

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780020716.6

[51] Int. Cl.

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 17/20 (2006.01)

A61M 1/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009年6月17日

[11] 公开号 CN 101460101A

[22] 申请日 2007.4.25

[21] 申请号 200780020716.6

[30] 优先权

[32] 2006.4.25 [33] US [31] 60/794,867

[86] 国际申请 PCT/US2007/010040 2007.4.25

[87] 国际公布 WO2007/142756 英 2007.12.13

[85] 进入国家阶段日期 2008.12.4

[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

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 苏娟

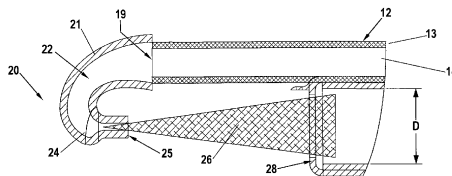
权利要求书6页 说明书21页 附图10页

[54] 发明名称

电铸成形的液体射流外科器械

[57] 摘要

本发明公开了一种电铸成形的液体射流外科器械。本发明的一些实施方式提供了制造形成液体射流的外科器械的各种方法。根据这些方法，在心轴上电铸成形器械的喷嘴组件。所述喷嘴组件包括提供喷射口的喷嘴，所述喷嘴的形状能够形成液体射流。在一些实施方式中，所述心轴包括第一心轴部分和第二心轴部分。一旦喷嘴组件被成形，可以从喷嘴组件移除心轴。喷嘴组件在某些实施方式中可以联接到压力管的出口。在某些实施方式中，对排出管的入口进行定位，使得排出管的射流接收口与喷嘴的喷射口相对地定位。



1. 一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴，所述方法包括：

在心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件，所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流；

从所述喷嘴组件移除所述心轴；

将所述外科器械的压力管的出口联接到所述喷嘴组件；和

对所述外科器械的排出管的入口进行定位，使得当所述器械在操作中时，所述排出管的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以使排出口能够接收液体射流。

2. 一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴，所述方法包括：

将所述外科器械的压力管的出口联接到心轴上；

在所述心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件，使得所述喷嘴组件一体地连接到所述压力管的出口上，所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流；

从所述喷嘴组件移除所述心轴；和

对所述外科器械的排出管的入口进行定位，使得当所述器械在操作中时，所述排出管的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以使排出口能够接收液体射流。

3. 根据权利要求2所述的方法，还包括：

在所述电铸成形动作之前，将所述心轴插入到所述压力管的出口中。

4. 根据权利要求2所述的方法，其中，所述心轴包括至少第一心轴部分和第二心轴部分。

5. 根据权利要求4所述的方法，还包括：

将所述第一心轴部分联接到所述压力管的出口；和
将所述第二心轴部分联接到所述排出管的入口。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法，还包括：
切割所述喷嘴组件以形成所述喷射口。

7. 根据权利要求 2 所述的方法，还包括：

在所述电铸成形动作之前，用导电材料涂覆所述心轴的至少一部分和所述压力管的至少一部分。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法，其中，相对于所述压力管固定所述排出管。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，其中，将所述排出管联接到所述压力管。

10. 根据权利要求 9 所述的方法，其中，在所述电铸成形动作之前，将所述排出管联接到所述压力管。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法，其中，所述电铸成形动作继续，直到所述喷嘴组件的壁的厚度为至少 0.125 毫米为止。

12. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法，其中，使所述喷嘴组件包括组织切割表面。

13. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法，其中，成形所述喷嘴组件，使其包括邻近所述喷射口的准直的喷嘴区域。

14. 根据权利要求 2 所述的方法，其中，在所述电铸成形动作期间，电铸成形至少一个辅助管，以提供邻近所述压力管的通道。

15. 一种对患者执行医疗或外科手术的方法，所述方法包括：

将在至少 1000 psig 的压力下的液体供应给通过根据权利要求 1 或 2 所述的方法制造的液体射流外科器械的压力管；

用所述器械产生液体射流；和

在患者的组织处引导所述液体射流，以切割、消融、粉碎和/或清除组织。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，还包括在不需要应用于所述排出管的外部抽吸源的情况下移除液体，所述液体包括液体射流和

在从手术部位到排出管的近端的引导动作中通过射流从患者移除的组织。

17. 一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴，所述方法包括：

将第一心轴部分联接到所述外科器械的压力管的出口；

将第二心轴部分联接到所述外科器械的排出管的入口，所述第二心轴部分能够联接到所述第一心轴部分；

在所述第一心轴部分和第二心轴部分上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件；

切割所述喷嘴组件以产生提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流，当所述器械在操作中时，所述排出管的入口的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以使排出口能够接收液体射流；和

从所述喷嘴组件移除所述第一心轴部分和第二心轴部分。

18. 根据权利要求 17 所述的方法，还包括：

在所述电铸成形动作之前，用导电材料涂覆所述第一心轴部分和第二心轴部分的至少一部分。

19. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，将所述第一心轴部分插入到所述压力管的出口中。

20. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，将所述第二心轴部分插入到所述排出管的入口中。

21. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，相对于所述压力管固定所述排出管。

22. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，所述第一心轴部分是大体 U 形的。

23. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，所述第一心轴部分包括第一端和第二端，所述第一端插入到所述压力管中，所述第二端向末端区域渐缩。

24. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，所述压力管的纵向轴

线与所述排出管的纵向轴线基本上平行。

25. 根据权利要求 17 所述的方法，还包括将所述第二心轴部分联接到所述压力管。

26. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，所述第二心轴部分包括围绕其外周的至少一部分的凹痕，在所述电铸成形动作期间，所述凹痕能够形成所述排出管中的缩窄结构。

27. 根据权利要求 17 所述的方法，其中，使所述喷嘴组件能够包括组织切割表面。

28. 根据权利要求 17 所述的方法，还包括移除所述喷嘴组件的围绕所述第二心轴部分的一部分。

29. 一种对患者执行医疗或外科手术的方法，所述方法包括：

将在至少为 1000 psig 的压力下的液体供应给通过根据权利要求 17 所述的方法制造的液体射流外科器械的压力管；

用所述器械产生液体射流；和

在患者的组织处引导所述液体射流，以切割、消融、粉碎和/或清除组织。

30. 根据权利要求 29 所述的方法，还包括在不需要应用于所述排出管的外部抽吸源的情况下移除液体，所述液体包括液体射流和在从手术部位到排出管的近端的引导动作中通过射流从患者移除的组织。

31. 一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴，所述方法包括：

将大体呈 U 形的心轴的第一端联接到所述外科器械的压力管的出口；

用导电材料涂覆所述大体呈 U 形的心轴的至少一部分和所述压力管的至少一部分；

在所述心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件；

切割所述喷嘴组件以产生提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流；

对所述外科器械的排出管的入口进行定位,使得所述排出管的纵向轴线与所述压力管的纵向轴线基本上平行,并且使得当所述器械在操作中时,所述排出管的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位,以使排出口能够接收液体射流;和

从所述喷嘴组件移除所述大体呈U形的心轴。

32. 根据权利要求 31 所述的方法,还包括在切割动作期间移除所述大体呈U形的心轴的第二端的至少一部分。

33. 一种对患者执行医疗或外科手术的方法,所述方法包括:

将在至少为 1000 psig 的压力下的液体供应给通过根据权利要求 31 所述的方法制造的液体射流外科器械的压力管;

用所述器械产生液体射流;和

在患者的组织处引导所述液体射流,以切割、消融、粉碎和/或清除组织。

34. 根据权利要求 33 所述的方法,还包括在不需要应用于所述排出管的外部抽吸源的情况下移除液体,所述液体包括液体射流和在从手术部位到排出管的近端的引导动作中通过射流从患者移除的组织。

35. 一种制造形成液体射流的外科器械的方法,所述形成液体射流的外科器械包括压力管和喷嘴,所述方法包括:

在心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件,所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴,所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流;

从所述喷嘴组件移除所述心轴;和

将所述外科器械的压力管的出口联接到所述喷嘴组件。

36. 一种制造形成液体射流的外科器械的方法,所述形成液体射流的外科器械包括压力管和喷嘴,所述方法包括:

将所述外科器械的压力管的出口联接到心轴;

在所述心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件,使得所述喷嘴组件一体地连接到所述压力管的出口,所述喷嘴组件包括提供喷

射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流；和

从所述喷嘴组件移除所述心轴。

电铸成形的液体射流外科器械

技术领域

本发明总体上涉及用于产生液体射流的外科器械和用于制造所述器械的方法。

背景技术

用于工业切割操作的液体射流切割器械是已知的，并且已被改装用于更小规模和更精确的手术。特别地，某些这样的装置已被改装用于外科手术。工业切割成功地改装用于外科/医疗用途需要许多变化。

已经开发出了用于外科手术的各种液体射流器械，包括在以下文献中描述的器械：共同拥有的美国专利 No.5,944,686，美国专利 No.6,375,635，美国专利 No.6,511,493，美国专利 No.6,451,017，美国专利 No.7,122,017，美国专利 No.6,960,182，公开号为 US2003-0125660 的美国申请，公开号为 US2002-0176788 的美国申请，公开号为 US2004-0228736 的美国申请，公开号为 US2004-0243157 的美国申请，公开号为 US2006-0264808 的美国申请，和公开号为 US2006-0229550 的美国申请，上述文献全文被引用于此作为参考。

尽管当前可用的液体射流外科器械在一些情况下表现出优于用于执行开放式和微创外科手术的许多现有技术的外科器械的显著改进，然而在本领域中仍然需要提供制造液体射流外科器械的改进方法。本发明在许多实施方式中提供了制造各种类型的液体射流形成外科器械的改进方法。某些实施方式涉及以可容易再现的方式制造液体射流外科器械的喷嘴组件的方法。

发明内容

在本发明的上下文中确定和认识了几个问题和制造难题。在设计 and 制造外科器械中的一个主要难题在于在完成该程序之后所述器械或系统的至少接触患者的部分优选地是可置换的。由于器械的部分是可置换的，有利的是以简单和可重复的方式制造这些部件。

另外，某些外科器械能够通过利用抽吸，或者用某些形成液体射流的外科器械通过使用临界压力从手术部位排出材料，所述临界压力可以由高速射流进入合适的排出管生成而不需要附加抽吸（例如，参见共同拥有的美国专利 No.6,375,635）。而且，手术部位可以在身体的内部并且可能是不容易观察的。所以，在形成液体射流的外科器械中重要的是射流发射喷嘴与排出管的进口精确地对准。

在医疗用途的制造中的进一步难题在于某些结构可能需要在高压流体的路径中的 180 度弯曲，使得液体射流沿着液体被供应的方向被向回引导。

在制造用于医疗和外科用途的液体射流器械中的另一主要难题是需要大规模制造尺寸精确和可再现的射流形成喷嘴或孔口，和需要在器械内精确和可再现地对准它们，同时最小化制造步骤的数量和复杂性。

提供了一种通过电铸成形喷嘴组件来制造形成液体射流的外科器械的改进方法。可以在心轴上成形所述喷嘴组件，使得心轴的外表面成形所述喷嘴组件的内表面。一旦所述喷嘴组件被成形，随后可以去除所述心轴。

在一种实施方式中，将心轴插入到压力管的出口中。可以用导电材料，例如金属涂覆所述心轴和压力管的至少一部分，然后在所述心轴上电铸成形喷嘴组件。在电铸成形之后，可以切割所述喷嘴组件和/或所述心轴的部分，以在所述喷嘴组件中产生喷射口。然后可以选择性地移除所述心轴。

在一种实施方式中，所述喷嘴组件与所述压力管一体化。在成

形喷嘴组件之前或之后，排出管可以连接到压力管，并且可以对准所述排出管，使得通过所述喷嘴组件的喷射口发射的流体射流将进入所述排出管的内腔。

在另一种实施方式中，心轴具有：在第一区域中的形状，在心轴上电镀一层并且切割它之后所述形状将形成喷嘴；和在第二区域中的形状，所述形状将形成开口，所述开口可以被切割以暴露心轴材料，使得在切割所述层和选择性地移除心轴材料之后，将形成可以配合在高压管之上或之中的开口。

在一个方面中，本发明提供了一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴。在心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件，其中所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流。从所述喷嘴组件移除所述心轴，并且将所述外科器械的压力管的出口联接到所述喷嘴组件。将所述外科器械的排出管的入口定位成使得当所述器械在操作中时所述排出管的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以允许排出口接收液体射流。

在另一方面中，本发明提供了一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴。将所述外科器械的压力管的出口联接到心轴，并且在所述心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件，使得所述喷嘴组件一体地连接到所述压力管的出口，其中所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴。所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流。从所述喷嘴组件移除所述心轴，并且将所述外科器械的排出管的入口定位成使得当所述器械在操作中时所述排出管的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以允许排出口接收液体射流。

在另一方面中，本发明提供了一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷

嘴。将第一心轴部分联接到所述外科器械的压力管的出口，并且将第二心轴部分联接到所述外科器械的排出管的入口，其中第二心轴部分能够联接到第一心轴部分。在第一和第二心轴部分上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件。切割所述喷嘴组件以产生提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流。当所述器械在操作中时，所述排出管的入口的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以允许排出口接收液体射流。从所述喷嘴组件移除第一和第二心轴部分。

在又一方面中，本发明提供了一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴。将大体呈U形的心轴的第一端联接到所述外科器械的压力管的出口。用导电材料涂覆所述大体呈U形的心轴的至少一部分和所述压力管的至少一部分。在所述心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件，并且切割所述喷嘴组件以产生提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流。将所述外科器械的排出管的入口定位成使得所述排出管的纵向轴线基本平行于所述压力管的纵向轴线，并且使得当所述器械在操作中时所述排出管的射流接收口与所述喷嘴的喷射口相对地定位，以允许排出口接收液体射流。然后从所述喷嘴组件移除所述大体呈U形的心轴。

在又一方面中，本发明提供了一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管、排出管和喷嘴。在心轴上电铸成形所述外科器械的喷嘴组件，其中所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴，所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流。从所述喷嘴组件移除所述心轴并且将所述外科器械的压力管的出口联接到所述喷嘴组件。

在又一方面中，本发明提供了一种制造形成液体射流的外科器械的方法，所述形成液体射流的外科器械包括压力管和喷嘴。将所述外科器械的压力管的出口联接到心轴，并且在所述心轴上电铸成

形所述外科器械的喷嘴组件，使得所述喷嘴组件一体地连接到所述压力管的出口，其中所述喷嘴组件包括提供喷射口的至少一个喷嘴。所述喷嘴的形状能够在处于高压下的液体流过所述喷嘴时形成液体射流。从所述喷嘴组件移除所述心轴。

附图说明

附图是示意性的而不是按比例绘制的。在图中，在各个图中示出的每个相同的或基本类似的部件通常由一个数字或符号表示。为了清楚起见，并非在每幅图中都标示每个部件，并且在没有必要显示的情况下也未显示本发明的每种实施方式的每个部件，从而允许本领域的普通技术人员理解本发明，在图中：

图 1A 是带有电铸成形喷嘴组件的形成液体射流的外科器械的示意性横截面图；

图 1B 是图 1A 中所示的外科器械的示意性侧视图；

图 1C 是图 1A 中所示外科器械的详细的示意性横截面图；

图 2 是根据一种实施方式的制造形成液体射流的外科器械的方法的示意图，其中，排出管联接到压力管，心轴插入在压力管中，并且心轴和压力管涂覆有导电材料；

图 3A 是根据一种实施方式的心轴的示意图；

图 3B 是图 3A 中所示的心轴的示意性横截面图；

图 3C 和 3D 是图 3A 中所示的心轴的示意性端视图；

图 4A 是在心轴上电铸成形的喷嘴组件的示意性端视图；

图 4B 是在联接到压力管的心轴上电铸成形的喷嘴组件的示意性横截面图；

图 4C 是根据一种实施方式的电铸成形喷嘴组件的示意图；

图 4D 和 4E 是根据另一种实施方式的电铸成形喷嘴组件的示意图；

图 5A 是根据一种实施方式的第二心轴部分的示意图；

图 5B 是图 5A 中所示的第二心轴部分的示意性端视图；

图 5C 是图 5A 中所示的第二心轴部分的示意性侧视图；

图 6A 是根据一种实施方式的用于电铸成形喷嘴组件的第一心轴部分和第二心轴部分的示意图；

图 6B 是图 6A 中所示的第一心轴部分和第二心轴部分的示意性侧视图；

图 6C 是图 6A 中所示的第一心轴部分和第二心轴部分的示意性横截面图；

图 6D 是图 6C 中所示的外科器械的示意性横截面细节图；

图 7A 是根据一种实施方式的电铸成形到第一心轴部分和第二心轴部分上的喷嘴组件的示意图；

图 7B 是图 7A 中所示的喷嘴组件的示意性端视图；

图 7C 是图 7A 中所示的喷嘴组件的示意性横截面图；

图 8A 是根据一种实施方式的组织切割表面的示意图；

图 8B 和 8C 是图 8A 中所示的在喷嘴组件上的组织切割表面的示意图；

图 9 是根据另一种实施方式的电铸成形喷嘴组件的示意图；

图 10A 和 10B 是根据另一种实施方式的用于电铸成形喷嘴组件的第一心轴部分和第二心轴部分的示意图；

图 11 是根据又一种实施方式的用于电铸成形喷嘴组件的第一心轴部分和第二心轴部分的示意图；

图 12A 是压力管和排出管的示意性横截面图；和

图 12B 是根据另一种实施方式的带有辅助管的压力管和排出管的示意性横截面图。

具体实施方式

在这里公开了用于制造在各种应用中各种液体射流器械的具有创造性的方法和由所述器械形成的各种创新液体射流器械。本发明的器械的某些实施方式尤其适合于各种外科手术。由本发明提供的液体射流器械的某些实施方式可以以各种不同的方式被构造

用在各种外科手术领域中。根据本发明，某些外科器械被构造成外科手持件，所述外科手持件具有带抓握区域的近端或手柄，所述近端或手柄被成型和构造成由操作者的手舒适地把持。所述器械也可以具有远端，所述远端包括用于形成液体射流的至少一个喷嘴。本发明的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。本发明也可以利用具有各种构造和目的的液体射流器械来实施。由本发明提供的液体射流器械的某些实施方式可以在各种各样的外科应用中被广泛利用，以利用高压液流切割、钻孔、打洞、穿孔、剥离、分层、液化、消融、成型或成形患者的身体的各种组织、器官等。

应当注意的是，用于实施本发明的各种实施方式的液体射流外科器械的各种各样的设计参数、配置、结构材料和其他方面的设计、制造和结构在以下文献中被提供：共同拥有的美国专利 Nos.5,944,686； 6,375,635； 6,511,493； 6,451,017； 7,122,017； 和 6,960,182； 公开号为 2003/0125660 A1， US2002-0176788 A1， US2004-0228736 A1， 2004/0243157 A1， US2006-0264808 A1， 和 US2006-0229550 的美国专利申请，上述每个文献被引用于此作为参考。关于这里所述的器械的液体射流部件的某些实施方式的结构和设计，读者可以参考这些发表的专利和专利公开文献以获得详细描述和指导。

本发明的各种实施方式涉及液体射流外科器械，其中在心轴上电铸成形有喷嘴组件。电铸成形是通过在随后被去除的衬底或心轴上的电镀槽中电沉积制造金属部件的工艺。下面提供了电铸成形的简要说明。然而，应当理解的是，本领域技术人员公知的用于一般电铸成形金属部件的方法和设备并未在这里进行详细描述，原因是用于这些工艺的方法并非本质上与现有技术不同。

喷嘴组件可以位于外科器械的远端处或附近，然而，在该方面本发明不受限制。此外，许多下面所述的实施方式示出了具有喷嘴组件的外科器械，所述喷嘴组件沿近侧方向将射流发射到排出管中。

然而，本发明的外科器械可以不同地被构造，原因是本发明并非如此被限制。例如，喷嘴组件能够沿远侧方向或沿侧向发射射流。可以预料具有不同详细规格的各种不同设计用于多种用途。例如，本发明可以在以下文献中公开的许多各种各样的液体射流外科器械结构的制造中实施：共同拥有的美国专利 Nos.5,944,686；6,375,635；6,511,493；6,451,017；7,122,017；和 6,960,182；公开号为 2003/0125660 A1，US2002-0176788 A1，US2004-0228736 A1，2004/0243157 A1，US2006-0264808 A1，和 US2006-0229550 的美国专利申请。

现在将在附图中示出的几种特定实施方式的上下文中更完整地详细描述某些具有创造性的液体射流外科器械。应当理解的是，所描述的实施方式仅仅是用于示例性目的，并且如所附权利要求书中所述的本发明的新颖性特征可以以其他方式实施或者用于具有其他结构的器械，这对于本领域的普通技术人员来说是可以想到的。

图 1A-1C 示出了根据本发明的一种实施方式的形成液体射流的外科器械的一种结构。具体而言，图 1A 示出了器械 10 的横截面图，图 1B 示出了器械 10 的侧视图，图 1C 示出了图 1A 中所示的末端区域的细节图。如图所示，在该实施方式中，液体射流 26 沿近侧方向被引导。在这些图中，外科器械总体上以附图标记 10 示出，末端区域总体上以附图标记 20 示出。显示了两个管，具有壁 13 和内腔 14 的压力管 12，和具有壁 17 和内腔 18 的排出管 16。具有与压力管内腔 14 流体连接的内部体积 22 的电铸成形喷嘴组件 21 联接到压力管 12 的出口。在一种实施方式中，喷嘴组件 21 电铸成形在压力管 12 的一部分上，例如出口部分上。在另一种实施方式中，喷嘴组件 21 可以通过在制造喷嘴组件 21 之后进行连接，例如焊接、熔接、压接、粘结或其他已知的连接技术而联接到压力管 12 上（例如参见图 4D 和 4E）。如图所示，在一种实施方式中，喷嘴组件 21 联接到压力管 12 的远端上，在所示的实施方式中，所述远端包括出口。在该示例性实施方式中，压力管 12 用预成形的对准连接器 15 联接到排出管 16，所述连接器同时刚性地连接到压力管和排出管。在另一种实施

方式中，管 12、16 可以熔接在一起或以其他方式永久地连接。应当理解的是，在压力管 12 联接到排出管 16 的实施方式中，所述管可以在产生电铸成形喷嘴组件 21 之前或之后被联接。在又一替代的实施方式中，压力管和排出管刚性地联接，并且在某些这样的实施方式中，所述管中的至少一个相对于所述管中的另一个沿纵向、侧向和/或旋转地自由移动。在某些这样的实施方式中，这样的运动可以由器械的操作者控制，以便于器械的插入和展开、切割长度的变化等（例如参见美国专利 No.6,375,635）。

如图所示，喷嘴组件 21 可以包括邻近喷射口 25 的准直喷嘴区域 24（参见图 1C）。喷嘴组件 21 可以具有适当的尺寸和形状，如下面进一步所述，以形成通过喷射口 25 的流体射流 26。此外，喷嘴组件的窄的、选择性地收敛的准直喷嘴区域 24 可以帮助准直流体射流。流体射流 26 一旦离开喷射口 25 就可以以一定角度发散，所述角度取决于喷嘴的几何形状、准直区域的长度和形状等（参见美国专利 No.6,375,635），并且可以在排出管 16 的接收口 28 处扩张到直径为 D。射流 26 的直径 D 可以与在该点处的排出管远侧开口 28 的直径相同，优选稍小。在一些实施方式中，排出管 16 的射流接收口 28 在直径上小于在排出管 16 的剩余部分的内腔 18 的直径。在开口 28 处直径减小可以用于产生文丘里效应以夹带碎屑，如 US6,375,635 中所述。直径减小也可以使排出管的入口不太倾向于导致它接触的组织损伤，如 US2006-0229550 中所述。另外，排出管 16 在它的入口 28 处的直径减小可以帮助防止组织堵塞内腔 18，原因是通过限制孔口 28 进入的组织足够小，从而穿过排出系统的剩余部分。

现在参考图 2，现在将更详细地说明制造例如图 1A-1C 中所示的形成液体射流的外科器械的一种具有创造性的方法。如图所示，根据一种实施方式，将心轴 36（也被称为第一心轴部分 36）联接到压力管 12。如图所示，将心轴 36 插入到压力管 12 的远端 19 中。在该实施方式中，也将排出管 16 联接到压力管 12。具体而言，通过对准连接器 15 的帮助将带有限定出口的远侧末端 19 的压力管 12 和带

有入口 28 的排出管 16 联接在一起。也可以通过熔接、铜焊或类似方法将管 12、16 联接在一起或保持对准和靠近而没有刚性互连。

在一种实施方式中，心轴 36 由热塑性材料例如聚苯乙烯制造。在其他实施方式中，心轴 36 可以由其他材料制造，并且在生产中例如可以通过加热/熔融、溶解、降解等可靠地被去除的任何材料都潜在地适用于本发明的一个或多个心轴。例如，心轴可以是铝，并且去除过程可以通过用碱性溶液蚀刻去除铝。在另一种实施方式中，用于形成心轴 36 的材料可以被溶解，例如不用加热。在一种实施方式中，蜡可以是合适的心轴材料。如上所述，不会有害地改变器械的电铸成形末端的性质的任何心轴去除方法都可以用于本发明。在某些实施方式中，心轴 36 是实心的，而在其他实施方式中，心轴的部分可以是空心的，在该方面本发明不受限制。

当喷嘴组件 21（由于还未形成因此未在该图中显示）形成在管 12 上的适当位置处时，心轴 36 的至少一部分和压力管 12 的至少一部分例如管 12 的终端区域 29 可以涂覆有导电材料例如金，或者在电铸成形发生之前以另外的方式使心轴和压力管均匀导电。应当认识到，如果喷嘴组件 21 被单独电铸成形并且随后在制造喷嘴组件 21 之后联接到压力管 12，则管 12 上的导电材料通常是不需要的。如图所示，导电涂覆的区域 29 可以足够长，以重叠排出管 16 的进出口 28。在其他实施方式中，涂覆的区域 29 可以较短，从压力管 12 的远端 19 延伸到压力管 12 上的点“P”，该点在排出管 16 的末端 28 的远侧（参见图 6A）。

图 3A-3D 示出了根据一种实施方式的第一心轴部分 36。第一心轴部分 36 用于形成电铸成形喷嘴组件 21。在一些实施方式中，第一心轴部分 36 是用于电铸成形喷嘴组件 21 的唯一心轴。如下面更详细地所述，在其他实施方式中，多个心轴部分可以用于电铸成形喷嘴组件 21，在该方面本发明不受限制。在透视图（图 3A）和横截面图（图 3B）中可以看到，心轴 36 可以包括柱杆 38，所述柱杆 38 被构造成紧密配合在压力管 12 的出口端 19 中。柱杆 38 可以终止于台

肩 39，在那里心轴扩宽到较大的直径。较大的心轴直径可以与压力管 12 的外径基本相等。在一种实施方式中，较大的心轴直径小于压力管 12 的外径，以使对通过成品喷嘴组件 21 的流动干扰最小化。在另一种实施方式中，心轴 36 不具有台肩 39，并且柱杆 38 可以粘结或以另外的方式可逆地粘合或可逆地（reversibly）机械固定就位在压力管 12 的内部，以在加工期间在管 12 中保持适当的深度。在又一种实施方式中，台肩 39 是小的隆起，或者是与柱杆区域 38 相比的中间部分 40（参见下面）的直径的小的扩张。在一种实施方式中，柱杆 38 是部分或基本上空心的，从而在电铸成形喷嘴组件 21 之后使它更容易去除。

在图 3A-3D 所示的实施方式中，心轴 36 具有位于台肩 39 和末端 48 之间的中间部分 40。如图所示，心轴 36 的中间部分 40 可以具有曲率，并且当心轴弯曲时心轴部分 40 的直径可以逐渐减小。

在一种实施方式中，如图所示，心轴的曲率大小大约为 180 度。在该定向中，心轴 36 能够产生具有喷射口的喷嘴组件 21，使得液体射流通过喷射口并且在近侧方向上沿着器械 10 的轴线被引导。在其他实施方式中，心轴 36 可以不同的方式被构造，在该方面本发明不受限制。例如，在一种实施方式中，心轴的曲率大小至少大约为 145 度。在另一种实施方式中，心轴的曲率大小至少大约为 120 度，并且在另一种实施方式中，心轴的曲率大小至少大约为 90 度或 60 度。

在图 3A-3D 所示的实施方式中，心轴 36 的远侧末端位于附图标记 41 处。在垂直于器械轴线并且与远侧极端 41 的直接近侧的弯曲部分的内侧大致相切的平面 42 中，心轴的形状可以沿平行于图 1 的装置的轴线 A-A 的方向在渐缩区域 44 上变化到渐缩形状。这可以在图 3A 中最容易看到。在区域 44 之外，在所示实施方式中，心轴喷嘴区域紧靠直圆柱体并且在渐缩区域 44 的近侧向末端 48 延伸选定距离。喷嘴区域 46 可以关于渐缩区域 44 不对称，并且渐缩区域 44 不需要旋转对称，尽管在图 3A 中这样显示。喷嘴区域 46 的长度可以变化，在该方面本发明不受限制。更长的喷嘴区域 46 可以帮助准

直射流束 26（例如参见美国专利 No.6,375,635），但是更长的喷嘴区域也可以移置有效切割区域，使得它在远侧极端 41 的更近侧。

在喷嘴组件 21 被电铸成形并且心轴被去除之后，心轴 36 被设计成产生喷嘴组件的内部体积 22（图 1A-1C）。该体积 22 是大体平滑的并且可以逐渐变细。在一些实施方式中，心轴 36 的设计是与台肩 39 处的压力管壁厚 13 精确匹配的。在其他实施方式中，尖锐台肩 39 可以由逐渐加宽的台肩替换。在另外其他实施方式中，台肩 39 被最小化以使压力管 12 和喷嘴组件 21 的壁 21 之间的壁轮廓中的过渡尽可能平滑。在另外其他实施方式中，柱杆 38 可以与区域 40 连续，并且可以具有与压力管 12 的外径大体相同或稍大的直径，以允许心轴滑动到管 12 上并且紧固就位。

在一些实施方式中，在心轴的喷嘴区域 46 的轴线与柱杆 38 的轴线之间为接近平行关系。在某些实施方式中，在这两个轴线之间有小于几度的偏差。在图 3B 所示的实施方式中基本平行的部分被标记“L”。由于喷嘴区域 46 可以具有小于大约 0.005 英寸（0.125 mm）的直径，在心轴的生产 and 安装期间可能需要保持该平行度。接近平行在该实施方式中对于将液体射流 26 设置成与排出管 16 可再现地和精确地对准来说是重要的，如下面进一步所述。

尽管图 3A-3D 中所示的心轴是一种示例性的实施方式，然而应当理解的是，在其他实施方式中，心轴不必平滑地渐缩或旋转对称。具有平滑设计的一个原因是防止喷嘴组件 21 中的压力大幅下降。在某些实施方式中，压力下降可能不太关键，因此也可以设想具有不太平滑设计的心轴。此外，也可以设想对于某些应用，也可以使用更容易设计原型和制造的其他更简单的形状。

为了形成图 1A-1C 中所示的外科器械 10，心轴 36 的至少一部分在其上受到电铸成形以形成喷嘴组件 21，或其至少一部分。如上所述，电铸成形是通过在随后被移除的心轴上方的电镀槽中电沉积制造金属部件的工艺。通过控制穿过电解溶液的金属在金属或金属化心轴上的电沉积在心轴上成形金属部件。金属层或表皮积累在通

过施加包含金属颗粒的涂料或涂层致使导电的心轴或任何表面上。用于电铸成型的方法一般是完善的，并且存在许多商业上可用的服务提供商，所述服务提供商将部件电铸成型为给定的规格。在本发明的某些实施方式中，本发明的喷嘴组件 21 由位于康涅狄格州 Brookfield 市的 A.J.Tuck 公司电铸成型。关于他们的电铸成型工艺的附加信息可以从他们的网站 www.ajtuckco.com 上获得。

在电铸成型工艺中，电解槽用于将镍或其他可电镀的金属沉积到导电心轴表面上。一旦电镀材料积累到预期的厚度，从心轴移除电铸成型部件或从电铸成型部件移除心轴。在一种特定的实施方式中，电铸成型工艺继续，直到喷嘴组件的壁的厚度至少大约为 0.125 毫米为止。

图 4C 示出了电铸成型喷嘴组件的外观，其中图 4A 和 4B 示出了在联接到压力管 12 上的心轴 36 上电铸成形的喷嘴组件 21。喷嘴组件 21 覆盖压力管 12 的出口区域和其末端 19，和心轴的远侧区域 40，44 和 46。

在一种实施方式中，在试图移除心轴 36 之前，在这里被显示成垂直于装置轴线的选定平面 C 处通过电铸成形的喷嘴组件 21 和心轴的末端区域 46 制造切口，以暴露喷嘴喷射口 48。在移除该末端并且移除心轴材料之后，喷嘴组件 21 开始看上去更类似于图 1 和 2 中所示的喷嘴组件 21。在该实施方式中，喷嘴喷射口已被精确地成形，并且在制造过程期间与器械的轴线精确地对准。有可能避免喷嘴与本发明的制造系统的昂贵的制造后对准。

在电铸成形的喷嘴组件在心轴上成形之后，心轴的移除或心轴的一部分的移除可以由任何方便的工艺完成。如上所述，在一种实施方式中，心轴 36 由热塑性材料例如聚苯乙烯制造。在该实施方式中，末端区域可以被加热到大约 430-475°F（摄氏 222-250°C）。这完全在聚苯乙烯的熔点之上，从而减小了热塑性心轴的粘度。在加温之后或加温期间，可以施加一个或几个大气压，以将熔融的塑料心轴挤出末端。装置可以进一步用合适的溶剂清洁，例如丙酮、THF、

二氯甲烷等，这可以在高温，例如 50-100 °C 时进行。

在图 4D 和 4E 中示出了替代的制造方法。在该替代的方法中，不同于在电铸成形与压力管的出口部分形成一体的喷嘴组件之前将心轴联接到压力管上，单独成形喷嘴组件 21 而不需要使心轴联接到压力管 12 上。在移除心轴之后，然后通过能够耐受预期操作压力（例如 1000 psig 或以上）的任何合适的连接方法，例如熔接、铜焊、粘胶、压接、压配合、焊接配合、电铸成形等，将独立的喷嘴组件联接到压力管 12 的出口上（图 4E）。

图 5A-5C 示出了第二心轴部分 52，根据一些实施方式，第二心轴部分可以与第一心轴部分 36 组合使用。在例如图 5A-5C 所示的一些实施方式中，在电铸成形喷嘴组件 21 之前将排出管和压力管联接在一起。在该方面，两个管 12、16 可以被对准，使得可以使用第二心轴部分 52 获得喷射口 25（图 1C 中所示）相对于排出管 16 的布置。如图 5A 的投影图和图 5B 的端视图所示，第二心轴部分 52 具有空心第一部分 54、凸形过渡的第二部分 56、凹形过渡的第三部分 58 和直形末端第四部分 60。凹形和凸形区域可以是环形凹入和凸出，即，围绕第二心轴 52 的圆周延伸。第一部分 54 在一侧被切掉，留下切口 62（在图 5A 和图 5C 中最容易看到）。被显示成带有两个区段 56 和 58 的设计防止在该区域中形成尖锐棱角，这可能是理想的，但是在其他实施方式中，所述轮廓不需要被清楚地分割，并且可以具有棱角或锐边而不会损害功能性。

图 5B 中所示的空心区段 54 的全内径 64 可以足够大以容纳排出管 16。切口 62 的尺寸可以使其容纳邻接的压力管 12，并且该切口也可以防止第二心轴部分 52 相对于管 12、16 旋转。排出管 16 和第二心轴部分 52 的内径 64 之间的间隙可以尽可能地小，并且所述间隙与空心部分的长度 L 的组合被充分地限制以保持第二心轴部分 52 的纵向轴线（未标示）与排出管 16 的纵向轴线（如图 6 中所示）之间的平行性。第二心轴部分 52 能够保持排出管 16，使得排出管 16 的轴线与第二心轴部分 52 的轴线在小于几度内平行，例如在一种实

施方式中小于大约 10 度，在另一种实施方式中小于大约 5 度。

尽管在这些例子中由喷嘴组件中的喷射口发射的射流束的轴线与排出管的轴线基本平行并且基本同心，这些特征不是实施本发明所需要的。射流束不必与排出管平行，并且射流束不必同心地进入排出管。如下面更详细地所述，在一些实施方式中，可以没有排出管（例如参见下面的图 9）。简单地沿控制方向相对于器械轴线发射射流束而不需要进行制造后调节可能是重要的。具有非同心和非对准轴线的有效水射流外科器械的例子是已知的，并且例如在申请人的共同未决申请 US2003-0125660A1 中被描述。可预测性、可再现性和不需要制造后对准帮助使本发明的某些实施方式的电铸成形喷嘴组件有利。

在图 5A-5C 中，第二心轴部分 52 的远侧末端部分 60 具有与轴线同心的第一圆孔 66。孔 66 可以具有一直径，该直径足够大以容许第一心轴 36 的喷嘴区域 46 的末端 48 进入，如图 3 或图 4 中所示。在一种实施方式中，配合应当允许在没有力或变形的情况下使部件匹配，但是应当是足够紧密的配合，以保持从管 12 和 16 的外表面的共同定向导出的第一和第二心轴部分 36 和 52 的共同对准。末端部分 60 也可以具有第二孔 68，所述孔可以垂直于第一孔 66 并且与它交叉，用于在孔 66 的加工期间去除碎片。

在一种实施方式中，第一和第二心轴部分 36，52 通过注塑成型制造。可以使用适合于注塑成型的任何材料，例如耐冲击聚苯乙烯，只要在将最终形状电铸成形在心轴上之后所述材料可以通过蚀刻或其他常规工艺溶解和/或熔融和/或去除，以便打开喷嘴组件 21 的内部体积 22。合适的材料包括但不限于可以通过熔融（和典型地压力喷射熔融物）和/或通过溶剂萃取从组件的内部去除的塑性材料。在许多实施方式中，心轴材料在电镀溶液中也是不可溶解的和不膨胀的，并且在某些实施方式中，心轴材料不会在大约 130°F（大约 55°C）以下熔融。在某些实施方式中，所述材料也能够接受导电涂层。在一种实施方式中，选定的材料是这样一种材料，其中熔融形式具有

低粘度并且残余物是可溶剂萃取的。也会有利的是，心轴材料的熔融温度很好地从形成心轴的材料降解或点火温度移开。预期形成心轴的某些材料包括但不限于聚苯乙烯、醋酸纤维素、醋酸乙烯酯和聚氯乙烯。在某些实施方式中，心轴由耐冲击聚苯乙烯制造，在电铸成形和切割之后，通过在 230 °F (110 °C) 以上的温度熔融，并且在一些实施方式中在例如 430 °F (222 °C) 的更高温度下熔融，之后在压力管的近端处施加压力以将熔融的塑料挤出喷嘴组件 21，耐冲击聚苯乙烯被去除。其后，可以用溶剂漂洗喷嘴组件 21 以完全去除心轴材料。在电镀中使用的任何可去除的材料潜在地可适用于制造实施本发明的心轴。应当注意的是，各种浇口（未示出，但是在塑性模具的成形中是已知的）可以用在第一和第二心轴部分 36、52 的模具的成形中。

图 6A-6C 示出了联接到压力管 12 和排出管 16 的第一和第二心轴部分 36、52，在电镀之前准备好施加均匀薄导电涂层。在一种实施方式中，导电涂层覆盖一个区域，该区域从远侧末端 41 到位于平面 71 和 73 之间的近侧界限 P，即，在第二心轴部分 52 的末端区域 60 的近侧，并且在第二心轴部分 52 的空心部分 54 的远端的远侧。一旦导电涂层被施加，可以在远侧末端 41 和至少大约平面 73 之间电镀喷嘴组件 21。电镀继续以获得电镀材料的预期厚度。在一种实施方式中，涂层可以朝更近侧延伸，例如到达与第二心轴部分 52 交叉的平面 75。

图 7 示出了根据本发明的一种实施方式通过在两部分心轴系统上电铸成形产生的电铸成形的金属喷嘴组件 121。类似于图 4 的喷嘴组件 21，金属喷嘴组件 121 可以在原位成形（即，心轴部分连接到管 12 和 16）或单独成形。如果单独成形，射流形成组件的端部 76 和 78 可以被切割以产生无金属端部，如图所示。金属层然后可以在点 80 处被切割，所述点被选择成位于喷嘴区域的直圆形准直喷嘴部分 46 中，从而暴露第一心轴部分 36 的末端区域 48。在端部 76 和切口 80 之间的第二心轴部分 52 的区域可以被丢弃，并且从切口 80 到

端部 78 的区域可以变成喷嘴组件 121。在带有两个心轴部分的原位组件中，在 76 和 78 处的切口可以被消除，除了在 80 处的切口之外制造第二切口 82 以允许第二心轴部分 52 和重叠的电铸成形喷嘴组件 121 被去除而不会变形在 80 处的喷嘴端部区域。

图 8 是本发明的又一种实施方式电铸成形的喷嘴组件 21 的示意图，其中喷嘴组件的形状能够包括组织切割表面 91。在该特定的实施方式中，喷嘴组件 21 的末端区域 20 包括刮擦装置 91。除了刮擦装置 91 之外，喷嘴组件能够类似于上述组件中的一些，具有远端 41，邻近喷射口 25 的准直喷嘴区域 24。液体射流 26 可以从喷射口 25 朝着排出管 16 的射流接收口 28 发射。在该示例性的实施方式中，刮擦器 91 具有刃边 93 和倾斜表面 95。如图所示，刮擦器 91 联接到喷嘴组件 21 的末端区域 20，并且可以通过常规手段例如熔接或铜焊保持在那里。在其他实施方式中，组织切割表面可以与电镀喷嘴组件一体地形成。从刃边 93 刮离的组织可以被带入射流束 26 中进行浸渍和去除。

通过将金属薄箔放置在适当位置，并且使用它作为形成电沉积层的表面，也可以一体地形成组织切割表面例如刮擦器 91。电沉积后加工可以用于精制刃边。

除了刮擦器 91 之外，各种组织操纵器的任何一个可以固定到本发明的器械并且通过该器械携带到手术部位。这些可以不仅包括带有组织切割表面的固定装置，例如刮擦器 91，而且包括可以包含组织切割表面的更主动的装置，例如镊子、剪刀式和其他可活动的刀具、牵开器和外科或诊断装置的其他元件，如下面进一步所述。

在图 9 中显示了本发明的又一种实施方式。在该实施方式中，将具有末端 92 的心轴 90 插入在其中形成 U 形弯头的压力管 94 的出口中。该组件用薄导电层涂覆并且然后电镀，形成成形喷嘴组件 96 的层。喷嘴组件 96 和心轴末端 92 可以在 C 处被切割，以形成在喷嘴组件中的喷射口。然后可以去除心轴 90 的残余材料，如上所述。在一些实施方式中，也可以提供排出管（未显示）。也可以利用两

部分心轴系统，在该方面本发明不受限制。在一些实施方式中，该结构是不太理想的，原因是对于给定的管尺寸它可能具有较大的轮廓。然而，使用一些类型的液体射流外科器械，例如在US2003/0125660中描述的那些，这可能是成形连接到压力管上的预对准喷嘴组件的简单方式。

在图9和1的实施方式中，液体射流朝近侧被引导。可以预料射流束的替代方向（未示出），包括远侧末端，其中液体射流朝远侧被引导（例如，与图9中相同，但是没有管中的弯头），或侧向发射射流的末端，即，成除了朝远侧（0度）或近侧180度（图9，图1）之外的某个角，例如大约45度、大约60度、大约75度、大约90度、大约120度，或其他角度。

图10A和10B示出了根据又一种实施方式用于电铸成形喷嘴组件的第一和第二心轴部分。在该实施方式中，第一心轴部分36类似于上述的第一心轴部分36（例如参见图6A-6C）。第二心轴部分152被成形为具有与第一心轴部分36类似的一些设计特征，原因在于它具有可以安全配合在排出管16内部的部分138，和朝管16的远侧延伸并且由台阶凸缘139定位的部分140。部分140类似于心轴52的部分60（例如参见图5A），并且具有中间孔166，第一心轴36的喷嘴区域46的末端48可以配合在所述中间孔中。与心轴52的情况一样，心轴152可以具有用于清洁碎片的第二孔168。

可以使图10A-10B中所示的实施方式在选定点H1的远侧导电，所述点被选择成防止心轴152的部分140的近侧区域的电铸成形，同时允许心轴36和152的剩余暴露部分和管12的远端的电铸成形。在电铸成形喷嘴组件（未示出）之后，可以在点C1和C2处制造切口。在C1处的切口可以去除末端48的近端，这可以形成在喷嘴组件中的喷射口，在C2处的切口可以被制造成稍稍在管16的端部的远侧。心轴的一种或多种材料被去除，并且成品装置可以准备好供使用。

图11示出了另一种实施方式，其中第二心轴部分153能够通过

排出管 16 在排出路径中提供缩窄结构。可以使部件在点 H1 的远侧导电，这可以允许排出管 16 的部分的电铸成形。第二心轴部分 153 可以朝远侧渐缩，并且具有凹痕，例如凹槽 180。渐缩可以在电铸成形期间减小第二心轴部分 153 的近侧区域固定到压力管 12 上。在电铸成形之后，凹槽 180 在排出管 16 的流动路径中提供尺寸限制开孔。

在电铸成形之后，可以在点 C1 和 C2 处切割组件。去除心轴的剩余材料。切口导致管 16 的功能扩展，但是在凹槽 180 的位置处具有缩窄结构，限制了管 16 的内腔 18 的直径。当射流束进入管 16 时，这可以帮助产生显著的临界压力，所述临界压力帮助排出液体和浸渍存在于装置的使用部位的固体。应当认识到，除了凹槽 180 之外，其他类型的凹痕，例如但不限于一个或多个窝坑或凹部，也可以形成于第二心轴部分 153 中，以产生在排出管 16 中的缩窄结构。

在本发明的又一方面中，可以通过在装置的电铸成形喷嘴组件中制造通道或孔来提供到手术部位的通路。各种常规装置的任何一个可以放置在这样的通道中。在某些实施方式中，当在身体中操作时，这些通道在器械的远侧末端区域通向环境。

图 12B 示出了本发明的该特征的一种实施方式。在图 12A 中显示了联接到排出管 16 的压力管 12 的横截面。在图 12B 中，两个附加管，第一管 116 和可选的第二管 117 被加入组件，以形成沿着压力管和/或排出管延伸的两个通道。这些辅助管可以围绕心轴电铸成形，以提供邻近压力管的通道。管 116 和 117 可以朝操作电铸成形的喷嘴组件的近侧延伸，并且可以直接或通过与其他管的接头延伸到器械的近端。在一些实施方式中，可以在喷嘴组件的电铸成形期间形成管 116 和/或 117。例如，在一种实施方式中，可以通过用作心轴的材料固体挤出形成管 116、117，在电铸成形之后所述材料可以去除。在一种实施方式中，当用例如不锈钢的预制管形成管 116 和/或 117 时，可以在电铸成形过程期间用心轴材料的销（未示出）在它们的远端堵住管。这些销可以朝管的远侧延伸并且可以在电铸成形末端之后被切割，以允许将存在于电铸成形末端中的孔与管 116

和 117 连通。

在另一种实施方式中，管 116 和/或 117 可以由圆柱体或可萃取材料的其他细长形状形成。这些可以连接到排出管 16 和/或压力管 12，然后在电铸成形之后，在待去除的远端以与心轴相同的方式，或者通过适合于管 116，117 的材料的不同程序被充分暴露。

可以设想各种装置用于由管 116、117 产生的这些通道。这样的装置包括但不限于用于发射光和/或收集图像的光导纤维；例如驱动连接的装置例如镊子的电缆；用于诊断的探针（pH，pO₂，电极等）；和电流或电压源，例如电灸探针，或用于其他装置的电力供应。管 116、117 中的一个或多个通道可以将空气、真空、水、盐水、造影流体或药剂供应到手术部位。这些功能的任何一个可以通过嵌入的管 116、117，或者通过向如上所述形成的电铸成形喷嘴组件中的一个或多个孔给送的独立供应被提供。

应当认识到，尽管描述了在管 116、117 中具有一个或两个通道的实施方式，更多的开孔或管可以被提供，在该方面本发明不受限制。应当认识到，在一些实施方式中，更多的通道可以增加外科器械的轮廓（例如横截面面积）和减小挠性，同时包括通道的管可以弱化末端。因此，在某些实施方式中，通道的数量限于特定外科程序所需的通道的数量。

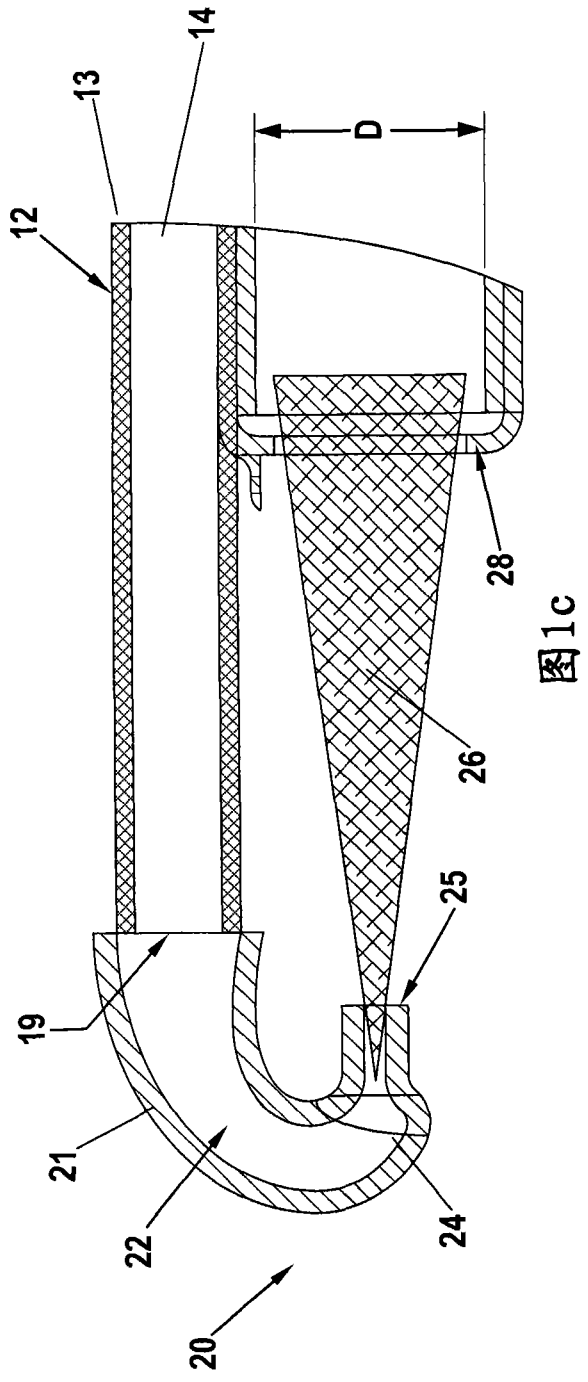
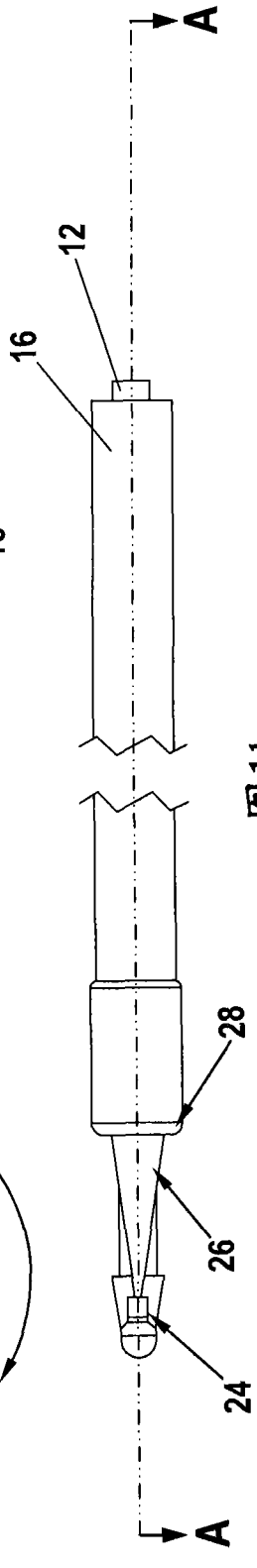
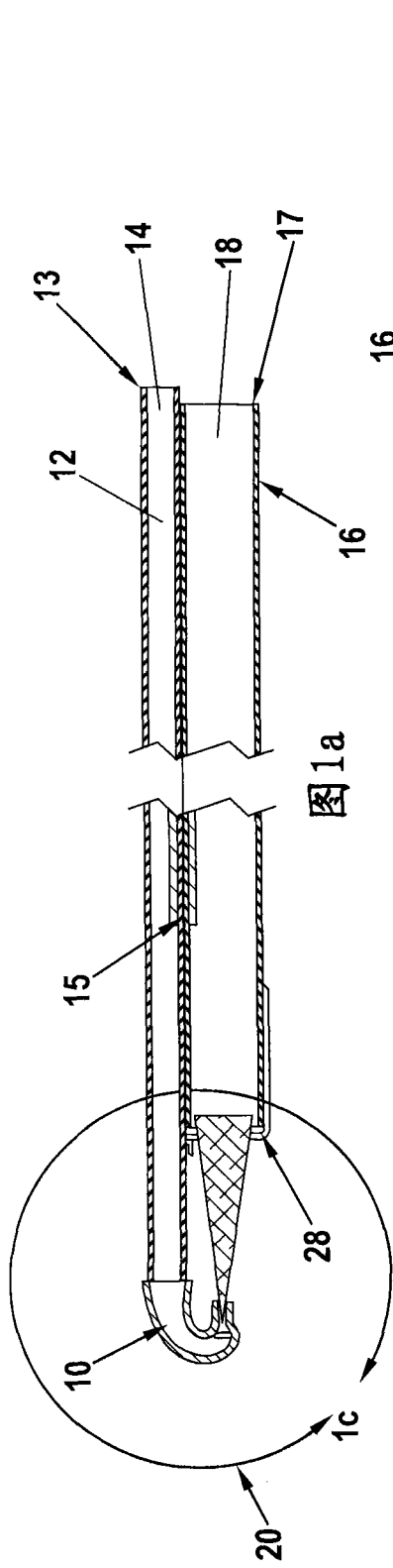
本发明的另一方面涉及使用如上所述制造的创新外科器械对患者执行外科或医疗程序。在一种实施方式中，本发明提供了一种对患者执行医疗或外科程序的方法，所述方法包括将在至少 1000 psig，在某些情况下至少 2000 psig，至少 5000 psig，至少 10000 psig，至少 15000 psig，至少 30000 psig，或至少 50000 psig 的压力下的液体供应给通过如上所述的创新电铸成形方法制造的液体射流外科器械的压力管，用所述器械产生液体射流，和在患者的组织处引导液体射流以切割、消融、粉碎和/或清除组织。在某些这样的实施方式中，所述方法还包括仅仅使用由液体射流生成的临界压力去除液体而不需要应用于排出管的外部抽吸源，所述液体包括液体射流和通过从

手术部位到排出管的近端的射流从患者去除的组织。

尽管在这里描述和示出了本发明的几种实施方式，本领域的普通技术人员将容易预见用于执行功能和/或获得这里所述的结果或优点的各种其他手段和结构，并且每种这样的变化、修改和改进被认为在本发明的范围内。更具体而言，本领域的技术人员将容易理解这里所述的所有参数、尺寸、材料和结构意味着是示例性的，并且实际参数、尺寸、材料和结构将取决于本发明的教导所用于的特定应用。本领域的技术人员将认识到或者能够仅仅使用常规试验确定这里所述的本发明的特定实施方式的许多等同方式。所以，应当理解前述实施方式仅仅作为例子被提出，并且在所附权利要求书及按等同原则确定的范围内，本发明可以以不同于具体所述的另外方式被实施。本发明涉及这里所述的每种个体特征、系统、材料和/或方法。另外，两个或以上这样的特征、系统、材料和/或方法的任何组合被包括在本发明的范围内，只要这样的特征、系统、材料和/或方法不相互矛盾。如这里所限定和使用的定义应当被理解成控制字典定义，被引用作为参考的文献中的定义或用法，和/或定义术语的普通含义。

也应当理解的是，除非相反地清楚指出，在这里要求保护的包括一个以上步骤或动作的任何方法中，方法的步骤或动作的顺序不一定被限制到叙述所述方法的步骤或动作的顺序。

在权利要求中（以及在上面的说明书中），所有过渡短语或包含短语例如“包含”，“包括”，“携带”，“具有”，“含有”，“包括有”，“由...制造”，“由...形成”，“涉及”等，应当被理解成是开放式的，即，表示“包括但不限于”，所以，包含在其后列出的项及其等同项以及附加项。只有过渡短语或包含短语“由...组成”和“基本由...组成”应当分别被理解成封闭式或半封闭式短语。除非清楚指出相反情况，在这里的说明书和权利要求书中使用的不定冠词“一”应当被理解成表示“至少一个”。



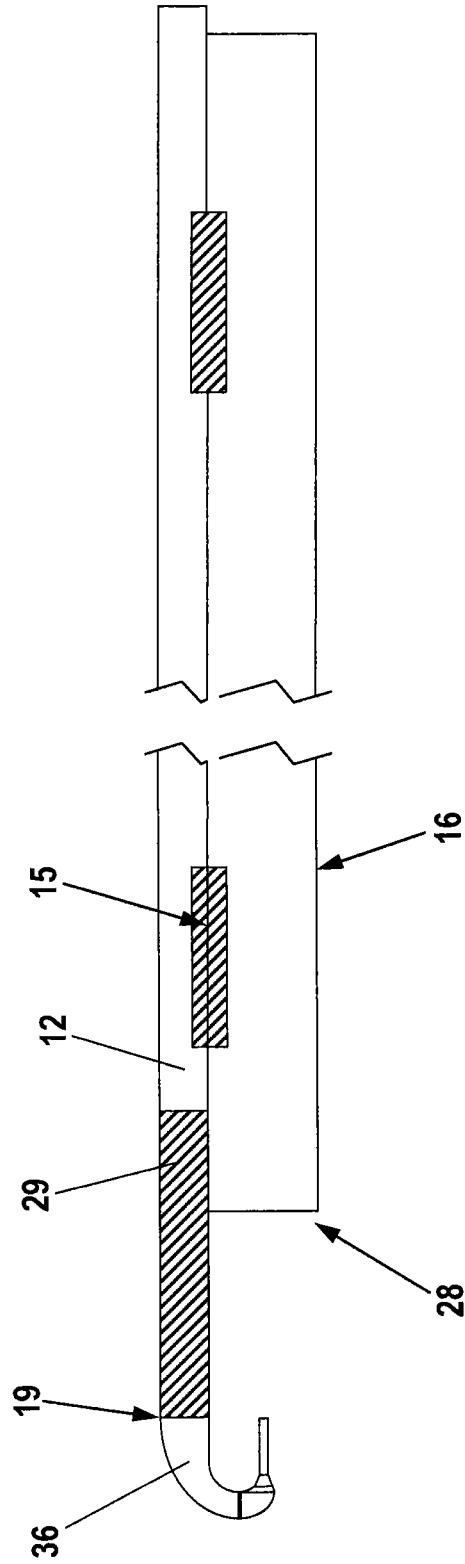


图2

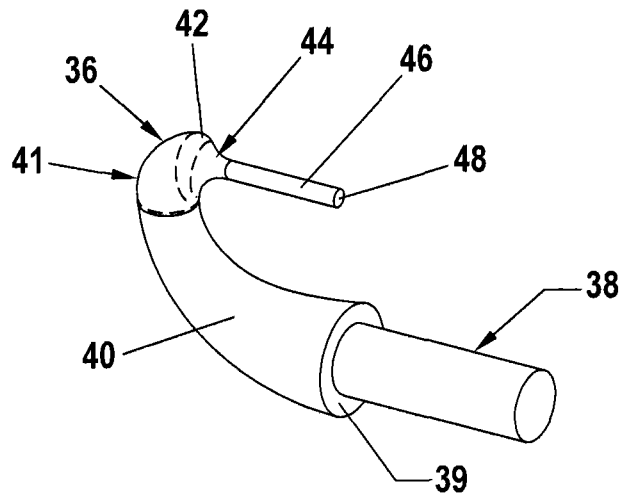


图 3a

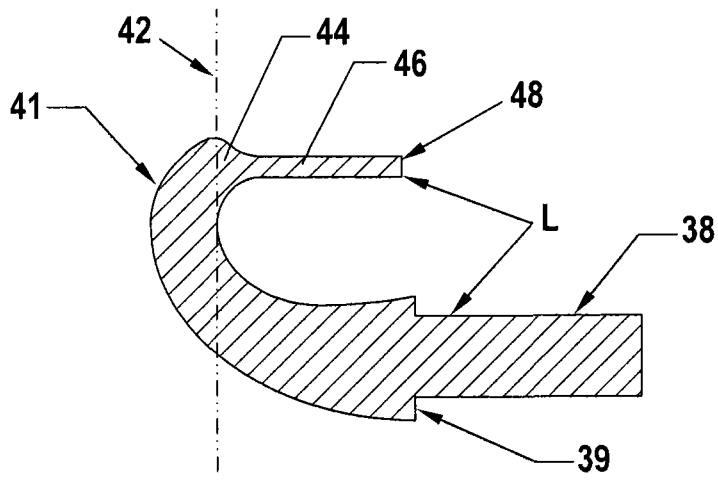


图 3b

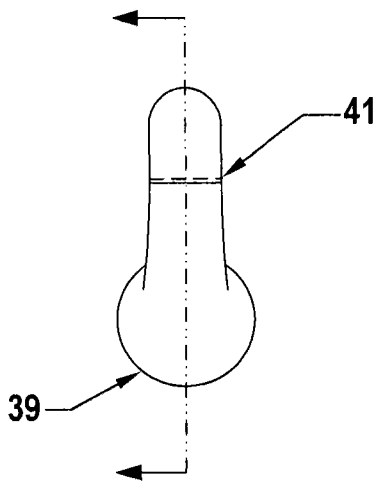


图 3c

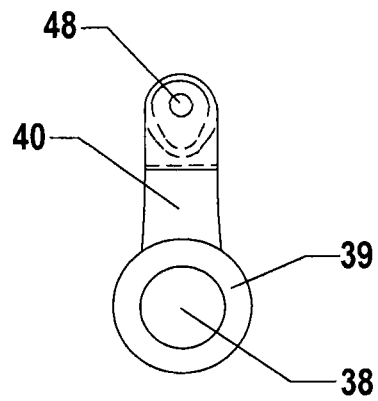


图 3d

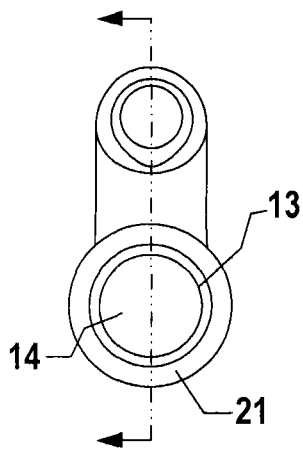


图 4a

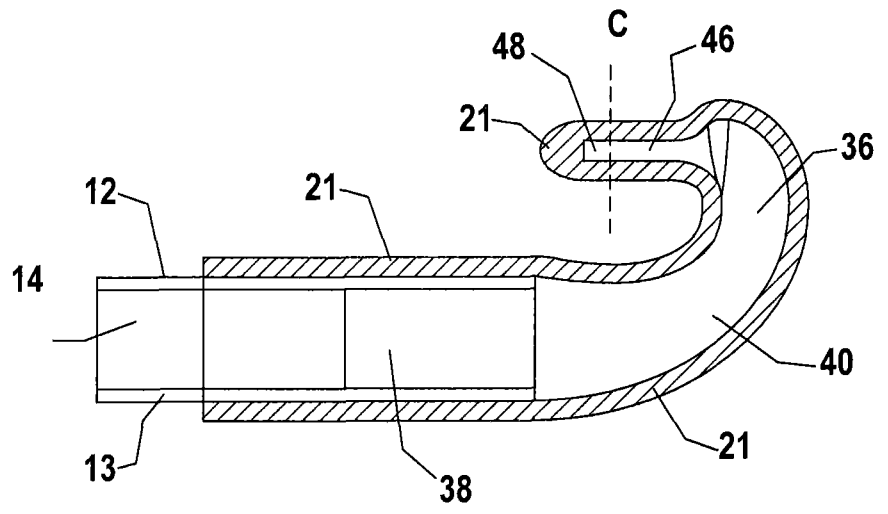


图 4b

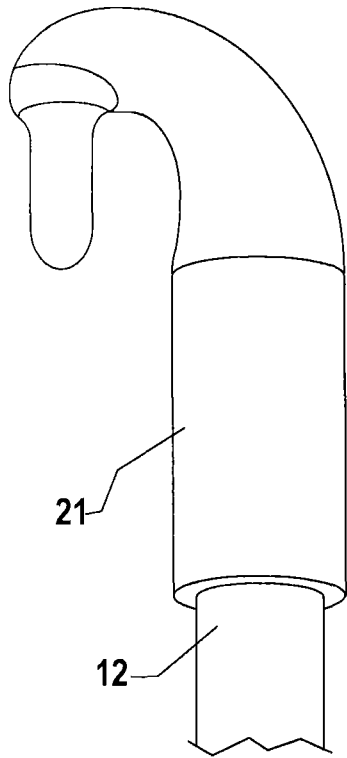


图 4c

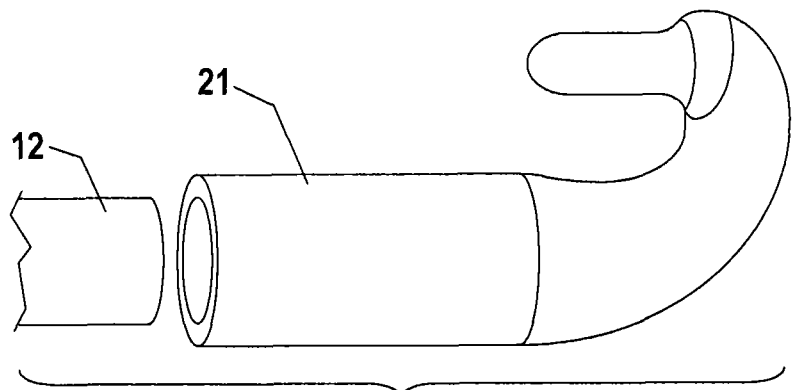


图 4d

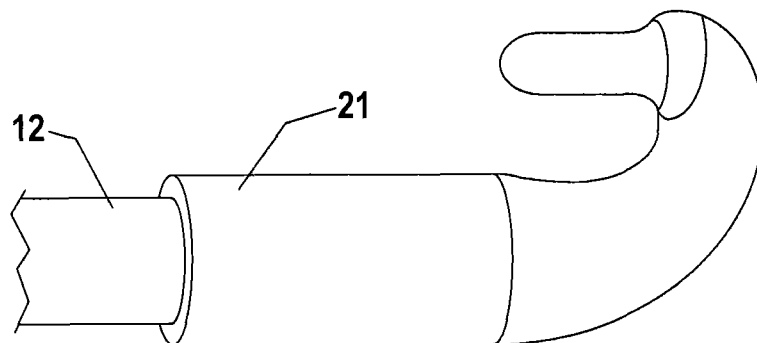
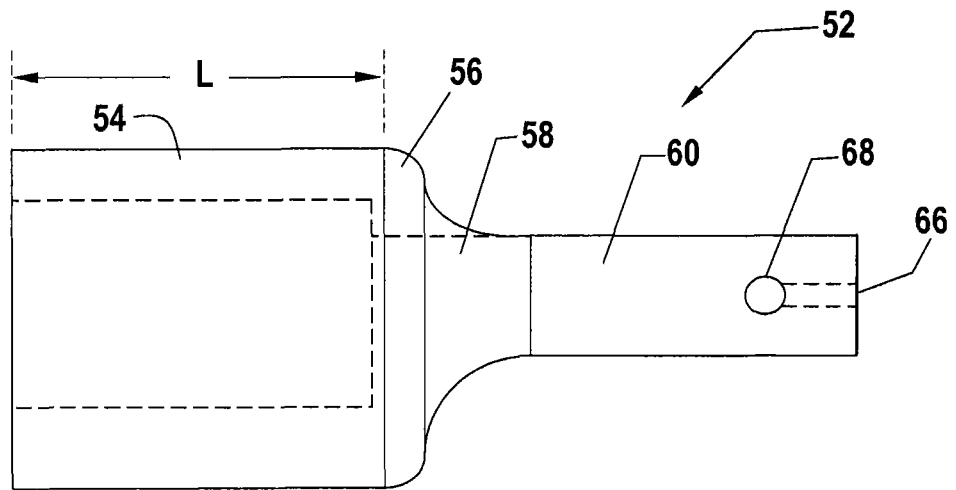
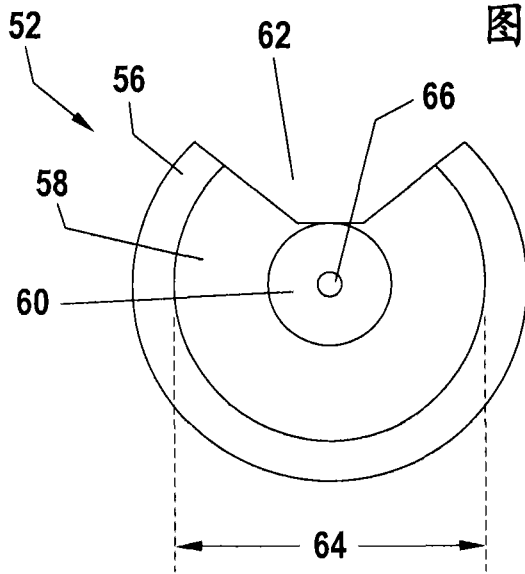
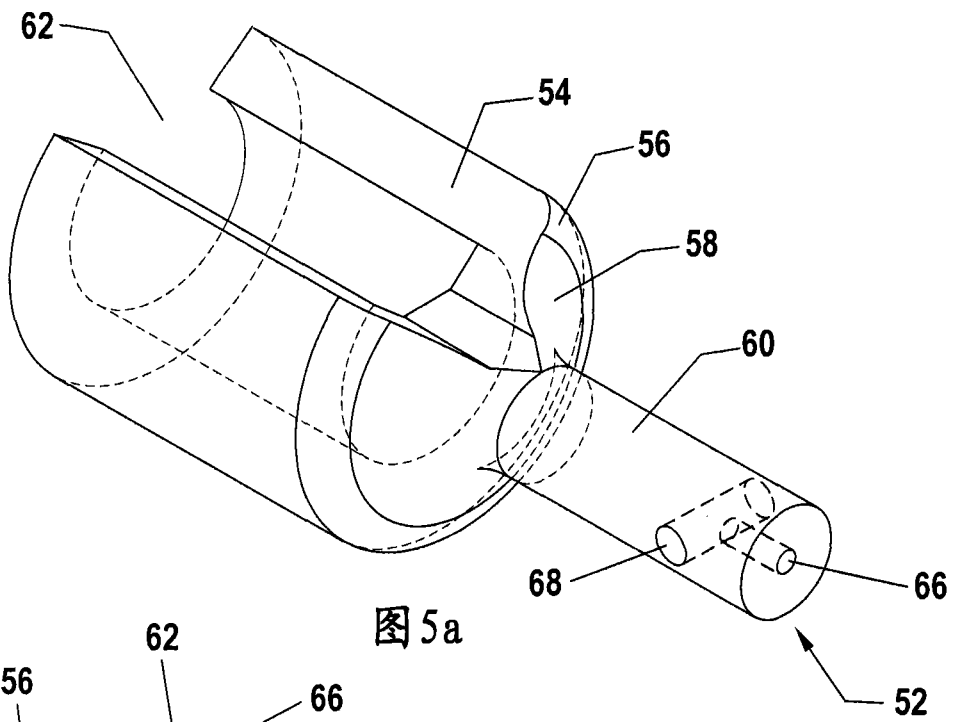


图 4e



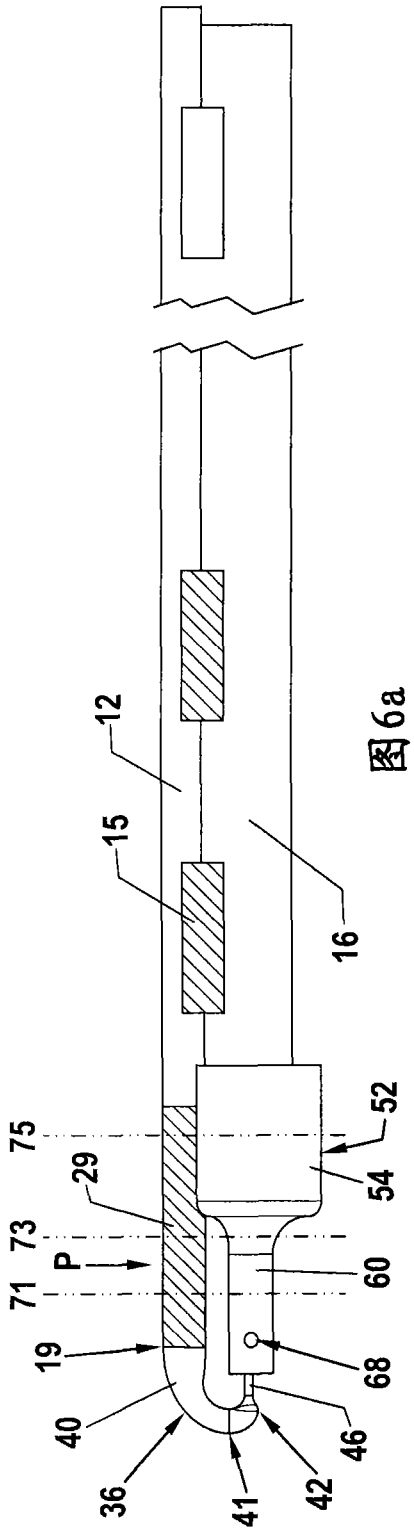


图 6a

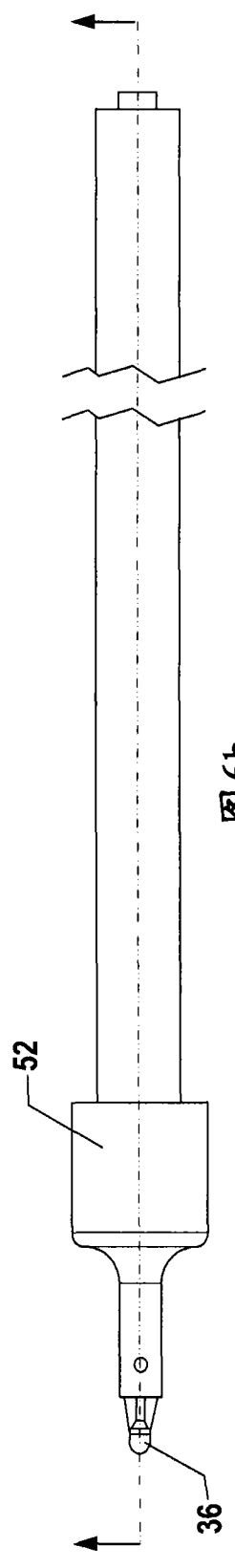


图 6b

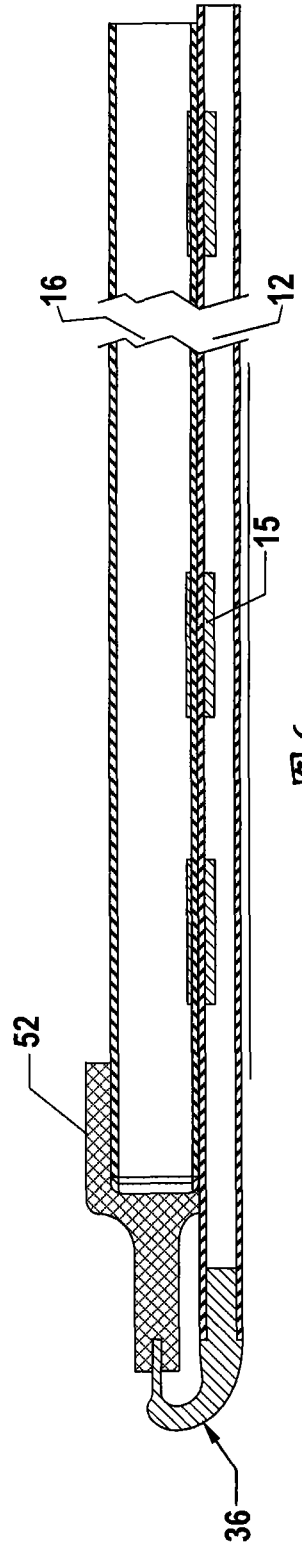


图 6c

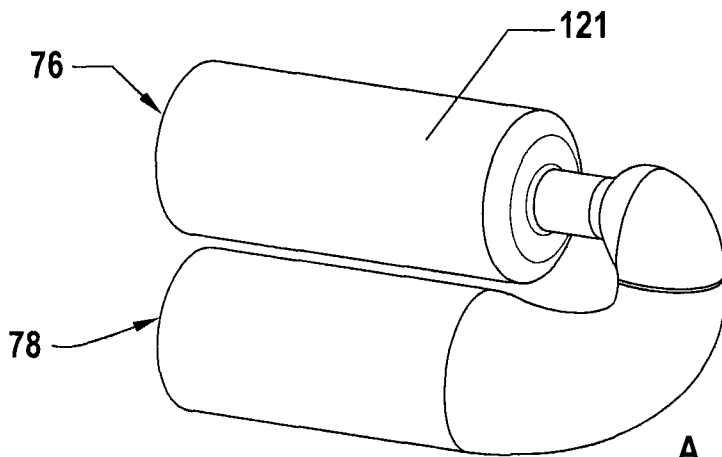


图7a

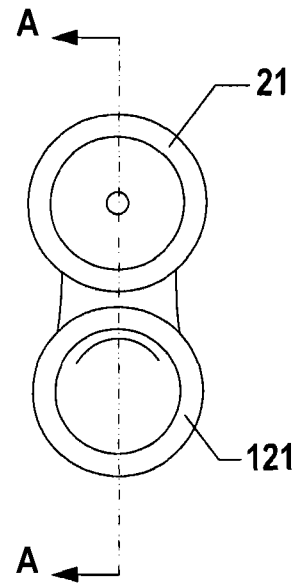


图7b

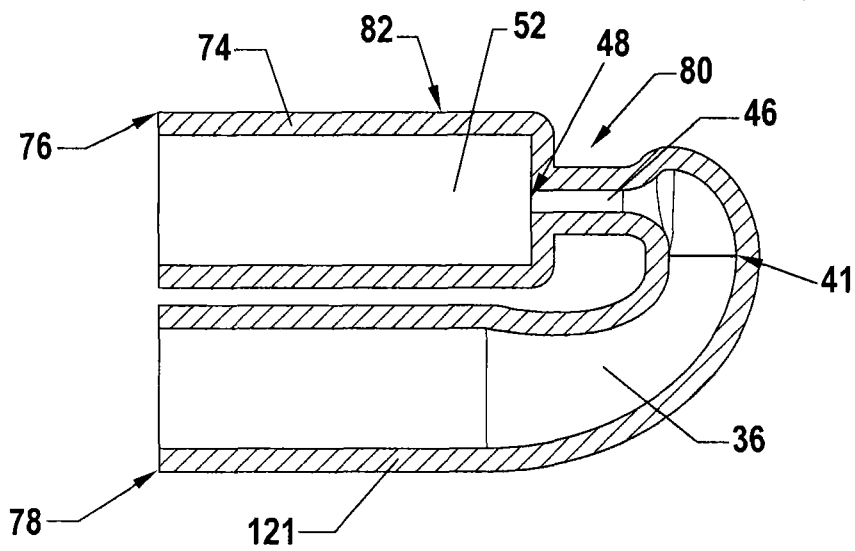


图7c

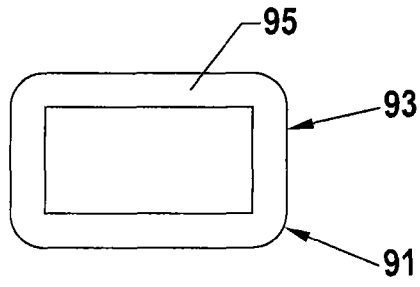


图 8a

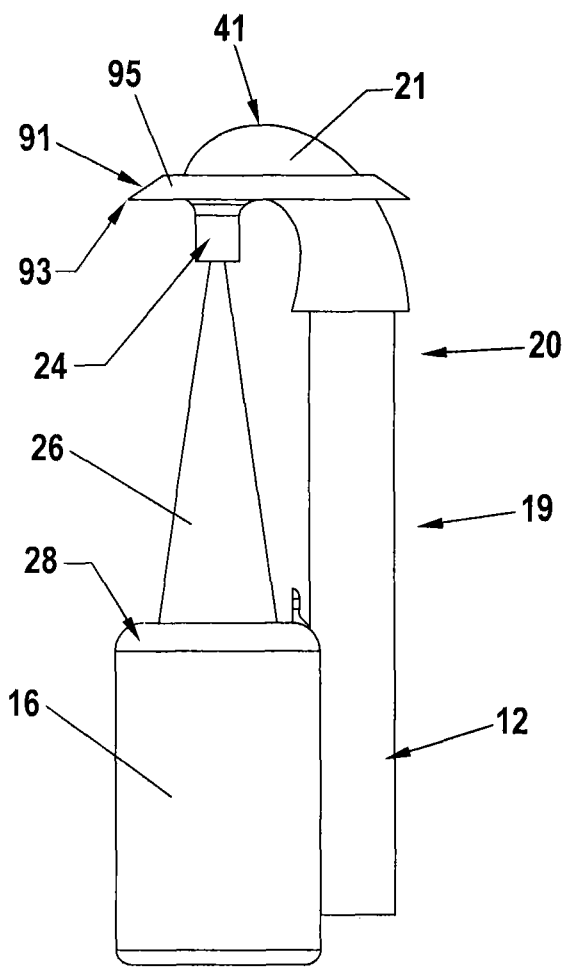


图 8b

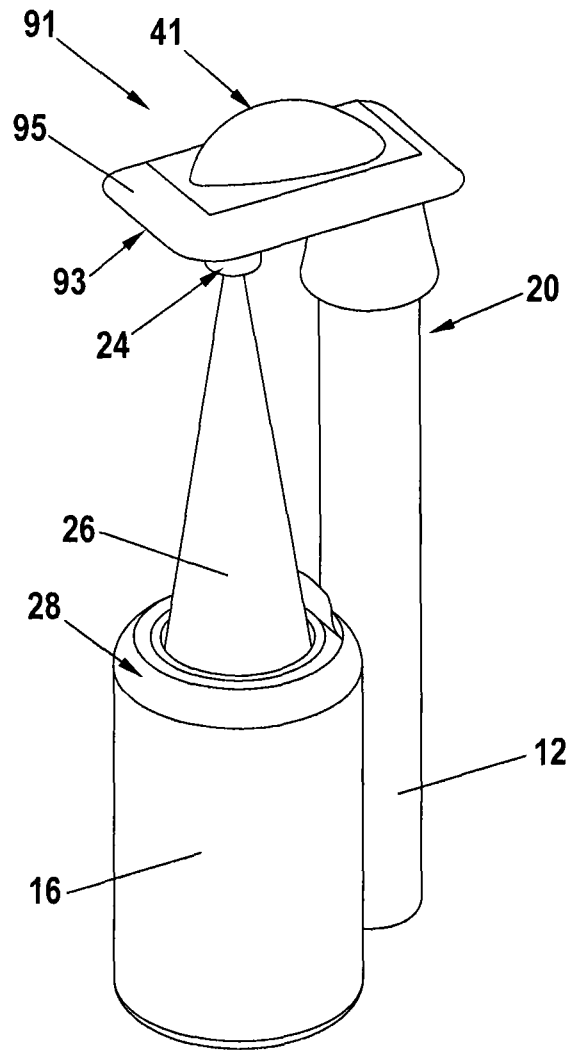


图 8c

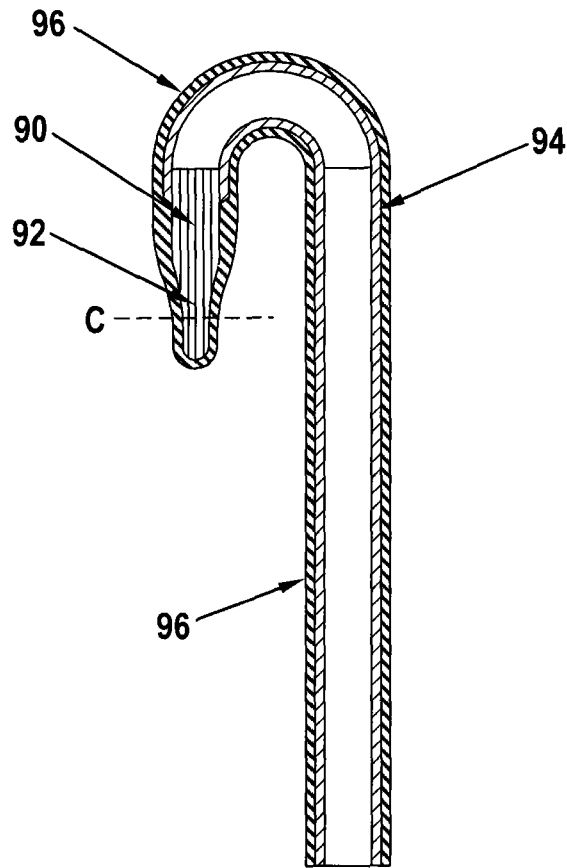


图9

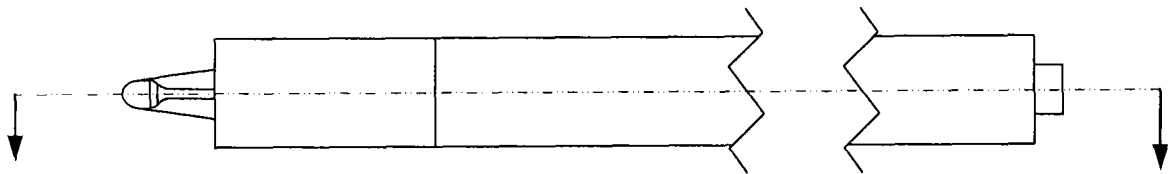


图10a

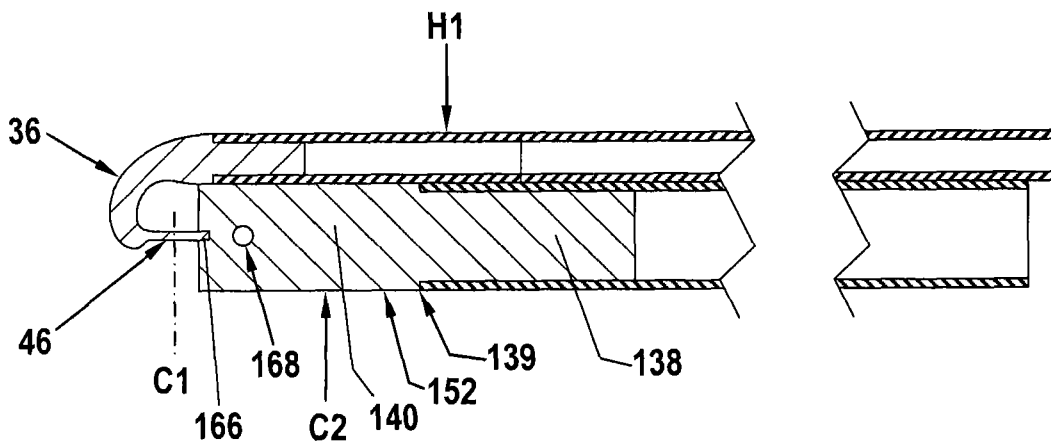


图10b

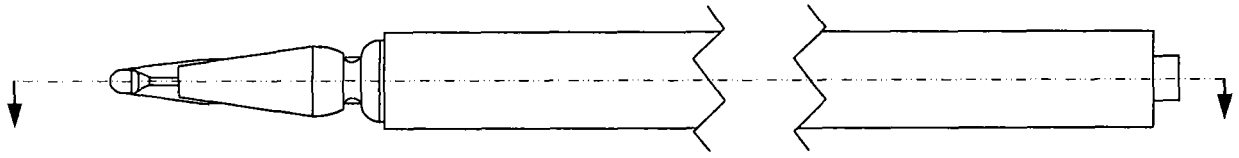


图11a

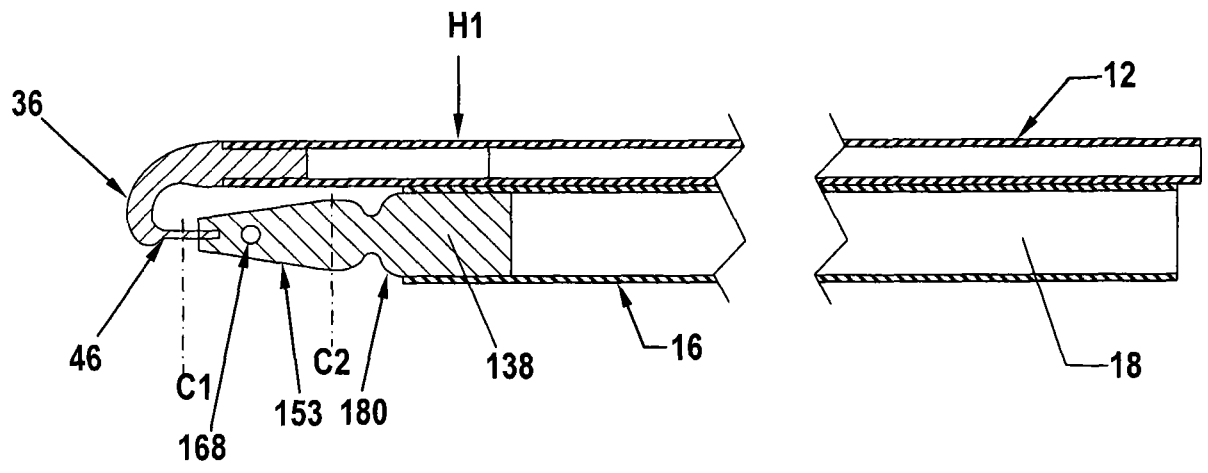


图11b

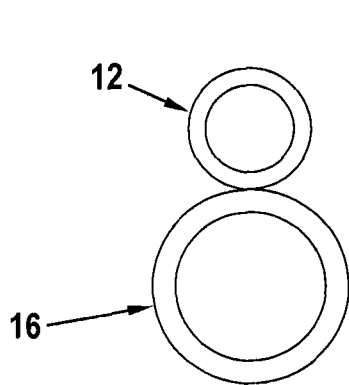


图12a

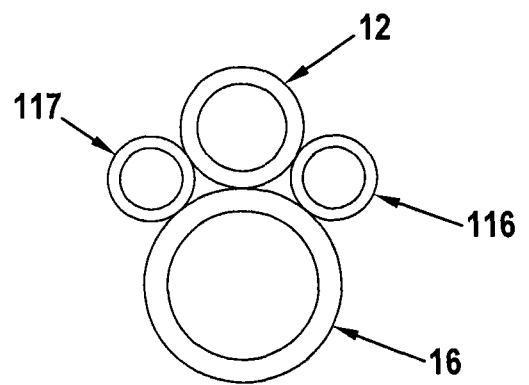


图12b