



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 105561443 B

(45) 授权公告日 2021.07.13

(21) 申请号 201510726904.7

(51) Int.CI.

(22) 申请日 2015.10.30

A61M 5/178 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61M 5/50 (2006.01)

申请公布号 CN 105561443 A

A61M 5/315 (2006.01)

(43) 申请公布日 2016.05.11

A61M 5/31 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61M 5/32 (2006.01)

62/073,748 2014.10.31 US

CN 20252220 U, 2016.05.25

62/105,624 2015.01.20 US

CN 103648559 A, 2014.03.19

(73) 专利权人 L.O.M.实验室股份有限公司

CN 103648559 A, 2014.03.19

地址 加拿大不列颠哥伦比亚

WO 2006/024172 A1, 2006.03.09

(72) 发明人 S.E.卡斯塔诺恩 R.E.沃洛舒克
W.M.特里

US 8758296 B2, 2014.06.24

审查员 姚媛

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

权利要求书4页 说明书19页 附图21页

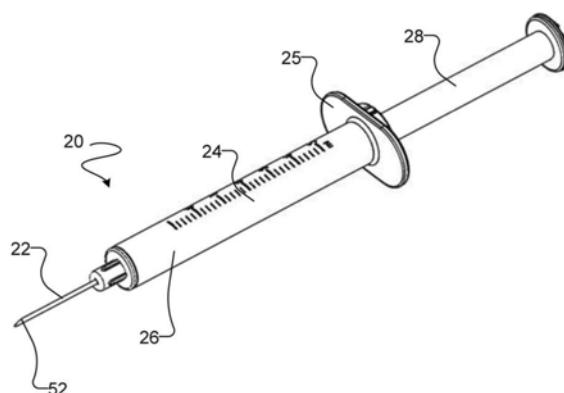
代理人 葛飞

(54) 发明名称

可伸缩针式注射器

(57) 摘要

一种可伸缩针式注射器包括：注射器筒；柱塞，其滑动地设置在该注射器筒内且与该注射器筒密封配合，该柱塞具有限定在其中的缩回腔；针头，其连接到该注射器筒的远端，并且与该柱塞远端的该注射器筒内限定的药剂室流体相通；针头接口，其用于固定该针头在该注射器筒的远端；锁尖，其设置在该柱塞的远端，该锁尖与该缩回腔密封配合且开始固定在该缩回腔内克服由使用者施加的装载力或注射力，并且在使用者施加注射后力时响应于注射剂的释放而释放以滑动地缩回在该柱塞腔内；推进剂释放单元，其设置在该针头接口的远端且包含推进剂；以及刺破机构，其设置为响应于使用者施加的该注射后力而刺破该推进剂释放单元因此驱动该缩回组件缩回在该缩回腔内。



1. 一种可伸缩针式注射器,其包括:

注射器筒;

柱塞,其滑动地设置在该注射器筒内且与该注射器筒密封配合,该柱塞具有限定在其中的缩回腔,在该可伸缩针式注射器致动时该缩回腔用于容纳针头;

针头,其连接到该注射器筒的远端,并且与该柱塞远端的该注射器筒内限定的药剂室流体相通;

针头接口,其用于固定该针头在该注射器筒的远端,该针头接口开始固定在辅助壁内克服由使用者施加的装载力或注射力,并且响应于使用者施加的注射后力从该辅助壁分开;

锁尖,其设置在该柱塞的远端,该锁尖与该缩回腔密封配合且开始固定在该缩回腔内克服由使用者施加的装载力或注射力,并且在使用者施加注射后力时响应于注射剂的释放而释放以滑动地缩回在该缩回腔内,该锁尖响应于该注射后力与该针头接口配合以提供缩回组件,该缩回组件包括该锁尖、针头接口和该针头;

推进剂释放单元,其设置在该针头接口的远端且包含推进剂;以及

刺破机构,其设置为响应于使用者施加的该注射后力而刺破该推进剂释放单元因此驱动该缩回组件缩回在该缩回腔内;

其中该针头接口包括位于该针头接口的近端部分的针头接口的内表面上的锥形密封部分,其中该柱塞的锁尖包括中心突起,其具有与该针头接口的锥形密封部分互补的锥形表面,以使得该锥形密封部分和该锥形表面能够在施加注射后力时接触在一起从而形成密封接触;以及

其中该辅助壁包括通过其轴向延伸的中心孔,以及周边限定在该中心孔的内侧部分的径向向外突出的通道,且其中该针头接口包括径向向外突出的接合特征,用于开始与该通道密封配合,该接合特征响应于使用者施加的注射后力能够从该通道中位移。

2. 如权利要求1中限定的可伸缩针式注射器,其中该针头接口的锥形密封部分包括大致上的圆柱形表面,其从该锥形密封部分的近端至该锥形密封部分的远端向内倾斜,且其中该柱塞的锁尖的中心突起包括大致上的圆柱突起,所述圆柱突起从其近端至其远端向内缩进。

3. 如权利要求2中限定的可伸缩针式注射器,其中该锁尖包括在刚性组件上的柔性组件的包塑件,且其中在该刚性组件上提供柱塞锁紧边缘,而在柔性组件上提供该锁尖的中心突起。

4. 如权利要求3限定的可伸缩针式注射器,其中该锁尖包括两个轴向对准的密封环,其设置在该锁尖的外圆周上以密封配合该缩回腔,其中在包塑的锁尖的柔性组件上设置密封环。

5. 如权利要求3-4中任一项限定的可伸缩针式注射器,其中一个或多个径向向内延伸的捕捉突起提供在柱塞的缩回腔的远端中,且其中该锁尖包括一个或多个远端凹槽,其用于将所述锁尖与所述捕捉突起配合,该远端凹槽与该捕捉突起之间的配合足够坚固以承受施加的装载力或注射力,但响应于使用者施加的注射后力是可释放的,其中在该包塑的锁尖的刚性组件上提供远端凹槽。

6. 如权利要求1中限定的可伸缩针式注射器,其中在该通道的近端处在该中心孔中设

置第一轴向向内突出的支撑突起,该第一轴向向内突出的支撑突起开始限制该针头接口在近端方向的移动克服使用者施加的装载力或注射力。

7. 如权利要求6中限定的可伸缩针式注射器,其中在该通道的远端处在该中心孔中设置第二轴向向内突出的支撑突起,且其中该辅助壁对称于该辅助壁的轴向中心线。

8. 如权利要求7中限定的可伸缩针式注射器,其中该辅助壁的中心孔的表面设置有辅助壁表面特征,由使用者施加注射后力使该针头接口从该辅助壁释放后,该表面特征防止该辅助壁和该针头接口之间形成气密密封,其中该辅助壁表面特征包括通气通道,该通气通道沿该第一和第二轴向向内突出的支撑突起轴向延伸。

9. 如权利要求8中限定的可伸缩针式注射器,其中该针头接口的径向外突出接合特征包括O型环密封件和至少一个锥形密封件,该锥形密封件设置为与设置在该辅助壁的第一和第二轴向向内突出的支撑突起上的相对应的锥形表面配合。

10. 一种可伸缩针式注射器,包括:

筒,所述筒具有限定在其中的药剂室;

柱塞,其在该筒内轴向滑动以将药剂抽入该筒内限定的所述药剂室且用于将药剂注入患者,该柱塞具有在其中的缩回腔;

锁尖,配合在该缩回腔内的该柱塞的远端,该锁尖开始固定为克服由使用者施加的装载力或注射力,但是响应于使用者施加的注射后力而可移动,以允许该锁尖在该缩回腔内缩回;

辅助壁,开始与该筒配合靠近该筒的远端,该辅助壁响应于使用者施加的该注射后力在远端方向上可移动;

针头接口,开始由该辅助壁固定克服由使用者施加的装载力或注射力,该针头接口与该锁尖配合以提供缩回组件,其包括该锁尖、该针头接口以及针头,且该针头接口在使用者施加的注射后力时可从该辅助壁释放;

针头,从该筒的远端突出,该针头固定至该针头接口;

单一推进剂释放结构,其设置在该筒中该针头接口的远端;以及

可移动的刺破机构,用于在使用者施加注射后力时刺破该单一推进剂释放结构,因此驱动该缩回组件缩回至该缩回腔中,

其中该针头接口包括位于该针头接口的近端部分的针头接口的内表面上的锥形密封部分,其中该柱塞的锁尖包括中心突起,其具有与该针头接口的锥形密封部分互补的锥形表面,以使得该锥形密封部分和该锥形表面能够在施加注射后力时接触在一起从而形成密封接触;以及

其中该辅助壁包括通过其轴向延伸的中心孔,以及周边限定在该中心孔的内侧部分的径向向外突出的通道,且其中该针头接口包括径向向外突出的接合特征,用于开始与该通道密封配合,该接合特征响应于使用者施加的注射后力能够从该通道中位移。

11. 如权利要求10中限定的可伸缩针式注射器,其中该单一推进剂释放结构包括限定在该筒的远端部分中的筒通道,该筒通道包括底部、内壁和外壁,具有在该内壁和外壁的上边缘之间延伸的密封件以将推进剂包含在该单一推进剂释放结构中。

12. 如权利要求11中限定的可伸缩针式注射器,其中该筒通道是不连续的。

13. 如权利要求11或12中限定的可伸缩针式注射器,其中该筒通道包括不规则或不对

称的形状。

14. 如权利要求1、10至12任一项中限定的可伸缩针式注射器，其中该针头接口包括接近该针头接口的近端部分的倒钩，且其中该锁尖包括比该倒钩相对软的材料，以使得该倒钩在用户施加该注射后力时可以与该锁尖配合以提供缩回组件。

15. 如权利要求14中限定的可伸缩针式注射器，其中该锁尖开始通过真空锁固定在该缩回腔内。

16. 如权利要求1、10至12任一项中限定的可伸缩针式注射器，其中该针头接口包括位于该针头接口的近端的针头接口锁紧元件，且其中该柱塞的锁尖包括至少一个柱塞锁紧边缘以与该锁紧元件以扣合配合的方式来配合，其中该针头接口锁紧元件的近端包括向外径向缩进的锥形部分，并在该锥形部分的外侧远端边缘处提供一个大致上径向延伸的针头接口锁紧边缘，以使得该柱塞锁紧边缘能够在远端方向上滑过该锥形部分并与该针头接口锁紧边缘配合。

17. 如权利要求16中限定的可伸缩针式注射器，其中该锁紧元件是基本上圆柱形的。

18. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，其中该注射器筒的外表面包括径向向内延伸的辅助壁保持特征，用于限定在装配期间将辅助壁插入注射器中的轴向位置，其中该辅助壁保持特征具有近端成角部分，其在近端方向上从辅助壁保持特征的内边缘径向向外倾斜。

19. 如权利要求18中限定的可伸缩针式注射器，其中该辅助壁保持特征包括一个或多个离散的突起。

20. 如权利要求19中限定的可伸缩针式注射器，其中该辅助壁的近端侧向远端方向缩进，从该近端侧的外边缘至该近端侧的中心，且其中该辅助壁的近端侧的外边缘开始设置在该辅助壁保持特征的近端。

21. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，包括通过该柱塞的通气孔，其中该通气孔轴向设置在该缩回腔内，正好位于该锁尖的完全缩回位置的远端。

22. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，包括形成在缩回腔的外表面上的凹槽，用于在缩回后排出多余的推进剂，其中该凹槽从正位于该锁尖的完全缩回位置的远端的该缩回腔中的位置向该缩回腔的近端部分轴向延伸。

23. 如权利要求22中限定的可伸缩针式注射器，包括通过该柱塞的远端柱塞末端凸缘的孔，以允许即使在该柱塞到达其行程的远端极限后推进剂仍可通过该凹槽流动。

24. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，包括提供在注射器的近端的反篡改环，该反篡改环包括具有与该柱塞的近端的形状互补的环，该反篡改环从该注射器向近端延伸以大致包围该柱塞的近端来防止工具插入该柱塞的末端和该注射器之间。

25. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，包括至少一个柱塞锁紧元件，用于将该柱塞锁紧在该注射器筒中位于或接近该柱塞的行程的远端极限，其中该柱塞锁紧元件包括至少一对相对应的互补的扣合配合接合构件，其设置在该注射器和该柱塞的每个近端，该互补的扣合配合接合构件是彼此间可滑动通过的以允许该柱塞在远端方向的移动，但是在该扣合配合接合构件已经在远端方向彼此滑过后，其是能够扣合配合的从而防止该柱塞在近端方向上的移动。

26. 如权利要求1中限定的可伸缩针式注射器，其中该刺破机构包括至少一个刺枪，且

其中该刺枪包括至少一个侧面凹口以在刺破该推进剂释放单元期间为推进剂提供流动路径。

27. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，其中该推进剂包括七氟丙烷 (heptafluoropropane)。

28. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，包括至少一个提供在该柱塞的远端的通气孔，以允许当针头缩回后将空气从该缩回腔中排出，其中该柱塞的远端包括柱塞表面特征，用来防止阻闭该至少一个通气孔，且其中该柱塞表面特征包括一系列轴向延伸的拇指脊。

29. 如权利要求1、10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，其中所述辅助壁包括从其外边缘在向内方向上向远端倾斜的成角度的近端边缘，并且其中所述柱塞的远端包括相应的锥形表面。

30. 如权利要求10至12中任一项限定的可伸缩针式注射器，其中该刺破机构包括至少一个刺枪，且其中该刺枪包括至少一个侧面凹口以在刺破该单一推进剂释放结构期间为推进剂提供流动路径。

可伸缩针式注射器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年10月31日提交的美国临时专利申请62/073,748和2015年1月20日提交的美国专利申请62/105,624的优先权和权益,两者的全部内容通过引用结合于此

技术领域

[0003] 本发明的一些实施例涉及具有可伸缩式针头的注射器。在一些实施例中,该注射器是气动致动的可伸缩针式注射器。

背景技术

[0004] 众所周知,很多危险的传染病是通过接触被感染者的体液来传播。在使用注射器后,剩余的体液很可能保留在注射针头上或之内。因此,注射器典型的仅用于一次性使用。为了使用后被安全的处理,注射器的针头必须被覆盖以防止其意外地刺到例如是收集注射器来处置的人,由此将剩余的体液释放至此人体内。典型的,提供具有保护盖的注射器,在注射器使用后,保护盖可以用于覆盖针头的尖端。然而,有时会发生这样的情况,试图盖住使用过的针头的人错过了盖,并意外地刺到了自己,导致可能暴露于传染病。

[0005] 因此,希望能提供一种注射器,其中针头在使用后可以缩入注射器。该注射器可伸缩的针头,其中针头的收缩时通过气动致动的方式来实现,该方式已经由例如Klippenstein的美国专利No.5,868,713和Klippenstein的美国专利No.7,811,259所示例,此两者以引用的方式结合至此。

[0006] 相关技术和与之相关的限制的前述示例是说明性目的,而不是排它的。通过对说明书的阅读以及对附图的研究,相关技术的其它限制对于本领域技术人员将变得明显。

发明内容

[0007] 在一方面中,提供一种可伸缩针式注射器。该注射器具有注射器筒;柱塞,其滑动地设置在该注射器筒内且与该注射器筒密封配合,该柱塞具有限定在其中的缩回腔,在该可伸缩针式注射器致动时该缩回腔用于容纳针头;针头,其连接到该注射器筒的远端,并且与该柱塞远端的该注射器筒内限定的药剂室流体相通;针头接口,其用于固定在该注射器筒的远端的针头,该针头接口开始固定在辅助壁内克服由使用者施加的装载力或注射力,并且响应于使用者施加的注射后力从该辅助壁分开;锁尖,其设置在该柱塞的远端,该锁尖与该缩回腔密封配合且开始固定在该缩回腔内克服由使用者施加的装载力或注射力,并且在使用者施加注射后力时响应于注射剂的释放而释放以滑动地缩回在该柱塞腔内,该锁尖响应于该注射后力与该针头接口配合以提供缩回组件,该缩回组件包括该锁尖、针头头部和该针头;推进剂释放单元,其设置在该针头接口的远端且包含推进剂;以及刺破机构,其设置为响应于使用者施加的该注射后力而刺破该推进剂释放单元,进而因此驱动该缩回组件缩回在该缩回腔内。

[0008] 在另一方面,一种可伸缩针式注射器,其具有筒;柱塞,在该筒内轴向滑动用以将

药剂抽入该桶内限定的药剂室中并且将药剂注入患者,该柱塞具有在其中的缩回腔;锁尖,配合在该缩回腔内的该柱塞的远端;辅助壁,开始与该筒配合靠近该筒的远端,该辅助壁响应于使用者的施加的该注射后力在远端方向上可移动;针头接口,开始由该辅助壁固定,该针头接口与该锁尖配合以提供缩回组件,该缩回组件包括该锁尖、该针头头部和该针头,且该针头接口响应于使用者施加的注射后力从该辅助壁分开,该针头从该筒的远端伸出,该针头固定至该针头接口,单一推进剂释放结构,其设置在筒中的针头接口的远端,以及刺破机构,在使用者施加该注射后力时可移动的刺破该单一推进剂释放结构因此驱动该缩回组件缩回在该缩回腔内。

[0009] 在一些方面中,该针头接口具有倒钩,而该锁尖由比该倒钩相对软的材料制成,以使得该倒钩在用户施加该注射后力时可以与该锁尖配合以提供缩回组件。

附图说明

[0010] 示例实施例以附图中的参考图形示出。本文公开的实施例和附图应当被被认为是说明性的而非限制性的。

- [0011] 图1是可伸缩针式注射器的示例实施例的透视图。
- [0012] 图2是图1示出的实施例的横截面视图。
- [0013] 图3是示出了针导的示例实施例上的对准片的透视图。
- [0014] 图4是示出了形成在针盖的示例实施例中的凹槽的透视图。
- [0015] 图5示出了推进剂释放单元的示例实施例。
- [0016] 图6示出了图5中描述的推进剂释放单元的示例实施例的横截面视图。
- [0017] 图7是根据示例实施例的针头接口的透视图。
- [0018] 图8是图7中描述的针头接口的横截面视图。
- [0019] 图9A是根据示例实施例的辅助壁的透视图。
- [0020] 图9B是根据示例实施例的辅助壁的横截面视图。
- [0021] 图9C是注射器筒的示例实施例的端视图,示出了辅助壁保持特征的示例实施例的构造。
- [0022] 图9D是注射器筒的示例实施例的部分横截面视图,示出了辅助壁保持特征的示例实施例的构造。
- [0023] 图10是部分横截面视图,示出了示例实施例的部件。
- [0024] 图11A是根据一示例实施例的锁尖的透视图。
- [0025] 图11B是锁尖的第二示例实施例的透视图
- [0026] 图11C是图11A中示出的锁尖的示例实施例的横截面视图。
- [0027] 图12示出了根据一示例实施例的柱塞的部分透视视图。
- [0028] 图13是根据一示例实施例的透视视图,示出了柱塞锁紧特征的配合,其在柱塞的行程的下游(即远端)极限处或接近此处将柱塞锁紧。
- [0029] 图14是更详细的示出了图13的示例柱塞锁紧特征的横截面视图,其中柱塞稍微从注射器筒中抽出。
- [0030] 图15是根据示例实施例的横截面视图,示出了多余推进剂排出机构。
- [0031] 图16示出了针导的示例实施例上的示例刺枪。

- [0032] 图17示出了示例实施例上的柱塞保持特征。
- [0033] 图18是注射器组件的横截面视图,示出了药剂注射完成后,正好在用户施加注射后力之前的装置的示例实施例。
- [0034] 图19是注射器组件的横截面视图,示出了用户施加注射后力后,已创造出针头缩回组件后,且正好在针头缩回组件响应于释放的推进剂施加的压力而缩回之前。
- [0035] 图20是注射器组件的示例实施例的横截面视图,示出了在其完全缩回位置的针头缩回组件
- [0036] 图21是示出了柱塞的示例实施例的俯视图,该柱塞具有柱塞内表面中的凹槽或键槽,用于在针头缩回后排出多余的推进剂。
- [0037] 图22是柱塞的示例实施例的横截面图,该柱塞具有柱塞内表面中的凹槽或键槽,用于在针头缩回后排出多余的推进剂
- [0038] 图23是可伸缩针式注射器的示例实施例的横截面视图,其具有单一推进剂释放结构。
- [0039] 图24A和图24B是不同的通道结构的横截面视图,其可以用于提供单一推进剂释放结构。
- [0040] 图25是可伸缩针式注射器组件的又一示例实施例的横截面视图,其具有单一推进剂释放单元。
- [0041] 图26是图25中示出的实施例的放大截面视图,正在缩回机构致动之前,在注射行程结束时。
- [0042] 图27是图25中示出的实施例的放大截面视图,正在由于使用者施加注射后力致动缩回机构之后,在针头缩回组件开始缩回之前。
- [0043] 图28是图25中示出的实施例的放大截面视图,示出了在缩回位置的针头。

具体实施方式

- [0044] 以下全部的描述具体细节将被阐述以为本领域技术人员提供更透彻的理解。然而,众所周知的元件可能不会被示出或详细的描述以避免不必要的模糊本公开。相应的,描述和附图被认为是说明性的,而不是限制性的。
- [0045] 在本说明书中,“密封”或“密封配合”意味着两个元件以足够的密封能力配合以使得其可以有效的执行其提供的密封功能。
- [0046] “远端”意味着当注射器组件处于已装配的状态时朝向针头的方向。“近端”意味着与远端相对的方向,即当注射器组件处于已装配的状态时远离针头的方向。
- [0047] “下游”意味着远端方向的方向,即朝向针头,参考注射药剂至患者的通常方向。“上游”意味着与下游相对的方向,即近端方向,例如,当药剂被从供应瓶抽入注射器中为后续注射时液体流动的方向。
- [0048] “向内”意味着朝向注射器的轴向中心线的方向。“向外”意味着朝向注射器的外侧的方向,即远离注射器的轴向中心线。
- [0049] “注射力”意味着典型的由使用者施加至注射器的柱塞以将药剂注入患者的力量。
- [0050] “注射后力”意味着在使用者完成药剂注射后所施加的以致动下文所描述的推进剂致动收缩机构的力。在一些实施例中,注射后力大于注射力。

[0051] “装载力”意味着当抽取药剂至注射器中以准备对患者给药时典型的由使用者施加的力。

[0052] 参考图1,在可伸缩针式注射器的一个实施例中,皮下注射针22连接至注射器24以用于利用柱塞28来对患者给药。注射器24具有筒26、可滑动地设置在筒26内且与筒26密封配合的柱塞28、以及位于筒26的远端的可收缩针头22。整个注射器24、柱塞28以及针头22的组件提供注射器组件20。在示出的实施例中,注射器24具有3mL的容量,其具有提供在注射器24的筒26上的刻度体积标记,但是可以制作具有任何希望的体积的注射器,而刻度体积标记是存在于一些实施例中的可选特征。

[0053] 参考图2,在可伸缩针头22、柱塞28的远端以及注射器筒26的内表面之间限定出药剂室3,以容纳要施用给注射对象的药剂。当注射器组件处于已装配构造时,药剂室30与针头22流体相通,而柱塞28可滑动地设置在筒26内且与筒26密封配合以通过针头22移动药剂室30中的流体。

[0054] 注射器24优选的包括随其一起形成或附加至其的凸缘25以方便使用者抓握和使用注射器组件。在一些实施例中,提供凸缘25于注射器24的近端或接近注射器24的近端。凸缘25可以是任何合适的形状和构造以方便使用者使用注射器组件20,例如是由注射器24的筒26径向向外突出的通常的圆形或椭圆延伸,或者一对相对的突片,作为指套以方便使用者相对于柱塞28操作注射器24。

[0055] 针头22由注射器24的远端突出,而针头22的中空内部与药剂室30流体相通,以使得药剂可以输送至患者。针头22通过针头接口32和辅助壁60来牢固地固定以使得当注射器组件在正常使用时,即在将药剂装载入药剂室30期间以及在将药剂注射至注射对象期间,针头22可以被牢固的固定。针头22是可释放的(经由如下文所描述的针头接口32的释放)响应于由刺破推进剂释放单元34而施加的力,以使得当使用者施加注射后力时,针头22可以缩入注射器24的本体中,如下文所描述。

[0056] 在一些实施例中,提供盖50(图4)以覆盖使用之前的针头22。盖50可以层压、粘接、扣合、压合或者贴附于针导80(下文所描述)以在使用之前将其固定。在可替代的实施例中,盖50可以固定至注射器筒26的远端部分。盖50可以被折断或者以任何合适的方式移除以暴露要使用的针头22。在一些实施例中,盖50包括径向向外突出的、纵向延伸的脊55,或者其他方便移除盖50的表面特征。在一些实施例中,可以提供多个对准和/或对齐特征以将盖50与注射器24的远端和/或针导80相配合,如下文所描述。

[0057] 参考图3和图4的示出的实施例中,为固定盖50至注射器24,提供多个径向向外突出的对准片40于针导80的远端部分的外圆周上,并设置和配置为与形成在盖50的内表面的近端处的相对应的凹陷通道41对准。对准片40和凹陷通道41的滑动配合引导盖50至固定的位置。为固定盖50于固定的位置,示出的实施例还包括多个径向向外延伸的捕捉突起42(在示出的实施例中的每个对准片40上设置一个),其与形成在盖50的内部的多个相对应的对齐凹陷43配合。所描述的示例实施例仅是一种可以固定盖50至注射器24以覆盖针头22的方式,且任何合适的针头覆盖可以用于此目的。

[0058] 为提供气动力以缩回针头22,并参考图2,提供推进剂释放单元34于注射器筒26的推进剂释放室36中,以及提供刺破装置,例如是刺枪38,以在使用者施加注射后力时刺破推进剂释放单元。在一些实施例中,刺枪38提供在推进剂释放室36中。由推进剂释放单元34至

推进剂释放室36的推进剂释放对如下文所述的针头缩进组件108施加力,以使针头22缩回至限定在柱塞28中的缩回腔29中。

[0059] 在示出的实施例中,特别参考图5和图6,推进剂释放单元34的示意性实施例具有刚性的外壳46,其限定出其中的推进剂室47。推进剂被保持在推进剂室47中,其外壳包容推进剂。在示出的实施例中,通过密封膜48配合刚性外壳46的上缘的密封配合来保持推进剂。推进剂释放单元34的示例可以用于本发明的一些实施例中,其包括气体释放单元,气体释放单元例如是2014年3月26日提交的题为气体释放单元的专利合作条约专利申请No.PCT/IB2014/060187中所描述的,其全文通过引用结合至此。在其它实施例中,也可以使用其它类型的包含推进剂的推进剂释放单元或者外壳,推进剂释放单元34中可包含可以混合在一起以产生气体的两种物质,等等。

[0060] 在示出的实施例中,推进剂释放单元34具有轴向延伸的中心孔49,以使得推进剂释放单元34的整个形状为具有中心延伸孔49的圆柱形,由此允许针头22穿过推进剂释放单元34。在示出的实施例中,推进剂释放单元34的内圆周提供有多个轴向延伸的脊51,其径向向内突出。在一些实施例中,脊51帮助确保推进剂流动的通道随时可用,以使得当推进剂释放单元34中包含的推进剂被释放时,推进剂可以流经该通道以到达下文所述的针头缩进组件108。在示出的实施例中,推进剂释放单元34的中心孔49环绕针导80的伸长的中心颈84(图10),而脊51在推进剂释放单元34被刺破后帮助防止推进剂释放单元34的内圆周和伸长的中心颈84之间形成密封。在具有其它的构造的实施例中,脊51可以帮助防止推进剂释放单元34和注射器组件20的其它组件之间形成密封。在一些实施例中,脊51被省略,而推进剂释放单元34和注射器组件20的其它组件,例如伸长的中心颈84之间的公差足以确保在推进剂释放单元34被刺破后,使得释放的推进剂能够流动的通道保持可用。

[0061] 参考图2,为了在从推进剂释放单元34释放推进剂时方便针头22的缩回,柱塞28包括限定于其中的缩回腔29,以在针头22缩回后容纳针头22,以及位于柱塞28的远端的锁尖31,通过其与针头接口32的配合以提供如下文所述的方式的针头缩回组件108来帮助针头22的缩回。

[0062] 特别参考图7,在示出的实施例中,针头22经由针头接口32可释放的保持在其开始的位置,如下文所描述。提供针头接口32在或接近针头22的近端。在一些实施例中,针头22可以卷曲至、粘接至或者以其他方式牢固的固定至针头接口32。在一些实施例中,针头22与针头接口32嵌入模塑以制造单一部件。针头接口32牢固的固定针头22克服药剂被注射至患者时在远端施加的注射力或者克服当药剂被抽取至药剂室30时近端的装载力,但响应于由使用者施加的注射后力在近端方向是可释放的,如下文所描述。

[0063] 针头接口32包括对齐特征,用于配合提供在柱塞28上的锁尖31以产生针头缩回组件108,密封特征用于提供与锁尖31的密封配合,以使得在锁尖31和针头接口32配合后,流体不能流经针头22,以及配合特征,用于开始密封的固定辅助壁60中的针头接口32。配合特征响应于使用者施加的注射后力允许针头接口32从辅助壁60释放。

[0064] 在示出的实施例中,针头接口32的对齐特征包括针头接口的近端处的通常的圆柱锁紧元件,其设置为当使用者施加注射后力至注射器20时与提供在锁尖31上的锁紧通道92和锁紧边缘85(图11A)配合。针头接口32的通常的圆柱锁紧元件具有锥形部分57以及通常的平面锁紧边缘58。锥形部分57在针头接口32的近端上径向向外朝远端方向张开,以提供

沿针头接口32的部分的外侧远端边缘的针头接口32的锁紧边缘58。在使用时,锥形部分57可以滑入柱塞28的锁尖31中,以允许锁紧边缘58滑过并与柱塞锁尖31的锁紧通道92和锁紧边缘85配合,如下文所描述的。

[0065] 虽然锁紧元件被描述为和示例为通常的圆柱形,但是可能可替代的是,锁紧单元可以被提供为一个或多个离散的突起,设置为与使用中的锁紧通道92相配合(即通常的圆柱锁紧元件可以被分解成一个或多个不连续的片体,而不是成为一个完全的旋转元件)。在一些实施例中,提供作为通常的圆柱锁紧元件的针头接口32的锁紧元件消除了在制造注射器组件20期间确保针头接口32放置在特定方向的需要(即,使得锁紧元件可以用于与锁紧通道92配合,无论其以何种方向插入辅助壁60中)。

[0066] 在一些实施例中,需要配合针头接口32和锁尖31的力的量非常小,例如是小于11b的力。在一些实施例中,提供用于配合针头接口32和锁尖31的一个结构特征(即,示出的实施例中的锁紧边缘58和85),以及用于提供针头接口32和锁尖31之间的密封的另外的结构特征(即,锥形表面64和94,如下文所描述)允许更好的改进所需要的密封配合针头接口32和锁尖31的力。

[0067] 在示出的实施例中,参考图8,针头接口32的密封特征,其与锁尖31密封配合,包括锥形表面64,其与锁尖31的中心突起89上的相对应的锥形表面94相配合。在示出的实施例中,锥形表面64提供在针头接口32的近端部分中,其为通常的圆柱形并具有贯穿其中的轴向延伸开口65,以使得流体可以流经针头22进出药剂室30。锥形表面64在远端方向向内缩进,以使得锥形表面64朝针头的近端部分向内缩进。开口65的近端部分因此比开口65的远端部分要宽,以使得锁尖31的锥形表面94可以被容纳于其中。

[0068] 在示出的实施例中,与辅助壁60配合以固定针头接口32(并因此固定针头22)的针头接口32的配合特征是O型环密封件69和两个锥形密封件70。O型环密封件69和锥形密封件70是通常的圆柱形。该密封特征被提供在针头接口32上远离锁紧单元,以使得接口32的锁紧单元可以与使用中的锁尖31配合。在示出的实施例中,O型环密封件69被提供为与针头接口32整体成型的密封肋。提供为密封肋的O型环密封件69与辅助壁60(图9B)的凹陷61密封配合。接口32的锥形密封件70分别与辅助壁60的相对应形状的锥形区域53配合以提供额外的密封来防止药剂从针头接口32和辅助壁60之间流出。所有的辅助壁60、O型环密封件69和锥形密封件是同心的,以使得O型环密封件69和锥形密封件70以它们的整个圆周与辅助壁60的凹陷61密封配合。

[0069] 针头接口32通过与辅助壁60的配合固定在注射器筒26中。辅助壁60是通常的圆柱元件,其尺寸设置为可与注射器筒26牢固的配合。辅助壁60是具有摩擦的,但是与注射器筒26的内表面44滑动配合。辅助壁60响应于注射后力的施加可在筒26中轴向滑动,但是在施加注射力期间仍在筒26中被保持到位。辅助壁60在施加在近端方向来将药剂装载至药剂室30的力期间(即,装载力)也固定于筒26中。辅助壁60可以按任何合适的方式固定,只要其足够强可在施加注射力或装载力期间将辅助壁60固定,但是响应于注射后力的施加使其可释放。举例来说,辅助壁60可以开始通过易碎片固定或者使用粘合剂弱固定。在示出的实施例中,辅助壁60响应于注射后力的施加帮助刺破推进剂释放单元34,如下文所描述。

[0070] 在示出的实施例中,提供注射器内壁(图2)形式的辅助壁保持特征88,其环绕注射器筒26的内表面圆周延伸并径向向外突出,以方便在装配注射器组件20期间定位辅助壁

60。辅助壁保持特征88是在注射器筒26的内表面上的径向向外延伸的突起。辅助壁保持特征88位于沿注射器筒26轴向上的合适的位置,以使得辅助壁60可以插入注射器筒26中,通过其远端开口和接触辅助壁保持特征88,辅助壁保持特征88位于使用者施加注射力的结束或接近结束时辅助壁60将会接触柱塞28的远端的位置。因此,辅助壁保持特征限定了装配期间辅助壁60的轴向位置。

[0071] 在一些实施例中,如图9C中所示,辅助壁保持特征被提供为一个或多个离散的突起88A,其由注射器筒26的内表面径向向外延伸,而不是提供为完整的旋转特征。在图9C示出的实施例中,提供四个突起88A,其径向向外延伸,以防止在装配期间辅助壁60被插入注射器筒26的近端方向太远。虽然示出的突起88A的数量是4个并且沿注射器筒26的内圆周对称设置,但是可以使用任何数量或者位置的突起88A(例如,2、3、5、6、7、8、9或更多),只要这些突起88A足以防止辅助壁60(及其针头接口32和针头22,它们通过辅助壁60支撑和设置)向近端方向滑行太远。

[0072] 辅助壁60具有中心孔62(图9A),通过其来容纳针头接口32。参考图9A、图9B和图10,在示出的实施例中,辅助壁60包括位于其外表面上的一对径向向外突出的O型环特征59。在一些实施例中,O型环特征59帮助确保辅助壁60和注射器筒26的内表面之间的良好的密封。当使用者如下文所述施加注射后力时,O型环特征59还可以帮助确保辅助壁60在注射器筒26中的可再生移动,例如通过确保辅助壁60在轴向方向的连续滑动以及保持辅助壁60在注射器筒26中的适当的轴向对准。

[0073] 辅助壁60还包括凹陷73,用于容纳针头接口32的锁紧单元,即示出的实施例中的锥形部分57和锁紧边缘58。在示出的实施例中,针头接口32的近端部分与辅助壁60的近端部分平齐。在一些实施例中,这种构造帮助最小化注射器组件20中的死体积;然而,也可以使用其它的构造(例如,针头接口32的近端可以在近端方向上稍微突出于辅助壁60,或者可以凹陷于辅助壁60的凹陷73,只要柱塞锁尖31易于与针头接口32配合)。

[0074] 在示出的实施例中,辅助壁60围绕中心径向轴线对称。因此,辅助壁60设置有两个凹陷73,即使只有一个凹陷容纳针头接口32的锁紧单元。在一些实施例中,提供围绕中心径向轴线对称的辅助壁60来避免在制造注射器组件20期间确保辅助壁60以特定方向插入的需要。

[0075] 辅助壁60的中心开口62还包括中心插座61,其与针头接口32的配合特征密封配合,即示出的实施例中的O型环69和锥形密封件70。作为中心插座61的存在的结果,其导致辅助壁60的内表面上的径向通道的形成,针头接口32在轴向方向上的移动被辅助壁60的内表面上的一对径向向内延伸的突起67所限制。辅助壁60的锥形密封件53被提供在突起67的表面上,其与针头接口32的相对应的锥形密封件70相接触。

[0076] 针头接口32在辅助壁60中的配合足够强以防止针头接口32在使用者施加注射力或装载力期间移动,但是足够弱使得经由柱塞28施加注射后力产生的辅助壁60的移动推动辅助壁60向远端滑过针头接口32,因此释放针头接口32(且因此针头22)以缩回。

[0077] 可以使用任何合适的材料制造辅助壁60,只要其允许辅助壁60最初保持针头接口32,然后在施加注射后力时释放针头接口32。在一些实施例中,辅助壁60由具有合适硬度的弹性体制成以在施加注射后力时释放针头接口32。

[0078] 在示出的实施例中,辅助壁60的中心开口62设置有表面特征,在针头接口32由于

来自推进剂释放单元34的推进剂释放从其开始位置发生位移后,该表面特征防止辅助壁60和针头接口32之间形成气密密封。这确保了有通道可用于来自推进剂释放单元34(在其被刺破后)的推进剂流动至下文所描述的针头缩回组件108。在示出的实施例中,防止气密密封形成的表面特征是通道71。通道71沿辅助壁60的突起67轴向延伸,以在针头接口32已经由于施加注射后力脱离辅助壁60后(由O型环密封件和锥形密封件70提供的密封已因此被移除)提供针头接口32和辅助壁60之间的推进剂流动的通道,来确保推进剂可以流动,并对针头缩回组件108施加上游偏置压力。

[0079] 参考图10和图11A-11C,锁尖31被更详细的描述。在示出的实施例中,为方便制造和减少成本,锁尖31是单一部件的包塑件,具有两个部件:刚性部件90,用于与针头接口32的锁紧边缘58扣合配合以及与柱塞28的捕捉突起97配合(如下文所描述);以及更柔性的包塑部件91,其与缩回腔29的内表面密封配合,以防止药剂流经锁尖31并确保良好的密封以使得可以由推进剂的释放产生压力来将缩回组件108向近端方向移动。典型的,刚性组件90可由刚性材料制成,例如聚碳酸酯(polycarbonate)、或者StyroluxTM、或者聚丙烯(polypropylene)之类的硬塑料。更柔性的组件91可以典型的由相对更柔性的材料制成,例如硅树脂、热塑性弹性体、或者其他类似的聚合物等。

[0080] 锁尖31的刚性组件90具有通常的圆柱形状,以使得其可以适配柱塞腔29,且包括沿其至少一边形成的至少一个锁紧孔92。锁紧孔92包括在其远端边缘的锁紧边缘85,用于与锁紧边缘58扣合配合。当使用者施加注射后力时,锁紧孔92(经由锁紧边缘85)与针头接口32的锁紧边缘58扣合配合,以使得锁尖31、针头接口32和针头22结合在一起以提供用于缩回的组件108(本文中称为缩回组件)。虽然在示出的实施例中,锁紧孔92被示出为通过刚性组件90的一部分延伸,但是是可以使用任何合适的构造,只要其允许与针头接口32的锁紧边缘58扣合配合。例如,可以提供两个、三个、或者更多的锁紧孔与锁紧边缘58配合。额外的,虽然锁紧通道92被示出为形成为通过刚性组件90的槽或孔,但是锁紧通道92也可以可替代的形成为刚性组件90的内侧表面上的通道,而没有完全通过其延伸。

[0081] 在一示例性实施例中,提供单一的锁紧孔92在锁尖31上,以最小化密封接合锁尖31和针头接口32所需要的力的大小。额外的锁紧孔92的存在会增加将锁紧边缘58和锁紧孔92扣合在一起以密封锁尖31和针头接口32所需要的力的大小,并且该增大的力必须与当使用者施加注射后力时释放针头接口32和锁尖31来缩回所需要的其它力平衡,如下文更详细的概述。图11B示出了仅具有一个锁紧孔92的锁尖31A的示意性实施例,并更清晰的示出了与柱塞28的尖端的捕捉突起97配合的远端凹槽95。图11C示出了如图11A中所示的锁尖31的示意性实施例,其具有两个锁紧孔92。

[0082] 锁尖31的柔性组件91具有一对密封环93,其通过基本上是圆柱形的柔性组件91的外圆周上的径向向外延伸突起来提供。可以使用不同数量的密封环。在一些实施例中,使用两个密封环而不是仅一个密封环可以帮助确保缩回期间的针头组件108的线性行程。密封环93与缩回腔29的内表面密封配合。密封环93与缩回腔29之间的密封配合足够稳固,并且与捕捉突起97和远端凹槽95之间的配合共同作用,以使得锁尖31响应于施加的加载力或注射力时不会移动,但是也使得密封环93允许锁尖31(以及因此缩回组件108)在响应于由刺破推进剂释放单元34后释放的推进剂施加的压力时可滑动地移动至缩回腔29中,此时捕捉突起97已从远端凹槽95中脱离。

[0083] 锁尖31的柔性组件91还包括中心圆柱突起89,其具有与针头接口32的锥形表面57互补的锥形表面94(即,锥形表面94是由其近端至其远端向内缩进),以使得当使用者施加注射后力时,锥形表面94和57的配合可以提供密封以防止任何进一步的流体通过针头22流动。中心圆柱突起89设置在柔性组件91的远端部分且位于其中,并且与锁尖31的刚性组件90轴向对准,以使得其可以与针头接口32配合。

[0084] 在一些实施例中,包括已示出的实施例,为了在施加装载力或注射力期间方便将锁尖31保持在柱塞28的远端,锁尖31包括形成在刚性组件90中的一个或多个远端凹槽95。远端凹槽95围绕锁尖31的外表面的远端部分径向向内延伸,并且可与形成在柱塞28的远端的内表面的一个或多个径向向内延伸的捕捉突起97配合(图12)。在示出的实施例中,提供两个隔开180°的捕捉突起97。然而,可以使用其它数量的捕捉突起97和其他的构造(例如,四个间隔90°的捕捉突起97、三个间隔120°的捕捉突起97、或甚至不对称的多个捕捉突起97,虽然通过对称间隔开来的保持捕捉突起97可能获得更平稳的针头组件108的缩回)。

[0085] 在可替代的实施例中,可以省略捕捉突起97和/或远端凹槽95,且可以使用柱塞锁尖31和柱塞28的远端之间的不同的配合,例如,足够紧但可释放的压合或摩擦配合,通过易碎连接器或易碎材料片的连接,其防止在施加载荷力或注射力期间释放柱塞锁尖31,但允许在响应于注射后力时释放柱塞锁尖31,等等。

[0086] 远端凹槽95和捕捉突起97之间的配合被使用者施加的注射后力打破。分离远端凹槽95和捕捉突起97所需的力量应大于密封配合锁尖31和针头接口32所需的力量。如果分离远端凹槽95和捕捉突起97所需的力量接近于或者小于密封配合锁尖31和针头接口32所需的力量,就会产生如下风险,当使用者施加注射后力时,锁尖31将会从远端凹槽95中分离并向近端移动至缩回腔29中,而不与针头接口32配合。这将会导致针头22不会缩回。在注射器的一个示意性实施例中,其具有3mL的体积,以及大约71bs的整体致动力(即必须由使用者施加的以造成针头22缩回的最小的注射后力)以缩回针头22,密封配合锁尖31和针头接口32所需的力量小于11b,且在一些实施例中大约在0.71bs的范围内,而分离远端凹槽95和捕捉突起97所需的力量大于21bs,且在一些实施例中在2.51bs的范围内。

[0087] 在示出的实施例中,捕捉突起97形成在位于柱塞28的远端中的两个轴向延伸的通道100之间的柱塞28的区域上。在一些实施例中,将捕捉突起97设置在通道100之间提供一定程度的灵活性至承载捕捉突起97的柱塞28的区域,这便于在柱塞28制造中捕捉突起97的模制。在一些实例中,省略通道100。

[0088] 在示出的实施例中,柱塞密封件98制造为二次模制于柱塞28。在这些实施例中,柱塞密封件98是弹性包塑体,而通道100被弹性包塑体填充。在其它的实施例中,柱塞密封件98被制造为与柱塞28分离的部件,这两个部件可以按任何合适的方式接合在一起,例如通过足够紧的摩擦配合、使用合适的粘合剂等等。柱塞密封件98与注射器24的内表面44密封但可滑动的配合以方便按传统的注射器类似的方式注射药剂。

[0089] 针头22是中空的并具有下游尖端52(图1和图2)用于将药剂注射至注射对象,以及具有上游进入开口54(图8)用于接收来自药剂室30的药剂。在一些实施例中,提供针头密封件56(图2)以密封注射器24的远端。在一些实施例中,针头密封件56通过与针头22密封配合来更紧的密封推进剂释放室36,以增强针头22的外径和针导80之间的密封,并防止当推进剂在推进剂释放室36中释放时释放的推进剂沿针头22的外径漏出。在一些实施例中,针头

密封件56被以任何合适的方式固定至针导80,例如通过合适的粘合剂,通过针导80和注射器筒26之间或者针导80的各部分之间的压缩配合,包塑,等等。在一些实施例中,针头密封件56可以与针导80的包塑件集成。在一些实施例中,一旦针头22缩回后,针头密封件56可以通过为针头提供重现的屏障来帮助将针头22保持在注射器24中。在一些实施例中,针头密封件56可以帮助防止在使用后任何药剂从针头22的端部滴出并进入周围的环境。

[0090] 针头密封件56可以由软的、柔性材料制成,例如聚异戊二烯(polyisoprene)。在一些实施例中,针头密封件56可以由硅或橡胶制成。在一些实施例中,针头密封件56可以由软的手术级橡胶或硅等制成,当针头22缩回后,针头密封件56闭合并自密封由针头22留下的孔。在针头密封件56由聚异戊二烯制成的实施例中,可能在装配注射器组件20期间使用针头22来刺破针头密封件56,这样可以避免在装配之前使用刀片切开针头密封件56的需要。

[0091] 推进剂释放单元34被包含在注射器筒26中位于针头接口32的远端,推进剂释放单元34中有推进剂释放室36。在示出的实施例中,推进剂释放室36限定于注射器筒26的远端、针导80和针头接口32之间。根据注射器组件20的组件的构造,推进剂释放室36可以限定于注射器组件20的其它组件之间,取决于使用的组件的特定构造。推进剂释放室36限制由推进剂释放单元34释放的推进剂,以使得推进剂对锁尖31和针头接口32施加力从而在近端方向回缩针头22。推进剂释放单元34定向在推进剂释放室36中以使得密封膜48朝向刺枪38。在示出的实施例中,针导80的伸长的中心颈84(下文所描述)具有基本上的圆柱形,并容纳在推进剂释放单元34的中心孔49中。

[0092] 在一些实施例中,柱塞28和注射器筒26包括柱塞锁紧特征以保持柱塞28位于或接近柱塞28的行程的远端极限的位置。在一些实施例中,锁紧特征在针头回缩期间将柱塞28固定在注射器筒26中。在一些实施例中,锁紧特征在注射器组件20已被使用且针头22已经缩回之后防止篡改或再次使用注射器组件20。

[0093] 在示出的实施例中,参考图13和图14,柱塞锁紧特征被提供为扣合配合接合构件66、68,其设置在注射器筒26和柱塞28的近端。在示出的实施例中,提供在注射器筒26的近端的注射器扣合配合接合构件66朝近端方向从注射器筒26的近端突出,并且在其近端具有径向向内延伸的锁紧突起77。锁紧突起77具有向内成角的可滑动表面78,柱塞28的相对应的向内成角可滑动表面81可以经过可滑动表面78滑动(向内成角的可滑动表面78是向内成角的并且在相对于锁紧突起77的外边缘的远端),以及位于可滑动表面78远端的径向延伸的锁紧表面79。锁紧表面79配置为与相对应的柱塞28的锁紧表面82锁紧。在示出的实施例中,锁紧表面79大致笔直的在径向方向延伸,而锁紧表面79也同样大致笔直的在径向方向延伸,使得一旦锁紧表面80滑过成角可滑动表面78并与锁紧表面79配合,柱塞28随后就无法从注射器筒26中抽出。在可替代的实施例中,可以使用其他在柱塞锁紧特征配合后能防止柱塞28从注射器筒滑出的构造。

[0094] 柱塞扣合配合接合构件68具有向外成角的可滑动表面81,其可以滑过向内成角的可滑动表面78,以及通常的径向延伸的锁紧表面82,其可以滑过锁紧表面79并与其配合。成角的可滑动表面81具有与成角的可滑动表面78(在示出的实施例中向外成角并且在相对于柱塞28的近端的近端方向)互补的形状,以及在其它的实施例中,具有可用于表面78、81的可替代的可以彼此滑过的形状,例如稍微弯曲的表面。在使用时,在注射后力施加结束时或正好在结束之前,使用者可以造成成角的可滑动表面78、81移动通过彼此,从而允许锁紧表

面79、82以扣合配合接触,因此锁紧柱塞28和注射器24。

[0095] 在示出的实施例中,提供两对扣合配合接合构件66、68,一个在注射器组件20的每个相对侧。可以使用任何希望的数量和位置的扣合配合接合构件66、68(例如,三个、四个或者更多对的扣合配合接合构件66、68),只要这些可以用于锁紧柱塞28和注射器24。

[0096] 在示出实施例中,提供另外的机构以防止在使用后篡改或再次使用注射器组件20。提供通常的圆形反篡改环86,其被成形和设置为在其中容纳相对应的形状为通常的圆形的柱塞28的近端。反篡改环86从注射器24的近端在近端方向轴向突出,以大致环绕柱塞28的末端。因此,当扣合配合接合构件66、68扣合配合时,通常的圆形环86围绕柱塞28的近端。因此,如果使用者希望尝试撬开或篡改柱塞28和注射器24(例如,尝试再造和再使用注射器组件20),通常的圆形环86将提供屏障用于防止使用者推动在柱塞28的末端下的工具以尝试撬开柱塞28和注射器24。虽然描述和示出了通常的圆形,但是可以使用其他相对应的形状用于柱塞28的末端和通常的圆形环86(例如椭圆或其它希望的形状),只要通常的圆形环86能够环绕柱塞28的远端并防止使用者插入工具来将柱塞28从注射器24中拉出。在一些实施例中,省略通常的圆形环86。

[0097] 在一些实施例中,柱塞28包括一个或多个通道,例如形成在其中的通气孔74。在一些实施例中,当针头22回缩后,通气孔74允许空气从针头接口32和锁尖31上游的缩回腔29中释放。在一些实施例中,通气孔74被设置最接近或靠近完全回缩时回缩组件108的行程的上游极限,以避免推进剂压力的泄露(以及最终的上游偏置力),这可能会在针头22完全回缩前停止针头22的上游行程,这在如下情况可能会发生,例如,通气孔74被设置在距针头组件108的行程的上游极限太远。在示出的实施例中,通气孔74被设置为通过柱塞28的远端,以使得锁尖31上游的缩回腔29的区域处于与外界空气流体相通。在一些实施例中,其中提供了例如孔110(下文所描述)的多余推进剂排放机构,省略了通气孔74且所有的排放都通过孔100完成。

[0098] 在一些实施例中,柱塞28包括柱塞末端凸缘76以为使用者的手指提供支撑表面,例如,方便在注射器筒26的近端方向拉动柱塞28以将液体抽取至药剂室30和/或使用注射器组件20给药。

[0099] 在一些实施例中,柱塞28包括在柱塞28的远端部分和/或柱塞末端凸缘76上的多个拇指脊72。在一些实施例中,拇指脊72防止使用者的手指阻闭通气孔74。

[0100] 在一些实施例中,柱塞28包括多余推进剂排出机构,在针头22的回缩完全完成后排出任何剩下的残余推进剂。参考图15,在一些实施例中,推进剂孔110被提供为通过柱塞28。推进剂通气孔110被提供为锁尖31的近端的充分的距离,以使得回缩组件108的全部组合长度可以被容纳至注射器筒26中位于推进剂通气孔110的远端,以使得在缩回后,针头22的任何部分都不会突出到注射器26外。在使用中,回缩组件108响应于释放的推进剂施加的力在缩回腔29内向近端移动。位于锁尖31上游的空气被从通气孔74和/或100驱赶出去。在针头22完全缩回后,锁尖31可以向近端移动经过推进剂通气孔110。一旦锁尖31向近端移动经过推进剂通气孔110,柱塞28和注射器24之间的空隙中的通道被打开,以使得任何多余的推进剂可以离开注射器组件20。即,一旦锁尖31向近端移动经过推进剂通气孔110,推进剂释放室36与外界空气流体相通。在一些实施例中,在针头22缩回后,如上文所述设置的推进剂通气孔110避免了保留任何由注射器组件20中的推进剂释放单元34释放的多余压力。在

一些实施例中,可以提供两个、三个、四个或更多推进剂通气孔110,并围绕柱塞28的圆周分隔开,但应该以锁尖31的近端的相似距离设置,以使得缩回组件108缩回至缩回腔29中希望的位置。

[0101] 在可替代的实施例中,如图21和图22所示,可以去除推进剂通气孔110,任何剩余的推进剂的排出可以由提供在缩回腔29的内表面上的一系列凹槽或键槽来实现。凹槽或键槽111轴向的设置在缩回腔29中,以使得它们开始在远端大致上位于推进剂通气孔110所设置的位置(即,锁尖31的近端的充分距离,以使得缩回组件108缩回至缩回腔29中希望的位置)。凹槽或键槽111近端的沿缩回腔29的内表面延伸至缩回腔29的非常近端部分,以使得推进剂可以从缩回腔29中排出。在一些这样的实施例中,在柱塞末端凸缘76上提供适当设置的通气孔74或其它合适的排放机构,以使得即使当柱塞28已达到其在注射器24中的行程的最远远端极限时,推进剂仍然可以从缩回腔29的近端排出。在一些实施例中,推进剂通气孔110和凹槽或键槽111可以同时存在,只要用于推进剂流动的流体连通的路径被设置在缩回腔29中的合适轴向位置(例如,当针头22缩回时,锁尖31的缩回的上游极限的远端)和外界空气之间。

[0102] 在一些实施例中,推进剂释放单元34开始以任何合适的方式与推进剂释室36固定以最小化密封膜48可能提前被刺枪38刺破的风险。例如,推进剂释放单元34的外壳46的外表面可以与注射器筒26的内表面44摩擦配合,或者与针导80的伸长的中心颈84(下文所描述),或者推进剂释放单元34可以开始以任何合适的方式粘附至接合环60、或者中心颈84,例如通过粘合剂等。在一些实施例中,其包括其中当施加注射后力时需要推进剂释放单元34的移动来刺破推进剂释放单元34的实施例,使用的粘合剂应该足够弱以允许推进剂释放单元34在施加注射后力时移动,但是足够强以在施加装载力或注射力期间保持推进剂释放单元34。

[0103] 在一些实施例中,推进剂释放单元34没有以任何方式特别的与推进剂释放室36固定(即推进剂释放单元34是自由浮动的),而制成密封膜48的材料足够强,使得在没有使用者施加注射后力的情况下仅与刺枪38的接触(例如,可能发生在注射器组件20的运输或装载期间)不足以刺破推进剂释放单元34。

[0104] 推进剂释放单元34中的推进剂的压力和体积应足以确保当推进剂释放单元34被刺破时,针头22可以完全缩回至缩回腔29中。用于使用在较大体积的注射器的推进剂释放单元可以比用于使用在较小体积的注射器的推进剂释放单元具有更大的体积(因此容纳更多的推进剂)。包含在推进剂释放单元34中的推进剂的合适的压力体积可以由本领域技术人员根据要使用的推进剂以及使用注射器组件20的预期温度范围来确定。

[0105] 响应于注射后力用于刺破推进剂释放单元34的密封膜48的机构被提供在推进剂释放室36中。在示出的实施例中,提供一个或多个刺枪38的形式的推进剂释放触发器。刺枪38以任何合适的方式固定在注射器筒26中。在示出的实施例中,刺枪38形成为针导80的一部分,固定在注射器筒26的远端部分。在可替代的实施例中,刺枪38直接固定在注射器筒26的远端。

[0106] 刺枪38可以可替代的安装至辅助壁60的合适的位置,或者柱塞28的远端(穿过辅助壁60提供相对应的孔以允许刺枪从其中穿过),或者与这些部件整体形成,以使得刺枪38被设置和配置为响应于施加的注射后力可用于刺破推进剂释放单元34。在这些实施例中,

推进剂释放单元34的方向将翻转180°，以使得密封膜48朝向刺枪38以方便在施加注射后力时的刺破。在可替代的实施例中，推进剂释放单元34整体由可破裂材料制成（即，不包括任何刚性壁例如外壳46），并且因此只要推进剂释放单元被设置为使得其在施加注射后力时与刺破机构接触，推进剂释放单元34的方向就不会有影响。

[0107] 在示出的实施例中，参考图16，提供三个刺枪38响应于使用者施加的注射后力来刺破推进剂释放单元34。可以使用任何希望的数量的刺枪，例如两个、四个、五个、六个或更多。刺枪38不需要对称的配置，但是提供对称方向的刺枪38可以帮助确保推进剂释放单元34的可靠的刺破。

[0108] 每个刺枪38具有通常的圆锥形，并被定向以使得其锋利的端部朝向推进剂释放单元34突出（即向示出的实施例的近端）。在示出的实施例中，每个刺枪38提供有侧面凹口39。侧面凹口39帮助确保在推进剂释放单元34刺破期间创造的推进剂流动路径不会被推进剂释放单元34的密封膜48阻闭。在一些实施例中，省略侧面凹口39。

[0109] 在示出的实施例中，刺枪38被制造为针导80的一部分。刺枪38向推进剂释放单元34突出，即，向近端与示出的实施例中的针导80的伸长的中心颈84的相同方向突出。针导80以任何合适的方式固定在注射器24的远端，例如通过摩擦配合、合适的粘合剂、键合、旋转焊等等。在一个示意性的实施例中，针导80超声焊接至注射器体26的远端。

[0110] 在一些实施例中，为防止柱塞28被使用者完全的从注射器24中抽出，提供柱塞保持特征。在示出的实施例中，参考图17，在一些实施例中提供内部突起112在注射器24的远端以及提供相对应的外部突起114在柱塞28的远端。成形和设置突起112、114以使得柱塞28可以插入注射器24中，但是不能随后从注射器24中移除，或者至少不能无需相当的难度来移除。换言之，突起112和113允许柱塞28的单向移动，即柱塞28能进入注射器24但不能从注射器24出来。

[0111] 在使用中，可以按任何合适的方式移除针盖50以暴露针头22。如果必要的话，由使用者施加下游力至上游柱塞末端凸缘76以将药剂室30中的空气排出。当几乎所有的空气都从药剂室30中排出时，但是在扣合配合接合部件66、68配合之前，针头22的尖端52可以浸没在包含于供应瓶中的液体药剂中，该供应瓶可以是通常的类型。

[0112] 通过如通常的注射器中的同样方式相对于注射器筒26朝远端撤出柱塞28来施加装载力，药剂或其它用于注射的液体被抽取至药剂室30中。在药剂室30充满希望的体积的药剂后，可以按通常的方式移除空气，通过颠倒注射器组件20以使得针头22朝上，轻敲注射器24以移除其中的任何空气并允许空气浮于药剂上，并施加远端方向力来推动柱塞28以使得残余空气通过针头22排出。

[0113] 针头22以通常方式设置在注射对象的注射部位。药剂可以通过按通常的方式施加在柱塞末端凸缘76上的远端方向力（注射力）从药剂室30中释放，由此造成柱塞密封件98对包含在室30中的药剂施加远端偏置压力。远端方向偏置压力足以推动药剂通过针头22。然而，该压力不足以克服将辅助壁60固定至注射器筒26的内表面的摩擦力，或者将针头接口32固定在辅助壁60中的摩擦力，柱塞28的末端上的相对应的上游压力也不足以克服锁尖31和柱塞28之间的摩擦力。

[0114] 参考图18，示出了注射行程结束时的注射器组件20的一个示意性实施例，在全部或大致上全部或的药剂被注射至注射对象之后。一旦使用者准备致动缩回机构，使用者在

远端方向上对柱塞28继续施加力,现在是注射后力。

[0115] 由于施加注射后力一定会造成如下文所述的注射器组件20的部件的机械移动,必须施加为注射后力的力大于施加为注射力的力。进行任何给定注射所需要的注射力可以变化,例如由于特定患者的组织中的异常高的流动阻力。在典型的场景中,对于示意性的3mL注射器,可以预计注射力将在小于大约1.51bs的数量级,而注射后力将在大约5-7磅的数量级。

[0116] 参考图19,响应于施加的注射后力的柱塞28的连续移动将柱塞28的远端和柱塞密封件98向远端移动经过辅助壁保持特征88(或者在一些实施例中是88A)。在示出的实施例中,辅助壁保持特征88具有近端成角的部分87(图2和图9D)。近端成角的部分87在辅助壁保持特征88和注射器筒26的内表面44之间朝近端方向径向向外倾斜。在一些实施例中,当用户施加注射后力时,近端成角的部分87方便柱塞密封件98滑过辅助壁保持特征88,这可以帮助减少使用者必须施加以缩回针头22的力的大小。

[0117] 当柱塞28的远端移动经过辅助壁保持特征88时,柱塞28对辅助壁60施加远端力,造成辅助壁60向远端方向移动。当辅助壁60向远端方向移动时,针头接口32从辅助壁60中分离,因为针头接口32通过针导80的伸长的中心颈84被防止向远端方向移动。这导致密封件69和70释放,以及辅助壁60相对于针头接口32向远端移动。

[0118] 辅助壁60向远端方向的连续移动还造成柱塞28的锁尖31滑过针头接口32的锥形部分57,以使得针头接口32的锁紧边缘58与锁尖31的锁紧通道92相配合。针头接口32(连同针头22)因此变为与锁尖31相配合以提供缩回组件108。并且同时,锁尖31的中心突起89的锥形表面94与针头接口32的锥形表面64密封接触,以防止通过针头22的进一步的流体流动。在锁尖31与针头接口32配合后,通过连续施加的注射后力使得捕捉突起97从远端凹槽95中释放,从而使得柱塞尖端31从柱塞28的尖端分离,这继续向远端方向移动柱塞28,而针导80的中心颈84防止包括锁尖31的缩回组件108向远端移动。

[0119] 辅助壁60向远端方向的进一步移动导致推进剂释放单元34向远端方向的移动,这造成推进剂释放单元34的可破裂膜48与刺枪38接触并被刺破。这会释放来自推进剂释放室36中的推进剂释放单元34的推进剂室47的推进剂。

[0120] 释放的推进剂保持在推进剂释放室36的边界中的压力之下,并因此施加近端力至针头缩回组件108。

[0121] 参考图18,其示出了示例性的实施例,其中更详细的示出了推进剂释放室36。在示出的实施例中,推进剂释放室36被限定于注射器筒26的远端、针导50、辅助壁60以及针头接口32之间。当刺破进剂释放单元34时,其中包含的推进剂被释放至推进剂释放室36中。通过针导80和针导密封件56与注射器筒26和针头22的配合,以及通过辅助壁60的O型环特征59与注射器筒26的内侧面44的密封配合,释放的推进剂被密封在推进剂释放室36中。压缩的推进剂因此被限制以在注射器26的圆桶中向近端方向移动,朝向缩回部件108的远端支撑面102(图20),其在示出实施例中由柱塞锁尖31提供。通过锁尖31的密封环93和缩回腔29的内壁的配合、以及分别通过锁尖31上的锥形表面94、64和针头接口32的配合,防止压缩的推进剂经缩回部件108逸出。释放的推进剂因此在近端方向对支撑面102施加力,因此造成缩回组件108向近端方向移动。

[0122] 远端方向的偏置压力造成针头缩回组件108向近端滑动至缩回腔29中,因此将针

头22缩回至缩回腔29中(图20与图15)。推进剂释放单元34中的推进剂的体积和压力应当足以将针头22的整个长度缩回至注射器筒26中,以使得针头22的下游尖端52不会突出至注射器24的外面并因此造成生化危害。在锁尖31沿其向近端方向的连续的行程路径经过推进剂通气孔110后,任何多余的推进剂压力被排出。在锁尖31经过推进剂通气孔110后,推进剂将不会施加远端偏置压力至缩回组件108,且缩回组件108将停止在缩回腔29中,如图20中所示。

[0123] 本领域技术人员可以选择合适的材料来制造注射器组件20。举例来说,注射器筒26和柱塞28可以由任何合适的塑料或热塑性塑料来制造,例如聚碳酸酯(polycarbonate)、丙烯酸(acrylic)、共聚酯(copolyester)、SBC(例如StyroluxTM)等等。柱塞密封件98可以由任何合适的材料制造,例如硅树脂、热塑性塑料弹性体等等。在一些实施例中,柱塞密封件98可以是自润滑密封件。在一些实施例中,注射器筒26和/或柱塞密封件98可以用医疗级润滑剂处理。针头22可以由医疗级针管制造。用于推进剂释放单元34中的压缩推进剂可以是任何合适的推进剂,例如药品级氢氟烃(hydrofluorocarbon),例如七氟丙烷(heptafluoropropane)、1,1,1,2-四氟乙烷(1,1,1,2-tetrafluoroethane)或者医用级氮气。在一些实施例中,七氟丙烷是推进剂,并基于其膨胀性质和无毒性而被选择。用于制造推进剂释放单元34的合适的材料包括合适的聚合物,例如尼龙、聚乙烯(polyethylene)、聚丙烯(polypropylene)、聚苯丙烯(polystyrene)等等,或者它们的合适的共聚物。在包装之前,可以用任何合适的方式对组件进行消毒,例如使用电子束辐射、伽马辐射、或者环氧乙烷(ethylene oxide,EtO)气体。这些选择用于制造注射器组件20的材料应当与要施加于注射对象的药剂兼容。

[0124] 在一些实施例中,注射器24是预充式注射器,即注射器24已经填充有预定质量的特定药剂。在使用中,预充式注射器24不需要装载药剂,但可以容易地使用从而将已经包含在其中的药剂按照上文所述的方式注射至注射对象,然后缩回针头22。

[0125] 在一些实施例中,注射器筒26的一些部分,通过其可以看见缩回机构的组件(例如辅助壁60、针头接口32),可以是磨砂的(即做成半透明的),以与传统的注射器相比,最小化缩回组件的存在的视觉冲击。

[0126] 在一些实施例中,如图23中所示,不提供例如是气体释放单元34的气体释放单元中的推进剂,推进剂被包含在单一的推进剂释放单元中,其整体成型为气动致动可伸缩式注射器的部件。

[0127] 参考图23,示出了具有单一推进剂释放单元320的可伸缩针式注射器组件220的示例实施例。可伸缩针式注射器组件220的等价于上文所述的可伸缩针式注射器组件20的元件的元件被以200递增的标记数字描述,且不在此重复描述。在示出的实施例中,单一的推进剂释放单元320形成为通常的圆柱通道322,其限定于可伸缩针式注射器组件220的针导324中。圆柱通道322由在针导324中设置的内圆柱壁326、外圆柱壁328以及底部330限定。

[0128] 推进剂通过密封件332密封在单一推进剂单元320中,密封件332在圆柱通道322的近端延伸在其上。在示出的实施例中,密封件332分别与内壁326和外壁328的上近端边缘(在图24A和图24B中示为334A/334B和336A和336B,并被统称为上近端边缘334和336)密封配合。密封件332可以按任何合适的方式固定至上近端边缘335、336,例如通过热密封、超声波焊接、使用合适的粘合剂等。

[0129] 密封件332被设置和配置成使得其可以在使用者施加注射后力时被刺破构件338刺破。在图23中示出的实施例中,相对于上文所描述的气体释放单元34和刺破机构38的方向,单一推进剂释放单元320和刺破构件338的相对方向被反转。额外的,针导324的中心颈(由内圆柱壁326提供)相对的短于针导80的中心颈84,并且针头接口232的远端部分相对应的伸长,以方便将单一推进剂释放单元320设置在针导324中。针导324不具有等价于针导80的中心颈84的伸长的中心颈,以使得密封件332在制造过程中可以被直接施加在内圆柱壁326和外圆柱壁328上,从而将推进剂密封在通道322中。

[0130] 刺破构件338设置在单一推荐剂释放单元320的近端(而不是远端,如刺破机构38相对于气体释放单元34的设置的情形)。刺破构件338向近端方向突出,并设置为当使用者施加注射后力时刺破密封件332。在一些示例实施例中,包括示出的实施例,向远端突出的刺破构件338与作为刚性衬底的盘状底部340整体成型,而辅助壁260形成为刚性衬底的弹性包塑体。在一些实施例中,例如图24A和图24B中所示,盘状底部340被提供为具有向近端突出的延伸342,其帮助形成作为盘状底部340的包塑体的辅助壁260。在一些实施例中,提供通过向近端突出的圆柱延伸342的孔(未示出)。圆柱延伸342,包括任何通过其中的孔,帮助提供机械干涉以将包塑体辅助壁260锁紧至盘状底部340。在可替代的实施例中,向近端突出的圆柱延伸342可以被提供为一个或多个离散的突起,而不是完整的旋转圆柱形特征。在另一可替代的实施例中,盘状底部340和辅助壁260形成为分离的部件并以任何合适的方式接合在一起(例如合适的粘合剂)。

[0131] 在可替代的实施例中,可以使用任何合适的方法来制造刺破构件338和辅助壁260,不包括盘状底部340,且这些部件可以按任何合适的方式接合在一起,例如,使用粘合剂、合适的紧固件等。在可替代的实施例中,刺破构件338和辅助壁260没有接合在一起,例如,辅助壁260和支撑刺破构件338的盘状底部340被压合在气体释放室236的内表面上,其中使用摩擦配合来固定这些元件。

[0132] 辅助壁260向远端方向的移动因此也造成刺破构件338向远端方向移动。刺破构件338被定向为使得向远端方向的移动的持续移动导致刺破密封件332,因此将推进剂从单一推进剂释放单元320释放至可伸缩针式注射器组件220的气体释放室236中,以使得针头缩回组件308可以按上文所描述的针头缩回组件108的方式缩回。在一些实施例中,刺破构件338被提供为具有类似于侧面凹口39的侧面凹口,以确保在密封件332被刺破后具有推进剂可以流经的流体通道。

[0133] 在单一推进剂释放单元320中提供足够量的推进剂以使得在缩回后针头222缩进足够的距离使得针头222的尖端252完全位于注射器筒226中,以使得注射器组件220在针头222缩回后不再呈现锋利的危险。

[0134] 正如针导80,针导324被固定在注射器筒226的远端,且在示出的实施例中,覆盖注射器筒226的远端并与之密封配合。针导324可以与注射器筒226的远端以任何合适的方式密封配合,例如通过合适的紧摩擦配合、使用合适的粘合剂、超声波焊接、使用内部卡扣型特征的压缩配合以防止移除针头324等等。虽然在示出的实施例中,针导324被示出为从注射器筒226分离的分离件,并与注射器筒226耦合,但是在可替代的实施例中,针导324和注射器筒226可以是整体成型的。在一些实施例中,提供作为分离部件的针导324有利于将密封件332施加在通道322上。

[0135] 虽然单一推进剂释放单元320被如上描述为具有形成在针导324中的通常的圆柱通道322并由密封件332覆盖,但对于本领域技术人员来说明显的是,可以使用其它的构造来实现同样的功能。通道322可以提供为具有任何希望的形状、对称的或非对称的、只要通道322可以使用密封件332来密封以包含推进剂并允许密封件332响应于使用者施加的注射后力被刺破。例如,参考图24A和图24B,可以使用任何合适的形状替代通道332,而其中提供具有不规则形状的通道332的示例实施例是可能的。

[0136] 在图24A中示出的单一推进剂释放单元320A的示例实施例的放大视图中,通道322A被提供为具有相对宽的底部和较窄的顶部。通道322A被提供为具有充足的体积以容纳足够量的推进剂来能够执行针头222的缩回,且通道322A仍被设置和配置为允许刺破构件338刺破密封件332并将推进剂从单一推进剂释放单元320A中释放。仍提供内壁326A的顶部近端边缘334A和外壁328A的顶部近端边缘336A,以使得密封件332可以密封固定在通道322A上以将推进剂包含在单一推进剂释放单元320A中。

[0137] 类似的,在图24B中示出的单一推进剂释放单元320B的示例实施例中,通道322B被提供为具有不同的形状,具有由连接通道连接的通常的三角形顶部和通常的三角形底部。再一次的,通道322B仍被设置和配置为允许刺破构件338刺破密封件332并将推进剂从单一推进剂释放单元320B中释放。仍提供内壁326B的顶部近端边缘334B和外壁328B的顶部近端边缘336B,以使得密封件332可以密封固定在通道322B上以将推进剂包含在单一推进剂释放单元320B中。

[0138] 在可替代的实施例中,通常的圆柱通道322可以由包塑针导近端上的内圆柱壁326和外圆柱壁328来形成,而不是在针导324中整形成型通常的圆柱通道322,然后使用推进剂填充获得的通道并使用密封件332将推进剂密封在通道中。在可替代的实施例中,通道322可以是不连续的,例如,设置为离散的袋或室(即通道322不必要是连续的圆柱形状)。

[0139] 在一些实施例中,具有例如320的单一推进剂释放结构的可伸缩针式注射器比具有例如气体释放单元34的分离推进剂释放单元的注射器更优选,因为前者简化了可伸缩针式注射器的制造和装配。

[0140] 可伸缩针式注射器组件220的操作和回缩基本上如上文所述的可伸缩针式射器组件20,除了在使用者施加注射后力上,辅助壁260向远端的移动将刺破构件338向远端移动,朝向单一推进剂释放单元320的密封件332(即,不是辅助壁60的移动将推进剂释放室34朝向刺破机构38移动)。

[0141] 在图24A和图24B中示出的实施例中,辅助壁260A/260B相对于图23中示出的辅助壁260做了改进。在图24A和图24B的实施例中,辅助壁260A/260B包括成角的近端边缘344,其从其外侧边缘在向内方向上向远端倾斜。虽然没有示出,将在此实施例中使用的柱塞228的尖端将被提供为具有相对应的锥形表面,如图25-28中示出的实施例的552处所示。在某些实施例中,提供成角的近端边缘344有利于覆盖近端方向的辅助壁保持特征288,因为已经发现在一些测试的实施例中,其中辅助壁保持特征被提供为多个离散的突起,空气可能被困在这些凸起之间,这会使得将空气从注射器中排出变得更困难。

[0142] 在图25-28中示出的具有单一推进剂释放单元的可伸缩针式注射器420的可替代实施例中,其中标记和可伸缩针式注射器组件220中的元件相同的元件的标记数字递增了200(或者相对于注射器组件20的相似元件递增了400)。可伸缩针式注射器420与可伸缩针

式注射器220的不同之处在于，其具有更窄的直径，还在于其具有不同的机构来将柱塞尖端连接至针头接口以实现针头的缩回。在一些实施例中，可伸缩针式注射器420中使用的连接柱塞尖端至针头接口的接合机构更适于在具有相对窄的直径的注射器组件中使用。然而，在可替代的实施例中，描述用于可伸缩针式注射器420接合机构可以用于具有相对宽的直径的注射器中。

[0143] 在图25-28示出的实施例中，单一推进剂释放单元520具有与单一推进剂释放单元320类似的结构，虽然由于可伸缩针式注射器420的较窄直径，通道522要稍微深一些。辅助壁460的形状也相较于注射器组件20和220被改进，且类似于图24A和图24B中示出的实施例，其中辅助壁460的近端边缘550是由其外边缘向远端方向向内缩进。柱塞428的尖端包括相对应的成角表面552，其在柱塞428到达其注射行程的末端时与近端边缘550接触。

[0144] 针头接口432通常类似于针头接口232和32，除了其近端部分按如下所述被改进以与锁尖431配合，其配合方式不同于针头接口32和锁尖31的配合方式。锁尖431的功能有些类似于锁尖31，但是再次，其远端部分按如下所述被改进。额外的，由于倒钩554被提供在针头接口432上，锁尖431被形成为单一部件，由倒钩554可以配合或咬合的材料制成（例如由硅树脂、弹性体或其它类似的聚合物），而不是如锁尖31的情形，形成为两个部件，一个相对刚性而另一个更柔性。制成针头接口432的材料应当比制成锁尖431的材料更刚性，以方便倒钩554如前所述与锁尖431配合。

[0145] 特别的，针头接口432的远端被提供具有一个或多个倒钩554。在示出的实施例中，倒钩554径向向外并由针头接口432的中轴线向远端方向突出。针头接口432不具有带有类似于针头接口32的锁紧边缘58的锁紧边缘的通常的圆柱锁紧元件。在一些实施例中，倒钩554被提供为完整的旋转特征，其完全围绕针头接口432的近端部分的外周延伸。在一些实施例中，倒钩554被提供为一个或多个围绕针头接口432的近端部分的外周的离散特征。对于本领域技术人员来说清楚的是，在针头接口432近端处的倒钩554的定位以及倒钩554的确切构造不是必要的，只要倒钩554设置在针头接口432上以使得它们可以如下文所述的那样与锁尖431配合。

[0146] 倒钩554被设置和配置为使得当通过施加注射后力使锁尖431被推动至针头接口432的近端部分时，倒钩554咬入制成锁尖431的相对软的材料中，因此固定锁尖431和针头接口432以提供针头缩回组件508。针头接口432的近端部分和锁尖431的相对软的材料之间的配合提供足够的密封以允许针头缩回以及防止药剂通过针头的进一步流动。

[0147] 由于针头接口432被提供为具有倒钩554，锁尖431的远端部分不具有位于其内表面上的特定结构特征（例如，类似于锁紧孔92或中心圆柱突起89）用来与针头接口432配合。锁尖431仅形成为使得倒钩554可以与其内表面配合。与缩回腔429的内部密封配合的锁尖431的外边缘上的特征包括密封环493，它们与锁尖31中所描述的相同。

[0148] 为将锁尖431固定在柱塞428的远端尖端中，在一些实施例中，包括示出的实施例，其中一个密封环493开始设置在捕捉突起497的远端，以防止在施加装载力或注射力期间锁尖431向近端方向移动，但是这一配合被从单一推进剂释放单元520的推进剂的释放打破，使得锁尖431（且因此针头缩回组件508）可以缩回至缩回腔429中。额外的或可替代的，由于空气在插入锁尖431期间从锁尖431和柱塞428的内表面之间被排出，形成真空锁以固定锁尖431克服在对注射器组件420施加装载力和注射力期间经受的力。因此，在一些实施例中

省略了捕捉突起497，且仅适用真空锁将锁尖431固定在柱塞428的远端尖端中。配合倒钩554和锁尖431所需要的力应当小于分离密封环493和捕捉突起497的配合所需要的力以及移动固定锁尖431的真空密封件到位的力，从而有利于实现可靠的针头缩回。

[0149] 在一些实施例中在刺破机构538上提供侧面凹口（未示出，但类似于侧面凹口39）以确保在密封件532被刺破后具有推进剂可以流经的流体路径。

[0150] 可伸缩针式注射器组件420的操作通常类似于注射器组件20和220中所描述的，除了锁尖431和针头接口432之间的密封配合是在使用者施加注射后力时由倒钩554和锁尖431的相对软的材料的配合所提供的。

[0151] 虽然如上文所述讨论了多个示例方面和实施例，但本领域技术人员可以认识到它们的某些改进、置换、添加和亚组合。相应的，权利要求的范围不应由说明书中提出的优选实施例所限定，而应给与说明书一致作为整体给与最宽泛的解释。

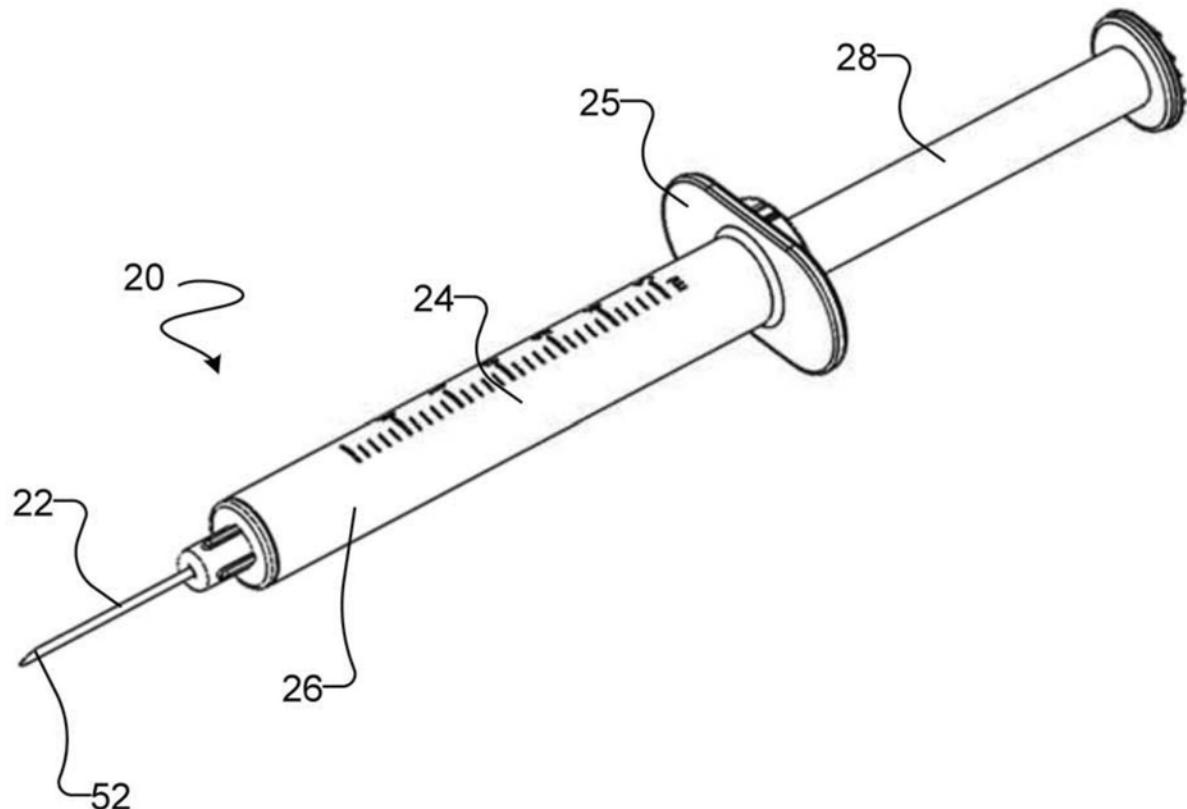


图1

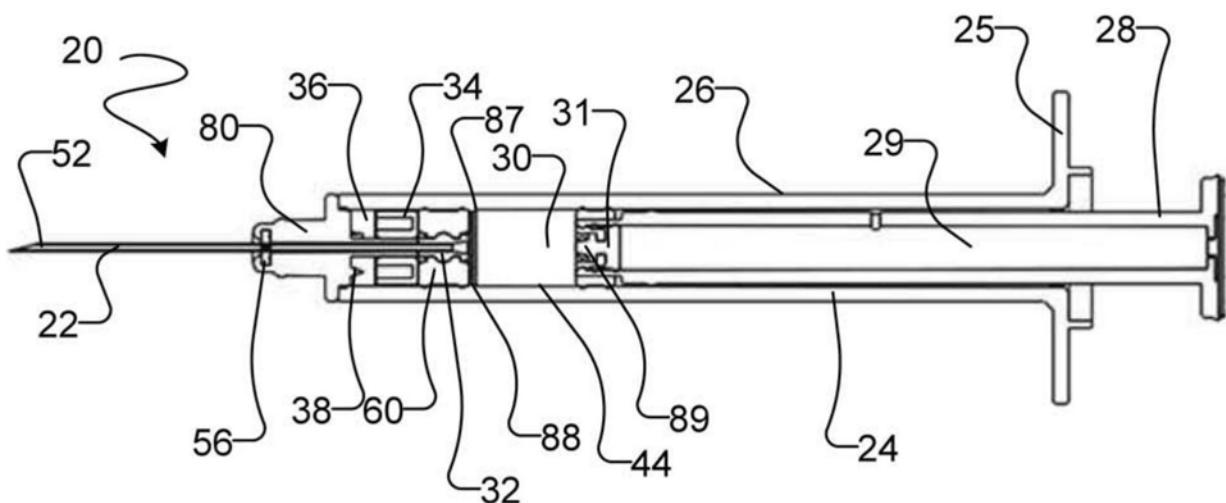


图2

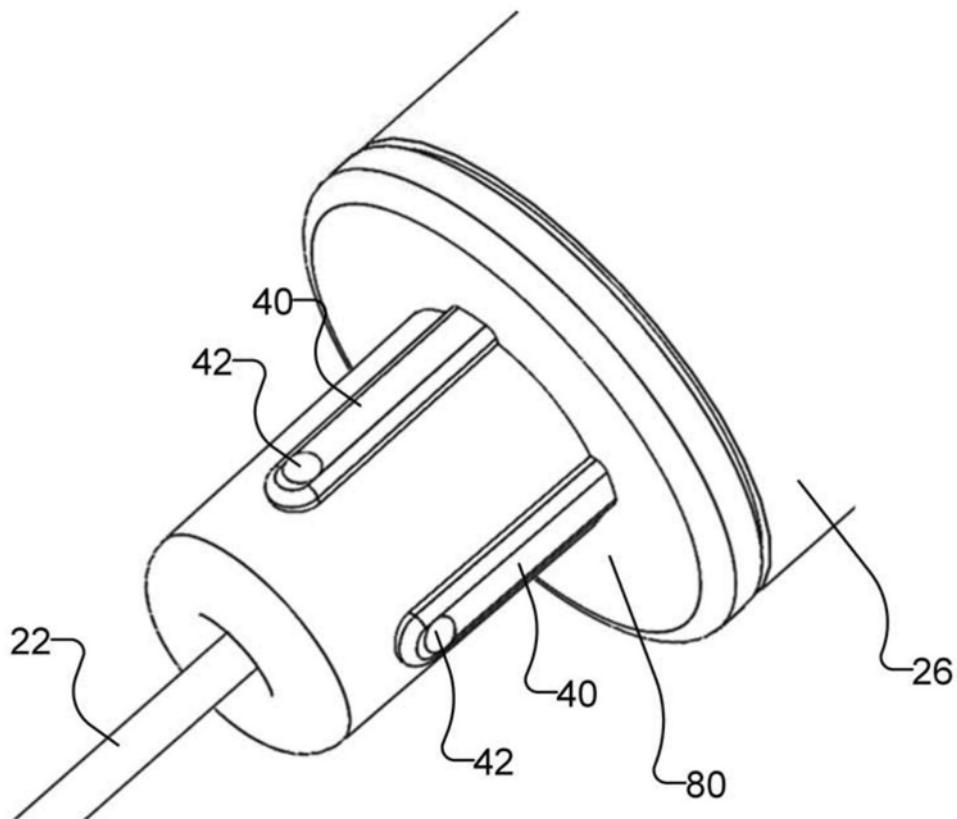


图3

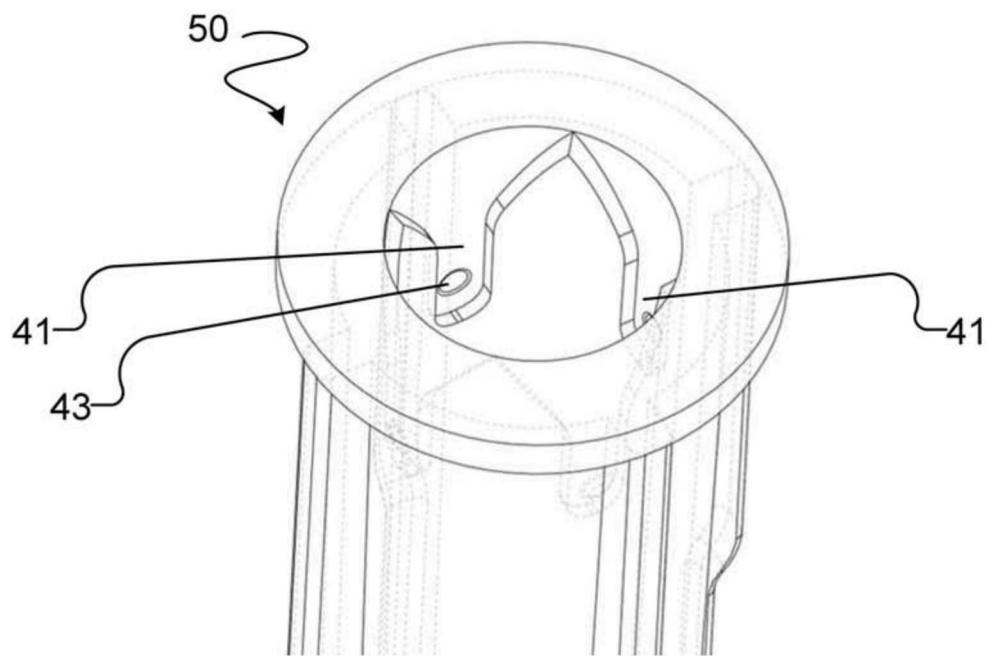


图4

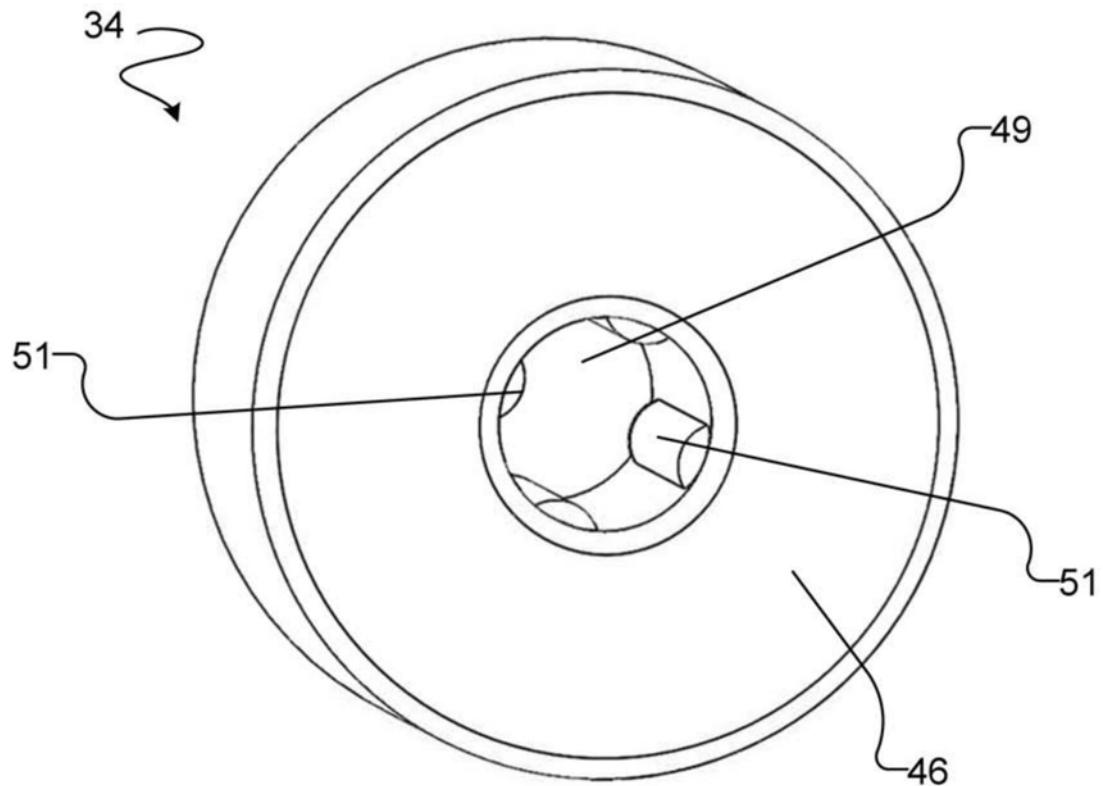


图5

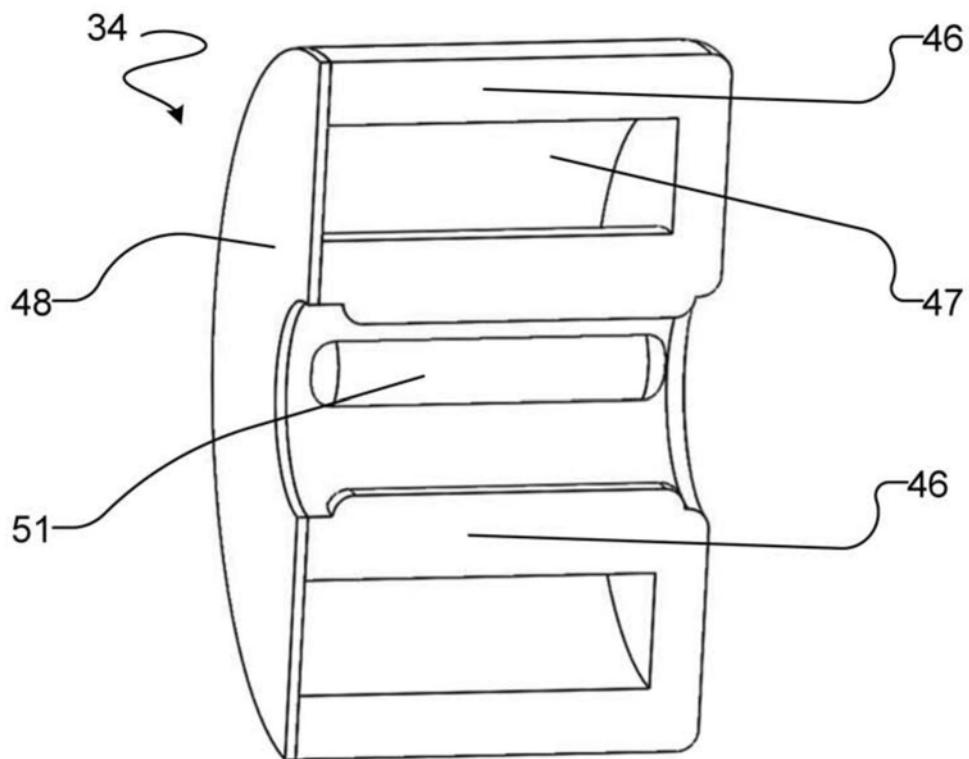


图6

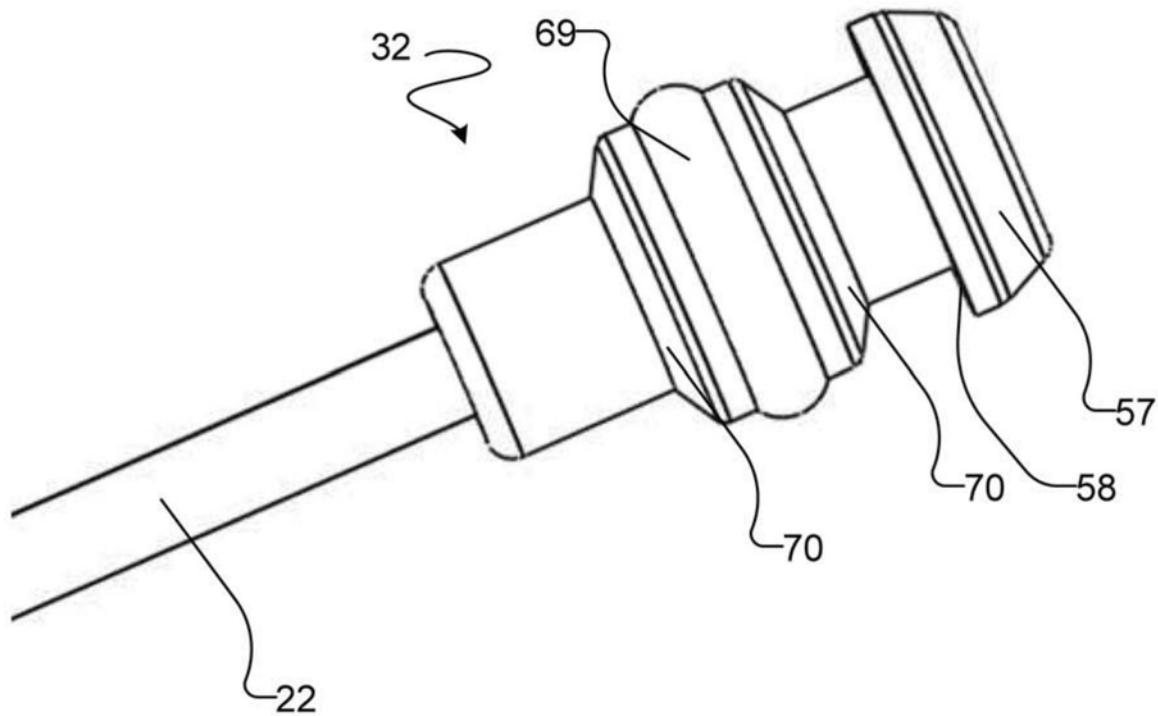


图7

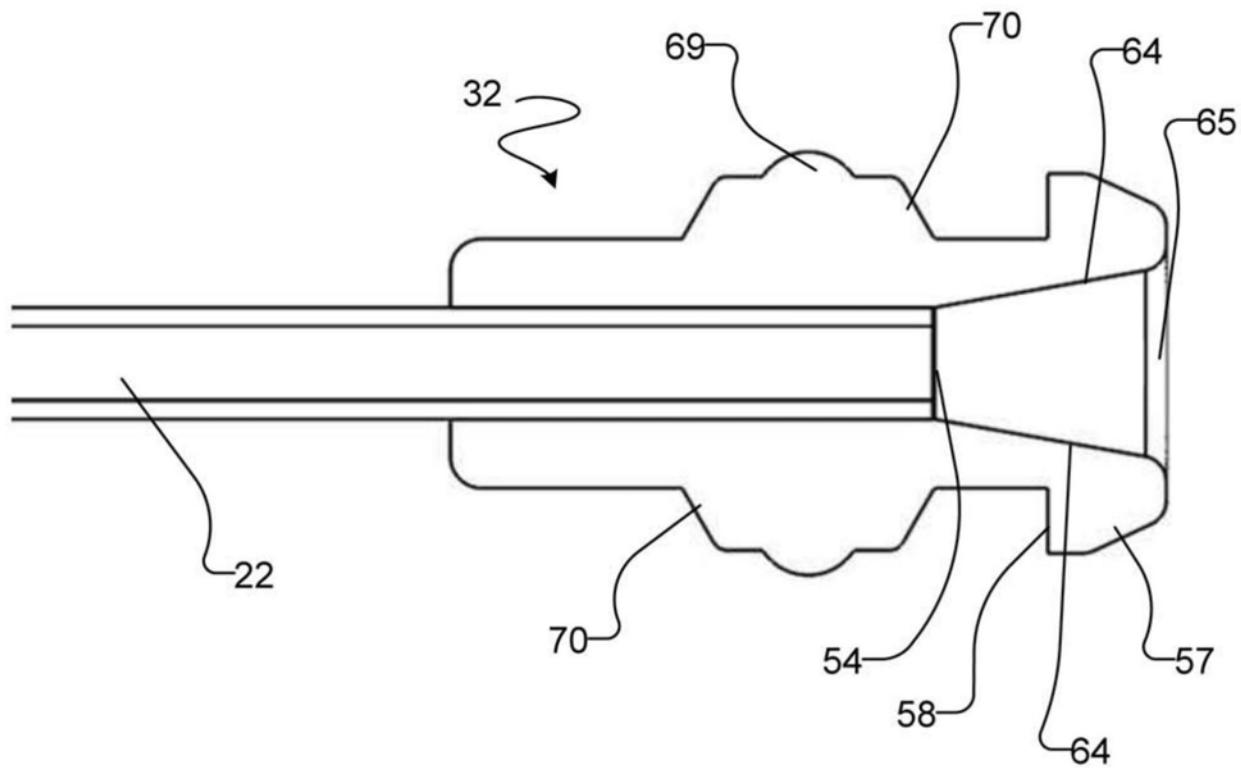


图8

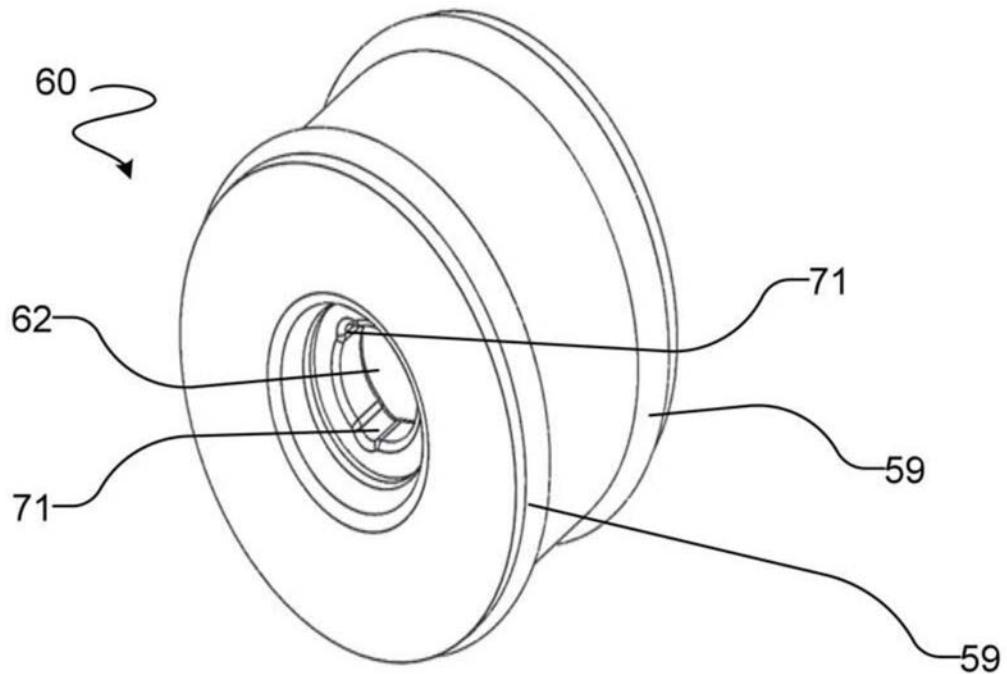


图9A

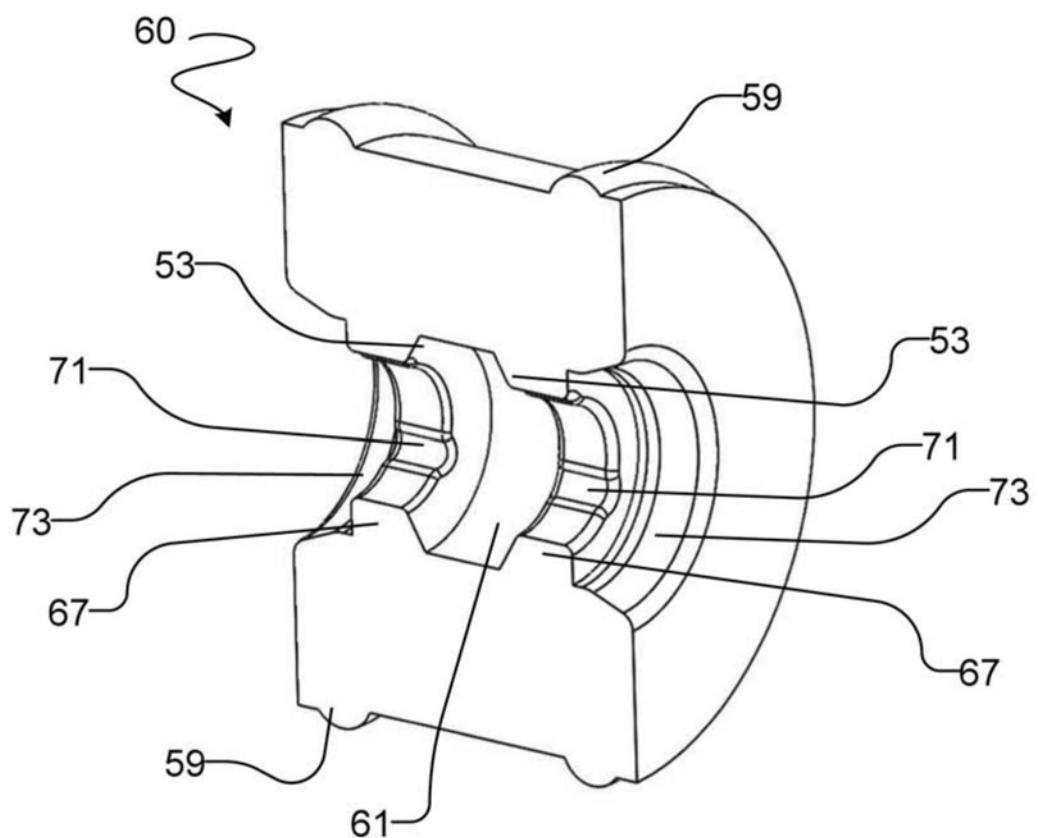


图9B

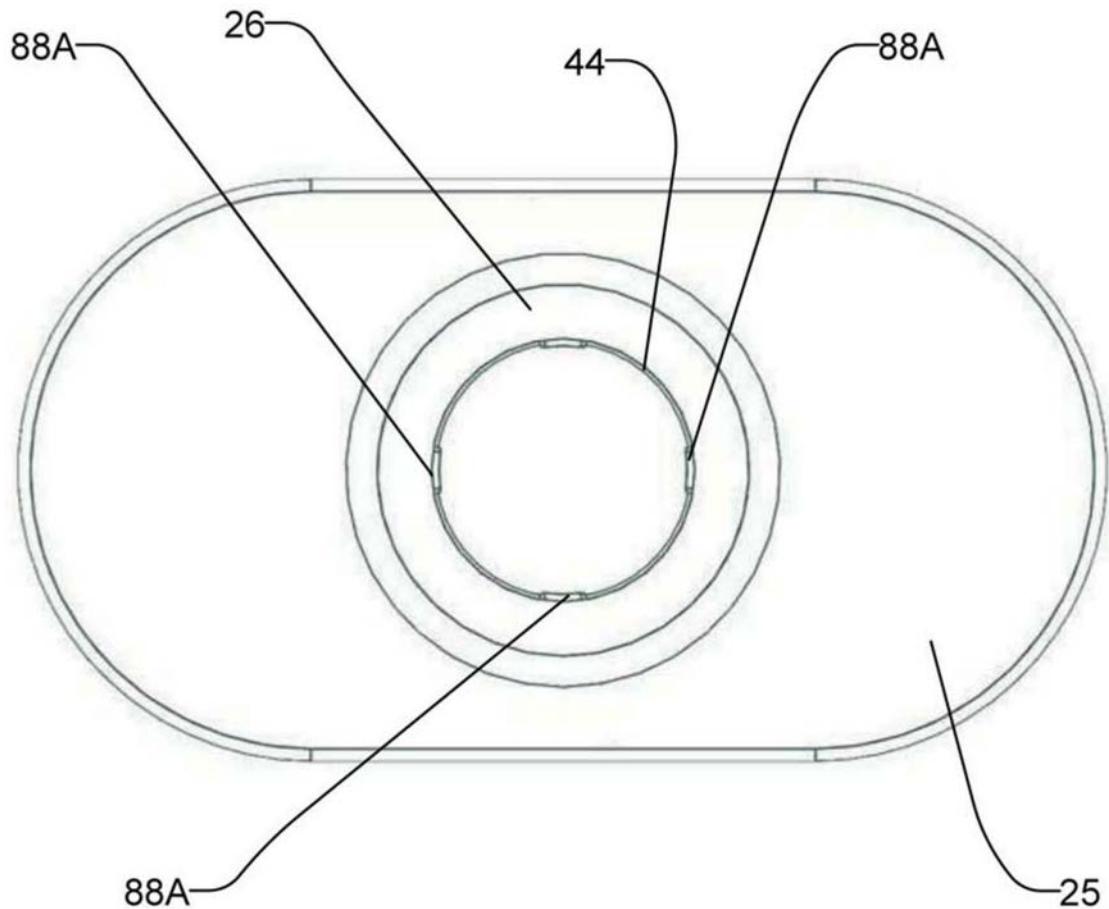


图9C

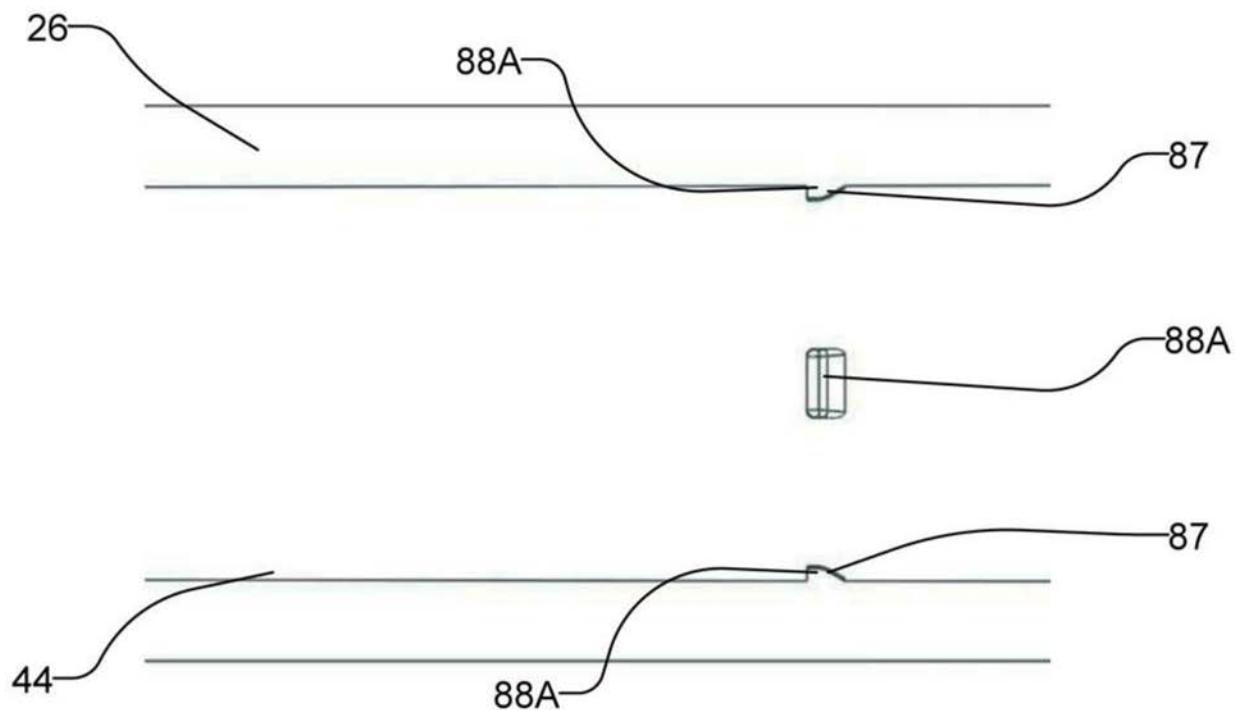


图9D

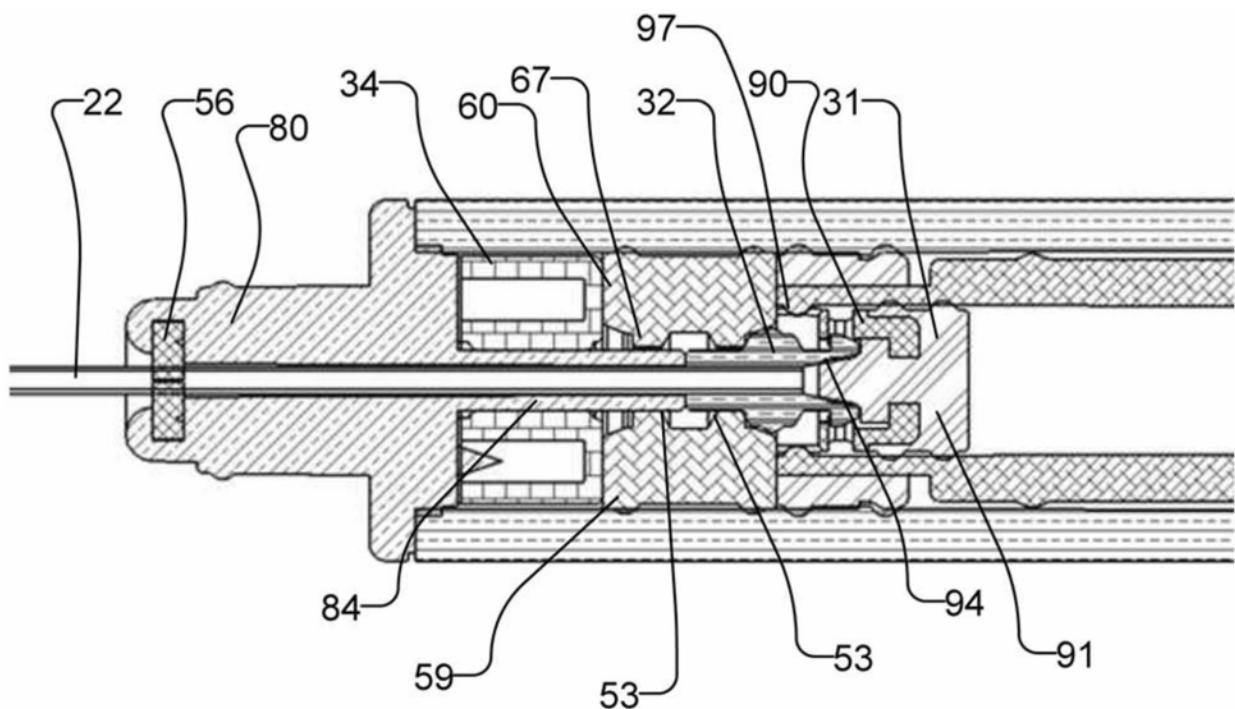


图10

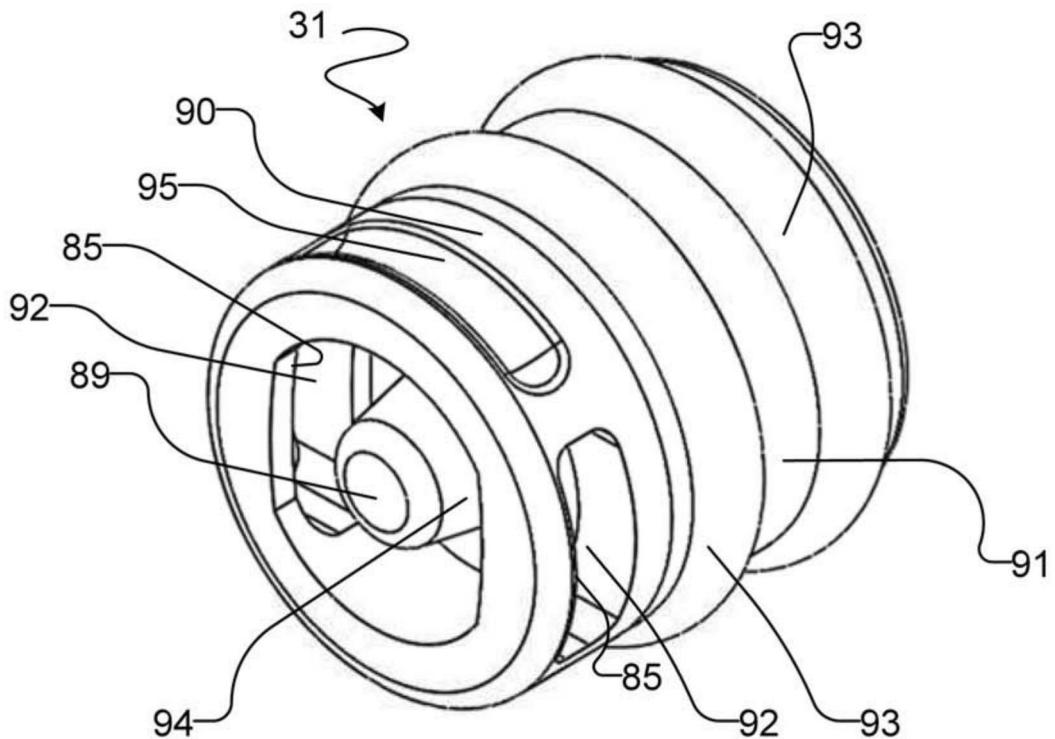


图11A

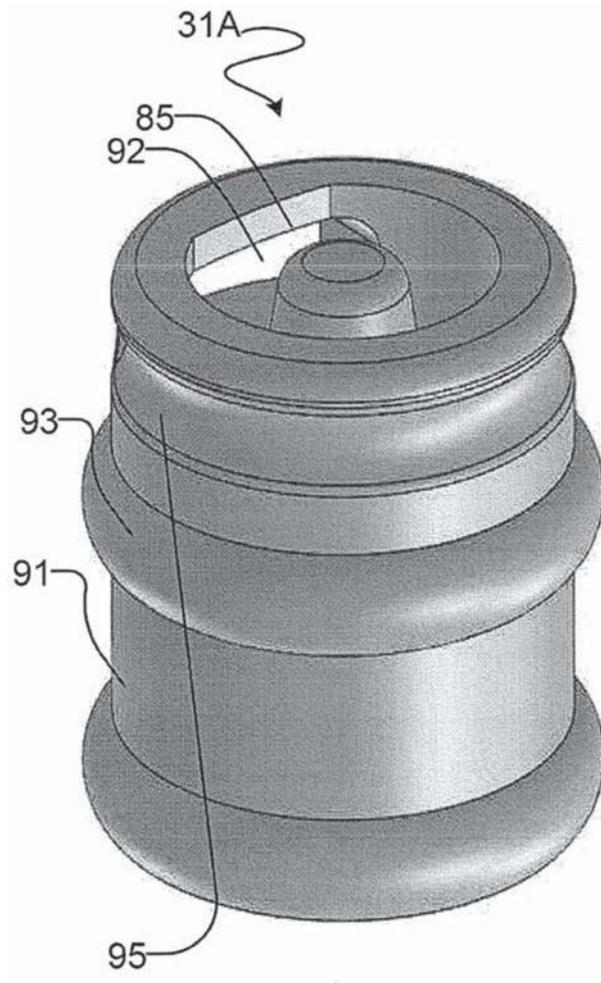


图11B

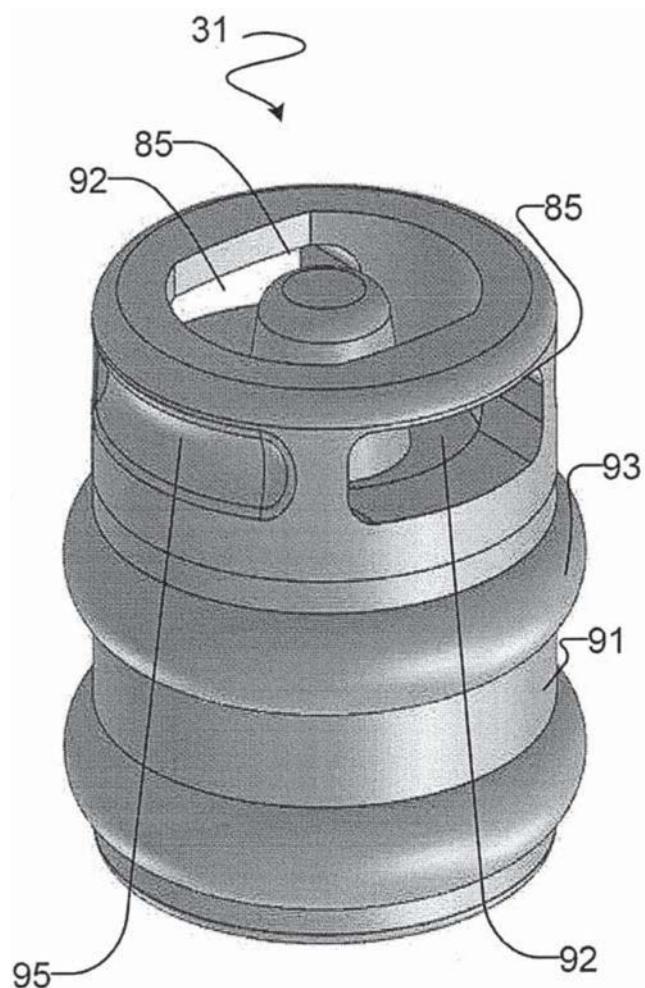


图11C

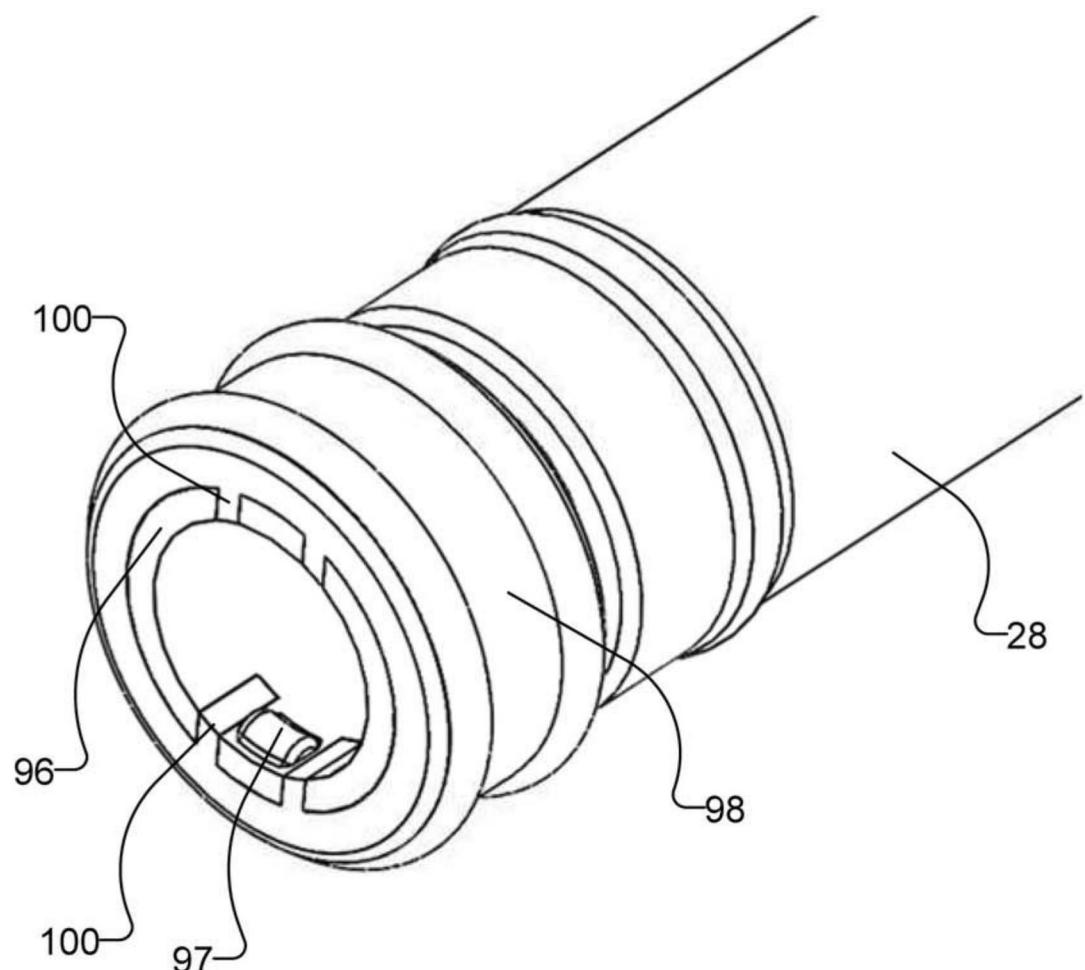


图12

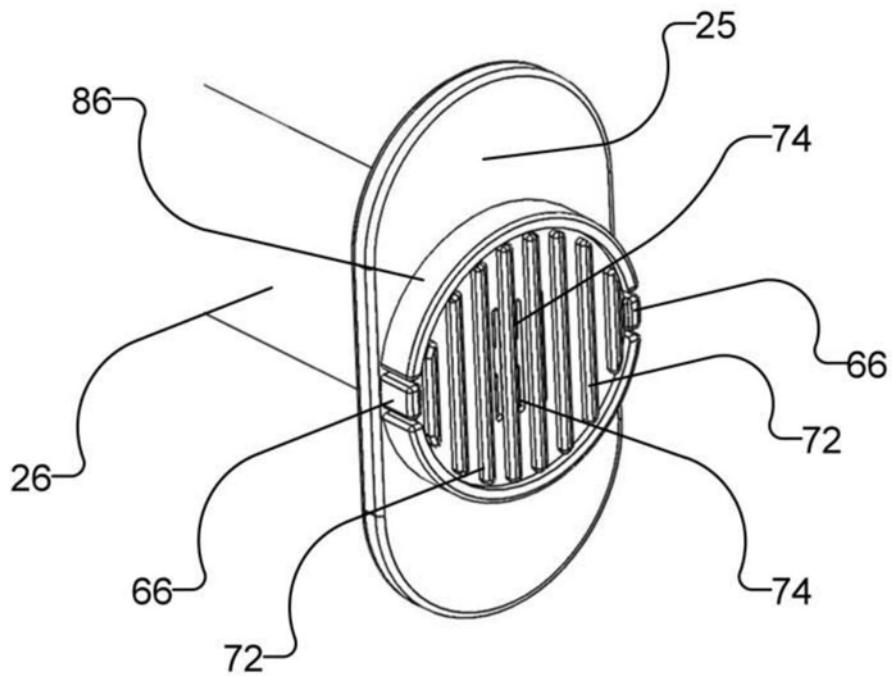


图13

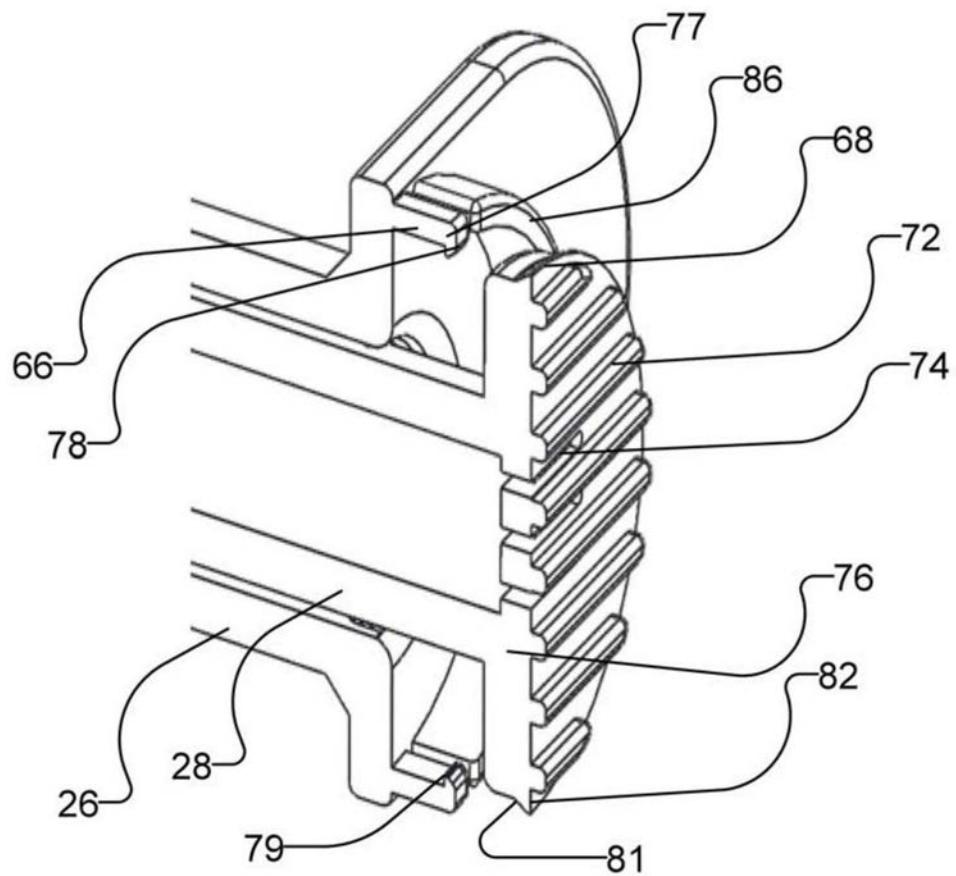


图14

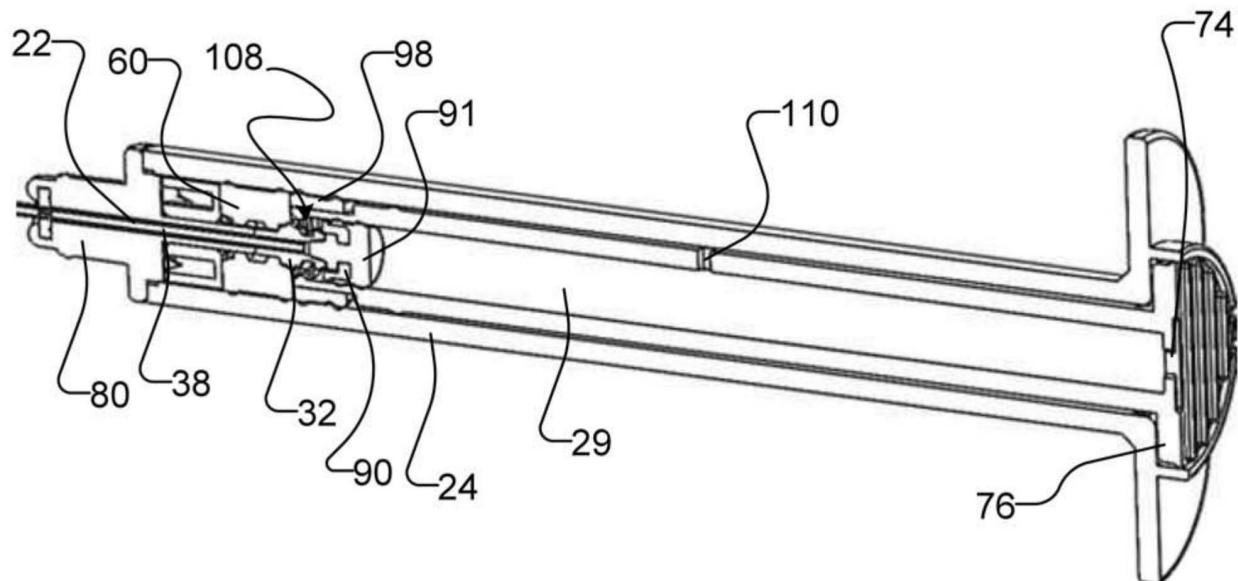


图15

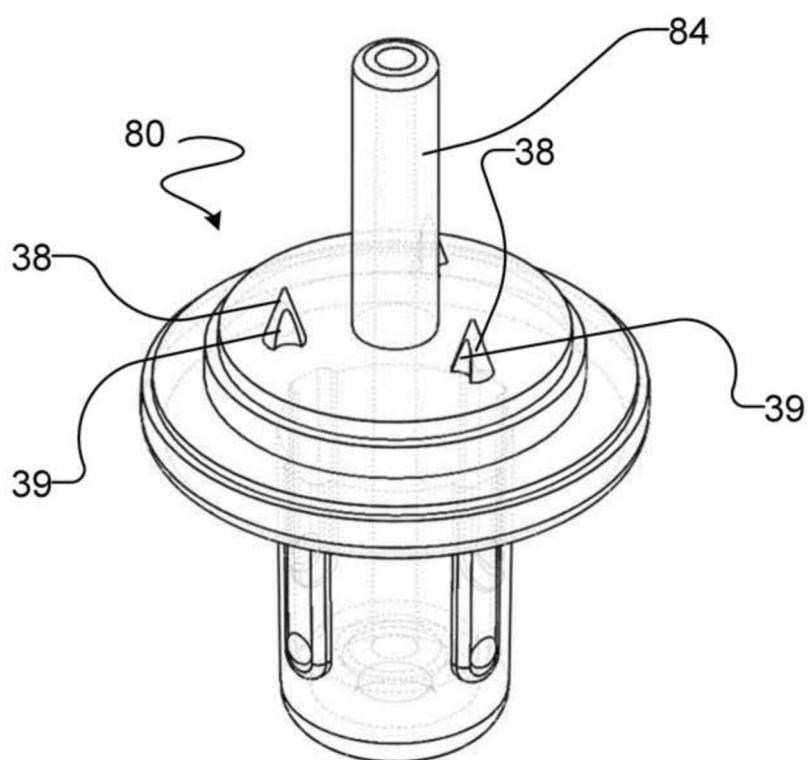


图16

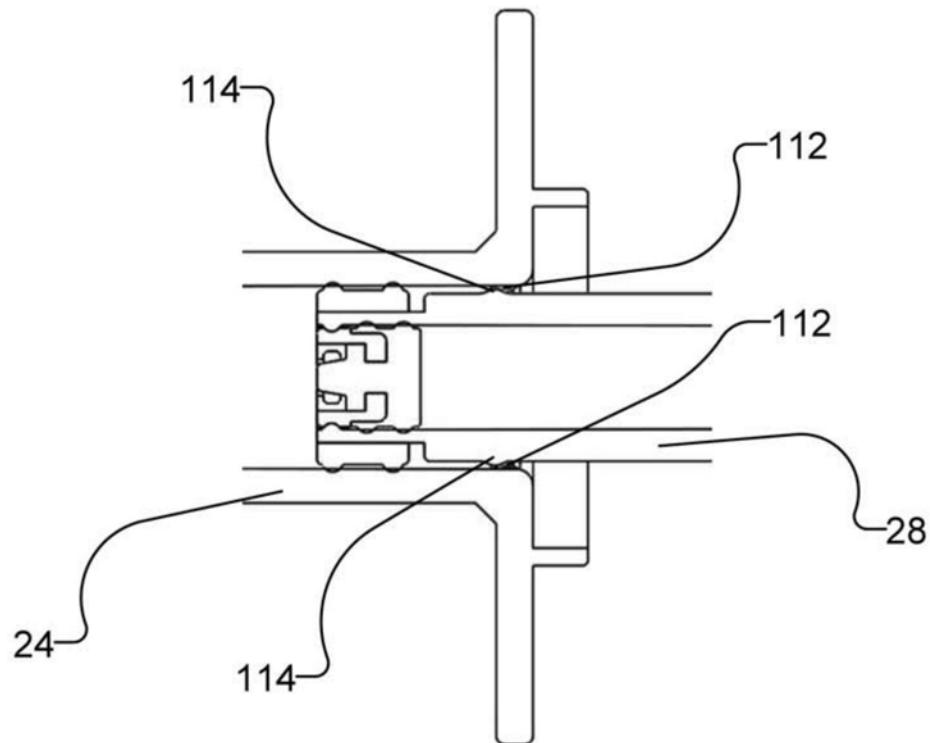


图17

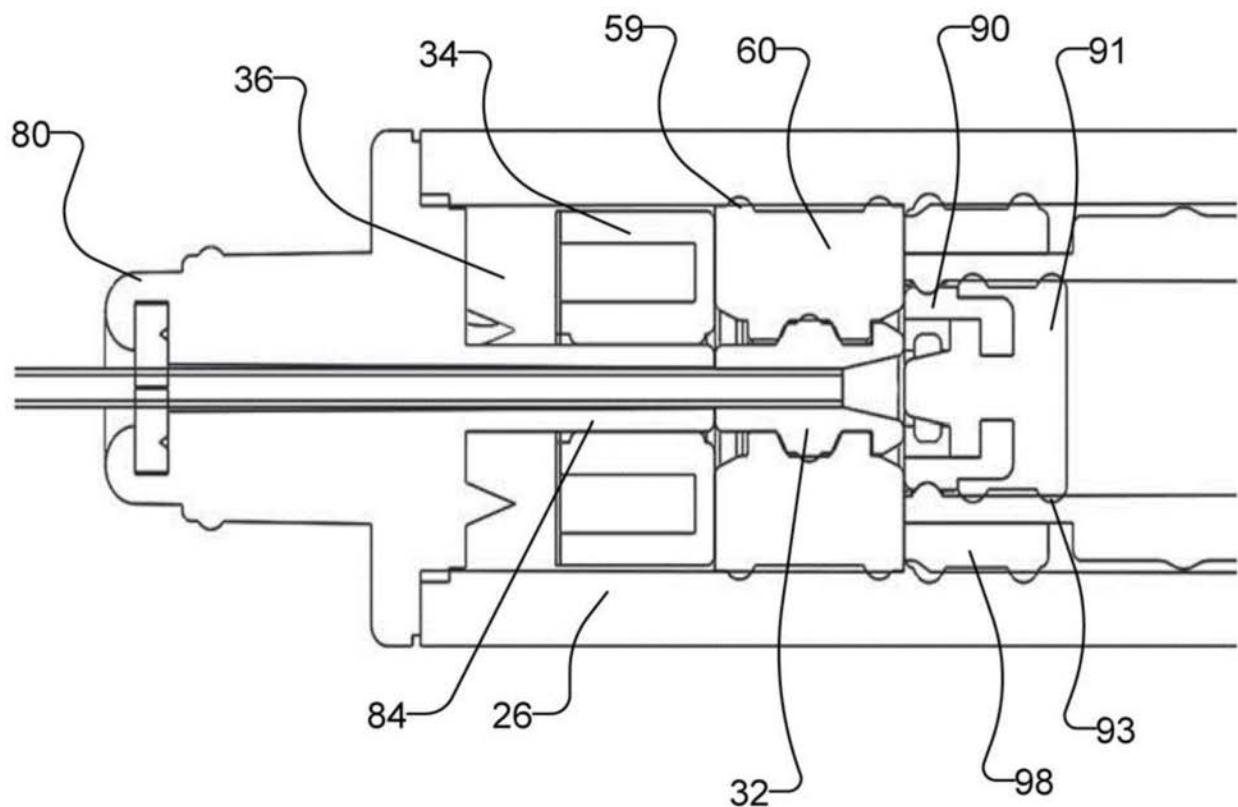


图18

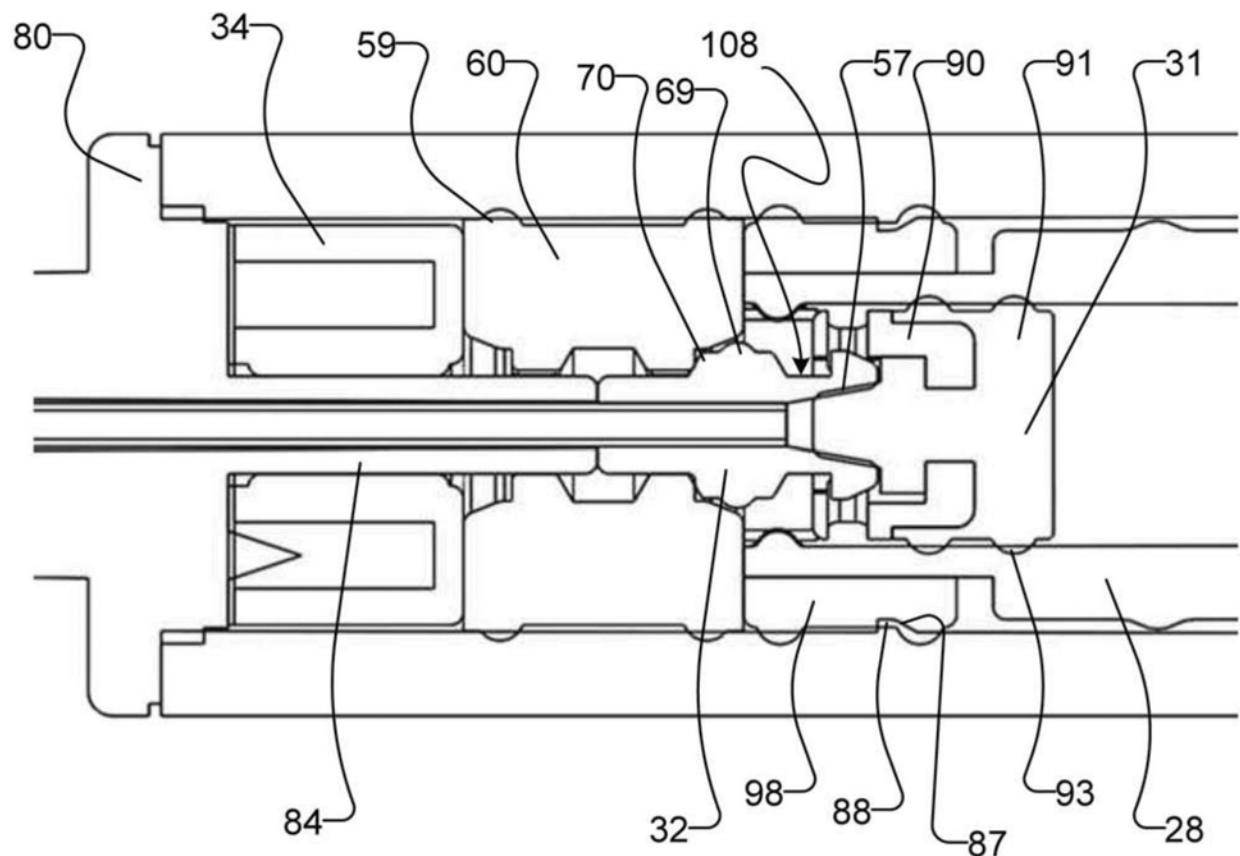


图19

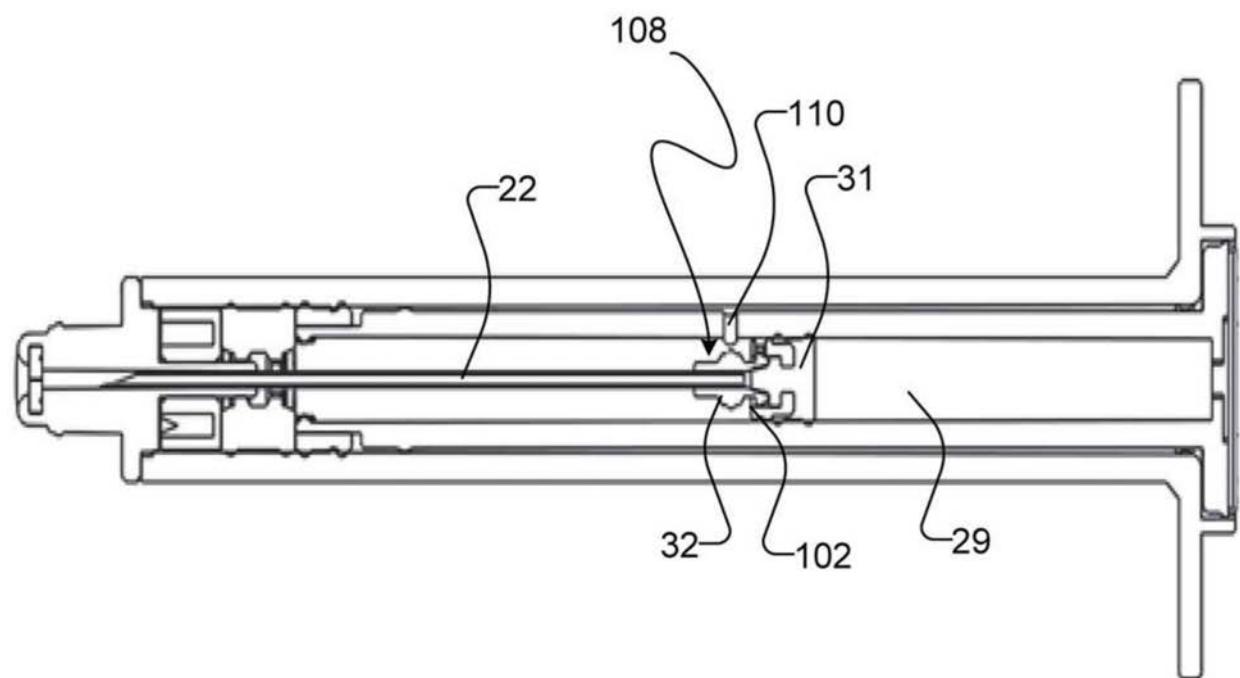


图20

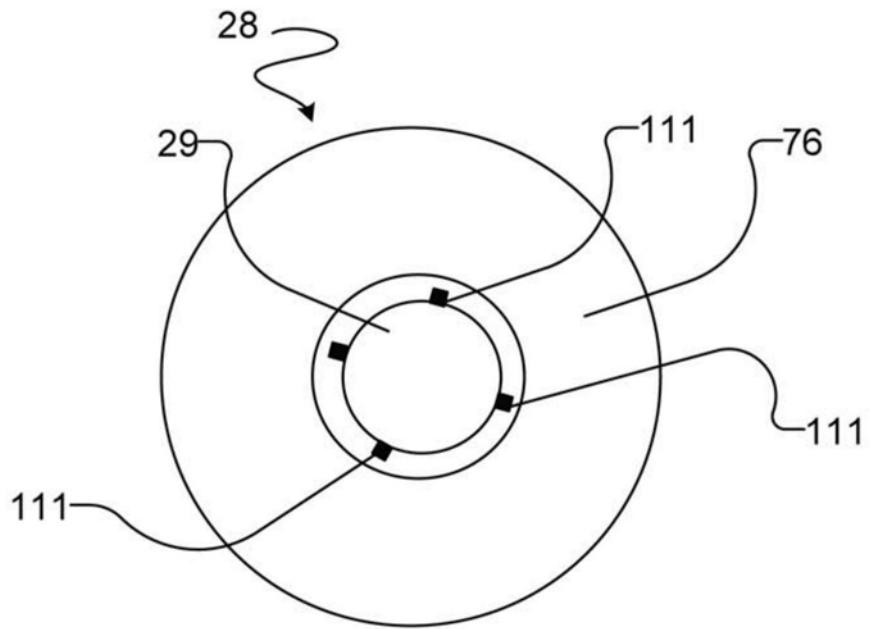


图21

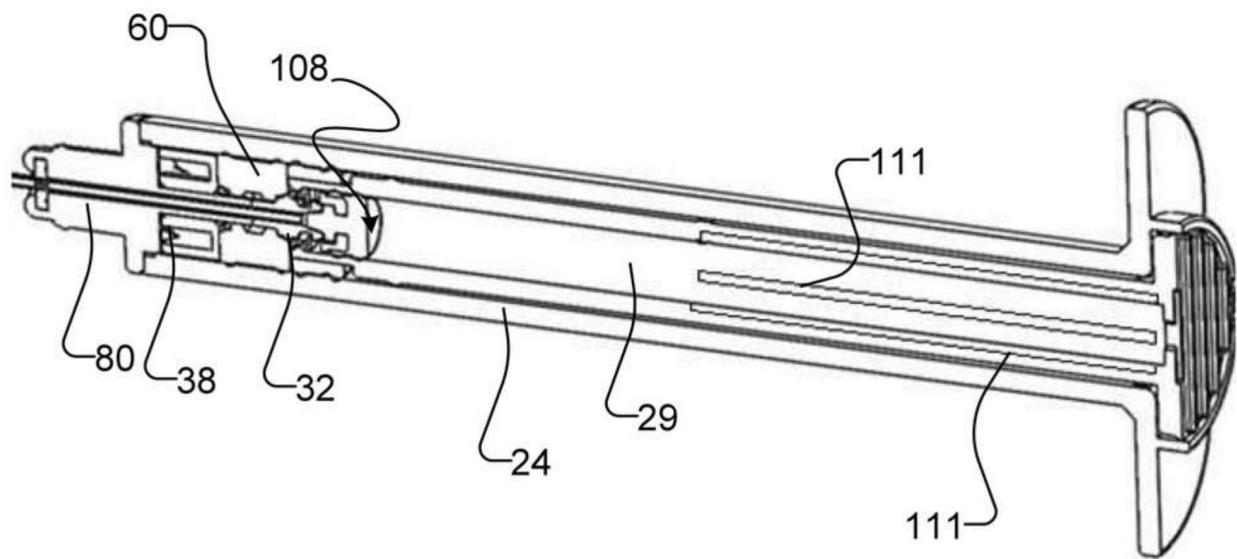


图22

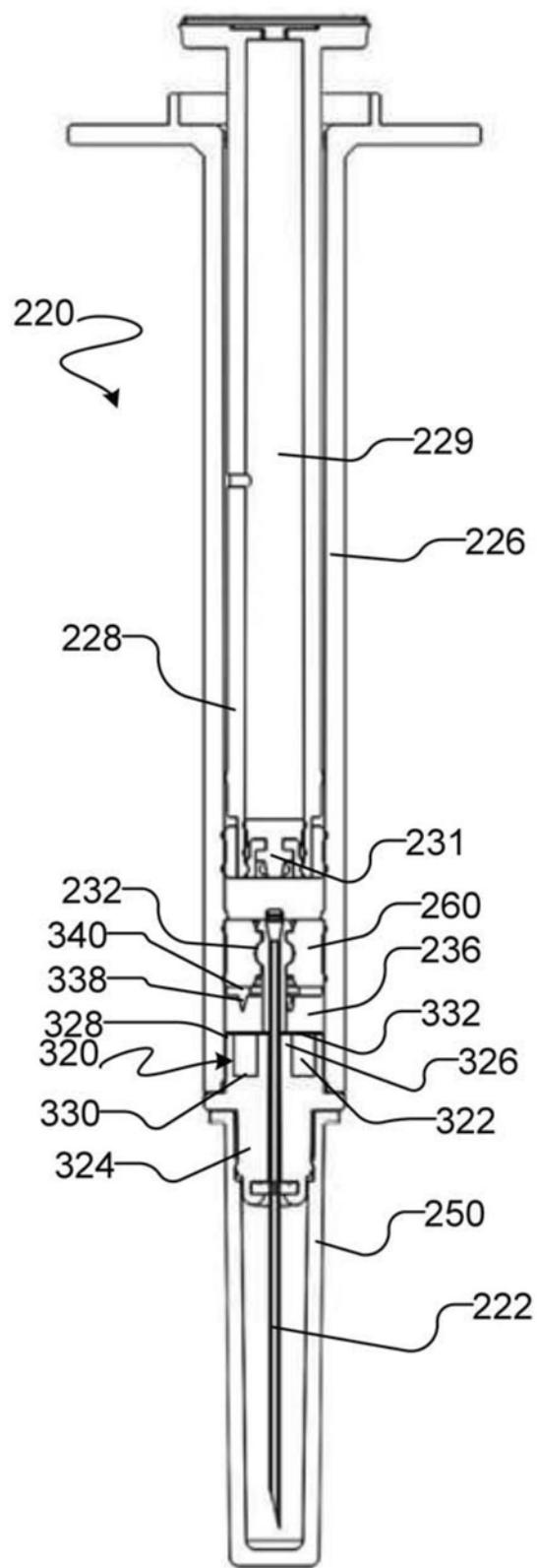


图23

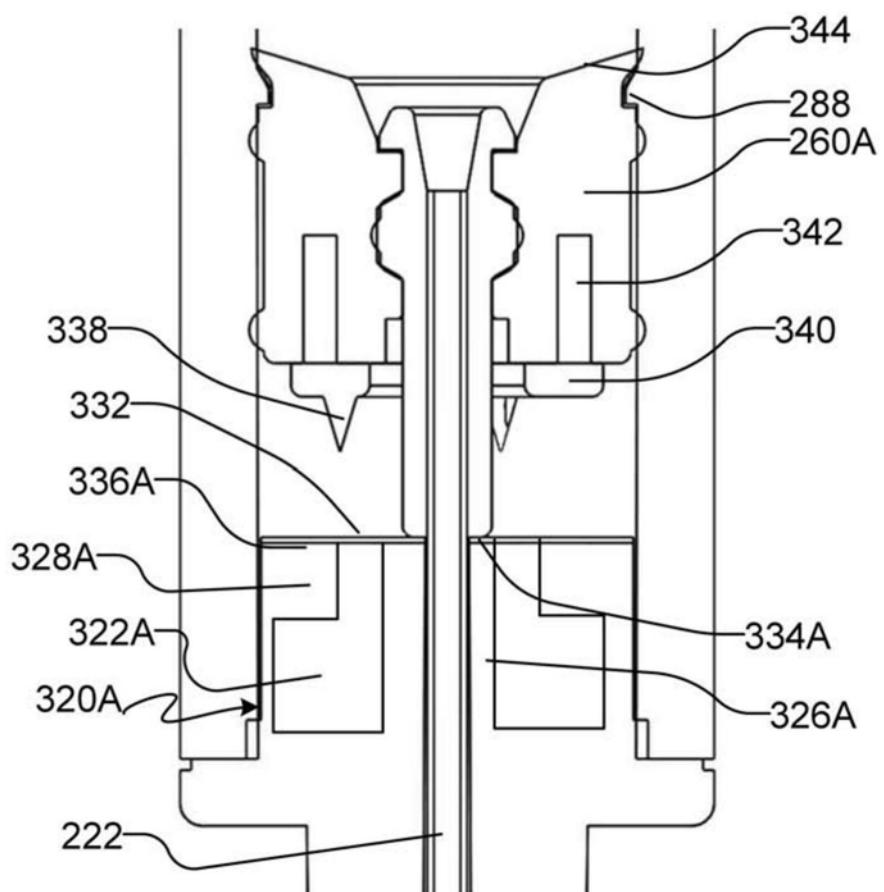


图24A

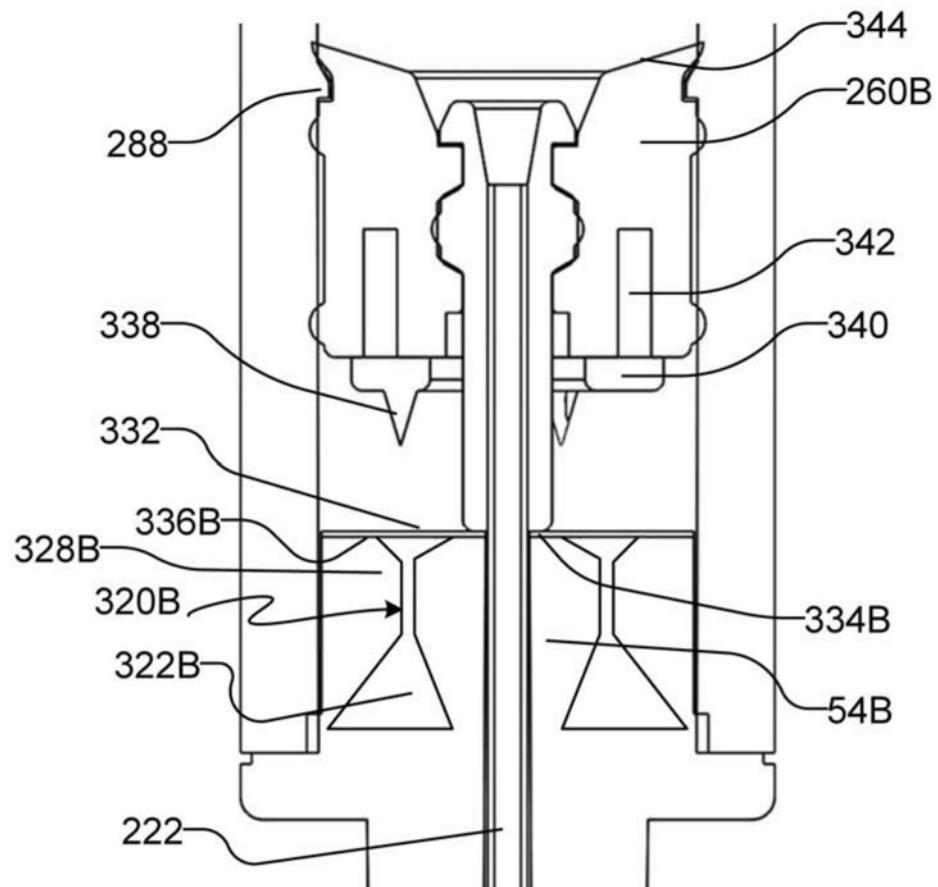


图24B

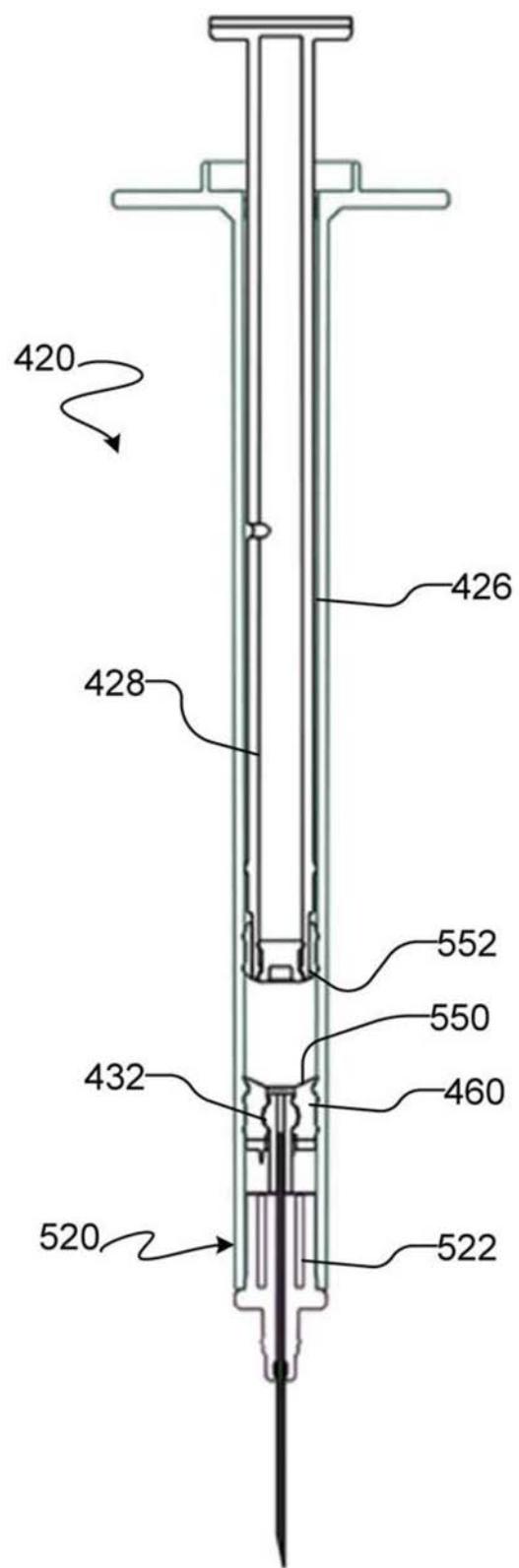


图25

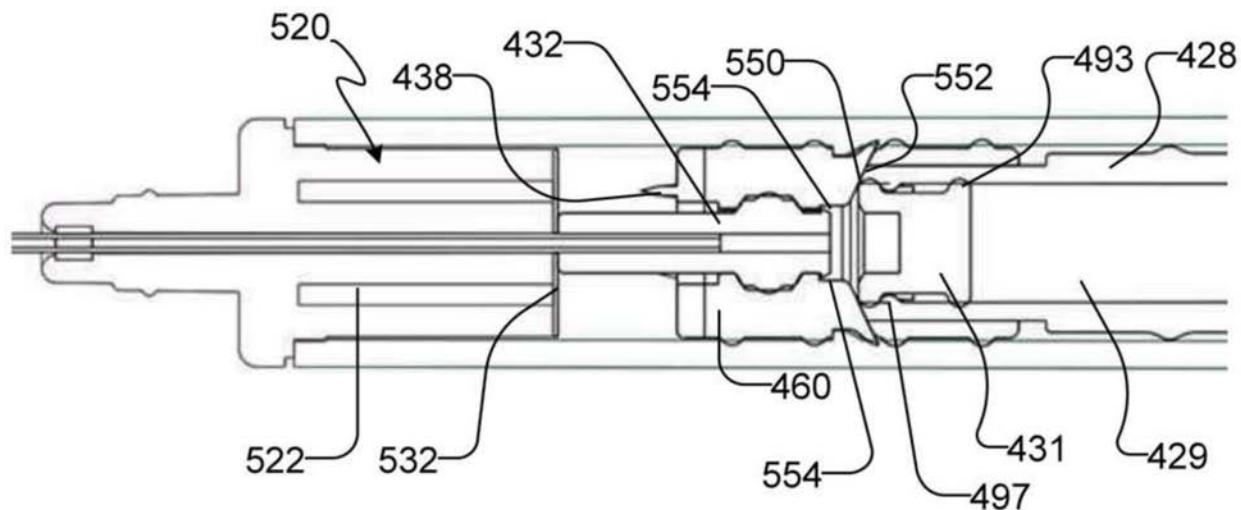


图26

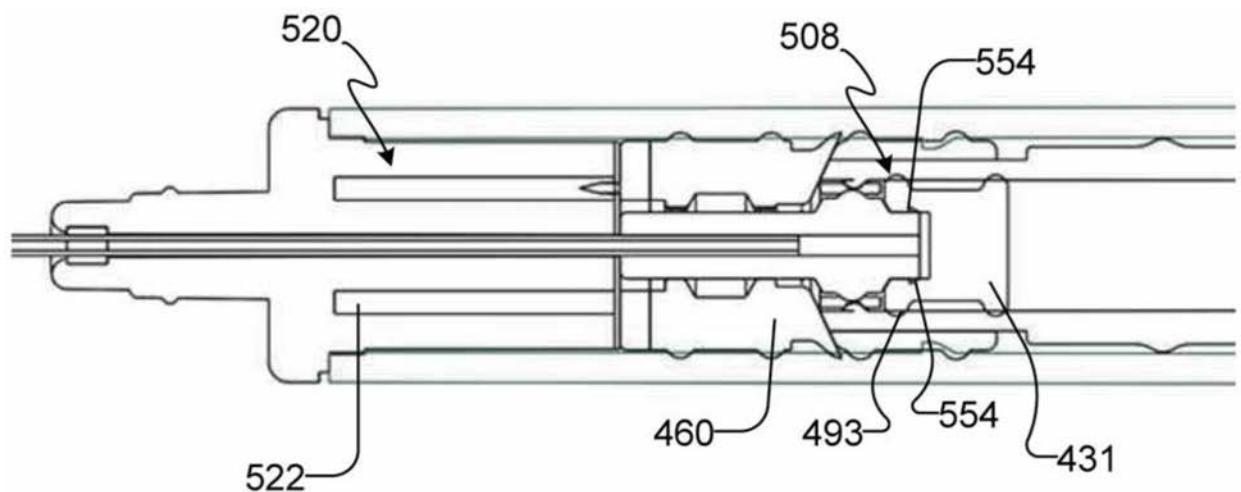


图27

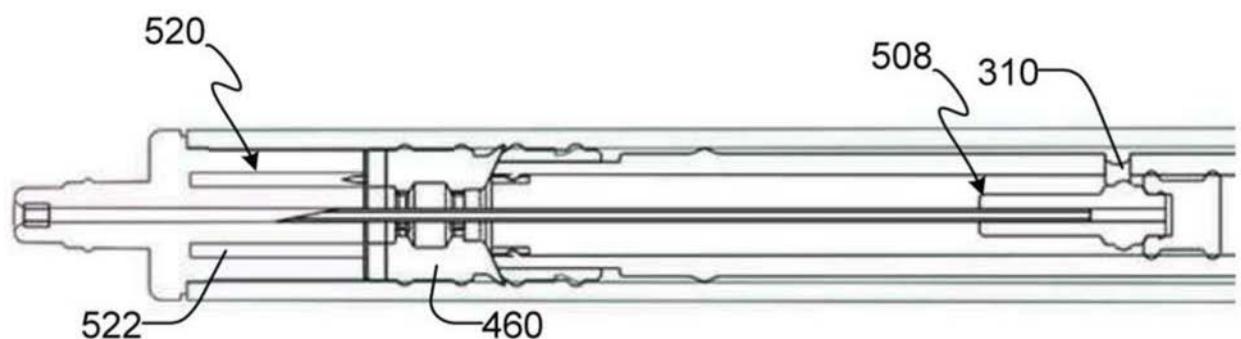


图28