



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101732793 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 04

(21) 申请号 200910002928. 2

(22) 申请日 2002. 12. 05

(30) 优先权数据

10/017, 024 2001. 12. 07 US

(62) 分案原申请数据

02827037. 1 2002. 12. 05

(73) 专利权人 贝克顿迪肯森公司

地址 美国新泽西州

(72) 发明人 W·F·哈丁 C·E·布朗

K·D·克里斯顿森 T·M·米纳

R·L·索恩德雷格

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 张兰英

(51) Int. Cl.

A61M 39/26 (2006. 01)

A61M 39/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5251873 A, 1993. 10. 12, 全文.

CN 1309574 A, 2001. 08. 22, 全文.

US 4809679 A, 1989. 03. 07, 全文.

审查员 伍新中

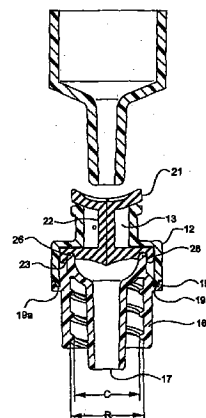
权利要求书 1 页 说明书 12 页 附图 34 页

(54) 发明名称

无针路厄进入连接器

(57) 摘要

本发明揭示一具有一设置在外壳内的隔膜的无针的路厄进入连接器。隔膜具有一带有一横截面的近端部分, 一带有的横截面小于近端部分的横截面的中间部分, 以及一远端部分。一纵向槽通过隔膜从近端部分延伸到远端部分。隔膜和外壳设计成: 当连接器被一阳的路厄锥形进入时, 隔膜将不会转动或移离外壳。此外, 隔膜和外壳设计成在关闭的远端部分处偏置槽, 这样, 一阳的路厄连接器不必完全地延伸通过远端部分, 以打开在远端部分处的槽。最后, 隔膜和外壳设计成: 当一阳的路厄锥形进入时, 最大程度地减小连接器内的死空间的量。



1. 一无针的路厄进入连接器,包括:

一外壳,其具有一顶部、一通道和一底部,顶部形成有一入口开口,通道由从入口开口延伸的至少一个侧壁形成和具有一截面,而底部形成一从通道延伸的出口开口;

一槽,其形成在通道的侧壁并延伸入通道内;

一设置在外壳内的隔膜,隔膜具有一近端部分,一中间部分和一远端部分,所述中间部分具有一外表面和小于顶部横截面且小于通道横截面的一横截面;

一纵向槽,其延伸通过隔膜,从近端部分通过中间部分进入到远端部分;以及

至少一个肋,其形成在中间部分的外表面上,这样,当一阳的路厄锥形插入到槽内时,肋设置在槽内。

2. 如权利要求 1 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,纵向槽由隔膜的一对横向延伸壁形成,而中间部分的外表面包括至少一个部分,它基本上与隔膜的至少一个横向延伸壁对齐,而至少一个肋位于该至少一个部分上。

3. 如权利要求 2 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,中间部分的外表面包括两个部分,各个部分基本上平行于隔膜的成对的横向延伸壁。

4. 如权利要求 3 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,包括两个肋,其中,一个肋位于中间部分的外表面的两个部分中的一个上。

5. 如权利要求 4 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,还包括在通道侧壁上的两个槽。

6. 如权利要求 5 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,两个槽约 180 度隔开。

7. 如权利要求 6 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,当一阳的路厄锥形插入到槽内时,两个槽与两个肋对齐。

8. 一无针的路厄进入连接器,包括:

一外壳,其具有一顶部、和一通道和一底部,顶部形成有一入口开口,通道由从入口开口延伸的至少一个侧壁形成和具有一截面,而底部形成一从通道延伸的出口开口;

一沿通道侧壁形成且延伸入通道的肋;

一设置在外壳内的隔膜,隔膜具有一近端部分,一中间部分和一远端部分,所述中间部分具有一外表面和小于顶部横截面且小于通道横截面的一横截面;以及

一纵向槽,其延伸通过隔膜,从近端部分通过中间部分进入到远端部分,其中,当一阳的路厄锥形插入到槽内时,隔膜接合肋。

9. 如权利要求 8 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,纵向槽由隔膜的一对横向延伸壁形成,而中间部分的外表面包括至少一个部分,它基本上与隔膜的至少一个横向延伸壁对齐,而至少一个肋位于与该至少一个部分相邻。

10. 如权利要求 9 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,中间部分的外表面包括两个部分,各个部分基本上平行于隔膜的成对的横向延伸壁。

11. 如权利要求 10 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,包括两个肋,其中,一个肋位于与中间部分的外表面的两个部分中的一个相邻。

12. 如权利要求 11 所述的无针的路厄进入连接器,其特征在于,两个肋约 180 度隔开,并与隔膜的成对的横向延伸壁和中间部分的外表面的两个部分对齐。

无针路厄进入连接器

[0001] 本申请是名称为“无针路厄进入连接器”、申请日为 2004 年 7 月 12 日、申请号为 02827037.1、国际申请日为 2002 年 12 月 5 日、国际申请号为 PCT/US02/38776 的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一无针连接器，一般称之为路厄入口装置，它允许一医生不使用尖锐的针进入流体流动管线。具体来说，本发明涉及一无针的路厄进入连接器，它可由诸如一注射器的医疗器械的标准的阳的路厄锥打开。用阳的路厄锥穿透连接器允许流体流动通过连接器。当阳的路厄锥从连接器移去时，它关闭而防止流体流过。

背景技术

[0003] 在病人治疗中，流体在各种容器之间传输，血管内 (IV) 的管线或通过 IV 的导管通过一闭合的系统进入到病人体内，以防止微生物进入到病人体内。在 IV 导管放置入病人体内而获得进入到病人的脉管系统的这种治疗过程中，有必要注入诸如药物的其它流体，通过导管进入到病人体内，或从病人体内抽取血液，以作血液气体或其它的分析。这样的流体抽取或注射到病人体内可以是通过 IV 管线，盐水井，动脉管线，或血液透析管线。以前采用一橡胶或硅树脂隔膜来覆盖导管或 IV 管线内的开口，以防止流体流出开口，并保持一关闭的系统。一医生可通过从注射器插入一尖锐的针通过隔膜而进入开口。这允许医生从注射器将流体注入到病人体内，或从病人身上抽出流体到注射器。在针拔出之后隔膜重新密封，以防止流体的回流。

[0004] 近年来，人们对医生受病人的血液或其它的流体的沾污已引起极大的重视，并认识到这样的“血液污染的针尖”必须立即处置掉。这种关注已经日益上升，因为当今不能治愈和致命的疾病的出现，例如，获得性免疫功能丧失综合症 (“AIDS”) 和肝炎，它们可通过体液的交换从一感染者传染到另一个人。因此，必须避免与 AIDS 或肝炎感染者的体液接触，以防止这种疾病传染给健康者。如果已经使用一针进入到与一 AIDS 或肝炎感染者连通的 IV 管线，则针是疾病传输的媒介物。尽管医生知道需要适当地处理“血污染的针尖”，但是遗憾的是，在某些医疗环境中，例如紧急情况或由于疏忽或忽略，受污染过针的针刺仍然发生。由于被“血液污染的针尖”偶然针刺的问题，人们已经花费很大的精力研制避免使用尖锐针的各种连接器。

[0005] 一种类型的无针连接器包括一纵向可移动的横隔膜，它控制通过固定在连接器内的内套管的流体的流动。该内套管形成通过连接器的流体流动通道。可移动的横隔膜与诸如弹簧或其它的柔性件之类的偏置件合作，它偏置可移动横隔膜的顶朝向入口或通往连接器的近端开口。该开口通常呈阴的路厄连接的形式。当可移动的横隔膜邻近连接器的入口时，可移动的横隔膜闭塞通往内套管的开口，以关闭通往流体流动的连接器的入口。当医生将诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形插入到连接器的阴的路厄部分时，连接器可被打开。当这样做时，可移动的横隔膜向下推入外壳内，于是，内套管延伸通过可移动的横隔膜内的一预成形的槽，由此，提供一通过连接器的流体流动通道。

[0006] 尽管这样的连接器一般地根据要求的功能进行操作,但这样的连接器可以改进。当内套管的末端接合可移动的横隔膜时,内套管具有挖去可移动的横隔膜内芯的倾向。这可导致可移动的横隔膜片破裂,并有可能注入到病人体内。此外,可移动横隔膜的这种挖芯促进连接器的流体泄漏,并可导致一微生物入侵的路径。最后,移动可移动的横隔膜通过内套管的末端所需要的力可以是相当高,使其难于操作,并导致一显著的反冲力,它趋于将阳的路厄锥形向后推出连接器。

[0007] 带有内套管的连接器的可能的改进是那些包括纵向可移动的横隔膜的连接器,可移动的横隔膜具有一通过横隔膜的模制的开口,以便控制通过连接器的流体的流动。某些偏置件偏置可移动的横隔膜朝向装置的入口。在此位置,可移动的横隔膜的近端部分被形成连接器的入口开口的外壳的侧壁径向地偏置,以偏置关闭模制的开口。这防止流体流动通过连接器。当医生将注射器的阳的路厄锥形插入到连接器的入口内时,可移动的横隔膜向下移动入连接器内,移到不接触可移动的横隔膜的近端部分的区域。这允许可移动的横隔膜的近端部分返回到其未偏置的状态,使模制的开口位于打开的位置,以提供流体流动通过连接器。因此,这些连接器不需要一内套管来延伸通过横隔膜,以提供通过连接器的流体流动通道。

[0008] 然而,具有一模制开口的连接器不是没有问题。例如,在可移动的横隔膜内的模制的开口在入口内时不能紧密地关闭。这可导致通过连接器的泄漏,并为微生物的入侵提供一路径。此外,高的致动力和反冲问题都不能解决,因为偏置机构仍然用在这些类型的连接器中。

[0009] 还有另外的方法已经研制出可被钝的套管进入的连接器,该钝的套管连接到一标准的注射器的标准的阳的路厄锥形。这样的连接器具有一隔膜,它具有一设置在连接器的近端上的一开口上、延伸通过它的纵向槽。连接器的远端包括一标准的阳的路厄锥形,于是,连接器可连接到其它的医疗器械和具有一阴的路厄连接的 IV 管线。这种类型的连接器不能用标准的阳的路厄锥形进入,因为一标准的阳的路厄锥形太大而不能配装到还未被隔膜占据的开口内的空间内。代替这种类型的连接器,由一比标准阳的路厄锥形窄的钝的套管进入,它可附连到一标准的阳的路厄锥形。当医生想要进入到医疗器械或 IV 管线时,一钝的套管放置在注射器上,然后,插入通过隔膜内的槽。这置注射器与医疗器械或 IV 管线流体连通。在流体注入病人或从病人身上抽出之后,带有钝的套管的注射器从隔膜移去。因为连接器的设计,隔膜内的槽关闭,并防止流体通过装置的回流。

[0010] 尽管可由钝的套管进入的槽隔膜连接器一般地根据其要求的用途工作,但它们可以进行改进。例如,这种类型的连接器要求一分离的钝的套管连接到另一医疗器械的阳的路厄锥形,以允许进入连接器。这要求过量的存货问题和对使用该连接器的医疗机构增加成本。此外,钝的套管通常在进入连接器时不填满连接器外壳内的空间。这在外壳内的钝的套管的侧面和外壳的内壁之间留下一环形的“死空间”凹腔。残余的血液可留在该凹腔内,并为提供各种细菌和微生物的滋生地,且难于冲洗。

发明内容

[0011] 因此,本发明的一个目的是提供一不使用针可进入的连接器。

[0012] 本发明的另一个目的是提供一无针的路厄进入的连接器,它不易泄漏或微生物侵

入。

[0013] 本发明的另一个目的是提供一无针的路厄进入的连接器，它最大程度地减小死空间的体积。

[0014] 本发明的另一个目的是提供一无针的路厄进入的连接器，它不要求高度的力来进入，并在进入连接器时最大程度地减小反冲力。

[0015] 本发明的另一个目的是提供一无针的路厄进入的连接器，它不要求任何额外的或特殊的装置来进入。

[0016] 本发明的无针的路厄进入连接器包括一具有一顶部和一底部的外壳，连接器的顶部的顶上带有一入口，而在连接器的底部的底上带有一出口。入口和顶部设计和构造成：本发明的无针的路厄进入连接器可连接到另一医疗器械的标准的阳的路厄锥形。同样地，出口和底部具有一标准的阳的路厄锥形，它可连接到另一医疗器械的标准的阴的路厄结构内。一隔膜位于连接器的顶部内，以控制流体流动通过连接器。隔膜具有一放大的近端部分，一狭窄的瘦长的中间部分以及一放大的远端部分。狭窄的瘦长的中间部分的结构允许本发明的无针的路厄进入连接器用一标准的阳的路厄锥形进入。它还设计成最大程度地减小进入和反冲力。一纵向槽形成在隔膜内，并延伸通过近端的、中间的和远端的部分。槽的横向轴线较佳地平行于中间部分的长轴线。隔膜的近端部分突出在入口顶的上方，并坐落在位于入口周缘上的外壳的侧壁的顶表面上。较佳地，顶表面具有两个直径向相对的高的部分和两个直径向相对的低的部分，以给予隔膜的近端部分以鞍状的结构。该鞍状的结构偏置槽沿隔膜的近端部分关闭。这是一确保紧密密封的机构，以防止泄漏和微生物的入侵。隔膜的远端部分置于在外壳的近端部分和远端部分之间。

[0017] 当一阳的路厄锥形推靠在隔膜的近端表面上时，它侧向地和远处地弯曲，并允许阳的路厄锥形进入到隔膜的槽内。此外，隔膜的侧向地和远处地弯曲迫使槽打开，并允许阳的路厄锥形通过槽穿透隔膜。当阳的路厄锥形完全地插入隔膜内时，槽沿隔膜的全长度强制打开，以使隔膜允许流体流动通过连接器。本发明的无针的路厄进入连接器构造成：阳的路厄锥形不必完全地延伸通过隔膜来完全地打开在隔膜远端部分处的槽。通过确保隔膜的远端部分的圆周被外壳保持到位，并通过沿隔膜的远端部分增加质量，由此，可实现上述的情形。通过提供给隔膜的远端部分的径向尺寸大于槽的中间部分的径向尺寸，则可实现于在隔膜的远端部分处质量的增加。由于保持隔膜的远端部分的圆周在一定的位位置，以及增加隔膜的远端部分质量，隔膜起作一摆动的门，当阳的路厄锥形完全地插入到隔膜内时，它完全地打开槽。其后，阳的路厄锥形可从隔膜移去，允许隔膜返回到其预加力的状态，并对流体流动关闭连接器。

[0018] 隔膜的中间部分的外表面可形成有肋，它们互补地接合形成在外壳的侧壁的内表面上的诸肋。当阳的路厄锥形完全地插入到隔膜内时，隔膜的中间部分的外表面接合外壳的侧壁的内表面。诸肋位于隔膜和在合适部位的外壳上，这样，当隔膜被阳的路厄锥形进入时，隔膜上的诸肋接合外壳上的诸肋。诸肋的互相接合致使隔膜相对于外壳暂时地保持锁定在一定位置上。一旦阳的路厄锥形已经充分地从隔膜移去，以使隔膜的中间部分的外表面不再接合外壳的侧壁的内表面，则诸肋脱开，以允许隔膜返回到其预加力的状态。该特征防止在阳的路厄锥形从连接器中移去时隔膜被拉出外壳。可使用肋的各种结构来实现该效应。例如，互补的肋和棘爪或槽或裂缝可形成在外壳的中间部分的外表面和外壳的侧壁的

内表面上。或者,这些特征可沿连接器的近端部分形成,代替沿连接器的中间部分。

[0019] 上述特征的一个变化是使用各种键和键孔的结构,它们形成在隔膜和外壳上,以在阳的路厄进入和移去过程中防止隔膜的转动。例如,隔膜的近端部分可形成有一键,它配装入沿外壳的近端部分形成的键孔内。键和键孔可具有各种互补的形状。唯一的限制在于,键和键孔保持隔膜阻止其相对于外壳的转动运动。

[0020] 另一便于关闭连接器以阻止流体流动的机构是:使隔膜和外壳构造成沿至少位于隔膜的远端部分处的槽的侧面压缩隔膜。变化地或同时地做法,隔膜和外壳可构造成:在槽的端部处,隔膜被拉而张紧。这种结构提供一紧密的密封,以防止泄漏和微生物的入侵。为了达到这种力的分布,隔膜的远端部分可形成有一基本上圆形的横截面,而邻近隔膜远端部分的外壳在隔膜处于其预加力的情形时可形成有大致的椭圆形或卵形的横截面。如果槽定位成与椭圆的长轴线对齐,即,槽的横向轴线和椭圆的长轴线共线或平行,则槽将偏置到一关闭位置。椭圆的副轴将趋于将槽的诸侧面压缩在一起,而椭圆的长轴线将趋于置槽的端部处于张紧状态,因此,迫使槽关闭。通过在隔膜和外壳内形成互补的接片和槽,它们沿合适的方向拉和推隔膜,由此,也可实现这样的效应。此外,通过形成带有基本上为椭圆形或卵形横截面的隔膜的远端部分和外壳的相应部分形成有基本上为圆形的横截面,由此,可实现该效应。采用该结构,槽的横向轴线应共线于或平行于槽的短轴线。该圆形将趋于拉开短轴线,以及推拢长轴线在一起,以关闭槽。

[0021] 当阳的路厄锥形完全地进入连接器,使外壳内的侧壁的位置和结构形成通过连接器的流体流动的通道时,外壳通过细心地匹配隔膜的远端部分的结构将死空间的量减小到最小。换句话说,当阳的路厄锥形插入到本发明的无针的路厄进入连接器内时,隔膜的远端部分强制进入外壳内,并占据外壳的远端部分内的空间的至少一部分。连接器内的侧壁构造成它们接合隔膜的远端部分,阳的路厄锥形使隔膜的远端部分向远端处位移。这样,组合隔膜的远端部分的诸侧壁最大程度地减小外壳内的死空间。

[0022] 附图的简要说明

[0023] 诸优选实施例示于附图中,其中,相同的标号表示相同的元件,其中:

[0024] 图 1 是本发明的无针的路厄进入连接器的分解立体图;

[0025] 图 1A 是用于本发明的无针的路厄进入连接器的外壳的顶部的立体图,用虚线示出以帮助解释顶部的顶表面的形状;

[0026] 图 2 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其对流体流动实施关闭,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形准备穿透连接器;

[0027] 图 3 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形设置在连接器内,这样,其对流体的流动实施打开;

[0028] 图 4 是本发明的无针的路厄进入连接器的立体图;

[0029] 图 5 是图 4 所示的本发明的无针的路厄进入连接器的俯视平面图;

[0030] 图 6 是用于本发明的无针的路厄进入连接器的隔膜的第一实施例的立体图;

[0031] 图 7 是用于本发明的无针的路厄进入连接器的隔膜的第一实施例的立体截面图;

[0032] 图 8 是用于本发明的无针的路厄进入连接器的隔膜的侧视图,示出隔膜的中间部分的主要长度;

[0033] 图 9 是本发明的无针的路厄进入连接器的分解立体截面图,其带有隔膜的第二实

施例和外壳；

[0034] 图 10 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其带有隔膜的第二实施例和外壳,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形准备穿透连接器；

[0035] 图 11 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其带有隔膜的第二实施例和外壳,以及设置在其中的阳的路厄锥形；

[0036] 图 12 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其带有外壳的第三实施例,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形准备穿透连接器；

[0037] 图 13 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其带有外壳的第三实施例,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形设置在连接器内,这样,其对流体的流动实施打开；

[0038] 图 14 是本发明的无针的路厄进入连接器的分解立体截面图,其带有隔膜的第二实施例和外壳的第四实施例；

[0039] 图 15 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其带有隔膜的第二实施例和外壳的第四实施例,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形准备穿透连接器；

[0040] 图 16 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其带有隔膜的第二实施例和外壳的第四实施例,一阳的路厄锥形设置在其中；

[0041] 图 17 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第五实施例；

[0042] 图 18 是本发明的无针的路厄进入连接器的侧视图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第五实施例；

[0043] 图 19 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第六实施例；

[0044] 图 20 是本发明的无针的路厄进入连接器的侧视图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第六实施例；

[0045] 图 21 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第七实施例；

[0046] 图 22 是本发明的无针的路厄进入连接器的侧视图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第七实施例；

[0047] 图 23 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第八实施例；

[0048] 图 24 是本发明的无针的路厄进入连接器的侧视图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第八实施例；

[0049] 图 25 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第九实施例；

[0050] 图 26 是本发明的无针的路厄进入连接器的侧视图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第九实施例；

[0051] 图 27 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第二实施例和外壳的第十实施例；

[0052] 图 28 是本发明的无针的路厄进入连接器的侧视图,示出隔膜的第二实施例和外壳

壳的第十实施例；

[0053] 图 29 是沿图 4 的线 29-29 截取的本发明的无针的路厄进入连接器的俯视平面截面图,示出外壳的第十一实施例；

[0054] 图 30 是外壳的第十一实施例的俯视平面图,其中,隔膜从外壳中移去；

[0055] 图 31 是类似于图 29 的本发明的无针的路厄进入连接器的俯视平面截面图,但示出外壳的第十二实施例；

[0056] 图 32 是外壳的第十二实施例的俯视平面图,其中,隔膜从外壳中移去；

[0057] 图 33 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解立体图,示出隔膜的第十实施例和外壳的第十三实施例；

[0058] 图 34 是本发明的无针的路厄进入连接器的一部分的分解截面图,示出隔膜的第十实施例和外壳的第十三实施例；

[0059] 图 35 是本发明的无针的路厄进入连接器的外壳的第十三实施例的俯视平面图；

[0060] 图 36 是本发明的无针的路厄进入连接器的隔膜的第十实施例的俯视平面图；

[0061] 图 37 是具有一椭圆形横截面的隔膜的远端部分的仰视平面图,其中,用虚线示出接合具有圆形截面的隔膜的远端部分的外壳的部分,以提供两者之间的比较；

[0062] 图 38 是具有一圆形横截面的隔膜的远端部分的仰视平面图,其中,用虚线示出接合带有椭圆形横截面隔膜的远端部分的外壳的部分,以提供两者之间的比较；

[0063] 图 39 是具有一椭圆形横截面的隔膜的远端部分的仰视平面图；

[0064] 图 40 是具有一椭圆形横截面的隔膜的远端部分的仰视平面图,其中,一槽具有一模制的敞开结构；

[0065] 图 41 是具有一圆形横截面的隔膜的远端部分的仰视平面图；

[0066] 图 42 是具有一圆形横截面的隔膜的远端部分的仰视平面图,其中,一槽具有一模制的敞开结构；

[0067] 图 43 是本发明的无针的路厄进入连接器的局剖的仰视立体图,示出隔膜的远端部分和接合隔膜远端部分的外壳的部分；

[0068] 图 44 是本发明的无针的路厄进入连接器的局剖的仰视立体图,示出隔膜的远端部分和从图 43 的视图转过 90 度的接合隔膜远端部分的外壳的部分；

[0069] 图 45 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,其对流体流动关闭,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形准备穿透连接器；

[0070] 图 46 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形设置在连接器的隔膜内,但连接器对于流体的流动仍实施关闭；

[0071] 图 47 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形以隔膜的远端的近处的阳路厄锥形的远端进一步设置在连接器内,但连接器对于流体的流动实施开放；以及

[0072] 图 48 是本发明的无针的路厄进入连接器的截面图,诸如一注射器的另一医疗器械的阳的路厄锥形以隔膜的远端的近处的阳路厄锥形的远端尽可能深入地设置在连接器内,连接器对于流体的流动实施开放。

[0073] 具体实施方式

[0074] 如本文中所使用的,术语“近端”、“顶部”,或“向上”是指当器械在其正常操作中使

用时,最靠近使用器械的医生的器械上的部位,以及最远离与器械结合使用的病人的部位。相反,术语“远端”、“底部”、“下”,或“向下”是指当器械在其正常操作中使用,最远离使用器械的医生的器械上的部位,以及最靠近与器械结合使用的病人的部位。

[0075] 如本文中所使用的,术语“在内”、“向内”是指在正常使用过程中,相对于器械朝向器械内的部位。相反,如本文中所使用的,术语“在外”或“向外”是指在正常使用过程中,相对于器械朝向器械外的部位。

[0076] 本发明的无针路厄进入连接器包括一具有顶部 12 和底部 16 的外壳 10。通常可使用诸如聚碳酸酯,或 PETG 之类的塑料材料来形成外壳 10。外壳 10 形成一入口 11 和一出口 17,其间带有一凹腔或钻孔 13。入口 11 形成在无针路厄进入连接器的顶部 12 的顶上,而出口 17 形成在无针路厄进入连接器的底部 16 的底上。入口 11,以及由此邻近入口 11 的钻孔 13 的那部分和邻近入口 11 的顶部 12 的那部分,它们的尺寸和构造必须符合国际标准组织 (ISO) 对于一阴的路厄连接器的至少某些标准。这将允许一阳的路厄滑动或锁定连接到入口 11。因此,入口 11 具有约 0.265 英寸 (6.73 毫米) 的最大外直径和约 0.214 英寸 (5.44 毫米) 的内直径,以允许阳的路厄锥形延伸入入口 11 内。顶部 12 的顶的外面包括路厄螺纹 14,其允许具有一阳的路厄锁定的另一医疗器械连接到近端部分 12 的顶上。或者,不需要有路厄螺纹 14 形成在顶部 12 的顶的外面,以使具有一阳的路厄滑块的另一医疗器械能连接到顶部 12 的顶上。出口 17,以及由此邻近出口 17 的钻孔 13 的那部分,它们是尺寸和构造必须符合 ISO 对于一阳的路厄锥形的标准的阳的路厄锥形。ISO 标准 594-2 :1998 (E) 要求阳的路厄锥形具有约 0.2953 英寸 (7.5 毫米) 的最小长度。根据 ISO 标准形成外壳 10 的该部分,允许本发明的无针路厄进入连接器连接到另一医疗器械的阴的路厄构造。如果要求的话,可围绕阳的路厄锥形形成一路厄锁定轴环 16a,以将连接器锁定到一阴的路厄中。在此情形中,路厄锁定应符合 ISO 标准。根据 ISO 标准,阳路厄锁定配件上的螺纹的根部直径 R 应约为 0.315 英寸 (8 毫米),而阳路厄锁定配件上的螺纹的顶部直径 C 应约为 0.276 英寸 (7 毫米)。此外,阳路厄锥形必须延伸通过路厄锁定轴环 16a 的端部约 0.083 英寸 (2.1 毫米) 的最小距离。

[0077] 特别地从图 1 中可见,邻近入口 11 的顶部 12 的顶表面 15 在两个高点 A 和两个低点 B 之间过渡。各高点 A 彼此分离约 180 度,各低点 B 彼此也分离约 180 度,这样,各高点 A 离各低点 B 约 90 度。较佳地,各高点 A 相对各低点 B 应大于零但小于约 0.050 英寸 (1.143 毫米) 高。最佳的是,各高点 A 相对各低点 B 应约为 0.027 英寸 (0.686 毫米) 高。为了达到一以光顺波动的方式在高点 A 和低点 B 之间过渡的光滑的周缘的顶表面 15,使用一约为 0.30 英寸 (7.62 毫米) 半径的弧形表面作为模板来切割近端部分 12 的顶,以此,可形成顶表面 15。用几何方法来表述,由近端部分 12 的顶定义的虚的圆柱 C1 可用具有约 0.30 英寸 (7.62 毫米) 半径、相对于由近端部分 12 的顶定义的虚圆柱 C1 的纵向轴线成 90 度定向的虚圆柱 C2 切割。这导致形成具有所述形状的顶表面 15。通过改变虚圆柱 C1 的半径,可改变高点 A 和低点 B 之间的距离。参见图 1A。

[0078] 一隔膜 20 位于无针路厄进入连接器的顶部 12 以控制通过其中的流体流动。通常可使用诸如硅树脂或聚异戊二烯的材料来形成隔膜 20。隔膜 20 具有一放大的近端部分 21、一中间部分 22 和一放大的远端部分 23。放大的近端部分 21 的顶可形成有围绕近端部分 21 的周缘延伸的环形的唇部 24。唇部 24 提供额外的质量,以给予放大的近端部分 21 以额外

的刚度,从而在其被阳的路厄锥形进入时防止弯折。中间部分 22 具有的横截面小于近端部分 21 的横截面,并小于远端部分 23 的横截面。较佳地,中间部分 22 具有一大致瘦长的横截面,其长轴线 M1 基本上等于入口 11 的内直径。或者,长轴线可略微地大于入口 11 的内直径,以有助于确保隔膜 20 保持在入口 11 内。中间部分 22 的短轴线 M2 小于近端部分 21 的直径且小于入口 11 的内直径。因此,中间部分 22 具有的横截面小于入口 11 的横截面。这在沿其长轴线的中间部分 22 的外表面和外壳 10 的侧壁之间提供一空间,所述外壳 10 的侧壁形成入口 11,当一阳的路厄锥形设置在隔膜 20 内时,隔膜 20 的材料可在入口 11 中移位。如图 7 所示,放大的远端部分 23 形成一围绕其底部延伸的环形槽 26。此外,一直径放大的部分 27 横贯放大的远端部分 23 的底部延伸。

[0079] 一槽 25 如果形成在隔膜 20 内,则其纵向地延伸通过近端部分 21、中间部分 22 和远端部分 23。如图 5 的隔膜 20 的俯视平面图所示,槽 25 具有一横向轴 T,并由一对侧面 25a 和一对端面 25b 形成。较佳地,瘦长远端部分 23 的直径部分 27 沿顶 28 从侧面 25a 延伸返回到放大的远端部分 23 的底表面。直径部分 27 邻近槽 25 的底部提供增加的质量,以帮助保持槽 25 关闭而阻止流体流动。

[0080] 隔膜 20 设置在外壳 10 的顶部 12 内,以使放大的近端部分 21 坐落在顶表面 15 的顶上。其结果,放大的近端部分 21 突出在入口 11 顶的上方。此外,因为顶表面 15 的波形结构,近端部分 21 沿高点 A 推动。隔膜 20 对齐在外壳 10 内,以使槽 25 的侧面 25a 的中间与各高点 A 对齐,而横向轴线 T 与点 B 对齐。因此,中间部分 22 的短轴线与高点 A 对齐,而中间部分 22 的长轴线与低点 B 对齐。远端部分 23 置于在外壳 10 的顶部 12 和底部 16 之间,以使底部 16 的顶壁较佳地接合隔膜 20 的环形槽 26。顶部 12 的底壁粘结到沿邻近路厄锁定轴环 16a 的底部 23 的中间部分形成的周向突缘 19。如果需要的话,一环形槽 19a 可形成在突缘 19 内,而顶部 12 的底壁可插入到环形槽 19a 内。可使用任何标准的粘结技术,例如,化学品粘结剂,或超声波焊接,来将顶部 12 连接到底部 16。较佳地,当隔膜 20 位于外壳 10 内时,中间部分 22 保持张紧。该张紧结合被顶表面 15 上的高点 A 提升的近端部分 21 的诸部分,导致产生一施加在侧面 25a 上的压紧力,迫使槽 25 至少在近端部分 21 的顶上关闭。

[0081] 当诸如一注射器的另一医疗器械的阳路厄锥形推靠在隔膜 20 的近端部分 21 的顶上时,近端部分 21 向远端和侧向弯曲,并允许阳路厄锥形进入隔膜 20 内的槽 25。当阳路厄锥形进一步推入槽 25 时,中间部分 22 也向远端和侧向弯曲。比较图 2 和 3。使中间部分 22 的横截面小于钻孔 13 的横截面,空间设置在钻孔 13 内,以允许中间部分 22 这样的弯曲。隔膜 20 的远端的和侧向的弯曲迫使槽 25 打开,并允许阳路厄锥形穿透隔膜进入槽 25。当阳路厄锥形完全地插入到隔膜 20 内时,槽 25 沿隔膜 20 的全长强制打开,因此,允许流体流过隔膜 20 和本发明的无针路厄进入连接器。其后,其它医疗器械的阳路厄锥形可从槽 25 拔出。隔膜 20 的固有的弹性致使隔膜 20 返回到其正常的不受力的状态,使槽 25 关闭。这可防止任何流体进一步流过隔膜 20。

[0082] 因为隔膜 20 可由诸如硅树脂或聚异戊二烯之类的材料形成,所以,隔膜 20 可粘贴到阳路厄锥形,并当阳路厄锥形从外壳 10 拔出时,从外壳 10 拔出。为了避免这种可能的问题,外壳 10 的顶部和隔膜 20 可用互补擒获零件来形成,它们能将隔膜 20 的近端部分保持在一定位置上。例如,一至少部分地围绕顶部 12 的内表面的圆周延伸的槽 50,可邻近顶表

面 15 形成。在这样一实施例中,两个槽 50 可在与高点 A 对齐的顶部 12 的内表面上隔开约 180 度地定位。或者,槽 50 可围绕顶部 12 的内表面的全部圆周延伸。参见图 9 至 11。一肋 51 可沿中间部分 22 的一部分形成,并适于配装在槽 50 内。较佳地使用两个肋 51,并沿中间部分 22 的长轴线离开约 180 度地位于中间部分 22 的两侧。槽 50 将位于顶部 12 的两侧,以接合肋 51。因此,当阳路厄锥形进入槽 25 时,中间部分 22 移位,以使肋 51 配装入槽 50 内将隔膜 20 保持在外壳 10 内,直到阳路厄锥形已从隔膜 20 中移去。槽 50 和肋 51 之间的这种互相接合,避免隔膜 20 粘贴到阳路厄锥形上,以及随阳路厄锥形从外壳 10 拔出时,从外壳 10 中拔出的问题。由于当隔膜 20 通过阳路厄锥形侧向地和远处地移位时,槽 50 和肋 51 彼此接合,所以,阳路厄锥形可从隔膜 20 中移去,而不将隔膜 20 拉出外壳 10。槽 50 和肋 51 的纵向位置可通过简单的常规试验来确定,以了解隔膜 20 的一部分在何处接合近端部分 12 的内侧壁。一旦阳路厄锥形已从隔膜 20 移去,隔膜 20 的固有的弹性允许槽 50 和肋 51 彼此脱开,因此,允许隔膜 10 返回到其不偏置的状态。

[0083] 该结构的变化示于图 12 和 13 中,其中,至少一个肋 61 形成在邻近入口 11 的顶部 12 内,并延伸到入口 11 内。较佳地,使用两个肋 61,并隔开约 180 度定位,于是,它们邻近高点 A。或者,可使用一个肋,它可围绕顶部 12 的内表面的全部圆周延伸。肋 61 因此面对中间部分 22 的长轴线,这样,当隔膜 20 侧向地和远处地移位时,在阳路厄锥形进入槽 25 时肋 61 接合隔膜 20,并将隔膜 20 保持在外壳 10 内。因为它的固有的弹性,隔膜 20 可与肋 61 的形状相一致,因此,接合肋 61 并被肋 61 保持住,直到阳路厄锥形从隔膜 20 移去。

[0084] 隔膜 20 的中间部分 22 的外表面可沿长轴线隔开约 180 度形成有肋 31。此外,互补倒刺 32 可形成在邻近入口 11 的外壳 10 的近端部分 12 的内侧壁上,并与高点 A 对齐。参见图 14 至 16。肋 31 和倒刺 32 形成为在它们彼此接触时彼此接合。因此,当另一医疗器械的阳路厄锥形完全地插入到隔膜 20 内时,隔膜 20 的中间部分 22 的外表面朝向远端和侧向地受力,这样,它接合外壳 10 的近端部分 12 的内侧壁。肋 31 位于隔膜 20 上,倒刺 32 位于外壳 10 的顶部 12 的内侧壁上,这样,当隔膜 20 完全地被阳路厄锥形进入时,肋 31 接合倒刺 32。较佳地,两个肋 31 沿其长轴线和沿中间部分 22 的两侧隔开约 180 度地形成在隔膜 20 上。较佳地,两个倒刺 32 位于顶部 12 的内侧壁上,隔开约 180 度并与高点 A 对齐,于是,当一阳路厄锥形插入到隔膜 20 内时,它们邻近诸肋 31。肋 31 和倒刺 32 的纵向位置可通过简单的常规的试验确定,以了解隔膜 20 的一部分在何处接合近端部分 12 的内侧壁。肋 31 和倒刺 32 的互相接合,在阳路厄锥形从槽 25 拔出时,有助于将隔膜 20 相对于外壳 10 保持在一定位置上。这种互相接合避免隔膜 20 粘贴到阳路厄锥形上,以及随阳路厄锥形从外壳 10 拔出时,从外壳 10 中拔出的问题。由于肋 31 和倒刺 32 互相干扰和互相接合,所以,阳路厄锥形可从隔膜 20 移去,而不将隔膜 20 拉出外壳 10。然而,一旦阳路厄锥形已从隔膜 20 移去,隔膜 20 的固有的弹性允许肋 31 和倒刺 32 彼此脱开,因此,允许隔膜 20 返回到其不偏置的状态。

[0085] 可采用肋 31 和倒刺 32 的各种结构来实现这种效应。例如,互补的肋和棘爪或槽可形成在隔膜 20 的中间部分 22 的外表面和顶部 12 的内侧壁上。倒刺可沿顶部 12 的轴向长度形成在任何地方,但最好倒刺 32 位于靠近顶表面 15,并邻近入口 11。这围绕倒刺 32 留下隔膜 20 的一较小的部分,当阳路厄锥形从其中移去时,它可从顶部 12 中拉出。如果倒刺 32 位于离顶表面 15 太远,则隔膜 20 的一大的部分可伸展,如果隔膜 20 的该部分粘贴到

阳路厄锥形,则可从顶部 12 中拉出。

[0086] 上述特征的变化是利用形成在隔膜 20 和顶部 12 上的各种键和键孔的结构,以在阳路厄锥形插入到隔膜 20 内或从隔膜 20 内移出阳路厄锥形的过程中,防止隔膜 20 的转动。参见图 17 至 28。这是必要的,尤其是在入口 11 构造成一阳路厄锁定的情形中。在这样的情形中,另一医疗器械的阳路厄锥形通常相对于本发明的无针路厄进入连接器的外壳 10 转动,以将阳路厄锥形插入到连接器内,并将其锁定到位,以及开锁阳路厄锥形和从连接器中将其移出。例如,一键 40 可沿中间部分 22 的短轴线邻近隔膜 20 的放大的近端部分 21 而形成在隔膜 20 上并对齐,即槽 25 的横向轴线 T 和中间部分 22 的长轴线共线或平行。键 40 可仅是从隔膜 20 的一侧的延伸部,并可形成为任何的形状。例如,可采用一简单的矩形(参见图 17 和 18),以及一三角形(参见图 19 至 22),或其它的多边形(参见图 23 和 24)。较佳地,使用两个键 40,并位于约 180 度隔开,以及与横向轴线 T 和中间部分 22 的长轴线对齐。互补的槽或键孔 41 可沿邻近的顶表面 15 形成在外壳 10 的顶部 12 处。较佳地,可使用两个键孔 41,并位于约 180 度隔开,与低点 B 对齐。键 40 不需延伸到放大的近端部分 21 的周缘,而键孔 41 不需完全地延伸通过顶部 12 的侧壁。相反,键 40 可形成为一从中间部分 22 延伸的肋,而键孔 41 可形成为一形成在顶部 12 的内侧壁内的互补的槽。唯一的限制在于,键 40 和键孔 41 必须相对于彼此构造和定位成:它们组合来保持隔膜 20,阻止其相对于外壳 10 的转动运动。此外,键 40a 可沿外壳 10 的顶部 12 的顶表面 15 而形成,而键孔 41a 可形成在邻近近端部分 21 的隔膜 20 内。参见图 25 至 28。较佳地,使用两个键 40a 和两个键孔 41a,使键 40a 隔开约 180 度,而键孔 41a 隔开约 180 度。键 40a 或键孔 41a 可围绕近端部分 21 的圆周位于任何地方。然而,较佳地,键 40a 与低点 B 对齐,而键孔 41a 与中间部分 22 的长轴线和槽 25 的横向轴线 T 对齐。尽管图 17 至 28 的实施例较佳地具有带有高点 A 和低点 B 的顶表面 15,但这些实施例的键和键孔可用于本发明的无针的路厄进入连接器具有一平的顶表面 15 而无高或低点的情形中。

[0087] 钻孔 13 可形成有接合中间部分 22 的端部的纵向延伸的槽 71。参见图 29 和 30。较佳地,可使用两个槽 71,各槽 71 较佳地隔开约 180 度,并基本上与低点 B 对齐。这样,平行于短轴线的中间部分 22 的各端接合槽 71,以保持隔膜 20 阻止其相对于钻孔 13 的转动。或者,钻孔 13 可形成有两个台肩 72,它们接合中间部分 22 的端部。参见图 31 和 32。再者,较佳地可使用两个台肩 72,各个台肩 72 较佳地隔开约 180 度,并基本上与低点 B 对齐。钻孔 13 的这些结构帮助将中间部分 22 和由此的隔膜 20 保持在一定位置上,并阻止其相对于外壳 10 的转动,其中,通过扭转阳路厄锥形插入阳路厄锥形,或从隔膜 20 中取出。

[0088] 由于隔膜 20 的近端部分 21 仅坐落在外壳 10 的顶部 12 的顶表面 15 上,所以,当一阳路厄锥形压靠在近端部分 21 的顶上时,近端部分 21 可被迫进入到顶部 12 的钻孔 13 内。当一阳路厄锥形被迫进入到槽 25 内时,隔膜 20 和外壳 10 的结构帮助将近端部分 21 保持到位,该结构示于图 33 至 36。在此实施例中,提升器 81 形成在顶部 12,邻近顶表面 15 并从顶表面 15 向上延伸,且隔开约 180 度。提升器 81 包括向外延伸的突缘 82。开槽的部分 83 沿近端部分 21 的周缘形成,并允许突缘 82 延伸入和通过开槽的部分 83。较佳地,两个开槽部分 83 隔开约 180 度,它们形成在近端部分 21 上,并大致平行于槽 25 的横向轴线 T 并在其两侧延伸。如果要求的话,一倒刺可形成在提升器 81 或突缘 82 上,以接合开槽的部分 83,并帮助开槽部分 83 相对于顶表面 15 保持就位。当一阳路厄锥形强制进入到槽内

时,这种接合也帮助将近端部分 21 保持就位。较佳地,在此实施例中,顶表面 15 是平的。然而,如果要求的话,顶表面 15 可以形成有波浪形的弧形表面,如同其它实施例那样,带有两个高点和两个低点。如果采用这样的波形表面,则提升器 81 将包括高点。

[0089] 为了便于关闭槽 25 阻止流体流动,外壳 10 接合隔膜 20 的远端部分 23 的那部分可构造成为:外壳 10 沿槽 25 的侧面压迫隔膜 20 的远端部分 23。变化地或同时地做法,外壳 10 接合隔膜 20 的远端部分 23 的那部分可构造成为:在槽 25 的端部处,外壳 10 拉隔膜 20 的远端部分 23 张紧,即,沿横向轴线 T。达到这种力的分布的一种方法是:隔膜 20 的远端部分 23 形成有一大致圆形的横截面,而外壳 10 的接合远端部分 23 的那部分 12 形成有一基本上椭圆形或卵形的横截面。参见图 38。通过槽 25 的定位,以使横向轴线 T 平行于椭圆形长轴线,槽 25 将偏置到关闭的位置。这是因为椭圆的短轴线将趋于将槽 25 的侧面 25a 压缩在一起,而椭圆的长轴线将趋于拉槽 25 的端部 25b 张紧,因此,迫使槽 25 关闭。如上所述,可施加沿槽 25 的张力或垂直于槽 25 的压缩力,不必两者同时施加。通过形成椭圆的短轴线使其基本上等于远端部分 23 的圆形横截面的直径,以及形成椭圆的长轴线使其大于直径,这样才可实现张力。通过形成椭圆的短轴线使其小于直径,以及形成椭圆的长轴线使其基本上等于直径,这样才可实现压缩力。通过在隔膜 20 的远端部分 23 和接合远端部分 23 的外壳 10 内形成互补的接片和槽,它们沿如上所述的合适的方向拉和推远端部分 23。由此,也可实现这样的效应。

[0090] 变化地和较佳地,隔膜 20 的远端部分 23 形成在一椭圆形结构内,接合远端部分 23 的外壳 10 的部分形成有一圆形的横截面。参见图 37。当远端部分 23 具有一椭圆形结构时,槽 25 的横向轴线 T 较佳地与椭圆的短轴线对齐,即,与椭圆的短轴线共线。远端部分 23 的结构和接合远端部分 23 的外壳 10 的部分便于本发明的无针的路厄进入连接器的制造,因为它不要求在远端部分 23 和外壳 10 之间特别的对齐。通过形成椭圆的短轴线使其基本上小于远端部分 23 的圆形横截面的直径,以及形成椭圆的长轴线使其基本上等于直径,这样才可实现张力。通过形成椭圆的短轴线使其基本上等于直径,以及形成椭圆的长轴线使其大于直径,这样才可实现压缩力。较佳地,采用该结构,当远端部分 23 处于其未加力的状态时,远端部分 23 的短轴线约为 0.360 英寸(9.144 毫米),而远端部分 23 的长轴线约为 0.430 英寸(10.922 毫米)。如果要求的话,槽 25 可形成为在远端部分 23 处于其加力的状态时它打开。在此情形中,槽 25 在远端部分 23 处具有一椭圆形的横截面,其短轴线约为 0.030 英寸(0.762 毫米),而其长轴线约为 0.175 英寸(4.445 毫米),远端部分 23 具有的短轴线约为 0.360 英寸(9.144 毫米),而长轴线约为 0.460 英寸(11.684 毫米)。参见图 40。当然,隔膜 20 可在远端 23 处形成有一圆形的横截面和一打开的槽 25。参见图 42。或者,隔膜 20 可在远端 23 处形成有一椭圆形的横截面和一关闭的槽 25,参见图 39,或在远端部分一圆形的横截面和一关闭的槽 25,参见图 41。

[0091] 当一阳的路厄锥形推靠在隔膜 20 的近端顶表面时,近端部分 21 远端地和侧向地弯曲,并允许阳的路厄锥形进入隔膜 20 内的槽 25。当阳的路厄锥形进一步推入槽 25 内时,中间部分 22 也远端地和侧向地弯曲。通过使中间部分 22 的横截面小于钻孔 13 的横截面,空间设置在外壳 10 内,以允许中间部分 22 这样的侧向弯曲。隔膜 20 的该远端的和侧向的弯曲迫使槽 25 打开,并允许阳的路厄锥形通过槽 25 穿透隔膜。当阳的路厄锥形完全地插入隔膜 20 内时,迫使槽 25 沿隔膜 20 的全长打开。

[0092] 因为某些 ISO 标准,重要的是,即使阳的路厄锥形不完全地延伸通过隔膜 20,槽 25 也沿隔膜 20 的全长打开。对于阳的路厄锁定,ISO 标准 594-2 :1998 (E) 要求阳的路厄锥形具有约 0.295 英寸 (7.5 毫米) 的最小长度,并延伸通过路厄锁定轴环的端部—0.083 英寸 (2.1 毫米) 的最小值。许多制造商使他们的产品具有该最小的尺寸。在本发明的无针进入的连接器中,近端部分 12 的中间侧壁的顶和隔膜 20 的底之间的距离 X 约为 0.110 英寸 (2.794 毫米)。因此,由此可见,在使用具有最小的 ISO 尺寸的阳的路厄锥形来进入本发明的无针的进入连接器的情形中,阳的路厄锥形将不完全地延伸通过隔膜 20。因为这些尺寸,隔膜 20 必须设计成:即使阳的路厄锥形不完全地延伸通过隔膜 20,槽 25 也强制地打开。当一阳的路厄锥形插入到隔膜 20 内离隔膜 20 的顶约为 0.214 英寸 (5.436 毫米) 的一距离时,槽 25 的底开始打开。当一阳的路厄锥形尽可能深入地插入到无针进入连接器内时,远端部分 23 仅可向下远端地弯曲到钻孔 13 内,当远端部分未被一阳的路厄锥形进入时,远端部分 23 的底在钻孔 13 的下面延伸。该远端的弯曲致使远端部分 23 起作一摆动门并完全地打开槽 25。远端部分 23 只有远端的弯曲,因为远端部分 23 的圆周在近端部分 12 和外壳 10 的远端部分 16 之间保持就位,所以,对于远端部分 23 没有空间来移动,只能远端地弯曲。此外,远端 23 借助于其厚度具有增加的质量,厚度约为 0.050 英寸 (1.27 毫米),它紧邻槽 25 向上成锥形约 0.080 英寸 (2.032 毫米)。保持远端部分 23 阻止其侧向的运动,以及增加远端部分的质量,这两者的组合迫使槽 25 打开,即使阳的路厄锥形不完全地穿透隔膜 20,也允许流体流动通过无针路厄进入连接器。

[0093] 外壳 10 设计成尽可能减小任何死空间的量,其中,流体在其内流动和停留。任何这样的停留的流体可提供微生物和其它有机物的滋生地,它们可移动通过无针路厄进入连接器,并进入病人体内而感染病人。较佳地,壁 60 形成在外壳 10 的远端 16 以填充其中的任何的死空间。壁 60 具有一面向上的表面 61,当一阳的路厄锥形完全地进入本发明的无针的路厄进入连接器时,该表面 61 匹配隔膜 20 的远端 23 的结构。参见图 48。这样,壁 60 不干扰本发明的正常操作,同时,仍填满外壳 10 内的任何不使用的空间。

[0094] 因此可见,提供一无针进入连接器,它可利用一针而进入,它不易于泄漏或微生物的入侵,它尽可能减小其中的死空间的量,它不要求高度的力来进入,当连接器进入时,它尽可能减小反冲力,它不要求任何附加的或特殊的装置来进入其中。

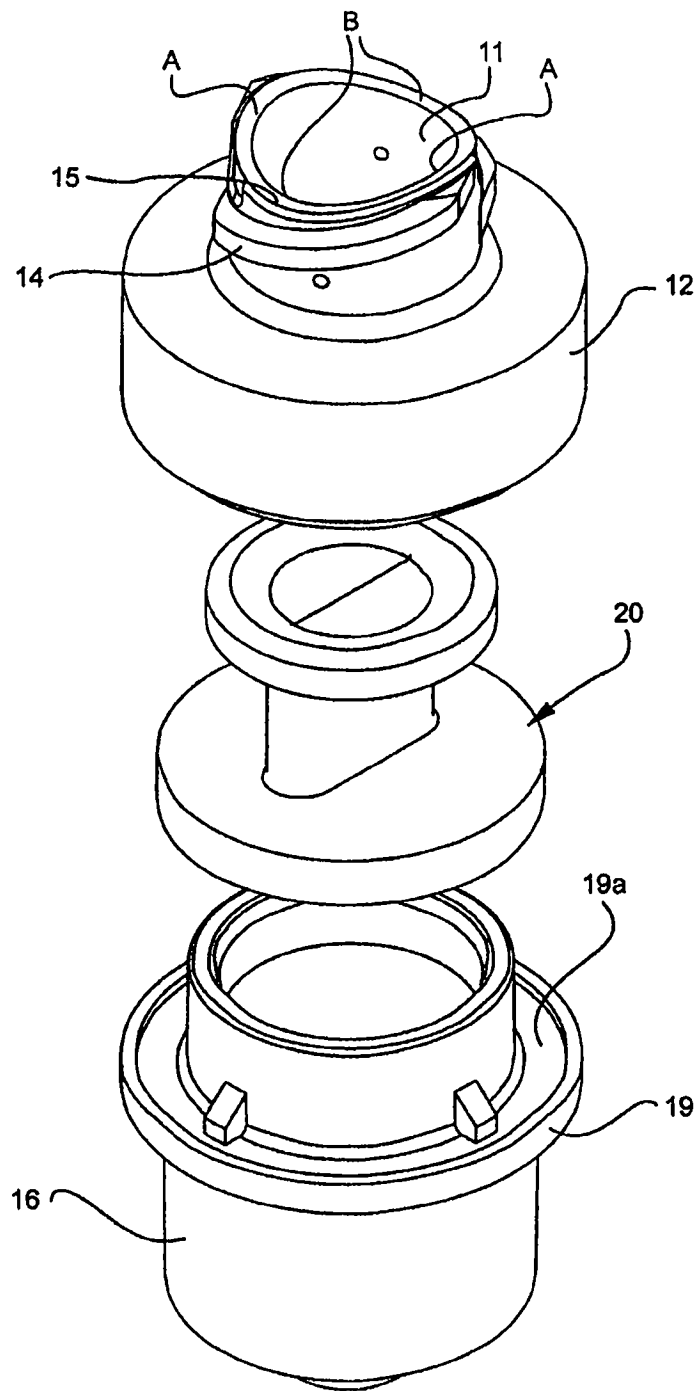


图 1

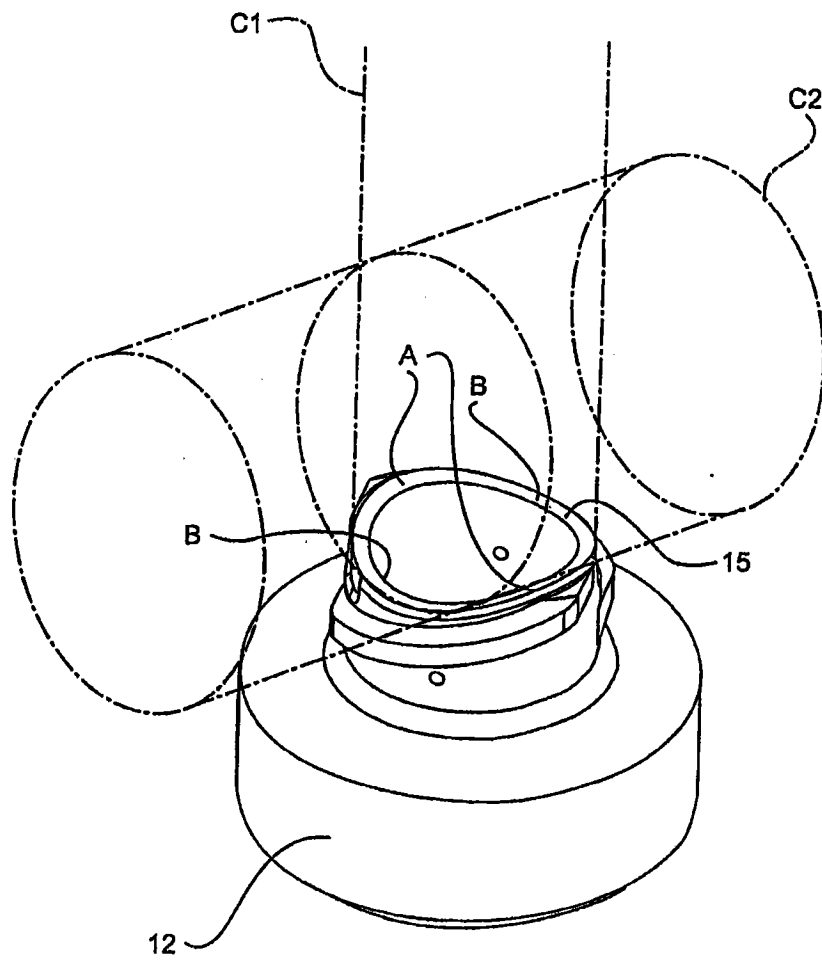


图 1A

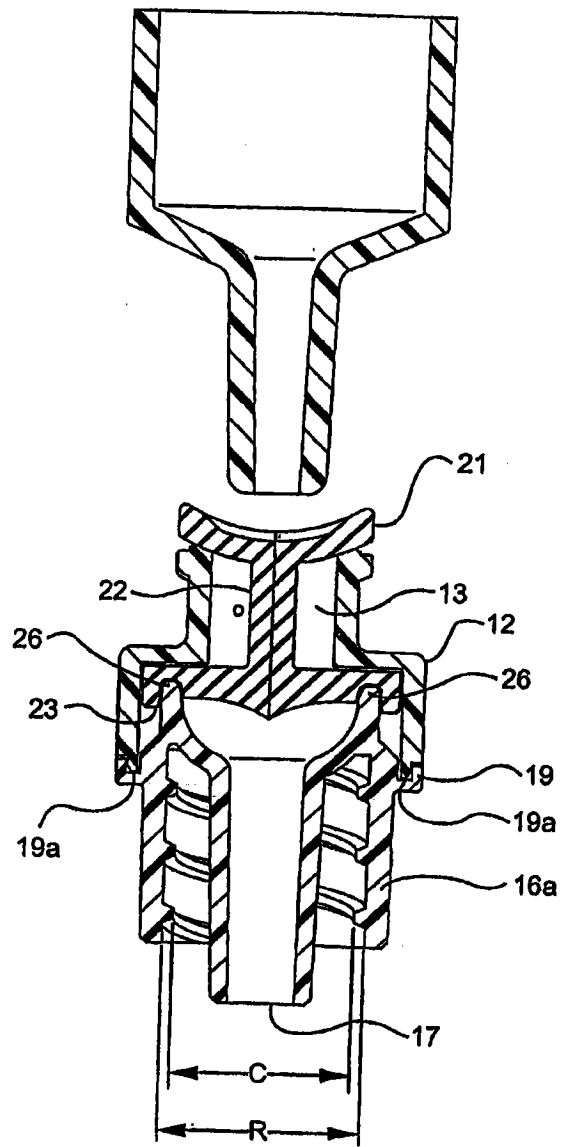


图 2

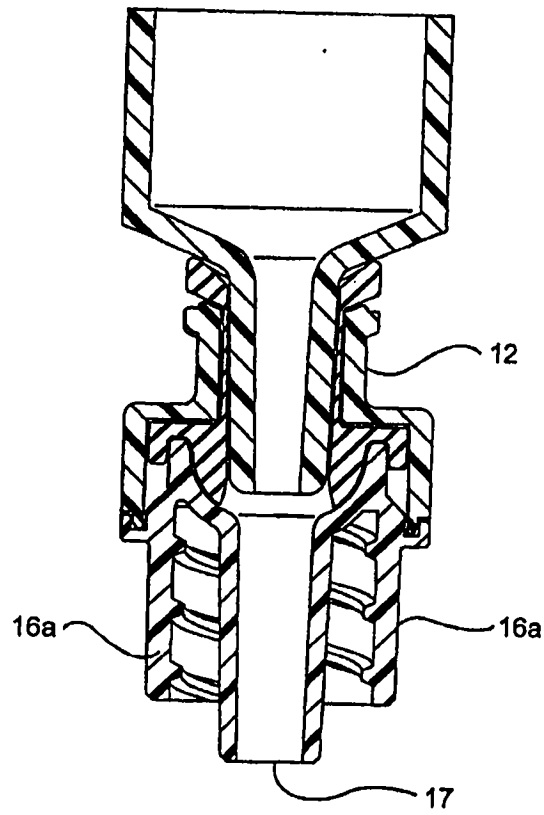


图 3

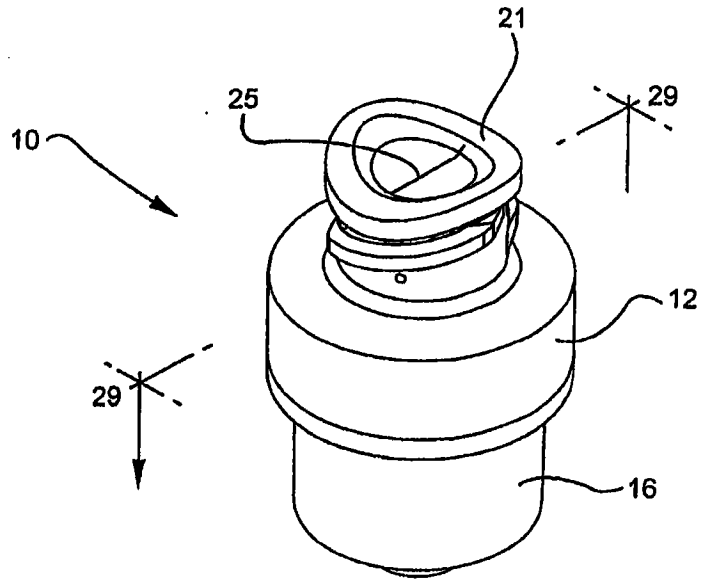


图 4

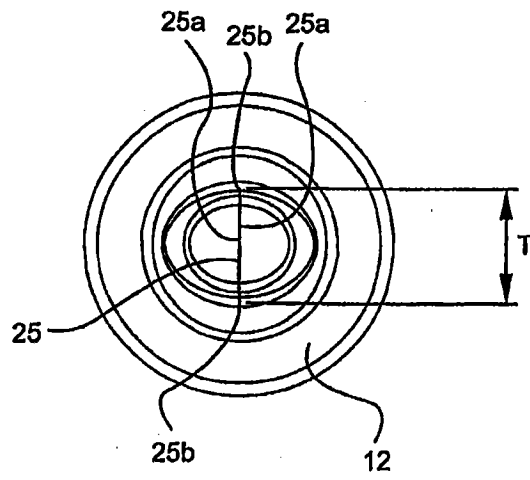


图 5

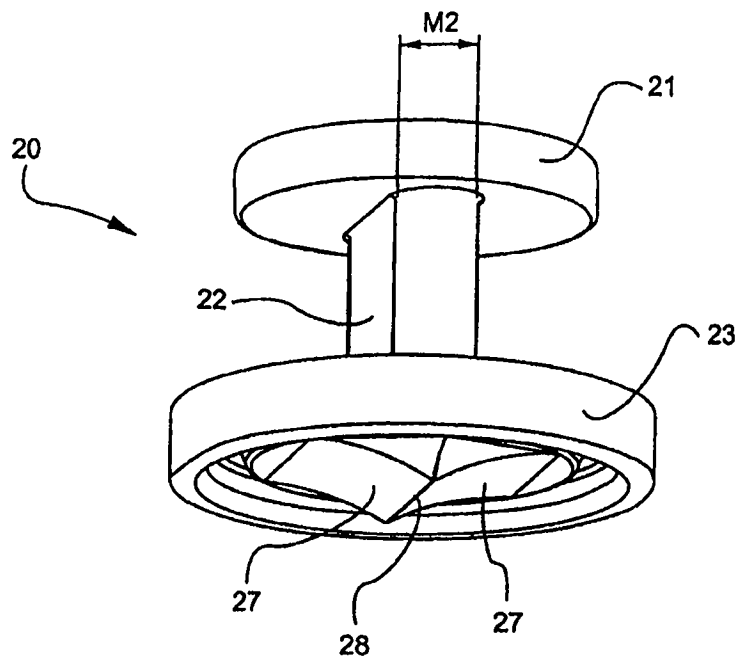


图 6

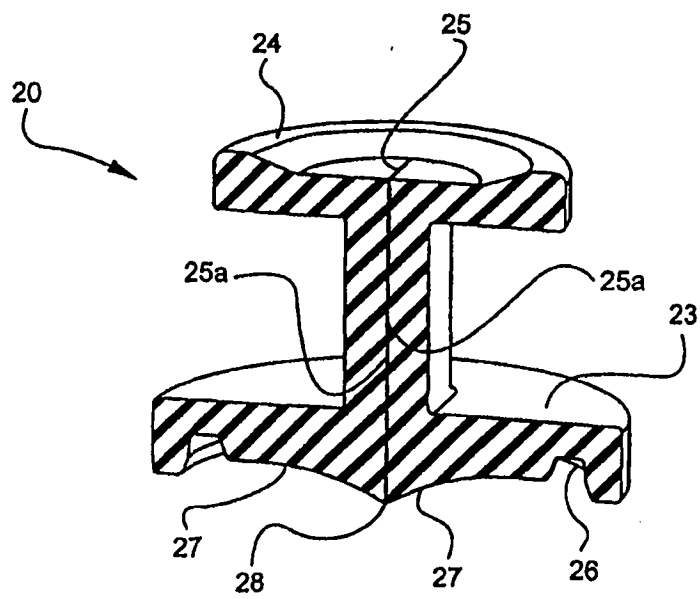


图 7

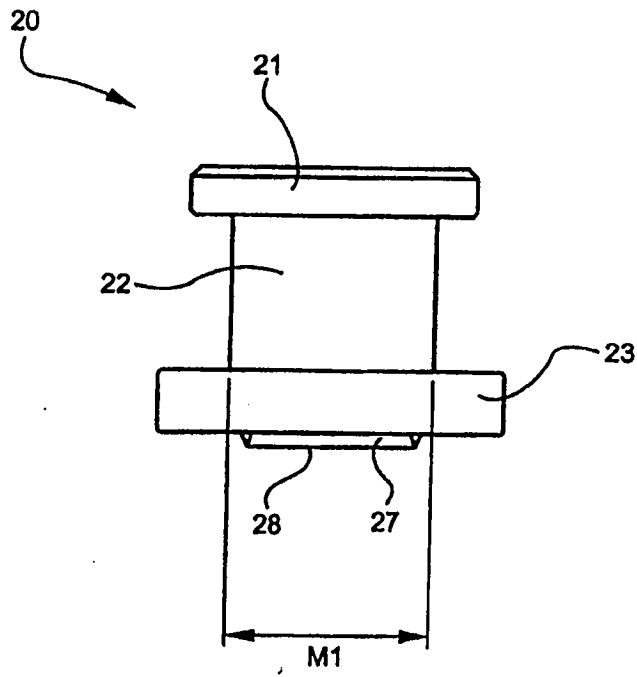


图 8

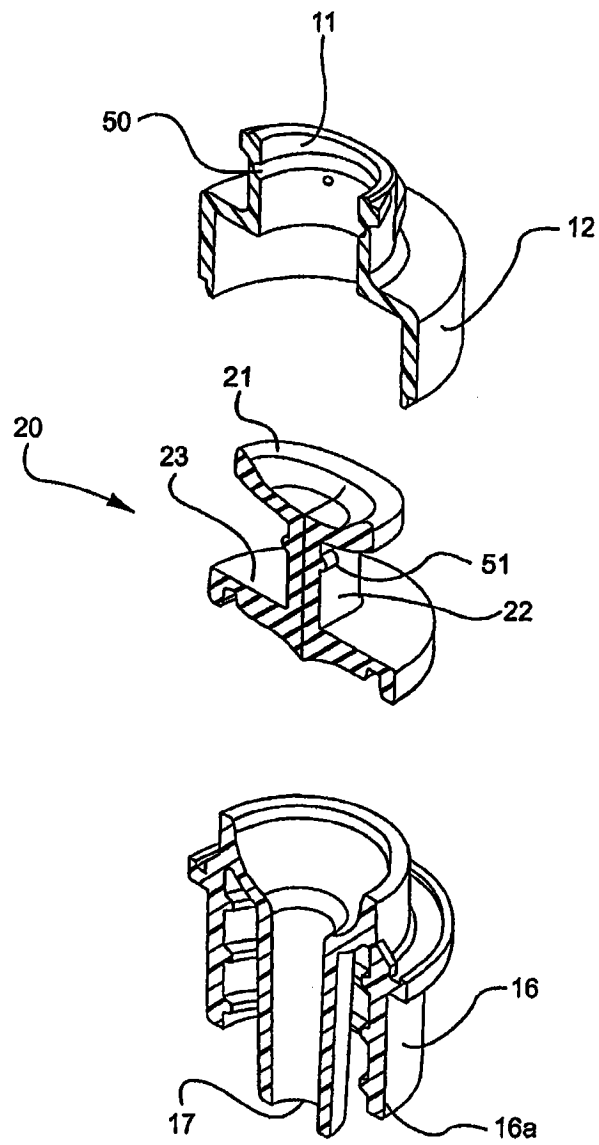


图 9

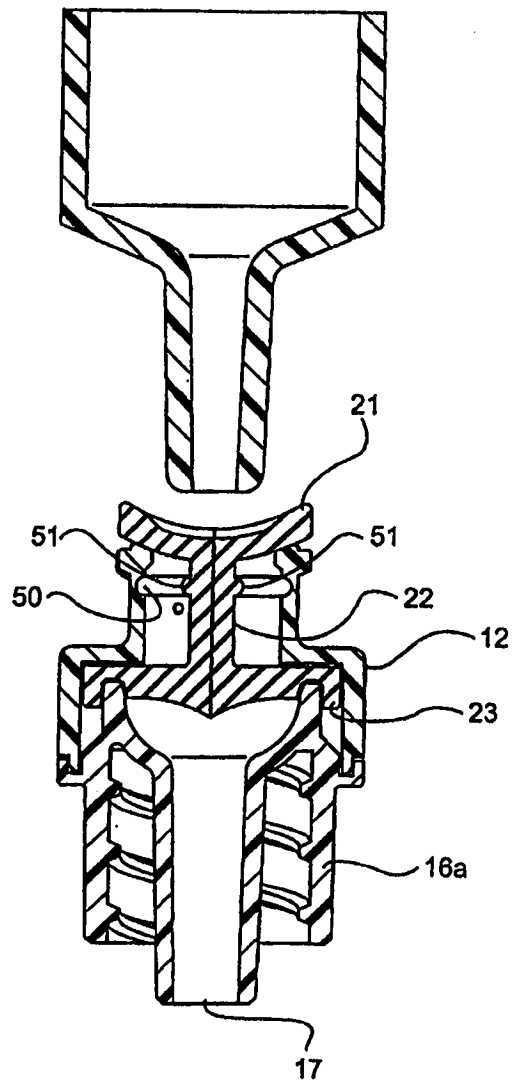


图 10

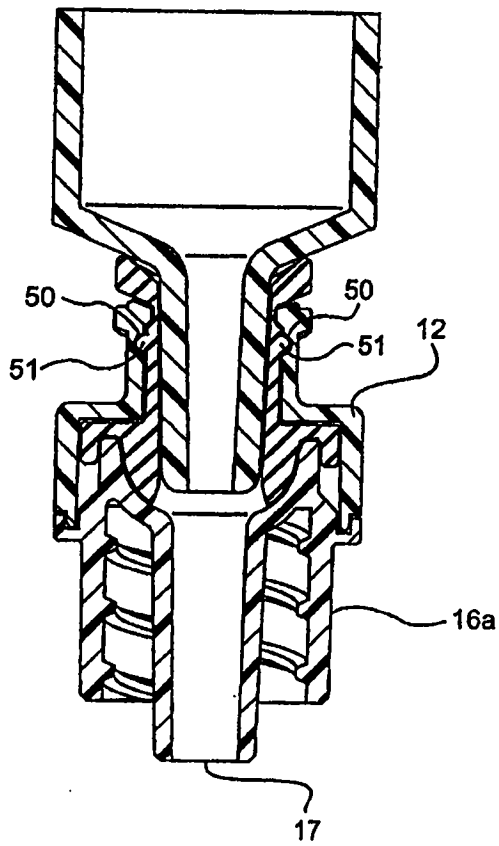


图 11

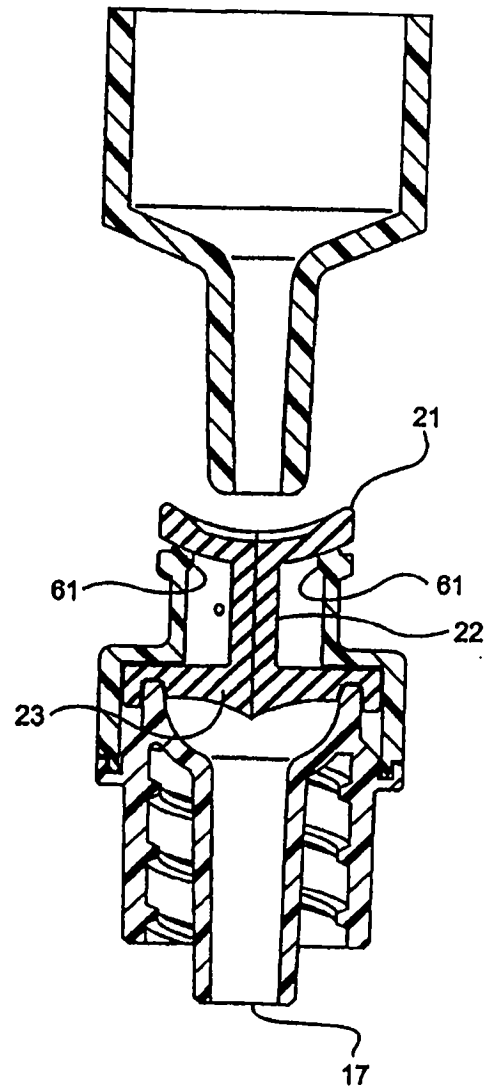


图 12

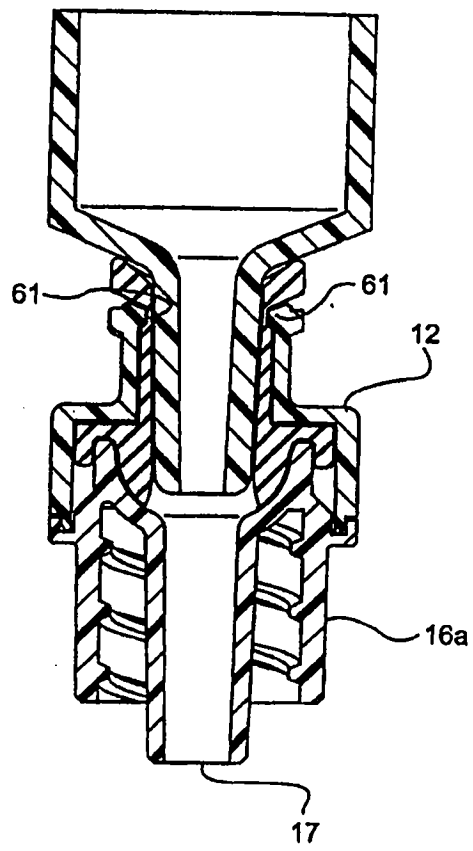


图 13

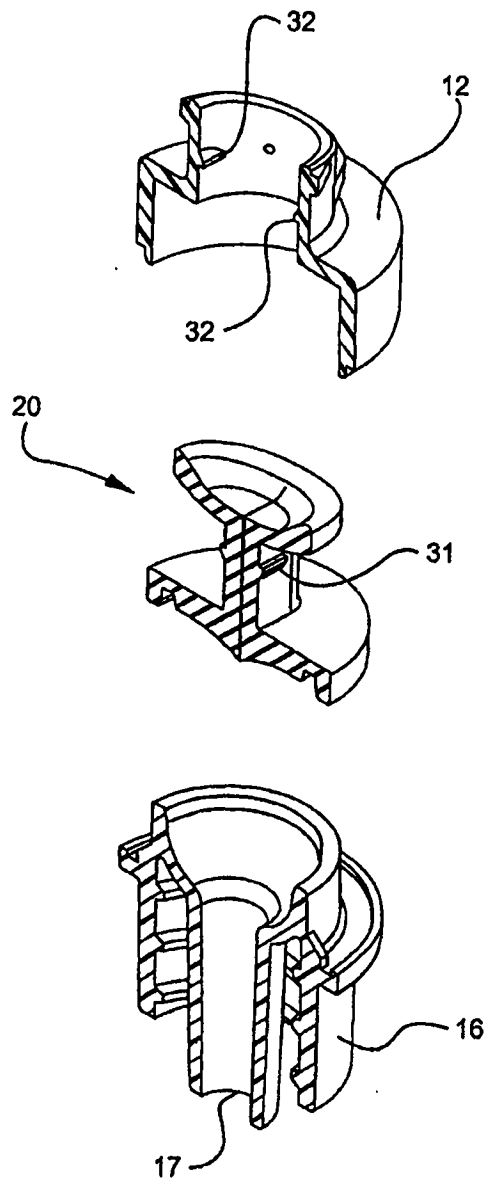


图 14

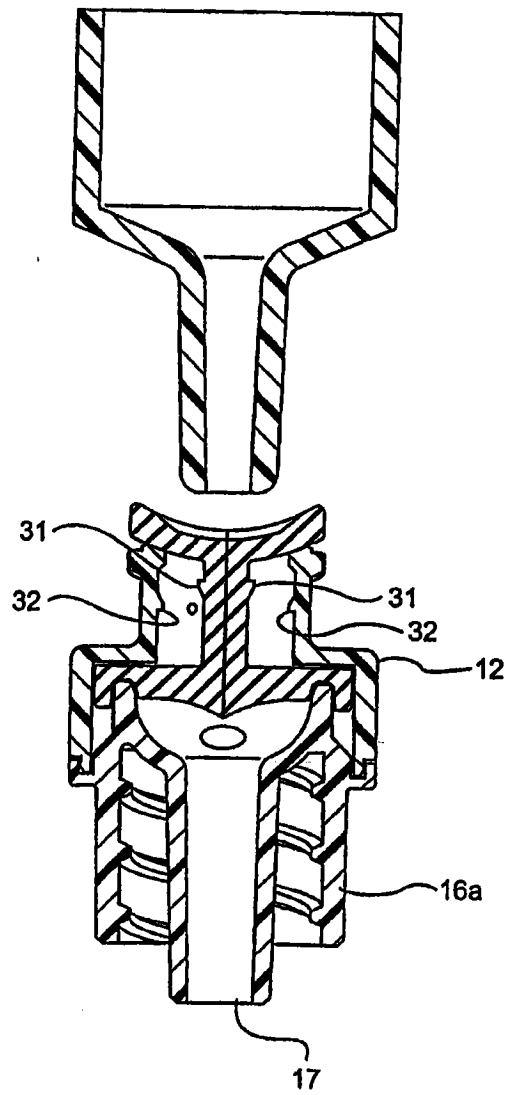


图 15

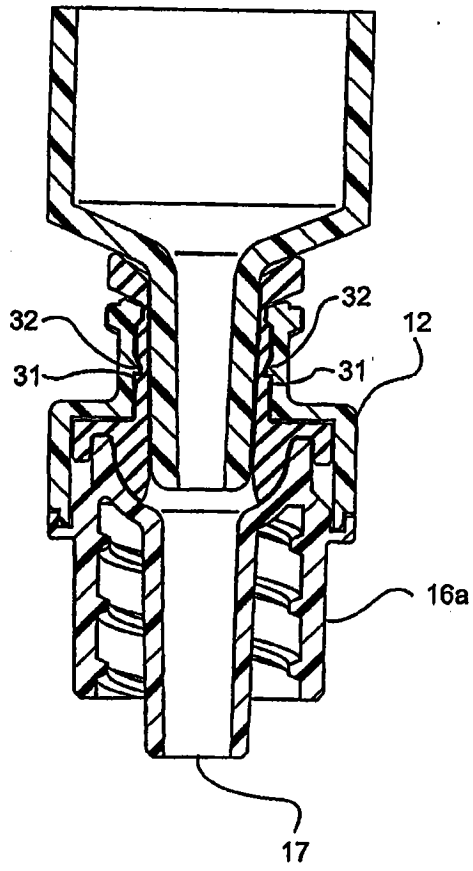


图 16

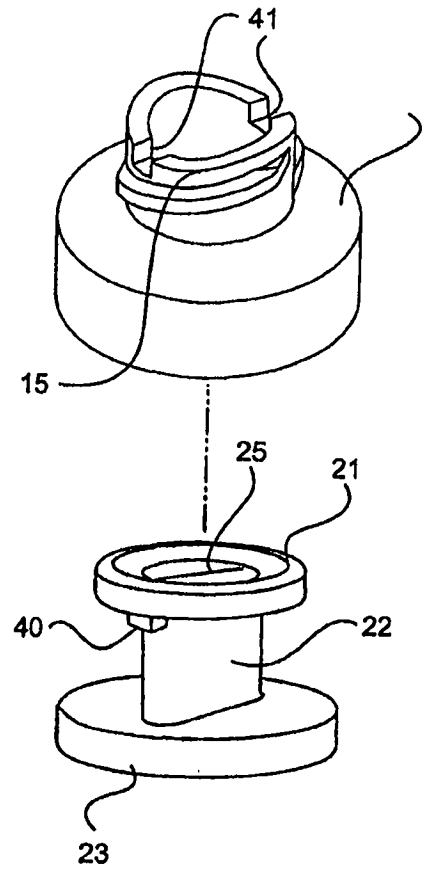


图 17

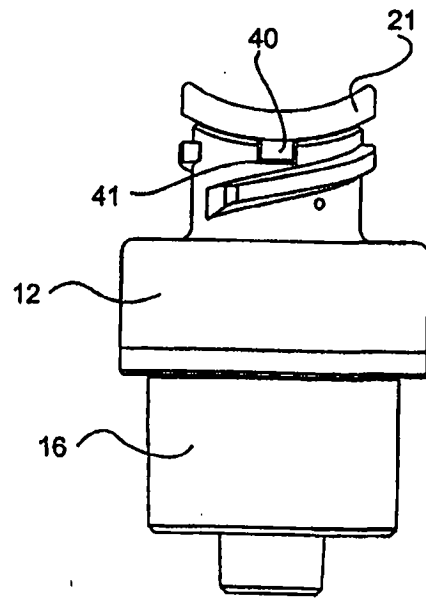


图 18

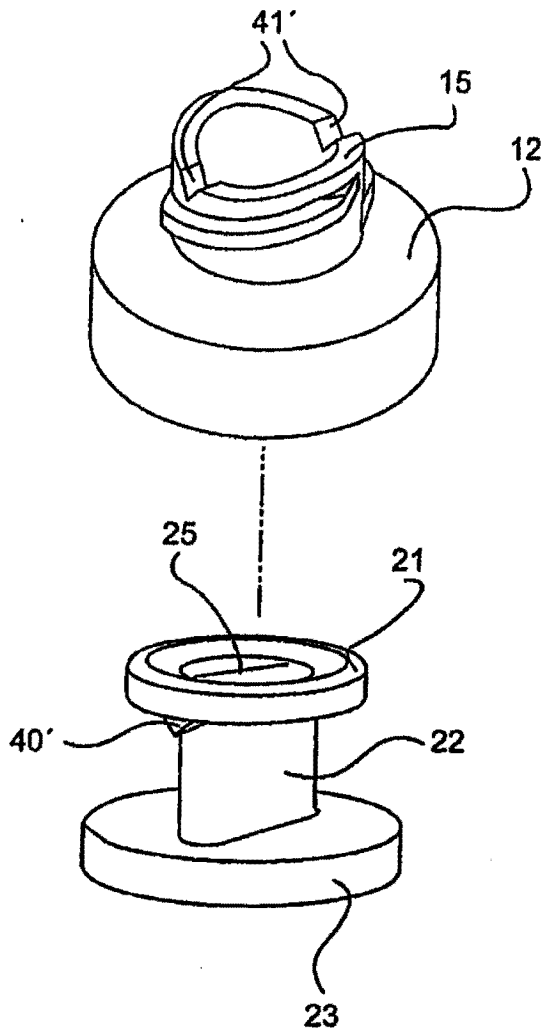


图 19

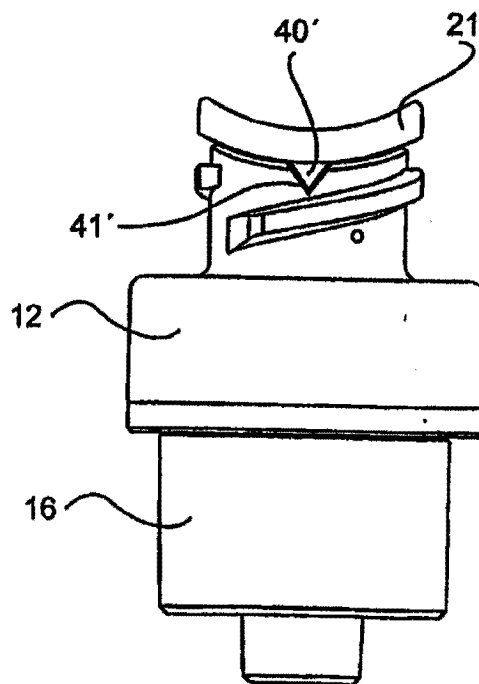


图 20

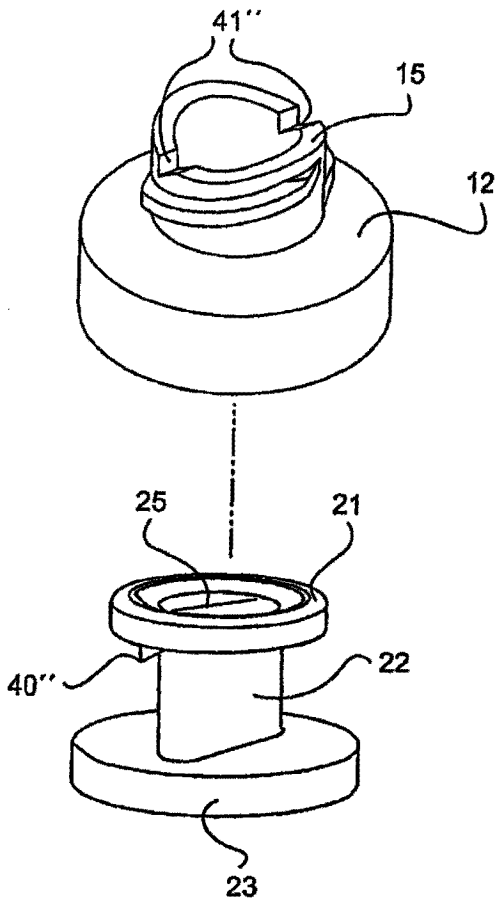


图 21

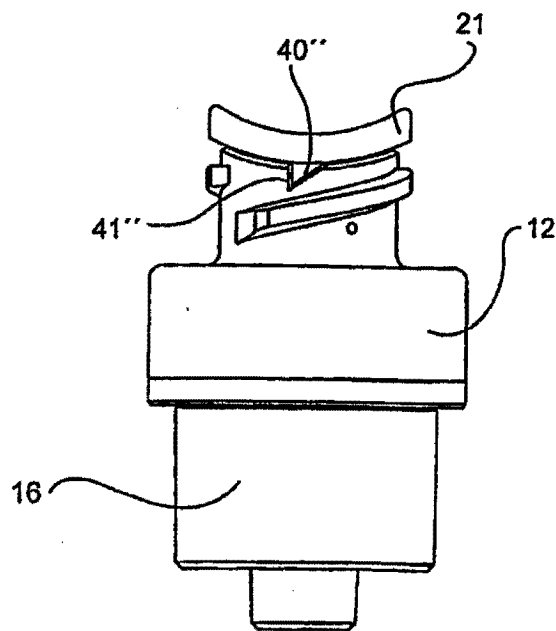


图 22

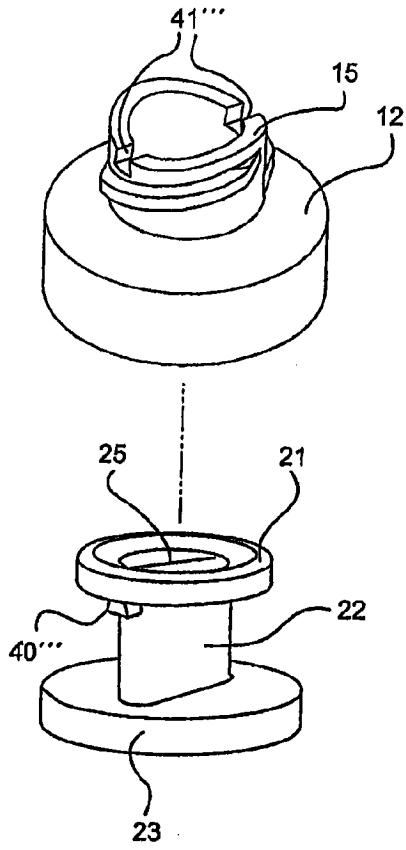


图 23

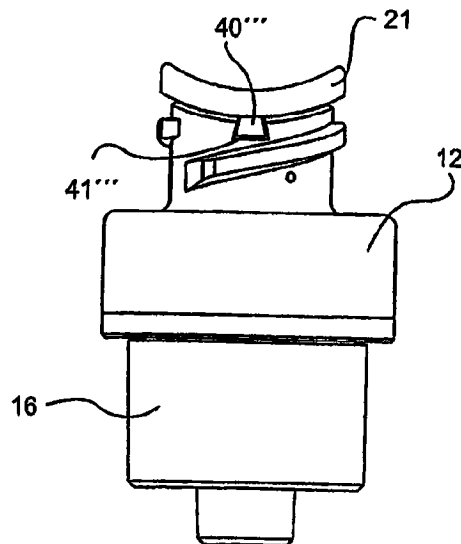


图 24

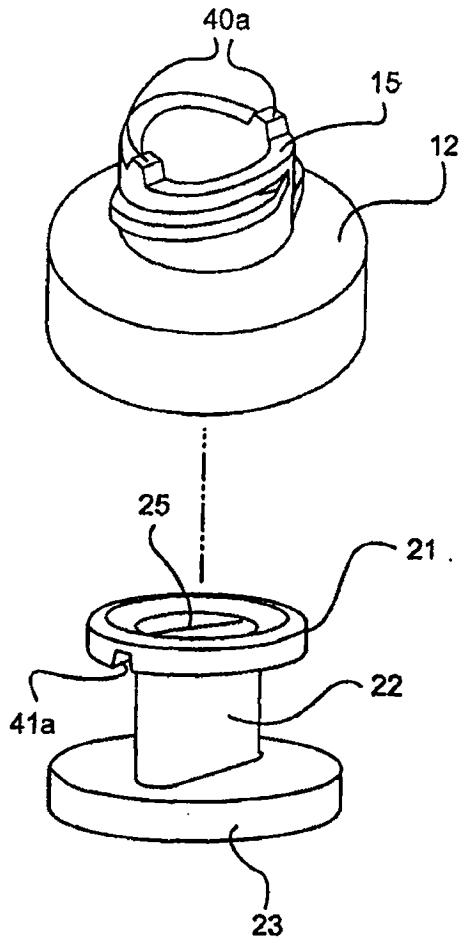


图 25

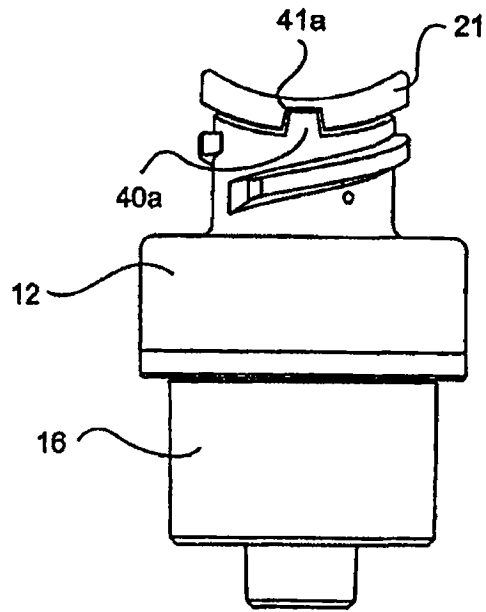


图 26

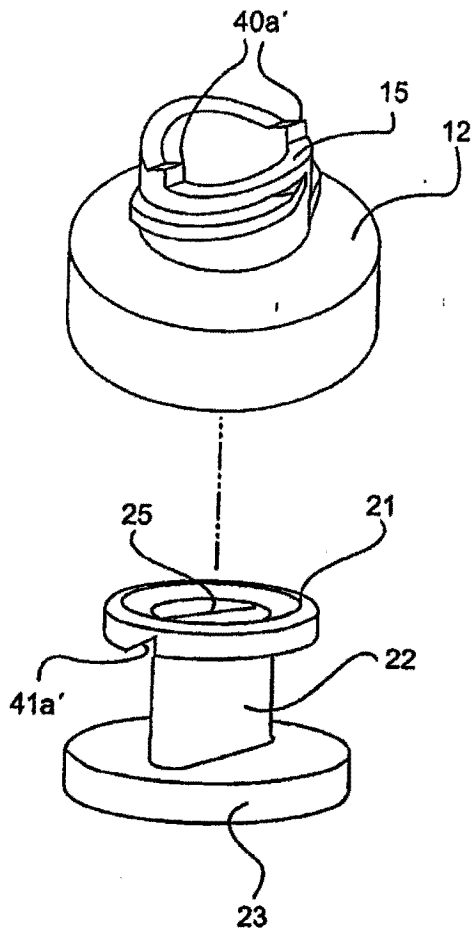


图 27

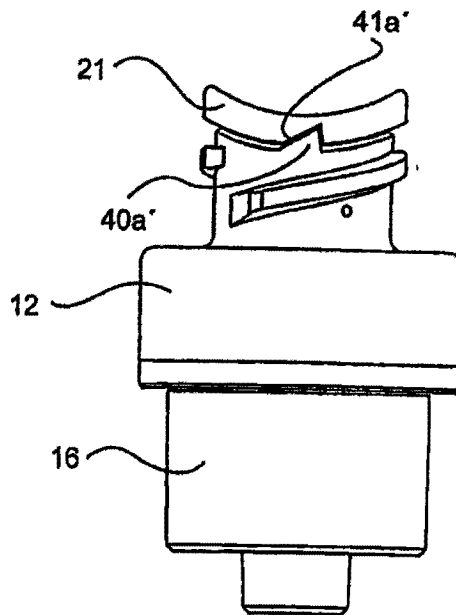


图 28

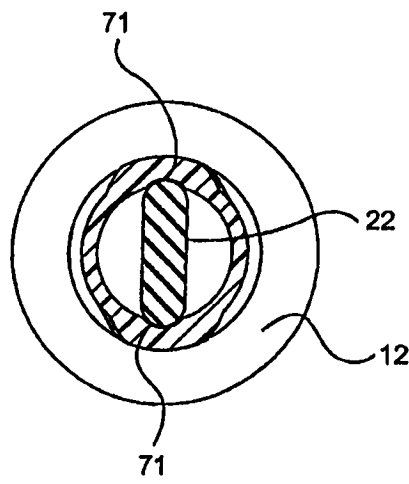


图 29

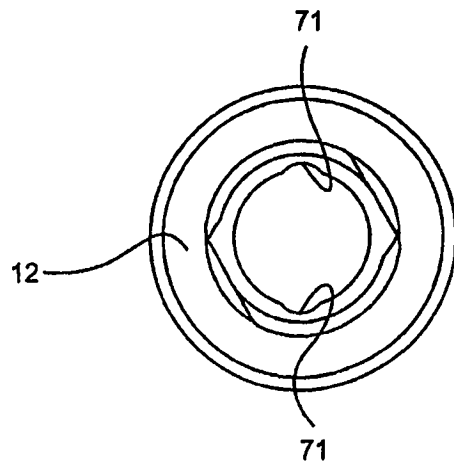


图 30

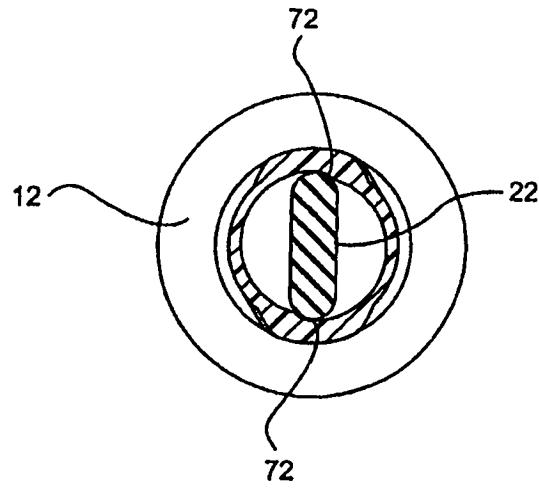


图 31

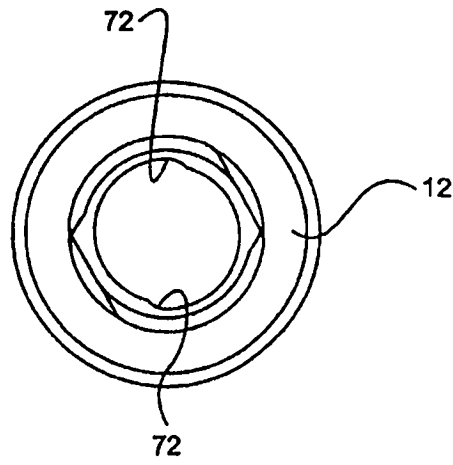


图 32

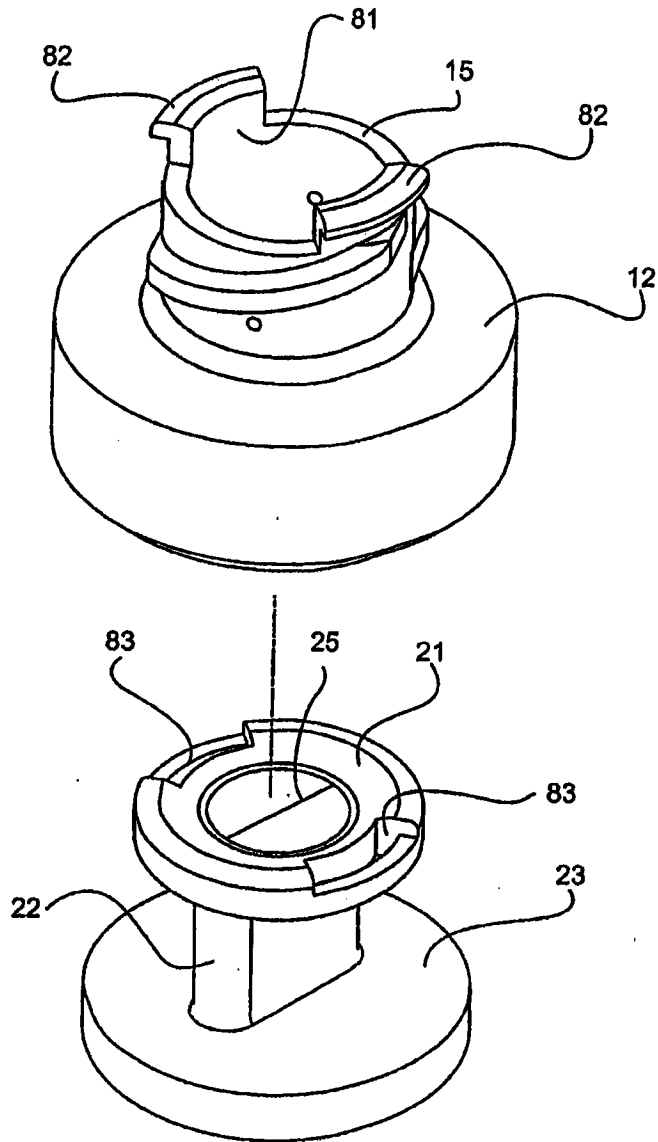


图 33

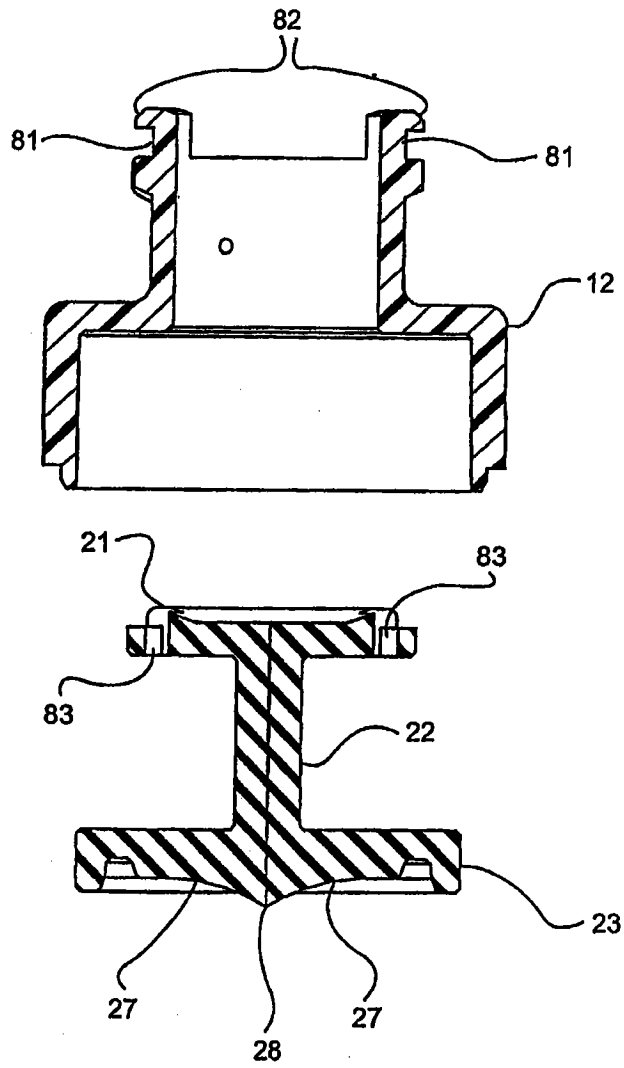


图 34

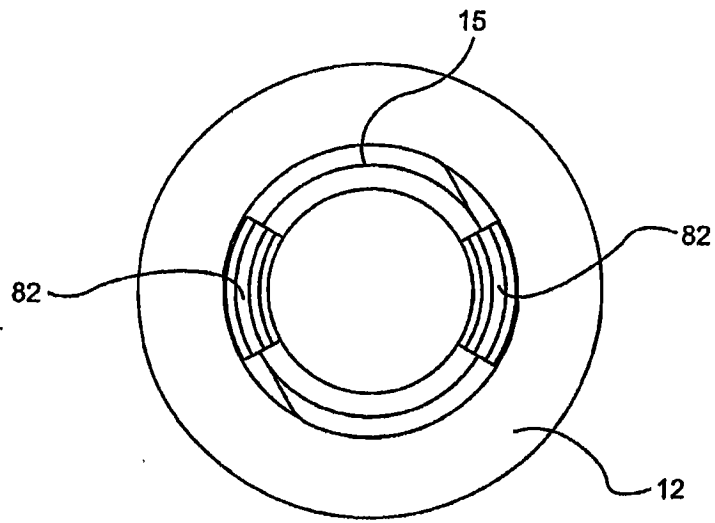


图 35

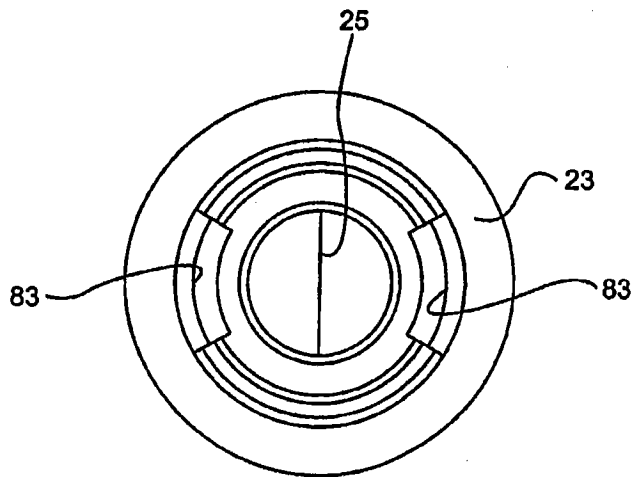


图 36

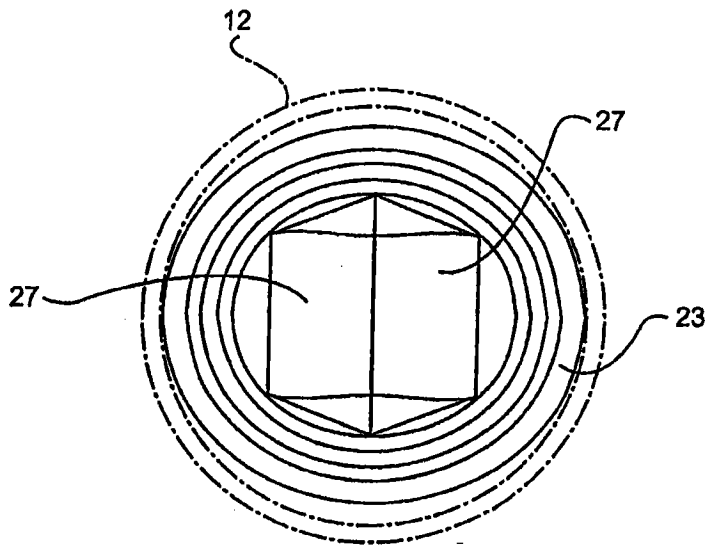


图 37

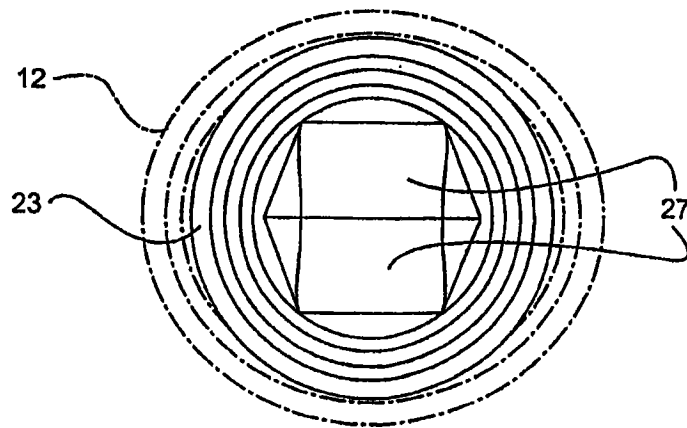


图 38

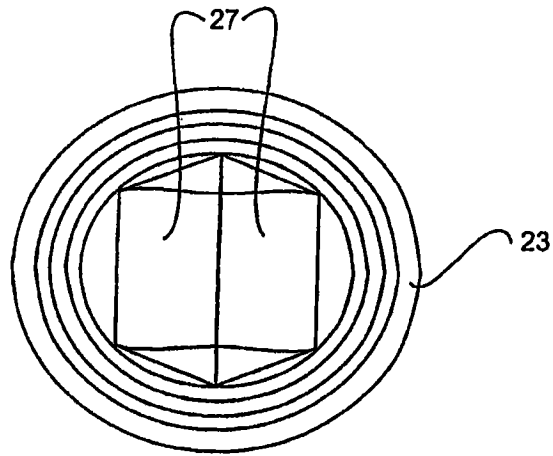


图 39

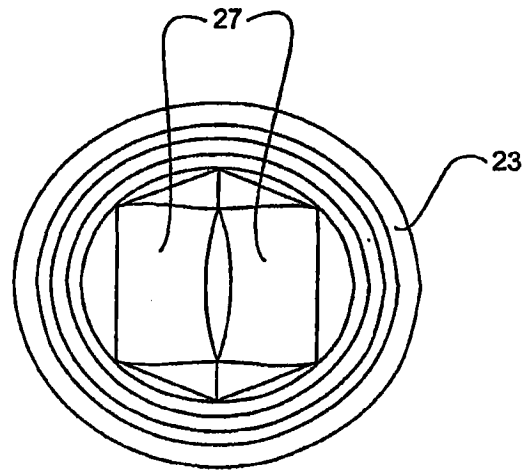


图 40

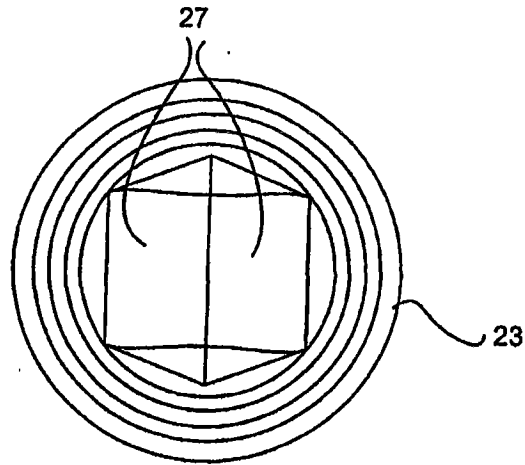


图 41

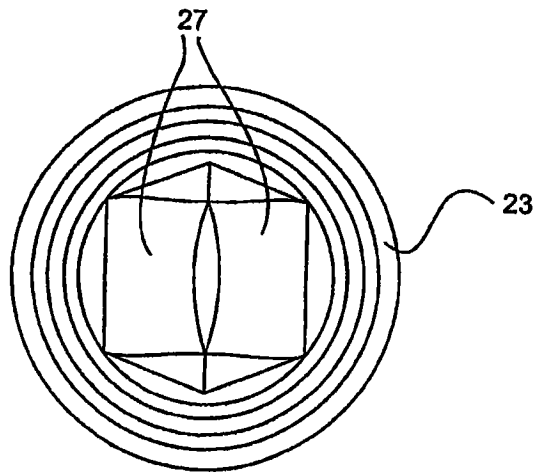


图 42

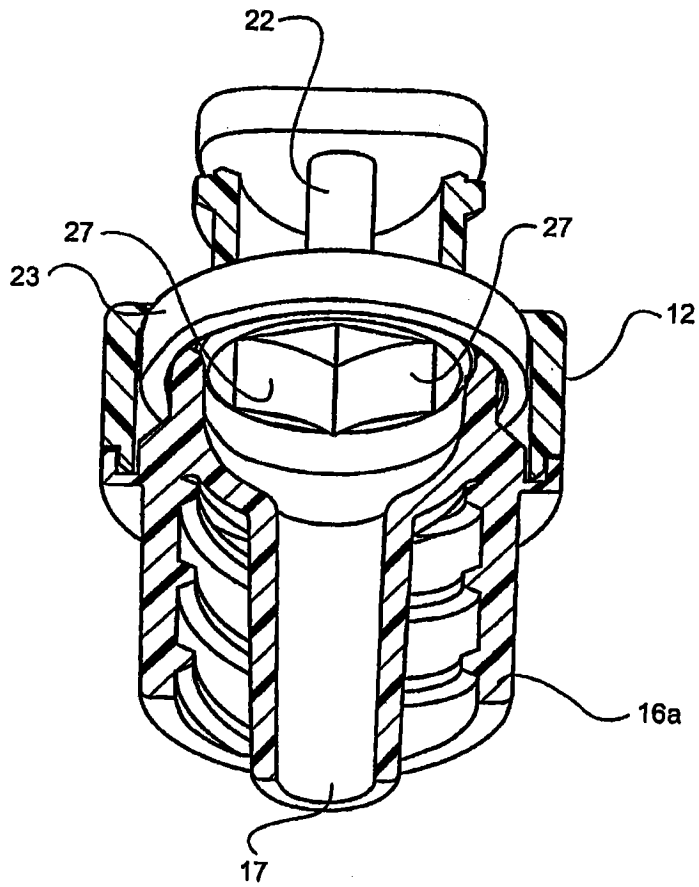


图 43

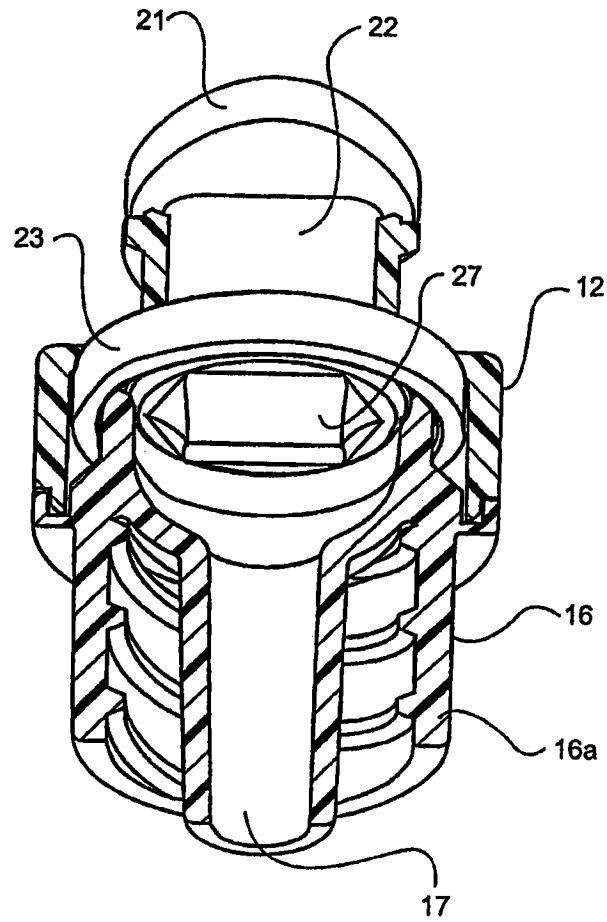


图 44

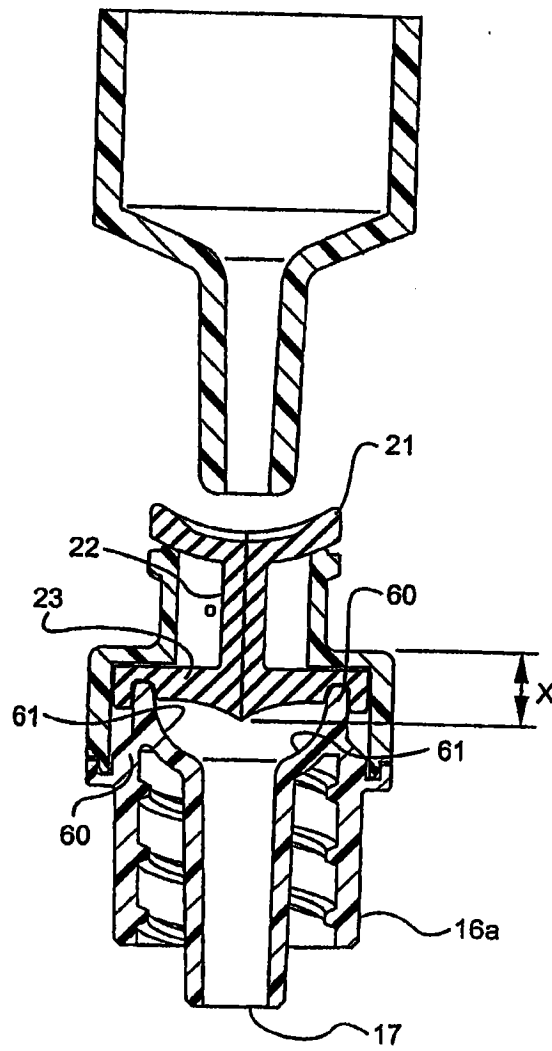


图 45

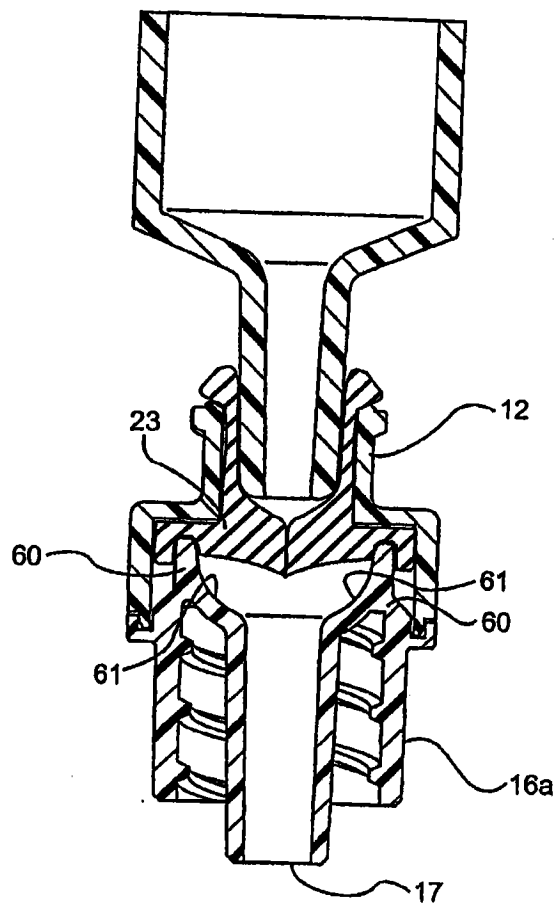


图 46

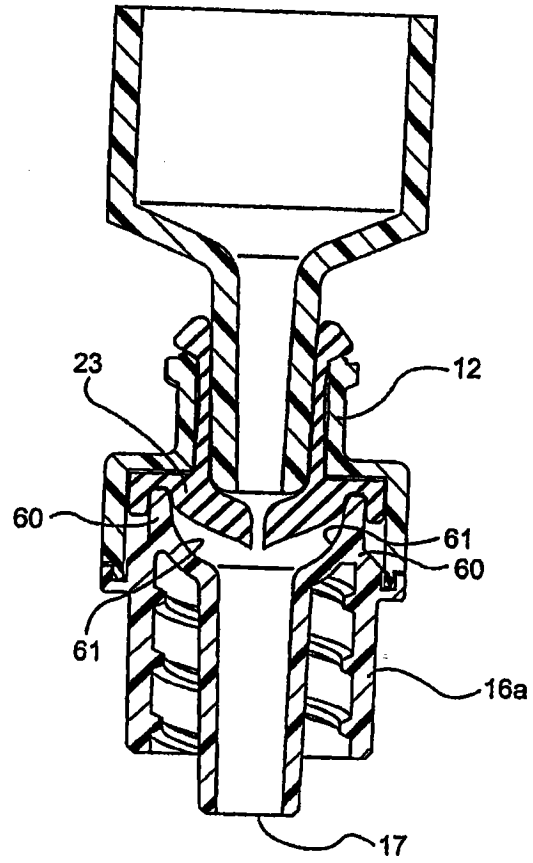


图 47

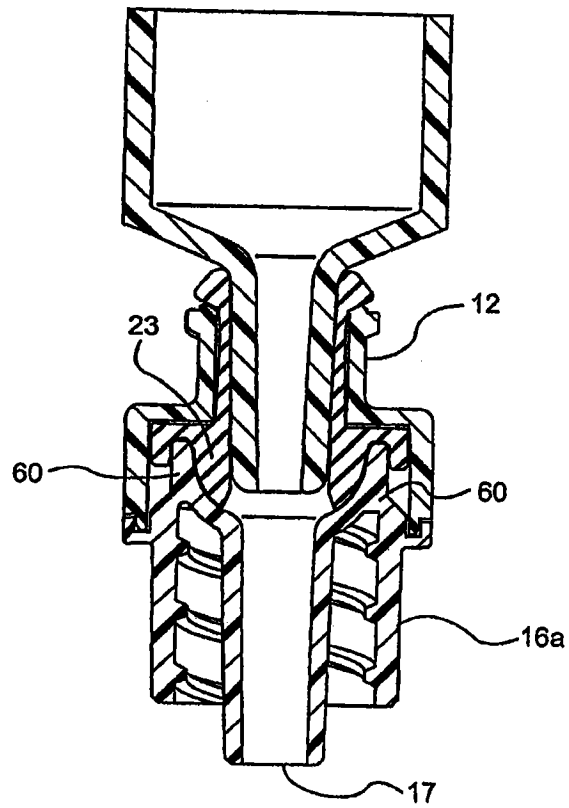


图 48