



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101816564 B

(45) 授权公告日 2012. 09. 05

(21) 申请号 201010150771. 0

CN 1380042 A, 2002. 11. 20, 说明书第 1 页第 1 段, 第 2 页倒数第 2 段至第 3 页第 1 段、图 1-2.

(22) 申请日 2006. 04. 07

WO 2005/009238 A1, 2005. 02. 03, 全文.

(30) 优先权数据

WO 2004/039429 A2, 2004. 05. 13, 全文.

60/669, 276 2005. 04. 07 US

审查员 陈飞

(62) 分案原申请数据

200680018866. 9 2006. 04. 07

(73) 专利权人 贝克顿·迪金森公司

地址 美国新泽西州

(72) 发明人 J·G·卡博尼克泽克

W·鲁提诺斯基

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 董敏

(51) Int. Cl.

A61B 5/151 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 4388925 , 1983. 06. 21, 全文.

US 5356420 A, 1994. 10. 18, 全文.

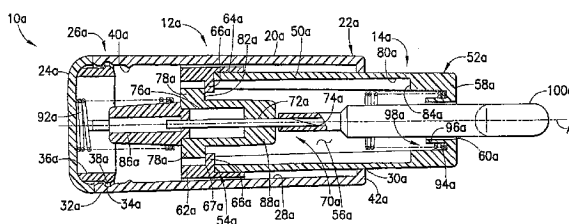
权利要求书 2 页 说明书 35 页 附图 54 页

(54) 发明名称

刺血针装置

(57) 摘要

刺血针装置包括外壳和具有刺入部件的刺血针。刺血针设置在外壳内并适合在初始预启动位置与刺入位置之间轴向移动, 在初始预启动位置刺入部件保留在外壳内, 在刺入位置刺入部件穿过外壳的前开口延伸。这种刺血针装置包括设置在外壳内用于将刺血针向刺入位置偏置的驱动弹簧, 以及使刺血针返回到外壳内的一个位置的收缩或返回弹簧, 在该位置刺入部件设置在外壳内。收缩弹簧随后保持与刺血针的啮合, 以有助于避免刺入部件再次从外壳的前开口向外伸出。



1. 一种刺血针装置,包括:

外壳;

至少部分设置在所述外壳内并与其移动相联的护套;

设置在所述外壳内并能够沿轴向穿过所述护套移动的刺血针,所述刺血针包括刺入部件,所述刺血针适合在初始位置与刺入位置之间轴向移动,在所述初始位置,所述刺入部件设置在所述外壳内,在所述刺入位置,所述刺入部件穿过所述护套的前开口延伸,以实施刺入过程;

设置在所述外壳的后端与所述刺血针之间的驱动弹簧,所述驱动弹簧用于将所述刺血针偏置到所述刺入位置;以及

与所述护套相联并与所述初始位置的所述刺血针干涉啮合的启动器,所述启动器包括环形套筒,所述环形套筒具有至少一个可断裂隔架或翼,用于提供与所述刺血针的干涉啮合,所述环形套筒接收所述护套的后端并且设置在所述外壳和所述护套之间;

其中所述护套向所述外壳内的轴向移动导致所述启动器将所述刺血针移向并接触所述外壳的后端,从而至少部分压缩所述驱动弹簧,为了将所述护套收缩到所述外壳内而施加的力释放所述启动器与所述刺血针之间的干涉啮合,借此释放所述至少部分压缩的驱动弹簧,并允许所述驱动弹簧将所述刺血针穿过所述护套偏置到所述刺入位置。

2. 如权利要求 1 所述的刺血针装置,其特征在于,所述护套的远端包括内部套筒,该内部套筒具有远端止动部,该远端止动部用于阻止所述刺血针通过所述前开口从所述护套中完全轴向移动出来。

3. 如权利要求 2 所述的刺血针装置,其特征在于,所述内部套筒包括返回弹簧,该返回弹簧用于在所述刺血针的启动之后在所述刺血针上施加返回偏置力。

4. 一种刺血针装置,包括:

外壳;

至少部分设置在所述外壳内并与其移动相联的护套;

设置在所述外壳内并能够沿轴向穿过所述护套移动的刺血针,所述刺血针包括刺入部件,所述刺血针适合在初始位置与刺入位置之间轴向移动,在所述初始位置,所述刺入部件设置在所述外壳内,在所述刺入位置,所述刺入部件穿过所述护套的前开口延伸,以实施刺入过程;

设置在所述外壳的后端与所述刺血针之间的驱动弹簧,所述驱动弹簧用于将所述刺血针偏置到所述刺入位置;以及

与所述刺血针干涉啮合的启动器,用于在所述刺血针的初始位置将所述驱动弹簧保持在至少部分压缩的状态,所述启动器包括套筒部分以及与所述刺血针干涉啮合的至少一个枢转条,所述套筒部分设置在所述外壳的主体的内表面上限定的环形壁凹槽中;

其中所述护套向所述外壳内的轴向移动导致所述护套将所述枢转条移动远离所述刺血针以释放它们之间的干涉啮合,并从而释放所述至少部分压缩的驱动弹簧,以将所述刺血针穿过所述护套偏置到所述刺入位置。

5. 如权利要求 4 所述的刺血针装置,其特征在于,所述枢转条与所述套筒部分一体形成并通过活动铰链与所述套筒部分相连。

6. 如权利要求 4 所述的刺血针装置,其特征在于,所述枢转条相对于所述外壳向内且

沿近端方向倾斜。

7. 如权利要求 4 所述的刺血针装置,其特征在于,所述护套包括后轮缘,用于当所述护套轴向移动进入所述壳体时对所述枢转条施加力,使得所述枢转条从所述刺血针向外径向移动。

8. 如权利要求 7 所述的刺血针装置,其特征在于,所述后轮缘是锥形的。

9. 如权利要求 1 所述的刺血针装置,其特征在于,所述启动器还包括至少一个可断裂隔架。

刺血针装置

[0001] 本申请是国际申请日为 2006 年 4 月 7 日、国际申请号为 PCT/US2006/013470、中国国家申请号为 200680018866.9 的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明通常涉及统称为刺血针的医疗刺入装置,其用来从病人体内采集血样,更具体地说,本发明涉及这样一种容易使用的刺血针装置:该装置被设计成在正常使用下接触装置的过程中就实现启动。

背景技术

[0003] 刺血针装置在医疗领域用于刺破病人的皮肤,以便从病人体内获取毛细管血样。某些疾病例如糖尿病需要对病人的血液定期进行化验,以便监测诸如病人的血糖水平。此外,试剂盒例如胆固醇试剂盒经常需要对血样进行分析。血液收集过程通常牵涉到刺手指或其它合适的身体部分,以便获得血样。一般,这样的化验所需的血量相当小,一个小的刺伤或切口通常就能够为这些化验提供足够量的血液。

[0004] 对于医院、诊所、医生办公室和类似场所以及个体消费者来说,可从商业上购得多种刺血针装置。这些装置一般包括尖头部件(例如针头)或锐缘部件(例如刀片),这些部件用来在病人的皮肤上形成快速刺伤或切口,以提供少量的出血流。对于许多人来说,用手持针头或刀片刺自己的手指,这在生理上和心理上经常都是困难的。结果,将刺血针装置包括在触发机构启动后容易刺入或切割病人皮肤的装置内。在一些装置中,针头或刀片保持在备用位置,直到被使用者(可以是负责从病人体内抽血的医护人员或者病人本人)触发为止。针头或刀片在触发之后,就刺破或切割病人的诸如手指上的皮肤。经常将弹簧并入装置内,以提供刺破或切割病人皮肤所必需的“自动”力。

[0005] 在医疗领域最重要的是,这样的医疗刺入装置或刺血针在使用前是处于无菌状态的。今天,通常没有意外的话,医疗刺入装置或刺血针在提供给医护人员或需要这些装置的公众之前,就是在无菌条件下制造和包装的。无菌包装保持了装置的无菌状态,从而确保周围环境在装置使用之前不会对其造成污染。此外,还有一个日益增加的重要性是,使用者或其它人在装置使用后接触不到针头或刀片。随着对血液携带的疾病的关注,要求医护人员对接触病人血液的医疗器械要格外小心。由此,刺血针设计的一个重要方面包括:避免装置的针头或刀片在从病人身上抽取血样之后刺伤使用者或其它人。针头或刀片一旦使用就应该屏蔽起来,以免针头或刀片刺伤操持装置的使用者或其它人。而且,刺血针装置应该是一次性的,以消除由于针头或刀片用于多个人而造成的疾病传播机会。鉴于此,刺血针装置应该理想地设计成一次性的并具有避免重新使用的安全防护部件。

[0006] 近年来为了增大操作和操持有过的刺血针装置的安全性,已经作出许多改进。例如,目前购得的刺血针装置是单射(single shot)装置,其特征在于,刺入或切割部件从装置中自动射出和缩回到装置内。这些医疗刺入装置的实例公开在 US 6,432,120; 6,248,120; 5,755,733 和 5,540,709 中。

[0007] Teo 的 US 6, 432, 120 公开了一种包括刺血针保持器的刺血针装置, 所述刺血针保持器包括弹簧加载的刺血针结构。弹簧加载的刺血针结构包括在结构触发之后使刺血针针头射出和缩回的单个弹簧。Wyszogrodzki 的 US 6, 248, 120 公开的一种刺血针装置包括外壳、防护部分、带有刺尖的活塞以及在外壳中的内翼部件破裂之后分别使活塞射出和缩回的驱动弹簧和返回弹簧。Morita 的 US 5, 755, 733 公开了这样一种刺血针装置: 其包括组合的保持器和刺血针结构。刺血针结构包括具有刺尖和可压缩弹簧的刺血针部件, 所述可压缩弹簧在一对启动臂启动之后使刺血针部件刺破病人皮肤。

[0008] Rame1 的 US 5, 540, 709 公开了一种包括外壳的刺血针装置, 所述外壳封闭可滑动的触发器, 触发器用来触发压缩弹簧, 而压缩弹簧激励穿刺的刺血针部件刺入病人皮肤。外壳包括一对内指部, 这对内指部啮合刺血针部件的主体, 然后通过使用者施加于可滑动触发器的轴向力而从与刺血针部件的啮合中释放出来。本领域公知的其它医疗刺入装置或刺血针公开在 US 4, 869, 249 和 4, 817, 603 中。这些参考文献中公开的装置包括用来保护针头或保持针头无菌状态的盖帽。

[0009] 鉴于以上方面, 在医疗领域中对这样一种医疗刺入装置普遍存在需求: 这种装置对于使用者来说容易操纵和使用, 同时在使用前确保其无菌状态, 在使用后能够安全可靠地弃掉。此外, 医疗领域中也需要在收集血液样品时使用简单、便宜、可靠的一次性医用刺入装置。

发明内容

[0010] 本发明通常涉及一种刺血针装置。按照第一实施例的刺血针装置包括外壳、至少部分设置在外壳内并与之可滑动地相联的护套、以及设置在外壳内并能够穿过护套轴向移动的刺血针。所述刺血针包括刺入部件, 并适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动, 在初始位置, 刺入部件设置在外壳内, 在刺入位置, 刺入部件穿过护套的前开口延伸以执行刺入过程。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间, 用于将刺血针偏置到刺入位置。这种刺血针装置进一步包括与护套相联并与初始位置的刺血针干涉啮合的启动器。在操作中, 护套向外壳内的轴向运动导致启动器使刺血针向外壳的后端移动并与之接触, 从而使驱动弹簧至少部分压缩。在与外壳的后端接触之后, 为了将护套缩回到外壳内而施加的进一步的力导致启动器与刺血针之间的干涉啮合失效 (failure), 借此释放至少部分压缩的驱动弹簧, 并允许驱动弹簧将刺血针偏置穿过护套到达刺入位置。启动器包括与护套的近端相联的可剪切部件, 所述可剪切部件可包括与刺血针干涉啮合的至少一个可断裂隔架或突片。

[0011] 按照第二实施例的刺血针装置包括外壳、至少部分设置在外壳内并与之可滑动相联的护套、以及设置在外壳内并能够穿过护套轴向移动的刺血针, 所述护套包括至少一个内部突片。所述刺血针包括刺入部件, 并适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动, 在初始位置, 刺入部件设置在外壳内, 在刺入位置, 刺入部件穿过护套的前开口延伸以执行刺入过程。刺血针与初始位置的护套中的内部突片干涉啮合。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间, 用于将刺血针偏置到刺入位置。在操作中, 护套向外壳内的轴向运动导致刺血针由于和护套内部突片的干涉啮合而向外壳的后端移动并与之接触, 从而使驱动弹簧至少部分压缩。在与外壳的后端接触之后, 为了将护套缩回到外壳内而施加的进一步的力或运动导致内部突片失效, 借此去除干涉啮合及释放至少部分压缩的驱动弹簧, 从而将刺血针偏

置穿过护套到达刺入位置。刺血针可包括与刺血针初始位置的内部突片干涉啮合的切割部件,并且内部突片的失效可以由切穿内部突片的切割部件导致。

[0012] 按照第三实施例的刺血针装置包括外壳、至少部分设置在外壳内并与其可滑动地相联的护套、以及设置在外壳内并能够穿过护套轴向移动并包括刺入部件的刺血针。所述刺血针通常适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始位置,刺入部件设置在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过护套的前开口延伸以执行刺入过程。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针偏置到刺入位置。这种刺血针装置进一步包括与初始位置的刺血针干涉啮合的启动器,并在刺血针的初始位置将驱动弹簧保持在至少部分压缩的状态。驱动器包括与外壳相联的套筒和与刺血针干涉啮合的至少一个弹性部件。在操作中,护套向外壳内的轴向运动导致护套使弹性部件从刺血针向外径向移动,以便释放与之的干涉啮合,借此释放至少部分压缩的驱动弹簧,从而使刺血针偏置穿过护套到达刺入位置。套筒部分和弹性部件可一体形成并诸如通过活动铰链相连。

[0013] 按照第四实施例的刺血针装置包括外壳和设置在外壳内并能够轴向移动穿过外壳并包括刺入部件的刺血针。所述刺血针适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始位置,刺入部件设置在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过外壳的前开口延伸以执行刺入过程。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针偏置到刺入位置。驱动弹簧在外壳的后端与刺血针之间由刺血针与外壳之间的干涉啮合保持至少部分压缩的状态。这种刺血针装置进一步包括启动器,所述启动器与外壳枢转相联并与初始位置的刺血针接触啮合以便使驱动弹簧释放。在操作中,启动器的运动、一般是凹陷导致其枢转移动到外壳内,从而使至少一部分刺血针在外壳内向下移动,直到刺血针从与外壳的干涉啮合中释放出来为止,借此释放至少部分压缩的驱动弹簧,从而使刺血针偏置穿过外壳到达刺入位置。刺血针可包括至少一个向外延伸的导向突片,并且外壳可限定出包括纵向主通道和通常为横向的侧通道的内部导向通道,因此干涉啮合包括导向突片与通常在主通道与侧通道的交叉部限定出的角或顶点的啮合。

[0014] 按照第五实施例的刺血针装置包括在其后端具有内凸轮表面的外壳、至少部分设置在外壳内并与其可滑动地相联的护套、以及设置在外壳内并能够穿过护套轴向移动并包括刺入部件的刺血针。所述刺血针适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始位置,刺入部件设置在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过护套的前开口延伸以执行刺入过程。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针偏置到刺入位置。这种刺血针装置进一步包括与设置在外壳中的护套近端相联并与初始位置的刺血针干涉啮合的启动器。在操作中,护套向外壳内的轴向运动导致启动器使刺血针向外壳的后端移动以使驱动弹簧至少部分压缩,同时与内凸轮表面相互作用。在护套轴向运动的过程中与内凸轮表面的连续相互作用,进一步使启动器移动到外壳的一个位置,在该位置启动器与刺血针之间的干涉啮合得以释放,借此释放至少部分压缩的驱动弹簧,并允许驱动弹簧将刺血针偏置穿过护套到达刺入位置。启动器可包括板件,所述板件与护套的近端可滑动地相联,并限定出允许刺血针穿过以释放干涉啮合的小孔。

[0015] 按照第六实施例的刺血针装置包括外壳和设置在外壳内并能够穿过外壳轴向移动的刺血针。这种刺血针装置包括刺入部件,并适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始位置,刺入部件设置在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过外壳的前开口延伸以

执行刺入过程。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针偏置到刺入位置。这种刺血针装置进一步包括与外壳相联并与初始位置的刺血针干涉啮合的启动器。启动器与刺血针之间的干涉啮合使驱动弹簧在外壳的后端与初始位置的刺血针之间保持至少部分压缩的状态。在操作中,启动器向外壳内的运动、一般是凹陷,将启动器移动到外壳内的一个位置,在该位置,启动器与刺血针之间的干涉啮合得以释放,借此释放至少部分压缩的驱动弹簧,并允许驱动弹簧将刺血针偏置穿过护套到达刺入位置。启动器可包括与外壳绕枢轴相连的杆件和依靠在外壳内的板件。所述板件限定出允许刺血针穿过以释放干涉啮合的小孔。刺血针装置,按照第七实施例,所包括的启动器具有与外壳相连的可压按钮和依靠在外壳内的板件,所述板件限定出允许刺血针穿过以释放干涉啮合的小孔。

[0016] 按照第八实施例的刺血针装置包括外壳、设置在外壳内并能够穿过外壳轴向移动并包括刺入部件的刺血针。所述刺血针适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始位置,刺入部件设置在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过外壳的前开口延伸以执行刺入过程。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针偏置到刺入位置。驱动弹簧在外壳后端与刺血针之间通过刺血针与外壳之间的干涉啮合保持至少部分压缩的状态。这种刺血针装置进一步包括启动器,所述启动器与外壳相连或任选地枢转集成到外壳上,并适合切断刺血针与外壳之间的干涉啮合,以使驱动弹簧释放。在操作中,启动器的运动、一般是凹陷,导致其枢转移到外壳内,直到启动器切断刺血针与外壳之间的干涉啮合为止,借此释放至少部分压缩的驱动弹簧,从而使刺血针偏置穿过外壳到达刺入位置。启动器可包括与外壳枢转相连的杆件,所述杆件包括用于切断刺血针与外壳之间的干涉啮合的悬垂刀刃。

[0017] 按照进一步实施例的刺血针装置包括外壳和设置在外壳内并包括刺入部件的刺血针。所述刺血针适合在初始的预启动位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始的预启动位置,刺入部件保留在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过外壳的前开口延伸。驱动弹簧设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针向刺入位置偏置。这种刺血针装置进一步包括将刺血针保留在预启动位置的保持毂。保持毂适合对抗驱动弹簧的偏置来保留刺血针,并包括枢转凸轮件。凸轮件与刺血针预启动位置的刺血针干涉啮合。在操作中,外壳向保持毂的轴向运动导致凸轮件枢转,借此将刺血针移向外壳的后端从而使驱动弹簧至少部分压缩,以及使凸轮件从与刺血针的干涉啮合中释放出来,从而允许驱动弹簧将刺血针穿过外壳向刺入位置驱动。凸轮件可限定出凹槽或缺口,当凸轮件枢转以使凹槽与刺血针上的干涉对准时,所述凹槽或缺口将凸轮件从与刺血针的干涉啮合中释放出来。

[0018] 所述刺血针装置在外壳内进一步包括内部触点,外壳向保持毂的轴向运动导致外壳内的内部触点使凸轮件枢转。凸轮件可包括与外壳的内部触点啮合的接触表面。外壳的内部触点可包括与凸轮件的接触表面联动啮合的一体形成的凸轮表面。保持毂可包括通常由一对对置支撑件限定出的环形轮缘,所述这对对置的支撑件通过一对枢转凸轮件相连。凸轮件可包括连接支撑件的枢转轴。

[0019] 按照最后实施例的刺血针装置包括具有内部启动件的外壳、至少部分设置在外壳内并与之可滑动地相联的护套、设置在外壳内并能够轴向移动穿过护套的刺血针、以及旋转部件。所述刺血针包括刺入部件,并适合在初始位置与刺入位置之间作轴向移动,在初始位置,刺入部件设置在外壳内,在刺入位置,刺入部件穿过护套的前开口延伸以执行刺入过

程。驱动弹簧典型设置在外壳的后端与刺血针之间,用于将刺血针偏置到刺入位置。刺血针一般与初始位置的旋转部件干涉啮合。在操作中,护套向外壳内的轴向运动导致启动件使旋转部件相对于刺血针旋转到释放位置,从而释放刺血针与旋转部件之间的干涉啮合,借此允许驱动弹簧使刺血针偏置穿过护套到达刺入位置。

[0020] 旋转部件可与护套相联,以便护套向外壳内的轴向运动由于刺血针与旋转部件之间的干涉啮合而导致驱动弹簧在外壳后端与刺血针之间至少部分压缩。旋转部件可以与设置在外壳中的护套后端相联。

[0021] 启动件可包括具有凸轮表面的凸轮件,旋转部件可包括限定出用于接收凸轮件的凸轮导向凹槽的导板,从而护套向外壳内的轴向运动导致凸轮表面啮合凸轮导向凹槽并赋予导板旋转运动。刺血针可包括与导板干涉啮合的启动突片,导板可限定出间隙狭槽,从而当导板旋转到启动片与间隙狭槽对准的释放位置时,干涉啮合就可释放。

[0022] 启动件可包括具有凸轮表面的凸轮件,旋转部件可包括凸轮从动件,从而护套向外壳内的轴向运动导致凸轮表面啮合凸轮从动件并赋予其旋转运动,至少直到凸轮从动件到达释放位置为止。

[0023] 通过结合附图阅读下面的详细描述,本发明的进一步细节和优点将变得显而易见。

附图说明

[0024] 图 1 是刺血针装置的第一实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血针装置;

[0025] 图 2 是沿图 1 中剖视图的垂直纵轴所作的图 1 的刺血针装置的纵向剖视图;

[0026] 图 3 是图 1 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置;

[0027] 图 4 是图 1 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出刚刚启动的刺血针装置;

[0028] 图 5 是图 1 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后装置的刺血针部分暴露出来以执行刺入过程的刺血针装置;

[0029] 图 6 是图 1 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后处于最终状态的刺血针装置;

[0030] 图 7 是刺血针装置的第二实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血针装置;

[0031] 图 8 是沿图 7 中剖视图的垂直纵轴所作的图 7 的刺血针装置的纵向剖视图;

[0032] 图 9 是图 7 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置;

[0033] 图 10 是图 7 的刺血针装置的纵向剖视图,其中除去了装置的刺血针,以便观察装置内部;

[0034] 图 11 是图 7 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后装置的刺血针部分暴露出来以执行刺入过程的刺血针装置;

[0035] 图 12 是图 7 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后处于最终状态的刺血针装置;

[0036] 图 13 是刺血针装置的第三实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血针装置;

- [0037] 图 14 图 13 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置;
- [0038] 图 15 是图 13 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后序阶段的刺血针装置;
- [0039] 图 16 是图 13 的刺血针装置的剖视图,表示出刚刚启动的刺血针装置;
- [0040] 图 17 是图 13 的刺血针装置的剖视图,表示出启动后装置的刺血针部分暴露出来以执行刺入过程的刺血针装置;
- [0041] 图 18 是图 13 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后处于最终状态的刺血针装置;
- [0042] 图 19 是刺血针装置的第四实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血针装置;
- [0043] 图 20 是沿图 19 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置;
- [0044] 图 21 是图 19 的刺血针装置的剖视图,表示出刚刚启动的刺血针装置;
- [0045] 图 22 是图 19 的刺血针装置的纵向剖视图,其中除去了装置的刺血针,以便观察装置内部;
- [0046] 图 23 是图 19 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后装置的刺血针部分暴露出来以执行刺入过程的刺血针装置;
- [0047] 图 24 是刺血针装置的第五实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血针装置;
- [0048] 图 25 是沿图 24 中剖视图的垂直纵轴所作的图 24 的刺血针装置的纵向剖视图;
- [0049] 图 26 是图 24 的刺血针装置的横向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置,其中刺血针在装置内处于干涉啮合状态;
- [0050] 图 27 是图 14 的刺血针装置的横向剖视图,表示出启动那一刻的刺血针装置,其中刺血针从装置内的干涉啮合中释放出来;
- [0051] 图 28 是图 24 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针;
- [0052] 图 29 是图 24 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动那一刻的刺血针装置;
- [0053] 图 30 是图 24 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后装置的刺血针部分暴露出来以执行刺入过程的刺血针装置;
- [0054] 图 31 是刺血针装置的第六实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血针装置;
- [0055] 图 32 是图 31 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置;
- [0056] 图 33 是图 31 的刺血针装置的横向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置,其中刺血针在装置内处于干涉啮合状态;
- [0057] 图 34 是图 31 的刺血针装置的横向剖视图,表示出启动那一刻的刺血针装置,其中刺血针从装置内的干涉啮合中释放出来;
- [0058] 图 35 是图 31 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动初始阶段的刺血针装置;
- [0059] 图 36 是图 31 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动那一刻的刺血针装置;
- [0060] 图 37 是图 31 的刺血针装置的纵向剖视图,表示出启动后的刺血针装置,其中刺血针在装置内移向刺入位置;
- [0061] 图 38 是刺血针装置的第七实施例的纵向剖视图,表示出初始预启动状态的刺血

针装置；

[0062] 图 39 是图 38 的刺血针装置的横向剖视图，表示出启动初始阶段的刺血针装置，其中刺血针在装置内处于干涉啮合状态；

[0063] 图 40 是图 38 的刺血针装置的横向剖视图，表示出启动那一刻的刺血针装置，其中刺血针从装置内的干涉啮合中释放出来；

[0064] 图 41 是图 38 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出启动后的刺血针装置，其中刺血针在装置内移向刺入位置；

[0065] 图 42 是图 38 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出启动后的刺血针装置，其中装置刺血针在刺入位置以执行刺入过程；

[0066] 图 43 是 38 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出启动后处于最终状态的刺血针装置；

[0067] 图 44 是刺血针装置的第八实施例的透视图；

[0068] 图 45 是图 44 的刺血针装置的透视图，其中无菌盖帽与除去的内部刺血针相联；

[0069] 图 46 是图 44 的刺血针装置的分解透视图；

[0070] 图 47 是图 44 的一部分刺血针装置的透视图，表示出装置的启动器、驱动弹簧和刺血针；

[0071] 图 48 是图 44 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出初始预启动状态的刺血针装置；

[0072] 图 49 是沿图 48 中剖视图的垂直纵轴所作的图 44 的刺血针装置的纵向剖视图；

[0073] 图 50 是图 44 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出启动那一刻的刺血针装置；

[0074] 图 51 是图 44 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出启动后的刺血针装置，其中装置刺血针部分暴露出来以执行刺入过程；

[0075] 图 52 是 44 的刺血针装置的纵向剖视图，表示出启动后处于最终状态的刺血针装置；

[0076] 图 53 是刺血针装置的进一步实施例的透视图；

[0077] 图 54A-54C 分别是用于图 53 所示刺血针装置的保持毂的底视图、侧视图和端视图；

[0078] 图 55 是图 54A-54C 所示保持毂的透视图；

[0079] 图 56 是刺血针装置的最后实施例的透视图；

[0080] 图 57 是图 56 的刺血针装置的纵向剖视图；

[0081] 图 58 是沿图 57 中的 58-58 线所作的图 56 的刺血针装置的横向剖视图；

[0082] 图 59 是图 56 的刺血针装置的分解、部分剖视图，表示出刺血针装置的后盖帽、导板和护套；

[0083] 图 60 是用于图 56 的刺血针装置的刺血针的透视图；

[0084] 图 61 是图 60 的刺血针后部的透视图，表示出与图 59 所示护套和导板相联的刺血针；

[0085] 图 62 是图 61 所示组装结构的侧视图，额外包括图 59 所示的后盖帽；

[0086] 图 64 是图 56 的刺血针装置的护套前端的透视图；

[0087] 图 65A 和 65B 分别是图 56 的刺血针装置的纵向剖视图和横向剖视图，表示出初始

预启动状态的刺血针装置；

[0088] 图 66A 和 66B 分别是图 56 的刺血针装置的纵向剖视图和横向剖视图，表示出启动初始阶段的刺血针装置；以及

[0089] 图 67A 和 67B 分别是图 56 的刺血针装置的纵向剖视图和横向剖视图，表示出启动那一刻的刺血针装置。

具体实施方式

[0090] 为了后面便于描述，空间取向一词，如果使用的话，是指本发明的实施例在附图中的取向。然而，应该理解，本发明可假设许多变型和实施例，除非专门表达了相反的意思以后。还应该理解，附图所示和本文所述的具体装置及实施例都是本发明的简单示范性实施例，并且相同的部件用相同的附图标记和附图字母标记来表示。

[0091] 参照图 1-6，按照第一实施例的刺血针装置 10a 在这些图中一般示出。刺血针装置 10a 通常包括外壳 12a、与外壳 12a 可移动地相联的护套 14a、以及可移动地设置在外壳 12a 中的刺血针 70a。正如本文更详细描述，护套 14a 可移动地与外壳 12a 相联，并且至少部分设置在外壳 12a 内。护套 14a 一般从外壳 12a 向外部分地延伸，而刺血针 70a 包含在外壳 12a 内，并且可以轴向移动穿过护套 14a。

[0092] 外壳 12a 通常是细长体的形式，后面称作主体 20a。主体 20a 具有通常为圆柱形的中空构造。主体 20a 具有远端或前端部分 22a 和形成主体 20a 的近端或后端部分 26a 的后盖帽 24a。主体 20a 的内部通常是开放的，并包括内腔或内孔 28a。内腔 28a 由于后盖帽 24a 的存在而正在后端是封闭的，并包括由主体 20a 的前端部分 22a 限定出的前开口 30a，护套 14a 穿过此开口延伸。主体 20a 和后盖帽 24a 可以一体形成。或者是，主体 20a 和后盖帽 24a 可以是粘附到一起以形成外壳 12a 的两个分离部件，这样易于组装成刺血针装置 10。作为实例，主体 20a 和后盖帽 24a 可通过合适的医用级粘合剂粘附到一起，或者利用在二者之间提供机械啮合的内部啮合结构相连，例如摩擦配合连接或扣合连接。例如，主体 20a 可包括限定出环形槽 34a 的环形轮缘 32a，后盖帽 24a 可包括具有配合环形缘作为配合件的配合环形轮缘 36a。当主体 20a 和后盖帽 24a 相连时，环形缘 38a 就在主体 20a 的后开口端内延伸，而环形缘 38a 扣合在环形轮缘 32a 上并且在主体 20a 的环形槽 34a 内。应该理解，这样的部件设置仅仅是为了举例说明，也可以是相反布置。预计其它的内配合机械啮合布置可用来连接主体 20a 和后盖帽 24a。主体 20a 进一步包括内脊 40a，一般是环形槽 34a 前方的沿周界延伸的脊 40a，其目的和功能将在本文描述。另外，外壳 12a 的主体 20a 可包括作为一部分前端部分 22a 而形成且限定出前开口 30a 的前轮缘 42a。

[0093] 如前所述，护套 14a 从主体 20a 的前端部分 22a 的前开口 30a 至少部分向外延伸。护套 14a 是包括护套体 50a 的通常为圆柱形的中空结构，并限定出穿过护套体 50a 延伸的内腔或内孔 56a，护套体 50a 具有远端或前端 52a 和近端或后端 54a。护套体 50a 的前端 52a 限定出部分前端壁 58a，部分前端壁 58a 限定出前开口 60a，当刺血针装置 10 被使用者启动时，刺血针 70a 的刺入部件穿过此开口延伸，这正如本文将要更详细描述的。前端壁 58a 通常限定出围绕前开口 60a、用于接触病人身体上的预计刺入区域的小接触区。通过提供在护套 14a 中沿周界形成的多个周边凹痕（未示出），可使减小的接触区更小（即表面区域减小）。外壳 12a 和护套 14a 的外表面特征是按照 2004 年 11 月 30 日提交、题为“刺血针装

置”、发明人为 Bradley Wilkinson、序号为 11/123,849 的共同待审的专利申请中公开的人机特征和结构形成的。以上“刺血针装置”申请的公开文本在此作为参考并入本文。

[0094] 护套 14a 在外壳 12a 内可沿轴向滑动地移动。护套 14a 和外壳 12a 可共轴相联，此时护套 14a 和外壳 12a 围绕公共中心轴 A 共轴设置。护套 14a 和外壳 12a 每个可以是通常为圆柱形的形状。可剪切部件 62a 进一步与护套 14a 相联。具体地说，可剪切部件 62a 设置在护套体 50a 的后端 54a，并啮合护套体 50a 的后轮缘 63a。可剪切部件 62a 包括沿护套体 50a 的外表面在远端方向上轴向延伸的环形套筒部分 64a。环形套筒 64a 接收护套体 50a 的后端 54a，以便在护套体 50a 与外壳 12a 的主体 20a 之间定位。具体地说，环形套筒 64a 的内表面在护套体 50a 的后端 54a 处啮合护套体 50a 的一部分在近端延伸的外表面，同时可剪切部件 62a 的外表面与外壳 12a 的主体 20a 的内表面滑动配合。可剪切部件 62a 一般进一步包括啮合刺血针 70a 的两个对置的向内突出的可断裂隔架或翼 66a，这正如本文进一步描述的。虽然图示的可剪切部件 62a 具有两个对置的向内突出的可断裂隔架或翼 66a，但是应该理解，仅有一个隔架或翼 66a 是与刺血针 70a 干涉啮合所必须的（如此处所述）。可断裂隔架或翼 66a 可包括在施加足够的向下压力时允许隔架 66a 断裂（即失灵）的弱区或划线 67a（如此处所述）。可断裂隔架或翼 66a 通常是向内径向延伸的悬臂，可以用与护套 14a 类似或不类似的材料制成。

[0095] 当诸如通过将护套体 50a 轴向缩回（即插入）到主体 20a 内以启动刺血针装置 10a 而将轴向运动施加于护套体 50a 时，可剪切部件 62a 适合与外壳 12a 的主体 20a 中的护套体 50a 一起滑动（如此处所述）。为了此目的以及为了适当啮合护套体 50a 的后端 54a 上的后轮缘 63a，可剪切部件 62a 包括具体由啮合护套体 50a 的近端或后端 54a 的套筒部分 64a 和后轮缘 63a 限定出的对接凹槽 68a。据此，为了将护套体 50a 缩回（即插入）到外壳 12a 的主体 20a 内而施加于护套体 50a 的任何轴向运动，都将通过后轮缘 63a 在对接凹槽 68a 中的干涉啮合传输给可剪切部件 62a。结果，可剪切部件 62a 在为了启动刺血针装置 10a 而被施加轴向运动时，将伴随着护套体 50a 在外壳 12a 的主体 20a 内滑动。护套体 50a 的被捕获部分可安装在可剪切部件 62a 的套筒部分 64a 中，以便在这些部件之间具有紧密啮合，并确保施加于护套体 50a 的轴向运动将传输给可剪切部件 62a。例如，在套筒部分 64a 的内表面与护套体 50a 的后端 54a 处的护套体 50a 的被捕获部分（即外表面）之间可提供医用级粘合剂或机械锁定啮合，以确保这些部件安装到一起并作为一个单元在外壳 12a 的主体 20a 中移动。外壳 12a 的主体 20a 的前轮缘 42a 的形成是为了与可剪切部件 62a 的套筒部分 64a 的远端干涉啮合，以免可剪切部件 62a、随之是护套体 50a 通过前开口 30a 从外壳 12a 中完全轴向滑动出来。

[0096] 刺血针装置 10a 进一步包括设置在外壳 12a 内并伸入护套 14a 的刺血针 70a。刺血针 70a 包括以刺血针 72a 的形式示出的刺入部件。刺血针 72a 在其前端包括刺端 74a。刺血针 70a 适合在初始位置到刺入位置之间穿过护套体 50a 的内腔 56a 作轴向运动，在初始位置刺端 74a 设置在护套体 50a 内，在刺入位置刺端 74a 在护套体 50a 的前开口 60a 之外延伸一段足以在病人身体上产生刺伤的距离。关于刺血针装置 10a 和刺血针 70a 的操作的进一步细节将在后面提供。

[0097] 刺血针 72a 的刺端 74a 适合刺入病人的皮肤，并且可以是尖端、针尖、刀刃以及类似形式。刺端 74a 可包括优选的对准取向，例如尖端或刀片沿特定取向对准。在这样的取

向上, 护套体 50a 和 / 或外壳 12a 的主体 20a 可包括对应于刺端 74a 的对准取向的靶标记。护套体 50a 中的凹痕 (未示出) 和 / 或主体 20a 中的凹痕 (未示出) 可用作这样的对准取向, 如以上作为参考并入的序号为 11/123, 849 的共同待审的专利申请中所述。

[0098] 刺血针 70a 在其后端进一步包括支撑刺血针 72a 的载体 76a。载体 76a 和护套体 50a 可包括用于引导刺血针 70a 在护套体 50a 中的运动的相应导向表面。例如, 载体 76a 在其外部表面上可包括导向突片 78a, 而护套体 50a 限定出沿其内表面纵向延伸、用于容纳在其内滑动的导向突片 78a 的相应导向通道 80a。载体 76a 在对置的横侧可包括一对导向突片 78a (如图所示), 或单个导向突片 78a, 护套体 50a 可包括沿其对置的内表面延伸、对应于每个导向突片 78a 的相应一对导向通道 80a, 或者是单个的相应导向通道 80a。可设想导向突片或通道 78a, 80a 的布置可相反, 也可采用多个导向突片 - 导向通道 78a, 80a (即三个或更多个)。导向突片 78a 和导向通道 80a 确保刺血针 70a 在护套体 50a 内适当对准, 并引导刺血针 70a 在护套体 50a 内的滑动轴向运动, 而且可用来避免或阻抗载体 76a 在护套体 50a 中的旋转运动。导向突片 78a 上的远端面 82a 在刺血针装置 10a 的初始或预启动状态啮合可剪切部件 62a 上的隔架或翼 66a, 直到隔架或翼 66a 破裂从而释放出刺血针 70a 为止。载体 76a 进一步包括分别啮合刺血针装置 10a 的驱动弹簧和收缩弹簧的近端或后端弹簧导向件 86a 和远端或前端弹簧导向件 88a (如此处所述)。弹簧导向件 86a, 88a 可与载体 76a 一体形成, 或者作为单独的分离部件利用医疗领域惯用的方式诸如利用医用级粘合剂或直接机械安装的方式固定到载体 76a 的主体上。

[0099] 刺血针 70a 穿过刺血针装置 10a 的运动是通过由驱动弹簧 92a 提供的偏置力实现的。驱动弹簧 92a 适合将偏置力施加到刺血针 70a 上, 以驱动刺血针 70a 穿过刺血针装置 10a 移向刺入位置, 并且该驱动弹簧设置在外壳 12a 的后端与刺血针 70a 之间。后盖帽 24a 可包括使驱动弹簧 92a 对准和 / 或保持在后盖帽 24a 上的合适取向上。例如, 后盖帽 24a 可包括用于使驱动弹簧 92a 正确定位的内部对准结构 (未示出)。刺血针 70a 如上所示, 包括在刺血针装置 10a 的初始或预启动状态啮合驱动弹簧 92a 的相反端的近端弹簧导向件 86a。在刺血针装置 10a 的初始状态, 驱动弹簧 92a 在后盖帽 24a 与载体 76a 的远端弹簧导向件 86a 之间延伸。当刺血针 70a 处于初始预启动状态时, 驱动弹簧 92a 就处于基本上空载、松弛的状态, 且将很小或没有偏置力施加于刺血针 70a 上。在压缩或“加载”驱动弹簧 92a 之后, 刺血针装置 10a 就置于准备执行刺入过程的待命或负荷状态 (如此处详细描述)。

[0100] 收缩或返回弹簧 94a 可进一步配备在刺血针装置 10a 的前端或远端, 以便在刺血针 70a 沿远端移到刺入位置后将刺血针 70a 收缩到护套体 50a 内, 在刺入位置刺入部件 74a 从护套体 50a 的远端或前端 54a 向外延伸一段足以对病人产生刺伤的距离。收缩弹簧 94a 在刺血针 70a 向前运动的过程中适合被从载体 76a 向前延伸的远端弹簧导向件 88a 啮合 (如此处所述)。护套体 50a 的前端壁或远端壁 58a 进一步包括轴向向后或近端延伸的内部套筒 96a, 而套筒 96a 限定出用于接收收缩弹簧 94a 的远端凹穴 98a。在刺入过程的刺血针装置 10a 的整个操作顺序中, 收缩弹簧 94a 设置在远端凹穴 98a 中。收缩弹簧 94a 可通过使用医用级粘合剂安装在远端凹穴 98a 中或通过将收缩弹簧 94a 机械安装在远端凹穴 98a 中。驱动弹簧和收缩弹簧 92a, 94a 一般是在压缩状态能够储存潜能的压缩弹簧。

[0101] 刺血针装置 10a 可进一步包括用于防护性覆盖刺血针 70a 的前端、尤其是刺血针 72a 的刺端 74a 的护片或护盖 100a。护片或护盖 100a 覆盖刺端以保持其在使用前的消毒。

护片或护盖 100a 一般是相当薄的细长结构,此结构从载体 76a 穿过护套体 50a 的前开口 60a 延伸,用于供刺血针装置 10a 的使用者抓取。护片或护盖 100a 可以诸如通过在塑性模制工艺过程中与载体 76a 一体形成而与载体 76a 的主体一体形成。护片或护盖 100a 与载体 76a 之间的连接部可包括周边槽或划线形式的弱区,护片或护盖 100a 沿此弱区预计破裂,以便将护盖 100a 从载体 76a 上除去。护片或护盖 100a 如所描述的,从载体 76a 的远端弹簧导向件 88a 向前延伸。护片或护盖 100a 的大小适合穿过收缩弹簧 94a 沿轴向延伸。护片或护盖 100a 的多种构造在以上作为参考并入的序号为 11/123,849 的共同待审的专利申请中有所描述。

[0102] 刺血针装置 10a 的各个部件一般都是用模制塑料材料例如医用级塑料材料形成的。刺血针 72a 可以用适合刺入皮肤的任何适宜材料构成,并且一般是外科级金属例如不锈钢。

[0103] 现在继续参照图 1-6 来描述刺血针装置 10a 的使用和启动。刺血针装置 10a 一般最初配有从载体 76a 沿远端延伸并穿过护套体 50a 的前端壁 58a 的前开口 60a 的护盖 100a。在刺血针装置 10a 的初始未待用状态中,驱动弹簧 92a 基本上没有压缩(即空载)并处于松弛状态。驱动弹簧 92a 从后盖帽 24a 的内侧延伸到载体 76a,具体地说,是围绕载体 76a 的近端弹簧导向件 86a 设置。为了在刺入过程中使用刺血针装置 10a,驱动弹簧 92a 必须进行压缩并置于压缩、待命状态,以提供使刺血针 70a 穿过外壳 12a 和护套 14a 移动所需的偏置力。另外,在初始状态,驱动弹簧 92a 基本上仅作用在弹簧导向件 86a 上,以便将刺血针 70a 定位在外壳 12a 的主体 20a 内。更具体地说,驱动弹簧 92a 将载体 76a 定位在外壳 12a 的主体 20a 内的相当固定、静止的位置,其中刺血针 70a 相对于外壳 12a 的主体 20a 和护套 14a 的护套体 50a 占据通常固定的位置。另外,作用在载体 76a 的弹簧导向件 86a 上的驱动弹簧 92a 将载体 76a 定位,以便从载体 76a 横向延伸的导向突片 78a 接触可剪切部件 62a 上的悬架或悬翼 66a,而悬架或悬翼 66a 又用来将可剪切部件 62a 和护套体 50a 定位在相对于主体 20a 基本上固定的位置。具体地说,驱动弹簧 92a 作用在载体 76a 上,以使载体 76a 定位,从而导向突片 86a 上的远端表面 82a 与套筒 66a 干涉啮合,并将可剪切部件 62a 和护套体 50a 定位在相对于主体 20a 通常固定的位置。据此,可剪切部件 62a 和护套体 50a 保持在相对于主体 20a 基本上恒定的相对位置,直到使用者准备使用刺血针装置 10a 为止。

[0104] 为了使用刺血针装置 10a,使用者将外壳 12a 的对置两侧抓取在诸如拇指与其余手指之间,并除去可断裂护盖 100a。护盖 100a 一般是通过如下方式除去的:在护套体 50a 的前端壁 58a 上限定的前开口 60a 中于扭曲及拉伸组合运动中移动护盖 100a,以使与载体 76a 的脆弱连接断裂。一旦脆弱连接断裂,护盖 100a 就可以通过前开口 60a 除去。护套体 50a 的前端壁 58a 然后可以与病人身体上的一个部位接触,在该部位期望产生刺伤以引发血流。如果配备靶标记,则其可以与所需刺入部位对准。

[0105] 一旦置于身体上,使用者就将力向下直接施加于外壳 12a 的主体 20a 上,以强迫护套 14a 的护套体 50a 收缩(即凹陷)到外壳 12a 内。具体地说,使用者就将力向下直接施加在箭头 X 的方向上,借此将力施加于使用者的身体(即皮肤表面)上。这样的力在护套体 50a 的前端壁 58a 上导致相反的力,从而是护套体 50a 在外壳 12a 的主体 20a 内沿轴向和近端收缩。当护套体 50a 收缩到主体 20a 内时,护套体 50a 的后端 54a 就沿近端(即向后)移向后盖帽 24a。可剪切部件 62a 上的对接凹槽 68a 与护套体 50a 的后端 54a 处的后

轮缘 63a 之间的干涉啮合使得可剪切部件 62a 与护套体 50a 一起移向后盖帽 24a。基本上同时发生的是,导向突片 78a 与隔架或翼 66a 之间的干涉啮合开始将压缩压力或压缩力施加于驱动弹簧 92a 上。具体地说,当使用者将力向下施加于外壳 12a 上时,护套体 50a 和可剪切部件 62a 就向后移动,并通过导向突片 78a 上的远端表面 82a 与隔架 66a 之间的干涉啮合将相反的力传输给驱动弹簧 92a,借此开始将驱动弹簧 92a 压缩在后盖帽 24a 与载体 76a 之间。

[0106] 当整个刺血针 70a 继续向后移动时,导向突片 78a 与隔架 66a 之间的干涉啮合就将驱动弹簧 92a 压缩在后盖帽 24a 与载体 76a 之间,更具体地说是在近端弹簧导向件 86a 与后盖帽 24a 之间。虽然隔架或翼 66a 是故意形成为断裂的(即易碎的),但是隔架 66a 具有足够的强度,从而能够经受将驱动弹簧 92a 在近端弹簧导向件 86a 与后盖帽 24a 之间轴向压缩一段预选距离所需的力,而不会断裂。外壳 12a 的主体 20a 的进一步向下运动最终导致近端弹簧导向件 86a 接触或“最低降至”后盖帽 24a 的内侧。此时,驱动弹簧 92a 在近端弹簧导向件 86a 与后盖帽 24a 之间基本上达到其最大压缩状态,并且刺血针装置 10a 现在“待命”或“负荷”得足以完成刺入过程。任选地,弹簧导向件 86a 无需接触或“最低降至”后盖帽 24a 的内侧,驱动弹簧 92a 可具有足以完成刺血针装置 10a 的启动的储存潜能。

[0107] 一旦近端弹簧导向件 86a 接触后盖帽 24a 的内侧,施加于外壳 12a 的主体 20a 的继续向下的力就通过与导向突片 78a 的干涉啮合完全施加到可断裂隔架或翼 66a 上。具体地说,一旦近端弹簧导向件 86a 接触后盖帽 24a,使用者的完全向下的外加力就从主体 20a(即后盖帽 24a)传输给载体 76a,由此传输给导向突片 78a。导向突片 78a 与隔架 66a 之间的干涉啮合将向下的外加力聚焦在隔架 66a 上,这将导致隔架 66a 沿远端或向前的方向在弱区 67a 处屈服、剪切或断裂(即失灵)并进入护套体 50a 的内腔 56a。在隔架或翼 66a 断裂的那一刻,以前由于导向突片 78a 与隔架 66a 之间的干涉啮合而施加于驱动弹簧 92a 的限制力或压缩力得以释放,从而将驱动弹簧 92a 中的储存潜能释放出来,进而允许驱动弹簧 92a 将刺血针 70a 向前移到护套体 50a 中。此外,随着在导向突片 78a 与隔架 66a 之间断裂的干涉啮合被消除,可剪切部件 62a 和护套体 50a 自由地向后收缩,以便啮合后盖帽 24a 上的环形轮缘 36a,在此处它们的进一步向后运动得以停止。当可剪切部件 62a 和护套体 50a 移向环形轮缘 36a 时,可剪切部件 62a 就在外壳 12a 的主体 20a 的内表面上的环形脊 40a 顶部上方骑行。可剪切部件 62a 与环形脊 40a 之间的啮合使得可剪切部件 62a 与外壳 12a 的主体 20a 之间的摩擦啮合增大,借此使可剪切部件 62a 和护套体 50a 的位置相对于主体 20a 基本上固定,并阻止护套体 50a 在主体 20a 内再向前移动。可剪切部件 62a 的外表面与环形脊 40a 之间的摩擦啮合实质上是作为可剪切部件 52a 和护套体 50a 完全收缩到主体 20a 内并啮合后盖帽 24a 之后基本上避免护套体在主体 20a 中的向前运动的摩擦锁或闸而工作的。

[0108] 随着压缩驱动弹簧 92a 中的储存潜能的释放,驱动弹簧 92a 将刺血针 70a 从后盖帽 24a 偏离并穿过护套体 50a 中的内腔 56a。具体地说,随着导向突片 78a 与套筒 66a 之间的干涉啮合被除去,驱动弹簧 92a 的偏置力将刺血针 70a 从后盖帽 24a 向下沿远端推进沿轴向穿过外壳 12a 的主体 20a 和护套 14a 的护套体 50a。在此运动过程中,相应的导向突片 78a 和导向通道 80a 引导刺血针 70a 沿轴向穿过护套体 50a。作用于刺血针 70a 的偏置力优选足以使刺血针 72a 的刺端 74a 突出足够的距离,并且来自护套体 50a 的前开口 60a 的

足够动能在病人身体上的所需部位产生刺伤。而且,在刺血针 70a 的推进运动过程中,刺血针 70a 的载体 76a 上的近端弹簧导向件 86a 从仍旧与后盖帽 24a 连接的驱动弹簧 92a 中释放出来。

[0109] 另外,当刺血针 70a 在推进运动中向前移动时,远端弹簧导向件 88a 就啮合收缩弹簧 94a 的后端。由驱动弹簧 92a 提供的偏置力通过远端弹簧导向件 88a 与收缩弹簧 94a 的后端的啮合至少部分施加到收缩弹簧 94a 上,从而导致收缩弹簧 94a 向远端凹穴 98a 压缩。收缩弹簧 94a 被设计成通过驱动弹簧 94a 推进刺血针 70a 的偏置力可全部或部分压缩,但是仍使刺血针 72a 的刺端 74a 穿过护套体 50a 的前开口 60a 延伸一段足够的距离,并用足够的力刺入病人皮肤以及引发血流。远端弹簧导向件 88a 的尺寸适合提供邻接支撑收缩弹簧 94a 的内部套筒 96a 的对接表面,以免刺血针 70a 通过前向或前部开口 60a 完全从护套体 50a 中轴向移动出来。

[0110] 如上所述,收缩弹簧 94a 一般是压缩弹簧,其所具有的弹性在刺血针 70a 延伸到刺入位置之后足以使其返回到护套体 50a 内的松弛、空载状态。据此,一旦收缩弹簧 94a 压缩,就将通过与载体 76a 上的远端弹簧导向件 88a 的啮合将返回偏置力提供在刺血针 70a 上。收缩弹簧 94a 借此作用在护套体 50a 的前端壁 58a 与载体 76a 上的远端弹簧导向件 88a 之间,从而导致刺血针 70a 充分或完全收缩到护套体 50a 内。具体地说,收缩弹簧 94a 施加返回偏置力,该力使刺血针 72a 的刺端 74a 完全收缩到护套体 50a 内。而且,当收缩弹簧 94a 返回到护套体 50a 内的松弛或空载状态时,刺血针 70a 就返回到护套体 50a 内的静止位置,其中刺血针 70a 设置在护套体 50a 内的相对固定和静止的位置上。一旦收缩弹簧 94a 返回到松弛或未压缩状态,收缩弹簧 94a 就保持刺血针 70a 设置在护套体 50a 内,而刺端 74a 隐藏在护套体 50a 内,并避免刺血针 70a 进一步移动到刺入位置。刺血针装置 10a 因此被安全防护起来,以免重新使用,并且可以正确地弃掉,诸如置于合适的医用废物容器中。

[0111] 返回到图 7-12,刺血针装置 10b 的第二实施例在这些图中总体示出,其包括与前述刺血针装置 10a 相同的基本部件。通常,刺血针 10b 包括外壳 12b、与外壳 12b 可移动地相联的护套 14b、以及可移动地设置在外壳 12b 中并可穿过护套 14b 移动的刺血针 70b。由于刺血针装置 10b 的上述基本部件基本上与刺血针装置 10a 的相应部件类似,因此此处仅论述这些部件之间的明显区别,以及刺血针装置 10b 的使用和操作顺序。

[0112] 与刺血针装置 10a 相反,刺血针装置 10b 不包括与前面论述的可剪切部件 62a 相应的结构。刺血针装置 10b 包括具有护套体 50b 的护套 14a,护套体 50b 在护套近端 54b 具有后凸缘或后轮缘 102。后凸缘或后轮缘 102 适合与外壳 12a 的主体 20a 的前端部分 22b 的前轮缘 42b 干涉啮合。后凸缘 102 与前轮缘 42b 的干涉啮合避免护套体 50b 在启动刺血针装置 10b 之前通过限定在前轮缘 42b 中的前开口 30b 从外壳 12b 中完全轴向滑出。后轮缘 102 的尺寸适合在护套体 50b 收缩(即压下)到主体 20b 内时接触和滑动啮合主体 20b 的内表面,这正如当刺血针装置 10b 被使用者启动时所发生的。

[0113] 与前述刺血针装置 10a 的进一步区别是,刺血针 70b 与护套 14b 之间的干涉结构用来将刺血针装置 10b 置于待命或加载状态,此后导致刺血针装置 10b 的启动。在刺血针装置 10b 中,护套体 50b 包括向内延伸的套筒、翼或内突片 104,内突片 104 取代刺血针装置 10a 中的可剪切部件 62a 上的可断裂套筒或翼 66a。内突片 104 期望与护套体 50b 一体形成,但是也可以是与护套体 62a 相联的附加分离结构的一部分,诸如与后轮缘 102 相联并伸

入护套体 50b 的中心腔或孔 56b 内。虽然示出的护套体 50b 具有两个对置的向内延伸的内突片 104, 但是应该理解, 为了用与前面关于可剪切部件 62a 上的可断裂套筒或翼 66a 的描述类似的方式与刺血针 70b 啮合, 仅有一个内突片 104 是必需的。

[0114] 在刺血针装置 10a 中, 导向突片 78a 在刺血针 70a 上形成用于和可断裂套筒或翼 66a 干涉啮合的结构, 导向突片 78a 在刺血针装置 10a 的初始或预启动状态最初在驱动弹簧 92a 的位置作用下恰恰接触套筒 66a。在刺血针装置 10b 中, 导向突片 78b 还配有或形成有可以是切刀、切刃以及类似部件的切割部件 106。切割部件 106 可以与导向突片 78b 一体形成, 或者是利用医疗器械领域惯用的方式 (例如直接机械或粘合附着) 安装到导向突片 78b 上的分离切割结构。切割部件 106 在刺血针装置 10b 启动的过程中适合切割、剪切或塑性变形护套体 50b 的内腔 56b 中的内突片 104, 以使刺血针 70b 穿过护套体 50b 移动, 并因此实施刺入过程。除了前面的结构差别之外, 刺血针装置 10b 在其它方面基本上类似于前述的刺血针装置 10a 的结构。

[0115] 继续参照图 7-12, 现在描述刺血针装置 10b 的使用和操作。在使用之前, 从载体 76b 沿远端延伸的护盖 100b 通过如下方式除去: 以前述方式使与载体 76b 的易碎连接部断裂, 将护盖 100b 从护套体 50b 的前端壁 58b 上的前开口 60b 中退出。护套体 50b 的前端壁 58b 然后可与病人身体上的靶部位接触。在刺血针装置 10b 的初始状态, 驱动弹簧 92b 基本上未压缩 (即空载) 并处于松弛状态。驱动弹簧 92b 从载体 76a 的近端弹簧导向件 86a 延伸到后盖帽 24b。如前所述, 在刺血针装置 10b 的初始状态, 驱动弹簧 92a 处于松弛状态, 并作用于弹簧导向件 86b 上, 从而基本上将刺血针 70b 定位在外壳 12a 的主体 20b 内的静止位置, 其中刺血针 70b 占据相对于主体 20b 通常固定的位置。此外, 驱动弹簧 92b 作用于载体 76b 上的弹簧导向件 86b 上, 从而将载体 70a 定位在主体 20b 中, 由此导向突片 78b、更具体地说是切割部件 106 与护套体 50b 的内腔 56b 中的突片或套筒 104 干涉啮合。切割部件 106 与内突片 104 之间的干涉啮合进一步工作, 从而将护套体 50b 置于相对于主体 20b 通常固定和静止的位置。据此, 由于导向突片 78b 与护套体 50b 中的内突片 104 之间的干涉啮合, 直到使用者准备使用刺血针装置 10b 为止, 护套体 50b 一直基本上保持在相对于主体 20a 通常固定和静止的位置。

[0116] 为了使用刺血针装置 10b, 使用者抓取外壳 12b 的对置两侧, 并将力直接向下作用于主体 20 上。此力在护套体 50b 的前端壁 58b 上产生相反的力, 从而导致护套体 50b 沿轴向收缩到主体 20a 内。由于护套体 50b 收缩到主体 20b 内, 因此护套体 50a 的后端 54a 就沿近端 (向后) 向后盖帽 24b 移动。由于导向突片 78b 与内突片或套筒 104 之间的干涉啮合, 更具体地说由于导向突片 78b 上的切割部件 106 与内突片或套筒 104 之间的干涉啮合, 刺血针 70b 也向后移向后盖帽 24b。当护套体 50b 向后移动时, 此相反的力就通过导向突片 78a 上的切割部件 106 与内突片或套筒 104 之间的干涉啮合而施加到驱动弹簧 92b 上, 借此将驱动弹簧 92b 压缩在后盖帽 24b 与载体 76b 之间。虽然内突片 104 预计被切割部件 106 切穿或塑性变形, 但是这些突片形成有足够的强度, 从而在将驱动弹簧 92b 轴向压缩于近端弹簧导向件 86b 与后盖帽 24b 之间所需的相反力作用下, 能够承受切割部件 106 的切穿或剪切。换言之, 内突片或套筒 104 能够承受将驱动弹簧 92b 压缩到达所需触发点之前的一段预定距离所需的力。外壳 12b 的进一步向下移动最终导致近端弹簧导向件 86b 接触后盖帽 24b 的内侧。在这一点, 驱动弹簧 92b 基本上达到具有最大储存势能水平的其最大

压缩状态。刺血针装置 10b 现在处于足以完成刺入过程的待命或加载状态。

[0117] 一旦近端弹簧导向件 86b 接触后盖帽 24b, 施加到外壳 12b 的主体上的向下的力就完全施加到切割部件 106 与内突片 104 之间的干涉啮合上。具体地说, 一旦近端弹簧导向件 86b 接触后盖帽 24b, 使用者施加的完全向下的力就从主体 20b (即后盖帽 24b) 传送到载体 76b 并据此传送到导向突片 78b 和切割部件 106。内突片 104 上的向下的切割力现在足以将内突片 104 切穿或塑性变形。在内突片 104 被切穿或塑性变形的那一刻, 所施加的压缩驱动弹簧 92b 的相反的力得以释放, 借此允许驱动弹簧 92b 将刺血针 70b 向前移到护套 14b 内。此外, 随着导向突片 78b 与内突片 104 之间的干涉啮合被除去, 护套体 50b 在由使用者一般仍然施加到外壳 12b 上的向下的力的作用下能够进一步向后收缩。护套体 50b 最终向后移到啮合后盖帽 24b 上的环形轮缘 36b 的位置上, 在该位置进一步的向后移动得以停止。当护套体 50b 移向后盖帽 24b 上的环形轮缘 36b 时, 护套体 50b 的后端 54b 上的后轮缘 102 就在环形轮缘 40b 的顶部上骑行。环形轮缘 40b 随后形成抑制或避免护套 50b 的后序向前移动的锁定结构。

[0118] 随着通过压缩而储存在驱动弹簧 92b 中的潜能的释放, 驱动弹簧 92b 将刺血针 70b 从后盖帽 24b 偏离并穿过护套体 50b。在这样的推进运动过程中, 相应的导向突片 78b 和导向通道 80b 引导刺血针 70b 沿轴向穿过护套体 50b。施加于刺血针 70b 的偏置力优选足以使刺血针 72b 的刺端 74b 伸出一段足够的距离并用来自护套体 50b 的前开口 60b 的足够的力在病人身体上的靶部位产生刺伤。而且, 在刺血针 70b 的推进运动过程中, 载体 76b 上的近端弹簧导向件 86b 从仍旧与后盖帽 24b 相连的驱动弹簧 92b 上释放。前端壁 58b 上的内套筒 96b 限定出啮合远端弹簧导向件 88b 的远端止动部, 并避免刺血针 70b 通过前开口 60b 从护套体 50b 中完全轴向移动出来。

[0119] 当刺血针 70b 在推进运动中向前移动时, 远端弹簧导向件 88b 就啮合收缩弹簧 94b。通过驱动弹簧 92b 施加于刺血针 70b 的偏置力通过远端弹簧导向件 88b 与收缩弹簧 94b 的啮合至少部分施加到收缩弹簧 94b 上, 从而导致收缩弹簧 94b 向远端凹穴 98b 压缩。收缩弹簧 94b 允许刺血针 72b 的刺端 74b 穿过护套体 50b 中的前开口 60b 延伸一段足够的距离并用足够的动能刺入病人皮肤并引发血流, 随后使刺血针 70b 返回到护套 14b 内的基本上固定和静止的位置。具体地说, 当收缩弹簧 94b 返回到护套体 50b 内的松弛或空载状态时, 刺血针 70a 就收缩在护套 14b 中并返回到护套 14b 内的基本上固定和静止的位置。此后, 收缩弹簧 94b 与远端弹簧导向件 88b 的啮合将刺血针 70b 保持在护套体 50b 内通常固定和静止的位置。这样保持刺端 74b 隐藏在护套体 50b 内并避免刺血针 70b 进一步移动到刺入位置。

[0120] 参照图 13-18, 刺血针装置 10c 的第三实施例在这些图中总体示出, 其包括与前述刺血针装置 10a, 10b 相同的基本部件。通常, 刺血针 10c 包括外壳 12c、与外壳 12c 可移动地相联的护套 14c、以及可移动地设置在外壳 12c 中的刺血针 70c。由于刺血针装置 10c 的上述基本部件基本上与刺血针装置 10a 的相应部件类似, 因此此处仅论述这些部件之间的明显区别, 以及刺血针装置 10c 的使用和操作顺序。

[0121] 在刺血针装置 10a, 10b 中, 刺血针 70a, 70b 在这些装置的初始、预启动状态通过驱动弹簧 92a, 92b 最初位于外壳 12a, 12b 中的基本上固定和静止的位置。在刺血针装置 10a, 10b 中, 驱动弹簧 92a, 92b 最初处于松弛、空载状态, 并作用于刺血针 70a, 70b 上, 从而使刺

血针 70a, 70b 相对于外壳 12a, 12b 定位。当护套 14a, 14b 在由使用者施加的力的作用下收缩（即压下）到外壳 12a, 12b 内时, 刺血针装置 10a, 10b 仅置于待命或加载状态, 这又导致刺血针 70a, 70b 作用于驱动弹簧 92a, 92b 上并压缩和加载具有潜能的各个驱动弹簧 92a, 92b。

[0122] 刺血针装置 10c 最初处于待命或空载状态, 而刺血针 70c 准备借助压缩驱动弹簧 92c 偏置到刺入位置。在此初始待命状态, 驱动弹簧 92c 处于压缩（即加载）状态, 准备在释放后将刺血针 70c 偏置通过刺入过程。具体地说, 刺血针装置 10c 配有压缩在载体 76c 上的近端弹簧导向件 86c 与后盖帽 24c 之间的驱动弹簧 92c。刺血针 70c 借助在外壳 12c 与刺血针 70c 之间延伸的锁定或启动结构 110 对抗前移到护套 14c 内的运动而进行安装。启动器 110 避免刺血针 70c 的释放, 并相应地保持驱动弹簧 92c 的压缩, 直到刺血针装置 10c 的使用者准备完成刺入过程为止。

[0123] 启动器 110 通常包括套筒部分 112 和一个或多个从套筒部分 112 延伸的枢转条或突片 114, 诸如弹性条。套筒部分 112 设置在外壳 12c 的主体 20c 的内表面上限定的环形壁凹槽 116 中。相比于刺血针装置 10a, 10b, 主体 20c 在刺血针装置 10c 中形成有通常更厚的环形壁。套筒部分 112 可利用如下方式安装在壁凹槽 116 中: 利用医用级粘合剂和 / 或优选地通过轴向捕获在壁凹槽 116 与后盖帽 24c 上的环形轮缘 36c 之间, 借此摩擦保持在壁凹槽 116 中。启动器 110 示出有两个通常向内延伸的、啮合刺血针 70c 的条或突片 114。虽然此构造是需要的, 但是一般仅需要一个用于啮合刺血针 70c 的弹性条 114, 也可配备超过两个的附加条 114。

[0124] 条 114 在主体 20c 中通常向后或沿近端方向延伸, 并啮合刺血针 70c 的载体 76c 上的导向突片 78c。条 114 向内倾斜, 在这种情况下大约与中心轴 A 成 45 度角, 以便在刺血针装置 10c 的初始状态啮合导向突片 76c。具体地说, 条 114 的端部 118 啮合载体 76c 上的导向突片 78c, 以免刺血针 70c 从刺血针装置 10c 的初始、待命状态中释放出来, 并借此将驱动弹簧 92c 保持在压缩状态, 直到刺血针装置 10c 被使用者启动为止。条 114 每个都通过铰链连接部 112 与套筒部分 112 相连。铰链连接部 120 可以是作为此结构的示范实施例示出的活动铰链。条 114 的端部 118 啮合导向突片 78c 的角从而载体 76c 在没有护套 14c 的情况下相对于外壳 12c 沿远端的远端运动, 导致条 114 通常压缩在铰链连接部 120 与导向突片 78c 之间的接触点之间。与刺血针装置 10a, 10b 一样, 刺血针装置 10c 在使用者压下外壳 12c 以将护套 14c 收缩（即压下）在其内时被启动。然而, 护套 14c 现在适合释放外壳 12c 与刺血针 70c 之间的启动器 110, 借此释放压缩的驱动弹簧 92c, 从而使刺血针 70c 偏置通过刺入过程。

[0125] 为了使刺血针装置 10c 容易启动, 护套 14c 适合啮合并释放启动器 110。为了此目的, 护套体 50c 在护套近端 54c 形成有锥形后轮缘 122。锥形后轮缘 122 通常在与条 114 相同的方向上是锥形的, 以便啮合条 114 的远端或前端侧面。锥形后轮缘 122 的啮合点在条 114 上处于铰链连接部 120 与导向突片 78c 之间的接触点之间的一个位置。锥形后轮缘 122 可限定出对应于条 114 的向内锥形的大约 45 度角的一个锥形。在刺血针装置 10c 的初始待命状态, 锥形后轮缘 122 与条 114 接触, 从而护套 14c 向外壳 12a 内的任何向后移动都立即尤其作用在启动器 110 和条 114 上。虽然示出的后轮缘 122 具有限定出的锥形, 但是应该理解, 这样的锥形可以忽略, 并且护套体 50c 形成为具有平坦或钝头后轮缘 122 的圆柱

形结构。

[0126] 继续参照图 13-18, 现在论述刺血针装置 10c 的使用和操作。与前面的实施例一样, 从载体 76c 沿远端延伸的护盖 100c 先通过如下方式除去: 打破与载体 76c 的易碎连接部并将护盖 100c 从护套体 50c 的前端壁 58c 上的前开口 60c 中取出。护套体 50c 的前端壁 58c 然后与病人身体上的靶部位接触。如图所示, 刺血针装置 10c 最初处于待命状态, 而刺血针 70c 准备在压缩驱动弹簧 92c 释放时引发刺入过程。

[0127] 为了完成刺入过程, 使用者抓住外壳 12c 的对置两侧并沿箭头 X 方向将力直接向下施加在主体 20c 上, 从而强迫护套体 50c 收缩到主体 20c 内。此力在护套体 50c 的前端壁 58c 上产生相反的力, 从而导致护套体 50c 沿轴向收缩到主体 20c 内。当护套体 50c 收缩到主体 20c 内时, 位于护套体 50c 的后端 54c 上并与条 114 啮合的锥形后轮缘 122 就开始将条 114 沿径向向外移向套筒部分 112。护套体 50c 的继续向后移动导致条 114 继续从刺血针 70c 沿径向向外移动, 直到条 114 从导向突片 78c 上脱开并释放与其的干涉啮合为止。启动器 110 的构造使护套体 50c 的轴向运动转换成条 114 的枢转径向向外运动, 从而使刺血针装置 10c 有效启动。

[0128] 随着驱动弹簧 92c 中的潜能的释放, 驱动弹簧 92c 使刺血针 70c 从后盖帽 24c 偏离并穿过护套体 50c。在这样的推进运动过程中, 载体 76c 上的相应导向突片 78c 和护套体 50c 内的导向通道 80c 引导刺血针 70c 沿轴向穿过护套体 50c。施加于刺血针 70c 的该偏置力优选足以使刺血针 72c 的刺端 74c 伸出一段足够的距离并利用来自护套体 50c 的前开口 60c 的足够的力在病人身体上的所需部位产生刺伤。而且, 在刺血针 70c 的推进运动过程中, 载体 76c 上的近端弹簧导向件 86c 从仍旧与后盖帽 24c 相连的驱动弹簧 92c 中释放出来。远端弹簧导向件 88c 提供与支撑收缩弹簧 94c 的内套筒 96c 啮合的对接表面, 以免刺血针 76c 通过前开口 60c 从护套体 50c 中完全轴向移动出来。

[0129] 当刺血针 70c 在推进运动中向前移动时, 远端弹簧导向件 88c 就啮合收缩弹簧 94c。由驱动弹簧 92c 提供的该偏置 / 推进力通过远端弹簧导向件 88c 与收缩弹簧 94c 的啮合至少部分施加到收缩弹簧 94c 上, 从而导致收缩弹簧 94c 向远端凹穴 98c 压缩。收缩弹簧 94c 允许刺血针 72c 的刺端 74c 穿过护套体 50c 中的前开口 60c 延伸一段足够的距离并利用足够的力刺入皮肤并引发血流, 随后将刺血针 70c 返回到护套 14b 内基本上固定和静止的位置。具体地说, 当收缩弹簧 94c 返回到护套体 50c 内的松弛或空载状态时, 刺血针 70c 就收缩到护套 14c 内并返回到护套体 50c 内的通常静止和固定的位置。此后, 收缩弹簧 94c 与远端弹簧导向件 88c 的啮合将刺血针 70c 保持在护套体 50c 内的相对静止和固定的位置, 并保持刺端 74c 隐藏在护套体 50c 内, 从而避免刺血针 70c 进一步移动到刺入位置。

[0130] 参照图 19-23, 刺血针装置 10d 的第四实施例在这些图中总体示出, 并且通常包括外壳 12d 和设置在外壳 12d 中的刺血针 70d。刺血针装置 10d 与前面论述的刺血针装置 10a-c 不同, 因为刺血针装置 10d 不是通过护套部件收缩 (即压下) 到外壳 12d 内而启动的。然而, 刺血针装置 10d 与以上刚刚论述的刺血针装置类似, 因为刺血针装置 10d 最初处于待命或加载状态, 而刺血针 70d 准备在干涉结构释放后被驱动弹簧 92d 偏置到刺入位置。在此初始、待命状态, 驱动弹簧 92d 处于压缩 (即加载) 状态, 准备在刺血针 70d 相对于外壳 12d 与刺血针 70d 之间的干涉结构或啮合重新定位之后使刺血针 70d 偏置通过刺入过程。然而, 外壳 12d、刺血针 70d 以及驱动弹簧 92d 的构造不同于前面的实施例, 现在描述这

些区别。

[0131] 刺血针装置 10d 的外壳 12d 包括通常限定出圆柱形的中空构造的细长主体 20d。主体 20d 具有远端或前端部分 22d 和形成主体 20d 的近端或后端部分 26d 的后盖帽 24d。外壳 12d 的内部通常是开放的,并包括内腔 28d。内腔 28d 由于后盖帽 24d 在后端是封闭的,并包括限定在主体 20d 的前端部分 22d 的前开口 30d,刺血针 70d 在刺血针装置 10d 启动时穿过此开口至少部分延伸。主体 20d 和后盖帽 24d 可一体形成。一般,主体 20d 和后盖帽 24d 是附着到一起从而形成外壳 12d 的两个分离部件,如图所示,这样容易组装成刺血针装置 10d。作为实例,主体 20d 和后盖帽 24d 可以通过合适的医用级粘合剂附着到一起,和 / 或利用提供二者之间的机械啮合的内啮合结构例如摩擦配合或咬合构造连接起来。例如,在与前述更相同的方式中,主体 20d 可包括限定出环形凹槽 34d 的环形轮缘 32d,后盖帽 24d 可包括具有匹配的环形唇边 38d 作为匹配部件的匹配环形轮缘 36d。

[0132] 与前面实施例相反的是,主体 20d 的远端或前端部分 22d 包括沿轴向向后延伸的内套筒 98d,套筒 98d 限定出用于接收和支撑收缩弹簧 94d 的远端凹穴 98d。在前面的实施例中,收缩弹簧设置在作为启动护套结构的部分前端壁而形成的远端凹穴中。此结构现在配置在外壳 12d 的主体 20d 的前端部分 22d 处。此外,外壳 12d 的主体 20d 进一步包括用于使刺血针 70d 启动并相应释放驱动弹簧 92d 的启动结构或启动器 130。启动器 130 通常包括一般与主体 20d 枢转相联的启动按钮或启动杆 132。与主体 20d 的枢轴相联可以是活动铰链或等同结构形式,启动杆 132 由此可与主体 20d 一体形成。突片部件 134 从启动杆 132 的内侧下垂,用于啮合刺血针 70d 并导致其启动。具体地说,启动杆 132 与主体 20d 枢转相连,以便使杆 132 可以向内压入主体 20d 中的内腔 28d,从而突片 134 与刺血针 70d 相互作用,进而导致刺血针 70d 的启动或释放。

[0133] 外壳 12d 的主体 20d 包括对置的两个侧壁 136,每个侧壁限定出用于引导刺血针 70d 在主体 20d 内的移动的内部导向通道 138。导向通道 138 可形成为内侧壁 136 上的凹槽或凹陷,或者是从各自侧壁 136 向内延伸的结构。导向通道 138 通常是 L 形,并包括纵向延伸的主通道 140 和通常横向延伸的侧通道 142。主通道 140 从邻近突片部件 134 的区域沿远端向前延伸到邻近收缩弹簧 94d 的部位。主通道 140 在导向通道 138 中限定出对接表面或止动部 144,以便为刺血针 70d 的载体 76d 提供一个止动件,以免刺血针 70d 通过前开口 30d 从主体 20d 中完全轴向移动出来。

[0134] 侧通道 142 毗邻主通道 140 并且大致倾斜延伸到与主通道 140 横交。侧通道 142 沿朝向杆 132 的方向向上延伸。虽然侧通道 142 通常向主通道 140 倾斜,但是侧通道 142 和主通道 140 在它们的交叉点限定出锥形角落或顶点 146。角落 146 限定出小于约 90° 的角。主体 20d 中的两个对置侧通道 142 用来在初期接收载体 76d 上的导向突片 78d,以便将载体 76d 保持在动态稳定和平衡的位置,借此通过驱动弹簧 92d 使作用于导向突片 78d 上的力相反,并限制收缩的驱动弹簧 92d。角落 146 用来限定出主通道 140 与侧通道 142 之间的过渡部分。导向突片 78d 向侧通道 142 的移动使得载体 76d 从动态稳定位置过渡到动态不稳定的位置。据此,侧通道 142 最初保持导向突片 78d 的定位,而导向突片 78d 与角落或顶点 146 干涉啮合,以保持导向突片 78d 的定位,直到刺血针装置 10d 启动为止。

[0135] 刺血针 70d 以与前述实施例通常类似的方式形成,并包括前端具有刺端 74d 的刺血针 72d,和将刺血针 72d 支撑在其后端的载体 76d。载体 76d 在其外表面上包括一对啮合

导向通道 138 的导向突片 78d。刺血针 70d 适合在初始位置与刺入位置之间穿过主体 20d 的内腔 28d 轴向移动,在初始位置导向突片 78d 设置在侧通道 142 中,刺端 74d 完全设置在主体 20d 内,在刺入位置刺端 74d 在主体 20d 的前开口 30d 之外延伸一段足以在病人身体上产生刺伤的距离,同时导向突片 78d 保持在主通道 140 中。有关刺血针装置 10d 的操作以及刺血针 70d 的移动的进一步细节在后面提供。

[0136] 载体 76d 在其后端进一步包括近端或后轮缘 148。轮缘 148 限定出近端弹簧导向件 86d 的前端,并且其直径一般大于载体 76d 的远端弹簧导向件 88d 的直径。轮缘 148 是作为刺血针 70d 上的接触结构或表面而提供的,以便被突片部件 134 啮合,从而导致刺血针装置 10d 启动。轮缘 148 的直径大小一般也至少等于驱动弹簧 92d 的直径,并提供将压缩的驱动弹簧 92d 限制在刺血针 70d 的初始状态的接触结构或表面。在刺血针装置 10d 的启动过程中,驱动弹簧 92d 抵抗后轮缘 148 发挥作用,以将刺血针 70d 偏置到刺入位置(如此处所述)。而且,载体 76d 还具体包括与导向通道 138 配合的两个对置柱 150,和主通道 140。啮合在导向通道 138 中的柱 150 允许载体 76d 围绕通过柱 150 的轴至少进行有限的枢转运动,并保持刺血针 70d 与导向通道 138 相联,直到导向突片 78d 在刺血针装置 10d 的启动顺序过程中与主通道 140 对准为止。

[0137] 在刺血针装置 10d 的初始状态,驱动弹簧 92d 至少部分压缩在载体 76d 上的后轮缘 148 与后盖帽 24d 之间,并且一般具有足以实施皮肤刺入过程的储存潜能。驱动弹簧 92d 的后端或近端一般以本公开文本前面论述的方式安装到后盖帽 24d 上。驱动弹簧 92d 的前端或远端与载体 76d 相联,并可以用前面论述的类似方式(例如合适的粘合剂或直接机械连接)安装到后轮缘 148 上。驱动弹簧 92d 通常限定出偏轴或偏心的弹簧布置,其中驱动弹簧 92d 以向上的角度向杆 132 延伸。驱动弹簧 92d 通过导向突片 78d 在导向通道 138 的侧通道 142 中的啮合而稳定在偏心的压缩(即加载)布置中。角落 146 限定出导向突片 78d 的干涉啮合和过渡点,以将驱动弹簧 92d 保持在压缩(即加载)状态和偏心构造。角落 146 限定出的锐角限定出导向突片 78d 的接收缺口 152,以免导向突片 78d 从侧通道 142 中容易地释放出来,直到使用者有意启动为止。这样,导向突片 78d 在导向通道 138 中的啮合形成对抗主体 20d 中的前向运动来安装刺血针 70d 的干涉结构,并据此保持驱动弹簧 92d 的压缩状态,直到刺血针装置 10d 的使用者准备完成刺入操作为止。

[0138] 继续参照图 19-23,现在讨论刺血针装置 10d 的使用和操作。与前面的实施例一样,从载体 76d 沿远端延伸的护盖(未示出)可配有载体 76d。与前面的实施例一样,这样的护盖是通过如下方式除去的:打破与载体 76d 的易碎连接部并将护盖从主体 20d 的前开口 30d 中抽出。主体 20d 的前端轮缘 42d 然后可与病人身体上的靶部位接触。如前所示,刺血针装置 10d 最初处于待命状态,而刺血针 70d 准备在驱动弹簧 92d 释放时引发刺入过程。

[0139] 为了完成刺入过程,使用者抓取外壳 12d 的对置两侧,并将力直接向下施加于和主体 20d 枢转相连的杆 132 上,从而导致杆 132 陷入主体 20d 的内腔 28d。当杆 132 陷入主体 20d 内时,突片部件 134 就与载体 76d 上的后轮缘 148 相互作用。具体地说,施加于杆 132 的向下的力导致突片部件 134 将后轮缘 148 在内腔 28d 中向下移动。当载体 76d 的后轮缘 148 在主体 20d 的内腔 28d 中向下移动时,载体 76d 基本上同时围绕导向通道 138 的主通道 140 中的柱 150 枢转。而且接收在侧通道 142 中的导向突片 78d 基本上同时在侧通道

142 中向下滑动,直到经过角落 146 为止,这样使得载体 76d 从动态平衡的第一状态移到动态不平衡的第二状态,借此使驱动弹簧 92d 将载体 76d 推进穿过主体 20d,直到刺血针 72d 的刺端 74d 穿过主体 20d 的前开口 30d 伸出为止。导向突片 78d 在侧通道 142 中的向下移动具有进一步压缩驱动弹簧 92d 的任选作用。

[0140] 当杆 132 继续陷入主体 20d 内时,导向突片 78d 最终清除角落 146 并从侧通道 142 中脱开。在这一点,导向突片 78d 与导向通道 138 的主通道 140 对准,并在驱动弹簧 92d 的偏置力作用下在其内自由向前移动。相应地,随着导向突片 78d 与角落 146 之间的啮合的释放,驱动弹簧 92d 自由地将刺血针 70d 偏置到刺入位置。随着驱动弹簧 92d 中的储存潜能的释放,驱动弹簧 92d 随后使刺血针 70d 从后盖帽 24d 偏离并穿过主体 20d。在这样的推进运动过程中,导向突片 78d 在导向通道 138 中的啮合引导刺血针 70d 沿轴向穿过主体 20d。施加于刺血针 70d 的远端偏置能量优选足以使刺血针 72d 的刺端 74d 伸出足够的距离并具有来自主体 20d 的前开口 30d 的足够的力,从而在病人身体上的所需部位产生刺伤。而且,在刺血针 70d 的推进运动过程中,载体 76d 上的近端弹簧导向件 86d 从仍旧与后盖帽 24d 相连的驱动弹簧 92d 上释放出来。柱 150 与导向通道 138 中的止动件 144 的啮合避免刺血针 70d 通过前开口 30d 完全从主体 20d 中轴向移动出来。

[0141] 当刺血针 70d 在推进运动中向前移动时,远端弹簧导向件 88d 就啮合收缩弹簧 94d。驱动弹簧 92d 的偏置力通过远端弹簧导向件 88d 与收缩弹簧 94d 的啮合至少部分施加于收缩弹簧 94d 上,这导致收缩弹簧 94d 向远端凹穴 98d 压缩。收缩弹簧 94d 使刺血针 72d 的刺端 74d 穿过主体 20d 的前开口 30d 延伸一段足够的距离并具有足够的力,从而刺伤病人的皮肤并引发血流,随后使刺血针 70d 返回到外壳 12d 内的通常固定和静止的位置。具体地说,当收缩弹簧 94d 返回到主体 20d 内的松弛或空载状态时,刺血针 70d 就收缩在主体 20d 中并返回到主体 20d 内的通常固定和静止的位置。此后,收缩弹簧 94d 与远端弹簧导向件 88d 的啮合保持刺血针 70d 在主体 20d 内的定位,同时刺血针 72d 的刺端 74d 隐藏在外壳 12d 内,并避免刺血针 70d 进一步移到刺入位置。

[0142] 参照图 24-30,刺血针装置 10e 的第五实施例在这些图中总体示出,其包括与前述刺血针装置 10a-c 相同的基本元件或部件。通常,刺血针 10e 包括外壳 12e、与外壳 12e 可移动地相联的护套 14e、以及可移动地设置在外壳 12e 中的刺血针 70e。由于刺血针装置 10e 的上述基本部件基本上与前面论述的刺血针装置 10a-c 的相应部件类似,因此此处仅论述这些通用部件之间的明显区别,以及刺血针装置 10e 的使用和操作顺序。

[0143] 刺血针装置 10e 的操作顺序通常遵循刺血针装置 10a-c 的操作顺序,其中刺血针装置 10e 通过护套 14e 向外壳 12e 内的收缩(即压下)而待命和启动。通常,在刺血针装置 10e 中,刺血针装置 10e 的待命和启动是由于护套 14e 的护套体 50e 的近端或后端 54e 啮合外壳 12e 内导致驱动弹簧 92e 压缩(即加载)的结构而发生的,在这样的压缩释放后,驱动弹簧 92e 使刺血针 70e 偏置通过推进运动,从而导致刺血针 72e 的刺端 74e 从护套 14e 中伸出,以实施对病人皮肤的刺入过程(如此处更详细论述的)。

[0144] 在刺血针装置 10e 中,护套 14e 包括在护套近端 54e 具有后凸缘或轮缘 162 的护套体 50e。后凸缘或轮缘 162 通常适合与设置在外壳 12e 中的滑板 164 接触或啮合,从而导致刺血针装置 10e 启动(如此处详细描述)。滑板 164 形成前面提到的压缩驱动弹簧 92e 的结构。后凸缘或轮缘 162 还适合啮合外壳 12e 的主体 20e 的前轮缘 42e,以免护套体

50e 通过限定在护套体 50e 的前端壁 58e 上的前开口 30e 完全从外壳 12e 中轴向滑动出来。后轮缘 162 的大小使得其在护套体 50e 收缩（即压下）到主体 20e 内时可以沿主体 20e 的内表面滑动，这正如刺血针装置 10e 被使用者启动时所发生的。

[0145] 滑板 164 在外壳 12e 的主体 20e 中形成内部结构，该结构用来使驱动弹簧 92e 压缩，借此在驱动弹簧 92e 中储存潜能，驱动弹簧 92e 在释放后用来将刺血针 70e 偏置到刺入位置。滑板 164 设置在外壳 12e 的主体 20e 内，以与护套体 50e 的后轮缘 162 接触。滑板 164 与护套体 50e 的后轮缘 162 接触，以便在护套体 50e 收缩（即压下）到外壳 12e 的主体 20e 内以使刺血针装置 10e 待命和启动时，滑板 164 可以与护套体 50e 一起向后移动。滑板 164 限定出通常中心定位的钻孔或钻口 166，其大小和形状通常符合刺血针 70e 的载体 76e 的横截面形状，从而允许载体 76e 的截面在刺血针装置 10e 的启动过程中通过。具体地说，钻孔 166 包括一般为圆形的中心部分 168 和两个邻接的侧向延伸缺口 170，这些部分限定出允许载体 76e 的横截面在刺血针装置 10e 的启动过程中通过的形状（如此处进一步论述的）。

[0146] 与前面论述的刺血针装置 10a-c 相比，刺血针装置 10e 的进一步区别在于，后盖帽 24e 的形成，以及为了使刺血针装置 10e 待命和启动，滑板 164 与护套体 50e 之间的相互作用。与前面的实施例一样，后盖帽 24e 包括啮合外壳 12e 的主体 20e 的环形后轮缘 32e 的环形轮缘 36e。具体地说，环形轮缘 36e 上的环形唇边 38e 啮合限定在环形轮缘 32e 中的环形槽 34e，以使后盖帽 24e 接合主体 20e。然而，在刺血针装置 10e 中，环形轮缘 36e 是细长的并沿远端延伸一段更长的距离进入外壳 12e 的主体 20e 内，以便在刺血针装置 10e 的初始状态毗邻护套体 50e 的后轮缘 162 定位。环形轮缘 36e 限定出锥形的内部凸轮表面 172，由于和滑板的接触，该表面的形状适合将特殊的凸轮运动施加到滑板 164 上，并最终导致刺血针装置 10e 的待命和启动（如后面描述的）。

[0147] 在刺血针装置 10e 的初始状态，驱动弹簧 92e 与刺血针 70e 相联，而驱动弹簧 92e 从后盖帽 24e 的内侧延伸到载体 76e。在刺血针装置 10e 中，载体 76e 在其后端进一步形成有近端轮缘或后轮缘 174。轮缘 174 通常限定出近端弹簧导向件 86e 的前端，并且其直径一般大于远端弹簧导向件 88e 的直径且一般至少等于驱动弹簧 92e 的前端直径。轮缘 174 在载体 76e 上限定出用来压缩驱动弹簧 92e 以便将刺血针装置 10e 置于加载或待命状态的接触结构或表面。一旦驱动弹簧 92e 释放，借此释放在驱动弹簧 92e 收缩过程中储存在其内的潜能，驱动弹簧 92e 就对抗后轮缘 174 进行作用，从而将刺血针 70e 偏置到刺入位置。导向突片 78e 一般与后轮缘 174 一体形成并从其中侧向延伸。

[0148] 关于现在提到的刺血针装置 10e 的多个不同部件，现在继续参照图 24-30 描述刺血针装置 10e 的使用和操作。在使用前，从载体 76e 沿远端延伸的护盖 100e 通过如下方式除去：打破与载体 76e 的易碎连接部，并将护盖 100e 以前述方式从护套体 50e 的前端壁 58e 上的前开口 60e 中抽出。护套体 50e 的前端壁 58e 然后可与病人身体上的靶部位接触。在刺血针装置的初始空载状态，驱动弹簧 92e 基本上未压缩（即空载），并从载体 76e 上的后轮缘 174 延伸到后盖帽 24e。在刺血针装置 10e 的初始空载状态，驱动弹簧 92e 处于松弛状态并作用于载体 76e 的后轮缘 174 上，从而将刺血针 70e 定位在外壳 12e 的主体 20e 内的通常固定和静止的位置，其中刺血针 70e 占据相对于主体 20e 和护套体 50e 基本上固定的位置。此外，作用于后轮缘 174 的驱动弹簧 92e 导致载体 76e 啮合（即接触）滑板 164 的

后侧。具体地说,处于松弛或空载初始状态的驱动弹簧 92e,导致后轮缘 174 的前侧或表面以及导向突片 78e 的前面 82e 基本上与滑板 164 的后侧或表面接触。而且,在刺血针装置 10e 的初始状态,滑板 164 与护套体 50e 的后轮缘 162 接触,以便载体 76e 的后轮缘 174 和导向突片 78e 从限定在滑板 164 上的钻孔 166 垂直偏置。据此,在刺血针状态 10e 的初始状态中,后轮缘 174 和导向突片 78e 与滑板 164 的后侧干涉啮合。

[0149] 为了使用刺血针装置 10e,使用者抓取外壳 12e 的对置两侧并沿箭头 X 方向将力直接向下施加到主体 20e 上。此力在护套体 50e 的前端壁 58e 上产生相反的力,从而导致护套体 50e 沿轴向收缩(即压下)到主体 20e 内。当护套体 50e 收缩到主体 20e 内时,护套体 50e 的后端 54e 就沿近端(即向后)移向后盖帽 24e。具体地说,护套体 50e 的后端 54e 的后轮缘 162 向后移动,同时与凸轮面 172 相互作用。而且,当护套体 50e 的后轮缘 162 在主体 20e 中向后移动时,由于滑板 164 与后轮缘 162 之间的啮合,滑板 164 也开始与后轮缘 162 一起向后移向后盖帽 24e。此外,由于后轮缘 174 与导向突片 78e 及滑板 164 之间的偏置干涉啮合,刺血针 70e 将与护套体 50e 和滑板 164 一起向后移动。由于驱动弹簧 92e 与载体 76e 上的后轮缘 174 的后侧的啮合,刺血针 70e 的向后移动进一步开始压缩驱动弹簧 92e。

[0150] 施加于外壳 12e 上的向下移动也导致滑板 164 与后盖帽 24e 的环形轮缘 36e 限定的锥形凸轮表面 172 相互作用。由于凸轮表面 172 的锥形形状从环形轮缘 36e 的前端或远端朝向刺血针装置 10e 的中心轴 A,因此滑板 164 在主体 20e 的内腔 28e 中向下移动,此时滑板 164 收缩在主体 20e 内。据此,在护套体 50e 收缩(即压下)到外壳 12e 的主体 20e 内时,滑板 164 在主体 20e 中向后和向下移动,并且此组合运动基本上同时发生。此外,护套体 50e 的继续向后移动能够压缩驱动弹簧 92e 并储存将刺血针 70e 偏置到刺入位置所需的潜能。

[0151] 一旦滑板 164 向下移到这样的位置,限制驱动弹簧 92e 的干涉啮合就被除去,储存在驱动弹簧 92e 中的潜能得以释放:在该位置限定在载体 76e 上的后轮缘 174 和导向突片 78e 的部位的载体 76e 的横截面形状与钻孔 166 的相应轮廓匹配。随着驱动弹簧 92e 中的潜能的释放以及使偏置力作用在刺血针 70e 上,驱动弹簧 92e 使刺血针 70e 从后盖帽 24e 偏离并穿过护套体 50e。在这样的推进运动过程中,相应的导向突片 78e 和导向通道 80e 引导刺血针 70e 沿轴向穿过护套体 50e。作用于刺血针 70e 的偏置力优选足以使刺血针 72e 的刺端 74e 伸出一段足够的距离并具有来自护套体 50e 的前开口 60e 足以在病人身体上的靶部位产生刺伤的力。而且,在刺血针 70e 的推进运动过程中,载体 76e 上的近端弹簧导向件 86e 从仍旧与后盖帽 24e 相连的驱动弹簧 92e 上释放出来。

[0152] 在刺血针 70e 于推进运动中向前移动时,远端弹簧导向件 88e 啮合收缩弹簧 94e。由驱动弹簧 92e 提供的偏置/推进力通过远端弹簧导向件 88e 与收缩弹簧 94e 的啮合至少部分施加于收缩弹簧 94e 上,这导致收缩弹簧 94e 向远端凹穴 98e 压缩。收缩弹簧 94e 使得刺血针 72e 的刺端 74e 穿过护套体 50e 的前开口 60e 延伸一段足够的距离并具有足以刺入病人皮肤和引发血流的力,随后使刺血针 70e 返回到护套 14e 内的基本上固定和静止的位置。远端弹簧导向件 88e 提供用于啮合支撑收缩弹簧 94e 的、护套体 50e 中的内套筒 96e 的对接表面,以免刺血针 70e 通过前开口 60e 完全从护套体 50e 中轴向移动出来。当收缩弹簧 94e 返回到护套体 50e 内的松弛或空载状态时,刺血针 70e 就收缩在护套 14e 中并返

回到护套体 14e 内的基本上固定和静止的位置。此后,收缩弹簧 94e 与远端弹簧导向件 88e 的啮合将刺血针 70e 保持在护套体 50e 内定位。此啮合进一步保持刺端 74e 隐藏在护套体 50e 内,并避免刺血针 70e 进一步移到刺入位置。

[0153] 参照图 31-37,刺血针装置 10f 的第六实施例在这些图中总体示出,其通常包括外壳 12f 和设置在外壳 12f 中的刺血针 70f。刺血针装置 10f 的结构与前面讨论的刺血针装置 10d 类似,但是包括以与上面刚刚讨论的刺血针装置 10e 类似的方式启动装置的板件。与刺血针装置 10d 一样,刺血针装置 10f 不是通过将护套部件收缩(即压下)到外壳 12f 内而启动的,其最初处于待命或加载状态,而刺血针 70f 准备在干涉结构释放后由驱动弹簧 92f 偏置到刺入位置。刺血针装置 10f 中的干涉结构是与前面所述类似的板件,此处提供本实施例专有的该干涉结构的其它细节。

[0154] 在刺血针装置 10f 的初始待命状态,驱动弹簧 92f 处于压缩(即加载)状态,准备在释放后将刺血针 70f 偏置通过刺入过程。由于外壳 12f、刺血针 70f 和驱动弹簧 92f 的构造通常与前述的刺血针装置 10d 类似,因此下面的论述是在刺血针装置 10d 的前述结构的基础上进行的。

[0155] 刺血针装置 10f 的外壳 12f 包括通常限定出圆柱形中空构造的细长主体 20f。主体 20f 具有远端或前端部分 22f,以及形成主体 20f 的近端或后端部分 26f 的后盖帽 24f。外壳 12f 的内部通常是开放的并包括内腔 28f。内腔 28f 由于后盖帽 24f 而在后端是封闭的,且包括限定在主体 20f 的前端部分 22f 上的前开口 30f,刺血针 70f 在刺血针装置 10f 启动时穿过此开口延伸。主体 20f 和后盖帽 24f 可以一体形成。一般,主体 20f 和后盖帽 24f 是以前述方式附着到一起从而形成外壳 12f 的两个分离部件,但是也可以所述方式合为一体。

[0156] 在刺血针装置 10f 中,主体 20f 的远端或前端部分 22f 包括沿轴向向后延伸的内部套筒 96f,该套筒限定出用于接收和支撑收缩弹簧 94f 的远端凹穴 98f。主体 20f 的前端部分 22f 处的前轮缘 42f 适合在刺血针装置的使用过程中与病人的身体接触。此外,主体 20f 包括用于使刺血针 70f 启动并相应释放压缩的驱动弹簧 92f 的启动结构或启动器 180。启动器 180 通常包括与主体 20f 枢转相联的启动按钮或启动杆 182。与主体 20f 的枢转相联可以是活动铰链 183 的形式或者等同结构,并且杆 182 由此与主体 20f 一体形成。启动器 180 进一步包括板件 184,此板件从启动杆 182 的内侧下垂并向下延伸到外壳 12f 的主体 20f 的内腔 28f 中。板件 184 在启动杆 182 的初始状态基本上与主体 20f 的中心轴 A 横交取向。板件 184 可以与杆 182 一体形成或者作为与杆 182 分离并接合到其上的部件。例如,杆 182 可限定出接收从板件 184 延伸的突片 188 以使板件 184 与杆 182 相连的凹槽 186。突片 188 可经摩擦配合和/或用粘合剂安装到凹槽 186 中。杆 182 和主体 20f 的枢转连接是为了使板件 184 可以与刺血针 70f 相互作用,进而与驱动弹簧 92f 相互作用,从而释放压缩的驱动弹簧 92f 并导致刺血针装置 10f 启动。

[0157] 外壳 12f 的主体 20f 包括两个对置的内侧壁 190,每个侧壁限定出在主体 20f 内引导刺血针 70f 的运动的内部导向通道 192。导向通道 192 可形成为在内侧壁 190 上纵向延伸的凹槽或凹陷,或者形成为从侧壁 190 向内延伸的部分突起结构。导向通道 192 适合接收载体 76f 上的导向突片 78f,以引导刺血针 70f 在主体 20f 内的移动。导向通道 190 每个限定出端面或止动件 194,而后者可用来为导向突片 78f 提供止动件,以免刺血针 70f 在刺

血针装置 10f 启动后通过前开口 30f 完全从主体 20f 中轴向移动出来。然而,期望远端弹簧导向件 88f 形成为提供用于啮合支撑收缩弹簧 94f 的、护套体 50f 中的内部套筒 96f 的对接结构,以免刺血针 70f 通过前开口 60f 完全从护套体 50f 中轴向移动出来。

[0158] 刺血针 70f 是以与前述刺血针装置 10d 的刺血针 70d 通常类似的方式形成的,而载体 76f 包括两个向外延伸的导向突片 76f 并支撑在前端具有刺端 74f 的刺血针 72f。与前面的实施例一样,从载体 76f 侧向向外延伸的导向突片 78f 啮合主体 20f 中的导向通道 190。载体 76f 在其后端进一步包括近端轮缘或后轮缘 196。轮缘 196 通常限定出近端弹簧导向件 86f 的前端,并且其直径一般大于载体 76f 上的远端弹簧导向件 88f 的直径,且一般至少等于驱动弹簧 92f 的前端直径。轮缘 196 是作为刺血针 70f 上与板件 184 干涉啮合的接触结构或接触面而提供的,以免刺血针装置 10f 启动,并在刺血针装置 10f 的初始预启动状态保持驱动弹簧 92f 的压缩。正如所示出的,轮缘 196 的直径一般也至少等于驱动弹簧 92f 的直径,并提供在刺血针装置 10f 的初始预启动状态保持驱动弹簧 92f 处于压缩状态的接触结构或接触面。在刺血针装置 10f 的启动过程中,驱动弹簧 92f 将对抗轮缘 196 进行作用,以将刺血针 70f 偏置到刺入位置(如此处进一步所述)。通常,刺血针 70f 适合在初始位置与刺入位置之间穿过主体 20f 的内腔 28f 轴向移动,在初始位置板件 184 与刺血针 70f 干涉啮合,借此将驱动弹簧 92f 保持或维持在压缩或加载状态,在刺入位置刺血针 72f 的刺端 74f 在主体 20f 的前开口 30f 之外延伸一段足以在病人身体上产生刺伤的距离。

[0159] 板件 184 限定出通常位于中心的钻孔或钻口 197,而后者的大小和形状适合与刺血针 70f 的载体 76f 的横截面形状或轮廓匹配,从而允许载体 76f 在刺血针装置 10f 的启动过程中通过。具体地说,钻孔 197 包括一般为圆形的中心部分 198 和两个邻接的侧向延伸的缺口 200,这两个缺口限定出允许载体 76f 在刺血针装置 10f 的启动过程中通过的形状。

[0160] 关于现在提到的刺血针装置 10f 的通用部件,现在继续参照图 31-37 来描述刺血针装置 10f 的使用和操作。在使用前,从载体 76f 沿远端延伸的护盖 100f 通过如下方式除去:打破与载体 76f 的易碎连接部,并将护盖 100f 以前述方式从主体 20f 的前开口 30f 中抽出。在刺血针装置 10f 的初始预启动状态,板件 184 相对于载体 76f 定位,以使载体 76f 上的后轮缘 196 和导向突片 78f 与钻孔 197 偏置,并因此与板件 184 的后侧干涉啮合。具体地说,载体 76f 在后轮缘 196 和导向突片 78f 处限定出的横截面形状与钻孔 197 偏置,一般是垂直偏置。结果,驱动弹簧 92f 在载体 76f 上的后轮缘 196 与后盖帽 24f 之间保持在压缩加载状态。驱动弹簧 92f 的后端或近端可以本公开文本中前述的方式安装到后盖帽 24f 上。驱动弹簧 92f 的前端或远端可以前述方式与近端弹簧导向件 86f 和载体 76f 的后轮缘 196 相联,并利用诸如粘合剂和 / 或直接机械连接的合适方式安装到后轮缘 196 上。

[0161] 为了完成刺入过程,使用者抓住外壳 12f 的对置两侧,并使主体 20f 的前轮缘 42f 与病人身体上的靶部位接触。使用者然后沿箭头 X 方向将向下的压力施加到杆 182 上,从而导致杆 182 枢转(即压下)到主体 20f 的内腔 28f 中。当杆 182 在内腔 28f 中向下枢转时,板件 184 也在内腔 28f 中向下枢转,同时最初维持与刺血针 70f 的干涉啮合,并借此继续将驱动弹簧 92f 维持在压缩状态。具体地说,板件 184 最初维持与刺血针 70f 的干涉啮合,其中后轮缘 196 的前侧或前面和载体 76f 上的导向突片 78f 的前侧或前面与板件 184 的后侧或后面干涉啮合,借此保持驱动弹簧 92f 压缩在后轮缘 196 与后盖帽 24f 之间。当

杆 182 继续陷入主体 20f 内时,板件 184 上的钻孔 197 最终与载体 76f 在后轮缘 196 和导向突片 78f 的部位限定出的匹配横截面形状对齐,借此允许载体 76f 通过钻孔 197。当后轮缘 196 与导向突片 78f 及板件 184 之间的干涉啮合释放时,驱动弹簧 92f 中的储存潜能也得以释放并用来将刺血针 70f 移到刺入位置。

[0162] 如图 35-37 所示,杆 182 的枢转运动导致板件 184 的相应枢转运动。结果,当板件 184 在主体 20f 内向下枢转时,板件 184 就开始限定出具体与刺血针装置 10f 和外壳 12f 的中心轴 A 的垂直轴 PA 所成的角度 α 。当杆 182 进一步陷入主体 20f 内时,由板件形成的角度增大到角度 α' 。板件 184 的角度取向使得钻孔 197 相对于中心轴 A 稍稍倾斜取向。结果,当板件 184 在主体 20f 中向下和稍稍向前移动时,钻孔 197 就不沿轴 PA 精确取向,而是与此轴成一个角度。由于钻孔 197 与主体 20f 的中心轴 A 之间的角度“偏置”,由载体 76f 在后轮缘 196 和导向突片 78f 的部位限定出的匹配横截面形状将不会容易地通过钻孔 197,直到钻孔 197 的尺寸增大以补偿板件 184 的角度取向为止。因此,在刺血针装置 10f 中,期望增大钻孔 197 的尺寸以补偿板件 184 的向前角度运动。或者是,板件 184 定位在轨道中,以便杆 182 的枢转运动转换成板件 184 的线性轨道运动。板件 184 仍然允许后轮缘 196 和导向突片 78f 通过钻孔 197。

[0163] 随着驱动弹簧 92f 中的储存潜能的释放以及提供作用于刺血针 70f 上的偏置力,驱动弹簧 92f 使刺血针 70f 从后盖帽 24f 偏离并穿过主体 20f。在这样的推进运动过程中,导向突片 78f 在导向通道 192 中的啮合引导刺血针 70f 沿轴向穿过主体 20f。施加于刺血针 70f 上的偏置力优选足以使刺血针 72f 的刺端 74f 伸出一段足够的距离并具有来自主体 20f 的前开口 30f 足以在病人身体上的所需部位产生刺伤的力。而且,在刺血针 70f 的推进运动过程中,载体 76f 上的近端弹簧导向件 86f 从仍旧与后盖帽 24f 相连的驱动弹簧 92f 上释放出来。当刺血针 70f 在推进运动中向前移动时,远端弹簧导向件 88f 啮合收缩弹簧 94f。驱动弹簧 92f 的偏置 / 推进力通过远端弹簧导向件 88f 与收缩弹簧 94f 的啮合至少部分施加到收缩弹簧 94f 上,这导致收缩弹簧 94f 向远端凹穴 98f 压缩。收缩弹簧 94f 适合使刺血针 72f 的刺端 74f 穿过主体 20f 的前开口 30f 延伸一段足够的距离并具有足以刺入病人的皮肤并引发血流的力,随后使刺血针 70f 返回到外壳 12f 内基本上固定和静止的位置。正如所示出的,远端弹簧导向件 88f 期望提供用于啮合支撑收缩弹簧 94f 的内部套筒 96f 的对接表面,以免刺血针 70f 通过前开口 30f 完全从外壳 12f 的主体 20f 中轴向移动出来。当收缩弹簧 94f 返回到主体 20f 内的松弛或空载状态时,刺血针 70f 就收缩在主体 20f 中并返回到主体 20f 内的基本上固定和静止的位置。此后,收缩弹簧 94f 与远端弹簧导向件 88f 的啮合将刺血针 70f 保持在主体 20f 内,而刺血针 72f 的刺端 74f 隐藏在外壳 12f 内并避免刺血针 70f 进一步移到刺入位置。

[0164] 参照图 38-43,刺血针装置 10g 的第七实施例在这些图中示出,其是前面刚刚描述的刺血针装置 10f 的一个变型。刺血针装置 10g 在所有方面都与上面刚刚描述的刺血针装置 10f 类似,只是包括现在将要详细描述启动结构或启动器 180g 这一不同构造。刺血针装置 10g 的启动器 180g 用可压按钮 182g 代替刺血针装置 10f 的启动器 180 的枢转杆 182,从而允许板件 184g 直接沿轴 PA 陷入主体 20g 内,由此板件 184g 不再枢转到主体 20g 内并与轴 PA 形成一个角度,这与刺血针装置 10f 中的启动器 180 的杆 182 和下垂板件 184 的情形一样。除了刺血针装置 10g 的启动器 180g 与刺血针装置 10f 的启动器 180 之间的

上述区别之外,刺血针装置 10g 的所有其它方面都与前述的刺血针装置 10f 相同。

[0165] 如有关刺血针装置 10f, 10g 的图 31-43 进一步所示, 这些装置的启动结构或启动器 180, 180g 包括用于啮合外壳 12f, 12g 的主体 20f, 20g 的结构, 由此一旦启动结构或启动器 180, 180g 压下时, 就避免启动器 180, 180g 返回到其初始位置。在启动器 180, 180g 中, 一个或多个定位销 202, 202g 分别配备在杆 182 的近端或后端以及按钮 182g 的近端或后端。定位销 202, 202g 适合以咬合或摩擦配合的方式与限定在主体 20f, 20g 内的匹配凹槽 204 啮合。主体 20f, 20g 中的凹槽 204, 204g 分别与杆 182 的近端或后端以及按钮 182g 的近端侧面或后侧相反设置。在操作中, 当杆 182 和按钮 182g 分别陷入主体 20f, 20g 时, 定位销 202, 202g 就成功啮合主体 20f, 20g 中的匹配凹槽 204, 204g。定位销 202, 202g 在匹配凹槽 204, 204g 中的匹配啮合避免杆 182 和按钮 182g 返回到其初始位置。多个定位销 202, 202g 的使用允许杆 182 和按钮 182g 以离散的向下步骤或阶段移到启动位置, 在该位置, 限定在板件 184, 184g 上的钻孔 196, 196g 与载体 76f, 76g 的匹配或相应横截面形状对准, 以使刺血针 70f, 70g 移到刺入位置。

[0166] 参照图 44-52, 刺血针装置 10h 的第八实施例在这些图中总体示出, 其通常包括外壳 12h 和设置在外壳 12h 中的刺血针 70h。刺血针装置 10h 与前面讨论的刺血针装置 10a-c, e 不同, 因为刺血针装置 10h 不是通过将护套部件收缩 (即压下) 到外壳 12h 内而启动的。然而, 刺血针装置 10h 与上面讨论的刺血针装置 10d, 10f 和 10g 类似, 因为刺血针装置 10h 最初处于待命或加载状态, 而刺血针 70h 准备在干涉啮合或结构释放后由驱动弹簧 92h 偏置到刺入位置, 且刺血针装置 10h 同样包括用于释放或去除干涉啮合的可压下启动结构或启动器。此外, 刺血针装置 10h 合并有切割或剪切部件诸如刺血针 10a, 10b 中采用的用于去除干涉啮合的部件。与前面的实施例一样, 在刺血针装置 10h 的初始待命状态, 驱动弹簧处于压缩 (即加载) 状态, 准备在干涉啮合去除后在皮肤刺入操作中将刺血针 70h 偏置到刺入位置。

[0167] 刺血针装置 10h 的外壳 12h 包括通常具有圆柱形中空构造的细长主体 20h。主体 20h 具有远端或前端部分 22h, 以及形成主体 20h 的近端或后端部分 26h 的后盖帽 24h。主体 20h 的内部通常是开放的并限定出内腔 28h。内腔 28h 由于后盖帽 24h 的存在而在后端是封闭的, 且包括限定在主体 20h 的前端部分 22h 上的前开口 30h, 刺血针 70h 在刺血针装置 10h 启动时穿过此开口延伸。主体 20h 和后盖帽 24h 可以一体形成。一般, 主体 20h 和后盖帽 24h 是附着到一起从而形成外壳 12h 的两个分离部件, 如图所示, 这样容易组装成刺血针装置 10h。例如, 主体 20h 和后盖帽 24h 可通过合适的医用级粘合剂附着到一起, 和/或利用在这二者之间提供机械啮合的内部啮合结构例如摩擦配合或咬合构造连接起来。例如, 主体 20h 可包括与后盖帽 24h 上的环形轮缘 36h 配合的环形轮缘 32h, 环形轮缘 36h 凹陷以接收环形轮缘 32h。粘合剂诸如医用级粘合剂可用来将环形轮缘 32h 和环形轮缘 36h 固定到一起。与刺血针装置 10d, 10f 和 10g 一样, 主体 20h 的远端或前端部分 22h 包括沿轴向向后延伸的套筒 96h, 套筒 96h 限定出用于接收和支撑收缩弹簧 94h 的远端凹穴 98h。

[0168] 此外, 外壳 12h 的主体 20h 进一步包括用于使刺血针 70h 启动并相应释放驱动弹簧 92h、与前述刺血针装置 10d 通常类似方式的枢转启动结构或启动器 206。启动结构或启动器 206 通常包括启动杆 208, 启动杆 208 相对于主体 20h 可枢转移动, 并期望位于邻近后盖帽 24h 的主体 20h 的后端部分 26h。启动杆 208 可从后盖帽 24h 沿远端或向前延伸并通

过活动铰链或等同结构与后盖帽 24h 相连。杆 208 由此可与后盖帽 24h 一体形成。杆 208 或者与主体 20h 相联。例如,杆 208 可以作为主体 20h 的后端部分 26h 的一部分而形成,或者甚至作为主体 20h 的前端部分 22h 的一部分而形成并向后或沿近端向后盖帽 24h 延伸。与前面的实施例相反,杆 208 包括两个对置的下垂侧壁 210。侧壁 210 终止于切刃或刀片 212。切刃 212 可以是侧壁 210 上的一体锐缘,或者是安装到侧壁 210 端部的分离切割刀片。杆 208 通常适合陷入主体 20h 的内腔 28h,以便切刃 212 切割或切断限制驱动弹簧 92h 的主体 20h 内的干涉啮合,并借此使刺血针装置 10h 启动(如此处详细描述)。

[0169] 外壳 12h 的主体 20h 可形成有通常为矩形的截面(如图 46 所示),并包括两个对置的内侧壁 213,每个内侧壁限定出内部隔架或凸缘 214。刺血针 70h 通常适合啮合隔架 214,以限制压缩的驱动弹簧 92h,并且在杆 208 陷入主体 20h 内之后,刺血针 70h 上的结构被切割或切断,从而使刺血针 70h 与隔架 214 的干涉啮合释放,由此释放驱动弹簧 92h 的偏置力。主体 20h 限定出容纳刺血针 70h 并引导刺血针 70h 在主体 20h 内的运动的主引导通道 216。

[0170] 刺血针 70h 是以与前述实施例通常类似的方式形成的,并包括在前端具有刺端 74h 的刺血针 72h,和将刺血针 72h 支撑在后端的载体 76h。载体 76h 现在包括一对向外延伸的、通常取代本公开文本中前述的导向突片的突片部件 218。突片部件 218 适合与隔架 214 干涉啮合,以便将刺血针 70h 具体定位在外壳 12h 和主体 20h 中。突片部件 218 与隔架 216 之间的干涉啮合进一步用来限制压缩的驱动弹簧 92h。突片部件 218 适合在杆 208 陷入主体 20h 内之后用侧壁 210 上的切刃 212 切割或切断。为了此目的,突片部件 218 可限定出锥形截面,此截面形成可用侧壁 210 上的切刃 212 切穿的狭窄颈部或薄弱区域 220。颈部区域 220 可采取其它形式例如划线,但是在杆 208 陷入外壳 12h 的主体 20h 内时通常适合用切刃 212 容易切穿或剪穿(即导致破坏)。载体 76h 进一步包括分别啮合刺血针装置 10h 的驱动弹簧 92h 和收缩弹簧 96h 的近端或后端弹簧导向件 86h 和远端或前端弹簧导向件 88h。弹簧导向件 86h,88h 可与载体 76h 的主体一体形成,或者作为离散部件以前述方式安装到载体 76h 的主体上。

[0171] 在操作中,刺血针 70h 适合在初始位置与刺入位置之间穿过主体 20h 的主导向通道 216 轴向移动,在初始位置突片部件 218 与主体 20h 限定的隔架 214 干涉啮合且刺血针 72h 的刺端 74h 完全设置在主体 20h 内,在刺入位置载体 76h 设置在主导向通道 216 中,而刺端 74h 在主体 20h 的前开口 30h 之外延伸一段足以在病人身体上产生刺伤的距离。在刺血针装置 10h 的初始预启动状态,驱动弹簧 92h 至少部分压缩在后盖帽 24h 与载体 76h 之间,并且一般具有足以实施皮肤刺入过程的储存潜能。驱动弹簧 92h 的后端或近端一般以本公开文本中前述的方式安装到后盖帽 24h 上。驱动弹簧 92h 的前端或远端与载体 76h 相联并围绕近端弹簧导向件 86h 设置,且可以利用前述的类似方式例如用合适的粘合剂或直接机械连接安装到载体 76h 上。如图所示,例如,在图 47 中,驱动弹簧 92h 直接啮合载体 76h,载体 76h 可进一步包括两个向外延伸的突片或凸缘 222,驱动弹簧 92h 的前端啮合在此凸缘上,从而提供将驱动弹簧 92h 的偏置力传递到刺血针 70h 的额外表面,由此将刺血针 70h 移到刺入位置。

[0172] 继续参照图 44-52,现在描述刺血针装置 10h 的使用和操作。与前面的实施例一样,从载体 76h 沿远端延伸的护盖(未示出)与载体 76h 一起配备。与前面的实施例一样,

这样的护盖通过如下方式除去：打破与载体 76h 的易碎连接部，并将护盖从主体 20h 的前开口 30h 中抽出。主体 20h 的前端轮缘 42h 然后与病人身体上的靶部位接触。如前所述，刺血针装置 10h 最初处于待命状态，而刺血针 70h 准备在压缩的驱动弹簧 92h 释放之后引发刺入过程。

[0173] 为了完成刺入过程，使用者抓住外壳 12h 的对置两侧，并将向下指向的力沿箭头 X 施加到杆 208 上，从而导致杆 208 枢转（即压下）到主体 20h 的内腔 28h 中。当杆 208 陷入主体 20h 内时，下垂侧壁 210、更具体地说是每个下垂侧壁 210 端部的切刃 212 就在突片部件 218 上的减小截面、薄弱区 220 接触突片部件 218。当杆 208 继续陷入主体 20h 内时，侧壁 210 上的切刃 212 就开始切穿每个突片部件 218 上的颈部区域 220。一旦突片部件 218 完全被切穿，突片部件 218 与主体 20h 的侧壁 213 限定出的隔架 214 之间的干涉啮合就被除去，从而使驱动弹簧 92h 释放，进而将刺血针 70h 偏置到刺入位置。随着驱动弹簧的偏置力的释放，驱动弹簧 92h 随后使刺血针 70h 从后盖帽 24h 偏离并穿过主导向通道 216。施加于刺血针 70h 上的偏置力优选使刺血针 72h 的刺端 74h 伸出一段足够的距离并具有来自主体 20h 的前开口 30h、足以在病人身体上的所需部位产生刺伤的力。而且，在刺血针 70h 的推进运动过程中，载体 76h 上的近端弹簧导向件 86h 从仍旧与后盖帽 24h 相连的驱动弹簧 92h 上释放出来。

[0174] 在刺血针 70h 于推进运动中向前移动时，远端弹簧导向件 88h 啮合收缩弹簧 94h。由驱动弹簧 92h 提供的偏置 / 推进力通过远端弹簧导向件 88h 与收缩弹簧 94h 的啮合至少部分施加于收缩弹簧 94h 上，这导致收缩弹簧 94h 向远端凹穴 98h 压缩。收缩弹簧 94h 使得刺血针 72h 的刺端 74h 穿过主体 20h 的前开口 30h 延伸一段足够的距离并具有足以刺入病人皮肤和引发血流的力，随后使刺血针 70h 返回到外壳 12h 内的基本上固定和静止的位置。载体 76h 期望形成有在远端弹簧导向件 88h 的基底形成的肩部 224，此肩部的构造适合啮合由主体 20h 的侧壁 213 在主导向通道 216 中限定出的对接表面或止动件 226，以免刺血针 70h 通过前开口 30h 完全从主体 20h 中轴向移动出来。止动件 226 是由支撑收缩弹簧 94h 的向后延伸的内部套筒 96h 向后限定出的。当收缩弹簧 94h 返回到主体 20h 内的松弛或空载状态时，刺血针 70h 就收缩在主体 20h 中并返回到主体 20h 内的基本上固定和静止的位置。此后，收缩弹簧 94h 与远端弹簧导向件 88h 的啮合以前面详述的方式将刺血针 70h 隐藏在外壳 12h 内，并避免刺血针 70h 进一步移到刺入位置。在本公开文本中，多个部件已经被标示为适合“切割”、“剪切”、“产生”、“折断”，以使刺血针装置 10 释放和启动。这些术语可以在“破坏”项目或部件的通用标题下全部分组，意思是当施加无论什么形式的力（例如钝力或切力）时都预计发生失效。

[0175] 参照图 53-55，2004 年 11 月 30 日提交的、序列号为 11/270,330、题为“Contact Activated Lancet Device”的美国专利申请中公开的刺血针装置的修正在这些图中示出，该专利文献的全部公开内容作为参考并入本文。上述并入的参考文献中公开的刺血针装置 10 可包括保持毂 90 的修改版本。图 53 表示出作为并入的参考文献中公开的刺血针装置 10 的一部分的保持毂 90i，该文献的公开内容将用来描述保持毂 90i 的位置和操作。保持毂 90i 通常限定出环形形状，并适合将刺血针 70 保持在收缩到外壳 12 内的初始待命位置。保持毂 90i 一般包括两个对置的细长支撑部件 91i，这两个支撑部件用两个枢转凸轮部件 92i 连接，从而形成保持毂 90i 的环形形状。凸轮部件 92i 每个包括与对置的支撑部件 91i

枢转啮合的两个向外延伸轴 93i。凸轮部件 92i 每个进一步包括至少一个一般为楔形的接触部件 94i, 该接触部件在其上表面上限定出上接触面 96i。凸轮部件 92i 每个在其底侧进一步限定出通常位于中心的凹槽或切口 100i。在此处结合刺血针装置 10 中的保持毂 90i 的操作来描述凹槽 100i 的目的。如图 54 和 55 所示, 凸轮部件 92i 每个期望包括通常设置在凸轮部件 92i 的相反两端的两个接触部件 94i, 而凹槽 100i 限定在接触部件 94i 之间的凸轮部件 92i 的底侧。

[0176] 在刺血针装置 10 中, 保持毂 90i 和刺血针 70 彼此互相干涉啮合, 由此保持毂 90i 将刺血针 70 限制在收缩到外壳 12 内的初始待命状态。例如, 载体 76 上的指部 82 可停靠在凸轮部件 92i 的上侧, 借此使得刺血针 70 与保持毂 90i 之间干涉啮合。而且, 接触部件 94i 上的上接触面 96i 适合与外壳 12 内的结构接触啮合。例如外壳 12 的后盖帽 24 可包括在其内延伸的结构, 例如在其至少一个、期望在两个对置内侧壁上一体形成并延伸的内部触点 46。由于保持毂 90i 在每个凸轮部件 92i 上一般包括两个接触部件 94i, 因此两个内部触点 46 可配备在外壳 12 的两个对置内侧壁的每一个上。每个内部触点 46 包括用于和接触部件 94i 上的相应接触面 96i 接触啮合的远端啮合凸轮面 47。

[0177] 在刺血针装置 10 的通常操作过程中, 护套体 50 向后盖帽 24 的轴向运动, 导致保持毂 90i 向后向后盖帽 24 位移, 而载体 76 的指部 82 驻留在凸轮部件 92i 上。保持毂 90i 的此向后运动导致后盖帽 24 内的内部触点 46 的啮合凸轮面 47 的接触面与凸轮部件 92i 的接触部件 94i 上的相应接触面 96i 啮合及共同作用。内部触点 46 的此啮合及继续向下移动导致凸轮部件 92i 相对于支撑部件 91i 在轴 93i 上枢转或围绕轴 93i 旋转。由于接触部件 94i 的通常为楔形的轮廓, 凸轮部件 92i 的枢转运动具有通过进一步“提升”指部 82 而进一步压缩驱动弹簧 92i 的作用, 至少直到载体部件 76 上的后毂 86 接触后盖帽 24 的内侧那一点为止。在此点, 护套体 50 向后盖帽 24 的继续轴向位移使凸轮部件 92i 枢转到这样一个位置: 在该位置限定在凸轮部件 92i 底侧的凹槽 100i 已经旋转 to 通常与指部 82 对准的位置, 在该位置指部 82 与凸轮部件 92i 之间的干涉啮合通过这样的对准得以释放。驱动弹簧 102 的偏置力然后将刺血针 70 从后盖帽 24 向下推离并沿轴向穿过外壳 12 和护套体 50, 而导向突片 78 沿轴向穿过由保持毂 90i 限定的环形开口。

[0178] 参照图 56-67, 刺血针装置 10k 的最后一个实施例在这些图中总体示出。刺血针装置 10k 通常包括外壳 12k、与外壳 12k 可移动相联的护套 14k 以及可移动地设置在外壳 12k 内的刺血针 70k。护套 14k 可移动地与外壳 12k 相联, 并且至少部分设置在外壳 12k 内。护套 14k 从外壳 12k 向外延伸, 同时刺血针 70k 包含在外壳 12k 内并且一般可沿轴向穿过护套 14k 移动。

[0179] 外壳 12k 包括具有通常为圆柱形中空构造的细长主体 20k。主体 20k 具有远端或前端部分 22k, 以及形成主体 20k 的近端或后端部分 26k 的后盖帽 24k。主体 20k 的内部通常是开放的并限定出内腔或内孔 28k。内腔 28k 由于后盖帽 24k 的存在而在后端是封闭的, 且包括由主体 20k 的前端部分 22k 限定出的前开口 30k, 护套 14k 穿过此开口延伸。主体 20k 和后盖帽 24k 可以一体形成。或者是, 主体 20k 和后盖帽 24k 是以本公开文本中前述的通用方式附着到一起从而形成外壳 12k 的两个分离部件。主体 20k 进一步包括作为前端部分 22k 的一部分形成的且限定出开口 30k 的前轮缘 42k。

[0180] 护套 14k 一般是包括护套体 50k 的通常为圆柱形的中空结构, 护套体 50k 具有远

端或前端 52k 和近端或后端 54k, 护套 14k 限定出贯穿其延伸的内腔或内孔 56k。护套体 50k 的前端 52k 限定出部分前端壁或轮缘 58k, 轮缘 58k 限定出前开口 60k, 刺血针 70k 的刺入部件在刺血针装置 10k 被使用者启动时穿过此开口延伸。前端壁 58k 一般限定出接触病人身体上的预计刺入区域、围绕前开口 60k 的小接触区。通过在护套 14k 中配备多个在四周形成的周围凹痕(未示出), 该减小的接触区可以更小(即表面积减小)。外壳 12k 和护套 14k 的外部表面特征可以按照前面作为参考并入本文的序列号为 11/123, 849 的申请中公开的人机特征和结构来形成。护套体 50k 的后端 54k 限定出后轮缘 63k。

[0181] 护套 14k 一般在外壳 12k 内沿轴向可滑动地移动。护套 14k 和外壳 12k 可共轴相联, 且护套 14k 和外壳 12k 围绕公共中心轴 A 共轴设置。护套 14k 和外壳 12k 每个通常为圆柱形。旋转部件或凸轮从动件、一般是导板 262, 进一步与护套 14k 相联。具体地说, 导板 262 设置在护套体 50k 的后端 54k 处并啮合护套体 50k 的后轮缘 63k。板 262 是通常为环形的结构且用两个对置间隙狭槽 264 和两个对置导向狭槽 266 限定出中心开口 263。间隙狭槽 264 和导向狭槽 266 沿通常彼此正交的两个轴取向。板 262 的外周或四周形成有用于接收和啮合凸轮结构的两个对置的凸轮导向凹槽 268, 该凸轮结构适合使板 262 旋转, 进而导致刺血针装置 10k 启动(如此处进一步所述)。板 262 一般与护套体 50k 的后轮缘 63k 旋转滑动啮合或接触, 以允许其相对于后轮缘 63k 旋转。具体地说, 板 262 包括与后轮缘 63k 和背离后轮缘 63k 的上侧 272 接触的底侧 270。由于板 262 的底侧 270 与后轮缘 63k 之间的接触, 当诸如通过将护套体 50k 沿轴向收缩(即压下)到主体 20k 内而将轴向运动施加到护套体 50k 上, 从而启动刺血针装置 10k(如此处所述)时, 板 262 适合与主体 20k 中的护套体 50k 一起滑动。据此, 为了将护套体 50k 收缩(即压下)到外壳 12k 的主体 20k 内而施加到护套体 50k 上的任何轴向运动, 都将通过后轮缘 63k 与板 262 的接触啮合而传递给板 262。

[0182] 刺血针装置 10k 进一步包括设置在外壳 12k 内并伸入护套 14k 的刺血针 70k。刺血针 70k 包括以刺血针 72k 的形式示出的刺入部件。刺血针 72 在其前端包括刺端 74k。刺血针 70k 通常适合在初始位置与刺入位置之间穿过护套体 50k 的内腔 56k 轴向移动, 在初始位置刺端 74k 设置在护套体 50k 内, 在刺入位置刺端 74k 在护套体 50k 的前开口 60k 之外延伸一段足以在病人身体上产生刺伤的距离。刺血针 72k 的刺端 74k 适合刺入病人的皮肤, 且可以是尖端、针尖、刀刃以及类似形式。刺端 74k 可包括优选的对准取向, 诸如沿特定取向对准的尖端或刀片。在这样的取向上, 护套体 50k 和/或外壳 12k 的主体 20k 可包括对应于刺端 74k 的对准取向的靶标示。护套体 50k 上的凹痕(未示出)和/或主体 20k 上的凹痕(未示出)可用作这样的对准取向(如本公开本文以前所述)。

[0183] 刺血针 70k 包括在其后端支撑刺血针 72k 的载体 76k。载体 76k 和护套体 50k 可包括用于引导刺血针 70k 在护套体 50k 中的移动的相应导向表面。例如, 载体 76k 在其外表面上可包括导向突片 78k, 而护套体 50k 限定出沿其内壁纵向延伸的、用于在刺血针装置 10k 启动后将导向突片 78k 可滑动地容纳在其内的相应导向通道 80k。载体 76k 在其两个对置侧面可包括一对细长导向突片 78k(如图所示), 或者一个细长导向突片 78k, 护套体 50k 可包括沿其对置内表面延伸的、对应于每个导向突片 78k 的一对导向通道 80k, 或者一个相应导向通道 80k。在刺血针装置 10k 的初始预启动状态, 导向突片 78k 在导向通道 80k 中的啮合确保避免刺血针 70k 在刺血针装置 10k 的启动顺序过程中在护套体 50k 内实质上旋

转,其中板 262 相对于后轮缘 63k 作滑动旋转运动(如此处所述)。启动后,导向突片 78k 在导向通道 80k 中的啮合引导刺血针 70k 移到刺入位置。

[0184] 如图 60 所示,除了两个对置的导向突片 78k 之外,载体 76k 还包括沿一个通常与穿过导向突片 78k 的轴正交的轴取向的两个启动片 81k。启动片 81k 形成刺血针装置 10k 的启动结构或启动器的一部分。启动片 81k 的长度小于导向突片 78k 的长度,一般接近载体 76k 的长度。启动片 81k 包括适合在刺血针 70k 的初始预启动状态啮合或驻留在导板 262 的上侧 270 的远端面 82k。当板 262 旋转到合适的对准位置而启动片 81k 允许刺血针装置 10k 启动(如此处所述)时,启动片 81k 通常适合与板 262 上的间隙狭槽 264 匹配或对准。同样,导向突片 78k 的大小适合与板 262 上的导槽 266 匹配。然而,导向突片 78k 在刺血针装置 10k 的初始预启动状态通常至少部分穿过导槽 266 延伸,且导槽 266 的尺寸一般更大,足以使板 262 相对于载体 76k 旋转,而导向突片 78k 由于存在于导槽 266 中而干涉这样的旋转。

[0185] 护套体 50k 可限定出附加的内部导向通道 84k,导向通道 84k 在启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合由于板 262 的旋转而被除去时用于接收启动片 81k。这样的附加导向通道 84k 是任选的,因为导向突片 78k 和导向通道 84k 的联接一般足以在刺血针 70k 的刺入运动过程中引导载体 76k 的运动。如果配备的话,附加导向通道 84k 可延伸护套体 50k 的内部长度或仅沿护套体 50k 的一部分长度延伸。载体 76k 进一步包括分别啮合刺血针装置 10k 的驱动弹簧和收缩弹簧的近端或后端弹簧导向件 86k 和远端或前端弹簧导向件 88k(如本文所述)。弹簧导向件 86k,88k 可与载体 76k 一体形成,或者作为离散的分部件以本公开文本中前述的方式配备。

[0186] 刺血针 70k 穿过刺血针装置 10k 的运动是通过由驱动弹簧 92k 提供的偏置力实现的。驱动弹簧 92k 适合将偏置力施加到刺血针 70k 上,以驱动刺血针 70k 穿过刺血针装置 10k 向刺入位置移动,而且驱动弹簧 92k 设置在主体 20k 的后端与刺血针 70k 之间。后盖帽 24k 可包括使驱动弹簧 92k 对准和/或维持在后盖帽 24k 上的合适取向的结构。例如,后盖帽 24k 可包括用于正确定位驱动弹簧 92k 的内部对准结构(未示出)。刺血针 70k 如前所示,包括在刺血针装置 10k 的初始预启动状态啮合驱动弹簧 92k 的相反端的近端弹簧导向件 86k。导向突片 78k 和启动片 81k 可用作啮合驱动弹簧 92k 的远端的附加或取代结构。

[0187] 在刺血针装置 10k 的初始状态,驱动弹簧 92k 一般在后盖帽 24k 与载体 76k 的远端弹簧导向件 88k 之间处于通常未压缩的空载状态。然而,驱动弹簧 92k 可经近端弹簧导向件 86k 将有限的向前的偏置力或定位力施加在载体 76k 上,以便有助于维持启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合。或者是,驱动弹簧 92k 可部分压缩在后盖帽 24k 与载体 76k 之间,并适合在这二者之间进一步压缩。在刺血针装置 10k 的启动过程中,护套体 50k 向主体 20k 内的收缩由于刺血针 70k 与板 262 之间的干涉啮合而导致驱动弹簧 92k 压缩或进一步压缩,借此将刺血针 70k 偏置到刺入位置所必需的潜能储存在驱动弹簧 92k 中。当护套体 50k 进一步收缩到主体 20k 内时,板 262 相对于刺血针 70k 的旋转最终除去启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合,借此将压缩的驱动弹簧 92k 中储存的潜能作为施加到刺血针 70k 上的动能释放出来,从而将刺血针 70k 偏置到刺入位置。

[0188] 收缩或返回弹簧 94k 可进一步配备在刺血针装置 10k 的前端,用于在刺血针 70k

沿轴向移到刺入位置后将刺血针 70k 收缩到护套体 50k 内,在刺入位置刺入部件 74k 从护套体 50k 的远端或前端 52k 向外延伸。收缩弹簧 94k 适合在刺血针 70k 的向前刺入运动过程中被从载体 76k 向前延伸的远端弹簧导向件 88k 啮合(如本文所述)。护套体 50k 的前端壁 58k 形成用于接收和支撑收缩弹簧 94k 的远端凹穴 98k。在刺入过程的刺血针装置 10k 的整个操作顺序中,收缩弹簧 94k 都设置在远端凹穴 98k 中。收缩弹簧 94k 可利用医用级粘合剂固定到护套体 50k 的前端壁 58k 的内侧或者以本公开文本中前述的方式将收缩弹簧 94k 机械固定到其上。驱动弹簧和收缩弹簧 92k,94k 一般是能够在压缩状态储存潜能的压缩弹簧。刺血针装置 10k 可进一步包括用于防护性覆盖刺血针 70k 的前端的防护片或盖 100k(如前面的实施例所述)。刺血针装置 10k 的各个部件一般都是用模制塑料材料例如医用级塑料材料形成的。刺血针 72k 可以用适合刺入皮肤的任何合适材料构成,且一般是外科级金属例如不锈钢。

[0189] 外壳 12k 的后盖帽 24k 进一步包括适合与板 262 相互作用以导致刺血针装置 10k 启动的内部结构。具体地说,后盖帽 24k 形成有至少一个、一般为两个沿远端延伸的启动部件、一般为凸轮件 280,每个凸轮件在其远端上形成有锥形凸轮面 282。凸轮部件 280 沿远端伸入板 262 上的各个凸轮导向凹槽 268 内。凸轮部件 280 与板 262 之间的凸轮作用提供了去除刺血针 70k 与板 262 之间的干涉啮合以使刺血针 70k 移到刺入位置的方式。更具体地说,在护套体 50k 向主体 20k 内的收缩运动过程中,凸轮部件 280 上的锥形凸轮面 282 与板 262 上的凸轮导向凹槽 268 之间的相互作用导致板 262 相对于载体 76k 进行充分的旋转运动,从而使启动片 81k 与板 262 上的间隙狭槽 264 对准,由此除去刺血针 70k 与板 262 之间的干涉啮合。如前所示,板 262 这样的旋转运动是护套体 50k 的后轮缘 63k 上的滑动旋转运动。还是如前所示,板 262 上的导槽 266 的大小优选足以使板 262 旋转对准位置,而导向突片 78k 不干涉这样的旋转。

[0190] 由于凸轮部件 280 的细长长度,护套体 50k 限定出对置的切口或缺口 284,用以在护套体 50k 收缩到主体 20k 内从而导致刺血针装置 10k 启动时,容纳在刺血针装置 10k 的初始预启动状态穿过凸轮导槽 268 延伸的凸轮部件 280 的远端尖部,以及凸轮部件 280 的远端尖部的最终前方位置。凸轮导槽 268 最初从缺口 284 偏置,但是在板 262 旋转对准位置时,凸轮导槽 268 最终与缺口 284 对准(如图 62 所示)。凸轮部件 280 与板 262 在凸轮导槽 268 中的啮合提供了维持或锁定板 262 在护套体 50k 的后轮缘 63k 上的取向的附加优点。由此,将避免或阻止板 262 在使用前脱开并且后轮缘 63k 的下降应该使刺血针装置 10k 从上侧转下来(即护套 14k 的尖向上)。从后盖帽 24k 延伸或从外壳 12k 的主体 20k 的内壁向内延伸的附加结构是用于维持板 262 在护套体 50k 的后轮缘 63k 上的定位。

[0191] 此外,为了避免凸轮部件 280 施加于板 262 上的旋转运动传递给护套体 50k,护套体 50k 可包括纵向延伸的外肋 288,外肋 288 适合与主体 20k 的内壁上的干涉结构例如啮合片或定位销(未示出)配合。这样的片或定位销与肋 288 的啮合基本上锁定护套体 50k 相对于主体 20k 的取向并避免护套体 50k 相对于主体 20k 旋转。而且,啮合肋 288 可用作在刺血针装置 10k 的启动过程中引导护套体 50k 向主体 20k 内的收缩运动的导向结构。护套体 50k 在前端 52k 进一步限定出对接肩部 290。对接肩部 290 适合与主体 20k 的前轮缘 42k 干涉啮合,以免护套体 50k、由此避免刺血针 70k 通过前开口 30k 从主体 20k 中沿轴向向前移动出来。此外,在刺血针装置 10k 的初始预启动状态,驱动弹簧 92k 在刺血针 70k 上

的有限定位或偏置力通过板 262 与护套体 50k 之间的干涉啮合被传递给肩部 290, 肩部 290 随后啮合前轮缘 42k。

[0192] 现在继续参照图 56-67 来描述刺血针装置 10k 的使用和启动。刺血针装置 10k 一般最初配有从载体 76k 沿远端延伸并穿过护套体 50k 的前端壁 58k 上的前开口 60k 的护盖 100k。在刺血针装置 10k 的初始预启动状态, 驱动弹簧 92k 一般没有被压缩在后盖帽 24k 的内侧与载体 76k 的近端弹簧导向件 86k 之间, 并且诸如在驱动弹簧 92k 提供的有限位置或偏置力的作用下, 刺血针 70k 最初与板 262 干涉啮合。具体地说, 从载体 76k 延伸的启动片 81k 驻留在板 262 的上侧 270, 并从板 262 上的匹配间隙狭槽 264 偏置。而且, 在刺血针装置 10k 的初始预启动状态, 导向突片 78k 设置在护套体 50k 的导向通道 80k 中, 并沿近端穿过板 262 上的导槽 266 延伸。如前所示, 在用来释放启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合的板 262 的旋转运动过程中, 导向突片 78k 在导向通道 80k 中的啮合避免刺血针 70k 在护套体 50k 中旋转, 更具体地说是避免了载体 76k 在护套体 50k 中的旋转 (如本文所述)。从后盖帽 24k 沿远端延伸的凸轮部件 280 至少部分穿过限定在板 262 四周的各个凸轮导槽 268。一般, 凸轮部件 280 的锥形凸轮面 282 接触凸轮导槽 268 内的板 262, 以便在护套体 50k 收缩 (即压下) 到主体 20k 内时允许凸轮部件 280 使板 262 作旋转运动, 并进而维持板 262 与护套体 50k 的后轮缘 63k 相联。如前所述, 板 262 上的导槽 266 的大小适合容纳导向突片 78k 并允许板 262 相对于载体 76k 旋转, 而导向突片 78k 不干涉使启动片 81k 与板 262 上的间隙狭槽 264 对准所必需的这样的旋转运动。在刺血针装置 10k 的这个初始预启动状态, 凸轮导槽 268 从护套体 50k 中的缺口 284 偏置, 而仅有凸轮部件 280 的远端尖部通过凸轮导槽 268 延伸 (如图 65B 所示)。

[0193] 为了使用刺血针装置 10k, 使用者将外壳 12k 的对置两侧抓在诸如拇指与一个手指之间, 并除去可破裂的护盖 100k。护盖 100k 一般是通过如下方式除去的: 在护套体 50k 的前端壁 58k 上的前开口 60k 中的组合扭曲和推进运动中移动护盖 100k, 以打破与载体 76k 的易碎连接部。一旦该易碎连接部破裂, 护盖 100k 就通过前开口 60k 除去。护套体 50k 的前端壁 58k 然后与病人身体上的部位接触, 在该部位期望产生引发血流的刺伤。如果配备的话, 靶标示可与所需的刺入部位对准。

[0194] 一旦置于身体上, 使用者就将向下指向的力施加到外壳 12k 的主体 20k 上, 从而压迫护套 14k 的护套体 50k 收缩 (即压下) 到外壳 12k 内。具体地说, 使用者沿箭头 X 方向施加向下指向的力, 借此将力施加到使用者的身体 (即皮肤表面) 上。这样的力在护套体 50k 的前端壁 58k 上产生相反的力, 从而导致护套体 50k 沿轴向收缩到外壳 12k 的主体 20k 内。当护套体 50k 收缩到主体 20k 内时, 护套体 50k 的后端 54k 沿近端 (即向后) 移向后盖帽 24k。护套体 50k 的后端 54k 处的后轮缘 63k 与板 262 之间的啮合使得板 262 与护套体 50k 一起移向后盖帽 24k。当整个刺血针 70k 由于启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合而向后移动时, 驱动弹簧 92k 就开始压缩或进一步压缩在后盖帽 24k 与载体 76k 之间, 更具体地是在近端弹簧导向件 86k 与后盖帽 24k 之间。基本上同时地, 凸轮部件 280 在板 262 上的凸轮导槽 268 中与板 262 相互作用, 并作用在板 262 上, 从而导致板 262 在护套体 50k 的后轮缘 63k 上滑动旋转。具体地说, 在护套体 50k 沿近端移动时, 凸轮部件 280 上的锥形凸轮面 282 就在凸轮导槽 268 中啮合板 262, 从而导致板 262 旋转。锥形凸轮面 282 的锥形将施加于护套体 50k 的线性收缩运动转换成板 262 的旋转运动。导向突片 78k 在导向通

道 80k 中的啮合避免刺血针 70k 和载体 76k 具体在护套体 50k 中旋转。如图 66B 所示, 凸轮部件 280 的远端进一步穿过凸轮导槽 268 伸出, 此时凸轮部件 280 将板 262 向释放位置旋转, 在该位置启动片 81k 与板 262 上的间隙 264 狭槽对准。

[0195] 当整个刺血针 70k 由于启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合继续向后移动时, 驱动弹簧 92k 就继续压缩在后盖帽 24k 与近端弹簧导向件 86k 之间, 并且凸轮部件 280 继续使板 262 在护套体 50k 的后轮缘 63k 上旋转。最终, 板 262 旋转到释放位置, 在该位置启动片 81k 与板 262 上的间隙狭槽 264 对准 (如图 67B 所示)。当这发生的时候, 启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合就得以释放。在启动片 81k 与间隙狭槽 264 对准的那一刻, 由于启动片 81k 与板 262 之间的干涉啮合而施加于驱动弹簧 92k 上的限制力得以释放, 从而将驱动弹簧 92k 中的储存潜能作为用来将刺血针 70k 在护套体 50k 中向前移动的动能来释放。随着压缩的驱动弹簧 92k 中的储存潜能作为动能而释放, 驱动弹簧 92k 将刺血针 70k 从后盖帽 24k 偏离并穿过护套体 50k 中的内腔 56k。在这样的运动过程中, 相应的导向突片 78k 和导向通道 80k 引导刺血针 70k 沿轴向穿过护套体 50k。作用于刺血针 70k 的偏置力优选足以导致刺血针 72k 的刺端 74k 伸出足够的距离并具有来自护套体 50k 中前开口 60k、足以在病人身体上的所需部位产生刺伤的力。而且, 在刺血针 70k 的推进轴向运动过程中, 刺血针 70k 的载体 76k 上的近端弹簧导向件 86k 从仍旧与后盖帽 24k 相连的驱动弹簧 92k 中释放出来。在刺血针装置 10k 中, 刺血针 70k 局限于仅仅相对于护套 14k 和外壳 12k 的轴向运动中。

[0196] 而且, 当刺血针 70k 在推进运动中向前移动时, 远端弹簧导向件 88k 就啮合收缩弹簧 94k 的后端。由驱动弹簧 92k 提供的偏置力通过远端弹簧导向件 88k 与收缩弹簧 94k 的后端之间的啮合至少部分施加到收缩弹簧 94k 上, 这导致收缩弹簧 94k 向远端凹穴 98k 压缩并储存潜能。收缩弹簧 94k 的设计使得其利用推进刺血针 70k 的驱动弹簧 92k 的偏置力可以完全或部分压缩, 但是仍然允许刺血针 72k 的刺端 74k 穿过护套体 50k 中的前开口 60k 延伸一段足够的距离并具有足以刺入病人皮肤并引发血流的力。与启动片 81k 相联的导向通道 84k 可形成有在刺血针 70k 的向前运动过程中被驱动片 81k 啮合的对接表面, 以免刺血针 70k 通过前开口 60k 从护套体 50k 中完全轴向移动出来。或者是, 载体 76k 和 / 或远端弹簧导向件 88k 适合与护套体 50k 的前端壁 58k 干涉啮合, 以免刺血针 70k 通过前开口 60k 从护套体 50k 中完全轴向移动出来。

[0197] 如前所示, 收缩弹簧 94k 一般是压缩弹簧并具有足够的弹性, 从而在刺血针 70k 伸到刺入位置之后能够返回到护套体 50k 内的松弛空载状态。据此, 一旦收缩弹簧 94k 压缩, 将通过与载体 76k 上的远端弹簧导向件 88k 的啮合在刺血针 70k 上提供返回的偏置力。收缩弹簧 94k 借此在护套体 50k 的前端壁 58k 与载体 76k 上的远端弹簧导向件 88k 之间作用, 从而使刺血针 70k 完全收缩到护套体 50k 内。具体地说, 收缩弹簧 94k 施加将刺血针 72k 的刺端 74k 完全收缩到护套体 50k 内的偏置力。而且, 当收缩弹簧 94k 返回到护套体 50k 内的松弛或空载状态时, 刺血针 70k 就返回到护套体 50k 内的静止位置, 其中刺血针 70k 设置在护套体 50k 内的相对固定和静止的位置。一旦收缩弹簧 94k 返回到松弛或未压缩状态, 收缩弹簧 94k 就保持刺血针设置在护套体 50k 内, 而刺端 74k 隐藏在护套体 50k 内, 并避免刺血针 70k 进一步移向刺入位置。

[0198] 虽然参照刺血针装置的几个不同实施例描述了本发明, 但是本领域的技术人员在

不脱离本发明的范围和精髓的情况下,可以对本发明进行修改和变型。据此,上述详细描述意在举例说明本发明,而无限定意义。本发明由所附的权利要求书来限定,在权利要求书等同含义和范围内对本发明作出的所有改变,都包含在权利要求书的范围内。

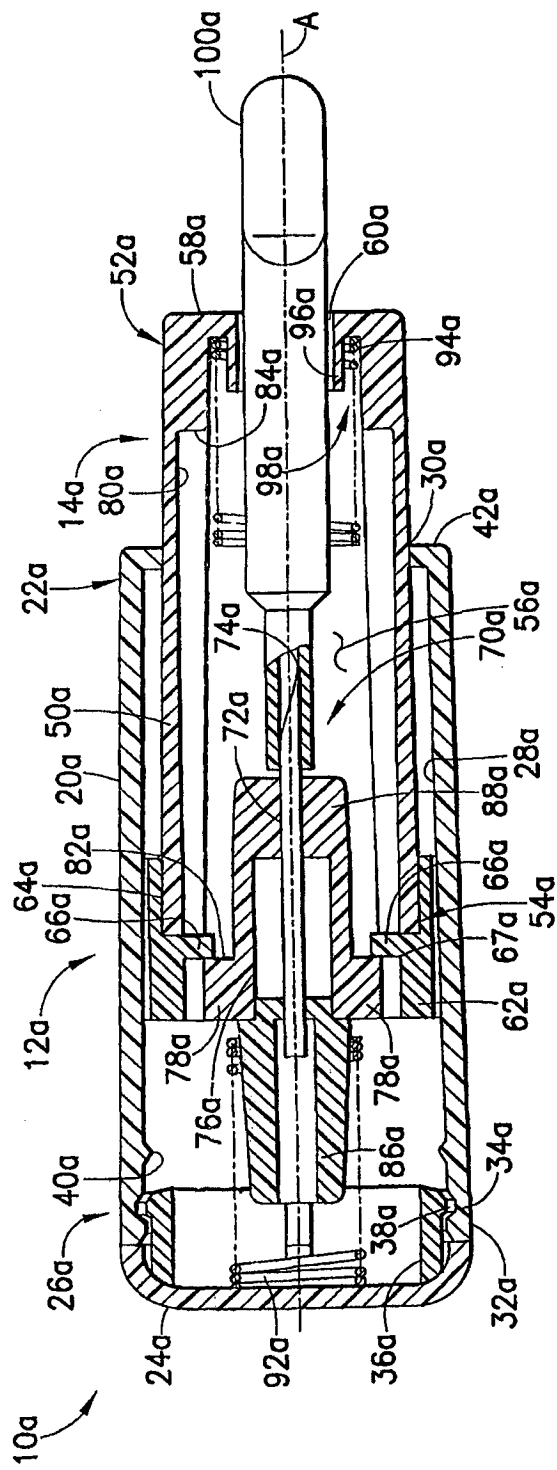


图 1

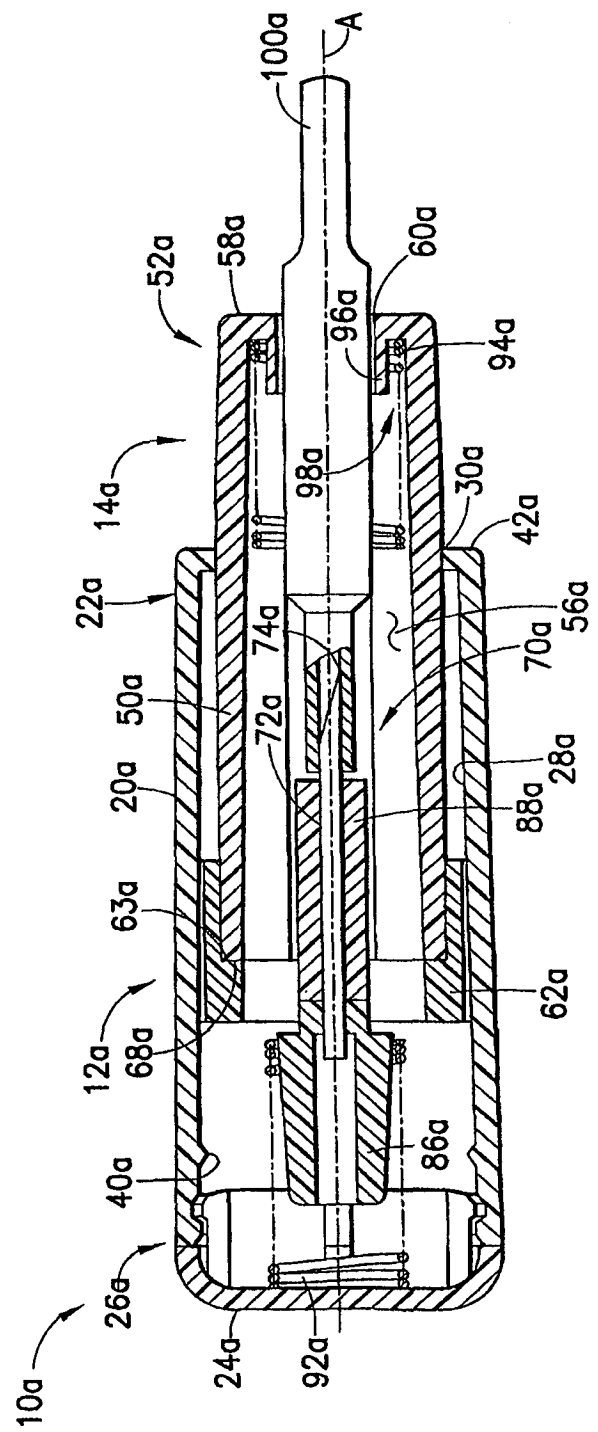


图 2

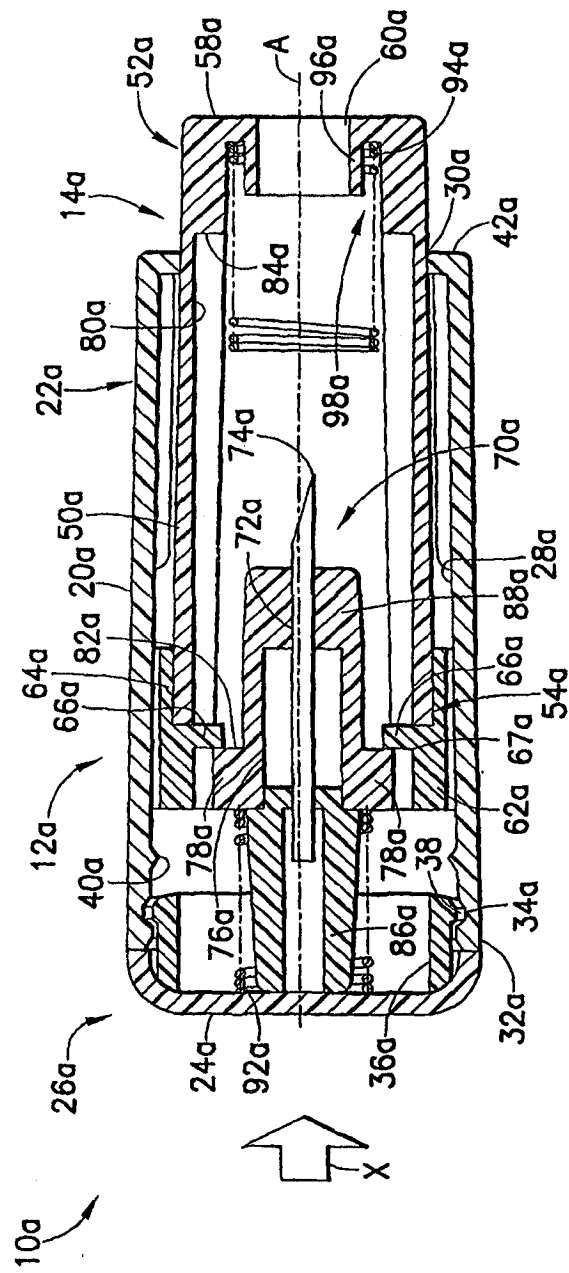


图 3

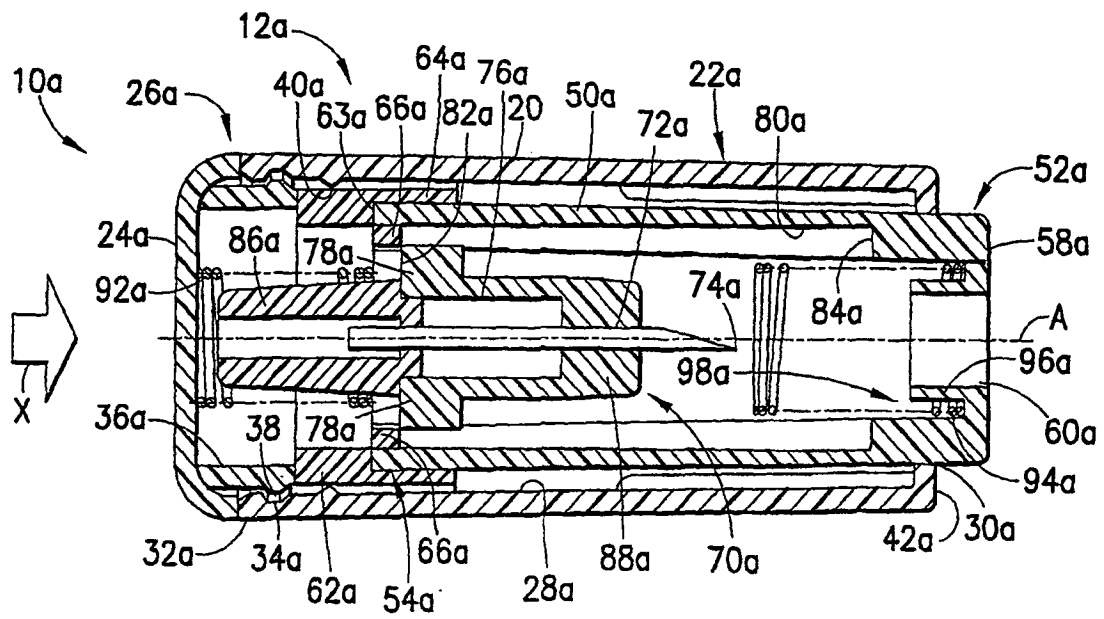


图 4

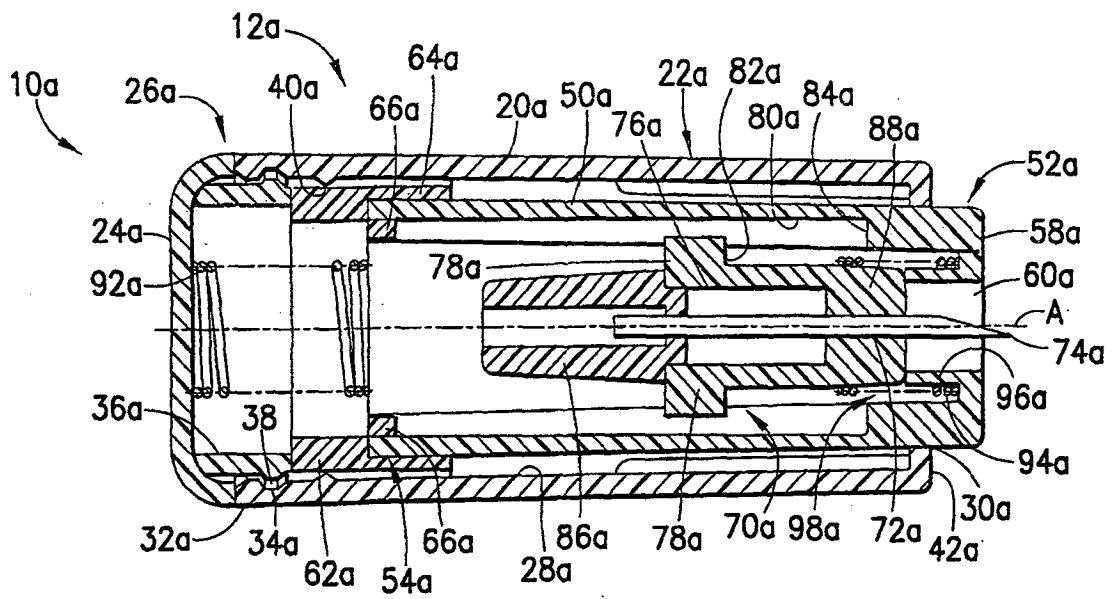


图 5

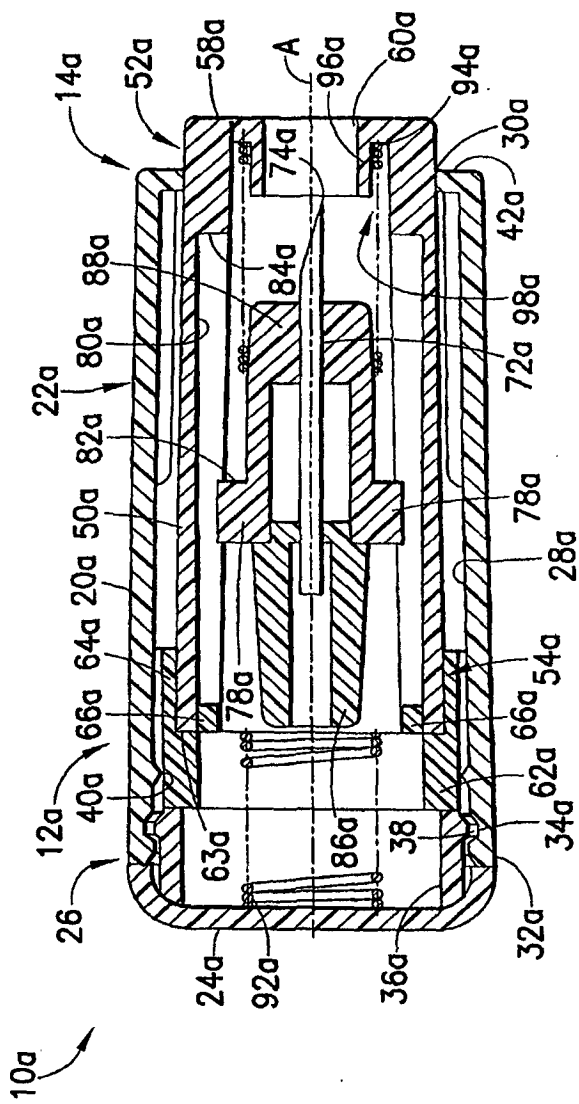


图 6

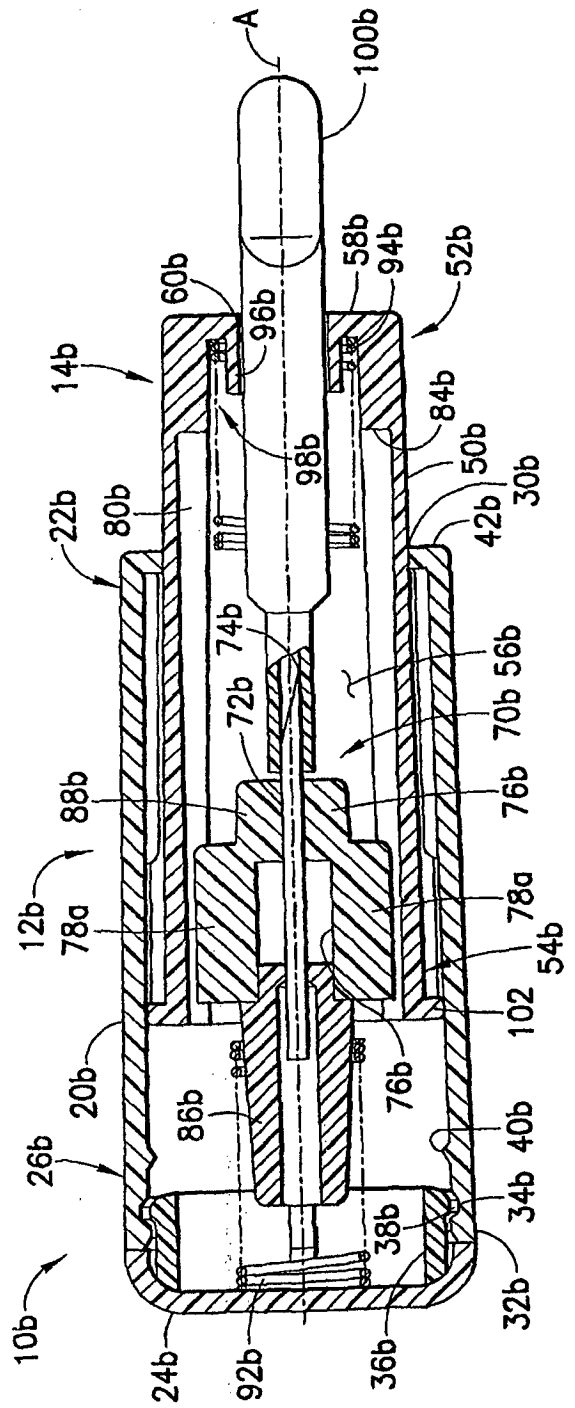


图 7

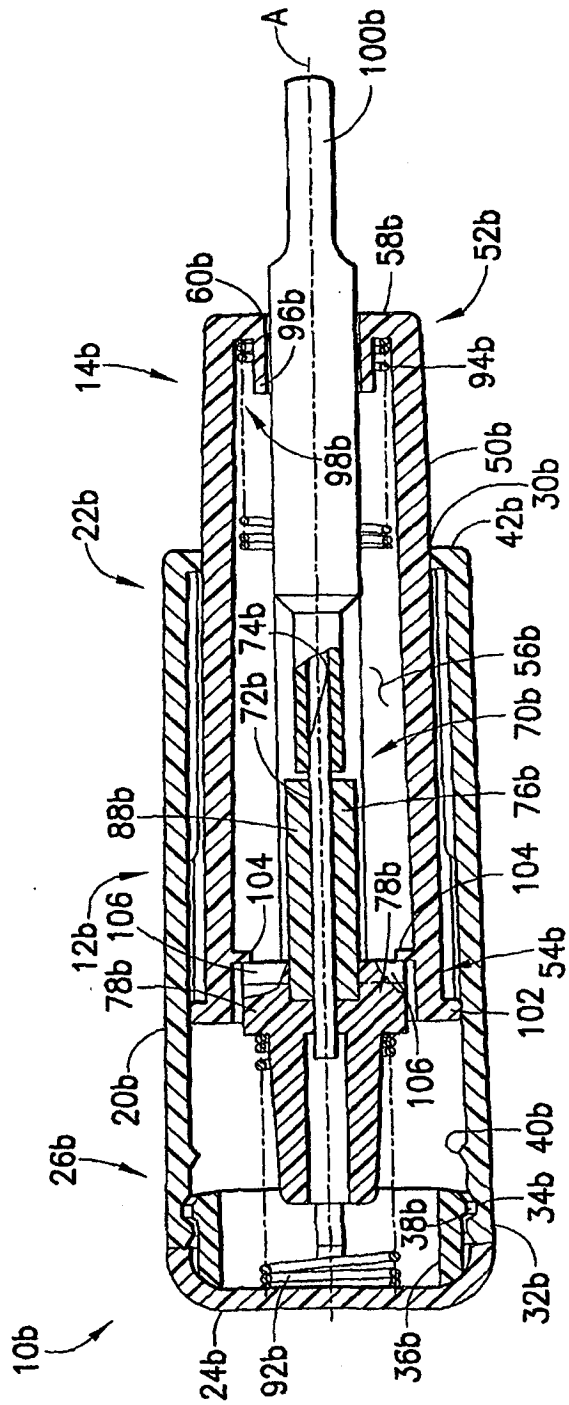


图 8

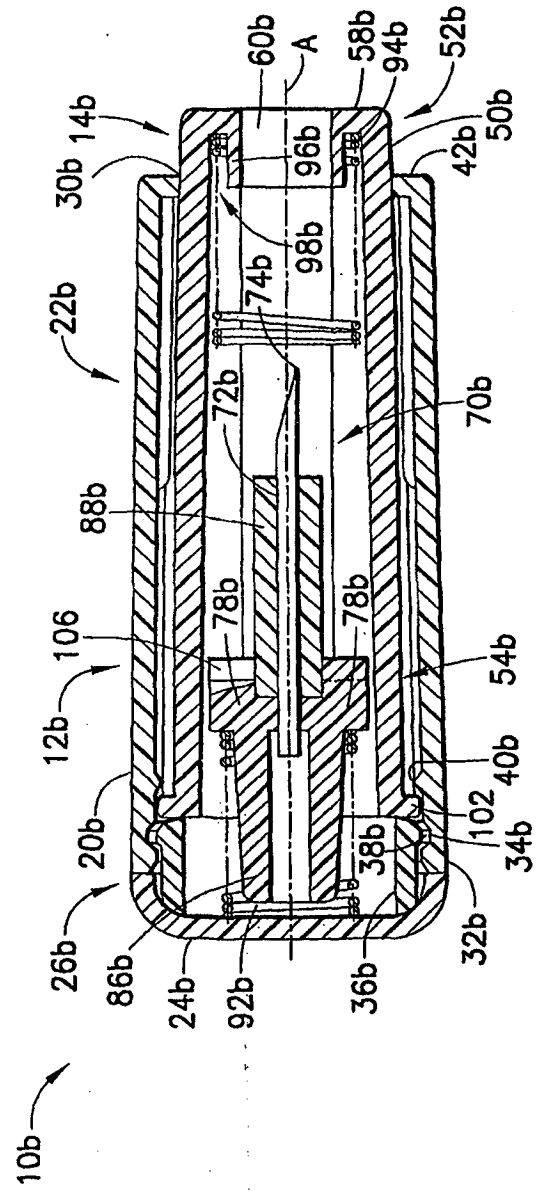


图 9

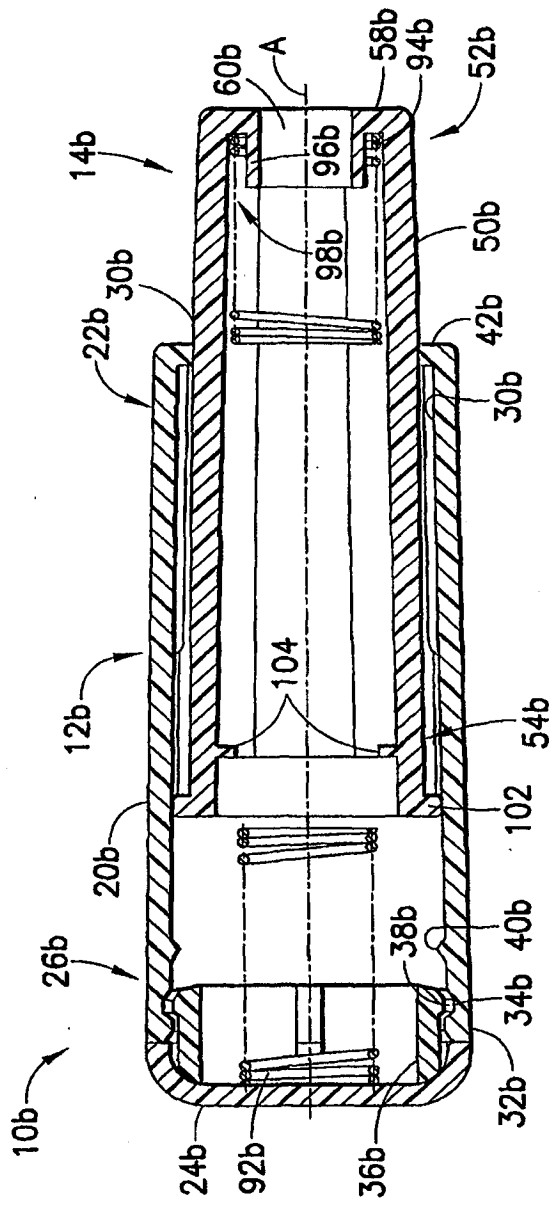


图 10

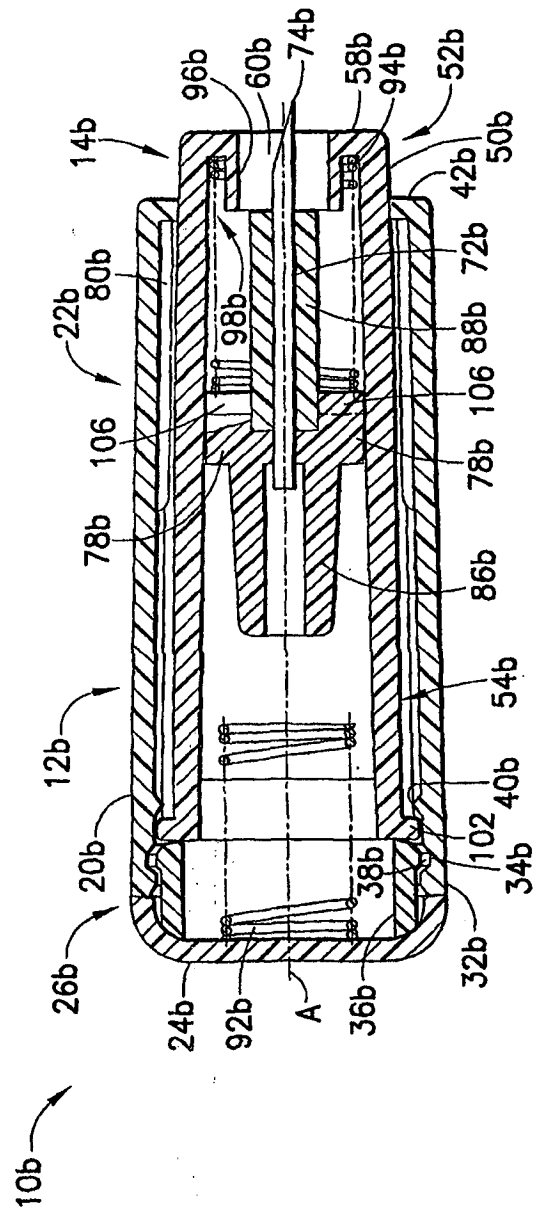


图 11

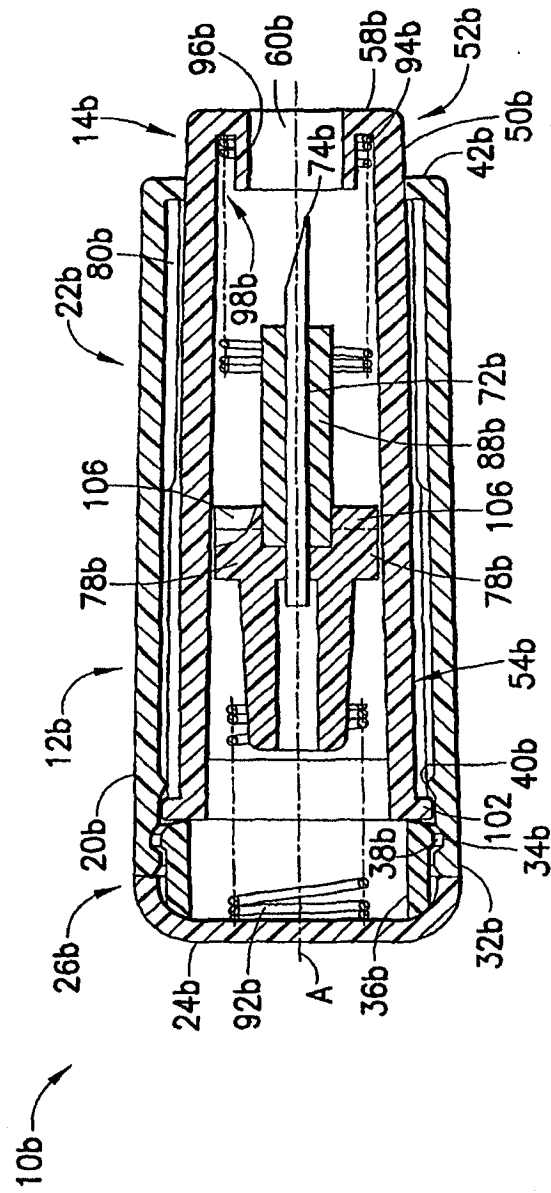


图 12

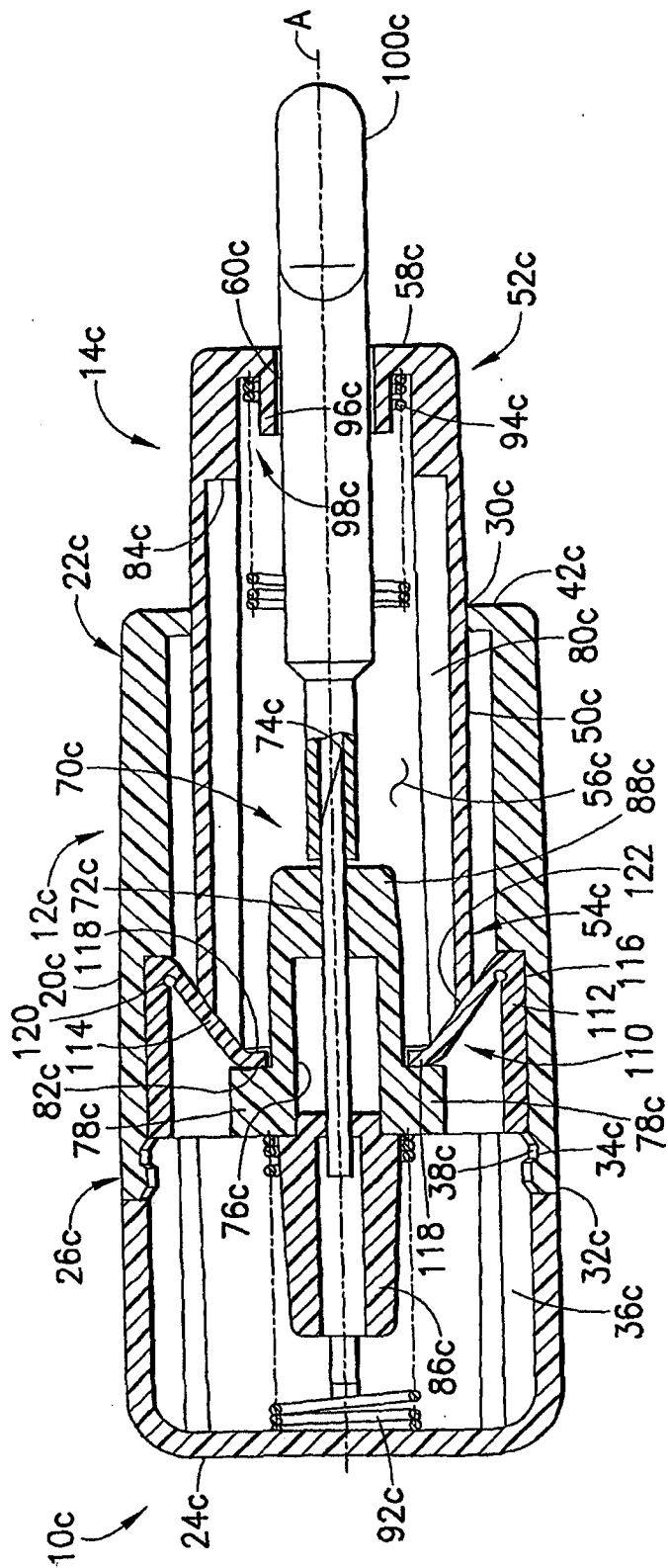


图 13

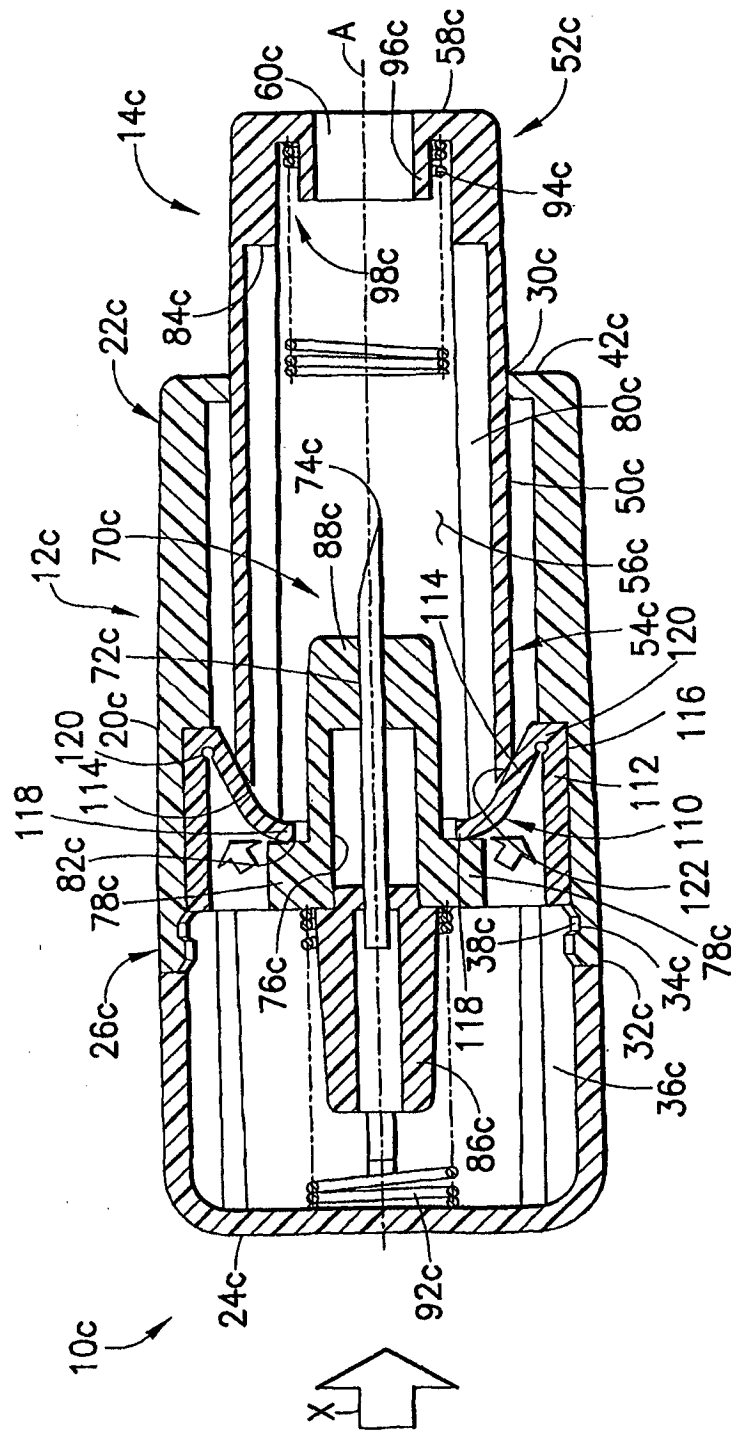


图 14

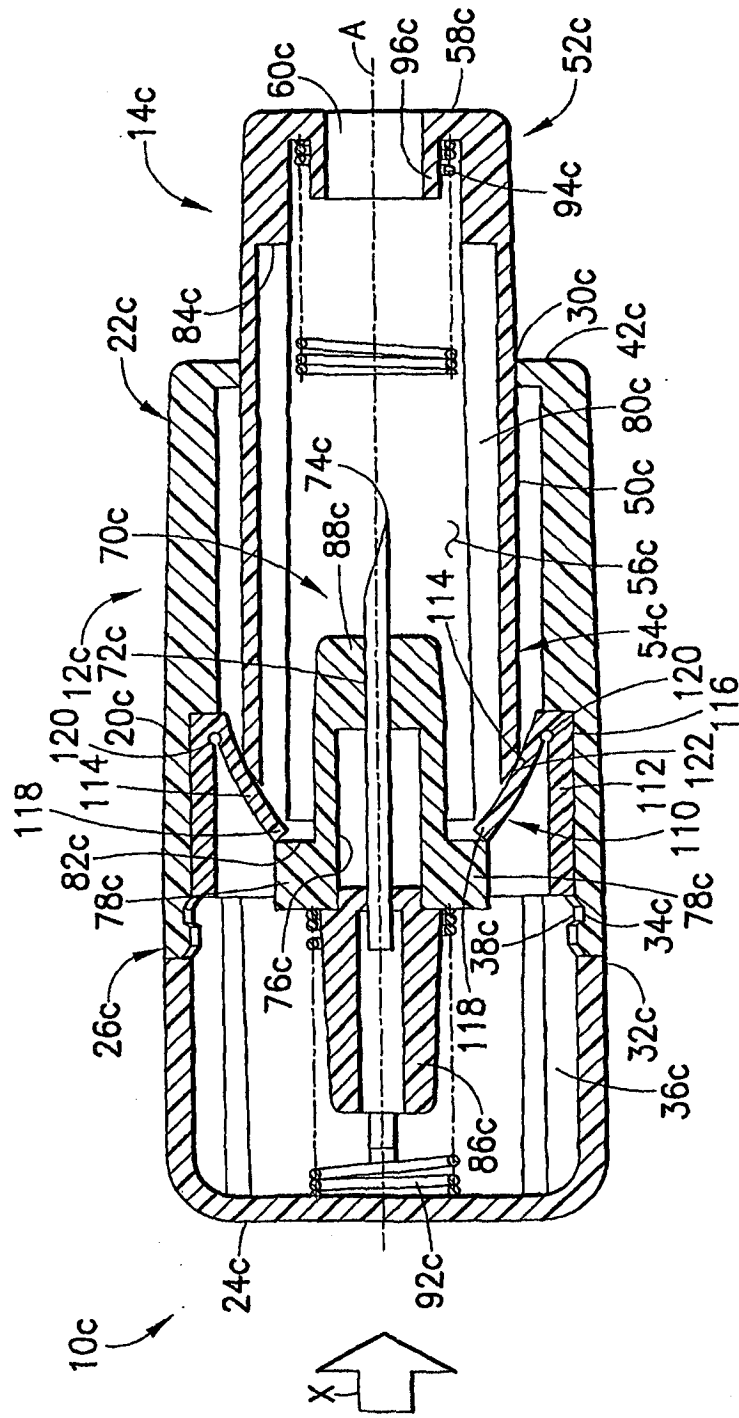


图 15

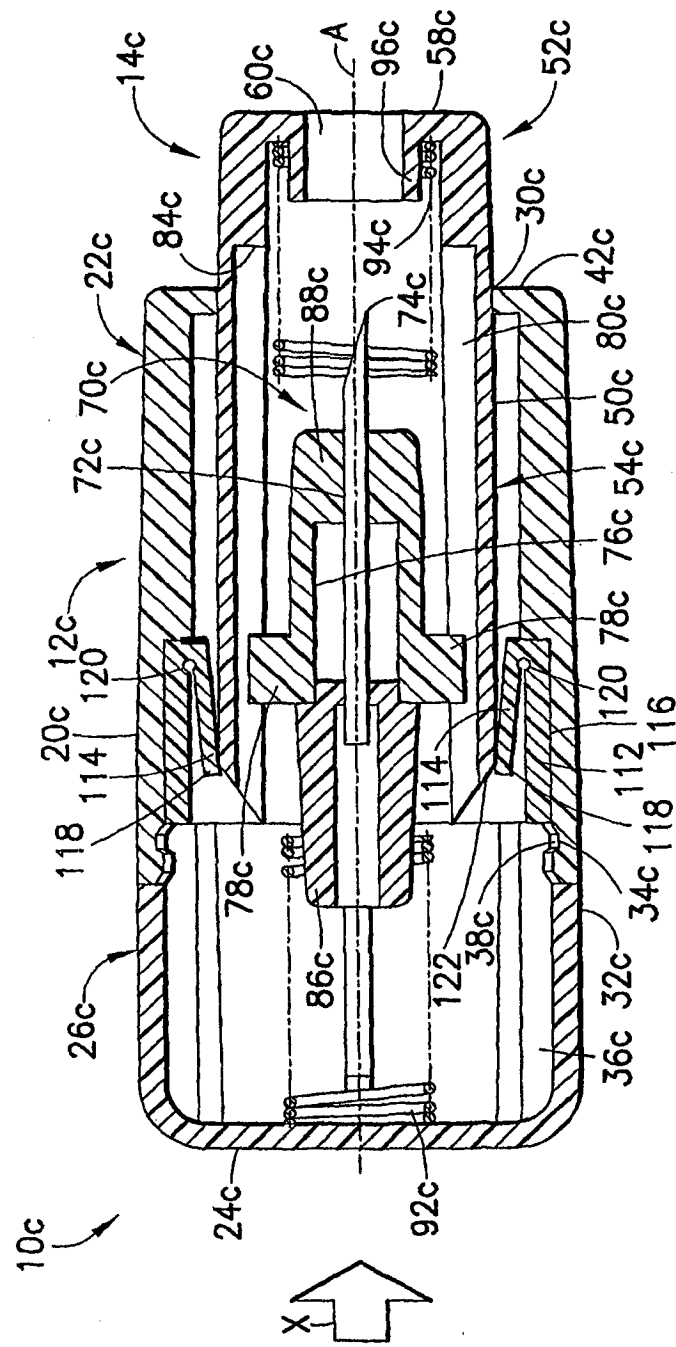


图 16

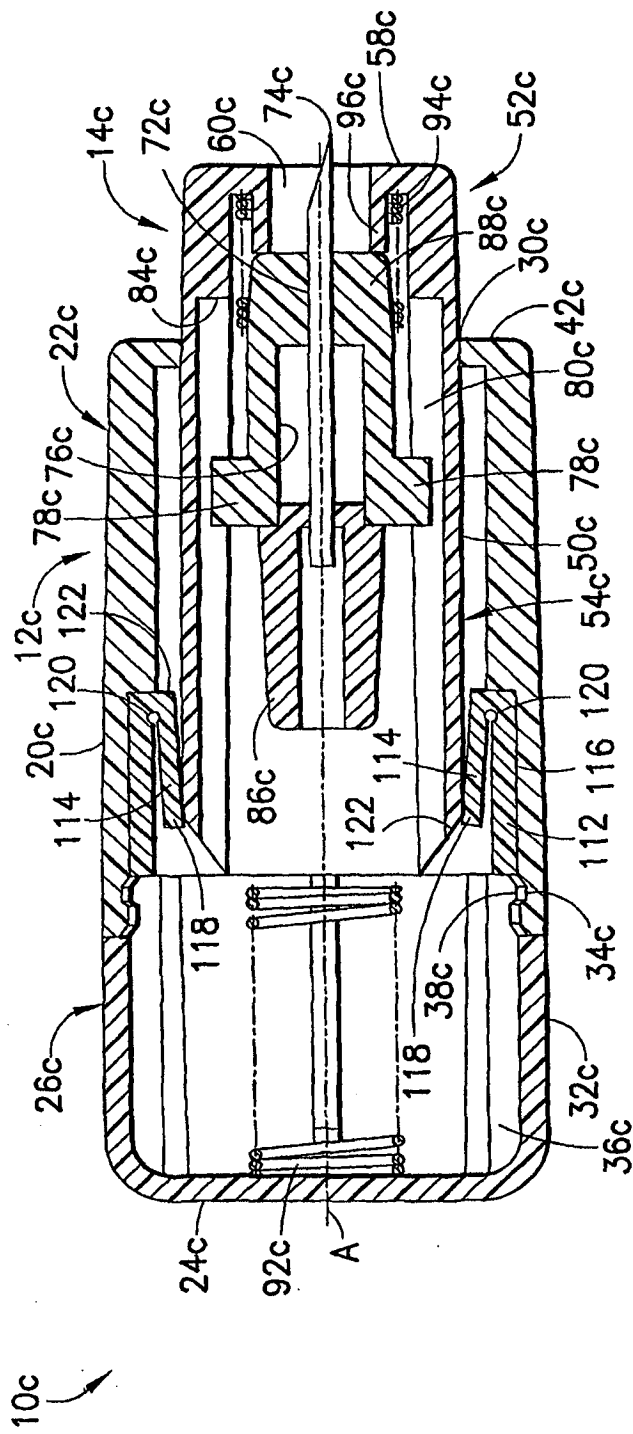


图 17

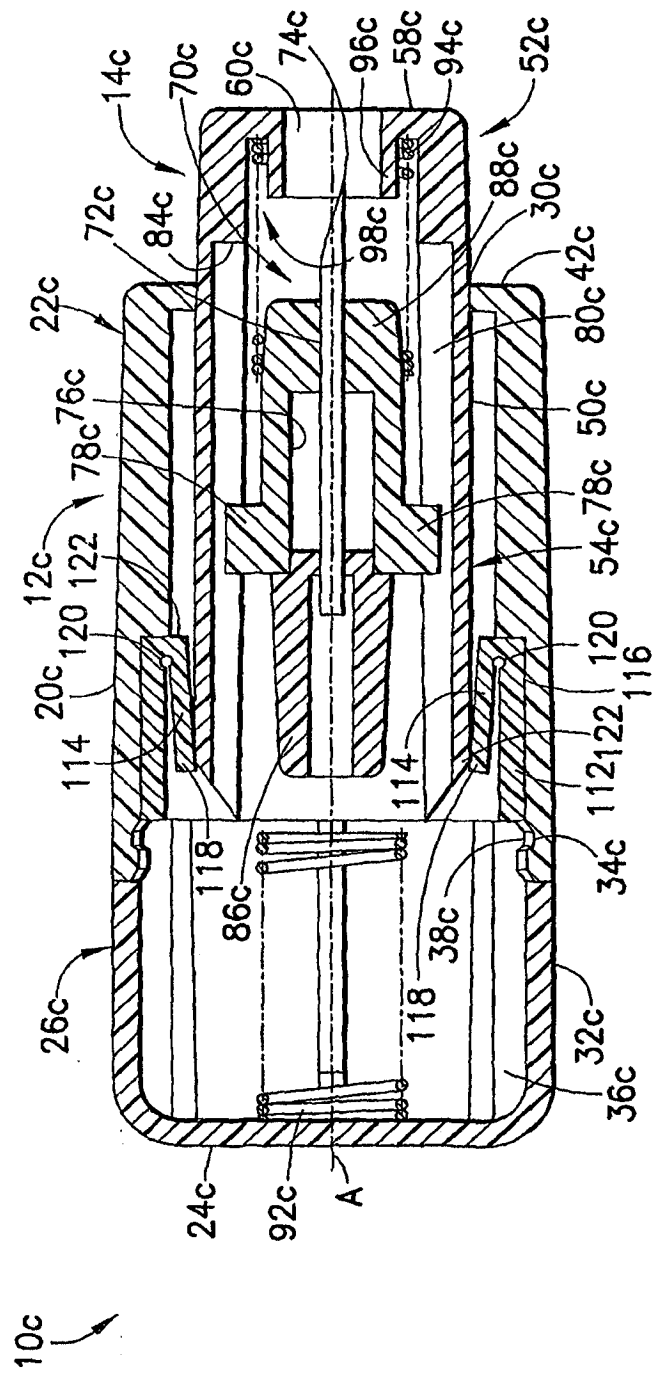


图 18

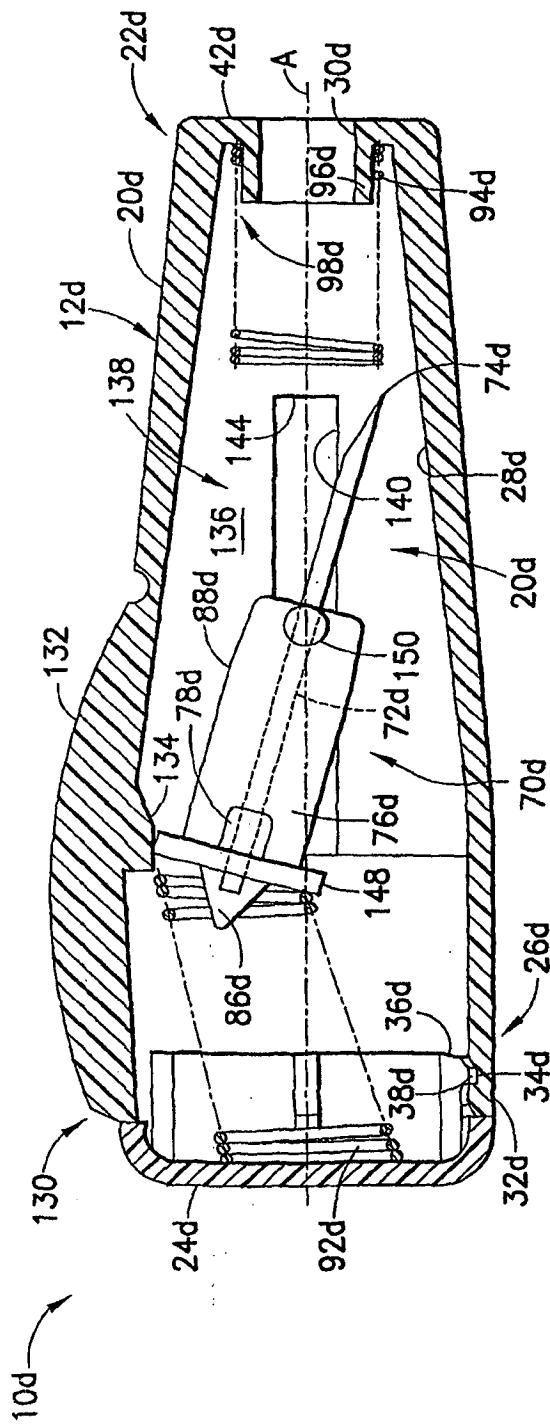


图 19

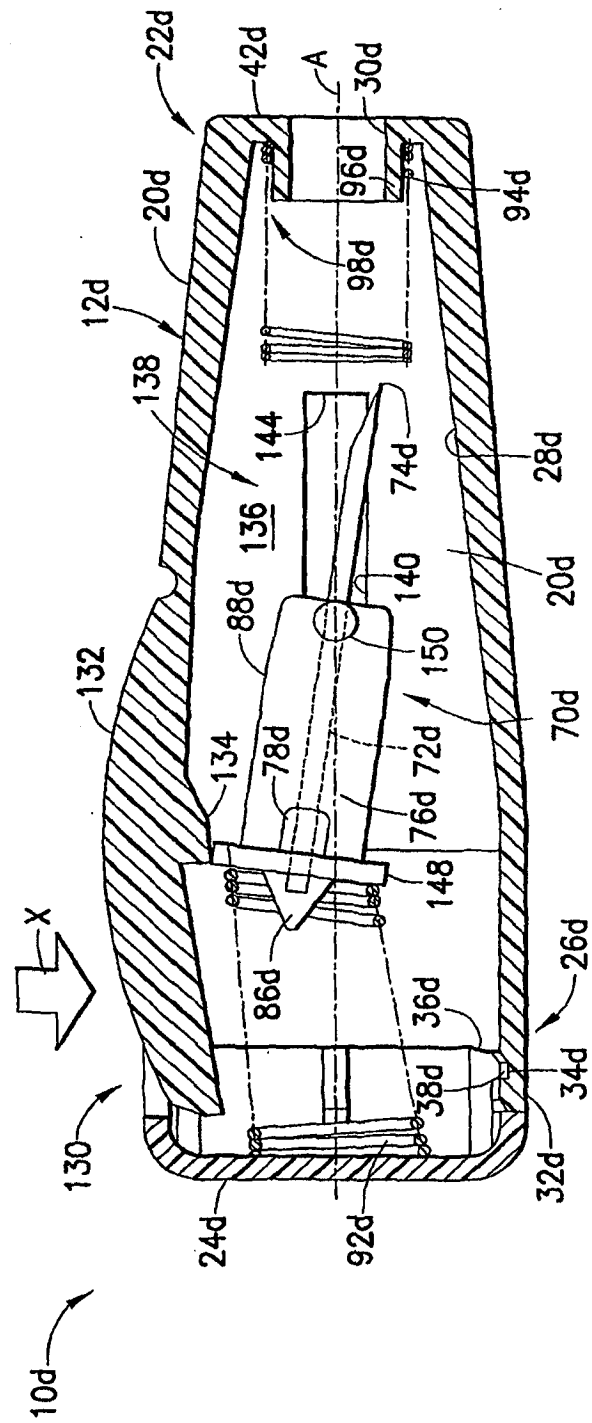


图 20

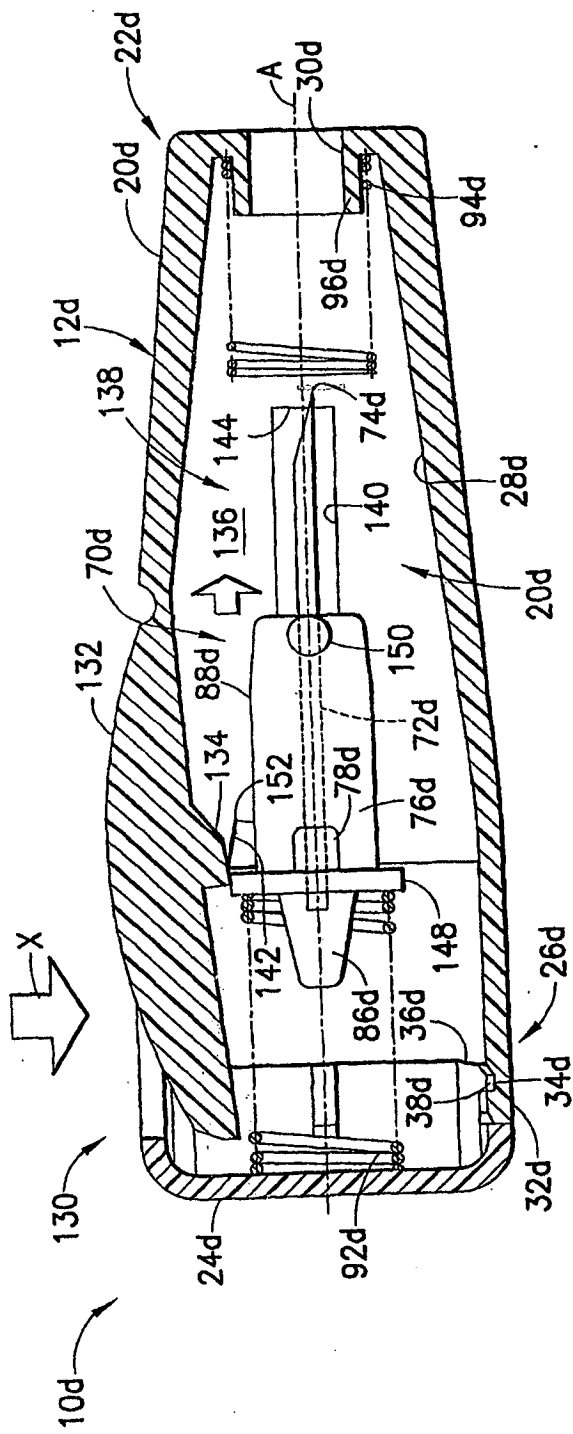


图 21

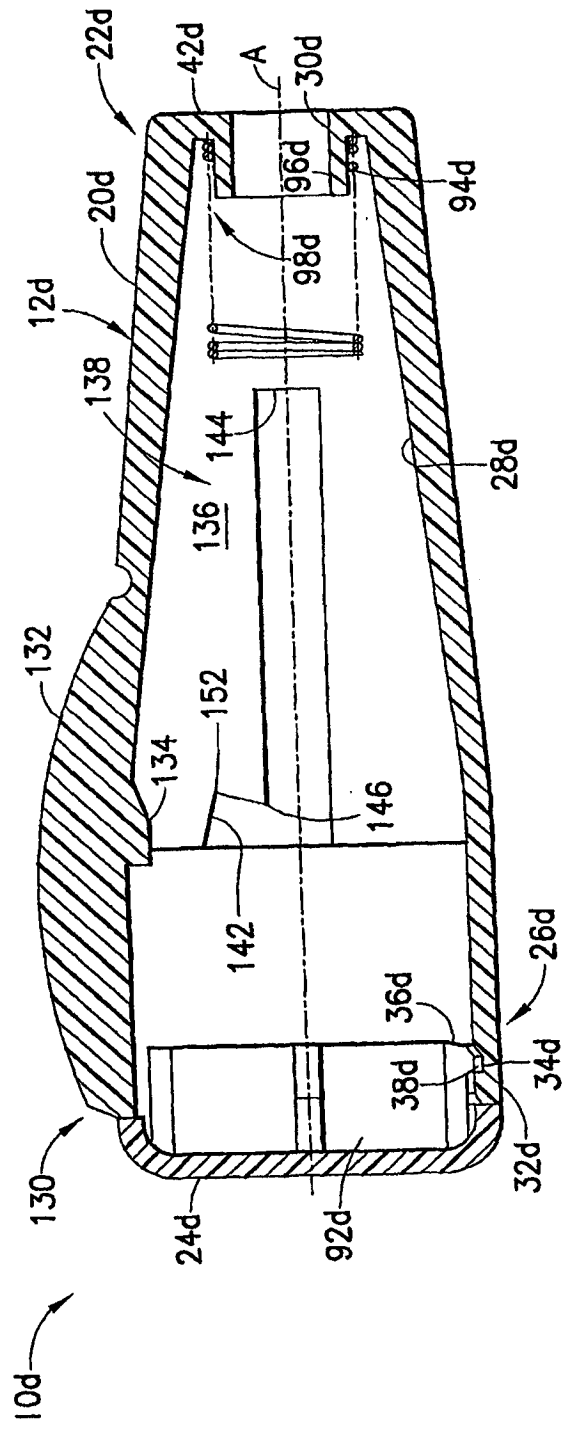


图 22

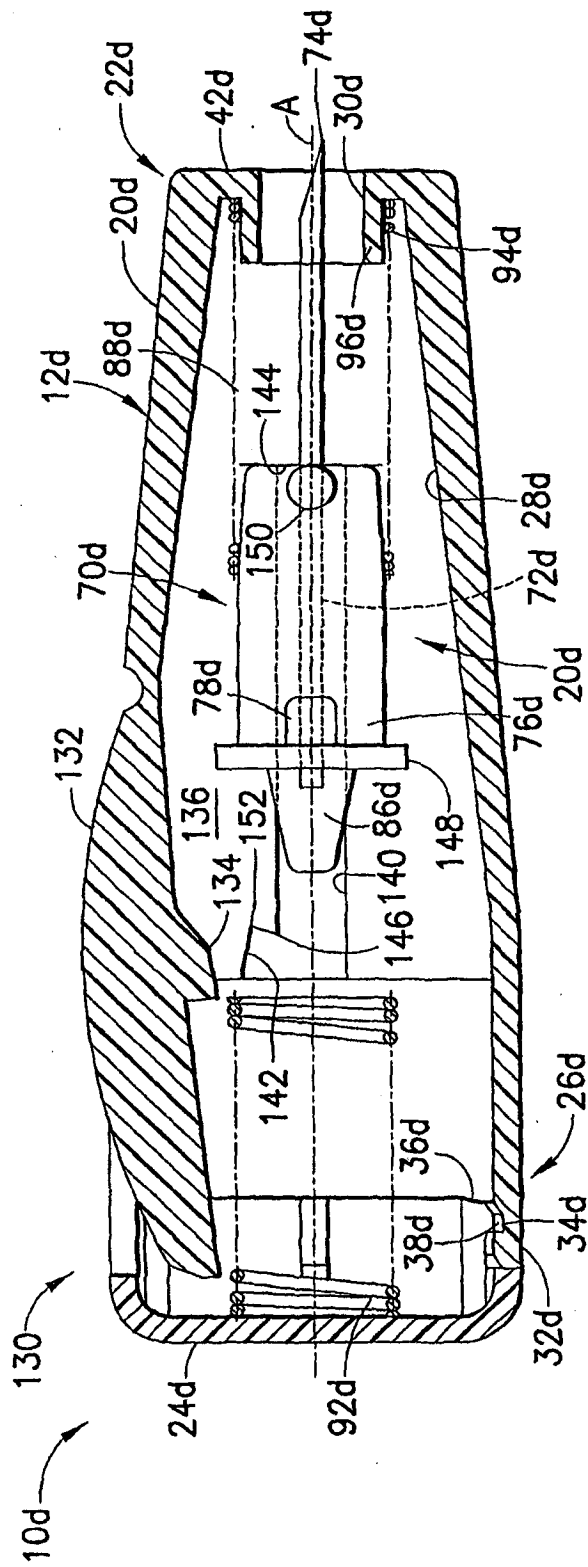


图 23

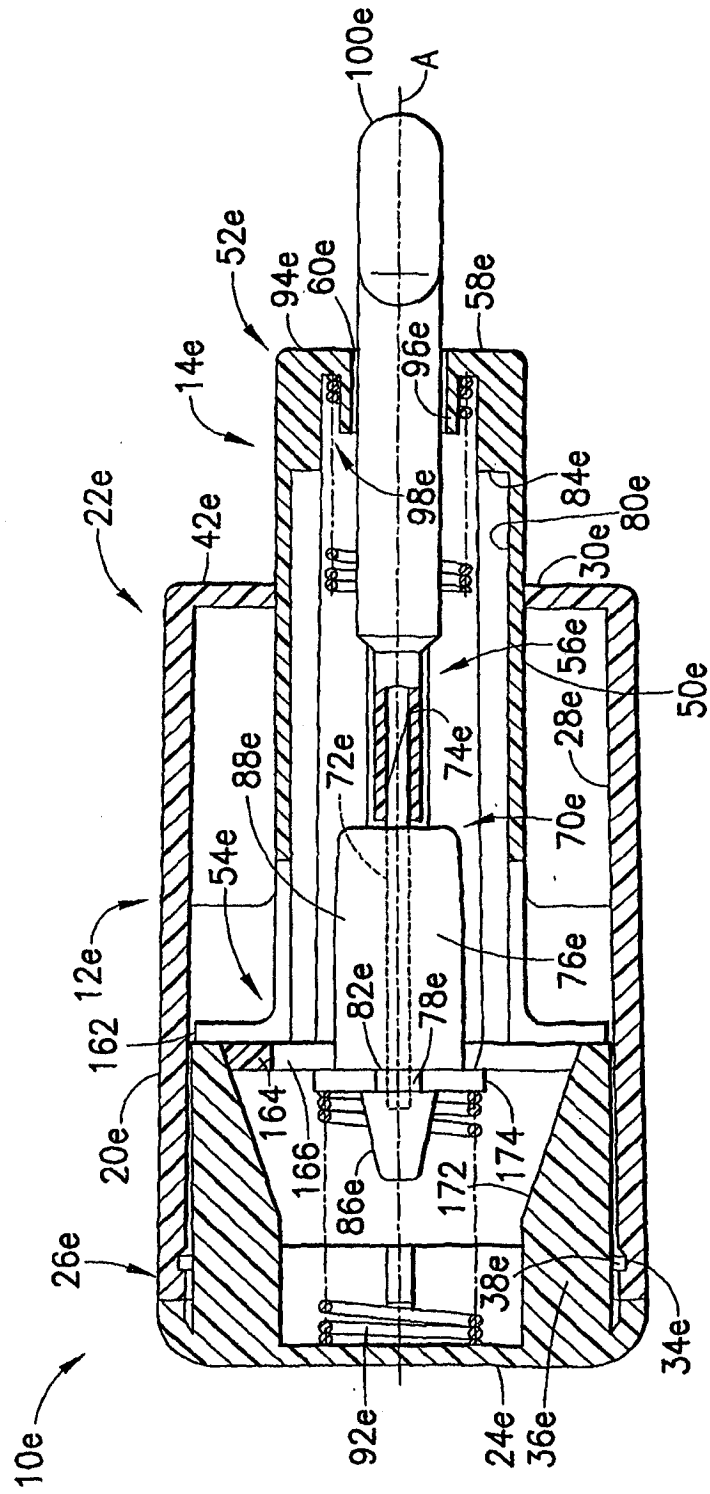


图 24

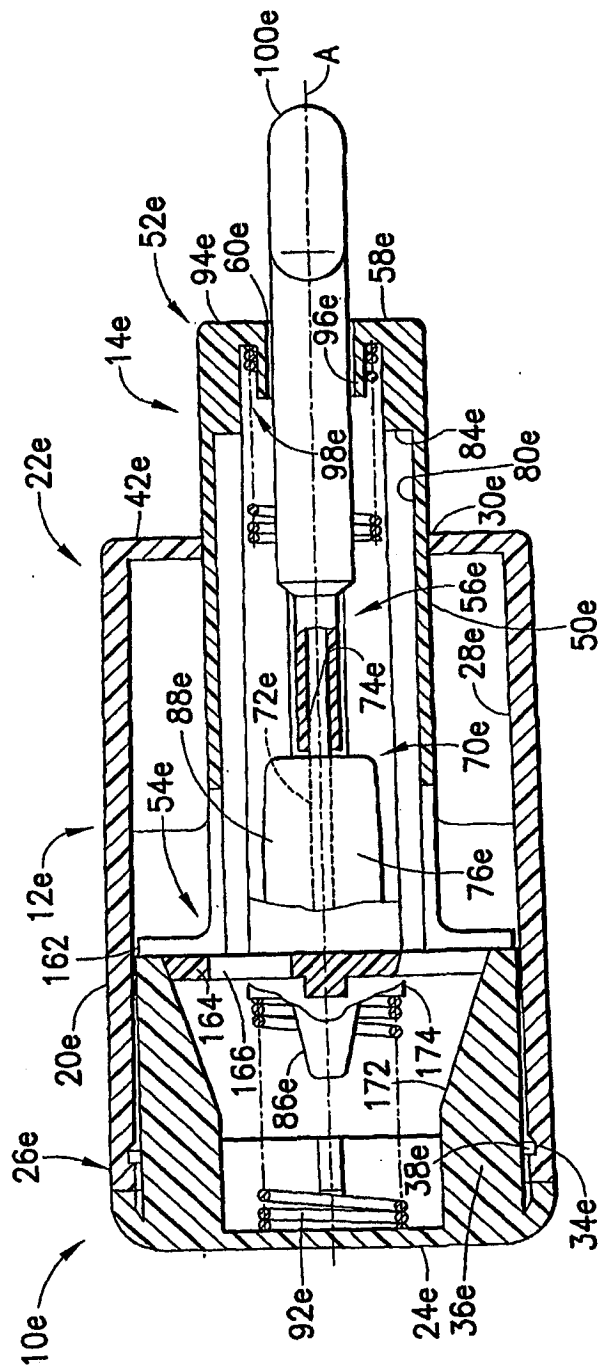


图 25

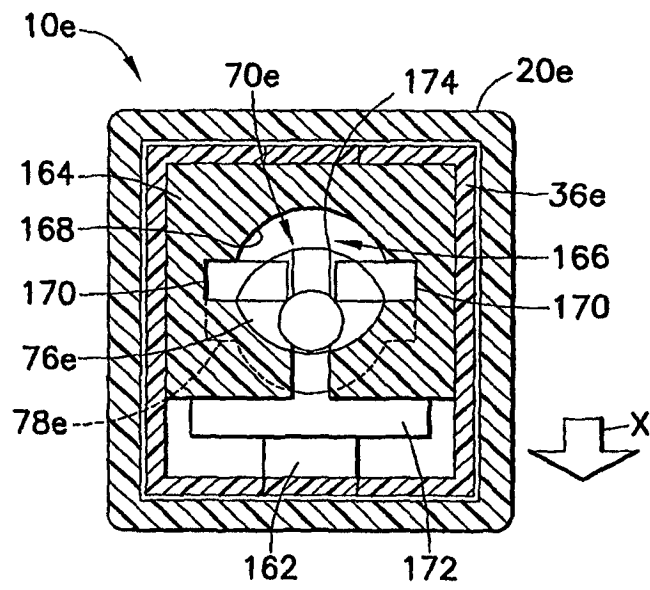


图 26

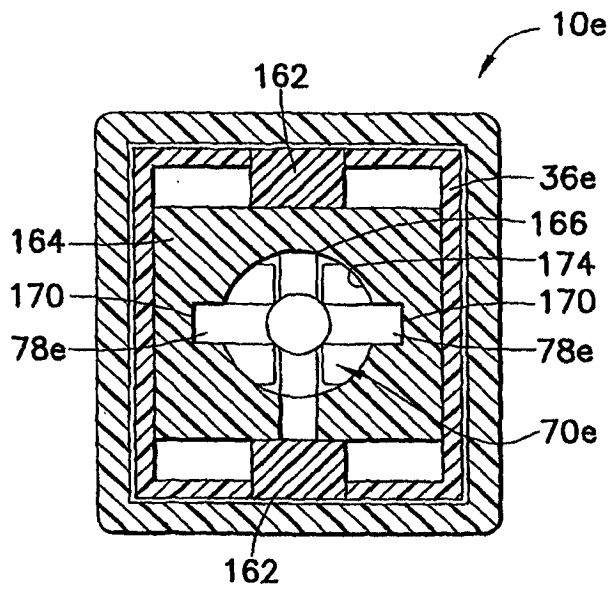


图 27

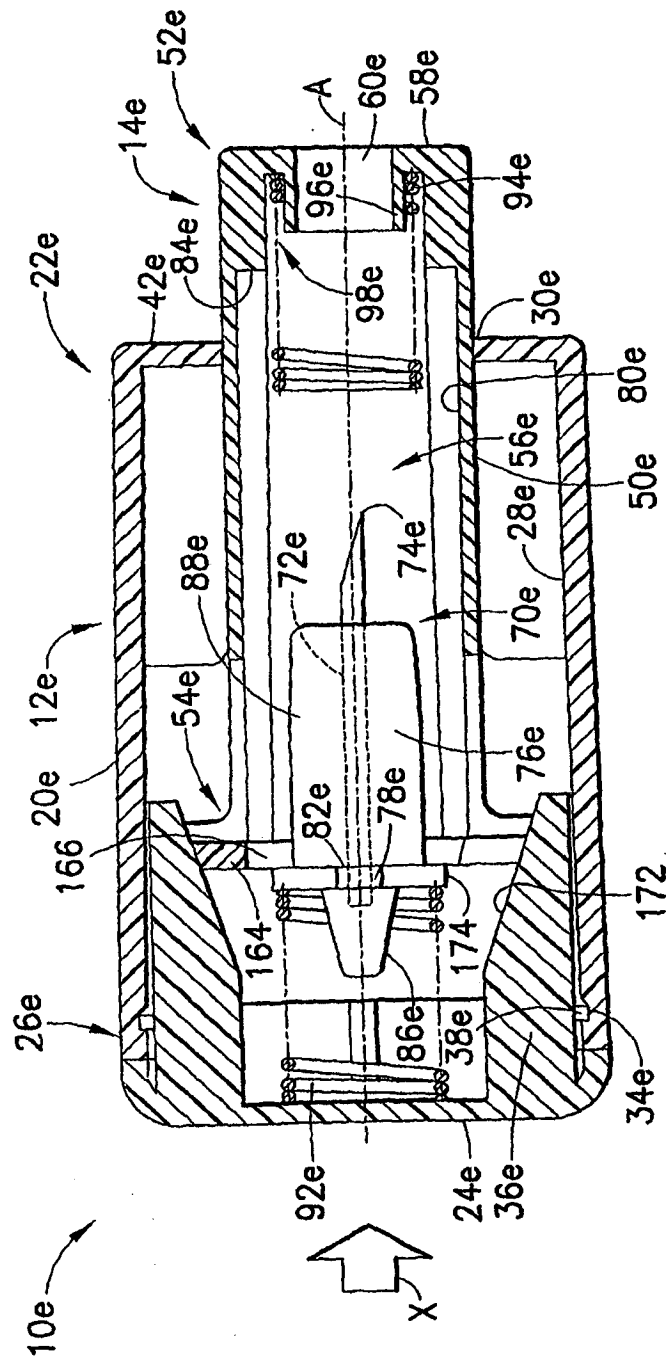


图 28

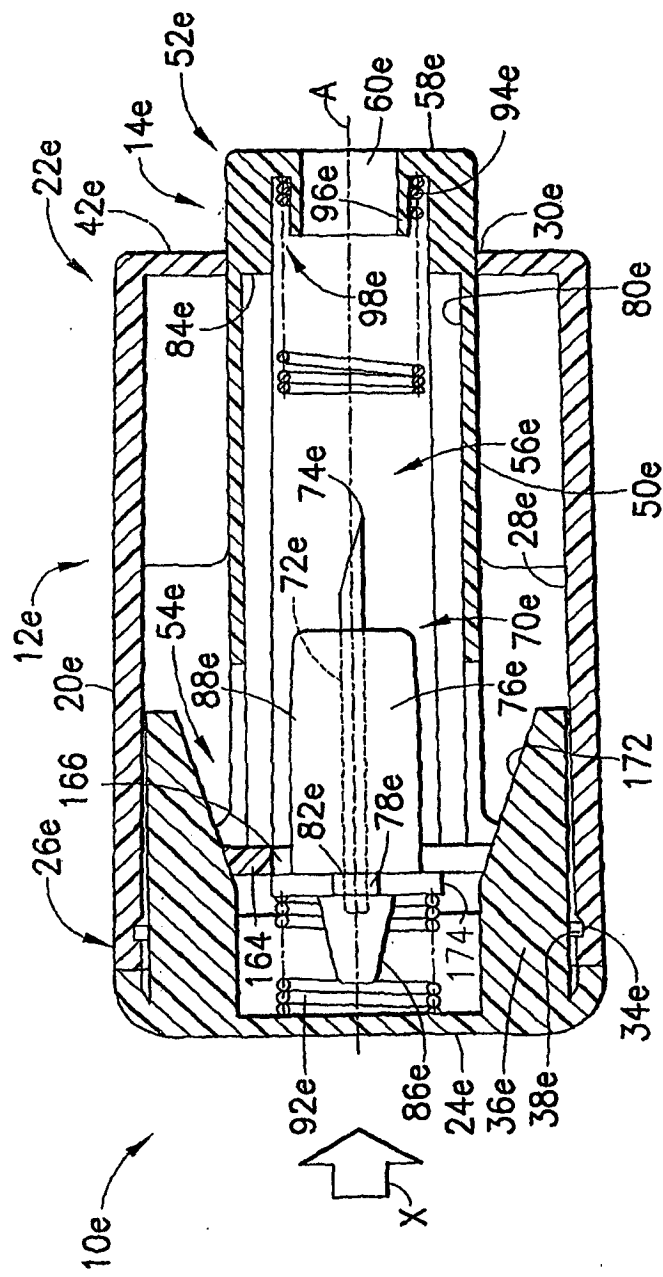


图 29

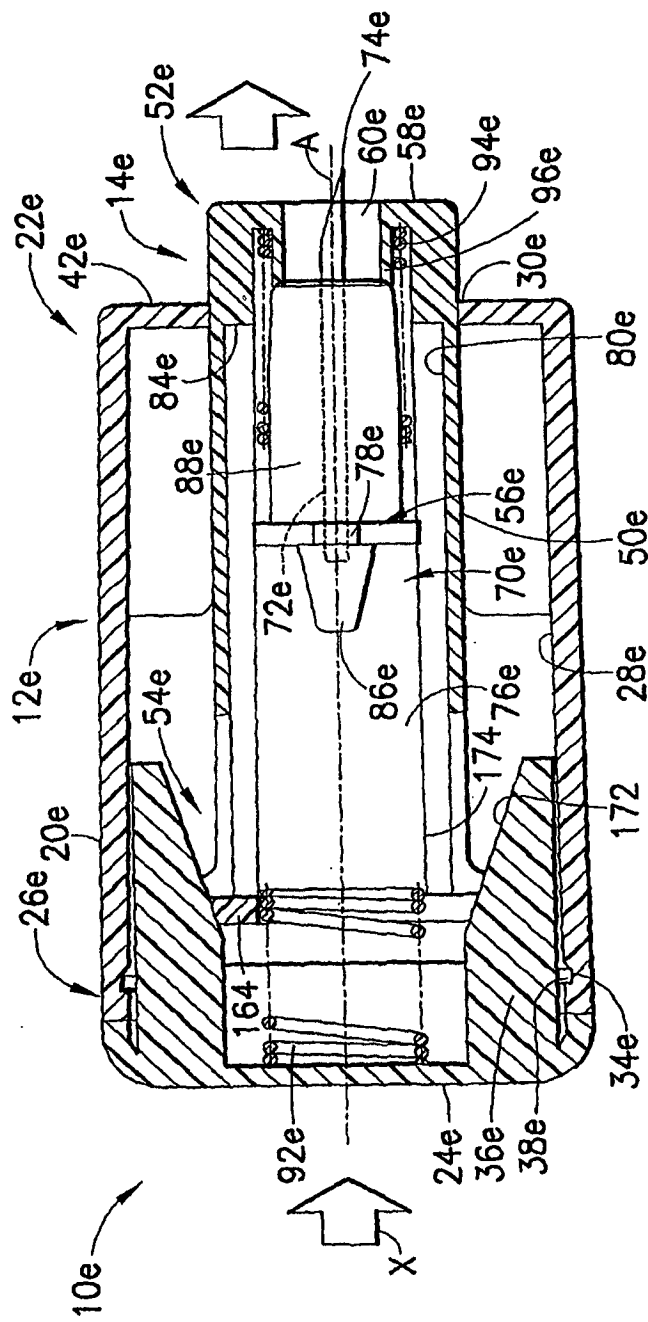


图 30

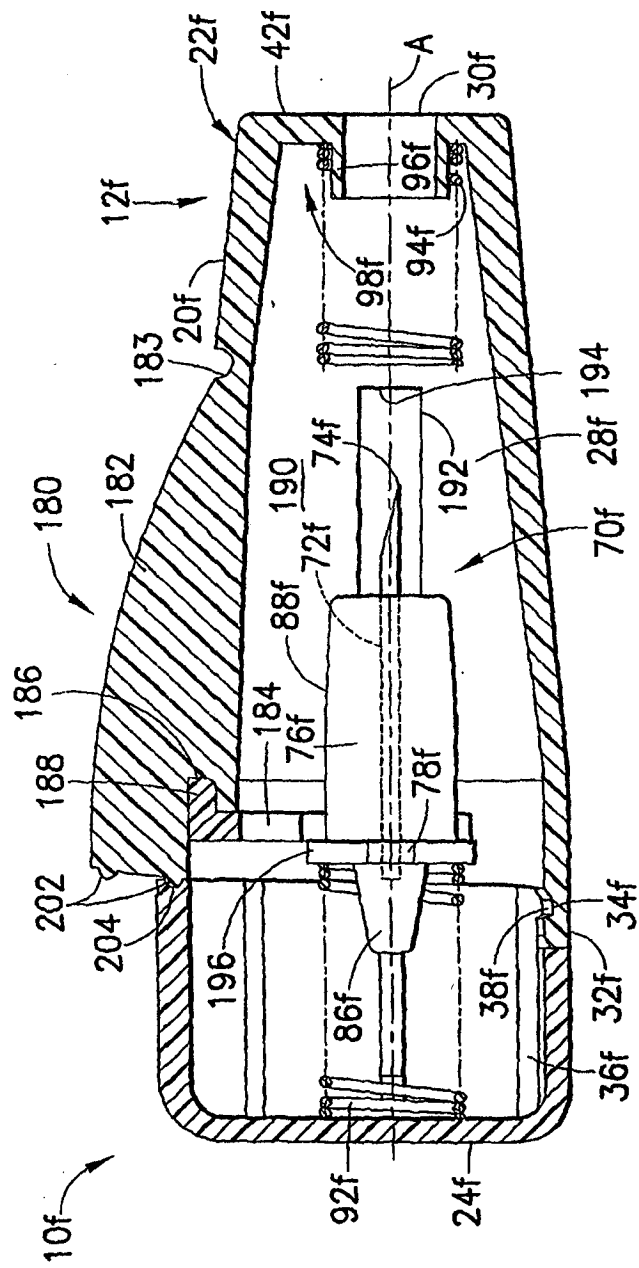


图 31

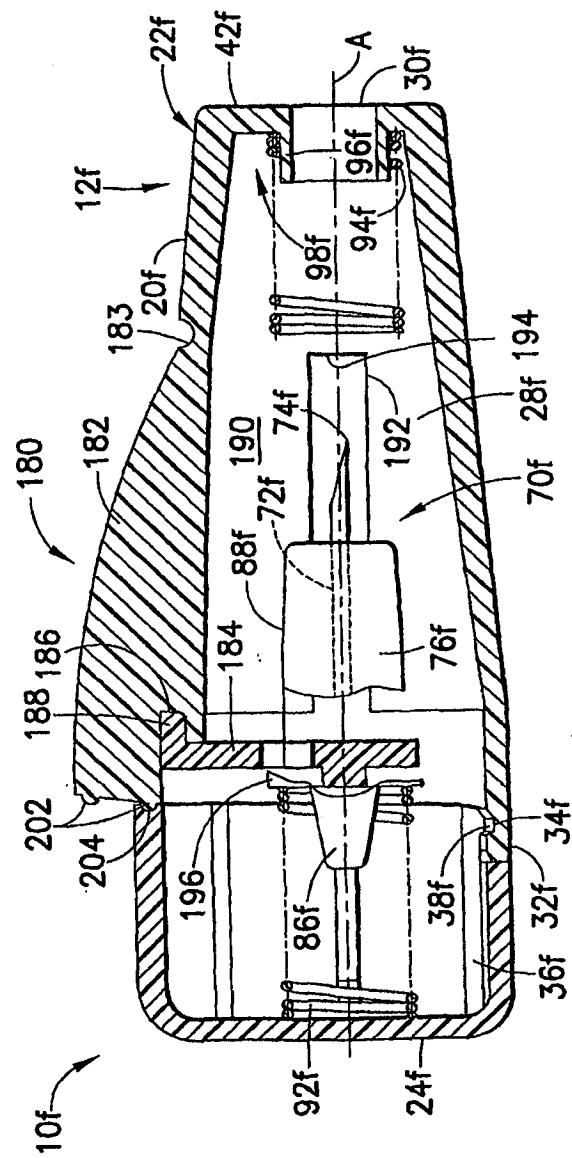


图 32

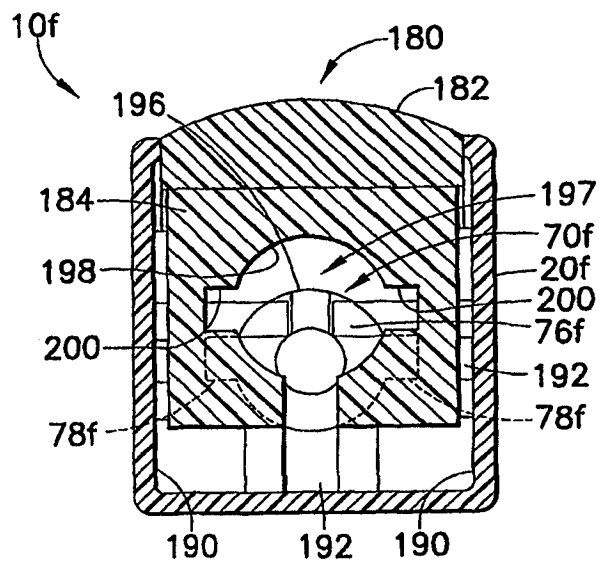


图 33

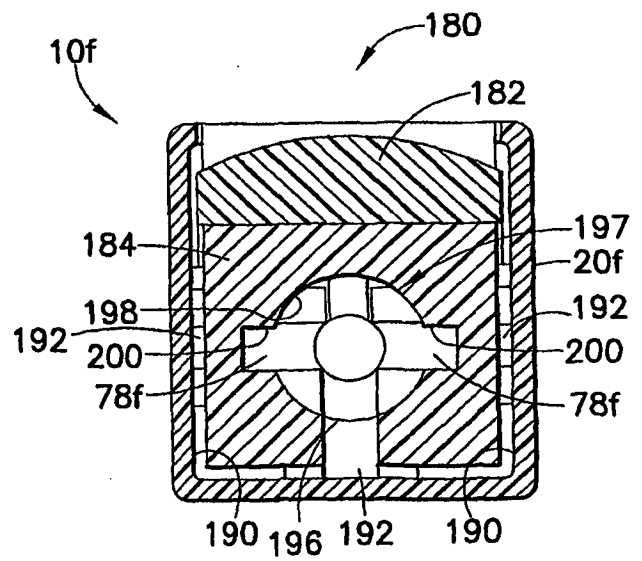


图 34

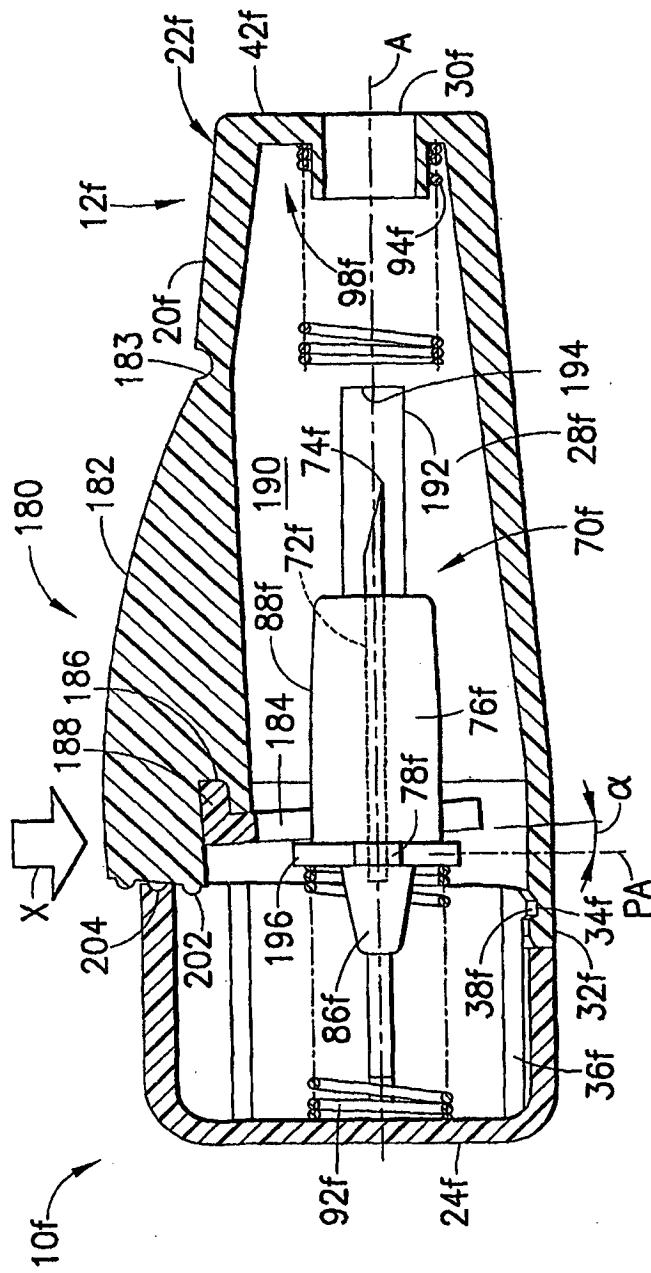


图 35

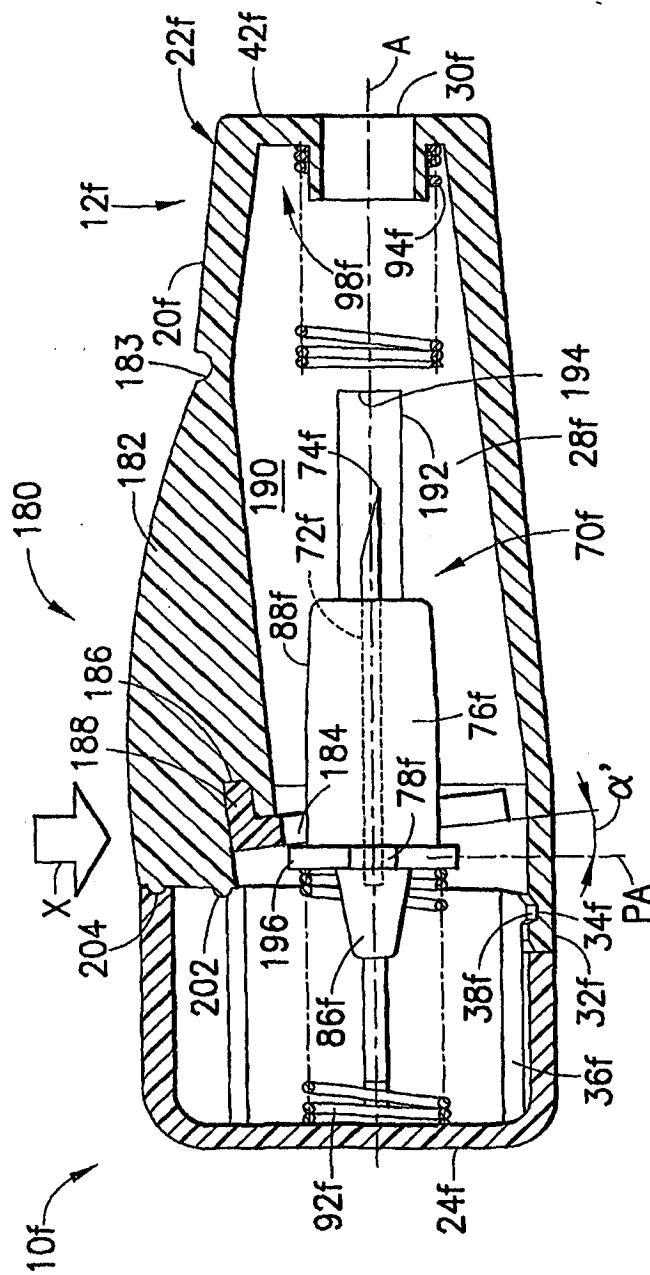


图 36

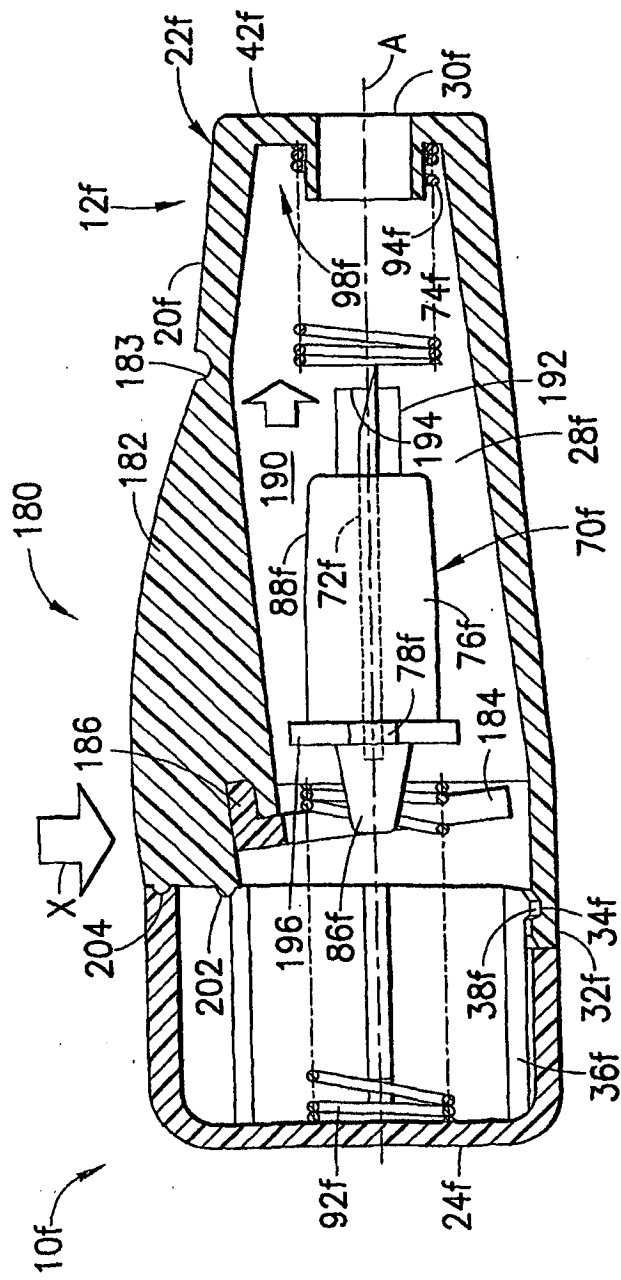


图 37

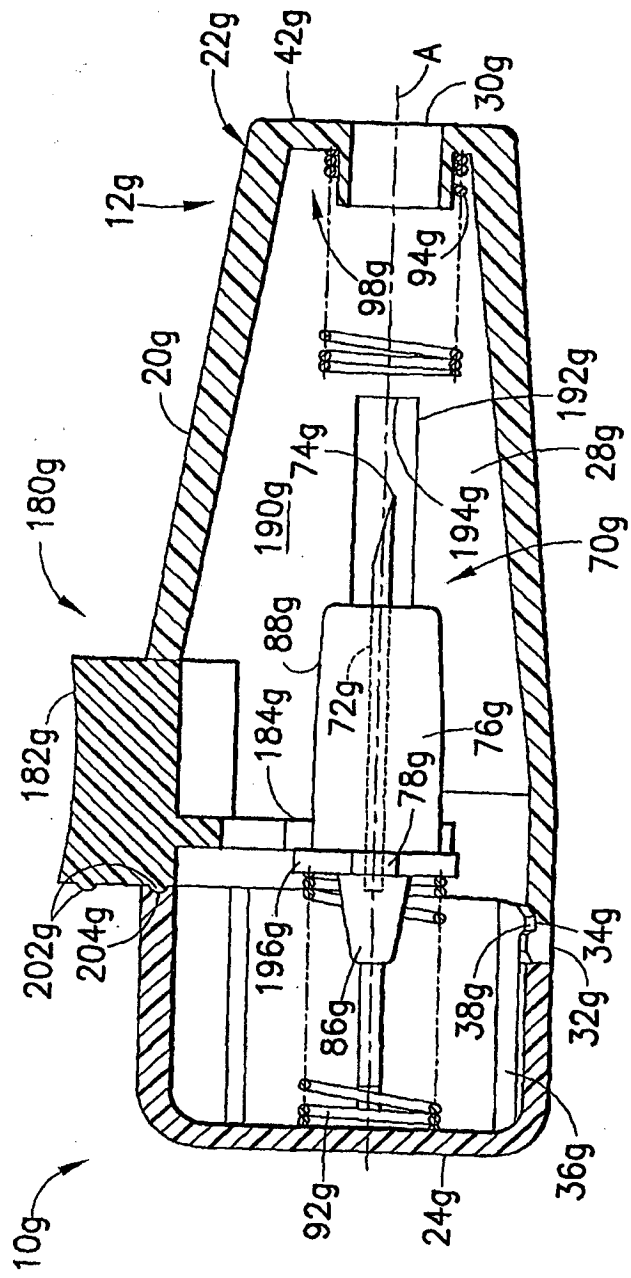


图 38

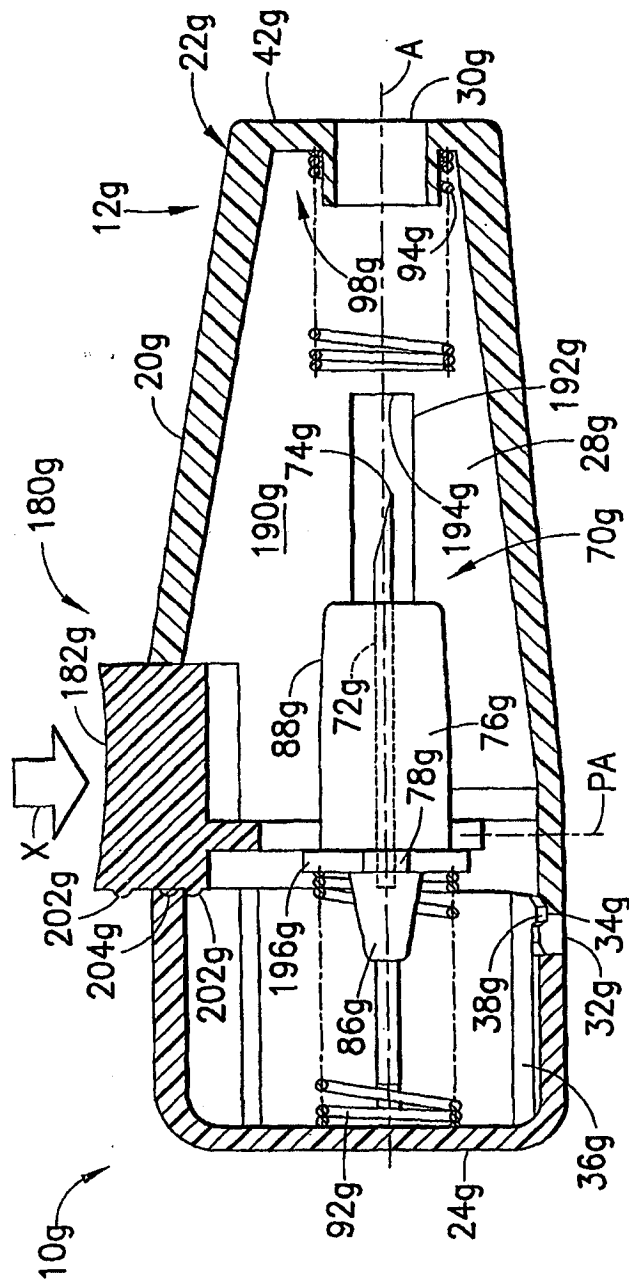


图 39

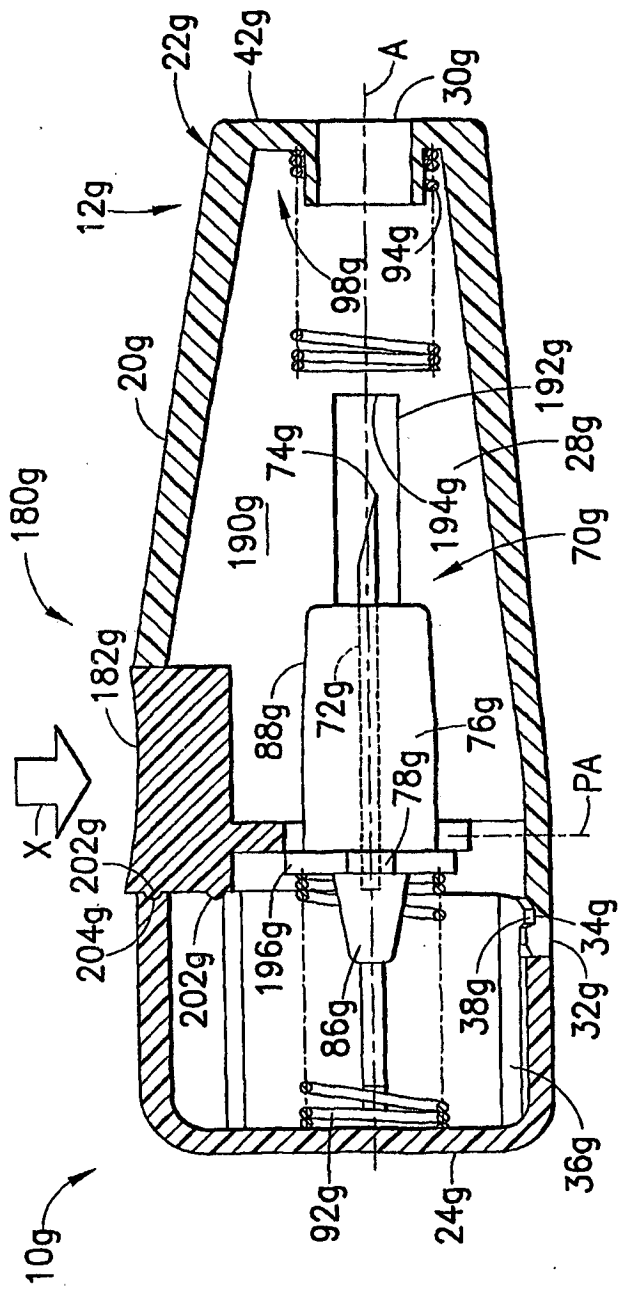


图 40

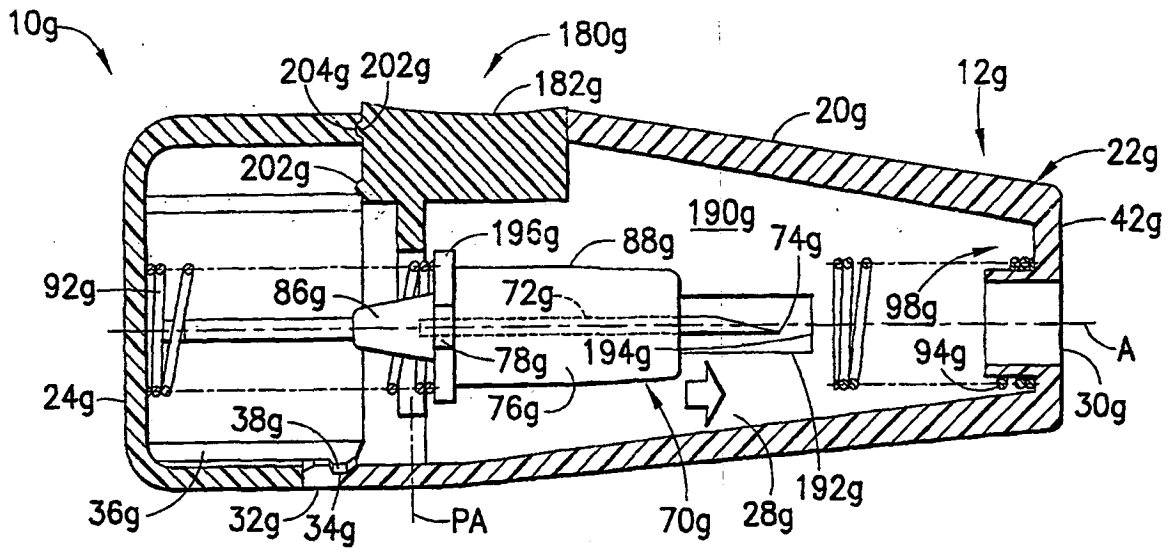


图 41

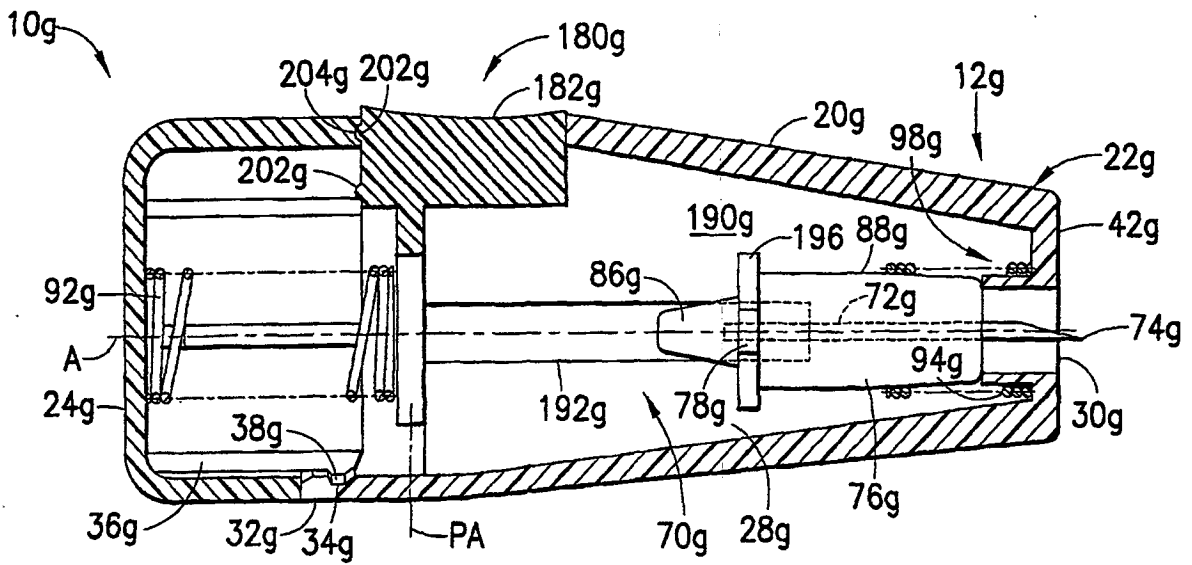


图 42

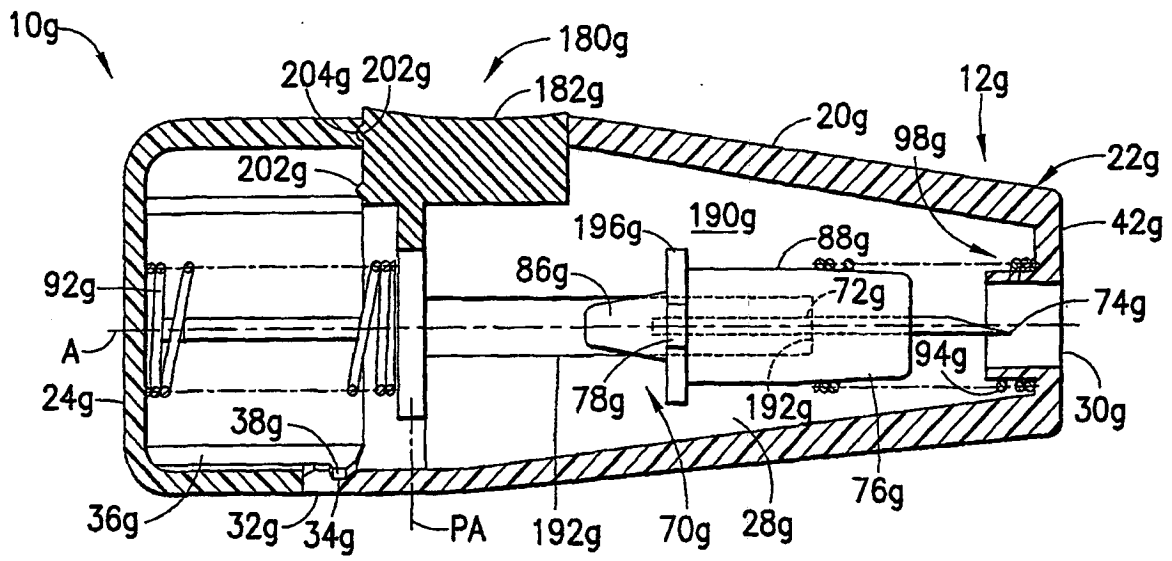


图 43

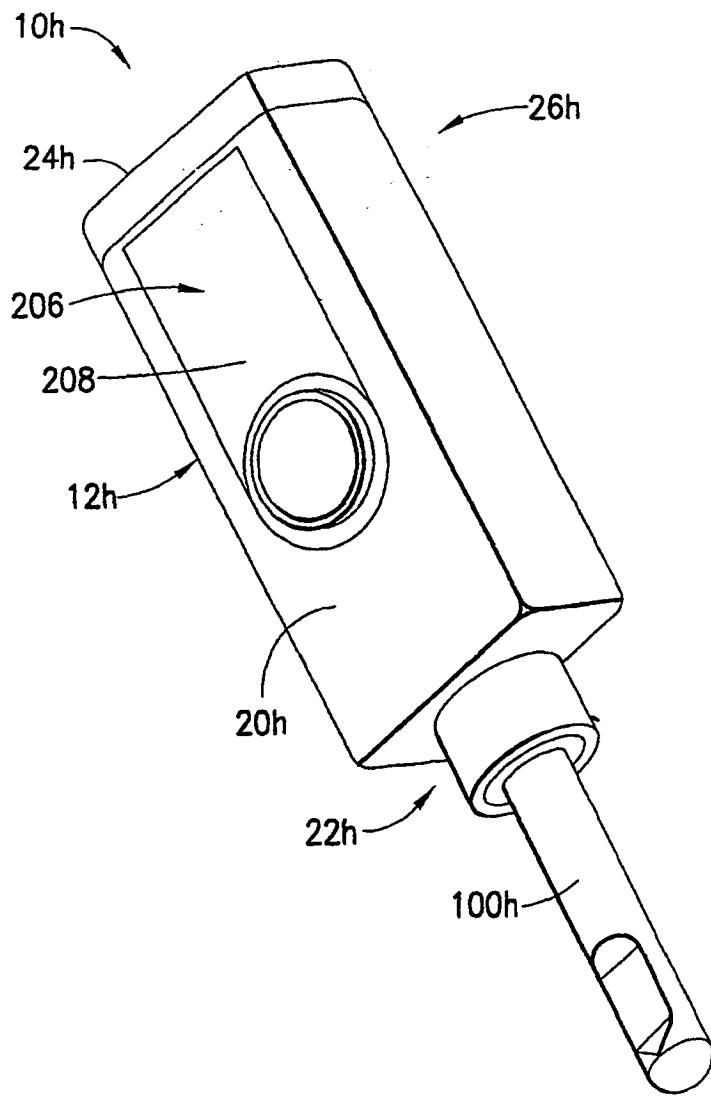


图 44

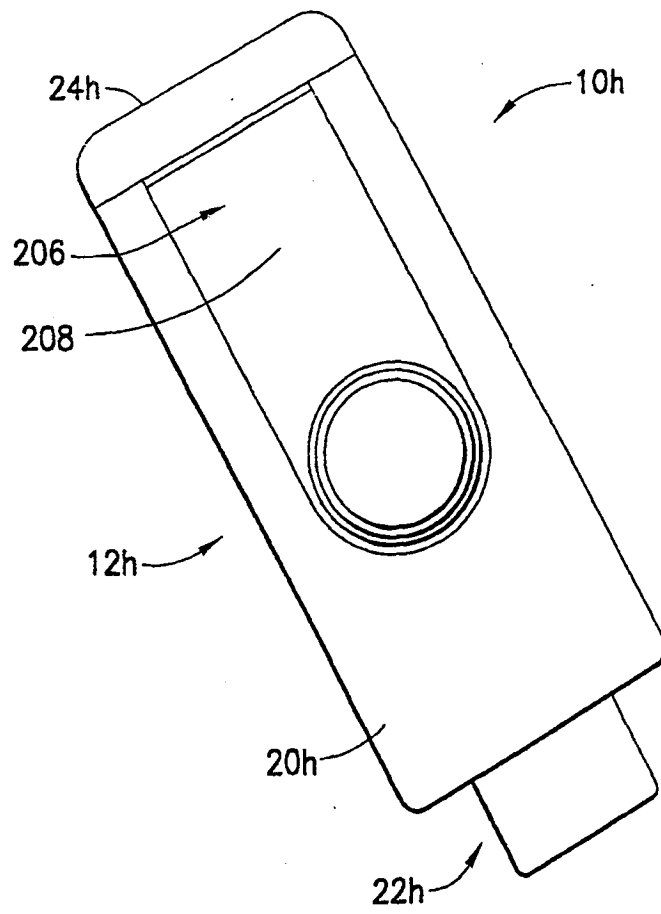


图 45

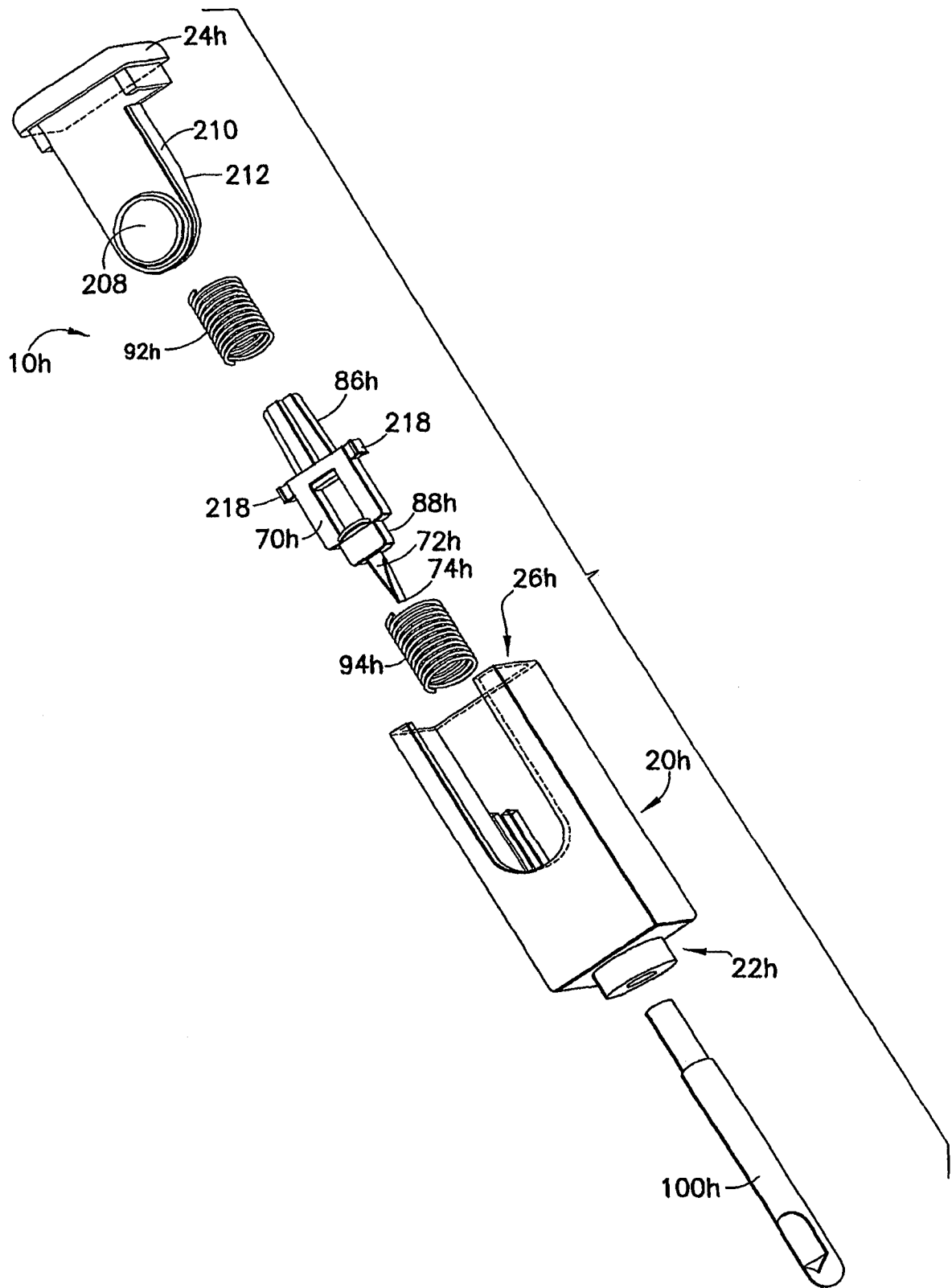


图 46

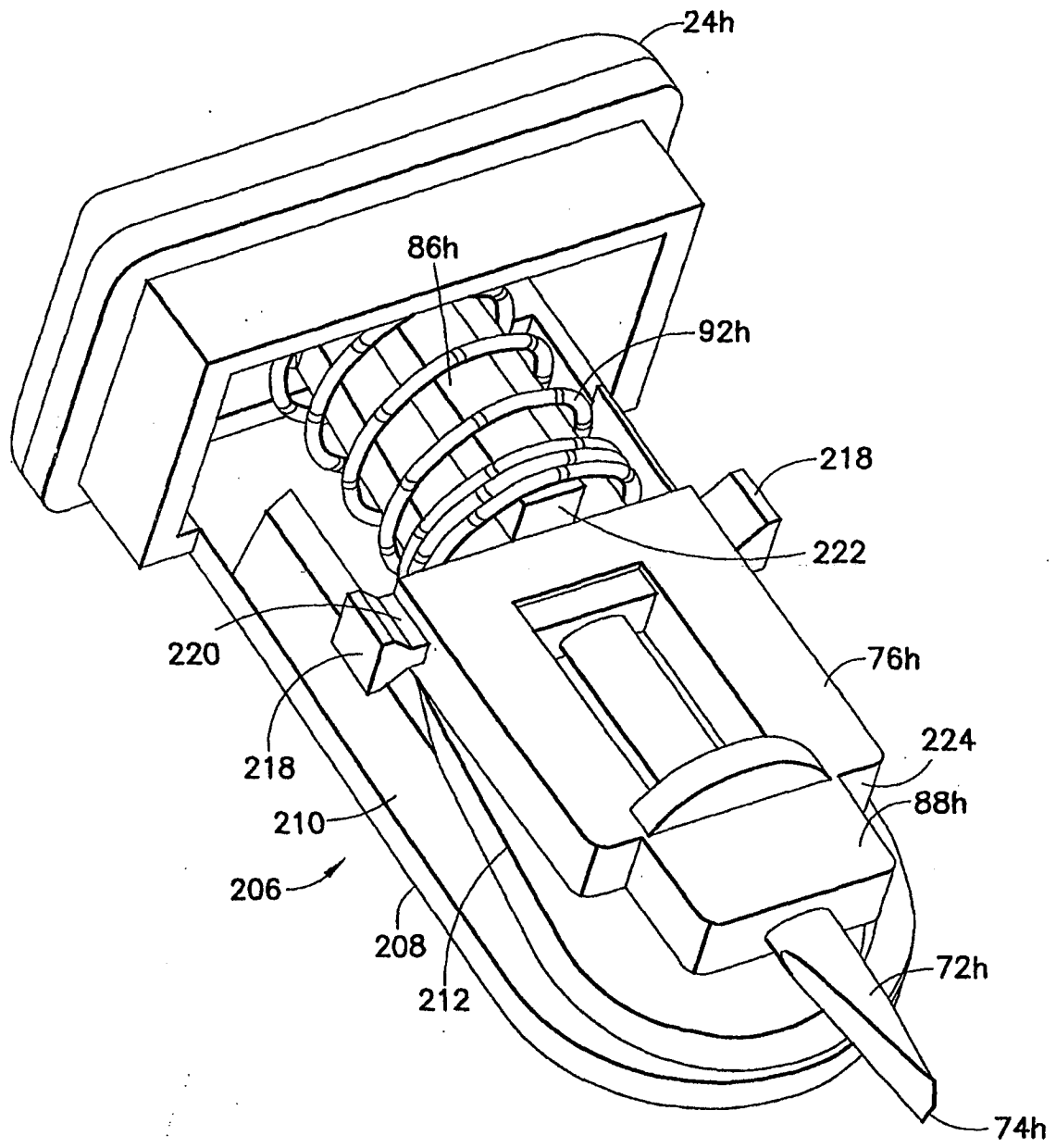


图 47

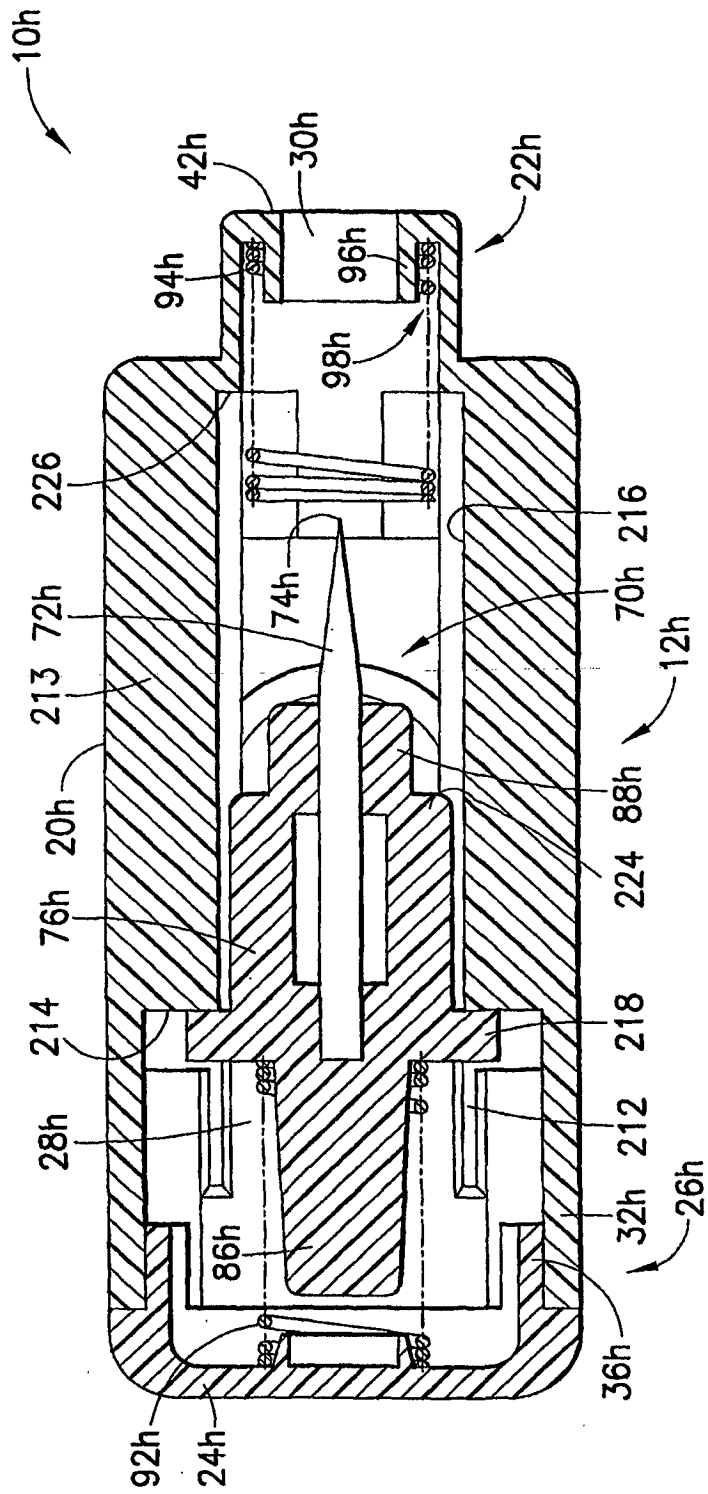


图 48

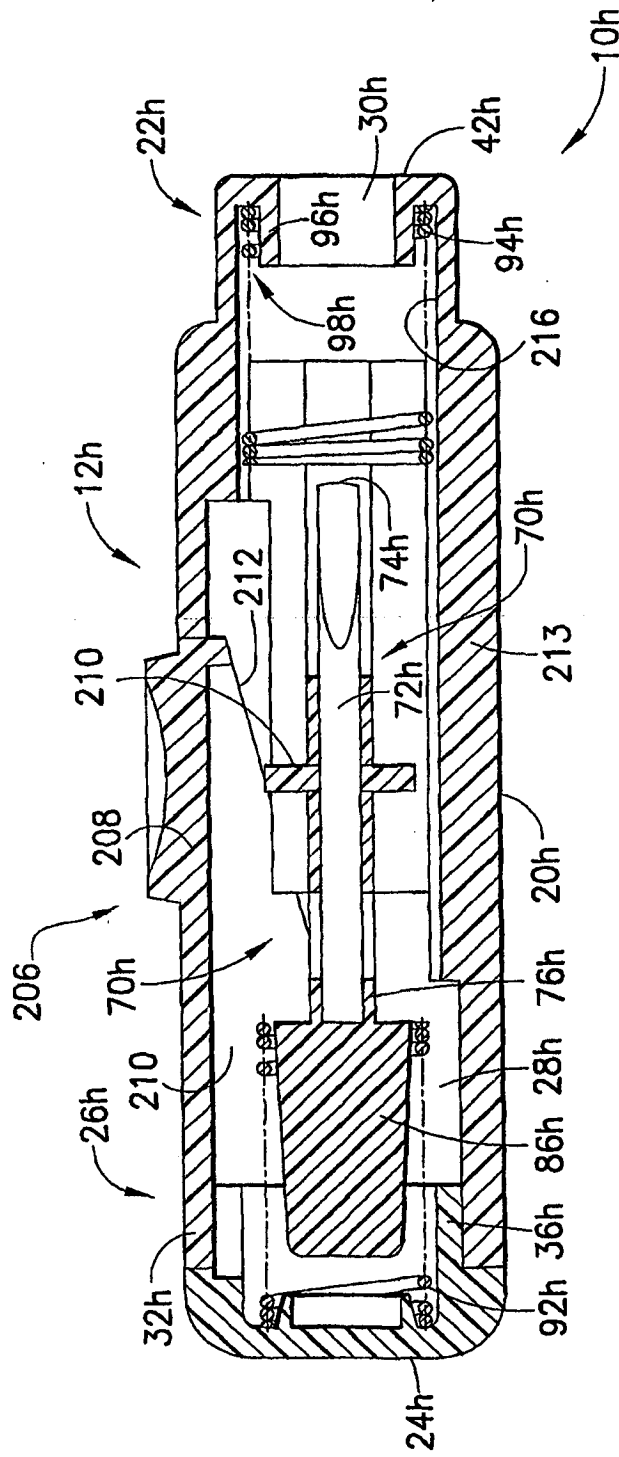


图 49

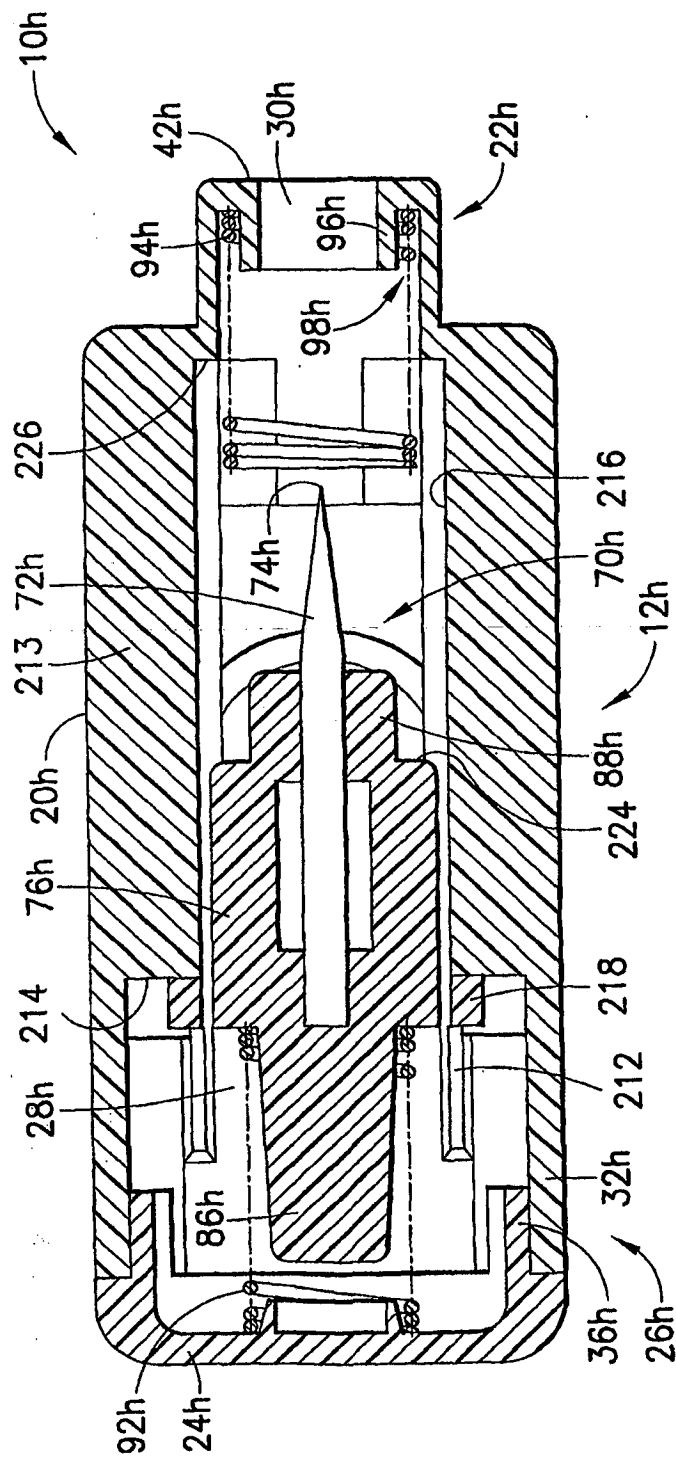


图 50

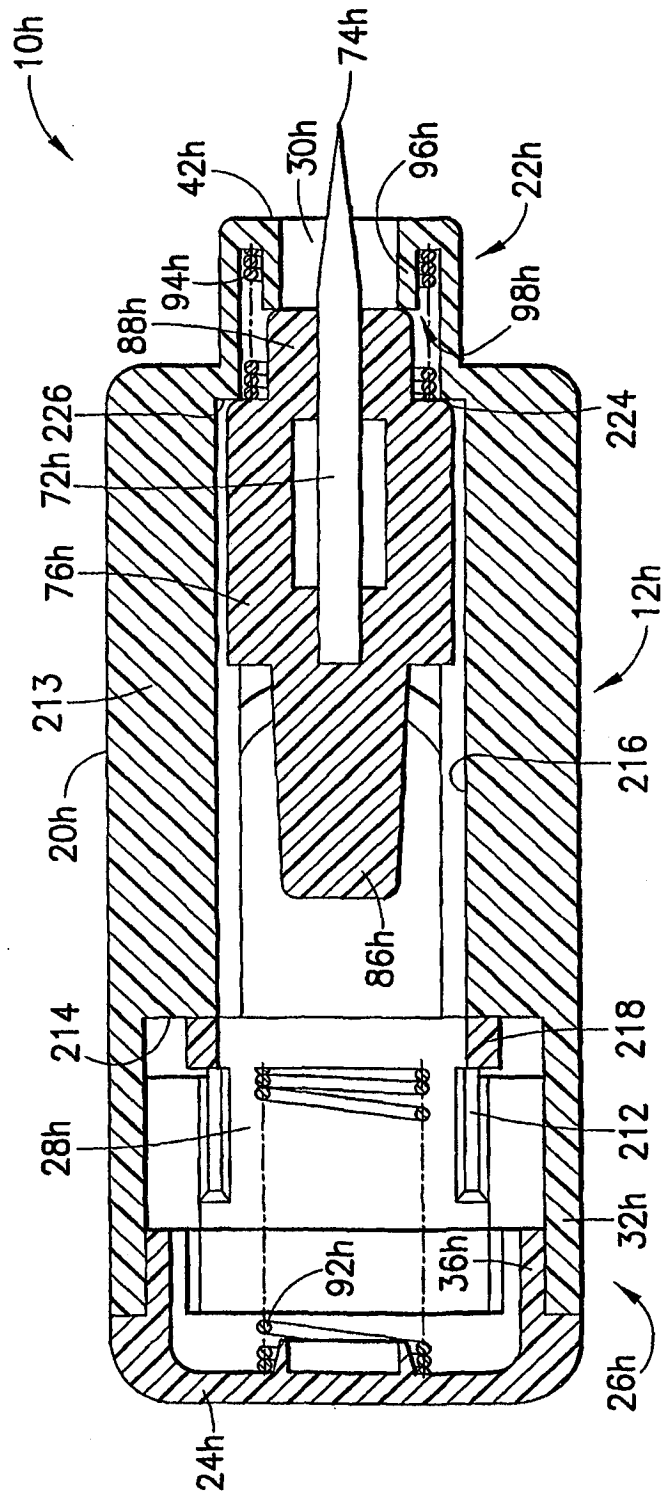


图 51

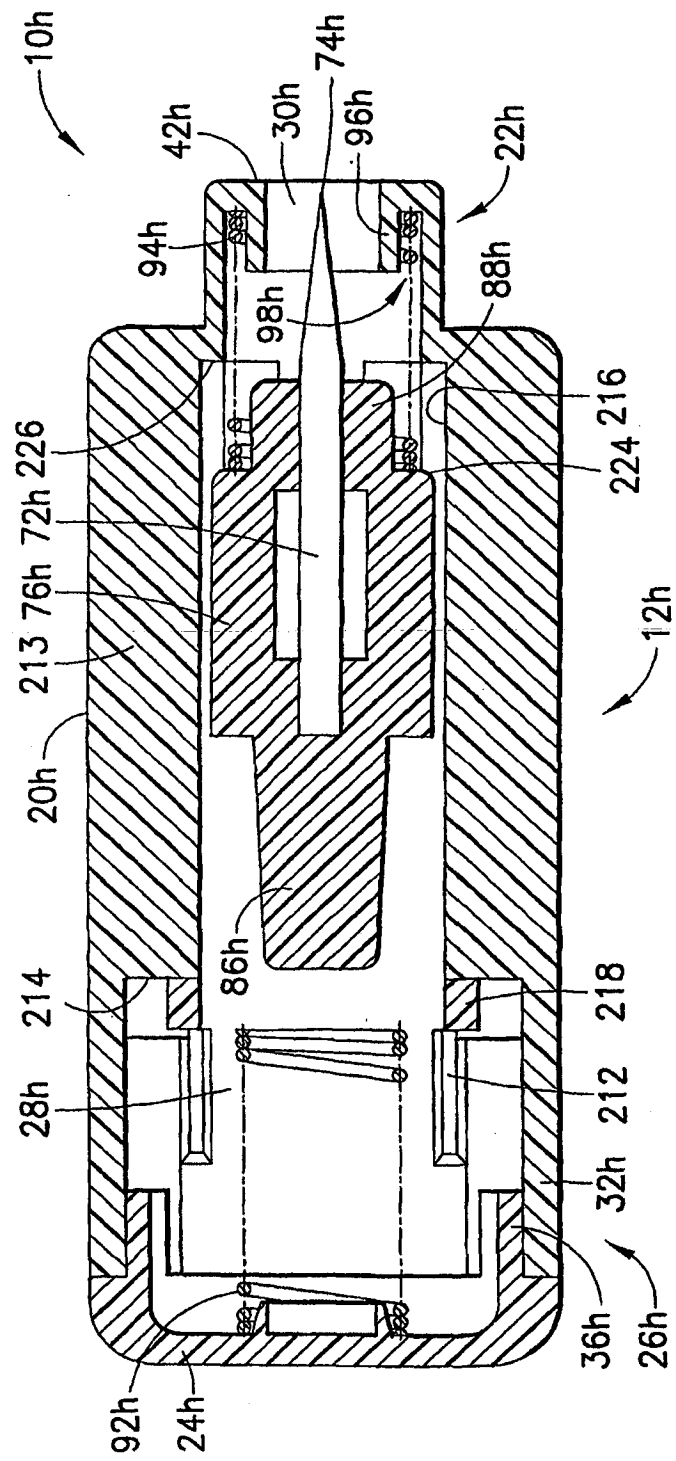


图 52

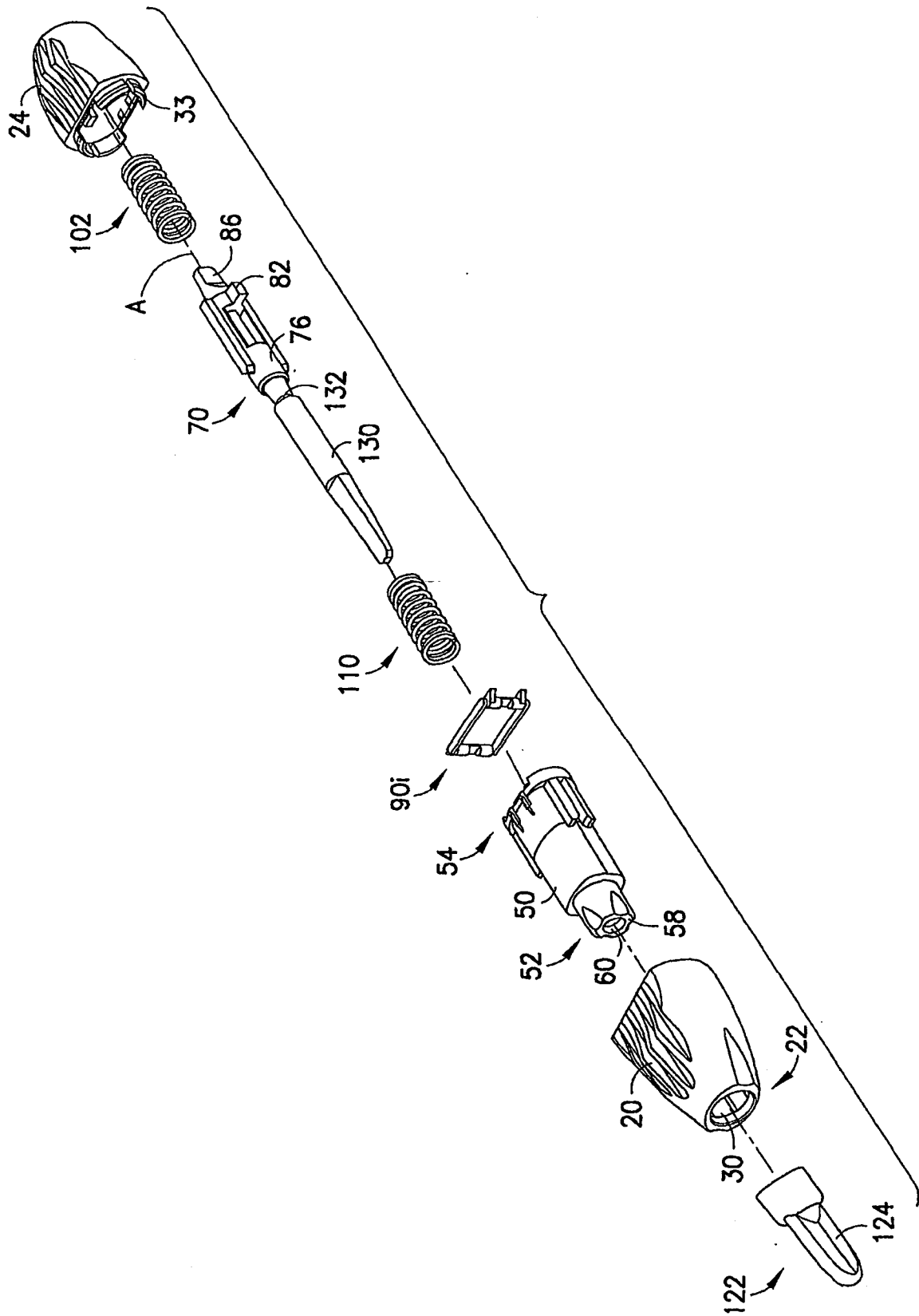


图 53

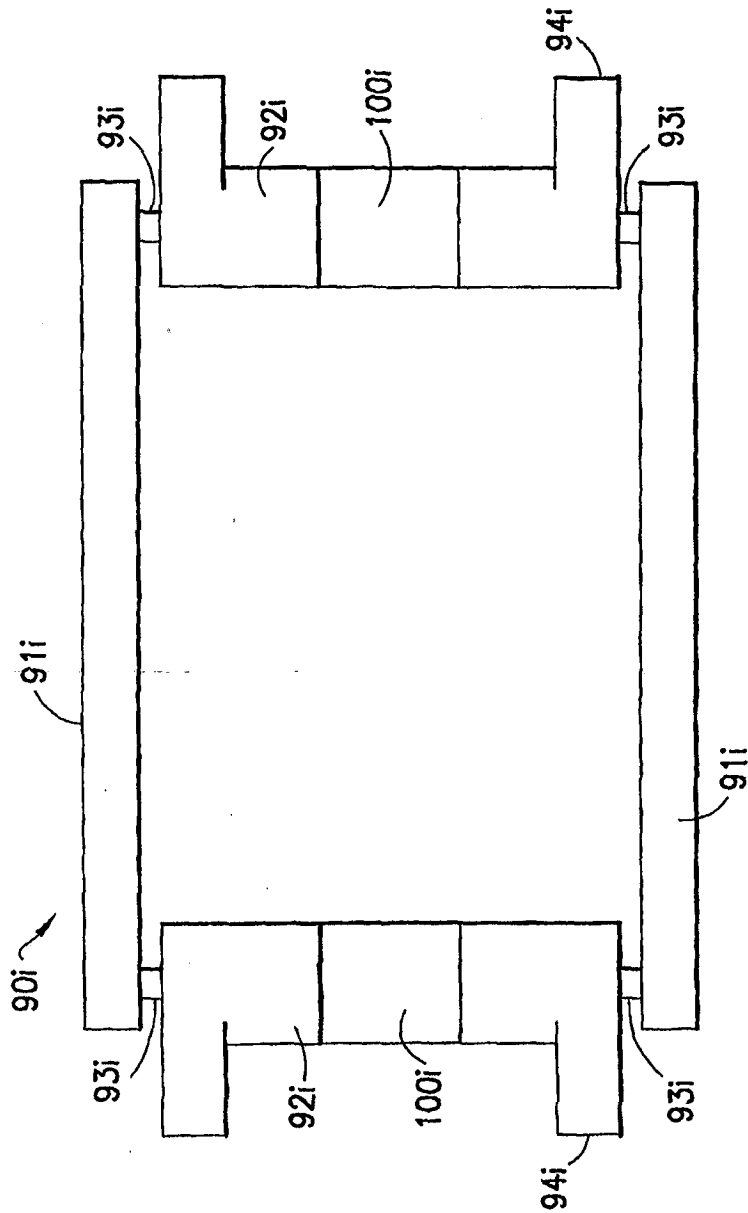


图 54A

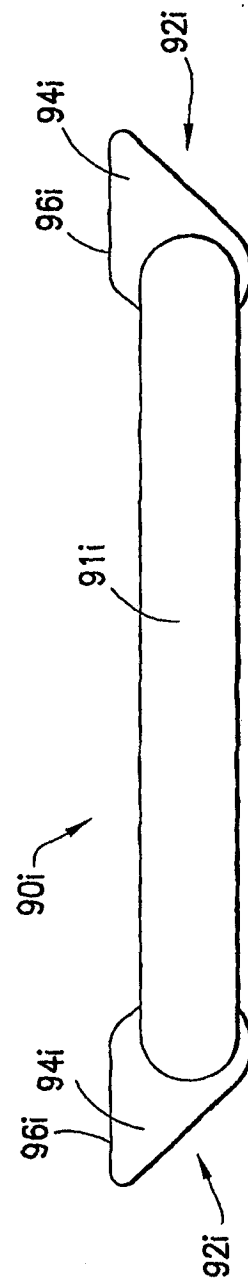


图 54B

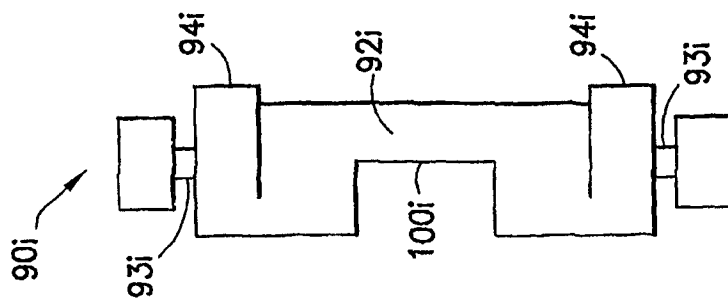


图 54C

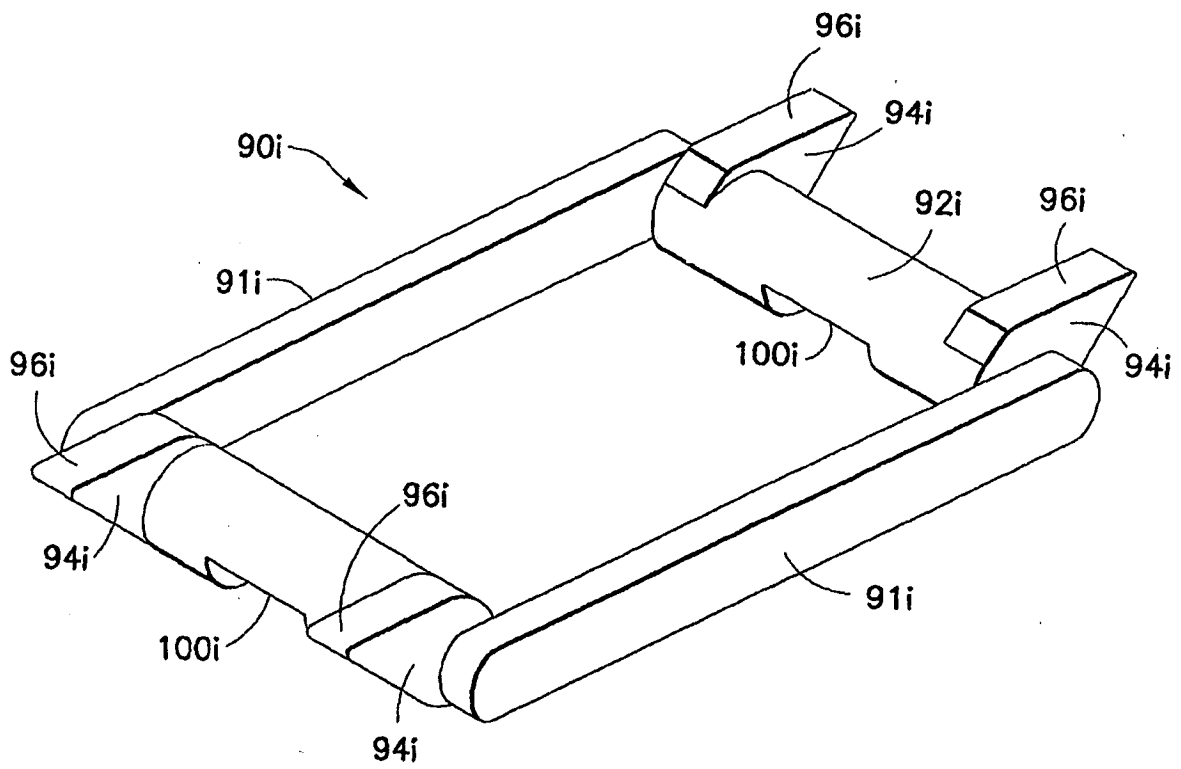


图 55

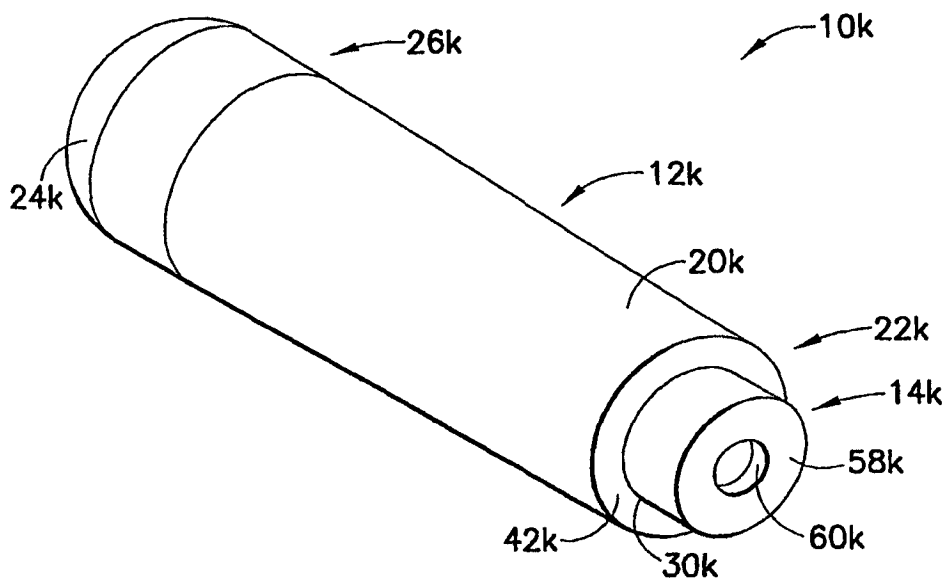


图 56

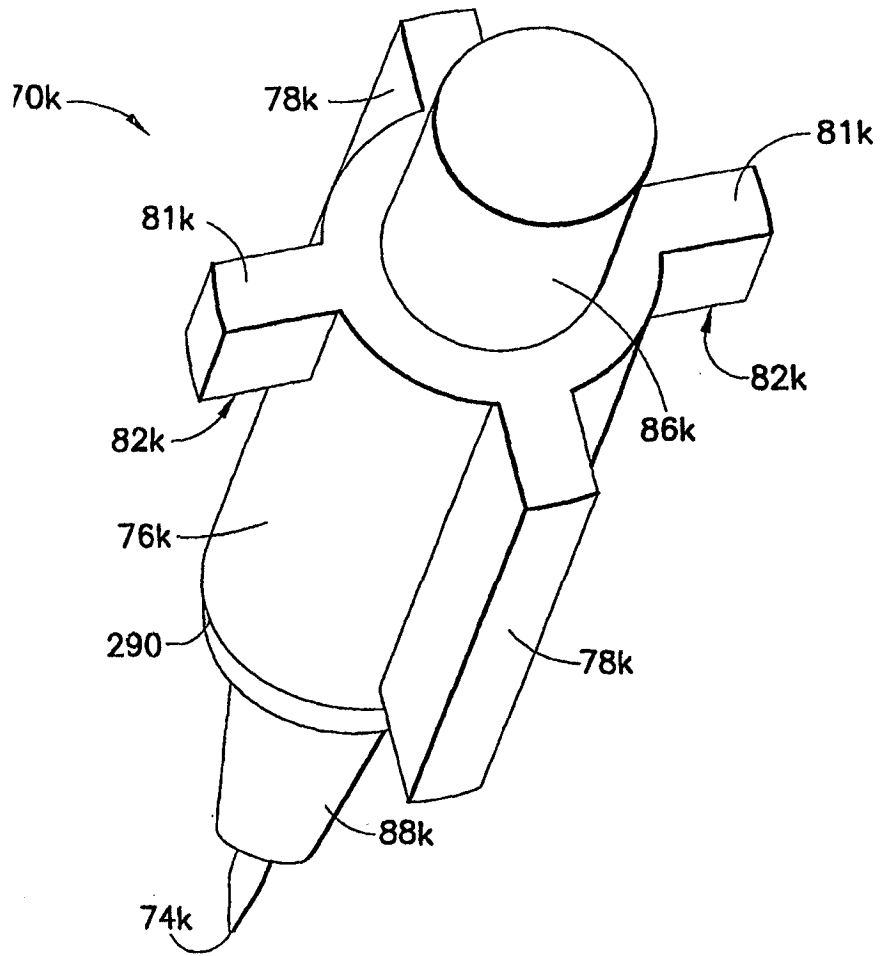


图 60

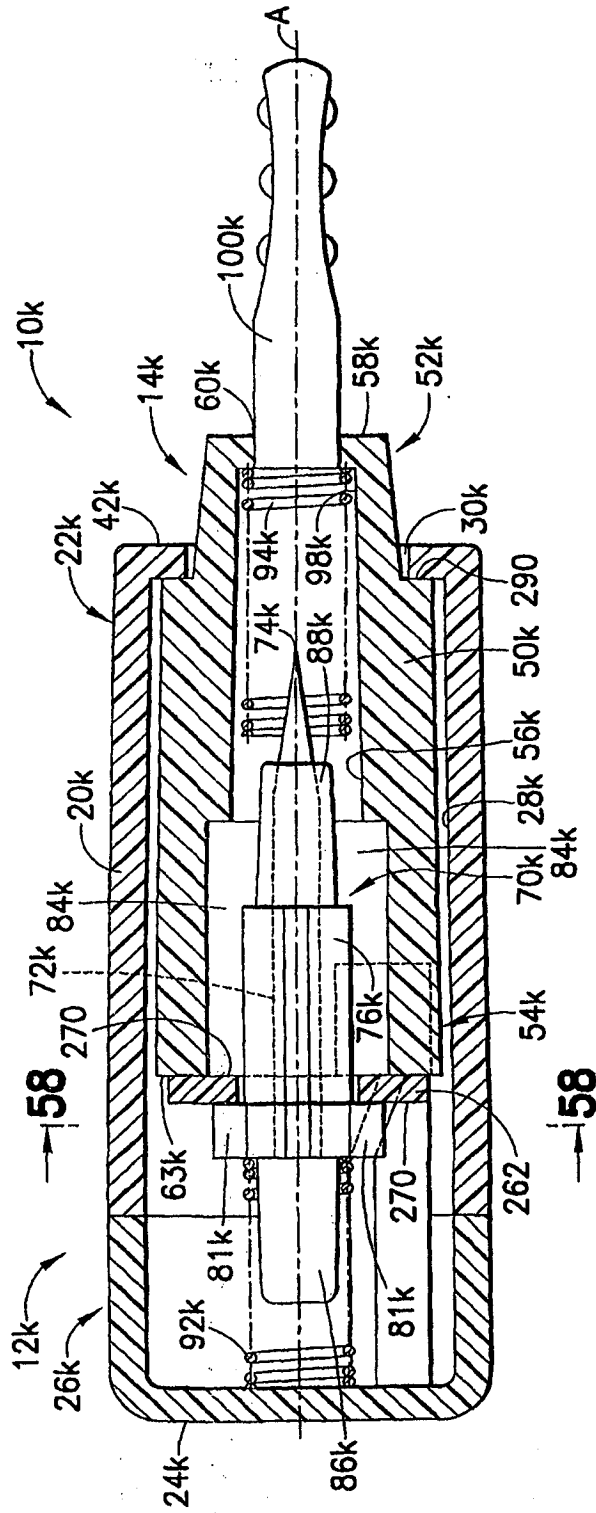


图 57

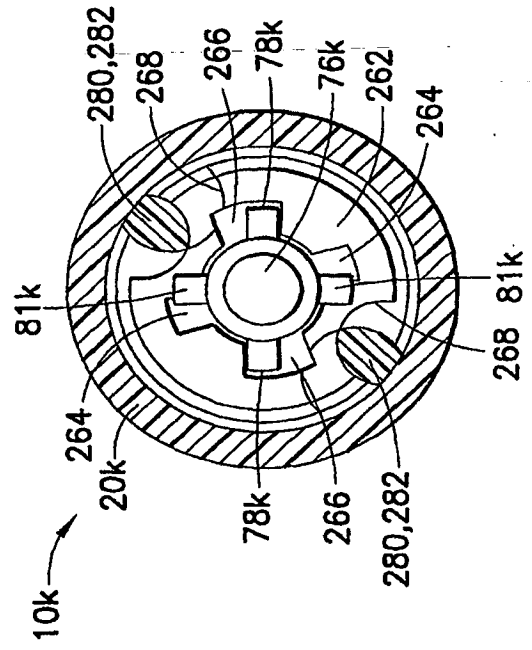


图 58

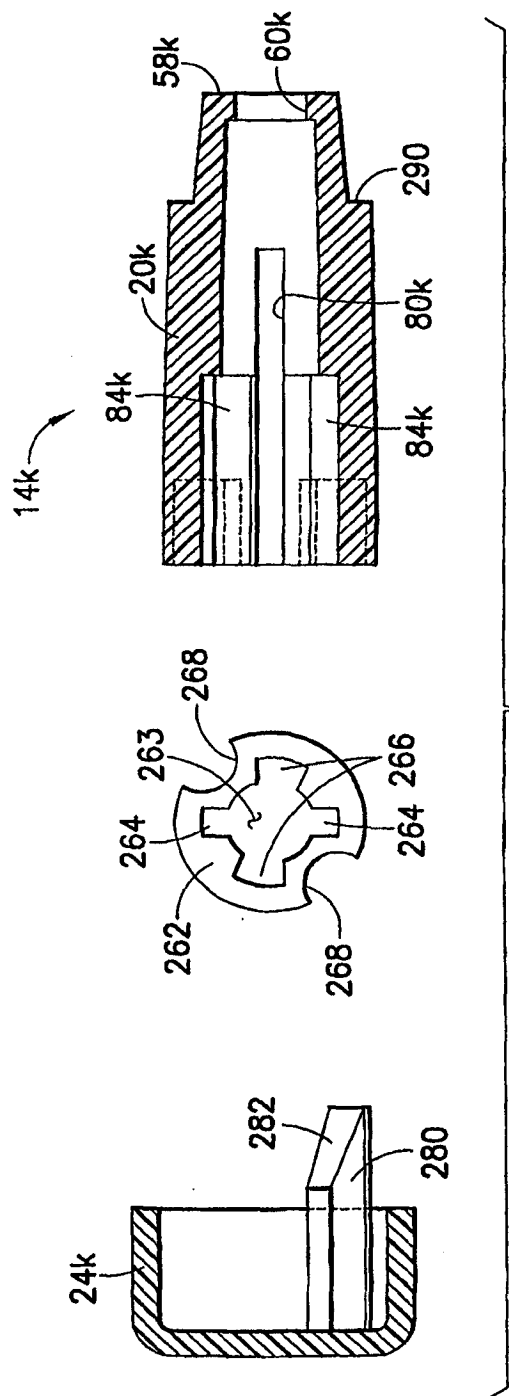


图 59

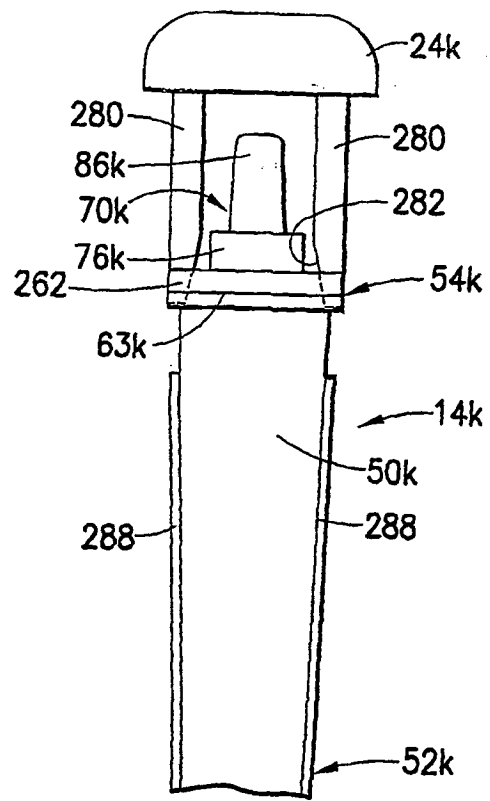


图 61

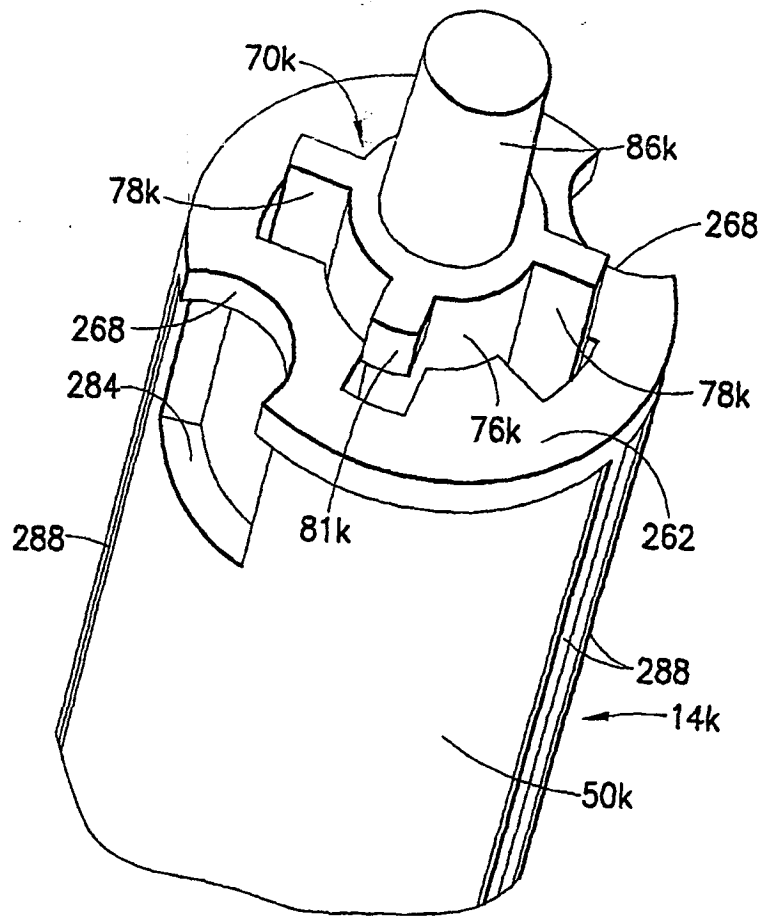


图 62

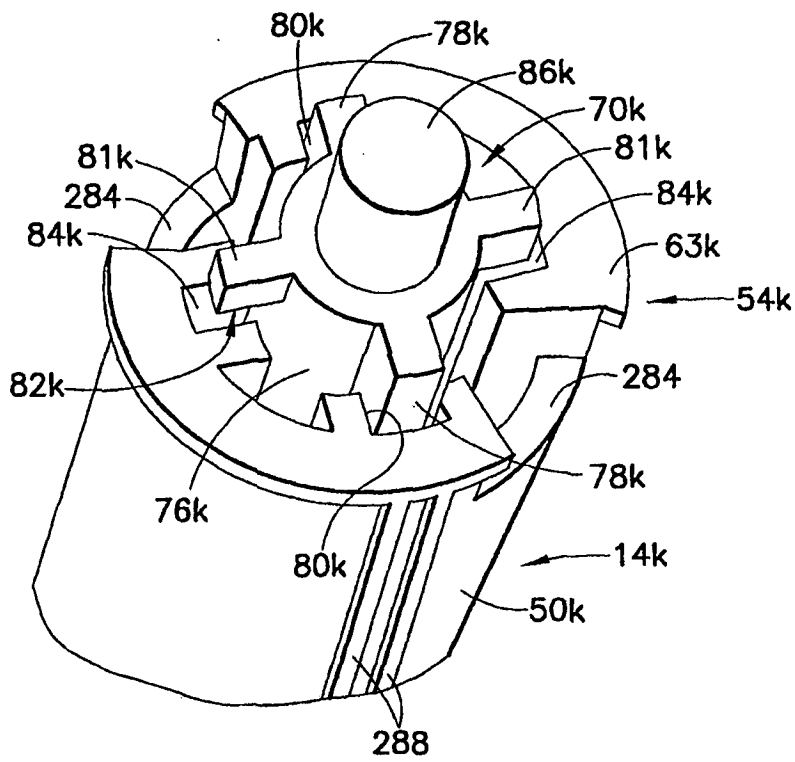


图 63

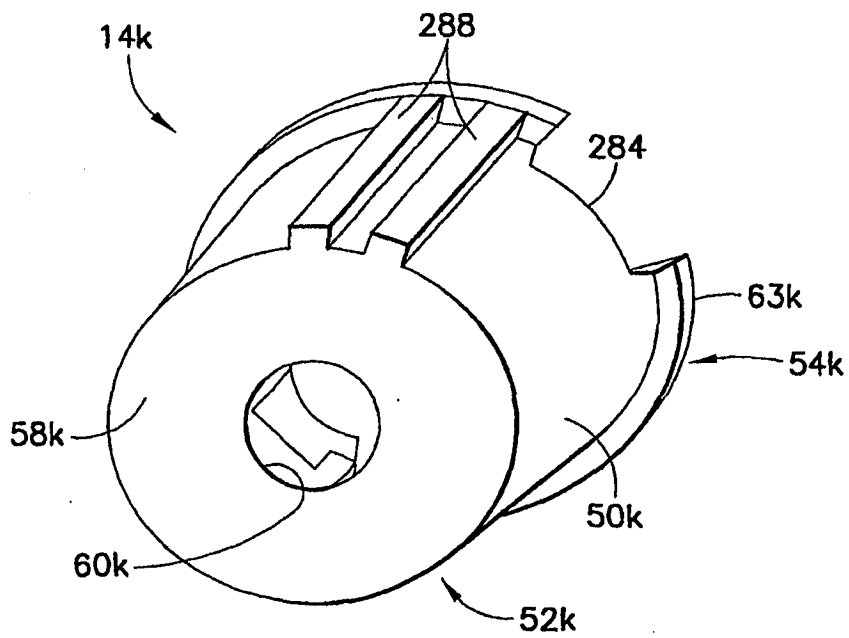


图 64

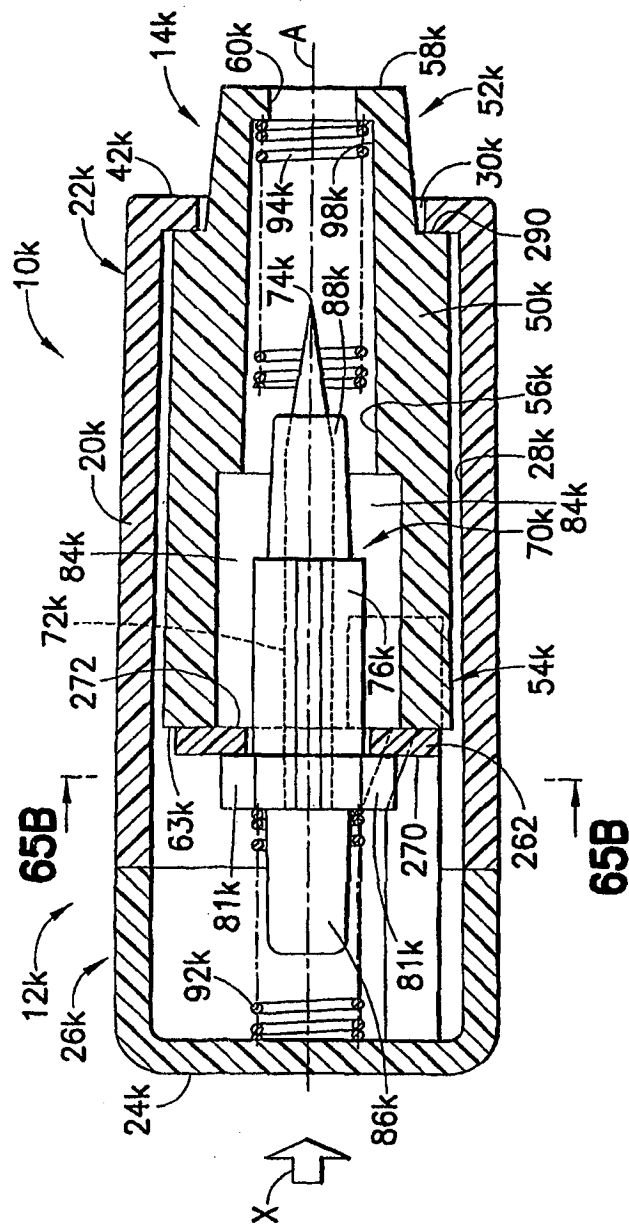


图 65A

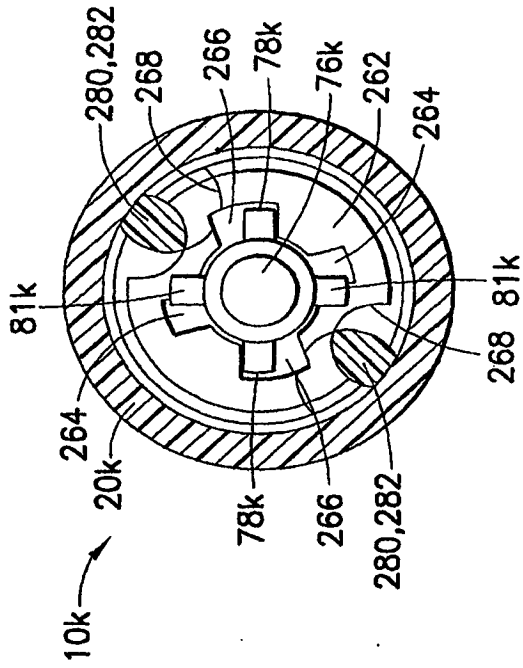


图 65B

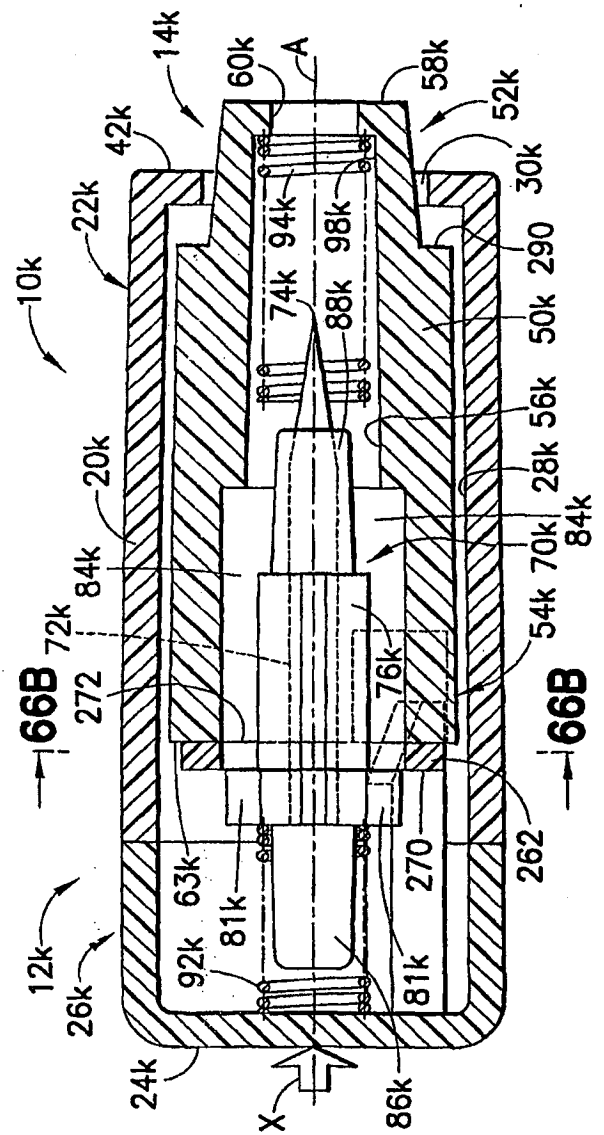


图 66A

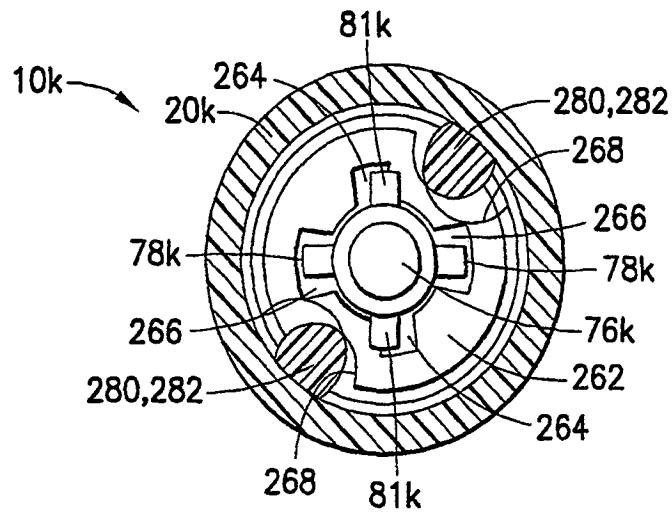


图 66B

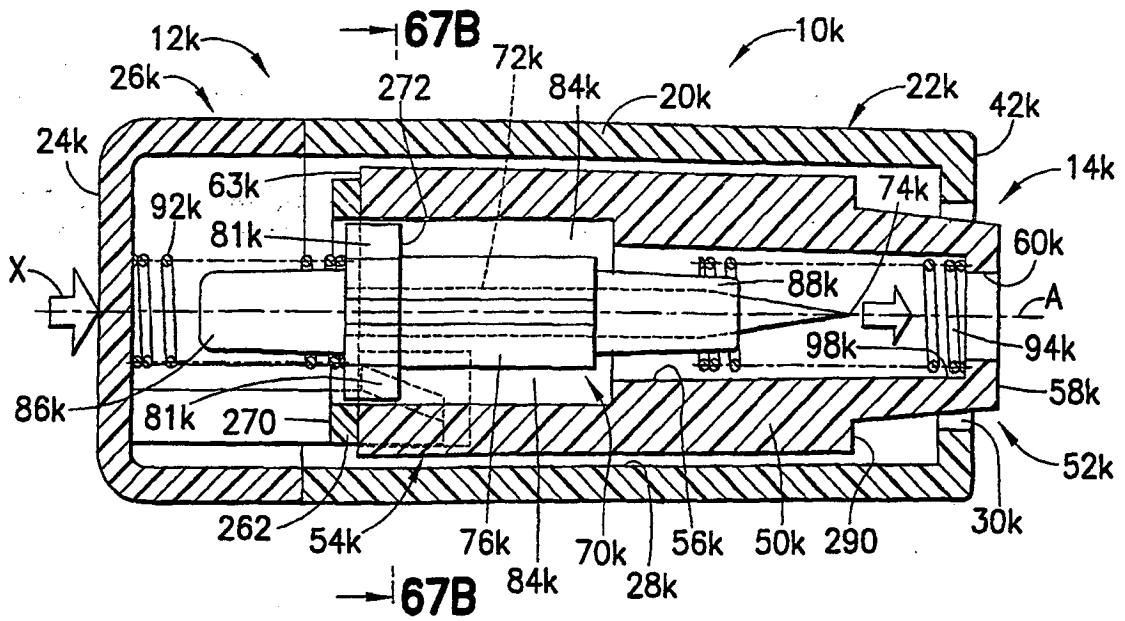


图 67A

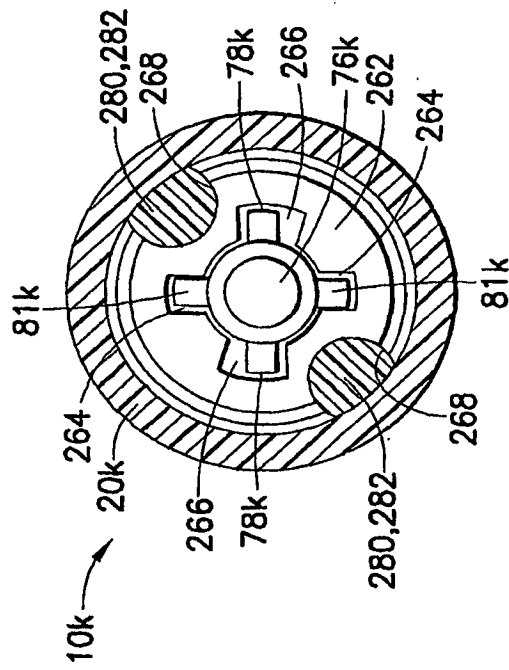


图 67B