

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61M 3/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780008012.7

[43] 公开日 2009年3月25日

[11] 公开号 CN 101394877A

[22] 申请日 2007.1.24

[21] 申请号 200780008012.7

[30] 优先权

[32] 2006.1.24 [33] US [31] 60/761,448

[86] 国际申请 PCT/US2007/002055 2007.1.24

[87] 国际公布 WO2007/087404 英 2007.8.2

[85] 进入国家阶段日期 2008.9.5

[71] 申请人 海德鲁西昂公司

地址 美国马萨诸塞州

[72] 发明人 J·E·巴林顿 K·P·斯泰德

D·B·埃尔德里奇

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 苏娟

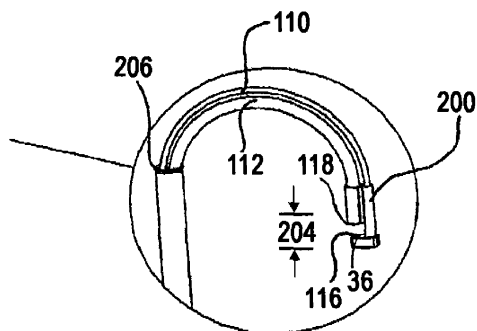
权利要求书 7 页 说明书 30 页 附图 7 页

[54] 发明名称

远端形状选择性可控的液体喷射外科器械

[57] 摘要

本发明涉及各种用于形成液体射流的外科器械，所述器械用于执行范围广泛的外科手术，更具体涉及远端形状选择性可控的液体喷射外科器械。在一些实施方式中，本发明提供了具有压力管和抽吸管的液体喷射外科器械，压力管包括至少一个喷嘴，该喷嘴用于形成液体射流，并且抽吸管包括射流接收口，该射流接收口在器械工作时用于接收液体射流。在一些实施方式中，所述压力管和抽吸管两者的远端在非松弛状态下具有第一构型并在较松弛状态下具有第二构型。在一些实施方式中，校直器被构造成用于选择性地控制所述压力管和抽吸管两者的远端构型。本发明还提供了利用本发明的液体喷射外科器械在患者脊柱例如椎间盘内切割或消融所选组织的外科方法。



1. 一种外科器械，包括：

近端和远端，所述远端能够对患者执行外科手术；

压力管，具有足以朝着器械远端传导高压液体的耐内压强度，所述压力管包括至少一个喷嘴，所述喷嘴设有喷射口，所述喷嘴被成形为使得当高压液体流过所述喷嘴时能够形成液体射流；

抽吸管，其包括能与所述喷射口对置的射流接收口，其中当所述外科器械工作时，所述喷嘴与所述射流接收口对齐以接收所述液体射流；

其中所述压力管和所述抽吸管两者的至少远端在非松弛状态下具有第一构型并且在较松弛状态下具有第二构型；和

校直器，其被构造和布置成用于选择性地控制所述压力管和所述抽吸管两者的远端的构型，以便改变以下一项或多项：所述压力管和所述抽吸管两者的远端的曲率半径、所述压力管和所述抽吸管两者的远端的弯曲部分的弧形长度、以及所述喷嘴的中心线和所述射流接收口的中心线两者相对于所述外科器械的近端的纵向轴线的角度定向。

2. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中在所述第一构型中，所述压力管和所述抽吸管两者的远端基本笔直。

3. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中在所述第二构型中，所述压力管和所述抽吸管两者的远端弯曲。

4. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述校直器被构造和布置成用于改变所述压力管和所述抽吸管两者的远端的曲率半径。

5. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述校直器被构造和布置成用于改变所述喷嘴的中心线和所述射流接收口的中心线两者相对于所述外科器械的近端的纵向轴线的角度定向。

6. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述校直器被构造和布置成用于改变以下各项：所述压力管和所述抽吸管两者的远端的曲率半径、所述压力管和所述抽吸管两者的远端的弯曲部分的弧形长度、以及所述喷嘴的中心线和所述射流接收口的中心线两者相对于所述外科器

械的近端的纵向轴线的角度定向。

7. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述校直器包括管形的护套，所述护套围绕所述压力管和所述抽吸管的至少一部分，并且其中所述护套和压力管、抽吸管中的至少一个能相对于另一个滑动，以实现所述压力管和所述抽吸管两者远端形状的变化。

8. 根据权利要求 7 所述的外科器械，其中所述管形护套包括套管，所述外科器械穿过所述套管进入患者体内。

9. 根据权利要求 7 所述的外科器械，其中所述护套能相对于所述压力管和所述抽吸管滑动。

10. 根据权利要求 7 所述的外科器械，其中所述压力管和所述抽吸管能相对于所述护套滑动。

11. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述压力管的至少一部分能够扩张，使得当选择性地控制所述压力管和所述抽吸管两者的远端的构型时，所述喷嘴变得与所述射流接收口对齐或保持与所述射流接收口对齐。

12. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述抽吸管的至少一部分能够扩张，使得当选择性地控制所述压力管和所述抽吸管两者的远端的构型时，所述喷嘴变得与所述射流接收口对齐或保持与所述射流接收口对齐。

13. 根据权利要求 11 所述的外科器械，所述压力管包括盘绕的段。

14. 根据权利要求 1 所述的外科器械，还包括具有主体的握持件，其中所述压力管和所述抽吸管的近端穿过所述主体。

15. 根据权利要求 1 所述的外科器械，还包括展开器，所述展开器可操作地连接到所述校直器和压力管、抽吸管中的至少一个上，并且能够被所述外科器械的操作者控制，其中所述展开器控制所述校直器相对于所述压力管和所述抽吸管的运动。

16. 根据权利要求 14 所述的外科器械，其中所述压力管包括盘绕的段，使得所述压力管的至少一部分能够扩张，并且其中所述压力管的盘绕的段位于所述握持件的主体内。

17. 根据权利要求 13 所述的外科器械, 所述压力管的盘绕的段的至少一部分缠绕在所述抽吸管上。

18. 根据权利要求 1 所述的外科器械, 其中所述压力管的远端的至少一部分联接到所述抽吸管的远端上, 以防止所述压力管和所述抽吸管之间的相对运动。

19. 根据权利要求 18 所述的外科器械, 其中所述压力管还包括歧管, 其中所述喷嘴形成在所述歧管中。

20. 根据权利要求 19 所述的外科器械, 其中所述歧管将所述压力管的远端联接到所述抽吸管的远端上。

21. 根据权利要求 1 所述的外科器械, 其中所述抽吸管的远端和所述压力管的远端中的至少一个由金属合金形成。

22. 根据权利要求 21 所述的外科器械, 其中所述金属合金包括镍钛诺。

23. 根据权利要求 1 所述的外科器械, 其中所述压力管的近端由不同于所述压力管的远端材料形成。

24. 根据权利要求 8 所述的外科器械, 还包括定位在所述护套内的对准器, 其中所述对准器联接到所述压力管和所述抽吸管中的一个上, 并且能够滑动地容纳所述压力管和所述抽吸管中另一个的至少一部分。

25. 根据权利要求 1 所述的外科器械, 其中当所述外科器械工作时, 所述高压液体以至少 1000 psig 的压力供给到所述喷射口。

26. 根据权利要求 25 所述的外科器械, 其中当所述外科器械工作时, 所述高压液体以在大约 10000 psig 至 20000 psig 的压力供给到所述喷射口。

27. 根据权利要求 1 所述的外科器械, 其中所述外科器械的远端的形状和尺寸被专门构造用于在患者身体的限定外科部位的预定区域中执行外科手术。

28. 根据权利要求 27 所述的外科器械, 其中患者身体的限定外科部位的所述预定区域为患者的脊柱。

29. 根据权利要求 28 所述的外科器械, 其中所述外科器械的远端

能够将其形状调整成适应椎间盘的纤维环的内轮廓。

30. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中在所述第二构型中，所述压力管的远端具有弯曲构型，使得所述外科器械近端的纵向轴线和所述喷嘴的中心线之间的角度至少为大约 10 度。

31. 根据权利要求 30 所述的外科器械，其中在所述第二构型中，所述压力管的远端具有弯曲构型，使得所述外科器械近端的纵向轴线和所述喷嘴的中心线之间的角度至少为大约 45 度。

32. 根据权利要求 31 所述的外科器械，其中在所述第二构型中，所述压力管的远端具有弯曲构型，使得所述外科器械近端的纵向轴线和所述喷嘴的中心线之间的角度至少为大约 90 度。

33. 根据权利要求 32 所述的外科器械，其中在所述第二构型中，所述压力管的远端具有弯曲构型，使得所述外科器械近端的纵向轴线和所述喷嘴的中心线之间的角度至少为大约 180 度。

34. 根据权利要求 1 所述的外科器械，其中所述抽吸管的形状和位置使得在不需要外部抽吸源的情况下，能够将包括液体射流在内的基本所有液体从所述射流接收口抽吸到所述外科器械的近端。

35. 一种方法，包括：

将液体喷射外科器械的至少一部分插入患者体内的外科部位中，所述液体喷射外科器械包括近端和远端，所述远端能够对患者执行外科手术；

在所述液体喷射外科器械的校直器和压力管、抽吸管之间进行相对运动，其中当所述校直器和所述压力管、所述抽吸管彼此相对运动时，所述压力管和所述抽吸管两者的至少远端受到弯曲或校直，使得以下一项或多项在所述管弯曲的过程中变化：所述压力管和所述抽吸管两者远端的曲率半径、所述压力管和所述抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、以及与所述压力管流体连通的喷嘴的中心线和所述抽吸管的射流接收口的中心线两者相对于所述外科器械的近端的纵向轴线的角度定向；

使用所述液体喷射外科器械通过使液体在高压下流过与所述压力管流体连通的所述喷嘴形成液体射流；

将所述液体射流引向所述液体喷射外科器械的抽吸管的射流接收口；和

使用所述液体射流切割或消融在所述外科部位选定的组织。

36. 根据权利要求 35 所述的方法，还包括：

使所述校直器相对于所述压力管、抽吸管向远侧运动，以便校直所述压力管和所述抽吸管两者的远端。

37. 根据权利要求 35 所述的方法，还包括：

使所述校直器相对于所述压力管、抽吸管向近侧运动，以便增加所述压力管和所述抽吸管两者远端的弯曲度。

38. 根据权利要求 35 所述的方法，其中，所述外科部位是患者的脊柱。

39. 根据权利要求 38 所述的方法，其中所述外科部位是患者的椎间盘。

40. 根据权利要求 39 所述的方法，其中所述液体喷射外科器械的远端穿过纤维环插入所述椎间盘中。

41. 一种方法，包括：

将液体喷射外科器械的至少一部分插入患者体内的外科部位中，所述液体喷射外科器械包括近端和远端，所述远端能够对患者执行外科手术，其中所述液体喷射外科器械的远端在被插入外科部位中时处于第一构型中；

将所述液体喷射外科器械的远端展开成第二构型，其中所述液体喷射外科器械的远端包括压力管和抽吸管，当所述液体喷射外科器械被展开成第二构型时，所述压力管和抽吸管受到弯曲或校直，其中所述压力管和抽吸管的远端形状在处于展开构型中时特别适合于所述外科部位；

使用所述液体喷射外科器械通过使液体在高压下流过与所述压力管流体连通的所述喷嘴来形成液体射流；

将所述液体射流引向所述液体喷射外科器械的抽吸管的射流接收口；和

使用所述液体射流切割或消融在所述外科部位选定的组织。

42. 根据权利要求 41 所述的方法, 其中将所述液体喷射外科器械的远端展开成第二构型的步骤包括:

在所述校直器和压力管、抽吸管之间进行相对运动, 使得当所述校直器和所述压力管、所述抽吸管彼此相对运动时, 所述压力管和所述抽吸管受到弯曲或校直, 从而使所述喷嘴的中心线和所述射流接收口的中心线两者相对于所述外科器械的近端的纵向轴线的角度定向随着所述管的弯曲或校直而变化。

43. 根据权利要求 42 所述的方法, 还包括:

使所述校直器相对于所述压力管、抽吸管向远侧运动, 以便校直所述压力管和所述抽吸管两者的远端。

44. 根据权利要求 42 所述的方法, 还包括:

使所述校直器相对于所述压力管、抽吸管向近侧运动, 以便增加所述压力管和所述抽吸管两者的远端的弯曲度。

45. 根据权利要求 41 所述的方法, 其中, 所述外科部位是患者的脊柱。

46. 一种用于制造包括压力管和抽吸管的液体喷射外科器械的方法, 所述方法包括:

在所述液体喷射外科器械的压力管的远端形成弯曲部, 其中所述压力管具有足以向着所述液体喷射外科器械的远端传导高压液体的耐内压强度, 所述压力管包括至少一个喷嘴, 所述喷嘴设有喷射口, 所述喷嘴被成形为使得当高压液体流过所述喷嘴时能够形成液体射流;

在所述液体喷射外科器械的抽吸管的远端中形成弯曲部, 其中所述抽吸管包括射流接收口, 所述射流接收口的横截面区域与所述喷射口对置;

将校直器能够滑动地连接到所述压力管和所述抽吸管两者的至少远端上, 其中所述校直器被构造和布置成选择性地控制所述压力管和所述抽吸管两者的远端构型, 以便改变以下一项或多项: 所述压力管和所述抽吸管两者远端的曲率半径、所述压力管和所述抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、以及所述喷嘴的中心线和所述射流接收口的中心线

两者相对于所述外科器械的近端的纵向轴线的角度定向。

47. 根据权利要求 46 所述的方法，其中所述校直器包括护套，所述护套围绕在所述压力管和所述抽吸管两者的至少远端上。

48. 根据权利要求 46 所述的方法，其中，通过将所述压力管和所述抽吸管两者的远端加热到至少大约 750°F 的温度并且随后在冷却液中对所述远端淬火，在所述形成步骤中在所述远端中形成所述弯曲部。

远端形状选择性可控的液体喷射外科器械

技术领域

本发明总的涉及用于形成液体射流的外科器械，以及在外科手术中使用所述器械的方法。

背景技术

经由穿过皮肤的小孔或穿过身体孔口接近外科部位，由此使用侵入性较少的技术执行许多外科手术，这已成为近年来的一种趋势。这些技术被称为“微创外科”。通常采用的微创外科技术包括内窥镜、腹腔镜和关节镜外科手术。因为微创外科手术在外科手术过程中给患者带来的损伤较少，而且在很多情况下潜在的并发症较少并且康复时间缩短，所以就很多应用而言微创外科手术通常优于开放式外科手术。

大量器械被开发出来并且用于微创外科手术中。经常使用的器械包括刀片和手术刀式器械、机动旋转刀片器械、激光器械和电外科或电灸器械。这些现有器械通常具有若干缺点。例如，器械可能很迟钝并且难于使用，这些器械通常缺乏将有待切除的组织从非目标组织选择性区分的能力，它们的尺寸和/或形状容易使得很难接近很多外科部位，并且有导致预定目标组织周围的组织意外受损的趋势。绝大多数现有器械也要求操作者（例如使用镊子）手动去除被切下的组织，或者需要将外部真空源（例如经由通风管）施加到外科部位上以便去除被切下的组织，所述通风管从外科器械分离。就许多微创外科应用例如关节镜检查、某些脊髓手术等等（其中通常使用具有被插入外科部位中的探头例如光纤探头的成像系统实现所述外科部位的可视化）而言，由于无法从外科部位有效抽吸组织和残留物，上述现有外科器械通常也使得很难清晰显示外科范围内的组织切除部位。在微创手术过程中，上述现有外科器械中的许多一旦进入体内就很难操纵到所需位置。

采用液体射流的器械在用于切割和消融组织的外科手术中也已得到应用。与用于执行开放式外科手术和微创外科手术的上述外科器械相比，这种器械具有许多优点。例如，液体喷射器械可以避免周围组织受到热损伤，该热损伤经常由器械例如激光装置和电外科装置引起。近年来，液体喷射器械被用于各种外科手术，包括开放式外科手术例如肝切除术、内窥镜手术（例如肾结石破碎和切除）、以及用于从血管系统移除血栓组织的关节镜手术。

已经开发出了各种用于外科手术的各种液体喷射器械，包括在共同所有的专利号为 No. 5944686、No. 6375635、No. 6511493、No. 6451017、No. 7122017、No. 6960182 的美国专利、公开号为 No. US2003-0125660、No. US2002-0176788 、 No. US2004-0228736 、 No. US2004-0243157 、 No. US2006-0264808 和 No. US2006-0229550 的美国专利申请中描述的器械，所述专利和专利申请通过引用整体结合入本文。

这些液体喷射外科切割系统通常具有用于对液体加压的泵，所述液体例如为等渗盐水或其它生理相容液体。在某些场合下，加压液体例如通过柔性管道传送到握持件，该握持件具有手柄区域和远端，该远端被构造成用于对患者执行外科手术或医疗手术。在很多场合下，器械的远端具有固定且不可变化的形状或轮廓并且包括可加压的压力管，该压力管设有喷嘴和用来传送加压液体的内腔，加压液体通过所述喷嘴流出以形成液体射流。这些器械可以包括设有抽吸内腔的抽吸管，该抽吸管容纳来自射流的一部分或全部液体和被切下组织，并且清除这样的材料加以处理。抽吸管的直径可以比压力管的直径明显更大。在这些器械的一些中，射流“向近侧”射出，即朝着回归手柄的方向。在其它结构方式中，射流可以“横向地”、“向远侧”或以一定中间角度射出，“横向地”指的是沿着与压力管在器械远端附近区域中的纵向轴线大致垂直的方向。

虽然与用于执行开放式外科手术和微创外科手术的很多现有外科器械相比，目前可用的液体喷射外科器械在一些场合下象征着重要进步，但是在现有技术中仍然需要提供能力在一定程度上得以改进的液体

喷射外科器械，该外科器械在范围广泛的开放式和微创外科手术中能够得到应用。在很多实施方式中，本发明给出了这种经改进的液体喷射外科器械，并且还提供了在各种外科手术中使用所述液体喷射外科器械的方法。

发明内容

本文公开了一系列装置，所述装置涉及利用液体射流将组织和/或材料从患者身体切除、消融、雕刻、修剪等等的外科手术。在一个方面中，本发明包括一系列装置，所述装置包括用于形成液体射流的液体喷射外科器械；在另一方面中，本发明包括用于使用所述液体喷射外科器械的方法；在又一方面中，本发明包括用于形成液体喷射外科器械的某些部件的方法。

在一个方面中，本发明提供了具有远端和近端的外科器械，所述远端适合用于在患者身上执行外科手术。该器械包括具有足够耐内压强度的压力管，用以向着器械远端传导高压液体，在此压力管包括设有喷射口的至少一个喷嘴，该喷嘴的形状便于在高压液体从其流过时形成液体射流。所述器械还包括抽吸管，该抽吸管包括可与喷射口对置的射流接收口，其中当器械工作时所述喷嘴与射流接收口对齐以便接收液体射流。压力管和抽吸管两者的至少远端在非松弛状态下具有第一构型并且在较松弛状态下具有第二构型。校直器被设计成选择性地控制压力管和抽吸管两者的远端构型，用以改变以下一项或多项，即：压力管和抽吸管两者远端的曲率半径、压力管和抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、以及喷嘴中心线和射流接收口中心线相对于外科器械近端纵向轴线的角度定向。

在另一方面，本发明提供了一种方法，该方法包括将液体喷射外科器械的至少一部分插入患者体内的外科部位中，所述外科器械具有近端和适于对患者执行外科手术的远端。液体喷射外科器械的校直器和压力管、抽吸管之间进行相对运动，其中压力管和抽吸管两者的远端在校直器和压力管、抽吸管彼此相对运动时受到弯曲或校直。压力管和抽吸管

两者远端的曲率半径、压力管和抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、以及与压力管流体连通的喷嘴的中心线和抽吸管的射流接收口的中心线两者相对于外科器械近端纵向轴线的角度定向中的一项或多项随着压力管和抽吸管的弯曲或校直而变化。利用液体喷射外科器械通过使液体在高压作用下流过与压力管流体连通的喷嘴形成液体射流，并且液体射流指向液体喷射外科器械的抽吸管的射流接收口，以便利用液体射流在外科部位内切除或消融选定的组织。

在另一方面，本发明提供了一种方法，其包括将液体喷射外科器械的至少一部分插入患者体内的外科部位中，所述外科器械具有近端和适于对患者执行外科手术的远端，其中，液体喷射外科器械的远端在被插入到外科部位中时处于第一构型。将液体喷射外科器械的远端展开成第二构型，其中液体喷射外科器械的远端包括压力管和抽吸管，在器械被展开成第二构型时所述压力管和抽吸管受到弯曲或校直，并且压力管和抽吸管的远端形状在处于展开构型时特别适合该外科部位。利用液体喷射外科器械通过使液体在高压下流过与压力管流体连通的喷嘴形成液体射流，并且液体射流指向液体喷射外科器械的抽吸管的射流接收口，以便利用液体射流在外科部位内切除或消融选定的组织。

在另一种实施方式中，本发明提供了一种制造液体喷射外科器械的方法，该外科器械包括压力管和抽吸管。所述方法包括在液体喷射外科器械的压力管远端中形成弯曲部，其中压力管具有足够的耐内压强度以便向着器械远端传导高压液体，所述压力管包括设有喷射口的至少一个喷嘴，其中该喷嘴的形状便于在高压液体从其流过时形成液体射流。在液体喷射外科器械的抽吸管的远端中也形成弯曲部，其中抽吸管包括射流接收口，该射流接收口的横截面区域与喷射口对置。校直器可滑动地连接到压力管和抽吸管两者的至少远端上，其中校直器被设计成选择性地控制压力管和抽吸管两者的远端构型，用以改变以下一项或多项，即：压力管和抽吸管两者远端的曲率半径、压力管和抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、以及喷嘴中心线和射流接收口中心线相对于外科器械近端纵向轴线的角度定向。

附图说明

附图是示意性的并且未按比例绘制。在图中，各图中示出的所有相同或基本相似的部件通常用一个附图标记或记号代表。出于清晰考虑，并不是每个部件在每副附图中都由标记，在那些不影响本领域技术人员理解本发明的地方，也不需要给本发明的每种实施方式的所有部件都做标记。

图 1 是液体喷射外科器械的示意图；

图 2a 是液体喷射外科器械的局部剖视图；

图 2b 是图 2a 中的液体喷射外科器械的远端的一部分在展开构型中的细部示意图；

图 2c 是图 2a 中的液体喷射外科器械的远端的一部分在另一展开构型中的细部示意图；

图 2d 是液体喷射外科器械的另一实施方式的远端的一部分的细部示意图；

图 3a 是液体喷射外科器械的远端的一部分的局部剖视图；

图 3b 是沿着图 3a 中的线 3b-3b 截取的液体喷射外科器械示意性剖视图；

图 4 是液体喷射外科器械的一种实施方式的远端的一部分的示意性剖视图；

图 5a 是液体喷射外科器械的另一种实施方式的远端的一部分的示意图；

图 5b 是液体喷射外科器械的又一种实施方式的远端的一部分在第一构型中的示意图；

图 5c 是图 5b 中所示实施方式的远端的所述部分在第二构型中的示意图；

图 6 是推进机构的一种实施方式的示意性局部剖视图，所述推进机构用于控制校直器相对于压力管、抽吸管的相对运动；

图 7 是根据另一种实施方式的液体喷射外科系统的示意图；和

图 8 是被插入到患者脊椎中的液体喷射外科器械的示意性剖视图。

具体实施方式

本发明提供了在各种应用中使用的各种液体喷射器械，这些器械中的很多非常适用于各种外科手术。本发明提供的液体喷射器械的某些实施方式可以各种不同方式构造，以便在各种外科手术领域中使用。根据本发明的某些外科器械被构造成外科握持件，所述外科握持件具有带有抓持区域的近端或手柄，所述近端或手柄的形状和构造适于使得操作者用手能舒适地握持。器械也可以具有远端，该远端包括用于形成液体射流的至少一个喷嘴。本发明外科器械的某些实施方式的远端可以用于对患者执行外科手术。虽然本文所述的液体喷射器械具有握持件结构，但是应当理解的是本发明并不严格限于外科握持件，并且本发明也可以实践使用具有各种结构和目的的液体喷射器械。本发明提供的液体喷射器械的某些实施方式可以在范围广泛的外科应用中使用，以便利用高压液流来切割、钻削、钻孔、打孔、剥削、剥离、液化、消融、成形或形成患者身体的各种组织、器官等等。

最初应当注意，在共同所有的专利号为 5944686、6375635、6511493、6451071、7122017 和 6960182 的美国专利以及公开号为 2003/0125660A1、US2002-0176788A1、US2004-0228736A1、2004/0243157A、US2006-0264808A1 和 US2006-0229550 的美国专利申请中详细处理和讨论了液体喷射外科器械的大量设计参数、构型、结构材料和其它设计、制造以及结构方面，所述专利和专利申请通过引用结合入本文。对于这里描述的器械的液体喷射部件的一些实施方式的结构和设计，读者可以参考这些公告和公开的专利来获得详细的描述和引导。例如，就用于直接接触、切割和/或打断和/或分解组织并且促使通过抽吸内腔去除组织的液体喷射而言，美国专利 6375635 详细描述了关于喷嘴的结构和大小、抽吸内腔、液体射流长度和散射、结构材料、液体工作压力等方面。因此，下面更详细地调出和讨论了一些具体设计参数，其它可能没有具体提到或讨论的参数在以上引用的 US 专利或专利申请

的一个或多个中具体描述。在这些引用文件中公开的参数、构造和设计方面在很多情况下可应用在并且有益于实践本发明的很多方面。而且，虽然根据本发明提供的某些特征在一些示意性器械设计和结构范畴中起到例解的作用，但是应当理解的是这些特征在很多情况下可以用于其它器械设计范畴中；例如在以上直接列出的共同所有的专利和专利申请中公开的器械设计。

本发明提供的液体喷射外科器械的某些实施方式包括压力管，该压力管的末端限定、形成或划出至少一个喷嘴，该喷嘴设有液体喷射口，该压力管的近端还可连接到受高压作用的液体源上，该液体源例如通过高压泵或液体分配器供应液体。液体喷射喷嘴具有适当形状，使得在高压液体流过喷嘴时形成液体射流，如下所述。在一些实施方式中，液体射流可以用于在外科手术中切割、消融、雕刻、修剪、成形、清除患者的各种组织。在一些实施方式中，通过泵或分配器提供给器械的液体压力可由器械操作者可变地控制，使得液体射流的切割或消融功率可由操作者调节。压力的可调节性可以允许操作者使用器械形成液体射流，该器械能够区分外科手术范围内的不同类型的组织。例如，较低压力可以用来将软组织例如脂肪或椎间盘的髓核从较硬组织表面例如肌肉、骨、软骨或椎间盘的纤维环切下或消融，其中液体射流的强度足以切下或消融软组织，而不破坏下面、周围、邻近和/或交叉的较硬组织。然后可以选择足够形成能够切割或消融硬组织例如肌肉或骨的液体射流的较高压力。通过这种方式，本发明的某些实施方式提供的液体喷射外科器械可以在各种外科手术例如脊骨外科手术中提供高选择性和高度可控的组织切割。

本发明的各种实施方式针对液体喷射外科器械，其中远端的形状选择性地可控。该外科器械可以包括压力管和抽吸管，其中这些管的远端在非松弛状态下可以具有第一构型并且在较松弛状态下可以具有第二构型。操作者可以根据需要和具体外科手术或手术空间的空间约束条件在第一构型和第二构型之间改变压力管和抽吸管的远端形状。在一些实施方式中，操作者可以在外科手术过程中根据外科部位的大小和形状改

变器械的远端形状。

在一些实施方式中，外科器械包括校直器，用以选择性地控制压力管和抽吸管两者的远端构型。如下面详细所述，在一些实施方式中，校直器被设计成用以改变所述管的远端的曲率半径和/或弧形长度。在一些或其它实施方式中，校直器被设计成用以改变所述管的远端的角度定向。

如下面更详细的描述，喷嘴的“纵向轴线”由压力管的喷嘴区域的轴向中心线限定，该喷嘴区域通常在压力管的末尾尖端处。射流接收口的“纵向轴线”由抽吸管的射流接收口的轴向中心线限定。抽吸内腔的“纵向轴线”指的是在射流接收口近侧区域中限定抽吸内腔的几何中心的轴线。在常见的实施方式中，抽吸内腔的上述区域的纵向轴线大致平行于器械的细长主体的纵向轴线，该细长主体通过操作者的手握持和控制。如本文所用，在描述各种部件的纵向轴线之间的几何相互关系的范畴中，术语“共线”指的是部件的纵向轴线在空间中基本叠放在同一线上。当在本文的相同语境中使用时，术语“平行”指的是不共线但空间定向基本在相同方向上的纵向轴线。

现在附图所示的多种具体实施方式中更加完整详细地描述本发明液体喷射外科器械。应当理解，所述实施方式仅仅是为了图示的目的，并且如附图所述，本发明的新颖特征可以其它方式加以实践或用于具有其它构造的器械，这对于本领域技术人员是显而易见的。

本发明的很多方面涉及外科器械，其中压力管 110 和抽吸管 112 两者的至少远端能可控地予以调节，以使远端具有多于一个形状和/或其它构型。压力管和抽吸管两者的远端在相对松弛的状态下可以具有一个构型/形状并且在相对非松弛的状态下可以具有另一个不同构型/形状。本文所用的“非松弛状态”、“相对非松弛状态”或“更少松弛状态”可以定义为当以在施加力的情况下可以基本改变所述管的远端的形状的方式使力从另一个部件作用在管上时的管的状态。“松弛状态”、“相对松弛状态”或“较松弛状态”可以定义为在没有来自另一个部件的上述力作用在管上时管的状态，或者作用在所述管上的力较小时管的状态。

态，和/或虽然管上施加了相同或更小的力但与在非松弛状态、相对非松弛状态或“更少松弛状态”下的管相比该力作用在管的整个长度的更小部分上时管的状态。在一种实施方式中，压力管和抽吸管的远端在相对非松弛状态下基本笔直。

如下更详细所述，在一些实施方式中，压力管和抽吸管的远端的形状和构造可以使得在相对松弛状态下，所述管的远端具有预成型的弯曲构型。该弯曲构型可以通过弯曲度来定义。压力管和抽吸管两者远端的“弯曲度”是所述管偏离笔直形状的程度。弯曲可以产生具有弯曲构型的远端、具有倾斜构型的远端或具有弯曲构型和倾斜构型的组合的远端，所述倾斜构型的特征在于至少两条基本笔直的互连或实体连续的段相对比彼此倾斜。

根据本发明的一种实施方式，图1示出了利用液体喷射外科器械102的液体喷射外科系统100的一种实施方式。外科器械102被构造成具有近端103的外科握持件，该近端103包括具有抓持区域106的主体104，该抓持区域106能够被放在器械操作者的手中。外科器械102具有远端108，该远端108包括形成压力内腔的压力管110和形成抽吸内腔的抽吸管112。当在本文中外科器械领域范畴中使用“远端”指的是外科器械的适合于对患者执行外科手术的部分，该部分在外科手术过程中被插入外科部位中。在一些实施方式中，器械102的远端108可以只包括压力管110和抽吸管112的远端，或者在其它实施方式中，可以包括压力管110和抽吸管112远端附近的部件，这些部件在器械使用过程中同样被插入患者的外科手术空间中。在所示实施方式中，外科器械102还包括护套114形式的校直器，其功能在下面更详细地描述，当器械102工作时，该校直器至少部分地围绕在压力管110和抽吸管112周围并且为所述管提供支承，用以保持和/或建立压力管和抽吸管之间所需的几何构型。通过抽吸管110形成的压力内腔在其远端的末端处还包括喷嘴116，该喷嘴116在由压力管110提供的高压液体从其流过时形成液体射流。由抽吸管112形成的抽吸内腔包括射流接收口118，该射流接收口118设置在抽吸内腔远端的末端处，并且在器械102工作时与喷嘴116

以预定距离对置，以便接收液体射流 120。

压力管 110 和抽吸管 112 可以由各种材料构成，以下对此予以更加详细的描述。无论构成压力管的具体材料如何，压力管应该具有足够的耐内压强度以使压力管能够以预期工作压力将液体传送到喷嘴 116 以便形成液体射流 120。压力管的耐内压强度应该满足或超过在有待执行的具体外科手术中使用的液体的最高预期压力。通常，根据有待切割和/或消融的预定材料，外科器械 102 工作时的液体压力在大约 500 psig 至大约 50000 psig 之间。

压力管 110 经由高压液体供给通道 126 与高压泵 124 流体连通。高压液体供给通道 126 的耐内压强度也应该能够抵抗在使用用于特定外科应用的器械 102 时所预期到的最高液体压力。在一些实施方式中，高压液体供给通道 126 包括耐内压的不锈钢海波管 (hypotube)，该管构造成能够承受至少 50000 psig 的压力。

高压泵 124 与高压液体供给通道 126 流体连通，所述高压泵 124 可以是能够施加执行期望的外科手术所需液体压力的任何适当的泵。本领域技术人员应当理解，很多种类的高压泵可以用于该目的，包括但不限于活塞泵和隔膜泵。在某些实施方式中，高压泵 124 包括联接到可重用的泵驱动控制台 128 上的一次性活塞泵或隔膜泵。高压泵 124 具有与低压液体供给管线 130 液体连通的输入口，该低压液体供给管线 130 接收来自液体供给容器 132 的液体。泵驱动控制台 128 可以包括电动机，该电动机可以用来给高压泵 124 提供驱动力，以便在液体供给通道 126 中供给高压液体。

虽然大量已知的泵控制台可以在本发明的范围中使用，但是某些泵驱动控制台包括匀速电动机，该匀速电动机可以通过操作者控制的开关 134 打开和关闭。在一些实施方式中，操作者控制的开关 134 包括脚踏开关，或者设置在外科器械 102 的抓持区域 106 上的按钮或扳机，器械的操作者可以很容易地接近所述开关 134。在一些实施方式中，操作者可以经由可调整的压力/流速控制部件 136 来控制压力/流速，该控制部件 136 可以控制泵驱动控制台的电机速度和/或高压泵的位移。虽然在

图 1 中压力/流速控制部件 136 为泵驱动控制台 128 上的旋钮，但是在一些实施方式中，这种部件可以包括脚踏开关，或者设置在抓持区域 106 上的扳机/按钮，如前所述用于泵驱动控制台 128 的开/关控制。在其它一些实施方式中，泵驱动控制台 128 和高压泵 124 可以被高压液体分配器或用于传送高压液体的其它装置替代，这是本领域普通技术人员可以想到的。在一些实施方式中，可以使用例如公开号为 No. 2002/0176788 或 2004/0228736 的共同所有的美国专利申请所描述的泵送系统中的一种，所述专利申请通过引用结合入本文。

用于形成液体切割射流的液体可以是在适宜执行外科手术的压力和温度下能够保持液态的任何流体。对于在活体患者中使用器械执行外科手术的应用中，所使用的液体也应该是生理可相容的。在常见的实施方式中，供应的液体是无菌外科盐溶液或者无菌水，并且液体供给容器 132 可以包括无菌容器例如内含所述流体的输液（IV）袋。在一些实施方式中，为了提高液体射流的切割或消融特征，液体可以含有固体磨粒，或者液体可以包括液化气体例如二氧化碳，该液化气体在从喷嘴 116 进入液体射流 120 时形成固态微粒材料。在其它实施方式中，供给外科器械 102 的液体可以包括在具体外科手术范畴中使用的药剂，例如消毒剂、抗生素、抗病毒成分、麻醉剂、药品、化疗试剂等等。在其它手术方式中，流体可以包括染料以便提高液体射流在器械使用时的可视性。

抽吸管 112 在其近端处可连接到抽吸通道 138 上，该抽吸通道 138 可以用于将被抽吸的材料和残留物输送到排放容器 140。抽吸通道 138 中含有的液体通常处于相对低的压力下，因此在一些实施方式中抽吸通道 138 可以由低成本的柔性材料构成，例如聚氯乙烯（PVC）、硅树脂、聚乙烯、橡胶等聚合物管。在一些实施方式中，抽吸通道 138 的最小内横截面面积应该等于或超过抽吸内腔的最大内横截面面积。

在一些实施方式中，由指向抽吸内腔中的液体射流所产生的抽吸力足以将材料从手术位置抽吸到位于抽吸管近端的排放容器或者与抽吸管近端连接的抽吸通道中。在这样的实施方式中，液体射流和抽吸管一起可以作为喷射泵，该喷射泵利用液体射流的运动流体的动量和动能产

生抽吸力，该抽吸力能够驱动液体、消融的材料和残留物穿过抽吸内腔离开外科部位。读者能从专利号为 No. 6375635 的共有美国专利和公开号为 No. 2004/0243157 的美国专利申请中获得更详细的描述。在所示实施方式中，外科器械 102 被构造成使得在无需外部抽吸源的情况下，抽吸内腔能够将液体射流 120 和被消融的材料和残留物从射流接收口 118 抽到抽吸内腔近端，并通过抽吸通道 138 进入排放容器 140 中。在这样的实施方式中，抽吸通道 138 可以包括真空断路器 142 或不能联接到外部抽吸源上的近端，使得操作者在器械工作时不能将抽吸通道 138 无意地联接到外部抽吸源上。在其它实施方式中，外部抽吸源例如真空泵或抽风机可以与器械抽吸管的抽吸内腔的近端流体连通，以便提供从外科区域经由抽吸管的射流接收口抽吸材料所需的抽吸驱动力。

在一些实施方式中，流体喷射外科系统 100 的流体供给路径可以例如通过化学方法（例如暴露在环氧乙烷下）或者通过伽马或 β 辐射进行处理或灭菌，这是本领域技术人员容易想到的。在一些实施方式中，流体路径在预消毒状态下仅供用户一次性使用。本领域普通技术人员明白“可处理”和“仅供一次性使用”的含义。

在一些实施方式中，本发明提供了液体喷射外科器械，其被具体设计和构造成在特定外科环境中使用。具体而言，在一些实施方式中，本发明提供了液体喷射外科器械设计，所述设计为在外科工作环境中提供非常需要的性能特征而量身定制，在所述外科工作环境中液体射流在器械工作时浸入液体环境中，并且在另一些实施方式中，本发明提供液体喷射外科器械设计，所述设计为在外科工作环境中提供非常需要的性能特征而量身定制，在所述外科工作环境中液体射流在器械工作时被气体环境所包围。读者能从专利号为 No. 6375635 的美国专利和公开号为 No. 2006/0229550 A1 的美国专利申请中获得关于器械液体喷射部件的一些实施方式的基于外科环境特性的结构和设计的详细描述和指导。

图 2a-2b 示出了根据本发明一种实施方式的液体喷射外科器械 102 的一种结构。器械 102 包括压力管 110 和抽吸管 112。如图 2a 中的局图剖视图所示，器械被构造成带有主体 104 的握持件，该握持件可以设置

在器械 102 的近端 103 处。握持件具有主体 104，并且压力管 110 和抽吸管 112 的近端穿过握持式器械 102 的主体。在一些实施方式中，握持件主体 104 可以帮助操作者使用和控制该器械。在一些实施方式中，握持件主体 104 可以包括各种控制器，例如开/关式开关。在图 2a 所示的特定实施方式中，抽吸管 112 的近端 103 的一部分刚性联接到握持件主体 104 上。但是，在其它实施方式中，器械 102 可以不被构造成握持件并且可以没有主体（例如，器械可以被构造成细长导管）。

在远端 108 处，压力管 110 包括设有喷射口的至少一个喷嘴 116，并且抽吸管 112 包括与所述喷射口对置的射流接收口 118。在如图 2a-2b 所示的具体实施方式中，喷嘴 116 形成在歧管 200 中，该歧管 200 联接到压力管 110 上。下面更加详细描述歧管 200，但是如图所示，在一些实施方式中，歧管 200 将压力管 110 的远端联接到抽吸管 112 的远端，以便在校直和弯曲所述管的远端 108 时防止它们之间的相对运动。

如图所示，喷嘴 116 与射流接收口 118 对齐以便在器械 102 工作时接液体射流。过滤器 202 可以设置在压力管 110 的近端处，以便防止污染物堵塞喷嘴 116。如上所述，供给到喷嘴 116 用于形成液体射流的高压液体的压力取决于喷嘴 116 的具体设计以及有待切割或消融的组织或材料的硬度/强度。在一些实施方式中，高压液体以至少 500 psig 的压力供给到喷射口，在另一些方式中以至少大约 1000 psig、2000 psig、3000 psig 或 5000 psig 的压力，并且在又一些实施方式中以至少大约 10000 psig 或 15000 psig，或者在大约 10000 psig 至 20000 psig 的范围内的压力，在又一些实施方式中以至少大约 20000 psig 的压力，在又一些实施方式中以至少大约 30000 psig 或 50000 psig 的压力供给到喷射口。可预见到，本发明可以结合各种喷嘴成形技术，例如在专利号为 No. 6375635 的共同所有的美国专利和公开号为 No. 2006/0264808 的美国专利申请中所述，上述专利和专利申请通过引用整体结合入本文。喷射口可以具有圆形横截面，但是在另一些实施方式中可以具有其它横截面形状，例如矩形、椭圆形、开缝形等等，以便形成具有适合具体需要的不同形状的射流。

本发明液体喷射外科器械的一些实施方式可以包括远端，该远端被设计和构造成用于在器械工作时防止或减少抽吸内腔的堵塞、液体射流的泄漏（blow-by）、或者液体射流的向后喷射或雾化。如本文所用，液体射流的“泄漏”指的是液体射流的一部分或者液体射流所夹带的高速流体，该液体射流的在射流接收口的平面处的横截面面积大于射流接收口的横截面面积，使得至少一部分液体射流或高速流体从射流接收口漏失或“泄漏”。泄漏一般是不期望的，因为其可能导致非预定组织受损和抽吸效率降低。“向后喷射”在本文中指的是液体射流或液体射流所夹带的高速流体在进入抽吸管的射流接收口后又从射流接收口反射或流回外科区域。由于可能污染外科手术区域和/或使传染物质雾化散开，在工作中不期望出现这种向后喷射，此外，向后喷射通常意味着经由喷射泵动作对材料的器械抽吸效率低。如在专利号为 No. 6375635 的美国专利中更加详细所述，外科器械可以各种方式构造，以便在一些实施方式中基本减少器械工作中与泄漏和向后喷射相关的性能问题，在另一些实施方式中基本消除器械工作中与泄漏和向后喷射相关的性能问题。

压力管 110 和抽吸管 112 的至少远端可以有利地由能够承受在相对松弛状态和相对非松弛装置之间反复运动的材料制成。在一种实施方式中，在一些情况下，压力管 110 和抽吸管 112 的至少远端由弹性、非常弹性或超弹性材料制成，这些术语如本领域技术人员所理解。在一种实施方式中，压力管和抽吸管的至少远端由例如不锈钢、钨、镍钛、Monel®、Inconel®、Hastelloy®、Elgiloy®、MP35N®或 35NLT®等材料制成，Monel®是一种由 Special Metals Corporation 制造的主要成分为镍和铜的不锈钢合金，Inconel®是由 Special Metals Corporation 制造的一种镍基合金，Hastelloy®是由 Haynes International, Inc. 制造的另一种金属合金，Elgiloy®是由 Elgiloy Specialty Metals Corporation 制造的另一种金属合金，MP35N®是由 SPT Technologies, Inc. 制造的另一种金属合金，35NLT®是由 Fort Wayne Metals 制造的另一种金属合金。在另一种实施方式中，压力管和抽吸管的至少远端由

超弹性材料例如镍钛合金制成。在一种实施方式中，可以使用称为镍钛诺（NITINOL）的材料。NITINOL 是 Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory 的缩写，指的是含有几乎相同的镍钛混合物的金属键化合物材料族。NITINOL 能够恢复大约 8% 的应变，使得这些材料具有超弹性。在另一种实施方式中，非金属弹性材料例如刚性弹性聚合材料可以用于形成压力管和抽吸管的至少远端。

在一种实施方式中，压力管和抽吸管的远端的弯曲结构可以通过热处理工艺形成。采用的具体热处理方法可以根据管的具体材料改变，但是在一种实施方式中，其中在由 NITINOL 管制成的壁厚大约为 0.006 英寸（0.15mm）的压力管 110 中形成所需的弯曲，在大约 750°F-770°F（405°C-415°C）温度下执行大约 10-12 分钟的热处理，使管固定成具有所需弯曲度的构型。此后在保持所需弯曲度的情况下，在冷却液例如水中以大约 55°F 的温度对管 110 淬火。对于壁较厚的管，例如壁厚为大约 0.020 英寸（0.5mm）、外径大约为 0.080 英寸（2mm）的 NITINOL 压力管 110 而言，弯曲可以在大约 975°F（525°C）温度下成形大约 12 分钟，随后在冷却液例如水中淬火。

在一种实施方式中，压力管 110 和抽吸管 110 的一个或两个的近端可以由不同于压力管 110 或抽吸管 112 远端材料制成。例如，在图 2a 所示的一种实施方式中，抽吸通道 138 连接到抽吸管 112 的近端并且将废液引导至排放容器或组织处理容器。压力管和抽吸管的远端形状被构造成可在器械操作者控制下变化，而这些管的近端形状可以保持基本不变。在一些实施方式中，这些管的近端可以由聚合物例如聚氯乙烯（PVC）、硅树脂、聚乙烯、橡胶管形成，只要所选的材料具有抵抗预期的工作压力和应力的能力。

在一些实施方式中，外科器械包括校直器，以使压力管和抽吸管两者的远端构型能够选择性地受控。校直器可以设计成使器械用户能够通过例如将所述管从相对非松弛状态展开到较松弛状态或者相反来选择性地改变压力管和抽吸管的远端构型和/或形状。校直器可以例如通过改变管 110、112 的远端的弯曲度和/或曲率半径和/或弧形长度实现这

种展开。

在一些实施方式中，校直器被设计用于改变压力管和抽吸管两者远端的曲率半径。例如，在第一构型中，如果远端基本笔直，那么压力管和抽吸管远端的曲率半径基本上可以是无穷大。在第二构型中，作为远端曲线，压力管和抽吸管的远端曲率半径可以在大约 9-20mm 内并且可以例如为大约 10mm，其中曲率半径可被限定成圆半径的大小，该圆的圆周可以匹配管 110、112 的远端形状。图 3a 中示出了一种构型的压力管和抽吸管的曲率半径 R_p 和 R_E 。

校直器也可以设计成用于改变喷嘴中心线 302 和射流接收口中心线 302 相对于外科器械近端的纵向轴线 304 的角度定向。喷嘴中心线和射流接收口中心线相对于外科器械近端纵向轴线的角度定向是对压力管和抽吸管的远端纵向轴线相对于器械近端的角度运动的测量。在所述管的远端相对于器械近端不断弯曲时，喷嘴 116 和射流接收口 118 两者的角度定向随之变化。

在一些实施方式中，应当理解是的校直器可以被设计用于改变以下各项，即：压力管和抽吸管两者远端的曲率半径、压力管和抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、喷嘴中心线和射流接收口中心线两者相对于器械近端的纵向轴线的角度定向。但是，在其它实施方式中，校直器可以构造用于仅改变曲率半径、弧形长度和角度定向中的一个。例如，在一种实施方式中压力管和抽吸管的远端弯曲，使得压力管和抽吸管在展开时成角度地偏离但不变弯曲，在这种实施方式中，校直器可以改变所述管的远端相对于器械近端纵向轴线的角度定向，但是因为所述管没有被弯曲，所以所述管远端的曲率半径可以保持为基本无限大并且弧形长度没有任何变化。

应当理解的是，在一些实施方式中，一旦所述管的远端从校直器展开，那么在所述管的远端进一步从校直器展开时，所述管的远端的曲率半径将不再改变。但是，所述管远端的进一步展开可以增加所述管的远端的弯曲部分的弧形长度，这可以改变喷嘴中心线和射流接收口中心线相对于器械近端纵向轴线的角度定向。

根据本发明的不同实施方式，校直器可以为不同构造，正如本领域技术人员所知，并且出于简练的目的，下面详细示出和描述的仅仅是有限数量的示意性实施方式。在如图 2a-2c 所示的特别实施方式中，管形护套 114 起校直器的作用。护套 114 围绕压力管 110 和抽吸管 112 的至少一部分。护套 114 和压力管、抽吸管 110、112 的中的至少一个可相对于另一个滑动，以实现压力管 110 和抽吸管 112 两者的远端形状的变化（即护套 114 可以固定就位并且所述管可以在护套内滑动，所述管可被固定并且护套可以相对于管滑动，或者护套和所述管可以相对于彼此滑动）。在一种实施方式中，管形护套 114 具有基本圆形横截面。在另一种实施方式中，护套 114 可以具有大致卵形，该卵形可以协助压力管 110 相对于抽吸管 112 的定心。

在图 2a 所示的实施方式中，护套 114 被定位在握持件主体 104 附近并且与之永久连接。在另一种实施方式中，护套 114 可以不形成组装的器械 102 的一部分，相反，器械的远侧部分可以逆向插入管形护套中，该环形护套是单独的元件例如套管 115 并且作为校直器。这种结构对于被构造成腹腔镜器械和导管的器械特别适用。

在一种实施方式中，护套 114 能相对于压力管 110、抽吸管 112 滑动。在护套 114 相对于压力管 110、抽吸管 112 向近侧滑动时，弯曲度可以增加，和/或所述管的远端的曲率半径可以减少，至少直到曲率半径表明已经达到较松弛或完全松弛构型。在护套 114 相对于压力管 110 和抽吸管 112 向远侧运动时，所述管的远端可以变直。

在另一种实施方式中，压力管 110 和抽吸管 112 能相对于护套 114 滑动。在该实施方式中，当所述管相对于护套 114 向远侧运动时，所述管的远端的弯曲度可以增加，和/或所述管的远端的曲率半径可以减少，由此使得所述管在向近侧运动时可以变直，从而缩回到护套 114 中。

为了易化护套 114 和压力管 110、抽吸管 112 之间的相对运动，在一些实施方式中，护套 114 的尖端 206 可以向外张开。而且，护套 114 的内表面和/或压力管 110 和/或抽吸管 112 的外表面可以具有润滑涂层，以便易化所述相对滑动。

图 2c 示出了图 2a-2b 所示的器械 102 在另一种构型中的远端 108。在如图 2c 所示器械的远端处喷嘴 16 的中心线 302 和射流接收口 118 的中心线 302 相对于器械近端的角度定向不同于相对于图 2b 所示器械远端的角度定向。另外，在图 2c 所示器械远端中，曲率半径大于图 2b 所示器械远端的曲率半径。图 2c 所示的器械 102 的构型可能更加适合于一些外科手术，而图 2a-2b 所示的构型可能更加适合于其他的外科手术。通过控制管形护套 114 和压力管 110、抽吸管 114 之间的相对运动，操作者可以根据具体外科手术或外科手术空间的需要改变器械远端的构型。另外，在一些实施方式中，当器械 102 的远端在患者体内的外科部位内时，操作者可以将远端形状从一种构型改变成另一种构型。

在另一种构型中，图 2a-2c 所示器械 102 的压力管 110 和抽吸管 112 的远端完全缩回到护套 114 中（未显示）。在该构型中，压力管 110 和抽吸管 112 的远端可以大致笔直，使得曲率半径为基本无限大，并且喷嘴中心线和射流接收口中心线的角度定向基本等于器械的近端的纵向轴线的角度定向。在该笔直的相对非松弛构型中，器械近端的纵向轴线与喷嘴和射流接收口的中心线 302 基本共线或平行。

转到图 3a，示出了带有歧管 200 的外科器械的远端的细部示意图，该歧管 200 联接到压力管 110 上。在该实施方式中，喷嘴 116 形成在歧管 200 中。压力内腔（未示出）也形成在歧管 200 内部，使得当歧管 200 以密封方式（例如经由焊接、铜焊、压配合、胶合或其它方式）联接到压力管 110 时，压力管的压力内腔与喷嘴 116 形成流体连通。喷嘴 116 与射流接收口 118 对置，使得射流接收口 118 接收液体射流 120。虽然图 3a 所示歧管 200 被联接到压力管 110 上，但是应当理解的是，在其它实施方式中，歧管 200 可以与压力管 110 形成一体。另外，也可以预见，在一些实施方式中没有采用单独的歧管 200，而是可以将喷嘴 116 本身形成在压力管 110 的远侧尖端中。

在图 3a 所示的实施方式中，歧管 200 包括套筒 260，该套筒 260 将压力管 110 的远侧尖端联接到抽吸管 112 的远侧尖端上，以便在器械远端 108 的形状从第一构型展开至第二构型时防止两者之间的相对运动。

通过将压力管 110 的远侧尖端与抽吸管 112 的远侧尖端联接，可以易化保持喷嘴 116 与射流接收口 118 的对齐。在所示实施方式中，歧管套筒 260 被构造成在抽吸管 112 和压力管 110 的远端上滑动。在该具体实施方式中，歧管 200 由至少两个部件（套筒 260 和喷嘴端部 250）形成，所述套筒 260 和喷嘴端部 250 可以焊接在一起。应当理解，在其它实施方式中，套筒 260 可以与喷嘴端部 250 形成一体，并且歧管 200 可以分别联接到压力管 110 和/或抽吸管 112 上。也应当理解，在一些实施方式中，所述管 110、112 的远侧尖端可以各种其它方式联接，和/或所述管可以在不同于其远侧尖端或除其远侧尖端以外的位置联接起来，或者所述管完全可以不联接起来，因为本发明在这方面并不受限制。图 4 示出了歧管 200 的另一种实施方式，该歧管 200 联接到压力管 110 的远侧尖端上。图 4 所示的具体歧管 200 构造成不联接到抽吸管 112 上。在一种实施方式中，歧管 200 由材料块制成，例如不锈钢。歧管 200 可以包括第一内腔 402，用以将压力管 110 联接到歧管上，并且可以以与压力管 110 横交形成的一个角度形成第二内腔 404，用以将压力管 110 以流体连通的方式连接到喷嘴 116 上。在一种实施方式中，穿过一个端部 406 在歧管 200 中打出孔，随后通过焊接卷边 405 封闭端部 406，由此形成第二内腔 404。内腔和喷嘴开口可以加工领域中已知的各种方式形成在歧管中，例如通过钻削或电火花（EDM）机械切削。在一种实施方式中，喷嘴 116 的直径在大约 0.003 英寸至 0.008 英寸（0.075mm-0.2mm）之间。在另一种实施方式中，喷嘴直径在大约 0.004 英寸至 0.0055 英寸（0.1mm 至 0.175mm）之间。在另一种实施方式中，喷嘴可以包括由与歧管 200 相同或不同的材料制成的喷嘴插入件。例如在一种实施方式中，喷嘴由带有孔口的硬金属盘、陶瓷、玻璃或类似非金属的管形插入件形成，该插入件通过例如在圆盘周围模锻凸缘、胶合、钎焊或焊接固定在歧管 200 的开口内。在图 4 的实施方式中，抽吸管 112 的远端部分可以联接到压力管 110 上，例如通过搭接或紧固件。所需的其它类型歧管在申请号为 No. 60/794867 的共同未决的专利申请中描述，该专利申请通过引用整体结合入本文。

在一些实施方式中，当压力管 110 和抽吸管 112 的远端从第一构型（其中所述远端缩回护套 114 内）变化到第二构型（该第二构型可以例如类似于图 2a-2b 或 2c 所示的构型）时，重要的是保持或使喷嘴 116 与射流接收口 118 对齐并且保持喷嘴和射流接收口隔开恒定距离。喷嘴 116 和射流接收口 118 的对齐和恒定隔开使得从喷嘴 116 射出的液体射流 120 不会发生方向错误和错失或部分错失射流接收口 118 的目标，或者液体射流长度不会不必要地改变。但是，在器械远端从紧密的第一构型展开到舒展的第二构型时，压力内腔 110 的曲率半径的变化可能少于抽吸管内腔 112 的曲率半径的变化，因为在第二构型中压力内腔的弧形长度大于抽吸内腔的弧形长度。当然，就具有其它展开构型的其它实施方式而言，情况可能相反，或者两根管的曲率半径和弧形长度不可以相对于彼此变化（见以下描述）。例如如图 3a 所示，在一种特别实施方式中，压力管 110 的曲率半径 R_p 大于抽吸管 112 的曲率半径 R_E 。对于长度固定且刚性联接在一起的管而言，曲率半径的这一区别使得很难保持喷嘴 116 和射流接收口 118 两者之间的对齐和恒定间隙，因为压力内腔 110 在展开的过程中比抽吸内腔 112 弯曲稍小，压力管远侧部分的长度需要变得稍大于抽吸管远侧部分的长度。如果在第一和第二构型中远端形状的弧形长度之间的差别比图示更加惊人，那么会使得更难保持喷嘴 116 和射流接收口 118 的对齐和间隙。

为了保持或使喷嘴 116 与射流接收口 118 对齐和/或在展开时保持射流长度恒定，一种方法是使得压力管和抽吸管中任一个或两个的一部分为可扩张的。例如，当压力管 110 可扩张时，因为压力管 110 和抽吸管 112 两者的远端构型被选择性控制和展开，所以压力管 110 的一部分可以延伸，以便使压力管的弧形长度相对于抽吸管的弧形长度易于作所需的增加。在如图 2a 所示的一种实施方式中，压力管 110 包括盘绕的可扩张段 211，该段 211 提供了所需的松弛以便弥补弧形长度在器械远端的展开和校直过程中的变化。在该具体示出的实施方式中，盘绕的段 211 被包含在器械 102 的主体 104 内。在图 2a 所示的实施方式中，盘绕的段 211 是螺旋形，但是在另一种实施方式中，盘绕的段 211 可以包括

位于管 5 中的一个或多个弯曲部和/或可拉伸部分，使得所述管可延伸，或者是提供额外长度（即松弛）的任何其他装置。

在另一种实施方式中，压力管 110 可以通过设置盘绕的段而制成可扩张的，该盘绕的段可在握持件主体的外部延伸。例如如图 5a 所示，压力管的盘绕段 510 可以缠绕在抽吸管 520 周围。在所示的实施方式中，基本上压力管的所有远端都是盘绕式的，但是应当理解的是在其它实施方式中，仅仅是压力管远端的较少部分可以围绕抽吸管 520 形成盘绕段 510。如图所示，歧管 530 可以联接到压力管上，并且喷嘴 116 可以形成在歧管中以便使液体射流 120 指向抽吸管 520 的射流接收口 118。为了在展开过程中保持射流长度恒定，在压力管的处于盘绕部分的至少一部分的远侧的至少一个位置处，压力管可以刚性联接到抽吸管上。

在如图 5b-5c 所示的另一种实施方式中，压力管 550 的远端能相对于抽吸管 560 的远端运动，使得在所述管弯曲的过程中喷嘴 116 可以保持与射流接收口 118 对齐，同时允许射流长度 204 在管弯曲的过程中变化。在该具体实施方式中，压力管 550 通过带 570 可滑动地联接到抽吸管 560 上，该带 570 沿着管的远端间隔开。歧管 580 联接到压力管 550 上并且喷嘴 116 形成在歧管 580 中。在该器械的远端形状从图 5b 中的第一构型转变到图 5c 中的第二构型的过程中，喷嘴 116 和射流接收口 118 之间的距离 204 减少，以补偿曲率半径和弧形长度的差异。在一种实施方式中，当抽吸管 560 弯过大约 90 度的弧形时，喷嘴 116 和射流接收口 118 之间的距离 204 的减少量大约等于抽吸管 560 的直径。

也应当认识到，在其它实施方式中，与压力管相反或除了压力管之外，抽吸管可以扩张，使得当选择性地控制压力管和抽吸管两者的远端构型时，喷嘴 116 保持或与射流接收口 118 对齐，在某些实施方式中，射流长度保持相对恒定。就仅有抽吸管可扩张的实施方式而言，压力管和抽吸管的远端在展开过程中可以沿着与图 2a-2b 所示基本上相反的方向弯曲（即向着图的左侧而不是右侧弯曲），使得抽吸内腔 112 的曲率半径的差别稍小于压力内腔 110 的曲率半径的差别。应当预见到，抽吸管 112 能以使压力管 110 如上所述扩张的任何方式延伸。

如图 3a-3b 所示, 外科器械也可以包括对准器 370, 该对准器 370 被构造和定位成相对于抽吸管 112 保持压力管 110 的位置。在所示的实施方式中, 对准器 370 被定位在管形护套 114 内, 被联接到压力管 110 或抽吸管 112 上并且可滑动地接收另一根管 (即没有联接到对准器 370 上的那根管) 的至少一部分。对准器 370 可以用于在护套 114 内部保持压力管 110 和抽吸管 112 基本平行对齐, 以便在护套 114 和所述管相对运动的过程中使摩擦最小化。在图 3b 所示的视图中, 对准器 370 联接到抽吸管 112 上。在该特别实施方式中, 对准器 370 包括两个背对背的“C”形段 375、377, 所述段 375、377 分别支承管 110 和 112。八字形对准器 (未示出) 也可以用于那些在护套 114 内部具有足够空间的实施方式中。也应当想到, 在一些实施方式中, 对准器可以与护套形成一体。在一种特别实施方式中, 对准器的长度为大约 12mm。

在上述实施方式的一些中, 压力管 110 保持与抽吸管 112 基本平行。在其它实施方式中, 也可以想到压力管 110 的至少一部分可以包含在抽吸管 112 内。在一种实施方式中, 压力管的至少某些部分被包含在抽吸管内; 但是, 压力管的远端从抽吸管的远侧尖端延伸开, 使得可以将喷嘴与射流接收口间隔所需的距离对置。在一种实施方式中, 压力管的纵向轴线可以与抽吸管的纵向轴线基本同轴。基本同轴的布局的一个优点在于, 当在展开和缩回的过程中所述管被弯曲和被校直时, 这两根管的曲率半径和弧形长度之间的差别可以被最小化或基本消除, 从而减少任一管对松弛的需要以便保持对齐或射流长度。在压力管的远端部分被包含在抽吸管内并且与抽吸管基本同轴的实施方式中, 当器械的远端形状在展开和缩回的过程中变化时, 这样的实施方式可以帮助保持射流长度和/或喷嘴和射流接收口之间的对齐。

图 2d 又示出了根据本发明的液体喷射外科器械的远端的另一实施方式。如图所示, 压力管 110 和抽吸管 112 的远端在与图 2a-2c 所示的实施方式不同的平面中弯曲, 使得当压力管 110 和抽吸管 112 的弧形长度随着展开而变化时, 抽吸管 112 的曲率半径和弧形长度基本上等于压力管 110 的曲率半径和弧形长度。图 2d 所示的构型类似于图 2a 所示的

构型，其中器械的远端从纸面弯出或弯入纸面。在该实施方式中，喷嘴3可以更容易地保持与射流接收口118对齐。

压力管和抽吸管的远端在展开的第二构型中的特殊构型和形状可以根据本发明的不同实施方式变化。在一种实施方式中，图2a-2b所示的器械的远端曲率已达到基本完全松弛的状态。在该实施方式中，护套114相对于管110、112向近侧进一步的相对运动基本上不可以进一步改变管110、112远端的形状。在一种实施方式中，压力管110的远端在展开的第二构型中具有弯曲构型，使得外科器械近端的纵向轴线和喷嘴的中心线之间的角度为至少大约180度（例如参见图2a-2b，其中该角度大约为180度）。在另一种实施方式中，压力管的远端在第二构型中具有弯曲构型，使得外科器械近端的纵向轴线和喷嘴的中心线之间的角度为至少大约90度。图2c示出了一种实施方式，其中在第二构型中外科器械近端的纵向轴线和喷嘴的中心线之间的角度为大约90度。在如图2c所示的构型中，器械102的管110和112处于相对松弛状态（即相对于当护套114向近侧充分滑动时所述管的基本笔直的构型而言），但又不像图2b所示基本上完全松弛。虽然没有明确示出，但是应当理解，在又一实施方式中，压力管的远端在第二构型中具有弯曲构型，使得外科器械近端的纵向轴线和喷嘴的中心线之间的角度在一种实施方式中为至少大约45度，在另一种实施方式中为至少大约10度。

虽然在上述实施方式所针对的构型中，校直器至少部分地围绕压力管110和抽吸管112，但是本发明并不限于这一方面。在本发明能预见到的实施方式中，校直器也可以在压力管和抽吸管的至少一个内或附近延伸。例如，在一种实施方式中，替代部分封闭管110、112，校直器（一个或多个）可以包含在所述管中的一个或两个内或者在其附近，并且能相对于所述管运动/滑动，以便实现展开/校直。可以预见到，在一些实施方式中，一个或多个校直器可以被包含并且可以在压力管和抽吸管两者内延伸。在其它实施方式中，校直器可以在两根管附近延伸。在一种实施方式中，当校直器延伸并且被包含在压力管和抽吸管中的一个和两者之内或附近时，校直器可以相对于所述管滑动。但是在另一种实施方

式中，压力管和抽吸管能相对于校直器滑动，以便实现压力管和抽吸管两者的远端形状的变化。

在某些实施方式中，外科器械可以被构造成使得可以由器械操作者来控制校直器和压力管、抽吸管之间的相对运动。在一种实施方式中，操作者可以手动地使校直器或所述管运动以产生相对运动。校直器和/或所述管可以包括展开器以便于操作者对展开运动予以控制。便于该控制的很多可能的展开器结构对于本领域技术人员而言是可以想到的并且在本发明的范围内。在一种示例性实施方式中，展开器可以包括连接到护套上的抓持区域、轴环或旋钮，以便于所述手动相对运动。例如如图 2a 所述，校直器为包括展开器的护套 114，该展开器包括带有抓持区域 216 的轴环，该轴环从护套 114 突出并且连接到护套 114 上。操作者可以通过握持住区域 216 并使展开器向远侧或近侧运动来移动护套。当展开器 216 运动时，护套 114 穿过握持件主体 104 中的轴承 209 滑动。在校直器和/或管上可以设有标记，以便提供相对位置的指示。在一种实施方式中，护套 114 可以包括长度已知的多个离散伸缩式段，其中护套通过一定数目段的回缩可以转化成预定的远端构型。在一些实施方式中，校直器相对于压力管 110 和抽吸管 112 的运动可受控制，使得压力管和抽吸管的远端的角度定向和/或曲率半径可以根据校直器和所述管之间的相对运动得知。

在另一种实施方式中，展开器可以可操作地连接到校直器和压力管、抽吸管中的至少一个上，并可以由器械操作者进行控制，以便控制校直器相对于压力管、抽吸管的相对运动。图 6 示出了一种包括螺纹机构 602 的展开器。在该实施方式中，中空的外螺纹 604 联接到器械 102 的部分 606 上并且护套 114 穿过螺纹 604。配合的内螺纹管 608 可以直接或间接（例如通过轴承）连接到护套 114 上。内螺纹管 608 可以通过拇指轮 610 手动旋转以便使内螺纹管 604 旋转并沿着纵向运动。内螺纹管 608 的纵向运动引起护套 114 的纵向运动，以便控制护套 114 和压力管、抽吸管之间的相对运动。

应当理解的是，在其它实施方式中，展开器可以为不同构造，因为

本发明在这方面没有限制。例如，其它已知的螺纹机构可以用于控制护套和压力管、抽吸管之间的相对运动。在其它实施方式中，齿轮齿条机构可以用作展开器。拇指轮 610 的旋转可以使小齿轮（未显示）旋转，以引起齿条（未显示）和护套 114 纵向运动。在另一种实施方式中，展开器包括杠杆（未显示）。各种其它类型的已知展开器机构可以用于控制校直器和压力管、抽吸管之间的相对运动。

在一些实施方式中，外科器械的远端的一个或多个表面可以被构造成组织切割表面，例如通过设置锋利的刀刃。在一种实施方式中，歧管 200、压力管 110 和抽吸管 112 的表面可以包括切割表面，以提供机械组织切除。在某些实施方式中，被这些切割表面切除的组织可以通过穿过抽吸内腔 112 的液体射流予以抽吸。公开号为 No. 2004-0243157A1 的共同所有的美国专利申请描述了这样的刮削/切割表面的各种设计，所述专利申请通过引用结合入本文。

应当预见到，在一些实施方式中压力管可扩张以保持或使喷嘴与射流接收口对齐或者保持射流长度一致，其中压力管可以仅仅是选择性地扩张。换句话说，当压力管能够被扩张时，操作者可以予以控制。在一种实施方式中，如在共同所有的美国专利 No. 6923792 中描述的密封垫片 702 被用在压力管 704 的近端上以便选择性地控制压力管的扩张性，所述专利申请通过引用结合入本文。图 7 示出了包括密封垫片 702 的液体喷射外科系统的示意性视图。如上所述，该系统包括带有远端 708 的压力管 704 和相邻的抽吸管 706。在该特别实施方式中，抽吸管 706 和压力管 704 的远端在护套 714 内以基本笔直的非松弛、非展开构型延伸。密封垫片 714 被定位在压力管 704 的近端上，使得高压流体将垫片 702 密封到压力管 704 上。在一种实施方式中，密封垫片 702 可以例如固定在握持件主体（未显示）上。在一种实施方式中，密封垫片 702 被定位在过滤器 714 下游并且可以使操作者能够选择性地控制压力管 704 的长度。如在 '792 专利中的详细所述，当高压流体流过压力管 704 时，高压流体在垫片 702 周围形成紧密密封，使得压力管 704 不能相对于密封垫片 702 运动。在没有高压流体流过压力管 704 时，压力管 704 可以相

对于垫片 702 滑动。在压力管 704 可扩张的实施方式中，密封垫片 702 可被选择性地用于在需要时扩张压力管的一部分。在该实施方式中，密封垫片 702 被构造成使得只有当没有高压流体流过压力管 704 时压力管 704 才可扩张。因此，操作者可以关闭高压流体向压力管 704 的供给，使得操作者可以改变器械的远端形状，如上所述。同样应当理解，抽吸管可以被构造成同样是选择性可扩张，因为本发明没有这样限制。也应当预见到，在其它实施方式中，也可以采用在受到流体压力时允许压力管运动的密封垫片。

喷嘴和射流接收口之间的分隔距离 120 取决于使用该外科器械的具体外科手术的要求；但是，就一些典型实施方式而言，所述距离的最大值为大约 1cm，就另一些典型实施方式而言，所述距离在大约 2-6mm 之间，而对又一些典型实施方式而言，所述距离为大约 3mm。射流接收口 118 的直径可以在大约 0.01 英寸和大约 0.2 英寸之间，在其它实施方式中在大约 0.03 英寸和大约 0.1 英寸之间，并且在一些实施方式中直径为大约 0.06 英寸。

在本发明的某些实施方式中，液体喷射外科器械在外科方法中采用。液体喷射外科器械的远端被插入患者体内的外科部位中。液体喷射外科器械的校直器和压力管、抽吸管之间相对运动，使得当校直器和压力内腔、抽吸内腔彼此相对运动时，压力管和抽吸管两者的至少远端受到弯曲。当管弯曲时，以下参数中的一个或多个发生变化，即：压力管和抽吸管两者的远端的曲率半径、压力管和抽吸管两者远端的弯曲部分的弧形长度、以及与压力管流体连通的喷嘴和抽吸管的射流接收口两者的中心线相对于器械的近端的纵向轴线的角度定向。使用液体喷射外科器械通过使液体在高压下流过与压力管流体连通的喷嘴产生液体射流。液体射流指向液体喷射外科器械的抽吸管的射流接收口，并且在外科部位内被选定的组织被液体射流切割或消融。

在本发明的某些实施方式中，本发明液体喷射外科器械在外科方法中被采用，其中器械的远端以第一构型被插入患者体内的外科部位中。液体喷射外科器械的远端被展开到第二构型。在液体喷射外科器械被展

开到第二构型中的过程时，液体喷射外科器械的压力管和抽吸管的远端被弯曲或校直。压力管和抽吸管的远端形状在展开的第二构型时特别适合于具体外科部位。使用液体喷射器械通过使液体在高压下流过与压力管流体连通的喷嘴形成流体射流。流体射流指向液体喷射外科器械的抽吸管的射流接收口，并且在外科部位内被选定的组织被液体射流切割或消融。

在某些实施方式中，上述液体喷射外科器械和外科方法可以用于脊柱、大脑、前列腺、膀胱、胸腔、心脏、鼻窦、肝脏、肺、各种关节、胆囊、肾、卵巢和其它具有封闭空间的器官的外科手术。

本发明的一个方面涉及以下发现，即当某些常规液体喷射外科器械被用在外科手术中特别是用在体内的封闭空间中时，可能引起某些问题。例如，当器械被插入封闭的体内空间中时，不能在封闭空间内充分操纵该器械。器械远端上的部件上的尺寸可以选定成很小，以使器械能够插入封闭空间中。但是，一旦进入封闭空间中，器械远端的构型可能并不适合在封闭空间中执行特别的外科手术。

如图8所示，在本发明的液体喷射外科器械中，压力管和抽吸管两者的远端具有多于一个的构型，就脊柱外科应用而言，该器械可能非常适合插入患者脊柱中。脊柱由椎骨组成，所述椎骨通过椎间盘联接到脊柱的前面（前方）部分中。椎间盘为脊柱提供支承和缓冲，用作脊柱减振系统。小面800是一根椎骨与另一根椎骨接触的地方。虽然椎间盘的单独运动非常有限，但是椎间盘仍允许一定程度的脊柱运动。很多韧带和肌肉也连接到脊柱的后（背）部上。棘突802和横突804用作韧带的锚固器。每个椎间盘由外环形部件和内半胶状组织组成，所述外环形部件由胶原纤维同轴薄板构成，称为纤维环806，所述内半胶状组织称为髓核808。纤维环806的径向结构防止髓核808从椎间盘突出。在脊柱中，存在具有脊柱弯曲部分的四段。从脊柱的上方（顶）部分到下方（底）部分，这些弯曲部分包括颈部分、喉部分、腰部分和骶骨部分。

在脊柱腰部分、颈部分、或喉部分中进行椎间盘外科手术的原因各种各样，包括处理纤维环806中的撕裂和成疝或断裂、髓核808的成疝

或损失、以及椎间盘的严重高度损失。当纤维环 806 减弱使得软中央髓核 808 穿过纤维环 806 的层凸出时形成疝。髓核 808 可能在后部朝着脊髓 810 和主神经根 812 凸出或漏出，引起严重疼痛和不适。

椎间盘切除术是用于处理椎间盘成疝的最常见外科手术之一。该手术涉及在椎间盘后部切除抵触神经根 812 或的脊髓 810 的椎间盘部分，可以切除髓核 808 的所有或部分，以使另外的成疝风险最小化。可以通过各种已知的外科技术进入髓核 808。在某些实施方式中，经过纤维环 806 直接进入髓核 808。例如，可以穿过纤维环 806 的前部分或后部分上的切口进入髓核。在其它实施方式中，如果在纤维环内已经形成开口，那么可能需要穿过该开口进入髓核。在又一种实施方式中，经由椎体或通过端板进入髓核。例如，在某些实施方式中，通过穿透骶骨部分进入脊柱来进入髓核。应当理解的是，在某些实施方式中，本发明的外科器械可以利用已知用于进入脊柱的各种技术插入脊柱中，正如本领域技术人员所认识的那样。

各种装置可以被用于替代被切除的髓核部分和/或纤维环部分，或者替代整个椎间盘。例如，当仅仅替代髓核 808 时，可以穿过形成在纤维环 806 中的孔插入修复装置。一旦修复装置进入纤维环 806 的边界内，该装置就可以扩张、膨胀或展开以便填满被切除的椎间盘区域。

在某些外科应用中，可能需要切除所有或部分内髓核 808，尽量完整地保留纤维环 806。但是，用于切除椎间盘部分的常规外科器械可能不具有在纤维环 806 内操作以便进入和切除内髓核 808 的适当部分的能力。例如，在图 8 所示的封闭外科部位中，可能需要器械在区域 B 处进入髓核 808 的靠近脊髓 810 的部分，以及在区域 B 处位于椎间盘的另一侧上的部分。

如前所述，因为本发明液体喷射外科器械可被构造和操作用于提供形状和轮廓（或者在展开范围中的几何形状和轮廓的范围）专门为特殊的外科部位而设计的多个远端构型，所以根据本发明的某些实施方式，有利的是在用于切除所有或部分内髓核的外科手术中采用所述液体喷射外科器械，在所述实施方式中器械专门构造用于在脊柱内进行外科手

术。因为当器械被展开进入外科部位时器械的远端形状可以变化，所以器械可能特别适合切除例如区域 A 和 B 上的髓核。器械可以被构造和展开，以尽量完整保留髓核的其它部分、和/或纤维环、和/或脊柱的其它部分例如端板的软骨。

例如如图 8 所示，可以包括套管 852 的器械 850 在第一构型时可被插过纤维环 806 中的开口 854，在第一构型时该器械的远端基本笔直。外科器械可以穿插过的开口 854 的直径可以仅为大约 1cm，或者在另一种实施方式中为大约 0.5cm。套管应该以避开脊髓 810、小面 800、茎梗 816、棘突 802 和横突 804 的方式插入脊柱中。随后，远端形状可以变成弯曲的第二构型，如图 8 所示。为了进入外科部位中的其它部分，器械 850 的远端形状还可以进一步调整为第三构型。应当理解的是，在一些实施方式中，器械的远端被构造成将其形状调节成符合椎间盘的纤维环 806 的内轮廓。

在某些实施方式中，例如其中器械专门设计用于脊柱应用的实施方式中，抽吸管的外径可以在大约 0.5mm 至大约 2mm 内，在包括相互结合的抽吸管和压力管时，器械远端的外径可以在大约 0.8mm 至大约 3mm 内。随着器械被插入椎间盘中，器械操作者随后能够将器械的远端展开成不同的构型。然后器械操作者能够开启泵或分配装置，如上所述用于给装置提供高压液体，以便使用外科器械形成液体射流。液体射流然后可以指向器械抽吸管的射流接收口，这对于在椎间盘内切割或消融所选的组织非常有效。

虽然本文描述并示出了本发明的多个实施方式，本领域技术人员很容易想到用于执行本文所述的功能和/或获得本文所述的结果或优点的各种其它装置和结构，并且这些变型、改变和改进中的任何一项都被认为落在本发明范围内。一般来说，本领域技术人员很容易理解，本文所述的所有参数、尺寸、材料和构型是示意性的并且实际参数、尺寸、材料和构型取决于使用本发明教导的具体应用。本领域技术人员仅仅使用常规实验就会认识到或能够确定本文所述发明的具体实施方式的很多等同物。因此，应当理解，上述实施方式仅以示例的方式呈现，并且在

附带的权利要求书及其等同的范围内，本发明可以以不同于具体描述的方式实行。本发明涉及本文所述的每个单独的特征、系统、材料和/或方法。另外，如果这些特征、系统、材料和/或方法并不相互不一致，那么这些特征、系统、材料和/或方法中的两个或多个的组合包括在本发明的范围内。应当理解，本文限定和使用的定义凌驾于字典定义、通过引用结合的定义和用法、和/或定义术语的普通含义之上。

也应当理解，除非另有指明，在本文要求保护的包括多个步骤或动作的任何方法中，所述方法的步骤或动作顺序不必受限于所述方法步骤或动作的描述顺序。

在权利要求书中（以及在上述说明书中），所有连词或包含短语，例如“包含”、“包括”、“承载”、“具有”、“含有”、“由...组成”、“由...制成”、“由...形成”、“涉及”等等应当解释成开放式的，也就是说含义为“包括但不限于”，因此，涵盖此后列出的项及其等同物以及其它项。只有连词或包括短语“由...构成”和“基本由...构成”分别被解释成封闭或半封闭式短语。除非明确指出，本文说明书和权利要求术中所用的“一”应当理解成“至少一个”的意思。

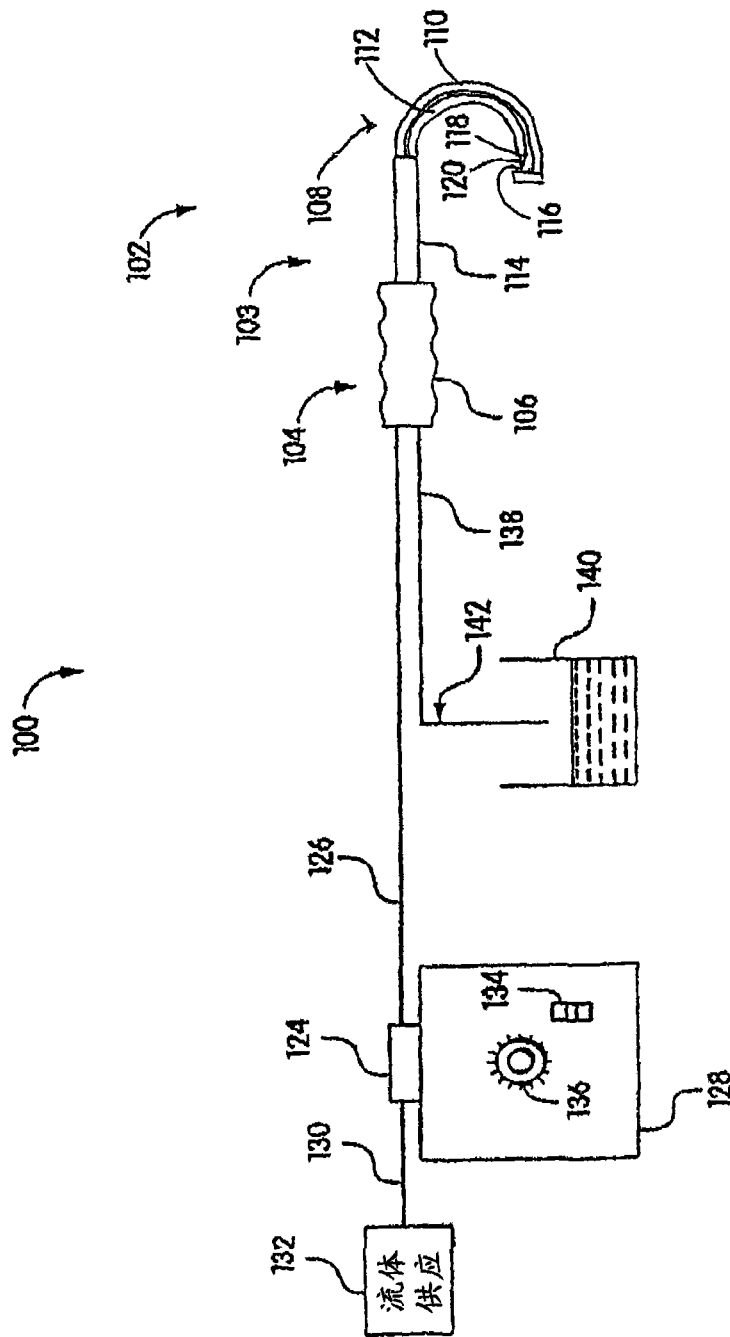
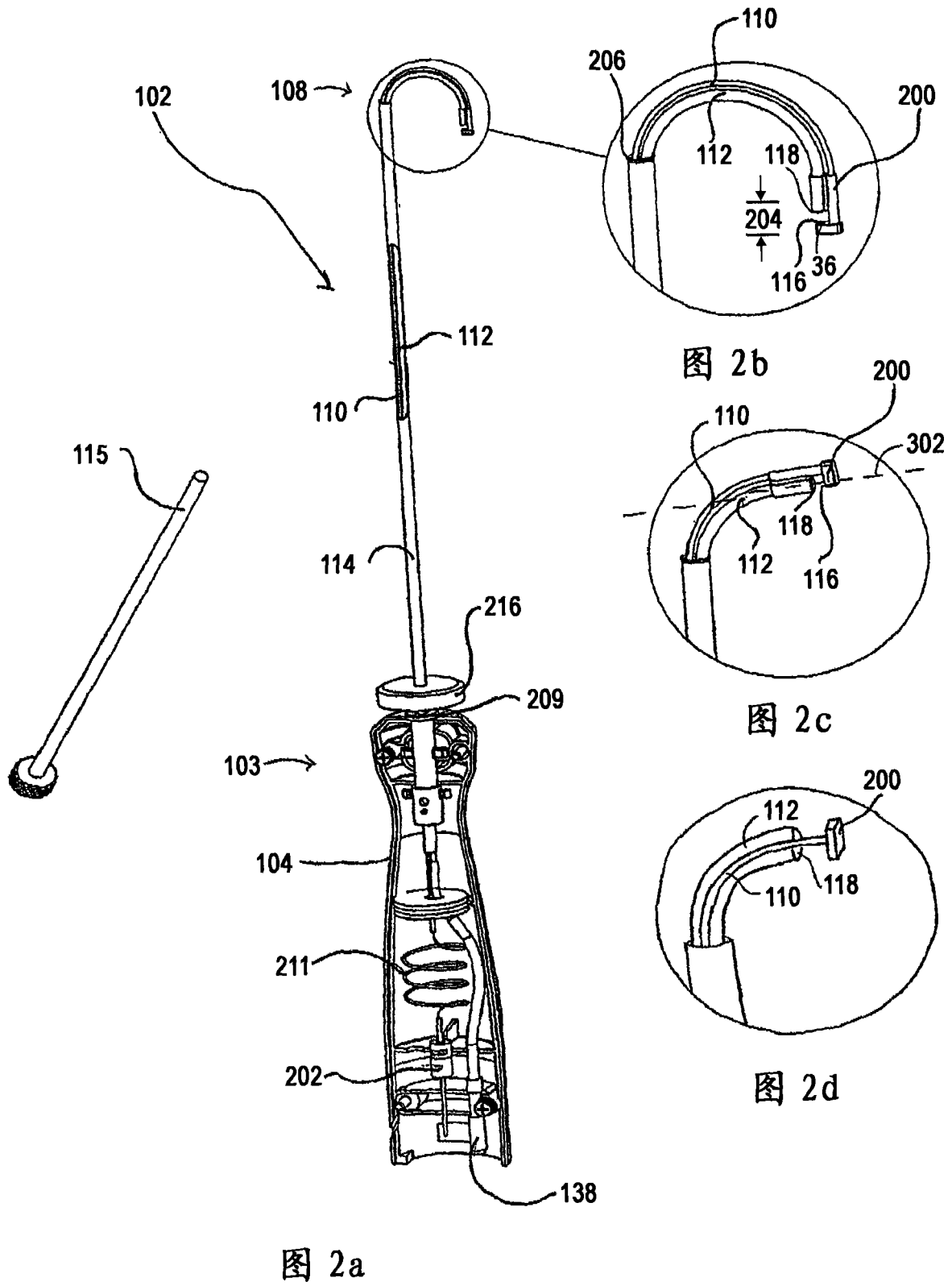


图 1



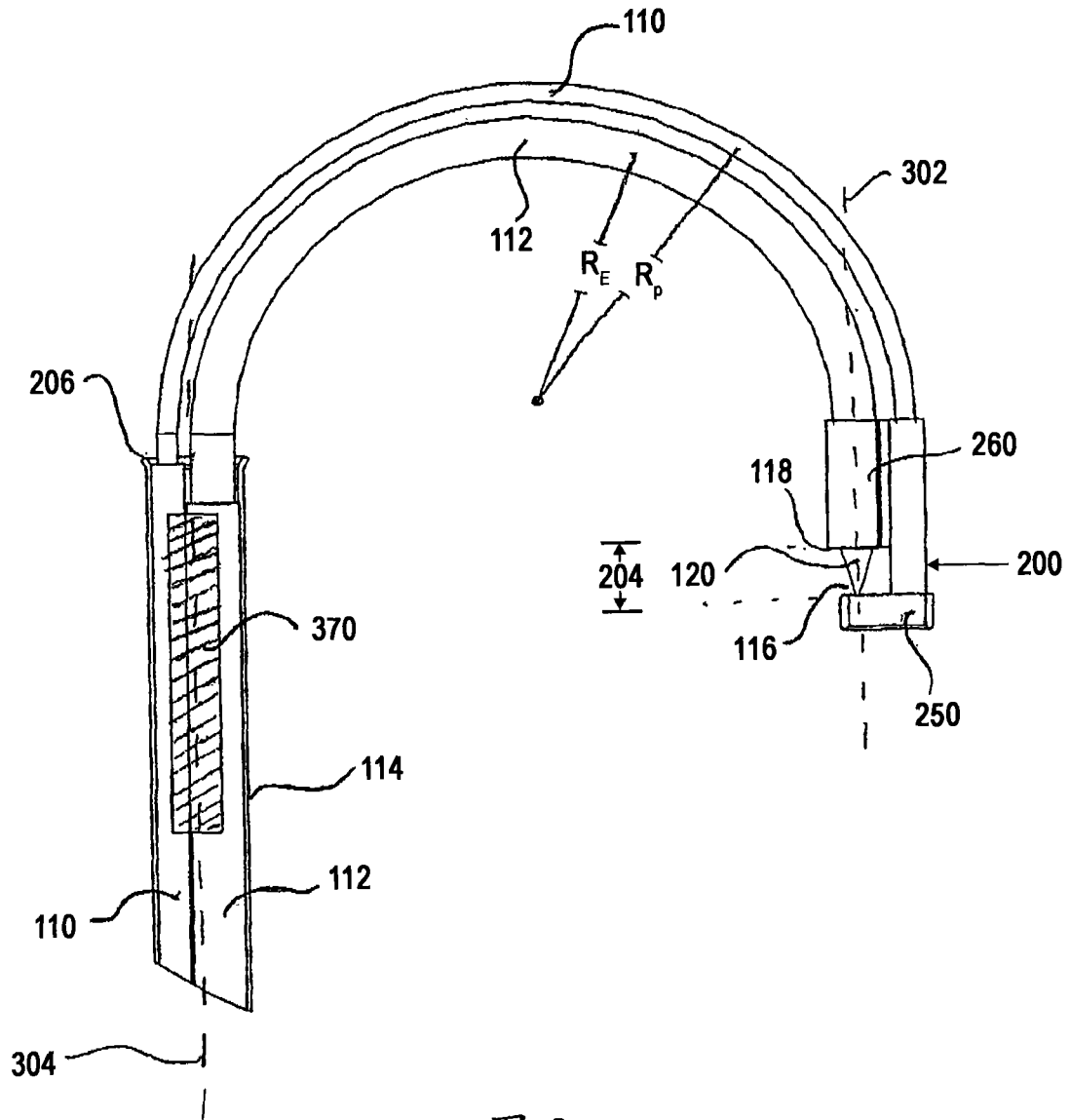


图 3a

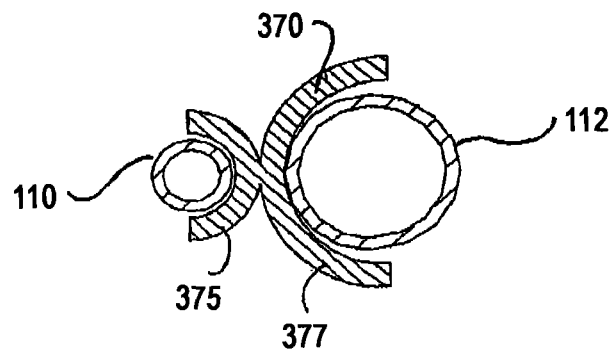


图 3b

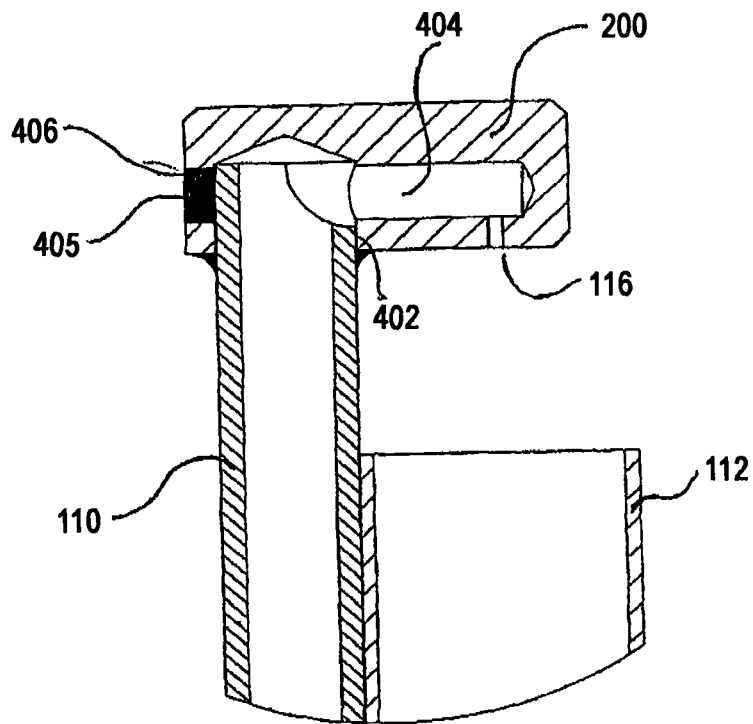


图 4

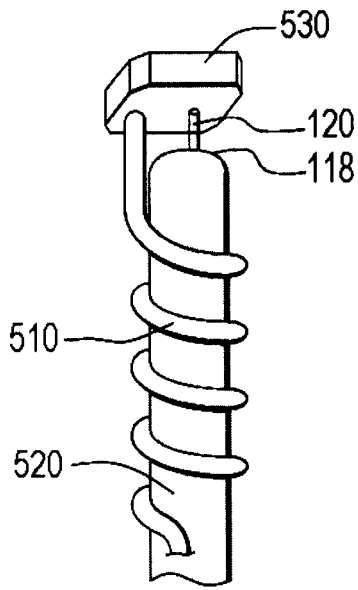


图 5a

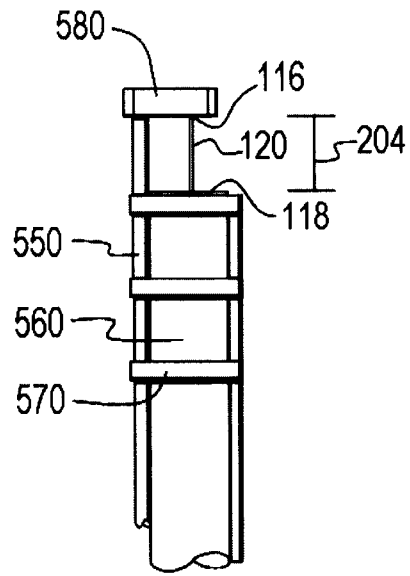


图 5b

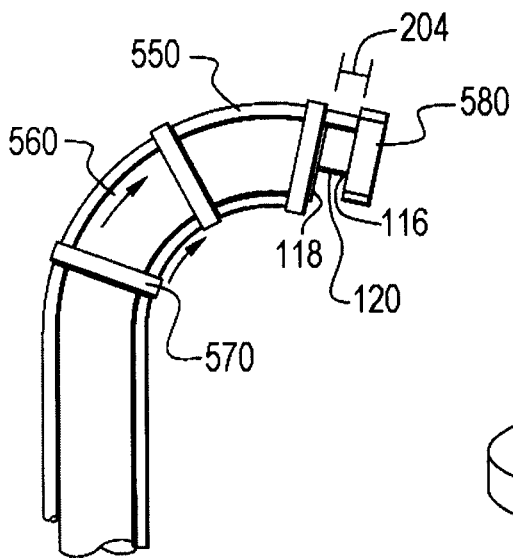


图 5c

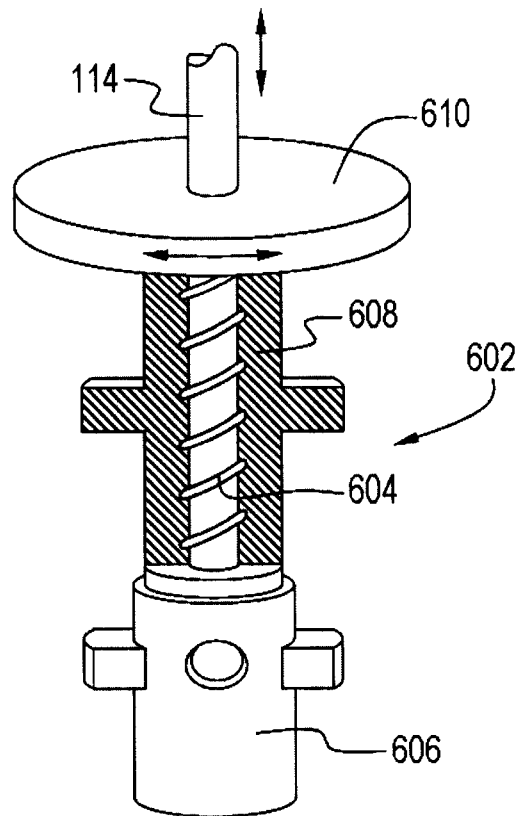


图 6

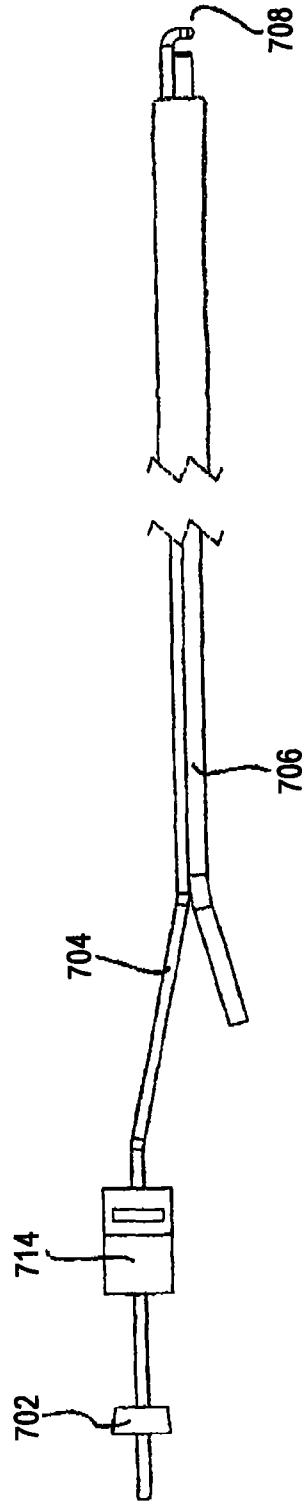


图 7

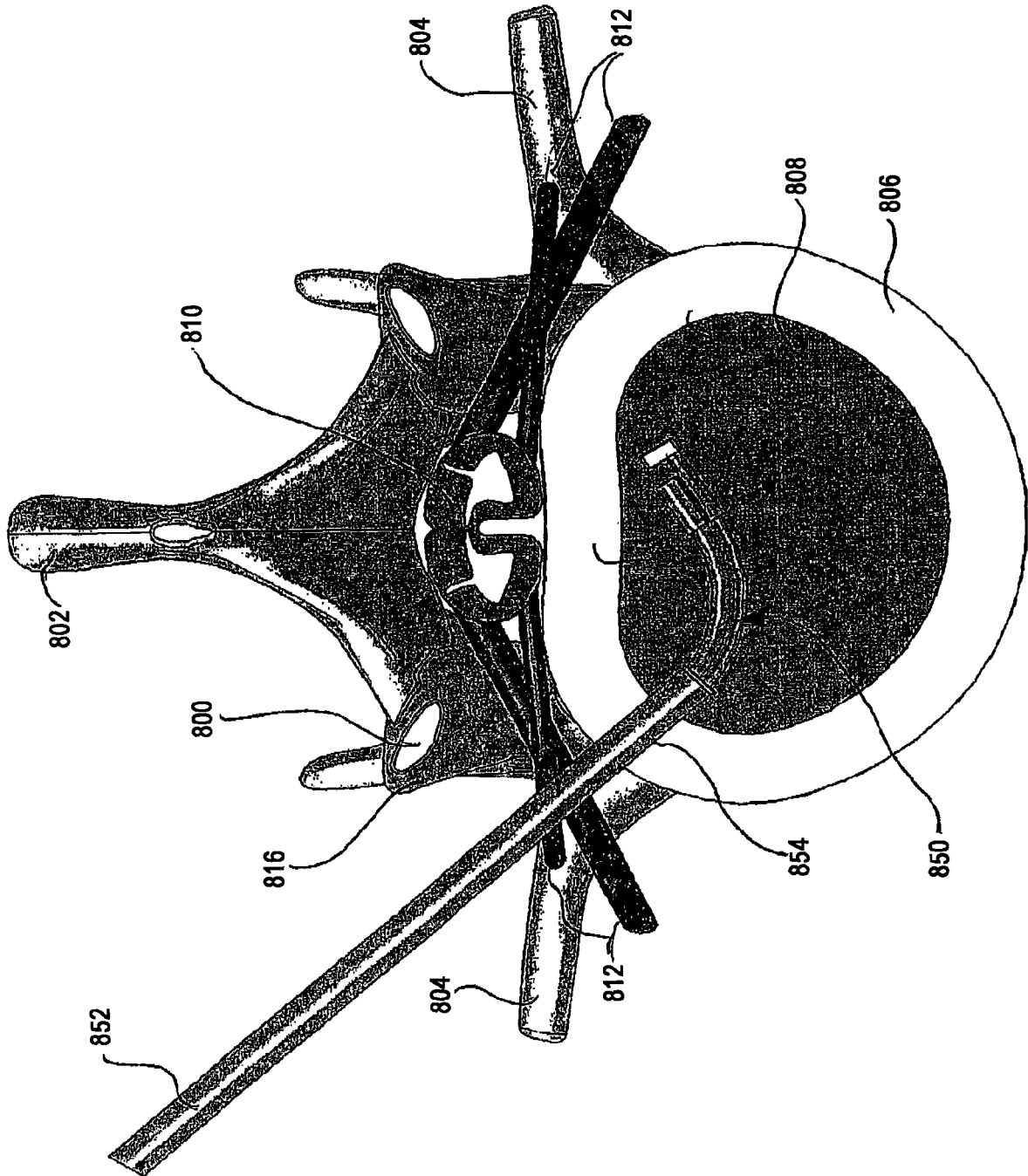


图 8