



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510069962.3

[43] 公开日 2005年10月5日

[11] 公开号 CN 1676171A

[22] 申请日 2000.12.23

[21] 申请号 200510069962.3

分案原申请号 00819765.2

[30] 优先权

[32] 2000. 7. 22 [33] KR [31] 2000/42128

[32] 2000. 10. 28 [33] KR [31] 2000/63790

[71] 申请人 金容年

地址 韩国汉城

[72] 发明人 金容年

[74] 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理有限公司

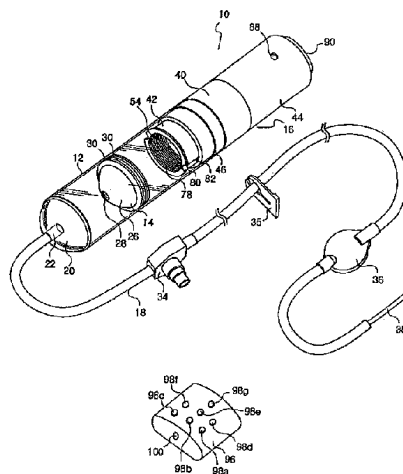
代理人 余 滕 陈宇萱

权利要求书1页 说明书13页 附图12页

[54] 发明名称 液体供给设备

[57] 摘要

提供了一种液体供给设备(10)，包括一圆筒(12)，一活塞(14)和一活塞推动设备。圆筒(12)配备有一个带有出口(24)的头部(20)。圆筒(12)的后端开放。活塞(14)插入到圆筒(12)中。活塞沿着圆筒(12)的纵向移动，以便注射圆筒(12)中所容纳的液体。活塞推动设备(16)推动活塞(14)。活塞推动设备(16)具有与活塞(14)后部接触的移动件，一电机和一运动传递机构。该运动传递机构将电机的转动转换为移动件的线性运动。



-
1. 用于覆盖与液体供给设备连接的管子的末端的端盖，包括：
与所述管子连通的通孔，和
 - 5 安装在该通孔上的气体可渗透但液体不能渗透的密闭件。

液体供给设备

5 技术领域

本发明涉及一种液体供给设备,更具体地说涉及一种便携式的液体供给设备,它构造成能够在单位时间内以恒定的量供给液体药物等。

背景技术

10 在许多情况中某种药物是以单位时间恒定的量在一个长的时间段内被注射进一个病人体内。这类药的例子如止痛剂,这种止痛剂的剂量要能减轻正受到严重的病痛折磨的病人的痛苦。除非配给病人的止痛剂是单位时间恒定的量,否则病人会感觉痛苦。

以匀速推动装配在安装于设备中的普通注射器内的活塞来注射药物是
15 众所周知的。由于这种常规设备的尺寸过大,不适合病人携带。

现在使用一种便于病人携带的药物注射装置。这种便携式药物注射装置是一种在一个圆筒形室中设置有用橡胶材料制成的有弹力的球胆的结构。出口和入口形成在带弹力的球胆上。当药物从入口被注入球胆时球胆膨胀。在出口上连接一小管子,药物通过该小管子逐渐被排出。药物(注射剂)以小的量被排出并且以滴状的形式在一个部位被注入,如病人的血管或硬膜外腔,这些地方是医生的目标。
20

在利用本身弹力的药物注射装置中,带弹力的球胆可能会引起一些问题。在可能被生产出来的劣质产品里面,球胆的厚度不均匀且上面有细小的洞孔。劣质结果影响球胆的弹回力,从而得不到期望的弹回力。如果是这种情况,就不可能给病人配给在单位时间内恒量的药。而且,医生不可能预先
25 处理次品,它通常在使用球胆过程中才被发现。

提出了一种使用球胆和弹性体的药物注射装置。带弹回力的球胆或弹性体有这样的问題,即它的弹力或弹性可能会根据其中包含的药物的量而变化。还有以下的缺点。就是,在注射的初期,因为外部压力(弹性体的弹性力)影响液体流动太大,药物被注射进球体或弹性体的量比医生的目标大很
30

多，反之在注射的后期，因为外部压力太小，药物被注射进的总量比目标小得多。

发明内容

5 因此，当液体供给设备特别作为药物注入装置的时候，需要各种不同的功能。首先，要求保持单位时间药物注入量恒定的功能。最好在单位时间内的药物注入量变化最小。便携性使设备变得方便。另外，药物注射装置优选被构造成其零部件产生次品的可能性低。

10 药物注射装置优选能够设定每单位时间注射量(以下称为“注射速度”)。更好的是，该装置被构造成在设定每单位时间注射量后，限制使用者(病人)能够任意改变设置的可能性。其理由大体是，药物如止痛剂应该被注射进恒定的量，而且药的注入量应该在医生的监督之下预定和注射。此外，病人也不应该能够调整药物的注入量。因此，需要一种锁定功能，至少在依照医生的指导并且在他的监督下设定后，可以防止病人再改变每单位时间的注射量。然而，在医生设定的特定范围内病人能够在一定程度上增加单位时间注射量。其原因是如果病人的痛苦加重了，就可以在有限的范围内增加药物注入量。

药物注射装置还优选被构造成可以通过自动检测药物是否不再注射来中断药物注射。原因是当病人接受静脉注射时，需要应付注射器移走的问题。

20 除了这些特征，药物注射装置还优选被构造成当药物被注射给病人时，空气和药物一起导入病人体内的可能性最小。注射过程中泄漏最小也应该被考虑。

根据本发明，提出了在长时间内能够以恒定的注射速度注射液体的液体供给设备。

25 根据本发明的一个方面，提供一种液体供给设备，包含一个伸长的圆筒，它的前端头部有出口，置入圆筒中的活塞，它可以沿着圆筒的长度方向移动和将圆筒内的液体通过出口推出，以及安装在圆筒开放的后部的活塞推动装置，用于以恒定不变的速度将活塞推向头部，其中活塞推动装置包括移动构件，与活塞后部接触，并且在圆筒内做线性移动，一个驱动马达，和一个运
30 动传递构件，用来将驱动马达的驱动力传递到该移动构件。

根据本发明的另一方面，提供一种液体供给设备，包括：伸长的圆筒，它的前端头部有出口，置入圆筒中的活塞，用于沿着圆筒的长度方向移动，并将圆筒内的液体通过出口推出，其中圆筒的头部形成有凸起，从该头部起延伸向圆筒的内部，头部的出口是通过为凸起提供纵向通孔而形成的；活塞的引导端上设置有用来容纳凸起的凹陷。

根据本发明的更进一步的方面，提供一种液体供给设备，包括：伸长的圆筒，它的前端头部有出口，置入圆筒中的活塞，用于沿着圆筒的长度方向移动，并将圆筒内的液体通过出口推出，以及安装在圆筒开放的后部的活塞推动装置，用于以恒定不变的速度将活塞推向头部，其中活塞推动装置包括一个气体供给装置，用于向圆筒上的活塞后面提供气体，以推动活塞，气体供给装置包括：第一室，用来容纳通过相互的化学反应能产生气体的固体和液体材料的其中之一；第二室，用来容纳固体和液体材料中的另一种物质，在第二室上的气体通道，以及安放在第二室或气体通道中的能渗透过气体而不能渗透过液体的过滤器。第二室与第一室分开，但是通过使用者的操作可以与第一室连通。

附图说明

在阅读和理解下面有关本发明优选实施例的细节描述和相关附图基础上，对于本领域的技术人员来说，本发明的这些和其它的目的和特征将是显而易见的。其中

图 1 是根据本发明一个实施例的药物注射装置的立体示意图；

图 2 是图 1 中药物注射装置的分解透视图；

图 3 是图 1 中药物注射装置的剖视图；

图 4 是图 1 中药物注射装置上活塞推动装置的分解透视图；

图 5 是图 1 中药物注射装置的控制装置的结构图；

图 6A-6D 是图 1 中药物注射装置的操作图解；

图 7A 和 7B 是图 1 中药物注射装置的空气注射被延迟的状态的局部剖视图解；

图 8A 和 8B 是，依照本发明其他的具体实施例使用在药物注射装置上的活塞各个部分的分解透视图和剖视图；

图 9 是根据本发明另一个实施例的药物注射装置的透视图；
图 10 是图 9 中药物注射装置的前视图和部分剖视图；
图 11 是药物注射装置横截面视图，用于描述其使用状况；和
图 12(a)是带有可通过多层气体的材料构成的薄片的气体供给装置的部分剖视图，而图 12(b)是图 12(a)中气体可通过的薄片的展开图。

优选实施例的详细说明

以下，将结合附图详细地说明本发明的优选实施例。

参考图 1-4，药物注射装置 10 包含一个圆筒 12，一个活塞 14 和一个活塞推动装置 16。活塞 14 置于圆筒 12 内。管子 18 被连接在圆筒 12 的前端。活塞推动装置 16 通常以恒定的速度推动活塞 14 移向圆筒 12 的头部 20。

圆筒 12 是空心的和圆筒形的，且通常用透明塑料树脂材料制成。虽然这里没有显示，实际上在圆筒外表面上印有刻度。参考图 1-3，圆筒 20 的头部 20 通常是半圆形的且向外突出。（然而，本发明并不限于上面说明的内容。）排气凸起 22 伸入到圆筒内，它被形成在头部 20 的中心。排气凸起 22 形成有通孔 24。在后面将说明的管子 18 的一端被插入和固定进孔 24 里。因为排气凸起 22 延伸向内凸进，所以受外界因素破坏的危险性大大降低。活塞推动装置 16 被安装在圆筒 12 的后部远端上，该后部是开放的。

活塞 14 通常被制成有厚度的圆盘形（或较低高度的圆筒形），以便能放入圆筒 12 里。活塞 14 的引导端部分 26 形成为半圆形，以便能够和头部 20 的内侧很好地配合。孔 28 被形成在引导端部分 26 的中心。排气凸起 22 与孔 28 相配合。孔的大小是当凸起嵌入孔里时，药物能通过形成在凸起和孔之间的空间。

在活塞 14 周围设置环形外围凸起 30。环形外围凸起 30 的远端部分与圆筒 12 内表面接触，并防止药物从它们之间漏出。可以形成和设置两个环形外围凸起 30。外围凸起 30 防止药物漏出或气体导入药物，并且防止活塞操作时发生倾斜。圆形凹陷 32 凹入得很深，并被加工在活塞 14 的后部（见图 3）。

管子 18 被插入和固定在排气凸起 22 的孔里。利用这样的结构，管子弯曲的可能性将减小。管子 18 上安装有药物注射需要的各种部件，如药物注

射用的供给阀构件（T形阀）34、在需要时可以阻止药物注射的夹具35、用于过滤与药物不相关的杂质和注射时除去气体的过滤器36，等等。管子18的另一端38例如连接到与插入病人静脉的导管或注射针连通的通道上。

参考图1-4，活塞推动装置16包括一个支撑体40，一个移动构件42和一个外壳44。具体情况见图3，活塞推动装置16包括一个梯级（stepper）部分46，梯级部分的外径比支撑体40内径小，且被放置在支撑体的前面，这样梯级部分可以被置入和固定在圆筒的后端。梯级部分46和圆筒12是相适合的。活塞推动部分16被置入圆筒12后，它们应该用胶带等牢固地绑在一起。或者也可以在它们的两侧分别刻上阳螺纹和阴螺纹，然后通过螺纹结合在一起。

支撑体40通常是圆柱形的。梯级部分46如上所述被放在它前面，且梯级部分48（下文所述的外壳44与其配合并置于其上）被设置于后部。支撑板50在它的内侧。凸起物52在支撑板50中向后凸出。下面将要描述的马达被固定在凸起物上。通孔53被加工在支撑板50的中心，且一个轴承被安装在孔里，此处没有详细地对此加以说明。

旋转的螺纹块（screw block）54被装在支撑板50前面的空间里。轴56被设置在旋转螺纹块54的中心。轴穿过支撑板50上的孔53延伸向支撑体40的后部空间。用于形成功率传递机构58的齿轮59一部分被合适地装配和固定在轴56上。旋转的螺纹块56被制成圆柱体形状，且用于功率传递（导螺杆）的螺栓57被形成在该块的外表面。虽然没有详细描述，但旋转螺纹块被用一种使其不能在圆筒12里纵向移动但能旋转的方式支撑着。

带动旋转螺纹块54旋转的马达60被固定在支撑板50的凸起物52上。最好是精确地控制马达60的转动速度。在这个实施例里，马达60包括一个步进马达。马达60优选为低电压和低功率的电机。

马达60的旋转驱动力通过齿轮62和齿轮59传递到旋转螺纹块54上。连在下述的电路板上的导线被依次和马达60连接，但图中没有显示出来。

另外，检测装置64装在支撑体40的后部。检测装置64包括一个旋转的编码器66和一个检测部分68。检测部分包括分别被装在旋转编码器66两边的一个发光元件和一个光接收元件。同时，齿轮70被安装在旋转编码器66的旋转的中心轴上。齿轮70和齿轮59啮合。因此，旋转螺纹块54的

旋转或停止被传递到旋转编码器 66 并被它所检测。导线（没有显示）连接着检测部分，然后该导线连接到下述的电路板上。

5 移动部件 42 能在轴向移动，以便使活塞 14 被推动。如图 4 所示，移动部件 42 包括一个中空的圆柱体 72 和杆构件 74。凸缘 76 形成在空心圆柱体 72 的引导端。凸缘 76 与活塞 14 后端面接触以推动活塞 14。与实施例表现的相反，空心圆柱体 72 的引导端可以构造为与活塞 14 底端圆形凹陷的斜侧壁相接触。这样，空心圆柱体引导端推动活塞的侧壁并推动活塞的最后部分，于是外围凸起和圆筒内表面更紧密地接触。

10 两个杆构件 74 处于彼此相对的位置，从空心圆柱体 72 向后延伸。螺纹 78 形成在空心圆柱体 72 的内表面和杆构件的反面。螺纹 78 被用来传递功率和与旋转螺纹块 54 外表面的螺纹 57 相配合。因此，当旋转螺纹块旋转时，两个螺纹啮合并一起旋转，然后移动构件 42 在纵向上移动。

15 移动构件 42 设置有被加工在空心圆柱体 72 和杆构件 74 相反的外表面上的导引凹槽 80。导引凹槽 80 和在支撑体内表面上的导向凸起 82 相配合，以便使移动构件 42 做轴向运动。此外，支撑体 40 的支撑板上设置有能使杆构件 74 穿过的孔，虽然该孔没有特别表示出来。

20 外壳 44 嵌合并固定在支撑体 40 的后部。电路板 84 被固定在外壳 44 内侧上。各种电路元件被安装在电路板 84 上。一个发电单元（电池）86 也被固定在外壳 44 的内侧上。电池 86、马达 60 和检测装置 64 的导线被连接在电路板 84 上的适当位置，它们供应电力，并发送/接收驱动信号或检测信号。

在电路板 84 上还连接和安装有红外线接收装置 87。红外线接收装置用来接收下述的微控制器的信号。为此目的，外壳 44 有一个端孔 88。

25 前面板 90 被装在外壳 44 的外表面上。该前面板设置有一个液晶显示器 92 和按钮 94a、94b。前面板通常被固定在电路板 84 上。用来指示注射装置操作状态或设置状态的字符或数字显示在液晶显示器 92 上。按钮 94a 是开/关按钮，用来使注射装置启动或停止。按钮 94b 是临时改变每单位时间注射量的按钮，它指示药物注射量要增加预定的药物量并被注射。按钮 94a 和 94b 被设置在活塞推动装置 16 上，以便病人能够控制这些按钮。

30 参考图 1，这里提供了遥控器 96。多个按钮 98a 到 98g 和红外线发送装置 100 被装在遥控器 96 上。当按钮 98a 到 98g 被按下，对应各自按钮的红

外线信号就被发射出去。

按钮 98a 是用于输入每单位时间注射量的按钮。按钮 98b 是用于输入临时增加的药物量的按钮。按钮 98c 是设定/取消按钮，用来设定输入总量或取消设定的量。按钮 98d 是启动/停止按钮，和按钮 94a 执行同样的功能。

5 按钮 98e 是高速运动按钮，当使用者打算在即将被注入病人体内前让药物通过活塞 14 达到管子的末端时、也就是当使用者企图加快推药时，就使用它。按钮 98f 是使移动构件 42 缩回的回缩按钮。按钮 98g 是当移动部件 42 的引导端部分与活塞 14 的后部分开时，使移动构件迅速向活塞 14 移动直到该构件与活塞接触的预先运动按钮。

10 参考图 5，电路板 84 上有一个控制用的微处理器 112（一个带有存储器的单片机在此优选作为该微处理器）。微处理器 112 被称作 micom，且包括有一个控制和处理单元和一个存储器。每个电路设备被连在微处理器 112 上。图 5 表现的是连接状态。

15 红外线接收装置 87 被连在微处理器 112 上。因此，按下遥控器 96 上的按钮 98a 至 98g 获得的信号被传输到微处理器 112 并由其处理。包括液晶显示器和一些按钮的前面板 90 也被连接到微处理器 112 上，且信息根据指令从面板上输出，或按钮输入的内容被传递到微处理器 112 上。

20 马达 60 和检测装置 64 连接到微处理器 112 上。根据微处理器的控制，电源被提供给马达 60，使马达转动。从检测装置 64 向微处理器 112 传递关于光是否被传到光接收元件上的信息，且微处理器根据上述结果监视注射装置的运转状态。

蜂鸣器 125 被连在微处理器 112 上。蜂鸣器 125 在故障发生时，例如当药物没有被注射等或当所有药物被注射光时，被控制振铃。

25 微处理器 112 处理与其连接的电路板传递的数据和控制马达运转等等，以与根据按钮输入的每单位时间的注射量相一致。根据下面的描述，这个控制过程对本领域熟练的技术人员来说很容易理解。

以下，将参考图 1，3，5 和 6A 至 6D 说明药物注射装置的操作。

30 如图 6A 所示，活塞推动装置 16 和圆筒 12 的后部连接。活塞推动装置 42 的移动构件 42 被缩回到极限。每单位时间注射量和即时变化的量在上述的连接之前即被设定。如果按下对应输入每单位时间注射量的按钮 98a，预

先确定的每单位时间注射量（例如每单位时间 0.5cc, 1.0cc, 3.0cc, 5.0cc, 10.0cc）被依次连续的显示。每单位时间注射量是通过按所需要的单位时间注射量按动设置按钮 98c 来设定的。然后，当病人感到疼痛加重并打算增加注射给他的药量时，可以按下按钮 94b，从而可以设定增加的量。也就是说，
5 增加的注射量在某种意义上可以被设定，即在预先确定的注射量（当使用者按下 98b 后会连续显示出来，例如每单位时间 0.5cc, 1.0cc, 3.0cc, 5.0cc, 10.0cc）里按下按钮 98c 选择一个希望增加的量即可。

如图 6B 所示，药物在活塞推动装置 16 与圆筒 12 连接之后被注入圆筒 12 里。这时，通过推动注射器柱塞进入与装好的 T 形阀 34（供给阀构件）
10 相连的注射器部分上的 Luer 锁定位置，就可将药物转移进圆筒 12 里，从而将药物注射进注射器 150 里。而且此时，遗留在圆筒里的空气通过装置之间的间隙被排出。与此相反，活塞推动装置 16 也可以在药物预先被注入后和圆筒连接。

其后，如图 6C 所示，使用者按下预先运动按钮 98g 使移动构件 42 纵向
15 移动。当移动构件 42 和活塞 14 接触时停止运动。然后，在按下高速运动按钮 98e 推进药物后，使用者将管子 18 的一端连接到与针头连通的通道，针头被扎进病人的静脉里。按下启动/停止按钮 98d 和 94a，注射开始。如图 6D 所示，如果注射完成，使用者靠按下回缩按钮 98f 缩回移动构件 42。之后，使用者将管子和与扎在病人静脉里的针头相连的通道分开。

20 在使用后，活塞推动装置 16 从圆筒 12 上分开，并且圆筒 12，活塞 14，管子 18 等等被废弃。活塞推动装置可以重新使用。

另一方面，当医生打算在注射期间临时增加药物注射量时，他可以按下临时增加按钮 94b。当在注射中间必须停止注射药物时，按下启动/停止按钮 94a 和 94d 注射停止。如果针头没有正确扎入病人静脉药物不能被注射。如
25 果在这种情形下注射药物，病人会感觉疼痛。这时，虽然电力被供给马达，马达也不能转动或者不能根据设定的单位时间注射量匀速转动。这样，旋转编码器 66 停止或阻滞它的旋转。因此，从发光元件传到光接收元件的光所产生的脉冲信号是零或者比预定的数量少。微处理器 112 持续检测脉冲信号，当上述情形被检测到时，它会使移动构件 42 自动回缩。

30 图 7A 和图 7B 显示了药物在圆筒 12 里几乎都被注射的情形。当药物被

提供给圆筒 12 内时，残留在管子里的空气可能被导入圆筒里。如果可能，最好是空气不被注入病人体内。如图 7A 和图 7B 所示，如果气泡在圆筒里被产生，气泡总是存在于上面的部分。

图 7A 显示的是圆筒 12 的头部 20 朝上的情形。气泡 B 被产生在头部 20 的最里端，并且排气凸起 12 末端的位置比气泡 B 的位置低。因此，排气凸起 22 继续存在于药物里。结果，空气只能在药物被注射后排出。

图 7B 显示的是圆筒 12 的头部 20 朝下的情形。气泡 B 在活塞 14 的周边部分产生。虽然活塞 14 在这种情况下运动，但气泡 B 总是存在于活塞 14 的周边部分。结果，空气只能在药物被注射后排出。

根据具有前述结构的实施例的药物注射装置能够保持单位时间药物注射量恒定地注射药物。而且，药物注射速度能够直接被医生设定或在医生监督下被设定，并且能在医生设定的范围内调节。停止药物的注射很容易实现。另外，注射过程可以在由于针头的条件使药物不能被注射进病人静脉里的情况下被停止。此外，在药物注射过程中空气被注射进病人体内的可能性减小，并且药物泄漏也可被减小。

参考图 8A 和图 8B，这里表示的是依照本发明的其他实施例的用于液体注射装置的一个活塞。活塞 14B 是用塑料树脂注入成模的。活塞通常有一个短的圆柱体和一个圆形引导端 26B。引导端的末端有一个和先前实施例类似的凹陷 28B。活塞末端有一个里面带有棱条 144 的去掉内容物 (flesh-removing) 的凹陷 142。

圆柱体的外表面有两个并排的环形（圆环形）的凹槽 146。密封环（例如 O 形环）148 被嵌合进凹槽里。每一个凹槽 146 都有一个矩形的横截面，如图 8B 所示。当活塞带着和凹槽吻合的密封环 148 一起被放进圆筒里时，密封环 148 变形并且楔入凹槽 146 的拐角处。因此，活塞可以平滑地移动同时能保持液体的密封，并且密封环 148 向外变形后减少了密封环 148 脱落的可能性。

图 9-11 显示的是根据本发明又一个实施例的液体注射装置。参考图 9-11，液体注射装置 500 有一个圆筒 538，一个活塞 536，和一个用作活塞推动装置以对活塞施压的气体供给装置 510。

气体供给装置 510 在外壳 511 内有一个上室 514 和一个下室 518。上下

室 514 和 518 被隔离件 520 分开。隔离件 520 可被预定的压力撕破。下室 518 底部有一个气体通道 526。

5 气体供给装置 510 的上室 514 上表面的中心部分有一个圆盘形状的压力板 512。使用者可以压下压力板 512。压力板 512 与外壳的其它部分连接，在它们之间插入有可变形的薄壁。

10 上室 514 中在隔离件 520 上包含有一个圆盘形固体材料 530。固体材料 530 主要由能和液体反应产生气体的材料组成。在本发明的一个实施例里，含有碳酸氢钠(NaHCO_3)作为一种主要成分的固体材料能和凝胶一起使用。优选地，固体材料由 70-95wt%(重量百分比)的碳酸氢钠(NaHCO_3)，3-30wt% 的凝胶和不超过 3wt%的云母组成。更好的是固体材料由 90-94wt%的碳酸氢钠(NaHCO_3)，5-10wt%的凝胶和不超过 1wt%的云母组成。在产生气体的过程中，在所需要的时间段里必须保持气体的压力恒定。通过调节凝胶的量，压力和时段能被控制。优选云母将材料制作成为固体。

15 隔离件 520 下方的下室 518 有一个气体可渗透的柔性薄片在下室的外周边和底部上。

薄片用作气体能透过而液体不能透过的过滤器。参考图 12(a)，过滤器 528 顺序地形成 3 层，即液体不渗透而气体可渗透的薄膜 528a，无纺布层 528b (最好用合成纤维制成，能够透过或保留住气体以形成气体通道)，和气体、液体都不能渗透的柔性薄膜 528c。薄膜 528c 位于外壳 511 侧上。至于薄膜 20 528c，最好用普通软透明乙烯基层。也可以用柔软多孔的泡沫体如海绵来代替无纺布层。

25 图 12(b) 是过滤器 528 的展开视图，它有最外侧的键合线 528d 和连接线 528e，用来连接三个层。一个圆片和一个侧边片被键合线 528d 连接在一起。三个层被键合线 528d 和连接线 528e 连接在一起，且最好用加热和加压方法将它们溶接在一起。

30 从图 12(a) 中可以了解到，薄膜 528c 被制成带有孔 528f 的形式，孔的位置在和气体通道 526 相通的地方。为了防止下室 518 里的液体接近孔 528f 的位置，薄膜 528c 被贴在下室 518 的内壁上。最好是，在靠近下室 518 的拐角附近，薄膜被贴在下室的壁上，遍及下室的外周边。孔 528c 和气体通道 526 相通。

参考图 11 和 12, 尽管隔膜表面的主要部分和液体材料接触, 至少其中一些部分没有和液体材料接触。产生的第二种气体通过没有接触到液体材料的隔膜进入无纺布层。因为无纺布层上形成气体移动通路, 气体可以经过该通路移动到孔 528f, 并通过这里被排出。

5 液体材料 532 容纳在被薄片 528 包围着的下室 518 里。液体材料 532 由 L-酒石酸($C_4H_6O_6$)溶液组成。由于薄片 528 的液体密封效果, L-酒石酸($C_4H_6O_6$)溶液在液态时不能向下渗出。

10 气体通道 526 形成在下室 518 下方。气体通道 526 被连在圆筒 538 的位于活塞 536 后面的部分上。室 511 的侧面部分有一个连着气体通道 526 的孔, 且孔上有一个压力调节阀 524。压力调节阀 524 调节压力, 例如, 当压力超过基准压力(见图 12)时通过向外释放(清除)气体来调节。压力调节阀可以是常规的类型。

15 圆筒 538 被连接在气体供给装置 510 的下部。如该实施例图 9 至 12 所示, 圆筒 538 和活塞 536 同图 1 所示的实施例一样。像先前的实施例一样, 圆形凹陷 536a 被形成在活塞 536 的后部。

20 另一方面, 管子 542 被插入和固定在圆筒 538 的出口 540 里。给圆筒 538 提供注射药物的供给阀(T形阀) 544 被安装在管子 542 上预先确定的位置上。还提供一夹具 546, 当需要的时候被用来阻止沿着管子流动的注射药物流。过滤器 548 嵌合在管子上以过滤杂质如注射药物时含有的空气。注射量调节器 550 被安装在管子 542 的远端。注射量调节器 550 最后调节每单位时间的药物注射量。调节器 550 能经由一个连接器(没有显示出来)被连接到扎进病人皮肤里的针头或延伸的导管。在使用之前, 盖子 554 如图 9 至 11 所示嵌合在调节器 550 上。盖子在图中所示的是透明的盖子。盖子 554 内部有一个通孔。密闭件(closure) 556 被合适地置于通孔里且不能透过液体但可以透过气体。密闭件的材料是由位于 Fairburn, GA 30213 U.S.A 的 Porex 公司提供的(网址: www.porex.com)。

以下, 将参考图 10 和 11 描述这样构造的液体注射装置的操作方法。

30 首先, 圆筒 538 与气体供给装置 510 连接。在气体供给装置 510 被接合在圆筒 538 内后, 它们的连接位置被用带子或类似的东西密封。(另一种方法是气体供给装置 510 可以最初和圆筒制造成完整一体的。)

注射的药物首先通过附着在管子 542 上的注射药物供给阀 544 注入圆筒 538 里。这时，注射的药物推动圆筒 538 里的活塞 536 向上并且充满了圆筒 538。

这时，因为活塞 536 被向上推，并且活塞 536 上面空间里的空气通过压力调节阀 524 被排出时，圆筒 538 很容易地填充进注射的药物。

如上面提及的，由于圆筒 538 里充满注射的药物，使用者以预定的压力压下气体供给装置 510 的上室 512 中的压力板 512。然后，压力板 512 被向下推并且压紧压力板内侧的固体材料 530。接着，固体材料 530 挤裂隔离件 520，并从那被排出，然后被浸入下室 518 里的液体材料 532 中。同时，固体和液体材料 530 和 532 反应产生气体。

当固体材料 530 包含的碳酸氢钠(NaHCO_3)作为一种重要成分和酒石酸溶液($\text{C}_4\text{H}_6\text{O}_6$)接触时，它们的化学反应产生二氧化碳(CO_2)气体。固体和液体材料 530 和 532 之间的化学反应用下面的方程式表示：



如前所述，产生的二氧化碳气体通过下室 518 周围的薄片 528 排出，然后再通过气体通道 526。产生二氧化碳气体的压力通常在制造固体材料的过程中在某种程度上由原材料的混合工艺所决定。压力调节阀 24 能调节二氧化碳气体通过气体通道 526 时的释放压力，举个例子，维持压力在 $0.35\text{kg}/\text{cm}^2$ 至 $0.50\text{kg}/\text{cm}^2$ 。就是说，如果二氧化碳气体在高于最大压力 $0.50\text{kg}/\text{cm}^2$ 或更高时流进压力调节阀，那么 $0.50\text{kg}/\text{cm}^2$ 的二氧化碳气体经由第二个气体出口 522 排出。超过最大压力的残余气体被通过压力调节阀 24 释放出去。在其他的实施例里，释放二氧化碳气体压力可以在与上述范围不同的范围内进行设定。

二氧化碳气体经由气体通道 526 流入圆筒 538，同时保持着恒定的压力。二氧化碳气体进入圆筒后推动圆筒里的活塞 536 向下运动。活塞 536 在恒定气体压力下保持恒定的速度向下运动。

活塞 536 被推动并且圆筒 538 里的注射药物被通过加工在圆筒下端的出口 540 排出。响应于活塞 536 恒定的移动量，注射的药物被排入管子 542 中，同时保持着单位时间注射量恒定。

另一方面，如果必须临时阻塞注射药物沿着管子 542 的流动，夹具 546

就被移动到管子的一侧夹紧管子 542，从而临时阻滞注射药物的流动。病人可以依靠圆筒 538 表面用来指示注射药物期间注射药物的残留量和排出量的刻度来方便地观察到注射药物的供给情况。最后，单位时间注射量可以由管子远端的调节器 550 来控制。

- 5 另一方面，当活塞在圆筒里移动时，气体压力通常施加在活塞 536 后部的整个表面上。气体的压力也可被施加在活塞 536 后部圆形凹陷 536a 的侧壁 536b 上。气体压力推动侧壁 536b 并且使外部凸起 536c 被推向圆筒的内壁，从而稳定地减少注射药物的渗漏。

- 10 圆筒、活塞和气体供给装置在使用后被丢弃。本实施例的液体注射装置凭借简单的操作就可以长期地以恒定的速度注射药物。

虽然参考附图并根据本发明的实施例详细地描述了本发明，但是应该明白，在不背离本发明实质和范围的情况下，可以对本发明做出各种变化、修改和添加。

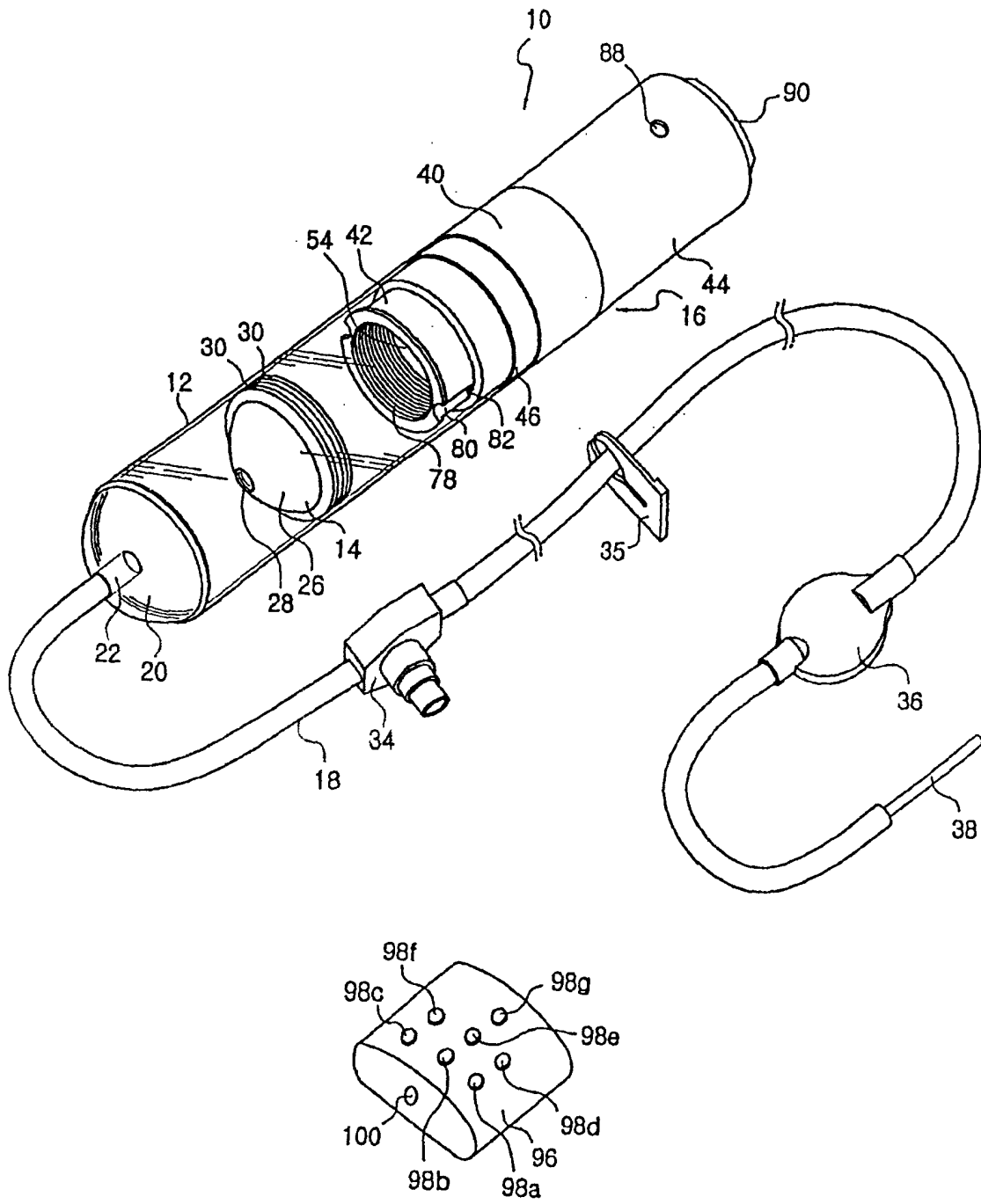


图 1

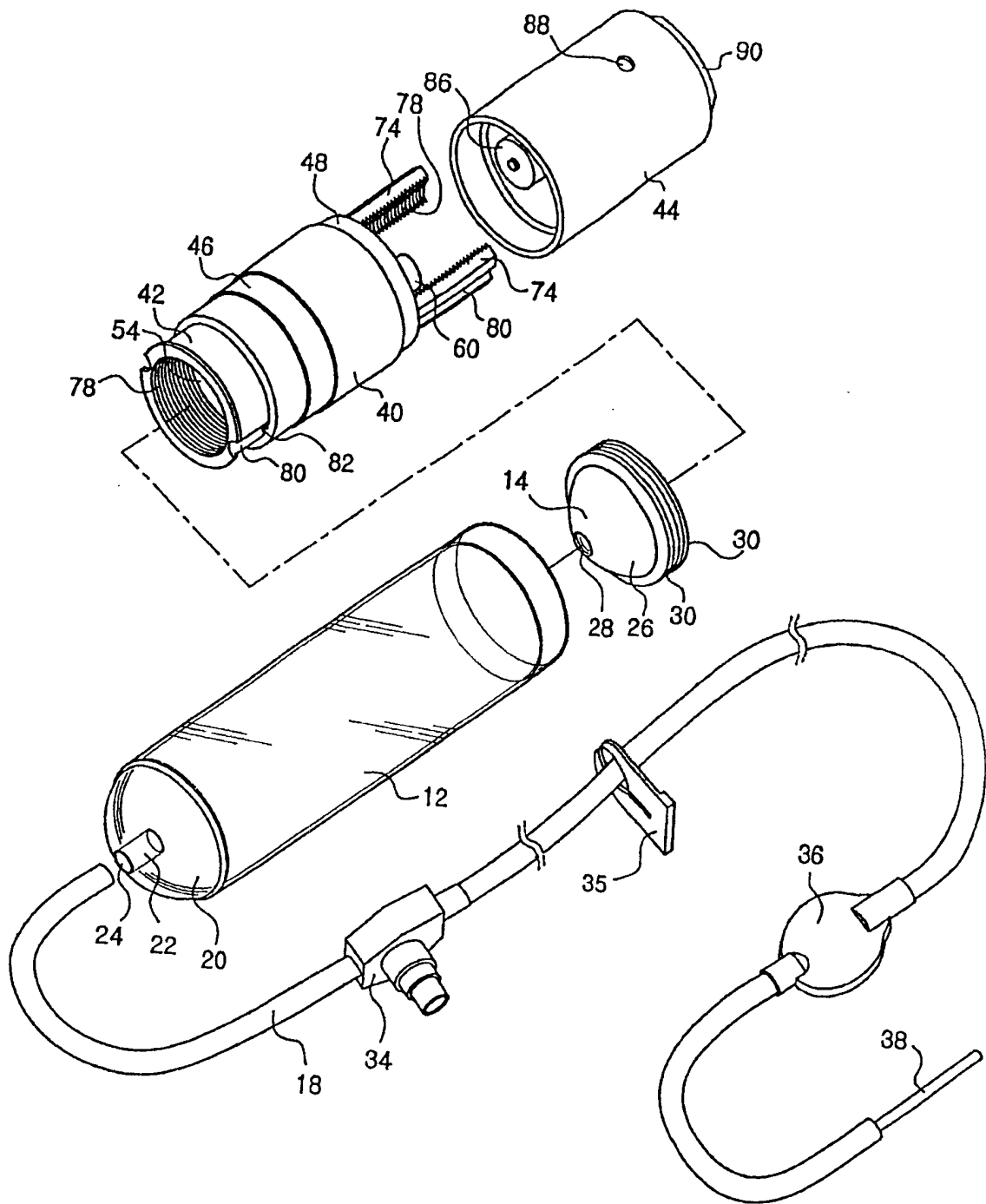


图 2

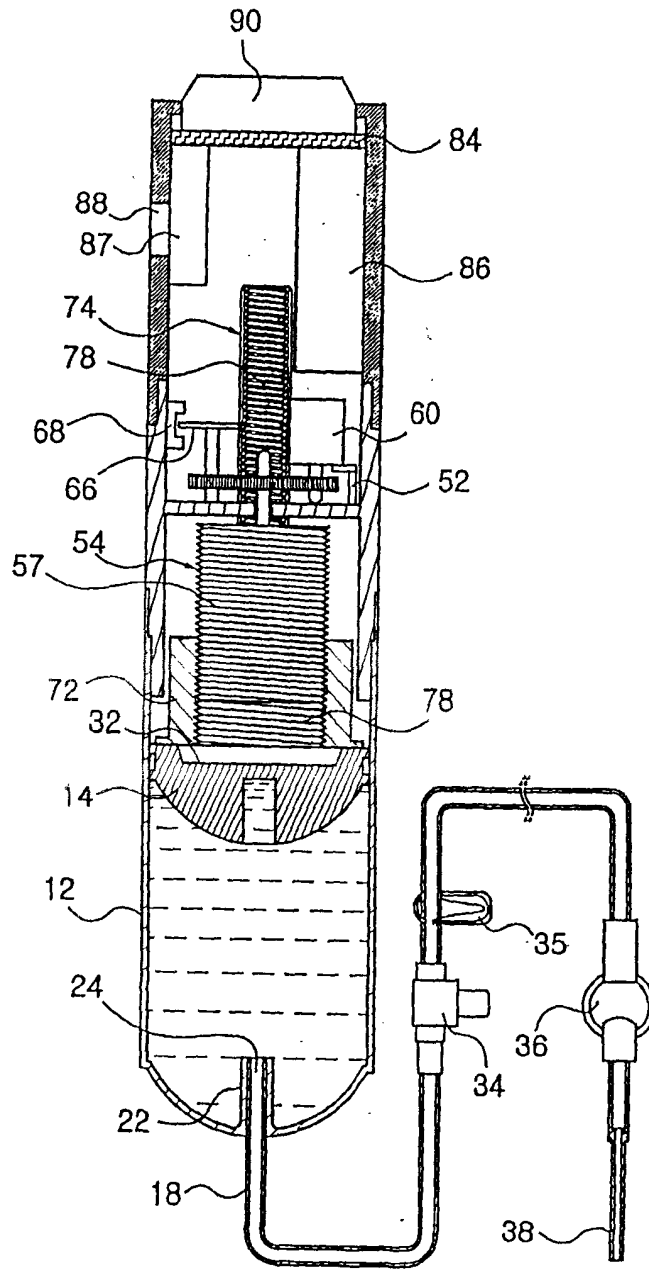


图 3

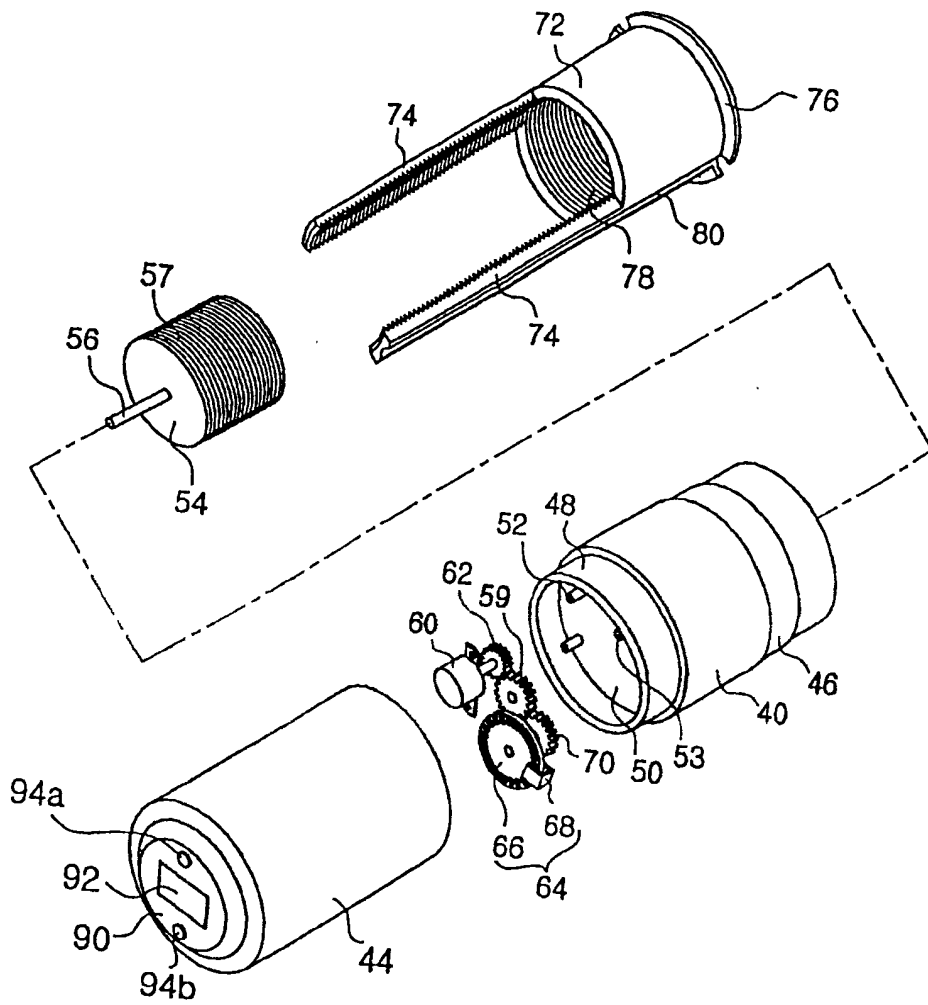


图 4

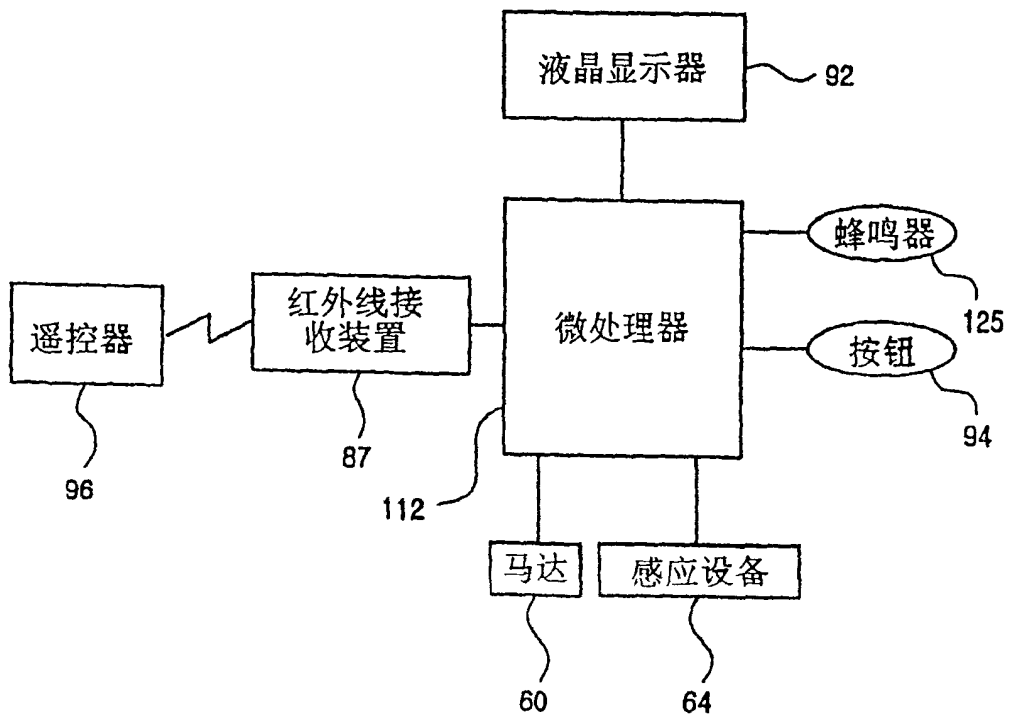
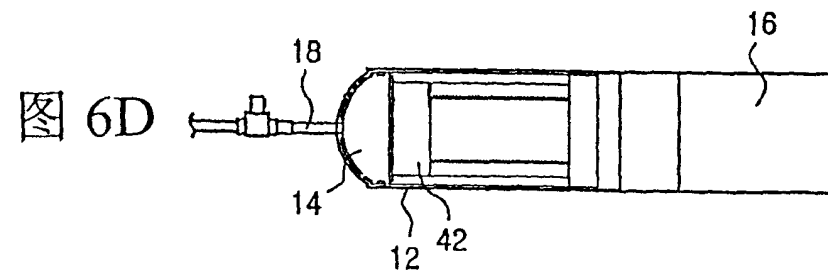
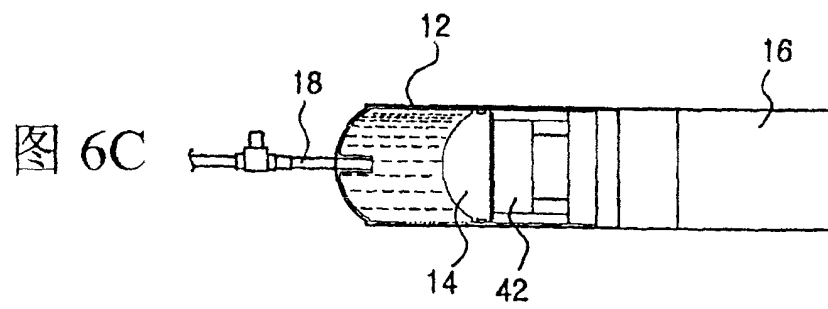
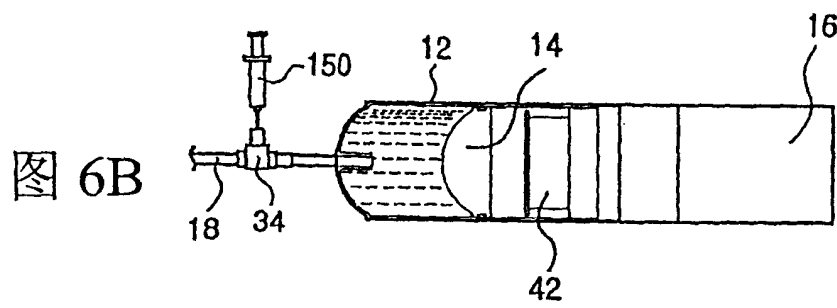
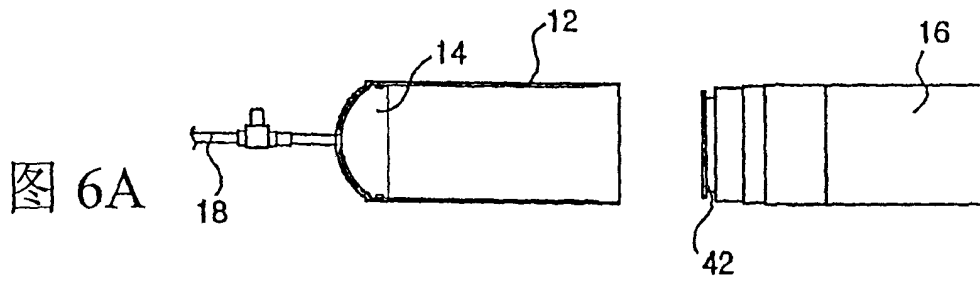


图 5



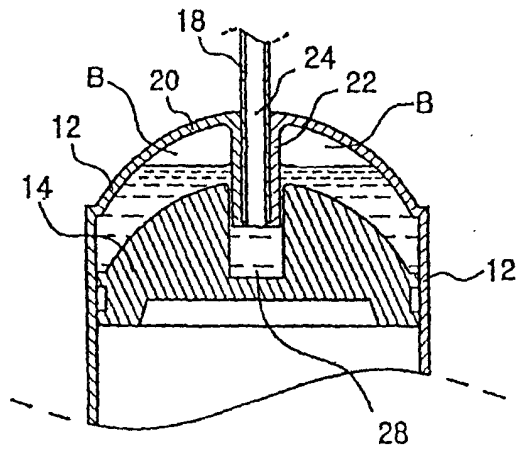


图 7A

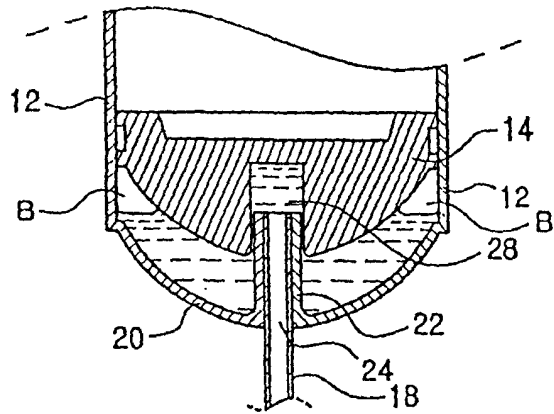


图 7B

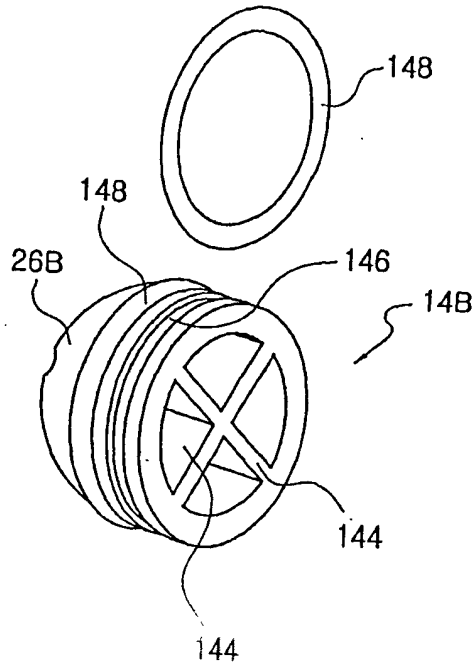


图 8A

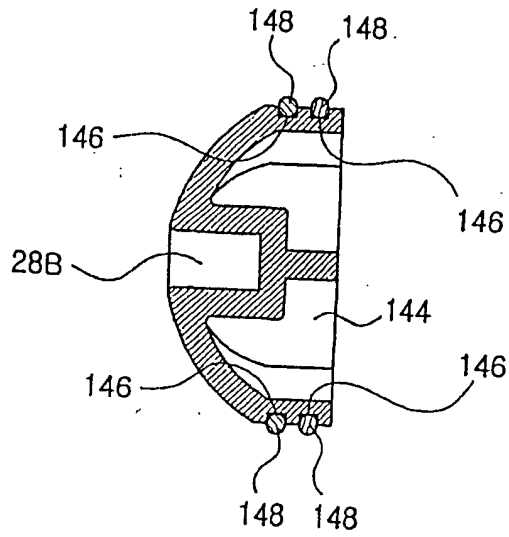


图 8B

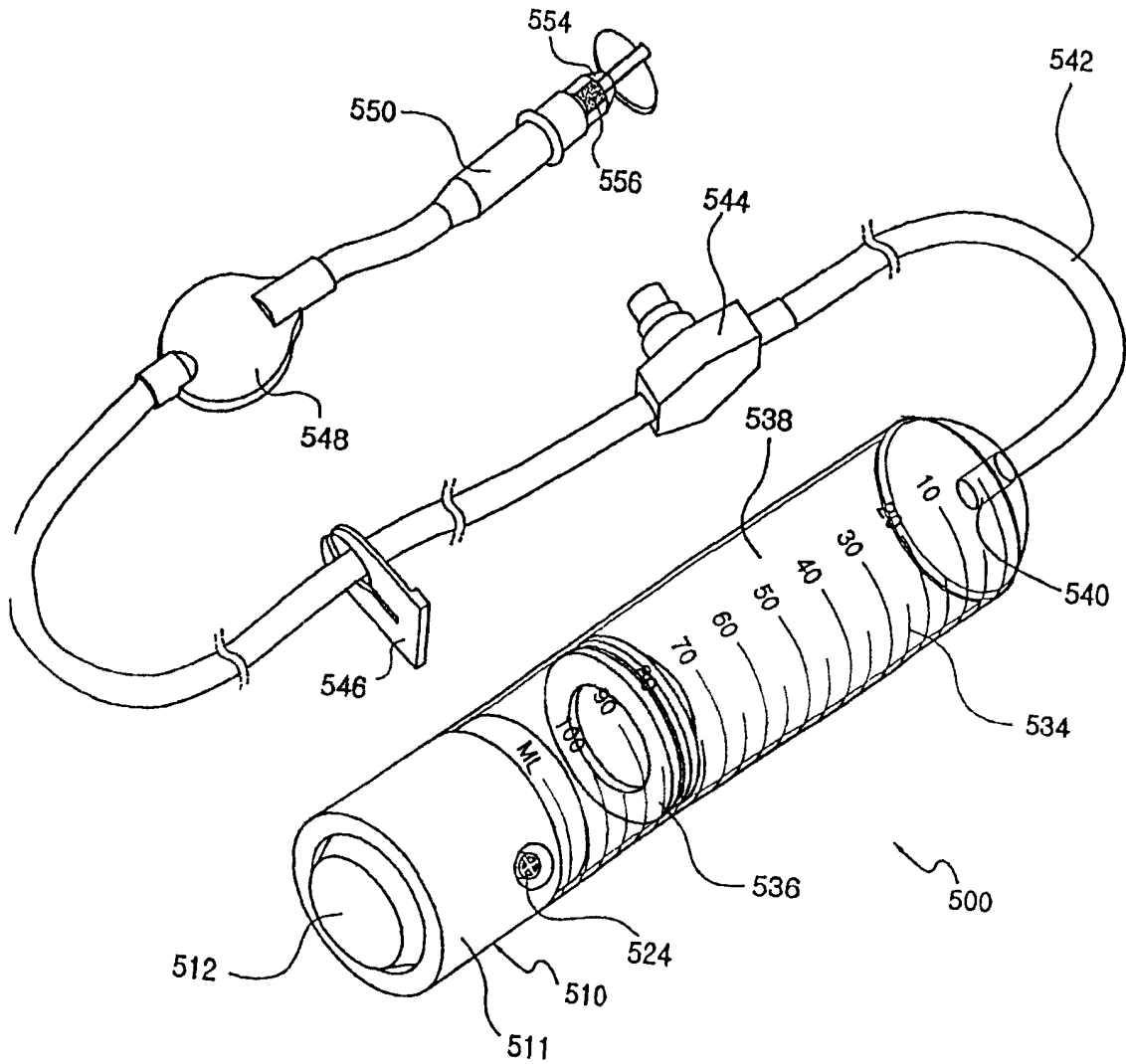


图 9

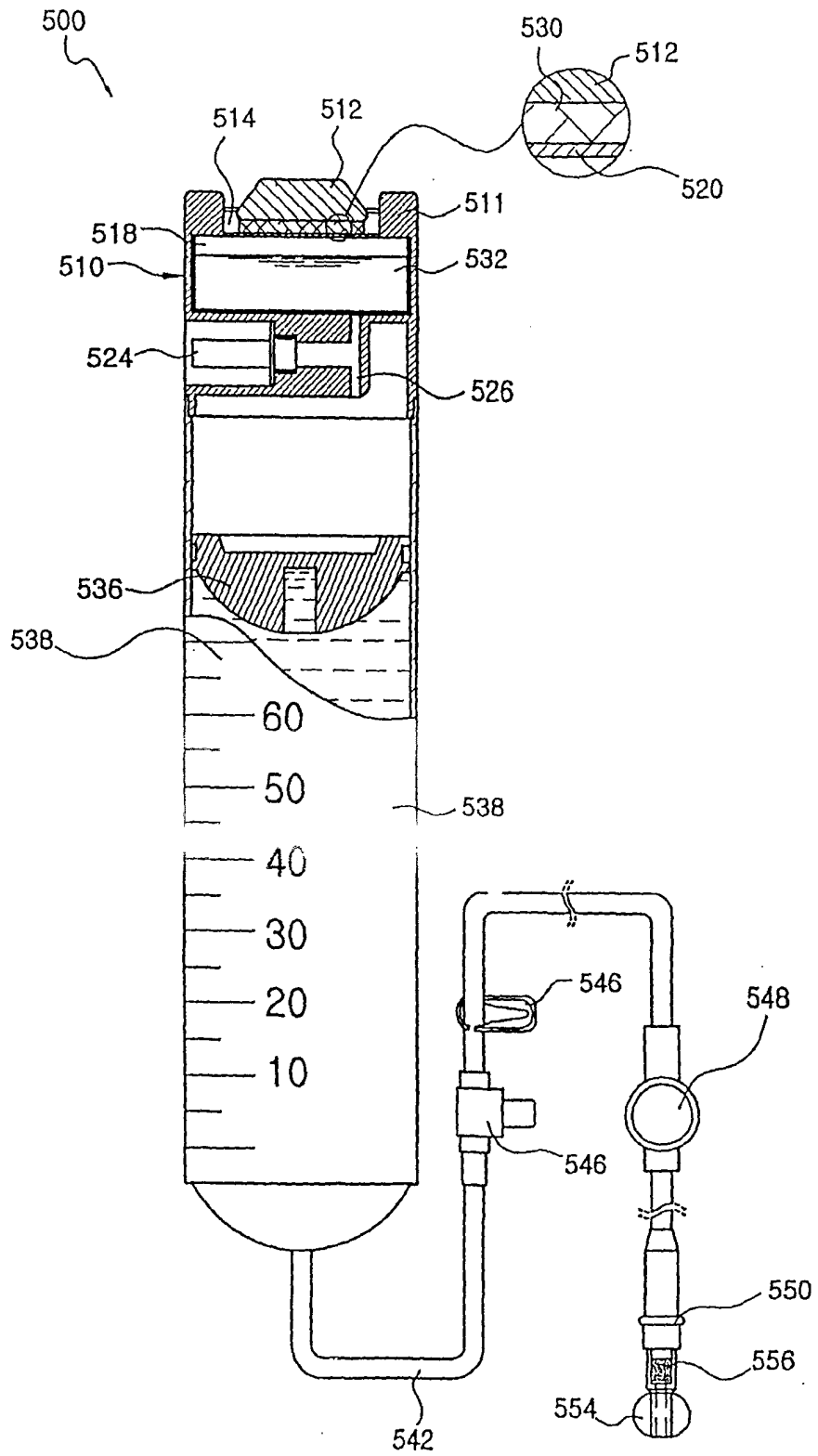


图 10

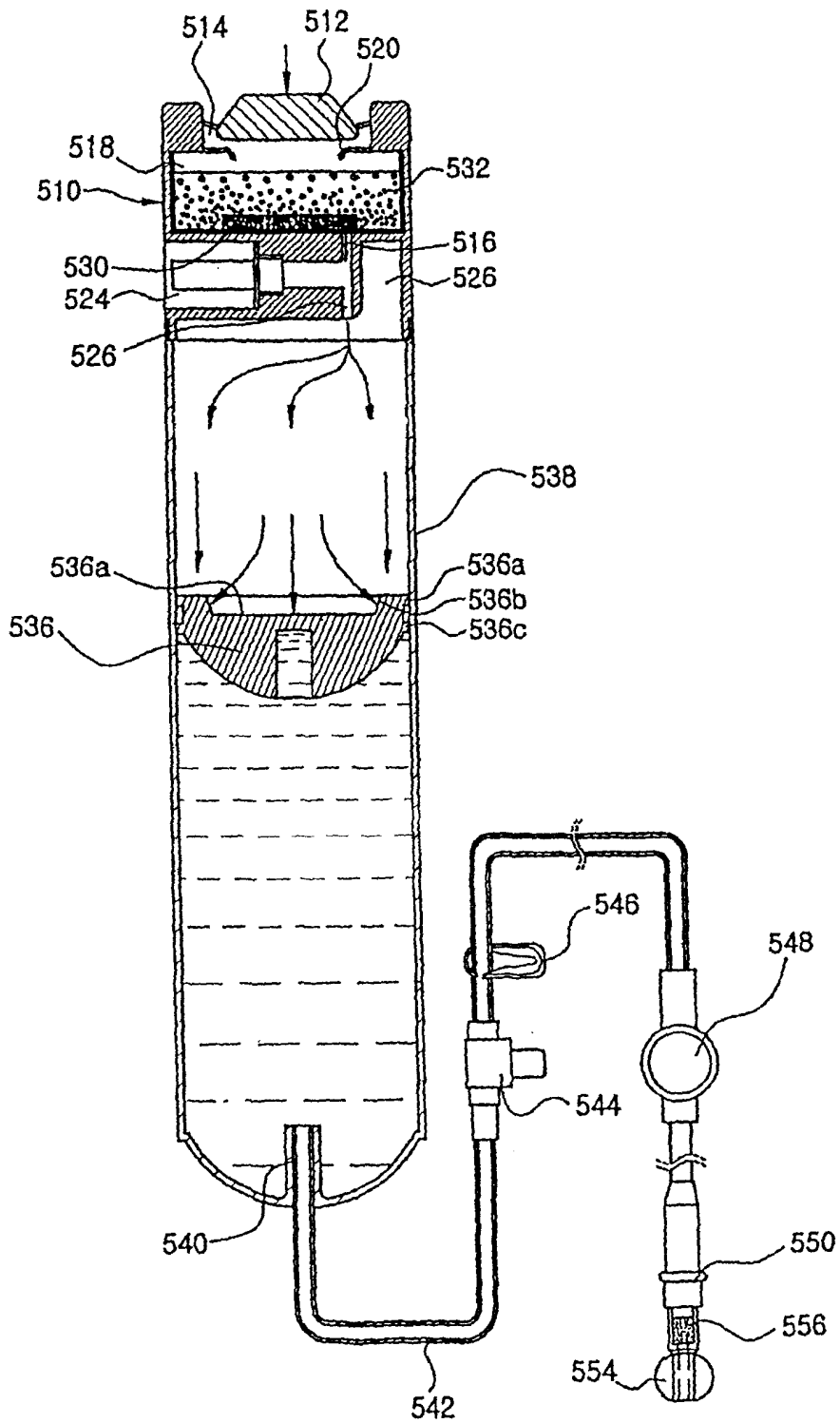


图 11

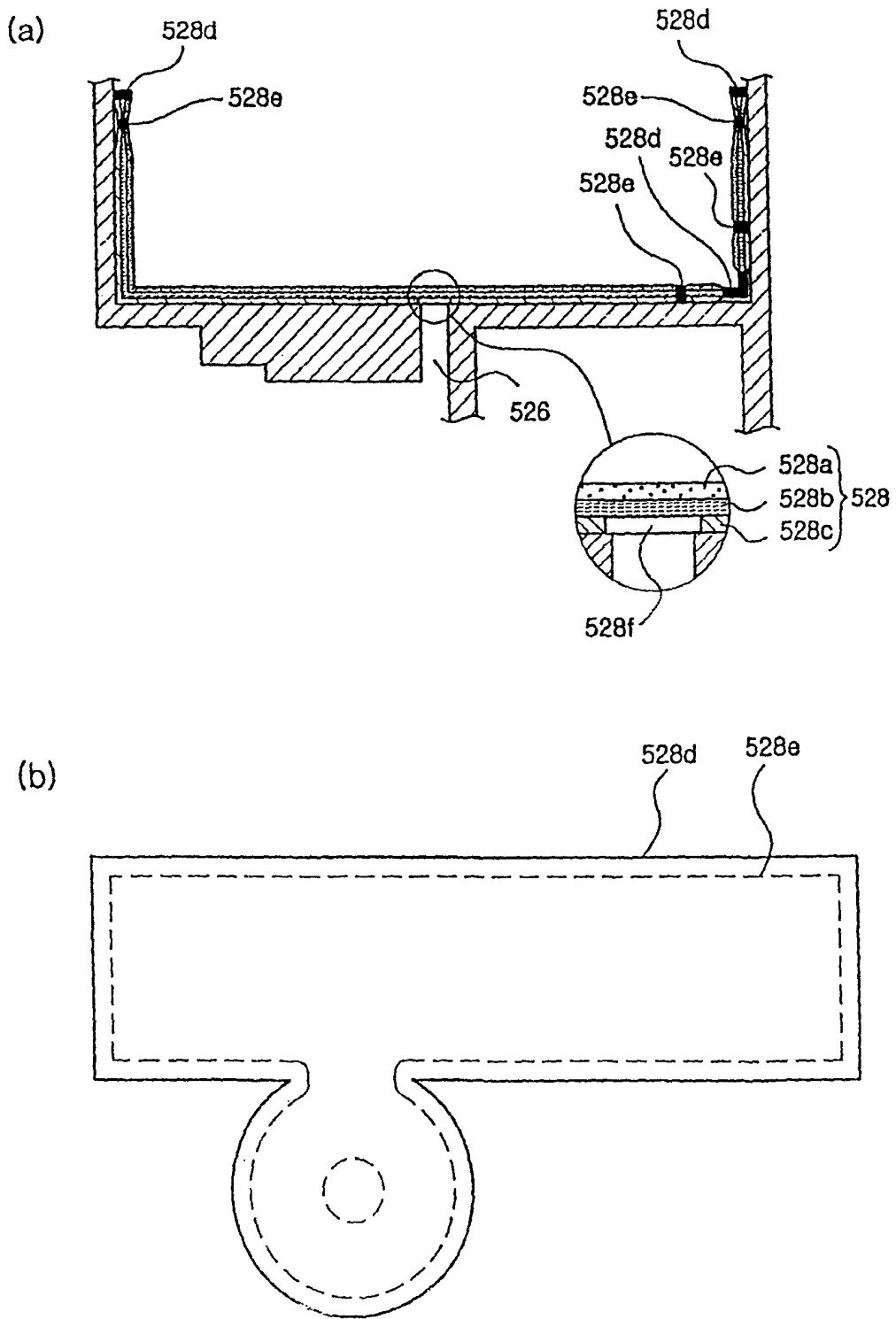


图 12