

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61M 35/00 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200480039871.9

[43] 公开日 2007年1月24日

[11] 公开号 CN 1901966A

[22] 申请日 2004.11.15

[21] 申请号 200480039871.9

[30] 优先权

[32] 2003.11.14 [33] US [31] 60/519,961

[86] 国际申请 PCT/US2004/038345 2004.11.15

[87] 国际公布 WO2005/048875 英 2005.6.2

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.4

[71] 申请人 因斯蒂尔医学技术有限公司

地址 美国康涅狄格

[72] 发明人 丹尼尔·派伊 J·V·钱

J·M·阿特伍德

[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  
代理人 蒋旭荣

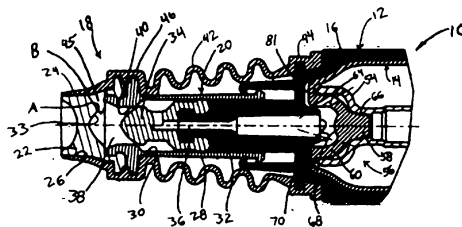
权利要求书6页 说明书22页 附图20页

### [54] 发明名称

输送装置及输送方法

### [57] 摘要

一种眼科输送装置，其包括：形成了流体储器的本体；以及与储器保持流体连通的泵。输送装置还包括喷嘴，其包括用于保持着一定剂量流体的剂量腔室、阀座、以及阀罩。阀罩围绕着阀座延伸，并在此间形成了一个接合界面，阀座包括一出口孔。界面与出口孔和剂量腔室实现流体连通，且阀罩上的至少一部分可在两位置之间移动：(i) 闭合位置，此位置上阀罩与阀座接合以将界面封闭，并在此间形成流体密封；以及(ii) 开启位置，此位置上，响应于以大于阀开启压力的压力流经出口孔的流体，阀罩的至少一部分与阀座分离，以允许压力流体从它们之间通过。阀座和阀罩的尺寸被设计成能将流体剂量以一定的速度经界面配送出去，其中的速度等于或小于约6m/s。



1. 一种眼科输送装置，包括：

限定流体储器的本体；

与储器保持流体连通的泵；以及

喷嘴，包括用于保持一定剂量流体的剂量腔室、阀座、以及阀罩，阀罩围绕着阀座延伸，并在其间形成了接合界面，阀座包括出口孔；

其中，界面与出口孔和剂量腔室流体连通，且阀罩上的至少一部分可在两位置之间移动：(i) 闭合位置，此位置上阀罩与阀座接合以将界面封闭，并在其间形成不透流体的密封；以及(ii) 至少一个开启位置，此位置上，响应于以大于阀开启压力的压力流经出口孔的流体，阀罩的至少一部分与阀座分离，以允许压力流体从它们之间通过；

其中，阀座和阀罩被构造成将流体剂量以一定的速度通过界面配送，该速度小于约 10m/s。

2. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其特征在于：泵还包括滑动件，滑动件限定一条通道，泵还包括活塞，活塞可滑动地容纳在通道内，其中，在通道内滑动件形成一个压缩区、在压缩区与储器之间形成的第一部分、以及第二部分，其中的第二部分相对于第一部分位于压缩区的相反一侧，其中，第一部分由第一横截面限定，而压缩区由小于第一横截面的第二横截面限定，活塞和滑动件中的至少一个可相对于另一个在两个位置之间移动：(i) 第一被驱动位置，在此位置上，活塞的尖端被容纳在滑动件的第一部分中，且压缩区与储器流体连通地联接，以便于从中接收流体；以及(ii) 停息位置，此位置上，活塞的尖端被容纳在滑动件的第二部分中。

3. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于还包括：弹簧，其被可驱动地连接到本体、活塞、以及滑动件中的至少一个上，其中，弹簧将本体、活塞、以及滑动件中的至少一个从负载位置驱动到停息位置，以对压缩区中的流体进行加压，依次经喷嘴配送流体剂

量。

4. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：阀座至少部分地限定了一个第三横截面，其大于压缩区的第二横截面。

5. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：活塞的尖端比滑动件的压缩区柔软，且压缩区与活塞尖端形成过盈配合，由此在其间形成不透流体的密封。

6. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：压缩区被布置在剂量腔室处。

7. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：尖端形成了一个环形的基部，其与滑动件的第一部分形成过盈配合，并在其间形成不透流体的密封。

8. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：活塞和滑动件中的至少一个相对于另一个从一个位置移动到各个位置，一个位置是：(i) 停息位置，在该位置上，活塞尖端位于滑动件的第二部分中；各个位置是：(ii) 第一被驱动位置，在该位置上，活塞尖端位于滑动件的第一部分中，且压缩区与储器流体连通联接，以便于从储器接收流体；以及 (iii) 第二被驱动位置，在该位置上，活塞尖端位于压缩区中，在活塞尖端与压缩区之间形成不透流体的密封，从而可将压缩区中的流体加压到一定压力，该压力大于阀开启压力，依次使得压力流体将阀张开，并经阀配送出去；以及 (iv) 停息位置，在此位置上，活塞尖端位于滑动件的第二部分中，且出口孔与储器流体连通地联接，以降低出口孔与压缩区之间的压力，以使阀关闭。

9. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：喷嘴形成了止动面，在停息位置时，该止动面与活塞尖端相接触，且当活塞尖端处于停息位置时，活塞尖端的表面与止动面相配合以在滑动件的第二部分内限定的容积基本上为零。

10. 根据权利要求 9 所述的眼科输送装置，其特征在于：止动面限定了第一形态结构，活塞尖端限定了第二形态结构，其与第一形态结构基本上相符。

11. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其特征在于还包括：柔性胆，其被容纳在本体中，在胆与本体之间，流体储器具有可变容积的储存腔室。

12. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其还包括：与剂量腔室流体连通的加注阀，加注阀包括与胆制成一体的柔性加注阀件，和可与柔性阀件相接合的加注阀座，其中，柔性加注阀件可移动进入闭合位置和开启位置，在闭合位置上，其与加注阀座相接合，从而在此间形成不透流体的密封，在开启位置上，其与加注阀座分离开，并形成用于流体从此间通过的加注阀开孔。

13. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其还包括：与剂量腔室流体连通的加注阀，加注阀包括可在闭合位置与开启位置之间移动的柔性加注阀件，和与柔性阀件相联并将柔性加注阀件偏置向闭合位置的弹簧。

14. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其特征在于：阀罩与阀座形成过盈配合以在其间形成不透流体的密封，且在从输送装置内部向外部的方向上，阀罩的壁厚逐渐减小。

15. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其还包括：致动器，其可驱动地与泵相连，以将泵从停息位置移动到第一被驱动位置。

16. 根据权利要求 15 所述的眼科输送装置，其特征在于：致动器包括触发器和杆臂，杆臂可驱动地连接在触发器与泵之间，用于响应于触发器的移动而将泵从停息位置移动到第一被驱动位置。

17. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其还包括：包围本体、泵、以及喷嘴的壳体，其中的壳体包括开孔，喷嘴被定位成将流体剂量经该开孔配送出去。

18. 根据权利要求 17 所述的眼科输送装置，其特征在于：壳体包括用于与眼睛附近的面部组织相接合的眼皮压器，该压器将眼皮压下以露出眼睛的穹隆部，测定的剂量被输送到穹隆部，其中，喷嘴的出口孔与眼皮压器对齐，用于将测定的剂量精确地输送到露出的穹隆处。

19. 根据权利要求 17 所述的眼科输送装置，其特征在于：壳体包

括与本体相连的支撑面，其用于与眼睛附近的面部组织相接合，并设定喷嘴前端与眼睛之间合适的输送距离。

20. 根据权利要求 17 所述的眼科输送装置，其特征在于：喷嘴被定位在壳体中，以使得流体剂量的输送距离在约 3cm 到约 10cm 的范围内。

21. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其特征在于：阀罩和阀座的尺寸被设计成将流体剂量以一定的速度经界面配送出去，其中的速度小于或等于约 6m/s。

22. 根据权利要求 21 所述的眼科输送装置，其特征在于：阀罩和阀座的尺寸被设计成将流体剂量以一定的速度经界面配送出去，其中的速度小于约 5m/s。

23. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其特征在于：剂量在撞击到使用者眼睛时的能量小于或等于约 40 微焦耳。

24. 根据权利要求 1 所述的眼科输送装置，其特征在于：阀座和阀罩相配合而将流体剂量以多个微滴的形式释放出去。

25. 根据权利要求 24 所述的眼科输送装置，其特征在于：每个微滴在从输送装置排出时的能量小于约 5 微焦耳。

26. 根据权利要求 2 所述的眼科输送装置，其特征在于：界面的直线表面面积大于压缩区的直线表面面积。

27. 一种眼科输送装置，包括：

第一装置，用于形成容积可变的腔室，以便于存储要被输送的物质；

第二装置，用于将测定剂量的物质从容积可变腔室中泵送出去；

与第二装置保持流体连通的第三装置，用于：(i) 形成闭合位置，以限定阻止物质流经的不透流体的密封；以及 (ii) 形成至少一个开启位置，以允许被第二装置泵送的测定剂量的物质流经此处；以及

第四装置，其用于对泵送出的流体剂量进行输送，使流体离开第三装置的速度小于约 10m/s。

28. 根据权利要求 27 所述的眼科输送装置，还包括：

用于驱动第二装置、以泵送测定剂量物质的第五装置；以及第六装置，用于与眼睛附近的面部组织相接合，以露出结膜穹隆的至少一部分，以便于向其输送测定剂量的物质。

29. 根据权利要求 28 所述的眼科输送装置，其特征在于：基本上在第五装置驱动第二装置的同时，第六装置与面部组织接合。

30. 根据权利要求 27 所述的眼科输送装置，其特征在于：第四装置对泵送出的流体剂量执行输送，使剂量离开第三装置的速度小于约 6m/s。

31. 根据权利要求 27 所述的眼科输送装置，其特征在于：第一装置是输送装置的本体，其中形成了容积可变的腔室。

32. 根据权利要求 31 所述的眼科输送装置，其特征在于：装置还包括如下之一：(i) 可滑动地容纳在本体内的活塞；以及 (ii) 柔性胆，其被安装在本体内，用于在此间形成容积可变的腔室。

33. 根据权利要求 27 所述的眼科输送装置，其特征在于：第二装置是可滑动地容纳在压缩腔室内的活塞。

34. 根据权利要求 27 所述的眼科输送装置，其特征在于：第三装置是单向阀，其包括沿轴向延伸的阀座，和遮盖阀座的环形柔性阀罩。

35. 根据权利要求 27 所述的眼科输送装置，其特征在于：第五装置由第四装置的阀罩和阀座形成，其构成得使泵送剂量以小于约 10m/s 的速度从第三装置排出。

36. 一种将物质输送到眼睛中的方法。该方法包括步骤：

将多个剂量的物质存储在容积可变的腔室中；

将测定剂量的物质从容积可变腔室中经单向阀泵送出去，其中的单向阀形成了一个闭合位置，从而形成了不透流体的密封，以阻止物质从此处通过，并形成了至少一个开启位置，其用于允许被第二装置泵送的测定剂量的物质经此处流过；以及

对从单向阀流出的泵送剂量的速度进行控制，使该速度小于约 10m/s。

37. 根据权利要求 36 所述的方法，其特征在于控制步骤包括：对

从单向阀流出的泵送剂量的速度进行控制，以使该速度小于约 6m/s。

38. 根据权利要求 36 所述的方法，其特征在于还包括：用组织接合元件与眼睛附近的面部组织相接合，以至少部分地露出结膜穹隆，并将物质输送到其上。

39. 根据权利要求 38 所述的方法，其特征在于还包括：与泵送测定剂量的步骤基本上同时，与面部组织接合，以露出结膜穹隆。

## 输送装置及输送方法

### 与相关申请的交叉引用

本专利申请要求享有于 2003 年 11 月 14 日提交的第 60/519,961 号美国临时专利申请的优先权，因此，该在先申请被明确地结合到本申请中，以作为本文公开内容的一部分。

### 技术领域

本发明涉及一种输送装置以及输送流体或其它物质的方法。

### 背景技术

现有技术中典型的眼科输送装置一例如滴眼器包括：一管瓶，其用于保持着要被配送到眼中的流体；以及一端帽和滴眼器组件。端帽包括一挤捏球泡，其用于将流体从管瓶抽吸到滴眼器的中空管内。这样，使用者必须要将滴眼器把持在眼睛的上方，并对球泡进行挤捏以将一滴流体释放到眼睛中。与这种现有眼科输送装置相关的一个缺点在于：许多使用者已经发现他们难于使用这样的装置。某些使用者难于将流体滴输送到眼中，而是将流体滴洒到了脸部的其它部位上。其他一些使用者则在测量剂量和/或操纵滴眼器方面存在困难。另一个缺点在于：难于使各个流体滴的容积相对于下一流体滴的容积保持足够精确的控制。再一个缺点在于：这种现有装置一般不能容纳多个剂次的非储放型药剂。

本发明人已经意识到了与现有眼科输送装置相关的这些问题和其它一些问题，并已经提供了一些改进的眼科输送装置，其能克服掉现有技术中遇到的很多问题。例如，本发明人已经设计了一种眼科输送装置，其包括：本体，其内部形成了一个容积可变的腔室，该腔室用于容纳蓄存的药剂；活塞型的泵，其与容积可变的腔室实现流体连通，以便于将测定的药物剂量从腔室中泵吸出；喷嘴，其包括与泵流路连通联接的单向阀，用于将泵吸出的定剂量药物从装置中配送出去；致

动器，其用于对泵进行驱动，利用通过用手指按压致动器就能完成对泵的驱动；以及眼睑压器，其用于在对泵进行驱动且将精确容积的药物自动输送到结膜穹隆（cul-de-sac）时将眼部穹隆敞露出。这种改进的眼科输送装置遇到的一个情况是：由泵输送出的测定剂量药物的速度可大于普通滴眼器对流体滴的输送速度，其中的普通滴眼器也就是指那种利用重力来将流体滴从滴眼器尖端输送到眼睛中的滴眼器。因而，在受到由这种机械驱动眼科输送装置所输送的药物剂量的冲击时，施加到眼睛上的能量可能大于普通重力配送药滴的能量。

因此，本发明的一个目的是克服上述的一个或多个缺陷和/或不足，并提供一种改进的眼科输送装置和输送方法，其能将测定的流体剂量输送到眼睛上，以使在该剂量冲击时施加到眼睛的能量小于由先前机械驱动型眼科输送装置施加的能量。

#### 发明内容

本发明示例性的实施方式包括一种眼科输送装置，其包括形成了流体储器的本体和与储器保持流体连通的泵。输送装置还包括喷嘴，其包括用于保持着一定剂量流体的剂量腔室、阀座、以及阀罩。阀罩围绕着阀座延伸，并在此间形成了一个接合界面，阀座包括一出口孔。界面与出口孔和剂量腔室实现流体连通，且阀罩上的至少一部分可在两位置之间移动：(i) 闭合位置，此位置上阀罩与阀座接合以将界面封闭，并在此间形成封住流体的密封；以及(ii) 开启位置，此位置上，响应于以大于阀开启压力的压力流经出口孔的流体，阀罩的至少一部分与阀座分离，以允许压力流体从它们之间通过。阀座和阀罩的尺寸被设计成能将流体剂量以一定的速度经界面配送出去，其中的速度等于或小于约 6m/s。

其它的示例性实施方式包括一种眼科输送装置，其包括：第一装置，其用于形成容积可变的腔室，以便于存储要被输送的物质；以及第二装置，其用于将测定剂量的物质从容积可变腔室中泵送出去。还设置了与第二装置保持流体连通的第三装置，其用于：(i) 形成一闭合位置，以构成封住流体的密封，用于防止物质从此处通过；以及(ii)

形成至少一个开启位置，以允许测定剂量的物质被第二装置泵送着而流经此处，还设置了第四装置，其用于对泵送出的剂量执行输送，使流体离开第三装置的速度小于约 10m/s。

本发明的示例性实施方式还包括用于将物质输送向眼睛的方法。该方法包括步骤：将多个剂次的物质存储在容积可变的腔室中；将测定剂量的物质从容积可变腔室中经单向阀泵送出去，其中的单向阀形成了一个闭合位置，从而形成了封住流体的密封，以阻止物质从此处通过，并形成了至少一个开启位置，其用于允许被第二装置泵送的测定剂量的物质经此处流过；以及对从单向阀流出的泵出剂量的速度进行控制，使速度小于约 10m/s。

其它的示例性实施方式包括一种眼科分配器，其包括：形成了流体储器的本体；以及与储器保持流体连通的泵，其包括一滑动件，其形成了一条在轴向上拉长的通道，并包括一活塞，其被可滑动地容纳在轴向拉长的通道内。在轴向拉长的通道内，滑动件形成了一个压缩区、在压缩区与储器之间形成的第一部分、以及第二部分，其中的第二部分相对于第一部分位于压缩区的相反一侧。第一部分是由一第一半径限定的，而压缩区则是由小于第一半径的第二半径限定的。活塞和滑动件中的至少之一可相对于另一者在两个位置之间移动：(i) 第一被驱动位置，此位置上，活塞的尖端被容纳在滑动件的第一部分中，且压缩区与储器实现流体连通，以便于从储器接收流体；以及 (ii) 停息位置，此位置上，活塞的尖端被容纳在滑动件的第二部分中。

分配器的喷嘴包括：环形的轴向延伸阀座；出口孔，其被联接成在阀座与压缩区之间实现流体连通；以及柔性的阀罩，其围绕着阀座延伸，并在此间形成环形的、轴向延伸界面。界面可被连接成与出口孔连通，且阀罩的至少一部分可在两位置之间移动：(i) 常闭位置，此位置上，阀罩与阀座接合而将界面封闭，并在此间形成封住流体的密封；以及 (ii) 开启位置，此位置上，响应于流经出口孔的流体的压力大于阀开启压力的事实，阀罩的至少一部分与阀座分离，以允许压力流体从它们之间通过。

一弹簧被可驱动地连接到活塞与滑动件的至少之一上。弹簧将活塞与滑动件的至少之一从负载位置驱动向停息位置，以对压缩区中的流体进行加压，该操作反过来会将测定剂量的流体经阀配送到使用者的眼睛中。阀座至少在部分上是由一第三半径限定的，该第三半径大于压缩区的第二半径，以使经喷嘴释放出的测定剂量以相对较低的速度进入到使用者的眼睛中。

#### 附图说明

图 1 中的剖视图表示了处于第一被驱动位置的输送装置，此时活塞的尖端被容纳在滑动件的第一部分中，且压缩区与储器实现流体连通，以从储器接收流体；

图 2 中的剖视图表示了图 1 所示的输送装置在处于第二被驱动位置时的情形，此时，活塞的尖端位于压缩区中，以便于对测定剂量的流体进行加压，并将该部分流体经喷嘴的尖端配送出去；

图 3 是图 1 所示输送装置的剖视图，表示了活塞尖端处于停息位置时的状态，此状态下，喷嘴的出口孔与流体储器流体连通，且阀处于常闭位置；

图 4 是图 1 所示输送装置的轴测图；

图 5 是图 1 所示输送装置中滑动件的剖视图；

图 6A 是一照片的复印件，该图表示了一种示例性的喷射型或卷流（羽流），其代表了在第一时刻点时被从输送装置喷嘴配送出的测定剂量流体的一部分；

图 6B 是一照片的复印件，该图表示了一种示例性的喷射流型或流体羽流，其代表了在第二时刻点时被从输送装置喷嘴配送出的、图 6A 所示的测定剂量流体中的第二部分，其中，第二时刻点在图 6A 的时刻点之后；

图 6C 是一照片的复印件，该图表示了一种示例性的喷射流型或流体羽流，其代表了在第三时刻点时被从输送装置喷嘴配送出的、图 6A 所示的测定剂量流体中的第三部分，其中，第三时刻点在图 6B 的时刻点之后；

图 7 中的剖视图表示了输送装置的另一实施方式，图中表示出该输送装置被安装到一壳体中，壳体包括眼罩、用于触动泵的触发器、以及眼睑压器，其中的压器用于与眼结膜穹隆附近的面部组织相接合，以基本上同时敞露出穹隆，并将测定剂量的药物或其它物质从输送装置输送到穹隆中；

图 8 中的剖开轴测图表示了输送装置以及图 7 所示的壳体；

图 9 是图 7 所示壳体的侧视轴测图；

图 10 是图 7 所示壳体的上视轴测图；

图 11 是另一种输送装置的剖视图；

图 12 是图 11 所示输送装置的剖开轴测图；

图 13A 到图 13C 的剖视图表示了另一种输送装置，其包括一类注射器的柱塞，而不是具有一个柔性的内部胆，该柱塞形成了容积可变的存储腔室，这些视图表示了处于不同位置的柱塞；

图 14A 到 14C 是图 15A 到 15C 所示输送装置的剖视图，表示了该输送装置的动作循环；

图 15 中的上视轴测图表示了壳体的另一种实施方式，其用于保持输送装置的示意性实施方式，该壳体包括眼罩、用于触动泵的触发器、以及眼睑压器，其中的压器用于与眼结膜穹隆附近的面部组织相接合，以基本上同时敞露出穹隆，并将测定剂量的药物或其它物质从输送装置输送到穹隆中；

图 16 是图 15 所示壳体的侧视图；

图 17 是输送装置另一实施方式的剖视图；

图 18 是图 17 所示输送装置的轴测图；

图 19 是图 17 的输送装置处于壳体的另一种实施方式中的剖视图；

图 20 是图 19 所示壳体的轴测图。

具体实施方式

参见图 1-5，输送装置或分配器的示例性实施方式在图中总体上被用标号 10 指代。输送装置 10 包括一刚性的管瓶或本体 12、安装在刚性管瓶 12 中的一柔性胆 14；以及储存腔室或储器 16，该储器是在

管瓶与胆之间形成的，用于在其中容纳流体或其它物质—例如药物。输送装置 10 还包括一配送喷嘴 18 和泵 20，泵 20 被联接成在配送喷嘴 18 与存储腔室 16 之间实现流体连通，用于将测定剂量的流体或其它物质从存储腔室 16 经配送喷嘴泵送出去。

配送喷嘴 18 包括一刚性较大的阀座 22 和柔性的粘弹性阀罩 24，阀罩被安装在阀座上，并在其间形成了轴向拉长的、环形的接合缝或界面 26。如下文进一步描述的那样，泵 20 以足够的压力推动测定剂量的流体或其它物质，以将阀开启（即达到“阀开启压力”），并迫使流体流经阀的界面 26 而从输送装置中排出。优选地，阀罩 24 与阀座 22 形成了过盈配合，从而在常态的闭合状态下，形成了封住流体的密封，这反过来将流体或其它物质以无菌而隔绝的状态保存在输送装置中。另外，如图 1 象征地表示出的那样，阀罩 24 的截面形状基本上为锥形，该锥形截面形状在轴向上从阀的内部向外部移动。在从阀内部向阀外部沿轴向移动的过程中，这样的构造能使张开阀各个环形部分所需的能量逐渐减小。结果就是，在使测定剂量的流体在轴向上移动以进行配送时，一旦阀的基部被开启，压力就足以使得阀罩 24 的各个轴向节段逐渐张开，然后在流体经过其之后再闭合回去。另外，在对测定的剂量进行配送的过程中，优选地，阀罩 24 的一个大体为环形的节段基本上始终与阀座 22 接合着，以保持着穿过泵 20 的不透流体的密封，由此来防止微生物、细菌或其它不希望的物质经阀进入到存储腔室中。

泵 20 包括一刚性的滑动件 28，其内部形成了一个轴向纵长的孔腔 30。活塞 32 可滑动地容纳在该孔腔 30 中，且其自由端上具有一活塞尖端 34。活塞 32 以及尖端 34 中形成了一条贯通的流体导管 36。在活塞尖端 34 与一止动面 33 之间形成了一个剂量腔室 38，其中的止动面 33 形成于阀座 22 的轴向内侧表面上。流体导管 36 被联接成在剂量腔室 38 与存储腔室 16 之间实现流体连通，用于在触发泵时将流体从存储腔室配送到剂量腔室中。

从图 1 和图 5 可最为清楚地看出，滑动件 28 形成了一个横截面缩

小的部分 40, 其与活塞的尖端 34 相配合而限定了剂量腔室 38 的容积, 进而限定了输送装置的剂量容积。横截面缩小部分 40 的轴向长度形成了一个压缩区 39, 在该压缩区内, 流体或其它物质受到活塞 32 的压缩, 这反过来迫使其流经配送喷嘴 18。因而, 在其轴向纵长通道内, 滑动件 28 形成了如下的部分: 压缩区 39, 其被形成于横截面缩小的部分 40 中; 第一部分 41, 其被形成于压缩区 39 与储器 16 之间; 以及第二部分 43, 其相对于第一部分 41 位于压缩区 39 的相反一侧。第一部分 41 是由第一半径“R1”限定的, 压缩区 39 是由小于第一半径 R1 的第二半径“R2”限定的。

参见图 1-3, 活塞 32 可相对于滑动件 28 在两位置之间移动 (或者如果希望的话, 可以相反: 滑动件相对于活塞移动), 两位置是: (i) 第一被驱动位置 (如图 1 中典型地表示的那样), 在此位置上, 活塞 32 尖端 34 的密封面被收纳在滑动件的第一部分 41 中, 压缩区 39 与用于容纳流体的储器 16 实现流体连通; 以及 (ii) 图 3 所示的停息位置, 在该位置上, 活塞 32 的尖端 34 被收纳在滑动件的第二部分 43 中。在第一被驱动位置 (见图 1) 和停息位置 (见图 3) 之间, 还存在一个第二被驱动位置或密封位置 (见图 2), 在该位置上, 尖端 34 与横截面缩小部分 40 相接触, 从而将剂量腔室 38 密封。

在第一被驱动位置 (见图 1) 上以及在活塞 32 的下行行程上 (即在从储器向喷嘴的方向上), 压缩区 39 与流体导管 36 和储器 16 流体连通, 因而既允许流体在活塞的前部向前流动, 也允许流体流过活塞尖端 34 的侧部向后流动。然后, 当活塞尖端 34 的密封面移动到图 2 所示的第二被驱动位置、并与缩小部分 40 滑动接合时, 在它们之间就形成了不透流体的密封, 从而将精确体积的流体封闭在压缩区 39 中, 并迫使这部分体积精确的流体经阀排出。因而, 活塞 32 相对于滑动件 28 (或相反的情况—如果希望的话) 从一个位置移动到各个位置, 这些位置依次是: (i) 停息位置, 如图 3 所示, 在该位置上, 活塞尖端 34 位于滑动件的第二部分 43 中; (ii) 第一被驱动位置, 在该位置上, 活塞尖端 34 位于滑动件的第一部分 41 中, 且压缩区 39 与储器 16 流

体连通，以便于从储器 16 接收流体（图 1 中表示了一种示例性的第一被驱动位置）；以及（iii）图 2 所示的第二被驱动位置，在该位置上，活塞尖端 34 的环周密封面位于压缩区 39 中，在活塞尖端与压缩区之间形成了流体密封，从而可将压缩区中的流体加压到一定压力，该压力大于阀开启压力，这反过来就使得压力流体将阀张开，并经阀配送出去；以及（iv）图 3 所示的停息位置，在此位置上，活塞尖端 34 位于滑动件的第二部分 43 中，且出口孔 45 与储器流体连通，以降低出口孔 45 与压缩区 39 之间的压力，以使阀关闭。

阀座 22 形成了出口孔 45，该出口孔在剂量腔室 38 与界面 26 之间延伸，以允许流体经该出口孔排出到阀外。如下文进一步描述的那样，本发明图示的实施方式包括单个成角度延伸的出口孔 45，其用于将测定的剂量输送到结膜穹隆中。优选地是，阀的尖端 34 是用弹性体材料或粘弹性材料制成的，这种材料相比于滑动件 28 及其缩小部分 40 较为柔软。例如，阀的尖端 34 可用聚合物材料制成，该聚合物材料例如是商品名为 Kraton™ 的材料、硫化橡胶、或其它聚合物材料。如相关领域普通技术人员基于本文的教导所能认识到的那样：这些材料仅是举例性的，也可以使用其它各种目前存在的材料或以后发现的、同样能实现阀尖端功能的材料。

在阀罩 24 上一体地制有弹簧部分或波纹管 42，其在阀罩的基部与管瓶 12 之间延伸。如图所示，活塞 32 被与管瓶 12 制为一体，并从管瓶沿轴向延伸出。在第一环状凸缘 44 处，弹簧 42 的一端被固定到管瓶 12 上，而另一端则被固定到从阀座 22 基部向外延伸的第二环状凸缘 46 上。通过将活塞 32 和滑动件 30 中的至少一个相对于另一个移动，可驱动泵 20，使得活塞尖端 34 在滑动件内沿轴向移动，以对剂量腔室 38 进行加载，这反过来能将测定剂量的流体或其它物质从剂量腔室经阀配送出去。

如相关领域普通技术人员基于本文的教导所能认识到的那样：输送装置 10 许多方面的结构—包括管瓶、柔性胆、泵、以及喷嘴方面的结构可与如下专利申请中公开的结构相同：该申请是与本发明同属待

审结申请的第 10/001,745 号美国专利申请，其提交日为 2001 年 10 月 23 日，发明名称为“具有刚性管瓶和柔性内部胆的流体分配器”，该申请也被转让给本发明的受让人，并被结合到文中作为本发明公开内容的一部分。此外，输送装置 10 可被安装到任何形式的筒壳和/或壳体中，在如下的专利文件中公开了这样的筒壳和/或壳体：于 2002 年 10 月 21 日提交的第 60/420,334 号美国专利申请，其名称为“分配器”；和/或于 2003 年 1 月 28 日提交的第 60/443,524 号、名称为“分配器”的美国专利申请；以及于 2003 年 10 月 21 日提交的第 10/691,270 号、名称为“眼科分配器以及相关方法”的美国专利申请，所有这些申请都被转让给本发明的受让人，且被结合到文中作为本发明公开内容的一部分。

此外，本专利申请还与如下的专利申请有关：与本申请共同待审结的、于 2003 年 10 月 21 日提交的第 10/691,270 号美国专利申请，其名称为“眼科分配器及相关方法”；于 2004 年 1 月 27 日提交的第 60/539,603 号、名称为“具有可变容积存储腔室的分配器”的美国专利申请；于 2004 年 5 月 12 日提交的第 10/843,902 号、名称为“分配器以及用于加注分配器的设备和方法”的美国专利申请；以及于 2004 年 7 月 16 日提交的第 10/893,686 号、名称为“带有单向阀的、用于存储和配送测定量物质的活塞型分配器”的美国专利申请，所有这些申请都被结合到文中作为本发明公开内容的一部分。

输送装置 10 还包括一端帽 47，其包括：一安装凸缘 48，其被接纳在管瓶 12 的开口端中，并固定到此处；一加注管 50，其从凸缘 48 沿轴向向内延伸，并在其中形成了一流体导管 52；以及基本为圆顶形的阀座 54，其被制在加注管的另一端，并与胆 14 的基部相接合。柔性胆 14 形成了一个环形的密封凸缘 51，其被挤压在端帽 47 的凸缘 48 与管瓶 12 之间，以在此间形成封住流体的密封。端帽 47 的凸缘 48 上形成了一些在轴向分开的环周突出部 53，它们嵌入到管瓶上对应的环形凹陷 55 中，从而将端帽固定到管瓶上，并将胆的密封凸缘 51 夹置在它们之间。

胆 14 和圆顶状的阀座 54 相互配合而形成了第二阀或加注阀 56。加注阀 56 包括：阀件 58，其与胆 14 制成一体；以及一基本为圆顶形的弹簧部分 60，其也与胆 14 制成一体，并在阀件 58 与胆的基部 62 之间延伸。至少制有一个洞穿圆顶形阀弹簧 60 的阀孔 64，以便于在加注阀处于开启状态时允许流体和/或其它物质经该阀孔流过。柔性阀件 58 形成了一个第一密封面 66，在常态闭合状态下，该密封面与阀座 54 密封地接合着，从而在此间形成流体密封。在常态下，弹簧 60 将阀件 58 沿轴向向外推顶（图中为从左向右），以使得第一密封面 66 与阀座密封地接合，从而在它们之间形成流体密封。弹簧 60 允许柔性阀件 58 在轴向上向内侧移动（图中为从右向左），这反过来将开启加注阀，并允许流体或其它物质经该阀通过。阀件 58 的内侧形成了一个第二密封面 68，且在通向流体导管 36 的入口处，管瓶 12 形成了一个对应的环形阀座 70。在加注阀 56 的开启位置上，第二密封表面 68 可移动到与阀座 70 相接合的位置，从而在它们之间形成了流体密封，这反过来阻止了流体流入到活塞的流体导管 36 中。

优选地是，胆 14（包括一体的阀件 58）是由相比于管瓶 12 和阀座 54 较为柔软的弹性材料或粘弹性材料制成的。例如，胆 14 可用聚合物材料制成，该聚合物材料例如是商品名为 **Kraton™** 的材料、硫化橡胶、或其它聚合物材料。但是，如相关领域普通技术人员基于本文的教导所能认识到的那样：这些材料仅是举例性的，也可以使用其它各种目前存在的材料或以后发现的、同样能实现胆和/或阀件功能材料。在上文介绍的共同待审结的专利申请中详细地介绍了加注阀、加注组件、以及加注方法。

如图 1 所示，当输送装置排空时，胆 14 完全膨胀开，从而与管瓶 12 的内表面相接合，由此使得可变容积存储腔室 16 的容积基本上变为零。如上文提到的共同待审结专利申请中介绍的那样，优选地是，胆 14 被制成这样：自然状态下，其趋于向外挠曲，并在存储腔室 16 中的流体或其它物质上形成正压梯度。另外，在此位置上，加注阀 56 的阀件 58 处于常闭状态，以将输送装置的内部保持为隔绝的密封状

况。在此状态下，在进行加注之前，可对排空的输送装置进行消毒杀菌—例如通过施加伽马射线、电子束、或其它类型的辐射来进行杀菌。然后，将密封的、排空的、并杀菌后的输送装置 10 运送到无菌加注机或其它加注工作台中，这样就消除了使输送装置的无菌内部受到污染的风险，下文将对此作进一步的描述。

为了利用来自于流体源（图中未示出）的流体或其它物质对输送装置 10 进行加注，将一加注构件（图中未示出）的顶端沿轴向向内移动而抵靠到加注阀 56 的阀件 58 上，以将加注阀开启。优选地，阀件 58 在轴向上向内移动，直到使阀件的第二密封面 68 与对应的阀座 70 密封接合以在其间形成流体密封为止。然后，流体被从流体源经加注构件和开启的加注阀 56 引入到存储腔室 16 中。胆 14 的基部 62 形成了一条或多条沟槽 81 或类似的流体通道，这些沟槽或通道被制在胆 14 的基部与管瓶 12 之间，并在加注阀的进口孔 64 与存储腔室 16 之间延伸而流体连通。在完全开启的状态下，第二密封面 68 和对应的阀座 70 阻止流体流入到活塞中，因而防止这些流体在加注过程中流入到阀 18 中。流体被加注到存储腔室 16 中，胆 14 塌陷，可变容积的腔室 16 对应于膨胀状态。在加注后的位置，胆 14 塌向加注管 50 或与加注管相接触。一旦存储腔室被加注之后，就将加注构件移出到加注管 50 之外，加注阀 56 的弹簧 60 将封闭阀件 58，以将输送装置存储腔室 16 内的流体或其它物质隔绝地密封起来。在抽拔出加注构件并封闭了加注阀 56 之后，存储腔室 16 中的流体或其它物质将被抽吸到活塞导管 36 先前已被排空的空间中。结果，在从装置中配送第一剂量流体或其它物质之前，至多只需要对泵 20 作最小限度的预动作。

大体而言，密封的、排空的、无菌的输送装置 10 被送入到上述共同待审结专利申请中所公开的那种类型的加注机中。作为备选方案，如果希望的话，可在加注机中对密封而排空的输送装置执行消毒杀菌处理，例如可以在无菌灌装机的第一级中向其施加伽马射线和/或电子束辐射。在加注机中，首先将输送装置在真空工作台中抽空。然后，在加注工作台中对密封而排空的输送装置进行加注（优选地是，真空

工作台和加注工作台都包括用于维持上述无菌洁净条件的层流)。如果认定是必需的或希望的,则就采用电子束或其它辐射源来对阀件 58 的裸露表面执行消毒杀菌,以进一步确保该表面在与排空构件/加注构件相接合之前处于无菌状态。例如,排空工作台和/或加注工作台可被布置在电子束的腔室内,这样的处理类似于如下的方式:针头加注工作台被置于电子束腔室内,于 2003 年 6 月 19 日提交的第 10/600,525 号美国专利申请中公开了这样的处理方式,该申请与本申请同属待审结申请,其名称为“具有位于电子束腔室中的针头加注工作台的无菌加注机”,该申请也被转让给本发明的受让人,并在此被明白地结合到文中作为公开内容的一部分。作为备选方案,在装置通过排空和/或加注工作台之前,也可使用激光或其它辐射源扫描阀件 58 的裸露表面,或者使裸露表面以其它方式受到辐射,以进一步确保这些表面的无菌状况。已加注的、经杀菌处理的、密闭的输送装置被从无菌加注机中送出,并准备使用。

可以看出,本发明的该例示实施方式实现了如下的特点:

1. 阀座 26 的直径较大(与压缩区 40 的直径相比),以便于降低阀开启压力(与此相伴随,可加大阀上出流孔 45 的横截面积)。

2. 当活塞尖端 34 被从第一被驱动位置驱动到第二被驱动位置(即进入到压缩区 40 的环周密封位置)时,体积较大的流体被活塞快速地排出。如果阀开启压力太低,就存在这样的风险:在活塞尖端与压缩区之间形成环周密封之前,阀将开启。如果出现该情形,该剂量体积不会得到精确地控制。为了确保这样的情况不会出现,在图示的实施方式中,在活塞尖端前向方向(即从活塞尖端向出口孔 45 的方向)上的压头损失大于活塞尖端后向方向(即从活塞尖端向存储腔室 16 的方向)上的压头损失。在图示的实施方式中,出口孔 45 入口点“A”处的直径或横截面积被制得足够小,以实现必要的压头损失差,从而确保前向压头损失大于后向压头损失。

3. 阀的出口孔 45 被定向在一个斜角上,以便于降低通过出口孔 45 的压头损失,由此降低了将测定剂量经阀配送出去所需的压力(即

实现低的阀开启压力)。此外，出口孔 45 入口点“A”处的直径或横截面积小于出口孔 45 出口点“B”处的直径或横截面积，以便于降低流体从点 A 流向点 B 的速度，这反过来降低了流体滴的速度（相比于现有技术中的配送装置而言）。

4. 此外，在出口孔的点 B 处，喷嘴的横截面积相对于压缩区 40 的横截面积达到了最大化，以便于减小压缩区与大气压之间的压力梯度，因而，按照能量守恒原理，相比于现有的配送装置，流体滴的速度得以降低。换言之，流体滴的速度大体上和一个比值成比例，该比值为压缩区 40 横截面积与出口孔位置点 B 处阀座横截面积的比值。总而言之，输送装置使得剂量的速度类似于活塞的速度，甚至更低，且可通过控制一个或多个弹簧的作用力来精确地控制活塞的速度，其中的弹簧用于驱动活塞、或驱动活塞与压缩区之间的相对运动。

5. 特别是，可对各个流体滴进行控制，以输送一定的体积，该体积在约 15 微升到 25 微升的范围内，更优选地是，体积在约 17 - 22 微升的范围内，且输送的每个流体滴剂量都在规定或指定体积加或减约 5% 的范围内。流体滴的该体积量允许将最大量的流体输送到眼睛上，而不会从眼睛的穹隆处溢出。流体滴的该体积量还能使得流体的输送在流体滴被施用到眼睛上之后，视觉辨别敏度不会丧失。

6. 通过控制剂次的定量，本发明装置能以有效的方式来治疗干眼病。具体来讲，通过采用该装置，可将在约 15 到 25 微升之间的剂量施用到眼穹隆处。这样，每天四次施用该剂量，该剂量就大体上等于正常人产生的眼泪量。因而，由于剂量受控，实现了可将最大量的流体输送给眼睛、且不会从眼穹隆处溢出的效果，从而，本发明的输送装置提供了有效治疗干眼病的方式。

7. 此外，每份剂量都是以低的速度配送出去的，该速度被限定为足够低的速度，使得使用者的眼睛不会受到可能损伤眼睛的冲击。与此同时，如果流体滴的速度太低，则流体滴的力量将不足以离开喷嘴并进入到使用者的眼睛中。因而，有关低速度的一种示例性实施方式被限定为：速度小于约 10m/s，且优选的范围是约 2m/s 到约 6m/s，进

一步优选的范围是约 2 - 4m/s。

为了以低速输送剂量，阀座 22 和阀罩 24 被设计成：以一定速度将流体剂量经结合界面 26 配送出去，该速度等于或小于约 10m/s。例如，可对阀座 22 和阀罩 24 的横截面尺寸、长度、和/或形状进行调节，以改变界面 26，从而，由于剂量是经界面 26 移动的，所以可对速度进行控制。此外，阀座 22 和阀罩 24 横截面尺寸和/或形状相比于剂量腔室 38 的改变也能影响和改变剂量的速度。还可对阀座 22 和阀座 24 的材料进行改变和调整，以影响剂量的速度。针对于阀座 22 和阀罩 24 设计的其它改动也是可以考虑的。

在本发明一种示例性的实施方式中，对喷嘴和出流孔的形状、以及粘弹性阀罩与阀座之间的相互作用进行设计，以配送出每一测定剂量，其基本上呈现平面流型或近似的半圆形流型，优选地，剂量形成多个微滴。例如，如图 6A 到图 6C 中典型表示的那样，被输送装置 10 配送出的微滴的羽流 72 沿一近似的半圆弧形延伸，该半圆形与结膜穹隆（或其它预定目标形状）的角度范围基本上一致，从而，羽流优选地是形成了多个微滴，这些微滴在与结膜穹隆撞击时相互分离。此外，对眼罩或翼片、泵的轴线、输送装置的出流孔、以及保持着输送装置的壳体进行设置，以将包含微滴的羽流输送到结膜穹隆上（与现有技术中滴眼器的情况相反：即输送到更为敏感的角膜上）。每份测定的剂量都从轴向纵长的柔性阀罩与刚性阀座之间通过，施加到流体上的剪切力使得测定的剂量被配送成如图（例如图 6A 到图 6C）所示的、包括微滴的羽流形式。

此外，在本发明图示的实施方式中，由各个单独的微滴施加到结膜穹隆或其它任何柔弱的目标组织（例如耳朵的内表面、烧伤组织、或损伤组织）上的能量基本上类似于或小于由传统滴眼器在普通配送距离（1 到 10cm）处输送出的 30 - 50 微升流体滴施加到眼睛（或其它柔弱组织）前表面上的能量。结果就是，如用本发明的输送装置长期滴注测定的剂量，则其对结膜穹隆较不敏感的表面上的细胞造成的压力将小于由普通滴眼器对更为敏感的角膜组织输送不可控的大剂量所

造成的压力。例如，图示输送装置的羽流、射流、或输送流型中的每个流体滴所限定的质量都远小于普通的 30 - 50 微升流体滴的质量，因而，向眼睛或其它目标区域输送的冲击能量也小很多。在另一种示例中，流体滴约为 5 微升，其被输送的速度约为 3m/s，因而流体滴对眼睛的冲击能量小于约 30 微焦耳。

下面参照图 7 到图 10，输送装置的另一种示例性实施方式在总体上由数字标号 110 指代。图中所示的输送装置 110 被安装到一壳体 174 中。可以理解：输送装置 10 也可被按照类似的方式安装到壳体 174 中。输送装置 110 在许多方面都与上述的输送装置 10 类似，因而，用前面加“1”的数字标号来指代类似的元件。

输送装置 110 被安装到壳体 174 中，壳体包括：用于对输送装置的泵 120 进行驱动的致动器或触发器 175；配送孔 176，其与喷嘴 118 的出口界面 126 对齐，用于经界面从存储腔室 116 接收测定剂量的药物、流体或其它物质；眼皮压器 177，其可枢转地安装到壳体上，并靠近配送孔 176，以便于与结膜穹隆附近的面部组织相接合，同时显著地敞露开穹隆，进而将测定剂量配送到其中；以及眼罩 178（如图 8 - 10 所示），其用于与眼睛附近的面部组织接合起来，以将壳体和其中的输送装置正确地定位在面部上，并将测定的剂量射向大体上预定的眼睛部位上一例如露出的结膜穹隆。

如图 7 所示，输送装置 110 的凸缘 179 被固定地连接到壳体 174 底壁 181 的一个部分 180 处。因而，输送装置 110 与上述输送装置 10 的一个区别在于：通过使管瓶体 112 和与其制成一体的滑动件 128 相对于活塞 132 移动来驱动泵 120，活塞 132 与加注管 150 和凸缘 179 制成一体。在图示的实施方式中，活塞 132 是用刚性相对较大的材料—例如热塑性塑料和其它工程塑料制成的，且包括 O 形圈或类似的环形密封构件 182，该构件被接纳到活塞上的环周槽中，并与压缩区 139 形成过盈配合，从而在此间形成了流体密封。在本发明一实施方式中，活塞 132 和管瓶体 112 是用这样的材料制成的：其刚性较大、和/或对于要被容纳在存储腔室 116 中的物质具有理想的吸附特性，密封构件

182 是用刚性较小的材料制成的，该材料例如是弹性体材料，对于要被容纳在存储腔室中的物质，该材料的吸附性较差。按照这种方式，活塞、滑动件、和管瓶体的基本上所有表面都可用具有理想吸附特性的材料制成，以增强输送装置 110 对于要被存储在其中和从其中配送出去的物质吸附特性。在本发明一种实施方式中，要被容纳在存储腔室 116 中的物质是用于治疗青光眼的 latanoprost 剂型配方，制造活塞和管瓶体的材料是商品名为 TOPAZ™ 的材料，制造密封构件的材料是商品名为 SANTOPRENE™ 的材料。但是，如本领域普通技术人员所能认识到的那样，这些材料仅是示例性的，为了满足特定场合的要求或按照其它的需要而改变这些材料。

输送装置 110 相比于输送装置 10 的另一个区别在于：阀座 122 向外呈锥形，或者在从输送装置内部向外部的方向上直径增大。由阀罩 124 施加到阀座的箍束应力随阀座直径的平方而进行变化，使得直径越小，应力越大。因而，在图示的实施方式中，在界面 126 入口处（即出口孔 145 出口点 B 处）的应力大于界面 126 出口处的应力。因此，当压缩区中被泵压流体的压力超过阀开启压力时，进入到缝隙中的流体将继续流经阀的缝隙而从输送装置中排出，而不是从阀的缝隙回流到压缩区中，原因在于：当沿着从阀的内部向阀外部的方向上移动时，阀界面的应力是逐渐减小的。这一特性还有利于确保在沿轴向从阀内部向阀外部移动的过程中，使阀各个环形节段张开所需的能量将逐渐减小，因而利于保证在测定剂量沿轴向运动以完成配送的过程中，一旦将阀开启之后，应力就足以使得阀罩 124 的各个轴向节段依次开启，且在流体经过之后，这些节段依次闭合。如果需要的话，阀罩 124 也可形成向内锥缩的锥形横截面，或者可如上所述那样，形成如图 7 中典型表示的、厚度在从阀内部到阀外部的轴向上逐渐减小的结构。但是，如果如果需要的话，可以使阀罩的厚度在整个阀座范围内是均匀的，且只依赖于阀座的向外锥形结构来实现所需的性能（如上所述）。

从图 7 中还可看出，输送装置 110 还包括一环形的支承构件 183，

其在凸缘 184 与加注管 150 之间沿径向延伸，其中，凸缘 184 被制在管瓶体 112 的邻近端上。支承构件 183 形成了第一环形支承面 185，且加注管形成了第二环形支承面 186，其被接纳在第一支承面 185 中，并可相对于第一支承面滑动。支承构件的外壁 187 在径向上向外锥形，使得其上的环形突出部 188 嵌卡到管瓶体 112 凸缘 184 上制出的对应环槽 189 中，从而将支承构件固定到管瓶体上。从而，支承构件 183 和固定到其上的管瓶体 112 可相对于加注管 150 及其凸缘 179 在轴向上移动，这反过来使滑动件 128 及其压缩区 139 相对于活塞 132 在上述的第一被驱动位置、第二被驱动位置、以及停息位置之间移动。

壳体 174 的致动器 175 包括触发器 190，其第一端 191 被可枢转地安装到驱动构件 192 上。从图 7 和图 8 可典型地看出，在枢销 193 处，驱动构件 192 被可枢转地安装到壳体上。如图 7 中的箭头所指，触发器 190 的第二端 194 可相对于壳体的壁板 181 移动，从而允许使用者接合触发器的外表面，并按压触发器，以驱动泵。如图 8 所示，驱动构件 192 包括第一、第二驱动臂 195，它们在横向上相互分离开，并可与制在滑动件 128 外表面上的、并从外表面沿径向向外延伸的环形凸缘 196 相接合。如图 7 所示，胆的基部 162 形成了圆顶形的弹簧 160，其在活塞 132 的基部与止动件 197 之间延伸，其中，止动件 197 在基部 162 与加注管 150 之间延伸。连杆 198 可枢转地连接在驱动构件 192 的向前端与眼皮压器 177 之间，以便于可转动地驱动压器，依次将与下眼皮接合，从而随着触发器的动作而露出结膜穹隆。

在将触发器 175 向输送装置 110 内部按压时，驱动构件 192 将在图 7 中的顺时针方向上枢转，依次将使其第一、第二驱动臂 195 与环形凸缘 196 接合。进而，这将驱动滑动件 128 从图 7 中典型表示的停息位置移动到第一被驱动位置，此位置上，活塞 132 的尖端被容纳在滑动件 126 的第一部分 141 中，且压缩区与储器 116 流体连通，以便于从储器接收流体。这一动作还使得圆顶弹簧 160 既在轴向上压缩，也在径向上向内压缩，由此存储了足以驱动滑动件复位行程的能量。当滑动件处于第一位置时，流体从储器 116 流入到剂量腔室 138 中，

以将该腔室充满。如图 7 所示，壳体 174 包括接合块 199，其被制在壳体的基部，并限定了对置的横向表面 159（图中只表示出了其一），横向表面 159 与驱动臂 195 进行接合，以迫使驱动臂在横向上向外运动，同时进一步地移动向壳体的前端。触发器向内的运动还使得连杆 198 转动眼皮压器 177，从而如上述那样使眼皮下降。随着触发器 175 接近其向内运动行程的末端，接合块 199 就将驱动臂 195 与输送装置的环形凸缘 196 脱开。这样就允许在径向上和轴向上均被压缩的圆顶弹簧 160 驱动滑动件 128 和管瓶体 112，这反过来将配送出测定的剂量。因而，图示实施方式的一个优点在于：圆顶弹簧控制着滑动件和活塞尖端的相对运动，以释放出流体剂量，从而可被非常精确地进行设定，以便于在部分上控制剂量的速度。此外，将驱动器的枢销 193 布置成靠近输送装置上较为狭窄的喷嘴 118，这样就允许实现紧凑的设计，进而能将装置制得较小—例如便于将其装入到衬衫的口袋、小钱包、或其它的口袋中。另外，较长的触发器 175 能在枢轴点处产生很大的力矩和/或杠杆作用，从而使输送装置易于驱动。

如图 7 所示，胆的基部形成了柔性的加注阀件 158，其与加注管的底部阀座 154 形成了过盈配合。在加注管的流体导管 152 与阀界面之间延伸的加注孔 164 使得流体或物质能经此而加注到输送装置中。在上文提到的共同待审结专利申请中公开了这种类型的加注阀。

眼罩 178 形成了对置的面部接合表面 173，它们的形状被设计成与使用者眼睛周围的组织顺贴地接触。如果希望的话，这些表面可被设计成枢转地安装在壳体 174 上，从而在不使用时能将它们彼此相对地折叠起来，从而减小了装置的横向轮廓。

在图 11 和图 12 中，作为本发明另一实施方式的输送装置在总体上由标号 210 指代。输送装置 210 与上述的输送装置 110 大体上类似，因而，在相同的标号前面加“2”而非加“1”来指代同样的元件。输送装置 210 与输送装置 110 的主要区别在于：支承装置 283 包括一刚性构件 261，其沿轴向在支承构件的第一密封面 285 与柔性胆的基部 262 之间延伸。从图中可看出，构件 261 的前向端 263 被沿轴向压入

到胆的圆顶弹簧 260 中，从而在泵的前向行程过程中在径向和轴向上对弹簧施压，反过来，在泵的后向行程中，弹簧将向后驱动刚性构件 261。

在图 13A 到 14C 中，作为本发明另一实施方式的输送装置在总体上由标号 310 指代。输送装置 310 与上述的输送装置 110 和 210 类似，因而，在相同的标号前面加“3”而非加“1”或“2”来指代同样的元件。输送装置 310 与输送装置 110 和 210 的主要区别在于：输送装置 310 并不带有柔性的胆。输送装置 310 而是带有一个环形的柱塞 314，其在刚性的管瓶体 312 与内部的加注管 350 之间延伸。柱塞 314 包括至少一个、优选地是两个轴向分开的环形外密封构件 353，它们与管瓶体 312 的内壁密封地接合，以在其间形成流体密封。柱塞还包括至少一个环形的内密封构件 355，其与加注管 350 的外壁密封地接合，并在此间形成流体密封。密封构件可与柱塞制成一体，例如如图所示那样通过在其上形成环形的隆起来制成，或者可以用 O 形圈或其它密封件等元件来形成，这样的元件被接纳在柱塞上制出的对应槽中。如图 14A 到图 14C 所示，随着泵 320 被逐渐地作动，由于随着流体的配送出会在柱塞上施加抽吸力，柱塞 314 将在输送装置中向前（或图 14A 到 14C 中的下方）滑动。该实施方式的一个优点在于：与存储在存储腔室 316 和压缩区 339 中的流体相接触的大体上所有表面都可由刚性较大的材料制成，该材料例如是上文提到的、商品名为 TOPAZ 的材料。应当指出的是：尽管活塞的尖端 334 被表示为弹性的材料，但与所要配送流体相接触的活塞尖端表面同样可由刚性的、吸附性差的材料制成，例如可按照图 7 中的方式来制造。对于制造“低吸附性”装置或具有理想吸附特性的装置的目的而言，这种类型的结构是特别有利的。例如，在用于存储和配送 latanoprost 配方的上述实例中，基于对吸附性的考虑，该实施方式是特别有利的。

在图 15 和 16 中，表示出了另一种壳体，其总体上由标号 374 指代，该壳体可与本所公开的任何输送装置配套使用。壳体 374 与上述结合图 7-10 所描述的壳体 174 类似，因而，在相同的标号前面加“3”

而非加“1”或“2”来指代同样的元件。壳体 374 与壳体 174 的主要区别在于：触发器 375 的端部 394 与壳体的端壁 381 制成一体，并形成了一个灵活的铰链 365，其在后端 394 与厚度较大的刚性体 367 之间延伸。通过将刚性体 367 向内按压向壳体 374 来驱动触发器 375。这反过来使得灵活的铰链 365 向内弯曲，从而实现了触发器的向内运动。本发明该实施方式的一个优点在于：触发器 375 与壳体的主体制成一体，从而可进一步减小成本和/或壳体的总体尺寸。

参见图 17-20，作为本发明另一实施方式的输送装置在总体上由标号 410 指代。输送装置 410 与上述的输送装置 110、210、以及 310 类似，因而，在相同的标号前面加“4”而非加“1”、“2”或“3”来指代同样的元件。输送装置 410 与输送装置 310 的类似之处在于：其不带有柔性胆。输送装置 410 而是包括可滑动的封塞 414，其在刚性体 412 与内部加注管 450 之间延伸。可滑动的封塞和柔性胆的作用方式是相同的：两装置都形成了容积可变的存储腔室 416，并有助于将流体从刚性体 412 中推出。应当指出的是：空间 413 仅用在模制过程中，其被封闭起来，在喷嘴上没有任何作用。还要指出的是，在图示的情况下，阀罩 424 是由两块 424a 和 424b 组成的，且这两块被模制到一起。

通过将阀罩 424 在阀座 422 上滑动而将阀罩 424 组装到输送装置上。刚性体 412 包括环形的隆起 401 和环槽 403，它们使得阀罩 424 可被固定在刚性体 412 中。还应当指出的是：阀罩 424 和阀座 422 末端 405 处的宽度远小于阀罩 424 和阀座 422 凹陷 409 的深度 407。这就使得从界面 426 排出的流体是流动离开末端 405，而不是滑入到凹陷 409 中。

刚性体 412 还包括一抓持部分 431，其所处位置靠近环形凸缘 496。第一、第二驱动臂 195（见图 8）可与环形凸缘 496 和抓持部分 431 相接合。刚性体 412 还包括两个为了存储腔室 416 中的凸块 427 和凹进 429。凸块 427 和凹进 429 与可滑动封塞 414 的形状相配合，从而当存储腔室 416 被排空时，存储腔室 416 中剩余流体的用量或体积基

本上为零。

阀座 422 的内部形状 423 与活塞尖端 434 的外边缘 425 相匹配，从而当分配器 410 处于图 17 所示的封闭位置时可将分配器 410 密封。当刚性体 412 相对于加注管 450 和阀座 422 的内部形状 423 滑动时，活塞尖端 434 沿内部形状 423 滑动，直到外边缘 425 到达点 A 处为止，外边缘的形状被设计成允许流体从存储腔室流经此处而到达出口孔 445 和界面 426 处。

活塞 432 是用柔性的材料制成的，这样的材料使得活塞 432 可被压缩。因而，通过使加注装置（图中未示出）进入到流体导管 452 中并推顶到活塞 432 上，对活塞 432 进行推压直到加注孔 419 被露出，从而使得流体流入到存储腔室 416 中，由此来向存储腔室 416 加注流体。应当指出的是：在加注过程中，由于活塞的尖端 434 被保持在封闭（密封）位置，所以，在对存储腔室 416 进行加注时，只允许流体进入到存储腔室 416 中，而不会允许流体经界面 426 流出。

图 19 和 20 表示了输送装置 410 被安装到壳体 474 中时的状态。可以认识到：其它所有的实施方式也可按照类似的方式安装在壳体 474 中。输送装置 410 被安装在壳体 474 中，而该壳体包括：用于驱动输送装置的泵 420 的致动器 476；与喷嘴 418 的出流界面 426 对齐的配送孔 478，用于经界面接收来自存储腔室 416 测定剂量的药物、流体、或其它物质；以及眼皮压器 480，其可枢转地安装到壳体上靠近配送孔 478 的部位处，用于与结膜穹隆附近的面部组织相接合，并基本上同时地露出穹隆，并将测定的剂量配送到其中。

输送装置 410 的凸缘 457 被固定到壳体 174 底壁 186 的一个部分 484 处。因而，该实施方式与图 7 和 8 所示实施方式的类似之处在于：通过使管瓶体 412 和与其制成一体的滑动件 428 相对于活塞 432 移动来驱动泵 420，且活塞 432 与加注管 450 和凸缘 457 制成一体。随着管瓶体 412 相对于活塞 432 和活塞尖端 434 滑动，管瓶体 412 移动而使得活塞尖端 434 越过滑动件 428，从而流体可充注到剂量腔室（图中未示出）中。可以理解：由于管瓶体 412 相对于活塞 432 和加注管

450 滑动，采用了弹簧 442 来将输送装置 410 偏置向停息位置（表示在图 17 和 19 中）。弹簧 442 与图 1 所示的弹簧 42 具有相同的功能，但在输送装置 410 上位于不同的位置。

壳体 474 还包括预加载的柔性构件 497，当受压时其对驱动构件 402 进行复位。壳体 474 具有制在其基部的接合块 415，其形成了对置的横向表面 417（图中只表示出了其中之一），该横向表面与驱动臂 208、210 相接合，其迫使驱动臂在横向上向外运动，同时进一步地移动向壳体的前端。

如本领域普通技术人员基于本文的教导所能认识到的那样：在不悖离由权利要求限定的本发明实质思想的前提下，可对本发明上述实施方式和其它实施方式可作出多种改动和变化。例如，输送装置的组成部件可用多种不同的材料制成，这些材料可以是目前现有的，或者是以后出现的，但它们都能实现这些部件的功能。类似地，输送装置的部件可采取许多种不同的形状和/或结构。此外，输送装置可被用来配送用于各种不同场合的多种不同类型的流体或其它物质，其中的应用场合例如包括：眼科、口鼻科、皮肤科、或其它的药剂学或 OTC 应用。另外，用于对输送装置进行加注的无菌加注机可以是任意多种不同的构造，它们可以是目前现有的，也可以是以后出现的，但都可以对根据本发明教导的输送装置执行加注。这些无菌加注机可与文中公开的加注机显著不同。例如，加注机可具有多种不同的机构，这些机构用于执行消毒杀菌、供送、排空和/或对输送装置进行加注。另外，加注阀也不必被制成穿过胆，而是延伸穿透管瓶，或者可被联接成与存储腔室流体连通，以便于排空和/或加注存储腔室。作为备选方案，输送装置可包括用于将其内部排空的阀和用于对其存储腔室执行加注的另一个阀。另外，泵和/或配送阀都可采用与文中公开的不同的构造。因而，文中对当前优选实施方式的详细描述应当被看作是示例性的，而不具有限定的意义。

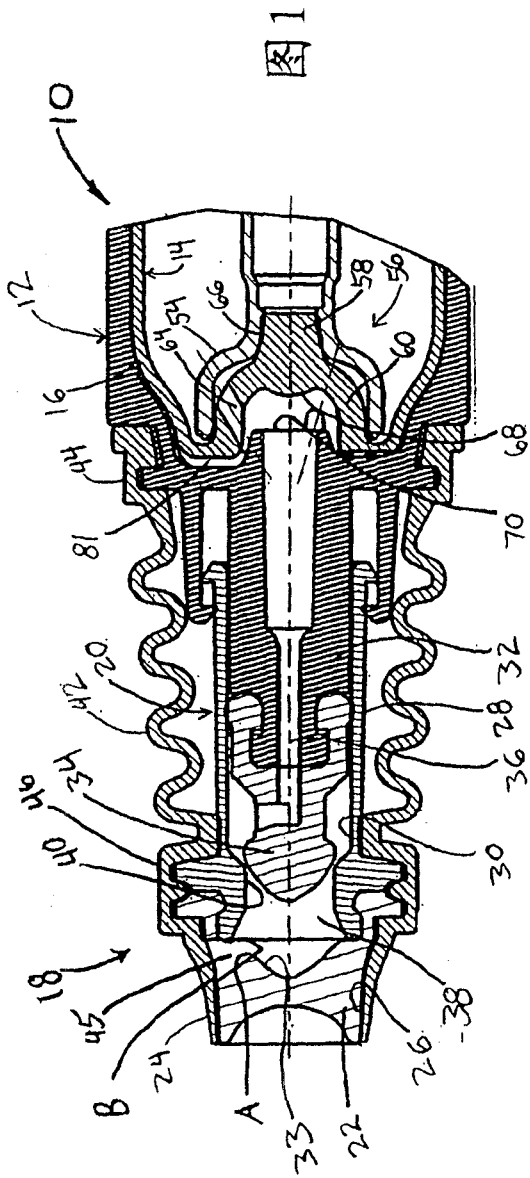


图1

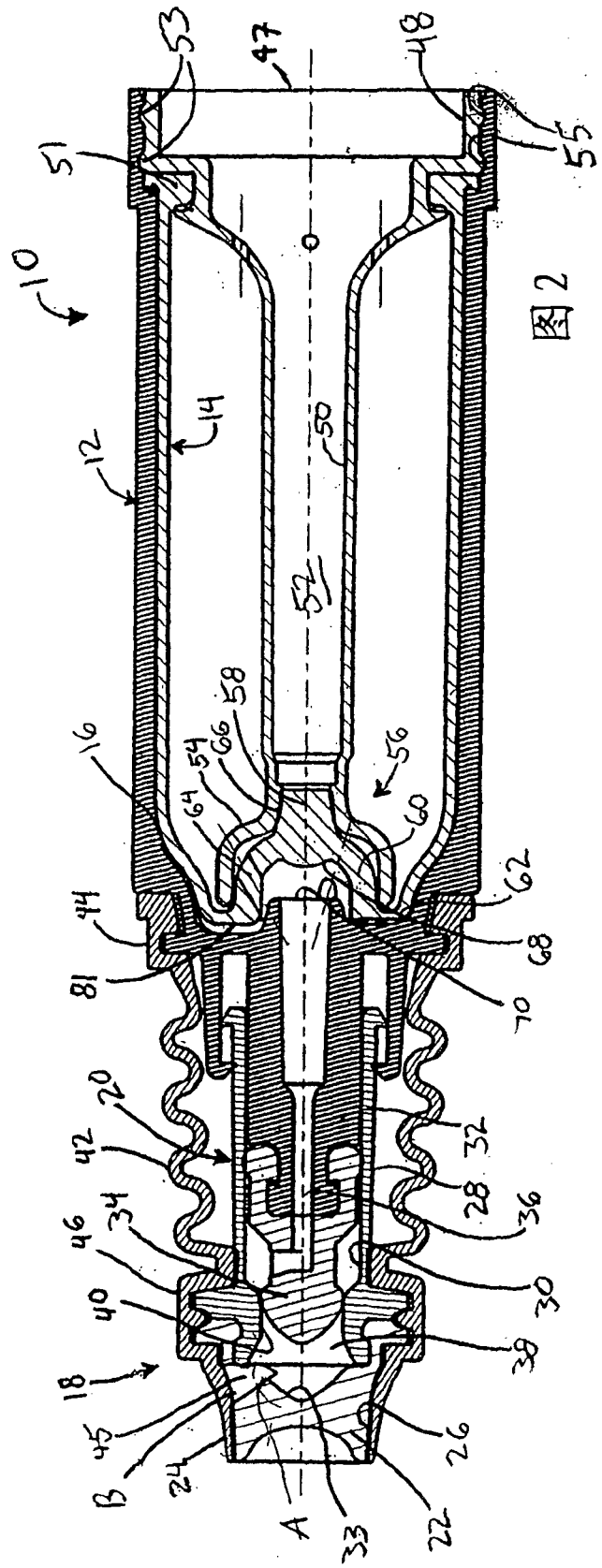


图2

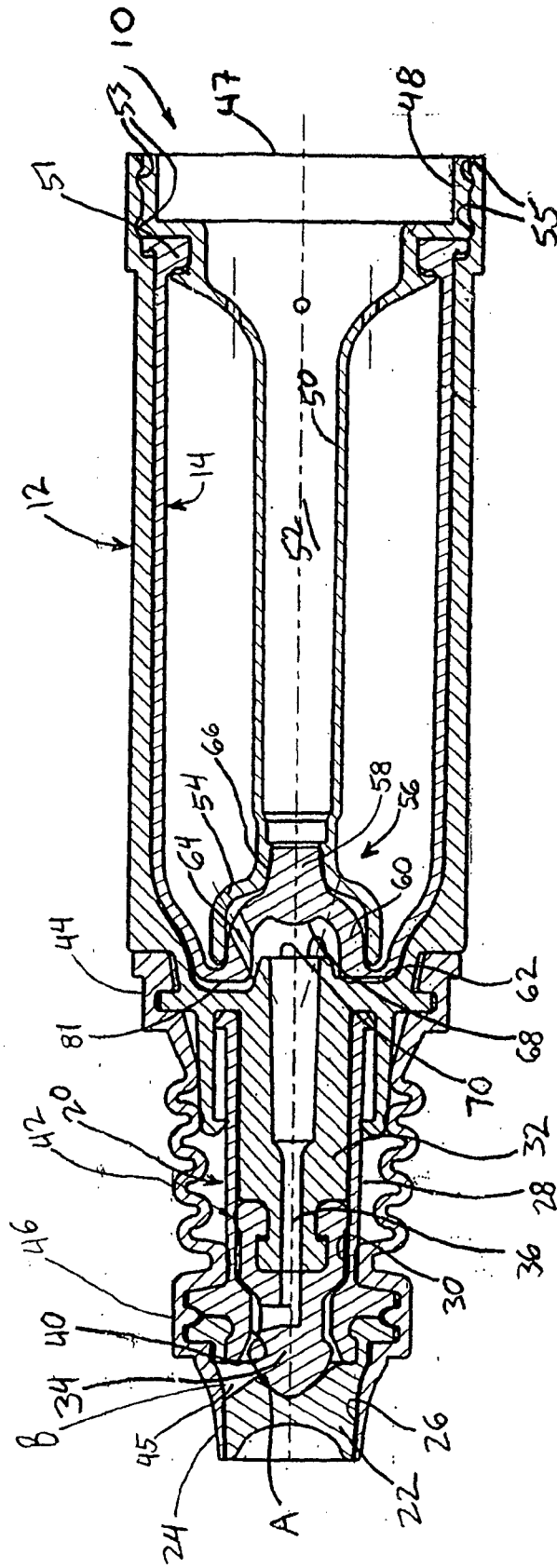


图3

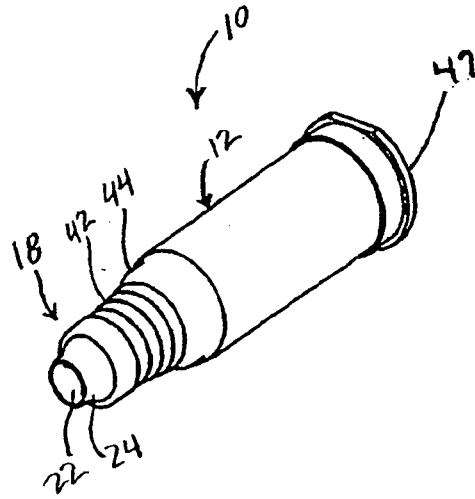


图 4

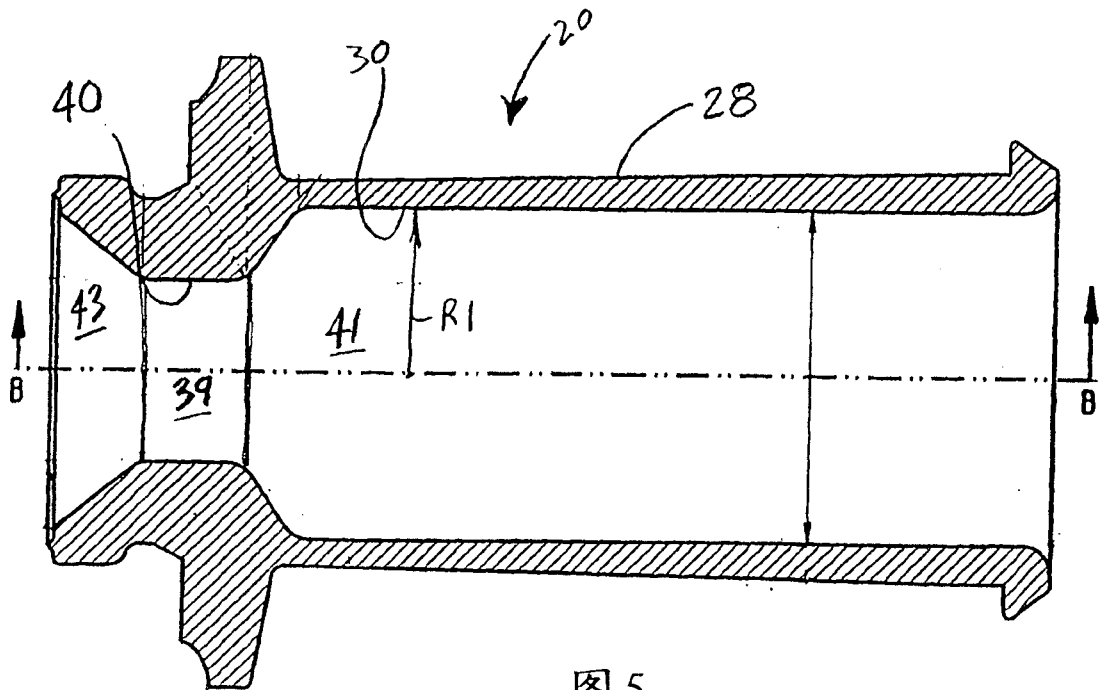


图 5

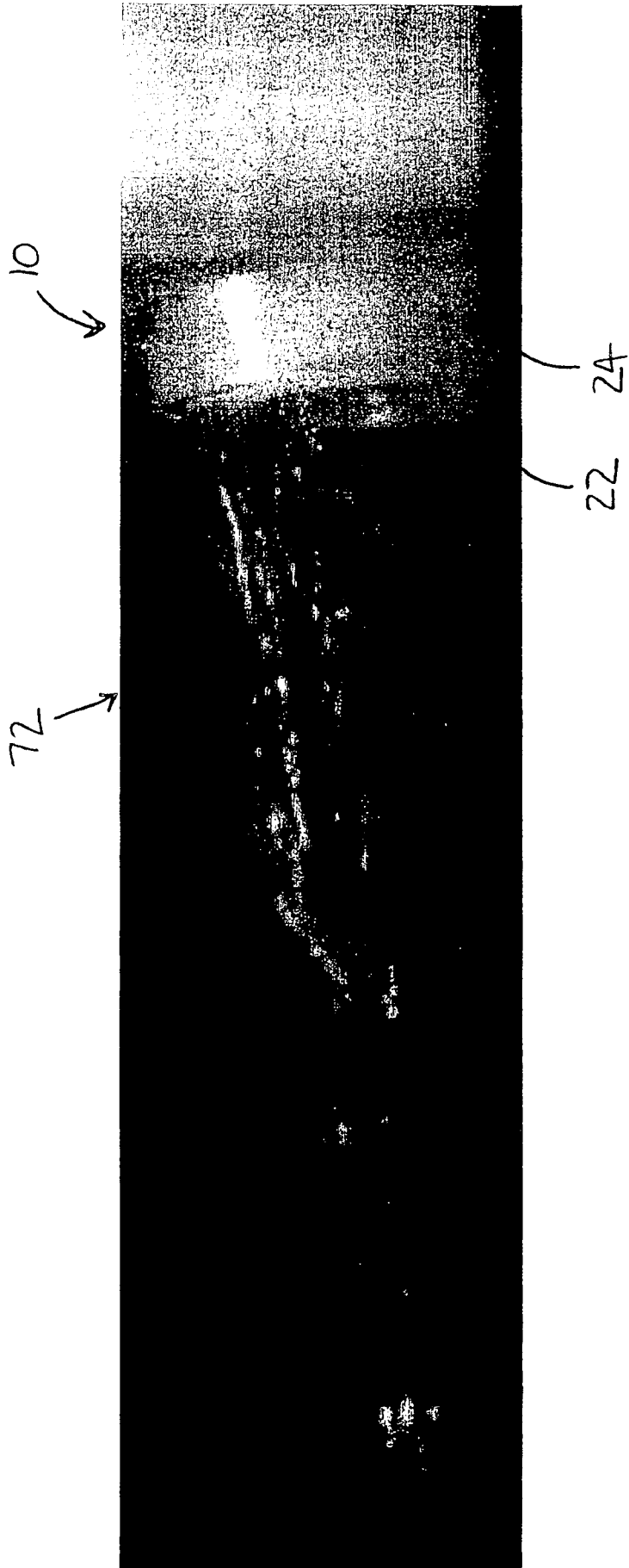


图6A

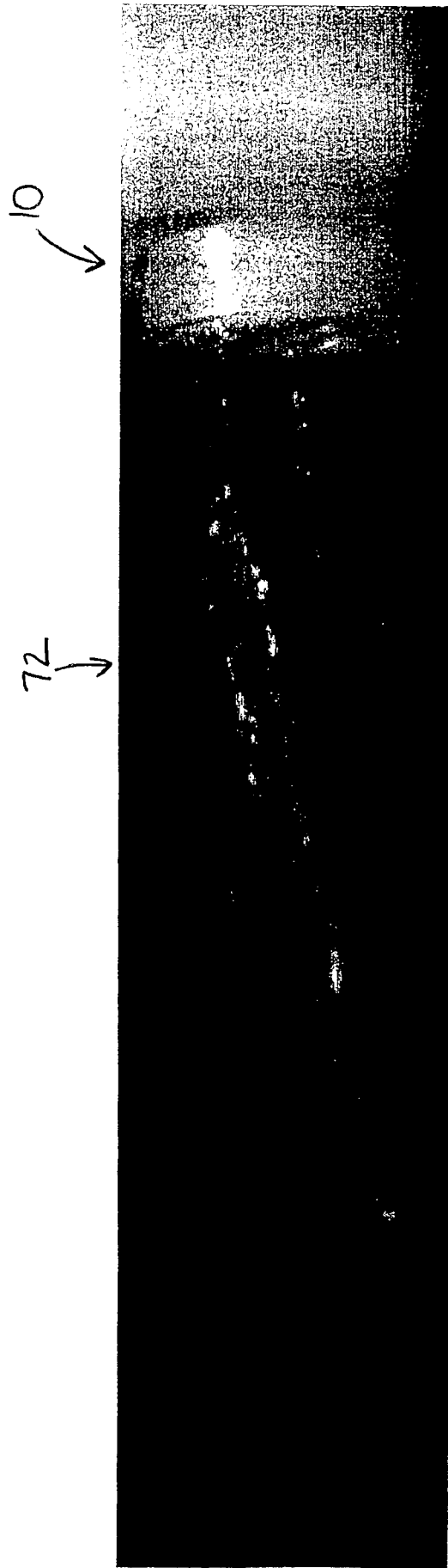


图6B

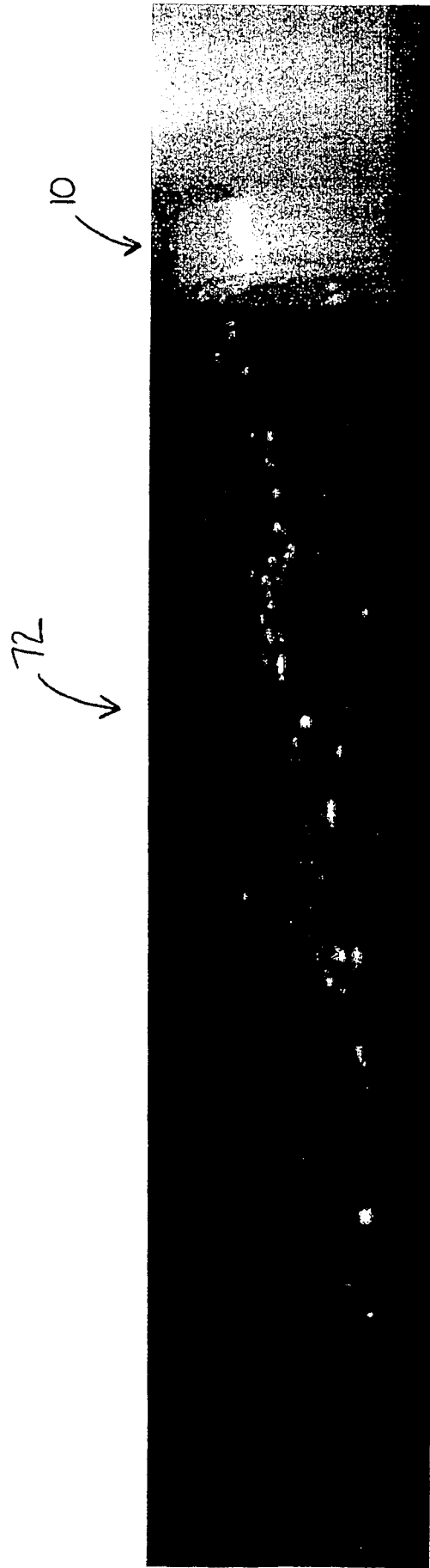


图6C

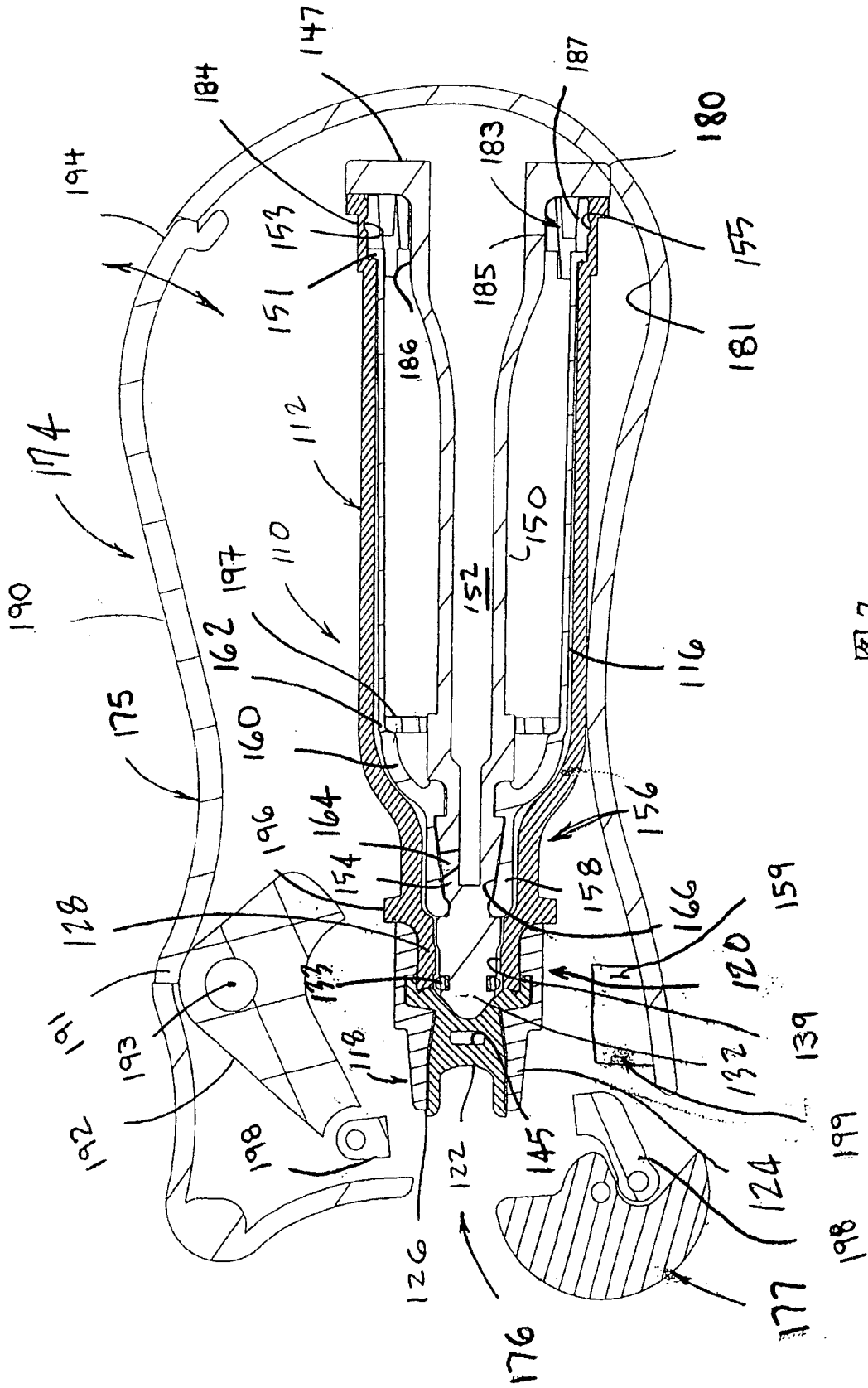


图7

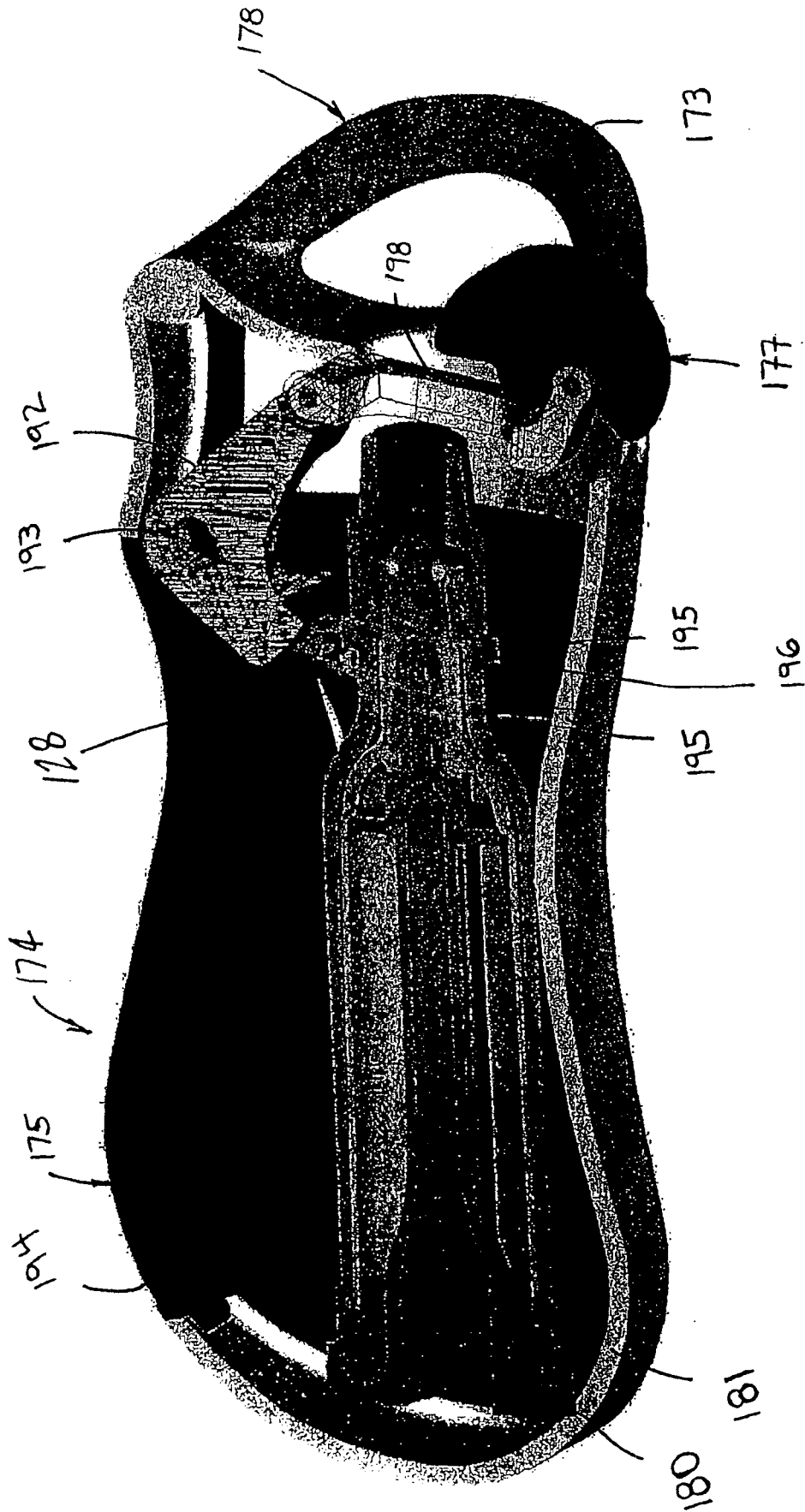


图8

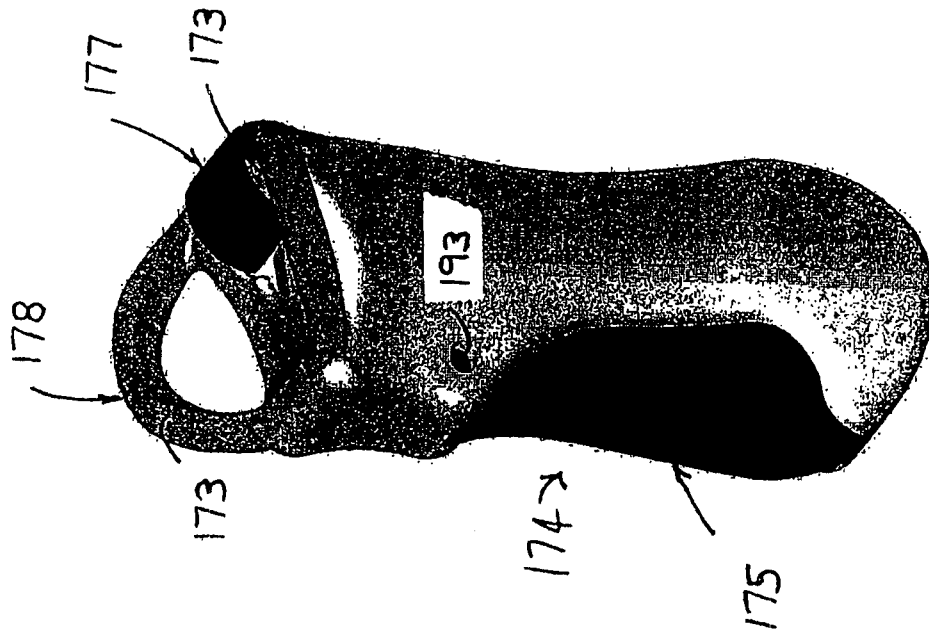


图9

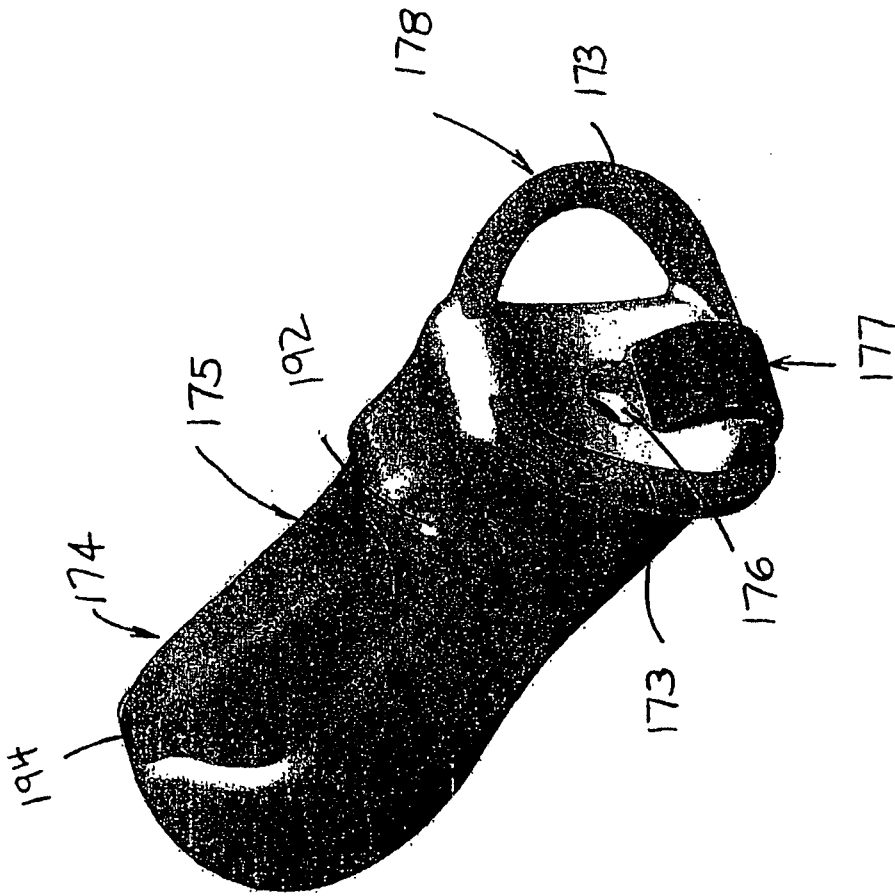


图10

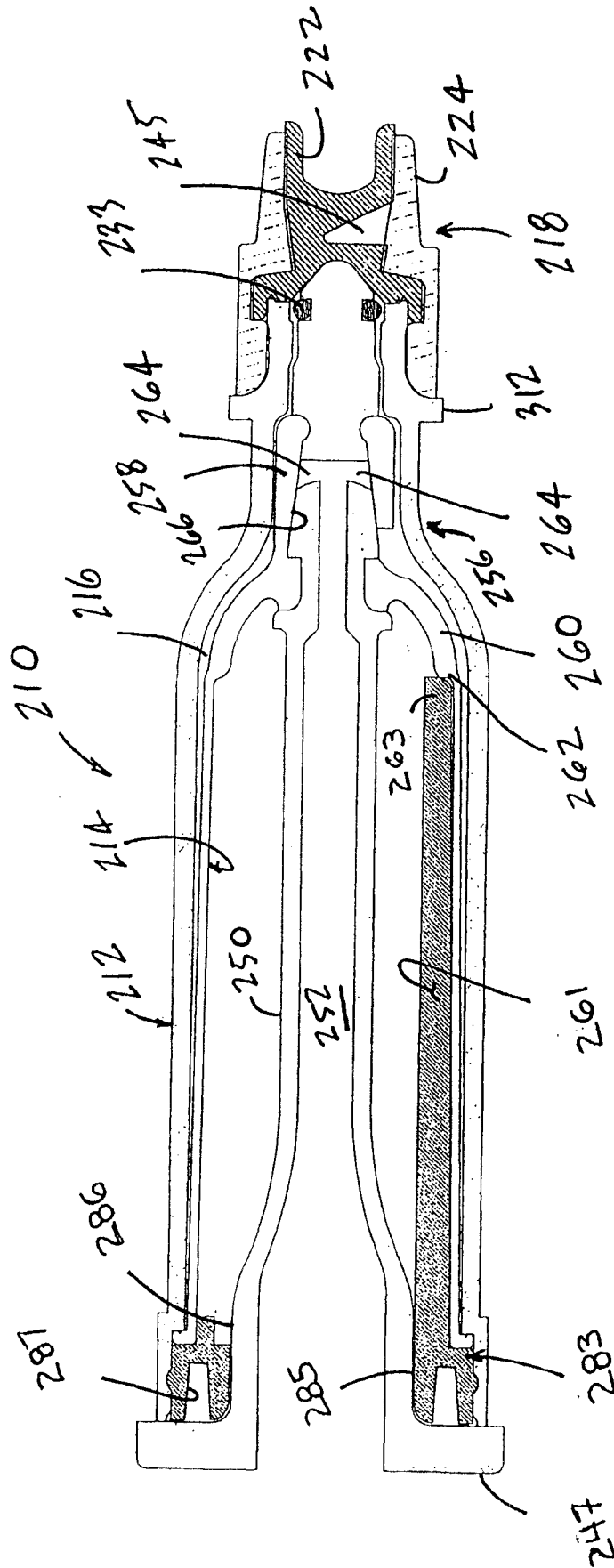


图11

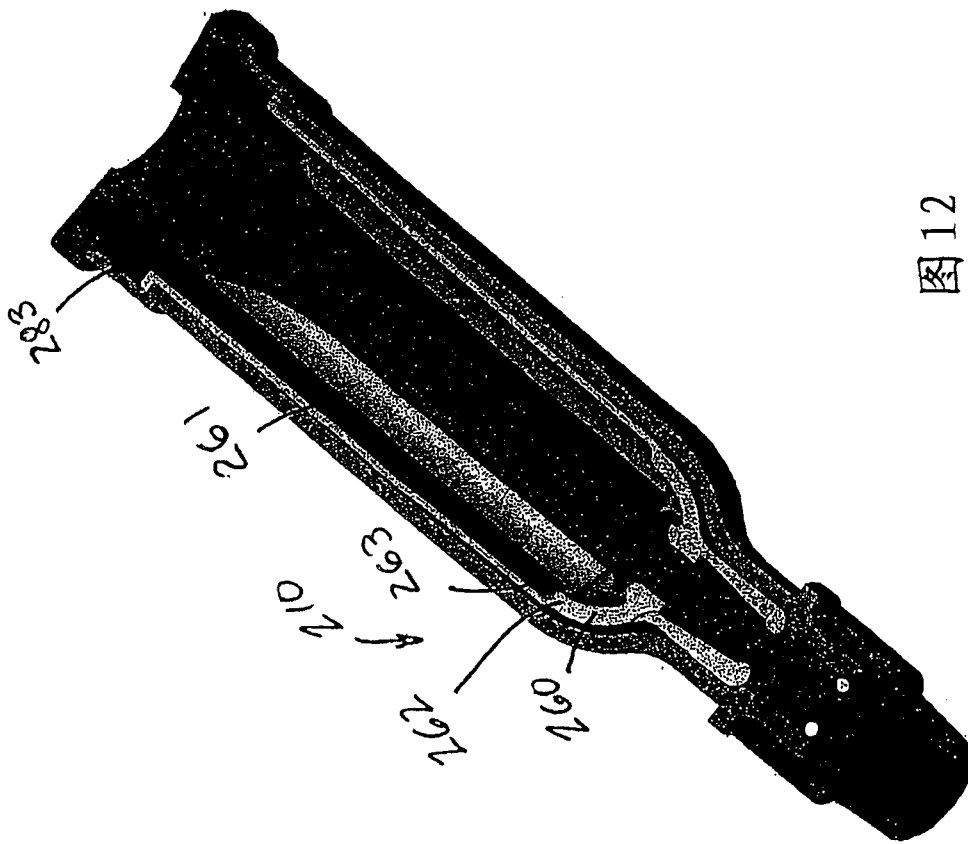
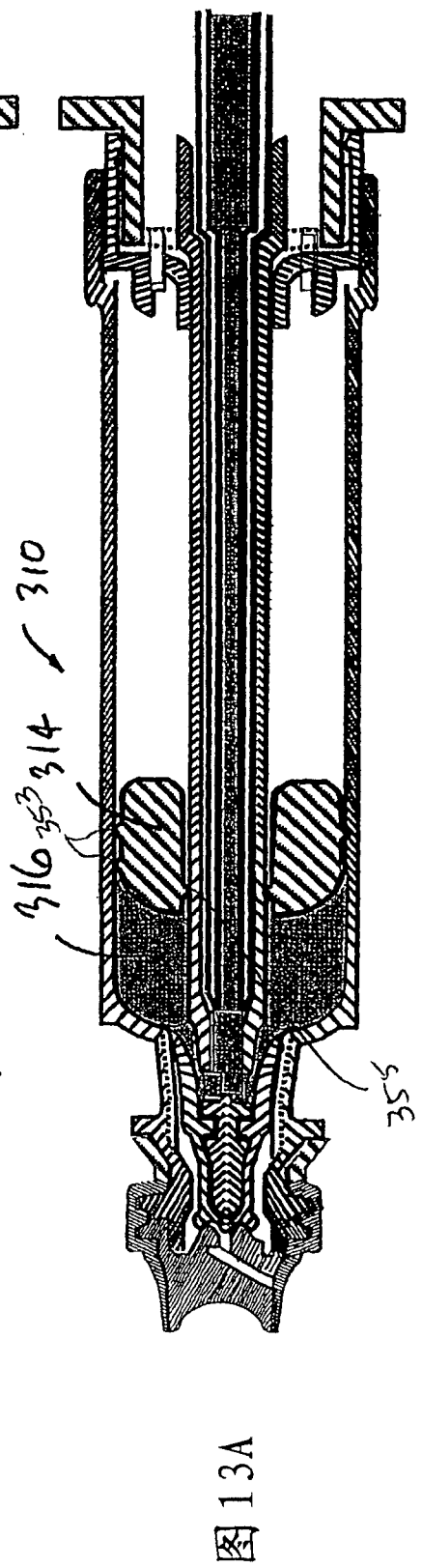
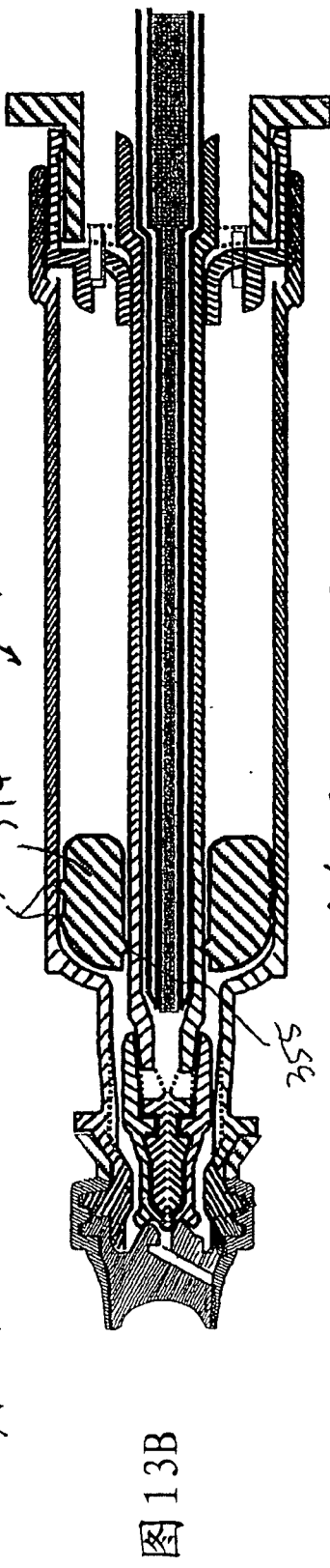
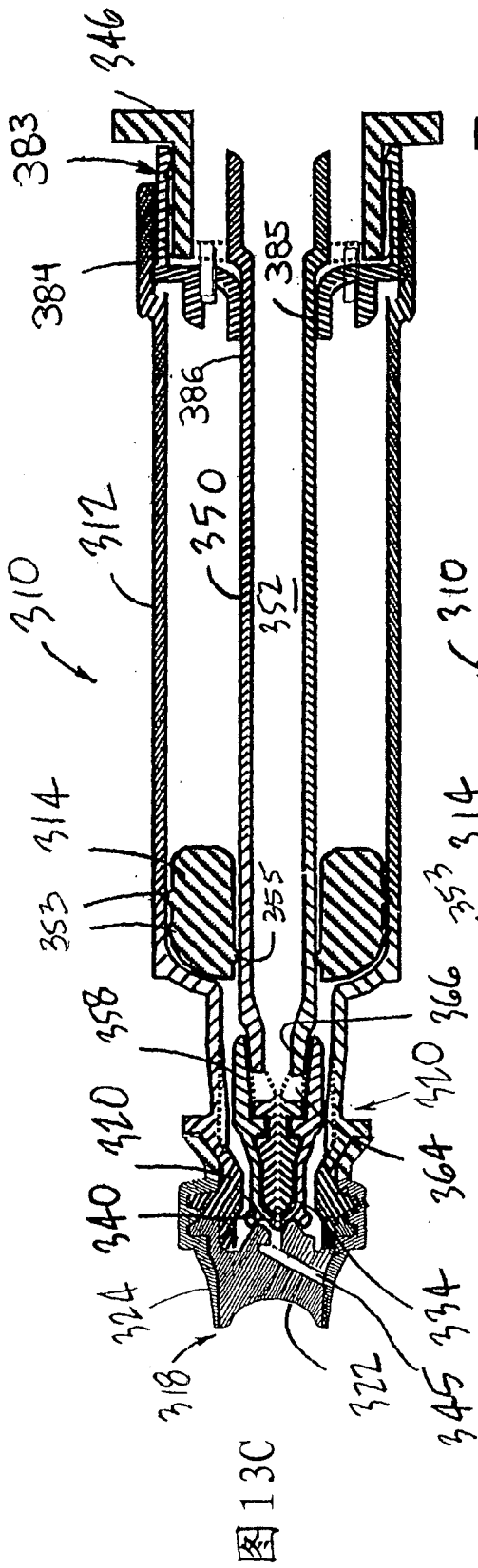
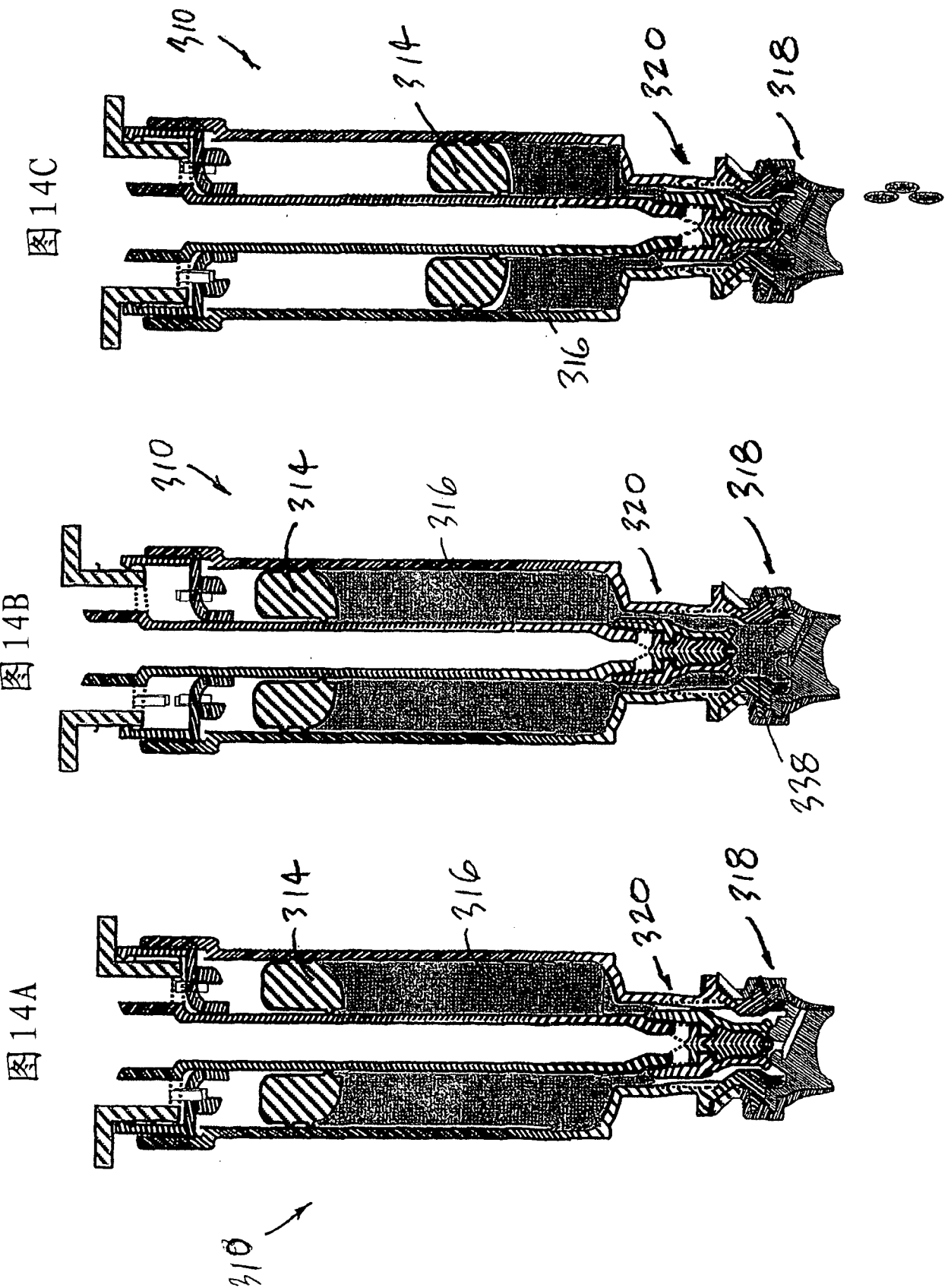


图12





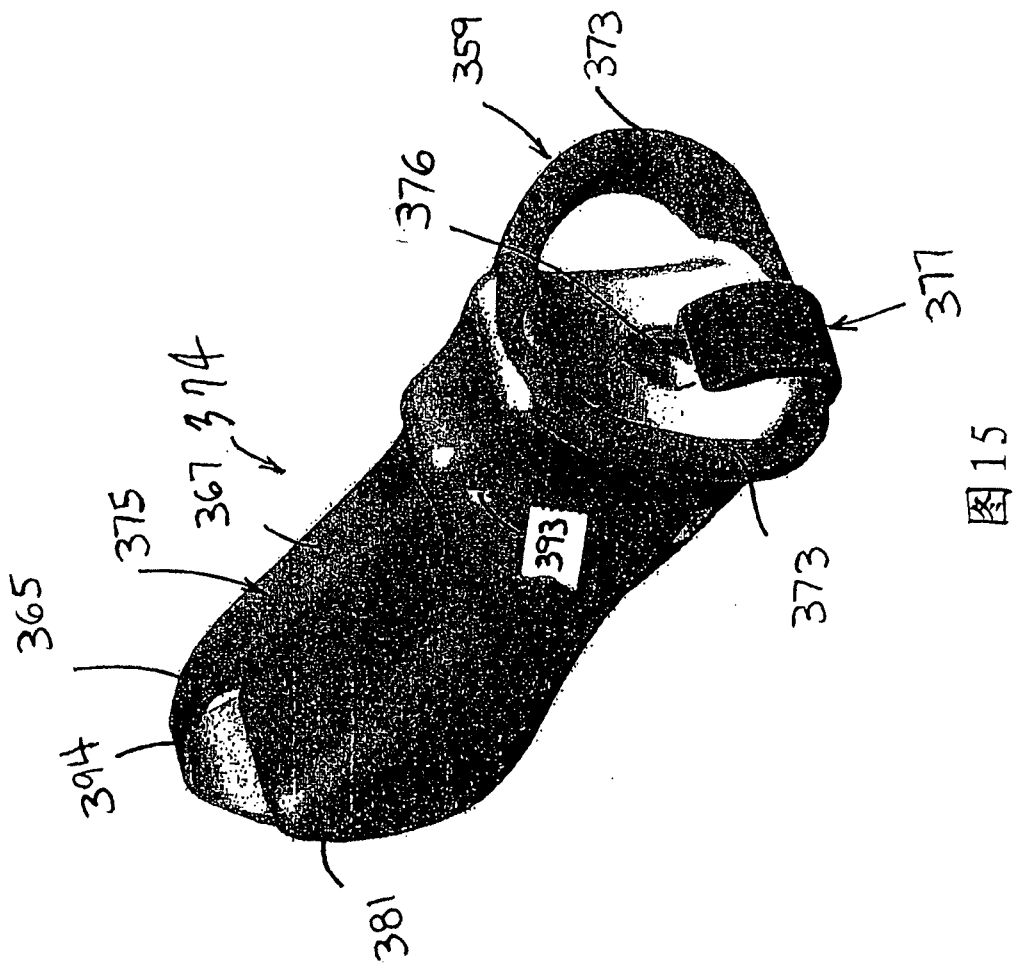


图15

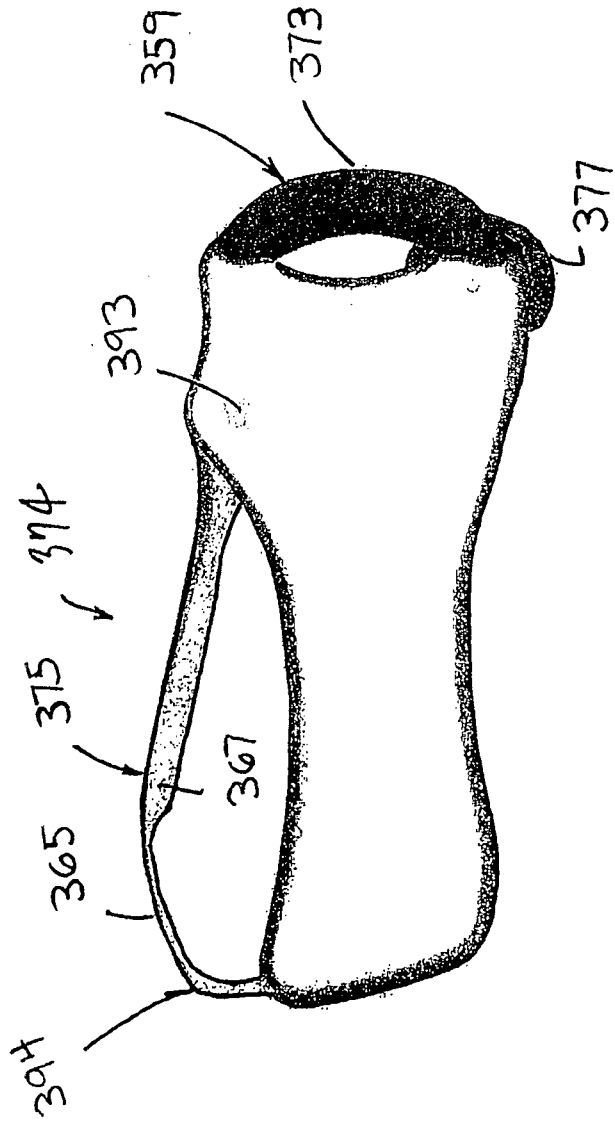


图16

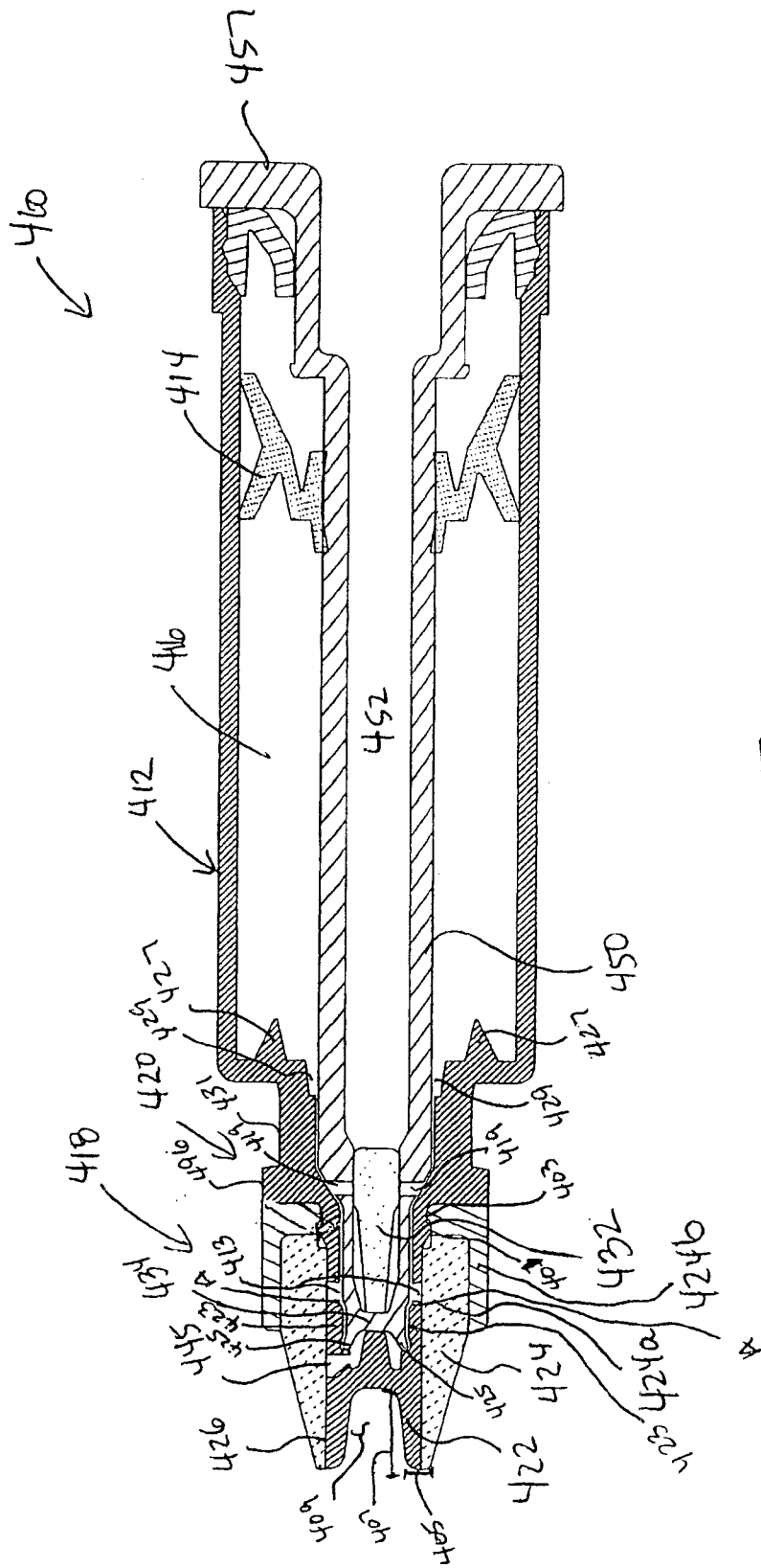


图17

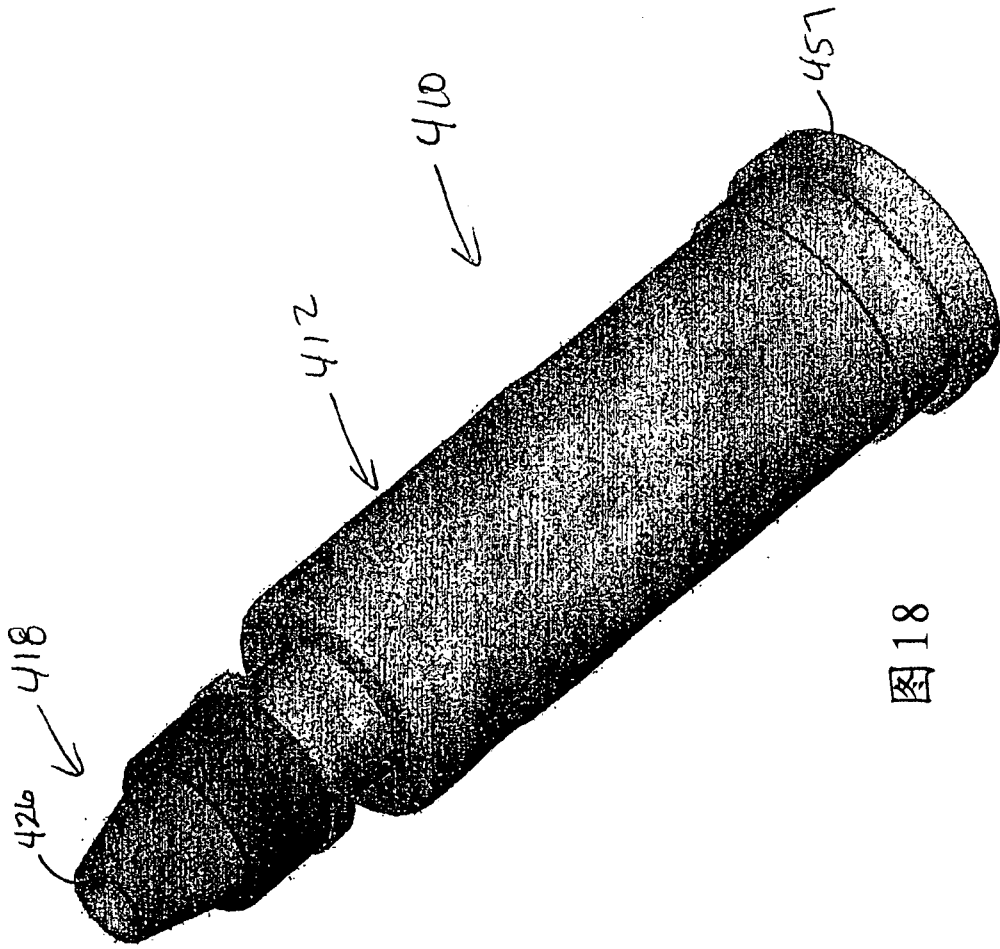


图18

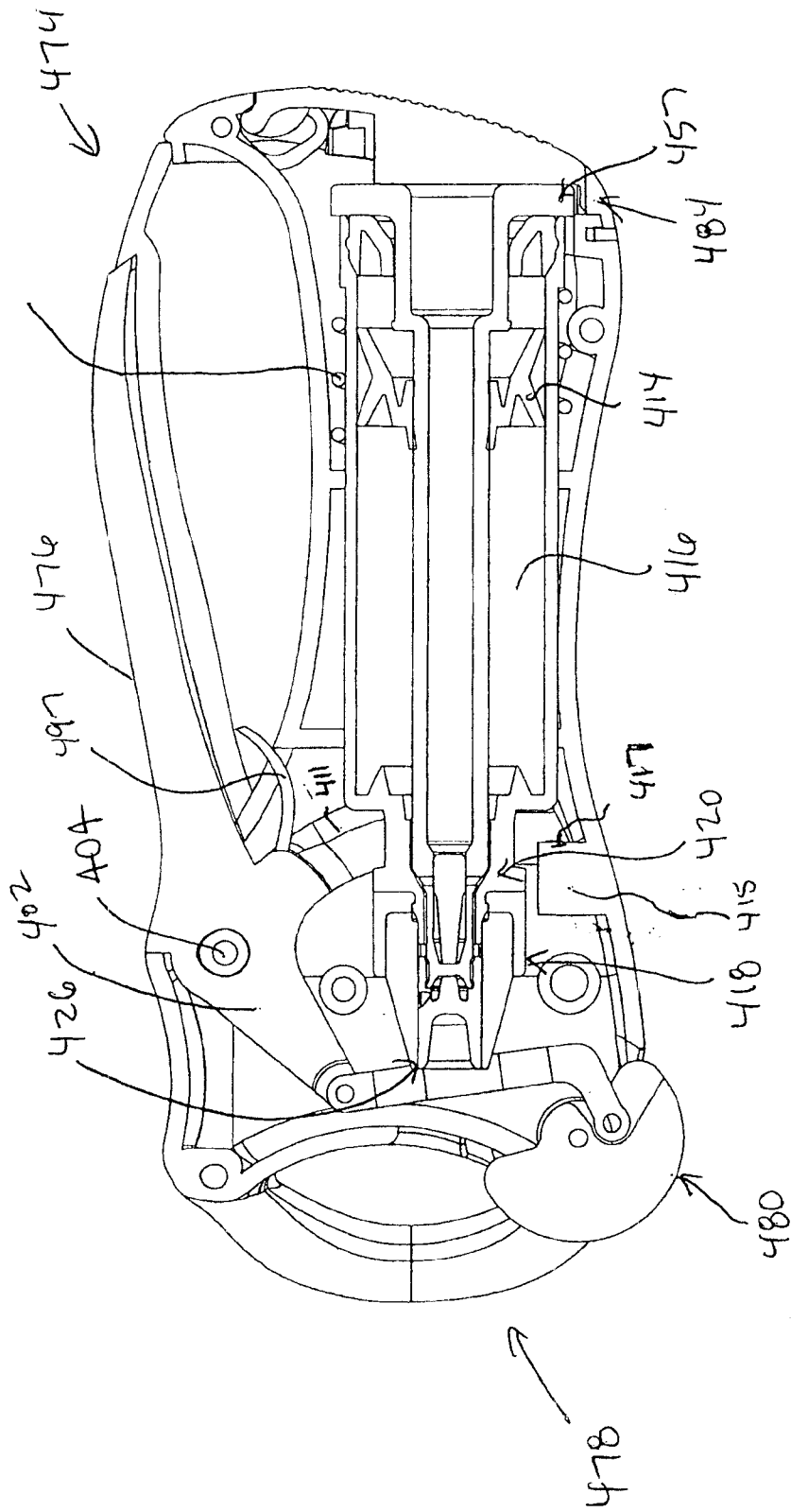


图19

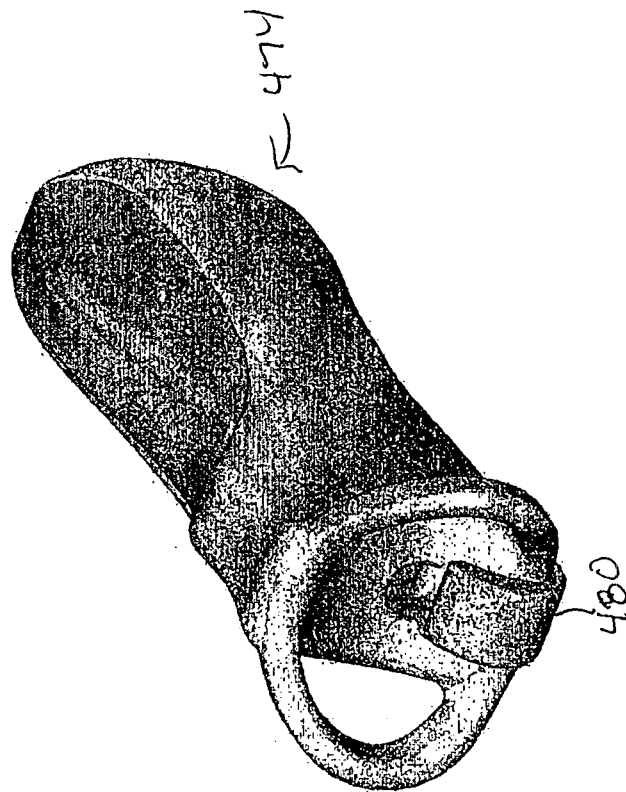


图 20