



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 96193698.3

[45] 授权公告日 2003 年 8 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 1119178C

[22] 申请日 1996.4.24 [21] 申请号 96193698.3

[30] 优先权

[32] 1995. 5. 11 [33] US [31] 08/438,954

[32] 1995. 9. 29 [33] US [31] 08/537,242

[86] 国际申请 PCT/US96/05711 1996.4.24

[87] 国际公布 WO96/35463 英 1996.11.14

[85] 进入国家阶段日期 1997.11.3

[71] 专利权人 托马斯 J·肖

地址 美国得克萨斯州

[72] 发明人 托马斯 J·肖

[56] 参考文献

US4994034A 1991.02.19 A61M5/24

US5114410A 1992.05.19 A61M5/00

US5180370A 1993.01.19 A61M5/00

审查员 熊 茜

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所

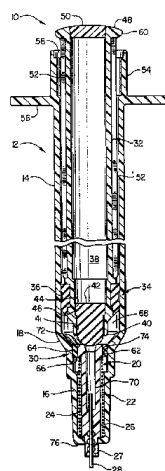
代理人 胡晓萍

权利要求书 5 页 说明书 16 页 附图 5 页

[54] 发明名称 防干预可收缩式注射器

[57] 摘要

用于对病人进行液体注射的一次性使用的注射器，注射针在注射后完全缩回到针筒内，以防意外的针刺伤害及传染性疾病的传播。为避免先前在快速组装该注射器中所经历的问题而不会损坏注射针，该注射器包括一针托和通过针筒的后端进行安装的弹簧，以及通过针筒的前端安装到位于针筒的端部内、且在该端部的前方延伸的针托的一部分中的注射针。为避免先前在平滑地致动收缩机构中所经历的问题、并防止注射针在运输和存放的过程中过早地收缩，本发明揭示了将弹簧保持在压缩状态中直到注射后通过将活塞完全压下到针筒内来起收缩为止。本发明依赖于柱体与针托的相对接触表面之间的摩擦接合。一可分离的夹持件较佳地用于在柱体与针托之间提供可释放的接合。



1. 一种一次性使用的注射器(10, 82)，具有：包括一筒口(16, 88)和一细长针筒(14, 86)的柱体(12, 84)，所述柱体(12, 84)具有开口的前端(76, 136)和后端(58, 138)，所述前端(76, 136)具有相对于所述后端(58, 138)减小的直径；在所述开口的前端(76, 136)的前方延伸、且由位于所述筒口(16, 88)内部的针托(22, 94)所保持的空心针(28)；使所述针托(22, 94)朝着所述针筒(14, 86)的后端(58, 138)偏压的压缩弹簧(24, 96)；使所述弹簧(24)维持在其压缩状态中、直到被释放为止的保持装置；通过所述开口的后端(58, 138)容纳到所述针筒(14, 86)中、以便滑动接合针筒(14, 86)的内部的管状活塞(32, 104)；位于所述活塞(32, 104)的内部、大得足以当所述弹簧(24, 96)被释放时容纳所述针托(22, 94)和所述针(28)的至少一部分的收缩腔(38, 108)；所述活塞(32, 104)具有所述收缩腔(38, 108)、带有由一可移动的封闭物阻塞的开口(41, 112)的顶端部分(40, 110)和位于其相对端处的活塞头(48)；所述活塞(32, 104)还被构成为：用以从收缩腔(38, 108)的顶端(40, 110)去除所述封闭物，并且用以释放针托(22, 94)和压缩弹簧(24, 96)，以便在将液体从注射器(10, 82)通过针(28)注射之后、通过相对于针筒(14, 86)完全压下活塞(32, 104)来实现针的收缩；

其特征在于，所述针托(22, 94)和弹簧(24, 96)仅仅通过所述针筒(14, 86)的后端(58, 138)来进行安装；

所述筒口(16, 88)相对于所述活塞(32, 104)的滑动接合的所述针筒(14, 86)的那个部分具有减小的横截面积，并具有位于筒口(16, 88)与针筒(14, 86)的所述那个部分之间的过渡区(18, 90)；

所述针托(22, 94)的前端具有细长针托部分(26, 100)，而其后端则具有顶端部分(30, 102)，所述顶端部分(30, 102)的直径大于所述针托部分的直径；并且

所述保持装置包括位于所述过渡区(18, 90)的最狭窄部位上的向内壁表面(62, 126)和所述针托的顶端部分(30, 102)的向外表面(64, 128)，所述向外表面触及所述向内壁表面(62, 126)，并与所述向内壁表面(62, 126)相配合，由于所述弹簧(24, 96)和针托(22, 94)安装在所述筒口(16, 88)内，因而当所述弹簧(24, 96)被压缩时，在针托(22, 94)上产生一夹持力，所述夹持力大于由压缩弹簧(24, 96)施加在针托(22, 94)上的偏压力。

2. 如权利要求1所述的一次性使用的注射器(10, 82)，其特征在于，相互配

合的向内壁表面(62, 126)和所述针托的顶端部分(30, 102)的向外表面(64, 128)相互配合, 以便产生一摩擦夹持力。

3. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 相互配合的向内壁表面(62)和所述针托的顶端部分(30)的向外表面(64)包括定位在针收缩方向上的滑动接触面(74)。

4. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述活塞头(48)系用于相对于所述针筒(14, 86)压下活塞(32, 104)的可抓住的活塞头(48), 并且所述活塞(32, 104)具有一定的长度, 所述长度被选择成: 当活塞(32, 104)被完全压下时, 使所述活塞头(48)容纳到针筒(14, 86)的开口的后端(58, 138)中, 以便防止在针收缩之后再度使用。

5. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述针托(22, 94)和所述过渡区(18, 90)的最狭窄部分构成位于所述活塞(32, 104)之下的可变液腔(68, 130)的下层界面, 并且所述针托(22, 94)具有通过所述可变液腔(68, 130)的液体通道(70, 132)。

6. 如权利要求 5 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述可移动的封闭物是阻塞所述收缩腔(38, 108)的顶端(40, 110)中的开口的挡块(42, 114), 当所述活塞(32, 104)在液体从注射器(10, 82)通过针(28)注射之后、在针收缩之前、所述活塞(32, 104)相对于所述针筒(14, 86)被压下时, 所述挡块(42, 114)通过所述挡块(42, 114)与所述针托(22, 94)的顶端部分之间的接触而移动。

7. 如权利要求 6 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述挡块(42, 114)的前端触及所述针托(22, 94)的顶端部分, 并在针收缩之前所述活塞(32, 104)相对于所述针筒(14, 86)的连续压下过程中阻塞所述液体通道(70, 132)。

8. 如权利要求 7 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述可变液腔(68, 130)和所述挡块(42, 114)的横截面积被选择成, 在注射过程中施加在所述活塞(32, 104)上的拇指力将在所述可变液腔(68, 130)中产生最大压力, 所述压力小于移动所述挡块(42, 114)所必需的力。

9. 如权利要求 8 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 移动所述挡块(42, 114)所需的力是注射过程中在所述可变液腔(68, 130)中的最大压力的至少两倍。

10. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述弹簧(24, 96)环绕所述针托(22, 94)的一部分, 并且所述弹簧(24, 96)的外部由所述筒口(16, 88)的管壁所紧密地封闭。

11. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述筒口(16, 88)设有一前端开口, 所述针托(22, 94)的一部分(27, 134)延伸通过所述开口, 以便于在将针托(22, 94)安装在所述筒口(16, 88)中之后, 从注射器(10, 82)的前端(76, 136)来安装所述针(28)。

12. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述保持装置包括一环形夹持件(66), 所述夹持件顶着所述向内壁表面(62)提供一摩擦夹持力, 所述夹持力足以使所述针托(22)和压缩弹簧(24)在收缩之前维持在所述筒口(16)的内部, 所述夹持件(66)与针托的顶端部分(30)相分离, 以便当所述活塞(32)在收缩期间相对于所述针筒(14)被完全压下时, 释放所述针托(22)和弹簧(24)。

13. 如权利要求 12 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 在所述针托(14)与活塞(32)之间设有一密封件。

14. 如权利要求 12 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 使所述夹持件(66)与所述针托(22)相分离所需的力大于在注射期间由注射器(10)内的液体施加至夹持件(66)的力。

15. 如权利要求 12 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述可变液腔(68)的最大横截面积与暴露给注射器(10)内的液体的所述夹持件(66)的横截面积之比不小于 2:1, 从而抵抗高松开压力, 同时又能保留引起收缩所必需的活塞上相对较低的力。

16. 如权利要求 12 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述夹持件(66)是所述针托的顶端部分(30)的一可分离的部分。

17. 如权利要求 16 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述夹持件(66)通过一脆弱的桥接部分(73)可释放地与所述针托的内侧顶端部分(72)相连接。

18. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述保持装置包括一环形夹持件(66), 所述夹持件顶着所述向内壁表面(62)和所述针托的顶端部分(30)的向外表面(64)提供一摩擦夹持力, 所述夹持力足以使所述针托(22)和压缩弹簧(24)在收缩之前维持在所述筒口(16)的内部, 所述夹持件(66)与

针托的顶端部分(30)滑动脱离,以便当所述活塞(32)在收缩期间相对于所述针筒(14)被完全压下时,释放所述针托(22)和弹簧(24)。

19. 如权利要求 12 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述活塞(32)具有一顶端(40), 所述顶端被构成为: 用以穿过所述过渡区(90)的最狭窄部分, 并且当所述活塞(32)被完全压下时, 它推压所述夹持件(66), 而不会推压所述针托的顶端部分(30)。

20. 如权利要求 19 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述可变液腔(68)的最大横截面积与在注射期间暴露于液体压力的所述夹持件(66)的表面积之比不小于 2:1。

10 21. 如权利要求 18 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述针托(22)和所述筒口(16)开始的所述过渡区(90)的最狭窄部分包括位于所述活塞(32)之下的可变液腔(68)的下层界面, 并且所述针托(22)具有通向所述可变液腔(68)的液体通道(70)。

15 22. 如权利要求 19 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述活塞的顶端(40)具有由包括摩擦夹持挡块(42)的可移动的封闭物所密封一开口(41), 当在注射之后但在所述针托(22)和弹簧(24)被释放以使所述针(28)完全收缩到所述针筒(14)内之前、所述活塞(32)相对于针筒(14)被压下时由针托(22)施加给挡块(42)的移动力的作用下时, 所述挡块向上滑入到收缩腔(38)中。

20 23. 如权利要求 22 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述可变液腔(68)和挡块(42)的最大横截面积为使所述挡块(42)不会在注射期间移动。

24. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述细长针托部分(26, 100)位于所述筒口(16, 88)的内部, 以防止所述针托(22, 94)相对于所述针筒(14, 86)进一步向前运动, 并且所述较大直径的针托顶端部分(30, 102)借助于由筒口(16, 88)施加在针托顶端部分(30, 102)上的压缩力所引起的摩擦力而可释放地保持在筒口(16, 88)内, 所述针托顶端部分(30, 102)具有限定针筒(14, 86)中的可变液腔(68, 130)的下层界面的顶表面。

25. 如权利要求 24 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 当所述活塞(32, 104)被完全压下时, 所述压缩力被去除, 从而释放所述针托(22, 94)和弹簧(24, 96), 以便起动机针(28)的收缩。

26. 如权利要求 12 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 所述夹

持件(66)和所述内侧针托顶端部分(72)藉由置于它们之间的一桥接部分(73)相连接。

27. 如权利要求 23 所述的一次性使用的注射器(10), 其特征在于, 在注射期间向所述活塞(32)施加移动挡块(42)所必需的力的至少三倍而不会使挡块(42)移动。

28. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述柱体(12, 84)被制成为一件式。

29. 如权利要求 1 所述的一次性使用的注射器(10, 82), 其特征在于, 所述针托(94)和弹簧(96)在收缩之前藉由配合表面(126, 128)之间的摩擦接合而保持在所述筒口(88)的内部。

30. 如权利要求 29 所述的一次性使用的注射器(82), 其特征在于, 在所述针筒(84)的筒壁(86)内设有斜面(124), 当所述活塞(104)相对于针筒(84)进一步压下时, 所述斜面(124)由活塞(104)的斜角面(122)接触, 以便在注射之后启动收缩, 所述斜角面(122)顶着所述斜面(124)向前移动, 使得针筒(84)略微拉伸, 从而使配合表面(126, 128)充分地分离, 以便释放针托(94)和弹簧(96)。

防干预可收缩式注射器

本申请是由同一发明人根据 35U.S.C. § 120 于 1995 年 5 月 11 日提出的申请号为 08/438,954 的名为防干预可收缩式注射器的尚未审定专利申请的部分继续申请。

发明的技术领域

本发明涉及一种医用装置，尤其涉及一种具有低发射力和高喷射压力的适用于批量生产和装配的一次性可收缩式注射器。

发明的背景技术

引起爱滋病在总人口中蔓延的主要原因是由于共用和重复使用皮下注射器来注射毒品的 IV 号毒品嗜用者的出现。医院里的爱滋病病人和偶然地经由来自传染病人使用过的注射针的针杆的医疗器械可将传染蔓延开来。使用过的具有伸出在外的注射针的注射器给医护人员和卫生清洁人员以及其他的清理过程中的雇员带来了风险。

由爱滋病所造成的威胁的严重性以及这种可怕疾病的蔓延的主要媒介物是通过再使用 IV 号毒品嗜用者的注射器的事实，由此引起了强烈的能动性来发展一种最实用、最安全、装配简易、以及能批量生产的注射器。

现已有若干不同设计的注射器，它们具有在注射周期结束时可收缩的注射针。其中大部分的注射器由于各种的不足而未能进入市场。现有技术中常见的不足之处主要是复杂性、可靠性、成本以及使用简易的问题。最常用的注射器是 1cc 至 3cc 的注射器，它必须以每天上百万只的速度来批量生产。在部件的制造和装置的装配上，成本俨然是一个重大的因素。高速度的生产需要具有 64 或者更多模腔的模具来减少单元循环次数。因而，需要诸如现有技术中所显示的可拆中心销的针筒中模制的结构未必可以有竞争力的成本来生产。

收缩式注射器现有技术的一个问题是必须被形成和装配的部件的极大数量和复杂性。现有技术的其它问题在于为释放收缩机构由活塞造成内部零件的弯曲或破裂，以及在活塞端部采用必然要被注射针固定件和弹簧穿透的薄膜。

这些结构存在严重的质量控制和装配问题。断裂的小碎片可能带来操作中止的风险。为可释放地固定收缩装置通常使用钩形部件。钩形部件带来支撑和控制困难的问题，可能导致灌药时保留气泡以及并非所想要地对温度的敏感。

5 现有技术时常为了能将收缩装置装配至筒口内而具有一种两件式的针筒。这至少需要一个额外的部件和一道额外的装配工序。这还需要经常在装配两部件之前压缩弹簧的同时通过一小开口穿过尖锐的注射针。细小的针被制成盘管的形状，并在它们被切成应有的长度后，显得明显不直。倘若针必须要穿过一个小开口，这将引来装配困难的问题。极尖锐的针尖将钩住孔的边缘，从而阻塞生产流水线。

10 美国专利第 5,084,018 号使用在一种具有一插入式空心活塞的一件式的针筒中在前安装收缩装置的较少见的现有技术，除了其它一些问题外，其中没有揭示出可防止过量喷射压力的减小的针筒区域，使用嵌装的凸缘来固定所有的收缩部件，需要内部部件和凸缘一致弯曲以有效释放，积累收缩所需的过量的力，且由于被分隔的针筒需要排气孔。

15 该现有技术还未制造出一种简易、可靠、成本低廉、便于使用及收缩的，看起来类似惯用的注射器的，具有易于制造和装配的少数部件的，对温度不敏感并不易遭受过早收缩的危险的，可批量生产和装配的防干预收缩式一次性针筒。

20 该现有技术还未认识到具有依赖于夹持力或在位于针筒内的、在具有防止过早收缩及在注射期间由液腔内的高压引起的高喷射压力的阻力的同时，具有随着相对低的拇指压力，被滑动或可分离地释放的配合环槽脊的、一具有光滑管壁及减小的直径的过渡区上的摩擦的可分离部件的收缩装置。该现有技术还未认识到这样一种被模制成为盖在一能从后部抽出以使收缩装置能很容易地从后部由狭窄筒口部分引导着被推压至适当位置上的芯子的一件式外部柱体的结构形式。该现有技术也没有意识到这样一个组合，即想要的为减小所需的拇指力承受收缩的力不积累的、具有最简单的防干预特点和容易制造的部件的最少数量的组合。在被进一步揭示的特别适合于以低成本高速生产和装配的发明的组合中可发现这些特点和更多的特点。

30 发明概述

为实现上述理想，本发明提供了一种一次性使用的注射器，具有：包括一

筒口和一细长针筒的柱体，该柱体具有开口的前端和后端，该前端具有相对于后端减小的直径；在开口的前端的前方延伸、且由位于筒口内部的针托所保持的空心针；使针托朝着针筒的后端偏压的压缩弹簧；使弹簧维持在其压缩状态中、直到被释放为止的保持装置；通过开口的后端容纳到针筒中、以便滑动接合针筒的内部的管状活塞；位于活塞的内部、大得足以当弹簧被释放时容纳针托和针的至少一部分的收缩腔；活塞具有该收缩腔、带有由一可移动的封闭物阻塞的开口的顶端部分和位于其相对端处的活塞头；该活塞还被构成为：用以从收缩腔的顶端去除封闭物，并且用以释放针托和压缩弹簧，以便在将液体从注射器通过空心针注射之后、通过相对于针筒完全压下活塞来实现针的收缩；其特点在于，针托和弹簧可仅仅通过针筒的后端来进行安装；筒口具有相对于活塞可滑动接合的针筒的部分减小的横截面积，并具有位于筒口与针筒的该部分之间的过渡区；针托的前端具有细长针托部分，而其后端则具有顶端部分，该顶端部分的直径大于针托部分的直径；并且保持装置包括位于过渡区的最狭窄部位上的向内壁表面和针托的顶端部分的向外表面，该向外表面触及向内壁表面，并与向内壁表面相配合，由于弹簧和针托安装在筒口内，因而当弹簧被压缩时，在针托上产生一夹持力，该夹持力大于由压缩弹簧施加在针托上的偏压力。

本发明是一种具有作用在使用数量少的、并很适于高速批量生产和装配的低成本部件的原理上的多重防干预特点的可靠的收缩式防干预注射器。这种注射器的结构是以具有一分段的纵向延伸管壁的一外部空心柱体为特色的。这种管壁包括一细长针筒和一筒口，并有一连接该针筒和筒口的过渡区。该筒口具有相对于针筒减小的直径。该外部柱体具有位于筒口开始的过渡区的最狭窄部位上的管壁内的内侧表面。一部分地安装在细长针筒内的活塞，该活塞为使活塞能从开口插入到针筒后端具有压下活塞用的活塞头。活塞顶端具有为容纳收缩装置部件的收缩腔，以与针筒内部密封滑动地接触来移动。

收缩装置位于柱体的筒口内。该收缩装置包括一细长针托和弹簧的组合，其特点在于，该针托在其前端具有一带有针托部分的细长体，在其后端具有一顶端部分。针托的顶端具有一外侧配合面，该外侧配合面的形成是为了沿定位在收缩方向上的界面来与该内侧表面相配合，以便当收缩装置在未收缩时被安装至筒口内的同时，可在针托上产生夹持力。该针托和弹簧可很容易地从对着筒口的针筒后端来安装，并在压缩弹簧的同时，通过该内侧配合面 and 外侧表面

的滑动配合被可释放地支撑，从而在针托上产生与由弹簧提供给针托的收缩力相对的夹持力。该部件的剖面是圆形的。

针托圆形顶端的外侧表面在直径上略微大于位于筒口开始的最狭窄部位管壁内的圆形内侧表面。于是通过在外部柱体中被引起的圆周应力在适当位置
5 上夹柱针托，并由摩擦夹持力在适当位置上支撑针托。随着活塞被压下至收缩位置，针托被释放。为响应当进入过渡区域的活塞的一部分至少隔离内侧和外侧配合面的一部分，并由此减小针托上的夹持力直至其小于由弹簧产生在针托上的收缩力，从而针托被收缩进收缩腔内一段足够的距离，以便将连接在针托上的注射针缩回至外部柱体中时活塞上的拇指压力所发生的收缩。

10 在一个实施例中，针托的顶端是一两部件顶端，包括由可分离的夹持器所环绕的一内顶端，其特点在于，夹持器的外表面即为外侧配合面，它与壁上的内侧表面相配合，以便在位于筒口开始的过渡区的最狭窄部位上维持针托处于未收缩状态。夹持器是一环状部件，它沿着定位在收缩方向上的滑动界面以大于由弹簧提供的收缩力的摩擦力与内侧顶端相配合。针托的前端建立在筒口内
15 防止向前移动。活塞顶端的成形是为了能够穿过最狭窄区域按压夹持器，而同时不会按压针托顶端。针托的两部件顶端的另一个替换结构包括被较佳地沿着位于配合面之间的、将两部分顶端支撑在一起直到由于注射发生后活塞的移动而使桥接部分断裂的一个很小的隆起物或桥接部分钉焊接于针托内部顶端的可分离的夹持器。

20 活塞的前端具有一使挡块能被滑动安装在其中处于压配合中的开口。挡块沿着定位在收缩方向上的滑动界面被安装在开口中处于压配合之中。通过活塞从注射周期结束时的第一位置被连续压下至具有与夹持环接触的活塞末端的第二位置，通过在注射周期结束时与收缩装置接触来大部分或全部地移动挡块。这可避免从开口移动挡块所需的活塞上的力，以及从针托顶端和外部柱体的管壁移动夹持器所需的力的积累。由于将活塞从第二位置进一步压下至收缩
25 位置，针托上的摩擦夹持力被减小，直至由弹簧提供的收缩力超过了保留的夹持力，到那时，针托和连接的注射针附带着挡块和它们一起被收入至收缩腔内。挡块的移动和夹持器仅仅使注射器不能被重复使用。活塞在收缩后不能被取出，这是因为当活塞被压下至收缩位置时，为预防收缩后的干预，可抓住的
30 活塞头进入到针筒后部的开口内。

注射器具有高喷射压力和引起收缩所需的低拇指压力。喷射压力是在实际

注射期间作用在挡块和夹持环上的液压。由于夹持环被安装在筒口开始的针筒最狭窄部位中，数量上明显减少暴露于液压的面积，可以获得高喷射压力的阻力。更小的夹持环允许使用小的针托，以至于位于活塞中的开口和挡块只是位于活塞顶端之下的液腔的横截面积的小部分。对各种液腔的最大横截面积与可移动的挡块或者夹持环的最大横截面积之比的选择，是为了在注射期间由拇指作用在活塞上的最大期望压力将在液腔中产生作大压力，该压力将在挡块和夹持器上产生略小于在收缩期间为移动挡块所必需的移动力的喷射力。为确保防止挡块或夹持环的过早释放，这个比值至少是二比一，或最好是三比一或更大。

10 在另一个替代实施例中，在收缩式注射器中采用了容易分离的部件的最少数目。该替代实施例具有一类似的位于活塞顶端内的挡块，以及类似的具有位于筒口开始的过渡区的最狭窄部位上的内侧配合面和外侧内配合面的针托和弹簧的组合。在该替代实施例中不存在环绕着针托顶端的夹持环。代之以位于过渡区或极接近过渡区的小斜面，从而活塞顶端在移动挡块并由此减小由外部柱体管壁提供在针托顶端上的夹持力或摩擦力的同时，缓和地向外拉伸针筒。

15 由此夹持力被减小至低于由压缩弹簧提供的收缩力，并且针托附带着被移动的挡块一起被收缩至活塞的收缩腔内。

活塞和外部柱体是由可从后面抽出的不可拆型芯工具模制的，由于这个事实使制造与组装变得方便。部件的结构简单，并且不具有钩形物和有着需要可拆中心销技术的凹角的部件。外部柱体可被制成一个部件并可从其后端进行装配。狭窄的筒口部分不具有当收缩组件在外部柱体内向前移动时可能使得弹簧聚拢和阻塞的横向空间。事实上，筒口作为引导部件在一次流畅的注射动作中进入适当位置的导向物。

针托不必在收缩装置被放置到适当位置前装入，这是由于它可以很容易地在针托被滑动地安装在筒口中之后，从前端装入。由于配合部件的配合公差

25 的细小变化而造成的针托上夹持力以及挡块上移动力的显著变化被避免了，这是因为外部柱体的纵向管壁具有伸缩性。管壁可略微向外拉伸，并且挡块和针托顶端可略微径向压缩并可在纵向上稍稍伸长，用来避免由实际直径中的细小变化在夹持力中引起的显著变化。由此提供了收缩力数量上的一致性，以及确保了经济实惠。

30

附图的简要说明

图 1 所示为活塞位于一个注射周期结束时的第一个位置上时，沿本发明第一实施例中心轴线剖切的横剖面图；

图 2 所示为图 1 所示的注射器，其活塞另外被压下来移动挡块到活塞第二位置，其中活塞末端准备启动收缩装置。

图 3 所示为图 2 所示的注射器，其中活塞已被进一步压下至收缩位置，发生收缩动作并且活塞后部的活塞头紧密地容纳在外部柱体上部的开口中；

图 4A 所示为沿另一个收缩前的外部柱体上部的防干预开口的中心轴线剖切的局部剖面图；

图 4B 所示为图 4A 所示结构的、位于收缩位置上的活塞容纳在外部柱体上部的开口中的剖面图；

图 5 所示为沿另一个在针托周围没有定位器的简化了的注射器结构的中心轴线剖切的剖面图，此针托通过摩擦面的分开而脱离，表示注射周期结束时的活塞位置；

图 6 所示为图 5 所示的注射器结构，其中活塞被进一步压下来移动挡块，并开始在收缩前脱离摩擦面；

图 7 所示为图 6 所示的注射器结构，活塞被进一步压下超出了图 6 所示的位置至收缩位置，在此位置上发生收缩动作并且活塞头被固定在空心的外部柱体上部的开口内；

图 8 所示为通过两部件端头部的中心剖切的纵剖面图，表示如何用钉焊同时焊上和固定定位环于针托上的位置。

较佳实施例的说明

在随后的描述中，相同的部件将由相同的标号来标识。用字母注脚的部分表示以图解的方式来说明用相同数字标识的部件的较小变化。为了详述本发明的细节部分，附图被大大地放大了，但总地反映出设计的真实尺度。如图所示的部件最好是圆形对称的，这是注射器惯用的结构形式。附图反映了一种具有 1cc 至 3cc 注射液容量的注射器。

图 1 所示为总地由标号 10 标识的第一实施例的结构。注射器 10 具有一个空心的外部柱体 12。柱体 12 具有一纵向延伸管壁，该壁包括一细长针筒 14 和一筒口 16，并有一连接该针筒和筒口的过渡区 18。置于筒口内并安装于前

部的收缩装置总地用标号 20 来标识。它包括细长针托 22 和弹簧 24 的组合。该针托具有一细长柱体,在其前端具有为支撑针 28 的针托部分 26 以及在其后端具有顶端部分 30。顶端部分 30 可由如图 1-3 所示的两部件顶端部分组成,或可由如图 5-7 所示的一部件顶端部分组成。针托由将被描述的活塞的压下而被松开。

总地用标号 32 来标识的活塞是为在针筒 14 中部分地使用而配置的。该活塞具有总地用标号 34 来标识的一顶端部分及密封装置,该顶端部分及密封装置和外部柱体 12 的针筒 14 的内部密封滑动地接触着。该活塞具有一惯用的密封件 36 并且在其内部具有一收缩腔 38。

10 顶端部分 34 具有一形成一进入收缩腔 38 的开口 41 的末端部分 40。可弹性移动的挡块 42 密封定位在开口 41 上,并具有一延伸超过末端部分 40 的前端部分。顶端部分 34 和挡块 42 的后部分别具有配合的环槽脊 44 和 46,此环槽脊封闭了开口 41。活塞 32 具有一用于由拇指压下活塞用的活塞头部分 48。活塞头 48 具有一用于持久地容纳受力的管塞 50 以便于在顶端处封闭收缩腔 38
15 的中心开口。

大量纵向延伸的槽 52 在针筒 14 中滑动地支撑着活塞 32。在图 1 所示的实施例中,外部柱体 12 具有一延伸在手指夹紧装置 54 之后的、具有开口 58 的管颈段 54,当活塞被压下至收缩位置时,该管颈段完全容纳活塞头 48 的外部边缘 60。图 4A 和 4B 所示为另一种可替代的形式,如果必要的话针筒 14 可
20 纵向延伸,以便活塞头 48 适合于完全地容纳在手指夹紧装置所在的针筒顶端的开口之中。图 4B 揭示了处于收缩状态时的活塞的防干预位置。值得注意的是,活塞头要正好被容纳在针筒顶端的开口中必须依赖于针筒的内径和活塞头直径的配合。不管外部柱体顶端的活塞头和针筒结构如何,活塞再也不用在发生收缩后被紧握了,这是由于活塞头 48 被压入到开口中去了的缘故。

25 外部柱体 12 的内壁和针托的顶端 30 具有光滑的配合面,该配合面在如图 1 所示的弹簧 24 压缩的位置上支撑着针托 22。筒口 16 具有相对于针筒减小了的直径。在外部柱体上有一最狭窄的部分,即针托 22 的顶端 30 被嵌入和被夹持的地方。外部柱体在筒口 16 开始的过渡区的最狭窄部位上具有一向内配合面 62。类似地,顶端部分 30 具有一向外配合面 64,此向外配合面的形成是为了
30 了与向内配合面 62 相配合,以便当收缩装置被从后部安装到筒口内时,可在针托 22 上产生一个夹持力。配合面 62 和 64 构成一位于收缩方向上的滑动内

表面，该内表面封闭了筒口 16。配合面 62 和 64 是较好的摩擦面，它们具有静滑动配合，由此提供通过配合面之间的摩擦状态来支撑针托 22 的摩擦夹持力。属于本发明意图之内的是一个或多个内部的配合面可使用在配合面或环槽脊相对于另一边分开或移动的同时会断裂或松开的涂层或粘合剂。

- 5 顶端部分 30 为位于活塞顶端部分 34 之下的各种液腔 68 提供了一个下层界面。针托 22 具有连通液腔 68 和针 28 的注射液通道 70。针托 22 具有一有着更小直径的属于顶端部分 30 的内侧顶端部分 72。夹持器 66 沿着位于收缩方向上的滑动内表面与内侧顶端部分 72 相连。夹持器 66 与具有夹持力的内侧顶端部分 72 相连，此夹持力大于由压缩弹簧 24 末端施加给内侧顶端部分 72 的底部
10 的收缩力。针托 22 的直径减小部分 27 伸出筒口 16 的前部开口 76 之外。

重要地，可将夹持器 66 看作是环绕着内侧圆形顶端 72 的环状物。位于筒口开始的过渡区的最狭窄部位上的夹持器 66 的位置和暴露于液腔内加压液体的相对小的面积产生高喷射压力。由于针托的前端部分 26 建立或处在筒口 16 的前端部分 76 之上，因此不存在使针托 22 或者针 28 向前移动的压力。喷射
15 压力可被定义为位于液腔 68 中的作用于夹持器暴露面积上的压力，该力产生足够克服夹持力的压力，以便夹持器 66 能够通过向前移动和持久地释放针托 22 来“松开”。

一些使用者有着结实的手和很大的力量，在注射时，在紧急事件中的外部极点上可在活塞上产生十五至十八磅之多的力。要想施加大于十八磅的力，这
20 对于任何人而言被认为是几乎不可能的。这被认为是必须要考虑到的力的最大期望值，以便在注射的同时，环状物 66 不会松开。对各种液腔 68 的最大横截面积和暴露于液压的夹持器 66 面积的选择，是为了使喷射压力大于液腔 68 中的、在注射期间由拇指作用在活塞头上的最大期望压力所产生的压力的最大期望值。这个比例最好是二比一，更好的是三比一或更多，以便于在维持高喷射
25 压力的同时，在适当位置上支撑该收缩装置的夹持力可被保持在一个舒适地较低平面上。

可移动的挡块 42 有着一类似松开的问题要考虑。使挡块 42 的前端和中部稍稍地脱离开口 41，以便使液腔 68 中的液压对准配合环槽脊 44 和 46 上的最大横截面积，并促使挡块 42 松开。摩擦夹持力由环槽脊 44 和 46 产生，该力
30 被称作是必须在收缩前被克服以便向后滑动挡块 42 的移动力。穿过各种液腔 68 内部的最大横截面积与暴露于液腔 68 中压力的挡块 42 的最大横截面积之比

的选择，是为了在注射期间由拇指作用在活塞 32 上的最大期望压力将产生略小于移动力的最大力，该移动力即移动挡块所必需的以便挡块 42 在注射期间不松开的力。该比例最好不小于二比一，更好的是三比一或更多，从而在活塞上产生大约十八磅的力，例如，产生一分别在挡块上产生仅仅大约九或六磅的力的压力，以使挡块可以很容易地在注射周期结束时收缩动作之前移动，但不会在注射期间松开。挡块在注射之后，由通过活塞的移动来作用于挡块的拇指所施加的力的作用下移动。

收缩时所使用的部件的安排形式是为了在收缩的过程中避免力的积累。在图 1 中，挡块 42 具有一段超出末端部分 40 的向前延伸部分，该延伸部分使所有的拇指压力在收缩装置的其余任何部分接合前施加到了挡块上。超出末端部分 40 的向前延伸部分与环槽脊 44 和 46 的长度相关，以便挡块 42 的向前延伸部分较可取地相当于接入的环槽脊长度的大约 80%。当挡块 42 往回移动直到其前端与末端部分 40 一般高时，如图 2 所示，还只剩下了大约 20% 的环槽脊。在图 2 中可见，作用于活塞头 48 上的拇指压力已被提供用来部分地移动挡块 42，以便产生缝隙 78 并且剩余的环槽脊部分由面积 80 来表示。

因为我相信摩擦夹持力或者移动力的大小大致上与配合环槽脊 44 和 46 之间的滑动内表面的长度成正比，忽略动态效应，接着便是随着滑动内表面区域的减少，剩余力也随之减少。这就是当挡块 42 从图 1 所示的位置移回至液腔 38 中去，即图 2 所示的位置时发生的变化。由此相信适合将最初的移动力设置到允许图 1 所示位置上的力大约为五磅，当挡块或管塞装置 42 到达图 2 所示位置时，该位置上的力被减小至大约还剩一磅。在描述该点时需注意的是，末端部分 40 的前部最好具有一些纵向延伸的槽或开口，以便由于末端 40 和夹持环 66 的上表面之间的接触，液体不会被液腔 68 的梯形区域所阻挡，如图 2 所示。

在压缩弹簧的同时，活塞通过配合摩擦面 62 和 64 的滑动配合被安装及可脱离地支撑在由筒口开始的过渡区的最狭窄部位，在此之前针托 22 和弹簧 24 被可结合地从针筒的尾部安装。环槽脊的长度和静压配合的大小被较佳地设计，由此提供与由压缩弹簧 24 所提供的大约五磅的收缩力，甚至弹簧可能在收缩方向上所提供的大约半磅的收缩力相对的摩擦夹持力。当针被按压到药水瓶的橡皮密封垫上时，针必须承受一由此产生的、在抽液操作期间不会被移动的后推力。此必要性和喷射压力限制了针托上夹持力的最小值。

再参照图 2，可以看到活塞被进一步压下超出了图 2 所示的第二位置，并将沿着由内侧顶端 72 的外侧表面提供的向内侧滑动面 74 以及沿着向外摩擦面 62 移动夹持环装置 66。随着内接合界面剩余量的减少，继续将夹持器 66 从针托 22 上移开所需的力的大小也减小了，并且活塞环槽脊 44、46 与挡块之间小
5 剩余接合面积 80 较佳地引起挡块 42 在针托 22 被松开前被移动。当剩余的摩擦力在活塞继续压下期间变小并小于由压缩弹簧 24 所提供的收缩力的时候，达到了图 3 所示的发生收缩的收缩位置。

当收缩发生时，针托 22 经过开口 41 移动至收缩腔 38 中。弹簧 24 未被压缩的长度的选择是为了提供足够的向后位移来缩回整个地固定在外部柱体 12
10 内的前端部分 26 的注射针 28，使挡块 42 和它一起移动。同时，活塞头 48 为了防止收缩后的损坏而进入到完全由周边 60 形成的针筒的开口 58 内。对于活塞头 48 是否是在收缩的瞬时或已发生了收缩之后移入开口内是不重要的，这是因为由于提供了连续的拇指压力来启动收缩，所以移动是自动的。足够的向外摩擦面 62 的未接合长度的提供是为了使夹持器 66 能向下移动足够的距离后
15 到达图 3 所示的收缩位置。收缩后，夹持器 66 可较佳地维持停留状态并可防止任何一个可能重新将它与针托 22 的顶端部分接合在一起的任何可能性。在由 63 指定的区域中的环槽脊 62 的直径可被略微地增加，以便当夹持器 66 被末端部分 40 按压时，可为它提供减压作用。

同样属于本发明的意图的是，可分离的夹持器 66 与通过“钉”焊区域中
20 相对小的针托 22 的内侧顶端 72 可移动地连接在一起，该“钉”焊区域对于承受由弹簧 24 提供给针托的收缩力而言是足够的，但此区域通过活塞压下后超出图 2 所示的位置而被断开或脱离，从而释放针托并允许收缩。图 8 所示的是将注意力集中在变化上的、关于有着注射器 12 和针托 22 的部件的可替换的顶端部分 30a 的局部剖面图。注射器剩余部分的结构与图 1-3 所示的结构相同。

25 如图 8 所示，内侧顶端部分 72a 具有一外侧表面 74a 和环绕在连续条带材或圆环的周边上相对一致地向外延伸超出顶端部分 72a 的外围表面 4a 的一个很小的隆起部分或者一系列在水平方向互相隔开一定距离的隆起部分 73。隆起部分位于夹持器 66a 的内侧表面 75 上而不是在针托的表面 74a 上。针托的顶端部分最好为圆形，但也可想象得到的另一种具有为符合此结构形式而相应
30 成形的夹持器 66a 的结构形式。

内侧顶端部分 72a 的内侧表面 75 与内侧顶端部分 72a 的外表面上的隆起

部分 73 相接触，并在两者之间存在一条环绕着它们的小缝隙 77。隆起部分 73 使夹持器 66a 与内侧顶端部分 72a 相连，并可被看作是桥接部分，即承受上述所涉及的喷射压力并在针被按压到药水瓶的橡皮密封垫上为使用作准备时，可克服由弹簧 24 及任何可施加的小的附加力一起施加在针托上的收缩力，而在适当位置上支撑针托。桥接部分可通过将隆起部分 73 于圆环 66a 的内侧表面“钉”焊接在一起而形成，或通过提供将可分离的圆环 66 和针托顶端部分 72a 安装在一起而形成的易折断顶盖桥接部分的任何其它的形式而形成。然而需要做的是，桥接部分必须同时起到在圆环表面和内侧顶端部分之间的密封作用，以便处于压力下的注射液不会从液腔 68 经过缝隙 77 流入装置的筒口部分。所有的注射液必须流经注射液通道 70。

可以看出，当到达图 2 的位置时，在挡块 42 几乎移位并从针托 22a 的内侧顶端部分 72a 处与夹持环 66a 脱离之后，活塞的前部末端部分 40 压向夹持环 66a 上。任何在桥接部分连接分离部件的钉焊断裂、碎裂或以其它方式分开，便从内侧顶端部分 72a 处脱离夹持环 66a，从而从进一步限制中释放针托 22a。它们和由弹簧 24 所提供的力将导致收缩发生在上述和图 3 所示之前。

可确信的是，隆起部分 73 扩大的直径范围大约在千分之一英寸到千分之八英寸之间，这将取决于各种用来制造无缺陷的统一的桥接部分的模制设备的制造能力。可确信的是，对于夹持环和针托而言，为便于钉焊接最好是使用不同的聚合材料，如用较合适的聚氯乙烯(PVC)制造夹持环以及用较合适的聚碳酸酯塑料材料制造针托。将这两部分相连的一条途径是组装它们后将它们暴露在大约 120°C 的温度下二十分钟，或是在它们接触的地方允许它们适当扩散和初步软化。隆起部分在其与夹持环 66a 的外侧表面相接触的地方产生一高单元压力。也可使用超声焊接。将夹持环与针托相连及借助于由活塞提供给夹持环的力而脱离的涂层或粘合剂也在本发明的意图之内。

图 5-7 所示为一个替代的注射器 82。如图 5 所示，注射器 82 具有一空心的注射器外部柱体 84。柱体 84 具有一纵向延伸管壁，包括一细长针筒 86 和一筒口 88，并有一连接该针筒和筒口的过渡区 90。置于筒口 88 内并安装于前部的收缩装置总地用标号 92 来标识。它包括细长针托 94 和弹簧 96 的组合。该针托具有一细长柱体，在其前端具有为支撑针 28 的针托部分 100 以及在其后端具有顶端部分 102。在这个实施例中，顶端部分 102 是整个具有针托 94 的剩余部分的顶端部分的一部分。弹簧 96 在收缩方向上提供给顶端部分 102 一收

缩力。

总地用标号 104 来标识的活塞是为在针筒 86 中部分地使用而配置的。活塞 104 具有与外部柱体 84 的针筒 86 的内部密封滑动地接触着移动的顶端部分 106。虽然在顶端部分 106 上可使用隔离密封垫，但是本实施例适用于更小的直径，例如 1cc 的注射，并与顶端部分 106 一起使用也可起到密封的作用。在空心活塞 104 的内部具有一收缩腔 108。顶端部分 106 具有为具有一延伸超过末端部分 110 的前端部分的可移动挡块 114 而形成开口 112 的末端部分 110。顶端部分 106 具有一内侧环槽脊 116 并且挡块 114 的后部具有一包括封闭了开口 112 的配合摩擦面的外侧环槽脊 118。外部柱体 84 的后部具有手指夹紧装置 120 和与先前揭示相同的管颈段 54 和活塞头 48。也可使用如图 4A 和 4B 所示的另一种可替代的形式。

末端部分 110 的外部配备有一被设计用来与定位在过渡区附近的小斜面 124 相配合的斜角面 122。外部柱体 84 的内壁和针托的顶端部分 102 具有在如图 5 所示的弹簧压缩的位置上摩擦地支撑针托 102 的配合摩擦面。筒口 88 具有相对于针筒减小了的直径。在外部柱体上有一最狭窄的部分，即针托 94 的顶端部分 102 被摩擦地接合的地方。外部柱体在筒口 88 开始的过渡区的最狭窄部位上具有一向内配合面或环槽脊 126。类似地，顶端部分 102 具有一向外配合摩擦面 128，此向外配合摩擦面的形成是为了与向内配合面 126 相配合，以便当收缩装置被从后部安装到筒口内时，可在针托 94 上产生一个夹持力。

配合面 126 和 128 构成一位于收缩方向上的滑动内表面，该内表面封闭了筒口 88。配合面 126 和 128 是较佳的光滑摩擦面，当针托被从后部安装时，该配合面具有静滑动配合，由此提供通过环槽脊 126 和针托 94 的顶端部分 102 之间的摩擦状态来支撑针托 94 的摩擦夹持力。属于本发明意图之内的是一个或两个配合面可使用在配合面被分开来释放针托的同时断裂的涂层或粘合剂。

顶端部分 106 为位于顶端部分 106 之下的各种液腔 130 提供了一个上层界面。针托 94 具有连通液腔 130 和针 28 的注射液通道 132。针托 94 可拆除地与具有一夹持力的配合面或环槽脊 126 和 128 相连，该夹持力大于由压缩弹簧 96 的末端施加给顶端部分 102 的底部的收缩力。针托 94 的直径减小部分 134 伸出筒口 88 的前部开口 136 之外。喷射压力对于替代实施例上的针托不是一个因素。由于针托的前端部分 100 建立或处在筒口 88 的前端部分 136 之上，

因此不存在使针托 94 或者针 28 向前移动的压力。

喷射压力仍被看作是与挡块 114 有关的一个因素。喷射压力将是由活塞头 48 上的、作用在挡块 114 横截面积上的拇指压力产生在液腔 130 中的压力，该压力可克服夹持力，使挡块 114 从开口 112 持久地移位。穿过各种液腔 130 内部的最大横截面积与挡块 114 暴露于液腔 130 中的压力的最大横截面积之比，以及移动挡块 114 所必需的移动力的选择，是为了在注射期间由拇指作用在活塞 104 上的最大期望压力将不会使挡块松开。另外，一旦挡块 114 的前部在注射结束之后与收缩装置相接触，挡块将仍然由活塞上的移动力来移动。该比例最好不小于二比一，更好的是三比一或更大，从而在活塞上产生大约十八磅的力，例如，产生一分别在挡块上产生仅仅大约九或六磅的力的压力，以使挡块可以很容易地在注射周期结束时收缩动作之前移动，但不会在注射期间松开。更小直径的挡块允许在注射期间使用是通过力的直接施加来移动挡块的实际需要的力的二至三倍的拇指压力。

由参照图 5-7，揭示了替代实施例的工作和其它的特性。以常规方式使用注射器，直到活塞被压低至图 5 所示的注射周期结束时的第一位置。挡块 114 具有与针托 94 的顶端部分 102 相接触来阻塞注射液通道 132 的向前延伸端。活塞 104 向着图 6 所示位置的进一步的压下将大部分或全部地移动挡块 114，并通过顶端部分 106 和斜面 124 之间的滑动接触，开始在过渡区上拉动针筒 84。斜面 124 是针筒 86 管壁向内延伸的很小的环形加粗部分，此部分可 采用许多的结构形式。例如，斜面 124 可为在管壁中的一个由连续竖直向下的点划线来表示的很小的分段 125，它在图 5 中被稍微放大了些。

针筒是可伸缩的，并在收缩前被向外拉伸了一小段距离到了图 6 所示的位置上。在这里配合面 126 和 128 被分开了一段距离减小了针托 94 上的夹紧力。图 6 所示的拉伸状态为图解说明被大大放大了。可估算的是，大约只有千分之四英寸的延伸足够从筒口 88 释放针托 94。通过将活塞从图 6 所示位置稍进一步压到图 7 所示收缩位置，当由弹簧 96 提供的收缩力大于针托 94 上的夹持力时，收缩发生了。然后针托 94 沿弹簧 96 的部分经过开口 112 后移入到液腔 108 中。弹簧 96 未压缩的长度的设计用来提供足够的向后位移来缩回固定在前端部分 94 内的注射针 28 并使挡块 114 和它一起移动。同时，活塞头 48 进入位于针筒延伸部分 54 后部的、其外围周边为防止收缩后的干预完全封闭的开口 138 中。

斜面 124 位置和结构的安排是为了在收缩的过程中避免力的积累。挡块 114 的大部分将在由斜角面 122 开始向外挤压斜面 124 所形成的有效阻力前，由活塞 104 上的拇指压力移动。由于在活塞和挡块之间的滑动内表面 116 和 118 的线性减少而使移动力连续减少的缘故，所以斜面 124 位置和接合面角度的选择使具有一相当光滑连续力成为可能。由于斜面 124 相对比较小，仍可以从外部柱体 84 的后部去除分段模制型芯。另外，斜面 124 可为更小直径的分段 125，该分段可避免凹角，由此去除模的阻力就可能发生。收缩后，活塞后部是不易进入的，并且不存在为重复使用而重新安装挡块或针托而可到达挡块或针托的路径。

10 操作中，对于这里所揭示的改进的组合存在着许多进步之处。两个实施例中的挡块和第一个实施例中的可滑动的夹持环的直径，对于液腔的直径而言，使一种耐得住高喷射压力的注射器的产生成为了可能。通过缩小在注射期间暴露于加压注射液的有效表面面积，注射器在注射期间将经受得住大约十五至十八磅的注射拇指压力，与此同时一旦注射液被注射完毕，注射器应随着活塞上五至六磅之少的力而收缩。一旦注射液被注射完毕，力的积累需要同时操作收缩装置而被避免。首先挡块被往回移，然后针托被释放。通过压缩注射器在筒口开始的过渡区附近的直径大小，压缩能够使针托变得更小，依次允许针托适宜于装在具有一空心活塞收缩腔内的更小挡块的一更小开口内。

为灌满注射器必须拉成真空状态。夹持环或针托，如同实施例所示，必须密封注射器柱体的前端筒口，因为否则会失去真空状态，并且注射液会进入到弹簧区域并从前端泄漏出去。外部空心柱体和注射器活塞最好由注射器惯用的、具有一些伸缩性的塑料材料制成。为保持一致的夹持力和移动力，在针托的顶端部分与针筒之间，以及挡块和活塞的顶端部分之间的配合面的直径上的配合公差都不是临界值。这可认为是由于加强的压配合仅仅增加摩擦夹持力直到一个点，然后环绕的管壁仅仅伸长一小段距离，或者内部的部件在缺少相应加大需要用来在收缩方向上移动夹持器或管塞的纵向力的情况下被压缩一小段距离。它是合乎要求的自我校正装置，该装置在制造部件上具有费用和质量上的好处。可以相信，可使用塑料夹持器，并且可获得相同的自我限制摩擦夹持力。

30 在最好的模式中，该挡块和夹持环最好由一种从密苏里州路易斯大街马里维尔中心大道 540 号，并以商标名为 Santoprene 销售的高级弹胶系统

(Advanced Elastomer Systems)得到的、由数字 181-55 指定的热塑性塑料橡胶材料制成。这就是说，在肖氏 A 硬度计刻度上有大约 55 的特性硬度，该硬度允许正好承受压缩的液体阻力大小，以至于该材料在与大多数液体相接触时不会膨胀，允许来维持非温度敏感性的摩擦与密封特性的环境稳定性，通过所有可接受的方法在老化之后维持好性能以及在消毒之后维持高性能。环绕着活塞顶端的活塞密封垫是惯用的。

部件的数量较少并且易于批量生产。替代实施例具有任何防干预收缩式注射器的分离部件的最少数量。该活塞具有一有着过渡区和狭窄筒口部分的一件式外部空心柱体。内径为能绕一能从尾部抽出的不可拆型芯模制，自前部至后部分级跃变为更大直径。对于活塞也同样如此。

组件可被大大地简化并可用高速的机加工设备来完成。针托和弹簧可从没有针的针筒尾部进行安装。在第一个实施例中，夹持器被迫装配在针托的内侧顶端上，与未压缩的弹簧一起的组件被向前推压并在压缩弹簧的同时，通过内侧及外侧配合面的滑动配合来被支撑。针托的前端穿过便于通过常规设备从前端安装注射针的位于筒口内的开口。替代实施例除了不存在环绕着针托顶端的可分离的夹持器之外，以相同的方式装配。

狭窄筒口为机器组装提供一个特别的进步之处。该筒口具有一限定封闭弹簧和针托组合的细长内腔的管壁。在装配期间，该内腔作为引导针托和弹簧由未压缩态成为压缩态的导向物。这解决了一个重要的装配问题。倘若在筒口内弹簧的周围存在着太多的横向空间，当未压缩态的弹簧被压缩时，它就成为了一个横向弯曲并聚集在一起引起堵塞的横向不固定的柱形物。再加之，直接位于夹持器 66 之下的缝隙底部的圆边将进一步便于弹簧端的引入。

挡块同样可通过向前推压它直到配合环槽脊被滑动配合来从活塞尾部安装。然后，管塞 50 被迫装配或以其他方式固定在位于活塞后端的开口内，并且活塞被安装在外部柱体内。没有必要设法穿过通过具有稍不呈直线即可能引起中止操作的狭窄开口的细长柱体的尖锐的注射针。针托顶端不仅作为支撑装置而且同时起到密封垫的作用，以至于筒口末端不再需要密封垫，并且不再需要分离部件的超声波焊接。

没有必要使用任何种类的内部扣紧齿。不需要用来支撑收缩装置或者用来在收缩后固定活塞用的扣紧齿。扣紧齿带来难以模制以及质量控制的问题，往往会产生温度敏感性并往往需要一种大直径的针筒，这将增加过早松开的问题。

题。除由夹持器从针托顶端分离和挡块移动所提供的不可重复使用性之外，由于活塞在位于外部柱体后端的开口中被压下，所以活塞在收缩后不可再使用。这个附加的防干预特性在一种一件式柱体中即可提供，而没有钩住或缠住任何东西的必要性。简易地制造和装配位于收缩腔后端的管塞可防止进入收缩的部件。根据美国专利法 35 条第 203 节，联邦政府对本发明具有权利。联邦政府对本发明拥有非排他性、不可取消的非转让性、以及全部偿付许可证。

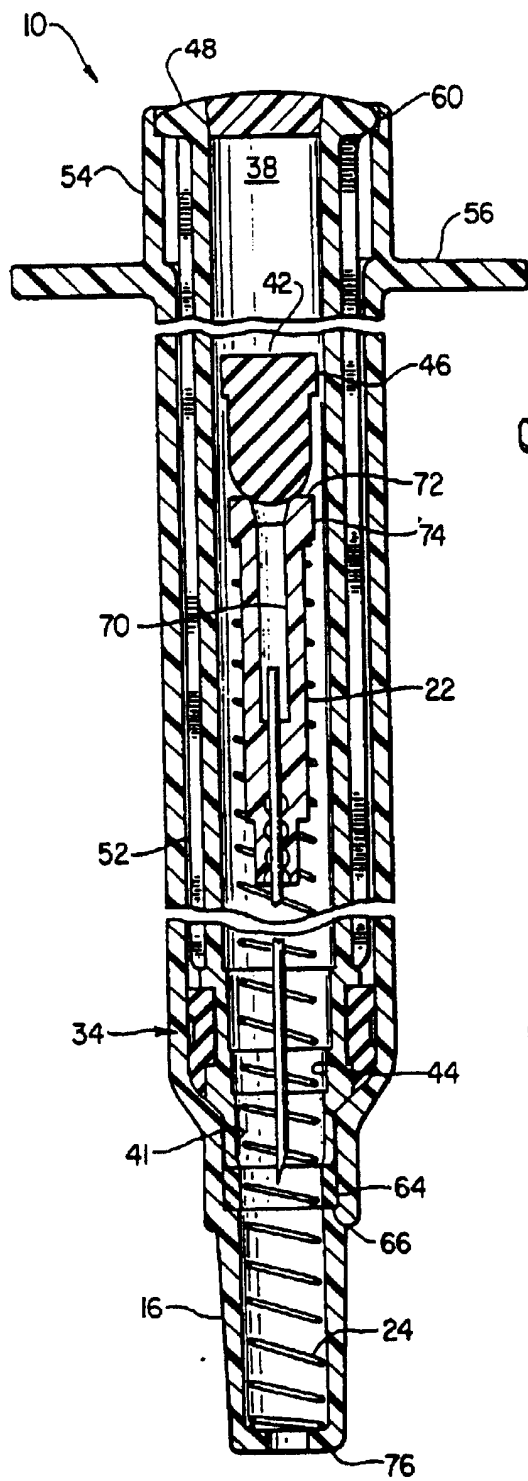


图 3

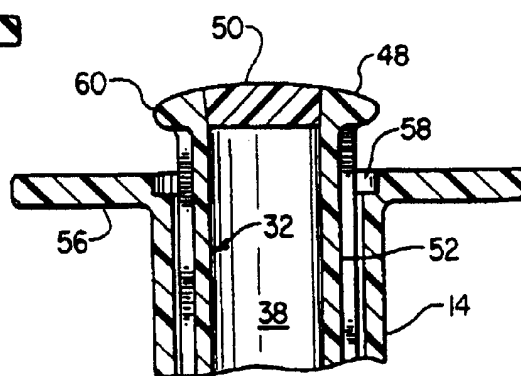


图 4A

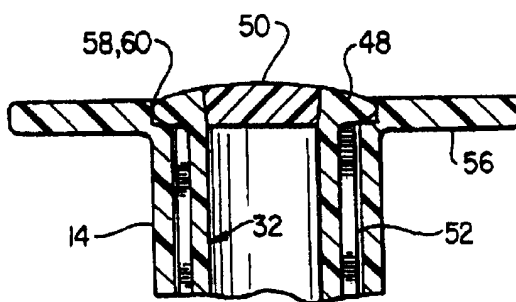


图 4B

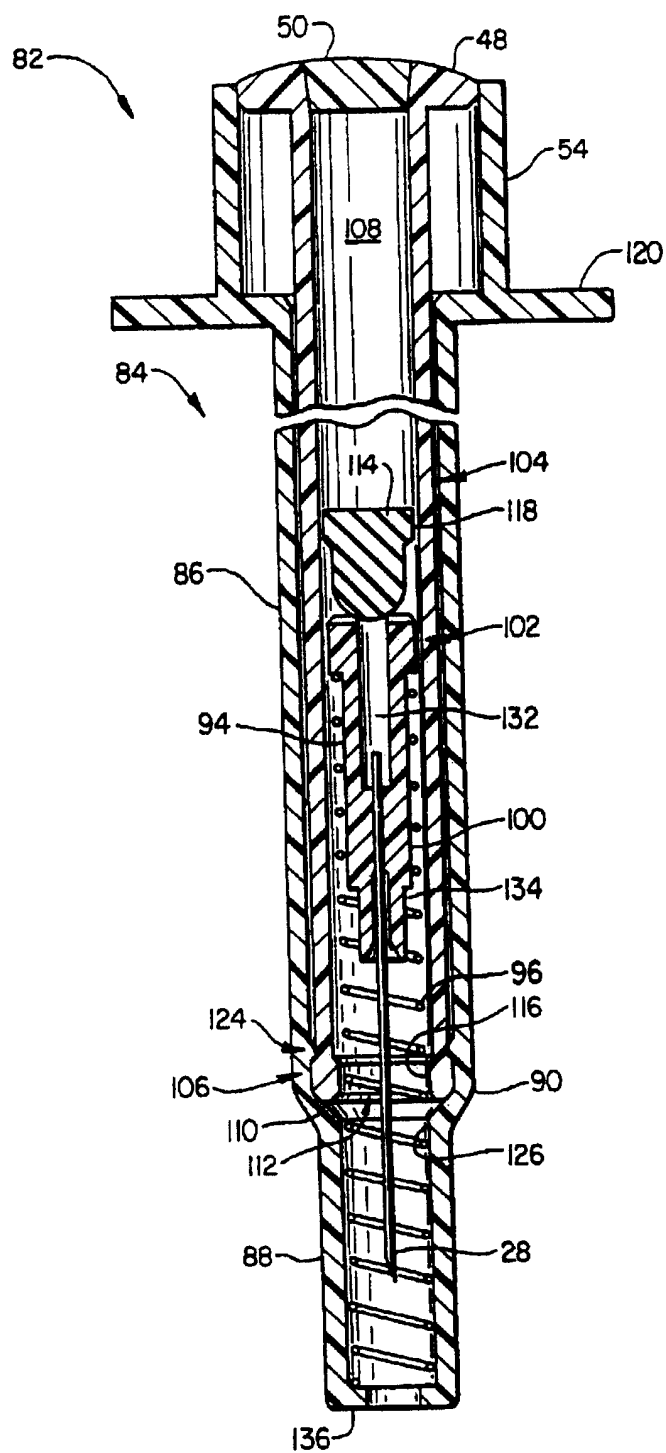


图 7

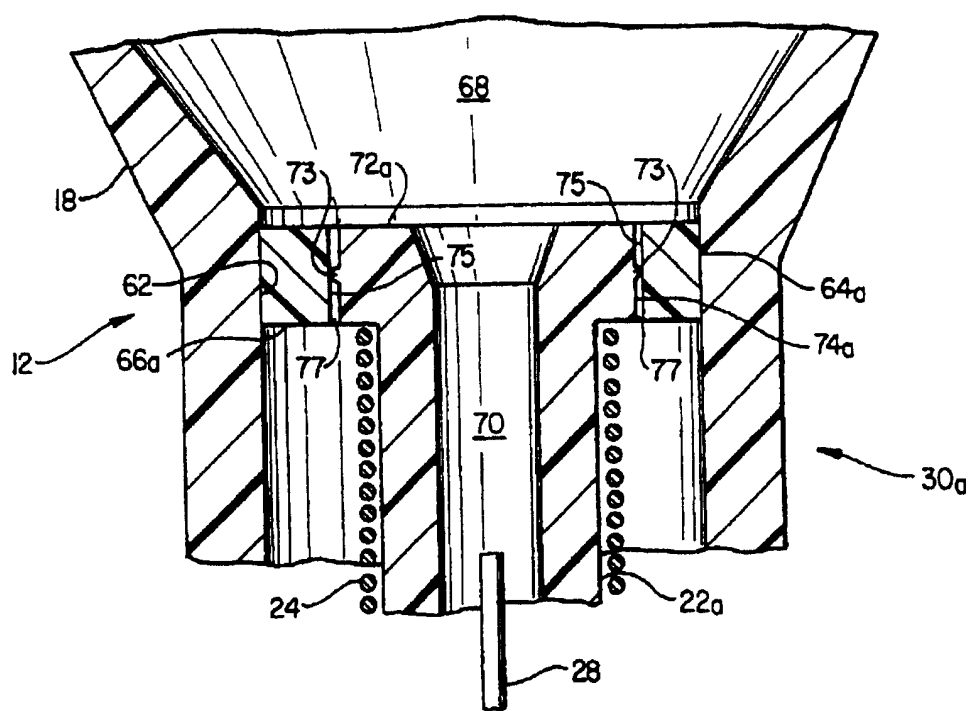


图 8