



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1882369 B

(45) 授权公告日 2010.08.25

(21) 申请号 200480034534.0

CN 1145034 A, 1997.03.12, 说明书第4页第9行 - 第5页第5行、附图1.

(22) 申请日 2004.11.23

US 2842126 A, 1958.07.08, 全文.

(30) 优先权数据

CN 1414869 A, 2003.04.30, 全文.

10/722, 370 2003.11.25 US

US 5947929 A, 1999.09.07, 说明书第5栏第

(85) PCT申请进入国家阶段日

66行 - 第7栏第64行、附图1-5.

2006.05.22

US 6017330 A, 2000.01.25, 说明书第7栏第

(86) PCT申请的申请数据

10行 - 第14栏第15行、附图1B, 2B, 11.

PCT/US2004/039225 2004.11.23

审查员 崔文昊

(87) PCT申请的公布数据

W02005/053771 EN 2005.06.16

(73) 专利权人 梅德拉股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 K·P·考恩

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 刘佳

(51) Int. Cl.

A61M 5/315(2006.01)

(56) 对比文件

US 1687323 A, 1928.10.09, 全文.

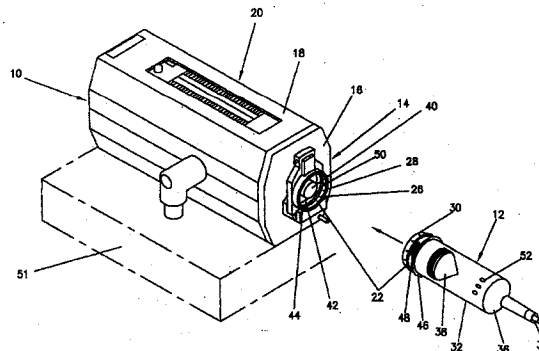
权利要求书 1 页 说明书 47 页 附图 156 页

(54) 发明名称

用于医疗注射器的注液器、注液器接口和注液器柱塞

(57) 摘要

一注液器包括一本体和一可移动地设置在本体内的柱塞。柱塞包括一具有一内表面的壁,以及设置在壁内表面上的一个或多个向内突出的突缘。较佳地,壁的内表面形成沿着一轴向平面形成的固定台肩,而向内突出的突缘沿着壁内表面径向地间隔开,并沿着靠近固定台肩的纵向方向延伸。



1. 一注液器,包括:

一本体;以及

一可移动地设置在所述本体内的柱塞,所述柱塞包括:

一沿纵向延伸的圆柱形壁,该圆柱形壁具有一在圆周方向连续的内表面和一外表面,所述内表面限定一固定台肩,所述固定台肩沿径向方向形成并沿着所述圆柱形壁的圆周延伸;以及

固定设置在所述圆柱形壁的所述内表面上并径向间隔开的多个向内突出的突缘,所述多个向内突出的突缘靠近所述固定台肩而沿着纵向方向延伸一段长度,并沿着所述长度固定连接于所述圆柱形壁,

其中,所述向内突出的突缘由所述圆柱形壁的在圆周方向连续的所述内表面在所述纵向方向上连续地支承。

2. 如权利要求 1 所述的注液器,其特征在于,所述多个突缘沿着所述圆柱形壁的内表面均匀地间隔开。

3. 一流体注射系统,包括:

一注射器,包括:

一外壳;以及

一至少局部地设置在所述外壳内的驱动构件,该驱动构件包括至少一个固定构件和一个或多个向外延伸的突缘构件;以及

一注液器,包括:

一本体;以及

一可移动地设置在所述本体内的柱塞,该柱塞包括:

一圆柱形壁,该圆柱形壁具有一形成一固定台肩的内表面,所述固定台肩径向向内延伸并沿其轴向长度形成,所述内表面在圆周方向上是连续的;以及

多个向内突出的突缘,所述突缘从所述固定台肩固定地延伸出来,并由所述内表面在纵向方向上连续地支承,各所述突缘沿所述圆柱形壁的所述内表面间隔开;

其中,位于所述注射器驱动构件上的所述至少一个固定构件适于接合位于所述柱塞的所述圆柱形壁上的所述固定台肩,以使所述驱动构件能将所述柱塞缩回所述注液器的所述本体内;

其中,当所述注液器本体围绕其纵向轴线转动时,位于所述柱塞的所述圆柱形壁上的所述多个向内突出的突缘适于接合位于所述驱动构件上的所述一个或多个向外延伸的突缘构件,可操作所述一个或多个向外延伸的突缘构件,致使位于所述驱动构件上的所述至少一个固定构件在所述注液器本体转动之后,与所述柱塞的所述圆柱形壁上的所述固定台肩脱开。

4. 如权利要求 3 所述的流体注射系统,其特征在于,所述多个突缘沿着所述圆柱形壁的所述内表面均匀地间隔开。

用于医疗注射器的注液器、注液器接口和注液器柱塞

[0001] 相关申请

[0002] 本申请可包含涉及到一个或多个以下美国专利或未决的申请中揭示或主张内容的主题：于 2001 年 2 月 5 日提交的美国专利 No. 6, 652, 489；于 2002 年 5 月 30 日提交的申请系列号 No. 10/159, 592；于 1999 年 11 月 24 日提交的申请系列号 No. 09/448, 835；于 2002 年 6 月 19 日提交的申请系列号 No. 10/174, 631；于 2003 年 7 月 14 日提交的申请系列号 No. 10/619, 137；于 2003 年 9 月 23 日提交的申请系列号 No. 10/668, 643；于 2003 年 9 月 23 日提交的申请系列号 No. 10/668, 673；于 2003 年 9 月 23 日提交的申请系列号 No. 10/669, 114；于 2003 年 9 月 23 日提交的申请系列号 No. 10/669, 148；于 2003 年 9 月 23 日提交的申请系列号 No. 10/670, 154；于 2003 年 3 月 10 日提交的申请系列号 No. 10/380, 188；于 2001 年 1 月 18 日提交的申请系列号 No. 09/765, 498；以及于 2003 年 6 月 25 日提交的申请系列号 No. 10/606, 157。

技术领域

[0003] 本发明涉及医用注射器、注液器、注液器接口、注液器适配器，以及用于注液器的输液器柱塞。具体来说，本发明涉及前加载的医用注射器、注液器、注液器接口、注液器柱塞，以及用于新的或现有医用注射器的适配器，其中，特殊结构的注液器通过一可释放机构可安装在注射器和从注射器中移去。

背景技术

[0004] 用来将对比介质注射到一病人体内以便成像生物结构的医用注射器和注液器在本技术领域内是公知的。例如，于 1987 年 7 月 7 日提交的授予 D. M. Reilly 等人的美国专利 No. 4, 677, 980，其题为“血管造影术注射器和血管造影术注液器”，该专利受让于本主题申请的同一受让人，美国专利 No. 4, 677, 980 揭示了一种血管造影术注射器装置。该装置设计用来将对比介质注射到动物的脉管系统内，其中，注液器后加载到注射器的受压外壳内。具体来说，该装置包括一可转动的转动架，转动架承载一对受压的外壳，并可转动，这样，当一个已经后加载一注液器的受压外壳处于注射位置时，另一受压外壳处于这样一位置，其中，一相连的注液器可进行后加载。其后，当对比介质从第一注液器中完成注射时，转动架转动而将第一注液器移动到一卸载 - 加载的位置，使第二受压外壳和注液器同时地移入注射位置。

[0005] 在 ‘980 专利所揭示的装置中，借助于一可释放的机构，血管造影术注射器的驱动构件可在沿注液器柱塞移动路径的任何点处，可驱动地连接到一注液器的柱塞上，或从注液器的柱塞上拆卸。然而，为了使可释放机构准确地操作，注液器的柱塞必须合适地定向以与注射器活塞匹配。此外，在注射器上加载注液器的过程中，注液器必须准确地对齐在对应受压外壳内，以使注液器柱塞和注射器活塞彼此连接和脱开。

[0006] 一对 ‘980 专利装置作改进的装置揭示在 1995 年 1 月 24 日提交的授予 D. M. Reilly 等人的美国专利 No. 5, 383, 858 中，其题为“前加载的血管造影术注射器和用于其中的注液

器”，该专利也受让于本申请的同一受让人。在‘858 专利所述装置中，在至少一个实施例中，注液器前加载到一无压外壳注射器上，克服了‘980 专利注射器装置的一个缺点。

[0007] ‘858 专利中所揭示的注射器具有一第一释放机构，用来将注液器附连到注射器上和从中释放出来。此外，该装置包括一第二释放机构，其将注射器活塞接合到注液器柱塞上和从中脱卸开来。注液器一转动，注液器就附连到注射器上或从注射器中释放，同时，柱塞附连到活塞或与活塞脱开。该揭示的结构要求注液器以特殊的定向安装在注射器上，以使注液器可释放地接合注射器，并同时地，柱塞可释放地接合活塞。此外，如同‘980 专利中所揭示的注液器那样，在组装过程中注液器柱塞必须准确地定向在注液器内。

[0008] 另一注射器装置揭示在在 1994 年 4 月 5 日提交的授予 C. Neer 等人的美国专利 No. 5, 300, 031 中，其题为“用于将流体注入到动物内的装置和用于其中的一次性前加载注液器”。该‘031 专利揭示了一受压外壳注射器的各种实施例，其中，通过一设置在受压外壳前端内的开口，一注液器加载到注射器受压外壳上和从中移去。为了在注射操作过程中将注液器保持在受压外壳内，注液器的前端锁定在受压外壳的前端。为了准确地将注液器连接到受压外壳上，注液器仅可沿一个定向插入到受压外壳内。

[0009] 在上述各个实例中，注液器必须沿一特殊定向连接到注射器，以确保注液器合适地安装。要求合适的对齐来确保注液器在医疗成像程序中可合适地操作。然而，所要求的定向会阻碍注液器快速的附连和更换。所要求的定向也可增加制造组件的成本和注液器的复杂性。

[0010] 因此，尽管上述注射器和注液器装置已证实是有效的，但仍需要能更简单地前加载医用注射器。具体来说，为了进一步便于加载操作，需要有一种注液器，其能容易地连接到注射器上，无需考虑注液器和 / 或注液器柱塞的特殊定向。此外，为了简化注液器部件的组装，需要有一种注液器，它的柱塞相对于注液器的针筒或底部不需特殊的定向。此外，为了将为注射程序准备一注射器所需要的时间减到最少，需要有一种注射器，其提供自动化的特征和 / 或改进的控制特征。

发明内容

[0011] 本发明提供医用注射器、注液器接口、注液器适配器、注液器柱塞，以及与柱塞一起使用的注液器，其着力于使注射器和注液器系统更加简单的需要。具体来说，在一个方面，本发明提供一注液器接口和一匹配的注液器，它们互相合作而允许注液器能容易地、迅速地和可靠地固定到一医用注射器上。在连接到注射器之前，该注液器不需以任何特殊的方式进行定向。此外，柱塞不需以任何特殊方式相对于注液器筒体进行定向。该注液器和柱塞都设置有释放机构，以使注液器能快速地安装在注射器上和从注射器卸下，并用一新的注液器替换。

[0012] 为了实现上述目的，本发明提供一与注射器接合的注液器。在一优选的实施例中，注液器包括一本体和一可移动地设置在本体内的柱塞。柱塞包括一具有一内表面和一外表面的壁，以及设置在壁内表面上的一个或多个向内突出的突缘。此外，一流体注射系统包括一注射器和一注液器。注射器包括一外壳和一至少局部地设置在外壳内的驱动构件。该驱动构件包括至少一个固定构件和一个或多个向外延伸的突缘构件。注液器包括一本体和一可移动地设置在本体内的柱塞。柱塞包括一壁，该壁具有一形成一固定台肩的内表面和设

置在壁内表面上一个或多个向内突出的突缘。较佳地,位于注射器驱动构件上的至少一个固定构件适于接合位于柱塞壁上的固定台肩,以使驱动构件能缩回柱塞连同注液器的本体。此外,当注液器本体围绕其纵向轴线转动时,位于柱塞壁上的一个或多个向内突出的突缘适于接合位于驱动构件上的一个或多个向外延伸的突缘构件。可操作一个或多个向外延伸的突缘构件,致使位于驱动构件上的至少一个固定构件在注液器本体转动之后,与柱塞壁上的固定台肩脱离。

[0013] 在另一优选实施例中,注液器包括一具有一适于分配流体的注液器前端的注液器本体,以及一适于与注射器接合的注液器后端。一柱塞或柱塞盖沿轴向可在注液器本体内往复运动。一突缘构件设置在注液器后端。该突缘适于接合一连接器机构内的柔性环,其位于一注射器外壳上,或一注液器接口上,或一连接到注射器外壳的适配器上。该突缘和可弯曲环的组合提供了注液器与注射器的接合以及注液器与注射器的释放。此外,注液器包括一个和多个用来接合柔性环的构件,以允许从注液器中脱离。

[0014] 在一替代的实施例中,突缘构件可设置在注液器前端,而柔性环可设置在连接到一注射器的受压外壳的前端上。

[0015] 在另一实施例中,注液器包括一具有一适于分配流体的注液器前端的注液器本体,以及一适于与注射器接合的注液器后端。一柱塞或柱塞盖沿轴向可在注液器本体内往复运动。至少一个接片或突缘构件(其可以是弹性的)设置在注液器后端。该至少一个接片或突缘适于接合一壁部分,当注液器与注射器接合时,其位于一注射器上,或一注液器接口上,或一连接到注射器的适配器上。该至少一个接片或突缘提供了注液器与注射器的接合以及注液器与注射器的释放。

[0016] 在还有另一实施例中,注液器包括一具有一适于分配流体的注液器前端的注液器本体,以及一适于与注射器接合的注液器后端。一柱塞沿轴向可在注液器本体内往复运动。至少一个弹性接片设置在注液器后端。该至少一个弹性接片适于接合一壁部分,当注液器与注射器接合时,其位于一注射器上,或一注液器接口上,或一连接到注射器的适配器上。该至少一个接片提供了注液器与注射器的接合以及注液器与注射器的释放。

[0017] 在一替代的实施例中,注液器包括至少两个弹性接片,当注液器接合注射器时,该接片适于接合注射器的壁部分。在还有另一实施例中,注液器包括两个以上接片,它们围绕其底部布置以使注液器牢固地接合注射器。

[0018] 本发明还提供一组合一注液器和一注射器的注射器系统。注液器具有与上述的结构相同的大致结构。注射器包括一适于接纳注液器后端的接口。在一优选的实施例中,注射器的接口包括一柔性环,其用来接合设置在注液器上的一突缘构件。在一替代的实施例中,柔性环可设置在一连接到注射器的受压外壳的前端上,而突缘构件可设置在注液器前端上以便接合柔性环。

[0019] 在另一实施例中,注射器包括一具有一第一直径的前部,其适于接纳注液器的后端。注射器接口还包括一具有一大于第一直径的第二直径的后部,以及一设置在前部和后部之间的凸缘,其将前部和后部连接在一起。位于注液器上的至少一个接片适于在注液器与注射器接合时弹性地接合凸缘。注射器的接口还包括一在邻近一壁的后部内作往复运动的轴环,其适于向内推压至少一个接片,以使至少一个接片与凸缘脱离,由此,能从注射器中移去注液器。

[0020] 本发明还包括提供一注射器活塞、一注液器柱塞组件,以及一组合的活塞/柱塞组件。在一优选的实施例中,注液器柱塞组件包括一柱塞盖和一设置在注液器内的相连的柱塞盖支承环。在一替代的实施例中,注液器柱塞组件包括仅一个设置在注液器内的柱塞盖。注射器活塞的形状较佳地与柱塞盖的形状互补。此外,注射器活塞较佳地适于在活塞沿轴向向前运动过程中推压注液器柱塞盖,而在其间没有实际的连接。然而,在柱塞撤回的过程中,注射器活塞适于连接地接合柱塞或柱塞盖。

[0021] 在一实施例中,活塞/柱塞组件包括一与注射器相连的活塞、一包围活塞的活塞套筒、一连接到活塞套筒一端的轴环,轴环形成一活塞可延伸通过的开口、一连接到轴环的柱塞帽,柱塞帽形成一内部空间、一夹子延伸器设置在柱塞帽的内部空间内的活塞的一端上、多个通过柱塞帽一侧的槽、多个夹子通过槽设置并与夹子延伸器接合,以及一与活塞套筒接触的偏置构件。一旦活塞沿某一方向移动,偏置构件偏压活塞套筒运动,以限制沿同一的方向的运动,致使夹子延伸器推压多个夹子通过柱塞帽内的槽,以便与一注液器内的柱塞或橡胶盖接合。

[0022] 在其它实施例中,柱塞和活塞可适于机电地或电磁地连接在一起。

[0023] 此外,根据上述的实施例,本发明还提供一用来接纳一注液器的适配器。适配器与一注射器接合,并设置在注射器和注液器之间。适配器包括一适于接合注液器的适配器前端。在一实施例中,适配器后端具有至少一个适于接合注射器的弹性接片。

[0024] 本发明还提供一适配器组件。该适配器组件包括一适配器和一用于适配器的注液器。在一优选的实施例中,适配器包括一适配器后端,适配器后端包括一适于与注射器柔性环接合的突缘构件。在此实施例中,适配器允许一根据本发明设计的注射器接受传统的注液器。

[0025] 在一替代的实施例中,适配器可具有一后端,该后端包括一机构,允许其与现有的注射器匹配(诸如美国专利 Nos. 4,677,980、5,383,858 中所揭示的注射器,本文援引这些专利内容以供参考),以及一前端,该前端包括一柔性环或一凸缘或台肩构件,允许其与根据本发明设计的注液器匹配。在此实施例中,适配器允许传统的或现有的注射器来接纳根据本发明设计的注液器。

[0026] 此外,本发明提供多种方法,该方法用来接合或安装前加载的注液器,以及与本发明的前加载注射器和/或现有注射器适配的本发明的和/或现有注液器的适配器。

[0027] 此外,本发明提供注射器和注射器系统,其具有某些自动的特征,这些特征便于为注射程序准备注射器系统。

[0028] 本发明提供相对于现有技术的许多优点。例如,本发明提供一注液器,其不必相对于一注射器进行对齐和/或定向以便安装在其上。此外,本发明提供一注液器,其不需要在柱塞和注液器之间沿径向或轴向对齐。

[0029] 此外,本发明的活塞可设计成不永久地接合柱塞。倘若这样设计的话,柱塞在注射操作过程中主要起作一推杆。只有当柱塞必须撤回时,例如,将流体抽吸到注液器,才可致动一接合机构,以使活塞连接到柱塞。当注液器从注射器系统中移去时,借助于该种结构,柱塞可留在任何位置内。

[0030] 在另一方面,本发明提供一注射器,其包括一外壳和至少局部地设置在外壳内的至少一个驱动构件,操作该驱动构件可接合安装在注射器上的注液器的柱塞。注射器还包

括至少一个与适于可释放地接合注液器的外壳相连的注液器固定机构,以及一定位在驱动构件前端处第一检测销,以便检测与注液器柱塞的接触。例如,第一检测销可偏置在一向前延伸的位置内,在驱动构件前进的过程中,当形成与注液器柱塞接触时,第一检测销强制向后撞击在一传感器上。

[0031] 注射器还可包括一检测系统,用来检测一注液器或一注液器适配器何时附连到固定机构上。该检测系统还可检测注液器结构。

[0032] 在一实施例中,一旦一注液器连接到固定机构以接合注液器柱塞(例如,一旦注液器连接到固定机构),驱动构件自动地向前移动。较佳地,一旦与注液器柱塞接合但在柱塞向前移动之前,驱动构件的向前移动停止。

[0033] 注射器还可包括一第二驱动构件,其至少局部地设置在外壳内并可操作来接合一第二注液器的柱塞。在此实施例中,注射器还包括一第二注液器固定机构,其与外壳相连并适于可释放地接合第二注液器。较佳地,一第二检测销定位在第二驱动构件的一前端处,以便检测与第二注液器柱塞的接触。

[0034] 注射器还可包括一与第一注液器流体连通的第一注射流体源,以及一与第二注液器流体连通的第二注射流体源。

[0035] 注射器还可包括一定位在注射程序所发生的扫描室外面的第一控制单元,以及一定位在扫描室内的第二控制单元。例如,一用来控制注射程序的注射方案可送入到第一控制单元。第一控制单元可包括一编辑锁定功能的方案,一旦一注射方案设定,它可由操作者致动。较佳地,在方案编辑锁定功能致动之后,注射方案的改变可与停止致动锁定功能相关联。第二控制单元较佳地包括锁定功能的状态(例如,致动或不致动)指示器。一般来说,第二控制单元较佳地包括一指示器,其指示与第一控制单元相关设定的注射方案是否已经改变。

[0036] 在一实施例中,注射器具有一操作模式,其中,第一流体从第一注液器注射,且第二流体同时从第二注液器注射到一单一的注射部位内。较佳地,注射器具有三个操作模式,包括:(1)第一流体从第一注液器和第二流体从第二注液器相继地注射到一单一的注射部位内;(2)第一流体从第一注液器和第二流体从第二注液器同时地注射到一单一的注射部位内;(3)第一流体从第一注液器和第二流体从第二注液器同时地注射到两个不同的注射部位内。

[0037] 在另一方面,本发明提供一将流体注射到病人体内有关区域内的方法。该方法较佳地包括以下诸步骤:(1)将第一流体注射到病人身上的第一注射部位,其适合于将第一流体传输到有关的区域;以及(2)将第二流体注射到病人身上的第二注射部位,其适合于将第二流体传输到有关的区域。第一流体和第二流体可以相同。例如,第一流体和第二流体可以是一适于提高医疗扫描程序中成像的对比介质。

[0038] 在另一方面,本发明提供一注射器,其包括一外壳和至少局部地设置在外壳内的至少一个驱动构件,操作该驱动构件可接合注液器的柱塞。注射器还包括至少一个与外壳相连的注液器固定机构。注液器固定机构适于可释放地接合注液器。注射器还包括一定位在控制室内的第一控制单元。第一控制单元包括一方案编辑锁定功能,一旦一注射方案设定,它可由操作者致动。较佳地,在方案编辑锁定功能致动之后,注射方案的改变可与停止致动锁定功能相关联(例如,一旦编辑方案即自动地,或编辑方案之前手工地)。注射器

还包括一定位在扫描室内的第二控制单元。第二控制单元包括锁定功能的状态指示器。

[0039] 在还有的另一方面,本发明提供一注射器,其包括一外壳和至少局部地设置在外壳内的至少一个驱动构件。操作该驱动构件可接合注液器的柱塞。注射器还包括至少一个与外壳相连的注液器固定机构。注液器固定机构较佳地适于可释放地接合注液器。注射器还包括一定位在控制室内的第一控制单元。第一控制单元能设定一注射方案。注射器还包括一定位在扫描室内的第二控制单元。第二控制单元包括一指示器,其指示与第一控制单元设定的注射方案是否已经改变。

[0040] 凭借以下结合诸附图所作的详细描述,将可以认识和理解本发明连同其所归属的和相随的诸多优点。

[0041] 附图的简要说明

[0042] 现将结合附图来描述本发明各个实施例,其中:

[0043] 图 1 是根据本发明的一注射器装置的立体图,示出处于一拆卸关系下的一注射器外壳和一注液器;

[0044] 图 2 是显示为连接到注射器外壳的一前壁上的图 1 所示注液器的放大的立体图,示出设置在注液器后端处的一突缘如何可防止泄漏流体进入到注射器外壳;

[0045] 图 3 是图 1 和 2 所示注液器的放大的截面图,示出注液器一前端的结构;

[0046] 图 4 是本发明另一实施例的立体图,示出处于一拆卸关系下的一注液器和一受压外壳的注射器;

[0047] 图 5 是图 4 所示实施例的另一立体图,示出一活塞位移到比图 4 所示位置更向前的一位置;

[0048] 图 6 是图 1 和 2 所示注液器和外壳的截面图,示出通过附连在注液器后端处的接片,注液器与注射器前壁的牢固连接;

[0049] 图 7 是图 6 中圆圈 VII 所围出结构的放大截面图,更详细地示出注液器与注射器外壳前壁的连接;

[0050] 图 8 是图 7 所示接片的放大立体图,其连接到图 1 所示注液器的后端;

[0051] 图 9 是附连在一注液器后端处用来接合一注射器前壁的接片的替代实施例的放大截面图,示出基本上与图 7 所示相同的结构;

[0052] 图 10 是根据本发明一注液器的另一实施例的放大立体图,示出位于注液器底部处用来接合一形成在注射器外壳的接口内的凸缘的至少一个接片;

[0053] 图 11 是图 10 所示注液器的放大立体图,示出离开注液器后端(或底侧)的至少一个接片;

[0054] 图 12 是根据本发明的一注液器的另一实施例的放大立体图,示出位于注液器底部用来接合注射器外壳的两个接片;

[0055] 图 13 是图 12 所示注液器的放大立体图,示出位于注液器后端处的两个接片;

[0056] 图 14 是根据本发明的一注液器的另一实施例的放大立体图,示出位于注液器底部用来接合注射器外壳的两个以上的接片;

[0057] 图 15 是图 14 所示注液器的放大立体图,示出带有多个接片的注液器的底端;

[0058] 图 16 是示于图 1 和 8 中的接片结构的一替代实施例的局部放大立体图;

[0059] 图 17 是沿线 XVII-XVII 截取的图 16 所示接片结构的截面图;

[0060] 图 18 是带有一注射外壳的前壁一部分的图 14 和 15 所示注液器的截面图, 示出一被注液器底部处的接片牢固地接合的凸缘, 还示出一将接片与凸缘脱离的往复运动的轴环;

[0061] 图 19 是图 18 所示实施例的截面图, 示出接合凸缘的诸接片, 以使注液器牢固地接合注射器外壳;

[0062] 图 20 是图 18 和 19 所示实施例的截面图, 示出往复运动的轴环与接片的接合, 以使接片与注射器外壳的凸缘脱离;

[0063] 图 21 是连接到图 14 和 15 所示注液器的一适配器组件的截面图;

[0064] 图 22 是图 21 所示适配器组件的一替代实施例的截面图, 其中, 适配器包括一用来接合注射器外壳的带接片的开口;

[0065] 图 23 是图 22 所示适配器和注液器的立体图;

[0066] 图 24 是图 22 所示适配器和注液器的另一立体图;

[0067] 图 25 是根据本发明的一柱塞和活塞的实施例的截面图, 示出一电磁机构, 在装置操作过程中, 该机构致使柱塞和活塞彼此吸引;

[0068] 图 26 是一柱塞和活塞的另一实施例的局部截面图, 示出一电磁机构, 在装置操作过程中, 该机构致使柱塞和活塞可释放地彼此吸引;

[0069] 图 27 是图 26 所示活塞和柱塞的放大截面图;

[0070] 图 28 是图 27 所示活塞和柱塞组合的截面图, 该截面图沿线 XXVIII-XXVIII 截取, 示出两个突出部, 它们延伸而使活塞接合柱塞;

[0071] 图 29 是图 26-28 所示活塞和柱塞组合的截面图, 其中, 两个突出部撤回以使活塞可与柱塞脱离;

[0072] 图 30 是根据本发明的一柱塞的放大截面图, 示出压力检测装置在柱塞内的位移;

[0073] 图 31 是图 30 所示柱塞的放大截面图, 示出经受一由包含在注液器(未示出)内的流体作用的压力的柱塞;

[0074] 图 32 是本发明一替代实施例的侧视图, 其中, 接片添加到与受压外壳的端部接合的一注液器帽;

[0075] 图 33 是图 7 所示装置的一替代实施例的放大截面图;

[0076] 图 34 是图 33 所示装置的一替代实施例的放大截面图;

[0077] 图 35 是装置的另一实施例的侧视图, 该装置可释放地彼此连接柱塞和活塞;

[0078] 图 36 是装置的另一实施例的侧视图, 该装置可释放地彼此连接柱塞和活塞;

[0079] 图 37 是图 36 所示分离构件的端视图;

[0080] 图 38 是本发明的受压外壳实施例的局剖的立体图, 示出设置在受压外壳内的作往复运动的轴环;

[0081] 图 39 是沿线 XXXIX-XXXIX 截取的图 38 所示受压外壳实施例的截面图;

[0082] 图 40A 是根据本发明的一前加载注液器接口和注液器系统的另一实施例的分解立体图;

[0083] 图 40B 是处于安装位置的图 40A 所示系统的立体图;

[0084] 图 40C 是处于打开位置的图 40A 所示系统的立体图;

[0085] 图 41A 是根据本发明的一前加载注液器接口和注液器系统的另一实施例的组装

的立体图；

- [0086] 图 41B 是处于打开位置的图 41A 所示系统的立体图；
- [0087] 图 41C 是处于打开位置的图 41A 所示注液器接口的前视立体图；
- [0088] 图 41D 是处于打开位置的图 41A 所示注液器接口的后视立体图；
- [0089] 图 42A 是图 41A-41D 所示前加载注液器接口和注液器系统的另一实施例的组装的立体图；
- [0090] 图 42B 是处于脱离位置的图 42A 所示系统的立体图；
- [0091] 图 42C 是处于关闭位置的图 42A 所示注液器接口的前视立体图；
- [0092] 图 42D 是处于关闭位置的图 42A 所示注液器接口的后视立体图；
- [0093] 图 43A 是图 41A-41D 所示前加载注液器接口和注液器系统的另一替代实施例的分解的立体图；
- [0094] 图 43B 是处于关闭位置的图 43A 所示注液器接口的立体图；
- [0095] 图 43C 是处于第一脱离位置的图 43A 所示系统的侧视立体图；
- [0096] 图 43D 是处于安装位置的图 43A 所示系统的立体图；
- [0097] 图 43E 是处于第二脱离位置的图 43A 所示系统的立体图；
- [0098] 图 43F 是处于打开位置以便移去注液器的图 43A 所示系统的立体图；
- [0099] 图 43G 是带有处于打开位置的注液器接口的图 43A 所示系统的分解立体图；
- [0100] 图 43H 是处于打开位置的图 43A 所示系统的分解立体图；
- [0101] 图 43I 是处于打开位置的图 43A 所示注液器接口的后视立体图；
- [0102] 图 44A 是包含或安装在注射器头上的图 43A-43I 所示的注液器接口的一稍许修改型式的立体图；
- [0103] 图 44B 是图 44A 所示注液器接口和注射器头的后视立体图；
- [0104] 图 45A 是包含或安装在注射器头上的图 43A-43I 所示的注液器接口的一第二稍许修改型式的立体图；
- [0105] 图 45B 是图 45A 所示注液器接口和注射器头的后视立体图；
- [0106] 图 46A 是根据本发明的前加载注液器接口和注液器系统的第一优选实施例的分解的立体图；
- [0107] 图 46B 是图 46A 所示注液器接口的组装立体图；
- [0108] 图 46C 是处于脱离位置的图 46A 所示系统的立体图；
- [0109] 图 46D 是处于安装位置的图 46A 所示系统的立体图；
- [0110] 图 47A 是处于安装位置的图 46A-46D 所示前加载注液器接口和注液器系统的第一优选实施例的一替代实施例的立体图；
- [0111] 图 47B 是处于脱离位置的图 47A 所示系统的立体图；
- [0112] 图 47C 是图 47A 所示系统的分解立体图；
- [0113] 图 47D 是图 47A 所示注液器接口的分解立体图；
- [0114] 图 47E 是图 47A 所示注液器接口的部分组装的后视立体图；
- [0115] 图 47E 是图 47A 所示注液器接口的分解的后视立体图；
- [0116] 图 48A 是根据本发明的一前加载注液器接口和注液器系统的另一实施例的分解立体图；

- [0117] 图 48B 是处于脱离位置的图 48A 所示系统的立体图；
- [0118] 图 48C 是处于安装位置的图 48A 所示系统的立体图；
- [0119] 图 49A 是根据本发明的一注射器活塞和注液器柱塞接口系统的另一实施例的组装立体图；
- [0120] 图 49B 是图 49A 所示活塞 / 柱塞系统的分解立体图；
- [0121] 图 49C 是图 49B 所示活塞 / 柱塞系统的分解立体图,其带有与柱塞盖分离而与活塞相连的柱塞底部；
- [0122] 图 49D 是图 49B 所示活塞 / 柱塞系统的分解立体图,其带有柱塞,包括与活塞分离的柱塞底部和柱塞盖；
- [0123] 图 49E 是处于脱离位置的图 49A 所示活塞 / 柱塞系统的后视立体图；
- [0124] 图 49F 是图 49C 和 49D 所示柱塞底部和柱塞盖的分解立体图；
- [0125] 图 50A 是根据本发明的注射器活塞和注液器柱塞接口系统的另一实施例的分解的立体图；
- [0126] 图 50B 是处于接合位置的图 50A 所示柱塞底部和活塞的放大的局部截面图；
- [0127] 图 51A 是图 50A 和 50B 所示注射器活塞和注液器柱塞接口系统的一替代实施例的分解的立体图；
- [0128] 图 51B 是带有与柱塞盖分离而与活塞相连的柱塞底部的图 51A 所示活塞 / 柱塞系统的立体图；
- [0129] 图 51C 是在接合位置的图 51A 所示柱塞底部和活塞的放大的局部截面图；
- [0130] 图 52A 是本发明的一注射器活塞和注液器柱塞接口系统的还有另一实施例的分解立体图；
- [0131] 图 52B 是图 52A 所示活塞 / 柱塞系统的分解的立体图；
- [0132] 图 52C 是处于脱开位置的图 52A 所示活塞 / 柱塞系统的后视立体图；
- [0133] 图 53A 是图 51A-51C 和 52A-52C 所示注射器活塞和注液器柱塞接口系统的还有另一实施例的分解立体图；
- [0134] 图 53B 是处于脱开位置的图 53A 所示活塞 / 柱塞系统的放大立体图；
- [0135] 图 53C 是图 53A 所示活塞 / 柱塞系统的截面图；
- [0136] 图 53D 是图 53A 所示活塞 / 柱塞系统的分解立体图；
- [0137] 图 54A 是目前一注液器柱塞的立体图；
- [0138] 图 54B 是 54A 所示柱塞的分解立体图；
- [0139] 图 54C 是本发明一注液器柱塞的实施例的立体图；
- [0140] 图 54D 是图 54C 所示柱塞的分解立体图；
- [0141] 图 54E 是本发明一注液器柱塞的另一实施例的立体图；
- [0142] 图 54F 是图 54E 所示注液器柱塞的分解立体图；
- [0143] 图 54G 是本发明一注液器柱塞的另一实施例的立体图；
- [0144] 图 54H 是图 54G 所示注液器柱塞的分解立体图；
- [0145] 图 55 是根据本发明的一前夹载注液器接口和注液器系统的第二优选实施例的侧视示意图,示出一用于将注液器连接到注射器外壳的释放机构；
- [0146] 图 56 是图 55 所示注液器接口和注液器系统的分解的前视立体图；

- [0147] 图 57 是图 56 所示注液器接口和注液器系统的后视分解立体图；
- [0148] 图 58 是图 55-57 所示注液器接口和注液器系统一部分的后视分解立体图；
- [0149] 图 59 是图 55-57 所示注液器接口和注液器系统另一部分的后视分解立体图,详细示出一弯曲环和接口 / 释放机构的转动环的一部分的后面；
- [0150] 图 60 是图 55-59 所示注液器接口和注液器系统的后视立体图,详细示出注液器与释放机构的连接；
- [0151] 图 61 是图 59 所示本发明的部分的前视分解立体图,详细示出转动环和弯曲环一部分的前面；
- [0152] 图 62 是本发明第二优选实施例的注液器的后部的局部前视立体图,详细示出凸缘和突缘结构；
- [0153] 图 63 是图 62 所示注液器的局部后视立体图；
- [0154] 图 64 是本发明第二优选实施例的释放机构的前板的后视立体图；
- [0155] 图 65 是图 64 所示前板的前视立体图；
- [0156] 图 66 是本发明第二优选实施例的释放机构的弯曲环元件的前视立体图,详细示出它的若干个方面；
- [0157] 图 67 是图 66 所示弯曲环的后视立体图；
- [0158] 图 68 是本发明第二优选实施例的释放机构的转动环元件的前视立体图,详细示出它的若干个方面；
- [0159] 图 69 是图 68 所示转动环的后视立体图；
- [0160] 图 70 是本发明释放机构的第二优选实施例的后板的前视立体图,详细示出它的若干个方面；
- [0161] 图 71 是图 70 所示后板的后视立体图；
- [0162] 图 72 是本发明第二优选实施例的注液器接口和注液器系统的前视立体图；
- [0163] 图 73 是图 72 所示注液器接口和注液器系统的后视立体图；
- [0164] 图 74 是在注液器插入到接口 / 释放机构之前,本发明的第二优选实施例的注液器接口 / 释放机构一部分的截面图；
- [0165] 图 75 是图 74 所示同一元件的侧视截面图,其中,注液器局部地插入接口 / 释放机构内；
- [0166] 图 76 是图 74 和 75 所示本发明的第二优选实施例的相同零件的侧视截面图,在此情形中,示出完全地插入接口 / 释放机构内之后的注液器；
- [0167] 图 77 是图 76 所示本发明的注液器和弯曲环元件的端视截面图,示出注液器与弯曲环的接合；
- [0168] 图 78 是本发明第二优选实施例的注液器和弯曲环的端视截面图,示出注液器转过四分之一周之后注液器与弯曲环的脱开；
- [0169] 图 79 是释放方式的注液器立体图,示出注液器上突缘防止对比介质进入注射器外壳内的功效；
- [0170] 图 80 是本发明注射器活塞和注液器柱塞接口系统的第一优选实施例的前视立体图；
- [0171] 图 81 是图 80 所示活塞 / 柱塞组件的后视立体图；

- [0172] 图 82 是图 80 和 81 所示活塞 / 柱塞组件的分解立体图；
- [0173] 图 83 是本发明活塞 / 柱塞组件的第一预选实施例的前端的后视分解立体图；
- [0174] 图 84 是图 83 所示活塞 / 柱塞组件的同样零件的分解立体图，与图 83 所示视图的视角略有不同；
- [0175] 图 85 是取自图 80-82 所示活塞 / 柱塞组件中的活塞的前视立体图；
- [0176] 图 86 是图 85 所示活塞的侧视立体图；
- [0177] 图 87 是图 80-82 所示活塞 / 柱塞组件的活塞套筒的前视立体图；
- [0178] 图 88 是图 80-82 所示活塞 / 柱塞组件的轴环元件的立体图；
- [0179] 图 89 是图 88 所示轴环的另一立体图；
- [0180] 图 90 是图 88 所示轴环元件的第三立体图；
- [0181] 图 91 是本发明活塞 / 柱塞组件的第一优选实施例的夹子扩张器元件的端视立体图；
- [0182] 图 92 是图 91 所示夹子扩张器的第二立体图；
- [0183] 图 93 是图 91 和 92 所示夹子扩张器的第三立体图；
- [0184] 图 94 是本发明活塞 / 柱塞的第一优选实施例的支承环夹子之一的第一立体图；
- [0185] 图 95 是图 94 所示支承环夹子的第二立体图；
- [0186] 图 96 是图 94 和 95 所示支承环夹子的另一立体图；
- [0187] 图 97 是本发明活塞 / 柱塞的第一优选实施例的柱塞帽元件的第一立体图；
- [0188] 图 98 是图 97 所示柱塞帽的第二立体图；
- [0189] 图 99 是图 97 和 98 所示柱塞帽的另一立体图；
- [0190] 图 100 是图 97-99 所示柱塞帽元件的第四立体图；
- [0191] 图 101 是本发明活塞 / 柱塞的第一优选实施例的橡胶盖支承环元件的第一立体图；
- [0192] 图 102 是图 101 所示橡胶盖支承环元件的第二立体图；
- [0193] 图 103 是图 101 和 102 所示橡胶盖支承环元件的第三立体图；
- [0194] 图 104 是图 101-103 所示橡胶盖支承环元件的第四立体图；
- [0195] 图 105 是本发明活塞 / 柱塞的第一优选实施例的柱塞橡胶盖的侧视立体图；
- [0196] 图 106 是图 105 所示橡胶盖的第二立体图；
- [0197] 图 107 是本发明活塞 / 柱塞的第一优选实施例的一部分的侧视图，示出活塞、轴环、夹子扩张器、支承环夹子和其柱塞帽等的互相关系，该图示出当这些元件静止时或当活塞朝向注液器前端移动时这些元素的关系；
- [0198] 图 108 是图 107 所示活塞 / 柱塞的部分的侧视图，在此情形中，示出当活塞朝向注液器后端移动 / 撤回时，活塞、轴环、夹子扩张器、支承环夹子和其柱塞帽等的互相关系；
- [0199] 图 109 是活塞 / 柱塞和注液器的一部分的侧视图，示出当活塞朝向注液器后端移动 / 撤回且支承环夹子接合橡胶盖支承环时，注液器、橡胶盖、支承环夹子和橡胶盖支承环的互相关系；
- [0200] 图 110 是用于本发明一柱塞的橡胶盖的替代实施例的立体图；
- [0201] 图 111 是图 110 所示橡胶盖的侧视图；
- [0202] 图 112 是图 110 所示橡胶盖的俯视图；

- [0203] 图 113 是图 110 所示橡胶盖的截面图；
- [0204] 图 114 是本发明注液器接口 / 释放机构的替代实施例的分解立体图；
- [0205] 图 115 是本发明注液器接口 / 释放机构的另一实施例的端视图；
- [0206] 图 116 是根据本发明注液器的第二优选实施例的一端部的截面图；
- [0207] 图 117 是图 116 所示的注液器的替代实施例的截面图；
- [0208] 图 118 是设置在本发明注液器接口 / 释放机构的第二优选实施例的转动环内的诸槽的三个实施例的示意图；
- [0209] 图 119 是根据本发明注液器接口 / 释放机构的另一实施例的分解立体图；
- [0210] 图 120 是根据本发明注液器接口 / 释放机构的还有另一实施例的分解立体图；
- [0211] 图 121 是根据本发明注液器接口 / 释放机构的另一实施例的前视图；
- [0212] 图 122 是图 121 所示注液器接口 / 释放机构的侧视图；
- [0213] 图 123 是图 55-57 所示注液器的替代实施例的前视立体图；
- [0214] 图 124 是根据本发明的前加载注液器接口和注液器系统的第三优选实施例的前视分解立体图；
- [0215] 图 125 是图 124 所示注液器接口和注液器系统的后视分解立体图；
- [0216] 图 126 是包括注液器编码的一注液器的前视立体图；
- [0217] 图 127A 是本发明一注射器的另一实施例的俯视截面图；
- [0218] 图 127B 是注液器所附连的图 127A 的注射器的第一注液器接口和第一活塞的放大的俯视截面图；
- [0219] 图 127C 是注液器适配器所附连的图 127A 的注射器的第二注液器接口和第二活塞的放大的俯视截面图；
- [0220] 图 128A 示出用于图 127A 的注射器的一用于控制室的控制单元的控制接口的一实施例和一用于扫描室的控制单元的控制接口的一实施例；
- [0221] 图 128B 示出由图 128A 的控制室接口提供的几种注射模式；
- [0222] 图 128C 示出一用于六步骤顺序注射的方案；
- [0223] 图 128D 示出同时将 40ml 对比介质和 10ml 盐水注射到一单一注射部位的方案；
- [0224] 图 128E 示出对于图 128D 的方案起动自动加载之前的扫描室控制接口显示的状态；
- [0225] 图 128F 示出起动自动加载后的图 128E 的显示；
- [0226] 图 128G 示出注液器填充之后图 128E 的显示；
- [0227] 图 128H 示出注液器自动起动之后图 128E 的显示；
- [0228] 图 128I 示出通过注射程序半途的图 128E 的显示；
- [0229] 图 128J 示出注射程序完成之后图 128E 的显示；
- [0230] 图 129A 示出包括图 128A 的扫描室控制接口的注射器系统的一实施例；
- [0231] 图 129B 示出图 129A 的注射器系统,其包括一用来同时地将多个注液器注射到一病人的不同部位的流体路径;以及
- [0232] 图 130A-130I 是本发明一注液器柱塞和注射器活塞接口系统的实施例的各种分解立体图和截面图。

具体实施方式

[0233] 图 1 示出美国专利 No. 5, 383, 858 中所揭示的一般类型的注射器装置 10, 其用来将一液体对比介质注射到一动物的脉管系统内。注射器装置 10 具有一前加载的结构。图 1 的装置利用一注液器 12, 该注液器 12 能以前加载方式通过一第一可释放机构加载到一与注射器 20 的外壳 18 的前壁 16 相连的安装组件 14 内。注液器 12 能够起到一注射操作的功能, 而不需使用一受压外壳 (但注液器可用于一带有一受压外壳的注射器, 如下文中结合图 4 和 5 详细地描述的)。为与本发明一致, 本文援引 ‘858 专利的内容以供参考, 该专利受让于梅德拉股份有限公司, 它是本申请的受让者。

[0234] 参照图 1 和第一可释放机构 22, 安装组件 14 设置有一基本上呈圆柱形接口 26 用来接纳注液器 12 的一后端。接口 26 包括一环形表面 28, 它可以是圆柱形或锥形。如图 6 和 7 清晰地所示, 环形表面 28 包括一远端凸缘 29, 它与注液器 12 后端上的接片 30 接合。注液器 12 插入圆柱形接口 26 内, 直到接片 30 接合凸缘 29 以将注液器 12 固定到注射器 20 为止。

[0235] 尤其是, 接片 30 将注液器 12 与凸缘 29 的附连力均匀地分布在注液器周围。这有助于保持注液器 12 和凸缘 29 之间的连接, 在使用过程中, 即使注液器 12 在压力下发生变形或“变椭圆形”, 也能保持它们的连接。这克服传统前加载注射器系统的潜在的不足, 如果在使用过程中, 传统注液器在压力下变椭圆形, 其可能不能发挥其功能。

[0236] 再次参照图 1, 注液器 12 包括一细长的管状主体或筒体 32 和一同轴的排出注射部分 34, 它们通过一中间的锥形部分 36 互连。一柱塞 38 可滑动地定位在管状主体 32 内并连接到位于注射器外壳 18 内的一活塞 42 上的一第二可释放机构 40。第二可释放机构 40 部分地由柱塞 38 形成, 部分地由活塞 42 形成, 这将在下文中作更详细地阐述。

[0237] 活塞 42 和柱塞 38 合作, 以将注液器 12 内包含的流体以要求的量和要求的速率注射。第二可释放机构 40 设计成便于柱塞 38 在致动时沿任一方向作轴向运动。第二可释放机构 40 还设计成使柱塞 38 与活塞 42 接合或脱离, 不管柱塞 38 位于管状主体 32 内的何处。此外, 在此连接中, 使柱塞 38 在注液器管状主体 32 内作往复运动的致动机构包括活塞 42 或一往复的驱动构件。驱动构件或活塞 42 在作往复运动时不需转动。

[0238] 参照图 1, 为了进行安装, 注液器 32 插入到安装组件 14 内的接口 26 内。如图 6 和 7 所示, 接片 30 起初移动通过环形表面 28, 然后, 它们接合凸缘 29 以便将注液器 12 牢固地保持在安装组件 14。如图 2 和 7 所示, 安装组件 14 还包括一向前突出的环形环或轴环 44, 它的功能是确保柱塞 38 和活塞 42 之间呈垂直的接合。如上所述, 向前突出的环形环或轴环 44 还在注液器 32 上的一突缘 46 和安装组件 14 之间起作一密封的功能。

[0239] 弹性的环形密封突缘 46 包围注液器 12 的管状主体 32, 并设置在接片 30 前面的一预选的距离处, 该距离基本上等于环形表面 28 的宽度。因此, 当注液器 12 插入到安装组件 14 内的接口 26 中直到密封突缘 46 接合环形环 44 时, 环形环 44 和突缘 46 在注液器 12 和安装组件 14 之间形成一密封。

[0240] 上述安装结构具有多个优点。接片 30 与注液器 12 后部的周缘的附连, 可在注射操作过程中将注液器 12 的晃动减到最小。尽管晃动减到最小, 但接片 30 还是允许注液器 12 在接口 26 内自由地转动。接片 30 还防止注液器 12 与注射器 20 脱离。环形环 44 和突缘 46 之间的密封还防止从注液器 12 的排出端 34 溢出的对比介质流入注射器外壳 18 内 (如

图 2 所示),并不需构造被接纳的零件有过分紧的公差。为了提高突缘 46 和环形环 44 之间的密封能力,可选择在其间设置一合适的 O 形环(未示出)。

[0241] 仍参照图 1,该装置还包括一将注液器信息从注液器 12 传递到一注射器控制器 51 的系统。注液器 12 设置有一编码装置 48,其位于接片 30 前面但在突缘 46 后面。编码装置 48 可以是条形码或本技术领域内的技术人员熟知的任何其它合适的编码装置。当将注液器 12 附连到安装组件 14 时,如果注液器 12 在接片 30 接合凸缘 29 之后转动,则在环形表面 28 内设置一传感器 50 来读取该编码装置 48。然后,传感器 50 将相关的信号传送到注射器控制器 51,它解释信号并相应地修正注射器 20 的功能。可在编码装置 48 上进行编码的信息的实例包括注液器 12 的尺寸、注液器 12 的容积、注液器 12 的内含物(在预充注液器的情形中),制造信息,诸如批号、日期和工具内腔数、推荐的对比介质流速和压力,以及加载/注射顺序。

[0242] 作为编码装置 48 的一个替代方案,可以是一条形码,编码装置 48 也可包括机器读取的提升的或凹陷的表面。提升或凹陷表面然后可被安装在环形表面 28 上的注射器传感器 50 读取,读取方式类似于读取一条形码的方式。除了编码装置 48 之外,也可使用机械读取装置(例如,一槽、孔,或在注液器 12 或柱塞 38 上的突出),以便与安装组件 14 上的一开关对齐。或者,可采用可供选择的可读取的装置(例如,字符、点和其它几何形状),以将有关所使用注液器类型的信息送到注射器 20 的智能电路。

[0243] 在图 1 中,为了注液器 12 的强度和可看清注液器 12 的内含物,注液器 12 用于该实施例中没有一受压外壳,该注液器 12 可由一透明的 PET 聚酯材料形成。在替代的方案中,注液器 12 壁可由聚丙烯形成,并提供一系列环形肋进行加强,它们位于注液器 12 管状主体 32 上并保持纵向间隔关系。(该结构示于‘858 专利的图 5 中)。如‘858 专利中所讨论的,通过沿管状主体 32 的长度合适地间隔诸肋,诸如以等距离间隔,诸肋也可执行起作容积分级的双重功能,以便指示注液器 12 内的对比介质量。

[0244] 参照图 1 和 2,注液器 12 的管状主体 32 还可设置有一指示机构 52,以便容易地探测注液器 12 内对比介质的存在与否。在此实例中,探测机构 52 包括多个位于注液器 12 上的一体模制的有织纹的点,它们提供一可见的指示,表明注液器是含有液体还是空气。具体来说,当以空气背景观察时,点 52 显现为椭圆形,但当以液体对比介质为背景观察时,液体具有不同于空气的折射系数,点 52 显现为圆形。指示机构 52 的细节在美国专利 No. 4, 452, 251 中有详细的描述,该专利受让于梅德拉股份有限公司,其是本申请的受让者。为与本发明一致,本文援引美国专利 No. 4, 452, 251 的内容以供参考。

[0245] 图 3 示出注液器排出端 34 的内部结构。具体来说,尽管排出端 34 的后部 54 呈锥形的结构,但一前连接器部分 56 一般地呈圆柱形结构,并形成有内部螺纹 58 以便将连接管附连到排出端 34。此外,一直径缩小的注射嘴 60 设置在螺纹的圆柱形连接器部分 56 内,并与排出端 34 的锥形后部 54 一体地模制而成,其邻近于锥形和圆柱形部分汇合在一起的汇合点处。

[0246] 图 4 和 5 示出本发明一替代的实施例,其中,前加载注液器 112 安装在受压外壳 170 的前部上,并较佳地由诸如聚碳酸脂那样的高强度透明塑料形成。受压外壳 170 呈细长管状构件的形式,通过将受压外壳 170 的突缘装配到位于安装组件 124 上的轴环内,其合适地安装在位于外壳前壁 116 上的安装组件 124 内的后端处。受压外壳 170 还具有一向前

的敞开端 172,以便接纳注液器 112。

[0247] 在此实施例中,带有一远端凸缘 175 的环形表面 174 设置在受压外壳 170 的向前敞开端 172 附近。环形表面 174 结构上类似于图 1 和 7 中所示实施例中的环形表面 28。同样地,注液器 112 的管状主体 132 包括多个邻近于其前端的某一位置处的接片 180,当管状主体 132 插入到受压外壳 170 内时,诸接片 180 用来与凸缘 175 接合。

[0248] 此外,在注液器 112 的前端处,位于排出端 134 的相对侧上,一对便于注液器 112 操作的加强的环形把手 162 与排出端 134 和锥形中间部分 136 一体地模制而成。在其它方面,尽管没有具体地揭示和描述,但应该理解到,图 1-3、6 和 7 中所揭示的本发明实施例的各种其它特征按照需要也可容纳到图 4 和 5 的实施例中。

[0249] 在使用中,图 4 和 5 的注液器 112 可安装在受压外壳 170 内,使注射器 120 的活塞 142 或者处于缩回的位置(如图 4 所示),或者处于前进的位置(如图 5 所示)。例如,如图 4 所示,使活塞 142 处于缩回位置,柱塞 138 设置在注液器 112 的后端处。然后,注液器 112 插入到受压外壳 170 前端的敞开端 172 内,直到第二可释放机构 140 接合柱塞 138 为止。

[0250] 在图 5 中,其中,活塞 142 处于一向前位置,注液器 112 安装到受压外壳 170 内的情形与图 4 所示相同,例外地是,柱塞 138 也处于注液器 112 内的向前位置内。在其它方面,注液器 112 在受压外壳 170 上的安装基本上与先前在图 4 中所描述的相同。然而,如图 5 所示,使注液器柱塞 138 和活塞 142 处于其向前的位置,相对于图 4 的向后位置的结构,这样做具有好多优点。例如,因为注液器柱塞 138 和活塞 142 已经处于其向前的位置,所以,在为注液器填充操作作准备时,不必移动它们向前以将空气从注液器 112 中排出。相反,注液器柱塞 138 和活塞 142 可立即缩回以将流体吸入到注液器 112 内。同样地,在注射操作已经完成之后,由于不必为下一注射操作准备时缩回注液器柱塞 138 和活塞 142,所以可节省额外的时间。

[0251] 总而言之,揭示了一种新颖的和改进的系统,通过该系统,一诸如图 1-3 的实施例中的注液器 12 那样的注射的注液器可容易地安装在注射器外壳 18 上和/或从注射器外壳 18 移去。为此目的,注液器 12 通过第一可释放机构 22 附连到注射器外壳 18 或从注射器外壳 18 移去,而注液器 12 的柱塞 38 通过第二可释放机构 40 驱动地连接到注射器 20 的活塞 42 或从注射器 20 的活塞 42 释放,第一可释放机构 22 和第二可释放机构 40 合作,以便同时地和/或独立地形成它们对应的连接和脱开。另一优点在于,柱塞 38 能在沿着其路径的任意点处置于一驱动或不驱动的状态,由此,注液器 12 可与注射器 20 脱离,而不必缩回活塞 42,或不必在缩回活塞 42 之前,先将注液器 12 与正在注射的病人脱离。

[0252] 本发明其它理想的特征包括第一可释放机构 22 的结构,其中,注液器 12 用一固定配合安装在注射器外壳 18 上,从在注射操作过程中将注液器晃动和脱离减小到最小的观点来看,这样做是有利的,并不需过度紧的制造公差。注液器 12 上的编码装置 48 与注射器 20 上的传感器 50 合作,从提供注射器 20 的“定制编程”的观点来看,这样的编码装置 48 也是有利的。从更加清晰地可见注液器 12 内含物的观点来看,也要求去除受压外壳,更好地将热传递到注液器内含物,并减少因对比介质与受压外壳的涂抹或污染引起额外所需的清洁和维护。

[0253] 为了去除对受压外壳的需要,注液器 12 也可由一强度相当大的透明塑料制成,或可设置有环形加强肋(未示出),其可间隔开以便起作容积分级的功能。此外,通过图 1 和

2 中的指示机构 52, 其呈模制到注液器管状主体 32 内的诸点的形式, 可便于探测注液器 12 内空气的存在与否。分别根据管状主体包含空气还是液体, 诸点 52 在视觉上显现为椭圆形或圆形。除了起作用于注液器 12 的第一可释放机构 22 的一部分之外, 注液器的弹性环形突缘 46 还与环形环 44 合作, 以便形成一密封而防止从注液器 12 注射端溢出的对比介质流入注射器 20 内 (如图 2 所示)。图 4 和 5 所示的本发明的实施例提供一系统, 利用一诸如安装在注射器外壳前壁 116 上的受压外壳 170 那样的受压外壳, 可获得各种其它的诸多优点, 包括注液器填充时的节约时间, 以及改变注液的操作。

[0254] 图 6 示出注液器 12 插入到注射器 20 内以致接片 30 接合凸缘之后的注液器 12 的截面图。接片 30 较佳地呈大致 V 形的构件, 其较佳地形成一围绕管状主体 32 的后端的环。或者, 一个或多个接片可围绕管状主体 32 的后端分离地设置。位于环上的各个接片 30 具有一第一端 62 和一第二端 64。(接片 30 的环的放大立体图示于图 8 中)。如图 8 所示, 当注液器 12 插入到注射器 20 的接口 26 内时, 接片 30 的第一端 62 接合凸缘 29。接片 30 的第一端 62 围绕管状主体 32 的周缘彼此分开间隙 66, 这样, 它们呈柔性并可容易地压缩。另一方面, 接片 30 的第二端 64 形成一附连到管状主体 32 的环。

[0255] 因此, 只要将管状主体 32 的后端插入到圆柱形接口 26 内, 注液器 12 就可容易地连接到注射器 20。在管状主体 32 插入到圆柱形接口 26 的过程中, 环形表面 28 压缩接片 30 的第一端 62, 直到第一接片 62 接触凸缘 29。一旦第一接片 62 接触凸缘 29, 它们弹开并接合凸缘 29, 以防止管状主体 32 从接口 26 中移出。

[0256] 通过设置在注射器 20 内的位于注液器 12 后面某部位处的往复运动的轴环 68, 能使注液器 12 从外壳 20 中移去 (一旦插入到圆柱形接口 26 内)。往复运动的轴环 68 较佳地是一圆柱形构件, 其可如图 7 中箭头所示地沿向前和向后方向移动。在一注射操作过程中, 往复运动的轴环 68 处于其位于接片 30 后面的搁置位置内, 这样, 第一端 62 保持与凸缘 29 接合。一旦注射操作完成, 为了从接口 26 中移去注液器 12, 通过一致动机构 (未示出) 或手工地致动朝向前凸缘 29 推往复运动的轴环 68, 以使它压缩第一端 62, 这样, 它们可从凸缘 29 后面容易地滑出。然后, 注液器 12 可从注射器 20 中容易地移去。

[0257] 或者, 通过沿图 33 中箭头 1100 的方向缩回环形表面 28, 可致使接片 30 与凸缘 29 脱开。为此, 环形表面 28 由多个分段 1102 制成, 它们都可缩回而释放注液器 32。在如图 34 所示的另一替代的实施例中, 内表面 1104 的一部分可沿箭头 1106 所示方向向内地移动以坍塌接片 30, 以使注液器 32 可与凸缘 29 脱开。本技术领域内的技术人员将会容易地理解这两种结构的其它实施例。

[0258] 在注液器 12 插入到受压外壳 170 内的情形中 (如图 4 和 5 所示), 接片 180 起作与接片 30 相同的功能, 当然, 除了它们位于朝向注液器 112 的前端。事实上, 除了位于管状主体 132 上的接片 180 的部位之外, 对于本发明可以构思接片 180 具有与接片 30 相同的结构。当接片 180 通过受压外壳 170 的敞开端 172 插入时, 环形表面 174 压缩接片 180 的第一端 62, 直到它们接触凸缘 175 为止。然后, 注液器 112 牢固地保持就位。当它变得必须从受压外壳 170 中移去注液器 112 时, 一往复运动的轴环 68 在受压外壳 170 内向前延伸 (将在下面作更详细地描述) 以压缩第一端 62, 这样, 它们不再接合凸缘 174。然后, 注液器 112 可从受压外壳 170 中移去。

[0259] 然而, 接片 30、180 不必具有如图 1 和 4-8 所示的 V 形外观。接片 30 的第二实施

例可构思具有一 b 形的外观（如图 9 所示）。当接片 30 具有一 b 形外观时，它们可与注液器 412 的端部一体地形成。当诸接片具有一 b 形外观时，诸接片 30 具有从第二端 72 向外延伸的球根状的第一端 70，它们与相邻的接片 30 分开间隙 71（如图 14 和 15 清晰地所示）。如同第一端 62 一样，当注液器插入到注射器外壳 18 内时，第一端 70 接合凸缘 29。如同第一端 62 一样，当注液器 412 从注射器 20 中移去时，往复运动的轴环 68 作用在第一端 70 上以便与凸缘 29 脱离。

[0260] 对于本发明所构思的接片 30 的各个实施例，还可构思所使用的接片数量可变化，同时保持在本发明的范围之内。例如，对于图 10 和 11 所示的注液器 212，可构思在注液器端部处只设置一个接片。在图 10 和 11 中，图中示出带有第一端 70 和第二端 72 的仅一个接片 30。然而，应该理解到，带有第一端 62 和第二端 64 的接片 30 可容易地进行替代。

[0261] 尽管可使用单一的接片 30，但注液器较佳地具有至少两个接片，因为接片应能弯曲以便最佳地发挥作用。这样一带有至少两个接片的注液器 312 示于图 12 和 13 中。当两个接片被包括在注液器 312 上时，可以构思它们设置在管状主体 32 的相对侧上，以对注液器 312 与注射器 20 的牢固接合增加稳定性。诸接片可合适地确定尺寸，并可最佳地呈不同的圆周尺寸。

[0262] 在如图 32 所示的受压外壳注射器系统的替代实施例中，可以构思在受压外壳 1002 的端部处设置一注液器帽 1000 以将注液器 1032 保持在其中。或者，帽 1000 可附连到或模制为注液器 1032 的一部分且不需是一分离的元件。如图 32 所示，受压外壳 1002 是如图 4 和 5 所示的受压外壳 170 的修改的型式。根据本发明，帽 1000 包括其周缘的多个接片 1004。诸接片 1004 接合一围绕受压外壳 1002 端部的凸缘 1006。为了从凸缘 1006 中脱离接片 1004，一往复运动的环 1008 沿着受压外壳 1002 的外部滑动。环 1008 包括一锥形表面 1010 以便于从凸缘 1006 中移去接片 1004。环 1008 的致动器未予示出。然而，本技术领域内的技术人员将会容易地认识到，环 1008 可手工地、机械地，或电动地进行操作（或适于从凸缘 1006 中脱离接片 1004 的任何其它形式）。

[0263] 在图 32 中所描述的装置的另一替代实施例中，诸接片可从帽（其可与注液器分离、附连或模制在一起）延伸，以在受压外壳 170 的端部处接合环形构件 174，其方式与图 4 和 5 所示实施例中接片 180 接合环形构件 174 的方式相同。如同图 4 和 5 所示和所描述的实施例一样，一往复运动的轴环然后定位在受压外壳 170 内以使接片与环形构件脱离。

[0264] 用于释放机构的元件示于图 38 和 39 中。其中，往复运动的轴环 1402 显示为在受压外壳 170 内。如图所示，往复运动的轴环 1402 设置在至少两个支承 1404 的端部处，两个支承 1404 也位于受压外壳 170 内。为了容纳支承 1404，受压外壳 170 的内壁 1406 包括至少两个支承 1404 可在其中滑动的轨道 1408。当注液器 1032 准备从受压外壳 170 中移去时，往复运动的轴环 1402 在受压外壳 170 内向前移动，以使注液器 1032 上的接片从与环形构件 174 的接合中脱离。

[0265] 该结构也可用来与图 4 和 5 中所示和所描述的受压外壳系统连接。当注液器 1032 准备从受压外壳 170 移去时，往复运动的轴环 1402 在受压外壳 170 内向前移动，以使它们不再接合环形构件 174。一旦接片 180 脱离了环形构件 174，注液器 1032 可从受压外壳 170 中移去。

[0266] 在注液器 112 如图 4 和 5 所示地插入到受压外壳 170 内的情形中，b 形接片 190

可与接片 180 施加的相同方式添加到注液器 112 的前端。如图 16 所示,接片 190 基本上包括一环 74,接片 190 的第二端 72 从该环 74 沿向后方向延伸。如图 17 所示,带有接片 190 的环 74 的横截面形成一 V 形结构。如同接片 180 一样,当接片 190 插入到受压外壳 170 内(如图 4 和 5 所示)时,它们被压缩直到它们接触环形表面 174 为止,其中,它们延伸而接合凸缘 175。接片 190 将注液器 112 牢固地保持在受压外壳 170 内,直到被往复运动的轴环 68 脱离为止。

[0267] 注液器 412 的安装和移去示于图 18-20 中。在图 18 中,注液器 412 显示为在插入到注射器前壁 16 之前。往复运动的轴环 68 显示为一搁置的状态,其中,接片 30 的第一端 70 接触环形表面 128 并搁置在远端凸缘 129 之后,接片 30 的第一端 70 将在上述状态之后搁置。在此实施例中,环形表面 128 显示为一锥形截面而不是如图 7 和 9 所示的圆柱形截面。一锥形截面可便于注液器 412 插入到接口 26 内,因为在将注液器 412 插入到注射器 20 的过程中,锥形可帮助挤压接片 30 的第一端 70。此外,当采用锥形时,环形表面 128 为注液器 412(或任何其它揭示的实施例)起作一导向表面作用,这样,注液器 412 可以甚至更大的角度方式插入到前壁 16 内。换句话说,甚至当注液器 412 与接口 26 的中心轴线没有准确地对齐时,注液器 412 也可容易地插入前壁 16 内。

[0268] 一旦注液器 412 已经完全地插入前壁 16 内,接片 30 延伸而接合凸缘 129(如图 19 所示)。然后,注液器 412 牢固地固定就位。如图 19 所示,往复运动的轴环 68 保持其搁置的位置,直到注射操作完成之后。

[0269] 在注射操作完成之后往复运动的轴环 68 向前移动而压缩接片 30 的第一端 70,并使接片 30 与凸缘 129 脱离。图 20 示出处于该向前位置的往复运动的轴环 68。图中也示出接片 30 的压缩。然后,注液器 412 可从注射器 20 中移去。

[0270] 本发明也可构思成:在将注液器连接到注射器 20 之前,可要求将注液器连接到一适配器 500。如本技术领域内的技术人员所理解的,该适配器可随意处置或重复使用。如本技术领域内的技术人员所理解的,注液器可以不同于本文所揭示的结构。一用于注液器的适配器揭示在 1996 年 7 月 16 日授予 Hoover 等人的美国专利 No. 5,535,746 中,本文援引其内容以供参考。示范适配器的其它专利包括美国专利 No. 5,520,653 和 W097/36635,这两个专利受让于本申请的受让者,本文援引其以供参考。

[0271] 在图 21 所示的实施例中,带有接片 30 的注液器 412 具有一 b 形的外观,其搭锁地卡入到适配器 500 的前端 502 内。当然,带有 V 形截面的接片可用来替代它。适配器 500 包括一带有一位于其前端 502 内的远端凸缘 529 的环形表面 528,接片 30 的第一端接合到凸缘 529,以将注液器 412 牢固地保持就位。注液器 412 的突缘 46 可以包括或不包括,以与适配器 500 的前端 502 接合而防止对比介质通过适配器 500 进入注射器外壳 18(如果泄漏的话)。适配器 500 的后端 504 也较佳地包括一与注射器 20 的安装组件 14 上的环形环 44 匹配的突缘 546。该突缘 546 起作与注液器 12 上的突缘 46 相同的功能,即,防止对比介质(或任何包括在注液器内的流体)进入注射器 20。

[0272] 如果适配器 500 附连到注液器 32,则可需要活塞 42 适于容纳全部结构的增加的长度。如果这样的话,则一活塞延伸器或适配器(未示出)可附连到活塞 42 的端部,这为本技术领域内的技术人员所理解。或者,活塞 42 可构造成它具有足够长度,以容纳变化长度的注液器 32。

[0273] 在此特殊的实施例中,适配器 500 包括传统的连接器元件 506,诸如美国专利 No. 5, 535, 746 或美国专利 No. 5, 383, 858 中所描述的元件。如此设计之后,适配器 500 允许注液器 412 连接到一注射器,其设计成仅接纳带有传统连接器元件 506 的注液器。

[0274] 如图 22 所示,在适配器的一替代的实施例中,它必须适于传统的注液器,以用于一设计来接纳本发明注液器的注射器。这里,适配器 600 在其后端 604 处包括接片 630。接片 630 起作与接片 30 相同的功能,通过接合位于安装组件 14 上的凸缘 29,将适配器固定到外壳 18。通过往复运动的轴环 68,接片 630 与凸缘 29 脱开。适配器 600 也可包括一如上述其它实施例中那样的突缘 646。

[0275] 尽管适配器 600 显示为连同一具有插入其中的一凸缘端的注液器,但应该理解到,适配器 600 也可容易地设计成其前端 602 可接纳传统的连接器元件,诸如美国专利 No. 5, 535, 746 或美国专利 No. 5, 383, 858 中所述的元件。

[0276] 图 23 和 24 示出注液器 412 和适配器 600 组合的两个立体图。在此实施例中,突缘 46 已省略。然而,如图 22 所示,可包括突缘 46。自然,如同注液器 212(示于图 10 和 11 中)和注液器 312(示于图 12 和 13 中)一样,适配器可包括仅一个接片、两个接片,或两个以上接片 630。图 23 和 24 示出带有多个接片的适配器 600。

[0277] 现将参照图 25-29 来描述用来接合和释放注液器柱塞和注射器活塞的第二可释放机构 40 的两个实施例。图 25 示出一电磁释放的机构。图 26-29 示出一机电释放的机构。

[0278] 如图 25 所示,柱塞 738 通过一电磁装置可释放地连接到活塞 742。活塞 742 的一前端 702 设置有一电磁线圈 704,其通过延伸通过活塞 742 的导线 706 施加电流而可被致动。在其后端 707 处,柱塞 738 包括一磁性相吸的环 708,例如,环由铁制成,当电磁线圈 704 被致动时,它附连到电磁线圈 704。活塞 742 的前端 702 和柱塞 738 后端 707 内凹陷 710 的横截面均为圆柱形。这允许活塞 742 与柱塞 738 接合,而不管注液器内柱塞 738 的方向如何。

[0279] 如图 25 所示,第二可释放机构 40 操作如下。当一注液器已经插入注射器外壳 18 上的接口内时,活塞 742 延伸到注液器,直到其前端 702 与柱塞 738 的凹陷 710 相匹配为止。然后,可致动电磁线圈 704 以缩回柱塞 738。在活塞 742 向后运动过程中,磁性相吸的环 708 和电磁线圈 704 之间的吸力将柱塞 738 保持在活塞 742 的端部。或者,电磁线圈 704 可在活塞 742 延伸到注液器内以与柱塞 738 匹配之前致动。一旦柱塞 738 和活塞 742 彼此电磁地吸引,活塞 742 可按要求在注液器内移动。为了将活塞 742 从柱塞 738 中脱开,或撤回活塞 742 而不撤回柱塞 738,只需断开供应到电磁线圈 704 的电源。当然,在注射过程中,活塞 742 可前进柱塞 738,而无需致动电磁线圈 704。

[0280] 对于第二可释放机构 40 所构思的第二实施例涉及到活塞和柱塞之间的机电连接。该实施例示于图 26-29 中。

[0281] 在图 26-29 中,活塞 842 具有一前端 802,其接合形成在柱塞 838 的后端 806 内的凹陷区域 804。活塞 842 的前端 802 包括从中可撤回地延伸的突出部 808。如图 27 所示,突出部 808 接合形成在柱塞 838 内的缺口或槽 810。一构件 812 被活塞 842 和前端 802 包围。构件 812 通过也包含在活塞 842 内的机构 814 致动。机构 814 通过导线 816 接受电源。

[0282] 如图 28 和 29 所示,突出部 808 基本上呈矩形。它们通过弹性构件 818 彼此连接。弹性构件 818 偏置突出部 808,这样,如图 29 所示,它们不从活塞 842 的前端 802 突出。

[0283] 现将结合图 26-29 描述第二可释放机构 40 的操作。当一注液器已经插入注射器 20 前壁 16 内时,活塞 842 向前延伸与柱塞 838 相遇。当活塞 842 向前延伸时,使机构 814 不工作,以使构件 812 处于撤回的状态(如图 29 所示)。换句话说,构件 812 撤回,这样,它不停留在诸突出部 808 之间。其结果,弹性构件 818 偏置突出部 808,以使它们不延伸到活塞 842 前端 802 的外面(如图 29 所示)。

[0284] 一旦活塞 842 的前端 802 与柱塞 838 内的凹陷区域 804 匹配,机构 814 被致动,以使构件 812 向前延伸而停留在诸突出部 808 之间,由此,强制突出部 808 延伸到活塞 842 前端 802 的外面。突出部 808 一旦延伸,其延伸到柱塞 838 内的槽 810 内。一旦如此布置之后,活塞 842 连接到柱塞 838,这样,活塞 842 的向后运动直接转变为柱塞 838 对应的向后运动。

[0285] 当必须从注射器中脱开注液器,或撤回活塞 842 而不撤回柱塞 838 时,致动机构 814 而从诸突出部 808 之间抽出构件 812。一旦抽出后,弹簧构件 818 偏置突出部 808,以使它们不再接合槽 810。然后,活塞 842 可从柱塞 838 中抽出。

[0286] 现将参照图 35-37 描述两个另外的第二可释放机构 40。

[0287] 在图 35 所示的实施例中,柱塞 1238 通过一设置在前端处的弹性体构件 1202 的延伸可释放地连接到活塞 1242。弹性体构件 1202 是带有外壁 1204 和内壁 1206 的圆柱形元件。一杆 1208 延伸通过活塞 1242,并在最靠近柱塞 1238 的杆 1208 的前端处连接到一致动器 1210。致动器 1210 在面向弹性体构件 1202 的一侧上具有一截头锥的形状。该截头锥形在致动器 1210 上形成一斜面 1212。弹性体构件 1202 的直径略微地小于柱塞 1238 内的孔 1214 的直径。再者,致动器 1210 的直径小于孔 1214 的直径。

[0288] 现将描述图 35 中所示的第二可释放机构 40 的操作。因为柱塞 1238 内孔 1214 的直径大于弹性体构件 1202 和致动器 1210 的直径,当活塞 1242 向前推时,弹性体构件 1202 和致动器 1210 容易地配合到孔 1214 内。然后,柱塞 1238 可通过活塞 1242 前进而在其间不存在连接性的接合。然而,一旦以此方式定位而连接地接合柱塞 1238(例如,以便撤回柱塞),则如图 35 中箭头 1216 所示,致动器 1210 朝向弹性体构件 1202 被杆 1208 拉动。由致动器 1210 产生的压力压迫弹性体构件 1202,这样,外侧 1204 从其不受力的状态膨胀或扩张。弹性体构件 1202 的膨胀壁 1218 的大致形状用图 35 中的虚线显示。膨胀的壁 1218 接合孔 1214 的壁 1220,以使活塞 1242 可释放地接合柱塞 1238。柱塞 1238 现可撤回而将流体抽吸到注液器内。

[0289] 现将描述示于图 36-37 中的第二可释放机构 40 的实施例。如图 36-37 所示,柱塞 1338 通过分段构件 1302 接合活塞 1342。分段构件 1302 由多个分开的元件 1304 制成(如图 37 的端视图所示)。分开的元件 1304 可由任何合适材料制成,诸如一弹性体材料,只要该材料较佳地(1)能基本上承受重复的变形,以及(2)当不再经受变形应力时则基本上返回到其原始状态。分段构件 1302 设置在活塞 1342 的前端。一杆 1306 延伸通过活塞 1342 的中间并至少局部地延伸到分段构件 1302 的中心孔 1308 内。

[0290] 为了可释放地将柱塞 1338 连接到活塞 1342,活塞 1342 向前移动,直到分段构件 1302 设置在一形成在柱塞 1338 内的孔 1310 内为止。杆 1306 然后沿箭头 1312 所示方向向前移动,直到杆 1306 至少局部地设置在分段构件 1302 内。由于杆 1306 的直径大于孔 1308 的直径,所以,杆 1306 插入到孔 1308 内可将分段构件 1304 向外推,直到它们达到图 36 和

37 中虚线所示的变形位置 1314。当发生变形时,分段构件 1304 接合柱塞 1338 内孔 1310 的壁 1316,以在柱塞 1338 和活塞 1342 之间形成一可释放的接合。

[0291] 对于图 25-29 和 35-37 中所述的每个第二可释放机构,这些机构提供的优点在于,活塞不需以任何特殊方式与柱塞对齐,以便于活塞和柱塞之间的连接。不管活塞和柱塞的定向如何,两者可容易地彼此匹配,并可容易地彼此脱开。

[0292] 此外,如果一预填充的注液器安装在注射器上,则不必为其后的注射而在注液器内缩回柱塞来抽吸注液器内的流体。在如此一情形中,活塞可在一“只推”模式中操作,该模式不要求活塞和柱塞之间的接合。如果在此方式中操作,则接合机构根本不需致动。或者,如果注射器设计成仅操作预填充的注液器,则不需提供容易释放的机构。

[0293] 本发明的柱塞还包括一与美国专利 No. 5, 808, 203 所述传感器相同的压力传感器,该专利于 1998 年 9 月 15 日授予 Nolan, Jr. 等人,并受让于本申请的受让者。本文援引美国专利 No. 5, 808, 203 的内容以供参考,以达到与本发明相一致的程度。

[0294] 图 30 和 31 示出可包括在本发明柱塞内的传感器。柱塞 938 较佳地包括一带有通过其间通道 904 的底部 902。一检测构件 906 设置在通道 904 内,以便与接触表面 908 的一部分 P 可操作地接触。检测构件 906 较佳地通过一弹簧 910 向前偏置。当注液器(未示出)内流体压力增加时,接触表面 908 的部分 P 如图 31 所示地变形。部分 P 的变形致使检测构件 906 向后移动通过通道 904 和活塞 942 内的通道 912 和 914。检测构件 906 的运动用较佳地设置在活塞 942 内的一传感器 916 进行监视。因为检测构件 906 的运动度是注液器内流体介质的压力的函数,所以,流体介质的压力可从中确定。传感器 916 通过导线 918 较佳地连接到一数据采集器和 / 或控制装置。

[0295] 尽管图 30 和 31 描述了可容纳在本发明柱塞内的一传感器的一种可能的实施例,但应该指出的是,也可包括任何其它合适的传感器。此外,传感器不需只探测流体的压力。如本技术领域内的技术人员所理解的,传感器可测量多个不同的参数,包括测量注液器内流体的量、压力和密度。还有,柱塞可包含编码元件,它们可由注射器或注射器活塞读取或检测,以识别注液器和 / 或其内含物。在此实施例中,诸如集成电路之类的编码元件被包括在柱塞上而不是注液器上。然后,当柱塞接触活塞时,编码的元件可电子地被读取。柱塞可包含诸如注液器的内含物和体积之类的信息,以及程序或列表目的所需的其它信息。这样一系统的实例描述在 PCT 出版物 W099/65548 中,本文援引其以供参考。

[0296] 本发明经常显示和描述为互相合作的注液器接口和注液器。本文中所使用的术语“注液器接口”和“多个注液器接口”可容纳在或集成在新颖的医疗注射器中,或构造成安装在或相连在现有的或传统的医疗注射器上的注液器适配器,诸如美国专利 No. 5, 383, 858 中所显示和描述的注射器,本文援引其内容以供参考,由此,允许本发明的注液器安装在其上。

[0297] 图 40A-40C 示出根据本发明的一前加载的注液器接口和注液器系统 1500 的另一实施例。该系统 1500 包括一注液器 1512 和一注液器接口 1514。注液器 1512 包括一本体或筒体部分 1516,其具有一后端 1520 和一形成流体排出端 1518 的前端 1517。较佳地,至少一个接片或安装构件 1522 与邻近于或位于注液器 1512 后端 1520 处的筒体部分 1516 相连。此外,一突缘 1524 较佳地定位在安装构件 1522 的前面,以便于注液器 1512 接合注液器接口 1514 和 / 或防止从注液器的排出端 1518 排出的流体进入注液器接口 1514 和注射

器（未示出）内，就如美国专利 No. 5, 383, 858 中详细地描述的。

[0298] 较佳地，安装构件 1522 围绕筒体部分 1516 设置，并包括一形成一台阶 1528 的斜面 1526。安装构件 1522 的功能将在下面作详细描述。或者，安装构件 1522 可围绕筒体部分 1516 的圆周的仅一部分延伸，或可形成离散的分段。

[0299] （除非另有指出，上述注液器 1512（和其零部件）适用于已讨论的本发明的其余实施例和下面参照图 40A-47F 描述的实施例）。

[0300] 如图 40A 和 40C 清晰地所示，注液器接口 1514 处于一准备接受注液器 1512 的“打开”位置。注液器接口 1514 包括一底部构件 1530 和两个合作的注液器固定构件 1532。然而，在替代的实施例中，可设置三个或更多个固定构件 1532。较佳地，各个固定构件 1532 借助于两个倾斜的轨道构件 1534 与底部构件 1530 相连。然而，在替代的实施例中，可使用一个、三个或更多个构件 1534，使各个固定构件 1532 与底部构件 1530 相连。

[0301] 此外，各个固定构件 1532 较佳地形成一接触表面 1533 和一槽 1536，以捕获和保持注液器 1512 上的安装构件 1522。此外，固定构件 1532 较佳地借助于两个轨道构件 1538 彼此相连。再次在替代的实施例中，可使用一个、三个或更多个轨道构件 1538 以使固定构件 1532 彼此相连。

[0302] 为了将注液器 1512 安装在注液器接口 1514 上，注液器 1512 沿轴向（沿图 40A 中箭头 A 所示方向）移动到诸固定构件 1532 之间所形成的空间内。当注液器 1512 上的突缘 1524 接合固定构件 1532 上的接触表面 1533 时，固定构件 1532 沿着轨道构件 1534 被推向底部构件 1530。因为轨道构件 1534 朝向底部构件 1530 的中心倾斜，所以，操作轨道构件 1534，致使固定构件 1532 沿着轨道构件 1538 朝向彼此移动，并围绕注液器 1512 的后端 1520 “合拢”。当固定构件 1532 合拢在注液器 1512 上时，诸固定构件 1532 合作而将安装构件 1522 捕捉在槽 1536 内，以使注液器 1512 牢固地与注液器接口 1514 接合。

[0303] 如本技术领域内所熟知的，可采用任何合适类型的锁定机构（未示出），将固定构件 1532 固定在一起以使注液器 1512 保持在注液器接口 1514 内。为了从注液器接口 1514 移去注液器 1512，首先必须开锁锁定并移开固定构件 1532（例如，用手工或借助于一杠杆或任何其它合适的本技术领域内认识的操作装置），以使安装构件 1522 从槽 1536 中解脱。

[0304] 注液器接口和注液器系统 1600 的其它实施例示于图 41A-41D 中。系统 1600 包括一注液器 1512 和一注液器接口 1614。如图 41B 和 41C 清晰地所示，注液器接口 1614 处于一准备接受注液器 1512 的“打开”位置。注液器接口 1614 包括一底部构件 1630 和两个合作的注液器固定构件 1632。固定构件 1632 较佳地连接在一起，并借助于一枢转销 1631 或其它合适机构（见图 41D）与底部构件 1630 相连。此外，固定构件 1632 借助于销 1629（见图 41D）与底部构件 1630 相连，诸销 1629 与固定构件 1632 相连并被捕获在形成在底部构件 1630 内的槽 1635 内。

[0305] 此外，各个固定构件 1632 较佳地形成一槽 1636，以捕获和保持注液器 1512 上的安装构件 1522。如图 41B 和 41C 清晰地所示，一弹簧销 1637（或其它合适的锁定机构）连接到一固定构件 1632，而一帶有销凹陷 1640 的槽形成在其它的固定构件 1632 内。此外，两个筒体导向轨 1639 较佳地形成在底部构件 1630 内。

[0306] 为了将注液器 1512 安装在注液器接口 1614 上，注液器 1512 向下（沿图 41B 中箭头 B 所示方向）移动到诸固定构件 1632 之间所形成的空间内。注液器 1512 的筒体 1516

通过底部构件 1630 内的筒体导向轨 1639 被导入到诸固定构件 1632 之间的位置内。当注液器筒体 1516 接合固定构件 1632 的枢轴端 1651 (见图 41C) 时,固定构件 1632 推压而围绕注液器 1512 的后端 1520 合拢。诸销 1629 骑跨在形成在底部构件 1630 内的槽 1635 内,诸销引导和控制固定构件 1632 的弧形运动以致接合注液器 1512 的周围。当固定构件 1632 在注液器 1512 上合拢时,诸固定构件 1632 合作而将安装构件 1522 捕获在槽 1636 内,以使注液器 1512 与注液器接口 1614 牢固地接合。

[0307] 此外,当固定构件 1632 围绕注液器 1512 合拢时,弹簧销 1637 沿着槽走向并锁定到销凹陷 1640 内,以将注液器 1512 固定在注液器接口 1614 内。为了从注液器接口 1614 中移去注液器 1512,弹簧销 1637 必须从销凹陷 1640 中移去以开锁固定构件 1632,并从与注液器 1512 的接合中移去固定构件 1632 (例如,用手工或任何合适的杠杆装置)。此时,通过向上 (沿箭头 B 的相对方向) 或沿轴向 (沿图 41B 中箭头 C 的方向) 移动注液器 1512,可移去注液器 1512。

[0308] 图 42A-42D 示出图 41A-41D 所示的注液器接口和注液器系统 1600 的一替代的实施例 1700。系统 1700 包括一注液器 1512 和一注液器接口 1714。如图 42C 和 42D 清晰地所示,注液器接口 1714 与图 41A-41D 中注液器接口 1614 的不同之处在于,固定构件 1732 包括位于固定构件 1732 的端部处远离枢轴销 1731 的枢轴端部 1751。此外,固定构件 1732 较佳地弹簧偏置在“关闭”或“接合”位置内 (如图 42D 所示),以将注液器 1512 保持在注液器接口 1714 内。

[0309] 为了将注液器 1512 安装在注液器接口 1714 上,注液器 1512 向下 (沿图 42B 中箭头 D 所示方向) 移动到与固定构件 1732 的接合。当注液器筒体 1516 接合固定构件 1732 的枢轴端 1751 时,固定构件 1732 抵抗弹簧力而推开,以允许注液器筒体 1516 通过诸枢轴端 1751 之间而进入形成在诸固定构件 1732 之间的空间内。注液器安装构件 1522 由形成在固定构件 1732 内的槽 1736 导向而将注液器 1512 准确地定位在注液器接口 1714 内。一旦注液器 1512 通过枢轴端 1751,固定构件 1732 通过弹簧力被推压而围绕注液器 1512 的后端 1520 合拢。诸销 1729 骑跨在形成在底部构件 1730 内的槽 1735 内,诸销引导和控制固定构件 1732 的弧形运动以致接合注液器 1512 的周围。当固定构件 1732 在注液器 1512 上合拢时,诸固定构件 1732 合作而将安装构件 1522 捕获在槽 1736 内,以将注液器 1512 牢固地接合在注液器接口 1714 内。

[0310] 为了从注液器接口 1714 移去注液器 1512,注液器 1512 抵靠固定构件 1732 的枢轴端 1751 向上 (沿箭头 D 的相对方向) 移动。当作用在注液器 1512 上的向上力克服将固定构件 1732 保持在一起的弹簧力时,固定构件 1732 将移开并允许注液器 1512 滑动而脱离注液器接口 1714。

[0311] 图 43A-43I 示出图 41A-42D 所示的注液器接口和注液器系统 1600、1700 的另一替代的实施例 1800。系统 1800 包括一注液器 1512 和一注液器接口 1814。如图 43B 和 43H 清晰地所示,注液器接口 1814 与图 41A-42D 中注液器接口 1614、1714 的不同之处在于,固定构件 1832 包括延伸构件 1855 和斜面 1857。较佳地操作延伸构件 1855 以将固定构件 1832 移动到一打开位置 (即,抵抗将固定构件 1832 保持在关闭位置的弹簧力)。斜面 1857 可操作地接合注液器 1512 的安装构件 1522 的斜面 1526,以打开固定构件 1832 并允许注液器 1512 沿轴向 (沿图 43C 中的箭头 E 的方向) 安装在注液器接口 1814 上。注液器接口 1814

的其余结构基本上类似于或等同于上述注液器接口 1714 的结构。

[0312] 如图 43E 所示,注液器 1512 可以上述参照图 42A-42D 所述基本上相同的方式安装在注液器接口 1814 或从其中移去。此外,然而,如图 43A、43C、43F 和 43G 中清晰地所示,注液器 1512 可沿轴向安装和从注液器接口 1814 中移去。因此,注液器接口 1814 适应两种安装 / 移去注液器 1512 的方法。

[0313] 为了沿轴向安装注液器 1512,注液器 1512 可插入到注液器接口 1814 内,直到安装构件 1522 接合固定构件 1832 为止。安装构件 1522 的斜面 1526 接合位于固定构件 1832 上的斜面 1857,由此,强制固定构件 1832 抵抗弹簧力而分离。在安装构件 1522 越过斜面区域之后,固定构件 1832 合拢并将安装构件 1522 捕获在槽 1836 内,以将注液器 1512 固定到注液器接口 1814。

[0314] 为了沿轴向移去注液器 1512,可操作(即,压在一起)固定构件 1832 的延伸构件 1855,以克服弹簧力并推开固定构件 1832。当固定构件 1832 已移开到这样一程度时:注液器 1512 的安装构件 1522 不再接合在槽 1836 内,注液器 1512 可沿轴向从注液器接口 1814 中移去(沿与箭头 E 相对的方向)。

[0315] 图 44A 和 44B 示出图 43A-43I 中所示注液器接口 1814 的一第一稍有改变的实施例,其容纳或安装在一注射器头上。注液器接口 1914 的功能基本上类似于或等同于上述对于注液器接口 1814 所描述的功能。

[0316] 图 45A 和 45B 示出图 43A-43I 中所示注液器接口 1814 的一第二稍有改变的实施例,其容纳或安装在一注射器头上。注液器接口 2014 的功能基本上类似于或等同于上述对于注液器接口 1814 所描述的功能。

[0317] 图 46A-46D 示出根据本发明的一前加载的注液器接口和注液器系统 2100 的第一优选实施例。该系统 2100 包括一注液器 1512 和一注液器接口 2114。如图 46A 清晰地所示,注液器接口 2114 包括一设置在一后板 2152 和一前板 2154 之间的柔性固定环 2150。固定环 2150 形成一后凸缘 2160,其适于在注液器 1512 安装在注液器接口 2114 内时接合注液器 1512 的安装构件 1522。

[0318] 环 2150 包括至少一个但更佳地为两个释放构件 2156,以及至少一个但更佳地为两个突出构件 2158。此外,环 2150 更佳地呈椭圆形,以便能与注液器 1512 的安装构件 1522 接合和与其脱开,这将在下文中作详细描述。如图 46B-46D 清晰地所示,释放构件 2156 从后和前板 2152、2154 突出,以便由一操作者操纵而从注液器接口 2114 中释放注液器 1512。此外,突出构件 2158 被捕获和滑动在槽(未示出)内,槽形成在前板 2154 的后表面(未示出)内,以在仅可操纵一个释放构件 2156 代替两个释放构件 2156 时,允许从注液器接口 2114 中移去注液器 1512。(诸槽将在下文中参照图 47A-47F 的替代实施例进行描述,并显示在图 47E 中。)

[0319] 为了将注液器 1512 安装在注液器接口 2114 上,注液器 1512 沿轴向(沿图 46C 中箭头 F 的方向)移动而与注液器接口 2114 接合。当安装构件 1522 接合固定环 2150 时,安装构件 1522 推压柔性的椭圆形环 2150 使其更加呈圆形的结构,由此,允许安装构件 1522 移动通过环 2150。在安装构件通过环 2150 之后,环 2150 返回到其原始形状,由此,将安装构件 1522 捕获在后凸缘 2160 后面并将注液器 1512 固定到注液器接口 2114。

[0320] 在注液器安装和移去的过程中,提供突出构件 2158 和诸槽(未示出)来控制 / 约

束固定环 2150 的运动。具体来说,环 2150 在注液器安装和移去过程中的运动(即,从大致椭圆形到大致圆形,以及反过来),受到能够在槽内滑动的突出构件 2158 的引导和控制。因此,在与固定环 2150 初始的接合中,不管注液器 1512 的定向如何,作用在环 2150 上的注液器力和环 2150 的合成运动受到突出构件 2158 和槽的引导和约束。

[0321] 为了从注液器接口 2114 中移去注液器 1512,可向内(即,朝向注液器接口 2114 的中心)按压一个或两个释放构件 2156,由此,强制阻止环 2150 与注液器 1512 的安装构件 1522 接合。当释放构件 2156 被致动时,可抓住注液器 1512 并沿轴向移动(沿图 46C 中箭头 F 的相对方向),以将注液器 1512 从注液器接口 2114 中移去。

[0322] 当释放构件 2156 被致动时,突出构件 2158 在槽(未示出)内滑动,引导环 2150 的运动,从大致椭圆形结构到大致圆形结构,以从环 2150 的后凸缘 2160 中脱开安装构件 1522。

[0323] 由此可以认识到,本实施例允许用一简单单一步骤的轴向运动就可将注液器 1512 安装在注液器接口 2114 上。为了移去注液器 1512 可按压一个或两个释放构件 2156,由此,注液器 1512 可从注液器接口 2114 中简单地移去。

[0324] 图 47A-47F 示出图 46A-46D 所示系统 2100 的一替代的实施例 2200。该系统 2200 在结构上和功能上基本上类似于或等同于图 46A-46D 所示系统 2100,例外之处在于,为了使操纵更容易和简单,释放构件 2256 显著地进行了放大。

[0325] 如以上对于图 46A-46D 所作的讨论,图 47E 示出形成在前板 2254 内的槽 2270 和捕获在槽 2270 内的突出构件 2258。

[0326] 图 48A-48C 示出根据本发明的一前加载的注液器接口和注液器系统 2300 的另一实施例。该系统 2300 包括一注液器 2312 和一注液器接口 2314。与以上对于图 40A-47F 中所示本发明的注液器接口和注液器系统的其它实施例所讨论和描述的注液器 1512 不同,注液器 2312(除了注液器 1512 的其它部件之外)较佳地包括两个形成在其后部的刻槽 2327。或者,一个、三个或更多个刻槽 2327 可形成在注液器 2312 内。

[0327] 注液器接口 2314 较佳地包括一底部构件 2360 和一可转动地安装在底部构件 2360 内的夹头构件 2362。如下文中将详细描述,底部构件 2360 较佳地包括插入其中的两个销子 2364。夹头构件 2362 包括多个形成在其中的分段构件或突起部 2368、一形成在其后端内的螺旋形轨道 2370,以及至少两个短柱 2372,它们的操作可与注液器 2312 内的刻槽 2327 接合。较佳地,为了以下的描述,小的棘爪 2374 可形成在螺旋形轨道 2370 内的合适部位处(例如,位于其终端处或邻近于终端)。夹头构件 2362 借助于销子 2364 保持在底部构件 2360 内,销子 2364 被捕获和骑跨在夹头构件 2362 内的螺旋形轨道 2370 内。

[0328] 为了将注液器 2312 安装在注液器接口 2314 上,位于注液器 2312 上的刻槽 2327 与位于夹头构件 2362 上的短柱 2372 对齐,注液器 2312 沿轴向(沿图 48B 中的箭头 G 的方向)插入到夹头构件 2362 内,直到刻槽 2327 接合短柱 2372 为止。注液器 2312 然后相对于初始的注液器位置转动(较佳地,根据图 48B 中箭头 H 的顺时针方向,大致为 90。),以此完成安装。当注液器 2312 转动时,夹头构件 2362 上的短柱 2372 和注液器 2312 上的刻槽 2327 之间的接合导致夹头构件 2362 在底部构件 2360 内随注液器 2312 而转动。

[0329] 当夹头构件 2362 随注液器 2312 转动时,骑跨在螺旋形轨道 2370 内的销子 2364 致使夹头构件 2362 被拉入到底部构件 2360 内。当夹头构件 2362 被拉入底部构件 2360 内

时,各个突起部 2368 被底部构件 2360 的斜面 2365 推压而与注液器 2312 的安装构件 2322 接合,由此,将注液器 2312 固定在注液器接口 2314 内。由此可见,“短柱和刻槽”接合防止了注液器相对于夹头构件 2362 转动,而“突起部和安装构件”接合防止了注液器的轴向位移。

[0330] 当注液器 2312(和夹头构件 2362)完全地转入底部构件 2360 内的位置时,销子 2364 卡入小棘爪 2374 内的位置,向操作者提供一种触觉,并可能是声音的感觉,提供一种反馈表明注液器 2312 完全地和可靠地安装在注液器接口 2314 内。

[0331] 为了从注液器接口 2314 中移去注液器 2312,在底部构件 2360 内转动注液器 2312(和夹头构件 2362)(较佳地,沿与箭头 H 的方向相对的逆时针方向)。为了起该转动,必须对注液器 2312(和夹头构件 2362)施加足够的力,致使销子 2364 跑出棘爪 2374 并沿着螺旋形轨道 2370 滑动。然后,注液器 2312 转动,直到销子 2364 卡入螺旋形轨道 2370 的相对端处的棘爪 2374 内的位置内。销 2364 卡入位置造成的触觉(和可能的声音)反馈将提醒操作者此时注液器 2312 可从夹头构件 2362 中取出。当夹头构件 2362 转出底部构件 2360 内的“关闭”位置时,突起部 2368 释放注液器 2312 的安装构件 2322,而注液器 2312 可从注液器接口 2314 中沿轴向移出(沿箭头 G 的相对方向)。

[0332] 图 49A-49F 示出本发明的一注射器活塞和注液器柱塞接口系统 2400 的另一实施例。该系统 2400 可包括在上述的注液器接口和注液器系统内。系统 2400 包括一具有一活塞头 2410 的注射器活塞 2402 和一注液器柱塞 2404,柱塞较佳地包括一柱塞底部 2406 和一柱塞盖 2408。如图 49F 所示,柱塞底部 2406 和柱塞盖 2408(可由橡胶形成)较佳地借助于一机械连接进行互连。

[0333] 如下文中将描述的,活塞头 2410 和柱塞底部 2406 较佳地借助于一卡口型的互锁机构彼此接合。如本技术领域内所公知的,活塞 2402 较佳地设置在注射器(未示出)内,而柱塞 2404 较佳地设置在诸如上述的注液器 1512、2312 那样的注液器内。

[0334] 活塞头 2410 较佳地包括一对延伸的突缘 2412(如图 49E 清晰地所示),而柱塞底部 2406 较佳地包括一对被槽 2416 分开的固定突缘 2414。为了连接活塞 2402 和柱塞 2404,位于活塞头 2410 上的延伸突缘 2412 沿着槽 2416 插入柱塞 2404 内。当延伸突缘 2412 越过固定突缘 2414 时,其最好由接合接触表面 2430 的活塞 2402 上的突缘 2427 指明,转动活塞 2402 或柱塞 2404 可致使固定突缘 2414 捕获在延伸突缘 2412 的后面。为了从柱塞 2404 中脱离活塞 2402,操作者较佳地采取相反的步骤。

[0335] 正如本技术领域内的技术人员可以认识到的,通过平移和转动柱塞 2404(设置在一注液器内)达到与活塞 2402(设置在一注射器内)接合,活塞 2402 和柱塞 2404 可彼此接合,或反之亦然。或者,平移和转动运动可在柱塞 2404 和活塞 2402 之间交替进行以便互连两个构件。

[0336] 图 50A 和 50B 示出本发明的一注射器活塞和注液器柱塞接口系统 2500 的另一实施例。该系统 2500 较佳地包括一活塞 2502 和一柱塞 2504。柱塞 2504 较佳地如以上参照图 49A-49F 所示和所述地进行构造。活塞 2502 较佳地包括一具有一夹头型机构 2530 的活塞头 2510。夹头 2530 较佳地包括多个柔性的分段构件或突起部 2534。

[0337] 为了连接活塞 2502 和柱塞 2504,夹头型机构 2530 插入到柱塞 2504 内。当突起部 2534 通过柱塞底切 2536 时(如图 50B 清晰地所示),较佳地驱动一杆或销构件(未示

出)通过夹头型机构 2530 的中心,沿径向强制分离突起部 2534 以锁定与柱塞底切 2536 的接合。为了从柱塞 2504 中脱离活塞 2502,杆或销构件(未示出)从夹头型机构 2530 的中心缩回,由此,致使突起部 2534 脱离柱塞底切 2536。

[0338] 由于夹头型机构 2530 的对称特性,对于活塞 2502 和柱塞 2504 彼此的接合和/或脱离,活塞 2502 和柱塞 2504 之间不需要特别的对齐。该特征简化了安装和注液器从注液器接口的移出。

[0339] 正如本技术领域内的技术人员可以认识到的,通过平移柱塞 2504(设置在一注液器内)达到与活塞 2502(设置在一注射器内)接合,活塞 2502 和柱塞 2504 可彼此接合,或反之亦然。

[0340] 图 51A-51C 示出图 50A 和 50B 所示注射器活塞和注液器柱塞接口系统 2500 的另一替代实施例 2600。系统 2600 的结构和功能基本上类似于或等同于图 50A 和 50B 所示系统 2500。例外地是,夹头机构 2630 构造成在形状上与柱塞盖 2608 互补,以在注射程序过程中支承柱塞盖 2608,并提供监视通过柱塞 2604 的流体压力,这可如美国专利 No. 5, 808, 203 中所描述,本文援引其内容以供参考。

[0341] 图 52A-52C 示出本发明的一注射器活塞和注液器柱塞接口系统 2700 的另一实施例。该系统 2700 包括一活塞 2702 和一柱塞盖 2708。与上述实施例相比,柱塞 2704 中不存在柱塞底部。相反,活塞头 2710 构造成在形状上与柱塞盖 2708 互补,以在流体注射程序过程中支承柱塞盖 2708。

[0342] 较佳地,如图 52A 清晰地所示,活塞 2702 包括一底部构件 2760、一套筒 2762、一分段的翼构件 2764 以及一活塞帽 2766。在活塞 2702 向前运动的过程中(即,在流体注射过程中),活塞 2702 较佳地接触和移动柱塞盖 2708 而不与其连接地接合或锁定。一旦活塞 2702(即,底部构件 2760、翼构件 2764 和帽 2766)缩回,套筒 2762 移动(沿图 52B 中箭头 I 的方向)而与分段的翼构件 2764 接触,并推压诸翼 2765 沿径向向外与形成在柱塞盖 2708 内的底切 2767 接合(如图 52C 清晰地所示),以将活塞 2702 和柱塞盖 2708 连接在一起。例如,在将流体吸入到注液器内以便其后对病人进行注射来说,活塞 2702 和柱塞盖 2708 一起缩回是有用的。

[0343] 图 53A-53D 示出图 51A-51C 和 52A-52C 所示注射器活塞和注液器柱塞接口系统 2600、2700 的另一替代实施例 2800。系统 2800 的功能基本上类似于或等同于系统 2600、2700,但不同的结构部件将在下面进行解释。

[0344] 如图 53C 和 53D 清晰地所示,夹头机构 2830 被设置在活塞 2802 内的致动器作用,而推动突出部 2834 沿径向向外以与形成在柱塞盖 2808 上的一底切 2836 接合,从而互连活塞 2802 和柱塞盖 2808。夹头机构较佳地包括弹簧保持构件(诸如 O 形环),以将突出部 2834 保持在一起并将诸突出部弹簧偏置在一“脱开”的位置中

[0345] 图 54A 和 54B 示出目前一注液器柱塞 2980,其包括一柱塞底部 2984 和一机械地连接的柱塞盖 2982。

[0346] 图 54C 和 54D 示出本发明的柱塞 3080 的一实施例。柱塞 3080 包括一柱塞盖 3082,其具有一较大的注液器接触区域(大于图 54A 和 54B 所示的柱塞盖 2982)以及至少三个密封元件 3083。柱塞底部 3084 包括至少两个柔性的活塞固定构件 3085,这可如 PCT 出版物 No. W098/20920 中所描述,本文援引其内容以供参考。柱塞盖 3082 较佳地可机械地连接到

柱塞底部 3084(如图 54D 中清晰地所示)。

[0347] 图 54E 和 54F 示出本发明柱塞 3180 的另一实施例。柱塞盖 3182 基本上类似于或等同于图 54A 和 54B 中所示的柱塞盖 2982。柱塞底部 3184 包括至少两个柔性的活塞固定构件 3185。

[0348] 图 54G 和 54H 示出本发明柱塞 3280 的另一实施例。柱塞盖 3282 基本上类似于或等同于图 54A 和 54B 中所示的柱塞盖 2982。柱塞底部 3284 包括一较长的底部区域和至少两个柔性的活塞固定构件 3285。

[0349] 正如可以认识到的,以上所示和所述的柱塞 2980、3080、3180、3280 可容纳在本文中所述的注液器 1512、2312 中。

[0350] 现将结合图 55-109 描述本发明的最优选的实施例。在这些附图中,图 55-78 涉及可释放地将注液器固定到注射器外壳的注液器接口 / 释放机构的第二优选实施例。图 79 示出与现有技术医疗注射器组件的注液器连接的突缘组件的效用,它同样适用于本发明注液器上突缘的功能。图 80-109 示出可在注液器内合作地沿轴向移动柱塞的本发明注射器活塞和注液器柱塞接口系统 / 组件的第一优选实施例。

[0351] 在其它的特征中(如图 55-57 中所示),本发明注液器接口的第二优选实施例包括一用来将注液器 4012 连接到一注射器 4014 的释放机构 4010。

[0352] 具体来说,本发明第二优选实施例提供一种机构,利用该机构,注液器 4012 可快速地连接到一注射器 4014,在安装过程中不需要(现有技术中存在)注液器 4012 与注射器 4014 任何特殊的定向。当注液器 4012 完全地接合连接器 / 释放机构 4010 时,本发明的释放 / 连接器机构 4010 还提供一可听见的“卡嗒”声。此外,当注液器 4012 从释放 / 连接器机构 4010 中脱离时,本发明提供一可听见的“卡嗒”声。用于连接和从释放 / 连接器机构 4010 中移去注液器 4012 时发出的可听见的“卡嗒”声是特别有用的特征,因为它向操作者提供一声音,确认注液器 4012 已合适地接合和从释放 / 连接器机构 4010 中合适地脱离。

[0353] 图 55 大致地示出本发明的注液器接口 / 释放机构 4010(为简化起见,下文中称之为释放或连接器机构 4010)。释放机构 4010 的一后表面 4016 附连到注射器 4014 的一前表面 4018。释放机构 4010 的一前表面 4020 适于接纳注液器 4012 的一后端 4022。

[0354] 释放机构 4010 可以本技术领域内技术人员熟知的任何合适的方式附连到注射器 4014 的前表面 4018。例如,释放机构 4010 可借助于从注射器 4014 的前表面 4018 延伸的螺钉(未示出)进行附连。如本技术领域内的技术人员所认识的,可以采用任何合适的替代连接。例如,释放机构 4010 可借助于接片或其它合适的连接器进行附连,它们允许释放机构 4010 可从注射器 4014 中移去以便清洁其中包含的部件。此外,释放机构 4010 可适于安装到传统的注射器,以允许本发明的注液器用于其中。

[0355] 注液器接口 / 释放机构 4010 的第二优选实施例示于图 55-78 中,其包括一连接器外壳 4024。连接器外壳 4024 其中包含至少两个元件。它们便于注液器 4012 与注射器 4014 的连接。两个元件中的第一个是弯曲环 4026,它设置在靠近前端 4020 的释放机构 4010 内。两个元件中的第二个是一转动环 4028,它设置在靠近后端 4016 的释放机构 4010 内。弯曲环 4026 和转动环 4028 适于互相合作,如下文中详细地所述,其允许注液器 4012 和释放机构 4010 连接和释放(以及,由此连接到注射器 4014 和从中释放)。

[0356] 图 56 和 57 在分解的立体图中示出释放机构 4010 和注液器 4012,以便于理解本发

明的该方面。注液器 4012 包括一圆柱形本体 4030, 其在前端 4034 处具有一锥形部分 4032。锥形部分 4032 一体地连接到排出端 4036。排出端 4036 设置有一连接到一管(未示出)的路厄(luer)锁 4038, 该管最终连接到病人(也未示出)。

[0357] 正如本技术领域内的技术人员所理解的, 注液器 4012 可由诸如聚合物材料之类的任何合适的材料制成。具体来说, 注液器 4012 可由 PET(聚对苯二甲酸乙二酯)制成。或者, 注液器 4012 可由聚甲基丙烯酸甲酯戊烯(其由 Mitsui Plastics 公司制造, 商标名为“TPX”)。

[0358] 在后端 4022 处, 注液器 4012 包括一突缘 4042, 当注液器 4012 连接到释放机构 4010 时, 该突缘 4042 帮助阻止可能从排出端 4036 或路厄锁 4038 中泄漏出来的对比介质进入释放/连接器机构 4010。图 79 示出一相关技术的注液器, 其有助于示出由注液器 4012 上的突缘 4042 提供的优点。

[0359] 如图 55-57 所示, 一凸缘 4044 一体地形成在注液器 4012 上, 其位于朝向注液器 4012 后端 4022 的突缘 4042 的后面。或者, 如图 123 所示, 凸缘可分段成两个或更多个部分 4044a, 以代替单一连续的构件。然而, 部分 4044a 必须集体地提供足够的表面面积和强度以将注液器 4012 保持在注射器 4014 上。

[0360] 如图 55-57 所示, 凸缘 4044 包括两个部分, 一斜坡部分 4046 和一台肩部分 4048, 台肩部分基本上垂直于圆柱形本体 4030 的外表面。至少一个(较佳地为两个或多个)延伸的接片或突出部 4050 设置在注液器 4012 的后端 4022。接片 4050 接合设置在环 4028 内的槽 4052。或者, 正如本技术领域内的技术人员所理解的, 槽、凹陷等可设置在注液器 4012 的后端 4022 内, 而接片或突出部可设置在转动环 4028 的内表面上。

[0361] 此外, 为了将传统注液器安装在本发明的注液器接口 4010 上, 一包括注液器 4012 的后端 4022 的结构部件(例如, 凸缘 4044、接片 4050 和/或突缘 4042)的注液器适配器可适配到一传统的注液器, 以便安装在本发明的注射器上。当然, 为了合适地接合传统的注液器, 该适配器较佳地包括与传统注液器的安装元件互补的结构部件。

[0362] 释放/连接器机构 4010 包括一前板 4054 和一后板 4056。前板 4054 和后板 4056 较佳地由涂敷一含氟聚合物(诸如 Tufam™, 其是由 General Magna Plate Company 制造的含氟聚合物的产品名)的铝构造。含氟聚合物涂层提供提高的耐磨损的能力, 还对前板 4054 和后板 4056 的外表面提供润滑。润滑性是特别地有利, 因为如果表面涂以含氟聚合物, 则当对比介质在前板 4054 或后板 4056 的外表面上结晶时, 它可容易地从表面剥落。当然, 任何合适的替代涂层材料也可用于前板 4054 或后板 4056 的外表面上。

[0363] 在还有另一替代的实施例中, 如果板用合适的材料制成, 则对前板 4054 或后板 4056 的表面可不需涂敷涂层。例如, 如果前板 4054 和后板 4056 用高密度塑料(例如, 乙酰基共聚物)构造, 则材料本身可如铝材上的含氟聚合物涂层那样对对比介质的结块同样提供阻力。

[0364] 如图 56 和 57 所示, 前板 4054 包括一通过其中的孔 4058。一唇 4060 围绕孔 4058 的周围延伸通过前板 4054。在一优选实施例中, 当注液器 4012 接合释放/连接器机构 4010 时, 突缘 4042 和唇 4060 彼此匹配, 以尽可能减小任何泄漏的对比介质通过孔 4058 进入连接器机构 4010 的内部。图 72 特别地示出唇 4060 和突缘 4042 之间匹配的接合。或者, 如本技术领域内的技术人员所理解的, 注液器 4012 可构造成不包括突缘 4042。此外, 某些替

代的结构可设置在注液器 4012 或前板 4054 上,以尽可能地减小对比介质入侵到释放 / 连接器机构 4010 的内部。

[0365] 在全部的图 55-78 所示和描述的实施例中,在突缘 4042 与前板 4054 的前表面 4020 接合时,突缘 4042 也起作一机械阻挡的附加功能。

[0366] 通常用于注液器 4012 内型式的对比介质会干扰连接器 / 释放机构 4010 的操作。因此,有利地是包括诸如突缘 4042 那样的某种结构(见图 79),以尽可能地减小对比介质入侵到连接器机构 4010 的内部。然而,可以相信,即使某些对比介质发生缠结(通常这是不可避免的),连接器 / 释放机构 4010 也可操作。

[0367] 弯曲环 4026 是一基本上呈椭圆形的构件,其设置在释放 / 连接器机构 4010 的前板 4054 后面。弯曲环 4026 可由乙酰基共聚物或任何其它合适材料制成。如图 66 和 67 中清晰地所示,弯曲环 4026 的两侧上包括一直线的或平的部分 4062,其一体地连接到两个弧形部分 4064。大约从弧形部分 4064 的中点起,短柱 4066 朝向后板 4056 延伸。如图所示,弯曲环 4026 包括一通过其中的孔 4068。如图 66 所示,在弯曲环 4026 的前侧 4080 上,设置一斜面 4082。如下文中解释的,斜面 4082 便于注液器 4012 的后端 4022 和凸缘 4044 通过其间插入。

[0368] 在图 56 和 57 所示的实施例中,从弯曲环 4026 向后延伸的短柱 4066 设置有轴承 4070。(弯曲环 4026 详细地示于图 66 和 67 中。)轴承 4070 较佳地是复合轴承(例如,金属和塑料),其具有内和外轨道,使滚珠轴承设置在其中。或者,轴承 4070 可以是塑料元件,它们包围短柱 4066 并相对于短柱可转动。轴承 4070 接合转动环 4028 上的槽或凸轮轨 4072。然而,正如本技术领域内的技术人员所认识的,对于释放 / 连接器机构 4010 的操作可不需要轴承。图 114 示出本发明一替代的实施例,其中,轴承 4070 被省略,它简化了连接器机构 4402 的结构,因此,降低其制造成本。

[0369] 设置在外壳 4024 内的弯曲环 4026 后面的转动环 4028 包括位于其前表面 4074 上的两个槽或凸轮轨 4072。如图 61、68 和 69 清晰地所示,凸轮轨 4072 的形状应是这样:外表面 4074 沿其弧从离转动环 4028 的中心最近点 4076 到离转动环 4028 的中心最远点 4078 直径在增加。当注液器 4012 转动同时接合转动环 4028(例如,从释放 / 连接器机构 4010 中脱离注液器 4012)时,槽 4072 接合通过轴承 4070 的短柱 4066,强制短柱 4066 分离而沿图 66 和 67 中箭头 4084 所示的方向伸展弯曲环 4026。如图所示,弯曲环 4026 具有一通过其中心的孔 4068 以将注液器 4012 的后端 4022 容纳在其中或通过其中。

[0370] 转动环 4028 详细地显示在图 68 和 69 中,它设置在一形成在后板 4056 的前表面 4088 内的缺口或凹陷 4090 内。(后板 4056 详细显示在图 70 和 71 中。)后板 4056 具有用来容纳注液器 4012 的后部 4022 的一通过其中的孔 4092。转动环 4028 设置在缺口 4090 内以使环 4028 可在其中自由地转动。后板 4056 具有一后表面 4094,其示于图 57 和 71 中。

[0371] 如图 57、58 和 64 所示,前板 4054 的后表面 4096 包括一缺口或凹陷 4098,其具有基本上与弯曲环 4026 相同的形状。这样,缺口 4098 包括两个直线的或平的部分 4100 和两个弧形部分 4102(见图 58 和 64)。前板 4054 的后表面 4096 内的两个刻槽 4104 定位在大致弧形部分 4102 的中心点处。刻槽 4104 容纳短柱 4066 和将短柱 4066 连接到弯曲环 4026 的相关的结构。缺口 4098 的形状大于弯曲环 4026,而诸刻槽 4104 之间的距离 4106 大于处于其松弛状态的短柱 4066 之间的距离 4108(见图 66 和 67)。刻槽 4104 帮助阻止弯曲环

4026 在外壳 4024 内转动,并在转动环 4028 转动后允许弯曲环 4026 膨胀。

[0372] 释放/连接器机构 4010 的操作示于图 74-78 和 55-73 中,并参照图 74-78 和 55-73 予以描述。

[0373] 如图 74-76 所示,注液器 4012 的后端 4022 沿着箭头 4110 所示的方向通过前板 4054 内的孔或接口 4058 插入连接器外壳 4024 内。弯曲环 4026 座落在形成在前板 4054 后表面 4096 内的缺口 4098 内,以使短柱 4066 接合刻槽 4104。因此,当注液器 4012 的凸缘 4044 的斜面 4046 接合位于弯曲环 4026 上的斜面 4082 时,凸缘 4044 沿方向 4084(示于图 66 和 67 中)推敞开的弯曲环 4026,从其松弛的距离 4108(见图 77) 到其延伸(或张紧的)距离 4106(见图 58 和 78)。图 75 示出该特征。弯曲环 4026 沿箭头 4112 所示方向打开。

[0374] 在凸缘 4044 越过弯曲环 4026 的后边缘之后,弯曲环 4026 的弹性致使弯曲环 4026 沿箭头 4114 的方向恢复到其松弛的状态(如图 76 所示)。当弯曲环 4026 恢复其松弛状态时,凸缘 4044 的台肩 4048 接合弯曲环 4026 的后边缘。由此,注液器 4012 通过弯曲环 4026 保持就位并不能沿轴向从释放/连接器机构 4010 中移去。当弯曲环 4026 恢复其松弛状态时,它较佳地提供一可听见的“卡嗒”声,以向操作者表明注液器 4012 已经安装在注射器上。

[0375] 注液器从释放/连接器机构 4010 中移去,较佳地需要按如下所述将注液器 4012 转过 1/4 周或大致四分之一周。该操作示于图 77、78 和 55-73 中,并参照附图予以描述。

[0376] 如图 60 和 73 所示,一旦注液器 4012 被弯曲环 4026 接合,则两个突出部 4050 接合转动环 4028 内的两个槽 4052。图 77 示出注液器 4012 和弯曲环 4026(为方便起见,其显示为完全的椭圆形结构)接合的截面图。(在替代的实施例中,一个、三个或更多个突出部 4050 可设置在注液器 4012 上。)如图 55-57 中所示,诸突出部 4050 较佳地呈三角形形状,使“三角形”一顶点首先与转动环 4028 中的槽 4052 接合。该设计允许:当注液器 4012 插入到释放/连接器机构 4010 中时,突出部 4050 容易地对齐于并接合于转动环 4028 内的对应槽 4052,而操作者无需轻摇或扭转注液器 4012 来座落突出部 4050。

[0377] 在一优选的实施例中,当注液器 4012 沿逆时针方向转动大约四分之一周时,接合槽 4052 的诸突出部 4050 强制转动环 4028 也沿相同方向转动大致相同的量。尽管机构 4010 较佳地设计成借助于逆时针转动来释放注液器 4012,但也可具体地构思成机构 4010 适于借助于顺时针转动释放注液器 4012。(应该指出的是,这里所参照的四分之一周的转动不是指精确的四分之一周。术语“四分之一周”是指大约四分之一周的转动,而且较佳地是从注液器 4012 的静止位置起的 45 至 90 度的范围。或者,也可使用能便于从机构 4010 中脱离注液器 4012 的任何合适的转动范围。)

[0378] 因为弯曲环 4026 的短柱 4066(带有轴承 4070)接合和沿凸轮轨 4072 骑跨在转动环 4028 上,所以,环 4028 的转动将推弯曲环 4026 从其松弛(即,注液器接合)状态到其延伸(即,注液器脱离)状态。当短柱 4066 沿着凸轮轨 4072 从最内位置 4076 移动到最外位置 4078 时,弯曲环 4026 从松弛距离 4108 伸展到延伸距离 4106(沿箭头 4112 方向),此时,弯曲环 4026 的后边缘脱离注液器 4012 的台肩 4048。因此,注液器 4012 脱离且可沿轴向从弯曲环 4026 和机构 4010 中移去。当注液器 4012 从机构 4010 中移去时,弯曲环 4026 的弹簧力推压短柱 4066 沿着凸轮轨 4072 从最外位置 4078 移动到最内位置 4076,由此,将弯曲环 4026 返回到其松弛状态以便接纳一新的注液器。此外,当注液器 4012 从弯曲环 4026 脱

离时,操作者最好倾听一第二的“卡嗒”声,以指示注液器 4012 已从机构 4010(和,由此的注射器)中脱离。

[0379] 注液器的接口/释放机构的第三优选实施例示于图 124 和 125 中。因为第三优选实施例功能和结构上类似于图 55-78 所示的第二优选实施例,所以,为便于参照,已使用相同的标号来标明其对应的部件。第二和第三优选实施例之间的差别将在下面讨论。图 124 和 125 所示的第三优选实施例包括一对返回弹簧 4091,其在注液器 4012 从释放/连接器机构 4010 中释放之后帮助弯曲环 4026 和转动环 4028 返回到其静止状态。(可供选择地,轴承 4093 可设置弹簧 4091。这些轴承可通过销(未示出)保持在后板 4056 内,并可由迭尔林(聚甲醛树脂-Delrin®)形成。)在此实施例中,返回弹簧 4091 设置在转动环 4028 和后板 4056 之间。然而,返回弹簧 4091 可连接在转动环 4028 和外壳 4024 的前板 4054 之间。转动环 4028 较佳地包括一对突出的接片 4095,弹簧 4091 的自由端 4097 连接到该突出的接片。如图所示,弹簧 4091 较佳地骑跨在内,并被一对形成在后板 4056 内的互补形状的凹陷 4099 约束。返回弹簧 4091 最好是 3/4”恒力弹簧,其由 Associated SpringRaymond 公司提供。如果注液器接口/连接器机构 4010 的元件在医疗程序(或在重复使用后一段时间内)因对比介质而缠结,则返回弹簧 4091 对于帮助弯曲环 4026 和转动环 4028 返回到其静止状态特别地有效。

[0380] 如上所述,图 79 示出突缘 4042 防止注液器 4012 内的对比介质进入本发明的注液器接口和注射器的效用。

[0381] 本发明还包括一用于用于注射器 4014 的注射器活塞和注液器柱塞接口组件 4200 的第一优选实施例的结构,其接合注液器 4012 内的柱塞,而无需考虑注液器释放/连接器机构 4010 的定向或注液器 4012 内的柱塞的定向。图 80-109 示出活塞/柱塞组件 4200 和其操作。

[0382] 活塞/柱塞组件 4200 定位成可相对于注射器 4014 和注液器 4012 的轴向移动。如图 85 和 86 所示,活塞 4202 包括一后端 4204 和一前端 4206。活塞 4202 还包括一在后端 4204 和前端 4206 之间延伸的细长轴 4208。活塞 4202 的后端 4204 连接到一发动机或位于注射器 4014 内的马达驱动系。发动机可以是适于沿轴向将活塞 4202 移入和移出注射器的任何类型的发动机,包括一马达和驱动系的组合。

[0383] 如图 80-82 所示,一活塞套筒 4210 包围活塞 4202 的轴 4208。活塞套筒 4210 可相对于活塞 4202 自由地移动。换句话说,活塞套筒 4210 不连接到活塞 4202。活塞套筒 4210 基本上是一带有一前端 4212 和一后端 4214 的圆柱形管。(见图 87 中活塞套筒 4210 的放大详图。)

[0384] 一轴环 4216 设置在活塞套筒 4210 的前端 4212 处。如图 88-90 所示,轴环 4216 包括一孔 4218,活塞 4202 通过该孔而设置。一环形突缘 4219 设置在轴环 4216 的后侧 4220 上,以便接合活塞套筒 4210 的前端 4212。一第二环形突缘 4222 设置在轴环 4216 的前表面 4224 上。环形突缘 4222 接合一柱塞帽 4226,它大致地示于图 97-100 中。

[0385] 柱塞帽 4226 具有一从底部向外延伸的底部部分 4230。(见图 97-100。)底部部分 4230 连接到一截头锥部分 4232,该截头锥部分朝向柱塞帽 4226 的中心线向内呈锥形。一环形槽 4234 设置在靠近截头锥部分 4232 的柱塞帽 4226 内。槽 4236 设置在环形槽 4234 内,以便保持支承环夹子 4238。柱塞帽 4226 的一顶部 4240 从环形槽 4234 向上延伸。顶部

4240 呈锥形并终止在一圆形的末端 4242。如图 98 所示,柱塞帽 4226 是一基本上中空的本体,其形成一内部体积 4244。

[0386] 活塞 4202 的前端 4206 延伸到柱塞帽 4226 的内部体积内。如图 107 和 108 所示,活塞 4202 的前端 4206 连接到夹子扩张器 4246。夹子扩张器 4226 利用诸如通过一孔 4248 设置的螺钉(未示出)那样任何合适的装置连接到活塞 4202 的前端 4206,所述孔 4248 延伸通过夹子扩张器 4246 的中心。(夹子扩张器 4246 的详图示于图 91-93。)

[0387] 夹子扩张器 4246 具有一顶表面 4250 和一底表面 4252。从顶表面 4250 起,夹子扩张器 4246 向内呈锥形以形成一截头锥部分 4254。一圆柱形部分 4256 从截头锥部分 4254 延伸到底表面 4252。当连接到活塞 4202 的前端 4206 时,夹子扩张器 4246 形成一带有活塞 4202 的 T 形结构(如图 107 和 108 所示)。

[0388] 如图 83、84、94-96、107 和 108 所示,支承环夹子 4238 延伸通过柱塞帽 4226 的环形槽 4234 内的槽 4236。支承环夹子 4238 设计成:当活塞/柱塞组件 4200 沿向后方向移动或缩回(到注射器 4014 内)时,其从环形槽 4234 向外延伸。如图 94-96 所示,支承环夹子 4238 具有一截面呈 L 形的本体 4258。在一内边缘 4260 上,支承环夹子 4238 设置有一斜面 4262,其与夹子扩张器 4246 上的截头锥表面 4254 接合。当夹子扩张器 4246 沿注射器 4014 的方向移动时(其在图 108 中用箭头 4264 表示),支承环夹子 4238 沿箭头 4266 的方向从柱塞帽 4226 向外移动(也示于图 108 中)。

[0389] 一橡胶盖 4268(其详细显示在图 105 和 106 内)通常与注液器 4012 组装并位于其内。橡胶盖 4268 的运动致使包含在注液器 4012 内的液体通过排出端 4036 而推出并进入到病人体内。橡胶盖 4268 包括一锥形顶 4270,其带有一向后延伸的大致圆柱形部分 4272。圆柱形部分 4272 可包括任何数量的凸缘 4274 和槽 4276,它们可用于特殊的应用,以在注射程序过程中,确保液体不通过柱塞和从注液器 4012 中泄漏出。

[0390] 橡胶盖 4268 的内部是中空的,其结果,它具有一锥形内表面 4278。此外,在底部端 4280 处,设置一唇 4282,其形成一通向橡胶盖 4268 内部的圆形开口 4284。唇 4282 设计成与橡胶盖支承环 4286 接合。

[0391] 橡胶盖支承环 4286 显示在图 101-104 中,其由合适的塑料材料构造。橡胶盖支承环 4286 接合位于橡胶盖 4268 内部上的唇 4282 并对橡胶盖 4268 提供额外的刚度。橡胶盖支承环 4286 在其底部 4290 处包括一环形环 4288。一槽 4292 设置在环形环 4288 上方,以便接合橡胶盖 4268 的唇 4282。一截头锥部分 4294 从槽 4292 向上延伸并匹配在橡胶盖 4268 的内表面 4278 内。一孔 4296 延伸通过橡胶盖支承环 4286。橡胶盖支承环 4286 的内表面包括一带有斜面 4300 的唇 4298。唇 4298 起作一与支承环夹子 4238 接合的部位。

[0392] 在橡胶盖 4268 的替代实施例中,橡胶盖支承环 4286 可以一起去掉。橡胶盖的替代实施例 4306 示于图 110-113。由于橡胶盖 4306 不包括橡胶盖支承环 4286,所以,橡胶盖 4306 的横截面厚于橡胶盖 4268。这样,在注射器 4014 至少缩回的操作过程中,夹子 4238 可接合橡胶盖 4036,而橡胶盖 4306 包括一位于内表面上的唇 4308。

[0393] 橡胶盖 4306 具有与橡胶盖 4268 基本上相同的形状。橡胶盖 4306 包括一具有圆形末端 4312 的锥形顶部 4310。在其下端 4314 处,橡胶盖 4306 包括沿着一圆柱形部分定位的三个肋 4316 和两个槽 4318。橡胶盖 4306 的内部形成一带有锥形侧 4322 的内部体积 4320。橡胶盖 4306 厚于橡胶盖 4268,这样,它具有增加的强度和密封能力(即,对于注液器

4012 的内部)。

[0394] 现将参照图 107-109,描述活塞 / 柱塞组件 4200 的操作。如果橡胶盖 4268(连同橡胶盖支承环 4286 一起)或橡胶盖 4306 用于注液器 4012 内,则活塞 / 柱塞组件 4200 的操作基本上没有不同。

[0395] 当注射器 4014 的操作者希望前进或推进活塞 / 柱塞组件 4200 时,他可推压位于注射器 4014 上诸按钮 4302 之一以致动活塞 4202 向前运动。活塞 4202 沿向前方向的运动推橡胶盖 4268 沿向前的方向。因为橡胶盖 4268 沿向前方向的向前运动不要求活塞组件 4202 和橡胶盖 4268 之间有任何连接,两者只需彼此匹配地接合。然而,如果注射器的操作者希望沿向后方向缩回或移动橡胶盖 4268,则活塞 / 柱塞组件 4200 必须抓住橡胶盖 4268 以拉它朝向注射器 4014。

[0396] 为了抓住橡胶盖 4268(和其相关的橡胶盖支承环 4286(如果包括的话)),夹子 4238 向外延伸而抓住橡胶盖支承环 4286 的唇 4298。如果采用替代的橡胶盖 4306,则夹子 4238 接合唇 4308。通过夹子 4238 接合唇 4298(或替代地,唇 4308)的操作将在下文中描述。

[0397] 如上所述,活塞套筒 4210 不连接到活塞 4202。相反,它可相对于活塞 4202 自由地移动(沿轴向方向)。在注射器 4014 内,有匹配地接合活塞套筒 4210 的外表面的 O 形环 4304。(见图 107 和 108。)因此,当活塞 4202 撤回到注射器 4014 内时,活塞套筒 4210 经受于 O 形环 4304 的摩擦接合,其趋于将活塞套筒 4210 固定就位。换句话说,当活塞 4202 沿向后方向缩回时,环 4304 沿向前方向偏置活塞套筒 4210。

[0398] 因为活塞 4202 连接到夹子扩张器 4246,所以,当活塞 4202 移入注射器 4014 内时,夹子扩张器 4246 也移入。然而,活塞套筒 4210、轴环 4216 和柱塞帽 4226 它们是彼此连接在一起的元件,它们沿向前方向被 O 形环 4304 偏置。因此,当致动时,活塞 4202 和夹子扩张器 4246 相对于活塞套筒 4210、轴环 4216 和柱塞帽 4226 向后移动。然后,致使夹子扩张器 4246 的截头锥部分 4254 接合斜面区域 4262,而强制夹子 4238 向外通过柱塞帽 4226 内的槽 4236(如图 108 中箭头 4266 所示),并与橡胶盖支承环 4286 的唇 4298(或唇 4308)接合。为了固定夹子 4238 就位,可将一橡胶护套(未示出)放置在柱塞帽 4226 上方。橡胶护套还可帮助阻止对比介质通过槽 4236 进入柱塞帽 4226。

[0399] 采用该结构,然后,仅当活塞 4202 沿向后方向缩回或移动到或朝向注射器 4014 时,橡胶盖 4268 连接地接合活塞 4202。当静止时或向前移动时,橡胶盖 4268 不接合活塞 4202,以使注液器 4012 可容易地从注液器接口 10 中脱离。

[0400] 正如可以认识的,本发明的活塞 / 柱塞组件 4200 最好不需特殊的定向。即,无需考虑注液器 4012 内的柱塞的定向和 / 或柱塞相对于活塞 4202 的定向,即可发生活塞 4202 和柱塞盖 4268 之间的接合。结合本发明的合适的注液器接口,设置注射器和注液器系统,其不需操作者以任何特殊的方式相对于注射器定向注液器以将注液器安装在其上。由此,至少在一个方面,本发明改进和便于将注液器安装在注射器上。

[0401] 图 114 示出本发明的释放 / 连接器机构 4402 的一替代的实施例。这里,弯曲环 4026 不包括围绕短柱 4066 的轴承 4070。如上所述,这可简化连接器机构 4402 的结构。这里,连接器机构 4402 以与连接器机构 4010 相同的方式进行操作,例外的是,短柱 4066 直接地接合凸轮轨 4072。为方便起见,螺钉 4404 显示为其将前板 4054 固定到后板 4056。

[0402] 图 115 示出本发明注液器接口 / 连接器机构 4406 的另一实施例。这里, 转动环 4028 已经去除。在此实施例中, 槽 4408 设置在弯曲环 4410 的内表面上, 以便接合注液器 4414 上的突出部 4412 (见图 117)。短柱 4416 从弯曲环 4410 上的上和下位置延伸并接合后板 4420 内的槽 4418 (或者, 前板内的 (未示出))。注液器 4414 的截面显示在图 117 中, 当注液器 4414 转动 (较佳地沿逆时针方向) 时, 突出部 4412 转动弯曲环 4410, 以使短柱 4416 在槽 4418 内移动而伸展弯曲环 4410 和释放注液器 4414。为使筒体突出部 4412 接合槽 4408, 突出部 4412 定位在凸缘 4044 和突缘 4042 之间。这样, 可评价两种替代设计之间的差别, 注液器 4414 显示为邻近的注液器 4012 (见图 116 和 117)。

[0403] 图 118 示出用于转动环 4028 或弯曲环 4410 的槽的不同形状的三个替代实施例。应该指出的是, 槽 4052 的不同形状可用于本文所述转动环或弯曲环的任何替代的实施例。首先, 在 #1 实施例中, 示出槽 4052, 其与图 59 中所示的槽相同。在 #1 实施例中, 槽 4052 是位于转动环 4028 的内表面上的半圆柱形缺口。#2 实施例示出槽 4052', 其呈三角形形状。#3 实施例示出槽 4052", 其呈 U 形形状。本技术领域内的技术人员将会容易地认识到, 槽 4052、4052'、4052" 可以是接合突出部 4050 的任何合适形状或其等价物。

[0404] 通过图 77 和 78 的图示, 可以明白本发明注液器接口 / 连接器机构的上述实施例的一个可能的缺点。可以看到, 弯曲环 4026 只在围绕注液器 4012 的周缘的两个部位 4400 处接合位于注液器 4012 上的凸缘 4044。尽管在大多数情形中这起着将注液器 4012 固定就位, 但也存在某些情形, 其中, 必须施加高压将注液器 4012 内的对比介质注射到病人体内。在高压 (例如, 1000p. s. i. 的压力或更高的压力) 施加的情形中, 两个区域 4400 可不提供足够与凸缘 4044 接触的接触区域, 以将注液器 4012 牢固地固定在释放 / 连接器机构 4010 内。在这些情形中, 最好弯曲环 4026 接触注液器 4012 圆周周围的大部分凸缘 4044 (如果不是全部的话)。

[0405] 图 119 示出本发明释放 / 连接器机构 4440 的一实施例, 该实施例提供一弯曲环 4450, 其呈圆形形状以便沿注液器 4012 的周缘接合凸缘 4044 的大部分。弯曲环 4450 在松弛状态下几乎是一具有一内直径的完全的圆, 即, 刚好大于注液器本体 4030 的外圆周。弯曲环 4450 包括两个短柱, 短柱 4452 接合前板 4462 内的一槽 4460 内的孔 4456, 而另一个短柱 4454 配装在转动环 4464 内的一孔 4458 内。转动环 4464 嵌套在背板 4466 内的一缺口 (未示出) 内。可利用螺钉 4468 来组装释放 / 连接器机构 4440。

[0406] 就其它实施例来说, 注液器 4012 插入到前板 4462 内的通孔 4470。当注液器 4012 的凸缘 4044 越过弯曲环 4450 时, 弯曲环 4450 搭锁地卡入注液器 4012 周围的位置内, 并提供一可听见的“咔哒”声。当就位时, 注液器 4012 上的突出部 4050 接合位于转动环 4464 的内表面上的槽 4472。

[0407] 为了从释放 / 连接器机构 4440 中脱离注液器 4012, 注液器 4012 大致地转过四分之一周。注液器 4012 的转动致使转动环 4464 沿箭头 4474 的方向转动。当转动环 4464 转动时, 压力施加到短柱 4454 而致使弯曲环 4450 进入一张紧状态, 其中, 它具有较大的内直径。当以足够量的力施加到弯曲环 4450 时, 它释放注液器 4012 并提供一可听见的“咔哒”声。

[0408] 在上述实施例中, 弯曲环显示为一单一的结构。然而, 弯曲环也可构造成若干块, 它们以某一方式彼此连接, 或连接到释放 / 连接器机构的外壳, 这样, 分离的元件具有松弛

和张紧的状态（如同单一的结构那样）。

[0409] 两块“弯曲环”的一种可能的实施例示于图 120 中。如图所示，注液器接口 / 连接器机构 4480 包括一前板 4482，其在设计上类似于前板 4054（示于图 56 和 57 中）。前板 4482 包括一位于其后表面内的缺口 4484，其尺寸能容纳弯曲环 4486。前板 4482 具有一通过其间的孔 4488。它也可具有容纳弯曲环 4486 上短柱 4492 的刻槽 4490。

[0410] 弯曲环 4486 的形状类似于弯曲环 4026。如图所示，弯曲环 4486 具有两个分离的弧形块 4494、4496，它们沿着各侧上的接缝 4498、4500 连接在一起。两个弹簧 4502、4504 位于弯曲环 4486 的各侧上，一旦弯曲环 4486 插入，弹簧偏置弯曲环 4486 进入围绕注液器 4012 的松弛位置。

[0411] 一转动环 4506 定位在弯曲环 4486 后面，转动环 4506 具有一通过其间的孔 4508，并设置有多个位于其内表面内的槽 4510。转动环 4506 不直接连接到弯曲环 4486（如其它实施例那样）。相反，转动环 4506 包括两个短柱 4512、4514，它们通过后板 4516 从一后表面延伸。如同其它的实施例一样，转动环 4506 设置在后板 4516 的内表面上的一缺口（未示出）内。

[0412] 两个半圆形臂 4518、4520 定位在后板 4516 后面。各个臂包括一短柱 4522、4524，它们接合弯曲环 4486 上的短柱 4492。各臂还包括一刻槽 4526、4528，它们分别接合转动环上的一短柱 4512、4514。

[0413] 释放 / 连接器机构 4480 的操作基本上与以前的实施例的操作相同。当注液器 4012 插入通过弯曲环 4486 时，弯曲环 4486 的两个分段部分 4494、4496 弹性地分开而进入一张紧状态，直到注液器 4012 上的凸缘 4044 越过弯曲环 4486 的分段 4494、4496 的后边缘为止。当凸缘 4044 越过弯曲环 4486 时，弹簧 4502、4504 返回到一松弛状态并曳拉分段 4494、4496 与注液器 4012 接合。当分段 4494、4496 返回到一松弛状态时，它们较佳地提供一可听见的“咔哒”声。

[0414] 为了从释放 / 连接器机构 4480 中移去注液器 4012，注液器 4012 大致转过四分之一周。如上所述，注液器 4012 设置有突出部 4050，它们接合位于转动环 4506 的内表面上的槽 4510。当转动环 4506 转动时，臂 4518、4520 向外从松弛位置移动到张紧位置，并对短柱 4492 施加压力以推开弯曲环 4486 的分段 4494、4496。一旦注液器转过一足够距离，分段 4494、4496 彼此足够地分离以释放注液器 4012，最好具有一可听见的“咔哒”声。

[0415] 图 121 和 122 示出根据本发明的一释放 / 连接器机构 4550 的另一实例。这里，代替提供一弯曲环，可围绕通过连接器机构 4550 的公共孔 4560 的周缘设置四个分段 4552、4554、4556、4558。该四个分段 4552-4558 可用任何合适的机构进行偏置。例如，分段 4552-4558 可通过臂以与连接器机构 4480 相同的方式连接到一转动环。

[0416] 此外，包括注液器编码的前加载注液器 4612 显示在图 126 中。注液器 4612 包括一圆柱形本体 4630，其前端 4634 带有一锥形部分 4632。锥形部分 4632 一体地连接到排出端 4636。

[0417] 在后端 4622 处，注液器 4612 包括两个表面环 4641、一突缘 4642（当注液器 4612 连接到释放机构 4010 时，它有助于防止可能从排出端 4636 泄漏出来的对比介质进入释放 / 连接器机构 4010）、一附连的凸缘 4644，以及较佳地两个或多个延伸释放的接片或突出部 4650。诸环 4641 较佳地围绕注液器 4612 的圆周延伸，但环 4641 可以分段（如果需要的

话)。再者,尽管示出两个环 4641,但可以在注液器 4612 上设置一个、三个或更多个环 4641,以适应变化的编码要求。编码系统的结构和功能在以下的专利中描述,即,2001 年 1 月 18 日提交的美国专利申请系列号 No. 09/765, 498,其受让于本申请的受让者,本文援引其内容以供参考。

[0418] 本发明还提供具有某些“自动化”或“自动”的特征的注射器和注射器系统,它们可便于操作。本发明的自动特征可以是完全自动化,要求操作者起动,和/或要求具有某种程度的操作者,可疏于干预和/或控制。例如,本发明的注射器和注射器系统可设置有一个或多个如下的功能:“自动前进”、“自动接合”、“自动填充”、“自动灌注”和“自动缩回”。各个这些功能连同其相随的优点和益处,在下面结合空的、预加载的和/或预填充的注液器进行详细描述。如本技术领域内所公知的,“空的”注液器是当为一注射程序安装在一注射器上时不包含流体的注液器。空的注液器通常有两种形式:“后向柱塞”注液器和“前向柱塞”注液器。后向柱塞注液器是具有起初位于其后端或近端处的柱塞的注液器。前向柱塞注液器是具有起初位于其前端或远端处的柱塞的注液器。“预加载”注液器是空的注液器,其在一注射程序之前已经填充流体(例如,通过手工或利用注射器将流体吸入注液器内),然后,将其储存着以便其后用于注射程序的注射器上。“预填充”注液器是在提供给顾客之前已经填充流体的注液器。

[0419] 在一优选的实施例中,本发明的注射器和注射器系统适于自动地识别安装在其上的注液器的类型、规格、流体内容(如果施加的话)以及结构。合适的传感器和编码装置已在上面讨论和描述在美国专利 No. 5, 383, 858 和 PCT 出版物 No. W099/65548 中(两者都被本文援引以供参考),它们用来区分使用在注射器上变化的注液器(例如,空的、预加载的或预填充的注液器)。这些检测的方案或本技术领域内公知的合适的替代方案,也可用来实施以下讨论的自动特征。

[0420] “自动接合”特征允许一注射器自动地前进其驱动活塞,以便在注液器安装或附连到注射器之后,接合一注液器柱塞。在一优选的实施例中,自动接合特征的发生,不需操作者干预。该特征对于预加载的和预填充的注液器特别有用,这样的注液器通常具有位于注液器筒体内而不是其近端和远端处的某些位置上的柱塞,该特征还对于向前柱塞的注液器特别有用。在预填充注液器的情形中,自动接合特征自动地连接注射器活塞和注液器柱塞,以便其后装填注液器(和相关的管子)和其后的注射。对于向前柱塞的注液器,自动接合特征接合活塞和柱塞,以便其后撤回柱塞,以将诸如对比介质的流体吸入到注液器内。

[0421] 自动接合或自动对接特征的一实施例可结合图 127A 至 127C 进行描述,其示出一适配器 5600 和一注液器 5900 与其附连的一“双”注射器 5500。如图 127B 中清晰地所示,注液器 5900 包括一突缘 5905,其与前加载的注射器 5500 合作而将注液器 5900 可移去地附连到注射器 5500。在这方面,突缘 5905 与一注液器接口 5502 合作,该接口包括一弯曲环 5504,该环形成一与注液器突缘 5905 的邻接的和可释放的连接。同样地,如图 127C 清晰地所示,适配器或连接器 5600 包括一突缘 5605,其与包括一弯曲环 5504' 的注射器 5500 的注液器接口 5502' 合作,弯曲环 5504' 形成与突缘 5605 连接的和可释放的连接。

[0422] 注液器 5900 还包括一柱塞 5910,其具有一大致环形的后底部构件 5912 和一附连在其上的向前的弹性体盖 5916。活塞 5520 的前表面的形状较佳地大致与柱塞盖 5916 的内表面的形状相一致。

[0423] 例如,注液器 5900 的一后部可包括诸如开槽的环 5920a、5920b 和 5920c 那样的指示器(例如,参见图 127B),它们与一光源 5510 和传感器 a-e 中的传感器 5512a、5512b 和 5512c 合作,以提供有关注液器 5900 结构的信息(例如,通过二进位码),就如美国专利申请系列号 No. 09/796,498 中所描述的,本文援引其内容以供参考。注射器 5500 的控制系统由此可接受信号或变化,以使注液器 5900 连接到其上,且可根据注液器 5900 的结构,控制注射器 5500 的操作。

[0424] 如本文中所使用的,术语“注液器结构”用来包括关于一特殊注液器(包括用于一插入的适配器的注液器)的任何的或全部的信息,其包括(但不局限于)关于注液器机械特性(例如,材料、长度和直径)的信息,以及关于注液器内含物(例如,体积、成分)的信息。由于新注液器的出现,尤其是预填充的注液器,精确地编码和检测(或读取)注液器结构变量的需要在提高。注液器结构信息可用于一动力的注射器以控制注射程序,其是所定义的注液器结构/注射参数的函数。此外,可保持一与注射程序相关的数据记录,以在卫生保健的管理中满足精确记账和费用资料的要求。可保持诸如以下信息的记录,例如,所使用注液器的类型、所使用对比介质的量、所使用对比介质的类型、消毒日期、有效日期、批编码、对比介质的特性,和/或其它临床相关的信息等。这样的信息可用数字方法记录,以便供计算机化的医院记账系统、仓储系统、控制系统等共享。

[0425] 例如,参照图 127B,当活塞 5520 朝向柱塞 5910 前进时,一偏置(例如,通过弹簧 5574 进行弹簧加载)的检测销 5570 接触柱塞盖 5916 的后表面或内表面。强制销 5570 向后以使其撞击到传感器 5578(例如,一光学传感器)的范围内。传感器 5578 可将信号送到注射器 5500 的控制系统,这样,在活塞 5520 前进一预定的时间量或距离量之后,控制系统停止活塞 5520 的前进,于是,活塞 5520 与柱塞 5910 接合,但在注液器柱塞 5910 运动之前停止活塞 5520 的前进。这样一信号和活塞运动的停止之间的时间量,可根据活塞驱动机构内的顺从性或允差以及附连到接口 5502 的注液器类型予以确定。

[0426] 活塞 5520 较佳地包括可缩回销 5580,当活塞 5520 缩回时,该可缩回销 5580 形成与围绕柱塞底部 5912 的内圆周形成的一个或多个凸缘、突缘或槽 5918 的邻接连接,由此,致使注液器柱塞 5910 连同活塞 5520 一起缩回或向后移动。在图 127A 和 127B 中,显示位于活塞 5520 上的销 5580 延伸而形成一与注液器 5900 的柱塞 5910 的连接。

[0427] 在活塞 5520 前进而接合柱塞 5910 的过程中,以及在活塞 5520 前进而在注液器 5900 内推进柱塞 5910 的过程中(例如,排出注液器 5900 内含有的空气或流体),销 5580 较佳地处于缩回状态中(例如,如图 127A 和 127C 中所示的销 5580')。如果要求缩回柱塞 5910,则销 5580 延伸而邻接凸缘 5918。

[0428] 在图 127A 至 127C 的实施例中,活塞 5520 包括一具有后外活塞套筒 5530 的外活塞部分和与其附连的前柱塞邻接部分 5540。邻接部分 5540 的面向前的突缘或凸缘 5546 与柱塞底部 5912 的后表面的邻接,致使柱塞 5910 在注液器 5900 内随活塞 5520 的向前运动而向前移动。

[0429] 活塞 5520 还包括一内活塞部分,该部分包括一后内活塞构件 5550 和一与其附连的前内构件 5560。内活塞部分相对于外活塞部分沿轴向方向可移动或滑动,以便控制销 5580 的状态或位置。内活塞部分相对于外活塞部分的运动最好予以限制。例如,可使用一固定到后内活塞构件 5550 的销来限制如此的相对运动。销通过和坐落在一形成在后外活

塞套筒内的槽内。例如,图 127C 示出一销 5552',其附连到内活塞构件 5550' 并通过活塞 5520' 的外活塞套筒 5530' 的一细长槽 5532'。活塞 5520 和 5520' 在结构和操作上基本上相同,因此,相同的部件这里类似地编号,用一“'”号添加到活塞 5520' 的部件上。

[0430] 销 5580 定位成沿一径向方向延伸和缩回通过形成在柱塞邻接部分 5540 内的通道 5542。在活塞 5520 前进过程中,外活塞套筒 5530 和注射器 5500 的邻近壁之间的摩擦力,致使后内活塞构件 5550 和前内构件 5560 相对于外活塞套筒 5530 和柱塞邻接部分 5540 向前移动一距离,该距离由一销 5552(未示出,但与销 5552' 相同)和通道 5532(未示出,但与通道 5532' 相同)的合作确定。一旦销 5552 邻接通道 5532 的前边缘,则活塞 5520 的外部分和内部分将一起前进。在前内构件 5560 相对于柱塞邻接部分 5540 向前运动过程中,内构件 5560 的坡度表面 5564 接触销 5580 并致使销 5580 处于如图所示的缩回状态(例如,参见图 127A 和 127C 中的销 5580')。

[0431] 在活塞 5520 缩回过程中,例如,如图 127A 和 127B 中所示,活塞 5520 的内部分相对于活塞 5520 的外部分向后移动一距离,该距离由销 5552 和通道 5532 的合作确定。在前内构件 5560 相对于柱塞邻接部分 5540 向后运动过程中,内构件 5560 的坡度表面 5568 接触销 5580 并致使销 5580 处于如图 127A 和 127B 所示的延伸状态。由于销 5580 与凸缘或突缘 5918 邻接,随着活塞 5520 进一步向后运动,柱塞 5910 缩回。

[0432] 一第二注液器基本上等同于注液器 5900,其可附连到注射器 5500 的接口 5510。此外,利用本技术领域内公知的适配器,多种其它类型的注液器可附连到接口 5502 和 5502' 中一个或两个上。

[0433] 例如,参照图 127A 和 127C,适配器 5600 的一注液器支架 5610 可提供与注液器 5700 的附连,包括一注液器柱塞 5710 和一合作延伸柱塞推杆 5720 到注射器 5500。适配器部分 5600 的后部可包括诸如开槽的环 5620a、5620b 那样的指示器,开槽环与光源 5510' 和传感器 5512a' -e' 中的传感器 5512a'、5512b' 和 5512d' 合作,以提供如上所述的关于适配器 560 和注液器 5700 的结构的信息(例如,通过二进位编码)。由此,注射器 5500 的控制系统可发送信号或发生变化,以使适配器 5600 与其连接,因此可控制注射器 5500 的操作。

[0434] 适配器 5600 还包括位于其前端处的注液器接口或连接器 5630,以便通过与注液器 5700 的后突缘 5730 合作而附连注液器 5700。适配器 5600 还较佳地包括一柱塞延伸的托架 5800,其可形成一与注射器 5500 的活塞 5520' 的可移动连接。在此方面,托架 5800 包括一位于其后部上的柱塞接口或连接器,其与柱塞 5520' 合作而形成一与其可释放的连接。如本技术领域内所公知的,可使用许多类型的接口或连接器将注射器活塞连接到柱塞或适配器。例如,参见美国专利 Nos. 5, 520, 653 和 6, 336, 913, 本文援引其内容以供参考。

[0435] 例如,参照图 127C,通过与设置在形成在支架 5610 内的通道内的一偏置(例如,弹簧加载)的邻接构件 5640(例如,一弹簧加载的球),托架 5800 可保持在支架 5610 内的一向后的位置内。当活塞 5520' 沿向前方向前进时,柱塞邻接构件 5540' 的一表面 5546' 接触托架 5800 的后表面。活塞 5520' 继续向前运动致使托架 5800 向前移动(即,克服偏置力)邻接构件 5640,这样,支架的一偏置接触构件 5810 接触形成在柱塞延伸部 5720 的后端上的突缘 5724 的后表面。较佳地,接触构件 5810 的前表面具有足够的直径,即使一孔或通道形成在其后表面内(就如许多类型注液器的情形),接触构件 5810 的前表面也可邻接突缘 5724 的一后表面。当活塞 5520' 前进时,接触构件 5810 向后移动,致使偏置的检测销

5570' 向后移动。最终,一传感器 5578' 检测到销 5570' 相对于传感器 5578' 的向后运动,且注射器 5500 的控制系统可变化,以使托架 5800 连接或靠近与柱塞延伸部 5720 的连接。

[0436] 在此方面,托架 5800 还包括一柱塞延伸连接器,以便形成一与注液器 5700 的柱塞延伸部 5720 的可释放的连接。在图 127A 至 127C 的实施例,托架 5800 包括两个捕获构件 5830,它们可沿径向向外弯曲而形成与柱塞延伸部 5720 的突缘 5724 的可释放的连接。

[0437] 在一实施例中,在突缘 5724 坐落在捕获构件 5830 内之前,传感器 5578' 发送给注射器 5500 的控制系统一已知量时间的信号,这样,在托架 5800 和柱塞延伸突缘 5724 之间形成一可靠连接之后,但在活塞 5520' 前进到某一程度,致使流体从预填充的、预加载的或空的注液器 5700 中注射之前,控制系统停止活塞 5520' 的前进。较佳地,使捕获构件 5830 与突缘 5724 接合所需要的轴向力小于注液器 5700 内的注液器柱塞 5710 的摩擦力,这样,捕获构件 5830 与突缘 5724 的接合不造成注液器柱塞 5710 的运动。在信号被注射器控制系统接受之后,而在活塞前进被停止之前,活塞运动的时间或距离量可根据检测到的注液器/适配器结构自动地进行调整。

[0438] 活塞 5520' 包括可缩回销 5580' (其以上述对于销 5580 所述的方式进行操作)。在此方面,销 5580' 形成一与一个或多个凸缘、突缘或槽 5840 的邻接的连接,当活塞 5520' 缩回而向后曳拉托架 5800 时,所述凸缘、突缘或槽 5840 形成在注液器托架 5800 的内圆周周围的一已知的轴向位置处。捕获构件 5830 保持与突缘 5724 的连接,以在活塞 5520' 缩回时向后曳拉柱塞延伸部 5720。

[0439] 一类似于图 127A-127C 中所示的替代实施例显示在图 130A-130I 中,其中,相同的部件用“7000”数字符号进行标号(例如,图 130A 中的柱塞 7910 和图 127A 中的柱塞 5910)。图 130A-130I 中所示的实施例以与图 127A-127C 中所示相同的方式进行操作,有关的差异将在下文中详细解释。

[0440] 如图 130A 中清晰地所示,一注液器 7900 包括一柱塞 7910,其具有一大致环形的后底部构件 7912 和一与其附连的向前的弹性体盖 7916。在一替代的实施例中,底部构件 7912 和盖 7916 可以组合或一体地形成。活塞 7520 的一向前柱塞邻接部分 7540 的形状较佳地大致符合柱塞盖 7916 的内表面的形状。

[0441] 底部构件 7912 较佳地包括一个或一个以上(最好是多个)向内突出的突缘 7702,它们围绕其内表面间隔开并从凸缘或固定台肩 7918 向后延伸。突缘 7702 可围绕柱塞 7910 均匀地或随机地间隔。突缘适于接合设置在活塞 7520 的邻接部分 7540 上的一个或多个向外延伸的突缘构件 7704(见图 130B 和 130C),较佳地位于一面向前的突缘或凸缘 7546 的前面的一位置处。在一优选的实施例中,一个或多个突缘构件 7704 形成一坡度的边缘 7705,以便于与柱塞 7910 上的向内突出的突缘 7702 的接合。此外,在一优选实施例中,较之柱塞 7910 包括突缘 7702,活塞 7520 包括较少的突缘构件 7704。

[0442] 例如,参照图 130D、130E、130H 和 130I,当活塞 7520 朝向柱塞 7910 前进时,一偏置的(例如,通过一弹簧(未示出))检测销 7570 接触柱塞盖 7916 的向后或向内表面。强制销 7570 向后,以使其撞击到传感器 7578(例如,一光学传感器)的范围内。传感器 7578 可将信号送到注射器 5500 的控制系统,这样,在活塞 7520 前进一预定的时间量或距离量之后,控制系统停止活塞 7520 的前进,于是,活塞 7520 与柱塞 7910 接合,但在注液器柱塞 7910 运动之前停止活塞 7520 的前进。这样一信号和活塞运动的停止之间的时间量,可根据

活塞驱动机构内的顺从性或允差以及附连到接口 5502 的注液器类型予以确定。

[0443] 活塞 7520 较佳地包括可缩回销 7580, 当活塞 7520 缩回时, 该可缩回销 7580 形成与围绕柱塞底部 7912 的内圆周形成的一个或多个凸缘、突缘或槽 7918 的邻接连接, 由此, 致使注液器柱塞 7910 连同活塞 7520 一起缩回或向后移动。在图 130B 和 130D 中, 显示位于活塞 7520 上的销 7580 延伸而形成一与注液器 7900 的柱塞 7910 的连接。

[0444] 在活塞 7520 前进而接合柱塞 7910 的过程中, 以及在活塞 7520 前进而在注液器 7900 内推进柱塞 7910 的过程中 (例如, 排出注液器 7900 内含有的空气或流体), 销 7580 较佳地处于缩回状态中 (例如, 如图 103F、130H 和 130I 中所示的销 7580)。如果要求缩回柱塞 7910 (例如, 将流体吸入到注液器 7900 内), 则销 7580 延伸而邻接台肩或凸缘 7918。

[0445] 如图 130B、130D、130E、130G、130H 和 130I 清晰地所示, 活塞 7520 包括一具有后外活塞套筒 7530 的外活塞部分和通过一销与其接合的前柱塞邻接部分 7540。邻接部分 7540 的面向前的突缘或凸缘 7546 与柱塞底部 7912 的后表面的邻接, 致使柱塞 7910 在注液器 7900 内随活塞 7520 的向前运动而向前移动。

[0446] 此外, 活塞 7520 包括一内活塞部分 7714, 该部分包括一后内活塞构件 7550 和一借助于一弹簧构件 7710 和销 7552 与其接合的前内构件 7560。如图所示, 例如, 在图 130E 中, 销 7552 较佳地延伸通过邻接部分 7540、外套筒 7530、活塞 7520 的前内构件 7560 以及后内构件 7550。较佳地, 如图 130B、130C、130F、130G 清晰地所示, 销 7552 在一细长槽内移动并被细长槽约束, 细长槽诸如三角形的槽 7532, 其形成在邻接部分内。因此, 尽管内活塞部分 7714 相对于外活塞部分 7712 沿轴向方向移动或滑动以控制销 7580 的状态或位置, 但该运动最好借助于销 7552 和槽 7532 予以限制。

[0447] 销 7580 定位成沿一径向方向延伸和缩回通过形成在柱塞邻接部分 7540 内的通道 7542。在活塞 7520 前进过程中, 外活塞套筒 7530 和注射器 5500 的邻近壁之间的摩擦力, 致使后内活塞构件 7550 和前内构件 7560 相对于外活塞套筒 7530 和柱塞邻接部分 7540 向前移动一距离, 该距离由销 7552 和槽 7532 的前边缘的合作确定。一旦销 7552 邻接槽或通道 7532 的前边缘, 则活塞 5520 的外部分 7712 和内部分 7714 将一起前进。在前内构件 7560 相对于柱塞邻接部分 7540 向前运动过程中, 内构件 7560 的坡度表面 7564 接触销 7580 并致使销 7580 缩回到通道 7542 内 (例如, 参见图 130I)。

[0448] 在活塞 7520 缩回过程中, 例如, 如图 130C-130E 中所示, 活塞 7520 的内部分 7714 相对于活塞 7520 的外部分 7712 向后移动一距离, 该距离由销 7552 和槽 7532 的合作确定 (见图 130B 和 130C), 其中, 销 7552 定位在槽 7532 的最后点内。在前内构件 7560 相对于柱塞邻接部分 7540 向后运动过程中, 内构件 7560 的坡度表面 7564 (见图 130D 和 130E) 接触销 7580 并致使销 7580 延伸出通道 7542 外, 并进入与柱塞底部 7912 的固定台肩或凸缘 7918 接合。由于销 7580 与台肩或凸缘 7918 邻接, 随着活塞 7520 进一步向后运动, 柱塞 7910 缩回。

[0449] 在某些情形中, 在注液器 7900 从注射器 5500 中移去之前, 活塞 7520 可将柱塞 7910 缩回到注液器 7900 的后部。该柱塞的缩回可自动地发生, 或由操作者指示或干预。在这样的情形中, 如上所述, 即使操作活塞的缩回, 以将销 7580 延伸到与柱塞 7910 接合, 或可防止从柱塞 7900 中容易地移去注液器, 或柱塞 7910 可在注液器 7900 内竖起或从注液器 7900 中移去, 由此, 可能导致注液器 7900 内的流体溅到操作者、地板、注射器等上, 因此一

且注液器移去,销 7580 也应缩回而脱离与柱塞 7910 的接合。

[0450] 为了在销 7580 处于或可能处于一延伸的状态时(即,接合柱塞 7910)便于有效地移去注液器,注液器柱塞 7910 包括一个或多个向内突出的突缘或肋 7702(见图 130A),它们适于接合位于活塞 7520 上的一个或多个向外延伸的突缘构件或接片 7704(见图 130B 和 130C)。当注液器 7900 转动(例如,逆时针方向)以从注射器中将其移去时(如以上详细地描述),柱塞 7910 上的一个或多个突缘 7702 接合活塞 7520 上的一个或多个接片 7704。该种接合致使邻接部分 7540 和前内构件 7560 相对于外套筒 7530 和后内活塞构件 7550(抵抗弹簧构件 7710 的力)转动。因为销 7552 接合邻接部分 7540、外套筒 7530、活塞 7520 的前内构件 7560 以及后内构件 7550,所以,在邻接部分 7540 和前内构件 7560 转动过程中,致使销 7552 沿着槽 7532 的倾斜侧 7729 从图 130B 和 130C 所示的位置移动到如图 130F 和 130G 所示的位置。因此,当前内构件 7560 和邻接部分 7540 转动时,前内构件 7560 和后内构件 7550 较佳地也被推向前,致使前内构件 7560 的坡度表面 7564 接合(见图 130I),以及缩回销 7580 脱离与柱塞 7910 的接合。此时,注液器 7900 可安全地从注射器中移去。

[0451] 图 130A-130I 所示的实施例可用于任何合适类型或结构的注液器,以及图 127A 和 127C 中所示的注液器适配器 5600 和注液器 5700。此外,根据应用情况可使用任何合适数量的销 7580、突缘 7702 或接片 7704。突缘 7702 较佳地从台肩 7918 向后延伸,但它们可放置在柱塞上的任何合适部位或定向上。

[0452] “自动前进”特征涉及并可被认为是如上所述的自动接合特征的一种类型或子集。在注液器安装到注射器上之后,自动前进特征允许一注射器自动地将一后柱塞的注液器的柱塞推进(即,通过注射器的驱动活塞)到注液器的远端。该特征的操作可从一空的、后柱塞的注液器中排出空气,并将注液器柱塞放置在一待其后缩回的位置上,以便为一注射程序将诸如对比介质的流体抽吸到注液器内。在一优选的实施例中,注射器检测其上注液器的安装并自动地推进活塞,而不需操作者干预将柱塞驱动到注液器的远端。当然,该特征通常只用于空的注液器(与预加载或预填充的注液器相比),以防止流体从其中排出。

[0453] 如上所述,在一优选的实施例中,本发明的注射器和注射器系统可适于在空的注液器和预加载注液器之间自动地进行区分(例如,通过传感器 5512a-d 和传感器 5512a'-d')。因为预加载注液器是已经用流体填充并在注射程序之前储存起来的空的注液器,还因为根据应用或需要,操作者可以用也可不用流体预加载空的注液器以在注射程序之前储存,所以,要在空的、后柱塞的注液器和预加载的注液器之间进行区分会具有困难。

[0454] 解决该问题的一种可能的结构是组装后柱塞的注液器,使其柱塞位于注液器最大填充体积后面的位置处。可以认识到,该种结构将导致预加载的注液器,其具有的柱塞位于(用流体加载之后)某些位置处,该位置等于注液器最大填充体积或在其前面。在操作中,在注液器放置在注射器上并被识别为一空的注液器之后,自动接合特征将驱动活塞向前以接合注液器柱塞。如果活塞在注液器最大填充体积后面的一位置处接合注液器柱塞,则注射者将觉察到后柱塞的注液器已经安装在注射器上,而自动前进特征将柱塞驱动到注液器的远端,以便从中排出空气并将柱塞置于抽吸流体到注液器内的位置。另一方面,如果活塞在等于注液器最大填充体积或在其前面的一位置处接合注液器柱塞,则注射者将觉察到一预加载注液器已经安装在注射器上。当然,当注射者确定一预加载注液器已经安装在注射器上时,自动前进特征将不发挥作用(即,阻止活塞将柱塞推进到注液器的远端,由此从注

液器排出预加载的流体)。

[0455] “自动填充”或“自动加载”特征允许注射器自动地缩回一注液器柱塞(即,借助于注射器活塞),以将诸如对比介质那样编程的流体量抽入或吸入到注液器内。较佳地,自动填充特征的发生不需操作者进行干预,由此,允许操作者执行其它的任务(例如,编程扫描器或注射器、在扫描器台上定位病人、对病人扎入导管),同时,注液器用要求量的流体进行填充。当然,该特征对于已经含有流体的预填充的或预加载的注液器通常并不是必须的。

[0456] 在一优选的实施例中,自动填充特征还包括一“捕集空气缩减”特征,以在流体吸入程序过程中缩减吸入到注液器内的空气量。在通过自动填充特征促成的吸入程序过程中,注射器活塞缩回注液器柱塞以将流体抽入注液器内。例如,通常在抽吸流量足够大时,空气连同流体一起抽吸到注液器内。为了减小抽吸到注液器内的空气量,在吸入程序过程中捕集空气缩减特征一次或多次地反向移动注射器活塞(即,略微地前进注射器活塞)。通过在填充操作过程中减小吸入到注液器内的空气量,可减小形成在注液器内气泡的量和大小,以及其后从注液器内排出空气并连接管子所需要的时间(即,填充该系统),致使疏忽的空气注射的可能性降低。

[0457] “自动填装”特征在一注射程序之前允许注射器自动地填装流体路径(即,注液器和连接的管道)。较佳地,用于一注液器的连接器管子内包含的流体体积预先编程到注射器内。例如,一由梅德拉股份有限公司(其是本申请的受让者)提供的60'低压连接管子(“LPCT”),可用于一次性的注液器,该连接管子通常保持大约2.78ml流体。或者,操作者可手工地将包含在连接器管子内的流体体积编程到注射器内。

[0458] 可以明白到,自动填装特征在某些方面其功能依赖于上述的自动填充特征。当一注液器用流体填充时(即,借助于自动填充特征),通过将对应的流体体积添加到操作者为进行注射操作而抽吸到注液器内所需要的流体体积内,这可以由操作者输入的注射方案中所阐述的部分,由此,注射器自动地补偿连接器管子。例如,如果操作者希望填充150ml流体用于注射程序,则对于抽吸到注液器内的152.78ml总体积,自动填充特征将通过自动地添加2.78ml流体(例如,60'LPCT)补偿连接器管子流体体积。在注液器用流体填充之后,自动填装特征则致使注射器活塞推进注液器柱塞,达到从注液器和连接器管子系统内排出空气所必要的程度,较佳地,不需由操作者进行提示。一旦执行自动填装功能,流体应呈现在连接器管子的病人端处(即,连接到导管的一端)。

[0459] 正如可以认识到的,自动填装特征可节约操作者时间减少浪费的流体量。通过自动地补偿包含在连接器管子内的流体,操作者不必警惕地注视流体通过连接管从注液器流出的进程,以便在大量的流体从连接器管子的端部排出之前停止活塞的前进。再者,因为某些传统注射器的操作者快速地推进活塞以求减少填装注液器和管子系统所需的时间,所以,在操作者停止活塞前进之前,大量流体常常从连接器管子端部排出。如果排出大量对比介质,则注液器必须重新填充(且注液器和管子系统其后需重新填装),以确保它含有用于所需注射程序的足够量流体。

[0460] 尽管自动填装特征较佳地用于通过注射器上的抽吸程序已经填充了流体的空的注液器(即,非预填充和非预加载注液器),但自动填装也可用于预填充的和预加载的注液器。

[0461] “自动缩回”特征在一注液器从注射器中移去或脱离之后,允许一注射器自动地缩

回注射器活塞。在注射程序结束时,注射器活塞和注液器柱塞通常位于注液器远端。因此,如上所述,在美国专利 Nos. 5383, 858 和 5, 300, 031 (本文援引两者以供参考) 中,在注液器从注射器中脱离之后,注射器活塞通常从注射器前面(或附连到注射器前面的一受压外壳内)延伸。尤其是在后柱塞注液器、预加载注液器和预填充注液器的情形中,通常必须缩回活塞,以便为下一个注射程序将新的注液器安装到注射器上。为了在缩回活塞时节约操作者时间,在注射器检测到注液器已经移去而将注射器活塞置于接受一新注液器的位置之后(例如,在注射程序之后),自动缩回特征自动地缩回活塞。如果前柱塞的注液器用在注射器上,则自动缩回特征可停止致动,以防止活塞不必要的和/或多余的移动。自动缩回特征可通过操作者手工地停止致动或由注射器自动地停止致动。例如,当一前柱塞注液器安装在注射器上并被注射器识别时,注射器可自动地起一缺省的设置,以为其后的注液器停止致动自动缩回特征,直到致动一操作者的超弛或直到系统探测到附连了预填充的、预加载的或后柱塞的注液器为止。当注射器探测到一预填充或预加载的注液器时,系统可通过调整待执行的填充量来补偿保持在注液器内的任何残余空气。例如,如果预填充注液器通常含有大约 1.2ml 空气或“死空间”并连接到一 60' LPCT 上(容纳大致 2.78ml 流体),则注射器系统将从注液器和连接管子系统中填充大约 3.97ml。

[0462] 正如可以认识到的,根据操作者的需要,上述自动特征可独立地使用,或彼此结合以便于注射器的使用。例如,上述自动特征可用于以下方式中的后柱塞注液器。在一操作者将后柱塞注液器安装在一注射器上之后,自动前进特征将注液器柱塞推进到注液器的远端(即,从注液器中排出空气并将柱塞置于抽吸流体到注液器内的位置)。其后,根据操作者用于注射程序所需量,自动填充特征将一预定量的流体抽吸到注液器内,并较佳地补偿连接管子的流体体积。自动填充特征然后自动地推进注射器活塞和注液器柱塞,以从注液器和连接管子系统中去除空气。其后,在注射程序完成且注液器从注射器中移去之后,自动缩回特征缩回注射器活塞以将注射器置于用于带有后柱塞注液器、预加载注液器或预填充注液器的下一个注射程序的位置。

[0463] 作为另一实例,自动特征可以以下方式用于一预填充注液器或一预加载注液器。在一操作者将预填充注液器或预加载注液器安装在注射器上之后,自动接合特征将注射器活塞推进到注液器内以与注液器柱塞匹配或接合。然后,自动填充特征推进活塞和柱塞,以从注液器和连接器管子系统中排放空气并由此填充注液器和连接器管子系统。其后,在注射程序完成且注液器从注射器中移去之后,自动缩回特征缩回注射器活塞,以将注射器置于为带有后柱塞注液器、预加载注液器或预填充注液器的下一个注射程序的位置。

[0464] 作为另一实例,自动特征可以以下方式用于一前柱塞注液器。在一操作者将前柱塞注液器安置在注射器上之后,自动接合特征将注射器活塞推进到注液器内以与注液器柱塞匹配或接合。其后,根据操作者为注射程序所需要的量,且较佳地补偿连接器管子的流体体积,自动填充特征将一预定量的流体抽吸到注液器内。自动填充特征然后自动地推进注射器活塞和注液器柱塞,以从注液器和连接器管子系统中排放空气。其后,在注射程序完成且注液器从注射器中移去之后,自动缩回特征缩回注射器活塞(例如,如果操作者已经超弛停止致动对于前柱塞注液器的自动缩回特征的缺省设置),以将注射器置于为带有后柱塞注液器、预加载注液器或预填充注液器的下一个注射程序的位置。如果新的前柱塞注液器准备用于注射器(且操作者还没有超弛停止致动对于前柱塞注液器的自动缩回特征的

缺省设置),则自动缩回特征将不操作,而活塞留在其为下一个注液器的延伸的位置内。

[0465] 本发明的注射器和注射器系统还可包括与上述一个或多个自动特征互补的附加特征,以便进一步提高自动特征的有效性并免除操作者执行附加的功能。例如,本发明的注射器和注射器系统可设置有一用来在自动填充功能时固定诸如瓶子或袋子那样的流体源的附连装置。通过在自动填充功能时固定流体源,操作者不需在填充注液器过程中固定流体源,由此,解放操作者,为注射程序的准备可作其它的活动。当然,流体源附连装置可为操作者提供除自动填充功能之外的好处。例如,如果在一特定注射器上没有提供自动填充特征,则流体源附连装置将仍发挥功能以在操作者进行的填充操作过程中固定流体源。

[0466] 此外,本发明的注射器、注液器和注射器系统可设置有一在填装过程中(例如,自动填装或操作者进行的填装)用来固定连接器管子的病人端的附连装置。通过较佳地沿垂直方向固定连接器管子的病人端来防止流体滴出病人端,连接器管子附连装置可解放操作者,为注射程序的准备可作其它的活动。当然,在各种自动功能之间执行或可以执行各种其它的注射器操作(注射方案编程,阻止空气等)。

[0467] 本发明的多个以上相同的自动特征(例如,自动加载和自动填装)和其它注射器特征,已结合注射器 5500 的代表性实例和对其控制的图示的使用者接口进行了讨论,例如,在一计算机化的 X 线断层摄影术(CT)环境中。在一 CT 环境中,用于注射器 5500 控制的一控制单元(控制室单元)放置在一控制室内(例如,见图 128A),该控制室进行屏蔽防止产生 CT 扫描所使用的辐射。注射器 5500 定位在一带有 CT 扫描仪的扫描室内,而一扫描室控制单元(扫描室单元)与注射器 5500 连通,并与控制室单元连通。扫描室单元可如本技术领域内公知地复制在控制室单元上所发现的某些或全部的控制特征。此外,除了如本技术领域内公知地在控制室单元上所发现的之外,扫描室单元还可包括注射器控制特征。如本技术领域内公知地,可提供诸如处理的控制单元之类的其它控制单元。

[0468] 在一典型的程序中,CT 程序的操作者首先利用控制室单元对注射程序编程方案。一用于控制室单元的图形用户接口(GUI)6000 的实施例的若干个屏幕捕获显示在图 128A 至 128D 中(例如,它们可以触摸屏的方式进行操作)。还可参见美国专利 No. 6, 339, 718, 本文援引其内容以供参考。在此实施例中,注射器 5500 的控制系统包括三个由操作者选择的注射模式,例如,如图 128B 所示的接口屏或显示器。例如,一旦致动位于图 128A 的接口屏或显示器上的一修整开关或按钮 6005,图 128B 的屏即可进行显示。这些操作模式包括:从注液器 5900A 和 5900B 连续地注射模式、从注液器 5900A 和 5900B 同时地注射到一单一的注射侧内的模式,以及从注液器 5900A 和 5900B 同时地注射到不同的注射侧内的模式。

[0469] 在连续地注射的情形中,每次流体可从注液器 5900A 和 5900B 中的仅一个中注射。例如,注液器 5900A 可含有对比介质,而注液器 5900B 可含有诸如盐水那样的冲洗流体,使用本技术领域内公知的各种方案它们可连续地注入到病人体内。用于连续注射的流体路径的实例示于图 129A 中。在图 129A 中,从各注液器 5900A 和 5900B 引出的管子通过一 T 形连接器 6400 聚集在一起,以便将流体连接到病人身上的注射侧。

[0470] 使用控制室接口 6000,可输入连续注射的多个阶段。例如,图 128C 示出一六阶段的连续注射方案,其中,在第一阶段中,2ml 的盐水首先以 4.0ml/sec 的流量从注液器 5900B 注射。第二阶段是一保持阶段,其中,注射器 5500 保持注射,直到使用者使用扫描室显示器起动开关、手控开关或其它控制器来重新致动注射为止。在第三阶段中,60ml 的流体以

4. 0ml/sec 的流量从注液器 5900A 注射。在第四阶段中, 60ml 的流体再次以 4. 0ml/sec 的流量从注液器 5900A 注射。在第五阶段中, 注射停止 10 秒钟。在第六和最后的阶段中, 10ml 的盐水以 2. 0ml/sec 的流量从注液器 5900B 注射。

[0471] 在同时注射到一单一侧内的过程中(例如, 使用图 129A 所示的流体路径), 例如, 注液器 5900A 可用对比介质加载或填充, 而注液器 5900B 可用诸如盐水那样的稀释或冲洗流体加载。在此模式中, 通过按照操作者的编程同时地从注液器 5900A 和 5900B 进行注射, 注液器 5900A 内的对比介质或其它流体可以稀释或与注液器 5900B 内的流体混合到一理想的浓度。例如, 图 128D 示出一同时注射的计划, 其以 5ml/sec 的流量注射一 50ml 的混合物, 该混合物的 80% 流体取自注液器 5900A, 20% 的流体取自注液器 5900B。注射器 5500 的活塞 5520 和活塞 5520' 因此以一控制的方式前进, 以使取自注液器 5900A 的 40ml 流体和取自注液器 B 的 10ml 流体将在 10 秒钟的时间内同时地注入到单一注射侧内。

[0472] 在对不同的注射侧同时进行注射的情形中(见图 129B), 例如, 注液器 5900A 和 5900B 可用相同的注射流体填充(例如, 对比介质)。与单一侧相反, 在两个不同侧上注射对比介质, 则能以比对单一侧注射低的流量和低的压力将所要求的对比介质质量供应到需要的区域内。例如, 供应给病人 P 的心脏所需要的一半对比介质可注入到病人 P 各手臂上的静脉内, (见图 129B), 而不是将全部量注射到病人 P 一手臂上的单一注射部位内。由同时注射到多个部位产生的较低流量和压力可减少脉管系统损坏和溢出的风险。

[0473] 在上述任何一个注射方法中, 在控制室单元处设定好要求的方案之后, 操作者通常进入扫描室作注射器 5500 的最后准备和 / 或病人的最后准备。在图 129A 和 129B 所示的实施例中, 扫描室单元是带有一控制 / 显示 GUI 或定位在注射器 5500 的上侧上的接口 6100 的注射器头 5500 的一部分或包容在其中。与单独的控制单元相比, 将扫描室单元包容在注射器头 5500 内可减小扫描室内的使用空间。

[0474] 控制室接口 6000 较佳地包括一锁定方案功能 6010, 例如, 它可以是一由操作者致动的按钮、微动开关或触摸屏区域以便“锁定”方案。其后编辑注射方案最好停止致动锁定方案功能 6010。或者, 致动锁定方案 6010 可防止设定方案的编辑, 直到锁定方案功能 6010 被停止致动为止。锁定方案功能 6010 的致动和停止致动最好改变接口 6100 上的一指示器 6110(例如, 一灯泡)的状态(例如, 分别为致动和不致动)。当致动时, 指示器 6110 确保操作者: 另一个还未改变设定的方案, 而操作者位于扫描室内。在此方面, 编辑设定方案与锁定方案功能 6010 的停止致动相关, 锁定方案功能 6010 的停止致动导致注射器 6110 的状态改变(例如, 停止致动)。例如, 锁定方案功能可进一步将方案编辑关在外面, 而对额外的编辑需用口令进行编码, 确保不需要的方案改变不能进入。

[0475] 在将空的注液器 5900A 和 5900B 连接到注射器 5500 之后, 注液器 5900A 和 5900B 的结构较佳地如上所述地进行检测。在自动对接或自动接合, 以及自动前进, 较佳地按如上所述地进行之后, 注射器系统准备好填充空的注液器 5900A 和 5900B。在图 129A 和 129B 的实施例中, 注液器 5900A 和 5900B 分别与注射流体源或容器 6200 和 6300 流体地连通。例如, 流体源 6200 可以是对比介质的容器, 而流体源 6300 可以是诸如盐水之类的冲洗或稀释流体的容器。一阀系统可以包括止回阀 6210 和 6310, 可设置该阀系统以本技术领域内公知的方式控制流体的流动, 以在流体源 6200 和 / 或 6300 用于多个病人时, 防止在病人之间发生交叉污染。

[0476] 一旦按如上所述地设定方案,可自动地开始自动加载和/或自动填装。或者,通过分别对扫描室单元接口 6100 上的各个注液器 5900A 和 5900B 致动一自动加载开关 6120 以及填充开关或按钮 6122 和 6124,则自动加载可由操作者手工地起(至少部分地)。例如,接口 6100 的显示区域 6130 可包括各个注液器 5900A 和 5900B 内流体量的一数字显示以及图形显示。可使用不同颜色来表示不同注液器和其中不同的流体。

[0477] 在一同时将 50ml 混合物注射到一单一注射部位的实例中,混合物的 80% 对比介质取自注液器 5900A 和 20% 的盐水取自注液器 5900B,自动加载、自动填装和注射的诸步骤将结合图 128D 至 128J 予以描述。在图 128D 和 128E 中,显示区域 6130 以及控制单元接口 6000 的显示区域 6030 指示出自动加载还未起。各个注液器 5900A 和 5900B 显示为空的(0ml 体积)。图 128F 示出自动加载开关致动后的显示区域 6130。显示的数字部分指出 14ml 的盐水将加载到注液器 5900B 内,而 41ml 的对比介质将加载到注液器 5900A 内。对用于图 128D 至 128J 的实例中的管子,4ml 的盐水和 1ml 的对比介质需要填装到管子。一旦确认/接受填充的体积,操作者就致动各个填充开关或按钮 6122 和 6124,以开始分别将对对比介质和盐水加载到注液器 5900A 和 5900B 内。加载一旦完成,显示区域 6130 显现为如图 128G 所示。一旦致动一自动填装开关或按钮 6140,则 1ml 对比介质从注液器 5900A 注射和 4ml 盐水从注液器 5900B 注射,从而填装流体路径和管子组。管子现可连接到一病人的导管。显示 6130 现显现为如图 128H 所示,其中,40ml 对比介质指示为存在于注液器 5900A 内,而 10ml 盐水指示为存在于注液器 5900B 内。

[0478] 注液器 5900A 和 5900B 现处于开始注射的状态。较佳地,注射器 5500 要求操作者以本技术领域内公知的方式检查流体路径内的空气。在此方面,注射器系统可阻止注射,直到位于扫描室单元接口 6100 上的空气检查确认按钮或开关 6150 被致动为止。在通过致动一位于接口 6000 上的臂开关或按钮或位于接口 6100 上的类似臂开关或按钮 6150 而装备注射器 5500 之后,可以起注射。如本技术领域内所公知的,装备注射器可起多个自检或内部检查和状态核查,以确保注射器 5500 已准备好用于注射。

[0479] 图 128I 示出半途通过注射程序的显示区域 6130 的状态,而图 128J 示出完成注射程序后的显示区域 6130 的状态。显示区域 6130 的图形和数字数据也可反映到接口 6000 的类似显示区域 6030 内。如图 128D 至 128J 的代表性的实例所示,本发明的注射器系统提供一宽范围的注射对比介质和其它流体浓度,在注射过程中,通过用对应流体合适地加载注液器 5900A 和 5900B,并合适地控制对单一部位的同时注射,由此,调整所述的浓度。此外,在一注射程序过程中,如果希望一特定的程序,则对比介质和其它流体的浓度可容易地改变、调整或变化。

[0480] 以上的描述和附图阐述了目前本发明的优选实施例。当然,在不脱离揭示的本发明范围的前提下,本技术领域内的技术人员根据以上的描述将会明白各种修改、添加和替代的设计。例如,位于上述注射器和注液器上的对应匹配的连接和释放机构可以互相改变。本发明的范围由附后的权利要求书指明而不是以上的描述予以指明。所有落入权利要求书的含义和其等价物范围内的变化和改变将被包括在其范围之内。

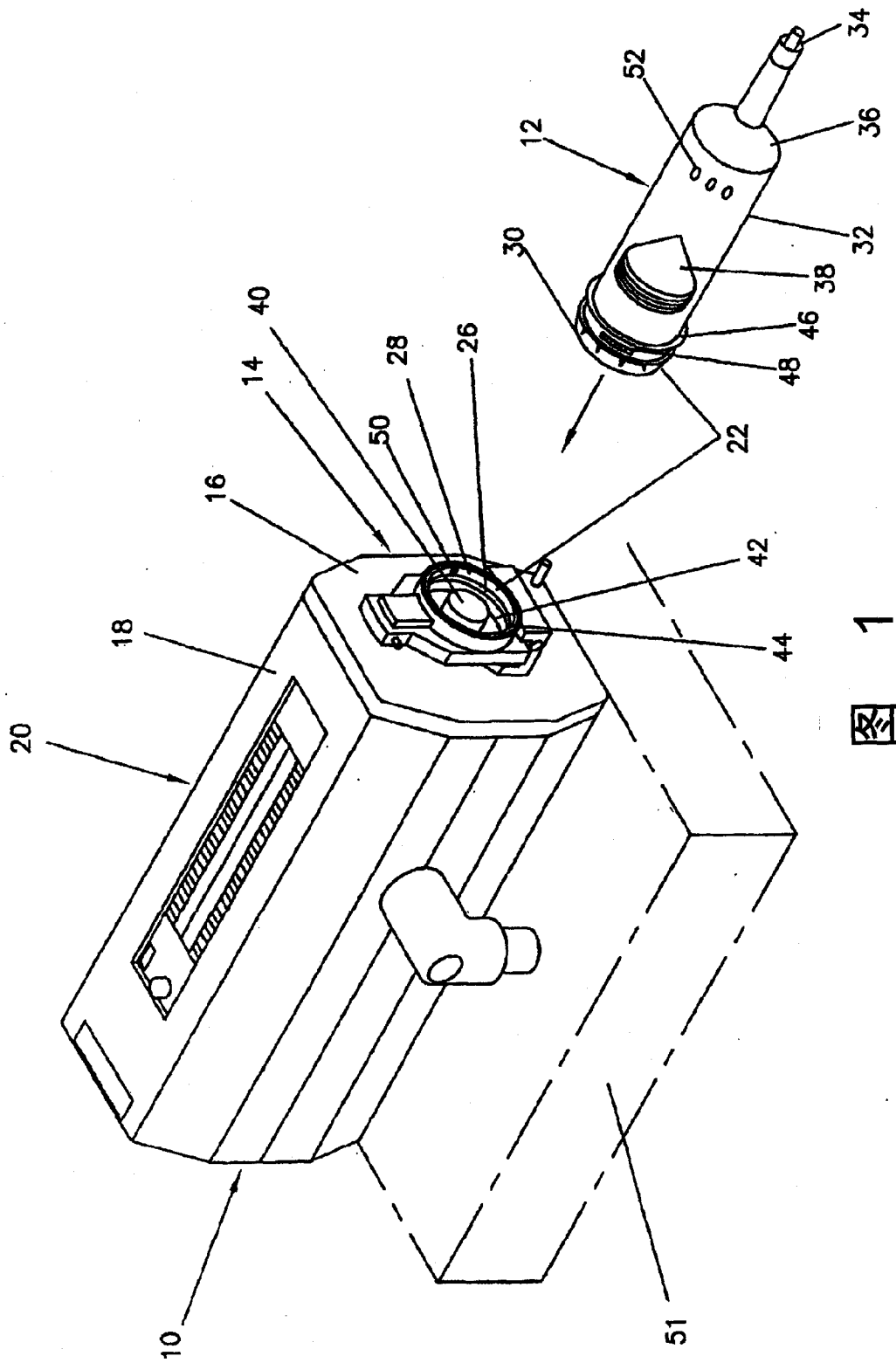


图 1

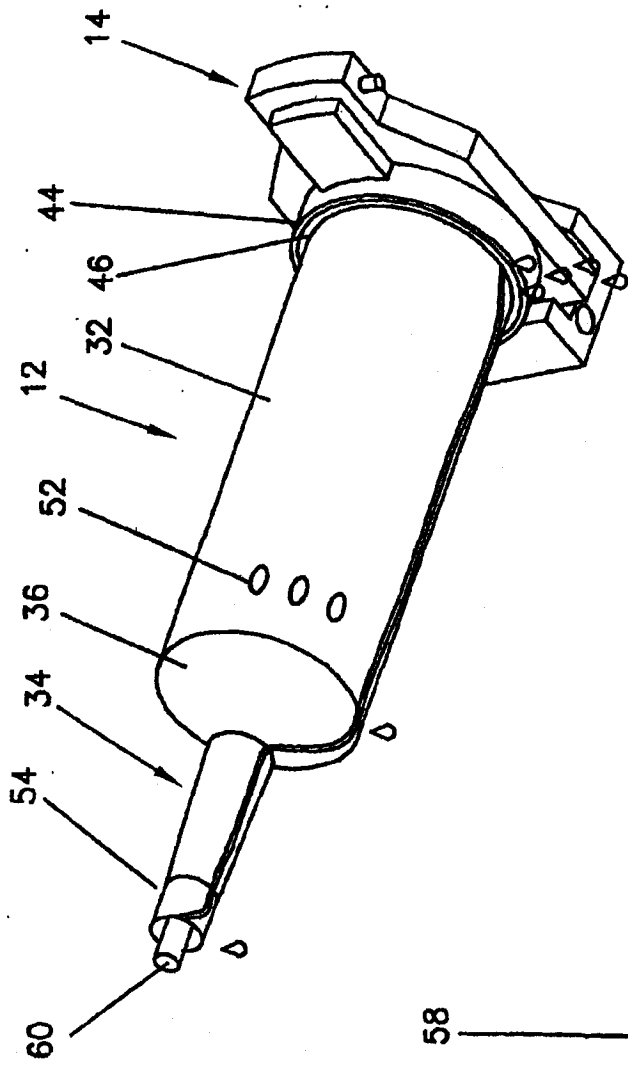


图 2

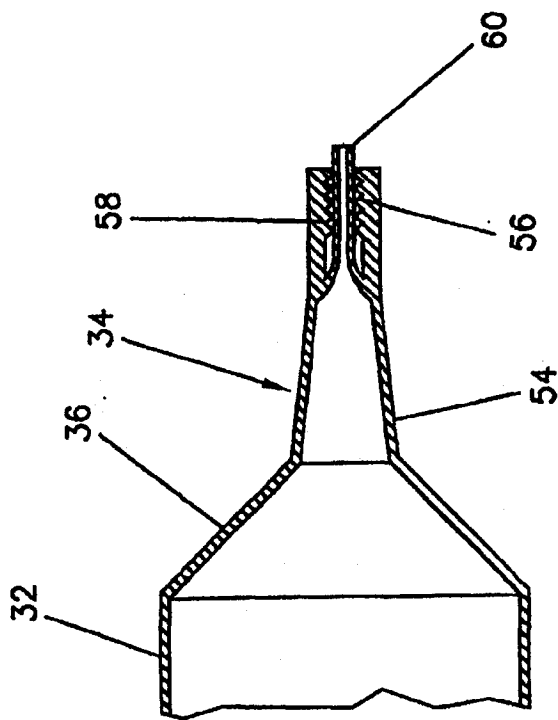
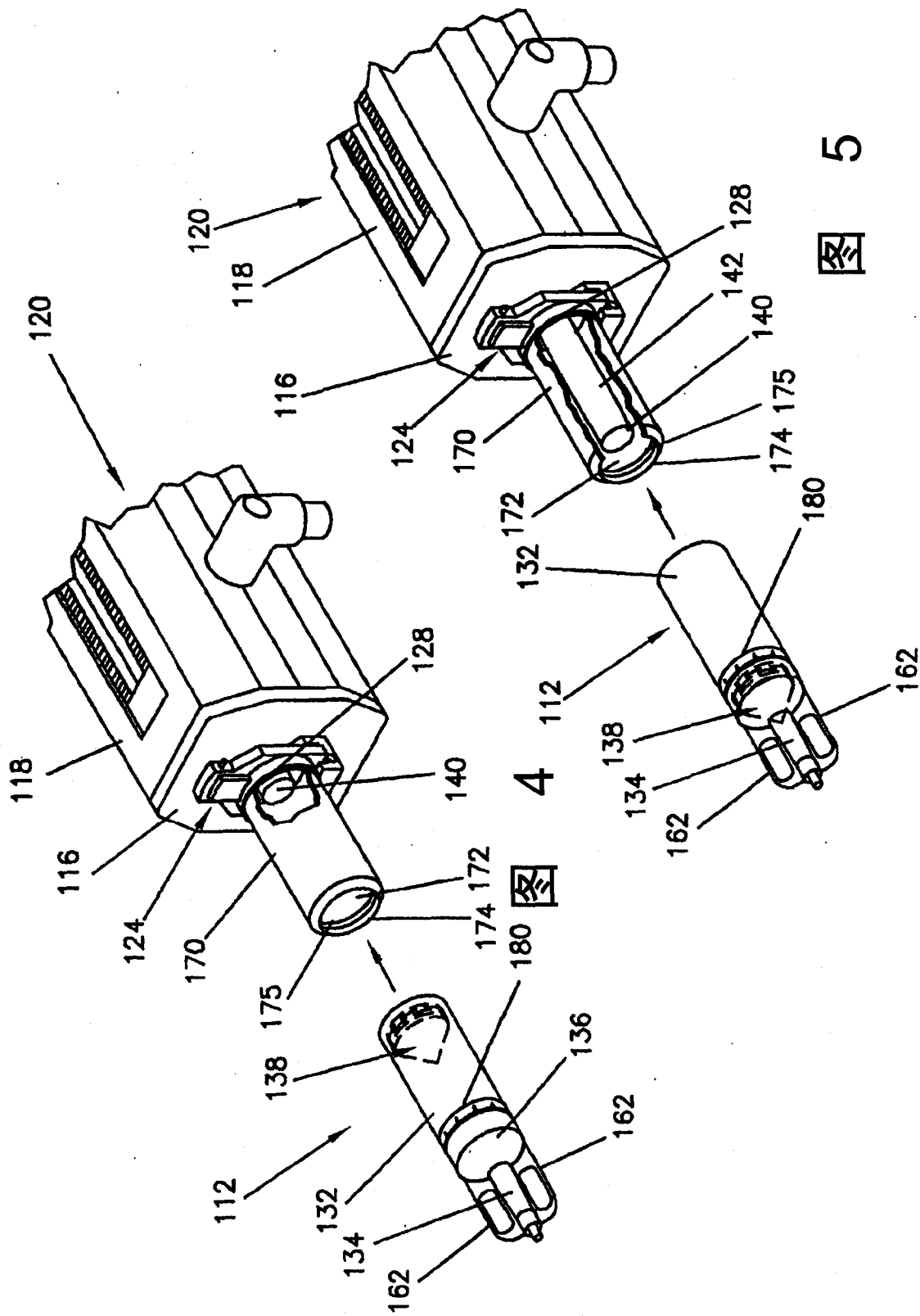


图 3



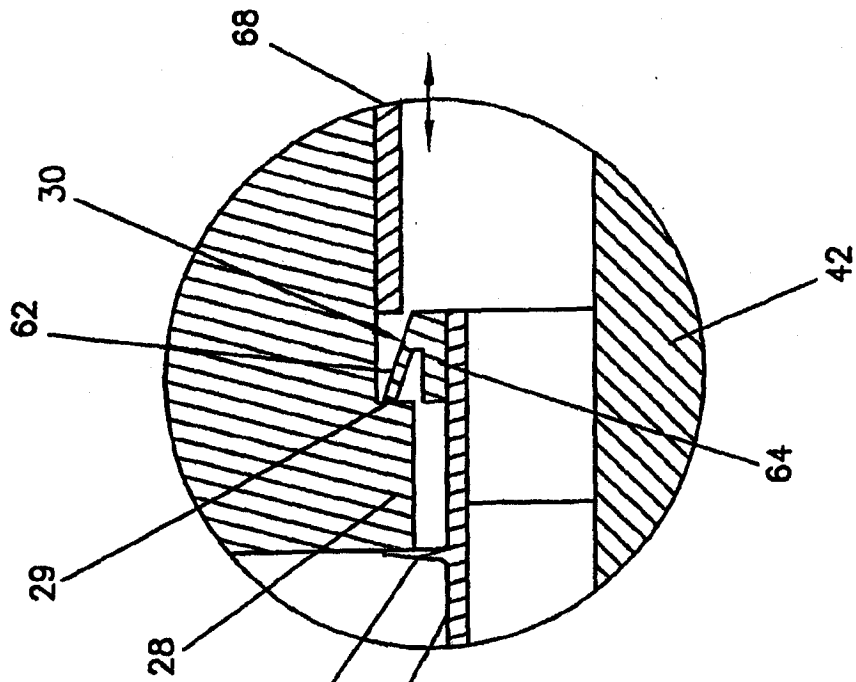


图 7

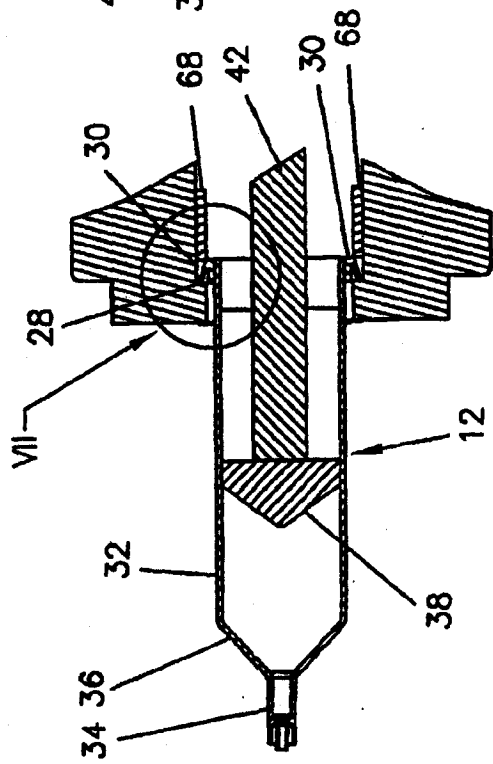


图 6

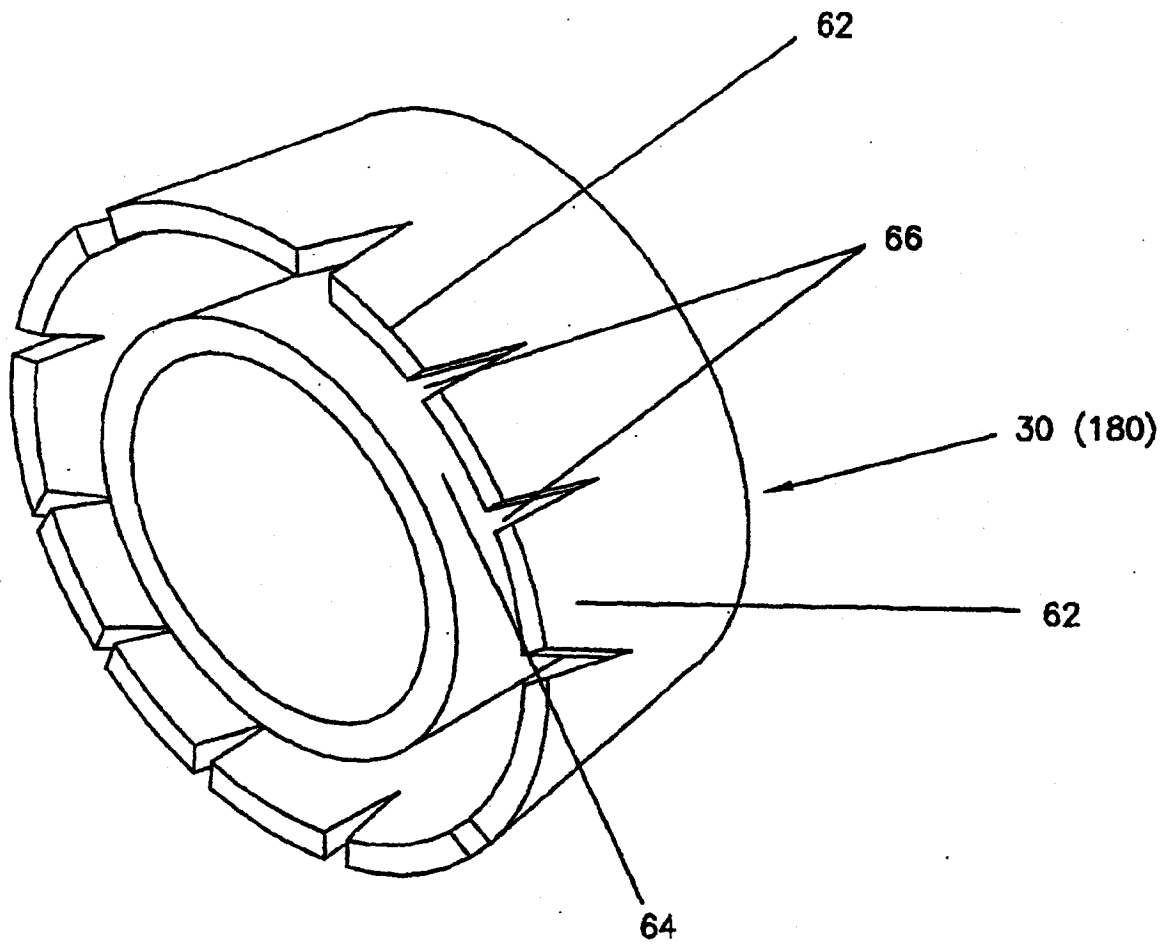


图 8

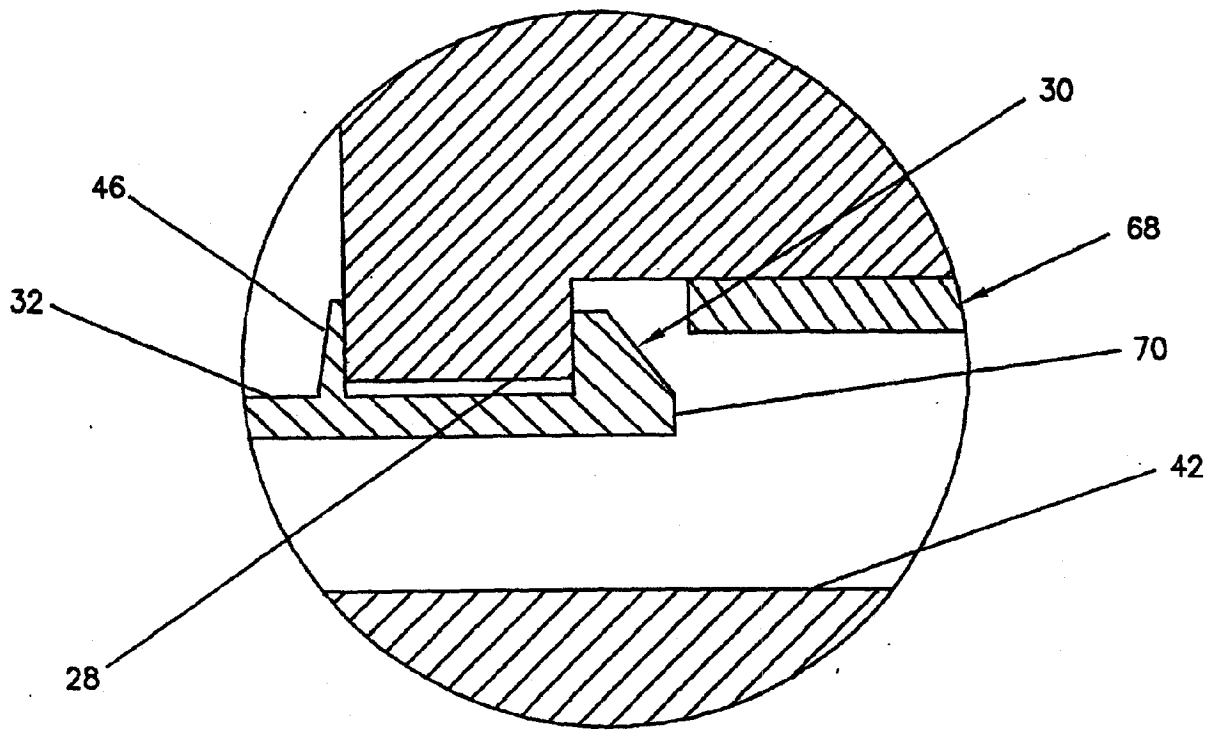


图 9

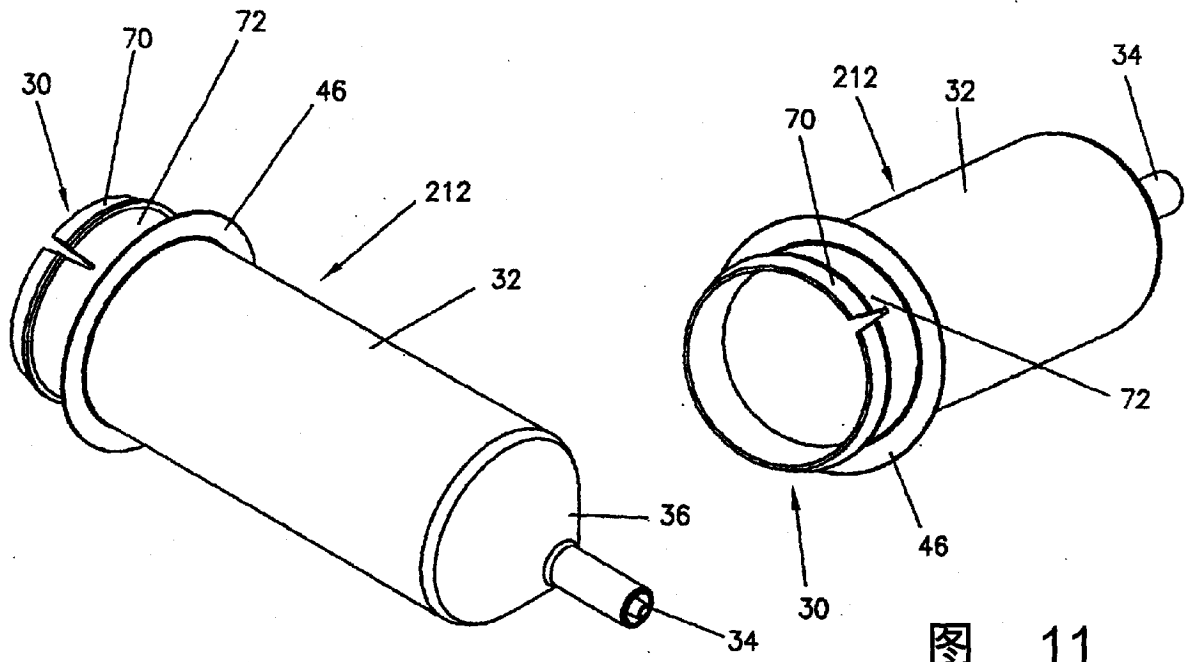


图 10

图 11

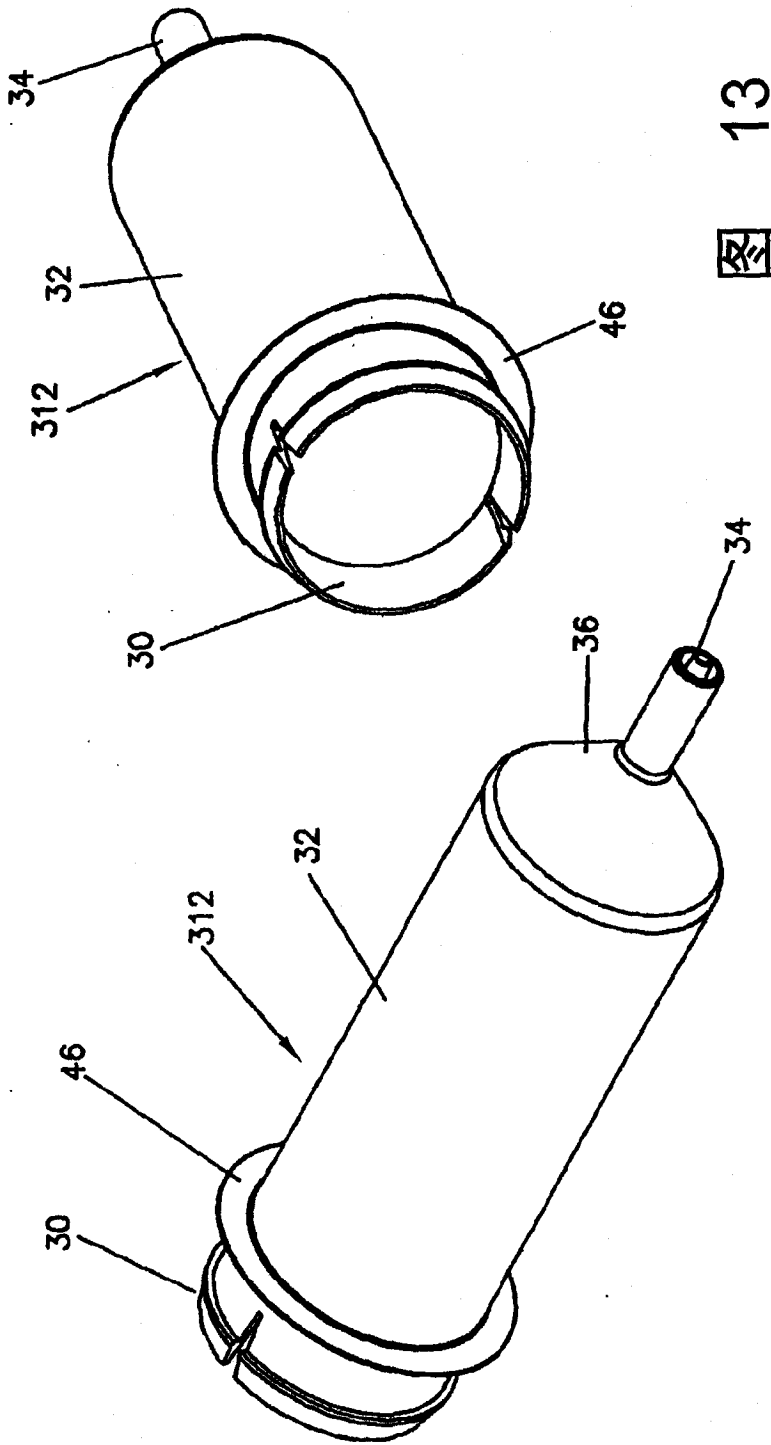


图 12

图 13

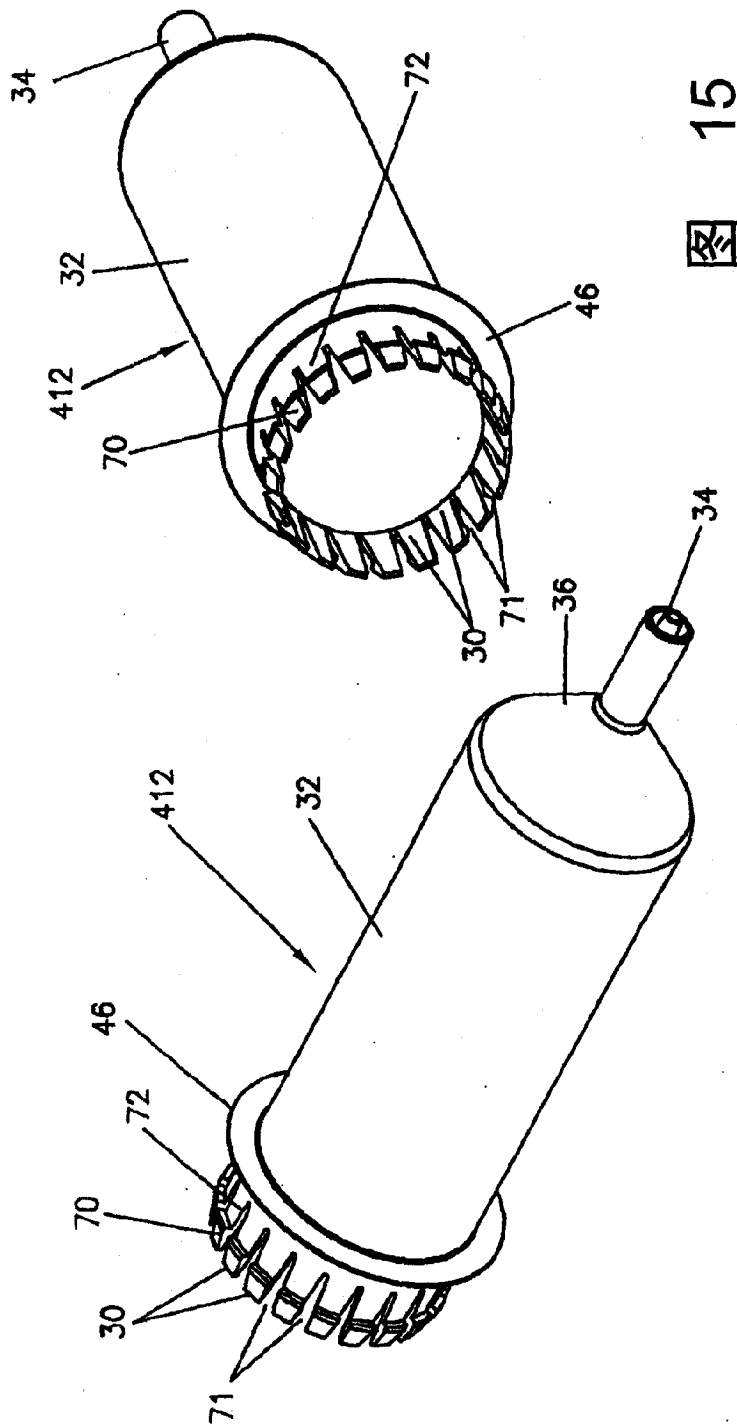


图 14

图 15

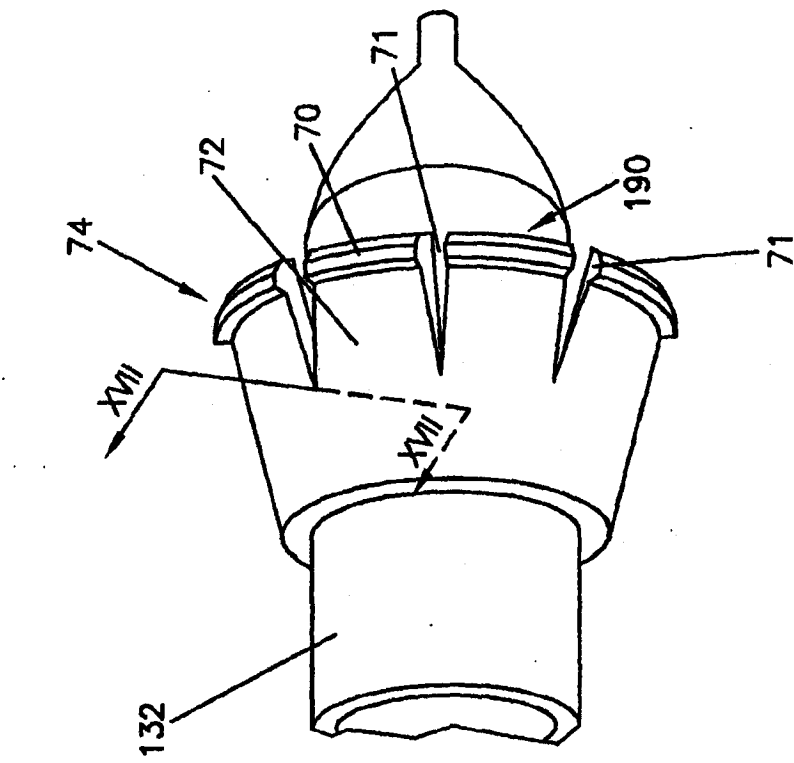


图 16

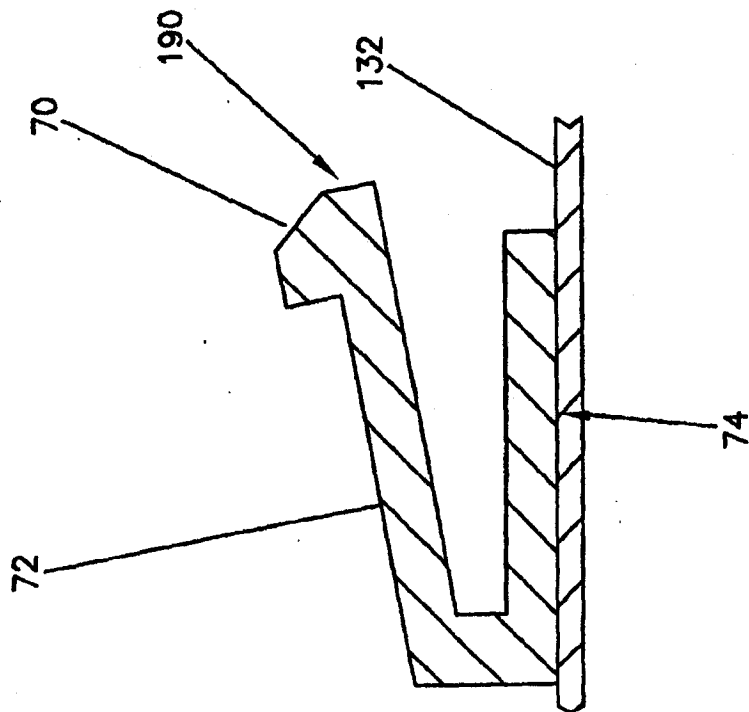


图 17

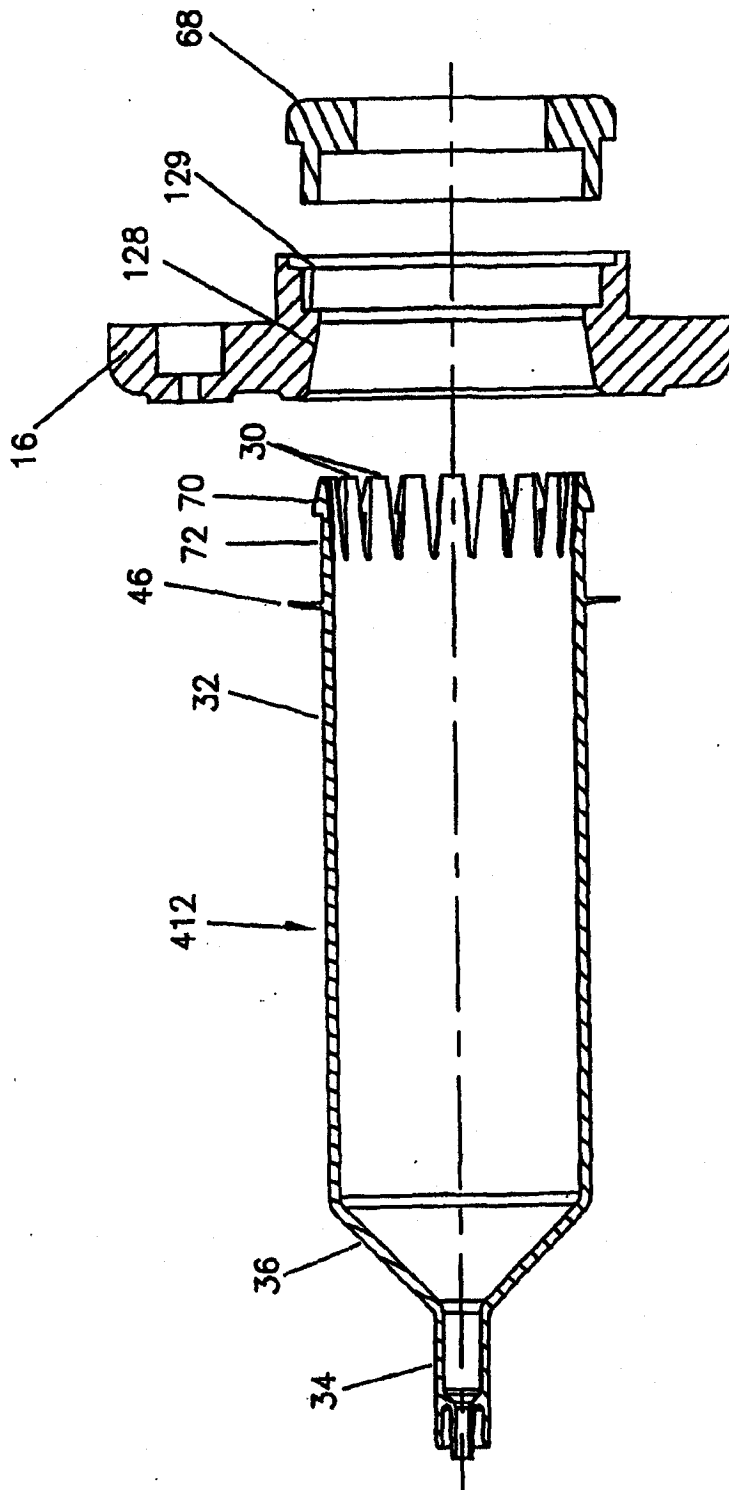


图 18

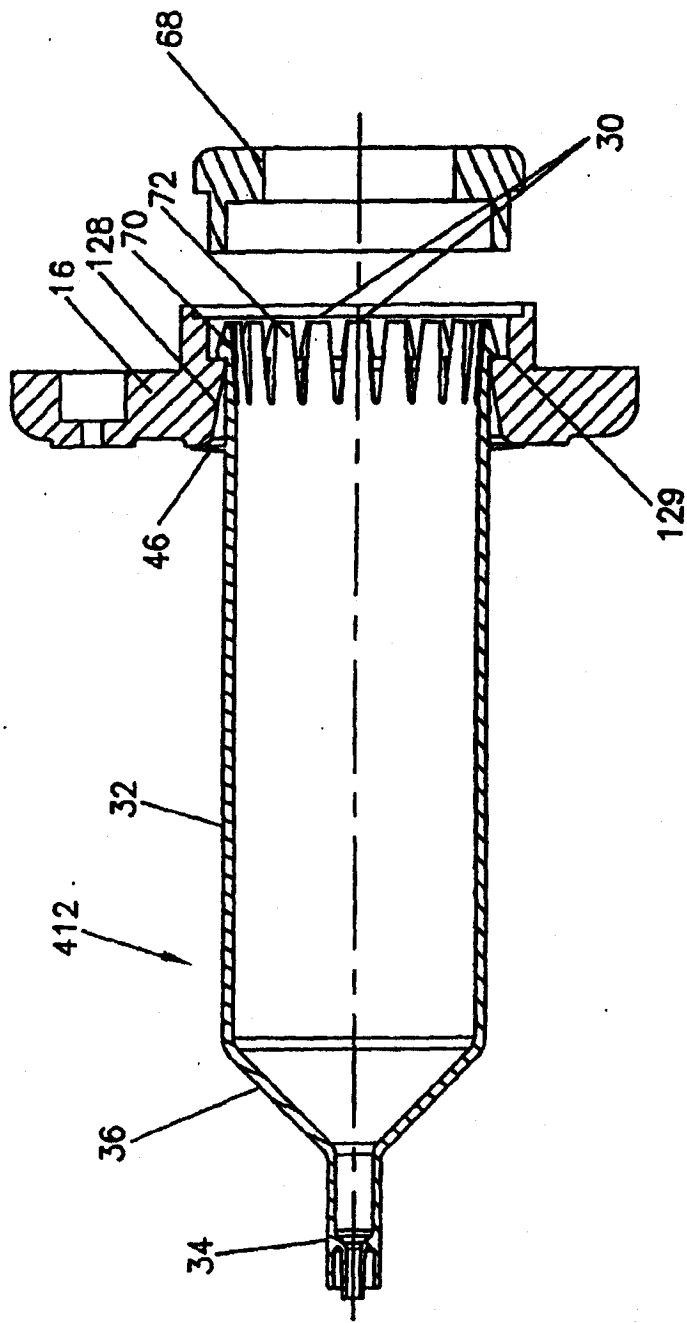


图 19

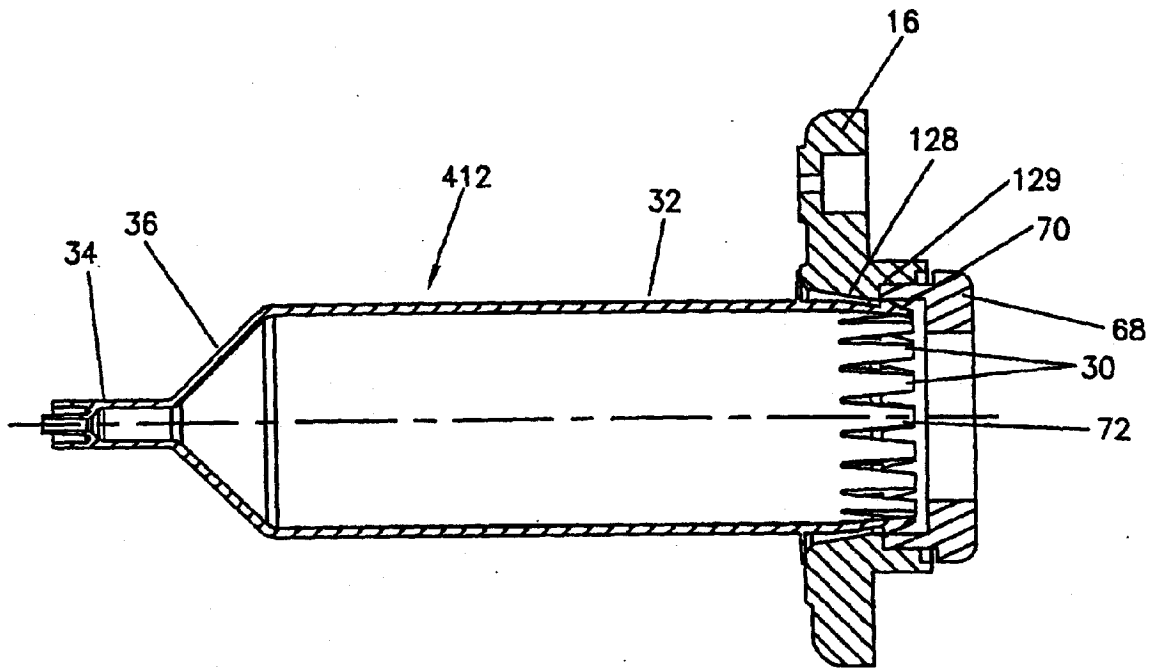


图 20

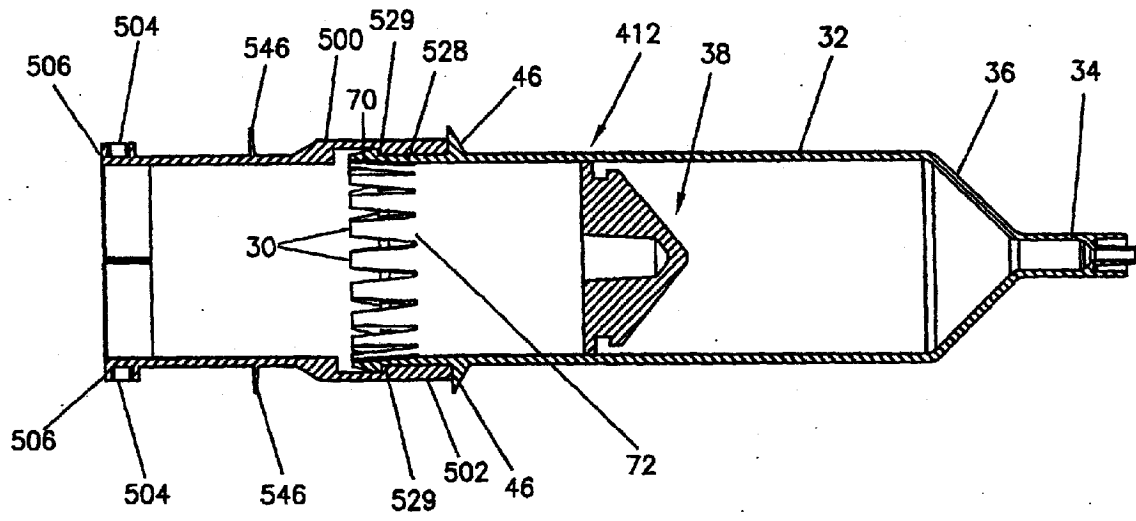


图 21

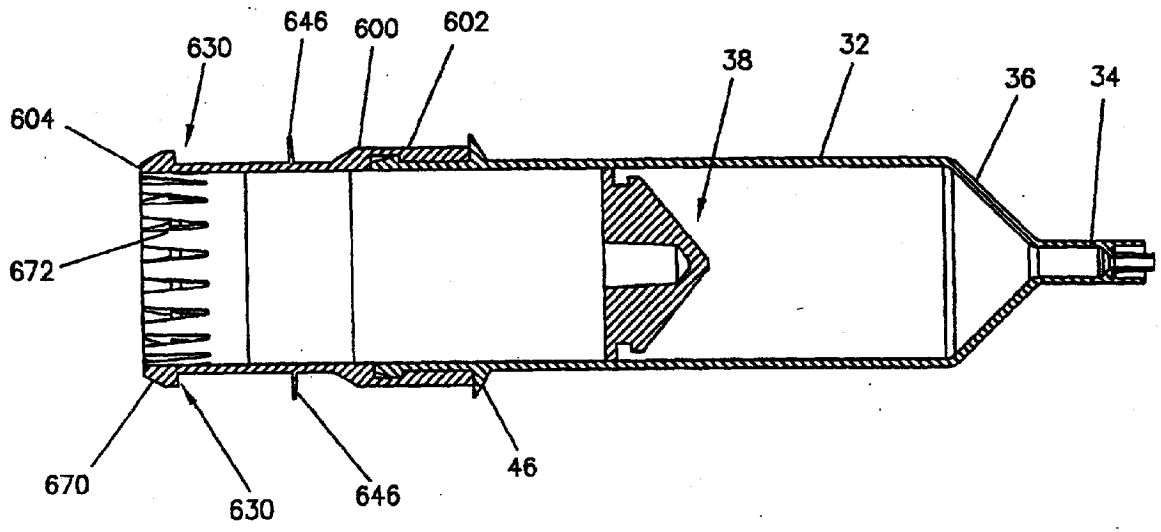


图 22

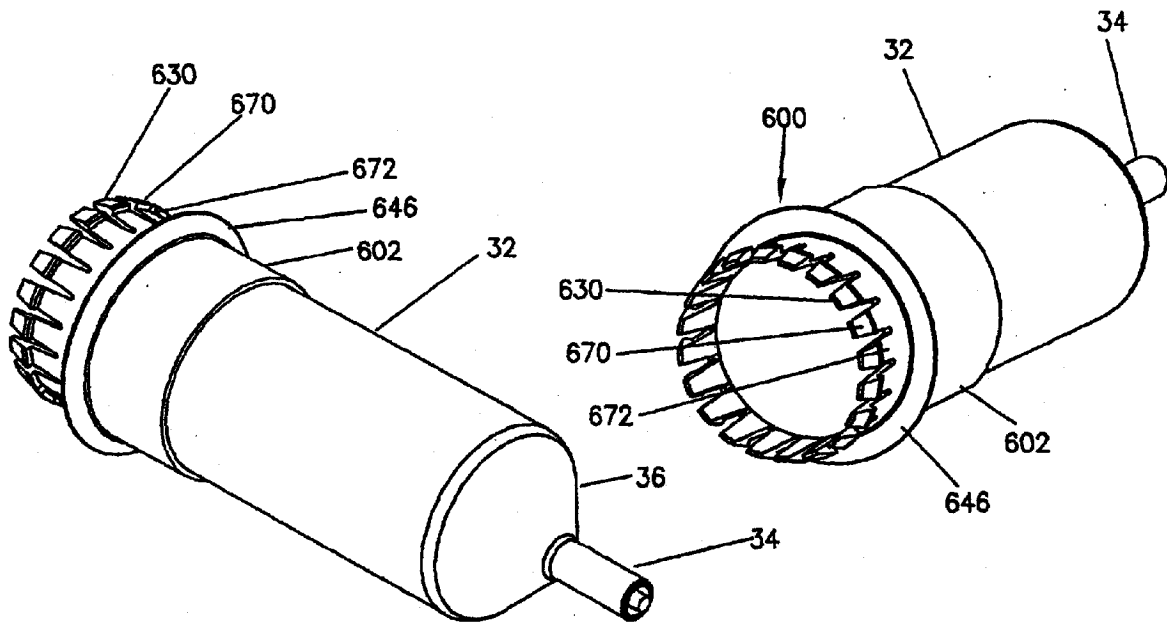


图 23

图 24

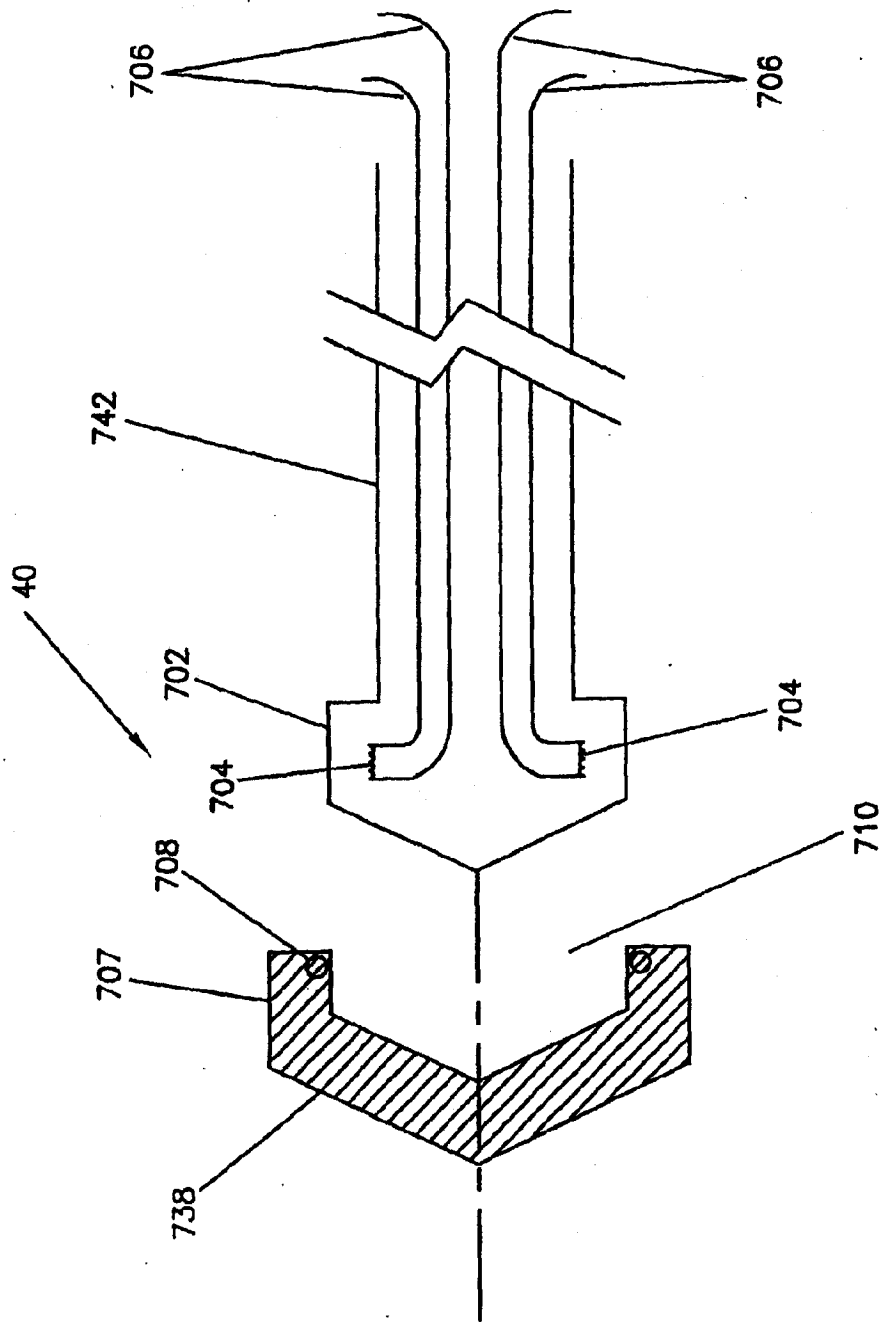


图 25

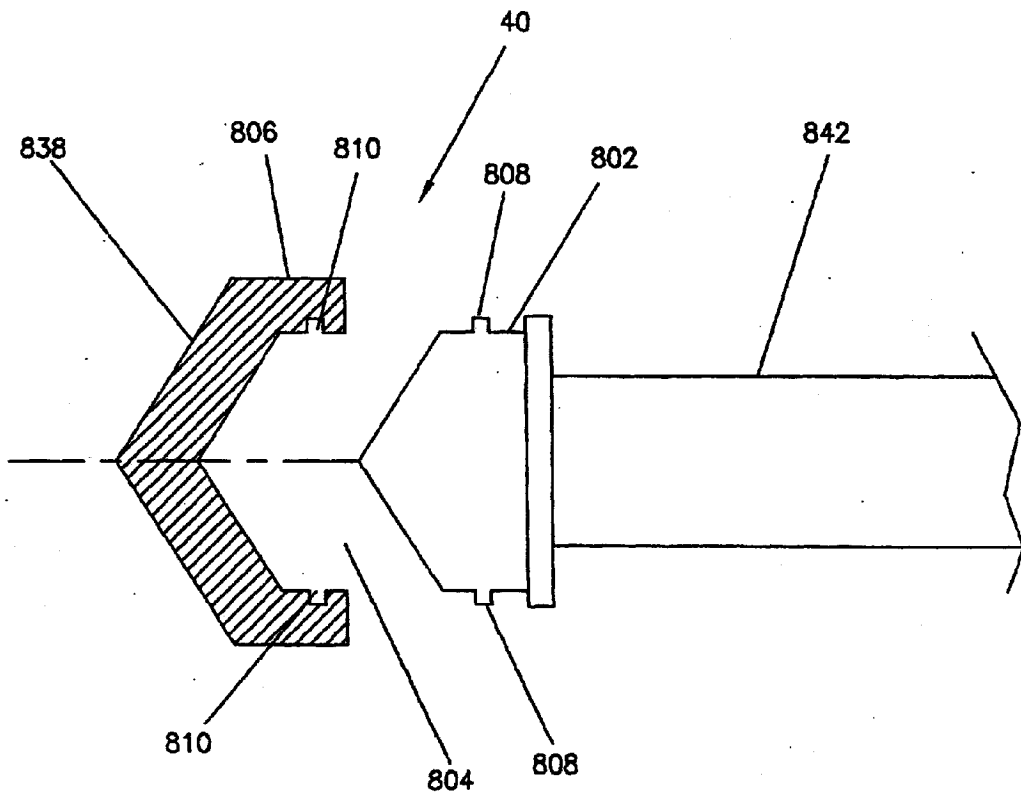


图 26

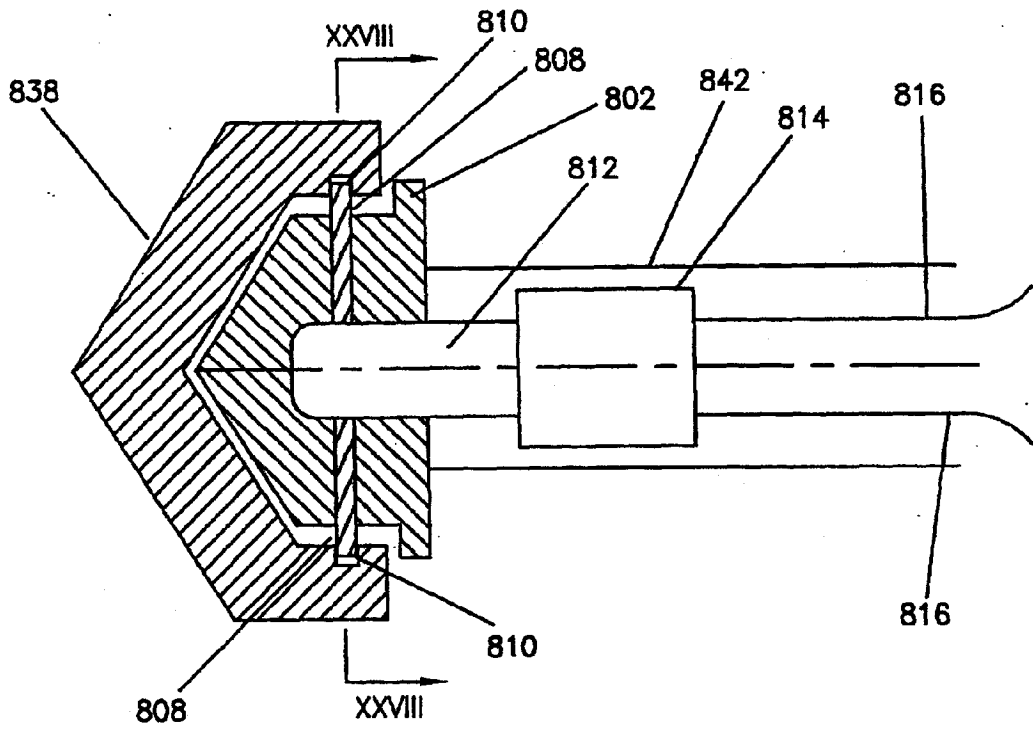


图 27

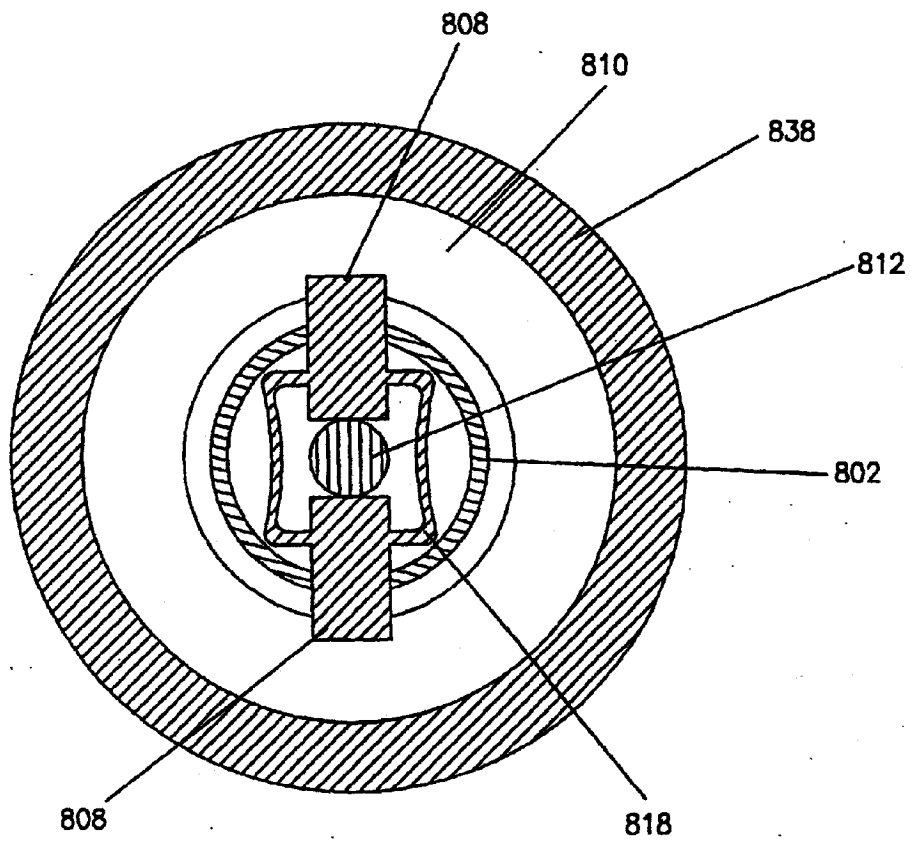


图 28

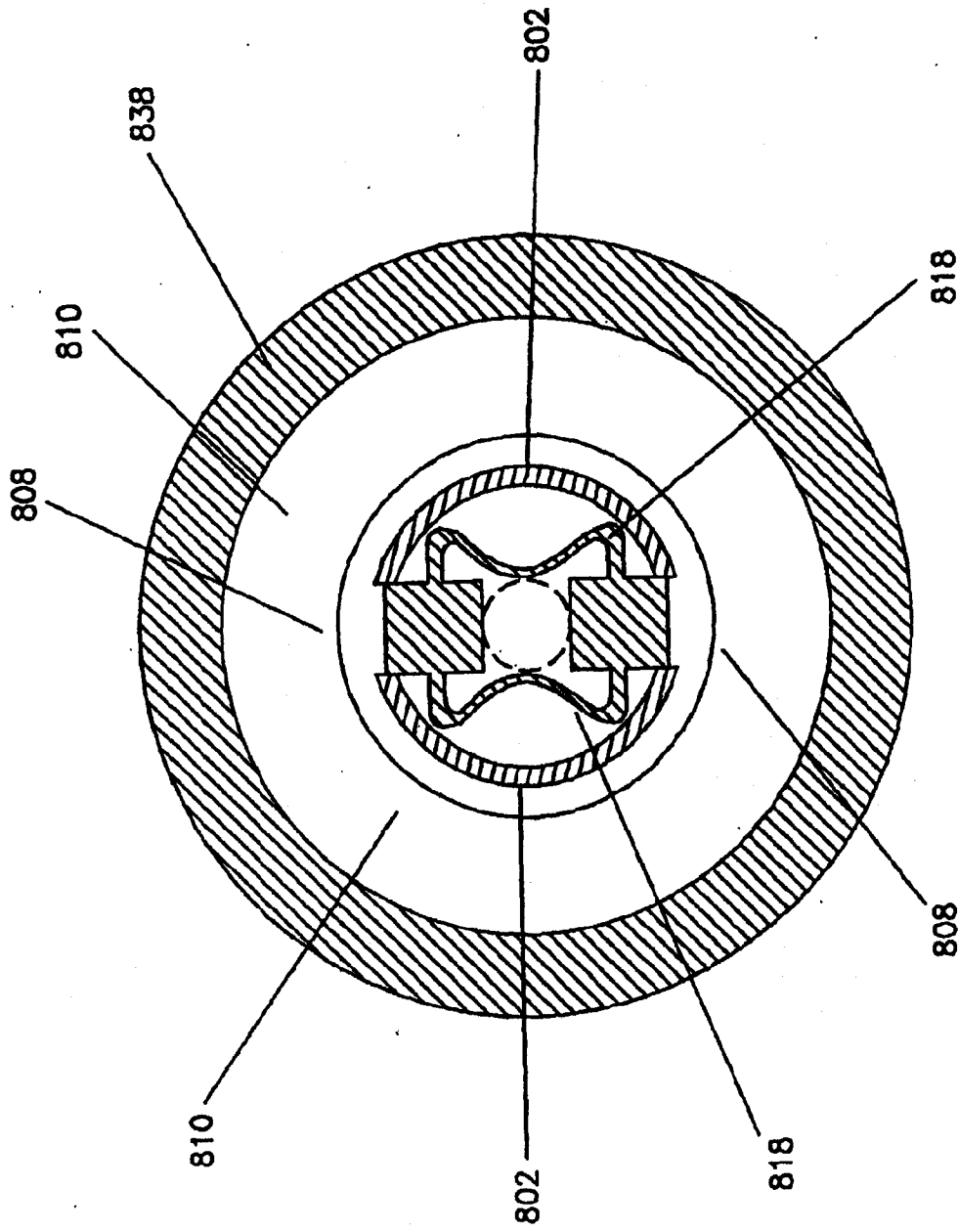


图 29

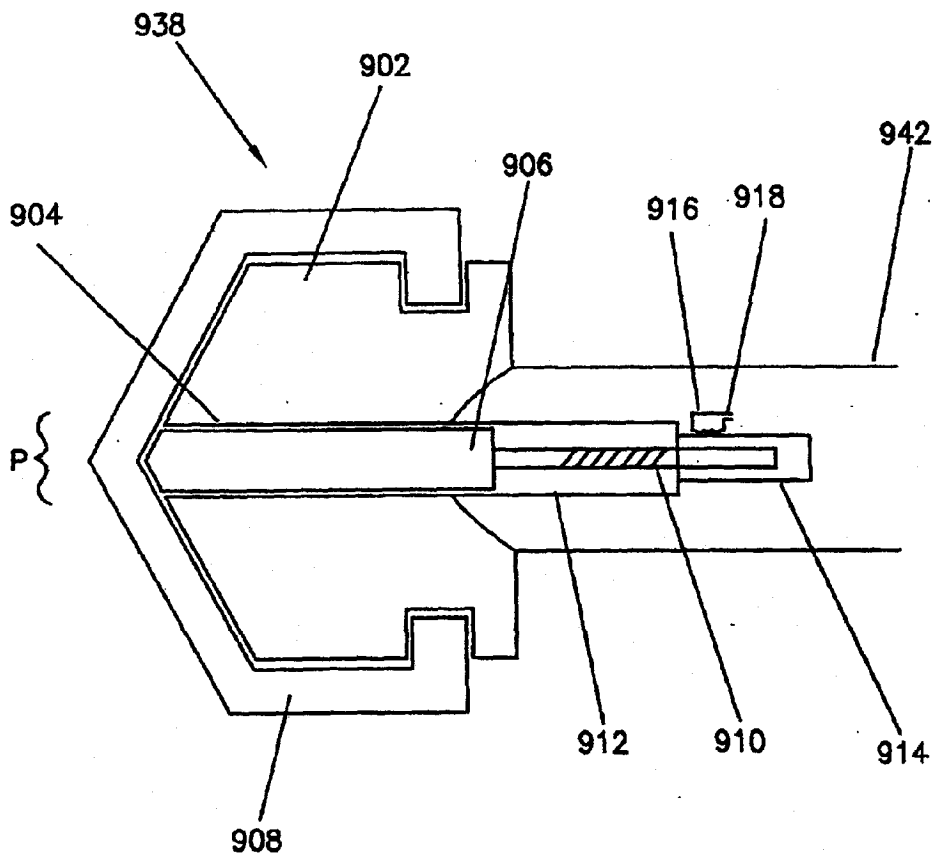


图 30

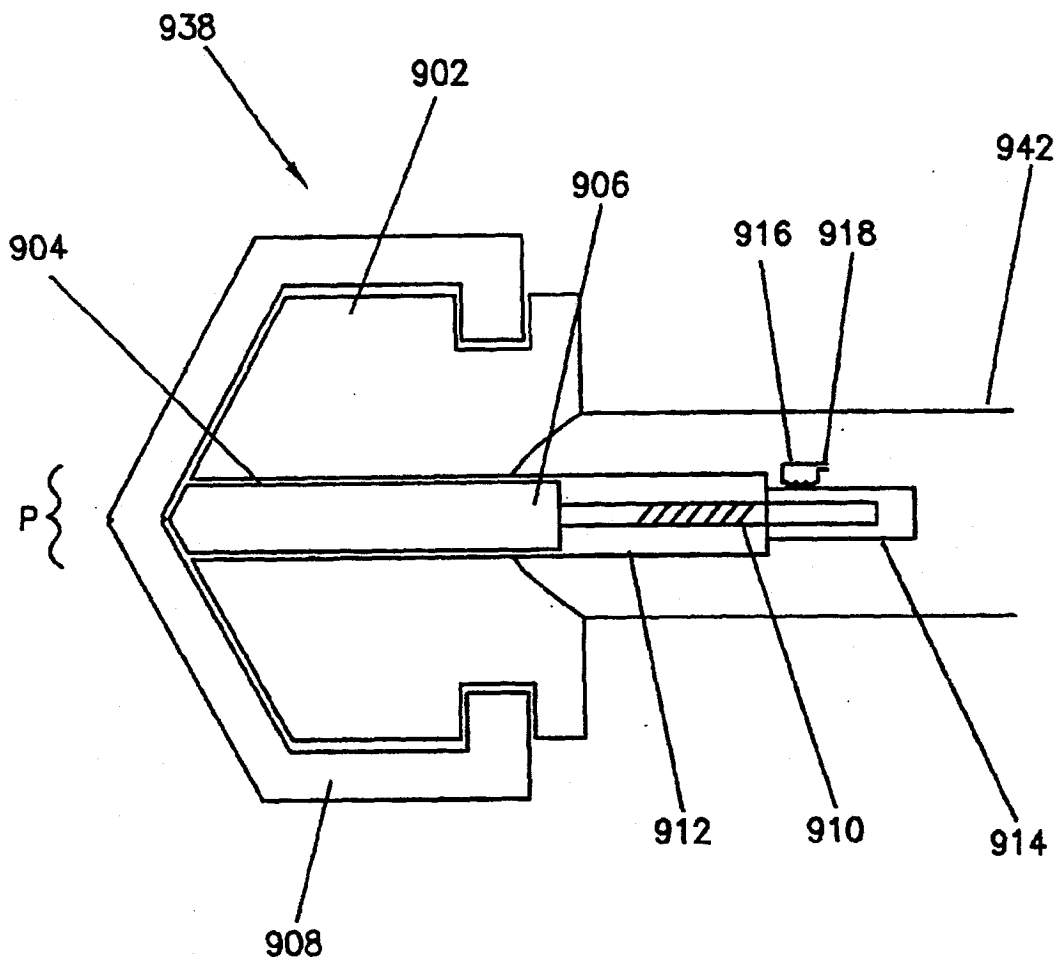


图 31

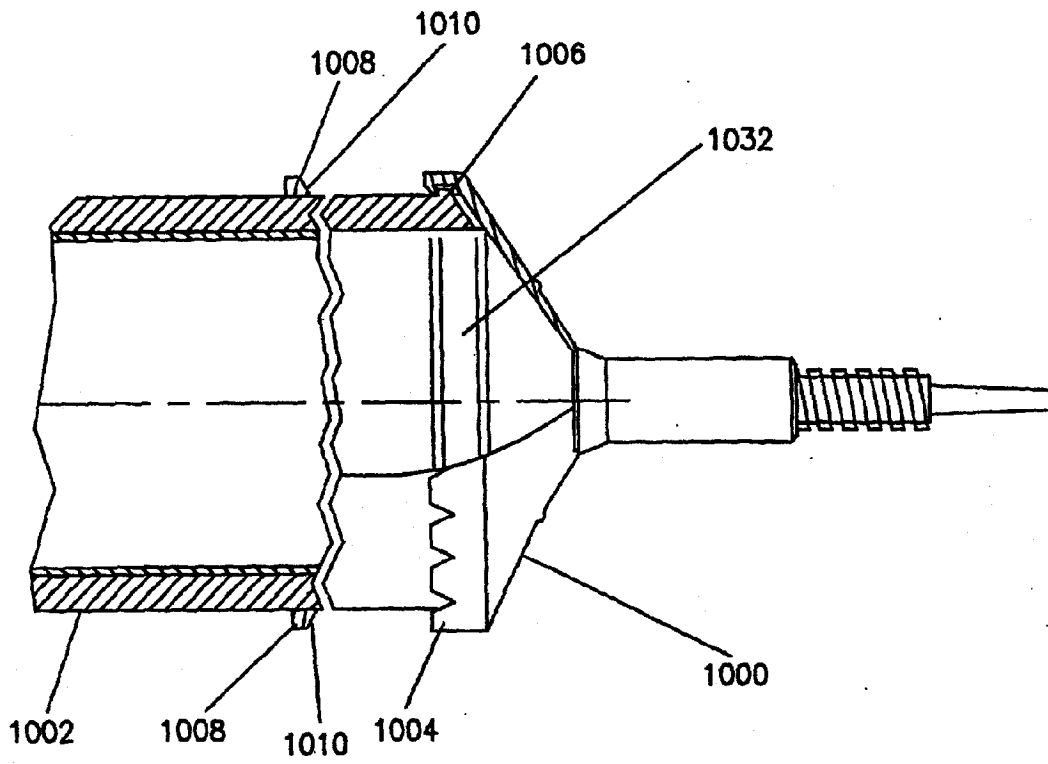


图 32

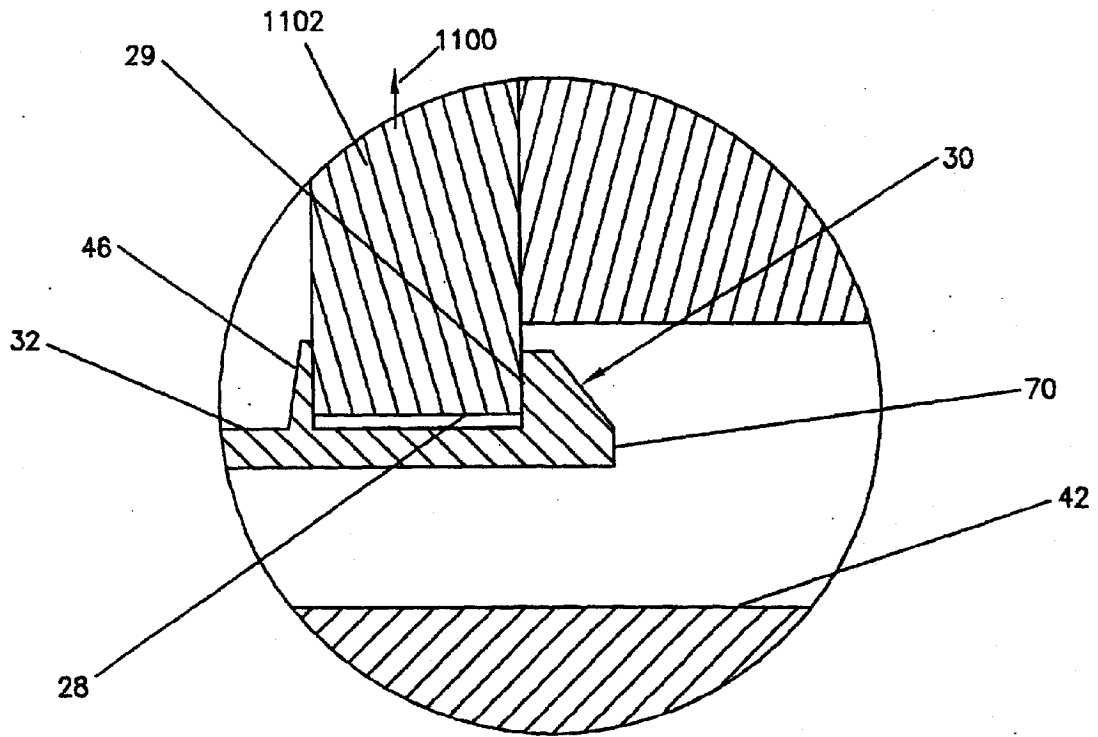


图 33

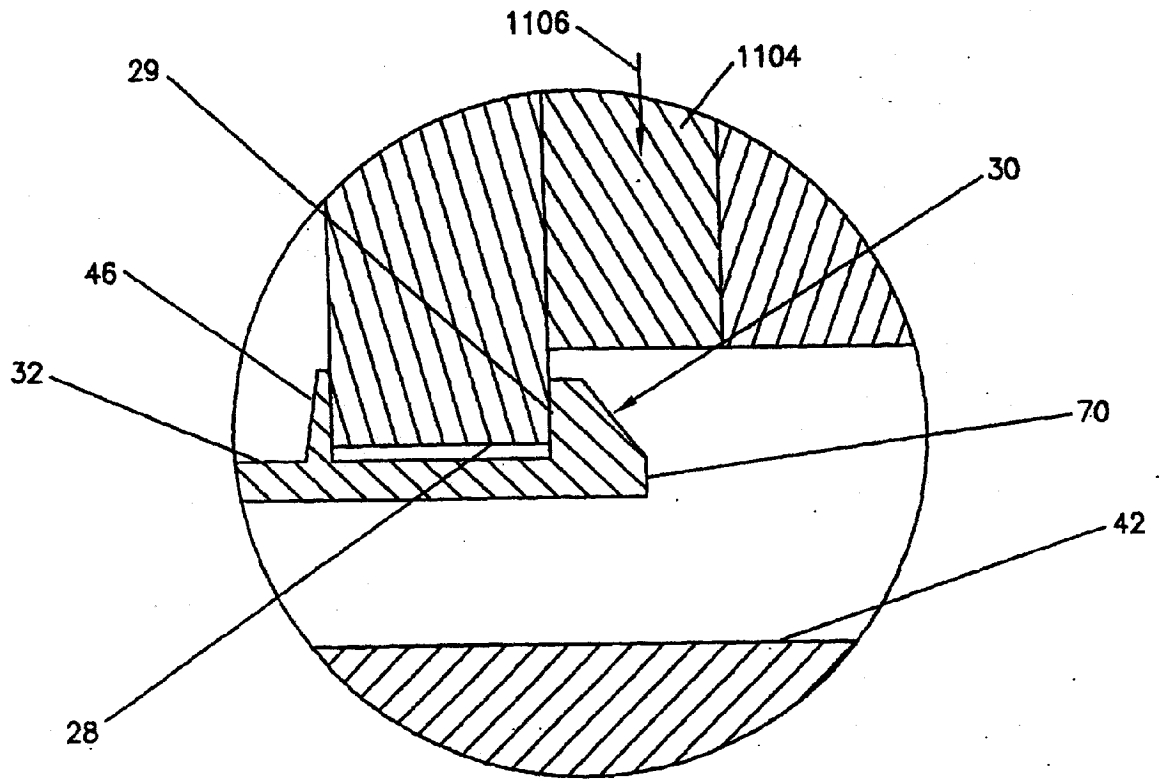


图 34

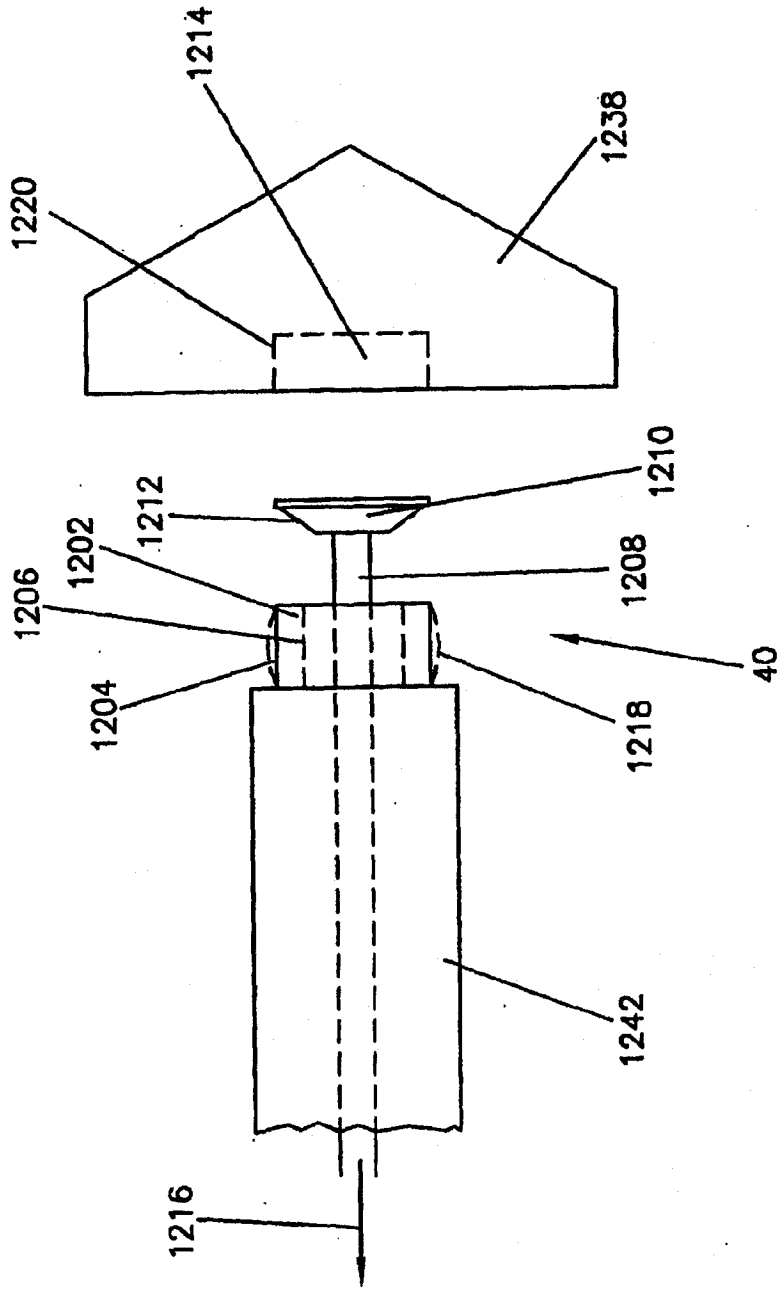


图 35

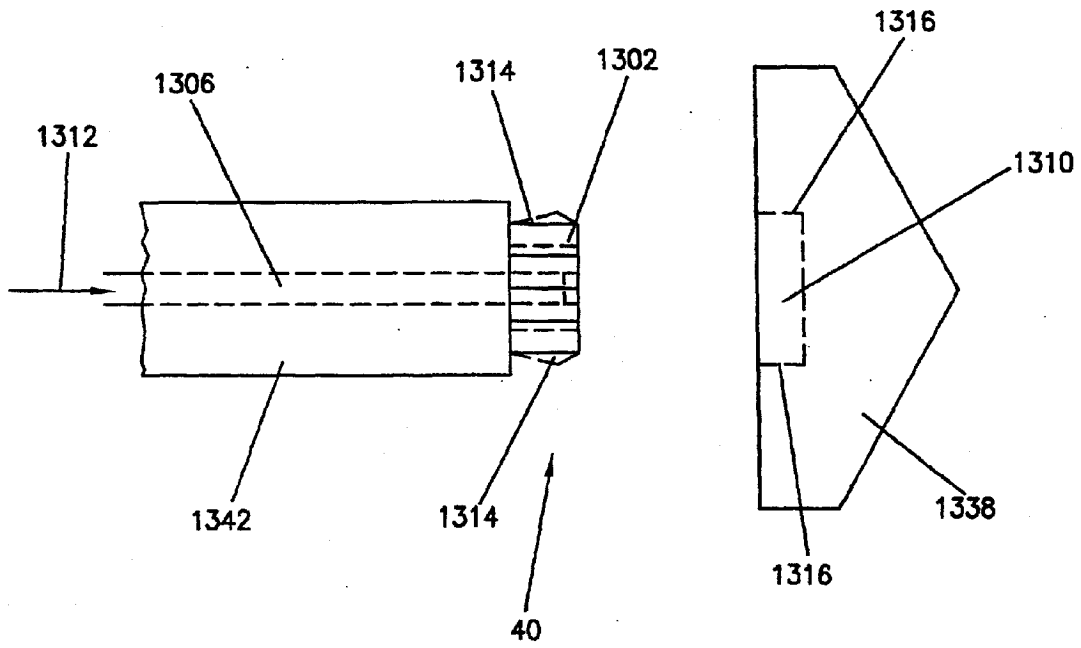


图 36

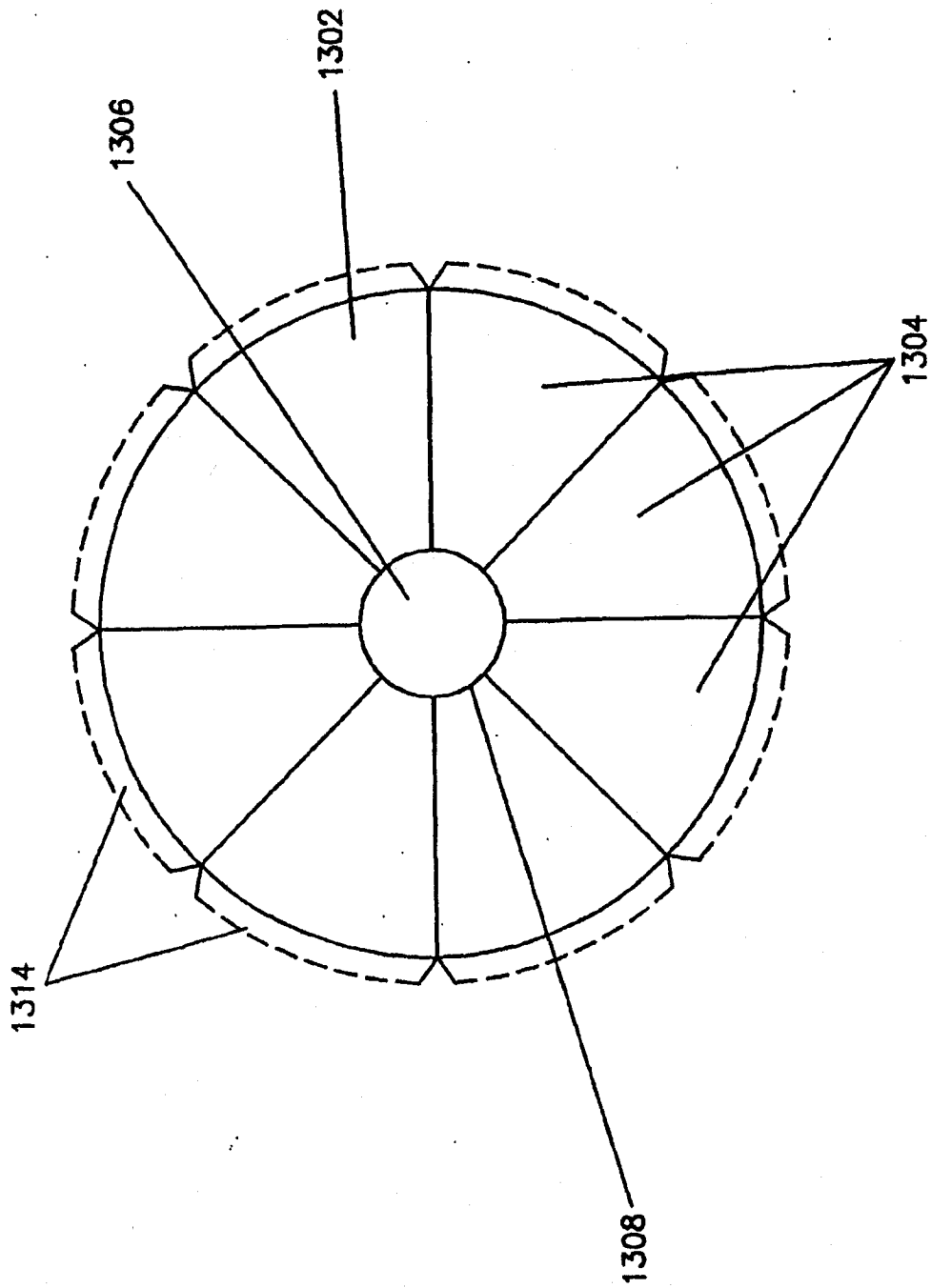


图 37

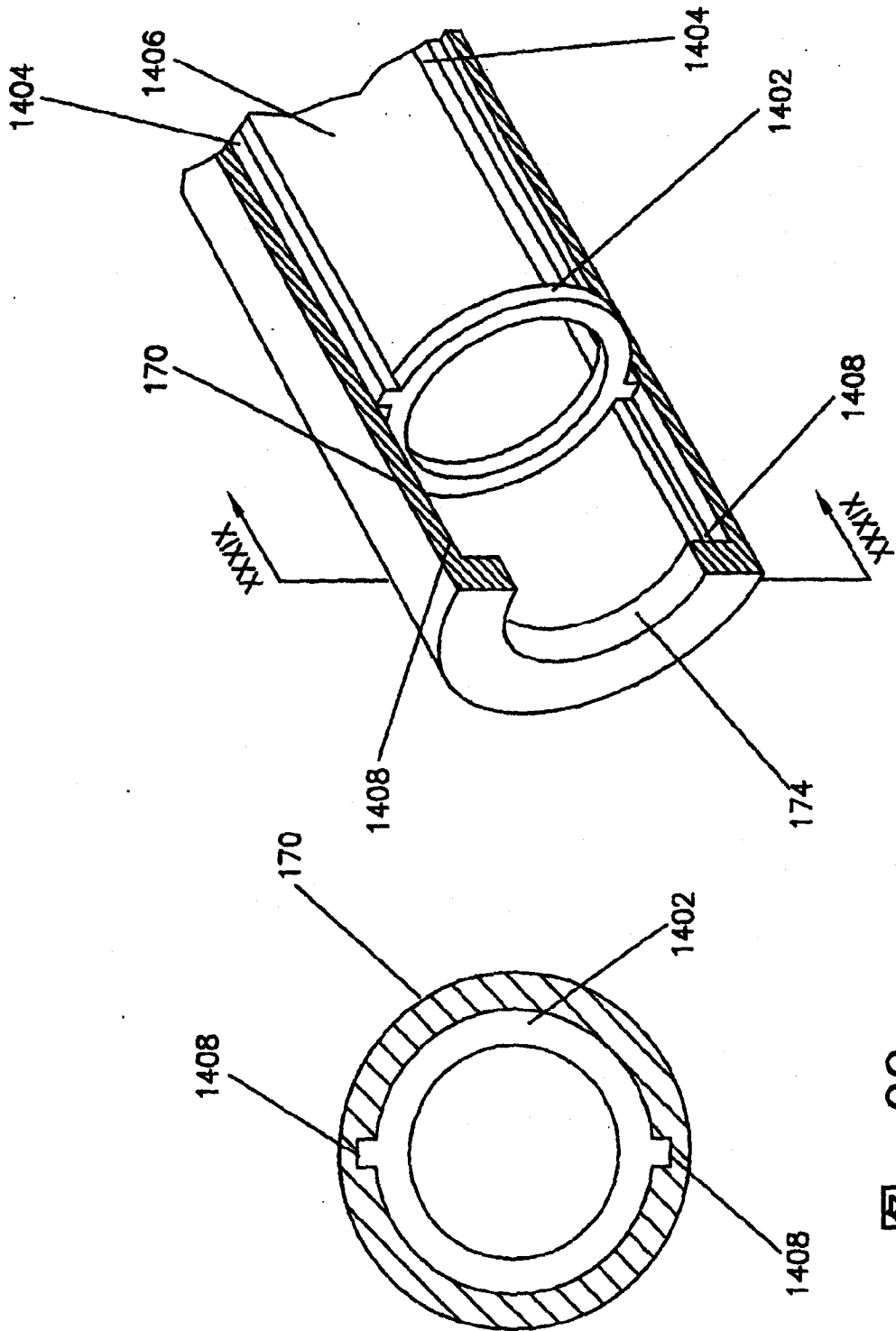


图 38

图 39

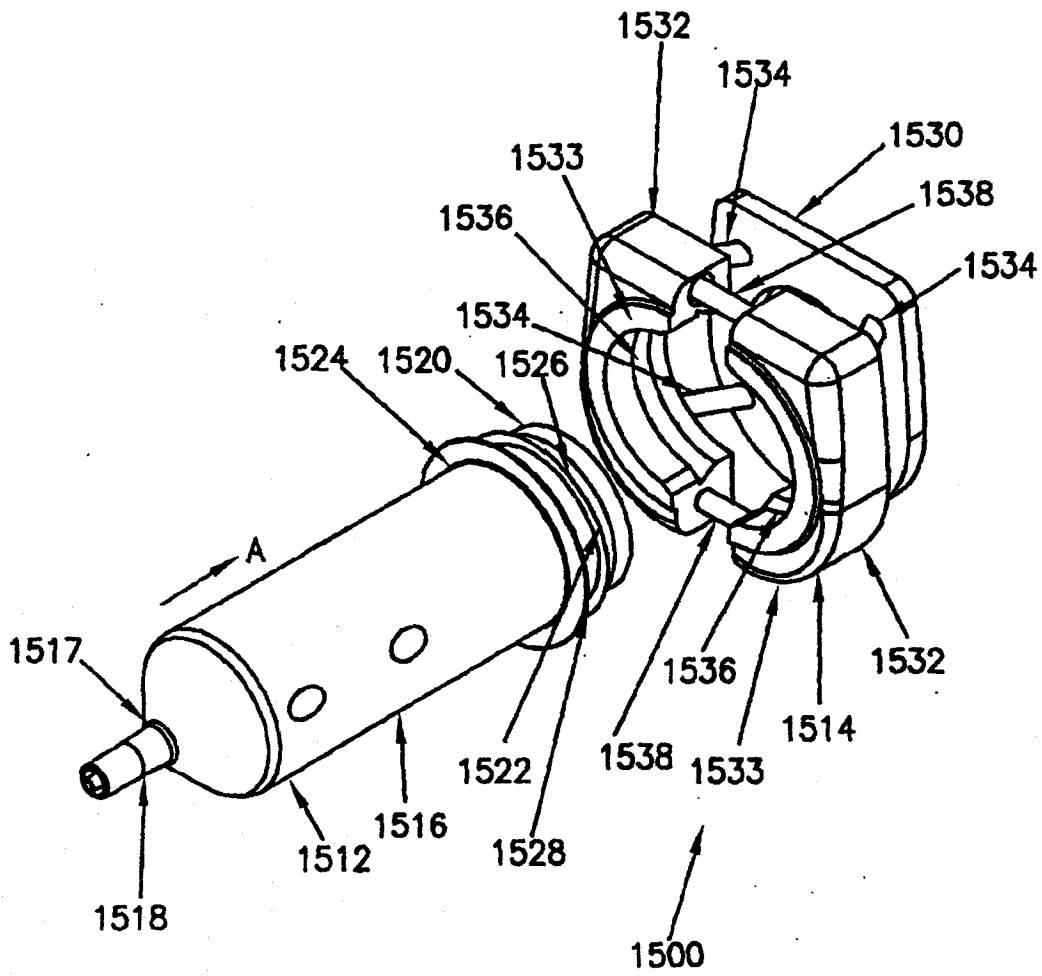


图 40A

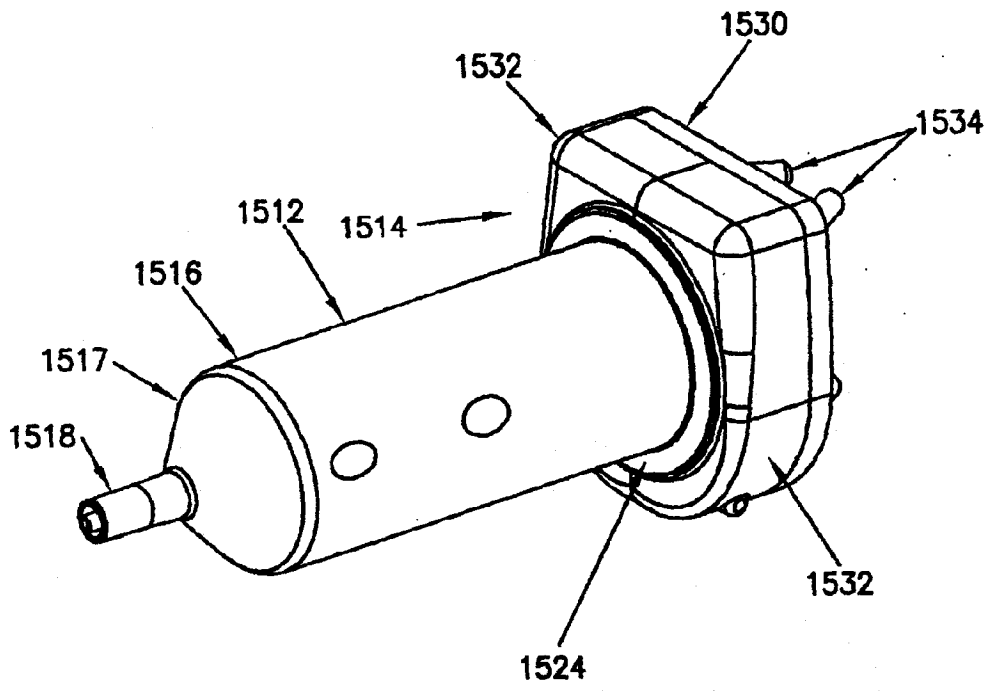


图 40B

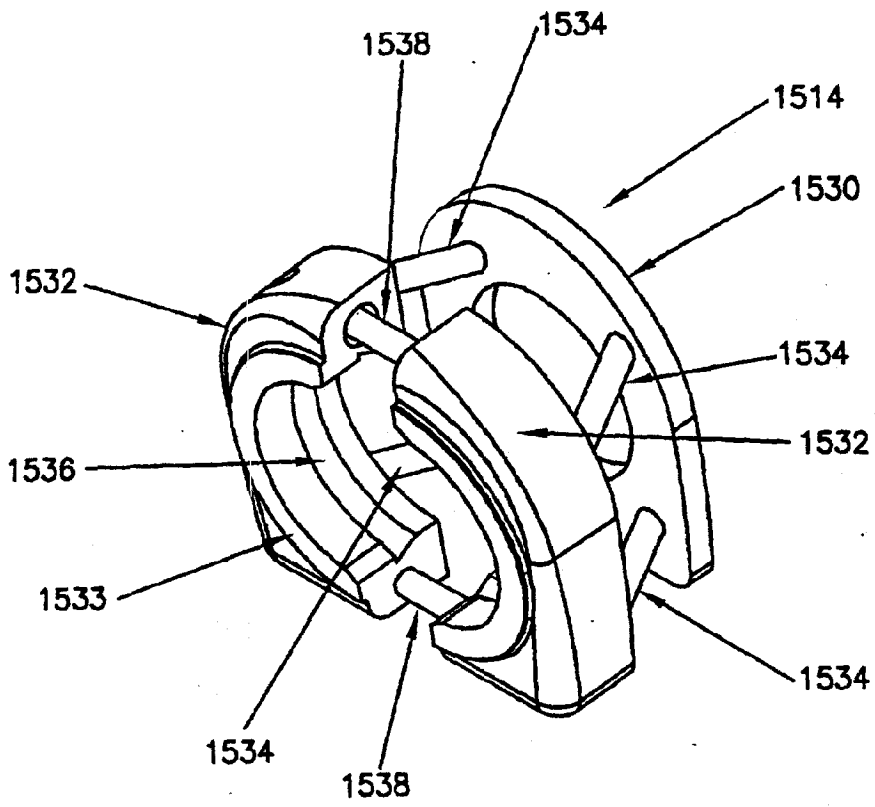


图 40C

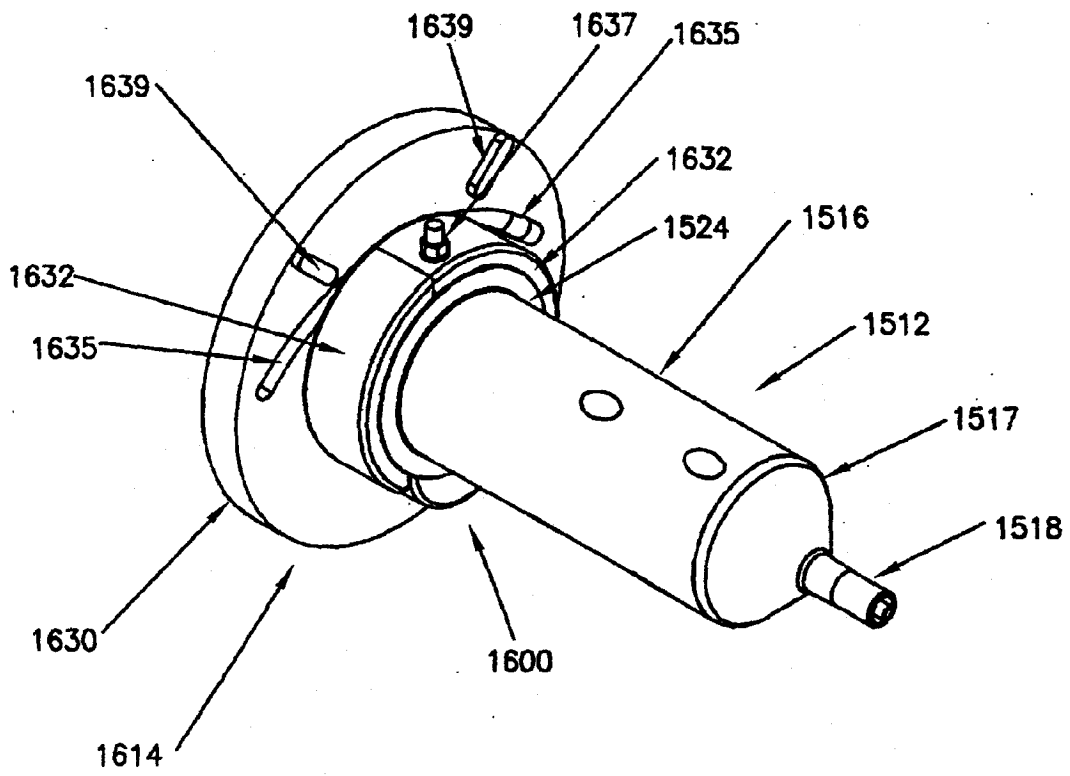


图 41A

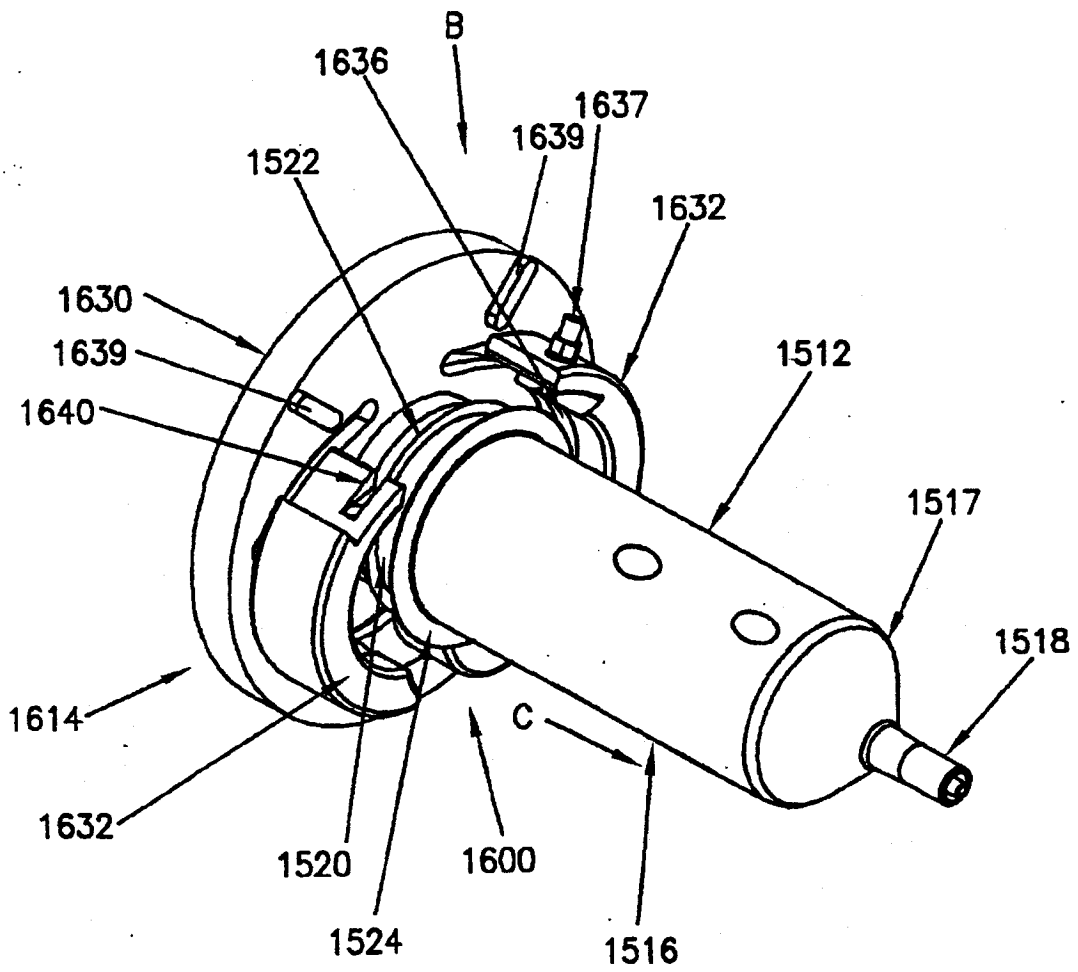


图 41B

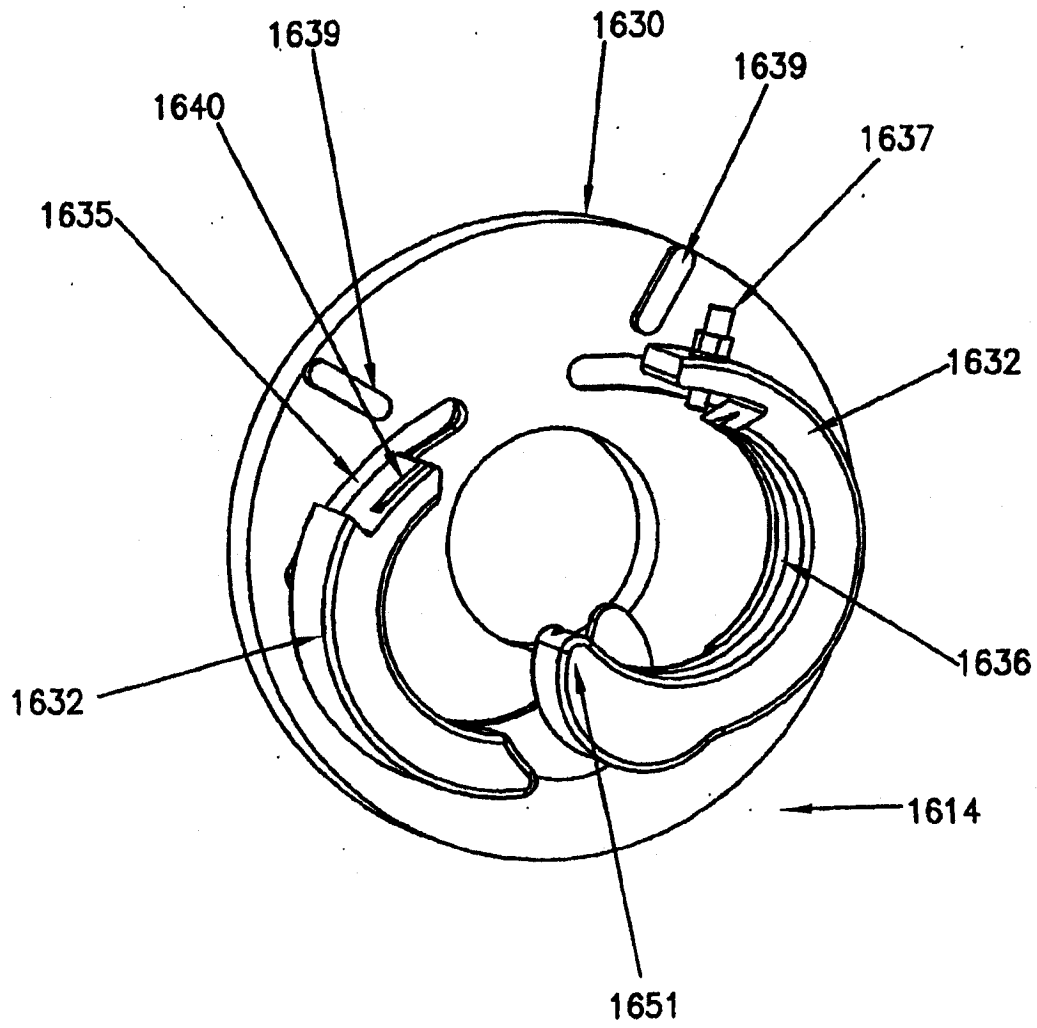


图 41C

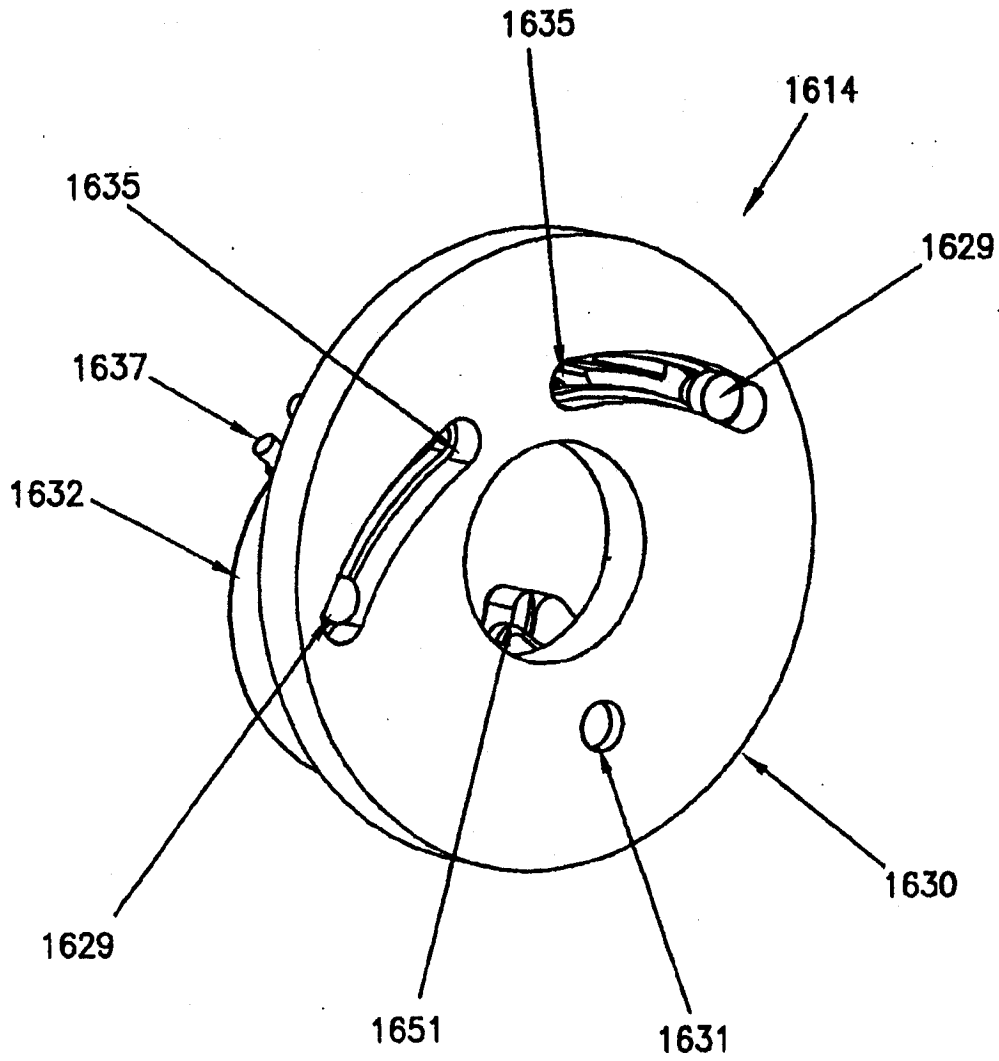


图 41D

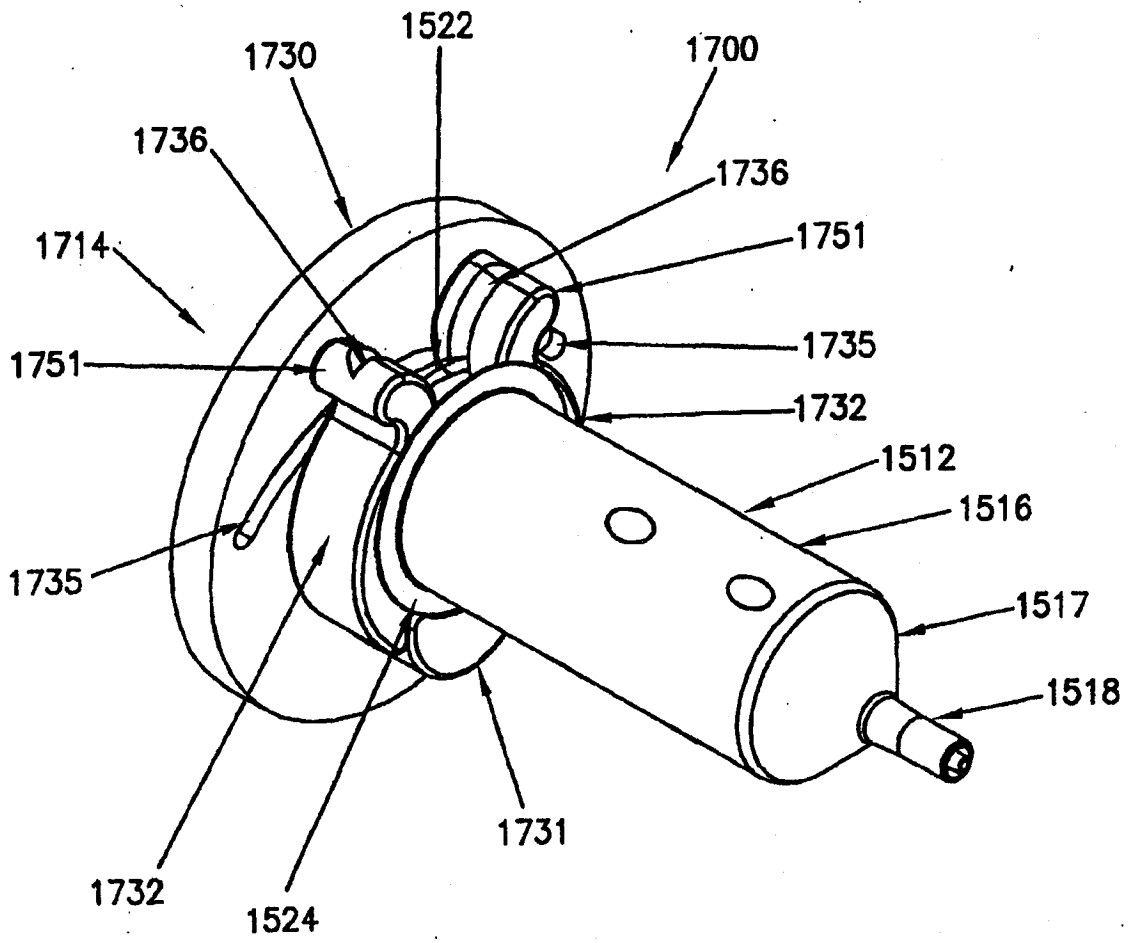


图 42A

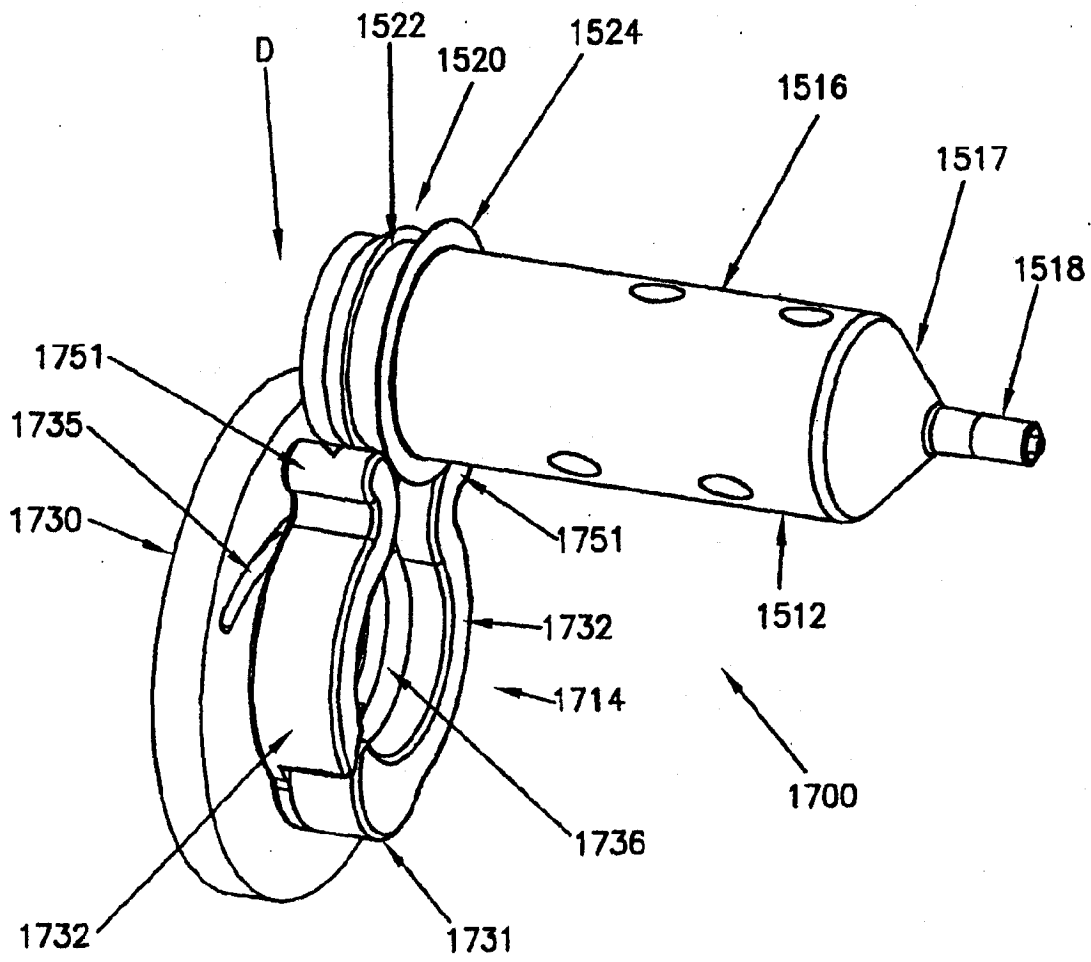


图 42B

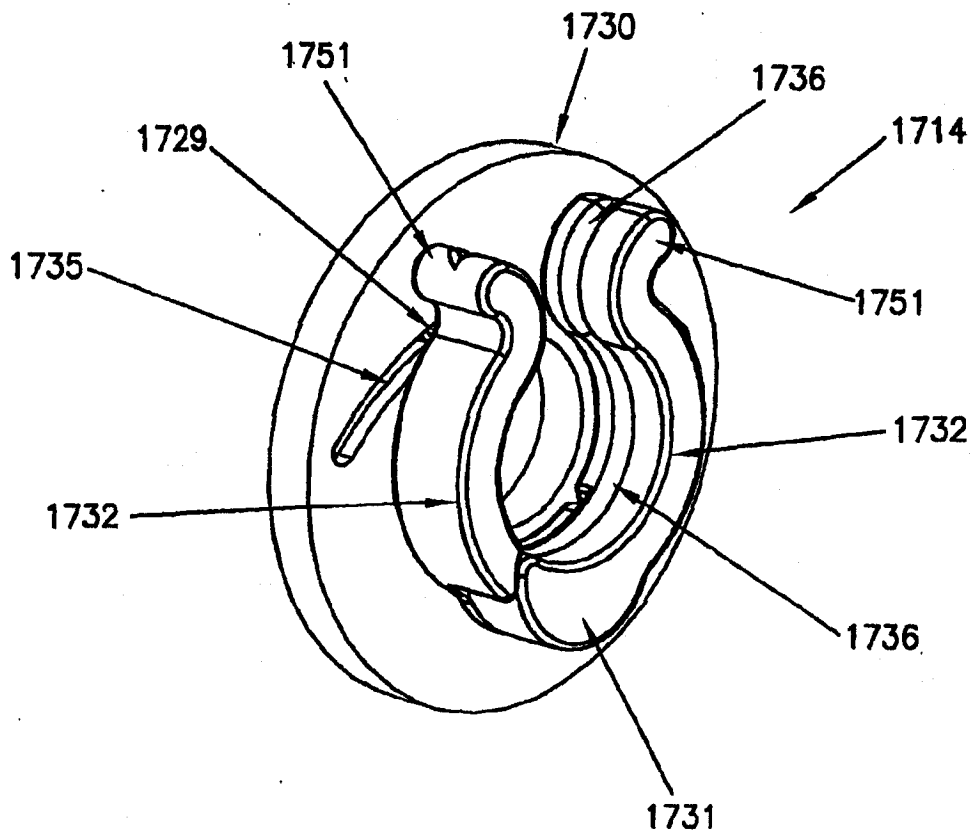


图 42C

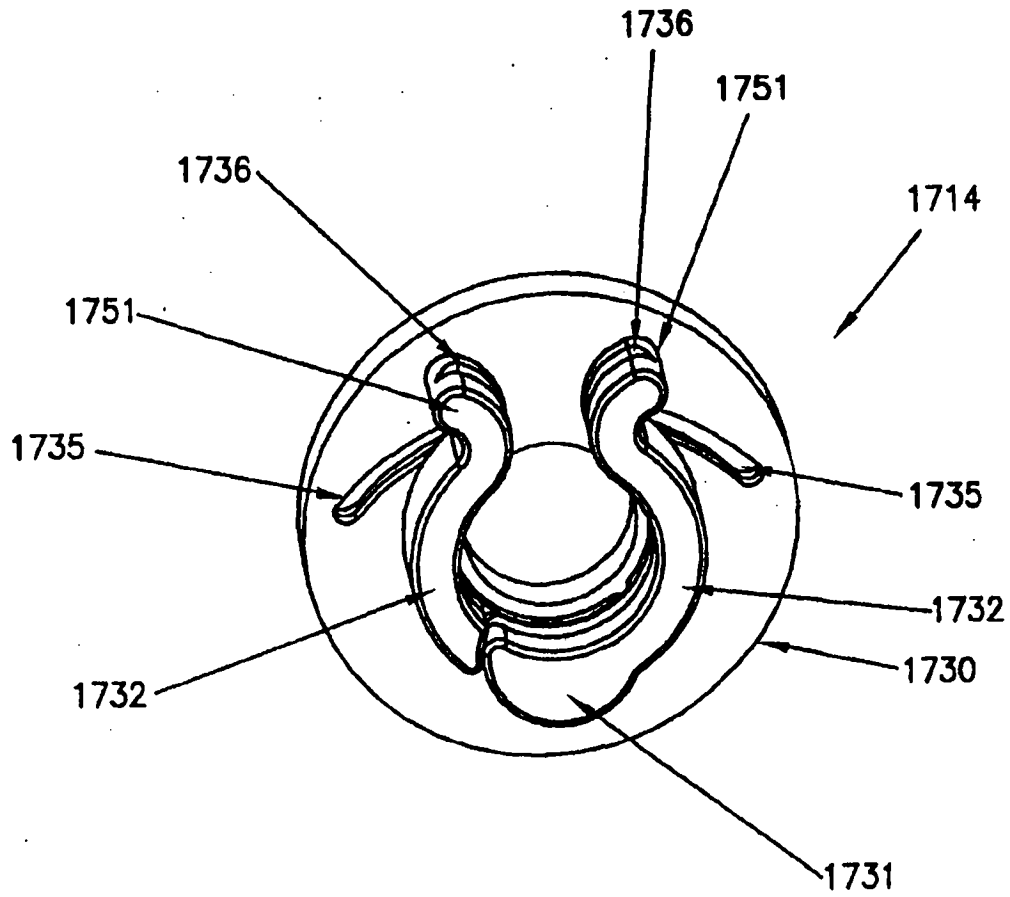


图 42D

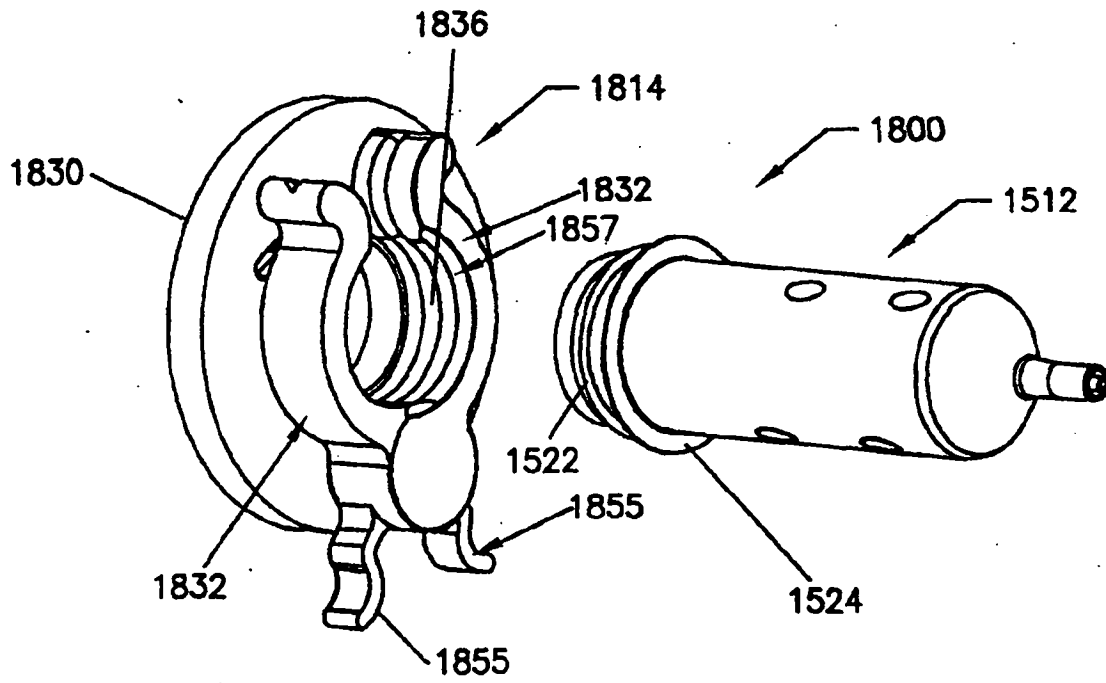


图 43A

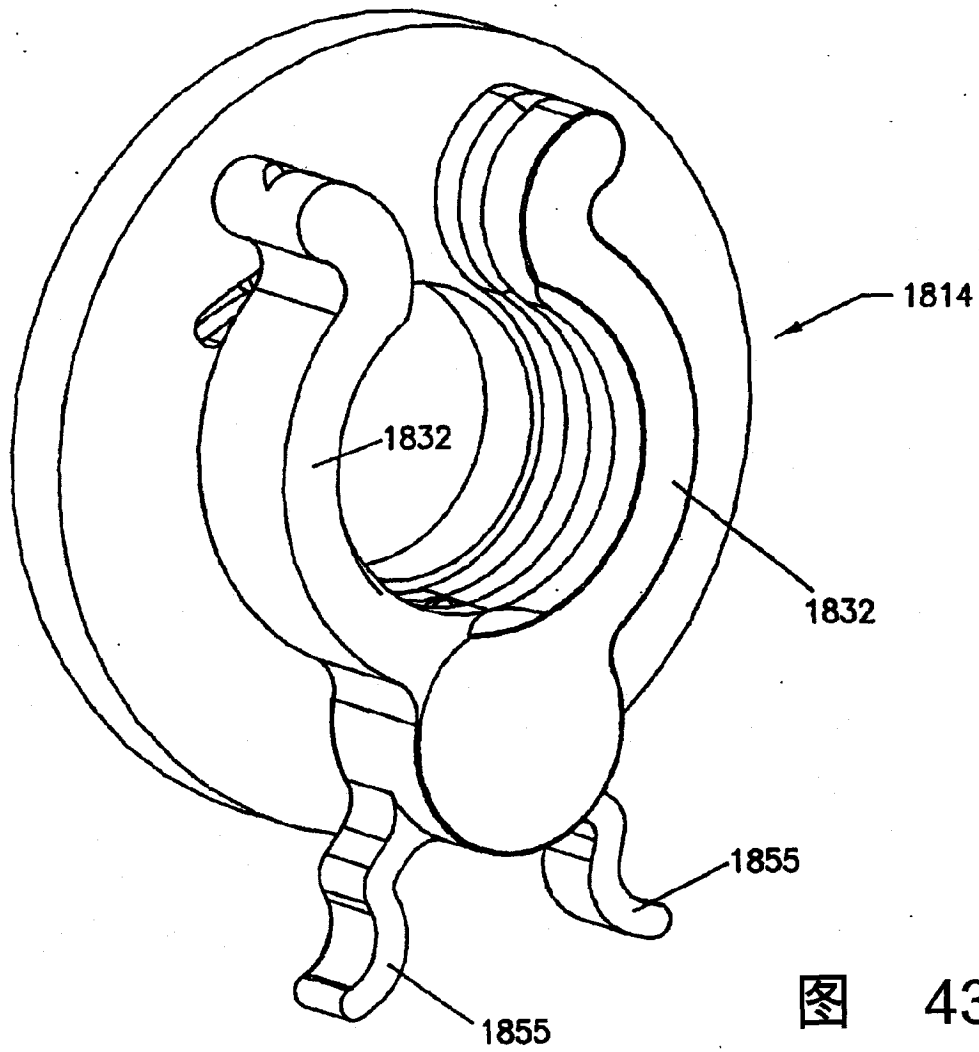


图 43B

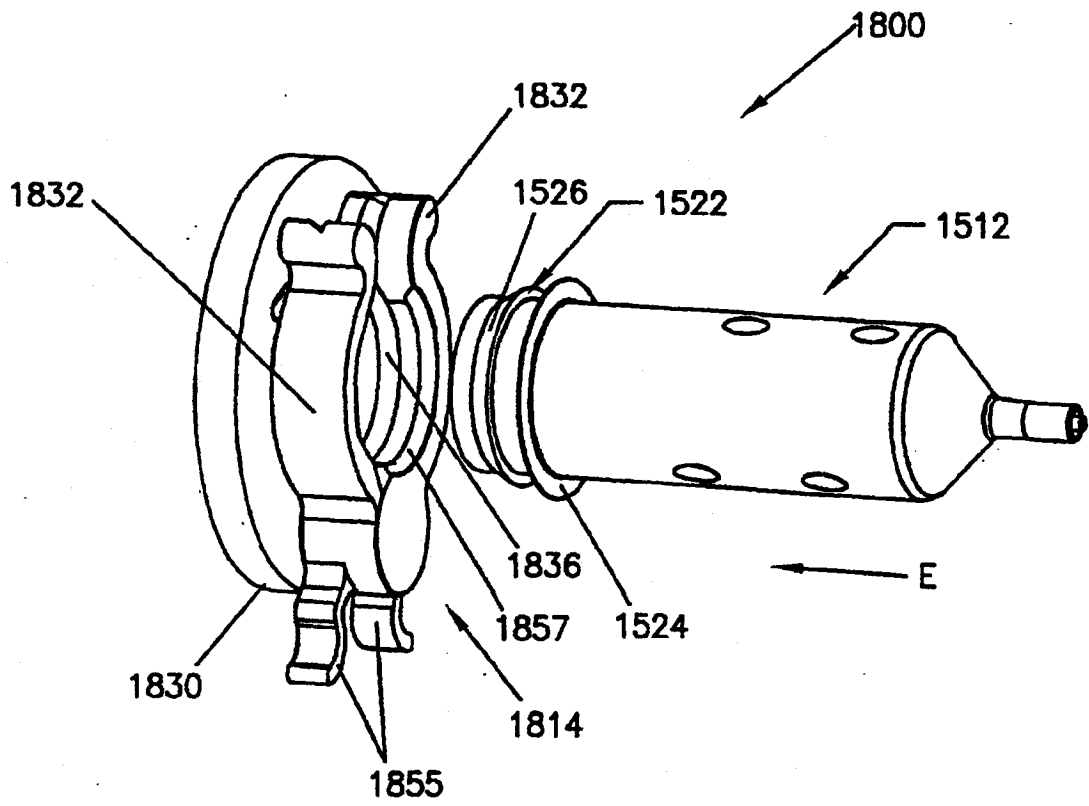


图 43C

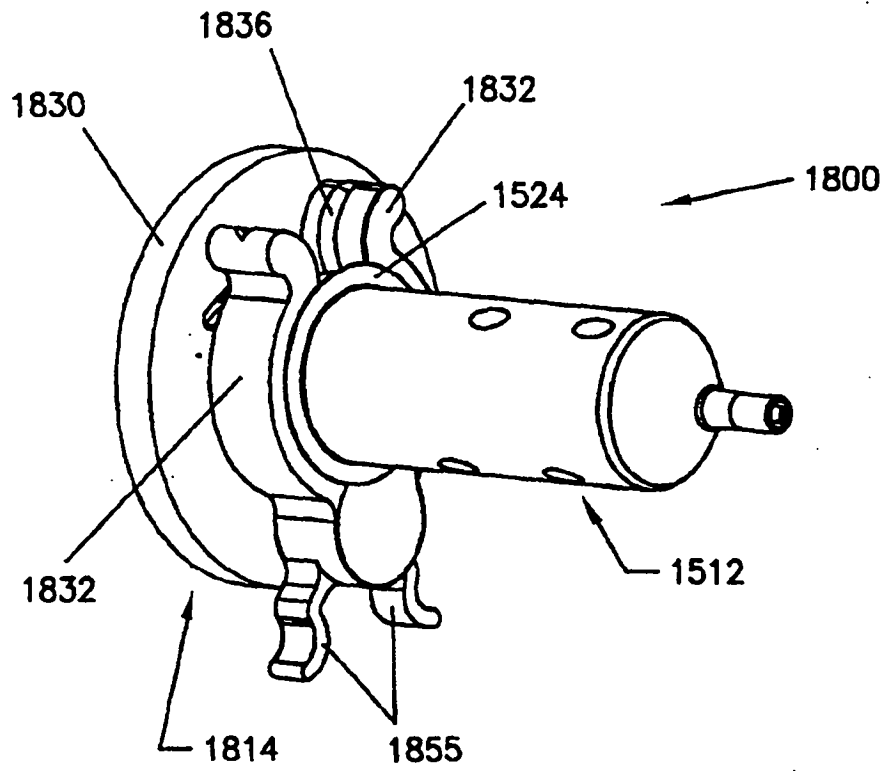


图 43D

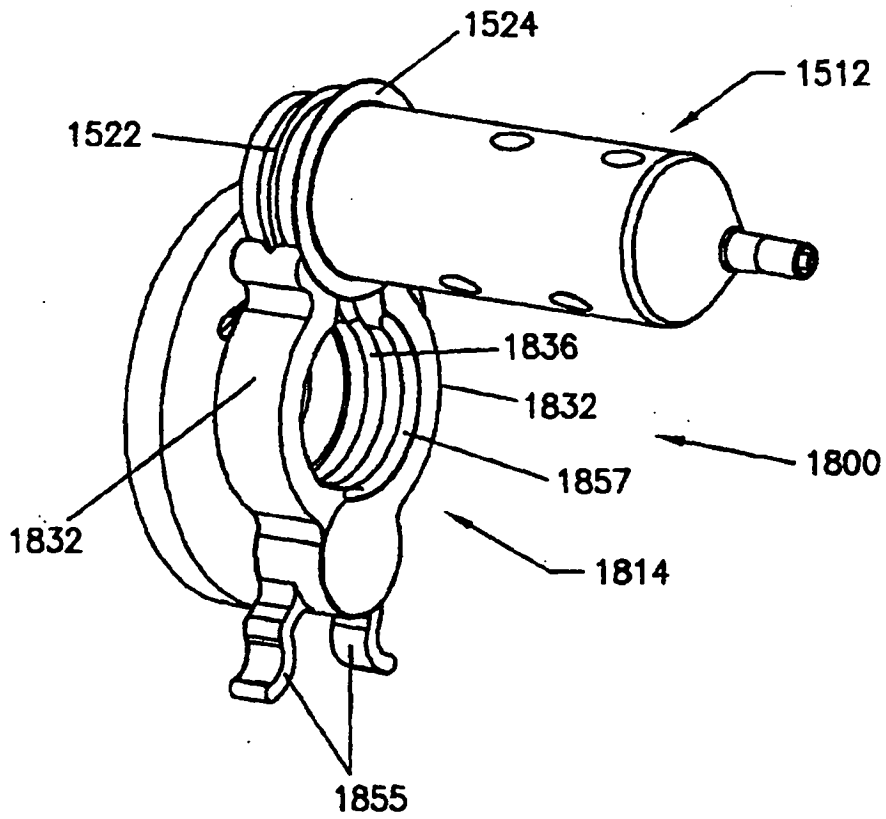


图 43E

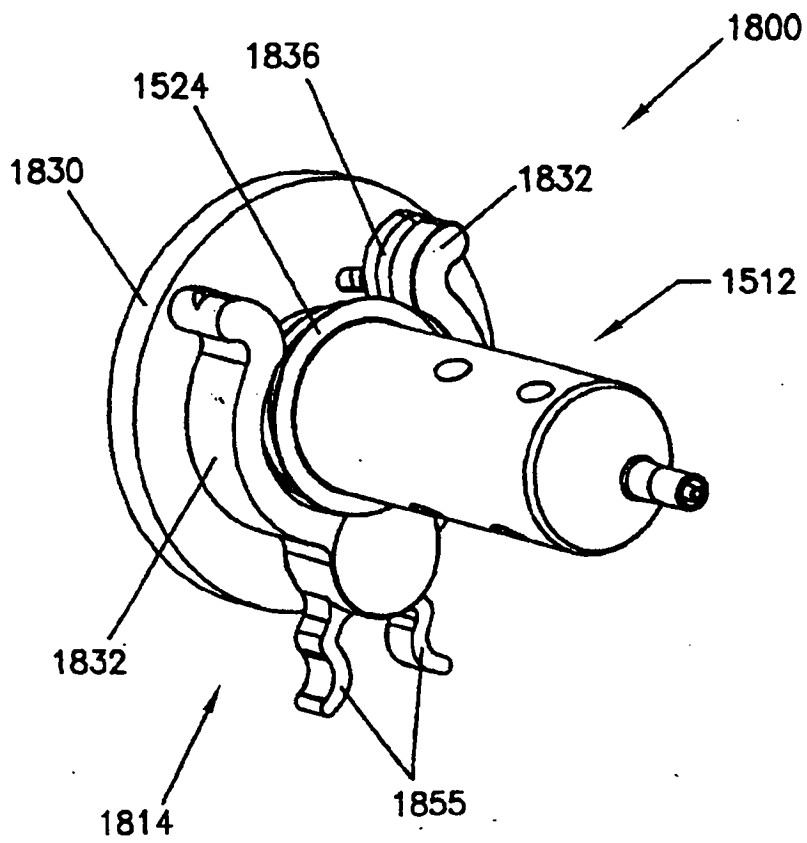


图 43F

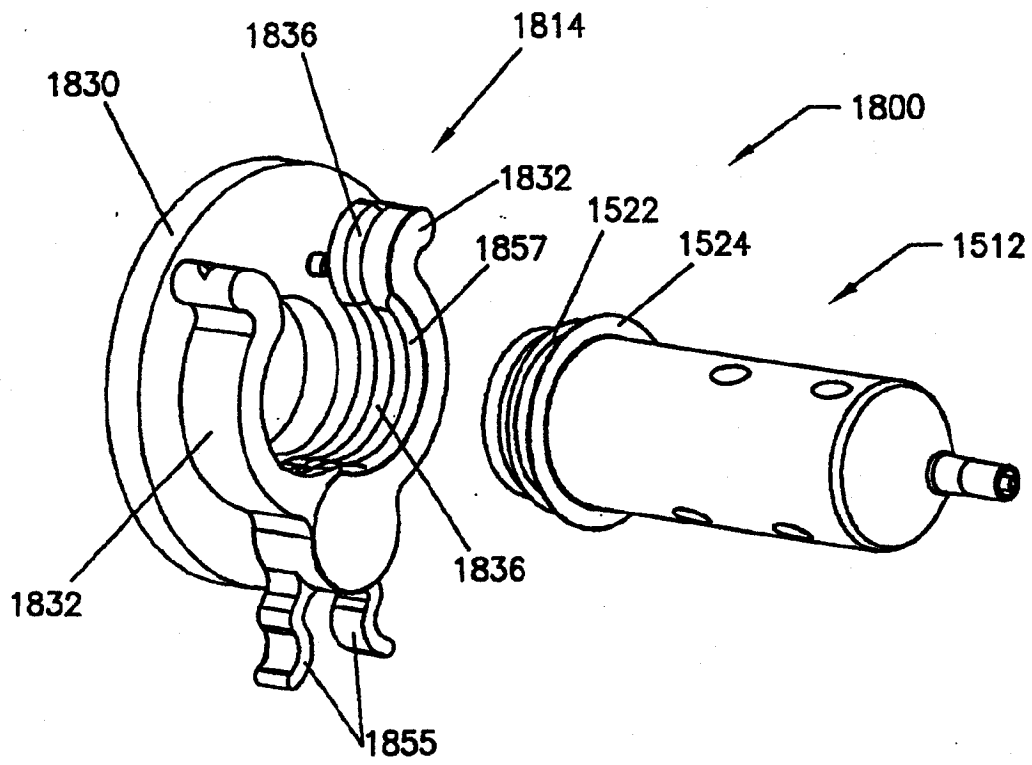


图 43G

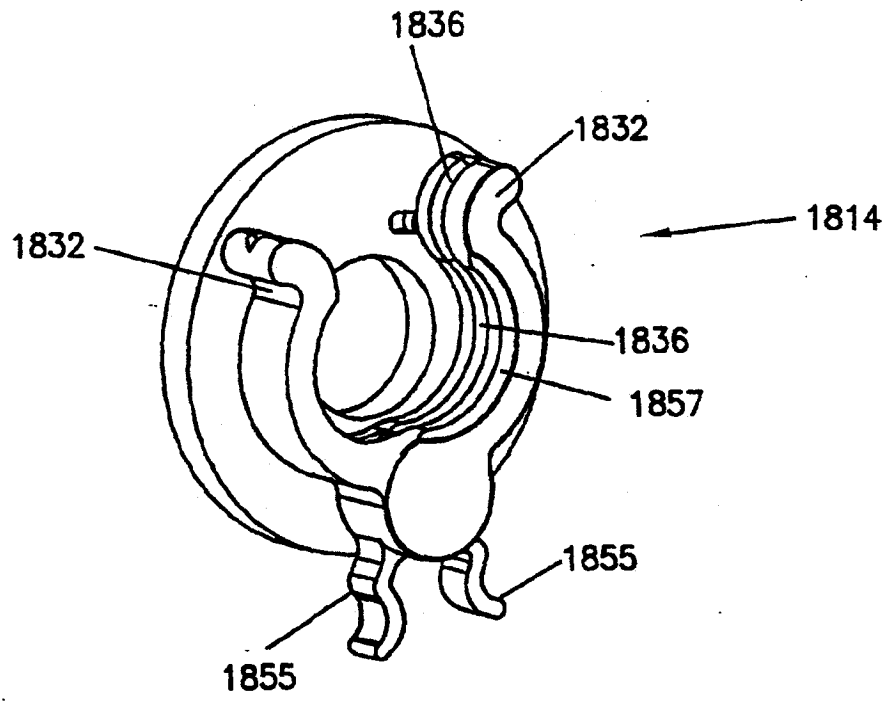


图 43H

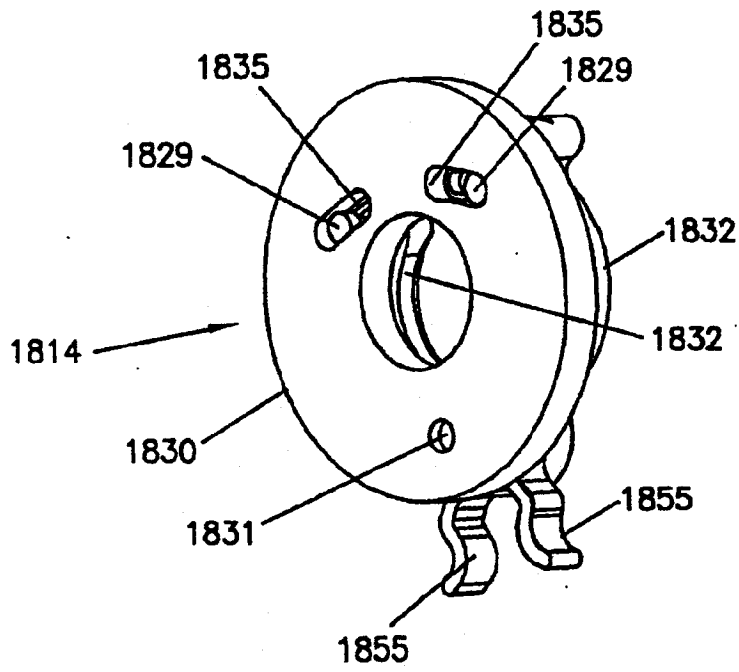


图 43I

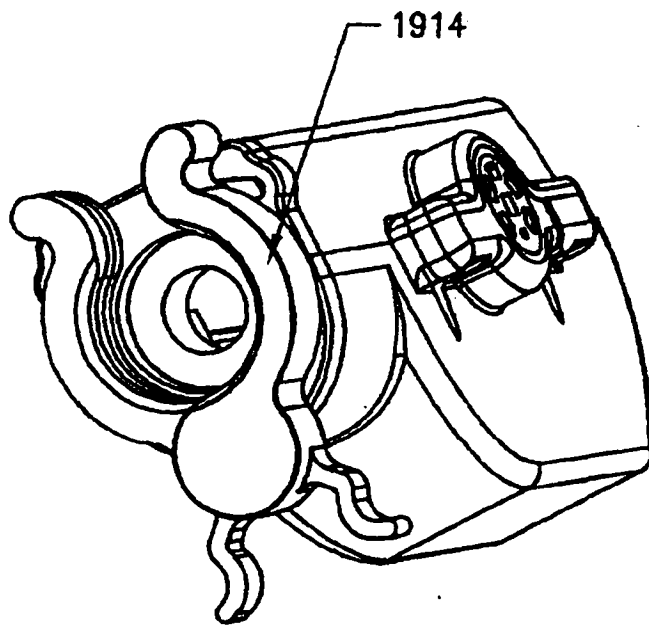


图 44A

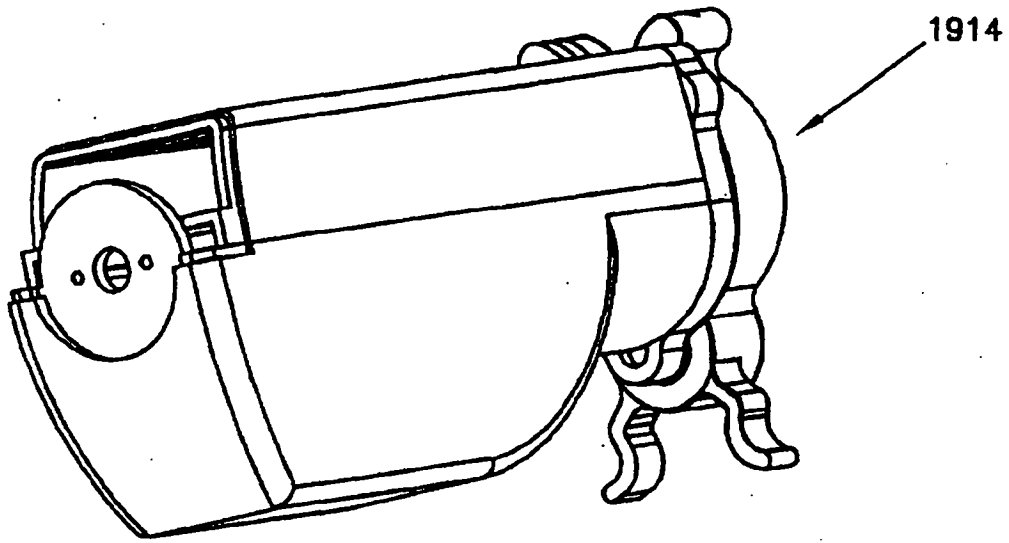


图 44B

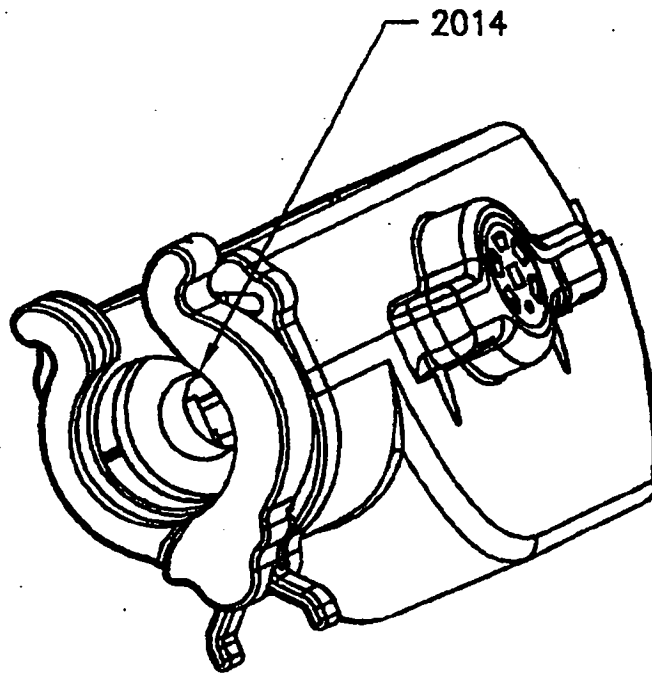


图 45A

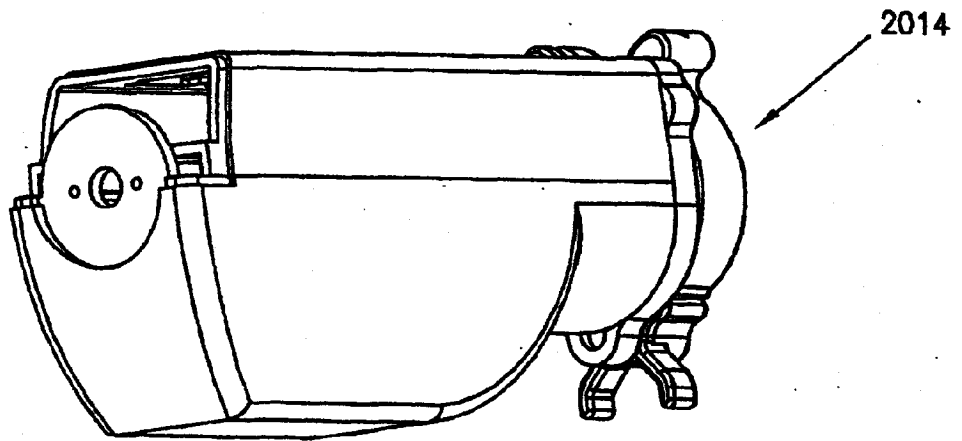


图 45B

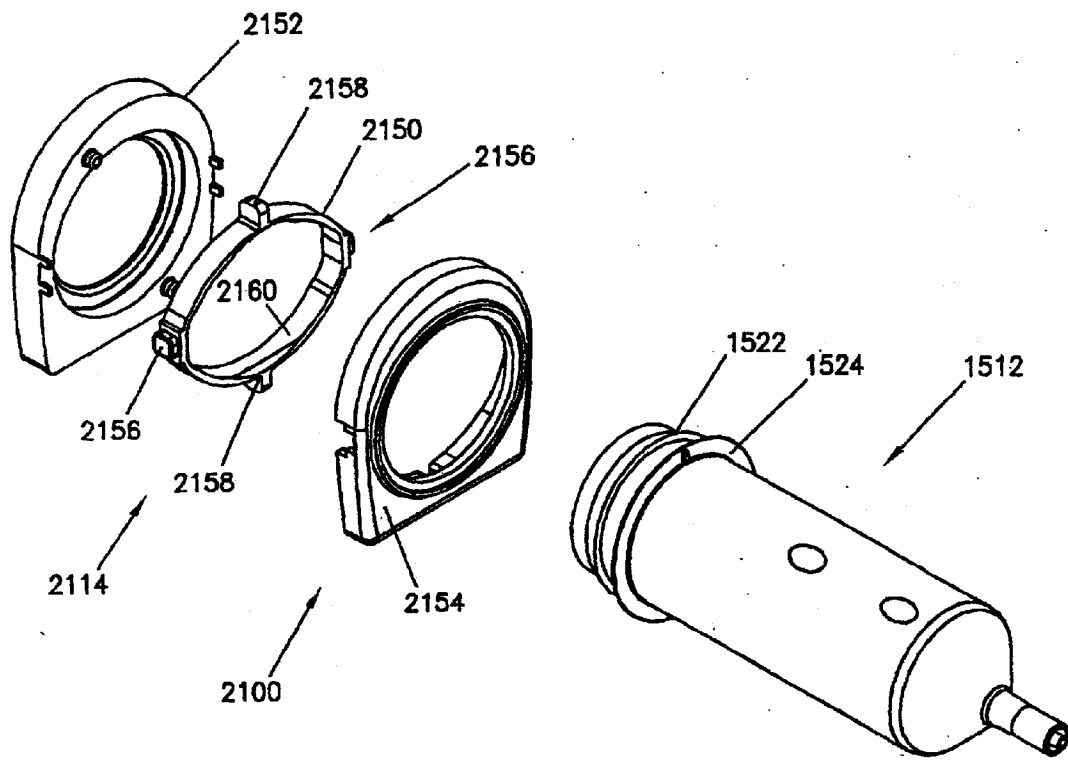


图 46A

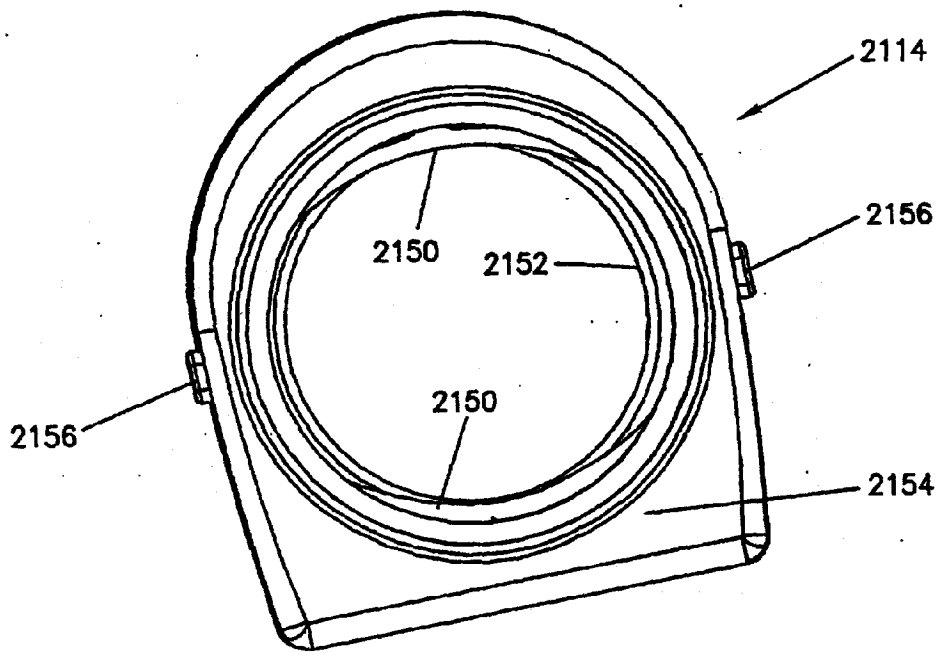


图 46B

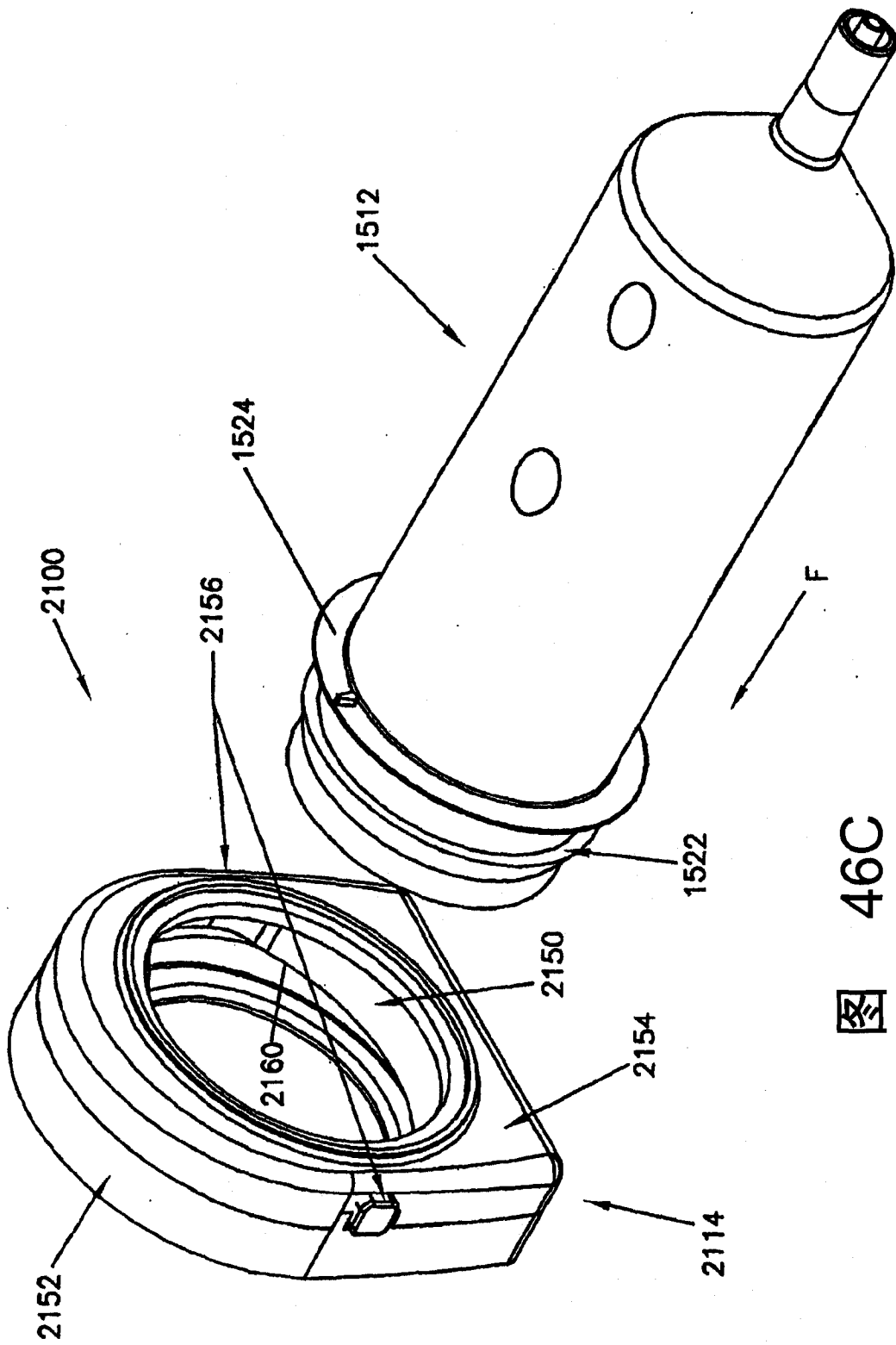


图 46C

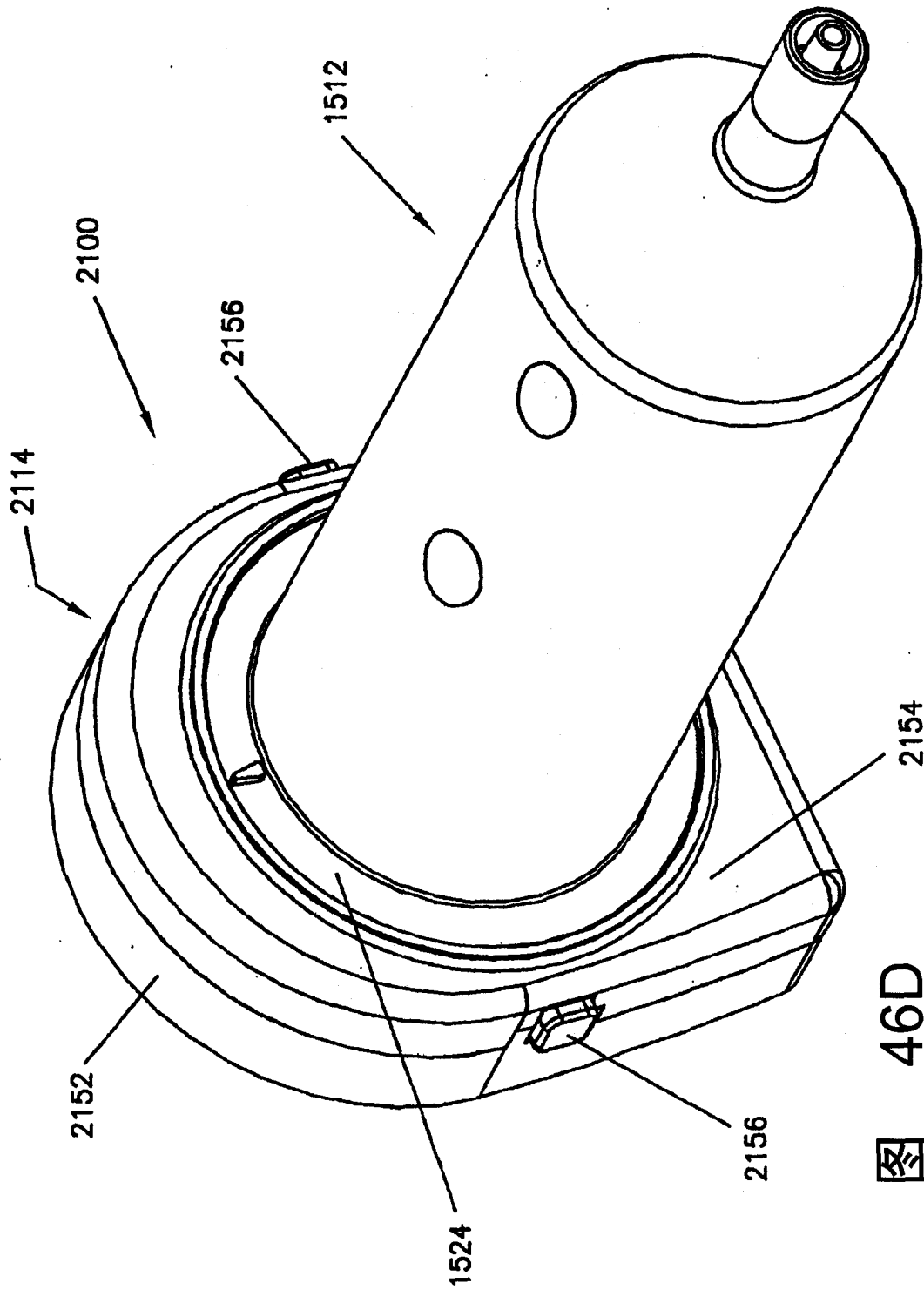


图 46D

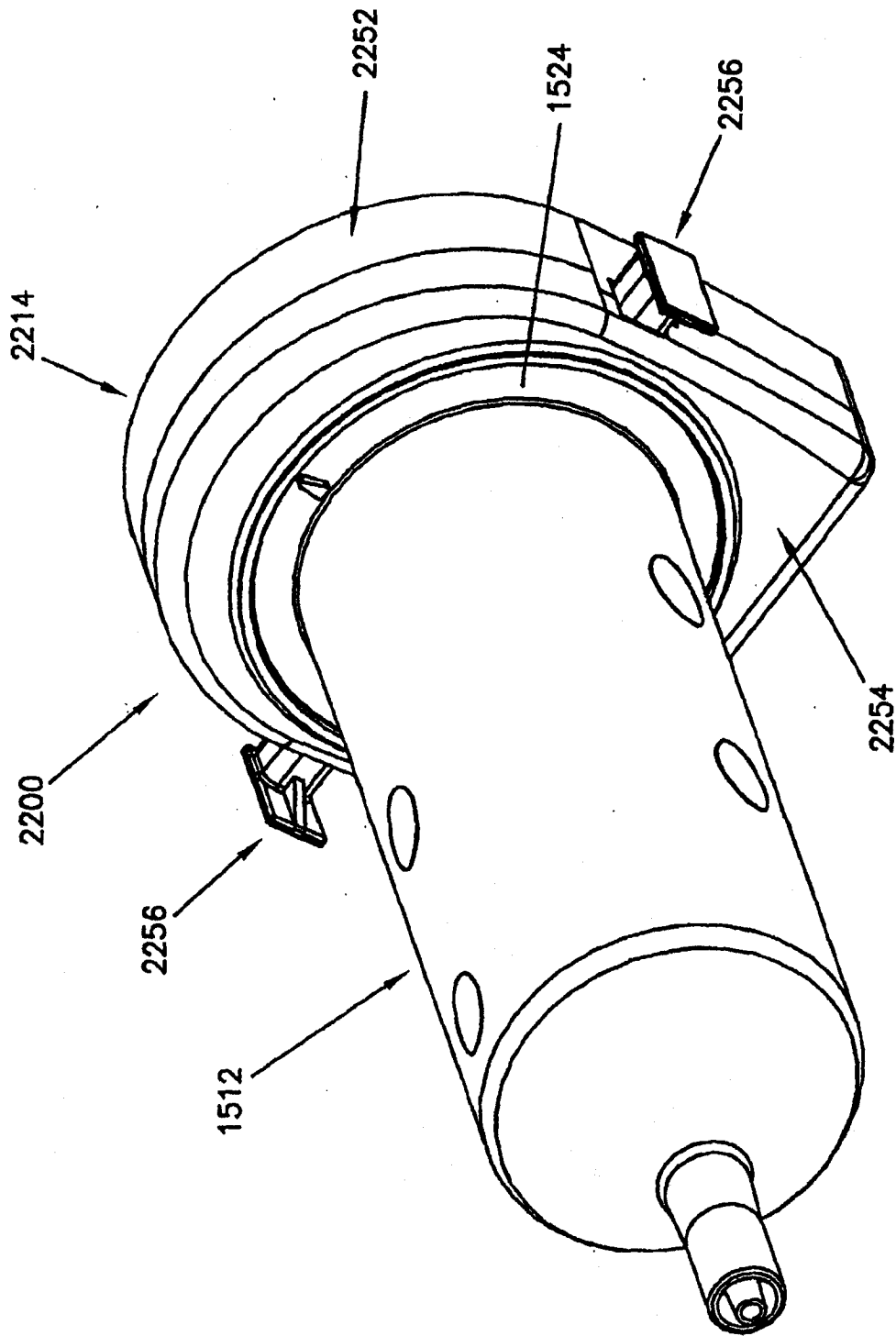


图 47A

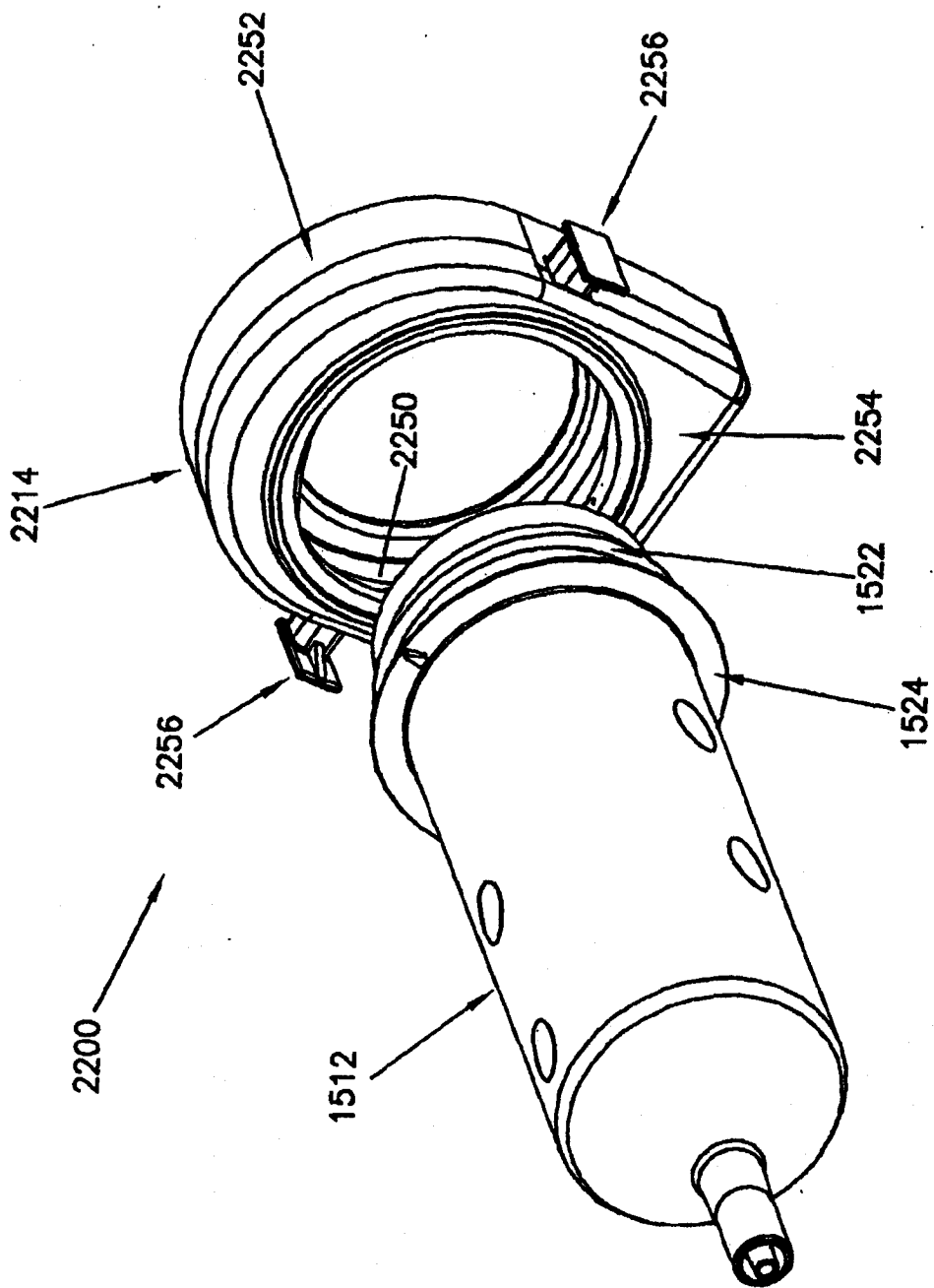


图 47B

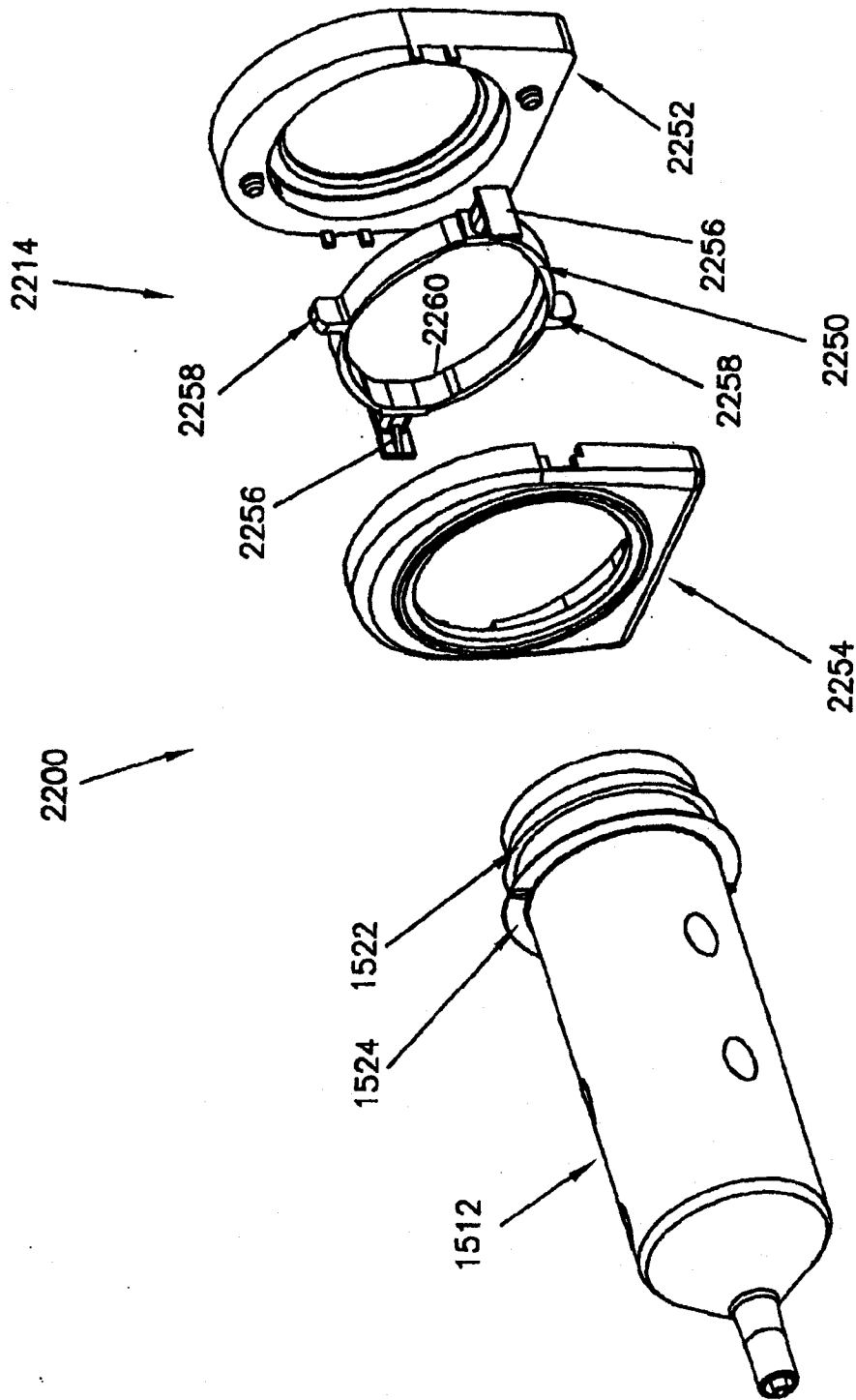


图 47C

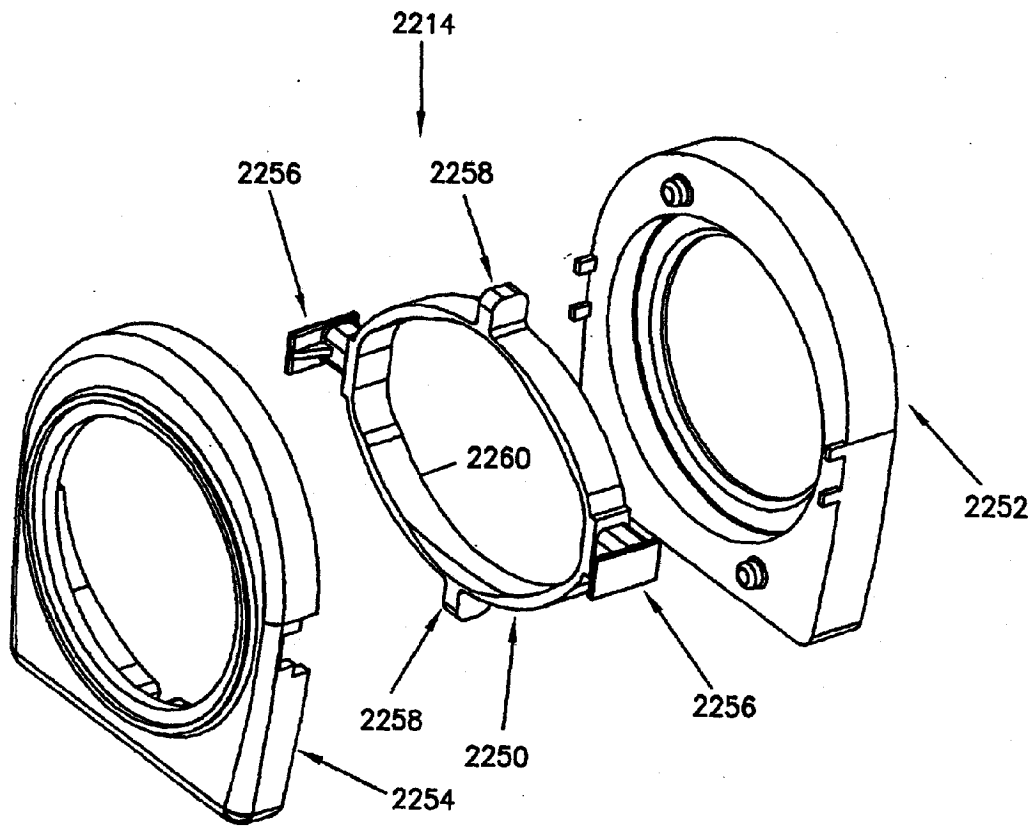


图 47D

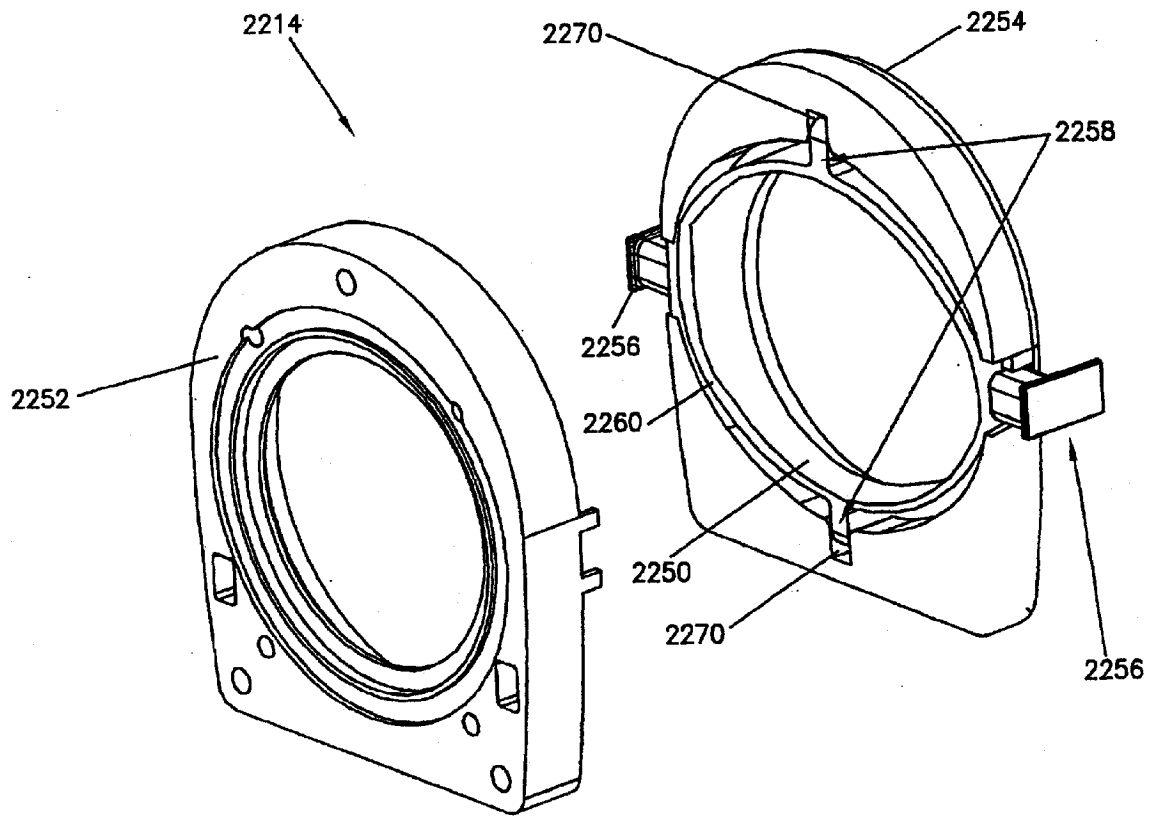


图 47E

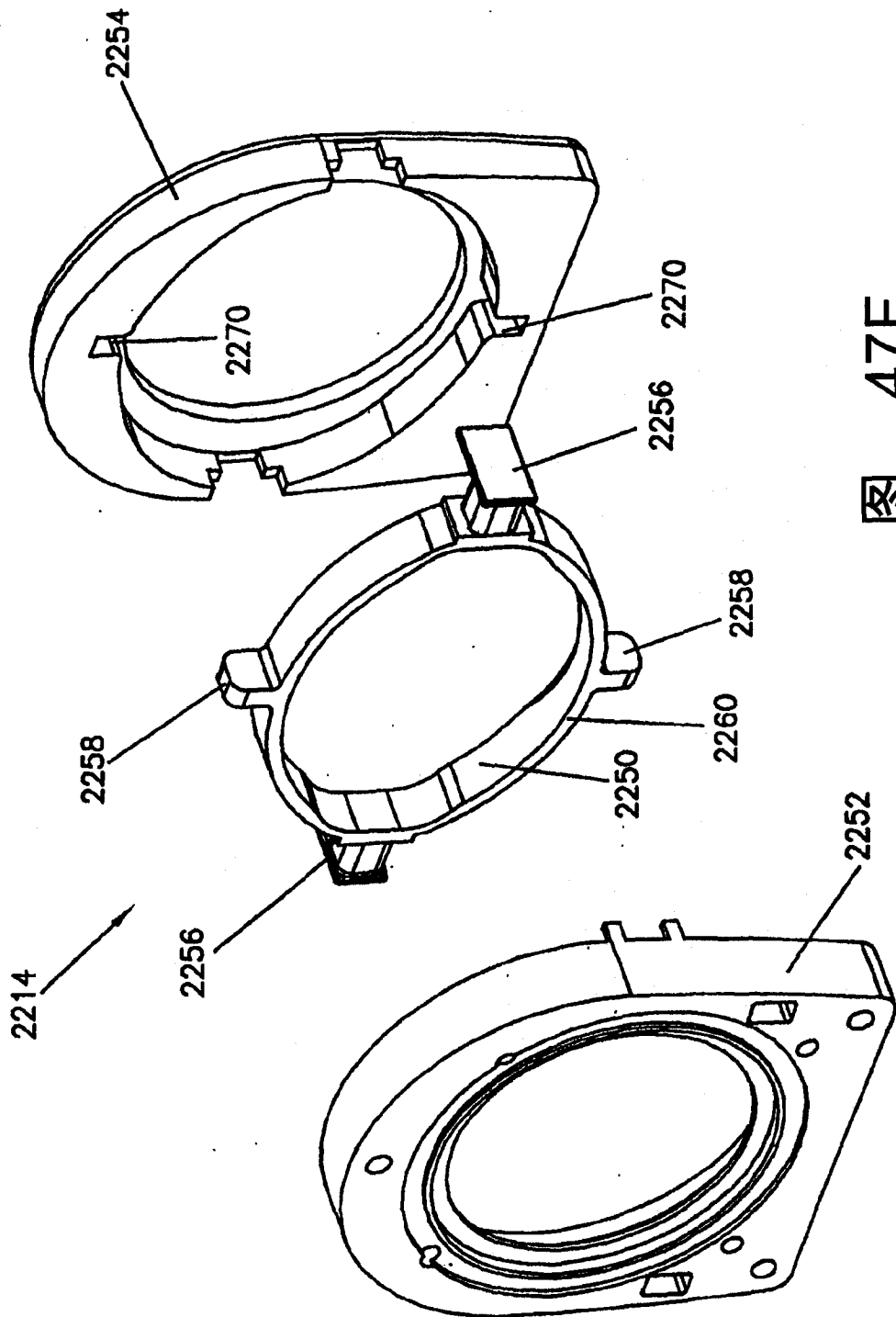


图 47F

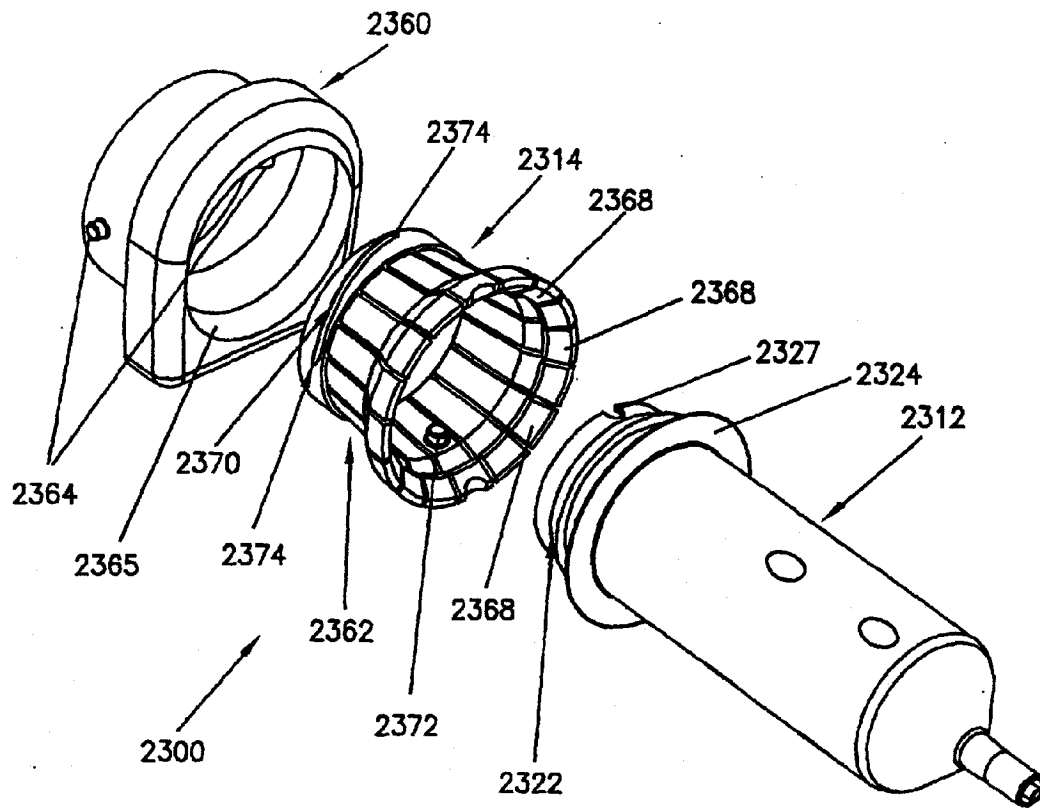
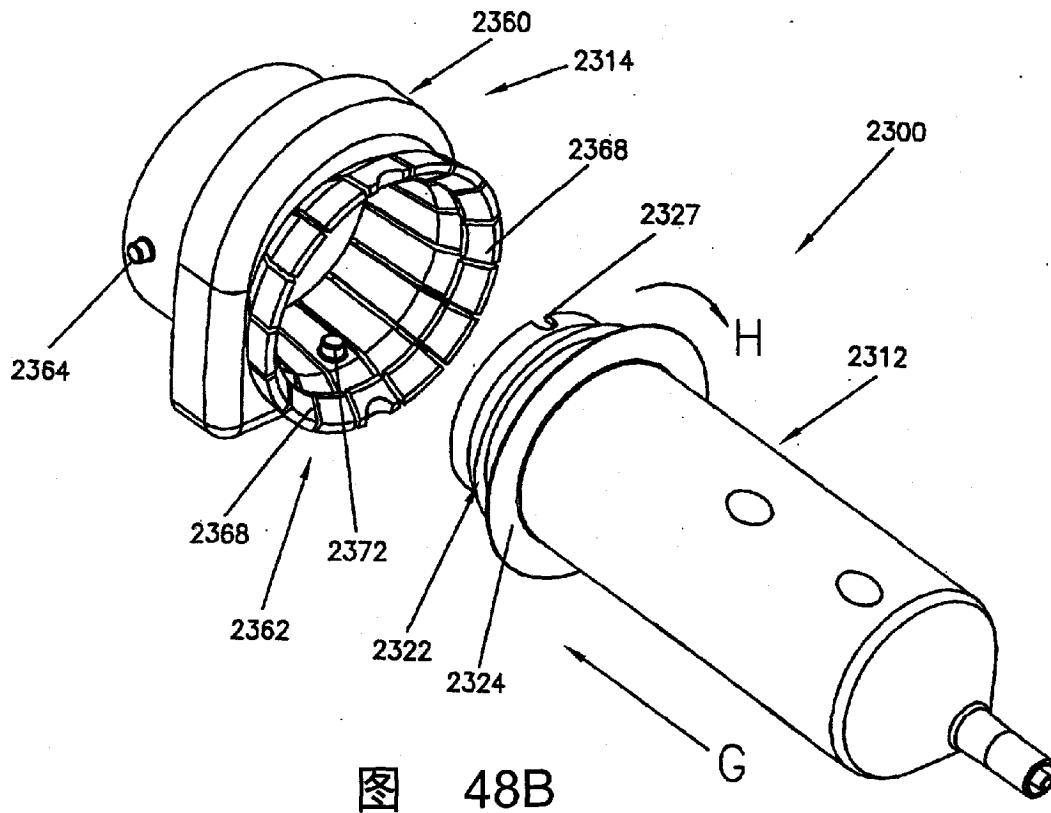


图 48A



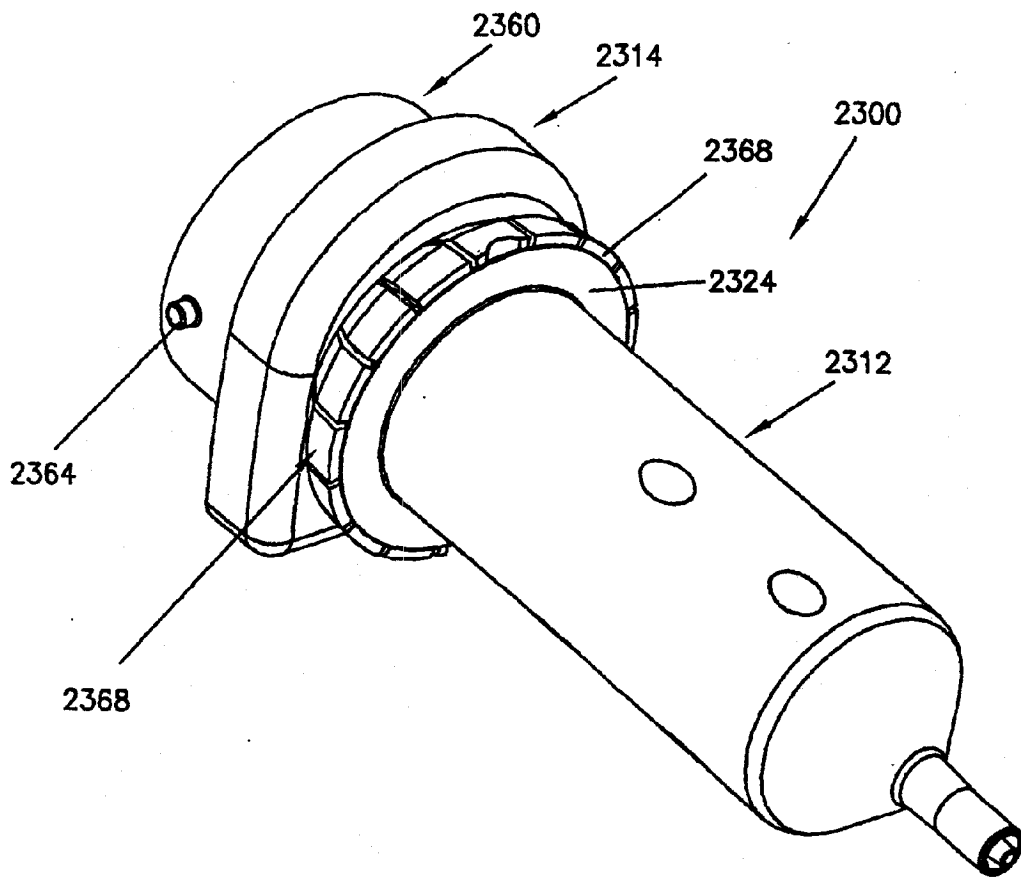


图 48C

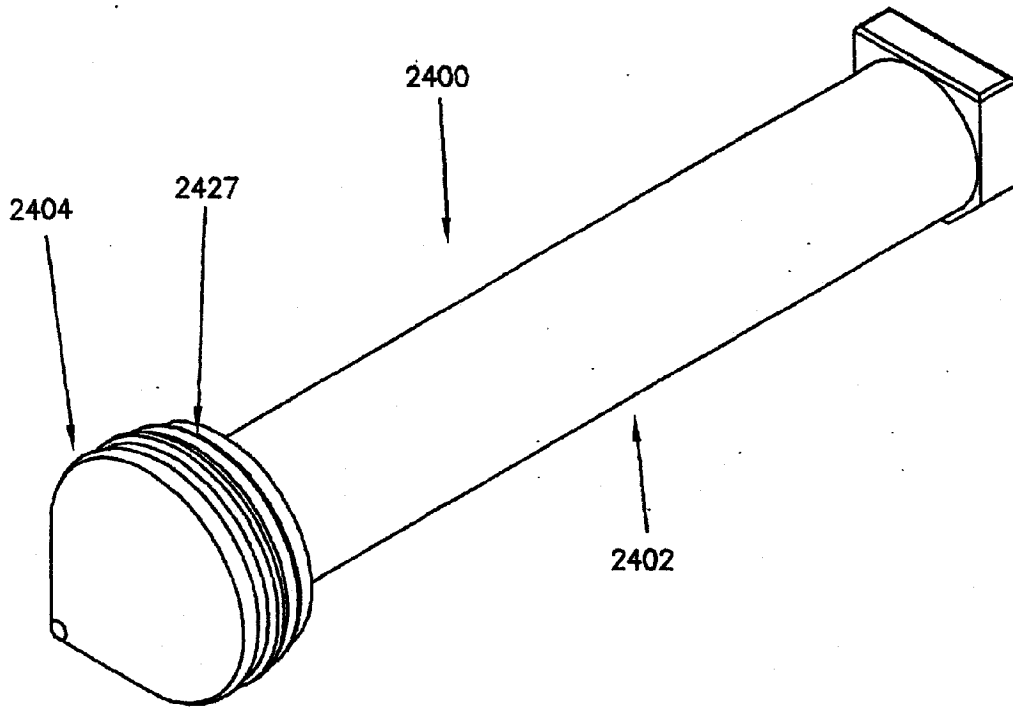


图 49A

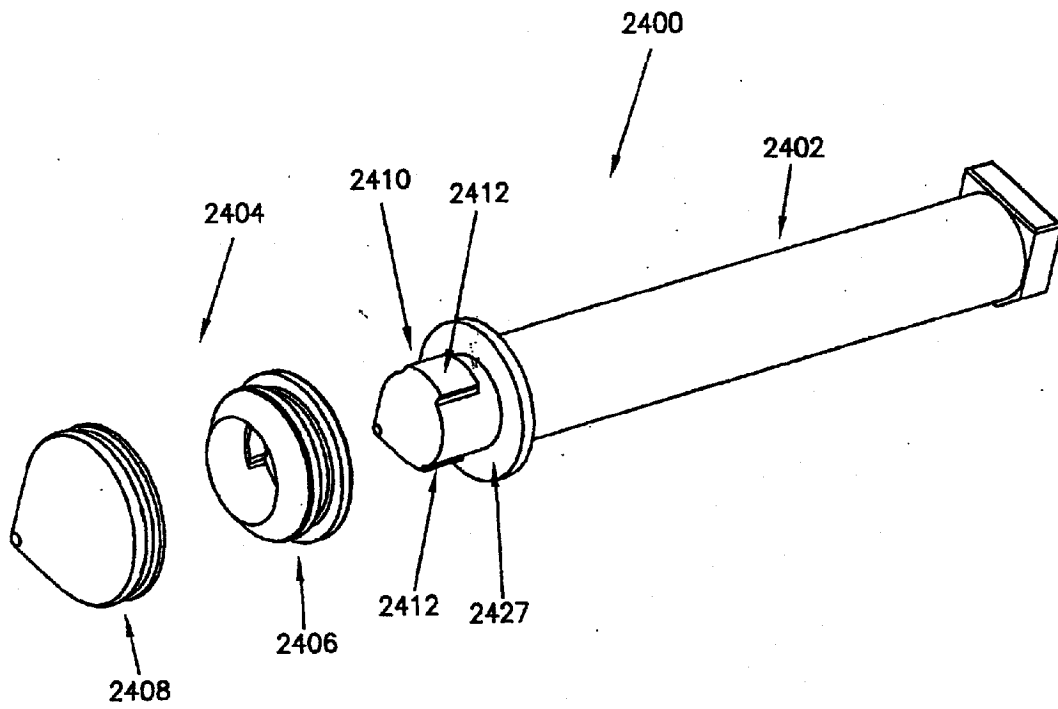


图 49B

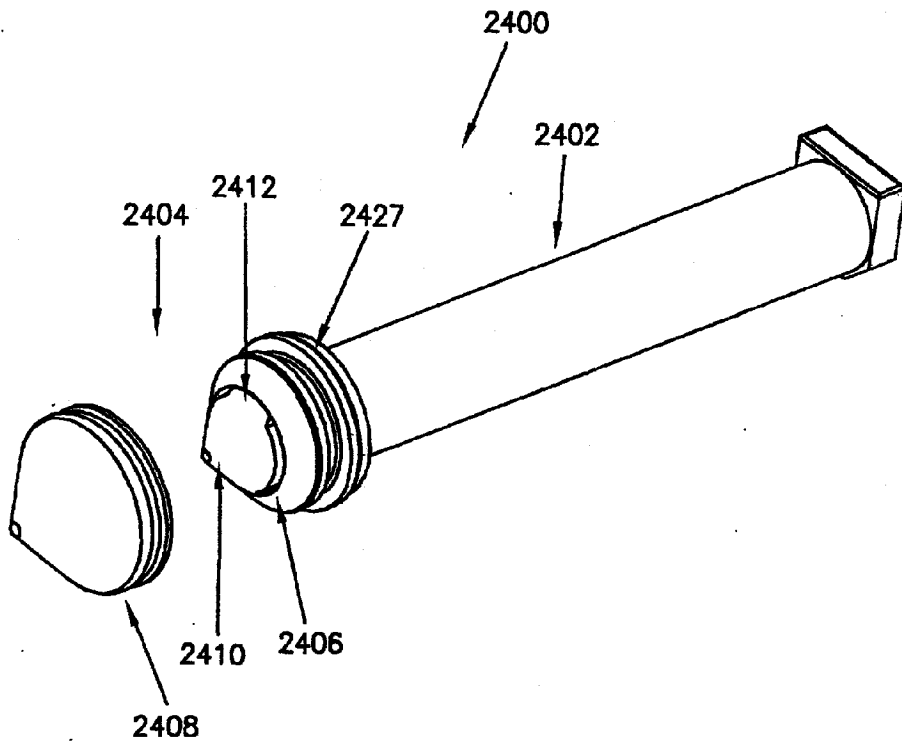


图 49C

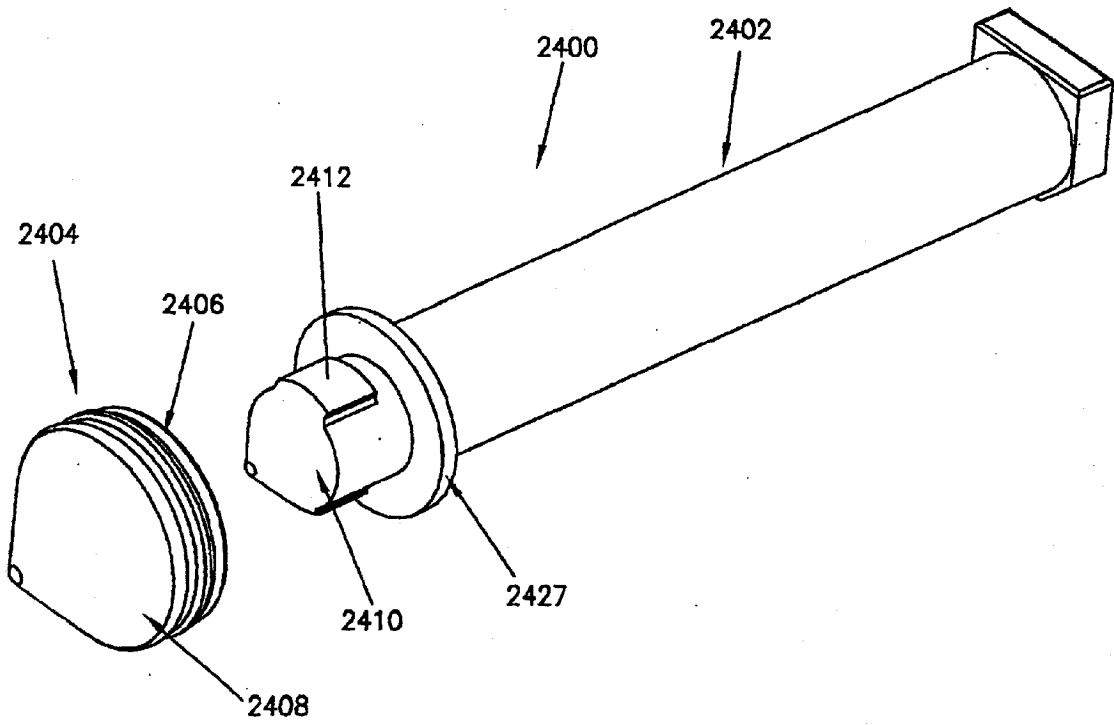


图 49D

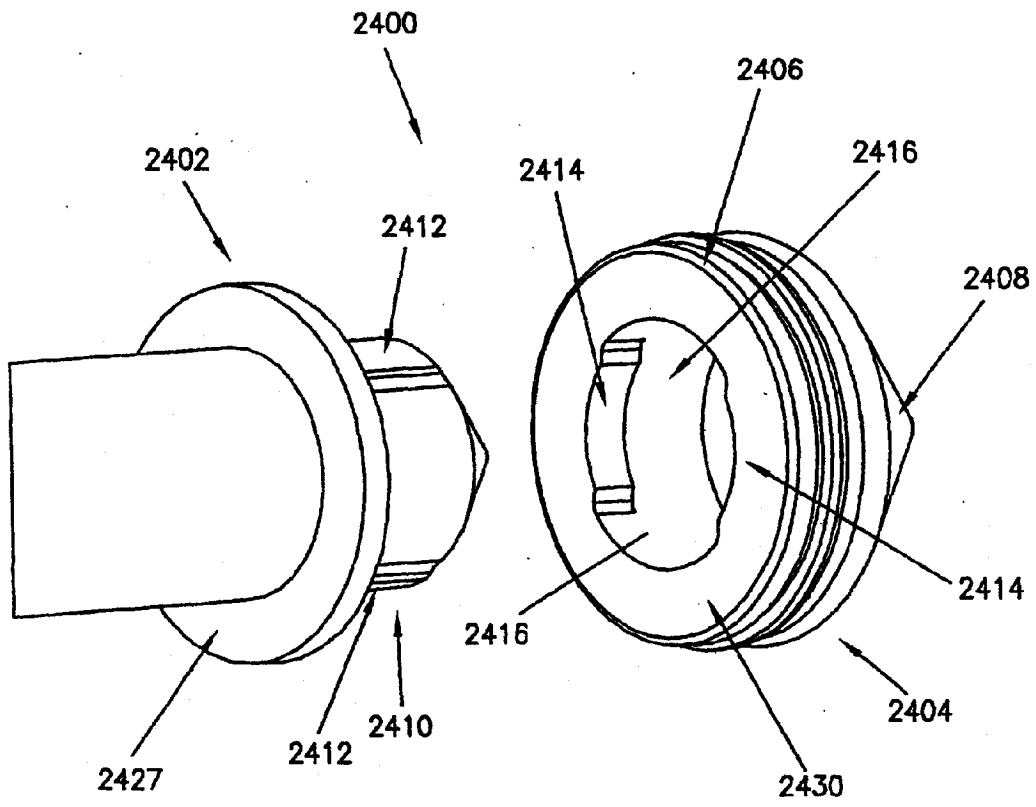


图 49E

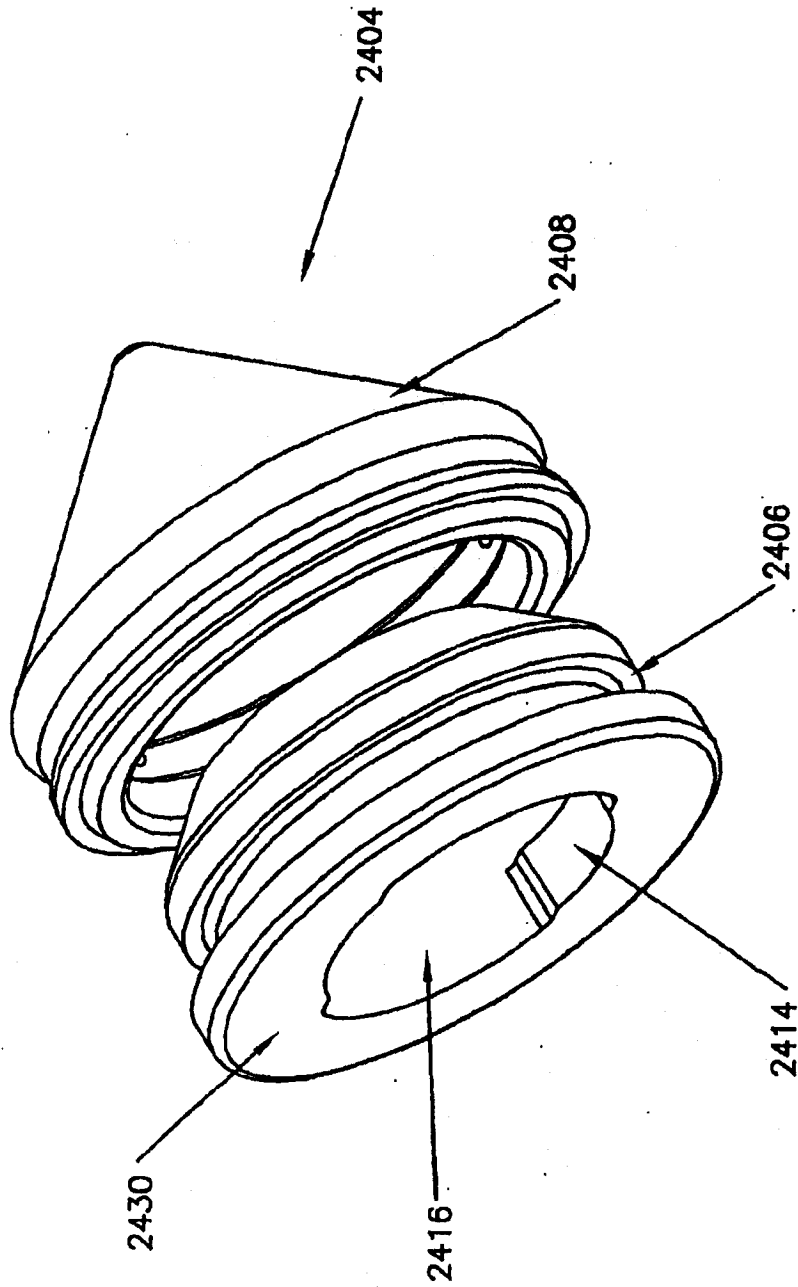


图 49F

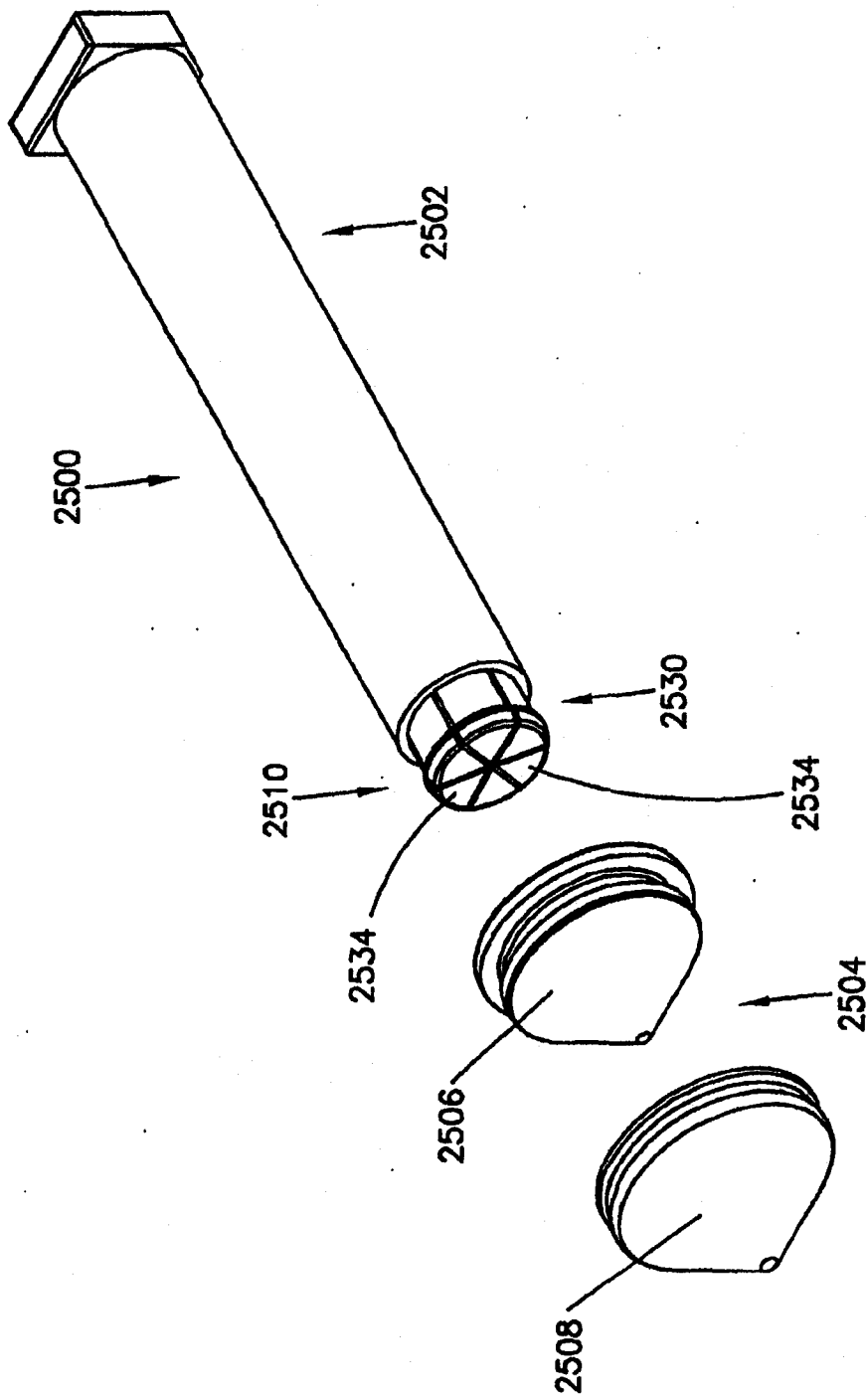


图 50A

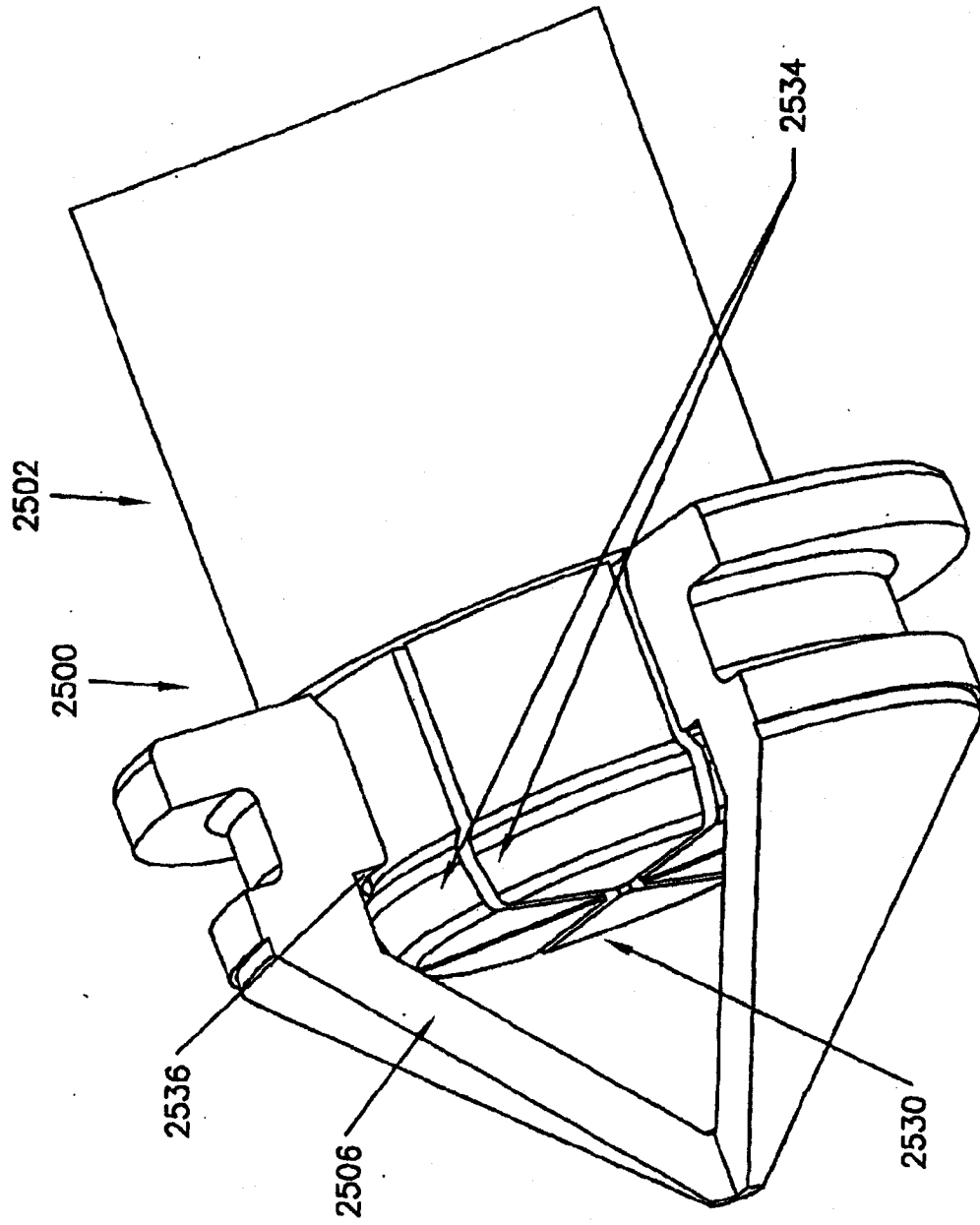


图 50B

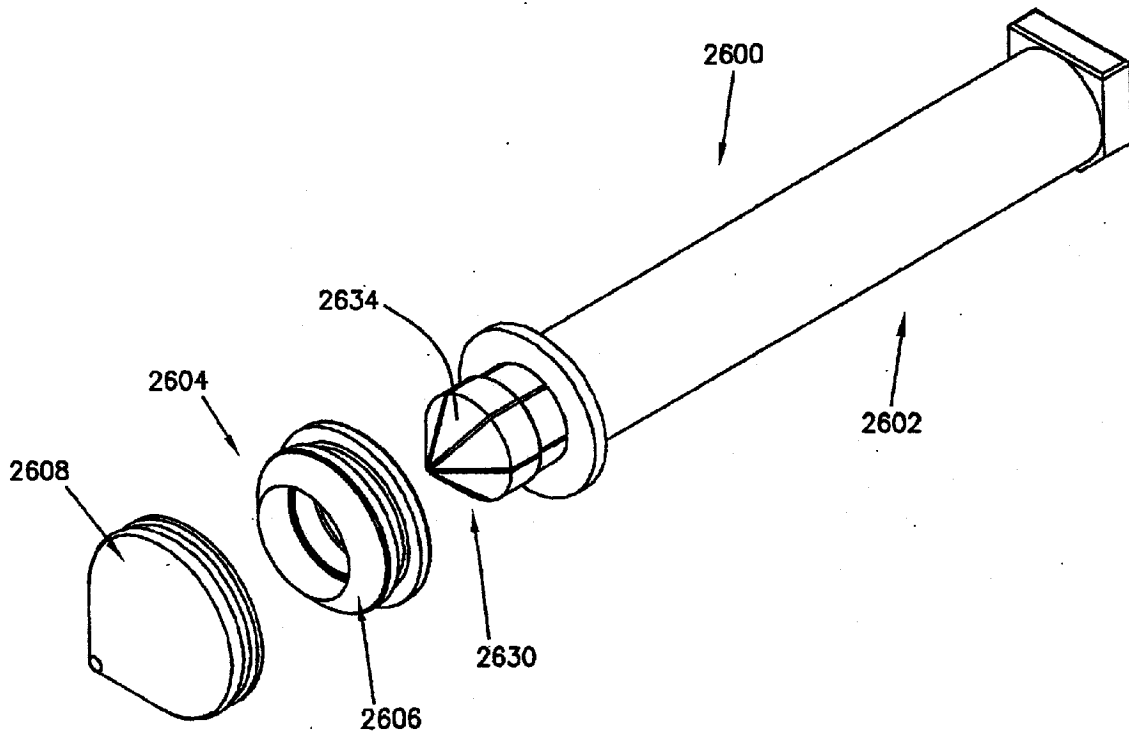


图 51A

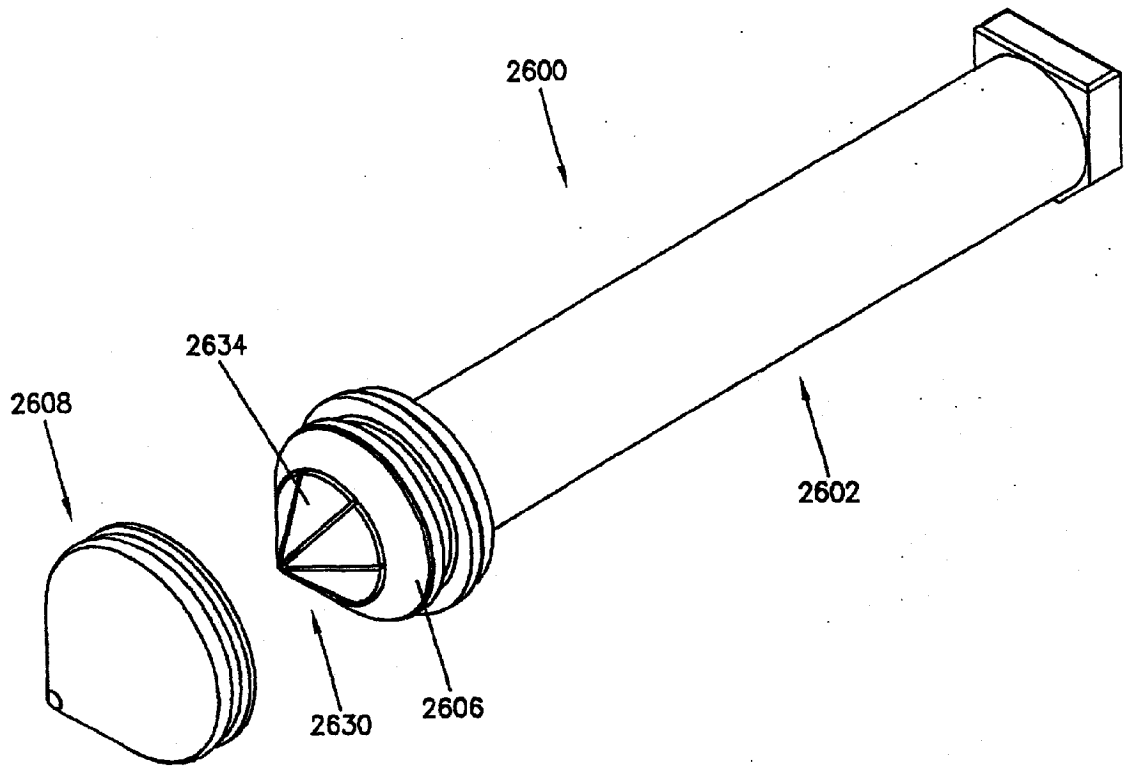


图 51B

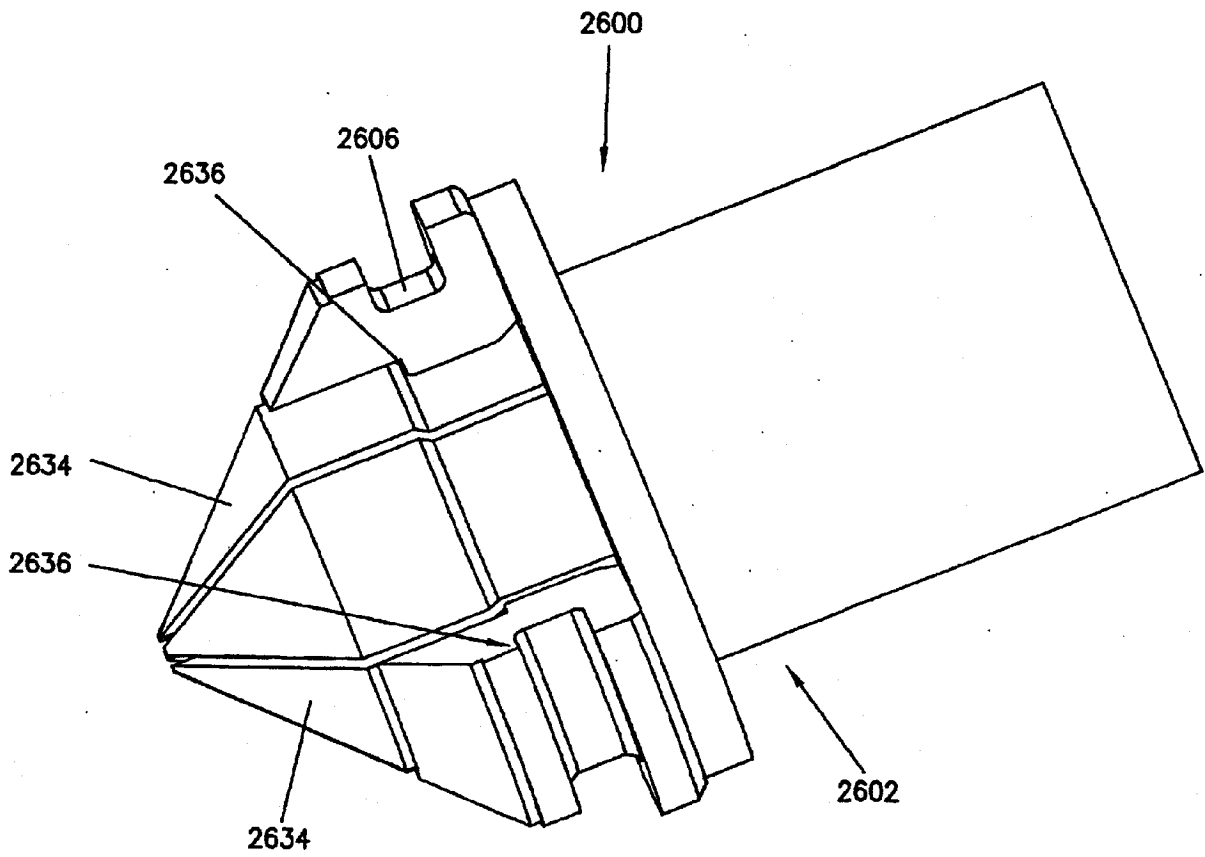


图 51C

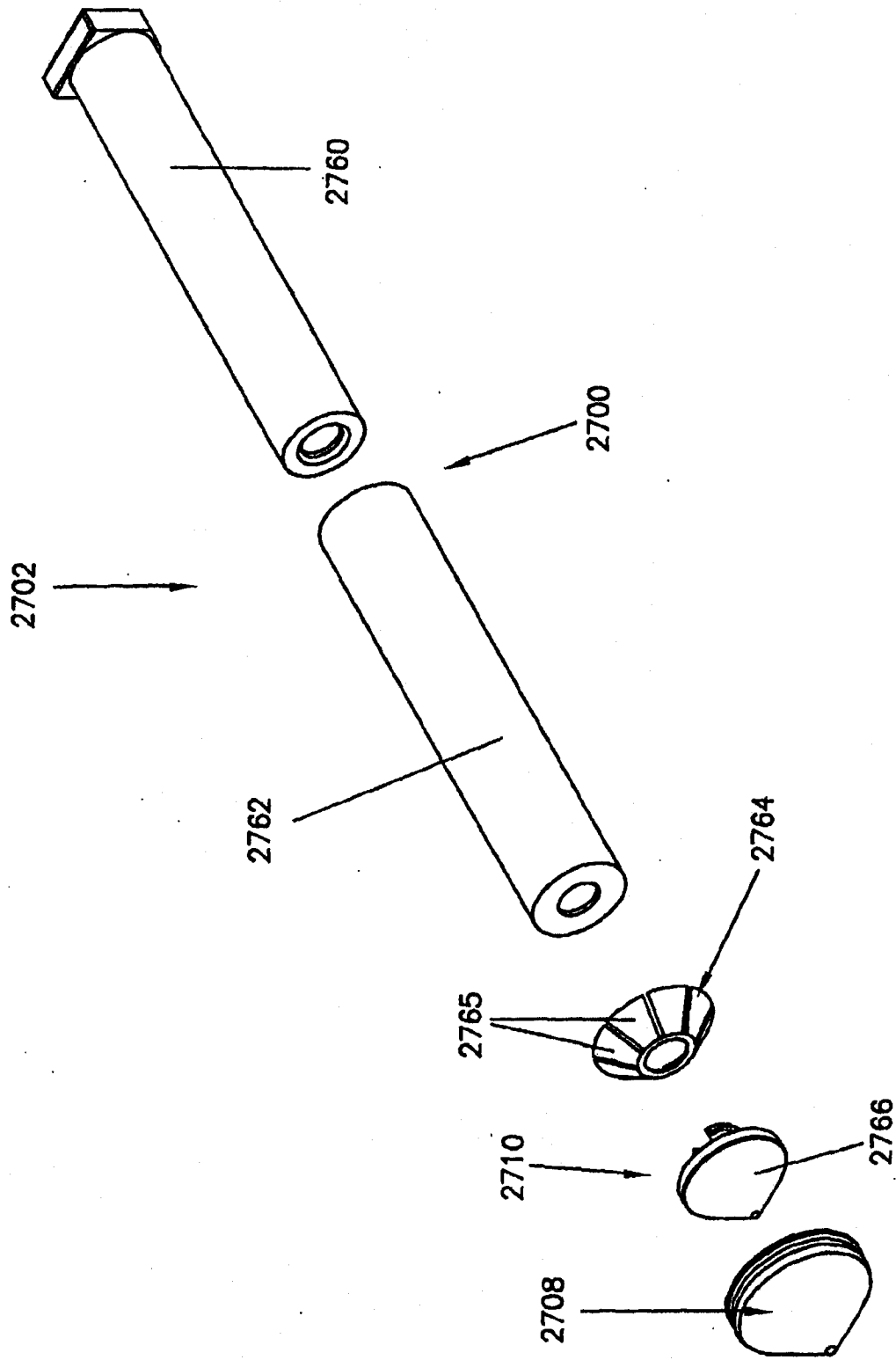


图 52A

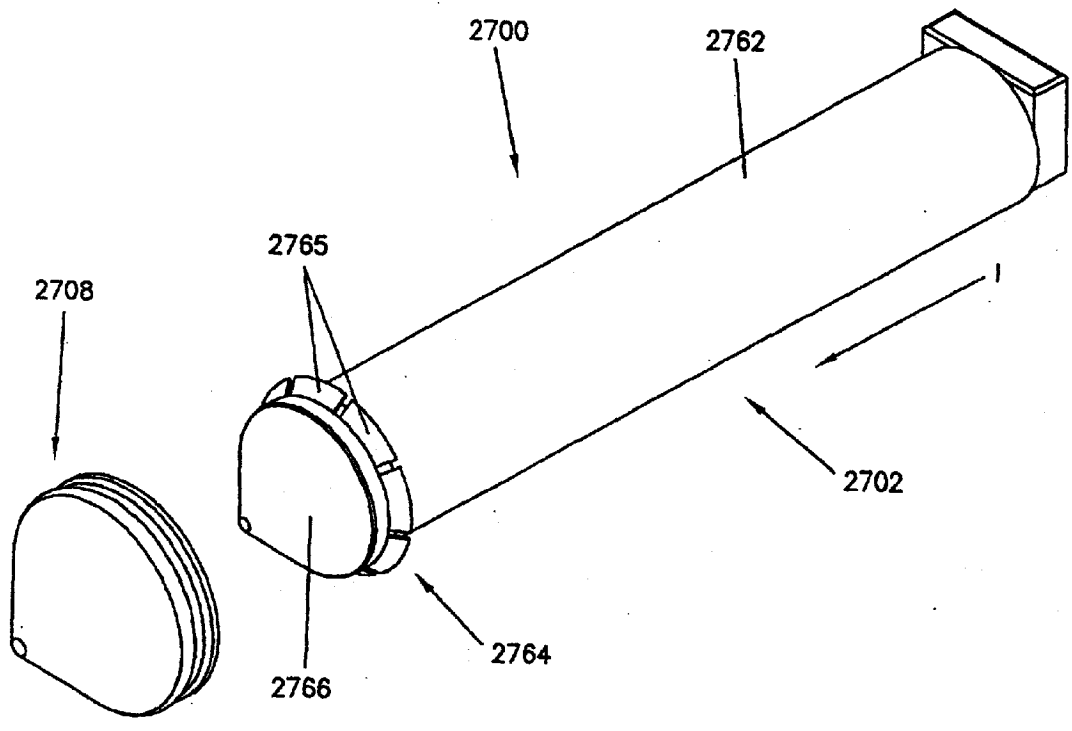


图 52B

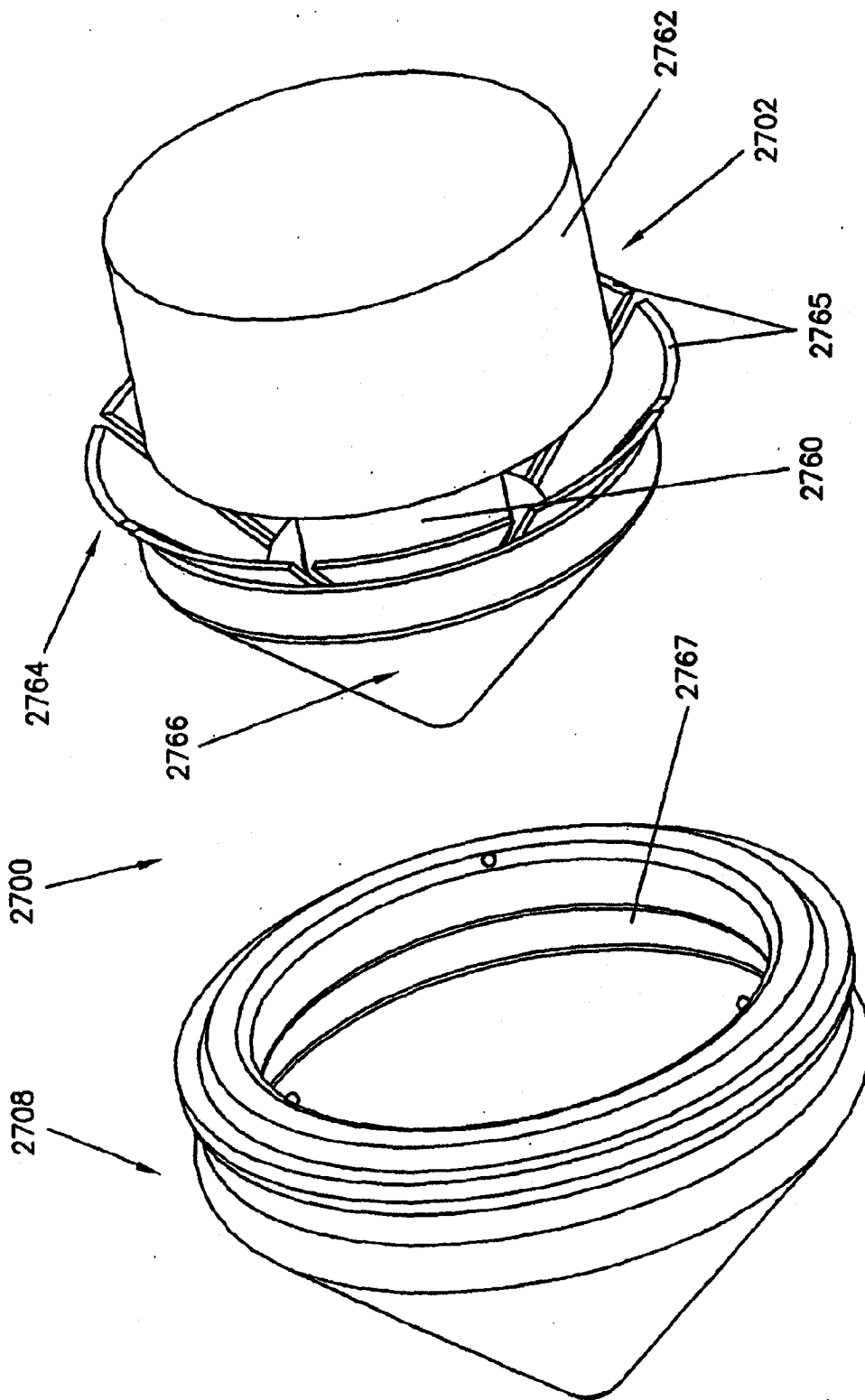


图 52C

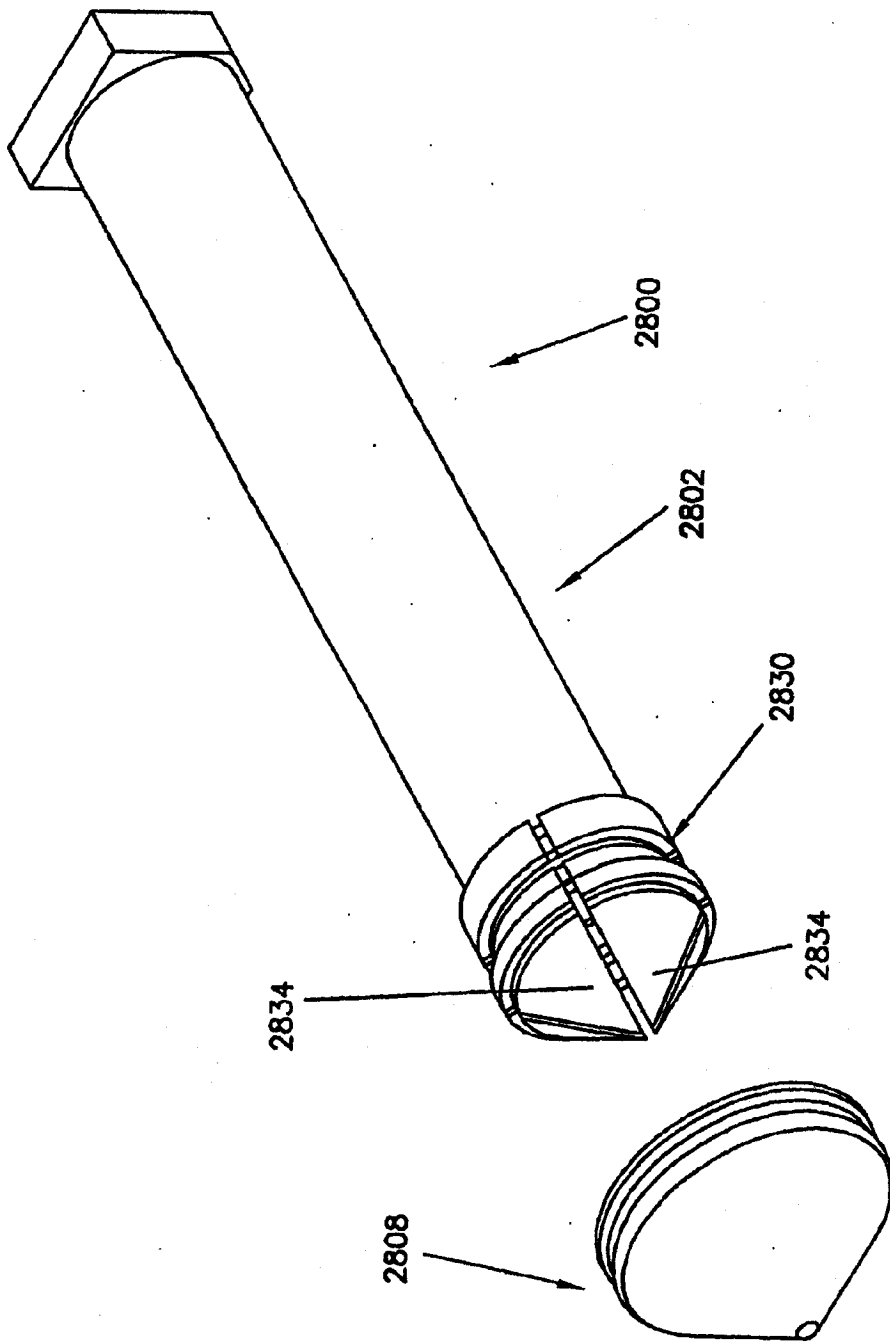


图 53A

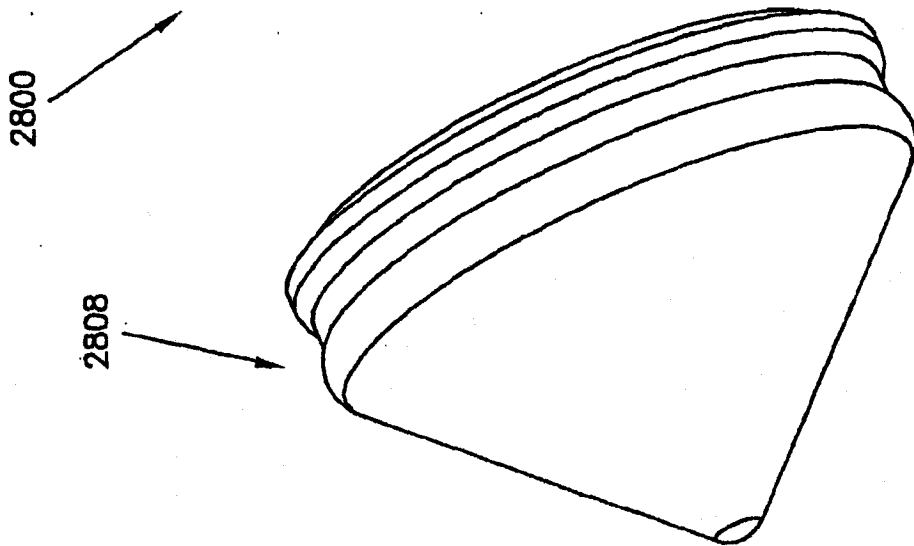
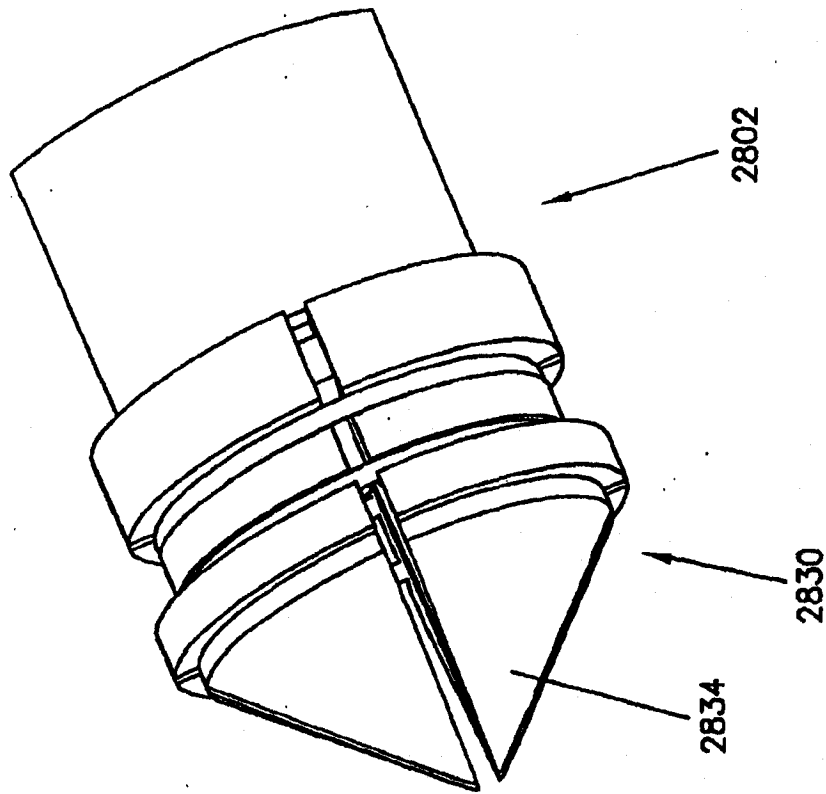


图 53B

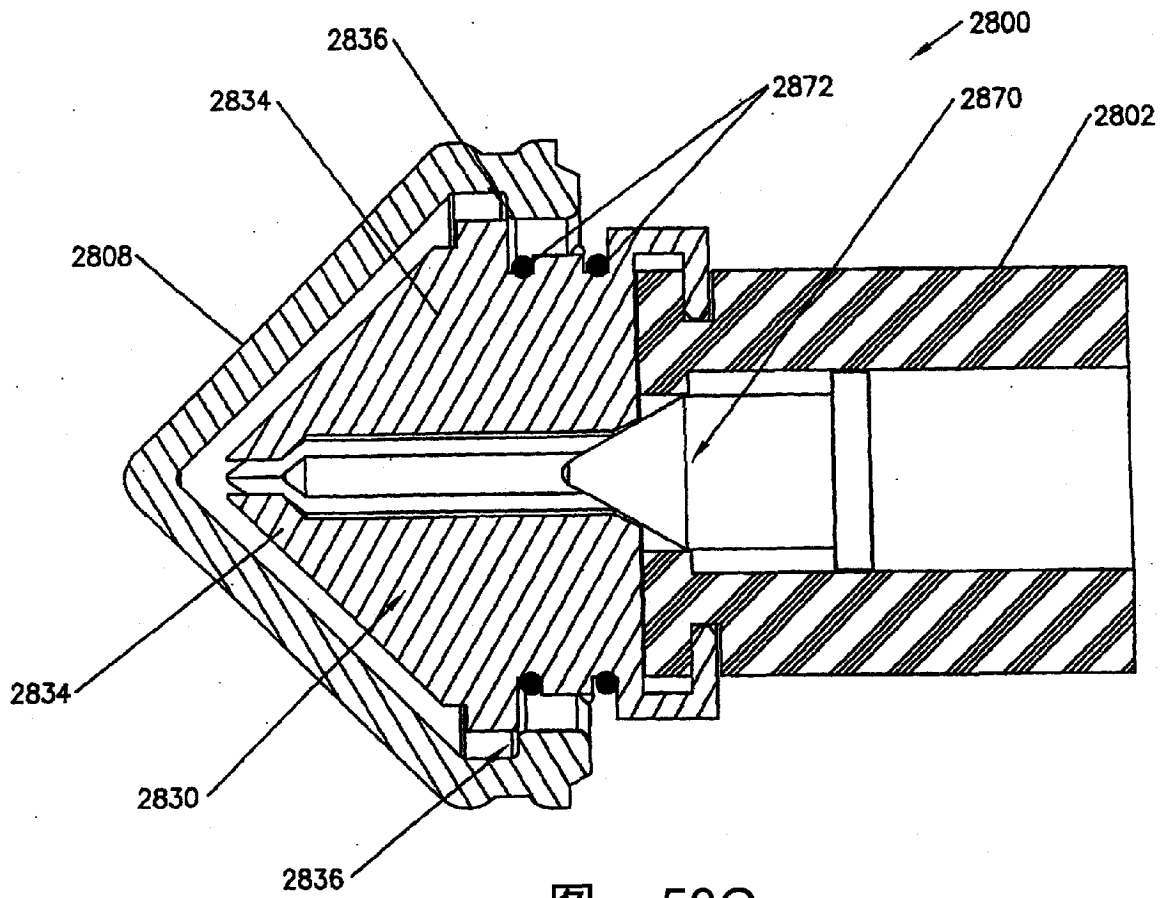


图 53C

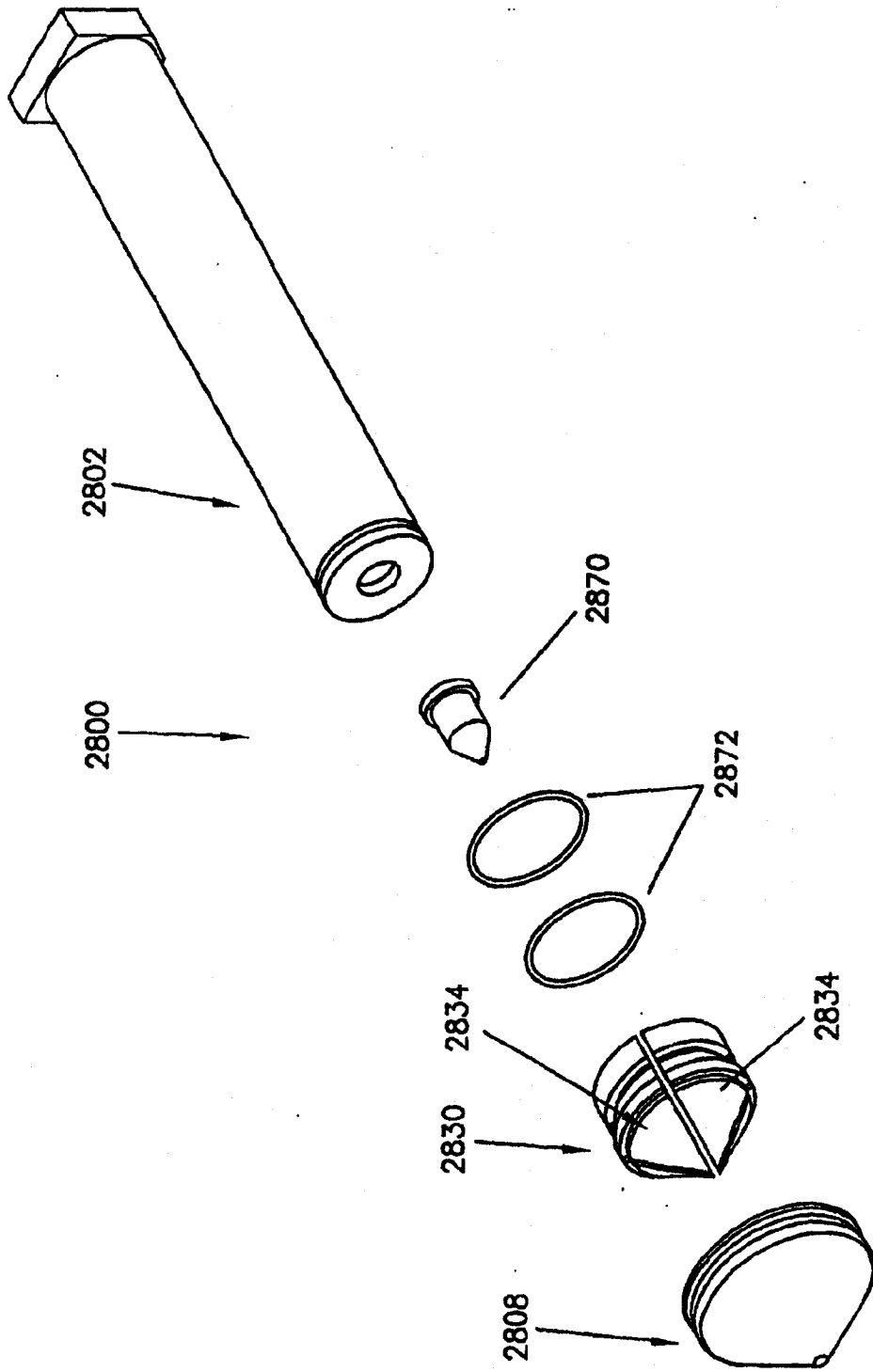


图 53D

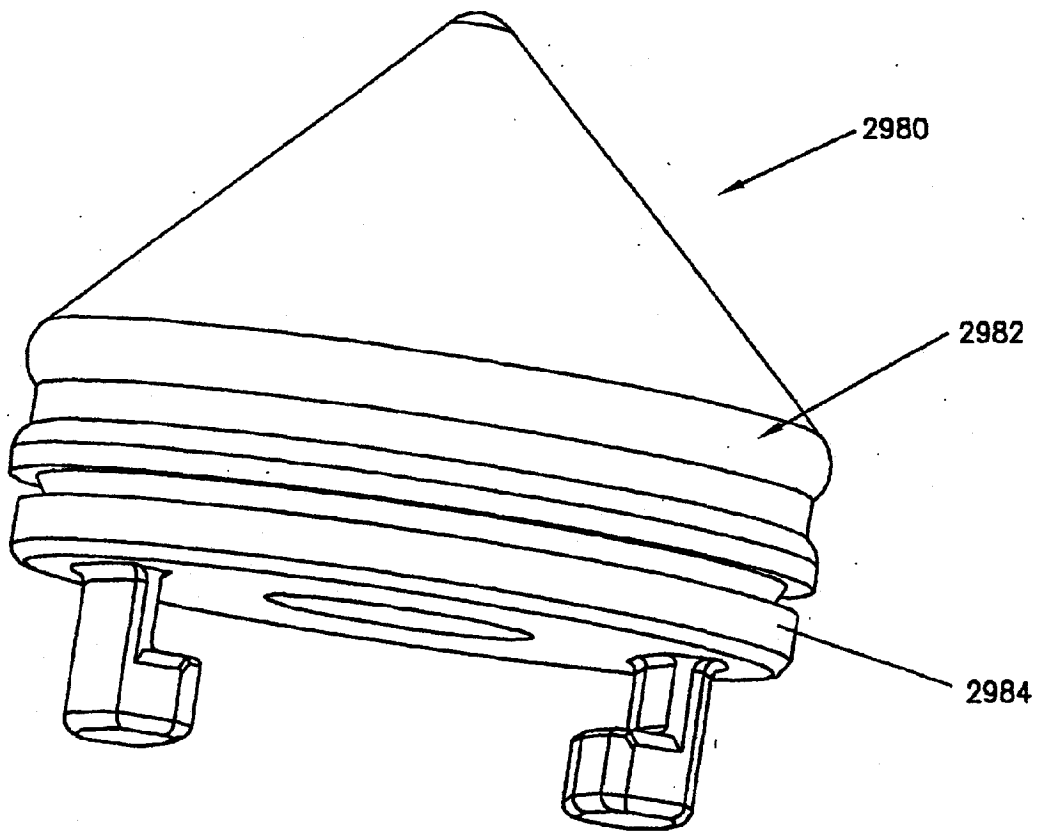


图 54A

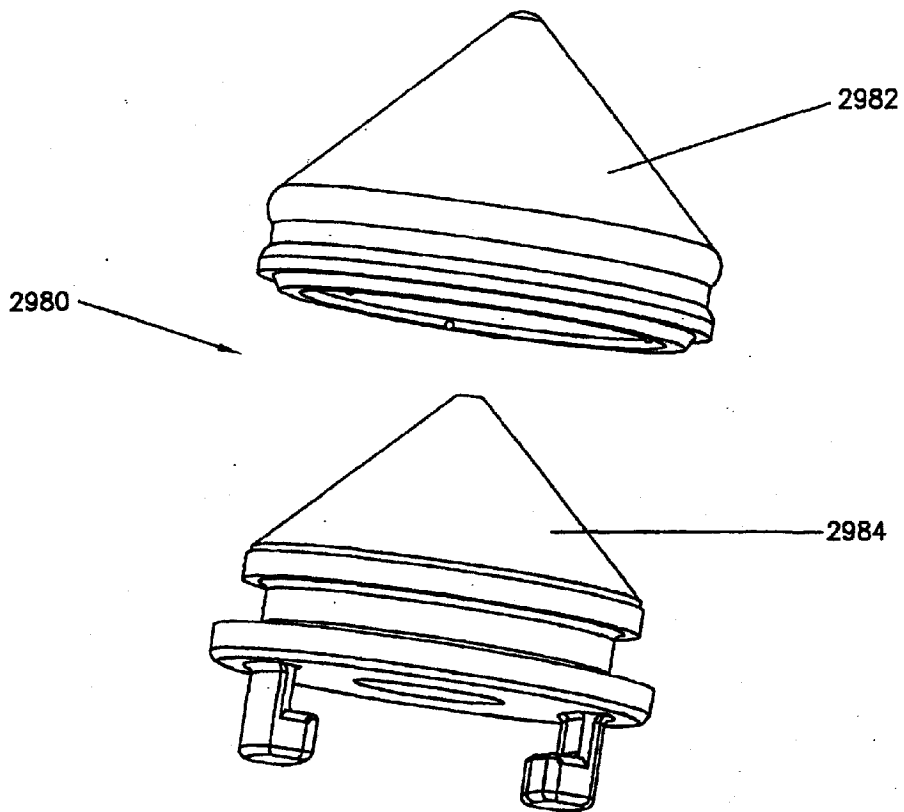


图 54B

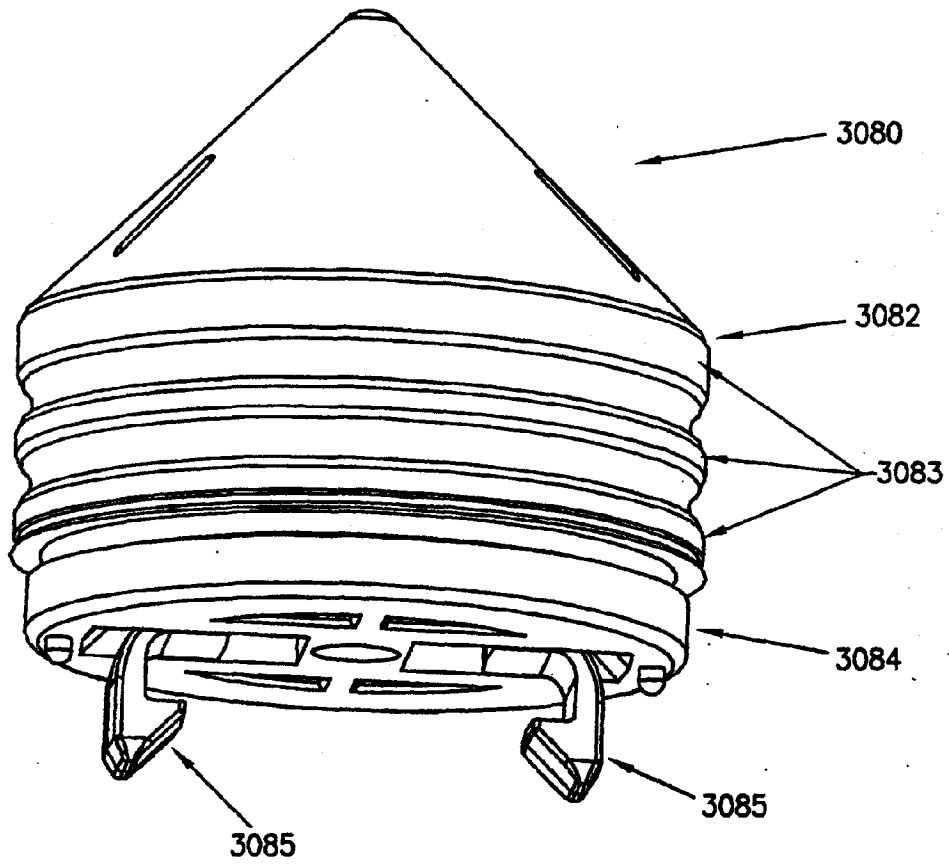


图 54C

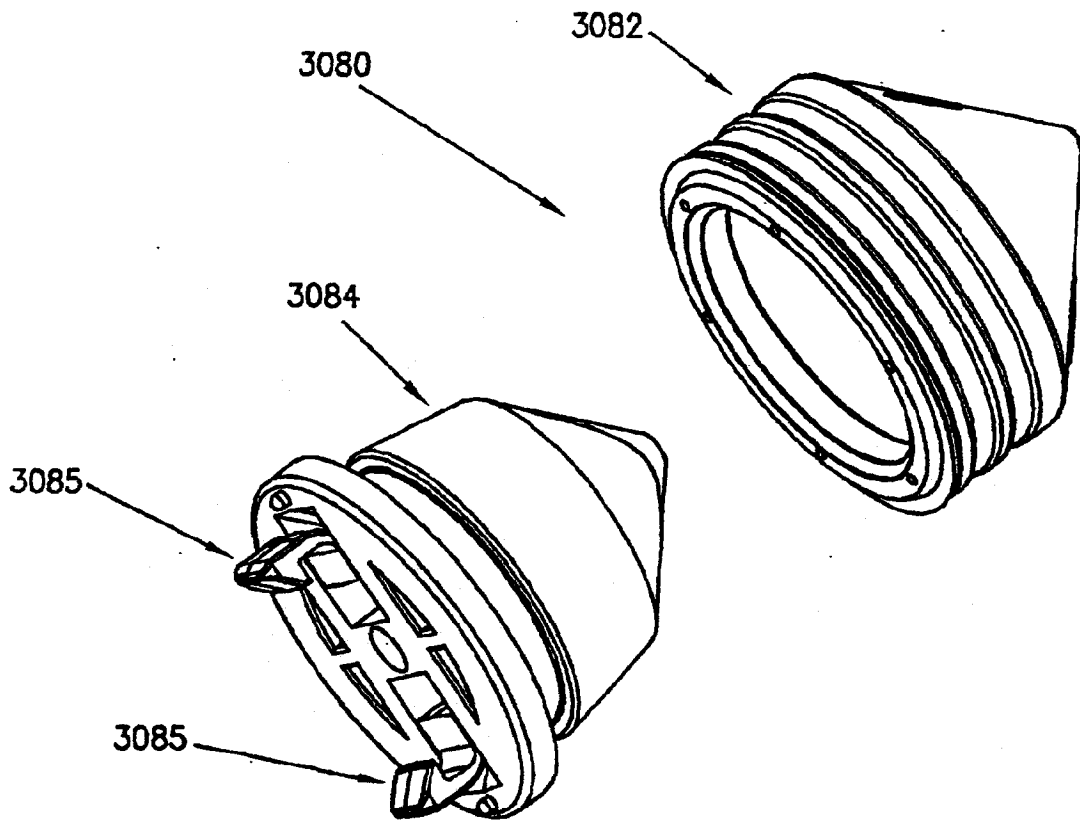


图 54D

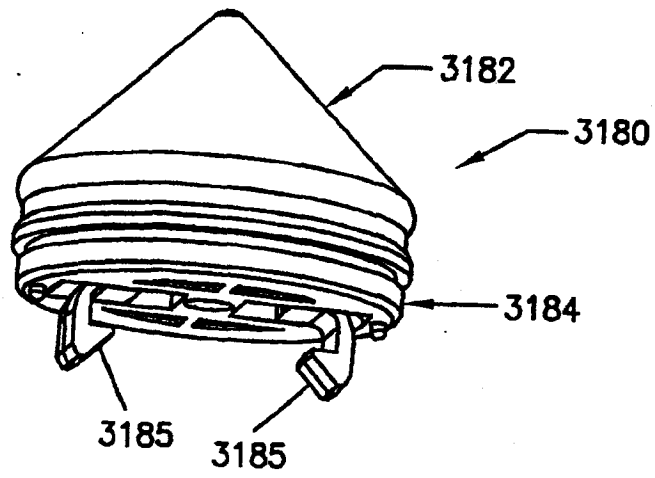


图 54E

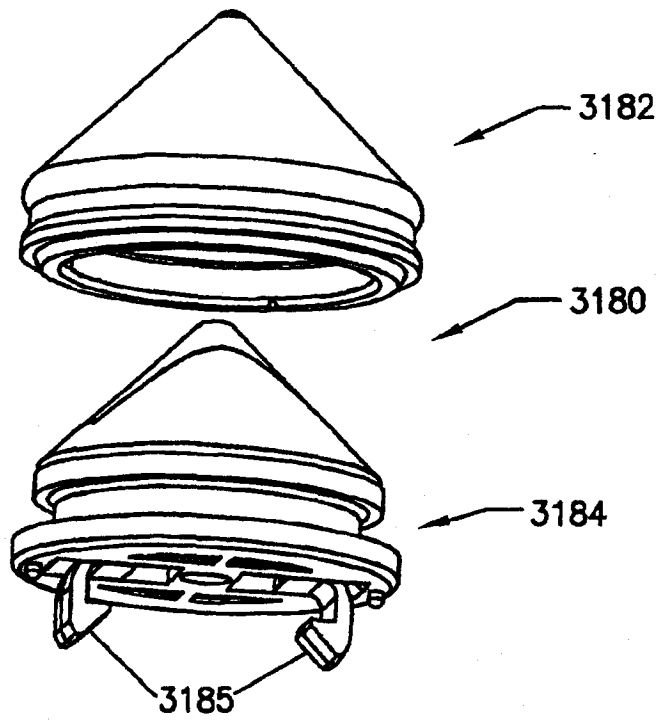


图 54F

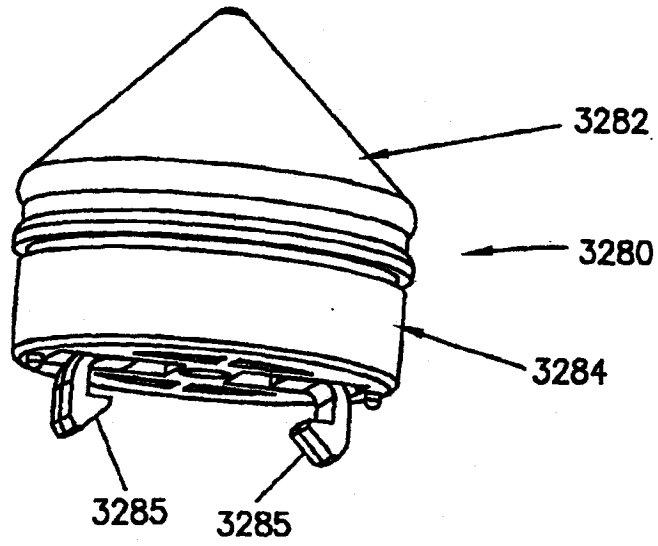


图 54G

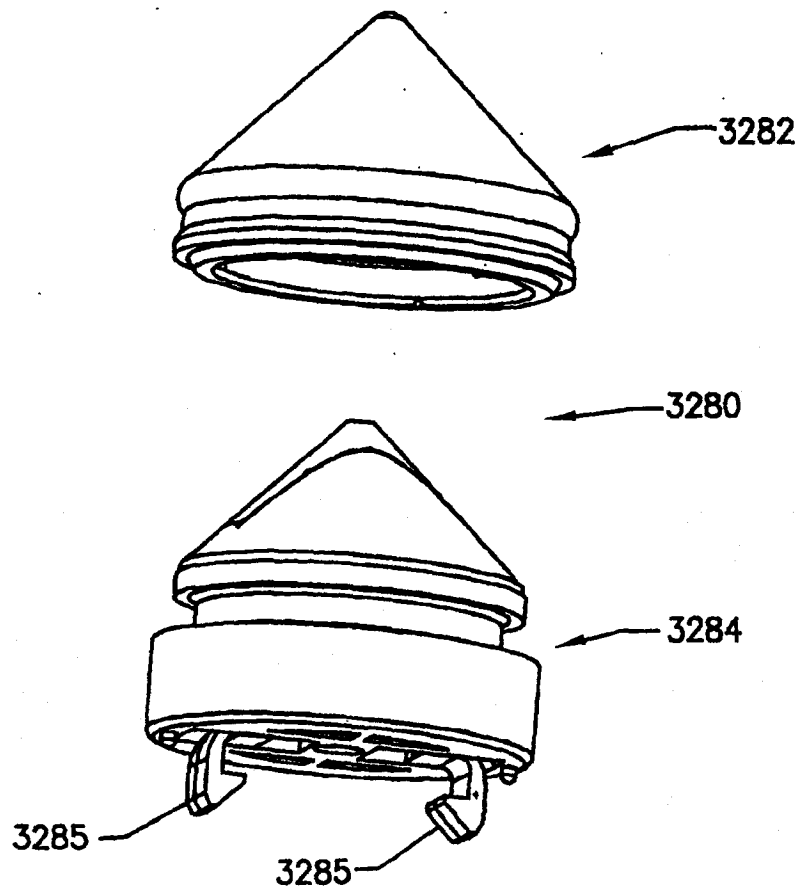


图 54H

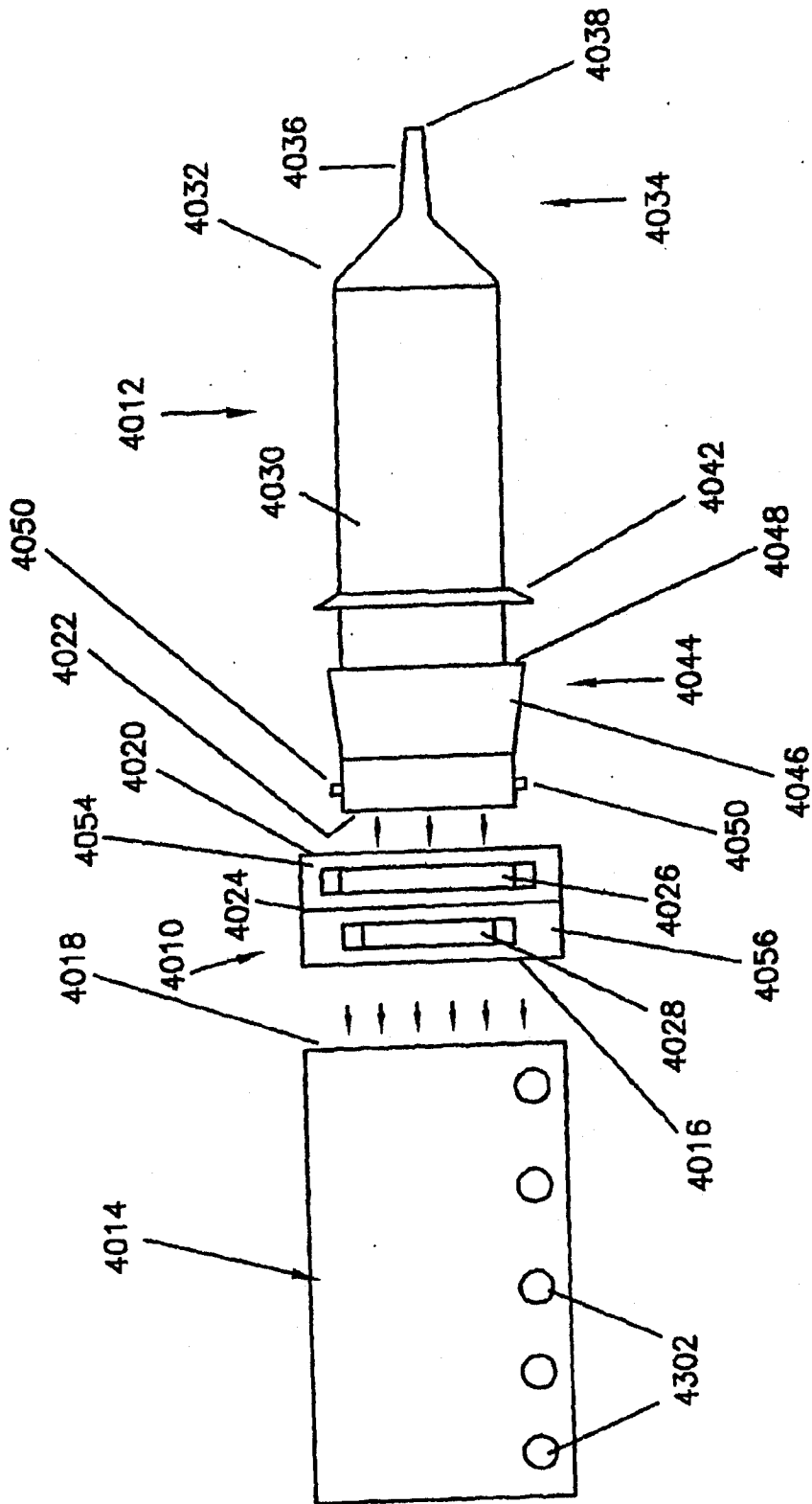


图 55

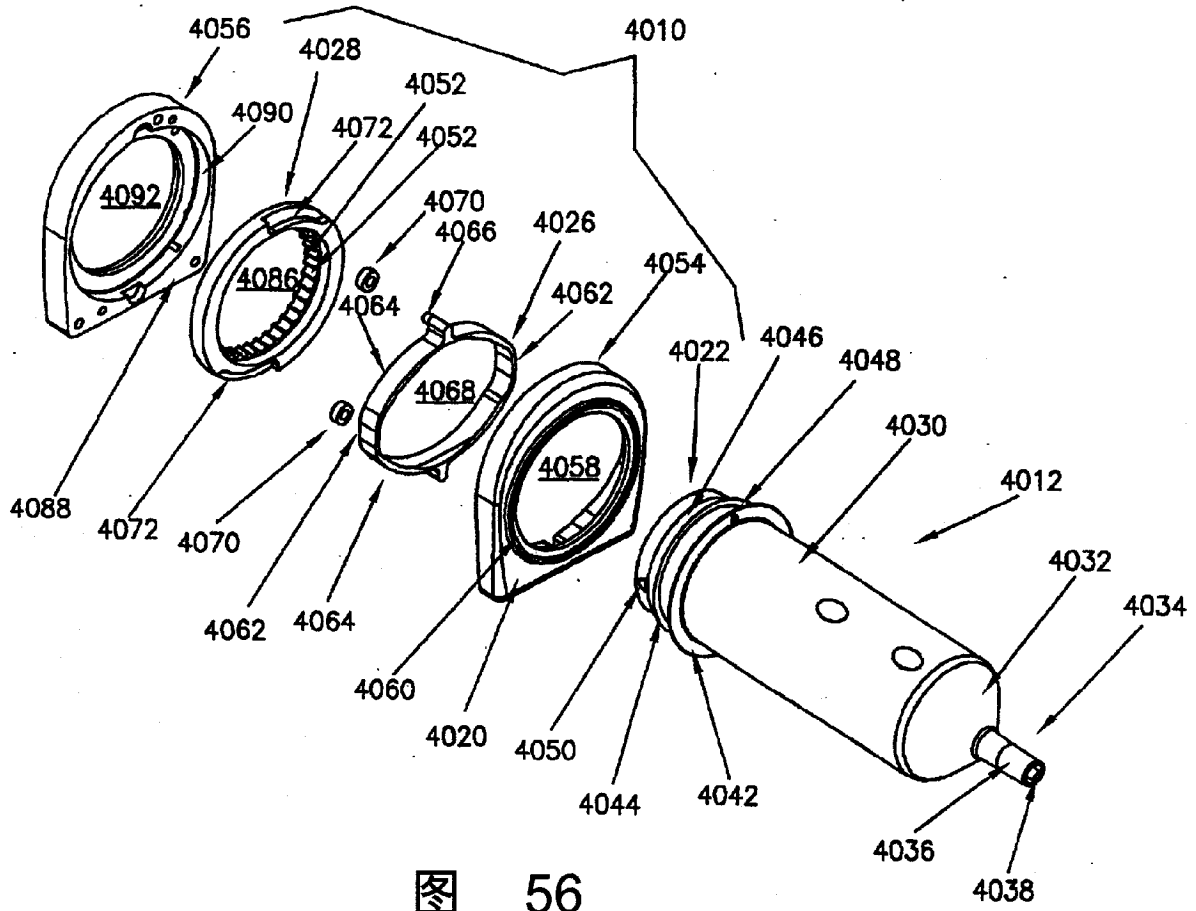


图 56

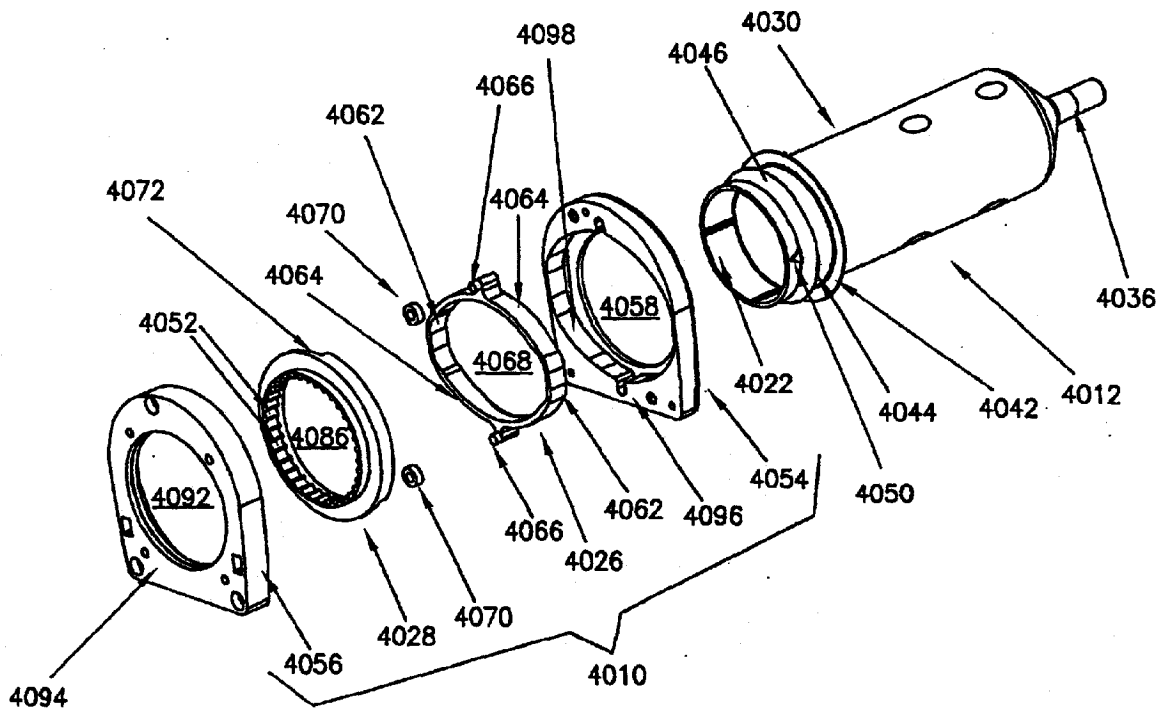


图 57

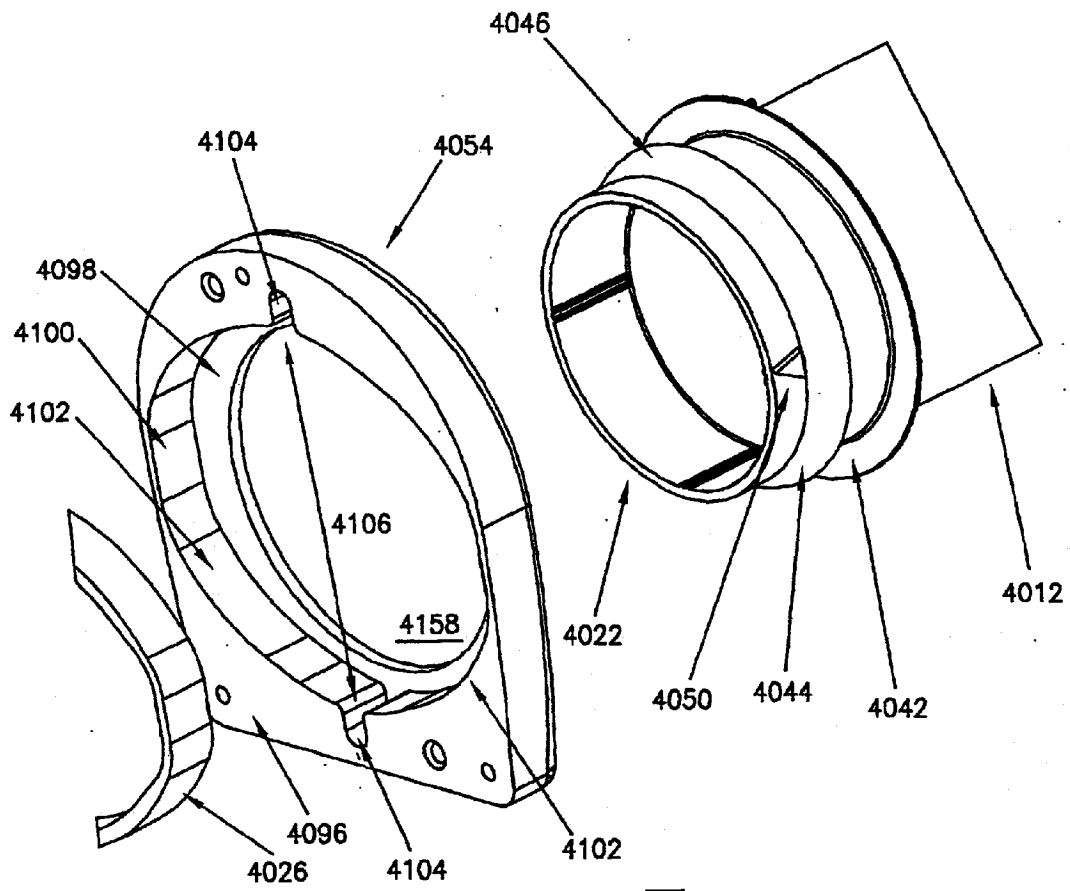


图 58

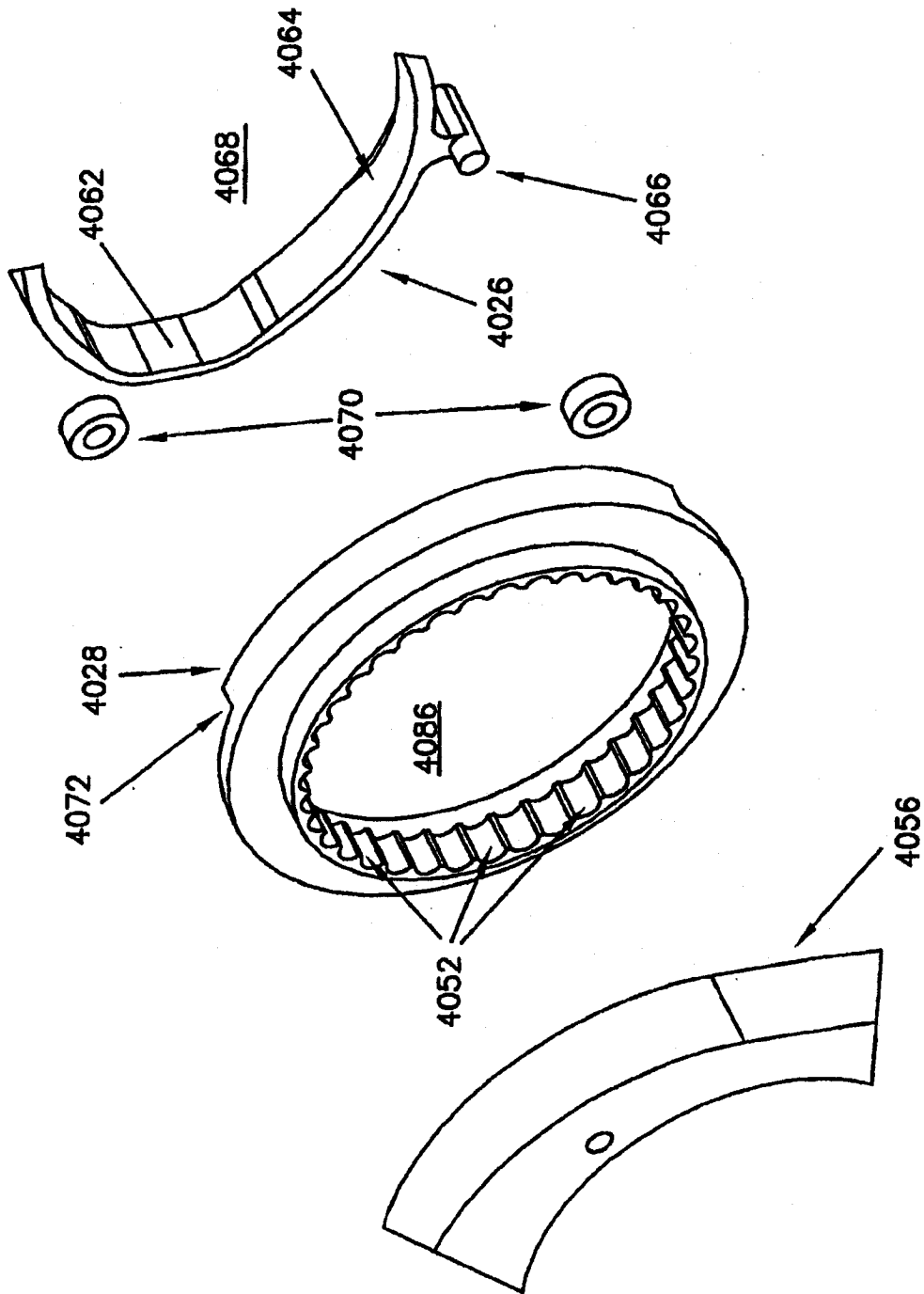


图 59

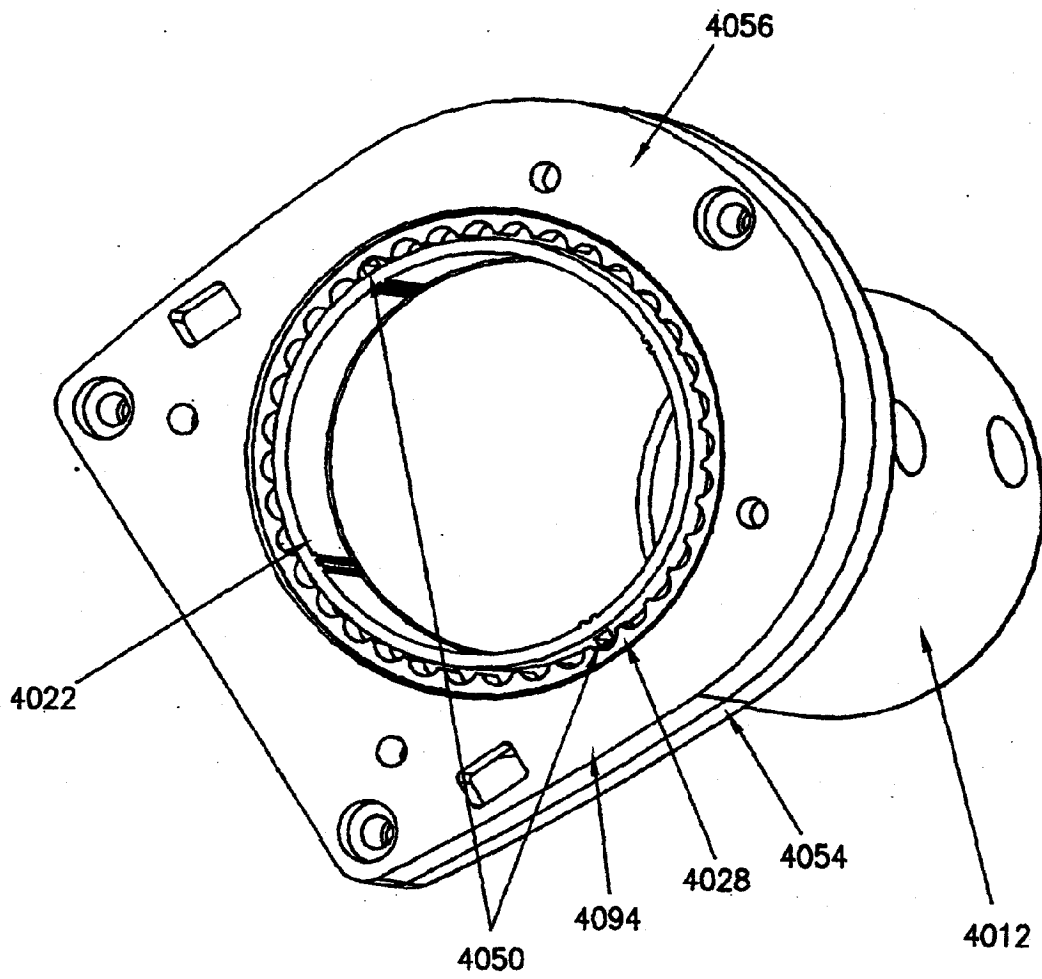


图 60

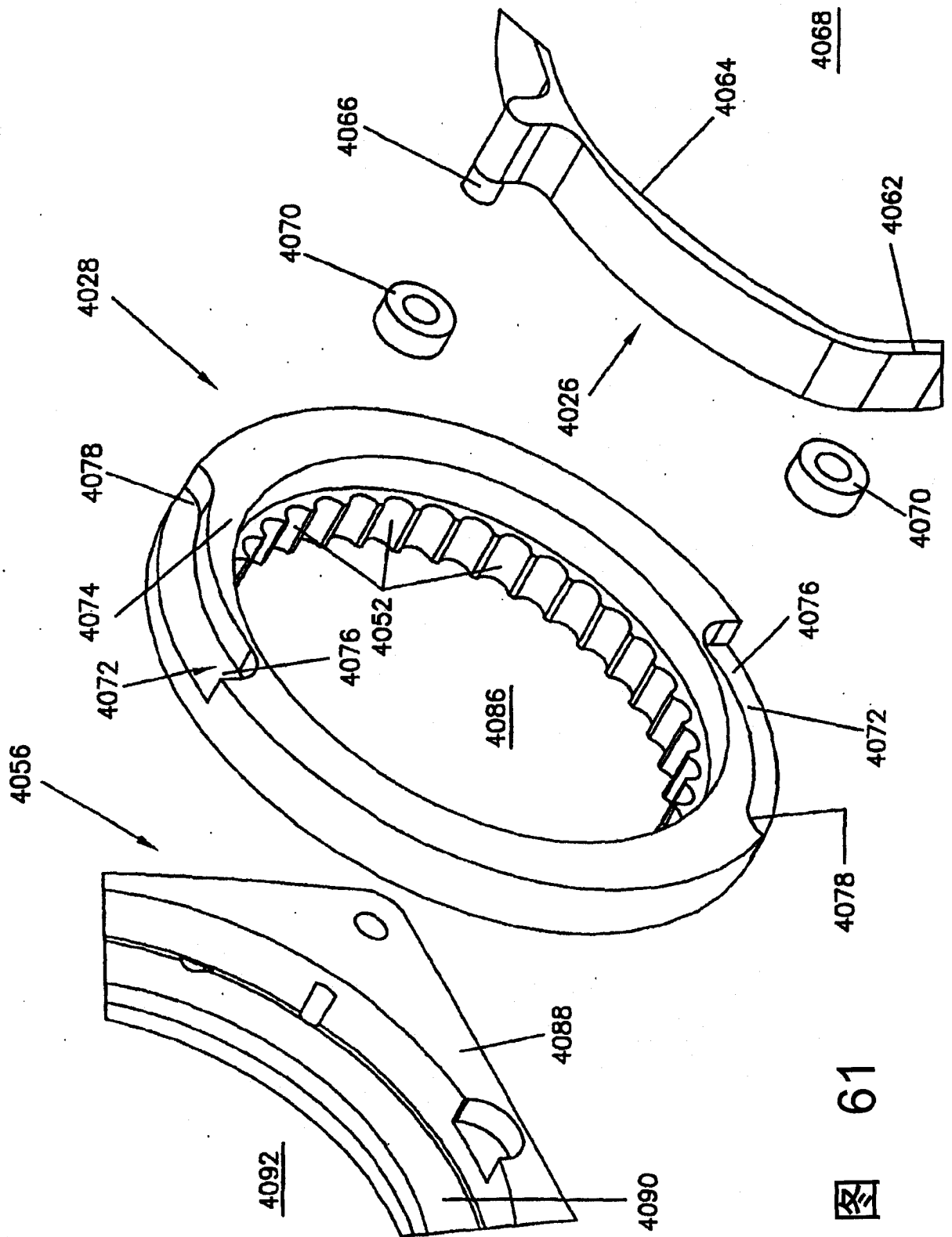


图 61

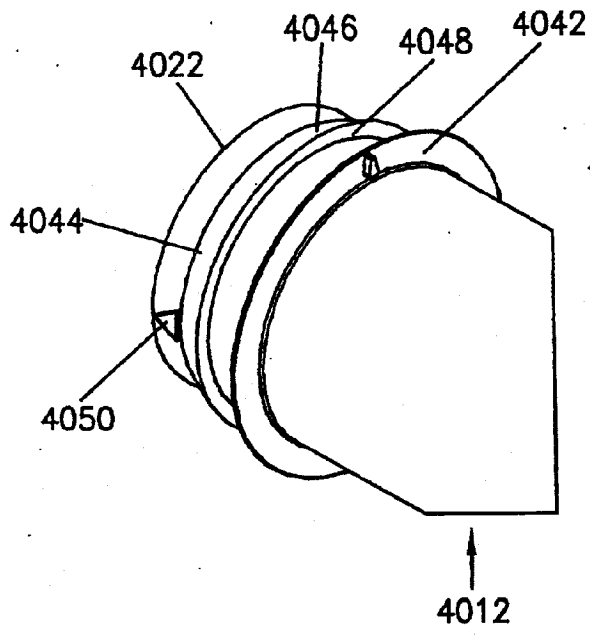


图 62

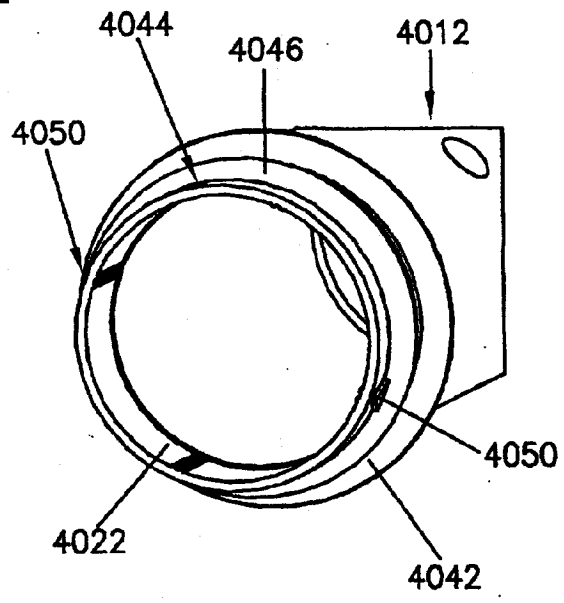


图 63

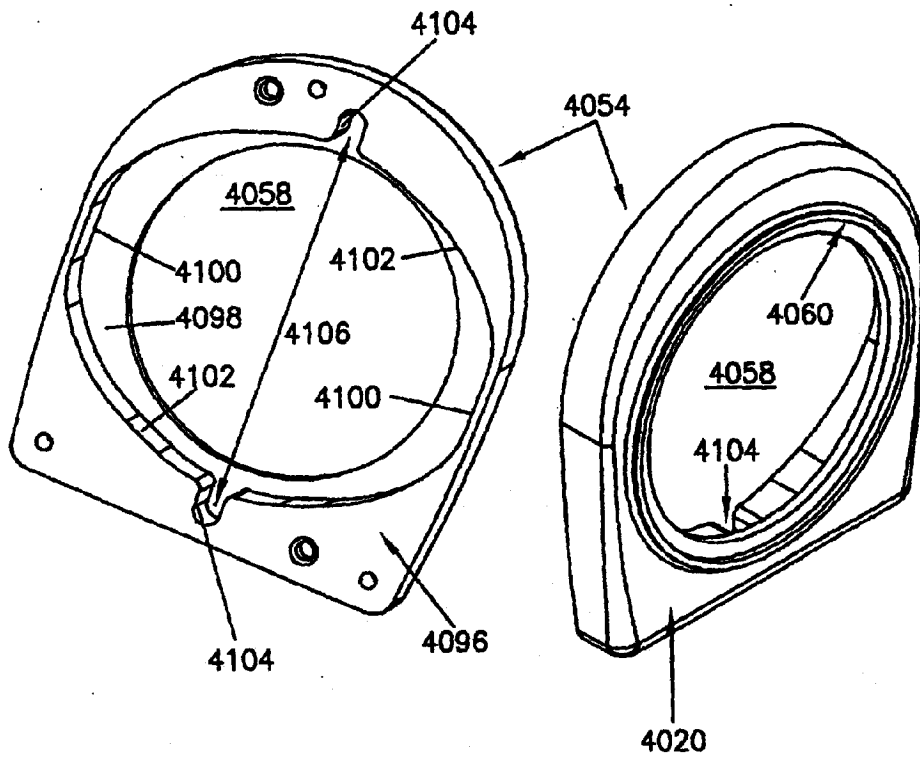


图 64

图 65

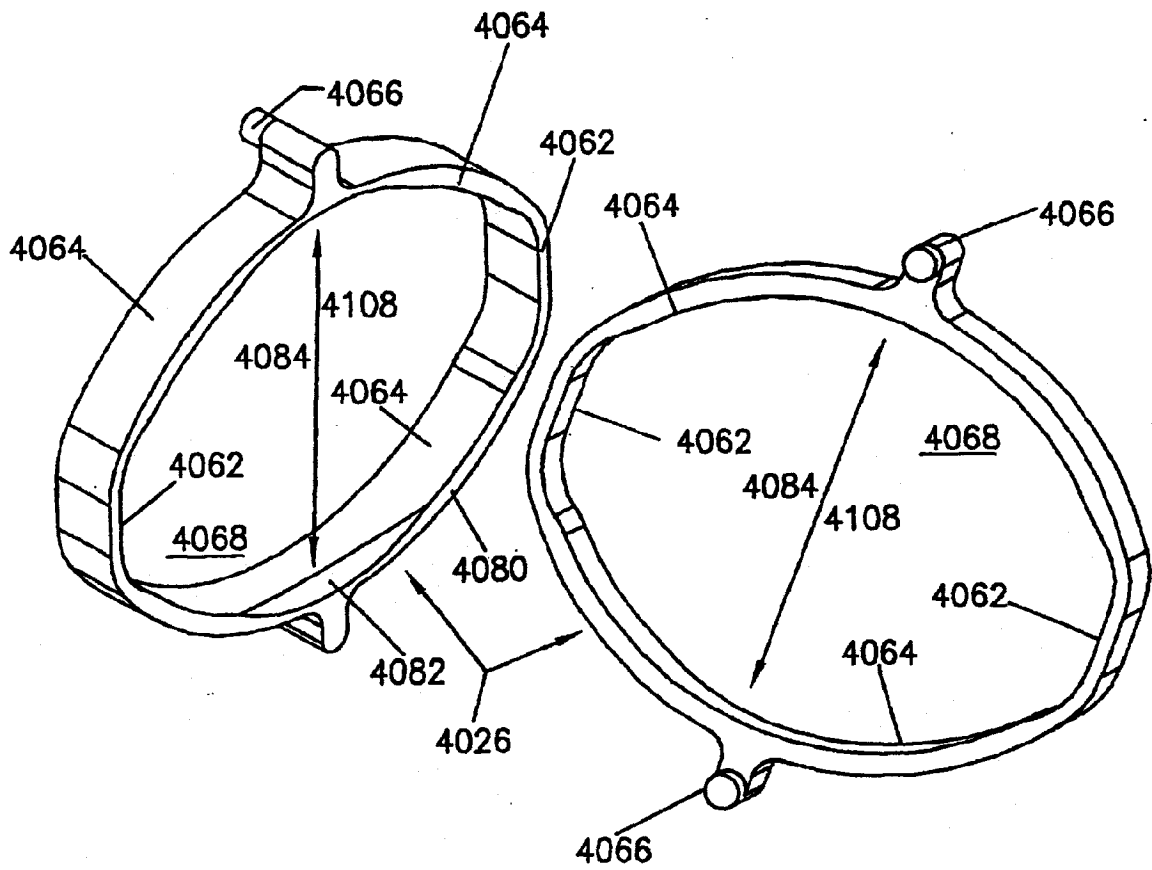


图 66

图 67

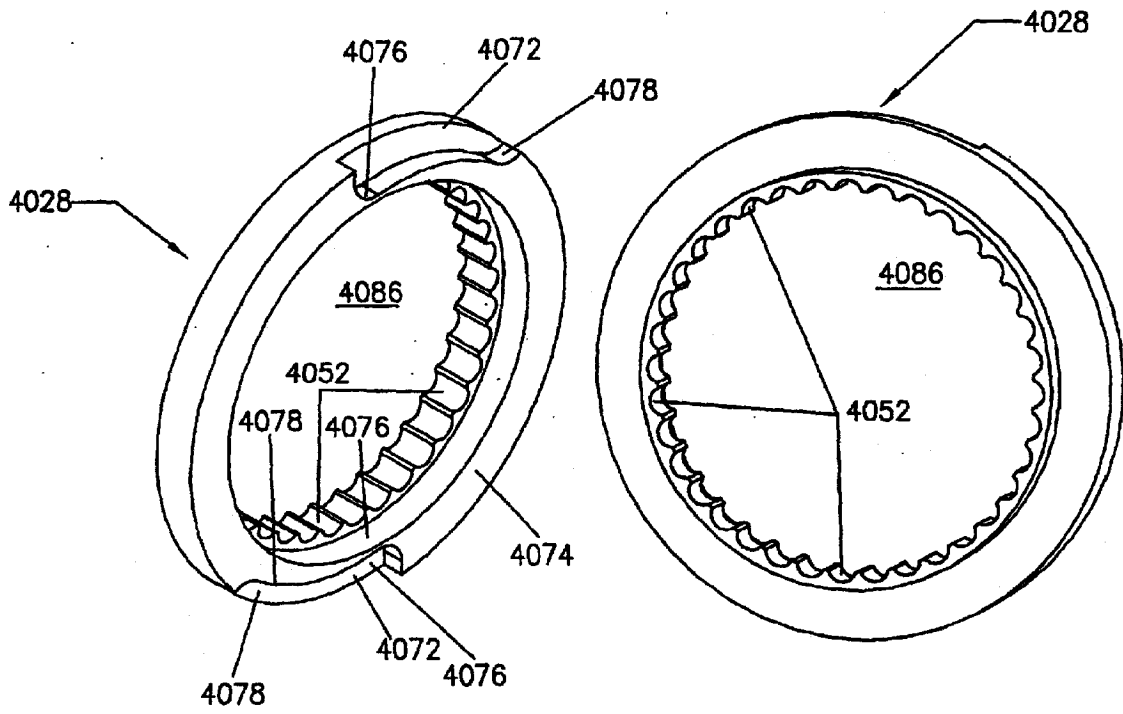


图 68

图 69

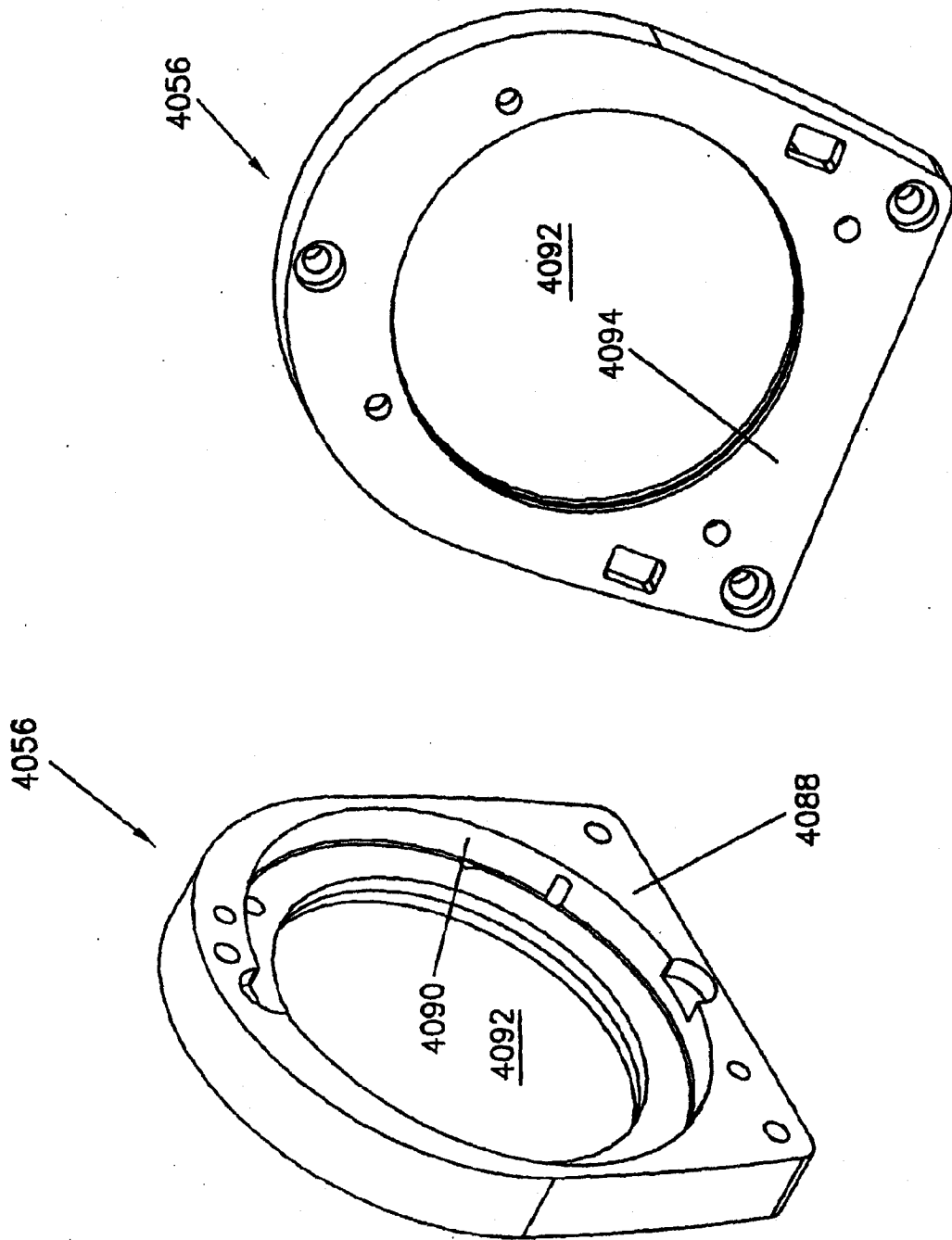


图 70

图 71

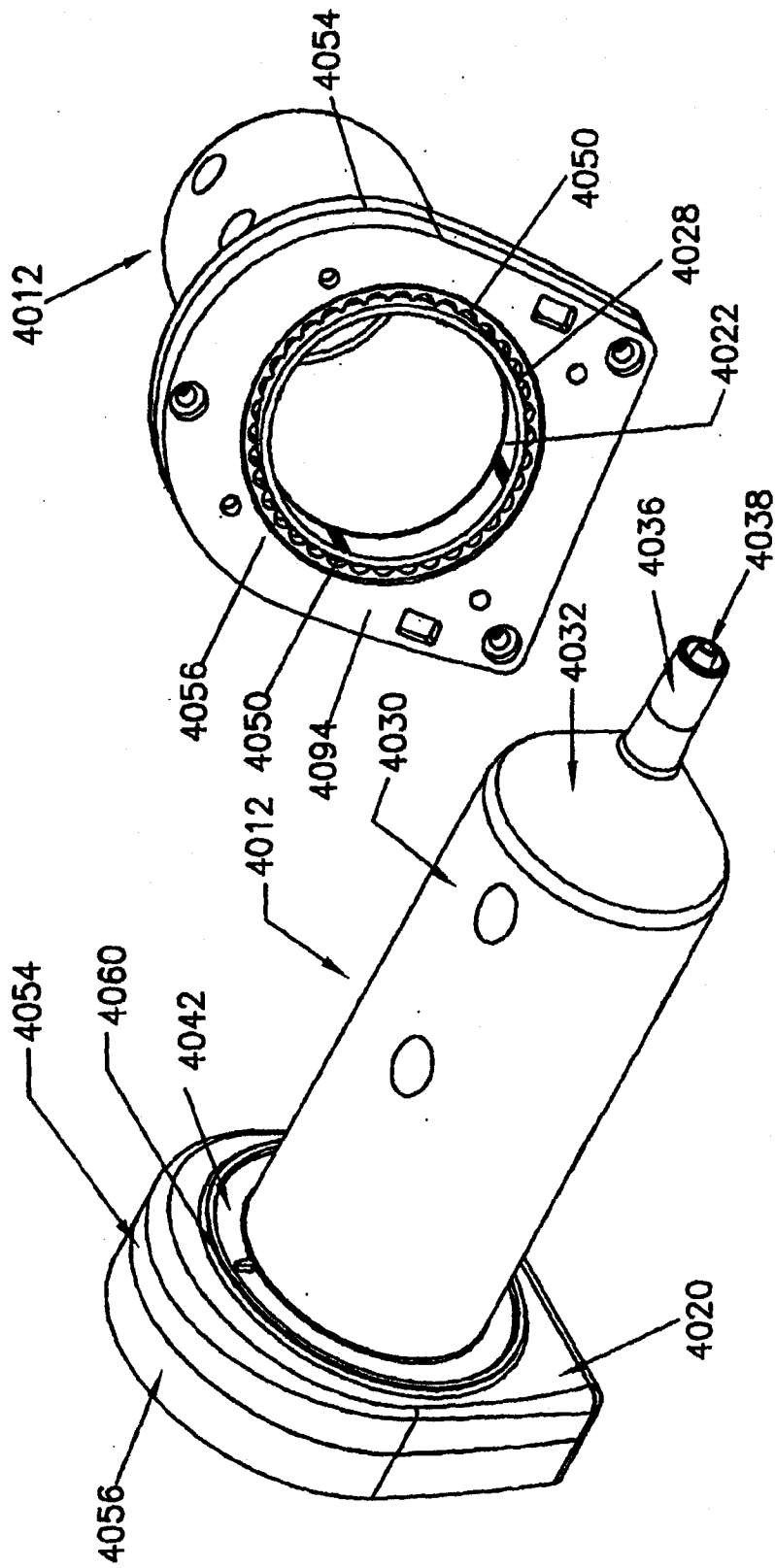


图 72

图 73

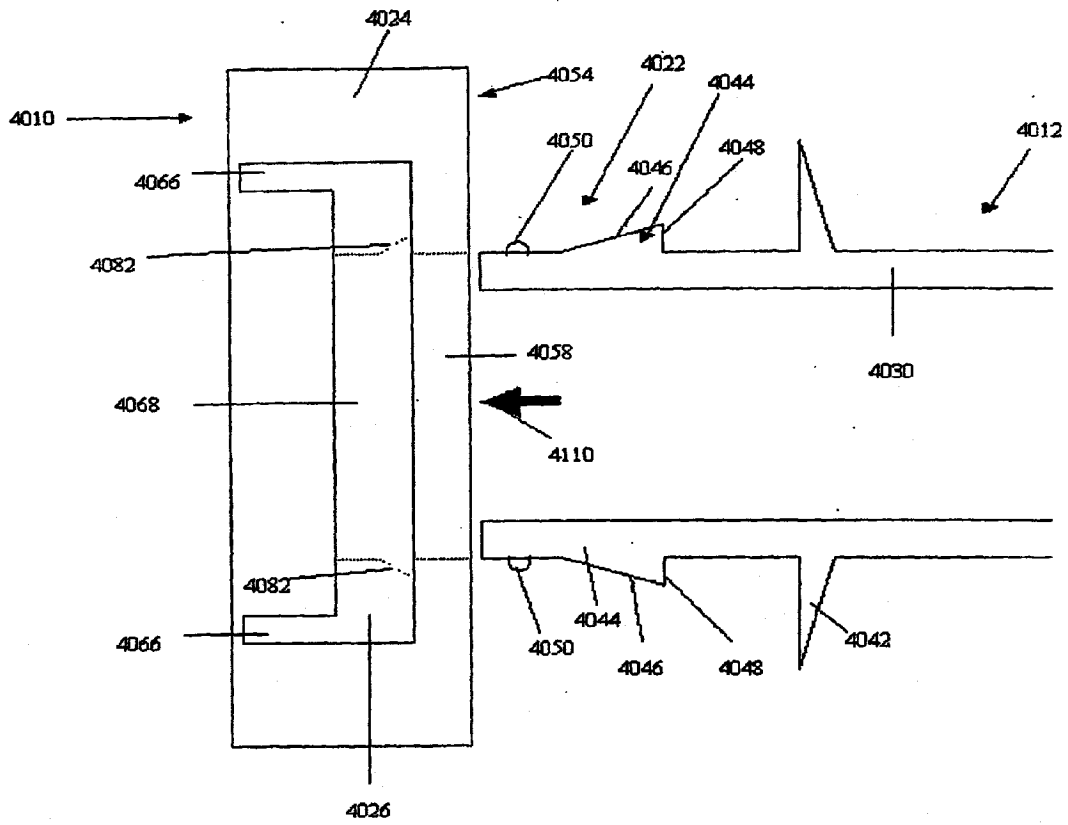


图 74

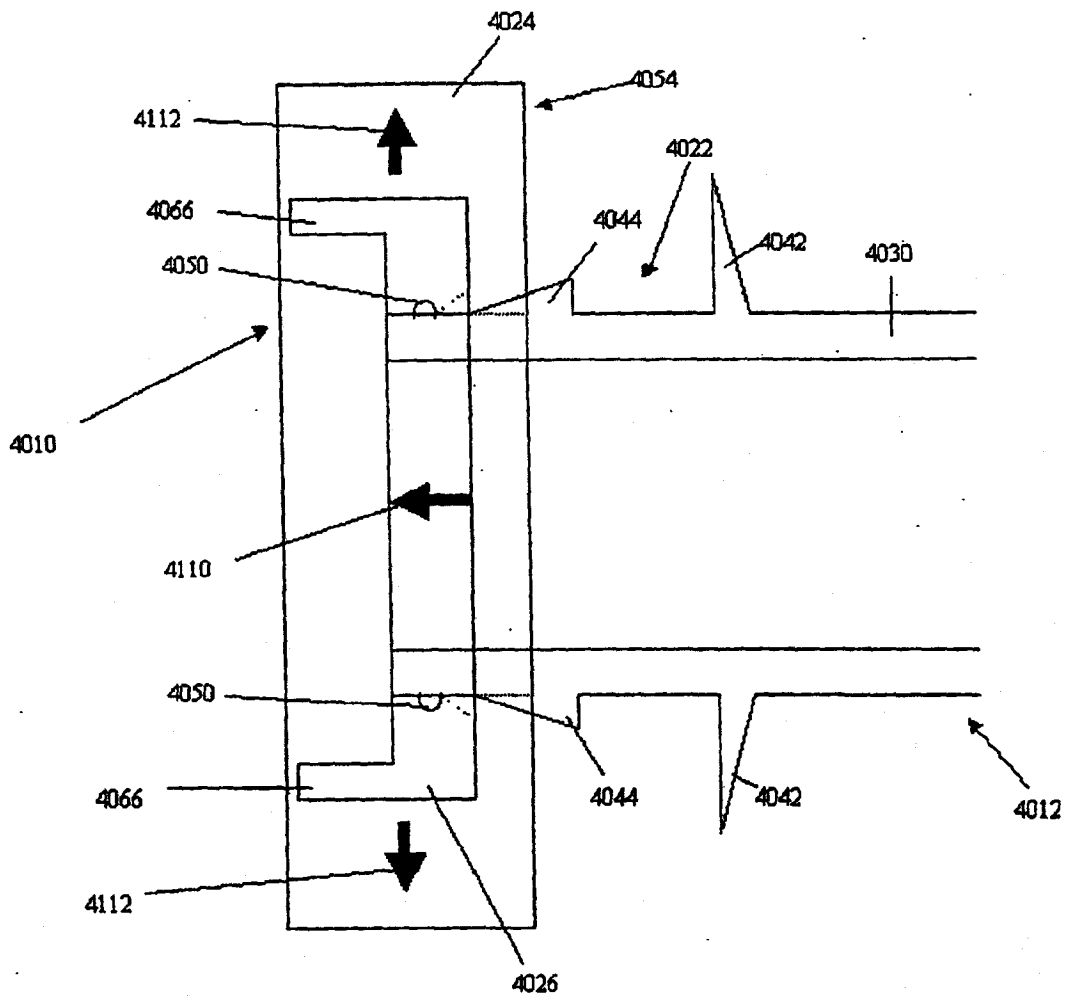


图 75

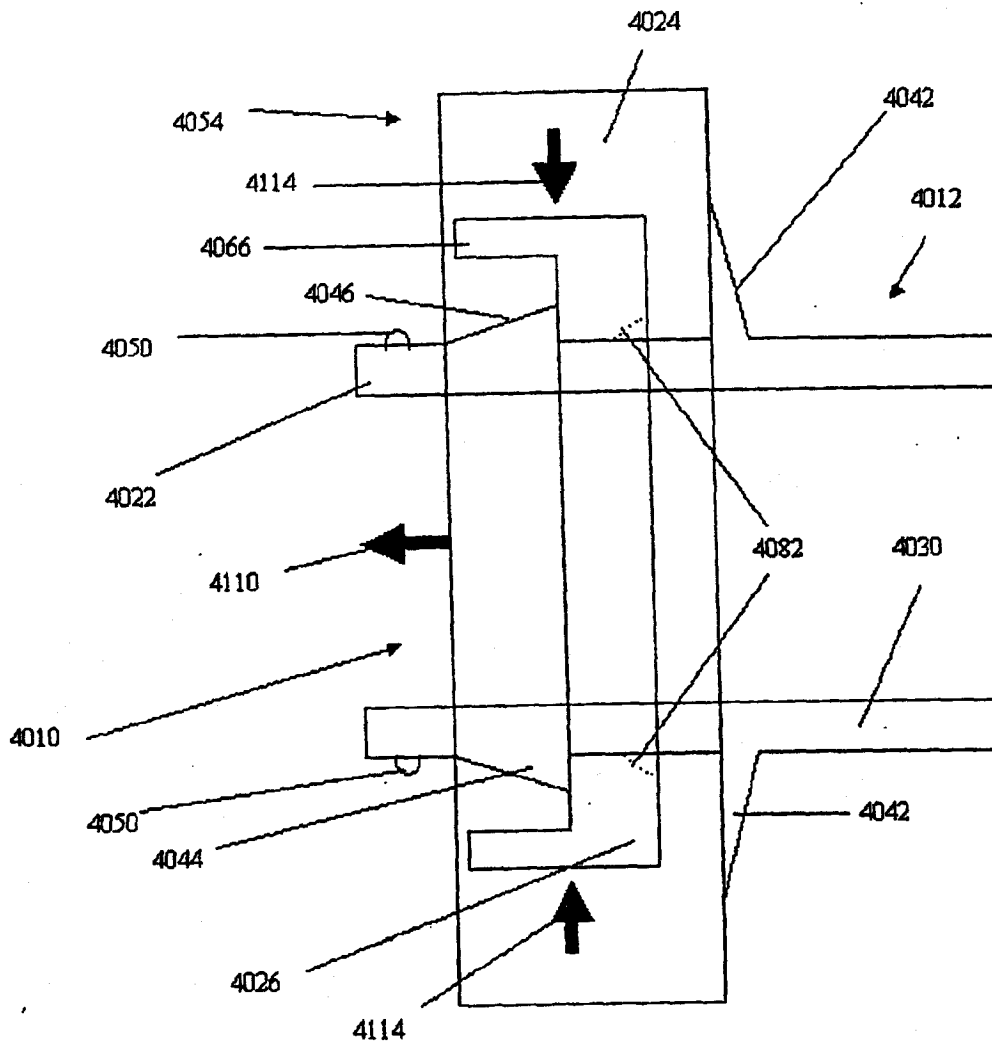


图 76

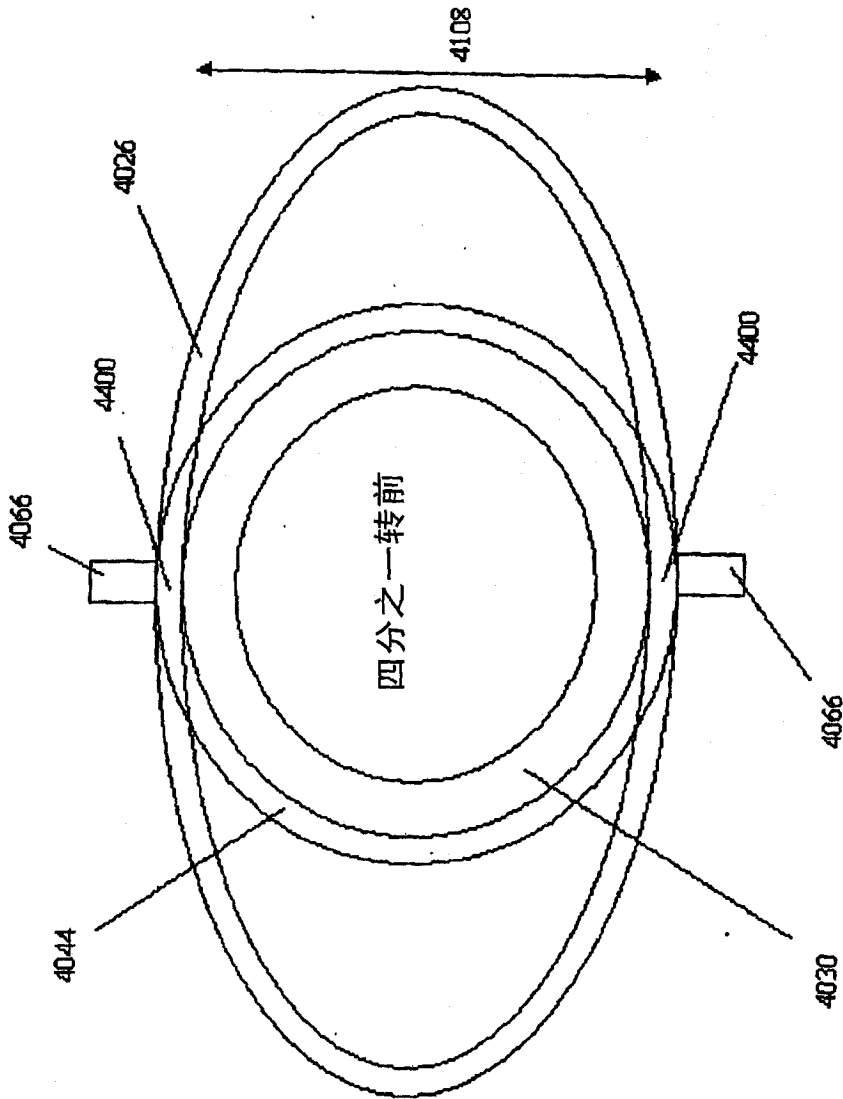


图 77

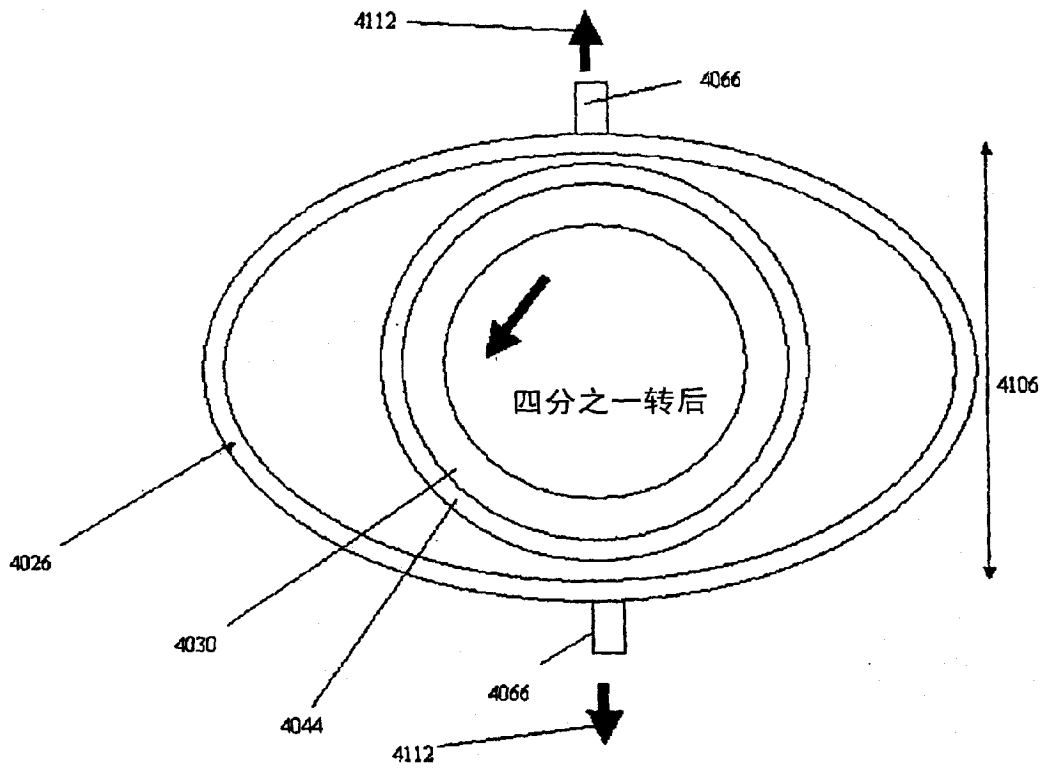


图 78

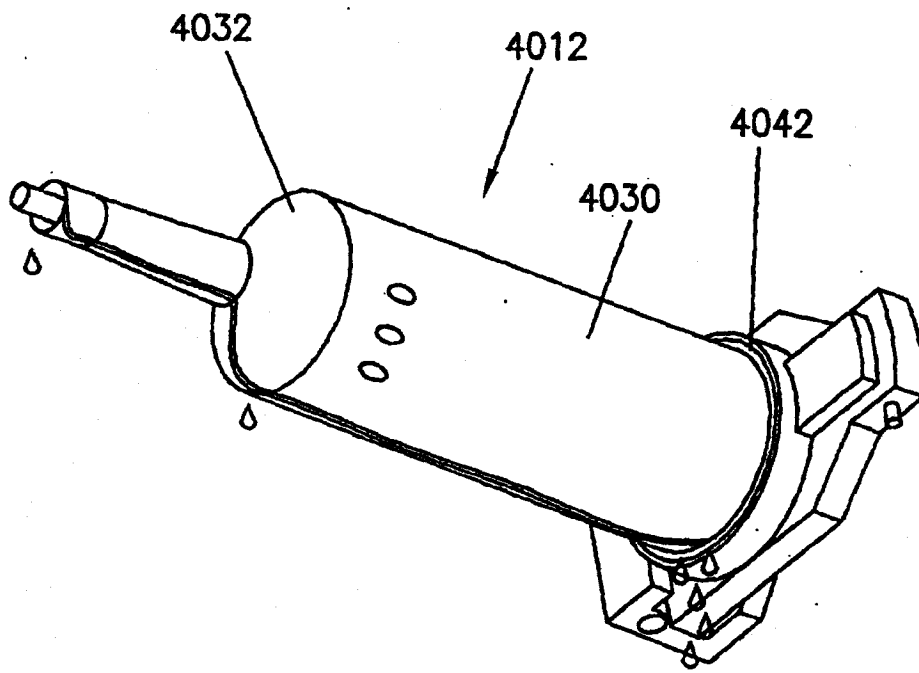


图 79

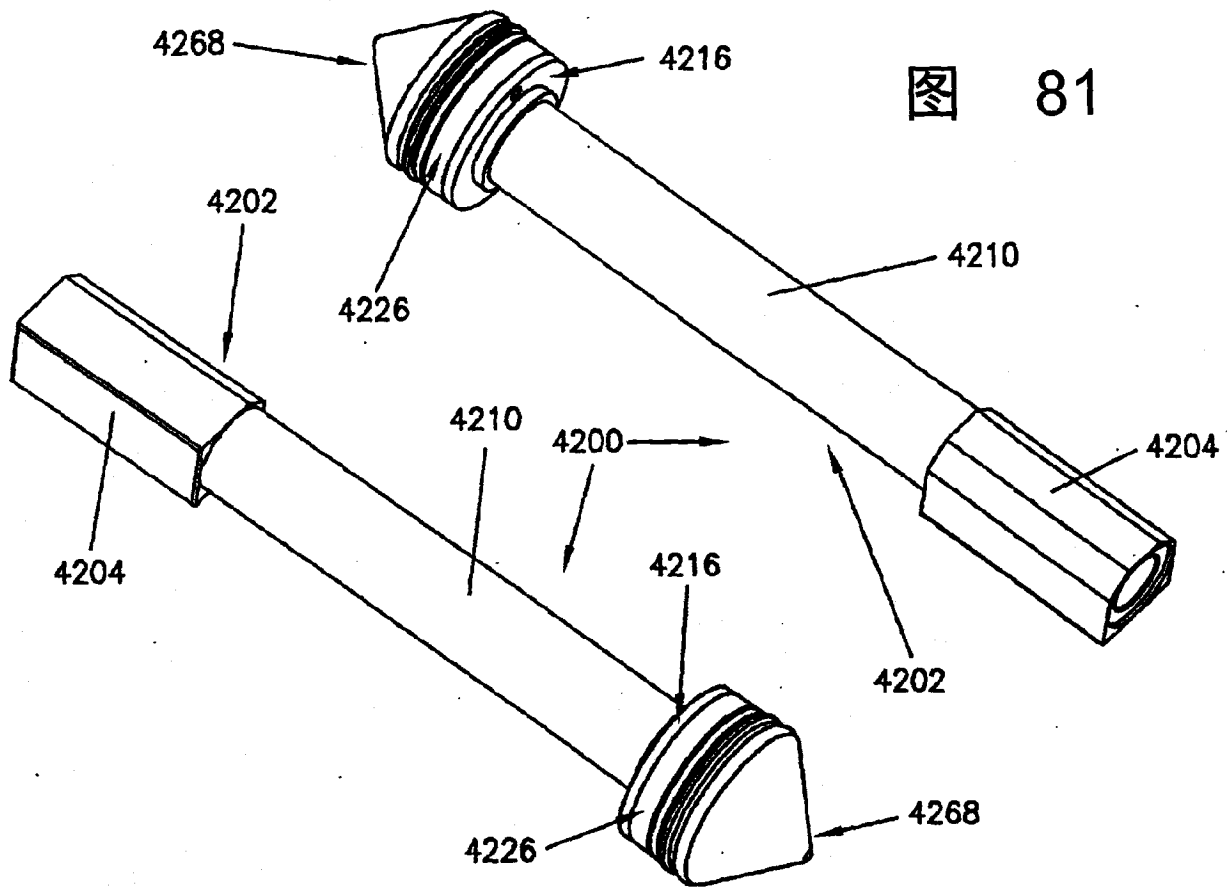


图 81

图 80

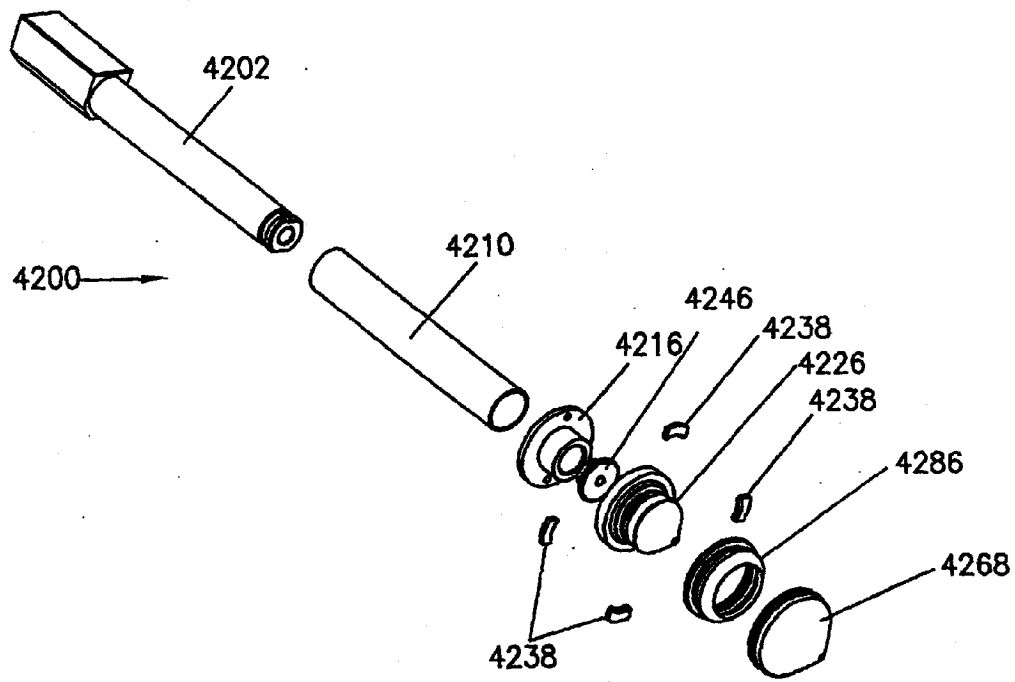


图 82

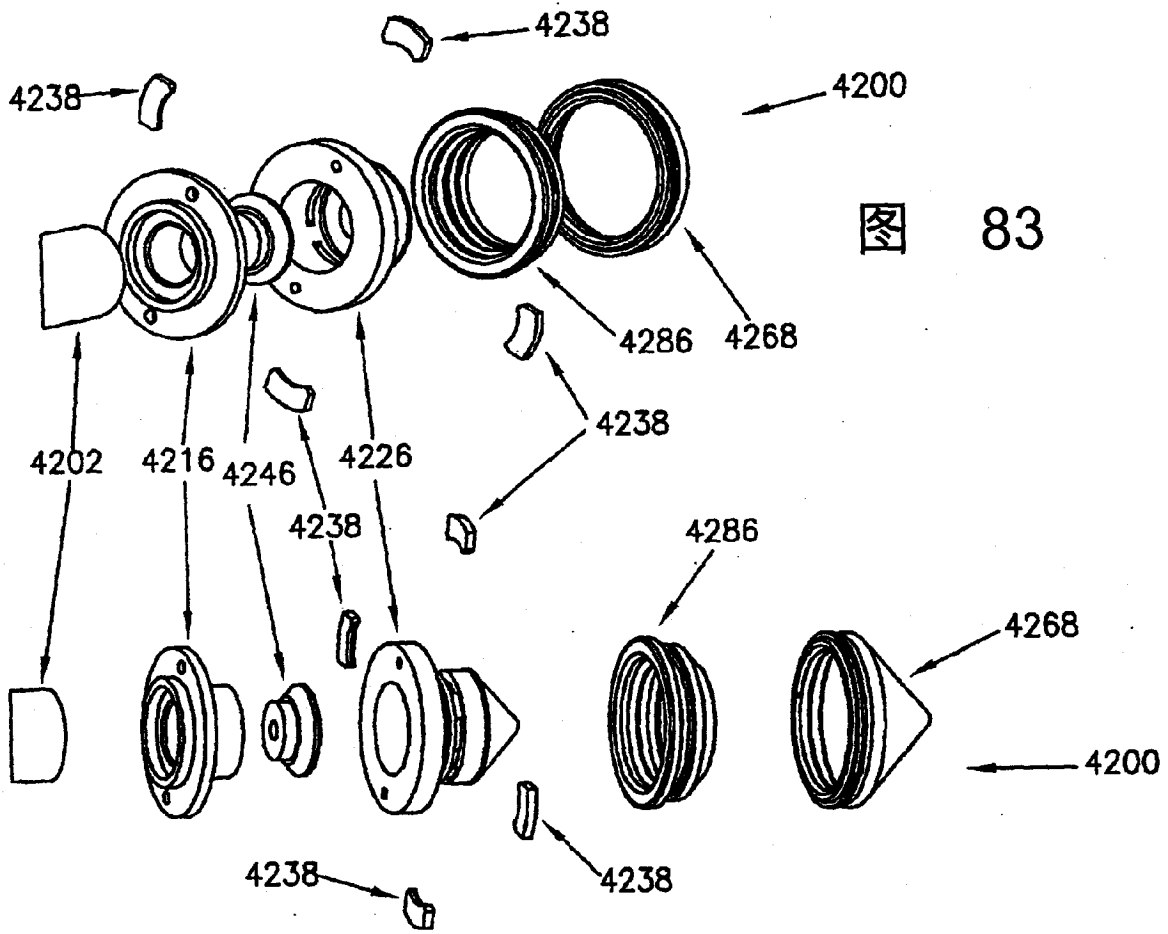


图 83

图 84

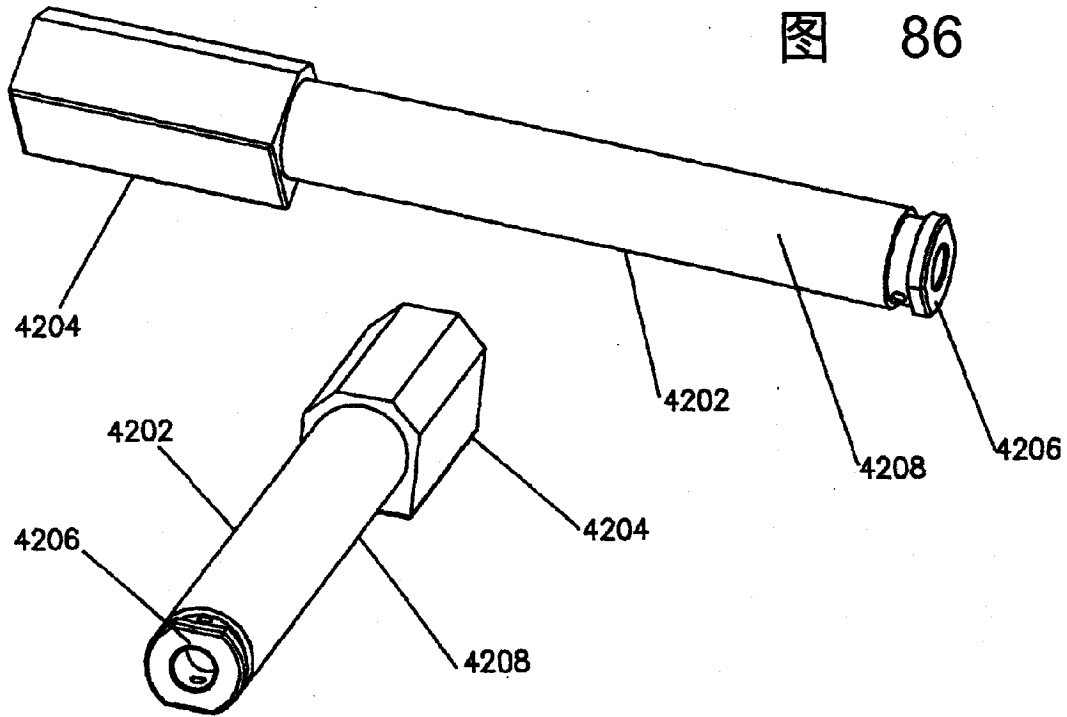


图 85

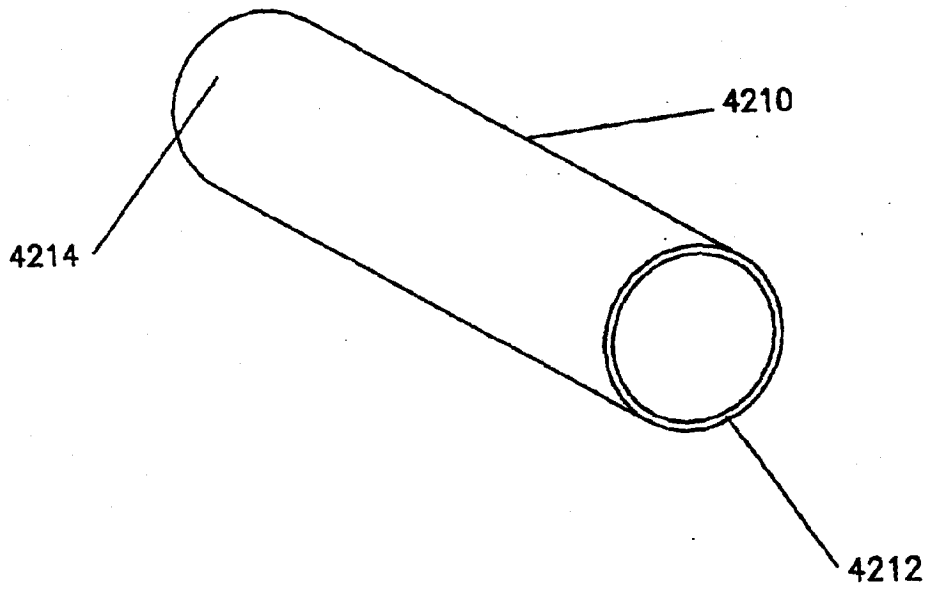


图 87

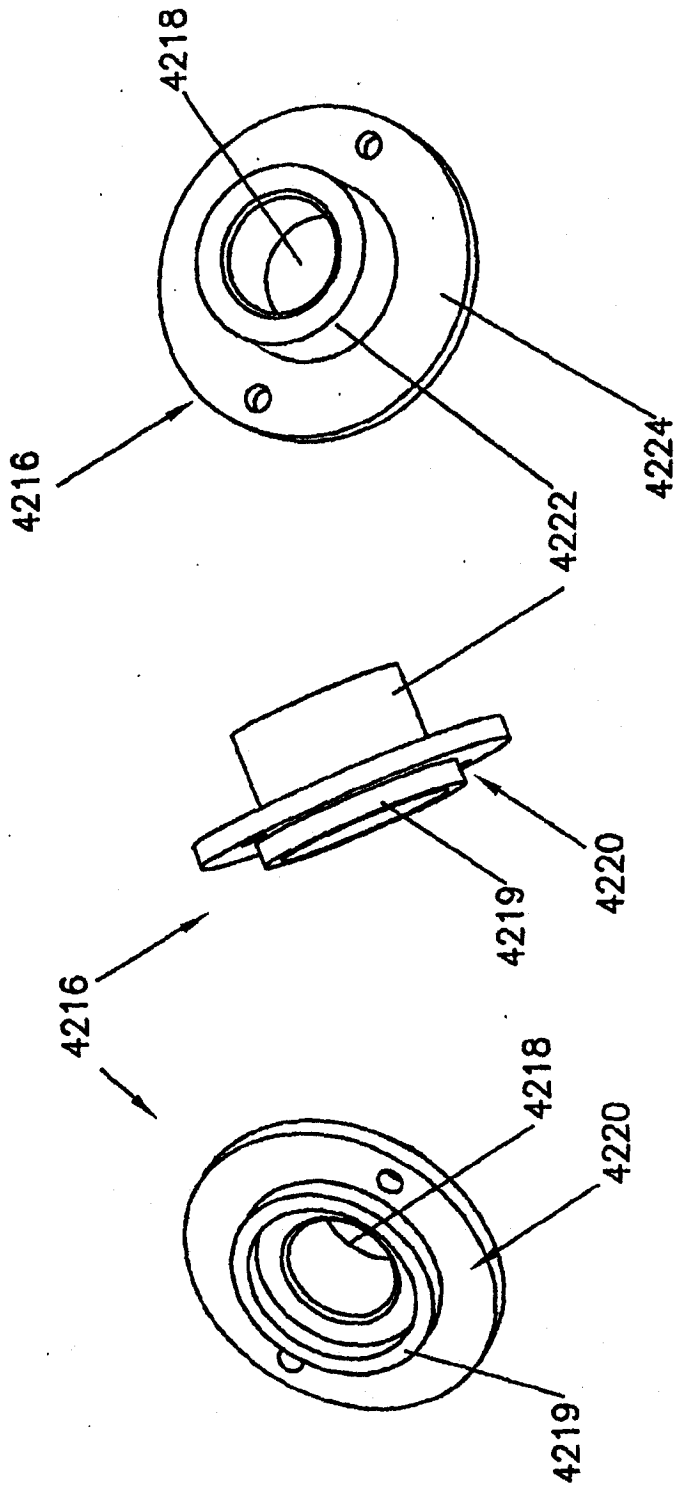


图 88 图 89 图 90

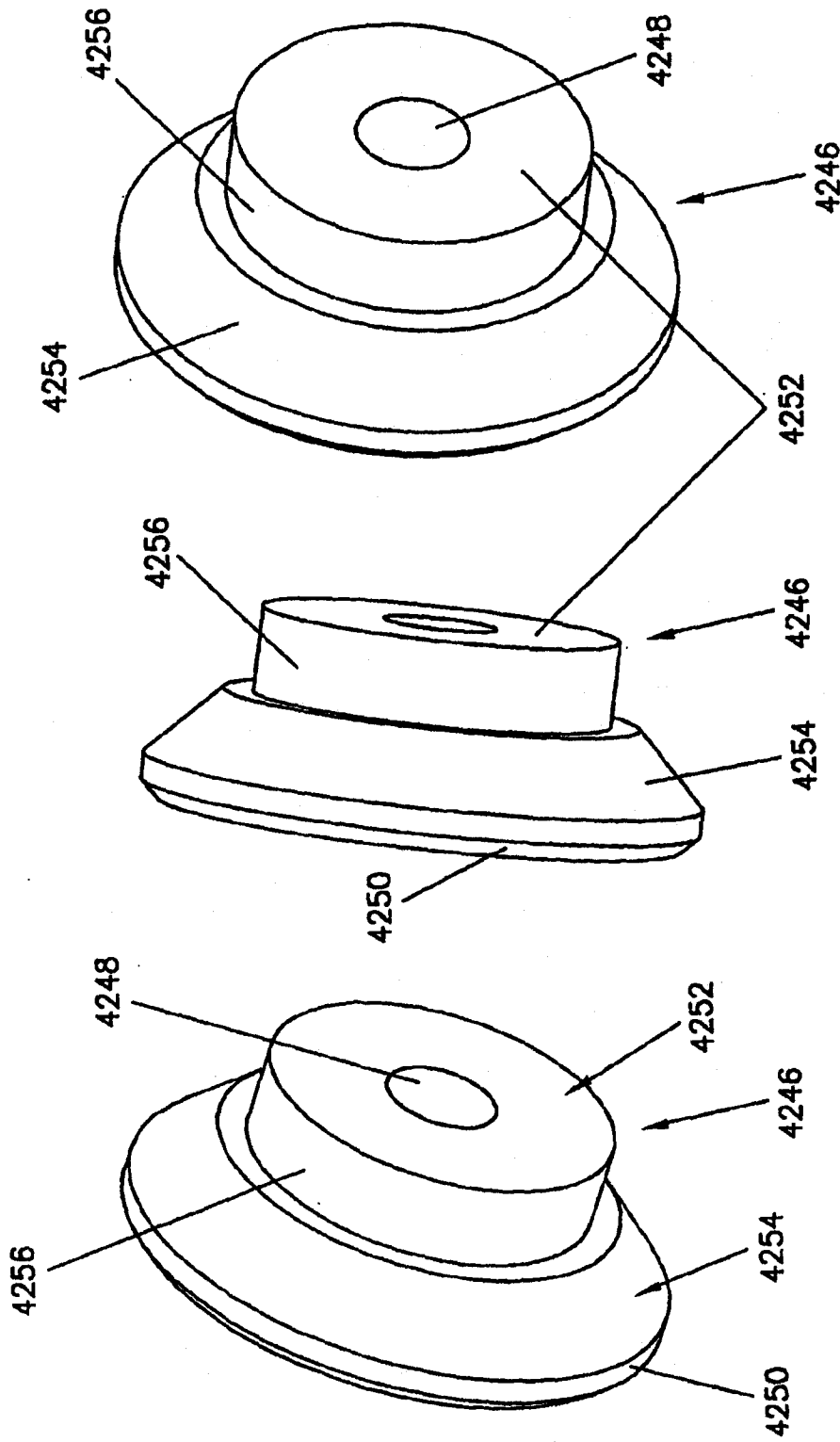


图 93

图 92

图 91

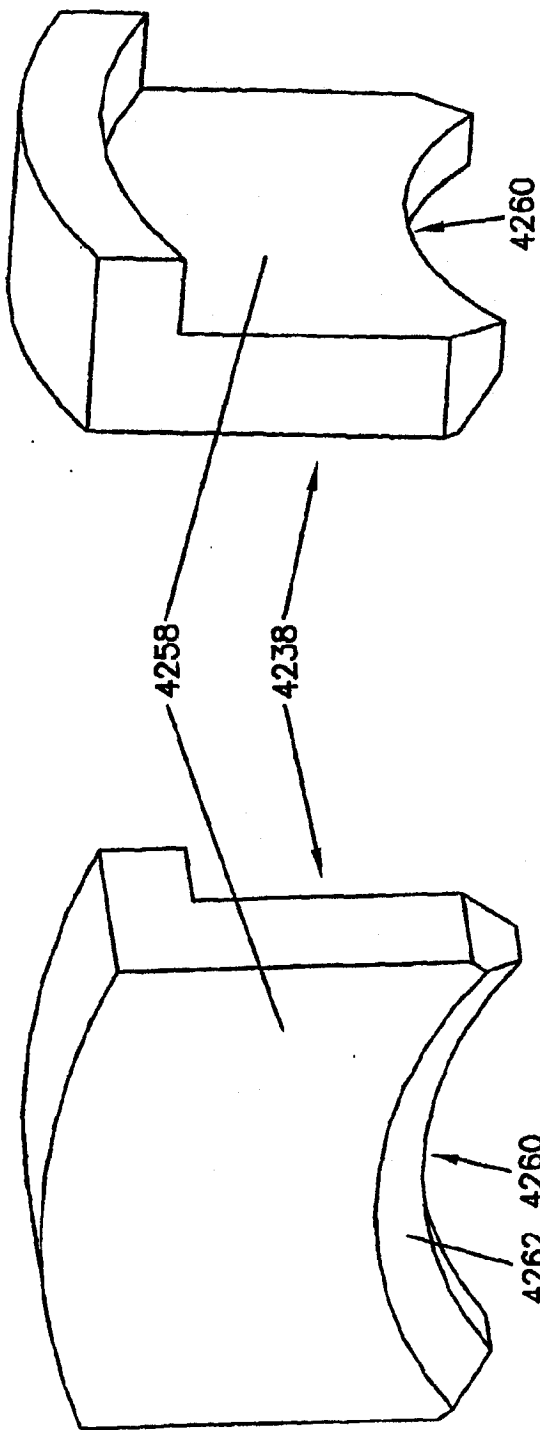


图 94

图 95

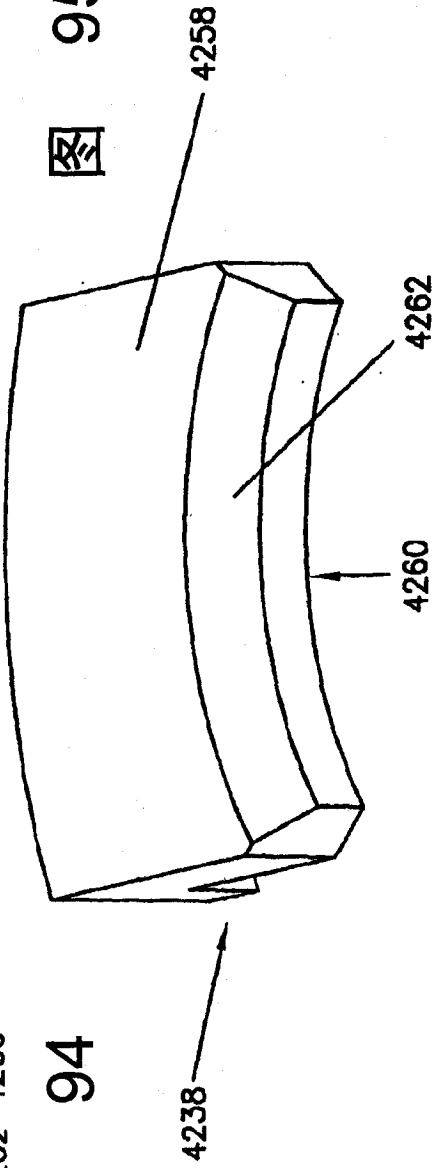


图 96

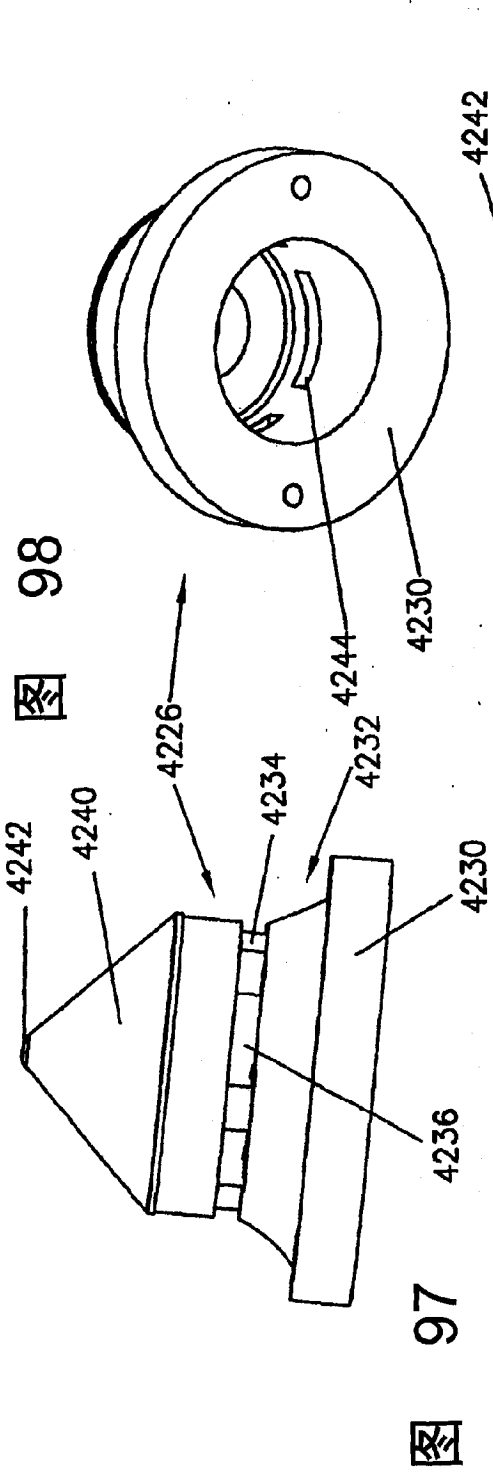


图 98

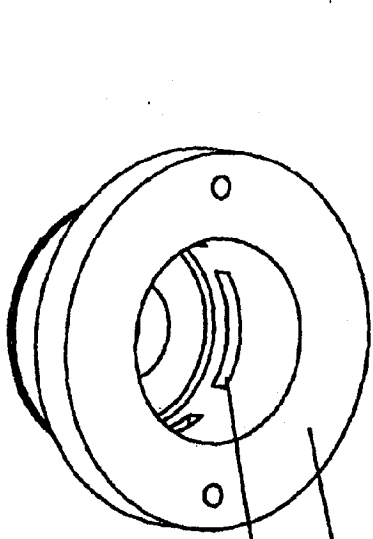


图 99

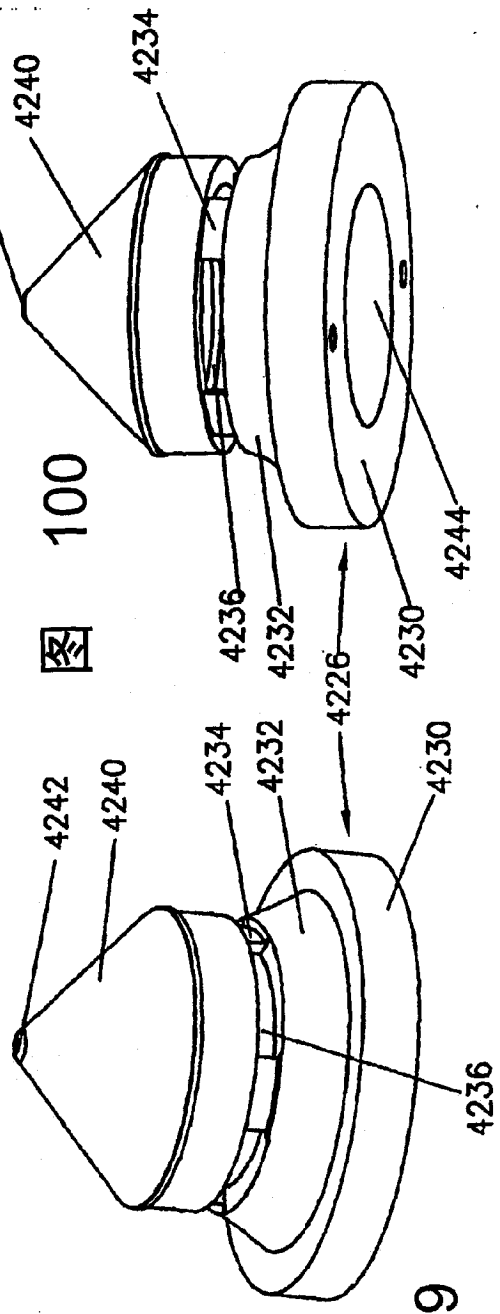
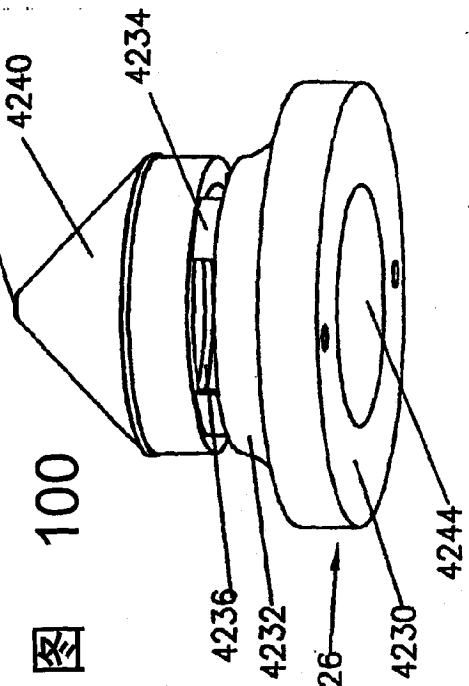


图 100



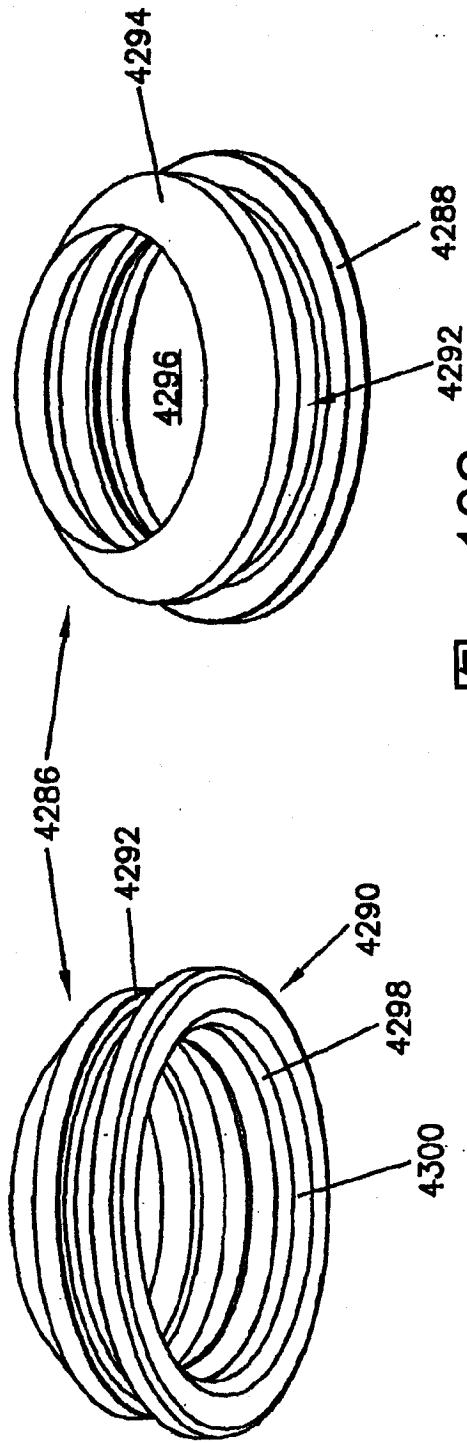


图 102

图 101

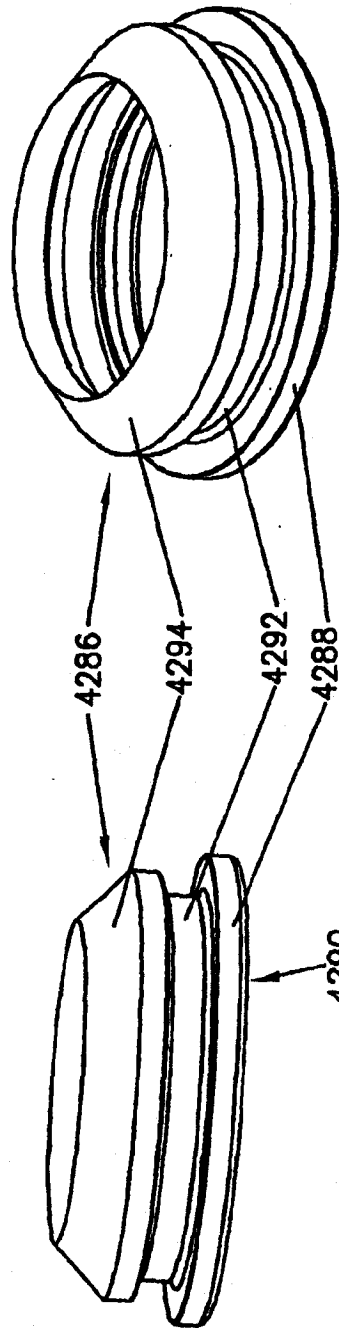


图 104

图 103

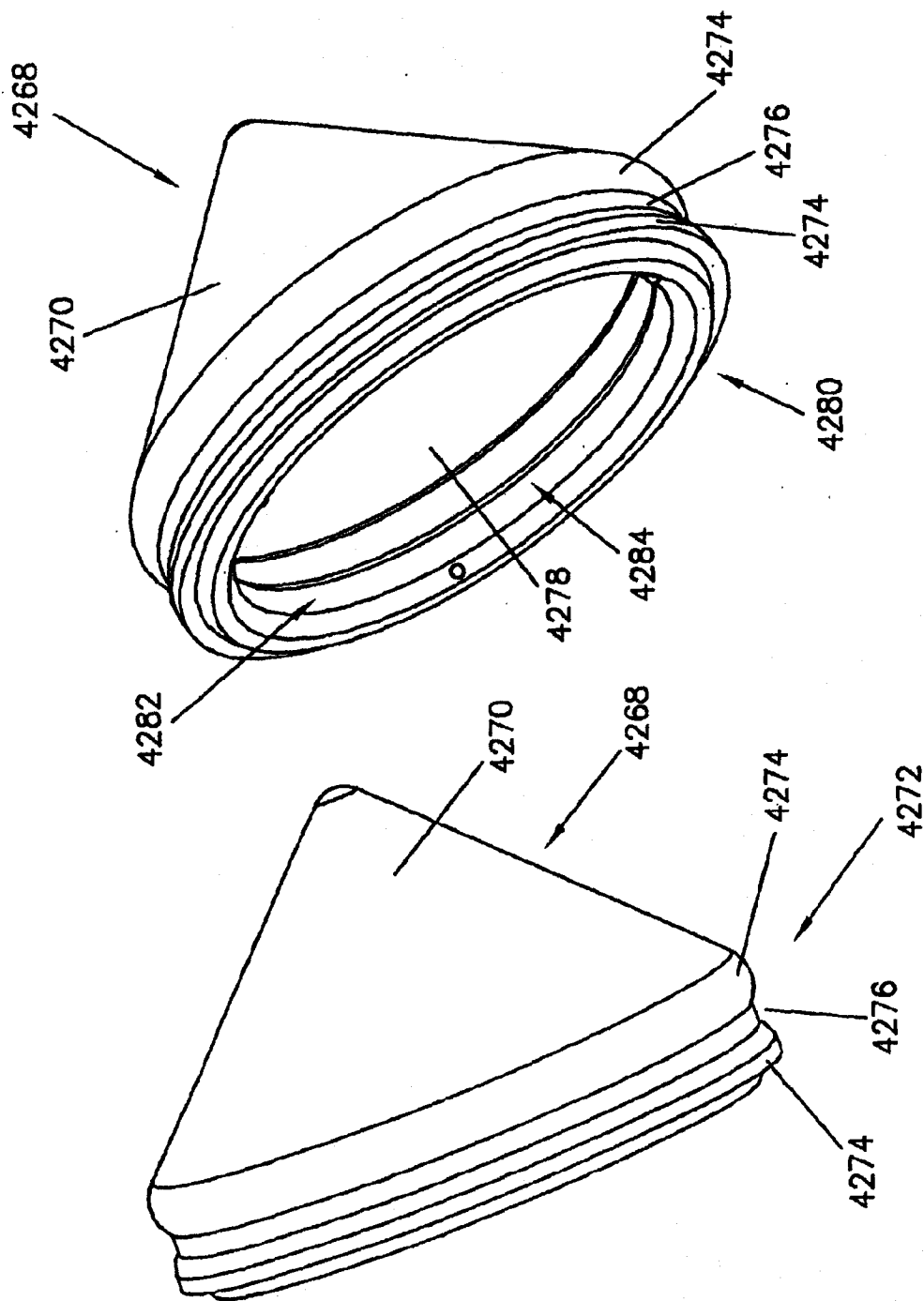


图 106

图 105

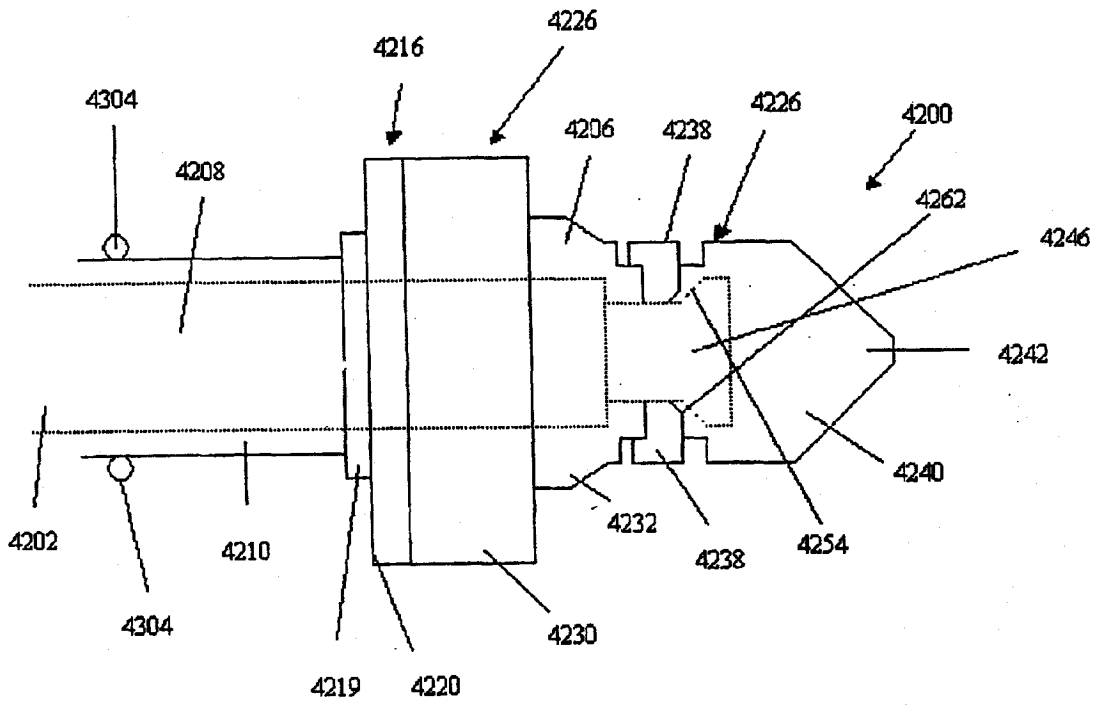


图 107

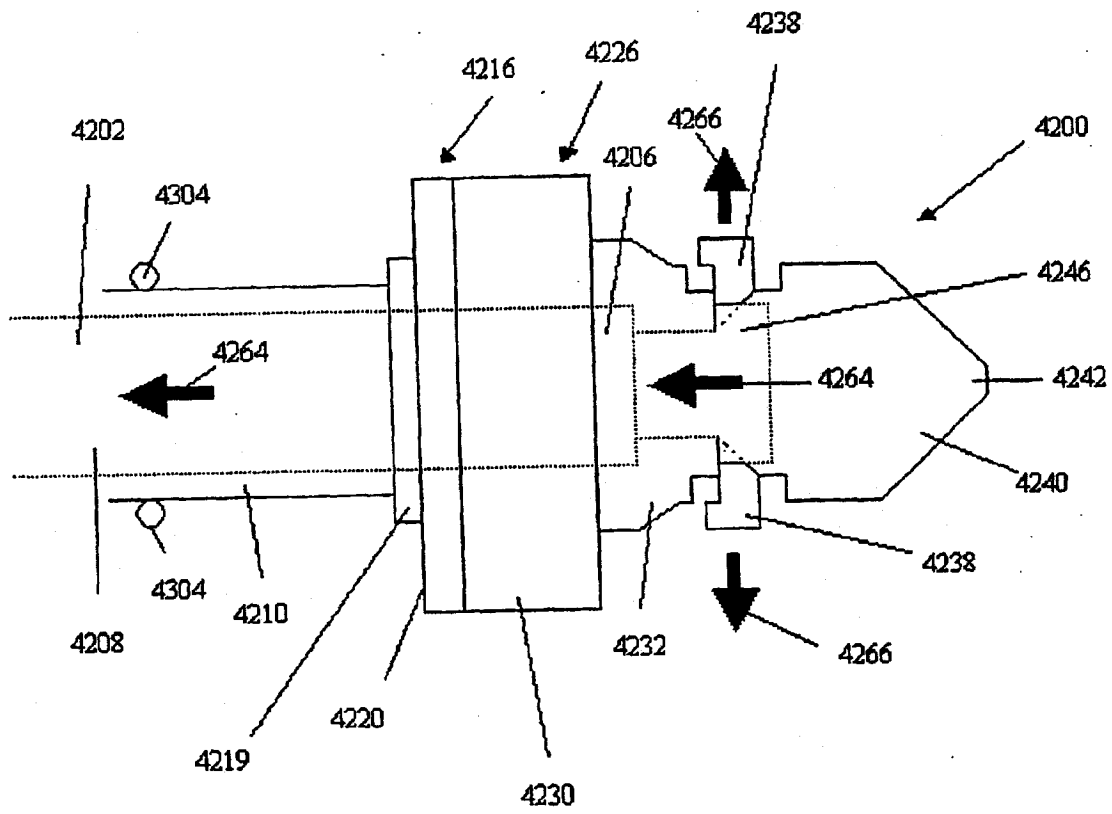


图 108

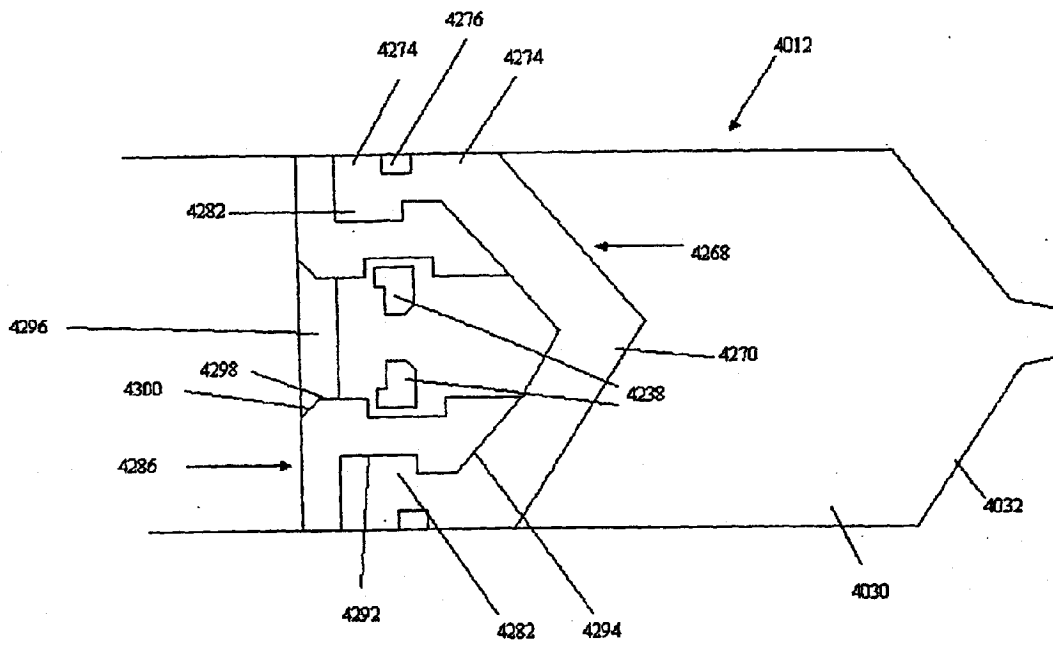


图 109

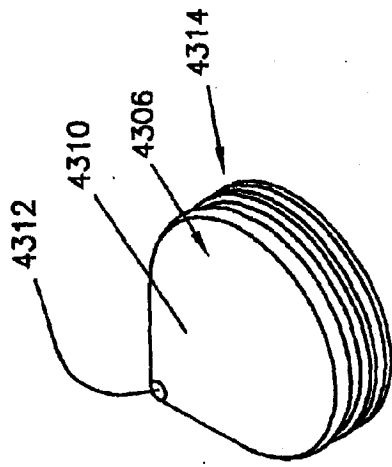


图 110

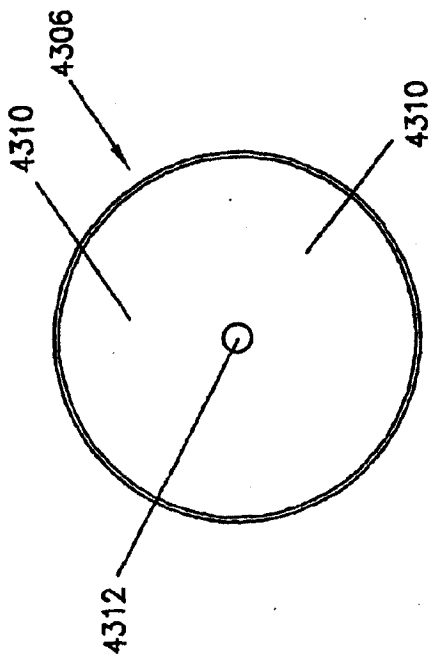


图 111

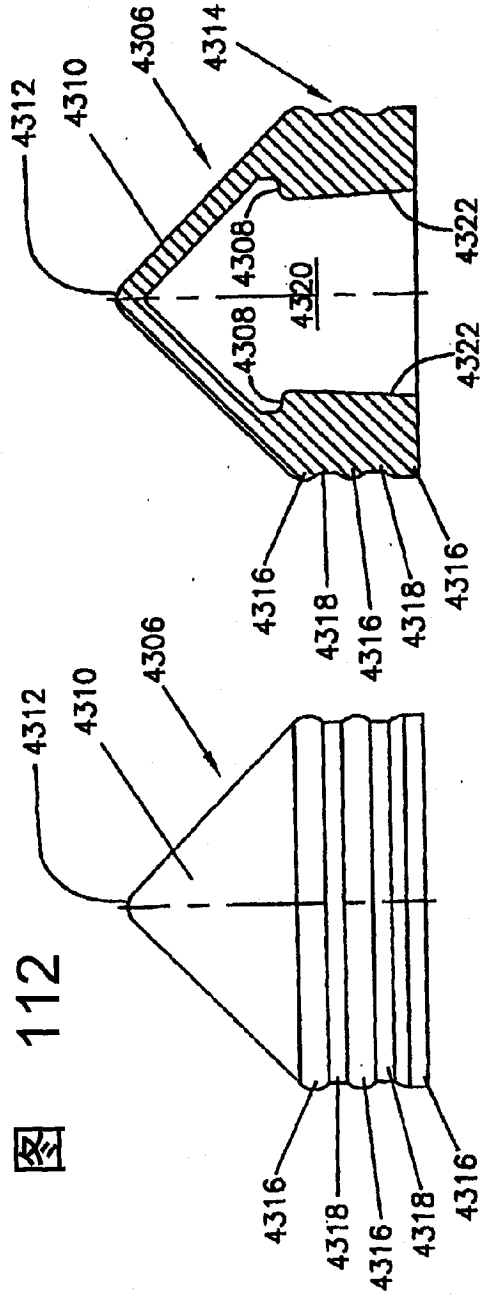


图 112

图 113

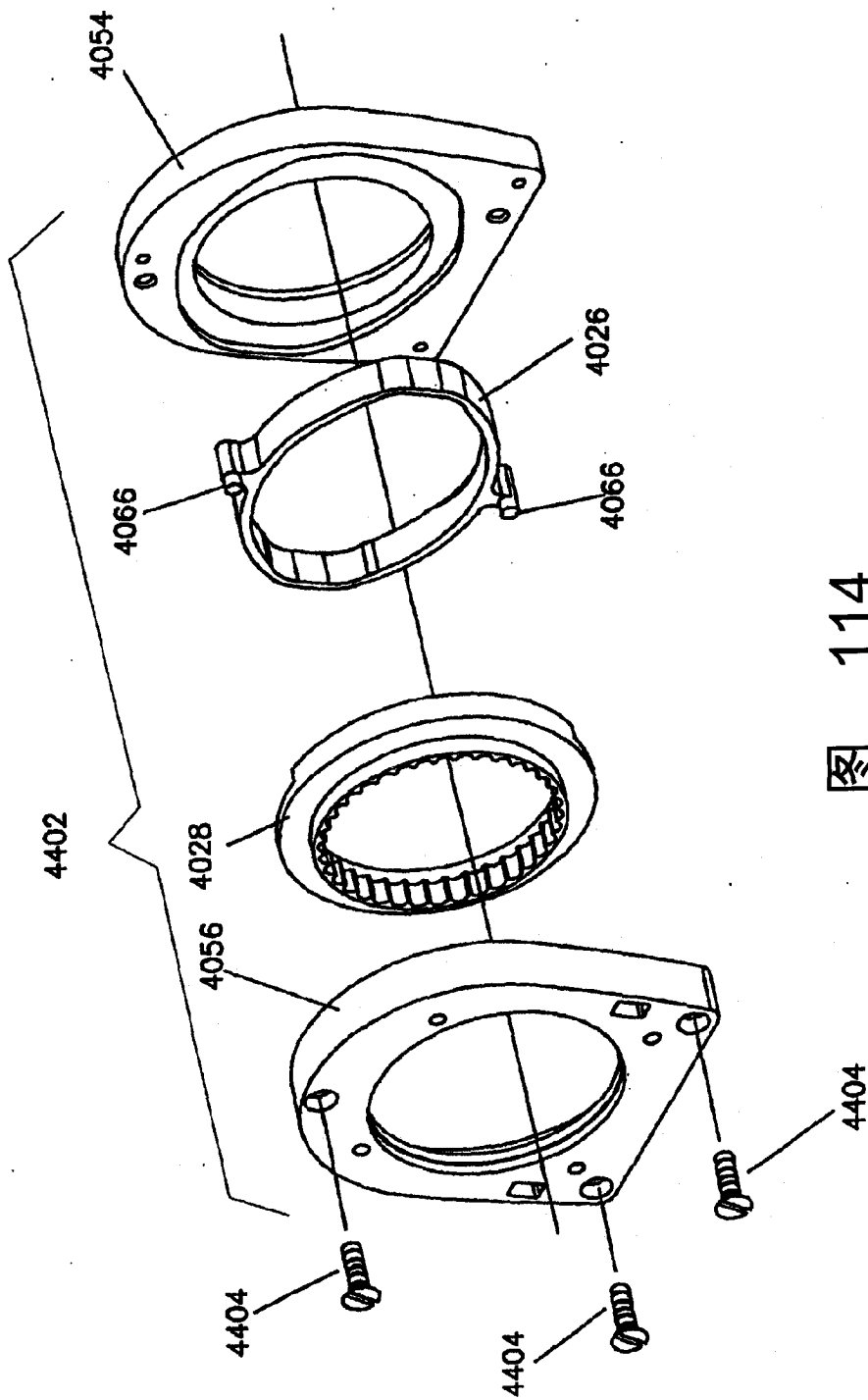


图 114

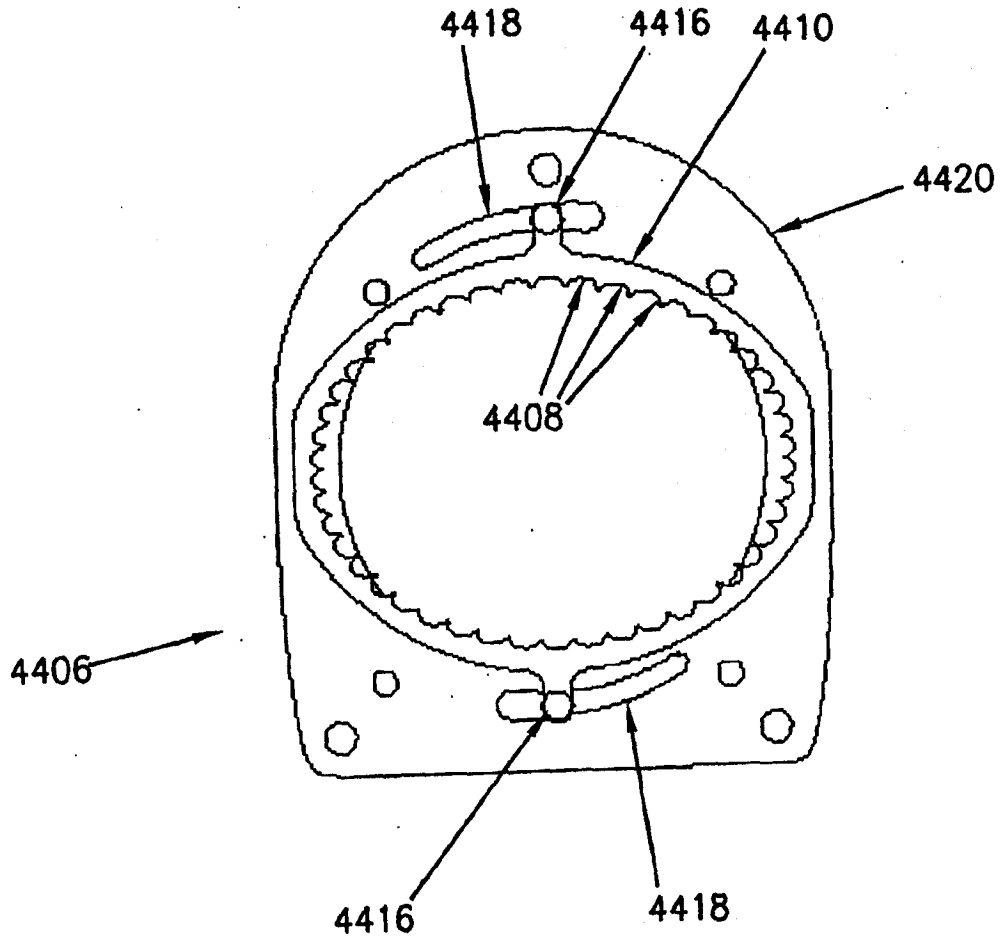


图 115

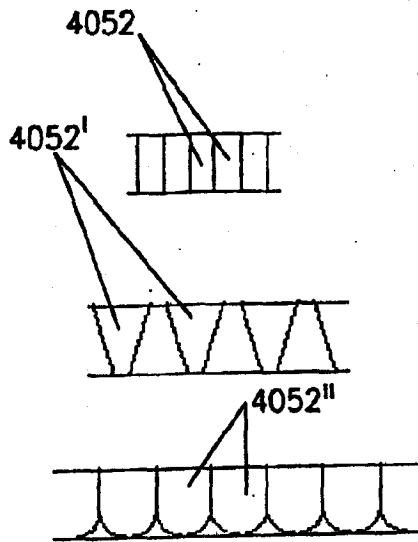


图 118

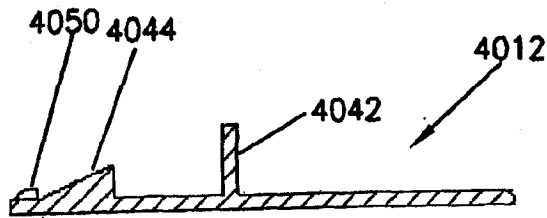


图 116

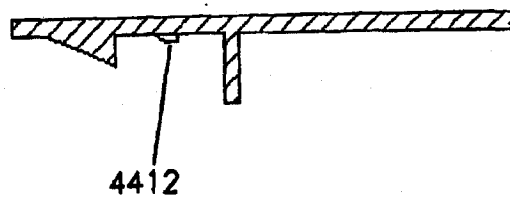
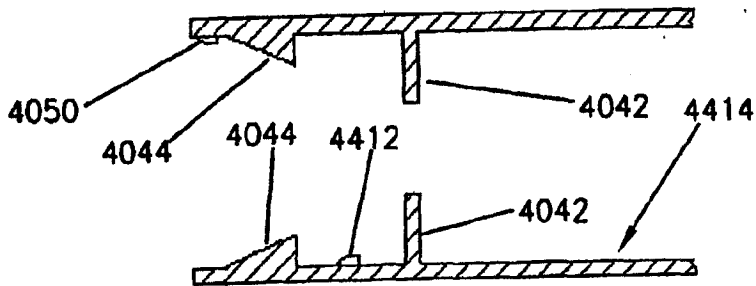


图 117

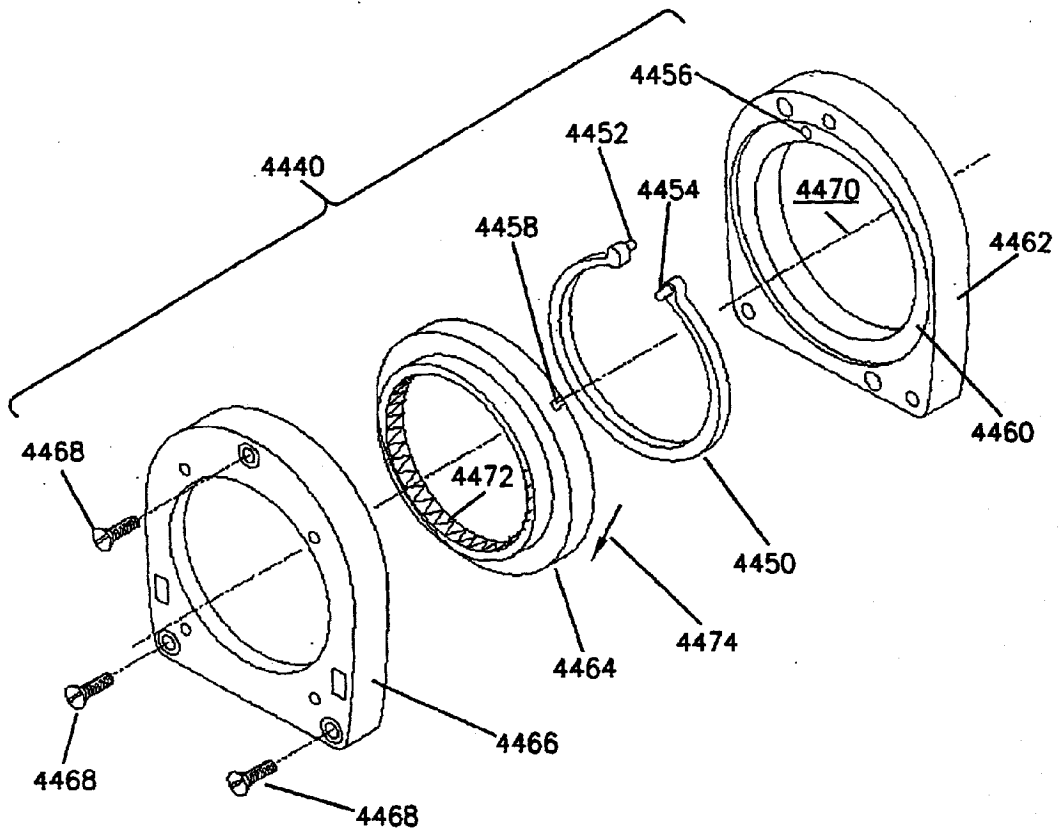


图 119

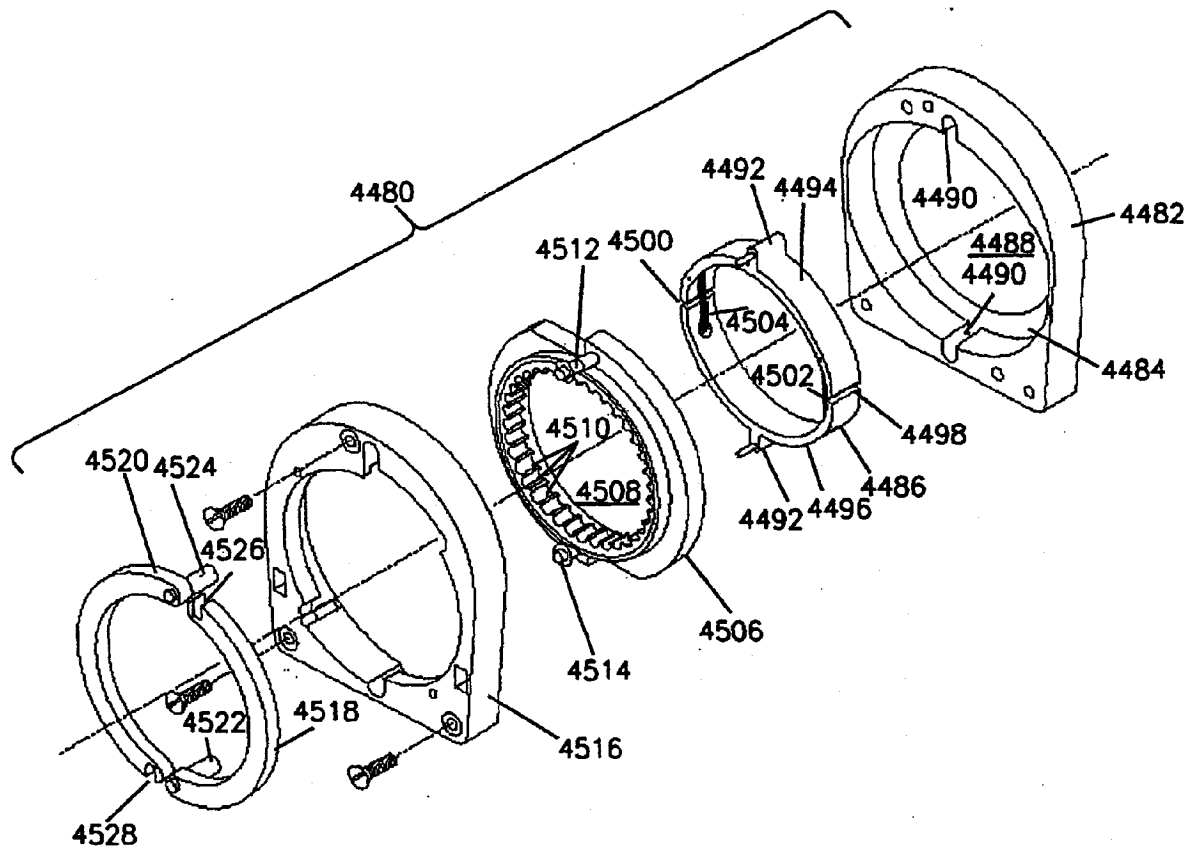


图 120

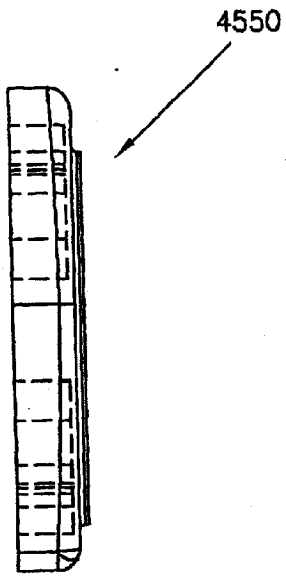


图 122

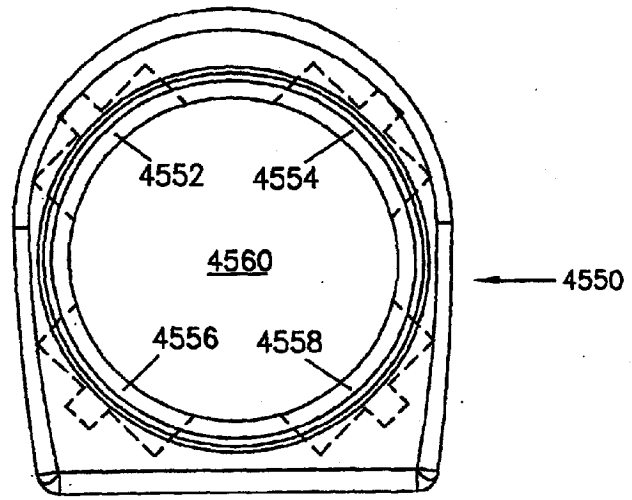


图 121

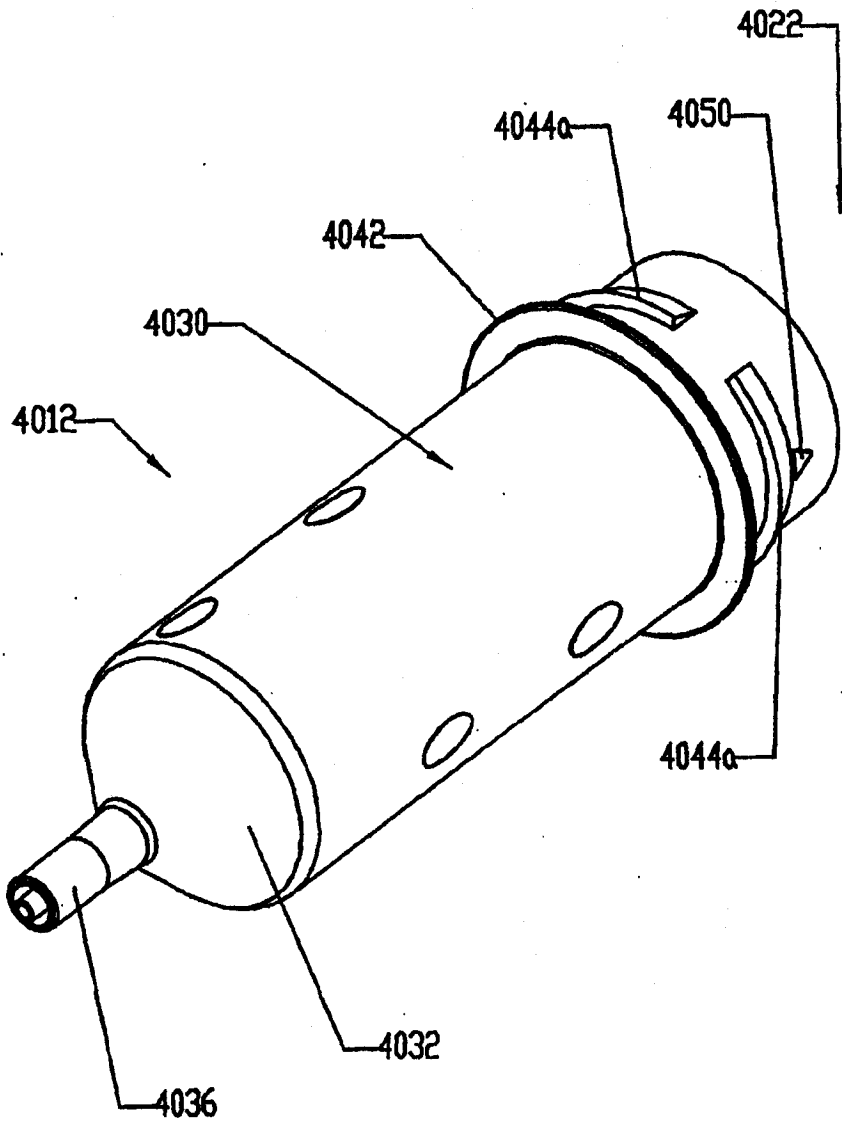


图 123

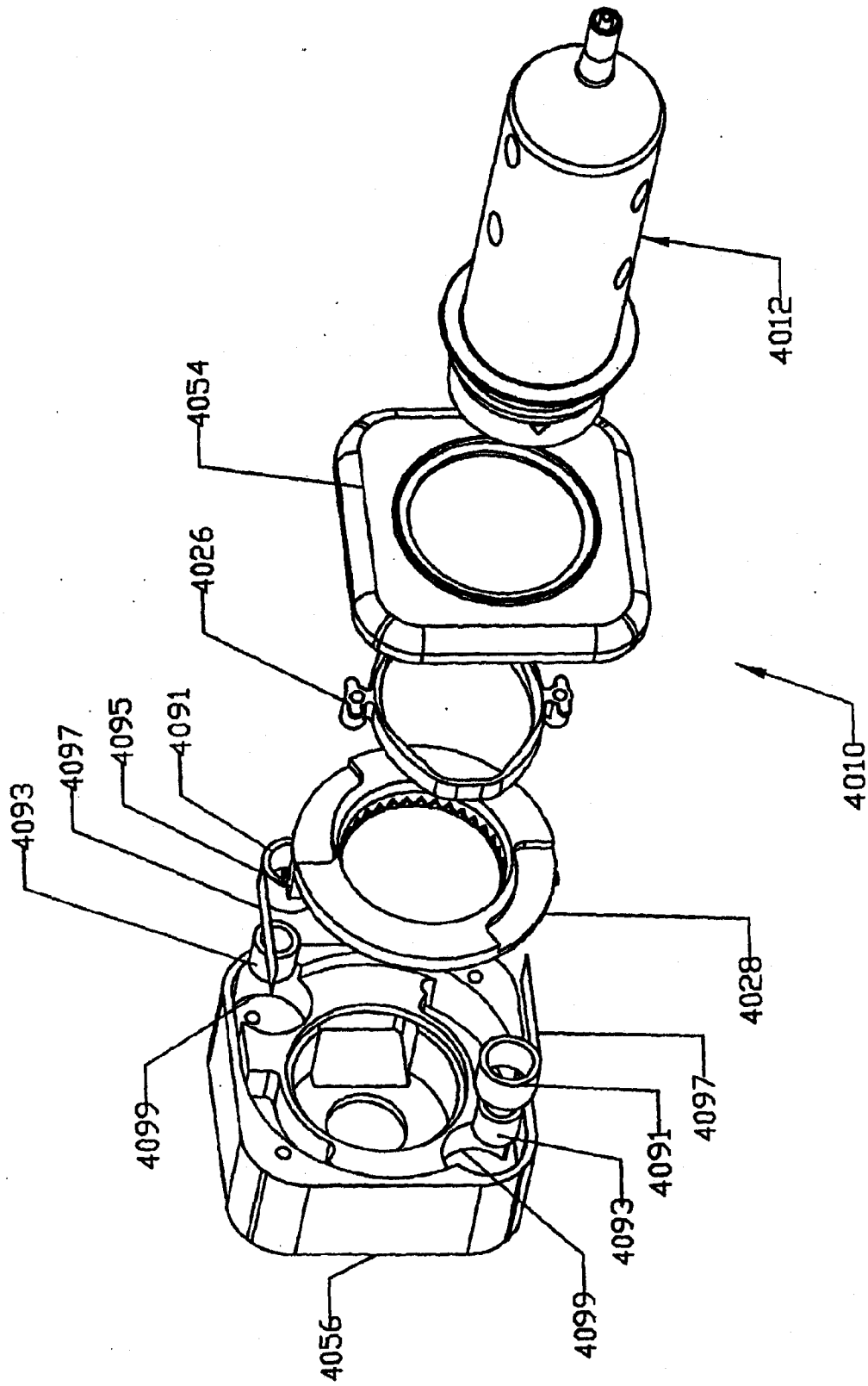


图 124

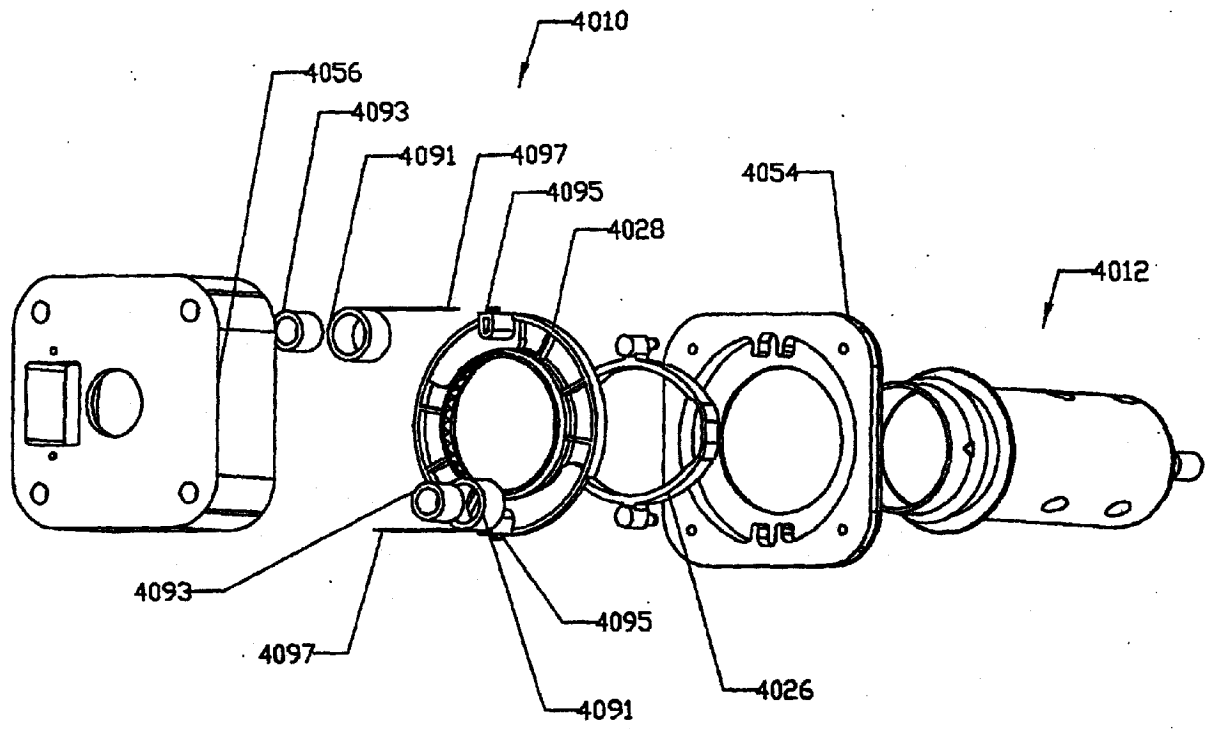


图 125

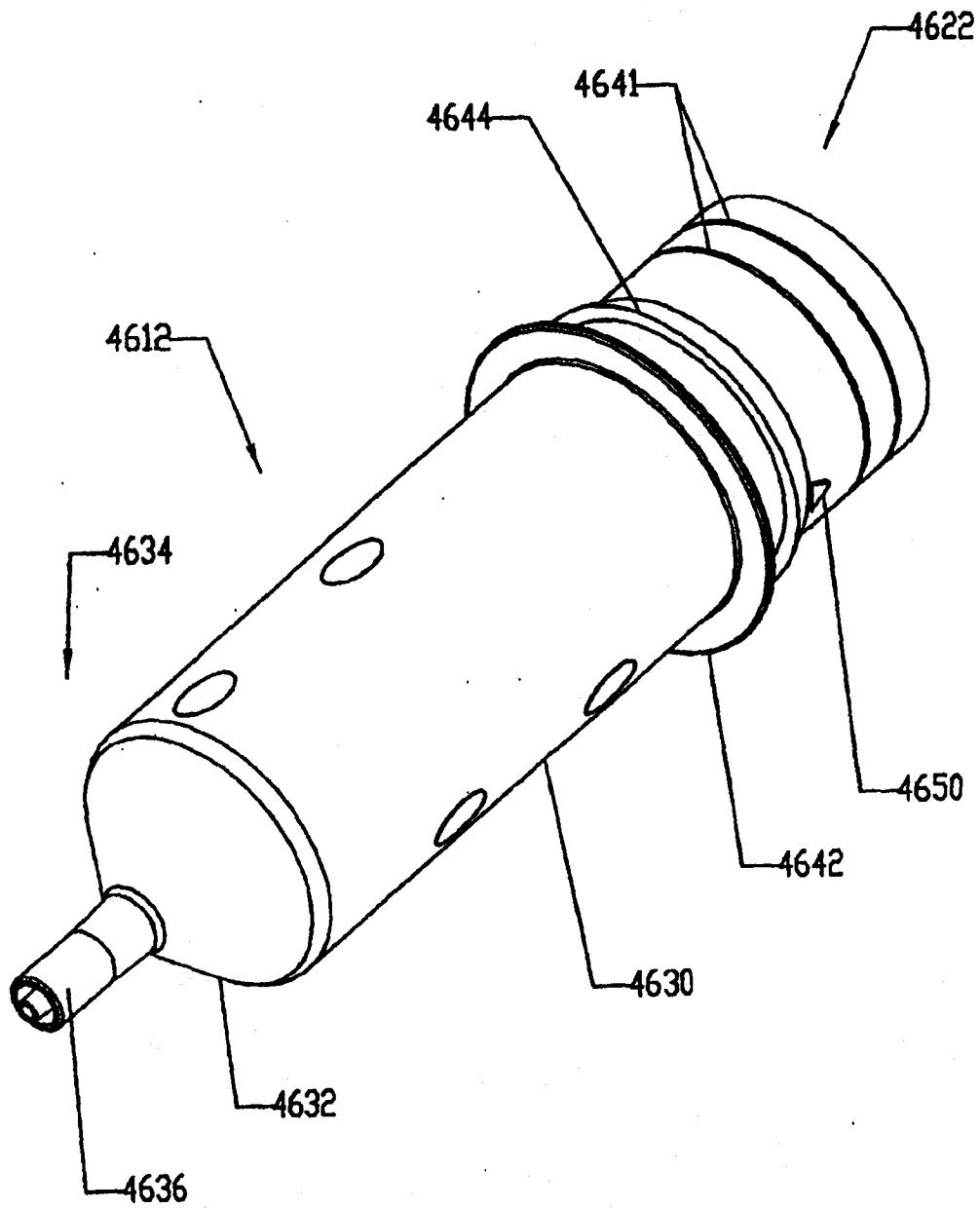
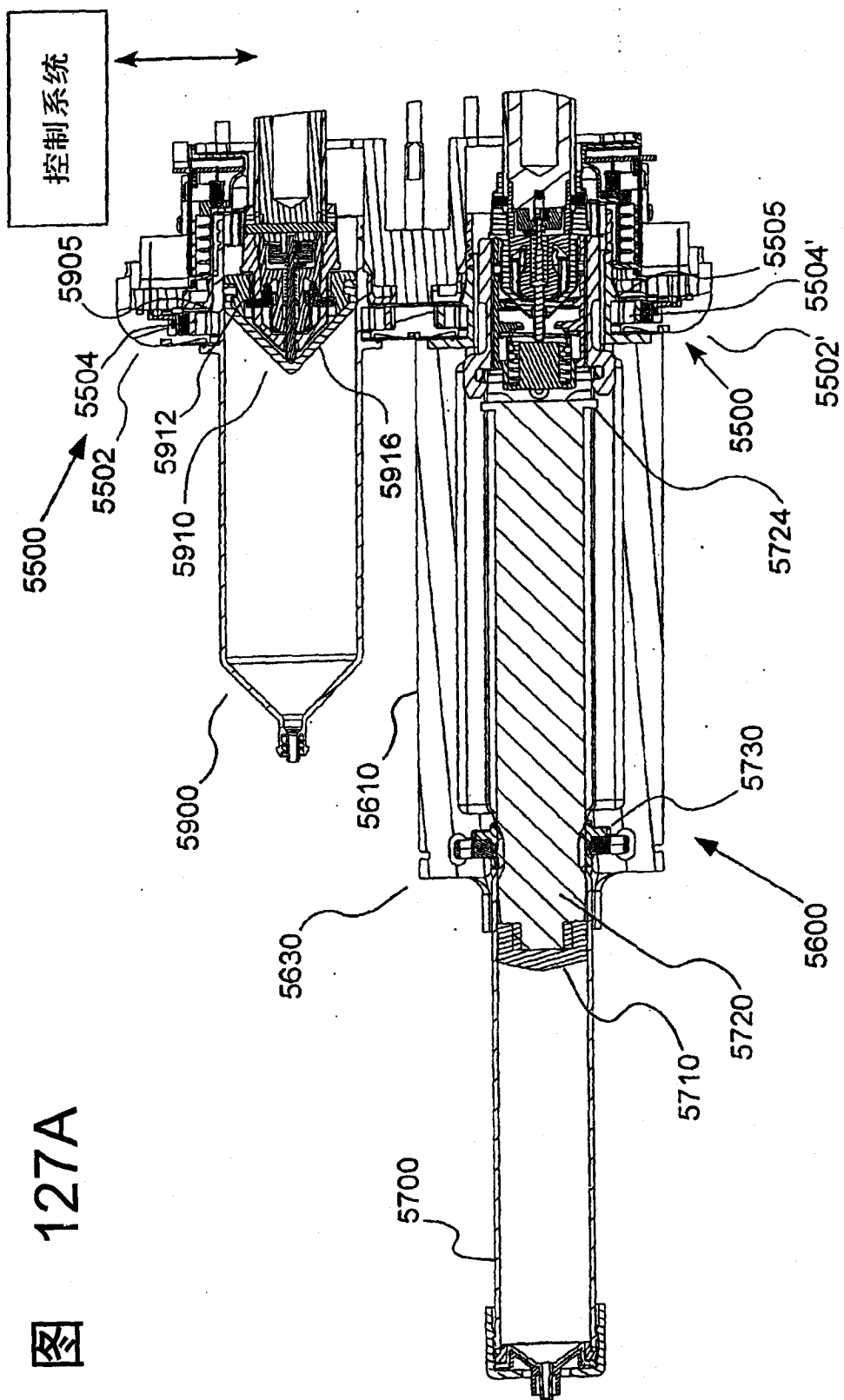


图 126

图 127A



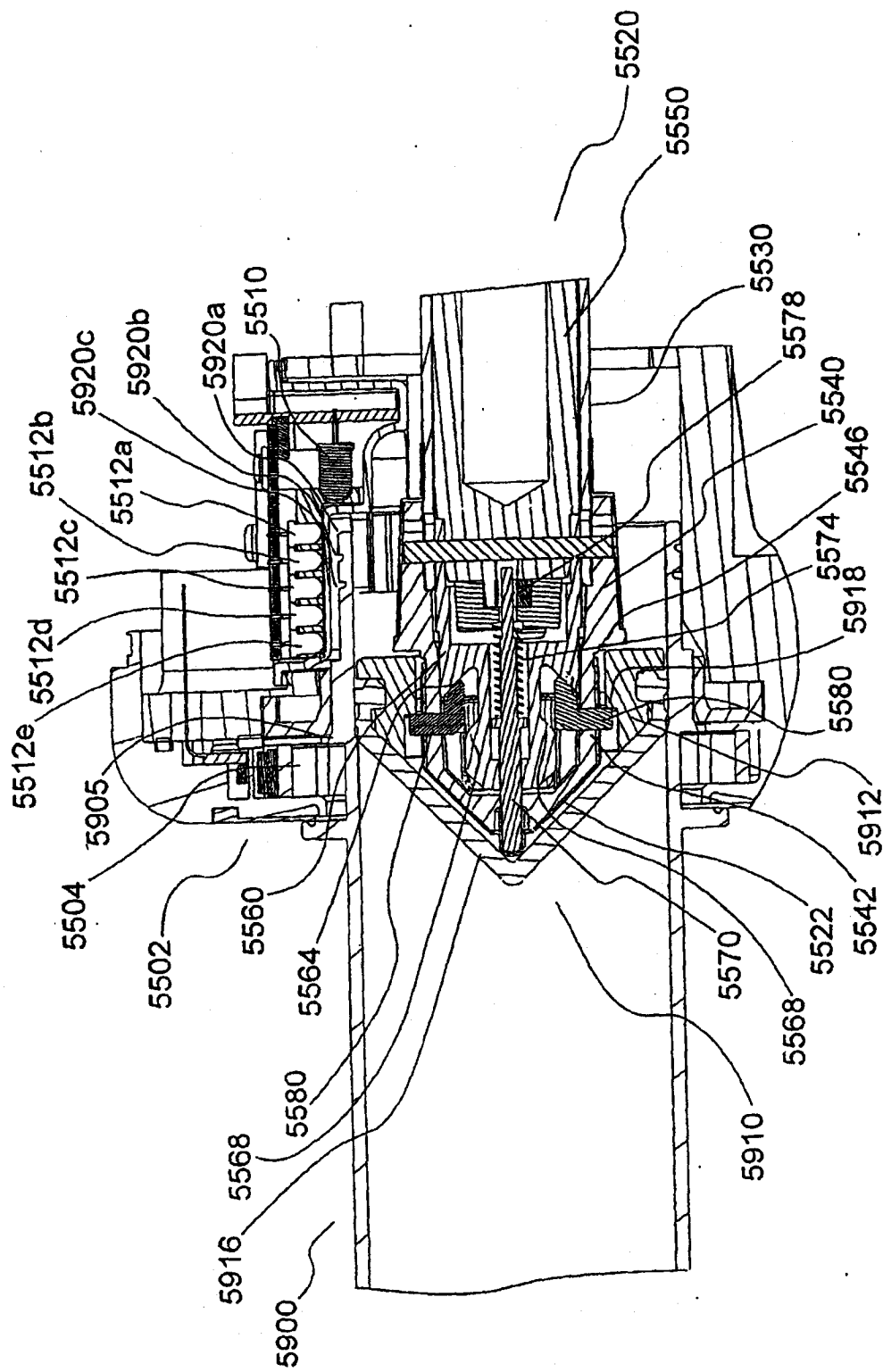


图 127B

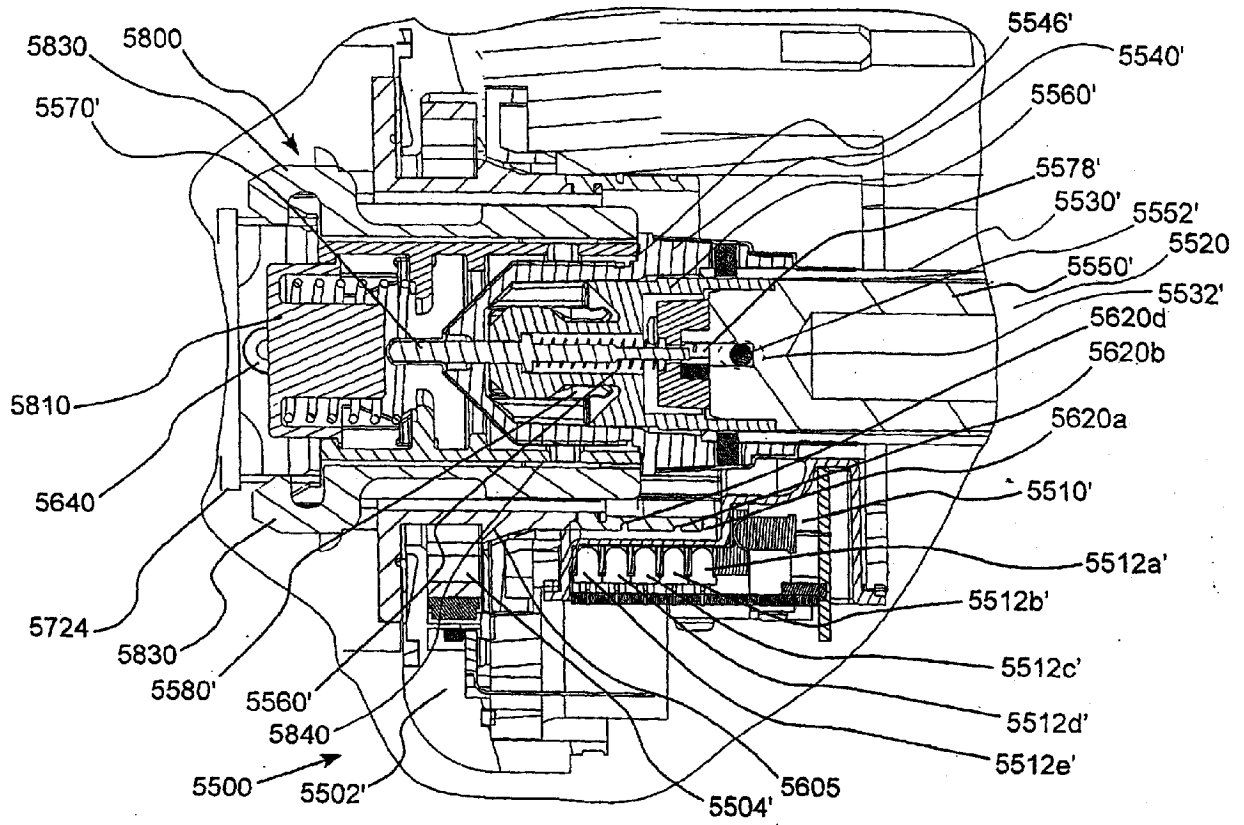


图 127C

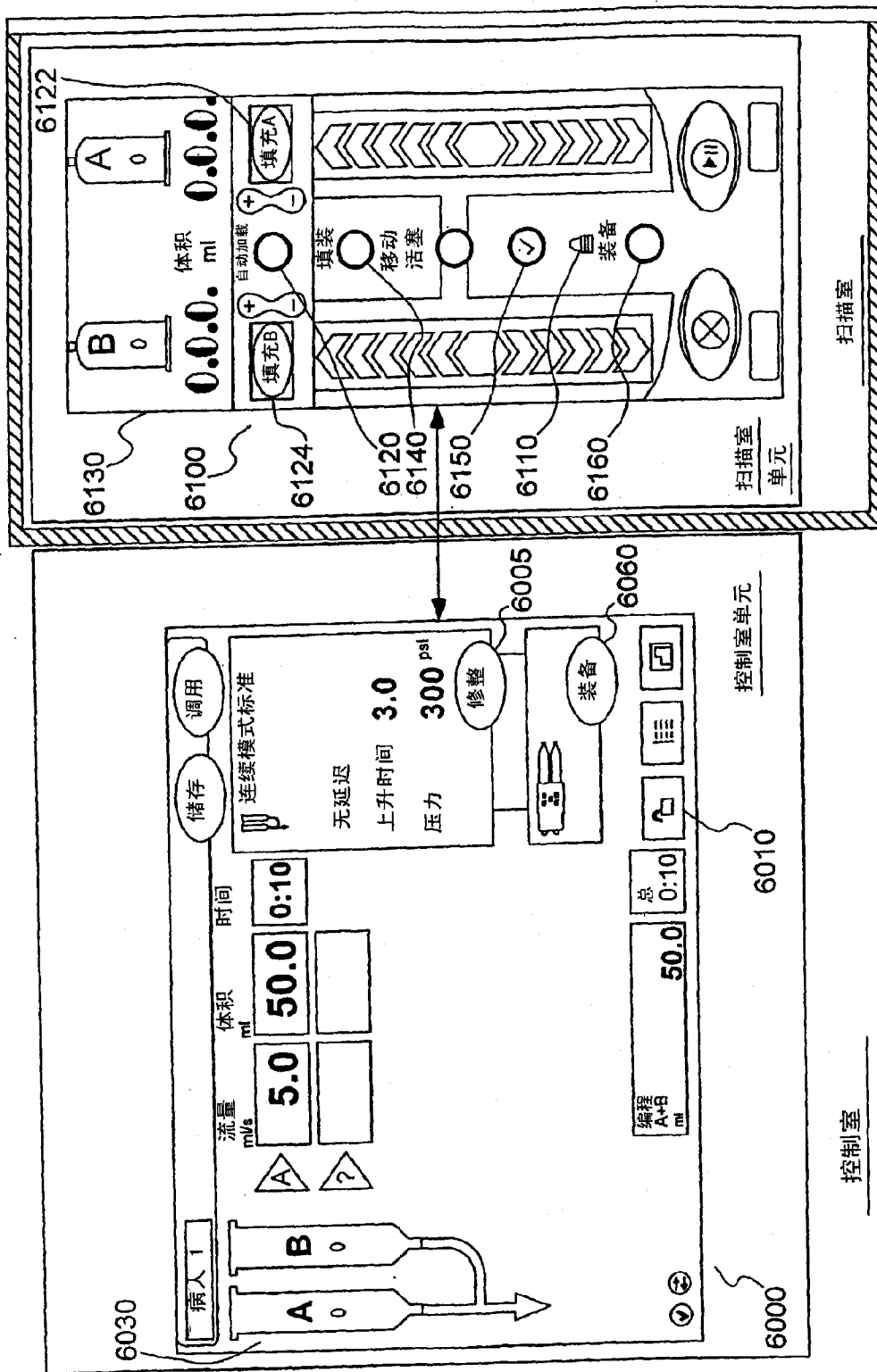


图 128A

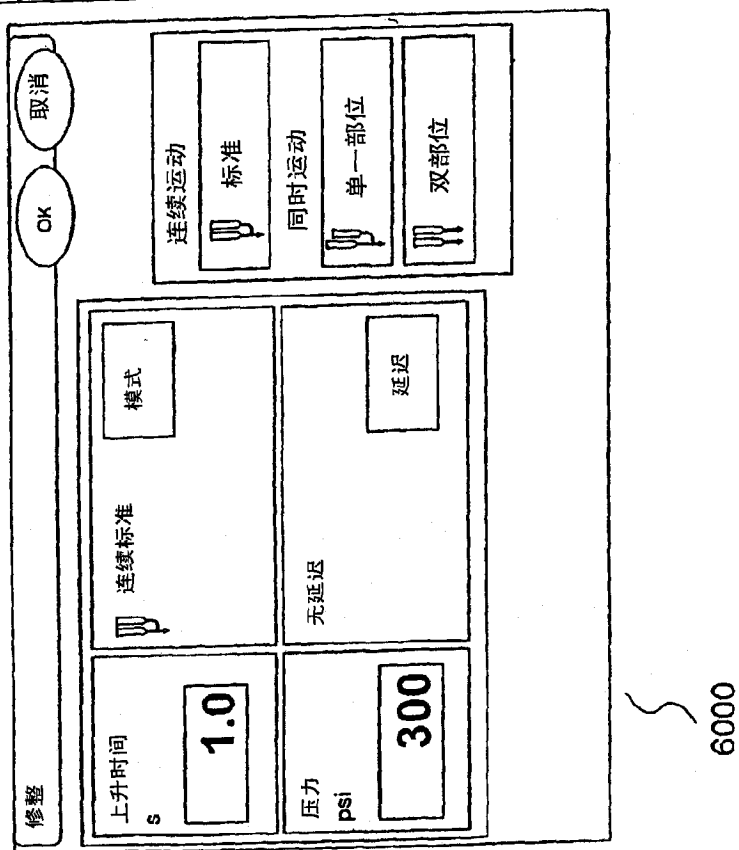
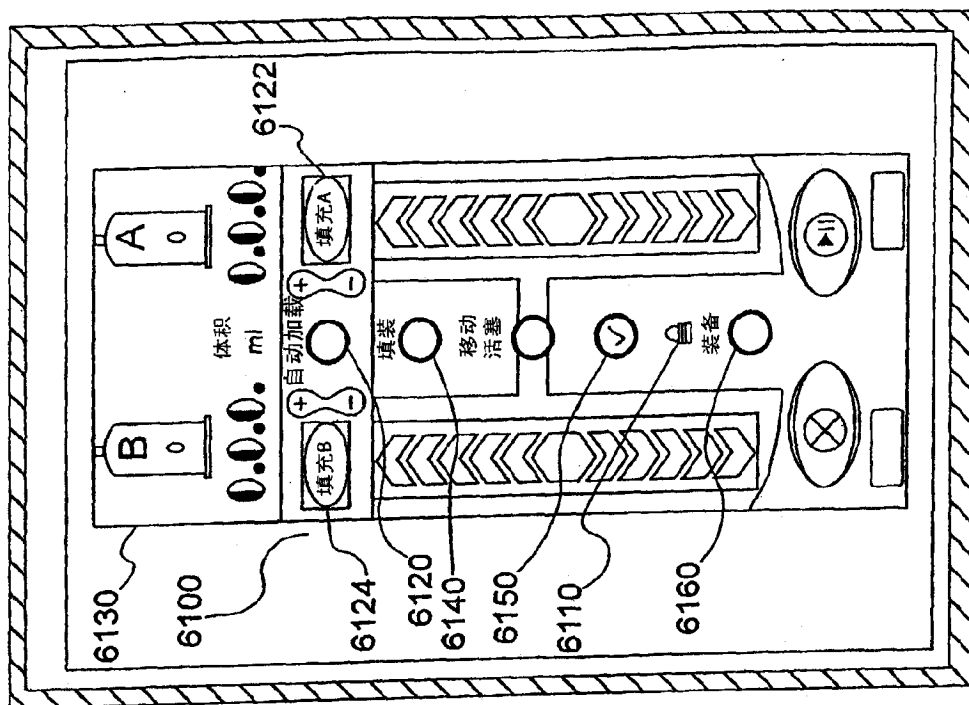


图 128B

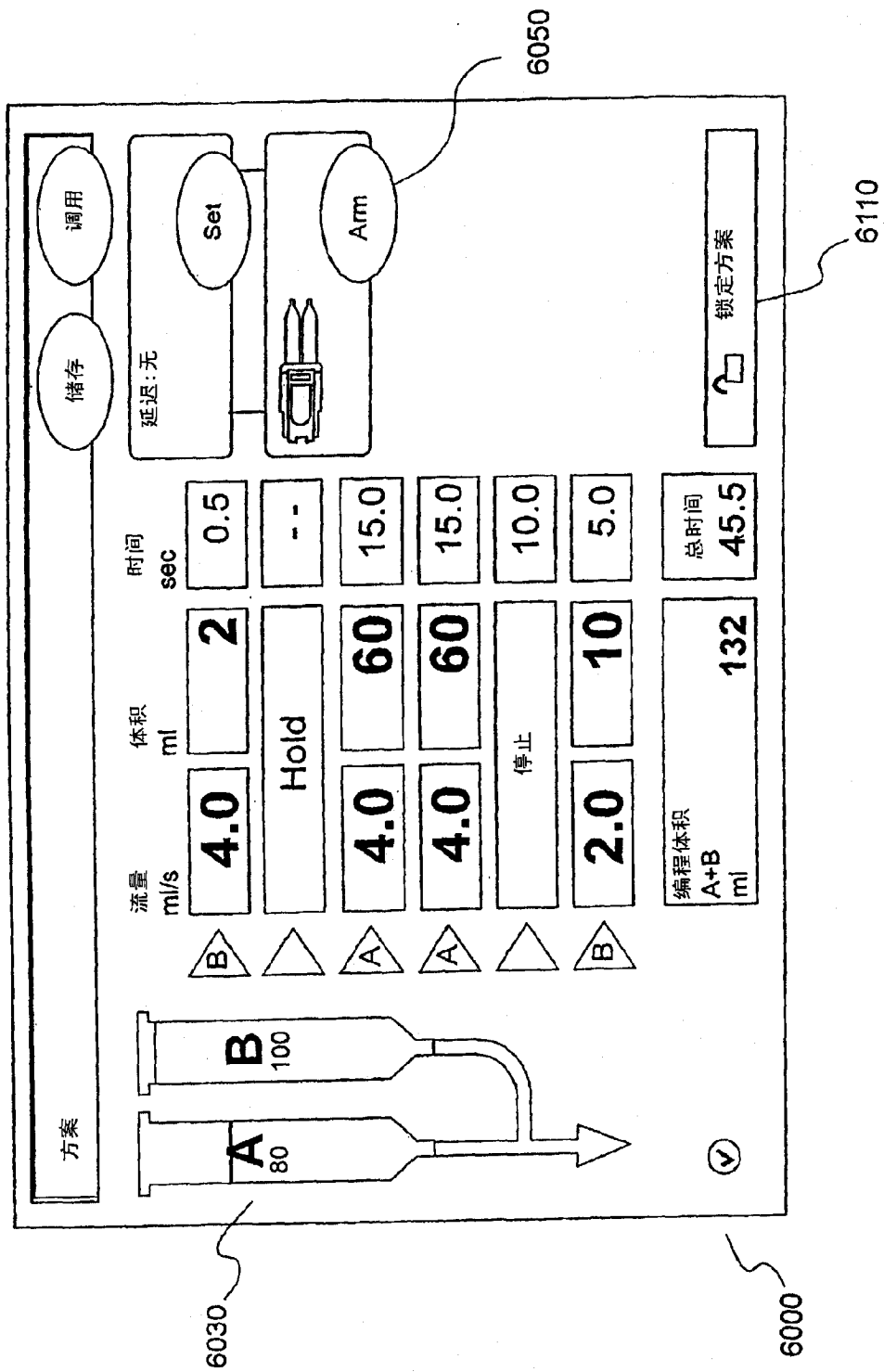


图 128C

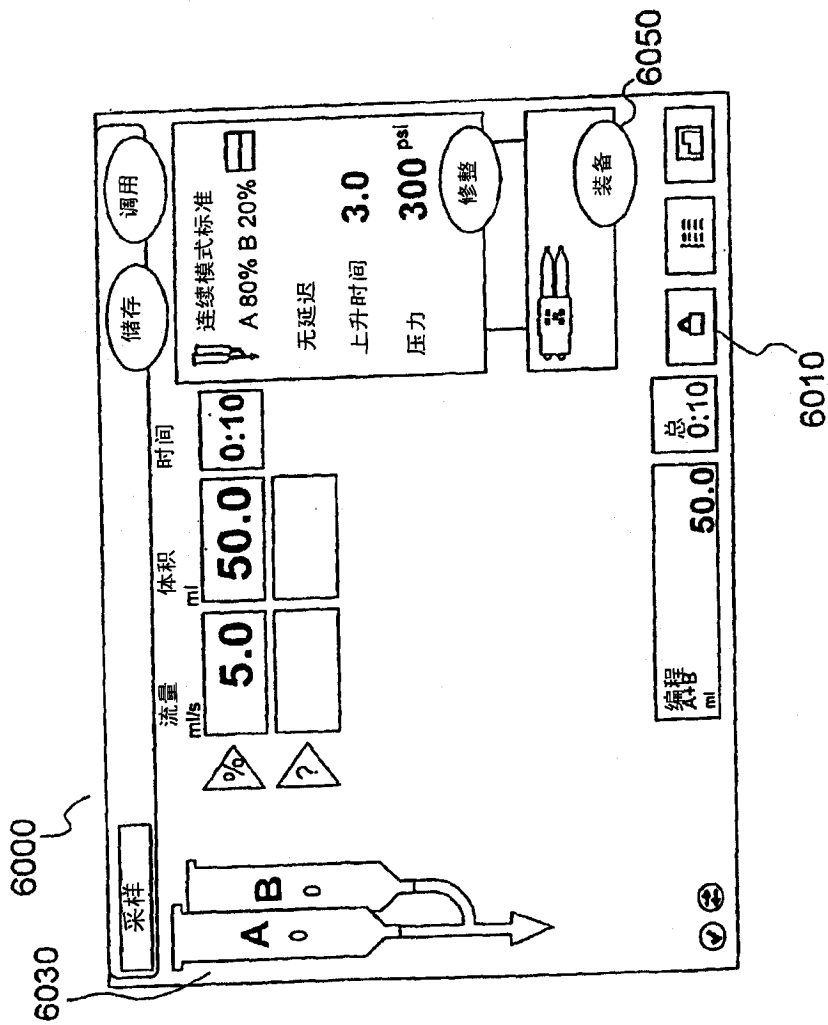
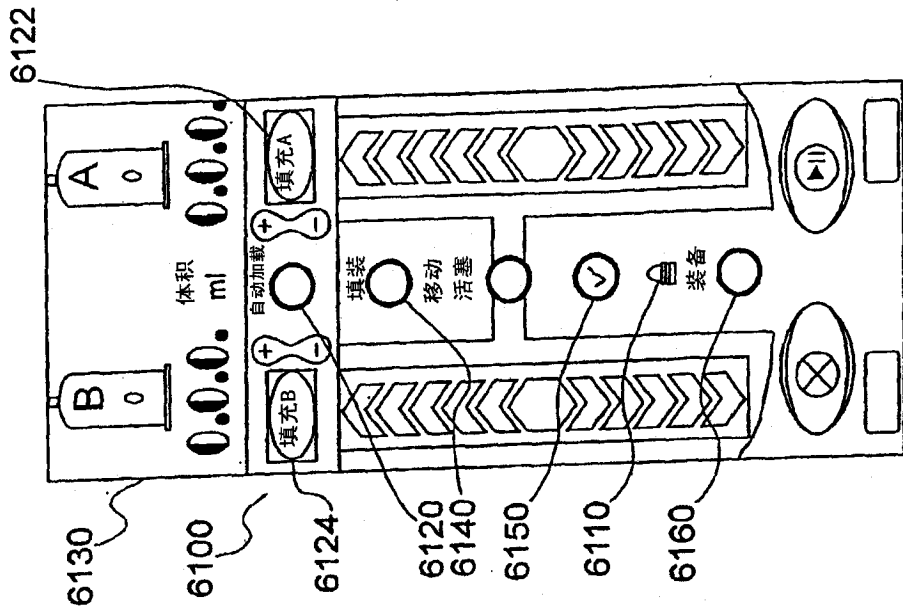


图 128D

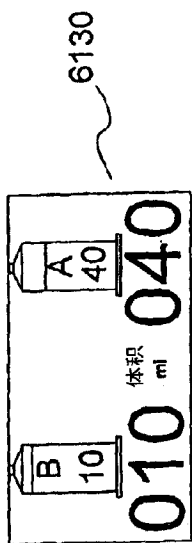


图 128H

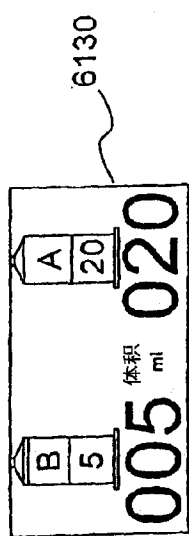


图 128I

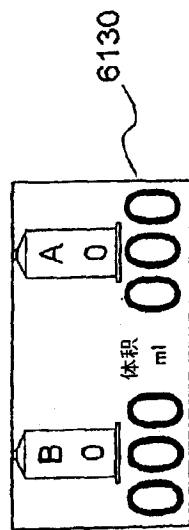


图 128J

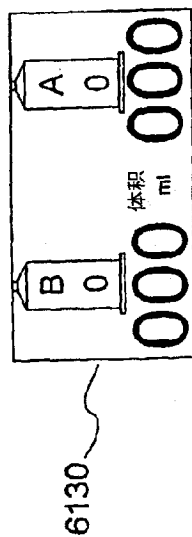


图 128E

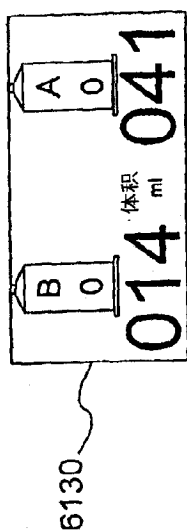


图 128F

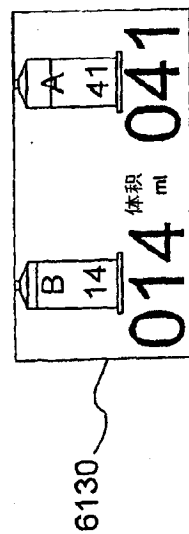


图 128G

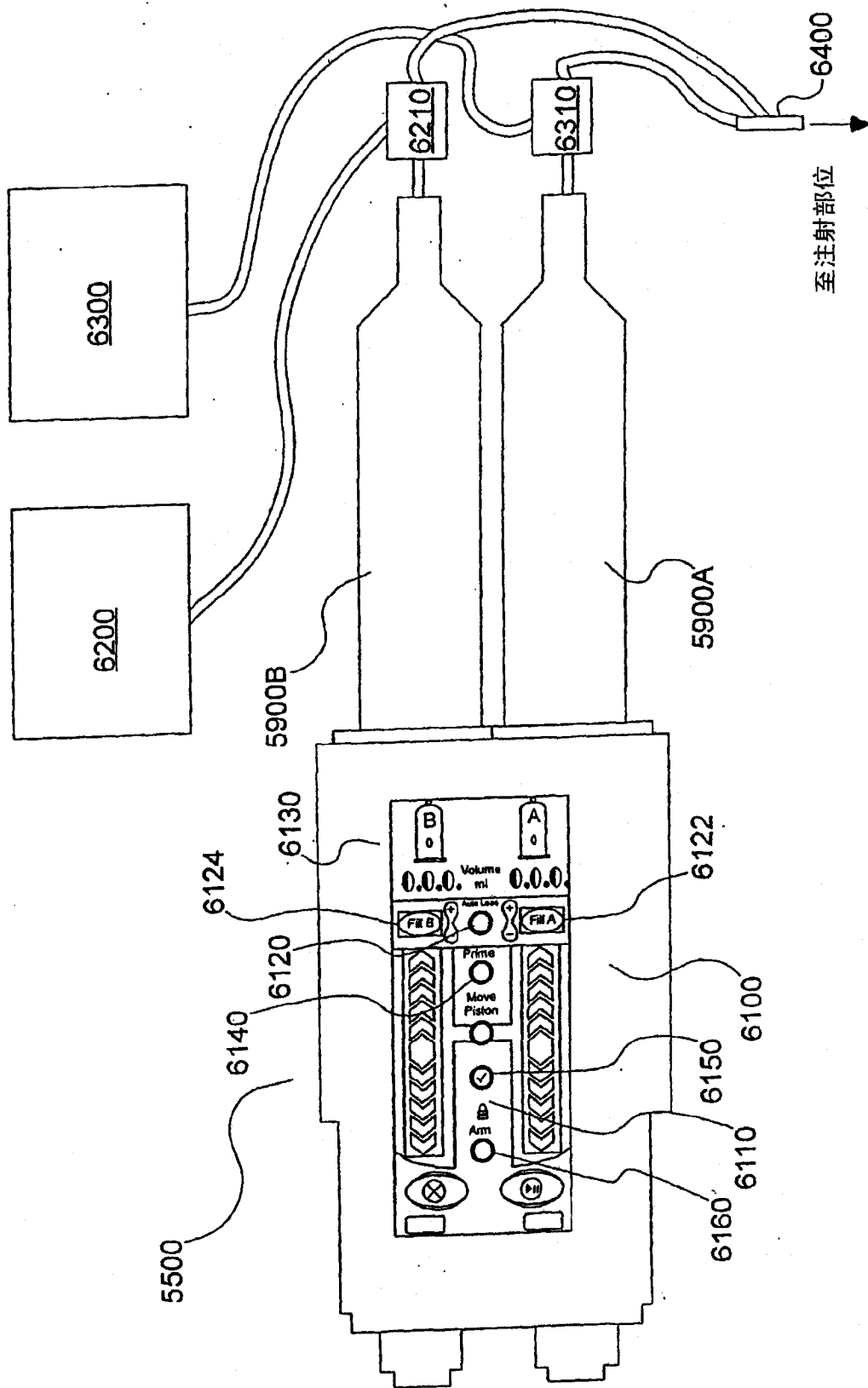


图 129A

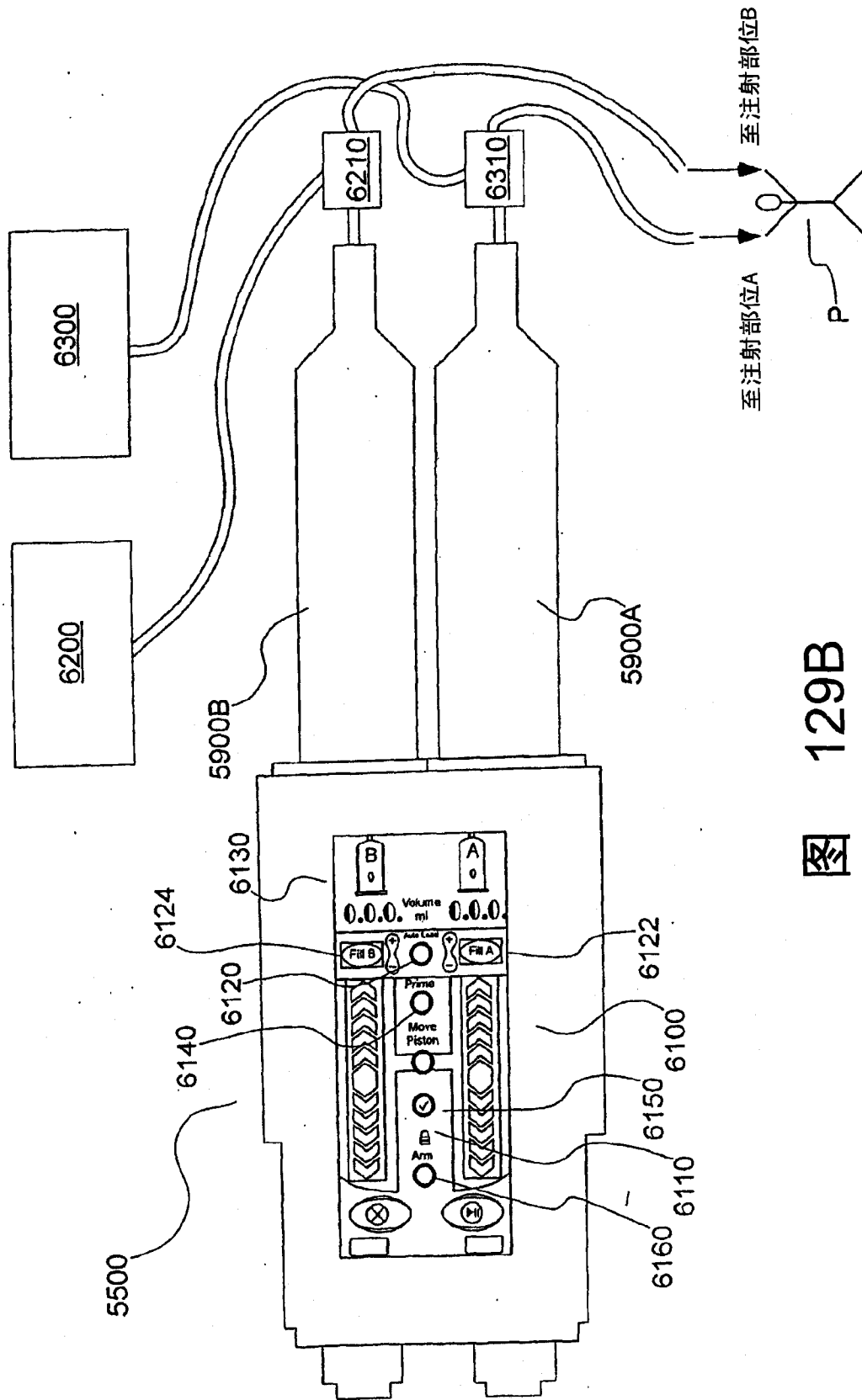


图 129B

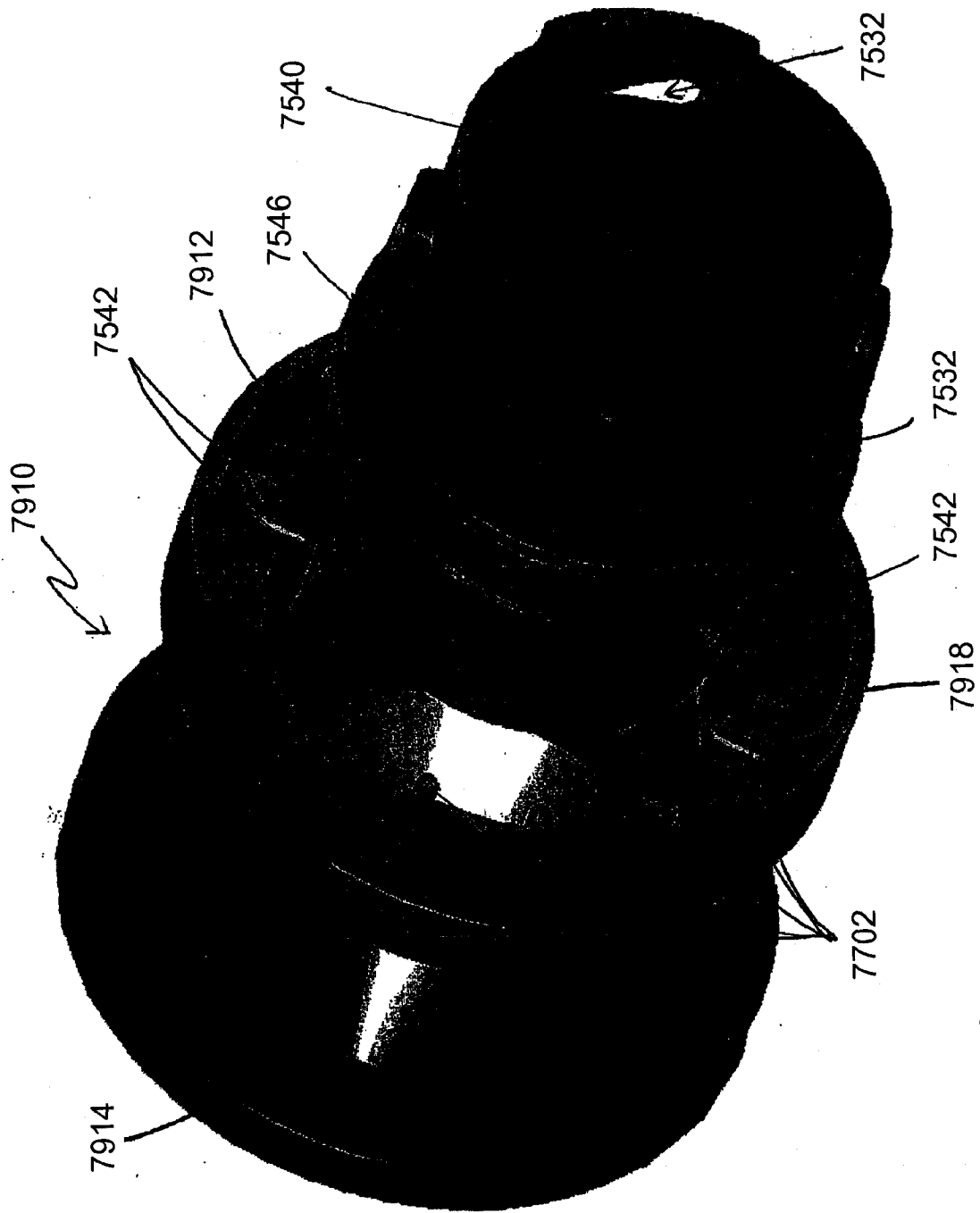


图 130A

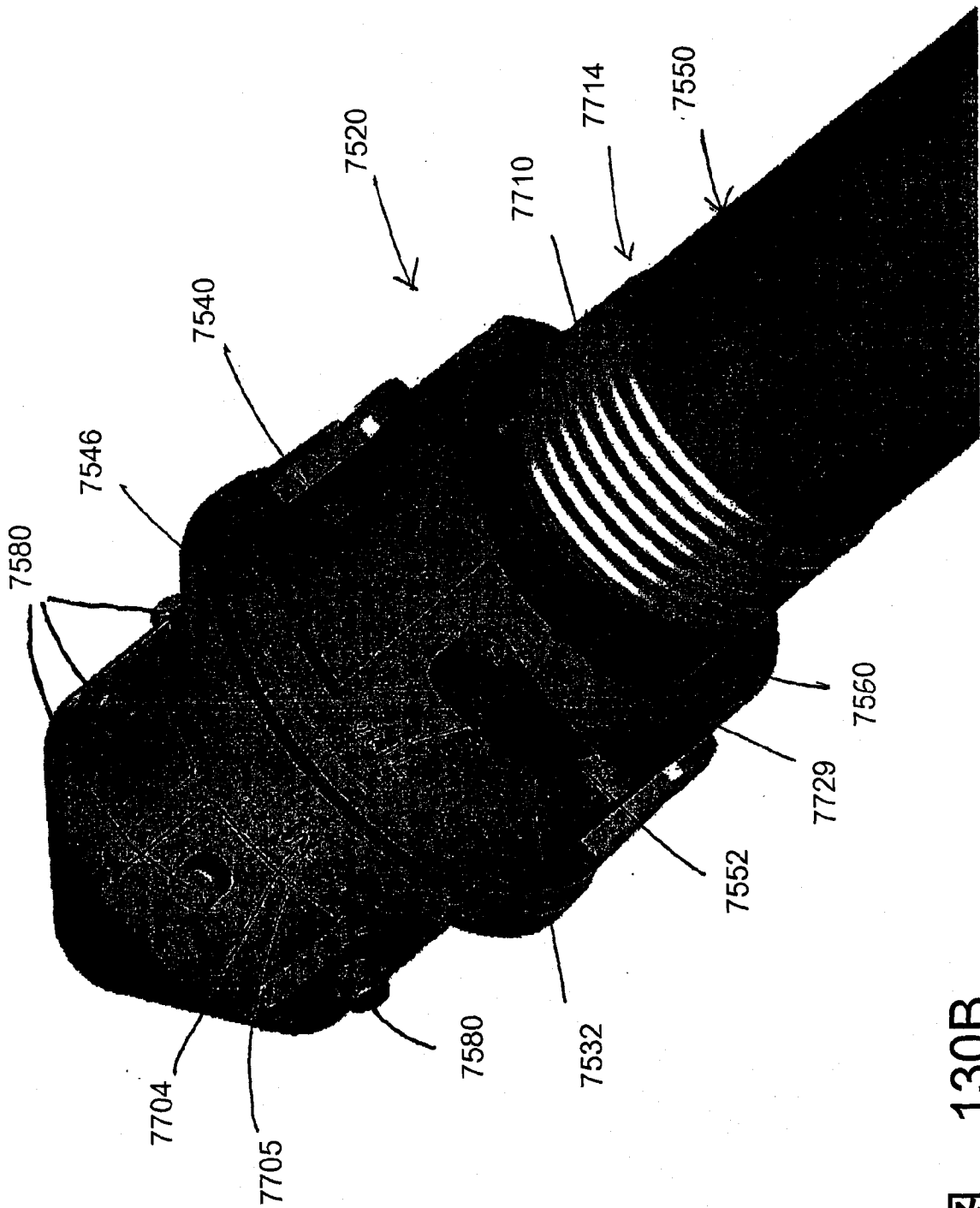


图 130B

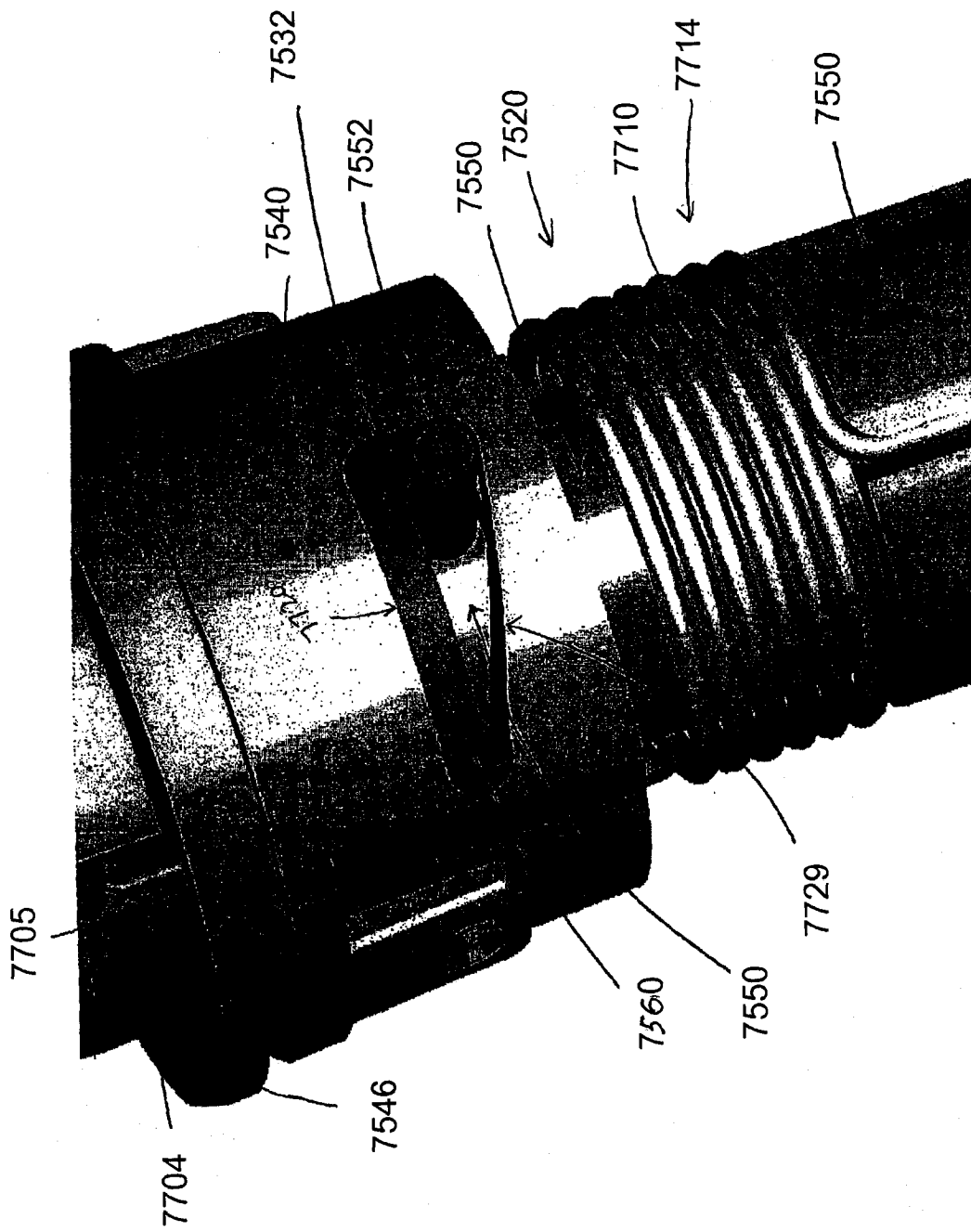


图 130C

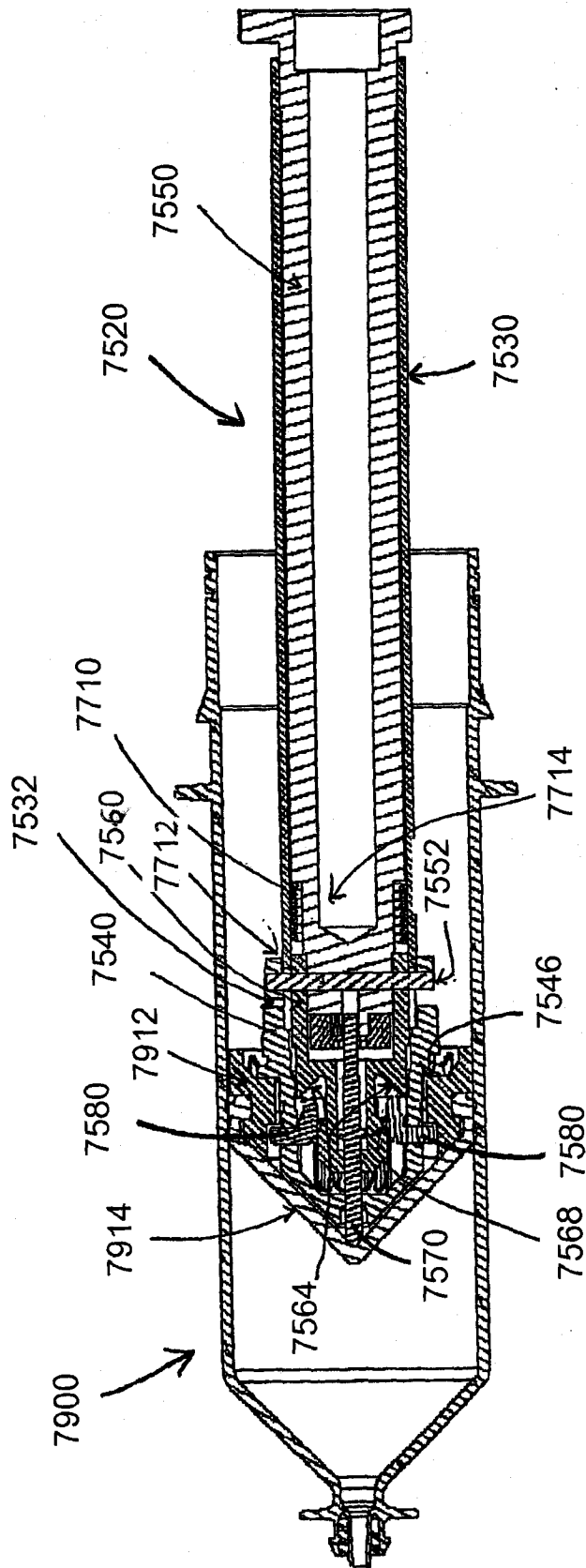


图 130D

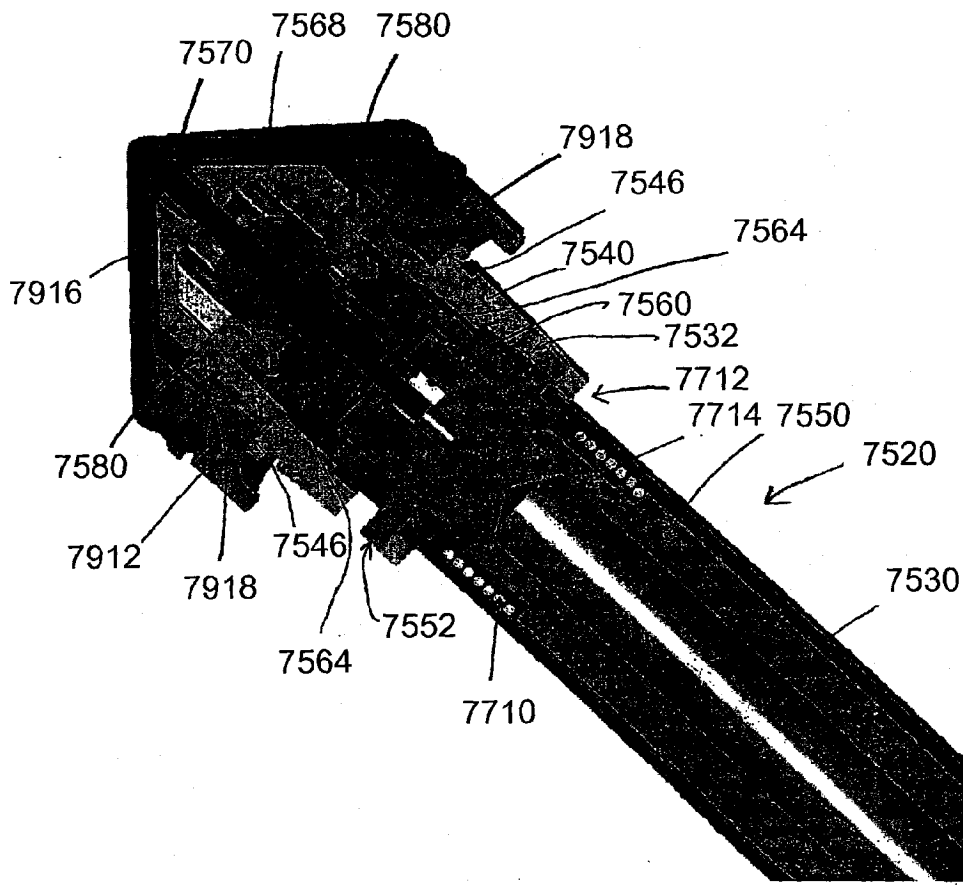


图 130E

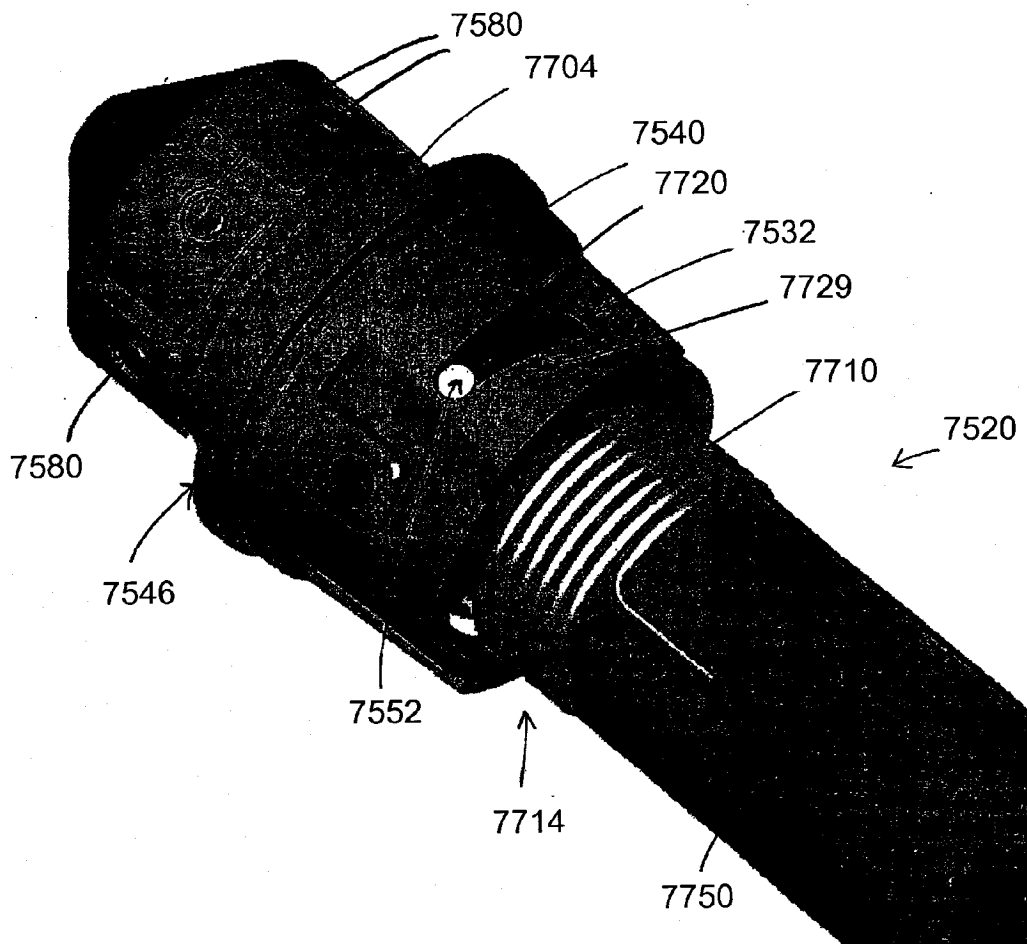


图 130F

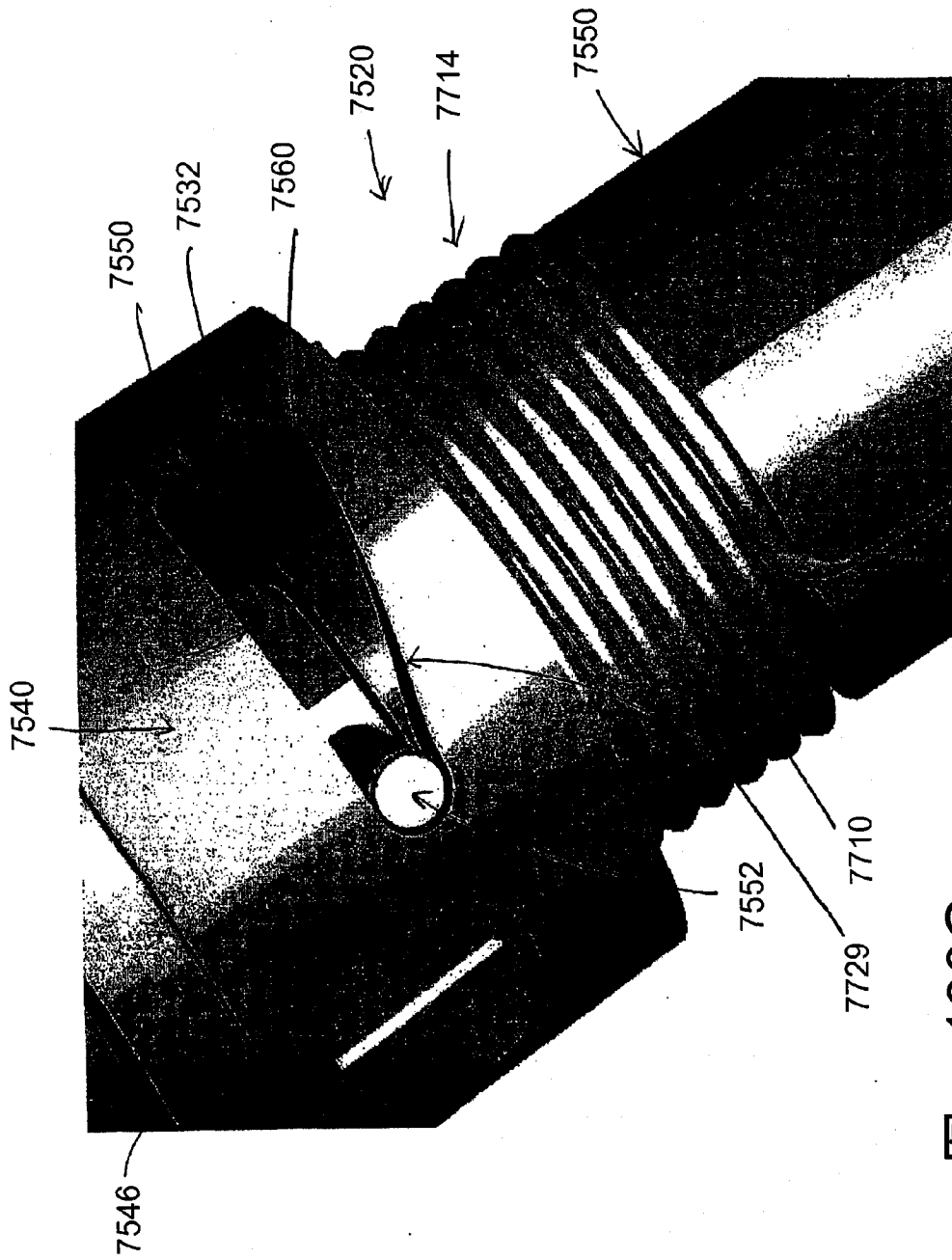


图 130G

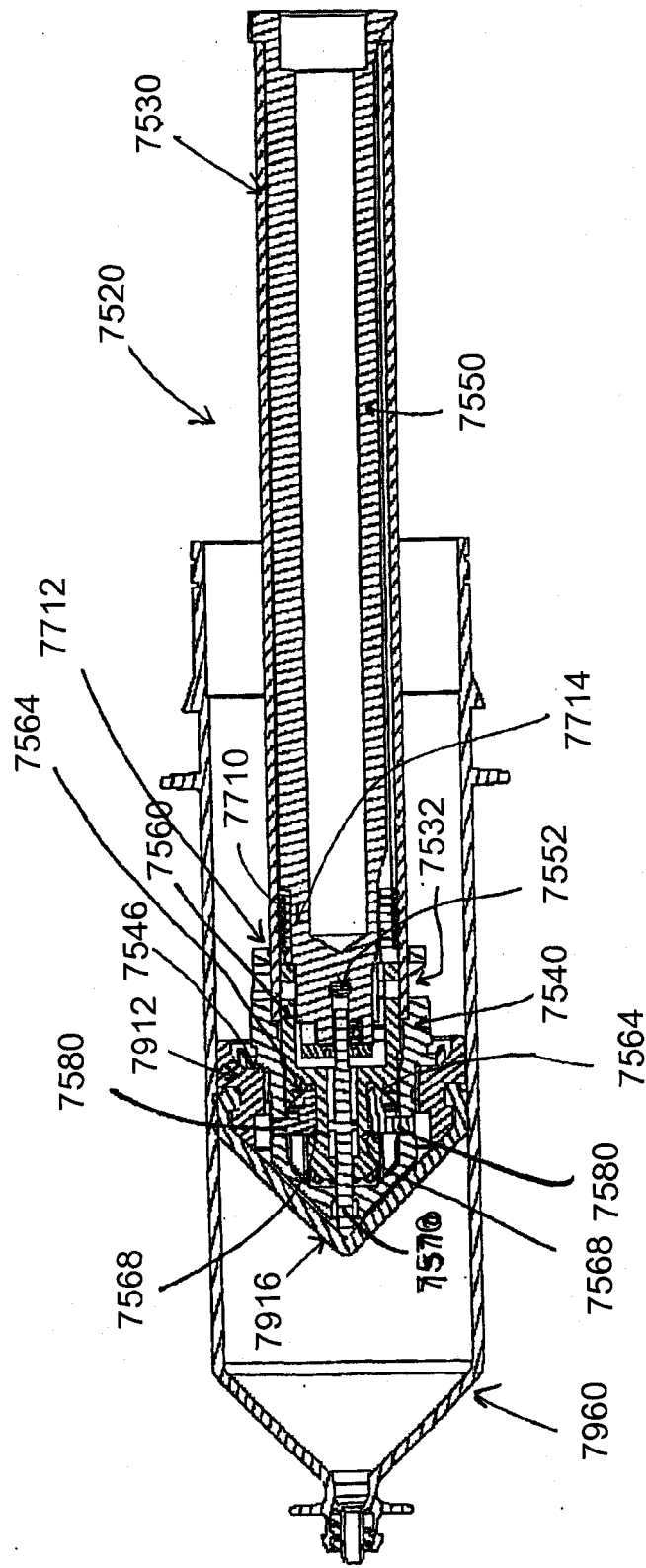


图 130H

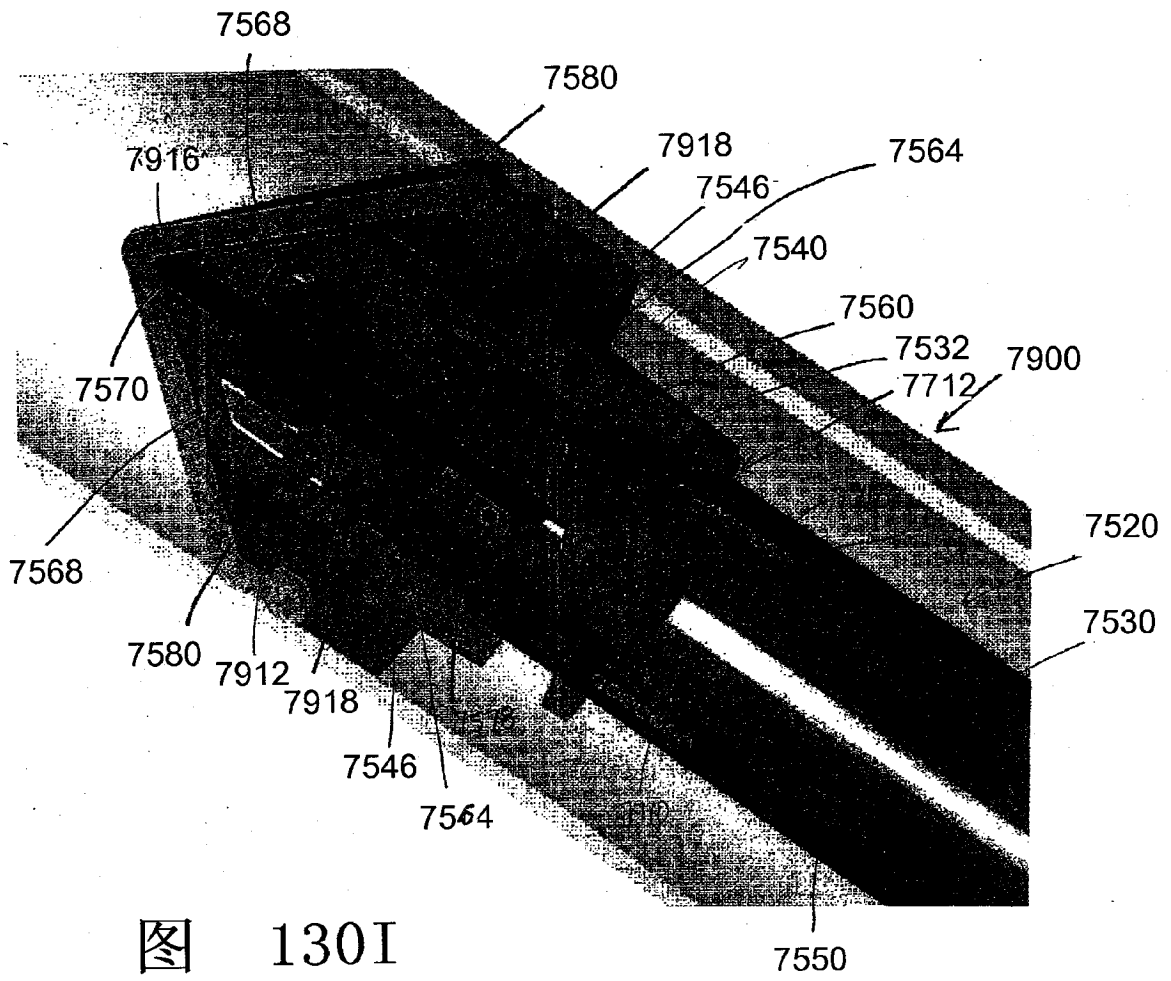


图 130I