



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1891163 B

(45) 授权公告日 2011.04.20

(21) 申请号 200610093533.4

(22) 申请日 2006.06.26

(30) 优先权数据

11/166,611 2005.06.24 US

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 兰德尔·T·拜拉姆 乔舒亚·厄思

肖恩·P·康伦 豪·伦·陈

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 陈文平

(51) Int. Cl.

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

A61F 2/00 (2006.01)

A61F 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 93/00129 A1, 全文.

US 4543088, 1985.09.24, 全文.

US 4781680, 1988.11.01, 说明书第 2 栏第 60 行至第 3 栏第 62 行、附图 1 和 2.

CN 1399532 A, 2003.02.26, 全文.

审查员 陈飞

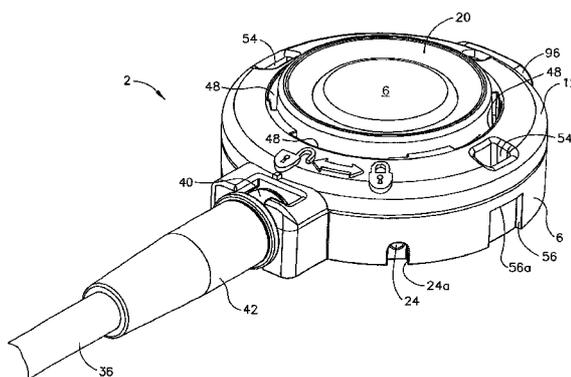
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 22 页

(54) 发明名称

注射端口

(57) 摘要

注射端口包括:外壳,具有从靠近底部处延伸的侧壁的底部,以限定储存器,底部包括金属构件,金属构件在靠近侧壁的最远端的区域与侧壁不接触;端口主体,保持在所述外壳上;致动器,固定到端口主体并且是受到端口主体的可转动地支撑的环形圈;多个紧固件,每个紧固件设置在形成于端口主体的底部中的相应凹槽中并且每个紧固件具有一狭槽;多个连接构件,每个连接构件的第一端部由致动器可转动地支撑,并且第二端部设置在相应的紧固件的狭槽中且能够在其中自由运动;致动器围绕端口主体的中心轴线转动能够使多个紧固件在从端口主体的底部伸出的展开位置和缩回到端口主体的底部中的相应凹槽中的缩回位置之间运动,从而去除或重新定位所述注射端口。



1. 一种可手术植入的注射端口，其包括：

外壳，所述外壳具有从靠近底部处延伸的侧壁的底部，以限定一个储存器，所述底部包括一个金属构件，其中所述金属构件在靠近所述侧壁的最远端的区域与所述侧壁不接触；

端口主体，所述端口主体保持在所述外壳上；

致动器，该致动器固定到所述端口主体并且是受到所述端口主体的可转动地支撑的环形圈；

多个紧固件，每个紧固件设置在形成于所述端口主体的底部中的相应凹槽中并且每个紧固件具有一狭槽；

多个连接构件，每个连接构件的第一端部由所述致动器可转动地支承，并且第二端部设置在相应的紧固件的狭槽中且能够在其中自由运动；

其中，所述致动器围绕所述端口主体的中心轴线转动能够使所述多个紧固件在从所述端口主体的底部伸出的展开位置和缩回到所述端口主体的底部中的相应凹槽中的缩回位置之间运动，从而去除或重新定位所述注射端口。

2. 如权利要求 1 所述的注射端口，其中，所述端口主体包括多个向下并向外伸出的小突起，所述致动器包括相同数量的相应凹槽，通过将所述致动器的凹槽与所述小突起对准并向下推动，使所述小突起暂时向内偏转，直到所述小突起到达所述凹槽并向外运动，以使所述小突起的下边缘位于所述凹槽中，从而保持所述致动器。

3. 如权利要求 2 所述的注射端口，其中，所述致动器的每个凹槽的壁伸出一对间隔设置的凸出止动肋，所述凸出止动肋和从所述端口主体的每个小突起向外伸出相应的凸出肋能够防止所述紧固件运动成脱离完全缩回或完全伸出击发的状态。

4. 如权利要求 1 所述的注射端口，其中，所述致动器具有致动凸轮表面，所述紧固件具有凸轮表面，使所述紧固件转动到伸出位置的作用力通过所述紧固件的凸轮表面和所述致动器的致动凸轮表面之间的相互作用传递给所述紧固件。

注射端口

技术领域

[0001] 本发明总的涉及医疗植入物及其施放器，更具体地说，本发明涉及一种与各种医疗植入物一起使用的连接机构以及用于将所述医疗植入物与身体组织连接的施放器。本发明以下的描述与可手术植入的注射端口和其施放器有关，但本发明并不限于此。

背景技术

[0002] 通常将可植入的医疗装置植入患者体内，以起到对患者的治疗作用。这种装置的非限制性例子包括起搏器、脉管进入端口、（例如与胃束带一起使用的）注射端口以及胃起搏装置。通常需要将这种植入物连接在皮下合适的位置，以便适当地发挥作用。人们期望植入所述装置的手术快速、便捷而且有效。在许多情况下，如果医生能够快速、便捷并有效地去除或者重新定位装置，则是十分有益的。

发明内容

[0003] 本发明包括一种用于快速且便捷地将医疗植入装置固定到身体组织中的连接机构。该连接机构可以是可逆的，从而允许快速且便捷地拆除可植入的医疗装置，以便进行重新定位或者取出。尽管可以使用可从商业渠道获得的标准的器械来致动所述连接机构，本发明还包括施放器，该施放器用于将可植入的医疗装置定位在所需位置，并快速便捷地致动所述连接结构，以固定可植入的医疗装置。

[0004] 本发明还涉及如下内容。

[0005] (1) 一种可手术植入的注射端口，其包括一个外壳，所述外壳包括一个具有从靠近底部处延伸的侧壁的底部，以限定一个储存器，所述底部包括一个金属构件，其中所述金属构件在靠近所述侧壁的最远端的区域与所述侧壁不接触。

[0006] (2) 如第(1)项所述的注射端口，其中，所述金属构件由叠置在所述金属构件的至少一部分上的保持凸缘保持就位。

[0007] (3) 如第(2)项所述的注射端口，其中，所述外壳限定了一个邻近所述底部的凹槽，所述凹槽具有一个外周，所述保持凸缘最初从邻近至少所述外周的一部分处向上伸出，并且使所述保持凸缘变形以叠置在所述金属构件的至少一部分上。

[0008] (4) 如第(2)项所述的注射端口，其中，所述保持凸缘具有环形形状。

[0009] (5) 如第(4)项所述的注射端口，其中，所述保持凸缘连续围绕所述凹槽。

[0010] (6) 一种可手术植入的注射端口，其包括：

[0011] (a) 一个外壳，其限定了一个储存器；

[0012] (b) 所述储存器包括一个由流体密封膜限定的顶部；

[0013] (c) 一个环形圈，其与所述膜邻近设置，所述环形圈将压缩力施加到所述膜上，所述力使该膜在由针进行多次穿刺后保持流体密封。

[0014] (7) 如第(6)项所述的注射端口，其中，所述膜由硅氧烷制成。

[0015] (8) 如第(6)项所述的注射端口，其中，所述环形圈将所述膜的环形部分压缩大

约 20%。

[0016] (9) 如第 (8) 项所述的注射端口，其中，所述膜具有外径和厚度，所述外径与所述厚度的比大约为 3.6。

附图说明

[0017] 包含于说明书中并构成说明书的一部分的附图示例性的示出了本发明的实施例，并与上面给出的本发明的概述以及下面给出的实施例的详细描述一起用于解释本发明的原理。

[0018] 图 1 是具有根据本发明构造的连接机构的注射端口的透视图。

[0019] 图 2 是图 1 的注射端口的俯视图。

[0020] 图 3 是图 1 的注射端口的仰视图。

[0021] 图 4 是沿图 3 的线 4-4 截取的图 1 的注射端口的剖视图。

[0022] 图 5 是图 1 的注射端口的分解透视图。

[0023] 图 6 是图 1 的注射端口的底部的透视图，显示出处于缩回位置的连接机构。

[0024] 图 7 是与图 6 类似的图 1 的注射端口的底部的透视图，显示出处于伸出 / 击发位置的连接机构。

[0025] 图 8 是部分切去的局部侧面剖视图，显示出处于缩回位置的连接机构的紧固件。

[0026] 图 9 是与图 8 类似的部分切去的局部侧面剖视图，显示出由致动环朝伸出 / 击发位置推进了的连接机构的紧固件。

[0027] 图 10 是与图 8 类似的部分切去的局部侧面剖视图，显示出处于伸出 / 击发位置的连接机构的紧固件。

[0028] 图 11 是与图 8 类似的部分切去的局部侧面剖视图，显示出由致动环朝缩回位置推进了的连接机构的紧固件。

[0029] 图 12 是图 1 的注射端口的俯视图，其中省略了致动环，以显示出当紧固件处于缩回位置时连接件的位置。

[0030] 图 13 是图 1 的注射端口的俯视图，其中省略了致动环，以显示出当紧固件处于伸出 / 击发位置时连接件的位置。

[0031] 图 14 是处于缩回位置的图 1 的连接机构的可视位置指示器和致动环止动系统的局部放大俯视图。

[0032] 图 15 是处于伸出 / 击发位置的图 1 的连接机构的可视位置指示器和致动环止动系统的局部放大俯视图。

[0033] 图 16 是图 1 的注射端口的接头与锁定连接器的局部放大的分解透视图。

[0034] 图 17 是锁定连接器的局部放大剖视图，该锁定连接器被装配到隔膜保持器的接头上，但没有被锁定就位。

[0035] 图 18 是与图 17 类似的局部放大剖视图，显示出锁定在适当位置处的锁定连接器。

[0036] 图 19 是安全盖的放大透视图。

[0037] 图 20 是被构造成用于植入图 1 的注射端口的施放器的透视图。

- [0038] 图 21 是图 20 的施放器的分解透视图。
- [0039] 图 22 是图 20 的施放器的侧视图，其带有两个主体半部中的一个，以显示出处于未施放、非致动位置的内部元件。
- [0040] 图 23 是与图 22 类似的图 20 的施放器的侧视图，显示出处于施放、致动位置的内部元件。
- [0041] 图 24 是图 20 所示施放器的将线性运动转换为转动的凸轮机构的局部放大侧视图。
- [0042] 图 25 是图 20 的施放器的定位器的放大俯视透视图。
- [0043] 图 26 是图 20 的施放器的定位器和端口致动器的放大仰视透视图。
- [0044] 图 27 是图 20 的施放器的定位器的部分切去的端视图。
- [0045] 图 28 是图 1 的注射端口的放大剖视图，其由图 20 的施放器的定位器保持。
- [0046] 图 29 是图 1 的注射端口的放大剖视图，其在施放器已经被致动以将施放器致动器转动到展开位置后，设置在图 20 的施放器的定位器中。

具体实施方式

- [0047] 现在将参照本发明的优选实施例对附图中示出的例子进行详细描述。
- [0048] 在下列描述中，在所有附图中，相同的附图标记表示相同或者相应的部件。另外，在下列描述中，应理解，例如前、后、内部、外部以及类似术语是为了描述方便的词语，而不应解释为限制性术语。在该专利中的术语不是意味着用于限制在这个范围，而是可以其它的方位连接或者利用这里所描述的装置或者其部分。现在将更详细地参照附图对本发明的实施例进行描述。
- [0049] 参见图 1-5，显示了一种可植入的医疗装置，更具体地说显示出了一种注射端口，其总的用附图标记 2 表示，其包含有根据本发明构造的连接机构。尽管在附图中显示的连接机构与注射端口 2 结合，所述连接机构可以与适于使用的任何可植入的医疗装置联用，包括仅仅作为例子的起搏器、脉管进入端口、（例如与胃束带一起使用的）注射端口以及胃起搏装置。
- [0050] 注射端口 2 包括隔膜保持器 4、隔膜 6 和端口主体 8。具有一体地构造的连接机构的注射端口 2 还包括一个或多个紧固件 10、致动器 12 和多个连接构件 14。
- [0051] 如图 4 所示，可由任何生物相容性材料（例如硅氧烷）制成的隔膜 6 部分设置在隔膜保持器 4 的内腔 16 中、位于环形平面 18 附近。隔膜保持器 4、端口主体 8 和致动器 12 可由具有足够的硬度和强度的任何合适的生物相容性材料制成，例如聚醚醚酮（称为 PEEK）。紧固件 10 和连接构件 14 可由任何合适的生物相容性材料（例如不锈钢）制成。
- [0052] 端口主体 8 包括环形边缘 20，其围绕环形部分与隔膜 6 的上表面接合。通过多个销 22 将端口主体 8 保持在隔膜保持器 4 上，所述销 22 通过在端口主体 8 中的凹槽 24a 中形成的各个孔 24 设置，并且向内延伸到围绕隔膜保持器 4 的底部周边形成的各个凹槽 26 中。销 22 可由任何合适的生物相容性材料（例如不锈钢）制成。
- [0053] 隔膜 6 的未压缩高度环绕外径大约为 5mm，未压缩直径大约为 18mm。用于进入储存器 30 的暴露直径大约为 14mm。环形边缘 20 的下表面和环形平面 18 之间的距离

大约为 4mm，从而使得隔膜 6 可以被压缩大约 20%（尚足以自行恢复），由此在压力下保持不透流体的系统，并且还允许较小尺寸。

[0054] 板 28 设置在形成于隔膜保持器 4 的底部的凹槽 16a 中，位于隔膜 6 和流体室或者储存器 30 的下面。如图 4 所示，板 28 不与侧壁 16b 接触。在所示的实施例中，板 28 是金属的，例如不锈钢。当例如为了调节可调节胃束带的尺寸通过隔膜 6 插入针以向流体室 30 引入或者从中抽出流体时，金属板 28 将保护隔膜保持器 4 不被刺破，并通过针为医生提供触觉反馈，显示针已经达到储存器 30 的底部。可以任何合适的方式将板 28 固定到隔膜保持器 4 上。在图示的实施例中，通过在板 28 的周边上方延伸的保持凸缘 4a 将板 28 保持在适当的位置，如图 4、28 和 29 最清楚地显示的。最初，保持凸缘 4a 向上延伸为环形凸缘，从而提供用于将板 28 插入到位于隔膜保持器 4 的底部的间隙，然后将保持凸缘 4a 卷起或者以其它方式变形，以覆在板 28 的至少一部分上，由此保持板 28。在图示的实施例中，凹槽 16a 的直径比侧壁 16b 的直径小，从而提供了形成环形凸缘以及使其变形为保持凸缘 4a 的空间。板 28 可以采用嵌件成型，并且使保持凸缘 4a 如所示的模制。

[0055] 隔膜保持器 4 包括与流体室 30 流体连通的通道 32，其由从保持器 4 底部附近的周边伸出的接头 34 限定。在实施例中所示的通向可调节胃束带（未显示）的管 36 与接头 34 连接，从而通过连接器 40 压靠在环形肋 38 上，所述连接器 40 围绕管 36 设置，并如下所述地固定到端口主体 8 上。套管 42 围绕管 36 设置，并且通过环形肋 44 固定到连接器 40 上。套管 42 释放管 36 上的张力，从而防止侧向加载时管 36 扭折。

[0056] 将致动器 12 固定到端口主体 8 上。尽管在图示的实施例中，致动器 12 显示为由端口主体 8 可转动地支撑的环形圈，致动器 12 还可以是任何合适的构造，并可以任何合适的方式支撑，以允许致动器 12 用于使紧固件 10 在展开和缩回位置之间运动，并包括展开和缩回位置。如图 5 所示，端口主体 8 包括多个向下并向外伸出的小突起 46。在图示的实施例中，有四个等间隔的小突起 46。致动器 12 包括相同数量的相应凹槽 48，每个凹槽 48 具有弓形底部 50。为了将致动器 12 装配到端口主体 8 上，将凹槽 48 与小突起 46 对准，并向下推动，使小突起 46 暂时向内偏转，直到小突起 46 到达凹槽 48 并向外运动，以使下边缘 46a 位于凹槽 48 中，从而保持致动器。如下所述，小突起 46 的长度和凹槽 48 的深度允许在致动器 12 和端口主体 8 之间存在一些轴端间隙。

[0057] 致动器 12 大致围绕端口主体 8 的中心轴线转动。在图示的实施例中，致动器 12 可转动大约 40 度的角度，但是可使用任何合适的角度。在图示的实施例中，当致动器 12 沿着展开方向转动使得紧固件 10 运动到展开位置时，由与小突起 46 接触的端部 48c 限制致动器 12 转动超出完全展开位置。

[0058] 由从每个凹槽 48 的壁伸出的一对间隔设置的凸出止动肋 48a、48b 和从小突起 46 向外伸出的相应凸出肋 46b 形成止动系统。如下所述，在振动或者意外加载的情况下，止动系统有助于防止致动器 12 转动，以及防止紧固件 10 运动成脱离完全缩回或者完全伸出击发的状态。

[0059] 致动器 12 包括多个间隔设置的开口或者狭槽 54，其可通过任何合适的器械接合，以将必要的扭矩传递给致动器 12，由此使紧固件 10 伸出到致动位置。狭槽 54 被构造成由可从市场上购买的器械接合，或者由下面描述的专用施放器来接合，在所示的实

施例中狭槽 54 为矩形。端口主体 8 包括围绕其下部周边设置的多个凹槽 56，所述凹槽 56 被构造成与如下所述的专用施放器配合。

[0060] 还参见图 6 及 7，隔膜保持器 4 包括多个定位小突起 58，其从隔膜保持器 4 的底部周边邻接地向外伸出。定位小突起 58a 可与接头 34 形成一体。小突起 58 和 58a 定位在形成于端口主体 8 的内表面中的各自具有互补形状的凹槽 60 中，从而将隔膜保持器 4 与端口主体 8 正确对准。

[0061] 图 6 示出了位于缩回位置的紧固件 10。如可看出的一样，紧固件 10 设置在形成于端口主体 8 中的相应的凹槽或者狭槽 62 中。图 7 示出了处于伸出或者击发位置的紧固件 10，其从狭槽 62 中伸出。致动器 12 的转动使紧固件 10 从缩回位置运动到伸出位置。

[0062] 图 8-11 是示例性示出致动器 12 以及多个紧固件 10 中的一个的操作的一系列视图，应理解，对一个紧固件 10 的操作可以与对所有紧固件 10 的操作相同，在一个实施例中，它们可以同时从展开位置运动到缩回位置。图 8 显示出处于完全回缩状态、缩回位置的紧固件 10，其完全设置于狭槽 62 内，使尖端 64 不暴露出来。这防止了尖端 64 意外刺到医生或者穿刺任何物体。致动器 12 图示为逆时针转动到了凹槽 48 和小突起 46 允许的位置。在该位置，肋 46b 设置在肋 48b 的顺时针方向，如图 14 所示。连接构件 14 的第一端部 14a 由致动器 12 可转动地支承，分隔在与紧固件 10 的位置对应的位置。第二端部 14b 设置在紧固件 10 的开口 66 中。

[0063] 为了致动连接机构，一体的致动器 12 沿着展开方向转动，在所示的一个实施例中为顺时针方向（可采用被构造成致动连接机构的任何合适的方向），并且肋 46b 通过肋 48b，这样除了可向医生提供触觉信号外，还提供听觉信号。当将使紧固件 10 转动到伸出位置的作用力通过紧固件 10 的凸轮表面 68 和致动器 12 的致动凸轮表面 70 之间的相互作用传递给紧固件 10 时，连接构件 14 的第二端部 14b 在致动过程中在狭槽 66 中自由运动。当致动器 12 顺时针转动时，致动凸轮表面 70 接合凸轮表面 68 并推压在凸轮表面 68 上，从而使紧固件 10 围绕枢轴销 22 转动。来自致动凸轮表面 70 的力大部分相对于枢轴销 22 偏心地相切地作用在凸轮表面 68 上，从而使紧固件 10 转动。在致动过程中，连接构件 14 的端部 14b 保持在狭槽 66 中自由运动，而不施加驱动力使紧固件 10 转动。

[0064] 在图 9 中，由于致动器 12 顺时针转动，紧固件 10 转动了其整个转动范围的大约一半，大约 90 度。当致动器 12 顺时针转动时，致动器凸轮表面 70 和凸轮表面 68 之间的作用力使得致动器 12 如由组成元件的容许量所允许地略微向上运动。当致动器 12 从图 9 所示的位置进一步顺时针转动时，致动器凸轮表面 70 继续接合凸轮表面 68 并且推压在凸轮表面 68 上，从而使紧固件 10 进一步逆时针转动。

[0065] 在图 10 中，致动器 12 顺时针转动到其最大程度，其中肋 46b 已经被推动经过止动肋 48a（参见图 15）。在该位置，紧固件 10 已经转动到其最大程度，在所示的实施例中几乎是 180 度，其中尖端 64 位于凹槽 62 中。在该位置，致动器凸轮表面 70 越过中心，致动器 12 可抵抗由施加到紧固件 10 上的回缩力的向后驱动，因为凸轮表面 68 作用在致动器凸轮表面 70 上的方向倾向于将致动器 12 向上推动而不是使致动器 12 转动。紧固件 10 的远端部分基本上被构造成一个梁，图示为沿着其长度具有通常为矩形的横截面，并且朝着其尖端 64 逐渐变细。在紧固件 10 延伸大约 180 度处于完全伸出状态的展开位置的情况下，可能作用在紧固件 10 上的力倾向于通过由枢轴销 22 限定的枢轴作用，而不是

使紧固件 10 转动。 应注意的是, 尽管示出的销 22 为与紧固件 10 分离的件, 但是这两个部件可形成一体或者甚至是一件式整体构造。

[0066] 如果需要缩回紧固件 10, 以例如去除或者重新定位植入的装置, 可以使致动器 12 沿着回缩方向转动, 在一个图示的实施例中为逆时针方向。 从图 10 所示的致动器 12 的位置开始, 致动器 12 可逆时针转动, 其中致动器凸轮表面 70 在凸轮表面 68 上滑动, 而不会使紧固件 10 转动。 在所示的实施例中, 致动器 12 继续逆时针转动使得凸轮表面 70 运动成与凸轮表面 68 脱离接触, 而基本上没有转动力施加到紧固件 10 上, 直到连接构件的第二端部 14b 到达狭槽 66 中的一个位置, 例如狭槽 66 的一个端部, 在此处连接构件 14 开始在狭槽 66 上进行拖拉, 从而使紧固件 10 转动并开始缩回。

[0067] 如图 11 所示, 与图 10 中显示的位置相比, 致动器 12 已经逆时针行进, 并且紧固件 10 转动了其全部范围的大约一半。 将图 9 与图 11 相比可以看出, 致动器 12 位于不同的位置, 而紧固件 10 位于相同的位置, 与连接机构是否被致动或者被退动(缩回)无关。 这种情况与致动器凸轮表面 70 直接推压在凸轮表面 68 上相比, 是由于当连接构件 14 在狭槽 66 上拉动时产生空动。 为了使紧固件 10 完全缩回, 使致动器 12 转动, 直到止动肋 46b 经过止动肋 48b 而关合。

[0068] 参照图 8, 当紧固件 10 到达完全缩回的位置时, 尖端 64 可完全位于狭槽或者凹槽 62 中。 通过紧固件 10 防止连接构件 14 进一步运动, 从而连接构件 14 防止致动器 12 进一步的回缩转动。

[0069] 参见图 2 和 3, 致动器 12 包括穿过其中形成的开口 52a, 当致动器位于缩回位置时, 开口 52a 与形成在端口主体 8 中的相应开口 52b 对准。 如果不采用一体的连接结构, 医生可用开口 52a 和 52b 来缝合注射端口 2。

[0070] 参见图 12 和 13, 其中显示了连接机构, 没有致动器 12。 所示的连接构件 14 位于其相应的实际位置, 此时第一端部 14a 由致动器 12 支撑, 分别处于展开和缩回状态。

[0071] 参见图 14 和 15, 示出了结合在注射端口 2 中的连接机构的可视位置指示器和致动器环止动系统的一部分的俯视图。 在图 14 中, 连接机构处于回缩的缩回状态或位置。 在该位置, 止动肋 46b 位于止动肋 48b 的顺时针方向, 并因此处于缩回的止动位置。 在图 15 中, 连接机构处于致动或者展开位置。 在该位置, 止动肋 46b 位于止动肋 48a 的逆时针方向, 并因此处于展开的止动位置。

[0072] 图 14 和 15 示出了连接机构状态的可视指示器。 如图 14 所示, 可利用标记, 例如与致动器环 12 整体成型的未锁定的锁形图标 72 和锁闭的锁形图标 74。 可采用任何合适的图形指示器, 可以打印在上面或者以其它合适的方式应用。 端口主体 8 可包括指示器 76, 以提供用于可动标记的参考点。 可包括箭头 78, 以指示致动器 12 的双向运动。

[0073] 图 16-18 示出了连接器 40 和端口主体 8 之间的锁定连接。 图 16 是分解透视图, 显示出了被伸出部 78 部分围绕的接头 34。 图 17 显示出了伸出部 78 的横截面, 其中连接器 40 大体上围绕接头 34 设置, 并且管 36 与伸出部 78 的周边狭槽 78c 对准。 连接器 40 包括一对从其上向外伸出的小突起 40a、40b。 为了组装, 沿着管 36 和接头 34 引导连接器 40, 其中小突起 40a、40b 与伸出部 78 的开口 78a 和 78b 对准。 在小突起 40a、40b 与周边狭槽 78c 对准的情况下, 转动连接器 40 以将其锁定在适当的位置。 在转动过程中, 止动边缘 78d 形成反对小突起 40a 转动的干扰, 但止动边缘 78d 的大小被设定成允许小突

起 40a 转过而到达图 18 所示的锁定位置。

[0074] 图 19 显示了安全盖 80，其可以被可转动地固定到注射端口 2 的底部上，以覆盖紧固件 10，从而保护用户在处理注射端口 2 时不会偶然暴露给锋利的尖端 64。安全盖 80 包括主体 82，其中环形边缘 84 和凸起的中心部分 86 限定了环形凹槽 8。可通过任何合适的构造将安全盖 80 定位并保持到注射端口上。如图所示，主体 82 包括多个弓形保持突起 90，它们从凸起的中心部分 86 向上伸出。如图 3、6 和 7 中最好地示出的一样，弓形保持突起 90 的形状被设定成与相应的弓形狭槽 92 互补，并可具有如图所示的肋。通过将弓形保持突起 90 插入到弓形狭槽 92 中而将安全盖 80 固定到注射端口 2 上，所述弓形狭槽 92 的大小被设定成与保持突起 90 相当。紧固件 10 由此与环形凹槽 88 对准，所述环形凹槽 88 的大小允许紧固件 10 伸出而不会与安全盖 80 接触。如图所示，由于弓形保持突起 90 和弓形狭槽 92 分别具有相同的尺寸和相等的间隔，所以没有将安全盖 80 标引到特定位置，并且可以在四个不同的位置将安全盖 80 固定到注射端口 2 上。安全盖 80 包括具有多个凸出的肋 96 的牵引突起 94，以提供更好的夹持表面。尽管可沿着任何合适的方位对牵引突起 94 进行定向，但是在该实施例中，牵引突起 94 和弓形保持突起 90 之间的相对位置使牵引突起定位成与连接器 40 的方向成 45 度角。突起 90 和狭槽 92 可具有任何合适的形状。

[0075] 如前所述，可以通过将狭槽 54 与从市场上购买的器械接合或者通过专用施放器来致动连接机构。图 20 显示了施放器，总的用附图标记 100 表示，其被构造成定位、致动、退动、去除或者重新定位注射端口 2。应当注意的是，作为本发明的应用于施放器的方面的实践不限于这里所示的特定施放器。

[0076] 如图 20 所示，施放器 100 包括主体 102、定位器 104、致动器 106 和安全开关 108。如下所述，可将注射端口 2 组装到定位器 104 上，其中伸出部 78 和突起 96 设置在对准狭槽 110 和 112 中。定位器 104 相对于主体 102 成一角度，从而允许在植入期间能对注射端口 2 进行更容易以及更好的观察。在图示的实施例中，所述角度为 20 度，并且主体 102 的轴部分为 10cm。

[0077] 参见图 21，主体 102 包括第一和第二半部 102a 和 102b，它们彼此组装以容纳内部组成元件。除了定位销 202、枢轴销 114 和鱼鳞板以外，主体半部 102a 和 102b 彼此基本上相同。图示为从主体半部 102a 伸出的定位销 202 与主体半部 102b 上具有相应的互补形状的开口（未显示）配合。在开口中多个定位销 202 的接合足以将主体半部 102a 和 102b 保持在一起。可选择的是，销 202 可从主体半部 102b 伸出，而主体半部 102a 带有开口。可采用任何合适的构造来将主体半部 102a 和 102b 组装和固定在一起。

[0078] 致动器 106 包括第一和第二半部 106a 和 106b。图示为从致动器半部 106a 伸出的定位销 204 与致动器半部 106b 上具有相应的互补形状的开口（未显示）配合。可选择的是，销 204 可从致动器半部 106b 伸出，而致动器半部 106a 带有开口。可采用任何合适的构造来将致动器半部 106a 和 106b 组装和固定在一起。主体半部 102b 包括枢轴销 114b，该枢轴销 114b 在一端可转动地支撑致动器 106，穿过孔 116a 和 116b 延伸进入开口 114a 中。主体半部 102a 包括枢轴销 118b（参见图 22），枢轴销 118b 可转动地支撑安全开关 108。主体半部 102a 和 102b、定位器 104、致动器半部 106a 和 106b 以及安全开关 108 可由任何生物相容性材料（例如聚碳酸酯）制成。

[0079] 参见图 21-24, 施放器 100 包括凸轮 120、具有挠性轴 124 的驱动轴 122、驱动轴销 126、凸轮回复弹簧 128、安全偏动弹簧 130 以及致动器 132。致动器 132 被构造成执行医疗植入物的连接机构的放置和收回。凸轮 120 包括轴 134 和凸轮卡圈 136。轴 134 的上端具有“T”形构造, 终止于横向构件 138 中。凸轮卡圈 136 限定了一个中空的内部和一对间隔设置的具有互补形状的凸轮轨道 140a 和 140b, 所述凸轮轨道 140a 和 140b 形成在凸轮卡圈 136 的相对的两侧。驱动轴 122 的上端 122a 部分设置于由凸轮卡圈 136 限定的中空内部中, 由驱动轴销 126 捕获于其中。驱动轴销 126 的大小被设置成使每一端部位于相应的凸轮轨道 140a、140b 中。中空内部的长度使上端 122a 可在其中往复运动, 其中凸轮轨道 140a、140b 在往复运动过程中通过驱动轴销 126 将转动赋予驱动轴 122。凸轮 120、驱动轴 122 和致动器 132 可由具有足够硬度和强度的任何合适的材料制成。在图示的实施例中, 凸轮 120 和致动器 132 由液晶聚合物(例如 Vectra™ LCP)制成, 并且驱动轴 122 由 PPE+PS(例如 Noryl™)制成。驱动轴销 126 和凸轮回复弹簧 128 可由任何合适的材料(例如不锈钢)制成。

[0080] 凸轮 120 保持在主体部分 102a 和 102b 之间, 并且在—个实施例中, 例如图示的可往复运动。凸轮卡圈 136 具有间隔设置的大致平坦的外表面 142a 和 142b, 通过这些表面形成轨道 140a 和 140b。这些表面 142a 和 142b 设置于在主体部分 102a 和 102b 中形成的导向壁 144a 和 144b 之间。凸轮卡圈 136 还包括相对朝向的通道 146a 和 146b(参见图 23), 它们通过分别在主体部分 102a 和 102b 中形成的导向件 148a 和 148b(未显示)引导, 用于往复运动。轴 134 的上端和横向构件 138 夹设在致动器半部 106a 和 106b 之间。每个致动器半部 106a、106b 包括由一对从致动器半部 106a 和 106b 的内表面伸出的间隔设置的壁 150a 和 150b 限定的凸轮轨道 150。当致动器 106 围绕销 114 转动时, 凸轮轨道 150 被构造成容纳并引导横向构件 138, 从而迫使凸轮 120 向下线性行进到主体 102 中。

[0081] 驱动轴 122 包括环形卡圈 152, 其容纳于分别在主体半部 102a 和 102b 中形成的狭槽 154a 和 154b(未显示)中。狭槽 154a 和 154b 可转动地支撑驱动轴 122。驱动轴 122 和凸轮 120 基本上彼此对准并在同一直线上, 从而限定了主体 102 的轴部分的轴线。当凸轮 102 向下行进时, 驱动轴销 126 沿着凸轮轨道 140a 和 140b 运动, 从而使驱动轴 122 转动, 由此将线性运动转化成旋转运动。凸轮回复弹簧 128 提供作用在凸轮卡圈 136 上的名义回复力。

[0082] 挠性轴 124 由在每个主体半部 102a、102b 中形成的多个肋 156 支撑, 肋 156 支撑挠性轴 124 的弯曲, 该挠性轴允许将转动运动传递到相对于主体 102 的轴成一角度设置的致动器 132。挠性轴 124 可由任何合适的生物相容性材料(例如不锈钢)制成。在图示的实施例中, 挠性轴 124 具有绞合结构, 其中央芯具有围绕其缠绕的多层线。可以足以限制转动端隙以防止空转或者最小化空转的任何合适的方式将挠性轴 124 的端部 124a 和 124b 分别连接到端部 122b 和致动器 132 上。在图示的实施例中, 端部 124a 超压成型(overmold)于端部 122b 中, 并且端部 124b 压配合于致动器 132 中。可选择的是, 可将端部 124a 压配合于端部 122b 中, 并且将端部 124b 超压成型于致动器 132 中, 也可以都压配合, 或者都超压成型(相应地改变定位器 104 的构造以允许组装)。

[0083] 参见图 21-25, 致动器 132 包括盘状构件 158 和从盘状构件 158 向上伸出的轴

160。轴 160 的上端包括一对向外伸出的突起 162a 和 162b。定位器 104 包括限定了在其中穿过的孔 166 的轴毂 164。孔 164 的形状能收纳并可转动地支撑轴 160，并包括两个向外延伸的弓形凹槽 168a 和 168b，所述凹槽被构造成为突起 162a 和 162b 提供装配间隙，从而能够使轴毂 164 插入孔 166 中。轴 160 和轴毂 164 的长度的尺寸被设置成使突起 162a 和 162b 位于轴毂 164 的上表面 164a 的上方，从而在将其相对于轴毂 164 轴向地保持的同时允许致动器 132 转动。止动件 170a 和 170b 从上表面 164a 向上伸出，限制致动器 132 的转动。孔 166 限定了定位器 104 的中心轴线，致动器 132 围绕该轴线转动。如前所述，将定位器 104 的中心轴线设置成相对于与主体 102 的轴部分的轴线成一角度。

[0084] 轴毂 164 包括一对相对地伸出的突起 172a 和 172b，它们将端口致动器 104 保持在主体 102 上并防止转动。主体半部 102a 和 102b 包括相应的凹槽 174a (参见图 21) 和 174b (未示出)，所述凹槽的形状与突起 172a 和 172b 的形状互补。

[0085] 再参见图 26 和 27，可看出致动器 132 的盘状构件 158 设置在定位器 104 中。致动器 132 包括一对间隔设置的柱 176a 和 176b，它们从构件 158 的邻近周边 158a 伸出。柱 176a 和 176b 具有与开口 54 互补的形状。在图示的实施例中，柱 176a 和 176b 的远端逐渐变细，以有助于将柱 176a 和 176b 引导到开口 54 中。可采用任何合适的构造来在致动器 132 和致动器 12 之间形成能够使致动器 12 致动的可释放的接触。

[0086] 盘状构件 158 还包括一对间隔设置的凸轮 178a 和 178b，它们从构件 158 的周边 158a 向外并向上伸出。图 27 示例地示出了凸轮 178a 的沿着构件 158 的底面附近截取的横截面。凸轮 178a 和 178b 包括斜面 180a 和 180b，它们分别从周边 158a 开始并分别通向表面 182a 和 182b。每个表面 182a、182b 都是弓形的，在图示的实施例中显示为大致具有恒定的半径。

[0087] 在图示的实施例中，定位器 104 包括一对间隔设置的悬臂 184a 和 184b，每个悬臂分别具有肋 186a 和 186b。为了清楚起见，图 27 显示了通过肋 186a 截取的臂 184a 横截面，该横截面与凸轮 178a 的横截面处于同一水平面。在臂 184a 和 184b 的远端，臂 184a 和 184b 分别包括向内延伸的凸缘 188a 和 188b。凸缘 188a 和 188b 具有与端口主体 8 上的凹槽 56 互补的形状，凸缘 188a 和 188b 被构造成为当注射端口 2 由定位器 104 保持时与凸缘 56a 接合。

[0088] 在图示的实施例中，在非致动状态，柱 176a 和 176b 通常分别与臂 184a 和 184b 对准，但是柱 176a 和 176b 可处于与致动器 12 的致动构件的位置相对应的任何位置，所述致动构件在图示的实施例中为开口 54。当按压致动器 106 时，致动器 132 转动 (在图示的实施例中，当从底部观察时为逆时针方向)，使凸轮 178a 和 178b 行进，从而斜面 180a 和 180b 分别与肋 186a 和 186b 接触，由此使臂 184a 和 184b 向外偏转。当表面 182a 和 182b 与肋 186a 和 186b 接合时，臂 184a 和 184b 偏转的距离足以使凸缘 188a 和 188b 运动到它们不再伸进凹槽 56 中或者与凸缘 56a 接触的位置，从而从定位器 104 释放注射端口 2。

[0089] 图 28 示出了设置于定位器 104 中并由其保持的注射端口 2，其中伸出部外壳 78 和突起 96 分别设置在狭槽 110 和 112 中 (见图 20，在图 28 中未显示)。如图所示，柱 176a 和 176b 伸进致动器 12 的开口 54 中，并且凸缘 188a 和 188b 伸进靠近凸缘 56a 的凹槽 56 中。当将注射端口 12 插入定位器 104 中时，安全盖 80 与注射端口 12 连接，从而

覆盖紧固件 10(在图 28 中未显示)。

[0090] 还可参见图 20 和 22, 为了将注射端口 2 插入到定位器 104 中, 沿着缩回位置定向致动器 106, 从而使致动器 132 处于缩回位置。致动器 12 沿着缩回位置定向, 并被插入致动器 104 中, 并且伸出部外壳 78 和突起 96 分别设置在槽 110 和 112 中。

[0091] 如图 20 所示, 致动器 106 可包括可视指示器(例如未锁定的锁形图标 190)和标记(例如锁定的锁形图标 192), 所述可视指示器用于指示致动器 106 是否完全处于缩回状态, 所述标记用于指示致动器 106 是否处于展开状态。可通过任何合适的方式包含所述可视指示, 例如通过与致动器 106 整体成型、作为粘附膜应用或者类似方式, 或者直接打印在致动器 106 上。在图示的指示器中, 未锁定的锁形图标 190 在主体 102 的上边缘附近可见, 但是也可采用其它构造的标识, 例如在主体 102 中形成的窗口等, 用于显示标记。

[0092] 为了使用, 如果需要, 由医生通过切口将定位器 104 和一部分主体 102 插入, 并且将其定位在身体组织附近的所需位置, 医疗植入物(在图示的实施例中显示为注射端口 2)与身体组织连接。定位器 104 和主体 102 之间的角度允许医生直接观察手术部位。由于注射端口处于适当的位置, 沿着环形路径将一个或多个紧固件 10 从缩回位置运动到展开位置, 以接合组织。紧固件 10 允许注射端口 2 固定到组织上, 其中保持强度等于或者大于用缝线缝合时的保持强度。安全开关 108 围绕枢轴销 118 转动, 由此将锁定突起 194 从下部开口 196 中退出, 从而允许致动器 106 围绕枢轴销 114 转动。这种作用使凸轮轨道 150 将横向构件 138 向下运动, 由此使凸轮卡圈 136 转动驱动轴 122, 从而相对于定位器 104 转动致动器 132。

[0093] 致动器 132 的转动通过使致动器 12 转动而使致动器 12 致动。伸出部 78 和突起 96 分别与槽 110 和 112 之间的接合防止了端口主体 8 转动, 从而允许致动器 12 和端口主体 8 之间可进行相对运动。

[0094] 一旦致动器 106 到达展开位置, 锁定突起 194 被推进上部开口 198 中, 从而将致动器 106 保持在展开位置。在图示的实施例中, 当锁定突起 194 卡合入上部开口 198 中时, 弹簧 130 将锁定突起 194 偏压到足以产生声音, 从而提供了致动器 106 完全展开的听觉信号, 并由此提供了致动器 12 和紧固件 10 完全展开的听觉信号。如图 29 所示, 由于致动器 106 处于展开位置, 致动器 12 已经转动, 并且紧固件 10 处于已经穿刺身体组织(例如直肌外皮)的展开位置。凸轮 178a 和 178b 已经转动到表面 182a 和 182b 靠近肋 186a 和 186b 的位置, 其中臂 184a 和 184b 向外偏转, 从而凸缘 188a 和 188b 不位于凹槽 56 中, 并且不与凸缘 56a 接合。由于注射端口 2 固定到身体组织上, 并且从定位器 104 释放, 医生可退回定位器 104, 将注射端口 2 留在适当的位置。如果连接机构的状态的可视指示器包括于植入物中, 则医生可知道连接机构是否完全展开。

[0095] 结合到注射端口 2 中的连接机构被构造成可逆的, 从而可以移动医疗植入物、注射端口 2, 以例如对其重新定位或者将其从患者体内去除。为了做到这一点, 当致动器 106 处于展开位置时, 定位器 104 被放置到注射端口 2 上方, 将伸出部 78 和突起 96 定位在槽 110 和 112 中, 从而使柱 176a 和 176b 与凹槽 54 接合。使安全开关 108 转动, 以从上部开口 198 中退回锁定突起 194, 同时医生拉动致动器 106 的伸出部 200。尽管凸轮回复弹簧 128 向上推压凸轮卡圈 136, 但是伸出部分 200 施加额外的回复力。当凸轮轨道 150

拉起横向构件 138 时，致动器 132 使致动器 12 转动，同时使紧固件 10 从展开位置运动到缩回位置，而凸轮 178a 和 178b 与肋 186a 和 186b 脱离接合，从而允许凸缘 188a 和 188b 与凹槽 56 和凸缘 56a 接合，以便将注射端口 2 保持在定位器 104 中。当致动器 106 已经移动到缩回位置时，锁定突起 194 卡合入下部开口 196 中，产生致动器 106 完全缩回的听觉信号，并且注射端口 2 与身体组织分离，并且注射端口 2 可被重新定位或者被去除。

[0096] 总的说来，已经描述了通过采用本发明的构思产生的许多好处。出于示例和描述的目的，已经对本发明的一个或多个实施例进行了前述描述。并不意味着这些描述是穷尽性的也不意味着将本发明限制为所公开的精确形式。根据上述启示可进行修改和变化。所选择和描述的一个或多个实施例是为了解释本发明的原理，因而当适于预期的特定使用时，其实际应用使本领域普通技术人员能够以各种实施方式和各种修改方案应用本发明。本发明的范围由后附权利要求限定。

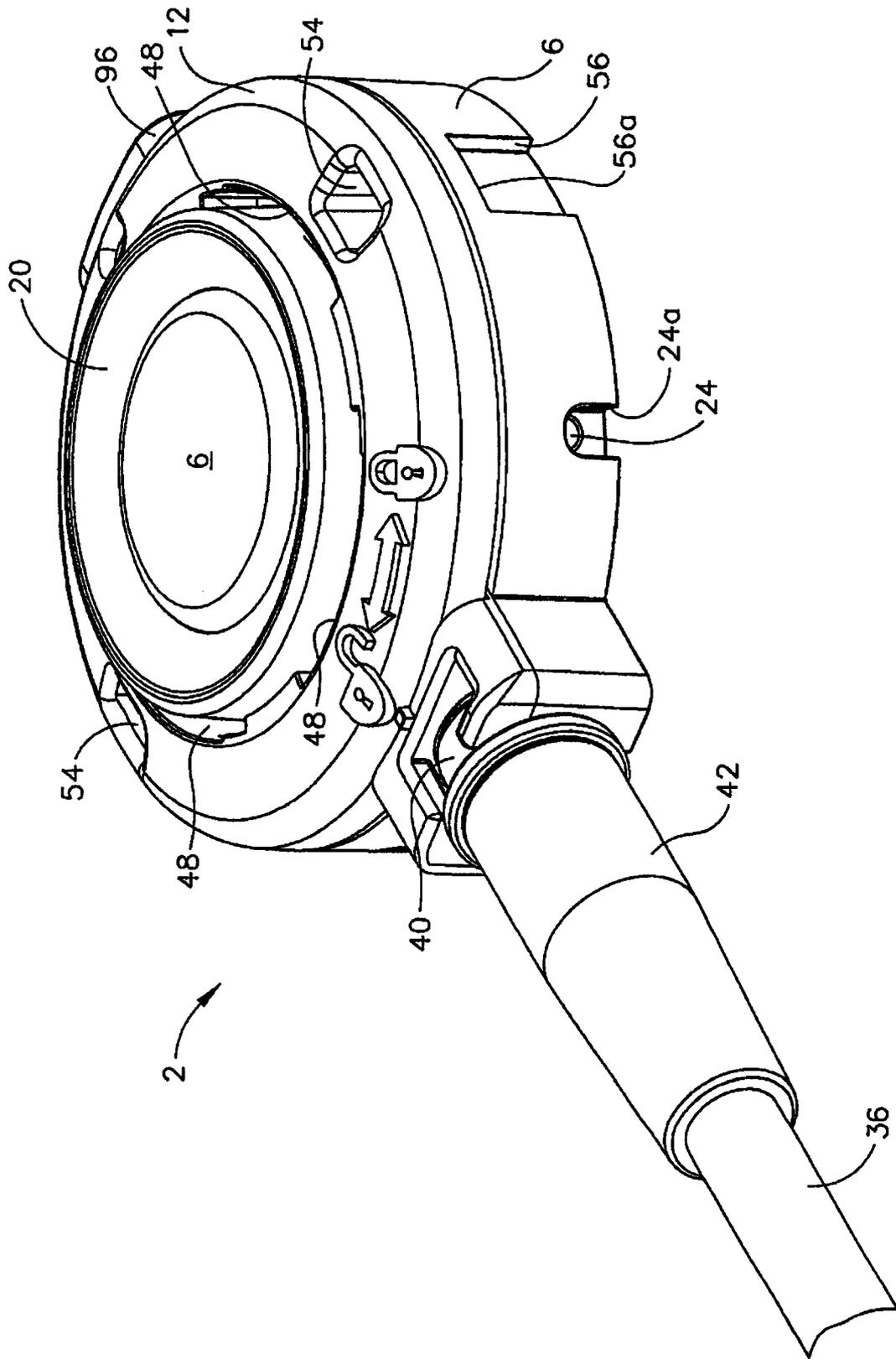


图 1

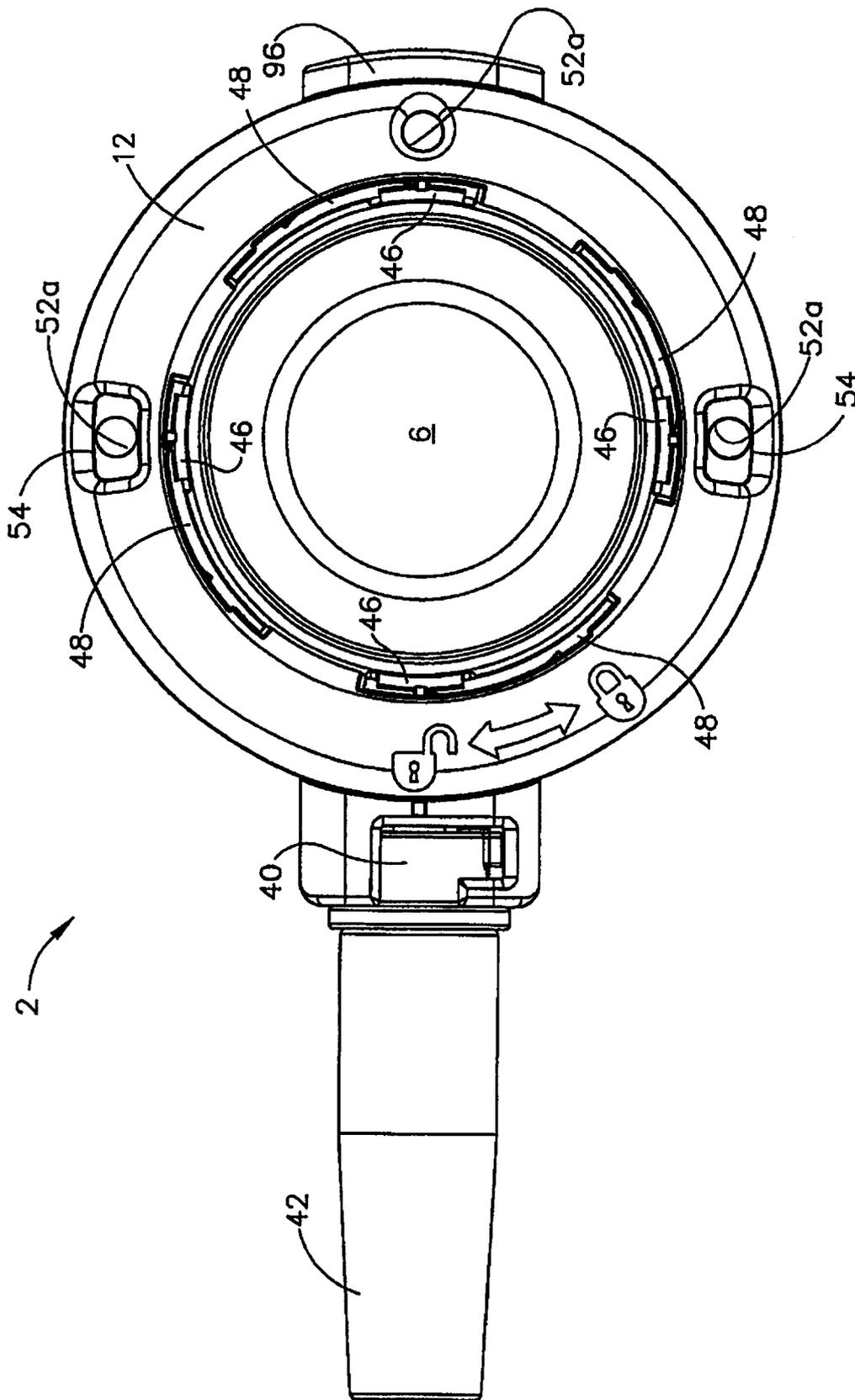


图 2

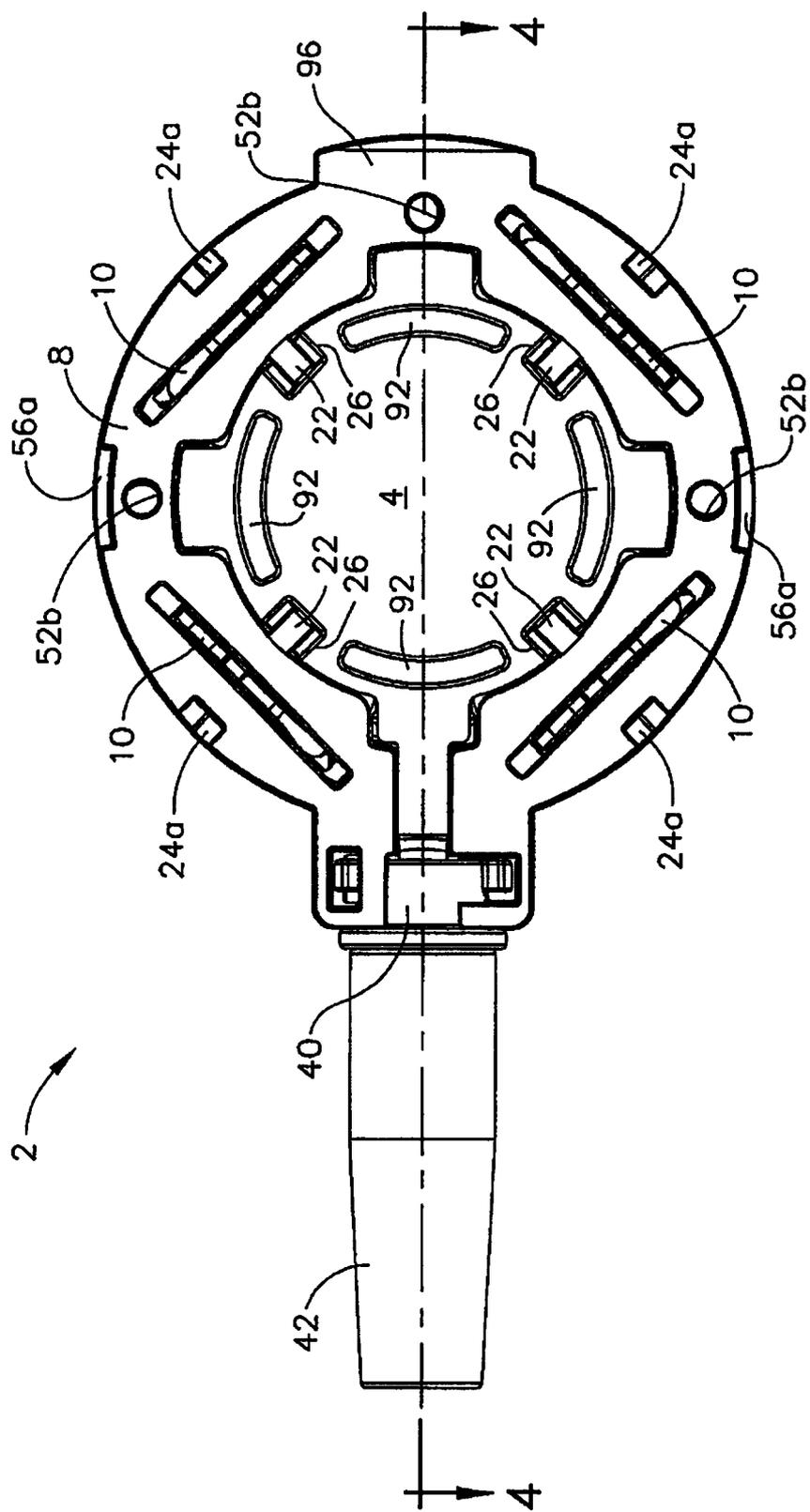


图 3

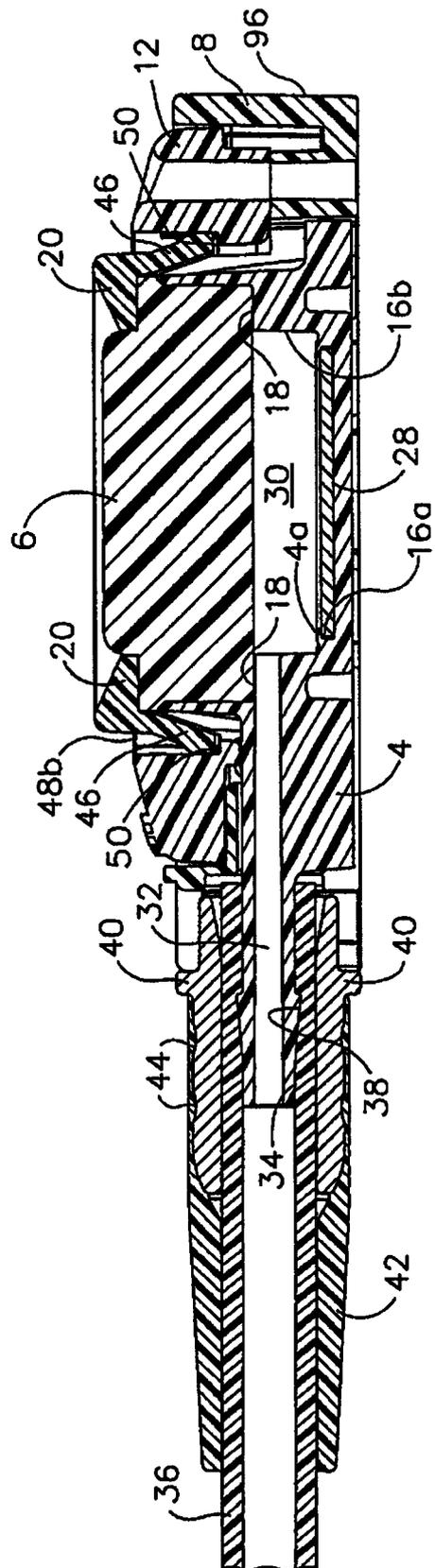


图 4

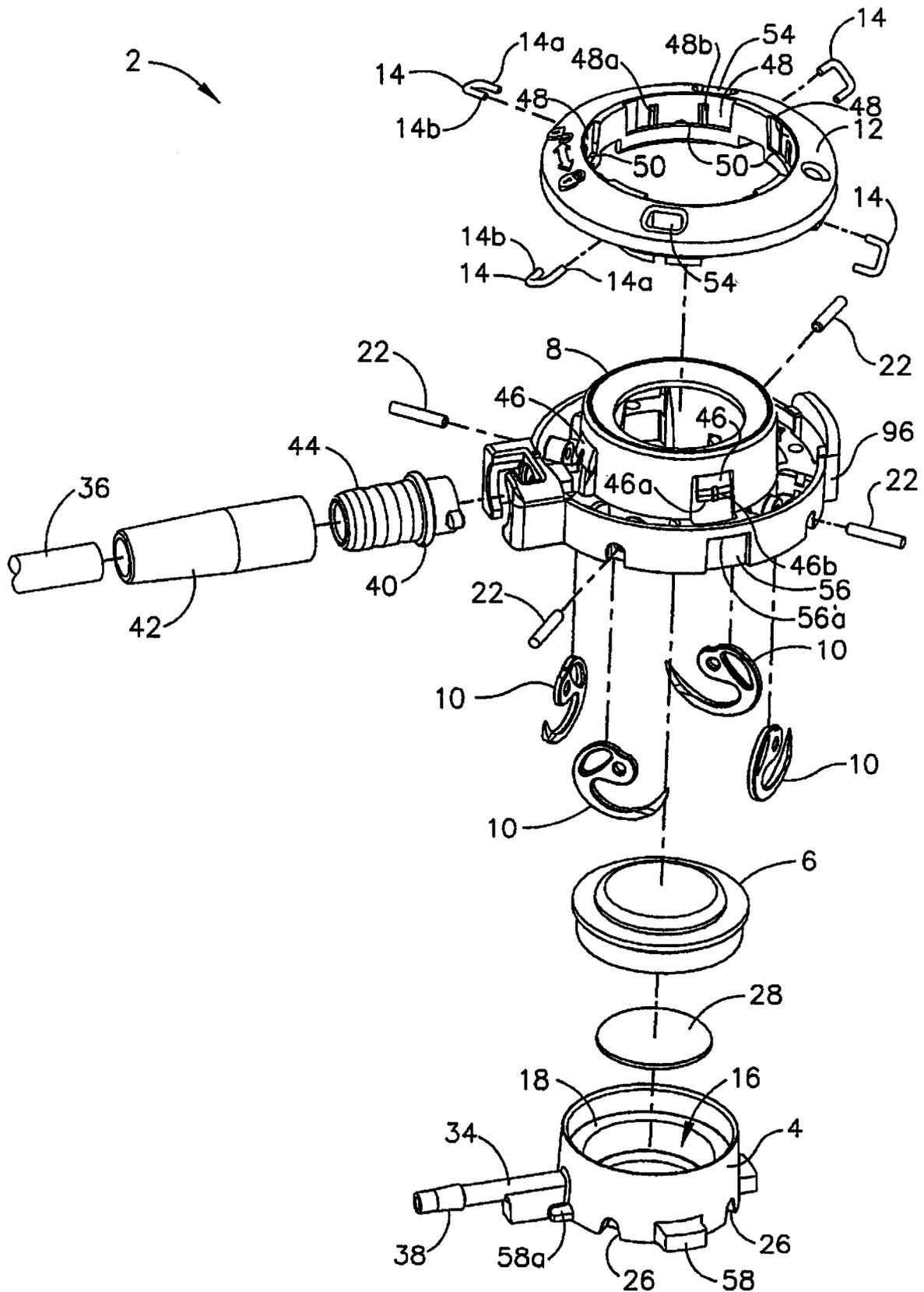


图 5

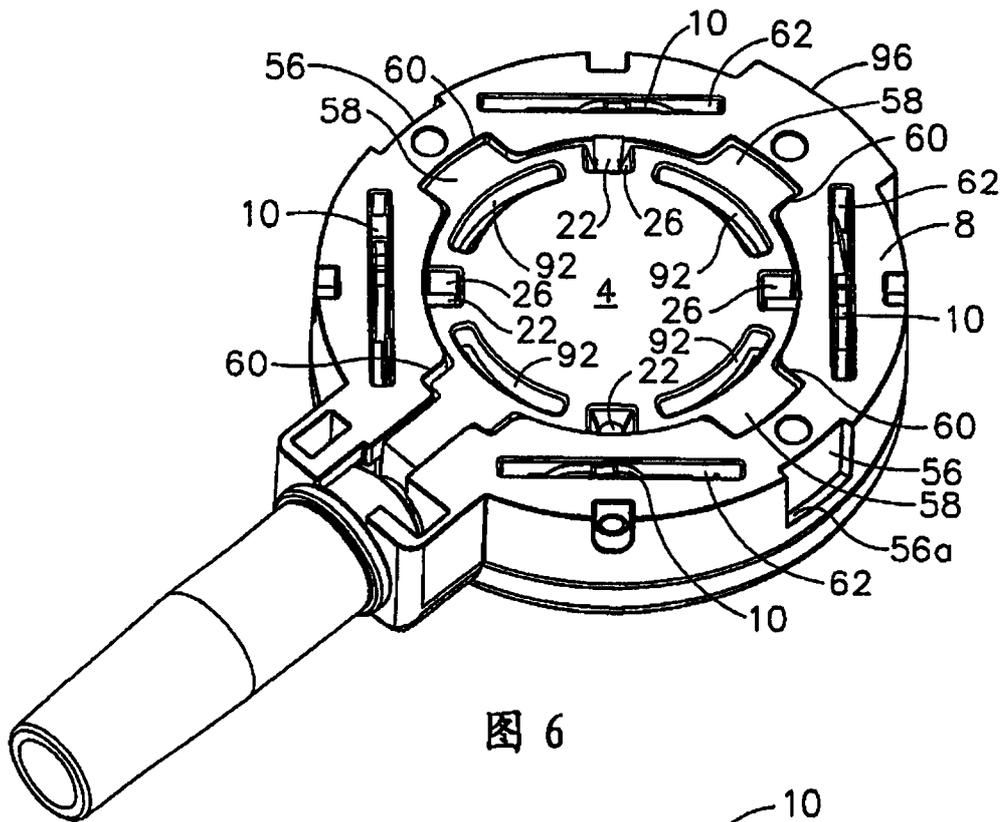


图 6

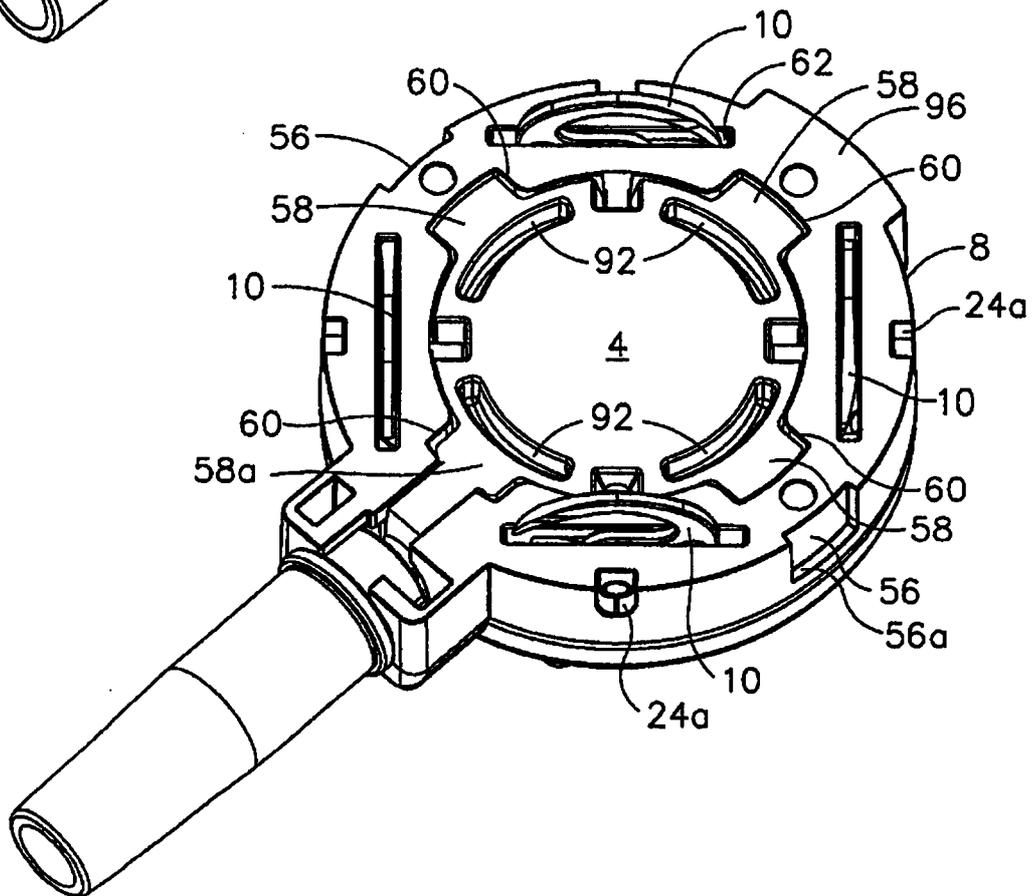


图 7

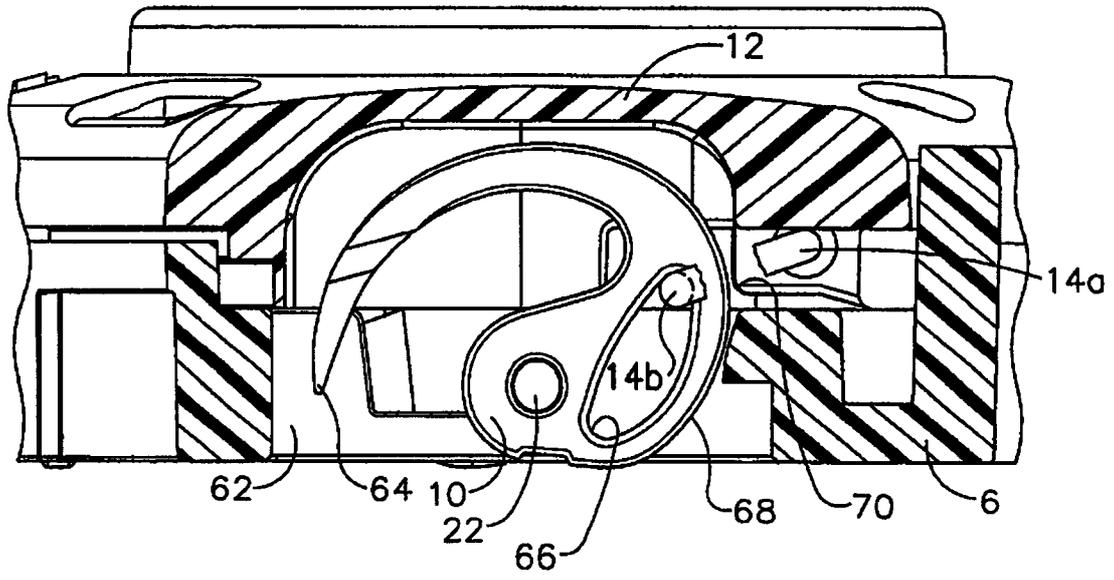


图 8

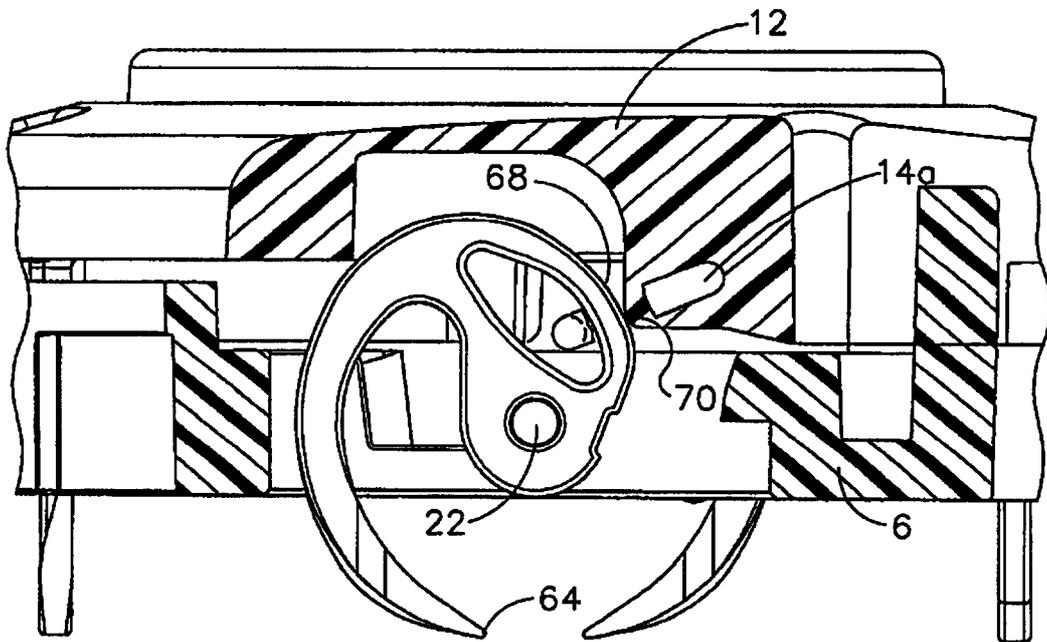


图 9

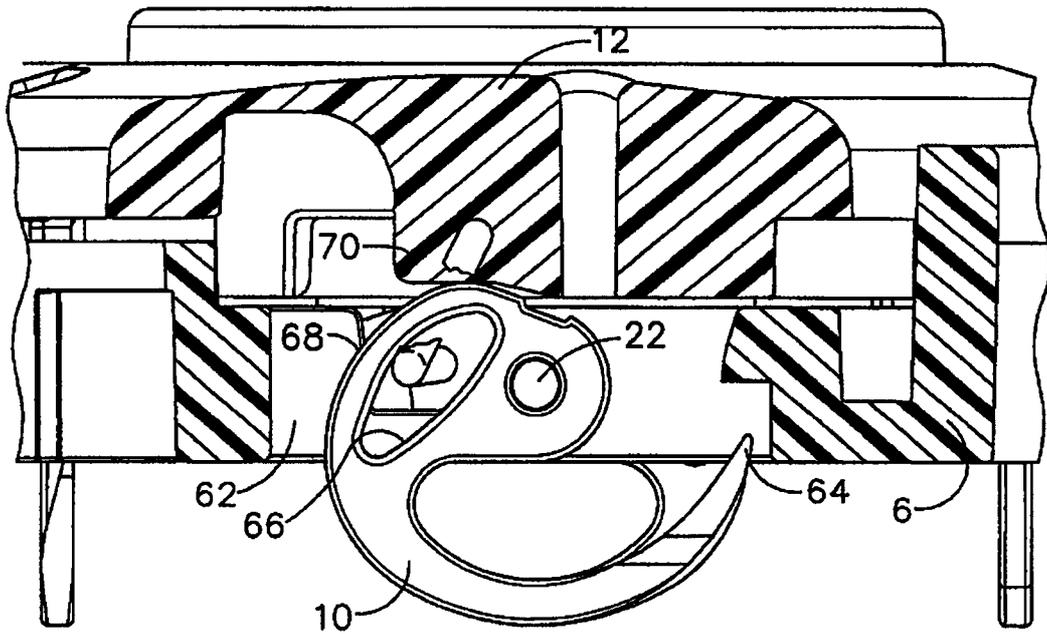


图 10

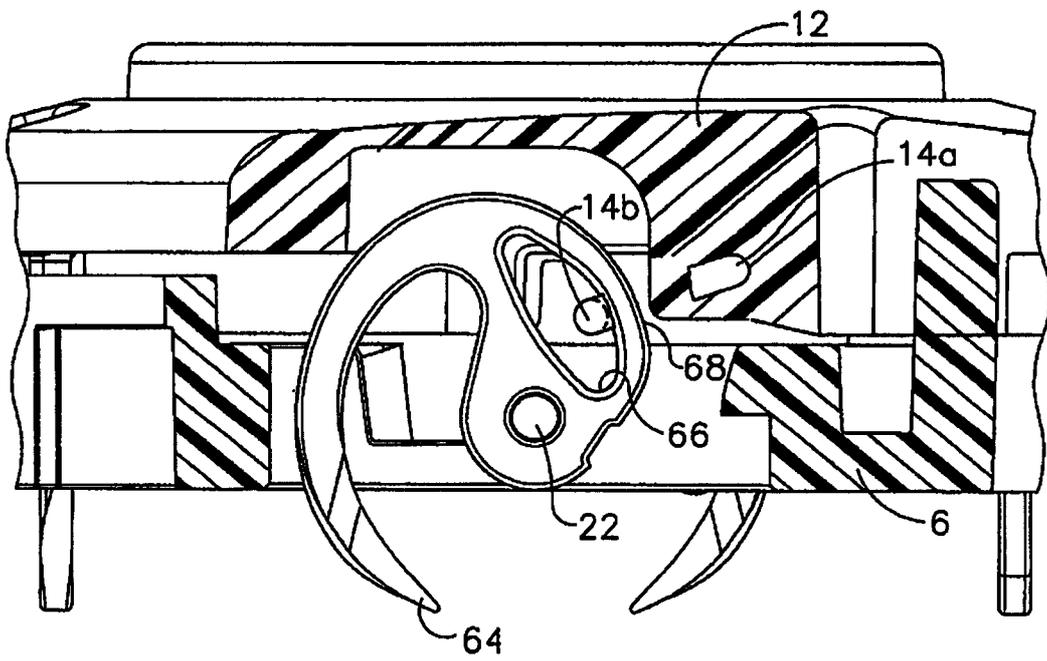


图 11

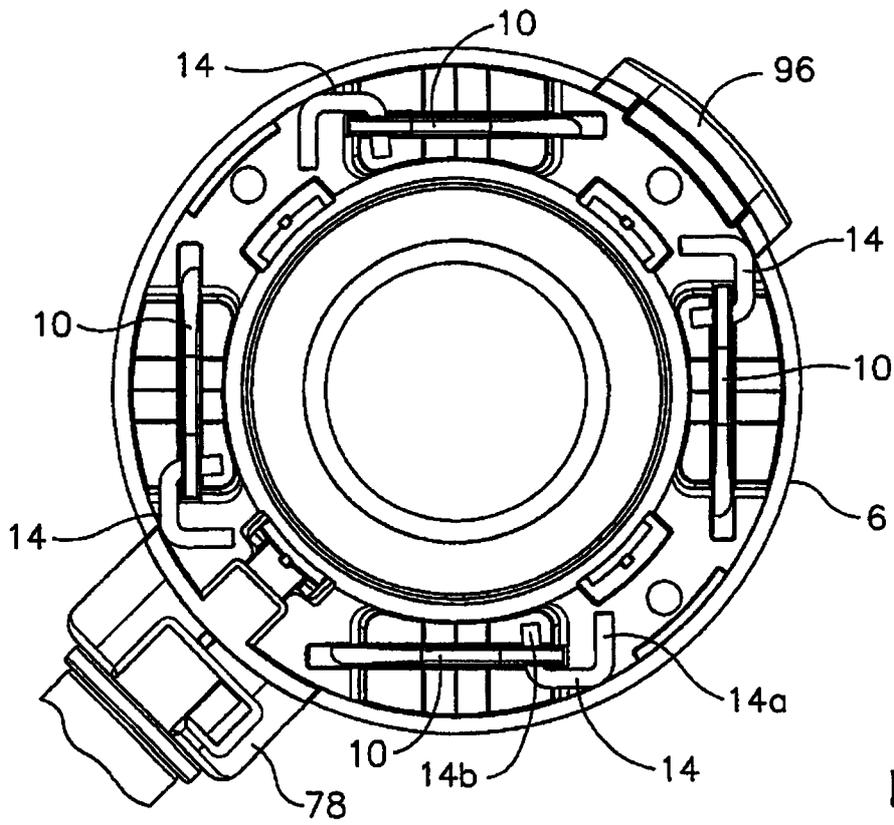


图 12

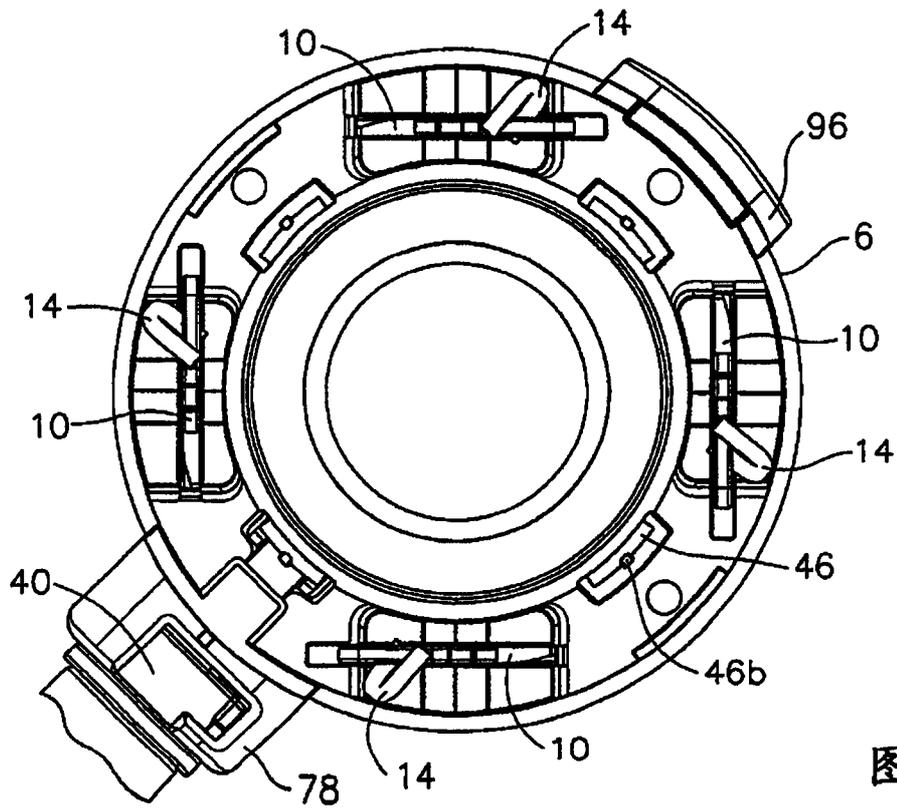


图 13

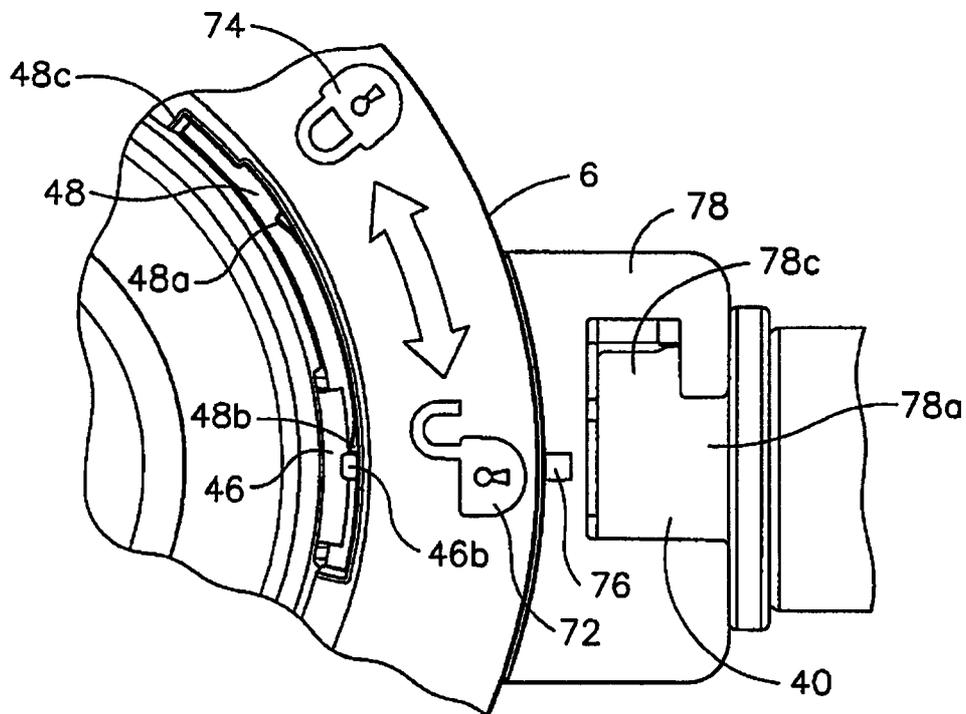


图 14

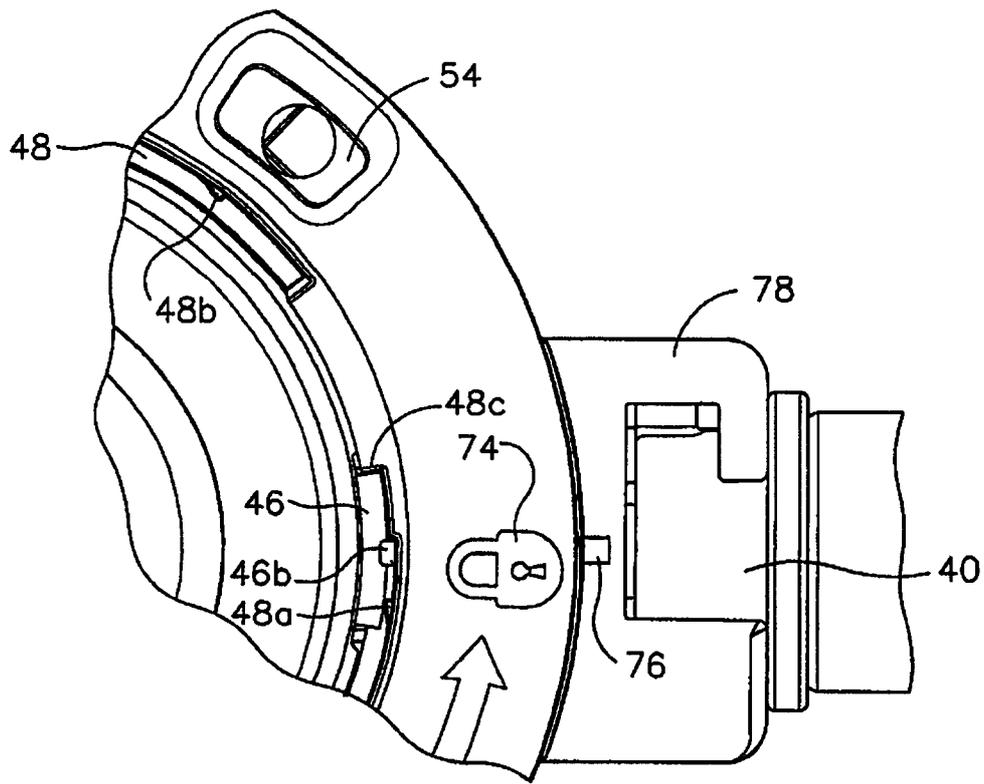


图 15

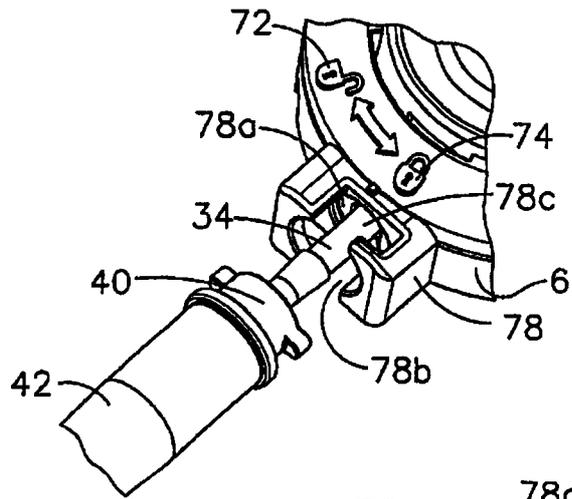


图 16

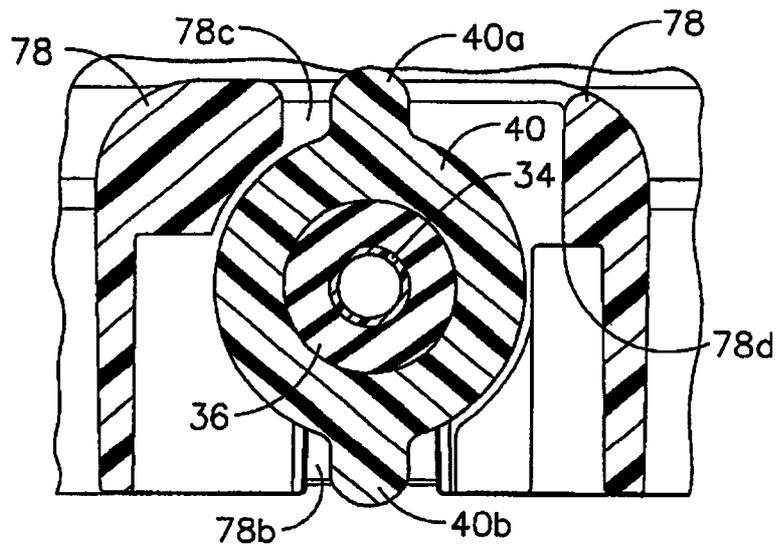


图 17

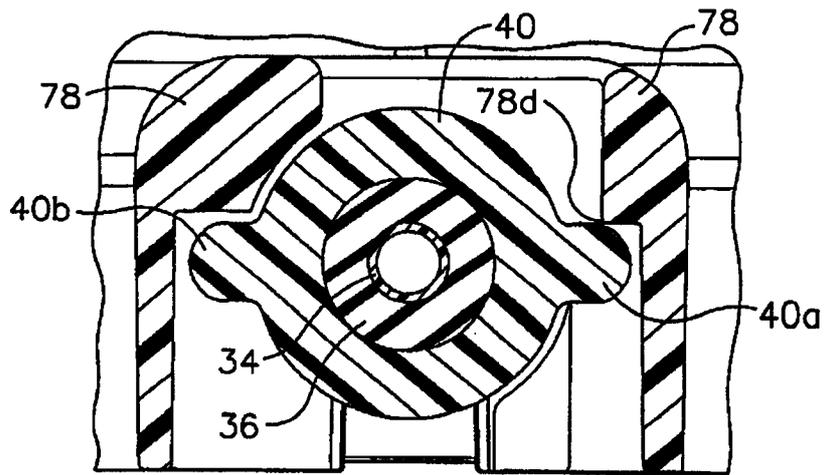


图 18

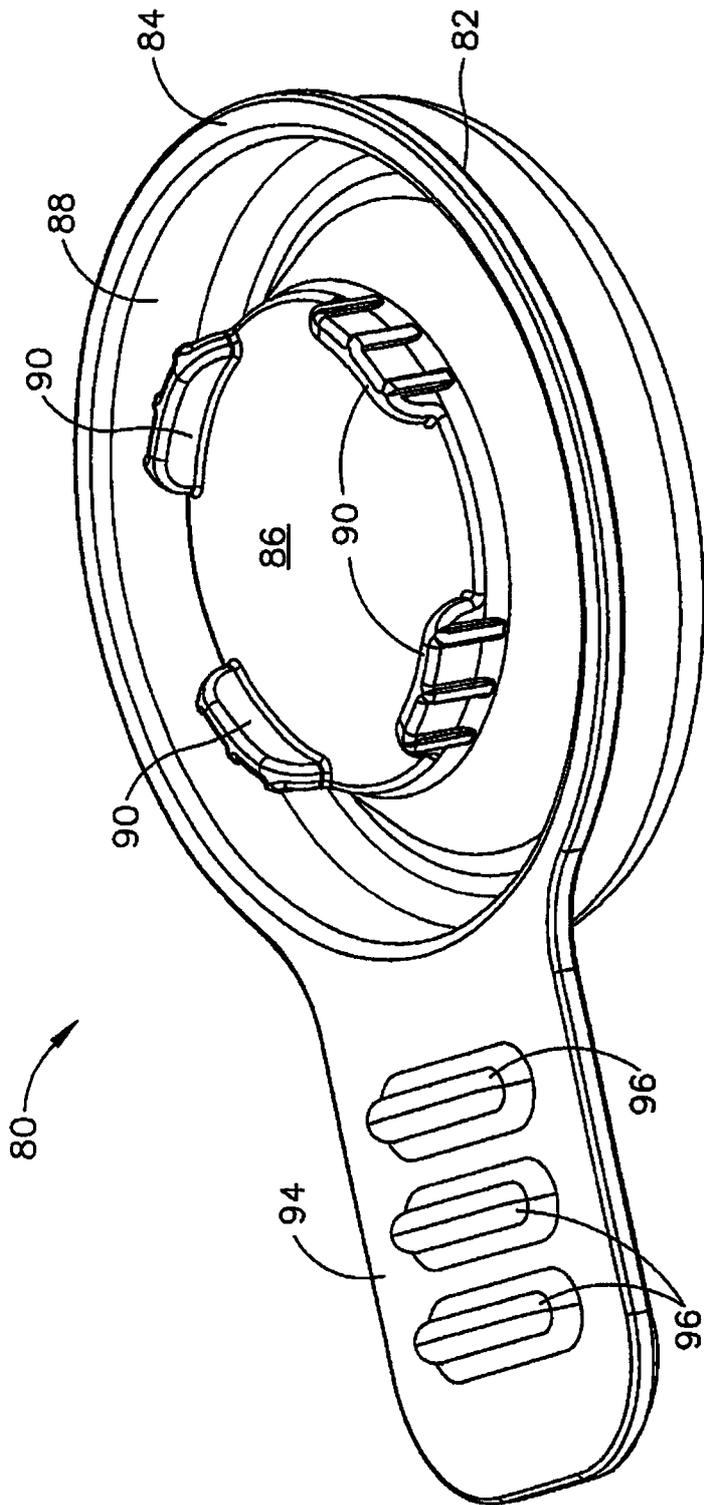


图 19

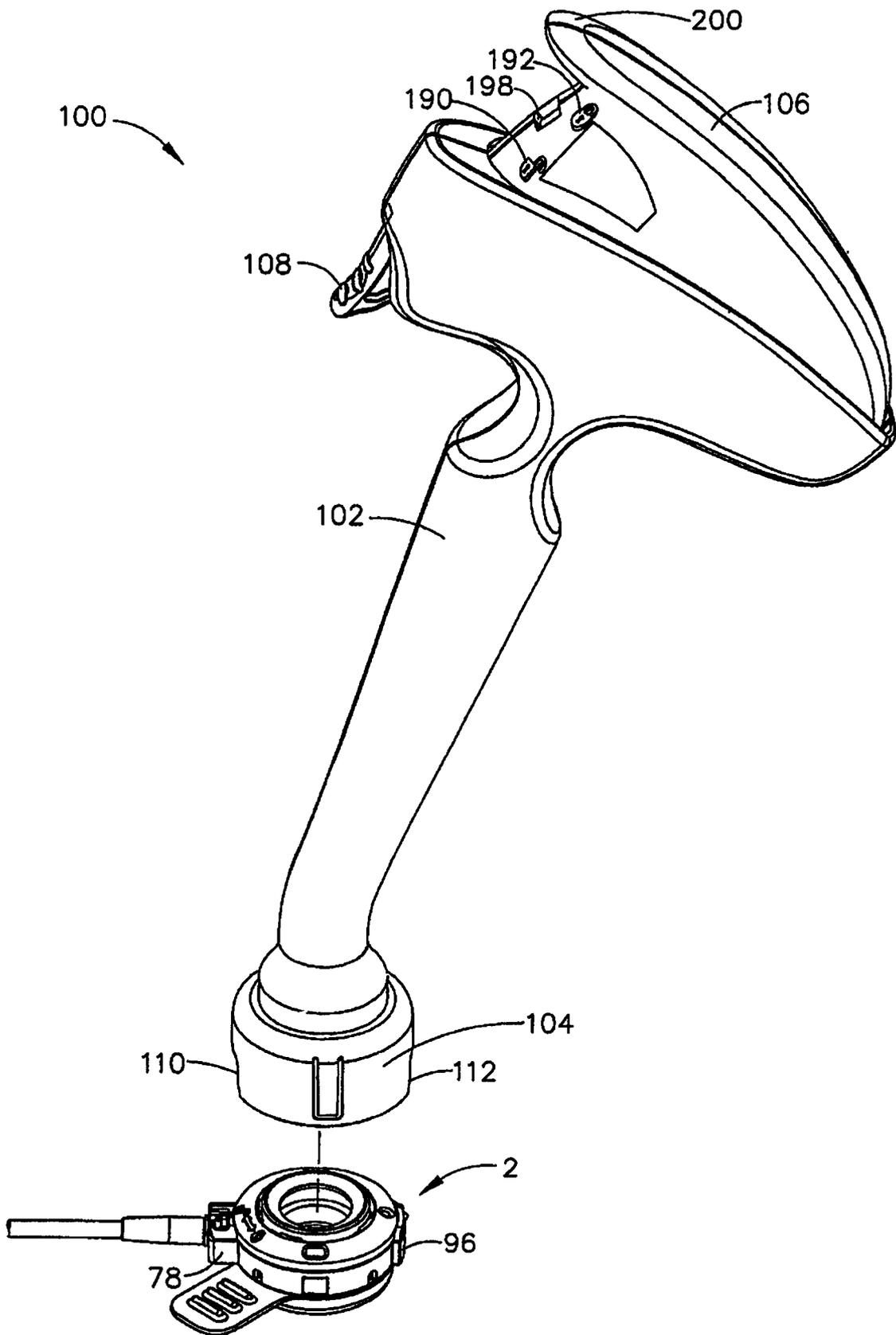


图 20

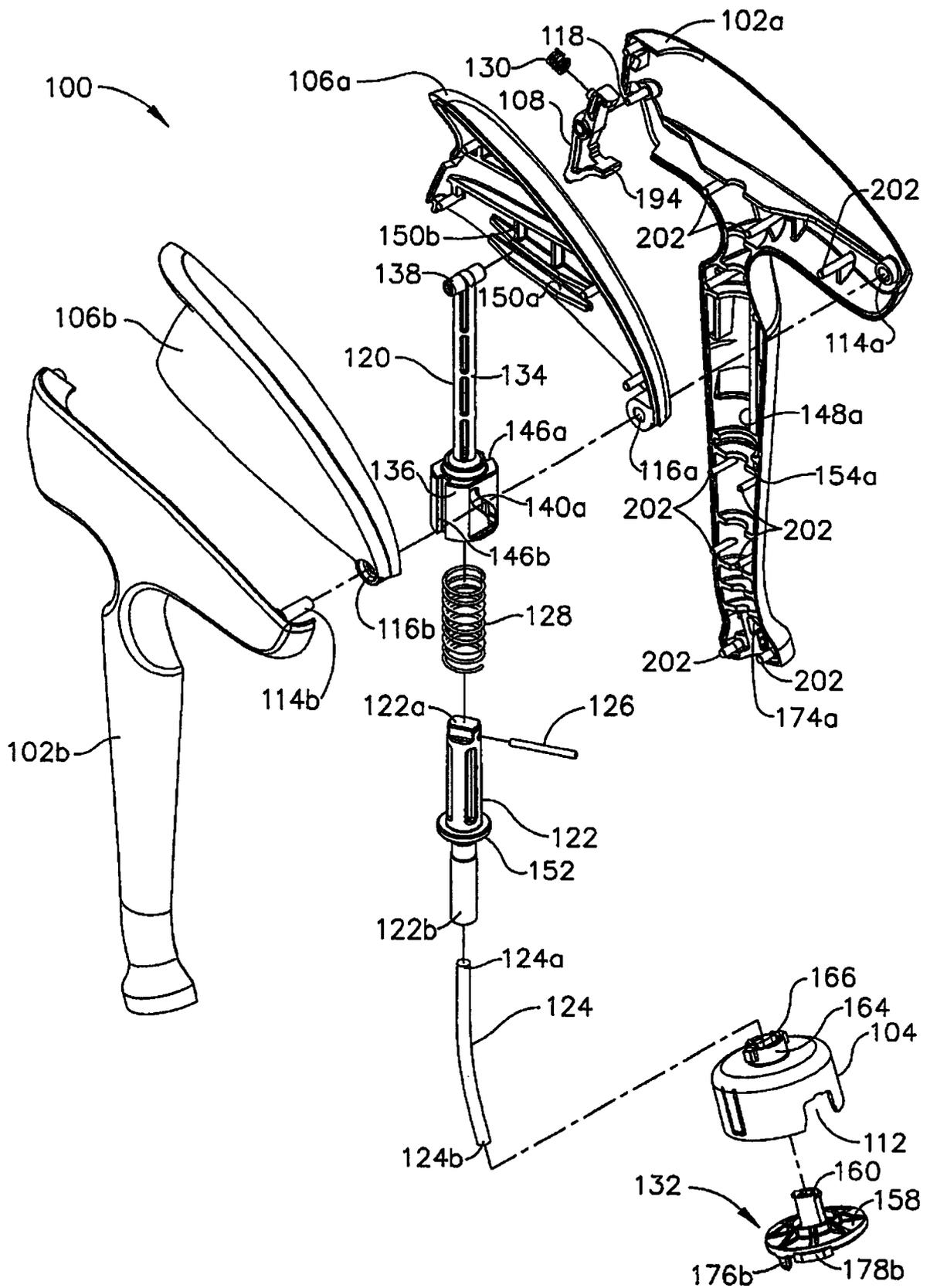


图 21

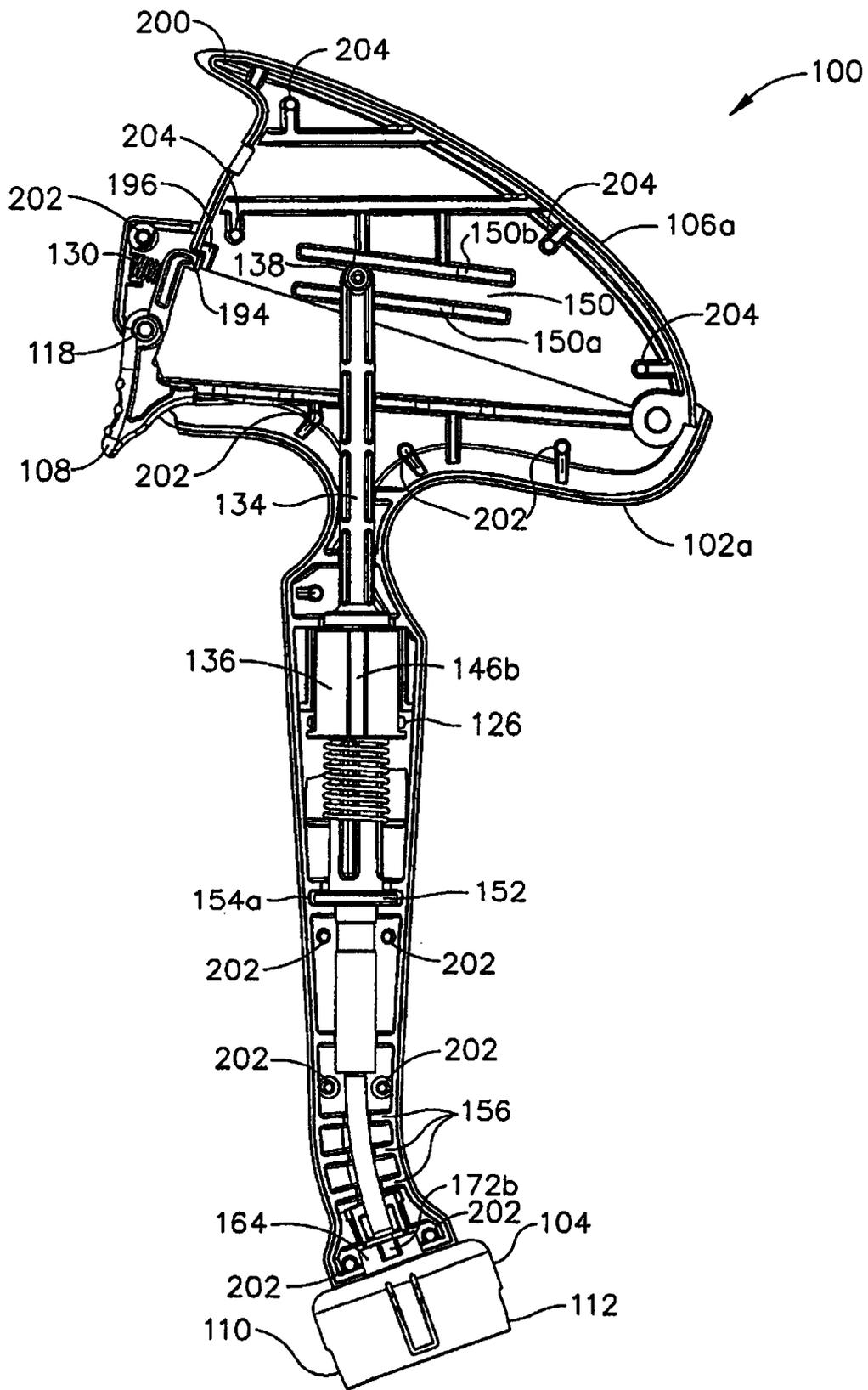


图 22

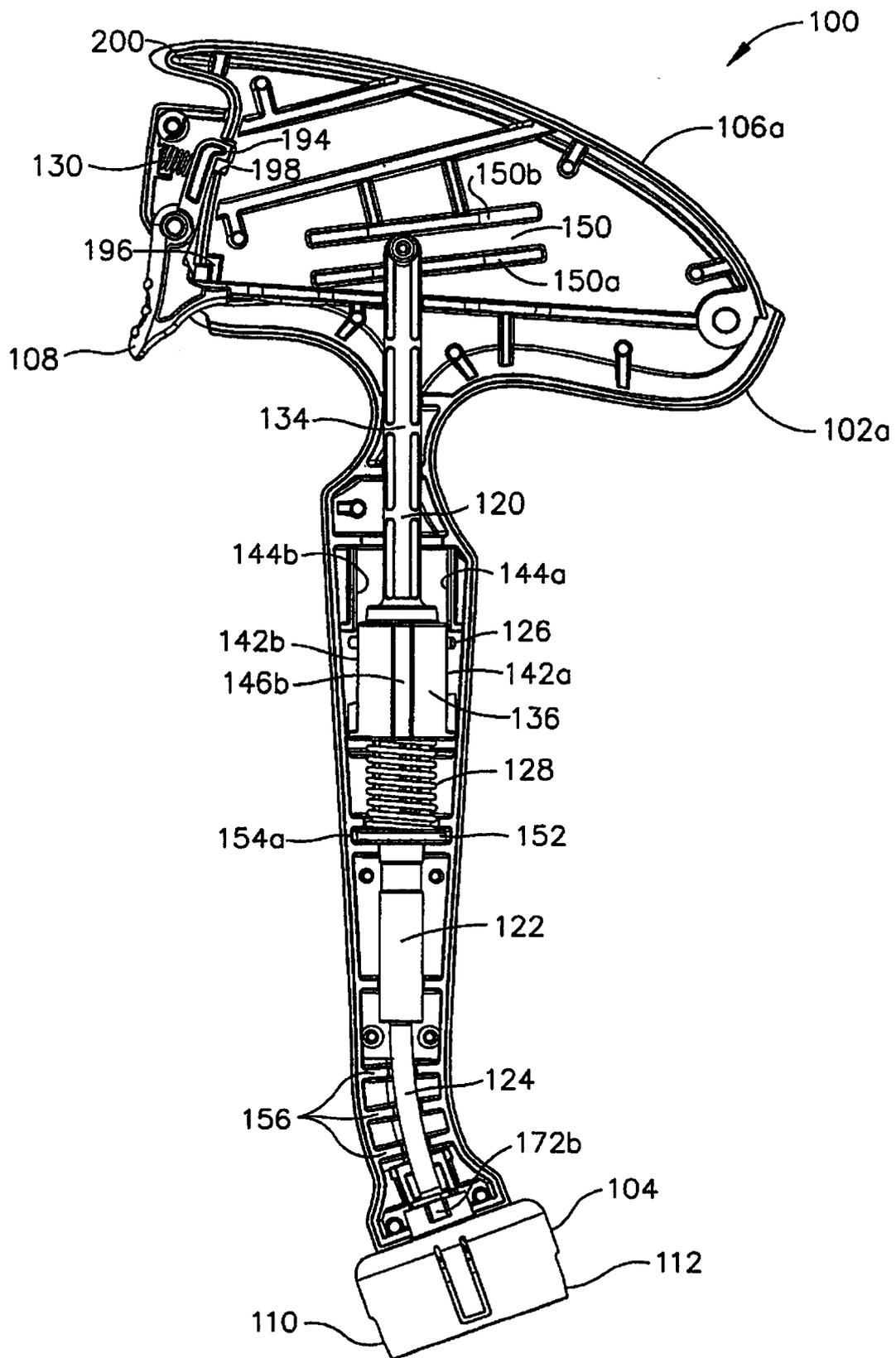


图 23

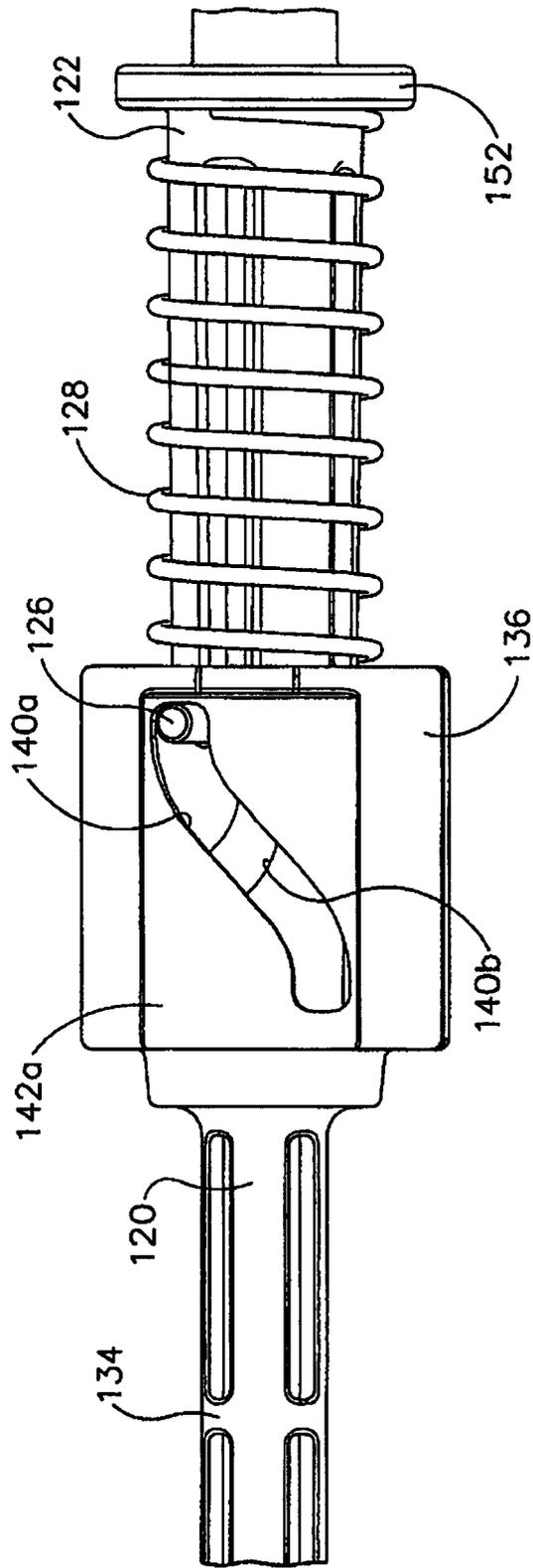


图 24

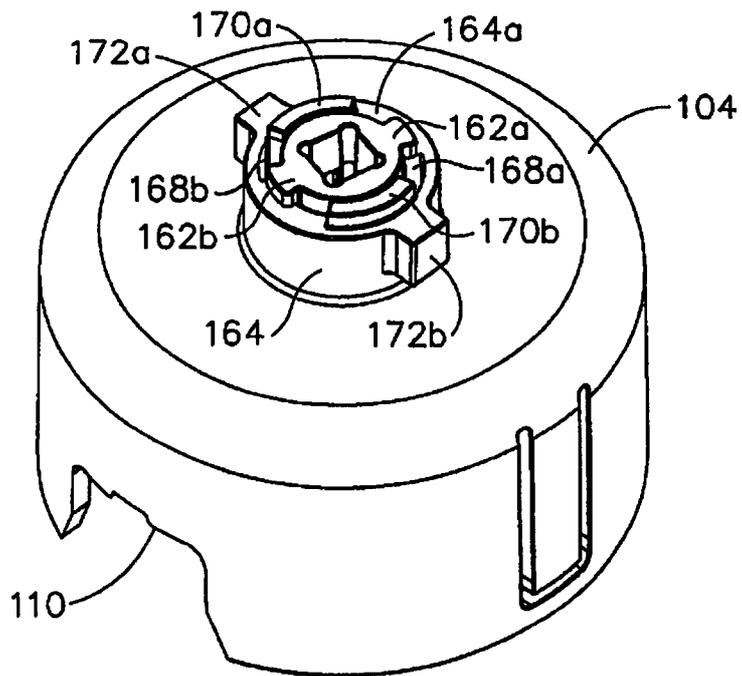


图 25

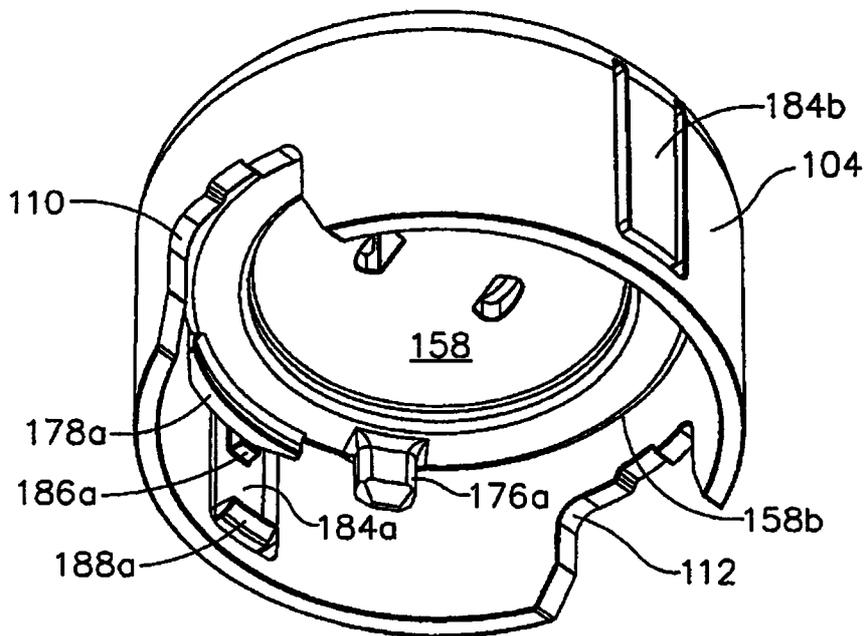


图 26

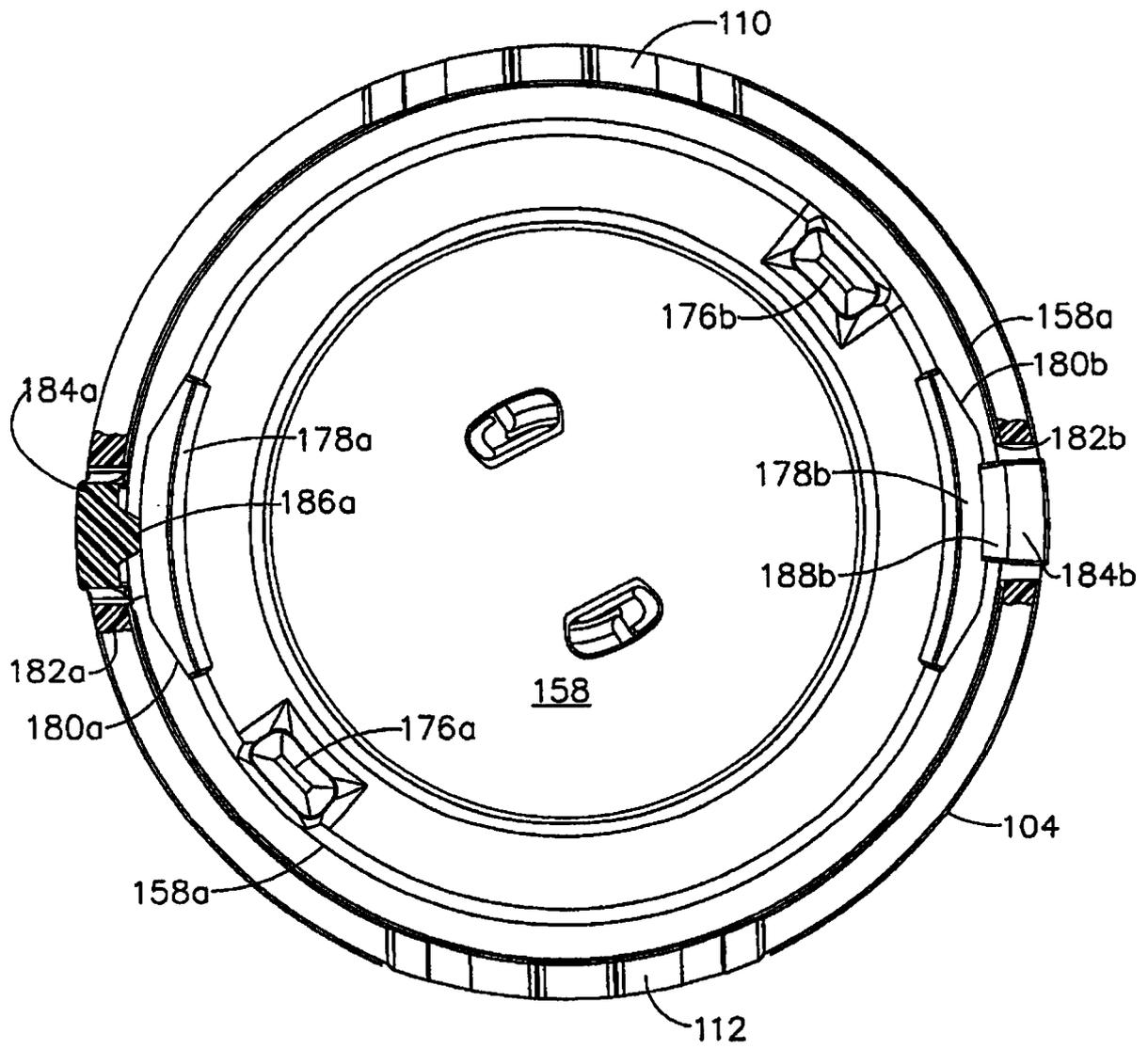


图 27

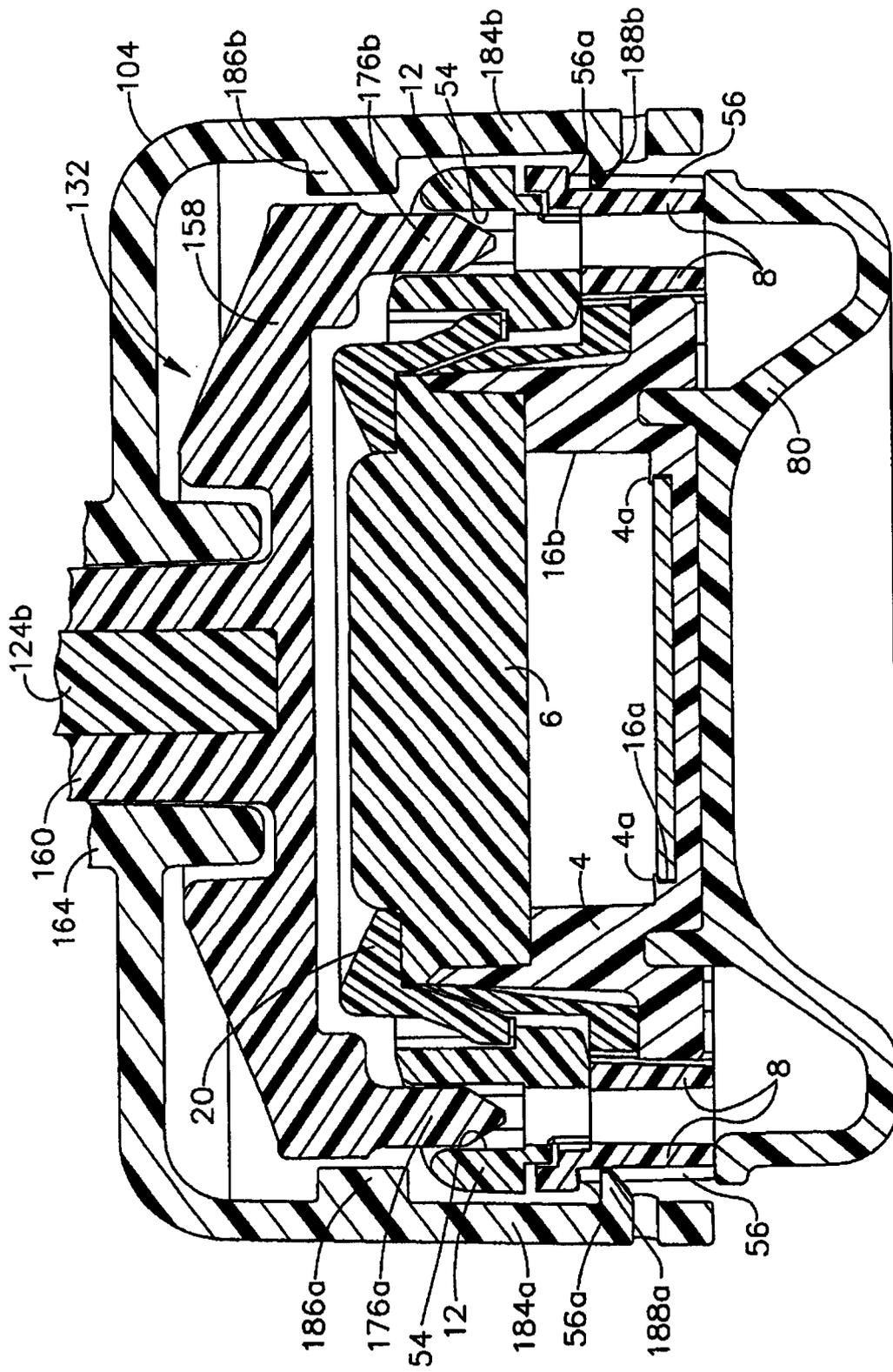


图 28

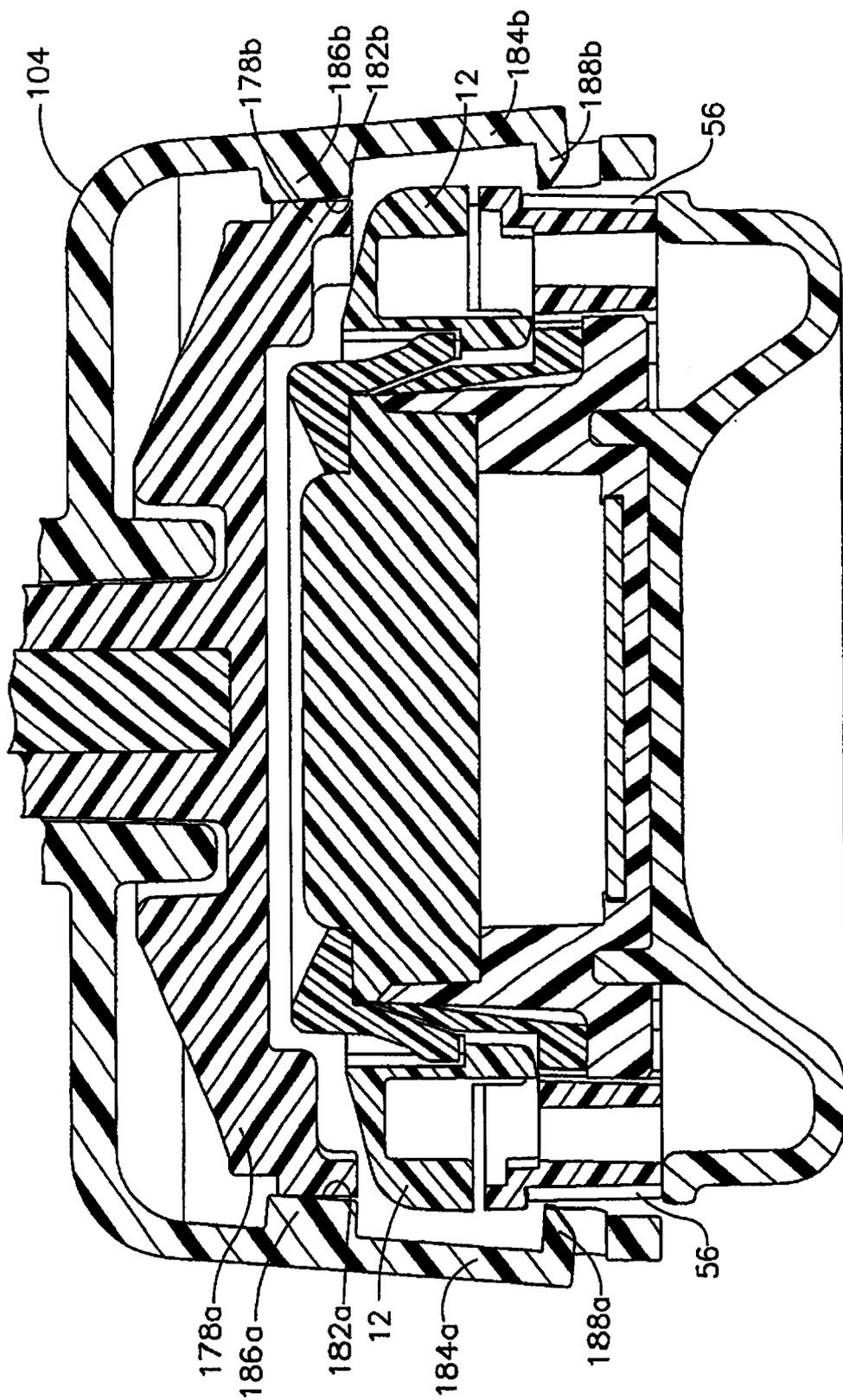


图 29