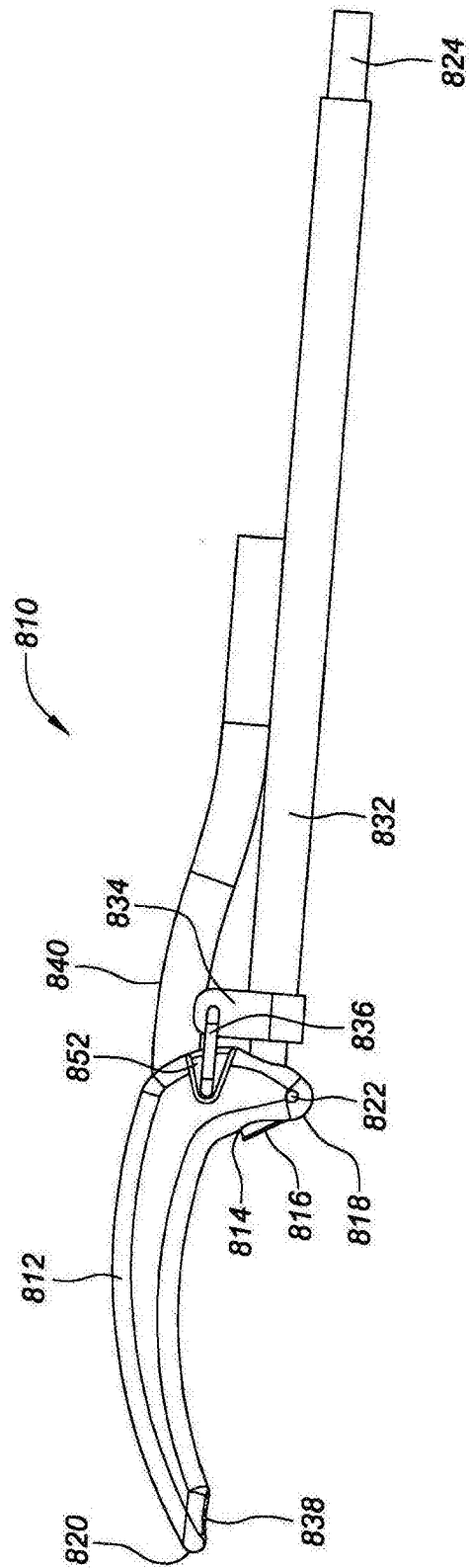


图19A

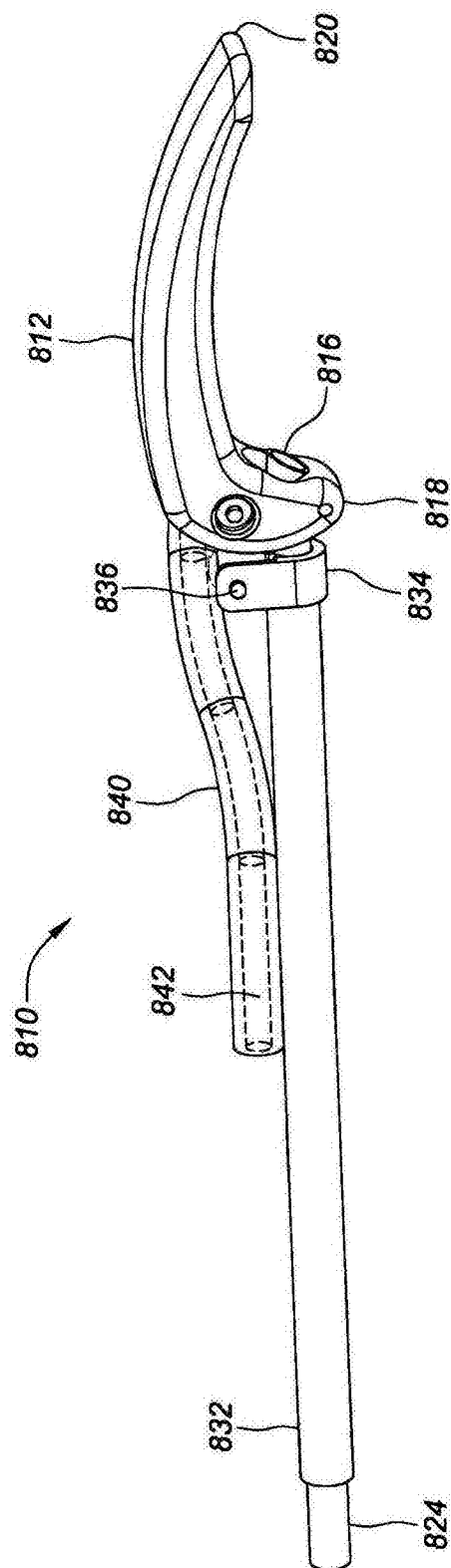


图19B

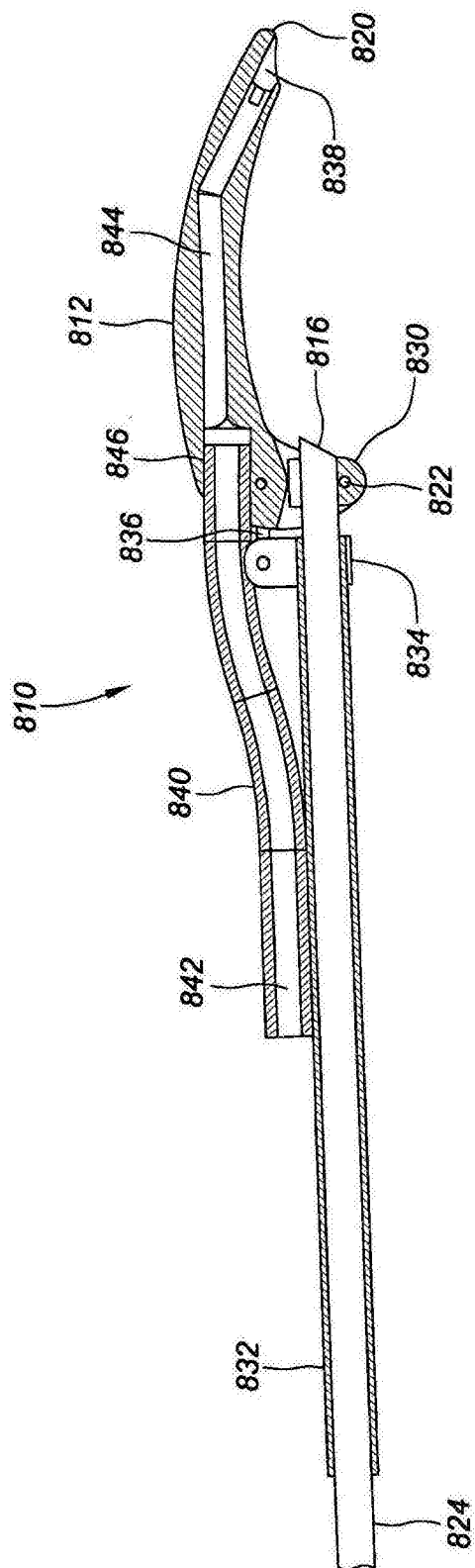


图19C

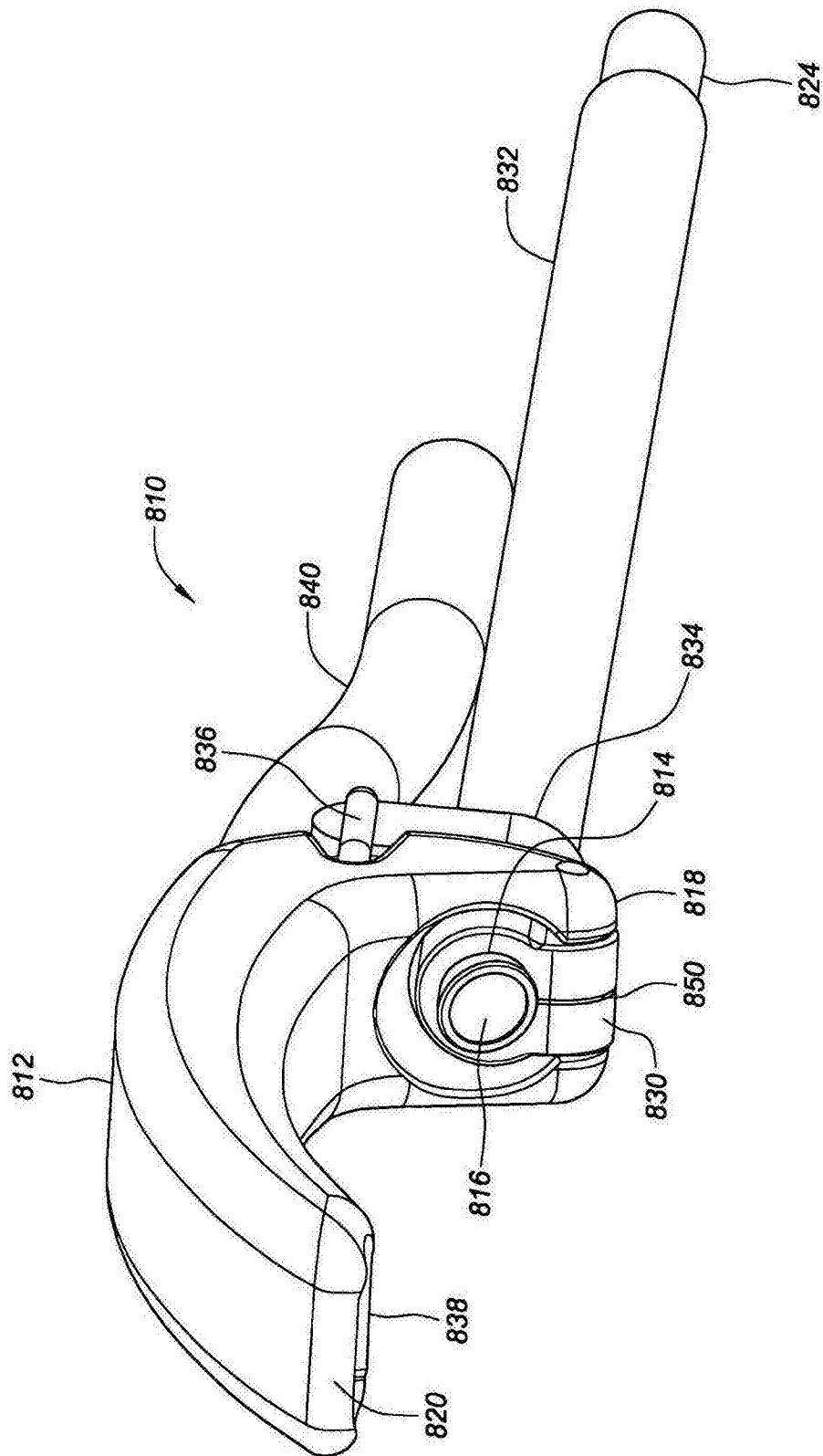


图19D

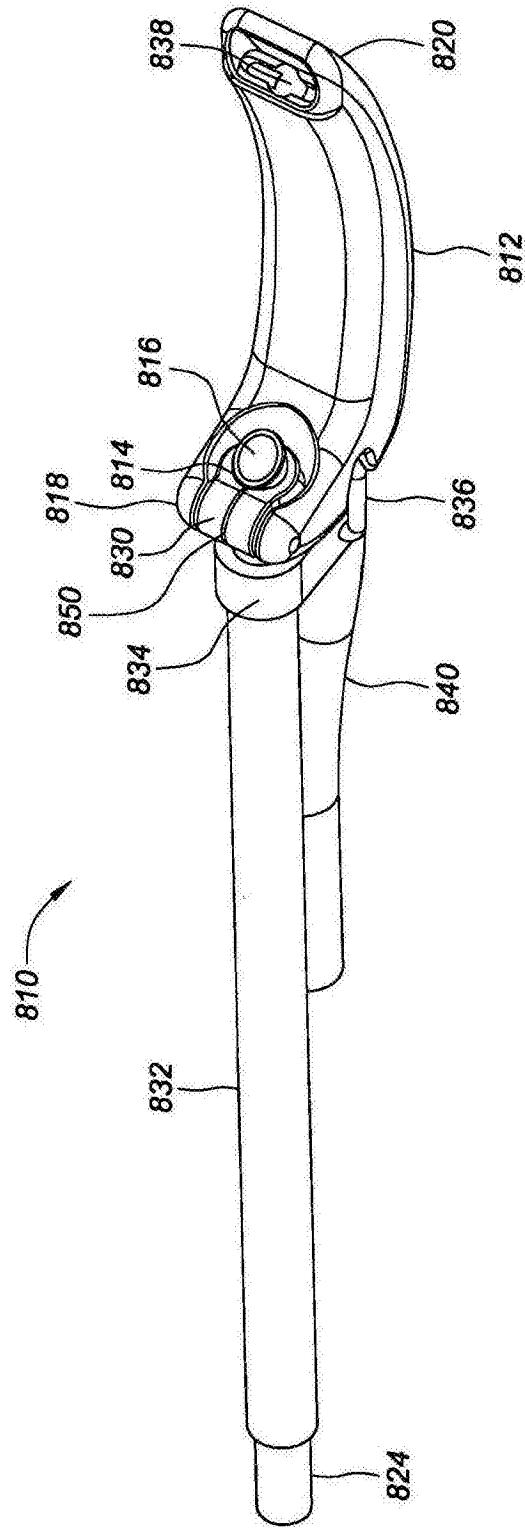


图19E

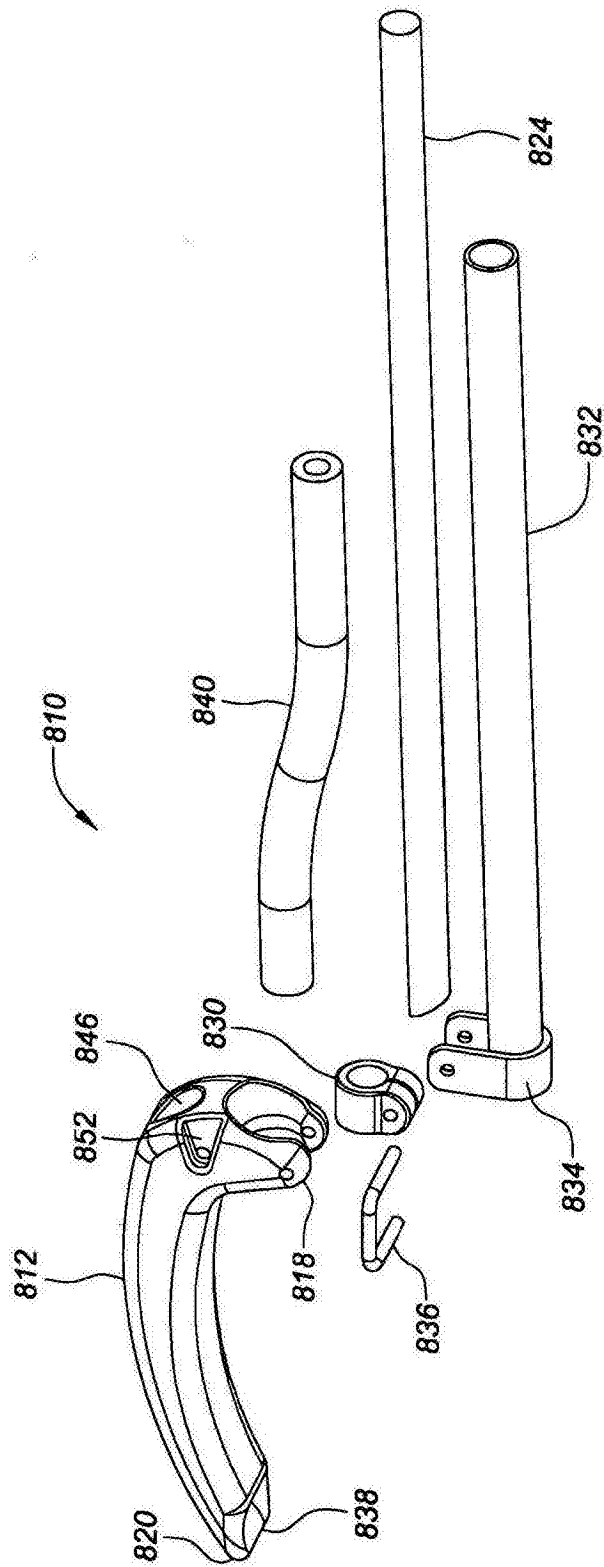


图19F

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	CN107920718A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680022440.4	申请日	2016-02-23
[标]发明人	T 易卜拉欣 K 米勒 M 胡文 D 莫雷洪		
发明人	T·易卜拉欣 K·米勒 M·胡文 D·莫雷洪		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/018 A61B1/05 A61B1/31 A61B17/28 A61B17/32 A61M25/01		
CPC分类号	A61B1/00066 A61B1/00071 A61B1/00112 A61B1/018 A61B1/05 A61B17/29 A61B17/2909 A61B2017/2901 A61B2017/2926 A61B2017/2932 A61M25/01 A61B1/00082 A61B1/00089 A61B1/00135 A61B17/0218 A61B17/122 A61B17/1285 A61B17/3421 A61B17/50 A61B17/52 A61B18/0218 A61B18/1492 A61B90/30 A61B90/37 A61B2017/00243 A61B2017/00309 A61B2017/00314 A61B2017/00336 A61B2017/00477 A61B2017/00876 A61B2017/0225 A61B2017/308 A61B2017/320044 A61B2017/3425 A61B2017/3488 A61B2018/00029 A61B2018/00267 A61B2018/00279 A61B2018/00577 A61B2090/08021 A61B2217/005 A61B2218/002 A61B2218/007 A61B1/00 A61B17/12099 A61B17/12122 A61B2017/12054		
代理人(译)	秦振		
优先权	62/119800 2015-02-23 US		
其他公开文献	CN107920718B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在至少一个实施例中，一种医疗设备可以包括沿着护套纵向轴线延伸并且限定延伸通过其中的中心管腔的细长外护套(208)，细长外护套(208)可以包括近侧护套部分和远侧护套部分。第一导丝(228)可以包括第一导丝端和第二导丝端，第一导丝(228)可以从第一和第二导丝端延伸通过中心管腔并且可以形成远侧环形部分(236)。阻塞设备(204)可以设置在细长挠性轴(224)的远端处。细长挠性轴(224)可以从近侧护套部分延伸通过中心管腔。阻塞设备(204)可以包括第一导丝(228)穿过其中的引导管腔(232)。

