



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109219455 B

(45) 授权公告日 2022.08.02

(21) 申请号 201780033447.0
 (22) 申请日 2017.06.02
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 109219455 A
 (43) 申请公布日 2019.01.15
 (30) 优先权数据
 102016006887.6 2016.06.03 DE
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2018.11.29
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2017/000655 2017.06.02
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02017/207105 DE 2017.12.07
 (73) 专利权人 费森尤斯医疗护理德国有限责任
 公司
 地址 德国巴特洪堡
 (72) 发明人 克里斯托夫·维克托
 (74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
 公司 11227
 专利代理师 丁永凡 蒋静静

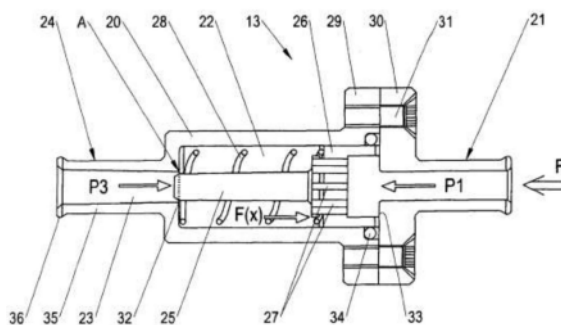
(51) Int.Cl.
 A61M 1/14 (2006.01)
 A61M 1/34 (2006.01)
 G05D 7/01 (2006.01)
 F16K 17/30 (2006.01)
 A61M 1/16 (2006.01)
 (56) 对比文件
 JP 特开昭61-131753 A, 1986.06.19
 EP 2468390 A2, 2012.06.27
 EP 2468390 A2, 2012.06.27
 US 3122162 A, 1964.02.25
 CH 645070 A5, 1984.09.14
 CN 1251642 A, 2000.04.26
 CN 1465877 A, 2004.01.07
 WO 9838555 A1, 1998.09.03
 JP 特开昭60-225573 A, 1985.11.09
 JP 平1-99566 A, 1989.04.18
 DE 102009031044 A1, 2011.01.05

审查员 李晶晶

权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称
 透析仪和恒流式节流器

(57) 摘要
 本发明涉及一种透析仪, 尤其用于血液透析和/或血液滤过的透析仪, 所述透析仪具有透析液系统和水输入端, 所述透析液系统可经由所述水输入端连接到外部的供水装置上, 其特征在于, 在所述水管接头与所述透析仪之间设置有恒流式节流器。



1. 一种透析仪,所述透析仪具有:

透析液系统,所述透析液系统具有水输入腔室,其中所述水输入腔室具有液位检测装置和输入阀,其中所述透析仪的控制装置与所述液位检测装置相关地操控所述输入阀以确保在所述水输入腔室中所期望的液位;

水输入端,所述透析液系统能够经由所述水输入端连接到外部的供水装置上,

在所述水输入端与所述水输入腔室之间设置有恒流式节流器,

其中所述恒流式节流器具有:

-由液体穿流的壳体,所述壳体具有输入端、节流口和输出端,

-推杆,所述推杆能移动地设置在所述壳体中,其中在所述节流口与所述推杆之间保留有限定节流作用的节流通道的,所述节流通道的长度随着所述推杆与所述节流口之间的相对位置相关,以及

-弹簧,所述推杆通过所述壳体的输入端与输出端之间的压力差克服所述弹簧的力而移动,

其特征在于,

在所述推杆相对于所述节流口移动时改变所述节流通道的最小被穿流的横截面。

2. 根据权利要求1所述的透析仪,

其中所述恒流式节流器构成为无源的流控制元件。

3. 根据权利要求1或2所述的透析仪,

其中在所述推杆相对于所述节流口移动时不仅所述节流通道的长度改变而且所述节流通道的最小被穿流的横截面改变。

4. 根据权利要求3所述的透析仪,

其中所述节流通道的最小被穿流的横截面随着压力差升高而减小,和/或其中所述节流通道的长度随着压力差升高而增大。

5. 根据权利要求3所述的透析仪,

其中所述推杆的横截面和/或直径沿着流动方向在第一子区域中逐渐地或以增加的比率减小,并且其中所述推杆沿着流动方向在所述第一子区域上连接有阶梯区域。

6. 根据权利要求5所述的透析仪,

其中所述横截面和/或直径在所述第一子区域中根据理论上最优的曲线减小和/或在所述阶梯区域中朝向更大的横截面和/或更大的直径偏离于理论上最优的曲线,和/或其中所述阶梯区域形成所述推杆的端部区域,和/或其中在所述阶梯区域中所述推杆的横截面和/或直径以变小的比率减小或所述推杆的横截面和/或直径完全不减小。

7. 根据权利要求5所述的透析仪,

其中所述第一子区域在所述推杆的无压力差的最终位置中在所述节流口之前或在节流口的最窄的部位之前终止,和/或其中所述阶梯区域在所述推杆的无压力差的最终位置中部分地在节流口之内并且部分地在所述节流口之前和/或在所述节流口的最窄的部位的两侧上延伸,和/或其中所述阶梯区域的长度小于所述推杆的调节路径的50%。

8. 根据权利要求1所述的透析仪,

其中在没有压力差的情况下,所述推杆通过弹簧压向止挡件,其中在这样的位置中阻断穿过推杆和/或在推杆旁经过的流动。

9. 根据权利要求1所述的透析仪,其中所述恒流式节流器具有:

-由液体穿流的壳体,所述壳体具有输入端、节流口和输出端,

-推杆,所述推杆能移动地设置在所述壳体中,其中在所述节流口与所述推杆之间保留有限定节流作用的节流通道的,所述节流通道的所述推杆与所述节流口之间的相对位置相关,以及

-弹簧,所述推杆通过所述壳体的输入端与输出端之间的压力差克服所述弹簧的力移动,

其特征在于,

在没有压力差的情况下,所述推杆通过所述弹簧压向止挡件,其中在这样的位置中阻断穿过推杆和/或在推杆旁经过的流动。

10. 根据权利要求1所述的透析仪,

其中所述节流口管状地构成,其中管状的所述节流口的横截面和/或直径是恒定的,或者至少在子区域中沿着流动方向增大,其中最小的横截面和/或最小的直径设置在所述节流口的朝向所述输入端的一侧上,和/或其中所述推杆销状地构成。

11. 根据权利要求1所述的透析仪,

其中所述恒流式节流器包括推杆,所述推杆与引导区域连接,所述引导区域在所述壳体的引导腔室中能移动地引导,其中用于所述推杆的止挡件通过所述引导腔室的在输入端侧的端部形成,在没有压力差的情况下,所述引导区域通过弹簧压向所述端部。

12. 根据权利要求1所述的透析仪,

其中所述恒流式节流器设定在500ml/min和3000ml/min之间的、基本恒定的流,和/或其中所述恒流式节流器的运行压力范围包括在2巴和3巴之间的压力差,和/或其中所述恒流式节流器的运行压力范围包括在2巴和4巴之间的输入压力。

透析仪和恒流式节流器

技术领域

[0001] 本发明在第一方面涉及一种透析液系统和水输入端的透析仪,该透析液系统经由该水输入端可连接到外部的供水装置上。特别地,所述透析仪是用于血液透析和/或血液滤过的透析仪。

背景技术

[0002] 这样的透析仪通常在使用地点连接到超纯水供给装置上,该超纯水供给装置提供对于透析而言必要的透析液或渗透物。

[0003] 由于外部的供水装置的施加在在透析仪的水输入端上的压力会因使用地点而异极大波动,所以在常用的透析仪中在水管接头与透析液系统之间设置减压器。图1示出了根据现有技术的这种透析仪的原理图。透析仪1具有水输入端2,所述水输入端可以连接到外部的供水装置上并且水可以经由该水输入端流入透析液系统的输入腔室3中。为了与外部的供水装置的不同压力匹配,减压器4设置在水输入端2与输入腔室3之间的管路中。此外,输入阀5设置在该管路中。在使用地点处进行设立时,维修技术人员借助减压器将进入透析液系统的输入腔室中的进入压力设定到所期望的值上。

[0004] 这样的透析仪由此具有如下缺点:需要维修技术人员在使用地点处设定减压器。此外,在运行期间不进行对波动的压力的匹配。由此并非在所有情况下都实现最优的运行特性。特别地,进入输入腔室的过低的入流会导致,透析仪达不到最佳的性能。过高的入流又导致供水装置的额外负担。

发明内容

[0005] 本发明的第一方面的目的因此是提供一种改进的透析仪。

[0006] 根据第二方面,本发明涉及一种恒流式节流器。

[0007] 从文献EP 2 253 352 A1中公开了一种恒流式节流器,其在脑积水的情况下作为植入物应当保证脑脊液恒定地导出到其他身体开口中。从该文献中已知的恒流式节流器具有由液体穿流的壳体,该壳体包括输入端、节流口和输出端,推杆可移动地设置在壳体中,其中在节流口与推杆之间保留有与推杆和节流口之间的相对位置相关的、限定节流作用的节流通道的。在EP 2 253 352 A1中,节流通道的螺旋状地装入推杆的环周中。如果推杆通过在壳体的输入端与输出端之间的压力差克服弹簧的力移动,那么保留在节流口与推杆之间节流通道的长度改变。通过对应地设定弹簧力,恒流式节流器能够在其工作压力范围上产生基本上恒定的体积流。然而,从EP 2 253 352 A1中已知的恒流式节流器仅针对小的流速设计从而无法用于透析仪。

[0008] 从W0 98/38555 A1中已知另一节流器。这里,使用针形的推杆,所述推杆与压力差相关地相对于孔口移动。W0 98/38555A1的恒流式节流器在灌溉设备中使用。

[0009] 本发明的第二方面的目的因此是提供一种改进的恒流式节流器。优选地,该恒流式节流器应当能够在透析仪中使用。

[0010] 根据本发明的第一方面和第二方面的上述目的通过本发明的独立权利要求来实现。本发明的优选的设计方案是从属权利要求的主题。

[0011] 根据第一方面,本发明包括具有透析液系统和水输入端的透析仪,该透析液系统经由水输入端可连接到外部的供水装置上。特别地,该透析仪是用于血液透析和/或血液过滤的仪器。根据本发明提出,在水管接头与透析液系统之间设置恒流式节流器。这样的恒流式节流器与所施加的压力差相关地改变其流阻,使得在预设的运行范围上形成近似恒定的、与该压力差无关的流。

[0012] 在透析仪中使用这样的恒流式节流器相对于现有技术中已知的减压器具有如下优点:透析液系统可靠地通过可再现的流填充。此外,能够弃用由维修技术人员进行的设定,因为所期望的流能够通过恒流式节流器预设。此外,恒流式节流器具有如下优点:外部的供水装置的波动的压力也不会对填充透析液系统的流产生影响。根据本发明的透析仪由此能够在无需通过维修技术人员设定的情况下连接到各种各样的外部供水装置上,例如连接在不同质量和负重的超纯水环形管路上,连接在超纯水独立工作站(Reinstwassereinzelpatz)、反渗透设施等上。

[0013] 此外,通过恒流式节流器保证:根据本发明的透析仪通过正确的入流实现最优性能。此外,防止供水装置承受不必要的负荷。

[0014] 根据本发明的透析仪的透析液系统能够具有水输入腔室,该水输入腔室通过外部的供水装置用水填充。优选地,在这种情况下,恒流式节流器设置在透析仪的水输入端与透析液系统的水输入腔室之间。

[0015] 此外,水输入腔室可以具有液位检测装置和/或输入阀。优选地,透析仪的控制装置与液位检测装置相关地操控输入阀,以便保证在水输入腔室中所期望的液位。特别地,输入阀能够设置在恒流式节流器下游。特别地,恒流式节流器和输入阀能够设置在如下管路中,所述管路将水管接头与水输入腔室连接。输入阀能够是切换阀。如果该切换阀被打开,那么根据本发明的恒流式节流器保证输入腔室被可再现的流填充。

[0016] 根据本发明的一个优选的实施形式,恒流式节流器构成为无源的流控制元件。由此,能够弃用传感器和/或控制电子装置。特别地,恒流式节流器具有节流器元件,该节流器元件通过施加在恒流式节流器上的压力差克服弹簧的力运动并且改变压力差节流器的流阻。节流器元件尤其能够是推杆,该推杆可移动到节流口中。节流口、推杆和弹簧优选设计为,在压力差的运行范围内通过恒流式节流器产生基本上恒定的、与压力差无关的流。

[0017] 在本发明的一个优选的设计方案中,所使用的恒流式节流器具有如下构造:恒流式节流器具有由液体穿流的壳体,该壳体具有输入端、节流口和输出端。此外,设有推杆,该推杆可移动地设置在壳体中,其中在节流口与推杆之间保留与在推杆与节流口之间的相对位置相关的、限定节流作用的节流通道的。此外,设有弹簧,推杆通过施加在壳体的输入端与输出端之间压力差克服该弹簧的力移动。

[0018] 优选地,恒流式节流器如仍将在下文中详细描述的那样构成。特别地,恒流式节流器能够根据本发明的第二方面设计。

[0019] 根据本发明的针对恒流式节流器的第二方面,本发明在第一变型形式中包括恒流式节流器,所述恒流式节流器具有由液体穿流的壳体,该壳体具有输入端、节流口和输出端。此外,设有推杆,该推杆可移动地设置在壳体中,其中在节流口与推杆之间保留与在推

杆与节流口之间的相对位置相关的、限定节流作用的节流通道的。此外,设有弹簧,推杆通过施加在壳体的输入端与输出端之间压力差克服该弹簧的力移动。根据本发明,按照第一实施方案变型形式提出,在推杆相对于节流口移动时改变节流通道的最小被穿流的横截面。由此根据本发明,改变节流通道的最小被穿流的横截面,以便根据所施加的压力差设定恒流式节流器的流阻。这尤其在具有小的压力差的运行范围中实现改进的性能。此外,更高的流量以此方式也是可行的,该流量能够实现在透析仪中的使用。

[0020] 优选地,根据本发明的恒流式节流器在如上文中根据第一方面已描述的透析仪中使用。然而,根据本发明的恒流式节流器并不限于在透析仪中的使用,而是例如能够在其他医疗仪器中使用。

[0021] 在一个可行的实施形式中,节流通道的长度能够与推杆相对于节流口的位置无关。特别地,推杆在这种情况下总是能够完全贯穿节流口。节流通道的长度或节流口在这种情况下优选以流体机械方式作为孔口起作用。特别地,节流口可以是狭窄的孔口。

[0022] 替选地,节流口和推杆能够设计为,在推杆相对于节流口移动时不仅节流通道的长度而且改变节流通道的最小被穿流的横截面。

[0023] 优选地,在这种情况下节流通道的长度通过如下方式改变:推杆随着压力差升高进一步移动到节流口中,使得被推杆贯穿的节流口的长度与推杆的位置从而与压力差相关地改变。节流通道的长度通过如下区域限定,在所述区域中推杆贯穿节流口。

[0024] 优选地,推杆和节流口设计为,节流通道的最小被穿流的横截面随着压力差升高而减小。通过减小的横截面提高流阻。替选地或附加地,推杆和节流口能够设计为,使得节流通道的长度随着压力差升高而增大。由此也提高了流阻。

[0025] 优选地,推杆、节流口和弹簧设计为,使得在可能的压力差的运行范围之内通过恒流式节流器产生基本上恒定的、与压力差无关的流。为此,弹簧的行程、节流通道的最小被穿流的横截面和必要时节流通道的长度彼此相协调,使得恒流式节流器的流阻跟踪压力差,使得在整个运行范围上产生基本上恒定的流。

[0026] 节流通道的变化的、最小被穿流的横截面优选通过如下方式实现:推杆和/或节流口的横截面在如下区域上变化,推杆在该区域中在压力差变化时移动到节流口中。

[0027] 优选地,使用推杆,其横截面和/或直径在如下区域上变化,推杆在压力差变化时以所述区域相对于节流口移动。

[0028] 优选地,使用推杆,其横截面和/或直径在第一子区域中沿着流动方向逐渐地减小,即以增加的比率减小。优选地,沿着流动方向,阶梯区域连接到第一子区域上。特别地,第一子区域和阶梯区域能够设置在推杆上,使得阶梯区域在具有较低的压力差的运行范围中使用,第一子区域在具有较大的压力差的运行范围中使用。

[0029] 本发明的发明人已认识到:通过推杆的尤其在低压力差的区域中的这种设计,恒流式节流器相对于推杆的制造公差或初始的粘着变得更为鲁棒。

[0030] 特别地,具有逐渐减小的横截面和/或直径的第一子区域能够实现特别有效地匹配于变化的压力差从而实现在设定所期望的流时的高精度。而在低压力差的情况下,阶梯区域使节流器相对于制造公差或机械滞塞更为鲁棒。

[0031] 优选地,恒流式节流器设计为,第一子区域在具有较高的压力差的运行范围中起作用,阶梯区域在具有较低的压力差的运行范围中起作用,即改变最小被穿流的横截面。

[0032] 优选提出,横截面和/或直径在第一子区域中根据理论上最优的曲线减小。特别地,横截面和/或直径可以减小为使得这在理论上引起在整个第一子区域上恒定的流。

[0033] 替代地或附加地,能够提出,横截面和/或直径在阶梯区域中朝向更大的横截面和/或更大的直径偏离于理论上最优的曲线。根据本发明,在阶梯区域中由此不使用如下曲线变化,所述曲线变化保证最优恒定的流量。然而,本发明的发明人已认识到,恰好在具有低的压力差的区域中,与最优曲线的最小偏差就已经引起恒流式节流器的特性方面的极大的偏移。此外,发明人已认识到,导致最小被穿流的横截面增大的偏差相较于导致最小被穿流的横截面减小的偏差对流产生更强的影响。根据本发明,在阶梯区域中因此横截面和/或直径的变化朝向更大的横截面和/或更大的直径偏离于理论上最优的曲线,因为恒流式节流器由此相对于制造公差和初始运动滞塞变得更为鲁棒。

[0034] 替代地或附加地,能够提出,阶梯区域形成推杆的端部区域。此外,替代地或附加地能够提出,推杆的横截面和/或直径在阶梯区域中以变得更小的比率减小或完全不减小。也就是说,横截面和/或直径在第一子区域中逐渐减小,而推杆在阶梯区域中递减地减小或完全不再减小。

[0035] 此外,根据本发明能够提出,第一子区域在推杆的无压力差的最终位置中终止于节流口之前和/或节流口的最窄部位之前。在推杆的无压力差的最终位置中,第一子区域因此优选对节流器特性无影响并且尤其对最小被穿流的横截面无影响。节流口的最窄的部位优选是节流口的具有最小的横截面和/或直径的部位。

[0036] 此外根据本发明能够提出,第一子区域在推杆的无压力差的最终位置中部分地在节流口之内并且部分在节流口之前和/或在节流口的最窄的部位的两侧上延伸。阶梯区域因此在推杆的无压力差的最终位置中是如下区域,所述区域限定节流器特性和/或最小被穿流的横截面。

[0037] 此外,根据本发明能够提出,阶梯区域的长度小于推杆的调节路径的50%。优选地,阶梯区域的长度小于推杆的调节路径的20%。阶梯区域优选尤其仅在小压力差的小区域中使用。

[0038] 此外,能够提出,第一子区域的长度大于推杆的调节路径的50%、优选大于80%。在宽的压力差范围上,尤其在这种具有较大的压力差的宽压力差范围上,由此使用直径逐渐缩小的第一子区域。

[0039] 在根据第一变型形式或第二变型形式的根据本发明的恒流式节流器中,在没有压力差的情况下,推杆优选通过弹簧被压向止挡件。止挡件由此限定推杆的无压力差的最终位置。

[0040] 优选地,在该位置中,通过推杆和/或在推杆旁经过的流动能够被阻断。特别地,为此能够设置密封件。这确保,小的压力差也能够可靠地引起推杆的运动从而能够克服推杆的初始滞塞,因为推杆在无压力差的最终位置中不能被绕流从而首先必须克服弹簧的力从阻断流动的位置中运动出来。

[0041] 这样的设计方案也与根据第二方面的第一变型形式的恒流式节流器的设计方案无关地是有利的。

[0042] 因此,本发明根据第二方面的第二变型形式包括用于透析仪的恒流式节流器,所述恒流式节流器具有由液体穿流的壳体,所述壳体具有输入端、节流口和输出端。此外,设

有推杆,该推杆可移动地设置在壳体中,其中在节流口与推杆之间保留与在推杆与节流口之间的相对位置相关的、限定节流作用的节流通道。此外,设有弹簧,推杆通过施加在壳体的输入端与输出端之间的压力差克服该弹簧的力移动。根据本发明提出,在没有压力差的情况下通过弹簧将推杆压向止挡件,其中在该位置中阻断通过推杆和/或在推杆旁经过的流动。特别地,这通过密封件来进行。这样的设计方案在可用于透析仪的恒流式节流器中并不是已知的。

[0043] 通过推杆和/或在推杆旁经过的流动的阻断优选通过如下方式进行:止挡件具有如下密封几何体,所述密封几何体被压向设置在推杆上的密封元件。该密封元件尤其能够由弹性体材料制成。密封几何体尤其可以是密封棱边和/或密封凸起。

[0044] 根据第二变型形式的设计方案尽管能够与第一变型形式无关地使用,但优选该设计方案与第一变型形式的特征组合地使用。

[0045] 根据本发明的恒流式节流器的所有变型形式的优选的设计方案在下文中予以详细介绍:

[0046] 优选地,推杆和节流口设计和共同作用为,使得在推杆的外侧与节流口的内侧之间保留节流通道。

[0047] 根据本发明,推杆能够销状地构成。

[0048] 在一个可行的实施形式中,节流口能够管状地构成。在这种情况下,流动通道的长度优选通过推杆贯穿节流口的长度来预设。

[0049] 在一个替选的实施形式中,节流口能够构成为孔口,例如构成为流动通道的狭窄的缩窄部或构成为漏斗状渐缩的通道的端部。

[0050] 优选地,推杆的最大直径在推杆贯穿节流口的区域中小于节流口在该区域中的最小直径。在一个可行的实施形式中,推杆和/或节流口能够旋转对称地构成。然而必要时,推杆也能够具有连接片,所述连接片对应于节流口的最小直径并且在节流口中引导推杆。

[0051] 在本发明的一个可行的实施形式中,管形的节流口的横截面和/或直径能够是恒定的。特别地,其能够是柱形管。

[0052] 替选地或附加地,管形的节流口的横截面和/或直径至少在子区域中能够沿着流动方向增大。这使得在注射过程之后移除注塑工具变得容易。优选地,管形的节流口的横截面和/或直径增大超过整个延伸部(Überstreckung)最大10%。

[0053] 在一个可行的实施形式中,节流口的最小横截面和/或最小直径设置在节流口的朝向输入端的一侧上。

[0054] 管形的节流口能够在输出端侧无过渡的情况下过渡到流体管路部段中。节流口的端部在这种情况下通过如下点限定,在最大的运行压力的情况下销被移动直至所述点。在流动通道漏斗状地扩宽的情况下,当只有最狭窄的部位确保实际起作用的节流时,也仅仅是该最狭窄的部位能够形成节流口。

[0055] 在本发明的另一实施形式中,推杆与引导区域连接,该引导区域在壳体的引导腔室中可移动地引导。该引导区域和推杆能够一件式地制造。优选地,推杆在其在壳体之内运动时通过引导部段引导。

[0056] 在一个可能的实施形式中,引导区域能够柱形地构成并且在壳体的柱形的引导腔室中可移动地引导。尤其优选地,引导区域和/或引导腔室圆柱形地构成。然而也可以考虑

其他横截面形状。

[0057] 优选地,用于推杆的止挡件通过引导腔室的在输入端侧的端部形成,所述推杆在无压力差的状态中被弹簧压向所述止挡件,在没有压力差的情况下所述引导区域被弹簧压向所述端部。

[0058] 替代地或附加地,引导腔室能够具有比节流口更大的直径。特别地,引导腔室的横截面和/或直径大到使得在推杆与引导腔室之间保留流体通道,所述流体通道不具有相关的节流作用。

[0059] 此外,替代地或附加地,弹簧能够设置在引导腔室中。特别地,弹簧能够在引导腔室的输出端侧的端部与推杆的引导区域之间延伸。优选地,弹簧围绕设置在引导区域上的推杆。

[0060] 此外,替代地或附加地,引导腔室能够设置在节流口的输入端与在输入端侧的端部之间。

[0061] 此外,替代地或附加地,引导区域可以具有一个或多个被穿流的开口。优选地,液体能够在无相关的节流作用的情况下流动穿过推杆。

[0062] 根据第二方面的第二变型形式,密封件能够在引导区域被压向止挡件的位置中封闭输入端和一个或多个被穿流的开口之间的流体流。

[0063] 根据本发明的恒流式节流器如上述那样在其运行范围中产生基本上恒定的流。就本发明而言,基本上恒定优选表示:所述流在运行范围上与最大值偏离最大30%,优选最大10%。

[0064] 优选地,根据本发明的恒流式节流器设计为,该恒流式节流器在其运行范围中设定在500ml/min和3000ml/min之间的,优选在1000ml/min和1500ml/min之间的基本上恒定的流。

[0065] 替代地或附加地,恒流式节流器的运行压力范围能够包括在2巴和3巴之间的压力差。优选地,恒流式节流器的运行压力范围包括在1巴和5巴之间,进一步优选在0.5巴和5.5巴之间的压力差。在一个优选的设计方案中,恒流式节流器的工作压力范围包括直至0.2巴的压力差。

[0066] 此外,替代地或附加地,恒流式节流器的运行压力范围能够包括在2巴和4巴之间,优选在1.5巴和6巴之间的输入压力。

[0067] 在本发明的一个可行的结构方面的设计方案中,根据本发明的恒流式节流器的壳体包括两部分。这些部分尤其可以制造为注塑件和/或由塑料制造。

[0068] 优选地,壳体的这两部分彼此旋接或粘接。替代地或附加地,第一部分能够包括引导腔室、节流口和输出端。替代地或附加地,第二部分能够包括输入端并且必要时包括密封结构,在没有压力差的情况下推杆被弹簧压向所述密封结构。优选地,推杆也由塑料制造和/或制造为注塑件。

[0069] 壳体的输入端和/或输出端可以管状地设计,其中优选软管可固定在管状的输入端和/或输出端上。

附图说明

[0070] 现在根据实施例以及附图详细描述本发明。

[0071] 在附图中示出：

[0072] 图1示出根据现有技术的透析仪；

[0073] 图2示出根据本发明的第一方面的根据本发明的透析仪的一个实施例；

[0074] 图3示出根据本发明的第二方面的第一变型形式的根据本发明的等恒流式节流器的一个实施例；

[0075] 图4示出图表，所述图表示出在图3所示的实施例中与压力差相关的节流通道的最小被穿流的横截面；

[0076] 图5示出用于图解说在推杆相对于节流口移动时节流通道的根据本发明变化的最小被穿流的横截面的示意图；

[0077] 图6示出图表，所述图表示出在图3和图4中所示的实施例中推杆几何形状与最优期望的几何形状的偏差对穿过恒流式节流器的流的影响；

[0078] 图7示出用于根据本发明的第二方面的第一变型形式的一个优选的设计方案的恒流式节流器的推杆的形状连带由此产生的、与压力差相关的流的示意图；以及

[0079] 图8示出根据本发明的恒流式节流器的另一实施例，其中组合地实现第二方面的第一变型形式和第二变型形式。

附图说明

[0080] 图2示出了根据本发明的透析仪10的一个实施例。透析仪具有水输入端11，借助于该水输入端，透析仪可在使用地点处连接到外部的供水装置上。外部的供水装置例如能够是RO环形管路、独立工作站和/或反渗透设施。透析仪具有图2中仅示意性示出的透析液系统12，该透析液系统12具有输入腔室14，该输入腔室可经由水输入端11用水填充。为此，水输入端11经由管路16与透析液系统12的输入腔室14连接。

[0081] 在透析液系统的水输入端11与输入腔室14之间的管路16中根据本发明设置恒流式节流器13。该恒流式节流器构造为无源的流动控制元件，使得所述恒流式节流器与在水输入端与输入腔室14之间的压力差相关地改变其流阻，使得在整个运行范围上出现近似恒定的流量。特别地，设有节流器元件，该节流器元件通过施加在恒流式节流器的输入端与输出端之间的压力差克服弹簧的力移动从而所述节流器元件改变恒流式节流器的流阻。特别地，节流器元件能够是推杆，该推杆与恒流式节流器的节流口共同作用。

[0082] 恒流式节流器的运行压力范围在该实施例中包括在1.5巴和6巴之间的输入压力。恒流式节流器设计为，使得其在整个运行压力范围上设定基本上恒定的、在1000ml/min和1500ml/min之间的流。就本发明而言，基本上定的流优选与最大的流偏差不大于35%，优选不大于20%。

[0083] 如此外在图2中示出的那样，透析液系统12的输入腔室14具有液位传感器17，所述液位传感器与透析仪的控制装置18连接。此外，在管路16中在恒流式节流器13下游设有输入阀15。控制装置根据液位传感器17的数据操控输入阀15，以便填充输入腔室14。优选地，输入阀15是切换阀。

[0084] 在管路16中，在恒流式节流器13下游还设有换热器19，流入输入腔室14中的水能够经由该换热器加热。

[0085] 透析仪优选是用于血液透析和/或血液滤过的仪器。因此，体外的血液循环回路可连接到透析仪上，该体外的血液循环回路通常设计为一次性用品。在体外的血液循环回路

中,设有透析器,该透析器一方面形成体外的血液循环回路的一部分,而另一方面连接到透析仪的透析液系统上。在通过透析仪执行的透析治疗期间,血液和透析液穿流透析器的两个半部,这两个半部经由膜片彼此分开,以便如此实现在透析液与血液之间的物质交换。透析仪尤其能够具有血液泵和/或透析液泵,它们由控制装置18操控。

[0086] 在根据本发明的透析仪的范围中,能够首先使用任意的恒流式节流器。然而,优选地使用如下恒流式节流器,其将在下文中详细地描述。

[0087] 在下文中更为详细地描述的横流量节流器可以不仅用于透析仪,而且也可以使用在其他应用中,例如使用在其他医疗设备中。

[0088] 图3示出了根据本发明的恒流式节流器的第一实施例。恒流式节流器包括壳体20,该壳体具有输入端21、引导腔室22、节流口23和输出端24。推杆25可移动地设置在壳体中,该推杆与节流口23共同作用从而产生了恒流式节流器的节流作用。

[0089] 壳体的输入端21和输出端24分别管形地从壳体引导出来,使得每个软管接头能够被推到输入端21和输出端24上。输入端1和输出端24为此具有比壳体的中间部分小的外直径。形成输入端21或输出端24的管形的部段的外面分别具有柱形的部段35以及凸起36,卡圈能够安置在该柱形的部段上,该凸起在卡圈安置之后防止软管接头的脱出。

[0090] 推杆设置在引导区域26处,该引导区域在引导腔室28中纵向可移动地引导。引导区域具有柱形的外轮廓,该外轮廓贴靠在引导腔室22的同样柱形的内轮廓上并且在该内轮廓上引导。

[0091] 节流口通过壳体的管形的部段23形成和/或通过该部段的最窄的部位32形成,所述管形的部段连接到引导腔室22上并且具有比引导腔室本身更小的直径。推杆25销形地构成并且轴向上从引导区域26延伸至节流口。根据引导区域26的位置,推杆以不同的深度推入到管形的部段中或相对于所述部段的最窄的部位运动。由此,在节流口23或32的内轮廓和推杆元件25的外轮廓之间产生与在推杆与节流口之间的相对位置相关的、限定节流作用的节流通道的。

[0092] 在引导腔室22中设置有弹簧28,该弹簧在引导腔室22的在输出端侧的端部和引导区域26的在输出端侧的端部之间延伸并且使得推杆逆着流动方向预紧。

[0093] 引导区域26在该实施例中具有多个贯通孔27,液体能够基本上在无节流作用的情况下流动穿过所述贯通孔。通过引导腔室22的增大的横截面,引导腔室本身也没有相关的节流作用。节流器的流阻因此通过保留在节流口23或32与推杆25之间的节流通道的限定。

[0094] 在该实施例中,壳体20由两个元件29和30构造。该元件29包括输出端24、推杆引导部23或32和引导腔室22。第二元件30包括输入端21以及止挡区域33,推杆的引导区域26在没有压力差的情况下通过弹簧28的力被压向止挡区域。这两个壳体元件分别具有凸缘区域,在所述凸缘区域中所述壳体元件通过螺丝31彼此旋接。在此,设有密封元件34,在该实施例中即密封环,所述密封环使这两个壳体元件相对于彼此密封。壳体元件和推杆优选成为塑料注塑件。优选地,第一壳体元件29由透明的和/或透光的材料制造,以便也能够视觉上检查恒流式节流器的功能。

[0095] 在该实施例中,节流通道的构成为环形间隙,该环形间隙在推杆的外环周与节流口的内环周之间伸展。在该实施例中,节流口和推杆具有旋转对称的轮廓并且共轴地设置。

[0096] 节流口23在一个可行的实施例中能够具有恒定的直径。

[0097] 而在该实施例中,包括节流口的管形的部段的直径漏斗状地沿着流动方向扩宽。然而,扩宽仅仅是轻微的,其中在该实施例中管状的部段的横截面在推杆的整个运动区域上的扩宽从最窄的部位32起最大为10%。在该实施例中,包括节流口的部段23直接过渡到恒流式节流器的输出端24中。

[0098] 最窄的部位32,即具有节流口23的横截面中的最小横截面或最小直径的部位,在该实施例中设置在节流口23的输入端侧的一侧上。该部位因此与推杆25在该部位处的直径一起限定节流通道的最小被穿流的横截面。在一个可行的实施例中,尽管该通道仅微小扩宽,但是实际起作用的节流基本上仅在该最窄的部位32处进行作用,使得仅仅该部位作用为节流口。

[0099] 在此,推杆的横截面或直径在如下区域中改变,在推杆运动时该区域被引导经过最窄的部位32。特别地,在此推杆的横截面或直径沿着流动方向减小。由此,保留在推杆25与节流口23之间的节流通道的最小被穿流的横截面与推杆25与节流口23之间的相对位置相关。

[0100] 根据本发明,推杆25通过在输入端21与输出端24之间的压力差沿着流动方向克服弹簧28的力移动。由此,保留在推杆25与节流口23之间保留的节流通道的最小被穿流的横截面改变。在一个可行的实施例中,节流通道的长度也能够改变并且同样能够用于影响流动。横截面并且必要时长度能够改变为,使得引起近似恒定的流。

[0101] 在图3所示的实施例中,推杆的尖端在图3中所示出的恒流式节流器的无压差的情况下处于节流口的最窄的部位32的区域中。在该初始情况下,保留在推杆的尖端与节流口的最窄的部位之间的非常短的节流通道的性能像环隙孔口那样。流量通过节流通道的作用面A,即节流通道的最小被穿流的横截面确定。

[0102] 根据本发明的恒流式节流器设计为,使得节流通道的最小被穿流的横截面从而使作用面A与压力差相关地改变。这通过推杆的对应的造型实现。

[0103] 在图4中可以看到在图3中所示出的实施例中节流通道的与压力差相关的最小被穿流的横截面。如从图4中立刻看到的那样,在压力差低时出现横截面的最大变化。

[0104] 因为虽然由于恒流式节流器例如换热器下游的流阻引起充分的输入端压力但是会在恒流式节流器上形成低的压力差,所以该运行范围恰好在使用于透析仪中的情况下也是相关的。

[0105] 在图4中所示出的恒流式节流器的横截面与压力差之间的关系取决于推杆的形状,其中推杆的直径沿着流动方向或推杆的运动方向在压力差升高时逐渐减小。这意味着:直径减小,更确切地说,以沿着流动方向增加的比率减小。

[0106] 所述关系能够如下地从孔口等式中推导出。根据孔口等式得到如下的在流Q和孔口的作用面A、输入压力P1与输出压力P3之间的压力差 ΔP (即 $\Delta P = P1 - P3$)以及粘度 ρ 和系数 α 之间的关系,其中所述流应当设定为恒定的值:

$$[0107] \quad Q = \alpha A \sqrt{\frac{2}{\rho} (\Delta P)} = \text{常数。}$$

[0108] 从如下公式的变换中得到所产生的与压力差 ΔP 相关的作用面A。

$$[0109] \quad A = \frac{Q}{\alpha \sqrt{\frac{2}{\rho}(\Delta P)}}$$

[0110] 压力差作用于推杆在恒流式节流器的作用区域中的横截面,即在图3中所示出的实施例中在节流口的最窄的部位32的区域中。推杆与压力差相关地运动,直至弹簧力和通过压力差产生的对推杆的力作用处于平衡。推杆的位置x因此如在下文中那样与推杆在作用区域中的弹簧刚度R以及横截面 A_i 相关:

$$[0111] \quad x = \frac{F}{R} = \frac{\Delta P * A_i}{R}$$

[0112] 如在图5中示意性地示出的那样,作用面A是节流口的剩余的面,所述面并不被推杆阻断。在此, A_0 是节流口的通过最小直径 d_0 限定的最小横截面而 A_i 是推杆在最窄的部位32的区域中的通过推杆在位置x处的直径 d_i 所提供的横截面。

[0113] 也就是说,推杆在位置x处的直径 d_i 通过由节流口的最窄的部位的恒定的外直径 d_0 和根据上述公式的必要的孔口面的差提供,所述节流口通过壳体预设。在此,对于在公式1和2中使用的作用面A适用的是:

$$[0114] \quad A = A_0 - A_i = \frac{\pi}{4}(d_0^2 - d_i^2)$$

[0115] 由此,得到推杆的直径 d_i 与位置x的如下相关性:

$$[0116] \quad d_i(x) = \sqrt{\frac{4A_0}{\pi} + \frac{Q^2 \rho}{2\alpha^2 \pi R x}} - \frac{2Q}{\alpha \sqrt{\frac{8\pi R x}{\rho}}}$$

[0117] 因为通过压力差 ΔP 作用于面A上的力与位置x处于线性关系中,所以对于直径 d_i 与位置x相关的变化而言基本上得到如下曲线,所述曲线对应于图4中示出的作用面A的倒置的变化。由此,孔口面非常剧烈地改变为第一毫米。该起始范围对应于在压力差小时的运行点。

[0118] 本发明的发明人现在已认识到,推杆直径和弹簧长度的公差在该临界区域中导致流的大的偏差。特别地,当推杆面由于制造公差而过小时,或当推杆例如通过静摩擦和/或过硬或过长的弹簧而经过过小的路段时,在低的压力差范围中产生过高的流量。图6示出了仿真结果,所述仿真结果示出了期望流与公差相关的偏差。

[0119] 在图6中可看到的是,在有公差的情况下朝向过大的孔口面与在相同公差的情况下朝向过小的流量相比,流量中的偏差表现得明显更剧烈。

[0120] 因此,在根据本发明的恒流式节流器的在图7和8中示出的其他实施例中,采取措施来降低朝向高的流量的这种剧烈的偏差从而使得恒流式节流器相对于制造公差和影响因素如静摩擦等更为鲁棒。

[0121] 图7示出了推杆尖端的一个可替代的几何形状。在此,推杆在尖端的区域中的几何形状偏离于孔口等式的在上文中所计算的理想线,更确切地说朝向更大的直径。为此,并不极大地减小在位置 $x=0$ 处的直径,所述位置即是在无压力差的部位中设置在节流通道的最窄

的部位32的区域中的部位,而是在结构上设置阶梯40,所述阶梯防止直径 d_i 低于一定程度。图片5中的图表夸大地示出该阶梯或棱边对流量的作用。于是在阶梯区域40上连接有如下区域41,在该区域中直径 d_i 遵循理想线从而沿着流动方向,即逆着表明位置 x 的箭头逐渐地减小。相反,直径 d_i 在区域41中与位置 x 相关递减地增大。具有直径 d_i 的最强的变化的区域因此是直接连接到阶梯区域40上的区域。

[0122] 在所示出的实施例中,位置 x 限定推杆的如下部位,所述部位处于具有节流口的最窄的直径的部位32的区域中。然而,上述关系替选地也可以关于节流口的输入端限定。尤其在节流口具有恒定的直径时是这种情况。

[0123] 此外,如在图8中所示出的那样,在结构上防止了因静摩擦或过硬/长的弹簧造成的缺失偏转的危险。为此,推杆在引导元件26的背侧上具有密封件,该密封件例如能够由弹性体构成,所述引导元件在无压力差的部位中通过弹簧被压向引导腔室的在输入端侧的端部。引导腔室的在输入端侧的端部配备有密封几何体44,在该实施例中配备有围绕输入端21的密封凸起,该密封凸起被压向推杆上的密封件43。由此,在无压力差的位置中防止引导区域26的穿流孔27的穿流,以及防止对引导区域的绕流。这种设置引起:推杆必须移动以便释放穿流路径。由此保证:小的压力差就足以克服静摩擦。这种设置的另一优点是,恒流式节流器已补充了止回功能。

[0124] 根据本发明的透析仪具有如下优点:自动地调节水到仪器的透析液系统中的供给。由此不再需要如当前在投入运行时那样手动设定压力。此外,确保了成本低廉的且简单的结构。在此,恒流式节流器是无源式构件,其无需维护。

[0125] 根据本发明的第二方面的根据本发明的恒流式节流器针对低的压力差和高的流精度优化。此外,第二变型形式具有集成的止回阀功能。

现有技术

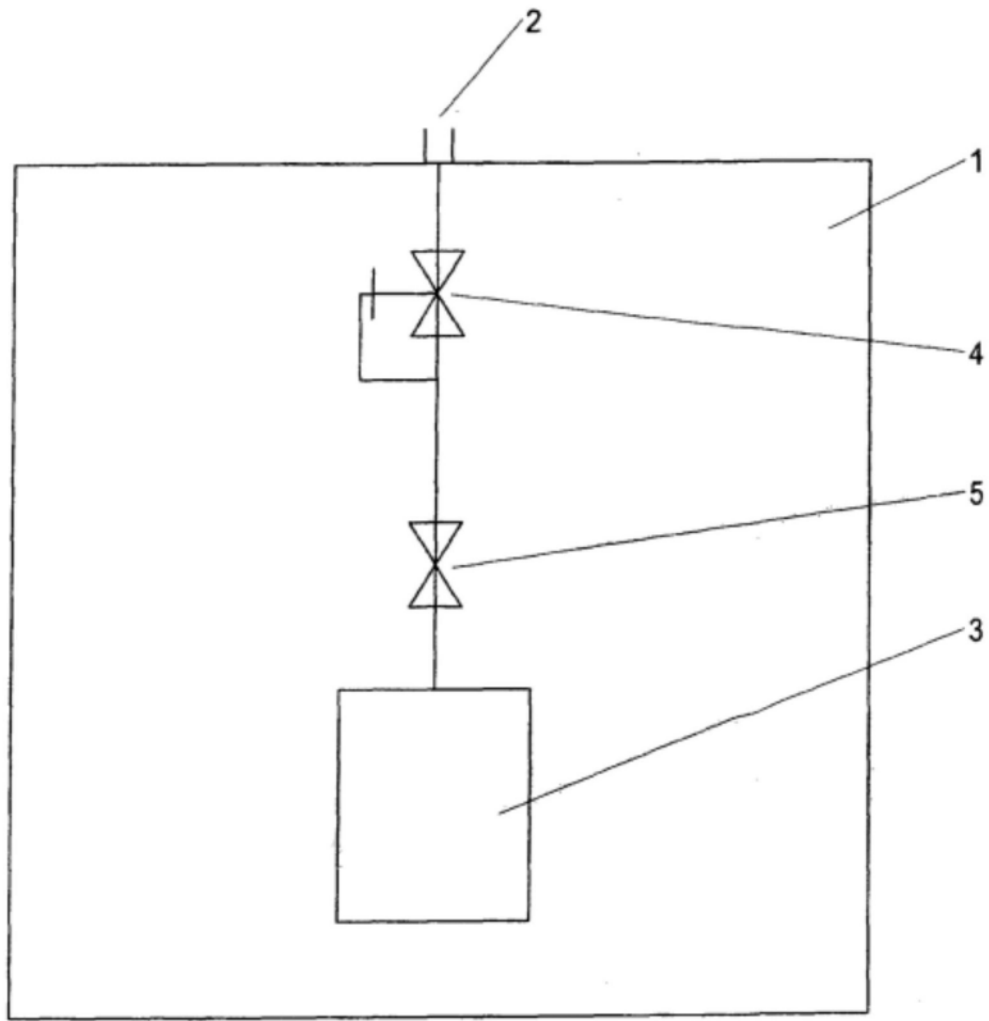


图1

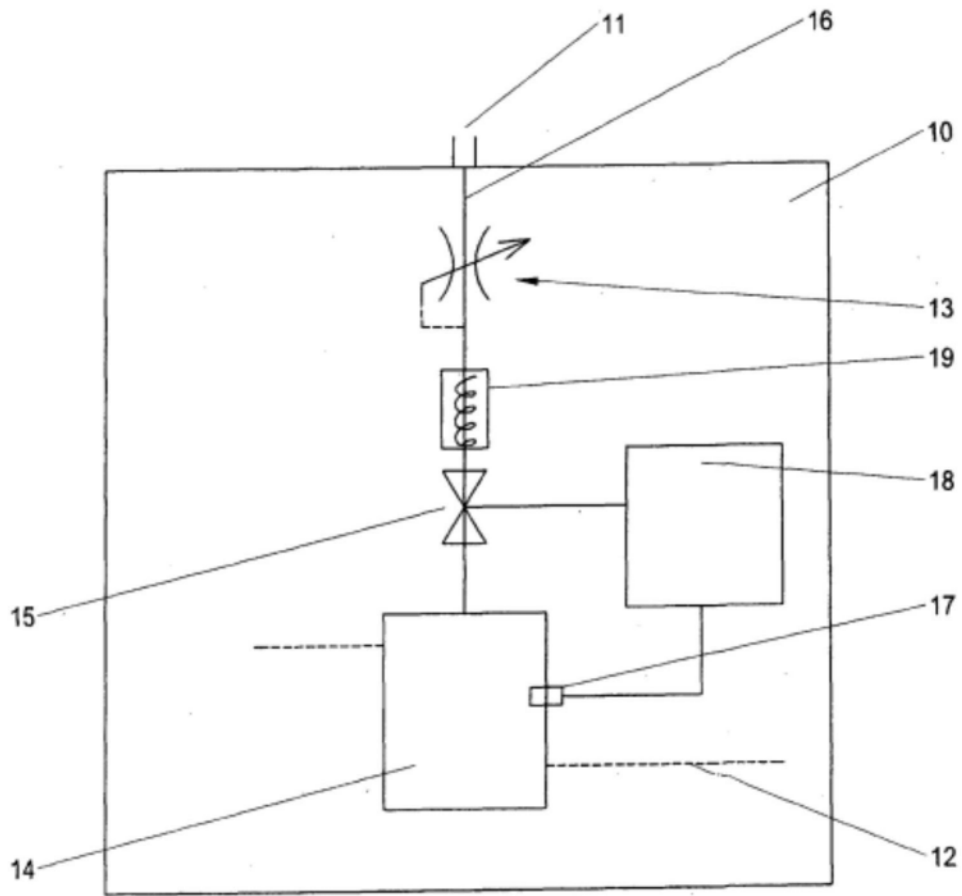


图2

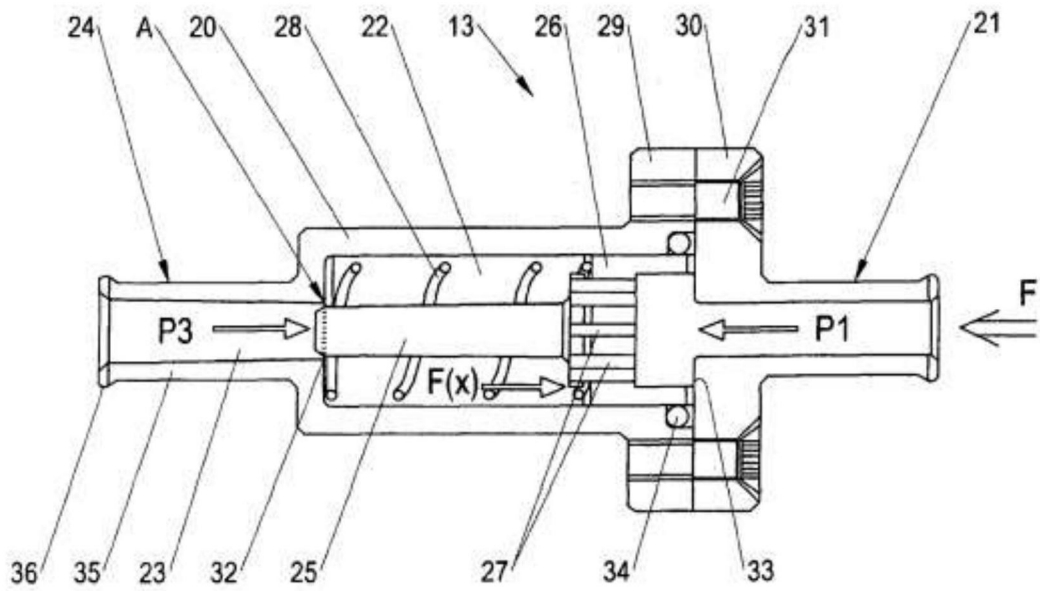


图3

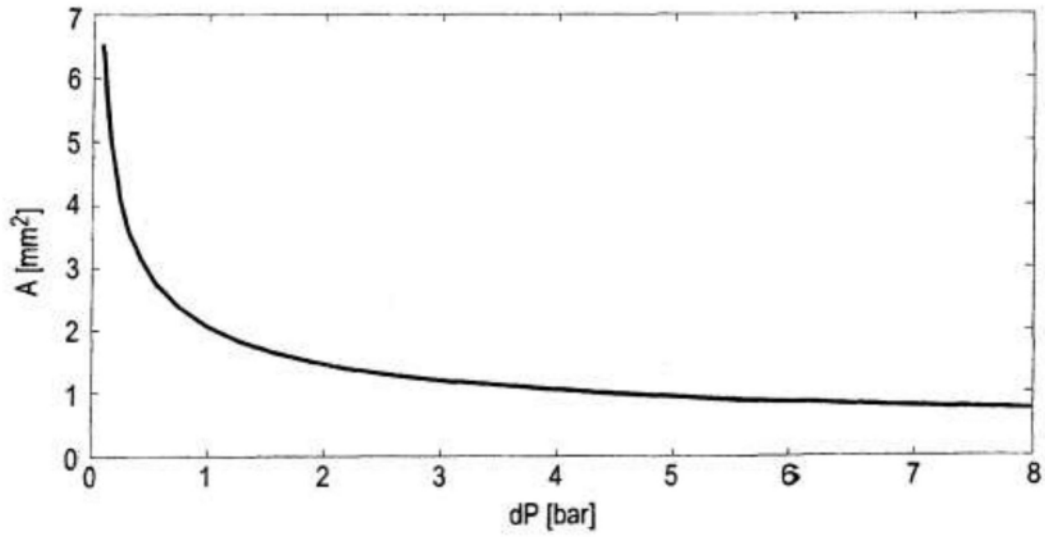


图4

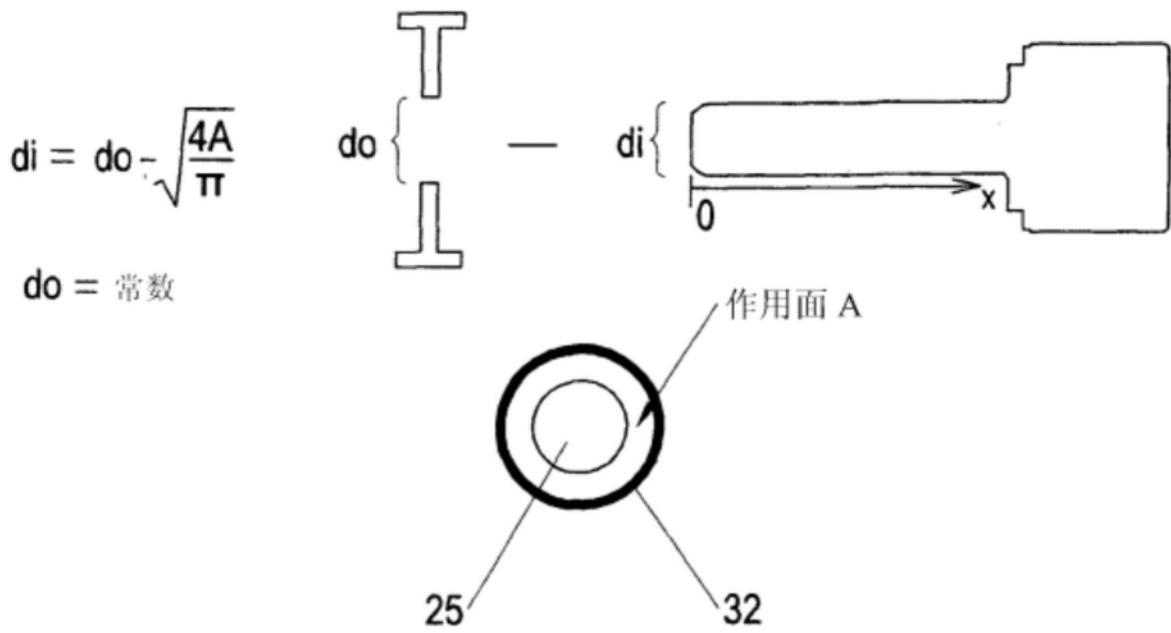


图5

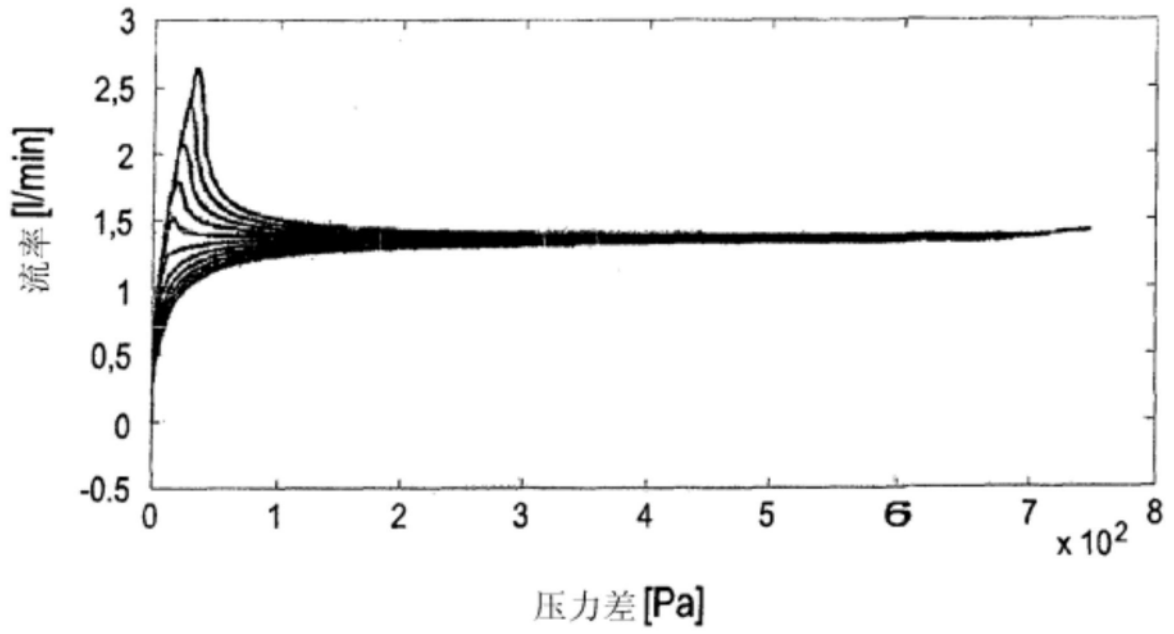


图6

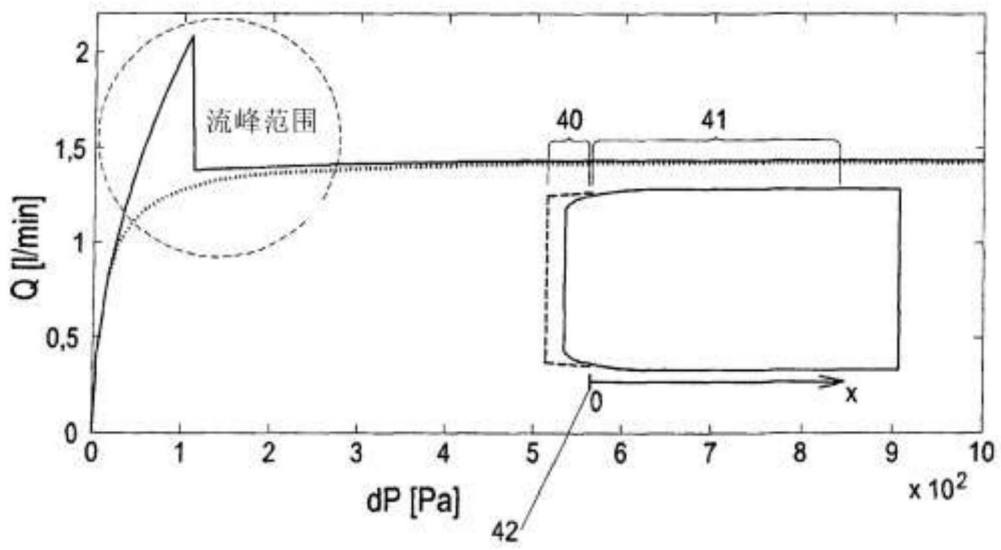


图7

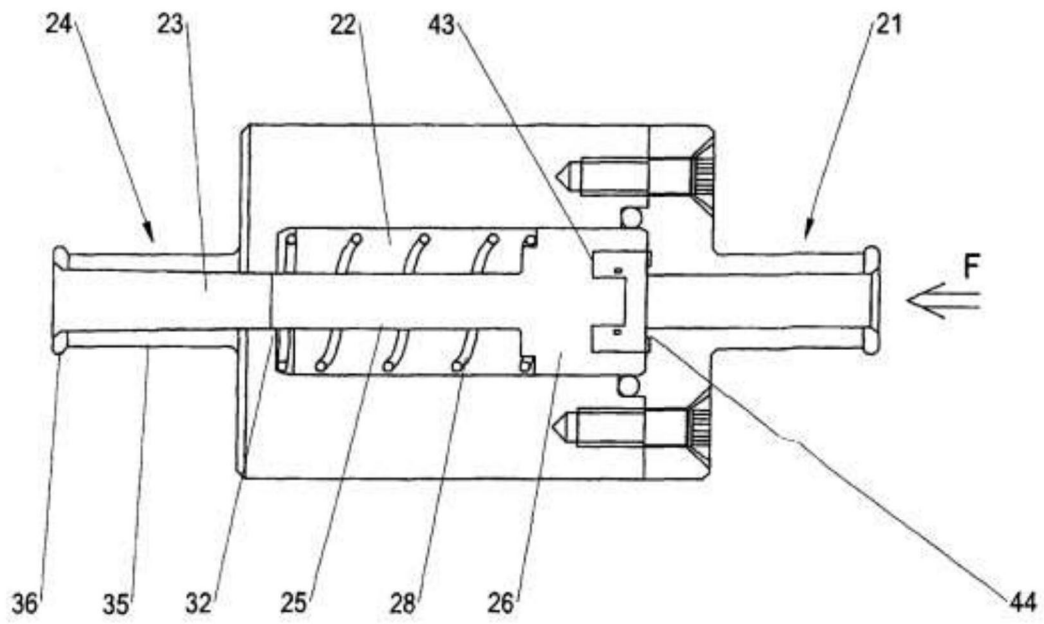


图8