



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104884102 B

(45)授权公告日 2018.03.06

(21)申请号 201380068897.5

(22)申请日 2013.10.29

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104884102 A

(43)申请公布日 2015.09.02

(30)优先权数据

PCT/IB2012/055972 2012.10.29 IB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.06.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/059744 2013.10.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/068475 FR 2014.05.08

(73)专利权人 生物技术公司

地址 瑞士洛桑

(72)发明人 皮尔·特班德

奥利维尔·麦格耐特

雷托·库恩尼

弗雷德里克·内特尔

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 武晨燕 迟珊

(51)Int.Cl.

A61M 1/14(2006.01)

A61M 1/16(2006.01)

A61M 1/34(2006.01)

F16K 31/04(2006.01)

F16H 25/12(2006.01)

(56)对比文件

JP H10274351 A, 1998.10.13,

GB 2213549 A, 1989.08.16,

审查员 胡亚婷

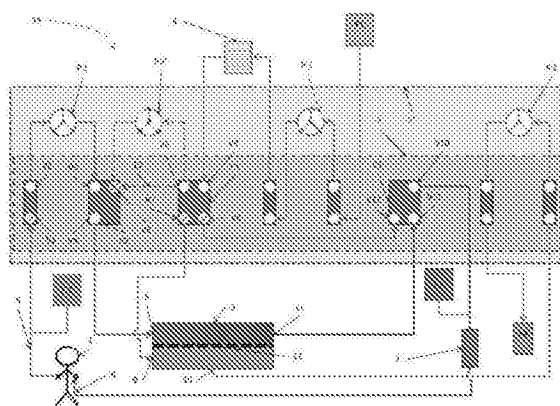
权利要求书1页 说明书26页 附图16页

(54)发明名称

用于体外血液治疗的装置

(57)摘要

本发明涉及一种用于治疗血液的系统,其包括能够执行各种CRRT治疗的单个盒。



1. 一种用于致动医疗设备的阀的致动器装置(200),所述致动器装置包括旋转式电动机(201)、活塞(207)和插入电动机(201)和活塞(207)之间以便将电动机(201)的旋转运动转化成活塞(207)的线性位移的装置,所述插入装置包括:

-布置在所述活塞(207)的内部的周边斜坡(214),

-固定到所述电动机的转子(208)的轴承装置(209),所述轴承装置(209)设计成与所述周边斜坡(214)协作,

-引导装置(203、216),其允许活塞引导平移运动,

其中,斜坡(214)包括槛部,所述槛部(215)位于所述斜坡(214)的顶点处并且包括通道(219),所述通道允许活塞(207)自身释放由所述轴承装置(209)施加的应力。

2. 根据权利要求1所述的致动器装置,还包括压缩装置(205),所述压缩装置在转子的轴线上并且以下述方式将力施加到活塞(207):使得推动斜坡的至少一部分与所述轴承装置接触。

3. 根据权利要求2所述的致动器装置,其中,斜坡(214)被设计成允许活塞(207)具有至少两个平衡的静止位置:

-第一位置,其中轴承装置(209)将最小的压力施加到所述斜坡(214)或不施加压力,并且压缩装置(205)将所述活塞(207)往回推动到远离电动机(201)的位置,

-第二位置,其中轴承装置(209)位于所述槛部(215)上,将活塞(207)推动到靠近电动机的位置。

4. 根据权利要求1所述的致动器装置,其中,所述通道(219)在斜坡(214)的下部之下延伸。

5. 根据权利要求1所述的致动器装置,其中,所述轴承装置(209)是垂直地固定到所述转子(208)的轴。

6. 根据权利要求1所述的致动器装置,还包括用于活塞的位置传感器(204)。

7. 根据权利要求1所述的致动器装置,其中,斜坡倾角在 0° 到 90° 之间。

8. 根据权利要求7所述的致动器装置,其中,斜坡倾角在 0° 到 45° 之间。

9. 根据权利要求7所述的致动器装置,其中,斜坡倾角在 10° 到 30° 之间。

10. 根据权利要求1所述的致动器装置,进一步包括关于转子的轴对称布置的附加的斜坡和配置为与所述附加的斜坡协作的附加的轴承装置。

11. 根据权利要求1所述的致动器装置,进一步包括可移除地将所述活塞与所述医疗设备的阀耦接的耦接装置,其中所述医疗设备是可以被丢弃的盒。

12. 一种用于对患者执行透析治疗的透析系统,包括循环器和盒,所述循环器包括权利要求1所述的致动器装置,所述盒包括阀,其中,所述致动器装置包括耦接元件,所述耦接元件配置为可移除地将活塞与所述盒的阀耦接。

用于体外血液治疗的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于体外血液治疗的设备。该设备特别地包括允许分配流体以便执行所述治疗的盒,以及可以独立于所述设备和/或与所述设备一起使用的用于改善所述设备的功效的装置。

背景技术

[0002] 人患有肾功能不全有若干可能原因,其中暂时/永久和部分/完全衰竭迫使此人使用完全地或部分地替代患者自身的肾的体外设备。透析是一种血液净化的技术。它允许患有这样的疾病的患者从机体排除本来通常由功能正常的肾排除的杂质,如尿素和过量水。

[0003] 能够在与疾病的持续时间联系并且有时需要明显不同的治疗的两种类型的肾功能不全(即,慢性肾功能不全和急性肾功能不全)之间进行区分。慢性肾功能不全意味着患者必须终身定期地受到治疗。为了该目的,患者可以在医疗中心或在家里使用用于腹膜透析或血液透析的装置执行该治疗。急性肾功能不全是暂时性疾病,其中患者需要装置来暂时地替代他的肾的功能。在该情况下,患者受到连续肾替代疗法。腹膜透析和连续肾替代疗法非常不同,所使用的技术和/或设备也非常不同:

[0004] • 腹膜透析使用患者的腹膜,腹膜是封闭腹部的壁和位于腹部中的器官(肝、肠等)的天然膜。腹膜具有很大的表面面积并且包括很大数量的血管。它因此起到天然过滤器的作用。许多专利公开了用于执行腹膜透析的系统,其中的一些使用盒(EP 1 648 536 A2, EP 0 471 000 B1, EP 1 195 171 B1, EP 1 648 536 B1)以便将流体注入患者的腹膜中并且从其取出流体。

[0005] • 连续肾替代疗法(CRRT)是一种方法,其中血液必须从患者连续地移除并且借助于过滤器(通常是透析器)进行治疗,其后经治疗的血液被重新注入患者中。借助于过滤器使用两个主要原理:

[0006] -扩散允许溶质分子根据浓度梯度穿过半透膜。溶质从浓度较大的介质(血液)传到浓度较小的介质(透析液)并且均匀地分布在过滤器的膜的每一侧上。

[0007] -对流允许水和其溶质内容物借助于横越膜的流体静压力梯度同时通过半透膜转移。因此,溶质从压力最高的介质(血液隔室)传到压力最低的介质(透析液隔室)。

[0008] 存在使用这些原理之一或两者的连续肾替代疗法的各种技术:缓慢连续性超滤(SCUF)、连续性静脉-静脉血液过滤(CVVH)、连续性静脉-静脉血液透析(CVVHD)、连续性静脉-静脉血液透析过滤(CVVHDF)、治疗性血浆置换(TPE)和血液灌注(也称为血液解毒)。目前,没有设备能够在没有训练有素的医务人员的干预的情况下提供所有这些治疗。另外,这些技术主要在重症监护环境中使用。不幸的是,这些技术利用麻烦的器具,会干扰对患者执行的其它治疗的适当进行。而且,这些器具复杂并且包括许多耗材,并且它们需要进行相当大的变化以便执行上述的各种技术。这牵涉接受特定训练的人员。

发明内容

[0009] 本发明涉及医疗设备、用于医疗设备的装置和/或方法的许多改进。

[0010] 本申请要求以Debiotech的名义于2012年10月29日提交的第PCT/IB2012/055972号的申请的优先权,上述申请的整个内容必须被视为形成本申请的一部分。

[0011] 本发明的第一方面涉及单盒,借助于所述单盒能够执行连续肾替代疗法的各种技术中的一种或全部:缓慢连续性超滤(SCUF)、连续性静脉-静脉血液过滤(CVVH)、连续性静脉-静脉血液透析(CVVHD)、连续性静脉-静脉血液透析过滤(CVVHDF)、治疗性血浆置换(TPE)和血液灌注。在一个实施例中,设备也可以在腹膜透析的背景下使用,其中一些元件和/或特征可以不使用或者可以用于其它特征,如取样本等。在实施例中,盒部分地或完全地整合在透析装置中,或者这些元件中的一些形成所述装置的一部分(例如,泵送系统、传感器、过滤器等)或者与盒物理地分离(例如,过滤器、供给装置、储存器、传感器、加热装置等)或者是可选的。优选地,所述盒和透析装置都是独立的。盒可以被丢弃,而装置可以被再使用。这意味着盒可以在每次治疗时被替换(一次性使用,在每次使用之后替换盒)并且装置可以与不同的盒一起使用若干次。所述盒被设计成与装置物理地和/或机械地协作和/或反之亦然。另外,单盒的使用使得能够简化所述设备的使用、借助于该简化减小操作者错误、在没有医务人员的干预的情况下自动化治疗、限制盒类型的数量、简化安排、允许在患者的家里使用设备和/或限制由设备占用的空间。

[0012] 根据本发明的第二方面,设备可以包括仅仅3个主泵以便执行在现有技术中引用的技术中的至少一个或全部(SCUF、CVV、CVVH、CFFHDF、TPE和血液灌注)。

[0013] 根据一个实施例,设备包括血液过滤装置,至少一个液体供给装置,两个患者管,即用于收集待治疗的血液的出口管和用于将经治疗的血液再注入患者中的入口管,(或在腹膜透析的情况下的单管或具有两个独立内腔的管),滤液回收装置,三个流体泵,由通道和阀组成的用于引导流体的盒,以及控制器,所述控制器根据期望的治疗控制泵以及所述阀的打开和闭合。

[0014] 所述盒包括至少一个分配室和至少两个连接室,所述分配室包括单个入口通道、至少两个出口通道,所述连接室包括至少两个入口通道和出口通道。优选地,所述分配室包括入口通道和三个出口通道,其由控制器控制(以自动、安排和/或受控方式)从而允许流体注入血液过滤装置中,在血液过滤装置之前(前稀释)和/或在血液过滤装置之后(后稀释)注入血液中。借助于该分配室,设备可以通过透析执行任何治疗,而不需要有医务人员(或其他专科医生)以便针对每次治疗配置特定连接。

[0015] 所述系统附加地包括至少三个流动路径。第一流动路径将所述血液过滤装置连接到滤液回收装置。它包括一系列通道和专用泵。第二流动路径专用于血液的循环。它包括至少两个连接室、一系列通道、所述血液过滤装置、所述患者管和专用泵。第三流动路径包括液体供给装置、至少一个专用泵、一系列通道、分配室、和可选的加热装置。所述分配室包括至少三个独立的出口通道:

[0016] • 在过滤装置的上游供给第二流动路径的第一出口通道(在血液由过滤装置过滤之前用于执行血液的前稀释),

[0017] • 在过滤装置的下游供给第二流动路径的第二出口通道(在血液已由过滤装置过滤之后用于执行血液的后稀释),以及

[0018] • 供给所述过滤装置的第三出口通道。

[0019] 在一个实施例中,至少两个连接室和分配室由放置在所述室的上游的两个泵供给正压力。

[0020] 所述第一连接室使得能够在过滤器的上游将第二流动路径连接到第三流动路径(前稀释技术)。它包括来自第二流动路径的入口通道,来自第三流动路径的入口通道,和允许血液在过滤器的方向上流动的出口通道,并且来自第三流动路径的所述入口通道可以包括由所述控制器控制的阀、流量限制器和/或泵。

[0021] 所述第二连接室使得能够在过滤器的下游将第二流动路径连接到第三流动路径(后稀释技术)。它包括在它通过过滤器之后来自第二流动路径的入口通道,来自第三流动路径的入口通道,和在患者的方向上的出口通道。

[0022] 根据某些实施例,本发明可以附加地包括:

[0023] -供给装置,其用于借助于允许抗凝剂与血液(第二流动路径的流体)混合的连接室将抗凝剂注入第二流动路径中,直接进入患者出口管或盒中的最远上游,和/或

[0024] -供给装置,抑制抗凝剂的产品通过所述供给装置借助于允许所述产品与血液(第二流动路径的流体)混合的连接室注入第二流动路径中,直接进入患者入口管或盒中的最远下游。

[0025] 本发明的第三方面涉及盒的结构,当流动路径(例如,来自液体供给装置)连接到另一流动路径时,盒优选地包括允许所述两个流动路径的交叉的连接室。该连接室因此可以允许来自所述流动路径的流体的混合。另外,所述连接室的所述入口通道中的至少一个可以包括阀,使得控制器可以取决于期望、安排或控制的治疗选择将流动到连接室中的一种或多种限定流体。

[0026] 根据本发明的第四方面,加热装置在第三流动路径中位于透析液的主泵和分配室之间。所述加热装置优选地是由所述泵供给正压力的挠性袋。在一个实施例中,第二泵位于分配室和连接室之间。优选地,分配室连接到第一和第二连接室。第一连接室使得能够执行在第二流动路径中流动的流体的前稀释(也就是说,在过滤装置之前的血液的稀释),而第二连接室允许所述第二流动路径的流体的后稀释(也就是说,在过滤装置之后的血液的稀释)。第一泵是精密泵,通过所述精密泵能够精确地知道在前稀释和后稀释处将在血液中混合的流体的量。第二泵位于两个连接室中的一个的下游,而另一连接室或两个连接室可以包括阀。该第二泵是分配泵,通过所述分配泵能够在第一和第二连接室之间分配限定量的流体。该类型的系统可以包括一个或多个其它连接室。优选地,系统包括压力传感器,并且加热装置可以用作暂时存储装置。

[0027] 为了优化治疗系统的功能,本发明类似地公开了可以在有或没有上述的盒的情况下使用的以下元件:

[0028] -用于第一和第三流动路径的泵的校准的装置和方法,

[0029] -从流动路径偏移的压力传感器,

[0030] -节能线性致动器,

[0031] -用于蠕动泵的驱动设备,

[0032] -衰减压力峰值的装置。

[0033] 用于第一和第三流动路径的泵和/或传感器的校准的装置和方法:

[0034] 在连续肾替代疗法的某些技术中,重要的是精确地知道注入第三和第一流动路径

中和从其收回的体积量。设备通常包括两个天平,即专用于透析液的一个天平和专用于滤液的另一天平。本发明可以包括天平的相同系统,但是这些天平很灵敏和庞大(原因是它们必须能够包含所有流体)。其它设备具有腔,精确地知道所述腔的体积容量。这些腔直接位于第一和第三流动路径上(使用中间壁从而不混合两种流体)并且它们连续地被填充并且然后清空所述流动路径的流体。当腔填充有透析液时,腔自身清空先前包含在所述腔中的滤液和/或反之亦然。这些设备可以包括这些腔中的若干个。然而,相比于本发明的设备,这些设备不允许连续功能,而是它们在填充和清空包含在所述腔中的流体的一系列步骤中起作用。

[0035] 根据本发明的第五方面,治疗系统具有用于校准所述泵以便保证精确地知道所述体积的装置。系统包括:

[0036] -至少两个体积测量装置(传感器、质量流系统、体积泵、蠕动泵、天平等),其中的一个测量流动通过第三流动路径的液体的量,并且一个测量流动通过第一流动路径的液体的量;

[0037] -从第一和第三流动路径取样本的装置;

[0038] -测量被采样体积的普通装置。

[0039] 所述普通测量装置测量由采样装置采样的流体的量并且使得能够比较被采样体积和校准所述泵和/或所述体积测量装置。

[0040] 在一个实施例中,所述泵被视为所述体积测量装置,原因是每次致动对应于指定体积。

[0041] 在另一实施例中,体积传感器独立于泵并且连续地测量由所述泵输送的体积。在泵送体积的漂移的情况下,控制器能够校正所述泵的致动以便校正体积或体积差异。

[0042] 本发明的第六方面涉及用于校准用于输送第一和第三流动路径的流体的泵和/或放置在所述流动路径中的传感器的方法。方法附加地允许在治疗之前和/或期间校准所述泵。

[0043] 从流动路径偏移的压力传感器:

[0044] 本发明的第七方面涉及用于测量流体的压力的装置。在一个实施例中,治疗系统包括在所述流动路径的至少一个中的至少一个压力传感器。本文公开了流体分配系统(优选地,盒),其使得能够采样和/或输送流体F11和测量所述流体F11的压力。系统包括刚性主体,所述刚性主体由所述流体F11流动通过的至少一个流动路径和独立于所述流动路径的至少一个通道组成。所述通道使得能够将所述流动路径连接到测量区域。系统可以包括由形成所述测量区域的挠性膜覆盖的至少一个开口。膜设计成接收压力传感器。

[0045] 不同于流体F11的流体F12包含在所述测量区域中。流体F12至少部分地填充测量区域和/或所述通道。所述流体F12使得能够将流体F11的压力传递到所述膜。

[0046] 该通道的目的在于流体F11不能与所述膜接触或流体F11至少部分地润湿所述膜。因此,通道可以设计成使得所述流体F11限制、减慢和/或控制流体F11流动通过所述通道。它具有允许该功能的形状和长度和/或可以包括用于包含流体F11的装置(如膜、亲水过滤器、疏水过滤器等)。优选地,测量区域填充有两种流体F11和F12和/或流体F11和F12与膜相接触。

[0047] 节能线性致动器:

[0048] 在一个实施例中,治疗系统包括至少一个节能线性致动器。本文公开了用于控制消耗少量能量的线性致动器和用于控制阀的位置的创新原理。该致动器可以包括在如上所述的系统中,而且可以包括在使用线性致动器的任何设备中。特别地,致动器必须提供两个基本位置,即阀闭合(其中活塞处于第一位置)和阀打开(其中活塞处于第二位置)。活塞也可以具有对应于一种状态的第三位置,在所述状态下致动器的位置从阀的脚部脱离。

[0049] 为了保证线性致动器的功能,通常使用两种不同的技术:用蜗杆和螺母安装的电磁体或无刷电机。这两种技术的主要缺点在于它们消耗能量以保持位置。本发明公开了一种线性致动器,其包括具有低能量消耗和快速返回到安全位置的至少两个静止位置。另外,本文所公开的致动器不消耗任何能量或仅仅消耗少量的能量以保持它的不同位置。

[0050] 本发明的第八方面因此涉及一种线性致动器,其包括旋转式电动机、活塞以及插入电动机和活塞之间并且电机的旋转运动转化成活塞的线性位移的装置。所述插入装置包括布置在所述活塞的内部的至少一个周边斜坡,允许活塞引导平移运动的至少一个引导装置,以及直接或间接固定到所述电动机的转子的至少一个轴承装置。所述轴承装置以与所述周边斜坡协作的方式被设计。在一个实施例中,所述致动器附加地包括在活塞的远端的方向上施加作用于活塞的力的至少一个压缩装置。斜坡包括用于获得至少一个静止位置而不消耗能量的至少一个槛部。至少一个槛部位于所述斜坡的顶点处。在优选实施例中,该槛部后面接着通道,所述通道允许活塞自身释放由轴承装置施加的应力。

[0051] 根据本发明的第九方面,当阀处于闭合位置时致动器能够保证指定闭塞压力。在没有来自致动器的分配的情况下的阀的位置优选地是闭合位置。为了保证良好的闭塞,致动器具有压缩装置,当活塞处于第一位置时所述压缩装置用于保证阀作用于其阀座的足够闭塞压力。所述压缩装置允许第三位置(当活塞不与阀接合时),其中活塞更远离致动器的支撑件定位。当活塞与阀接合时实现从第三位置到第一位置的通道。换句话说,当盒放置在设备中时。因此,压缩装置推动活塞以将初始力施加到阀,所述阀将该力传递到阀的阀座,当活塞处于第一位置时保证流动路径的闭塞。

[0052] 在一个实施例中,所述压缩装置可以在致动器的支撑件上或在所述活塞中。换句话说,当致动器的所述活塞与阀的脚部接合(即,处于第一位置)时,压缩装置保证预加应力以便保证良好的闭塞。所述压缩装置可以安装在致动器中或致动器的支撑件上,所述压缩装置使得能够获得第三位置,其中致动器的活塞比在第一和第二位置更远离致动器的支撑件。闭塞压力取决于阀的设计和压缩装置的尺寸。

[0053] 用于蠕动泵的驱动设备:

[0054] 本发明的第十方面涉及用于泵的驱动设备。

[0055] 在所述治疗系统的使用期间,盒插入循环器中,所述循环器包括传感器,线性致动器(用于打开和闭合阀),以及用于驱动蠕动泵的辊的装置。为了保证系统的正确运行,重要的是所有元件正确地对准(传感器、致动器、致动装置等)。现在,在泵的头部的理论中心点和实际中心点之间可能有差异。该差异在盒的阀和测量区域上的致动器和传感器的相应对准上产生问题。因此,引导装置使得能够克服传感器和致动器的该对准问题,但是将差异转移到泵送系统。因此,或大或小程度的应力可能施加到泵的元件,这可能影响蠕动泵的精度。当泵大量存在时该现象更加明显。

[0056] 为了放宽制造公差并且保证蠕动泵的精度,本发明公开了用于泵的驱动设备,其

包括由固定到转子的驱动装置驱动的浮动轴。浮动轴包括基部和盖的刚性组件,其形成所述驱动装置至少部分地被包围在其中的腔。另外,所述驱动装置包括以与所述腔的壁协作的方式设计的刚性主体以便允许浮动轴相对于所述转子的轴线的有限自由度。浮动轴允许泵送系统的轴线偏心,从而最小化乃至消除由泵的轴施加到盒的理论泵送轴的所有应力。

[0057] 用于衰减压力峰值的装置:

[0058] 本发明的第十一方面涉及用于衰减压力峰值的装置。

[0059] 泵送流体的量会受到系统的组成元件影响。这些元件可以是泵送机构、阀机构、液体供给装置(管、储存器等)。特别地,蠕动泵的泵送机构可以导致压力的变化。因此,每当辊与挠性管接触时压力波形成并且通过一个或多个流动路径传播。该传播由许多因素减弱或增强,如液体的类型、流动路径的长度、限制、系统的材料的类型、由泵送机构输送的液体的量、泵的类型、它的部件(挠性管等)的特性、泵的下游的压力等。

[0060] 本发明的改进之一是减小压力峰值的幅度及其对泵送量的影响。通过将设计成吸收压力峰值的装置加入流动路径实现该减小。

[0061] 该峰值减小的另一优点类似地在于获得更恒定的压力,这增加患者舒适性。在该实施例中,在朝着患者注入期间在泵的下游并且当泵收回来自患者的流体时(特别在腹膜透析期间)在上游可以衰减峰值。

[0062] 该衰减装置可以是填充有可压缩流体(如空气)的腔。该衰减装置可以是由压力峰值变形并且返回平衡状态的挠性元件。例如,该挠性元件可以是在流动路径的壁中的聚合物膜。

[0063] 在本文中,本发明的各方面可以是涉及或不涉及任何治疗系统的独立或从属权利要求的主题。

附图说明

[0064] 下面将在多个示例性例子的基础上更好地理解本发明。不言而喻,本发明不限于这些实施例。

[0065] 图1示意性地描绘由本发明公开的血液治疗系统,

[0066] 图2示意性地描绘应用缓慢连续性超滤的治疗的盒的使用,

[0067] 图3示意性地描绘应用连续性静脉-静脉血液过滤的治疗的盒的使用,

[0068] 图4示意性地描绘应用连续性静脉-静脉血液透析的治疗的盒的使用,

[0069] 图5示意性地描绘应用连续性静脉-静脉血液透析过滤的治疗的盒的使用,

[0070] 图6示意性地描绘应用血浆置换的治疗的盒的使用,

[0071] 图7示意性地描绘应用血液灌注的治疗的盒的使用,

[0072] 图8示意性地描绘具有若干液体供给装置的系统,

[0073] 图9示意性地描绘具有第二流动路径和废物的再循环的系统,

[0074] 图10示意性地描绘具有参考传感器的系统,

[0075] 图11显示包括流动路径的盒的刚性主体及其用于压力测量的通道,

[0076] 图12显示盒的主体和覆盖测量区域的膜,

[0077] 图13和13'示意性地描绘从流动路径偏移的传感器的放置,

[0078] 图14显示线性致动器的分解图,

- [0079] 图15显示截面图,其中阀耦接到残端/活塞,
- [0080] 图16显示活塞的两个详细视图,
- [0081] 图17显示处于第三位置的活塞的两个部分剖视图,阀(未显示)未被耦接,
- [0082] 图18显示处于第一位置的活塞的两个部分剖视图,阀被耦接(未显示),
- [0083] 图19显示从第一位置移动到第二位置的活塞的两个部分剖视图,阀被耦接(未显示),
- [0084] 图20显示处于第二位置的活塞,阀被耦接(未显示),
- [0085] 图21显示处于第二位置、同时转到第一位置的活塞,阀被耦接(未显示),
- [0086] 图17'、18'、19'、20'和21'示出斜坡和由电机(未显示)驱动的轴承装置之间的协作,
- [0087] 图22显示蠕动泵的驱动设备的分解图,
- [0088] 图23显示蠕动泵的驱动设备的截面图,
- [0089] 图24显示由泵导致的压力峰值的图形,
- [0090] 图25和26显示震动吸收系统的两个不同配置,
- [0091] 图27示意性地描绘血液治疗系统的最小限度的实施例,
- [0092] 图28和29示意性地描绘血液治疗系统的更复杂实施例,
- [0093] 图31示意性地描绘用于分配流体的附加泵的使用,
- [0094] 图32和32'示出线性致动器的使用,
- [0095] 图33显示由系统用于致动器控制的3个图形。
- [0096] 在图中使用的附图标记
- | | | |
|--------|-----|--------------|
| [0097] | 1 | 患者 |
| [0098] | 2 | 盒 |
| [0099] | 2' | 包括泵的盒 |
| [0100] | 3 | 血液过滤装置 |
| [0101] | 4 | 加热装置 |
| [0102] | 5 | 来自患者的出口管 |
| [0103] | 6 | 到达患者的入口管 |
| [0104] | 7 | 安全元件 |
| [0105] | 8 | 血液进入过滤器的入口 |
| [0106] | 9 | 透析液进入过滤器的入口 |
| [0107] | 10 | 滤液离开过滤器的出口 |
| [0108] | 11 | 血液离开过滤器的出口 |
| [0109] | 12 | 过滤器的膜 |
| [0110] | 13 | 流动调节器 |
| [0111] | 14 | 血液治疗系统 |
| [0112] | 15 | 第三流动路径的体积传感器 |
| [0113] | 16 | 参考体积传感器 |
| [0114] | 17 | 第一流动路径的体积传感器 |
| [0115] | 100 | 流体分配系统 |

[0116]	101	测量区域
[0117]	102	通道
[0118]	103	流动路径
[0119]	104	膜
[0120]	105	盒的刚性主体
[0121]	106	开口
[0122]	107	压力传感器
[0123]	108	疏水过滤器
[0124]	200	线性致动器
[0125]	201	具有减速器的DC电机
[0126]	202	刚性壳罩
[0127]	203	刚性壳罩中的凹槽
[0128]	204	传感器
[0129]	205	压缩装置
[0130]	206	磁体
[0131]	207	活塞
[0132]	208	电机的轴
[0133]	209	横向轴
[0134]	210	将活塞连接到残端的元件
[0135]	211	残端
[0136]	212	阀
[0137]	213	阀座
[0138]	214	斜坡
[0139]	215	斜坡的顶点处的槛部
[0140]	216	引导装置
[0141]	217	活塞的远端
[0142]	218	活塞的近端
[0143]	219	通道
[0144]	220	方向1
[0145]	221	方向2
[0146]	300	驱动设备
[0147]	301	浮动轴
[0148]	302	盖
[0149]	303	驱动装置
[0150]	304	驱动装置的主体
[0151]	305	纵向轴
[0152]	306	垂直轴
[0153]	307	紧固螺钉
[0154]	308	硬元件

[0155]	309和309'	腔的内壁
[0156]	310	转子/电机
[0157]	311	基部
[0158]	312	协作元件
[0159]	313	腔
[0160]	313'	第二腔
[0161]	320	辊
[0162]	321	辊的轴
[0163]	322	刚性部分
[0164]	323	挠性部分
[0165]	401	压力曲线
[0166]	402	平均压力曲线
[0167]	403	挠性膜
[0168]	404	流动路径的壁
[0169]	405	可压缩流体(例如气体)
[0170]	406	流体
[0171]	500	患者
[0172]	501	第1室
[0173]	502	第2室
[0174]	503	第3室
[0175]	504	第4室
[0176]	505	第5室
[0177]	506	第6室
[0178]	507	第1泵
[0179]	508	第2泵
[0180]	509	第3泵
[0181]	510	第4泵(可选的)
[0182]	511	第5泵(可选的)
[0183]	512	第6泵(可选的)
[0184]	513	过滤器
[0185]	514	第1流体供给装置
[0186]	515	第2流体供给装置
[0187]	516	第3流体供给装置
[0188]	517	流体回收装置
[0189]	518	压力传感器
[0190]	519	闭合装置(例如阀)
[0191]	520	流动限制装置或闭合装置
[0192]	521	传感器
[0193]	522	加热装置

[0194]	600	患者
[0195]	601	盒
[0196]	602	透析装置/壳体
[0197]	603	流体供给装置
[0198]	604	流体回收装置
[0199]	605	处理器
[0200]	606	传感器
[0201]	607	致动器(泵、阀等)
[0202]	608	屏幕
[0203]	609	采集装置和/或其它,例如电源装置
[0204]	610	存储器
[0205]	700	流体分配系统
[0206]	701	主流动路径
[0207]	702	精密泵
[0208]	703	挠性袋(例如挠性加热袋)
[0209]	704和704'	次级流动路径
[0210]	705	阀
[0211]	706	压力传感器
[0212]	707	附加泵
[0213]	708	处理器
[0214]	800	控制系统
[0215]	801	致动器的可移动部分
[0216]	802	传感器的元件1
[0217]	803	传感器的元件2
[0218]	804	致动器的静止部分
[0219]	805	控制元件(处理器和/或其它元件)
[0220]	C1	第一分配室
[0221]	C1.1	辅助连接室
[0222]	C1.2	辅助分配室
[0223]	C2	第一连接室
[0224]	C3	第二连接室
[0225]	C4	第三连接室
[0226]	C5	第四连接室
[0227]	C6	第五连接室
[0228]	C7	第二分配室
[0229]	C8	第六连接室
[0230]	C9	第七连接室
[0231]	F1	第一液体供给装置
[0232]	F2	第二液体供给装置

[0233]	F3	第三液体供给装置
[0234]	F4	滤液回收装置
[0235]	F5	血液回收或采样装置
[0236]	F11	流体1
[0237]	F12	流体2
[0238]	F13	流体3
[0239]	P1	第二流动路径(血液)的泵
[0240]	P2	第三流动路径(透析液或取代物)的主泵
[0241]	P2'	第三流动路径的附加泵
[0242]	P3	第一流动路径(滤液)的泵
[0243]	P4	第二液体供给装置的泵
[0244]	P5	第三液体供给装置的泵
[0245]	V1	第三连接室中的血液的入口通道
[0246]	V1'	第三连接室中的第二液体供给装置的入口通道
[0247]	V1''	源自第二连接室的第三连接室中的血液的入口通道
[0248]	V2	第三连接室中的血液的出口通道
[0249]	V3	第一连接室中的血液的入口通道
[0250]	V4	第一连接室中的血液的出口通道
[0251]	V5	第一连接室中的透析液或取代产品(前稀释)的入口通道
[0252]	V5'	从辅助分配室(C1.2)到第一连接室的透析液或取代产品(前稀释)的出口通道
[0253]	V6	从第一分配室到第一连接室的透析液或取代产品(前稀释)的出口通道
[0254]	V6'	从第一分配室到辅助分配室(C1.2)的透析液或取代产品的出口通道
[0255]	V7	从第一分配室到过滤器的透析液或取代产品的出口通道
[0256]	V7'	从第一分配室到辅助连接室(C1.1)的透析液或取代产品的出口通道
[0257]	V7''	从辅助连接室(C1.1)到过滤器的透析液或取代产品的出口通道
[0258]	V7'''	从辅助分配室(C1.2)到辅助连接室(C1.1)的透析液或取代产品的出口通道
[0259]	V8	从第一分配室到第二连接室的透析液或取代产品(后稀释)的出口通道
[0260]	V9	第一分配室中的透析液或取代产品的入口通道
[0261]	V10	到达患者的血液的出口通道
[0262]	V10'	到达第三连接室的血液的出口通道
[0263]	V10''	到达回收装置的血液的出口通道
[0264]	V11	源自过滤器的第二连接室中的血液的出口通道
[0265]	V12	源自第一分配室的透析液或取代产品(后稀释)的入口通道
[0266]	V12'	第三液体供给装置进入第二连接室的入口通道
[0267]	V13	透析液或取代产品的出口通道
[0268]	V14和V14'	第一供给装置的透析液或取代产品的入口通道
[0269]	V15	从第二分配室到第六连接室的滤液的出口通道

[0270]	V16	从第二分配室到第七连接室的滤液的出口通道
[0271]	V17	到达源自参考体积传感器的第七连接室的入口通道
[0272]	V18	待测量的体积的出口通道
[0273]	V19	待测量的体积(透析液)的第六连接室中的入口通道
[0274]	V20	待测量的体积(滤液)的第六连接室中的入口通道

具体实施方式

[0275] 在本文中,本发明的详细描述包括作为示例提供的设备、系统和方法的实施例。将领会其它实施例是可想到的并且可以被应用而不脱离本发明的范围或精神。所以,不能在限制意义上进行下面给出的详细描述。

[0276] 除非另外指示,在本文中使用的科学和技术术语具有本领域的技术人员目前使用的含义。在本文中给出的定义被提及以便理解经常使用的术语并且不旨在限制本发明的范围。

[0277] 在说明书中和权利要求中使用的方向的指示(如“上”、“下”、“左”、“右”、“上部”、“下部”以及其它方向或取向)被提及以便参考附图提供更大的清楚度。这些指示不旨在限制本发明的范围。

[0278] 在本文中,动词“具有”、“包括”、“包含”或同义词在广泛的意义上被使用,一般表示“包括但不限于”。

[0279] 词语“或”一般在广泛意义上被使用,涵盖“和/或”,除非上下文清楚地相反指示。

[0280] 在本发明中,通道可以被定义为中空和长形的流动管道,允许液体和/或气体从一个位置传到另一位置。它可以采用挠性管或管道或盒的内部的腔的形式。一些通道具有阀,所述阀优选地可以借助于由控制器控制的线性致动器致动以便闭合或打开通道。在没有致动的情况下,所述阀优选地闭合。室可以是具有若干入口和/或出口的腔或通道或者可以采用两个通道的简单交叉的形式。每个室具有被称为入口通道的入口和被称为出口通道的出口。

[0281] 涉及血液治疗系统的本发明的原理

[0282] 在图27中示意性显示的实施例是简化实施例。治疗系统包括三个泵(507、508、509)、三个流动路径和过滤装置或过滤器(513)。第一流动路径从过滤装置(513)开始并且到达储存器(517),储存器也被称为流体回收装置。流动通过第一流动路径的流体被称为滤液。第二流动路径从患者开始、穿过过滤器(513)并且返回到患者(500)。流动通过第二流动路径的流体是患者的血液。第三流动路径被供给一般被称为透析液的流体(但是本发明不限于该流体),所述流体从第一液体供给装置流动而来,类似地,第一液体供给装置被称为透析液储存器(514)。透析液初始流动通过第三流动路径,其后它流动到一个或多个次级流动路径中(以稀释形式或被转化)。透析液(或第三流动路径的其它流体)可以:

[0283] -与血液混合:

[0284] -在过滤器(513)之前进行以便实现前稀释,和/或

[0285] -在过滤器(513)之后进行以便实现后稀释,和/或

[0286] -供给过滤器(513)。

[0287] 为了允许这些不同溶液并且由此通过透析执行任何治疗技术,系统需要三个室

(501、502、503)。也称为分配室的第二室(502)使得能够朝着过滤器(513)、第一室(501)(以便实现前稀释)和/或第二室(502)(以实现后稀释)引导透析液。第一和第三室(501、503)也可以被称为连接室。第一和第三室(501、503)使得能够将血液与透析液混合,换句话说,第一和第三室(501、503)允许第三流动路径的流体流动到第二流动路径中。将室彼此连接或连接到过滤器的通道可以包括阀(519)和/或流动限制或闭合装置(520)。

[0288] 图28示意性地描绘加入有另外的可选元件的更复杂的系统。例如,这些元件可以是:

[0289] -例如可以包含抗凝剂的新供给系统(515)。这种流体可以包含在储存器(515)中并且由泵(510)或通过重力输送。这种供给装置可以是注射器;和/或

[0290] -例如可以包含抑制抗凝剂的试剂的另一供给装置(516)。这种流体可以包含在储存器(516)中并且由泵(512)或通过重力输送。这种供给装置可以是注射器;和/或

[0291] -用于将第三室(503)(其通常用于后稀释)或另一室(位于第三室的下游)连接到第一室(501)(其通常用于前稀释)或另一室(504)(位于第一室的上游)的新通道,该新通道优选地包括由控制器控制的阀。它允许包含在第二流动路径中的流体在回路中循环从而不在通道中滞留;和/或

[0292] -用于将第三室(503)连接到流体回收装置(517)的另一通道。该通道优选地包括阀。例如,它可以允许系统的引动或在第二流动路径中流动的流体中的一些的处置;和/或

[0293] -加热装置(522)。

[0294] 另一实施例由图29公开。该实施例可以包括位于室(504、501、502、503)中或附近的至少一个压力传感器(518)、过滤器(513)和/或供给装置(515、516、514),和/或在分配室(502)和连接室(501)之间的第三流动路径中的附加泵(511)(代替流动限制器(520))。系统可以附加地包括校准系统,所述校准系统可以包括第一和第三流动路径共有的传感器。该校准系统包括允许包含在第一和第三流动路径中的流体朝着第六室(506)流动的两个辅助通道。该第六室(506)包括或具有与其连接的传感器,所述传感器允许第一和第三室的元件(传感器和/或泵)的校准使得它相同地被校准。

[0295] 图30公开了如上所述的治疗系统。该系统附加地包括允许流体的分配功能的盒(601)。该盒(601)连接到储存器(603、604)并且与设备(602)协作。被称为透析装置的设备(602)可以是可再使用的,而盒(601)可以用后可弃的。设备(602)可以包括处理器(605)、设计成与盒(601)协作的至少一个传感器(606)、设计成与盒(601)协作的至少一个致动器(607)(例如泵或控制装置)、屏幕(608)、至少一个采集装置和/或其它装置,如电池(609)和/或存储器(610)。

[0296] 根据上述的操作原理的盒的实施例

[0297] 根据图1,本发明公开了一种系统(14),用所述系统能够执行患者的血液的治疗并且所述系统包括血液过滤装置(3)、至少一个液体供给装置(F1)、两个患者管(即用于收集待治疗的血液的出口管(5)和用于将经治疗的血液再注入所述患者中的入口管(6))、滤液回收装置(F4)、至少三个流体泵(P1、P2、P3)、由通道和阀组成以引导流体的盒(2、2')。所述盒(2、2')包括至少一个分配室(C1、C1.2、C7),所述分配室包括单个入口通道和至少两个出口通道。所述治疗系统(14)包括控制器,所述控制器用于根据期望的治疗控制所述阀的打开和闭合。

[0298] 所述治疗系统(14)附加地包括:将所述血液过滤装置(3)连接到滤液回收装置(F4)的第一流动路径,所述第一流动路径由一系列通道和专用泵(P3)组成;专用于血液的循环的第二流动路径,所述第二流动路径包括一系列通道、所述血液过滤装置(3)、所述患者管(5、6)和专用泵(P1);由液体供给装置(F1)、至少一个专用泵(P2)、一系列通道、加热装置(4)和至少一个分配室(C1、C1.2)组成的第三流动路径。

[0299] 有利地,所述分配室(C1)包括直接地或间接地以以下方式连接的至少三个(独立的)出口通道:

[0300] -在所述血液过滤装置(3)的上游连接到第二流动路径,

[0301] -在所述血液过滤装置(3)的下游连接到第二流动路径,

[0302] -连接到所述血液过滤装置(3)。

[0303] 所述盒可以附加地包括流动调节器,所述流动调节器设计成控制流动到所述分配室(C1)的所述出口通道的至少一个中的第三流动路径的液体的量。而且,所述至少一个流动调节器由可以包括处理器(605)的所述控制器控制。

[0304] 所述盒(2')可以类似地包含泵和/或其它元件。

[0305] 治疗系统在第三流动路径中附加地包括位于所述分配室(C1)和所述第一连接室(C2)之间的流动调节器(13、P2')。

[0306] 在一个实施例中,第三流动路径具有在第三流动路径中位于分配室(C1)和所述第一连接室(C2)之间的附加泵(P2')。所述附加泵(P2')具有流动调节器的完整或部分作用。流动调节器的目的是控制从分配室(C1)传到连接室(C2)的流体的流动。调节器因此使得能够分配连接室(C2)和至少一个其它连接室或血液过滤装置(3)中的流体的量。

[0307] 在一个实施例中,一个或多个流动调节器(也称为流动限制器)可以放置在任何室或元件(例如血液过滤装置(3))之间。流动调节器(13)可以是泵、比例阀和/或具有专用阀和不同直径的一组通道等。可以在流动调节器(13-520)的上游或下游加入辅助安全阀。流动调节器允许在一个瞬间或在指定时期期间通过所述流动装置的流体的0%到100%流动。换句话说,来自至少一个液体供给装置的流体的流动可以根据治疗的要求在不同通道之间被分配。

[0308] 在一个实施例中,治疗系统(14)包括位于患者出口管(5)上或盒(2、2'-601)中的第二液体供给装置(F2-515)。所述第二供给装置可以包含抗凝剂,如柠檬酸盐、肝素、达那肝素钠或类似物。

[0309] 在一个实施例中,所述系统(14)包括位于患者入口管(6)上或盒(2、2'-601)中的第三液体供给装置(F3-516)。所述液体供给装置可以包含钙或抑制抗凝剂的试剂。

[0310] 在患者入口管(6)上和/或盒(2、2'-601)中,系统包括用于检测第二流动路径中的空气泡和/或用于停止血液的循环的至少一个安全元件(7)和/或用于捕获所述空气泡的装置。

[0311] 第三流动路径中的加热装置的定位和/或两个泵的使用:

[0312] 根据由图31公开的操作原理,为了有效,流体分配系统(无论用于如本文中所述的盒还是用于另一分配系统)可以包括精密泵(702)、流体供给装置、挠性袋(703)和附加的分配泵(707)。系统附加地包括分成至少两个次级和独立的流动路径(704、704')的主流动路径(701)。精密泵(702)和挠性袋(703)位于主流动路径(701)中,挠性袋位于所述泵的下游。

因此,所有泵送流体精确地已知并且可以至少部分地至少暂时地储存在挠性袋中。附加泵(707)位于次级流动路径(704)中的一个中。优选地,另一次级流动路径(704')包括阀(705)。在一个实施例中,至少一个流动路径包括位于精密泵(702)的下游的压力传感器(706)。优选地,所述压力传感器(706)位于包括附加泵(707)的次级流动路径(704)中,并且在附加泵的上游。挠性袋(703)优选地是加热装置。

[0313] 考虑到连续肾替代疗法的一些技术需要在其注入期间加热透析液和/或取代液体,所述加热装置(4)可以位于第三流动路径的各种位置处。在一个实施例中,盒具有在分配室(C1)的内部或在后者的上游的加热装置(4)。

[0314] 在根据上述的原理的一个实施例中,加热装置(4)是位于所述第三流动路径的主泵(P2)和所述分配室(C1)之间的挠性袋,其使得能够产生所述袋(4)中的恒定正压力。加热装置由泵(P2)连续地供给,这使得尤其能够保证第三流动路径的液体的再加热的适当控制。所述袋(4)然后直接连接到分配室(C1)的入口通道(V9)。

[0315] 由于该配置,所有注入液体穿过单个泵(P2)。前稀释泵(P2')(也称为附加泵)仅仅在过滤器之前和/或之后分配液体。因此,单个精密泵是必要的。泵(P2)是精密泵并且允许知道泵送流体的量。附加泵简单地允许前稀释(在过滤器之前)和后稀释(在过滤器之后)之间的分配。泵的使用如下:

[0316] -如果仅仅安排后稀释:前稀释泵(P2')被停止并且所有液体将在过滤器(3)之后被注入。后稀释阀(V8)打开。前稀释阀(V5)优选地闭合。

[0317] -如果仅仅安排前稀释:后稀释泵(P2)输送取代体积。后稀释阀(V8)防止在过滤器之后通过液体。前稀释泵(P2')也使得能够调节流体从而避免加热装置(4)中的压力变为负。

[0318] -如果安排前稀释和后稀释:主泵(P2)输送所需的所有取代体积(前和后)。后稀释阀(V8)打开。前稀释泵(P2')放出一些液体以便在过滤器(3)之前注入它。如果在注入之前和之后的分配的精度上有误差,则它的严重性被限制,原因是该体积在任何情况下被注入患者中。

[0319] 取决于各种治疗的盒的使用:

[0320] -缓慢连续性超滤(SCUF):

[0321] 图2显示应用缓慢连续性超滤的治疗的盒的使用。该技术用于借助于对流原理消除过量液体。

[0322] 因此,控制器仅仅打开第二流动路径的阀V1并且闭合第三流动路径的阀V5、V7和V8。泵P1和P3然后工作,而P2和P2'不工作。

[0323] -连续性静脉-静脉血液过滤(CVVH):

[0324] 图3显示应用连续性静脉-静脉血液过滤的治疗的盒的使用。该技术用于借助于对流原理获得溶解物质的去除。取代溶液在过滤装置(3)之前(前稀释)和/或之后(后稀释)注入回路中。

[0325] 因此,控制器打开第二流动路径的阀V1和第三流动路径的阀V5和/或V8,并且阀V7闭合。泵P1、P2(可选地,P2')和P3工作。

[0326] -连续性静脉-静脉血液透析(CVVHD):

[0327] 图4显示应用连续性静脉-静脉血液透析的治疗的盒的使用。该技术用于通过扩散

原理获得溶解物质(小分子:尿素、肌酸酐、K等)的去除并且获得水平衡。透析液注入过滤装置(3)中。

[0328] 因此,控制器打开第二流动路径的阀V1和第三流动路径的阀V7,并且阀V5和V8保持闭合。泵P1、P2和P3工作。

[0329] —连续性静脉-静脉血液透析过滤(CVVHDF):

[0330] 图5显示应用连续性静脉-静脉血液透析过滤的治疗的盒的使用。该技术用于借助于扩散和对流的原理获得溶解物质(小或中型分子)的去除。透析液和/或取代溶液注入过滤装置(3)中并且在过滤装置(3)之后注入血液中。

[0331] 因此,控制器打开第二流动路径的阀V1并且也打开第三流动路径的阀V7和V8。阀V5保持闭合。泵P1、P2和P3工作。在该实施例中,出口通道V7和V8是比例阀或控制穿过这些阀的流动的另一装置。

[0332] 在图5'所示的另一实施例中,盒包括辅助分配室(C1.2)和辅助连接室(C1.1)。所述辅助分配室(C1.2)由附加泵(P2')直接供给。所述辅助分配室(C1.2)使得能够将透析液或取代产品分配到第一连接室(C2)以用于前稀释或分配到所述辅助连接室(C1.1)。所述辅助连接室(C1.1)也借助于具有专用阀(V7')的出口通道由第一分配室(C1)供给透析液或取代产品。所述辅助连接室(C1.1)也具有连接到过滤器(3)的出口通道(V7'')。这样的布置的益处是增加注入过滤器中和第二连接室中以用于前稀释或注入过滤器中和第一连接室中以用于后稀释的量的精度。因此,附加泵(P2')保证待分配的流体的量被精确地分配。在该实施例中,对于连续性静脉-静脉血液透析过滤治疗,阀V1、V8和V7''打开。

[0333] —治疗性血浆置换(TPE):

[0334] 图6显示应用治疗性血浆置换的盒的使用。该技术通过膜过滤允许血浆置换。取代溶液被注入以便代替提取的血浆。

[0335] 因此,控制器打开第二流动路径的阀V1并且也打开第三流动路径的阀V8。阀V5和V7保持闭合。泵P1、P2和P3工作。优选地,F2和F3在第二流动路径中输送它们的流体。

[0336] —血液灌注:

[0337] 图7显示应用血液灌注的治疗的盒的使用。该技术用于从患者的血液消除有毒物质,其中过滤装置包含吸收性物质。取代溶液被注入以便代替提取的血浆。

[0338] 因此,控制器打开第二流动路径的阀V1并且也打开第三流动路径的阀V8。阀V5和V7保持闭合。泵P1和P2工作,而泵P3不工作。优选地,F2和F3在第二流动路径中输送它们的流体。

[0339] 具有若干液体供给装置的系统

[0340] 当一个流动路径(例如,来自辅助液体供给装置)连接到另一流动路径时,盒优选地包括允许所述两个流动路径的交叉的连接室。

[0341] 在图8所示的实施例中,盒包括:

[0342] —第三连接室(C4),其包括入口通道(V1')、具有专用阀的入口通道(V1)和出口通道(V2)。该连接室将包含在第二液体供给装置(F2)中的流体引入血液的流动路径(第二流动路径)中,并且所述第二液体供给装置(F2)优选地包含抗凝剂;和/或

[0343] —在第二连接室(C3)中的第三入口通道(V12')。第三入口通道(V12')允许包含在第三液体供给装置(F3)中的流体注入血液的流动路径(第二流动路径)中,并且所述第三液

体供给装置 (F3) 优选地包含抑制抗凝剂的试剂; 和/或

[0344] -第四连接室 (C5), 其包括具有专用阀的至少两个入口通道 (V14、V14'), 使得能够在第三流动路径中具有至少两种不同的或类似的流体, 例如在一个袋中的透析液和在另一个中的取代产品。

[0345] 第二和/或第三流动路径的没有中断的循环、清空和引动:

[0346] 在图9所示的实施例中, 第二连接室 (C3) 包括:

[0347] -连接到过滤装置 (3) 的第二流动路径的入口通道 (V11)

[0348] -连接到分配室 (C1) 的第三流动路径的入口通道 (V12)

[0349] -具有专用阀的三个出口通道 (V10、V10'、V10''), 第一个连接到患者入口管 (6), 第二个连接到第二连接室 (C4) 的入口通道, 并且第三个连接到回收装置 (F5) 或者直接地或间接地连接到滤液回收装置 (C6)。

[0350] 该实施例允许下列, 例如:

[0351] -如果问题发生, 则控制器可以闭合阀V10以便例如避免将空气泡注入患者中, 或闭合可能危及患者的生命的另一元件。在该情况下, 保留在盒和过滤器中的血液有凝固的风险。所以必要的是血液不在盒中或过滤器中滞留。因此, P1继续工作, 从第二连接室收集血液以便在第一和第二连接室和过滤器之间的回路中循环血液。V10'和/或V1''打开, 而V1、V10和V10''闭合。

[0352] -借助于阀V10''取血液的样本,

[0353] -通过从系统清空空气开始治疗,

[0354] -用来自第三流动路径的流体冲洗第二流动路径,

[0355] -消除包含在第二和/或第三流动路径中的流体的全部或一些。

[0356] 用于第一和第三流动路径的泵和/或传感器的校准的装置和方法:

[0357] 连续肾替代疗法的一些技术需要精确地知道相应地经由第三流动路径和第一流动路径注入和收回的体积的量。治疗系统优选地包括蠕动泵。该类型的泵可能具有一定的不精确性。因此, 根据图10, 为了精确地知道加入或收回的体积量, 分配系统包括能够测量第三和第一流动路径的体积的至少两个体积传感器。

[0358] 第一传感器 (15) 在第三流动路径中布置在分配室 (C1) 和主泵 (P2) 之间并且测量来自第一液体供给装置 (F1、F1') 的注入体积。优选地, 传感器 (15) 位于加热装置 (4) 之后。第二传感器 (17) 在第一流动路径中放置在泵的下游和任何其它室之前。所述第二传感器 (17) 测量收回的滤液的体积。为了避免任何污染的风险, 两个传感器优选地位于盒中。在优选实施例中, 治疗系统包括:

[0359] -用于比较由两个在先的体积传感器 (15、17) 测量的体积的第三体积传感器 (16), 所述传感器也被称为参考传感器,

[0360] -采样来自第一和第三流动路径的流体的装置。所述采样装置包括第六连接室 (C8), 所述第六连接室具有直接连接到所述第三传感器 (16) 的出口通道和相应地连接到下列的两个入口通道 (V19、V20):

[0361] -位于第一分配室中的具有专用阀的出口通道 (V21),

[0362] -位于第二分配室中的具有专用阀的出口通道 (V15),

[0363] -可选地, 第七连接室 (C9), 其允许参考传感器 (16) 在滤液回收装置 (F4) 中丢弃测

量的液体。

[0364] 为了避免任何污染的风险,所述第三传感器可以优选地位于盒中。

[0365] 方法包括以下步骤:

[0366] -校准注入的体积:

[0367] -打开阀 (V21) 并且闭合其它阀,

[0368] -致动第三流动路径的主泵 (P2),

[0369] -经由所述第三流动路径的所述第一传感器 (15) 测量由所述泵 (P2) 泵送的体积,

[0370] -经由参考传感器 (16) 测量所述泵送体积,

[0371] -比较两个测量结果,

[0372] -校准第一传感器 (15) 和/或泵 (P2),

[0373] -校准收回的体积:

[0374] -打开阀 (V15) 并且闭合其它阀,

[0375] -致动第一流动路径的滤液的泵 (P3),

[0376] -经由所述第一流动路径的所述第二传感器 (17) 测量由所述泵 (P3) 泵送的体积,

[0377] -经由参考传感器 (16) 测量所述泵送体积,

[0378] -比较两个测量结果,

[0379] -校准第一传感器 (15) 和/或泵 (P2)。

[0380] 可以在引动时和/或在治疗期间执行这些步骤。

[0381] 为了相对最佳的精度,第一和第二传感器 (15、17) 被设置为共同传感器,其被称为参考传感器 (16)。尽管不精确,但是所述传感器是足够有效的,原因是它们相比于参考传感器 (16) 是(相对)精确的。

[0382] 所述参考传感器 (16) 可以是天平、体积泵、质量流传感器或可以通过其测量或推导体积的任何传感器。

[0383] 优选地,所述第一和第二传感器 (15、17) 连续地测量分别穿过第三和第一流动路径的液体。借助于体积的连续测量,能够补偿可能的漂移。

[0384] 从流动路径偏移的压力传感器:

[0385] 根据图11、12和13,本发明公开了一种流体分配系统 (100) (优选地,如上所述的盒),借助于所述流体分配系统能够从患者采样流体F11和/或将流体F11输送到患者并且测量所述流体F11的压力。系统包括刚性主体 (105),所述刚性主体由所述流体F11流动通过的至少一个流动路径 (103) 和至少一个通道 (102) 组成。所述通道 (102) 独立于流动路径 (103) 并且使得能够将流动路径连接到测量区域 (101)。系统附加地包括由形成所述测量区域的挠性膜 (104) 覆盖的至少一个开口 (106)。膜被设计成接收压力传感器 (107)。

[0386] 不同于流体F11的流体F12包含在所述测量区域 (101) 中。流体F12至少部分地延伸到所述通道 (102) 中。所述流体F12使得能够通过接触将流体F11的压力传递到所述膜 (104)。所述通道 (102) 是流动限制器,其被设计成使得所述流体F11不能与所述膜接触。所述压力传递通道 (102) 的长度和/或形状取决于所述流体F12的膨胀能力和/或待测量的压力的范围。优选地,通道 (102) 包括足够窄以保持流体F11的至少一个部段,从而使得所述流体不会进入所述测量区域 (101)。

[0387] 在一个实施例中,通道 (102) 包括疏水过滤器 (108) 或膜。

[0388] 在一个实施例中,产生传感器(107)的膜(104)/流体(F13)/细胞的界面从而避免由膜(104)在所述细胞上产生的摩擦,所述摩擦会产生测量的干扰。产生液体(F11)/流体(F12)/膜(104)的界面以便避免膜(104)由液体(F11)润湿。F11的压力的传递由布置在膜(104)的每一侧上的流体F12和F13保证。F12和F13优选地具有相同的物理性质。优选地,F12和F13是空气。所述膜(104)可以随着这些面的每一侧上的相等应力而变形,从而补偿由于温度引起的捕获在膜(104)和传感器(107)之间的空气的体积的变化。

[0389] 在另一实施例中,流体F11是水,而F12是脂,并且F13是脂或水。

[0390] 在另一实施例中,图13'公开了一种流体分配系统(100),其允许流体F11的流动并且使得能够测量所述流体F11的压力。系统包括刚性主体(105),所述刚性主体由所述流体F11流动通过的至少一个流动路径(103)和至少一个通道(102)组成。所述通道(102)独立于流动路径(103),但是连通使得流体F11可以在通道(102)中流动。因此,通道(102)使得能够将所述流动路径连接到测量区域(101)。系统附加地包括由形成所述测量区域的挠性膜(104)覆盖的至少一个开口(106)。所述开口(106)具有的尺寸可以等于或不同于通道(102)的尺寸。另外,膜被设计成接收压力传感器(107)。不同于流体F11的流体F12包含在所述测量区域(101)中。流体F12至少部分地包含在测量区域中和/或通道(102)中。

[0391] 在再次由图13'示出的实施例中,流体F12的量和/或体积是恒定的或者可以随着时间减小,使得流体F11以或大或小的速度在通道(102)和/或测量区域(101)中前进。

[0392] 在一个实施例中,测量区域(101)和/或通道(102)至少部分地包含流体F12和流体F11。流体F11可以部分地润湿或与膜(104)相接触。所述压力传递通道(102)的长度和/或形状取决于所述流体F12的膨胀能力和/或待测量的压力的范围。

[0393] 通道(102)可以被设计成使得例如在所述系统的使用期间限制和/或减慢流体F11的前进。流体分配系统(100)可以被修改成使得保证膜(104)和/或测量区域(101)在所述系统的使用期间不被流体F11完全润湿或与流体F11相接触。

[0394] 节能线性致动器:

[0395] 本发明公开了一种线性致动器(200),其使用耦接到插入装置的电机(例如,直流电机(或DC电机)或本领域技术人员已知的另一类型的电机)(201),所述插入装置使得能够将电机轴的旋转转换成线性运动。优选地,电机也可以包括减扭器。

[0396] 具体地,插入装置包括:

[0397] • 布置在活塞(207)的内部的至少一个周边斜坡(214),

[0398] • 直接地或间接地固定到所述电动机(201)的转子(208)的至少一个轴承装置(209),所述轴承装置(209)设计成与所述周边斜坡(214)协作,

[0399] • 允许活塞(207)引导平移运动的至少一个引导装置(203、216)。

[0400] 所述斜坡(214)包括至少一个槛部,其中一个槛部(215)位于所述斜坡(214)的顶点处。在一个实施例中,至少一个槛部可以以与轴承装置协作的方式被设计。例如,槛部可以是相对于活塞的竖直运动是完美平坦的和水平的。槛部也可以具有特定形状,以保证轴承装置的良好保持,从而确保位置被维持,例如在图18'中的右侧的实施例。另外,位于所述斜坡(214)的顶点处的槛部(215)可以后面接着通道(219),所述通道允许活塞(207)自身释放由所述轴承装置(209)施加的应力。

[0401] 活塞可以包括一个或多个斜坡和/或一个或多个通道。至少一个斜坡可以具有0到

90°之间的倾角。在一个实施例中,所述倾角可以在0到45°之间,优选地在10到30°之间。

[0402] 所述活塞(207)包括至少两个静止位置:

[0403] -第一位置,其中活塞(207)位于等于A的距离(d2)处。在该位置,轴承装置(209)位于斜坡的起点处;

[0404] -第二位置,其中活塞(207)位于等于B的距离(d2)处。在该位置,轴承装置(209)与槛部协作,允许活塞保持该位置。

[0405] 系统具有若干优点:

[0406] • 不需要为电机提供动力以保持阀打开(第3稳定状态)。

[0407] • 当保持位置时致动器将不加热。

[0408] • 低操作噪声。

[0409] • 大行程。

[0410] 在例如图16中所示的优选实施例中,活塞(207)具有至少一个斜坡(214)(优选两个或更多个),并且轴承装置可以是适合于至少暂时地与所述至少一个斜坡协作的横向轴。因此,当活塞包括关于转子的轴的中心对称定位的两个斜坡时,对于转子的一个完整转圈,活塞可以两次处于第二位置和第一位置。活塞可以包括允许从第二位置快速转变到第一位置的通道(219),并且所述通道可以在第一位置之下延伸。这使得能够:

[0411] -获得活塞的两个位置(第一和第三位置)而不致动致动器,

[0412] -使组装更容易,

[0413] -当活塞处于第三位置时防止转子(或电机)转动,这使得当盒未装载在装置中时不可能有位置的任何变化。

[0414] 根据一个实施例,斜坡后面接着至少一个通道,优选地在槛部之后。

[0415] 在一个实施例中,所述致动器附加地包括将力施加到活塞(207)的至少一个压缩装置(205)。轴承装置和斜坡协作以便在与压缩装置所施加的力相同的轴线上、但是在相反方向上移动活塞。

[0416] 在一个实施例中,所述压缩装置倾向于往回(相对于致动器)(也就是说,在活塞的远端(217)的方向(220)上)推动活塞,而轴承装置和斜坡推动活塞以朝着致动器移动。在该情况下, $A > B$ 。在另一实施例中,所述压缩装置倾向于朝着致动器移动活塞,而轴承装置和斜坡推动活塞以远离致动器移动。在该情况下, $A < B$ 。

[0417] 在一个实施例中,致动器的目的是驱动如本文中所述的装置的元件。例如,这可以是盒的阀。说明书的剩余部分描述该实施例,但是不言而喻,本发明不限于该实施例。

[0418] 因此,所述活塞(207)包括至少两个位置:

[0419] -第一位置,其中活塞(207)的残端(211)耦接到如上面所述的盒的阀(212)(图15中的图示)。不被轴承装置(209)限制的活塞(207)将阀(212)保持在抵靠阀的阀座(213)的闭合位置。在这里,d2等于A。

[0420] -第二位置,其中活塞(207)的残端(211)耦接到阀(212)。活塞(207)由轴承装置(209)限制,在电机(201)的方向(221)上移动活塞/残端组件。当所述轴承装置(209)到达位于斜坡的顶点处的槛部(215)时,活塞(207)处于第二位置并且阀(212)处于打开位置。在这里,d2等于B。

[0421] 在一个实施例中,活塞具有第三位置,其中活塞(207)的残端(211)从阀(212)脱

离。压缩装置 (205) 将力施加到活塞, 朝着第三位置比第一和第二位置更远离电机移动所述活塞。这可以是与上述相同的压缩装置或独立压缩装置。在这里, d_2 等于 C 。在该实施例中, $C > A > B$ 。该第三位置的益处是当活塞在第一位置耦接到阀时保证足够的闭塞压力。换句话说, 当活塞耦接到阀时, 活塞将力施加到阀以便当活塞处于第一位置时保证阀的闭合。

[0422] 在一个实施例中, 致动器包括用于固定到其支撑件的元件, 其包括在活塞的远端的方向上施加力并且具有与上述相同的功能的压缩装置。

[0423] 所述压缩装置 (205) 可以是弹簧、弹性刀片、弹性材料或形状记忆材料。所述压缩装置 (205) 可以施加 0 到 6N、优选地在 5 到 6N 之间的力。

[0424] 为了当保持静止位置时不消耗能量的目的而设计致动器 (200)。轴承装置 (209) 设计成在斜坡上滑动或滚动以便到达位置。当轴承装置 (209) 在槛部上停止时, 所述槛部设计成使得组件处于平衡。在斜坡 (214) 的顶点处的槛部 (215) 后面紧接者通道 (219), 所述通道允许活塞从第二位置快速转到第一位置, 同时消除很少量的能量。所述通道使得能够以少量的能量从第一位置转到另一位置。换句话说, 由致动器消耗的用于从第一位置转到第二位置的能量大于由致动器消耗的用于从第二位置转到第一位置的能量。通道 (219) 可以是具有高坡度的斜坡和/或与斜坡的坡度相反地定向。因此, 轴承装置从第二位置转到第一位置行进的距离比用相反方式短。

[0425] 可选地, 活塞 (207) 包括若干槛部以便具有中间休止位置。

[0426] 在一个实施例中, 电机包括在电机和插入装置的转子之间的减扭器。所述减扭器可以设计成使得电机可以转动转子, 但是转子不能转动电机。换句话说, 减扭器凭借其设计可以防止或消除或制动不是由于电机引起的转子的任何运动。

[0427] 在一个实施例中, 减扭器可以被设计成使得当电机静止 (通电或不通电) 时致动器可以保持任何位置。因此, 致动器可以包括如上所述的有限数量的槛部, 但是可以借助于减扭器保持无限数量的位置而不用为致动器馈送电流。这样的致动器可以适合于与流体分配盒的比例阀协作。因此, 借助于该设计, 致动器可以根据治疗的需要适当地允许流体的流动。

[0428] 在一个实施例中, 活塞 (207) 不包括任何槛部, 而是仅仅包括借助于如上所述的减扭器可以保持的位置。该活塞因此包括至少一个斜坡并且可选地包括一个通道。减扭器允许致动器保持指定位置, 所述指定位置允许阀 (例如比例阀) 的 0% 到 100% 打开。

[0429] 在一个实施例中, 活塞包括至少一个下部斜坡和上部斜坡, 所述斜坡适合于使得至少一个轴承装置 (209) 可以在所述斜坡之间移动。所述斜坡可以至少部分地相对于彼此平行。

[0430] 在优选实施例中, 至少一个致动器布置在包括控制器和至少一个电源装置的致动系统中。所述系统设计成将至少一个活塞从第二位置移动到第一位置, 反之亦然, 同时消耗少量的能量。所述电源装置可以是外部电源和/或能量储存装置。当所述外部电源不再操作或不足时, 所述能量储存装置可以由系统使用。因此, 在停电的情况下, 阀将借助于可以是超级电容器或电池的所述能量储存装置的使用从打开移动到闭合状态。

[0431] 根据由图 14 公开的实施例, 致动器 (200) 可以由下列组成:

[0432] • 电机 (201),

[0433] • 刚性壳罩 (202), 在其内部布置:

[0434] -用所述壳罩(202)固定到电机的传感器(204),
[0435] -压缩装置(205),
[0436] -活塞(207),其中固定设计成与所述传感器(204)协作的元件(206),
[0437] -直接或间接固定到电机(201)的转子(208)的轴承装置(209),
[0438] -固定到活塞的远端(217)的元件(210)允许残端(211)的固定,该残端将被耦接到阀。

[0439] 活塞(207)和刚性壳罩(202)包括引导装置(203、216)以避免活塞随着电机的转子(208)转动。

[0440] 图17、18、19、20和21显示处于不同位置的活塞(在这些图中未显示阀和残端):

[0441] • 图17:阀不耦接到残端。活塞(207)处于第三位置,压缩装置(205)松弛。轴承装置(209)在通道(219)中并且不将任何力施加到斜坡(214)。

[0442] • 图18:阀不耦接到残端。活塞(207)处于第一位置,并且压缩装置(205)将压力施加到活塞(207)以便保证阀的闭合位置。优选地,轴承装置(209)和斜坡(214)不施加任何应力。图18'显示在斜坡的顶点处的槛部(215)的两个不同实施例。因此,根据一个实施例,所述槛部可以具有不同形状,它可以是平坦的或者或多或少地设计成用于与轴承装置(209)更好地协作(当轴承装置位于槛部(215)附近和/或其上时)。

[0443] • 图19:阀耦接到残端。转子(208)在运动中以便允许活塞(207)从第一位置转到第二位置。轴承装置(209)在斜坡(214)上行进并且推动活塞(207)以朝着电机移动(打开阀)并且压缩压缩装置(205)。

[0444] • 图20:阀耦接到残端。活塞(207)处于第二位置,并且轴承装置(209)在斜坡的顶点处的槛部(215)上停止。压缩装置(205)被压缩。阀打开。在不借助于电机(201)的情况下,该位置稳定。在一个实施例中,致动器包括设计成确定活塞(207)的相对位置的传感器。图20中所示的实施例显示与容纳在活塞中的磁体(206)协作的霍尔效应传感器(204)。传感器(204)可以是线性位移传感器,包括杆或编码器或适合与所述传感器(204)协作的任何元件(206)。另外,借助于连接到传感器(204)的处理器,能够确定或监测所述活塞(207)的位置。

[0445] • 图21:阀耦接到残端。转子(208)在运动,导致轴承装置(209)在通道(219)中移动。活塞同时借助于在活塞的远端(217)的方向上往回推动活塞(207)的压缩装置(205)从第二位置移动到第一位置。阀闭合。

[0446] 控制系统以及致动器的控制

[0447] 在由图32、32'和33公开的实施例中,控制系统(800)包括线性致动器并且也包括控制元件(802、803、805),所述线性致动器包括可移动部分(801)和静止部分(804)。控制元件适合于确定可移动部分(801)相对于静止部分(804)的位置并且控制线性致动器。

[0448] 图32显示处于位置A的致动器,并且图32'显示处于位置B的致动器。控制元件(805)控制致动器,其中的静止部分(804)可以包括驱动装置(例如电机)。可移动部分(801)可以适合于例如与流体分配系统的阀协作。因此,位置A可以对应于被控制阀的闭合位置,并且位置B可以对应于所述阀的打开位置。然而,本发明不限于控制流体分配系统的阀的打开和闭合,并且位置的数量可以是有限的或无限的。

[0449] 传感器的元件1(802)和2(803)设计成协作并且确定至少一个位置。这会需要电容或电感位移传感器(LVDT等)、电磁传感器(霍尔效应传感器)、超声传感器、红外传感器、光

学传感器、激光式传感器、机械传感器或微波传感器(列举而不是穷举)。在我们的例子中,并且为了帮助理解,我们将使用霍尔效应传感器。因此,元件1(802)是永磁体(在该情况下它不连接到处理器)(805),并且元件2(803)是连接到处理器的霍尔效应传感器。永磁体产生电磁场,传感器(803)测量所述电磁场的强度。特别地,当永磁体移动时传感器(803)使得能够检测由永磁体(802)感生的磁场的变化。

[0450] 优选地,永磁体(802)以确定方式刚性地固定到致动器的可移动部分(801),并且传感器(803)以确定方式刚性地固定到致动器的静止部分(804)(或以相反方式)。因此,当可移动部分移动时,永磁体(802)朝着或远离传感器(803)移动,因此所述传感器测量永磁体(802)的磁场的强度的变化。理想地,磁体和传感器被对准。

[0451] 传感器(802)的测量数据传输到处理器以便处理信号。通常,所有控制系统必须被分级以便事先确定对应于每个位置的强度。换句话说,传感器一般检测对应于事先确定的相应位置的预定阈值。然而,该分级工作(例如将对所有致动器执行的校准)是漫长的和繁重的。为了避免该分级工作,本发明公开了处理器的使用,所述处理器处理信号以便确定致动器的至少一个位置。因此,本发明使得能够避免执行校准。

[0452] 图33中的上部图形显示绝对值(由传感器测量的磁体的磁场的强度)可以从一个致动器到另一个非常不同。这是由于致动器1和2的传感器不显示相同的强度(以绝对值计),尽管它们的位置是相同的。因此,根据单个阈值确定这些致动器的位置是困难的和不可靠的,甚至是不可能的。

[0453] 控制系统(800)包括处理器(805),所述处理器使用考虑绝对值的导数的数学模型。在本文中,绝对值是由传感器(803)测量的值并且对应于磁场的强度。绝对值的曲线由图33中的上部图形显示。绝对值的导数是由绝对值绘制的曲线的基准系数。换句话说,当磁体相对于传感器移动时导数使得能够确定磁场的变化的斜率。该导数由图33的中间图形中的曲线显示。因此,该导数使得能够确定致动器的可移动部分(801)相对于它的静止部分(804)的位移的方向。

[0454] 控制系统因此包括使用数学模型的处理器,所述数学模型考虑信号的导数。借助于该数学模型,能够知道致动器何时到达在公开线性致动器的部分中描述的类型的位置或槛部。实际上,当致动器朝着它的可移动部分(801)移动时,一阶导数大于或小于0,但是当致动器不朝着它的可移动部分(801)移动时,它的一阶导数基本上等于0。在我们的例子中,并且作为参考,当磁体(802)移动远离传感器(803)时,一阶导数为负,并且相反地,当磁体移动更靠近时,一阶导数为正。

[0455] 系统可以附加地包括用于确定可移动部分何时移动以及何时保持不动的数学模型。该第二数学模型考虑绝对值的二阶导数。借助于该第二数学模型,系统知道可移动部分何时改变它的行为(可移动或不动)。

[0456] 在一个实施例中,控制系统包括具有至少一个斜坡和至少一个槛部的致动器(例如本文中所述的类型的线性致动器),和适合于控制致动器并且根据至少一个数学模型处理信号的处理器。

[0457] 第一数学模型考虑由传感器(803)测量的绝对值的一阶导数。处理器可以使用该第一数学模型以便确定可移动部分(801)在哪个方向上移动。当一阶导数接近0时,控制系统知道致动器已到达槛部。

[0458] 第二数学模型考虑由传感器(803)测量的绝对值的二阶导数。处理器可以使用第二数学模型以便确定何时到达槛部和/或可移动部分何时不动或移动。图33的下部图形显示由第二数学模型产生的信号。当信号等于值f时,这表示致动器保持位置或在槛部上。当信号等于值d时,它表示可移动部分(801)正在移动。因此,借助于该第二数学模型,系统不需要绝对值。当控制系统为致动器提供动力以便移动它的可移动部分(801)时,第二数学模型使得能够确定致动器何时已到达位置。换句话说,当致动器继续其致动(例如它导致轴承装置(209)转动)但是可移动部分不再移动时,处理器借助于一阶和/或二阶导数能够确定轴承装置已到达槛部。因此,当处理器命令致动器的位置的变化时,数学模型允许处理器知道何时到达槛部,并且由此它命令致动器停止。

[0459] 因此,所述控制系统适合于确定由致动器的可移动部分(801)到达的至少一个位置,与所使用的传感器的特性无关。所述控制系统适合于在由致动器的可移动部分(801)到达的至少一个位置停止致动器,与所使用的传感器的特性无关。

[0460] 在一个实施例中,控制系统包括致动器,所述致动器包括至少两个独立位置。致动器包括限定位置的至少一个槛部,和使得能够改变位置的至少一个斜坡。致动器由电机驱动,所述电机设计成优选地在单方向上转动,使得它顺序地并且按照预定顺序从一个位置到达另一位置。优选地,致动器适合于通过执行至少一个部分转圈返回到它的开始位置。另外,处理器包括考虑由所述传感器测量的绝对值的二阶导数的数学模型。所述处理器包括存储器,所述存储器包含位置的序列,使得所述系统不需要知道绝对值的一阶导数以便知道致动器的位置。例如在系统的启动期间为了精确地知道它的位置,致动器执行一个转圈就足够了。

[0461] 用于蠕动泵的驱动设备:

[0462] 在一个实施例中,治疗系统可以包括用于蠕动泵的驱动设备。由本文公开的所述驱动设备也可以由各种蠕动泵和/或包括蠕动泵的流体分配系统使用。

[0463] 本发明也公开了一种用于校正驱动蠕动泵的轴的公差误差的方法。在图22和23中呈现的所述发明是驱动设备(300),所述驱动设备包括由固定到电动机(未显示)的转子(310)的驱动装置(303)驱动的浮动轴(301)。所述浮动轴(301)包括基部(311)和盖(302)的刚性组件,其形成所述驱动装置(303)至少部分地被包围在其中的腔。所述驱动装置(30)包括以与所述腔(313)的壁(309、309')协作的方式设计的刚性主体,从而允许浮动轴(301)相对于所述转子(310)的轴线的有限自由度。螺钉(307)可以允许驱动装置(303)固定到所述转子(310)。

[0464] 腔包括至少一个协作元件(312),所述协作元件允许所述驱动装置(303)将旋转运动传递到所述浮动轴。

[0465] 优选地,所述协作元件(312)是由两个硬元件(308)限制的开口,并且通过所述开口垂直地容纳轴(306)。两个硬元件(308)之间的空间适当地大于轴(306)的直径。

[0466] 硬元件(308)和/或轴(306)可以由硬金属制造,如钴、钨、钒、铬、锰、镍、钛、锆、镓、铋、铟、锂、镁、钼、锶、铷或钡。在一个实施例中,硬元件(308)具有比轴(306)更大的硬度。硬元件(308)和/或轴(306)可以被处理以增加它们的硬度,例如用氧化锆或其合金中的一种来处理。

[0467] 在一个实施例中,所述驱动装置(303)的主体(304)可以具有完美圆形或部分扁平

的球形。在另一实施例中,所述主体(304)形成包括三个面的辊。三个面中的两个彼此相对定位并且通过弯曲的第三面互连。在平面X-Z上,所述辊形成由所述弯曲面形成的圆。彼此相对定位的两个面中的至少一个和弯曲面之间的连接可以在平面X-Y上为圆形。彼此相对定位的面可以基本上是平面的和/或基本上相对于彼此平行。

[0468] 在一个实施例中,腔(313)包括三个平滑壁(309、309')。优选地,所述腔(313)的上壁(309)和/或下壁(309')至少部分地为圆锥形。上壁(309)和下壁(309')的表面可以是平面的或弯曲的。

[0469] 在一个实施例中,在平面X-Y上,平滑壁(309)的圆锥根据0到90°之间、优选5到30°之间的角被限定。相对的平滑壁(309')的圆锥根据-0到-90°之间、优选-5到-30°之间的角被限定。两个部分圆锥的角可以相等或不同。

[0470] 平滑壁(309、309')适合与主体(304)的端部协作使得浮动轴(301)可以在至少三个轴线X、Y或Z上移动和/或可以经历俯仰运动。例如,在轴线Y上,浮动轴(301)可以经历+/-10°、优选+/-5°的俯仰运动。

[0471] 在一个实施例中,驱动装置(303)包括纵向轴(305),并且浮动轴(301)包括沿着浮动轴延伸的第二腔(313')。纵向轴(305)配合在第二腔(313')的内部以便限制浮动轴(301)的俯仰运动。一般而言,并且优选地,形成驱动装置(303、306、305)的元件的尺寸适当地小于形成浮动轴(301、302、313、312)的内部的元件。

[0472] 在一个实施例中,驱动系统(300)包括整体形成、在轴线Y上延伸并且适合于驱动蠕动泵系统的至少一个辊(320)的驱动轴。所述辊适合于抵靠壁(未显示)挤压挠性管(未显示)。根据图22和23,驱动轴由浮动轴(301)表示。换句话说,驱动轴可以是浮动轴和/或与驱动系统的一部分合并。根据图22和23,驱动轴可以为圆柱形并且包括倾斜自由端(在这里术语自由端与直接或间接连接到电机的相对端相对)。驱动轴的圆柱在平面X-Z上形成圆。

[0473] 在一个实施例中,所述驱动轴由至少两个不同圆柱整体组成,所述两个圆柱由相同轴线(换句话说圆柱的中心)限定,但是具有不同直径。因此,在平面X-Z上,驱动轴可以形成平行、但是具有不同尺寸的至少两个圆。另外,驱动轴可以包括三个圆柱,其中的一个单独具有不同直径。由最小直径限定的圆柱可以布置在相等直径的两个圆柱之间。更大直径的所述圆柱可以具有表面,所述表面被处理成改善与蠕动泵的辊的协作。

[0474] 具有三个圆柱的驱动轴的该构造是特别合适的并且有利于H形辊(如图23的辊(320))的使用。辊布置在蠕动泵系统中并且将挤压挠性管。挤压的功能优选地由辊(320)的刚性部分(322)实现。所述辊(320)是在平面X-Z上形成圆的圆柱并且包括在轴线Y上延伸的在该圆柱的中心处的轴(321)、刚性部分(322)和可变形的至少一个挠性部分(323)。挠性部分适合与驱动轴协作。

[0475] 优选地,更大直径的圆柱与辊(320)的挠性部分(323)接触并且驱动辊(320)。当驱动轴与至少一个挠性部分相接触时,所述挠性部分(323)可以变形以便改善这两个元件之间的协作和/或调节这些元件的每一个的公差误差。优选地,辊包括在其中心处的刚性部分(322)和在轴线Y上的端部处的两个挠性部分(323)。

[0476] 包括浮动轴(301)、具有三个圆柱的驱动轴和/或具有刚性和挠性部分的辊的流体分配系统使得能够明显地改善辊和驱动轴之间的协作并且校正系统的各元件的公差误差。

[0477] 用于衰减压力峰值的装置:

[0478] 在一个实施例中,治疗系统包括用于衰减压力峰值的至少一个装置。

[0479] 图24显示靠近蠕动泵的入口测量的压力信号。在第一曲线(401)上,能够观察压力的振荡,而第二曲线(402)表示该压力的平均值。衰减器的目的是减小第一曲线(401)的振荡的幅度。

[0480] 这样的衰减装置可以安装在如上所述的分配系统的一个或多个流动路径中。优选地,该衰减装置整合在盒中。

[0481] 无论在腹膜透析还是连续肾替代疗法中,每个治疗具有一个或多个可能的配置。压力峰值的现象可以由根据所述配置变化的各种元件放大或衰弱。将回想起本发明的目的之一是允许系统的简单使用。所以,再现性是重要元素,原因是操作者(通常是护士)必须能够保证系统的正确操作而不必考虑不同元件的特性。

[0482] 如本文中公开的分配系统是盒,流体在三个流动路径中流动通过所述盒。优选地,它们由蠕动泵推动。再现性、精确性和患者舒适性是重要元素。因此,至少一个衰减装置优选地整合到所述盒中。为了尽可能有效,所述衰减装置必须尽可能靠近泵送系统被放置。

[0483] 在图25中示意性描绘的实施例中,流动路径包括界定所述路径的壁(404)。这些壁可以是盒的刚性壁。流动路径的一部分由然后代替所述壁(404)的挠性膜(403)覆盖。借助于所述挠性膜(403)的弹性,压力峰值由膜(403)的变形明显地减弱、吸收。这些峰值的吸收取决于膜的尺寸和弹性特性。

[0484] 在图26中示意性描绘的另一实施例中,流动路径类似地包括界定所述路径的壁,但是一部分由填充有可压缩流体(如空气)的腔代替。该空气可能在系统的引动期间已被捕获(大约1ml)。因此,空气的体积在泵送期间在或多或少的程度上被压缩,吸收压力峰值的能量。该实施例是特别有效的,原因是它需要很少的能量用于其操作,并且所述流体很快地吸收压力峰值。优选地,腔或腔的入口被设计成避免可压缩流体完全漏出。换句话说,腔被设计成保证流动流体不会代替可压缩流体。

[0485] 优选地,所述衰减装置放置在泵送机构的上游。

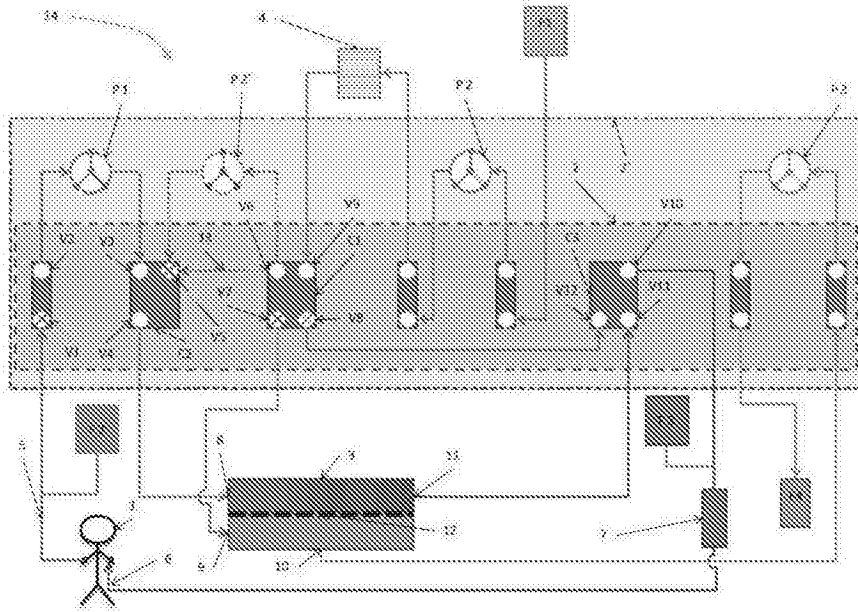


图1

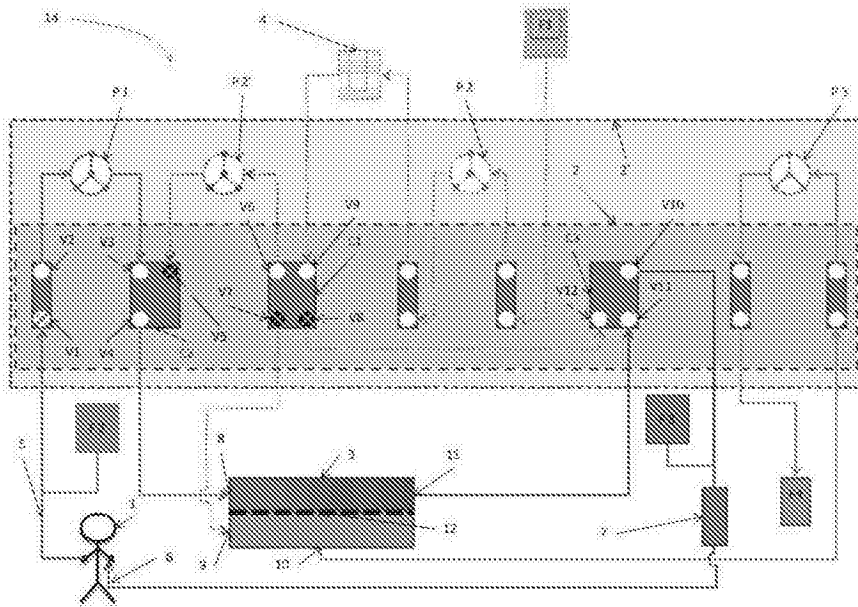


图2

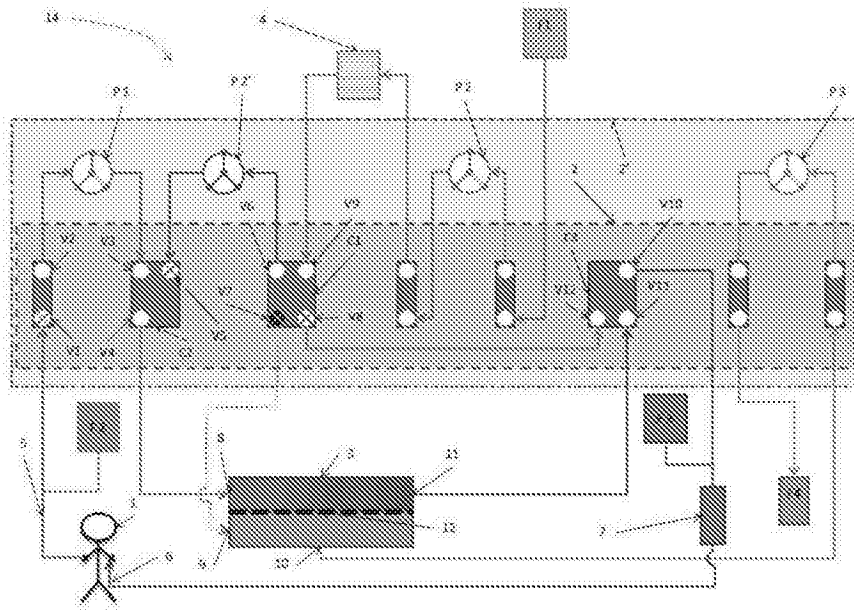


图3

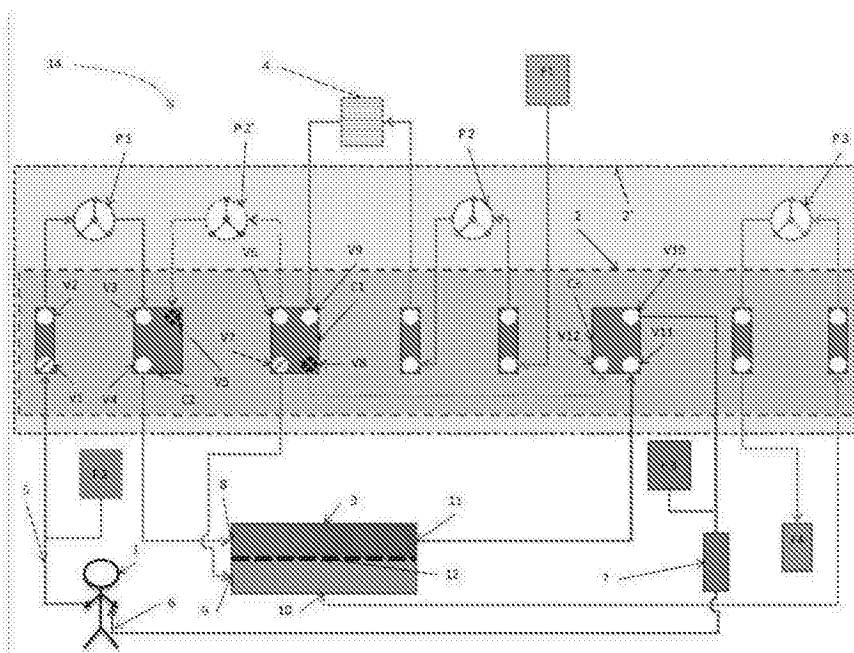


图4

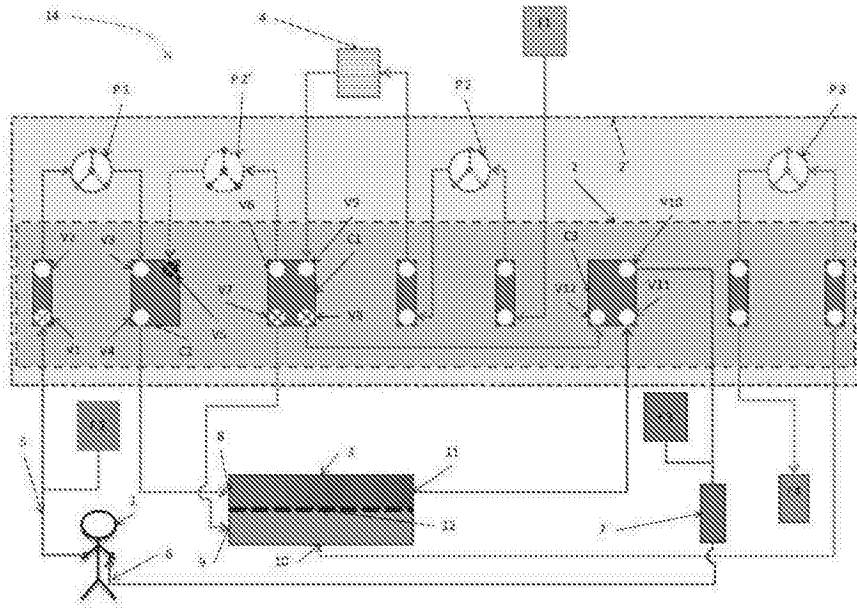


图5

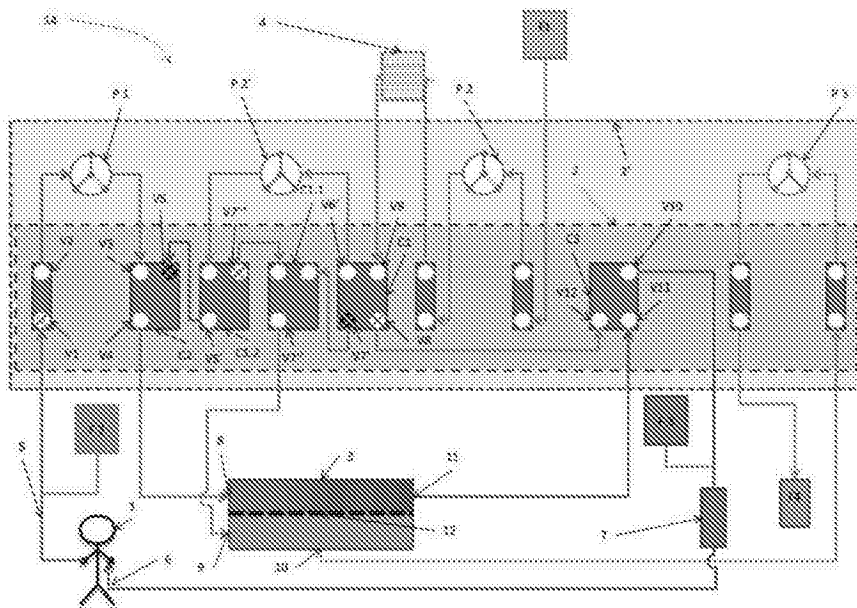


图5'

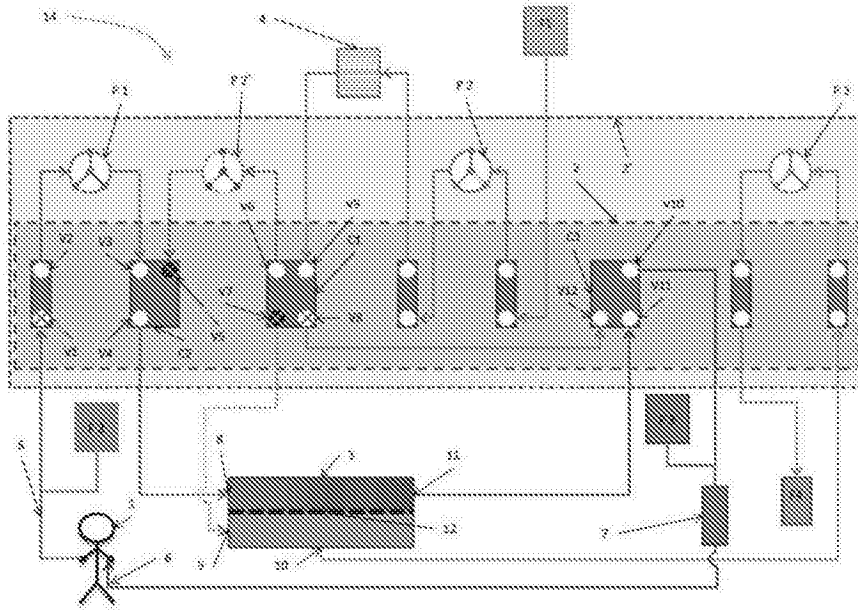


图6

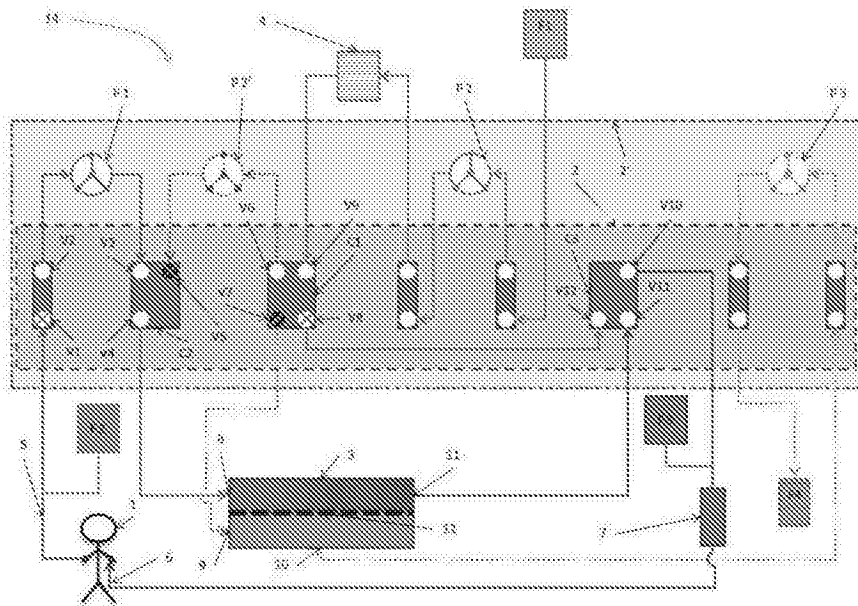


图7

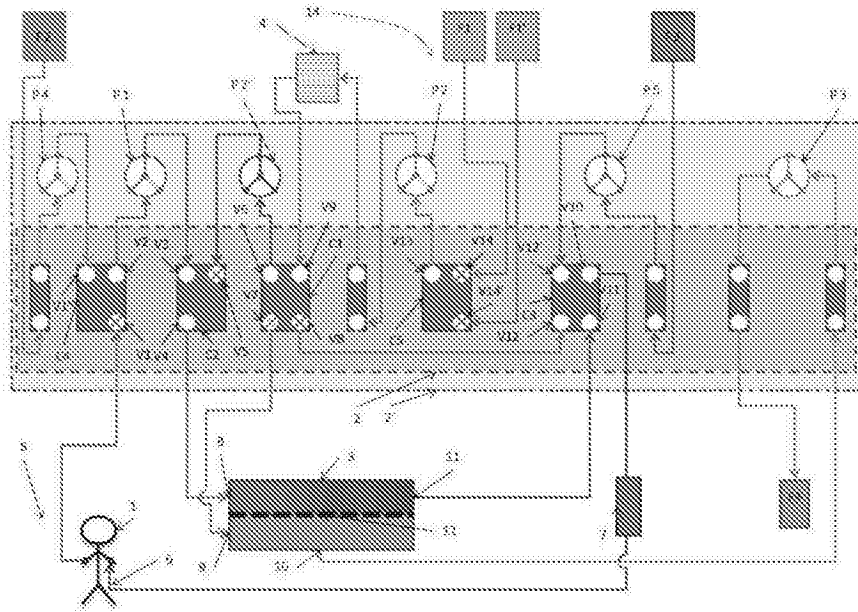


图8

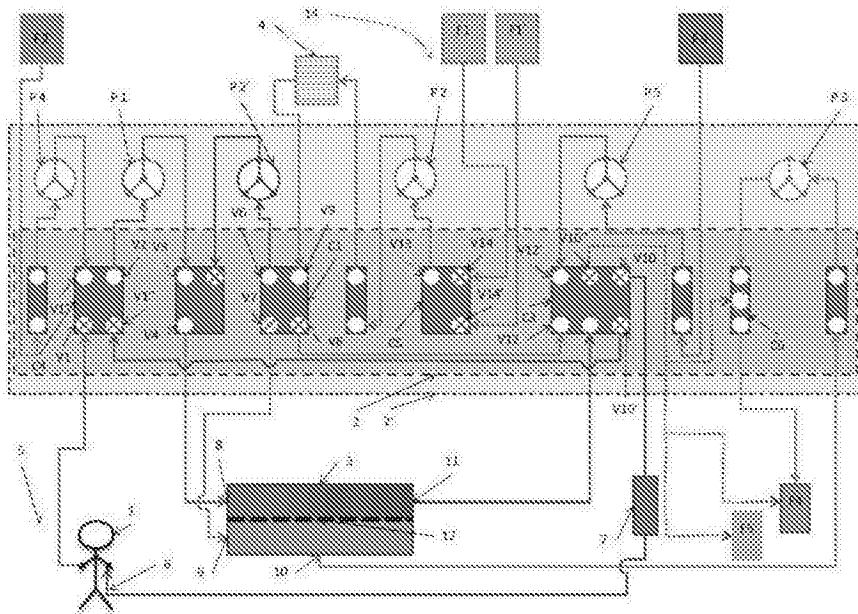


图9

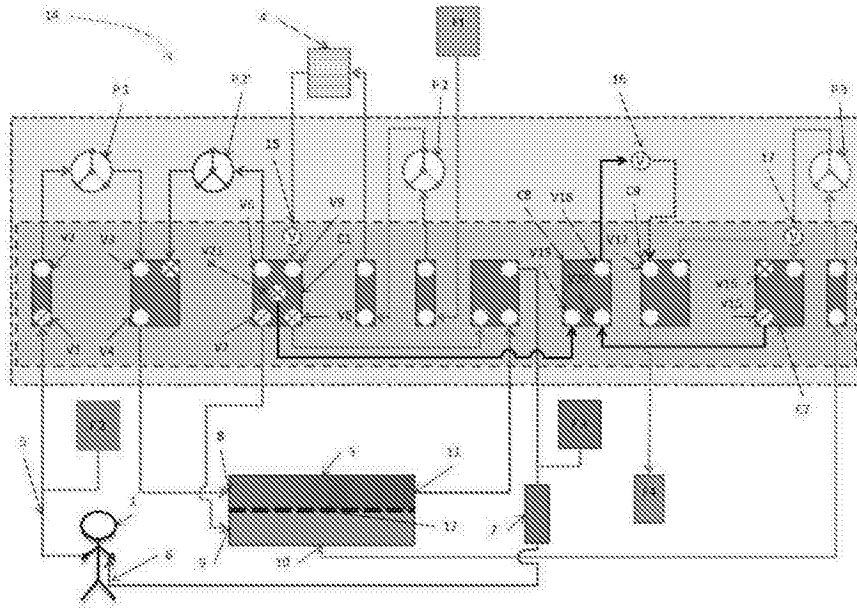


图10

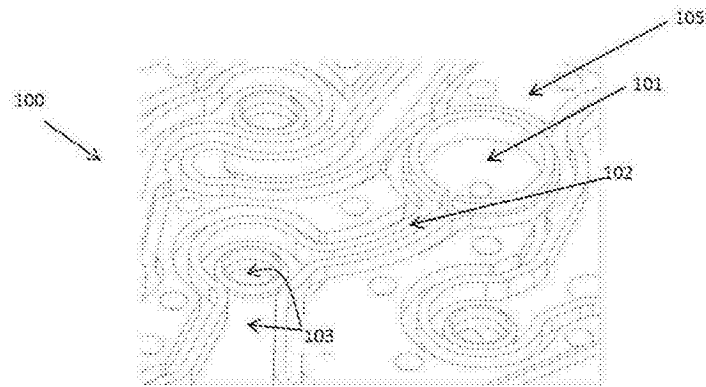


图11

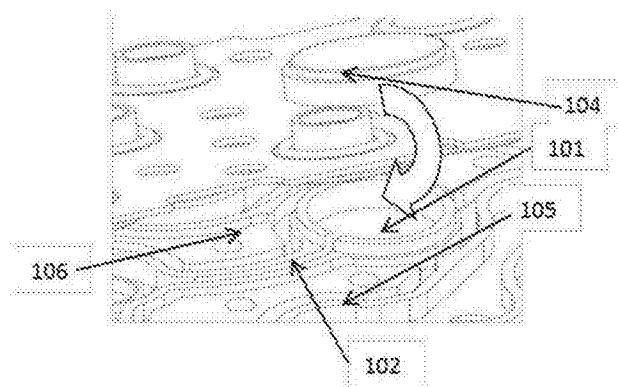


图12

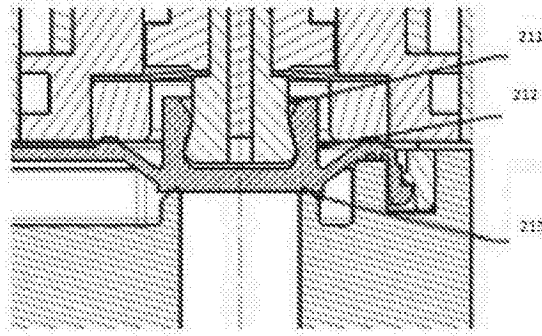


图15

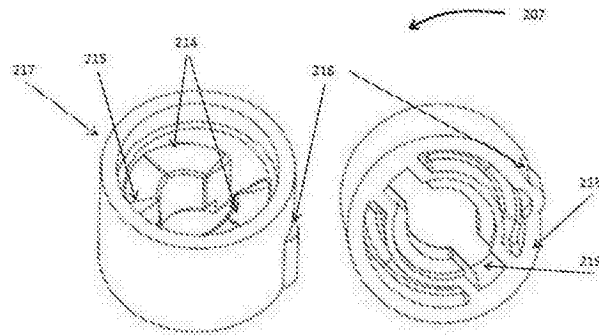


图16

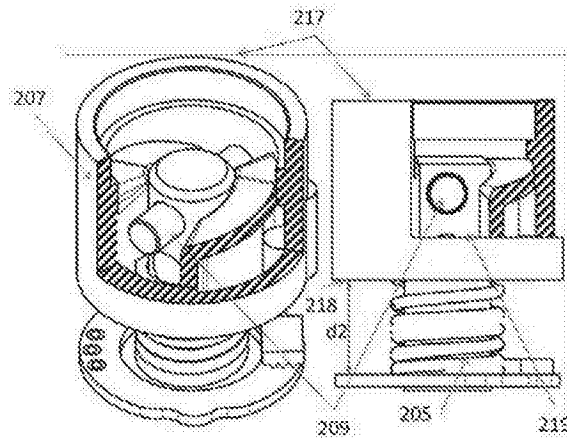


图17

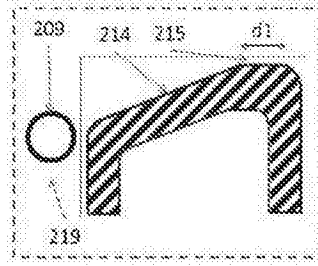


图17'

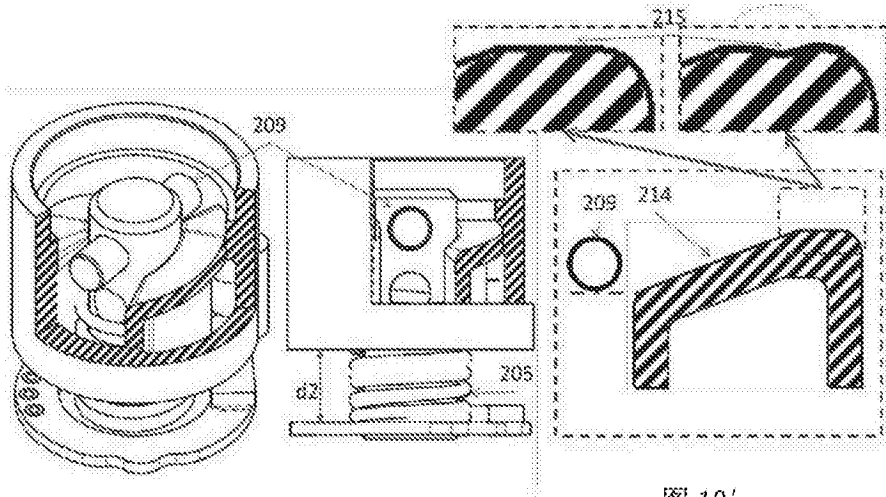


图 18

图 18'

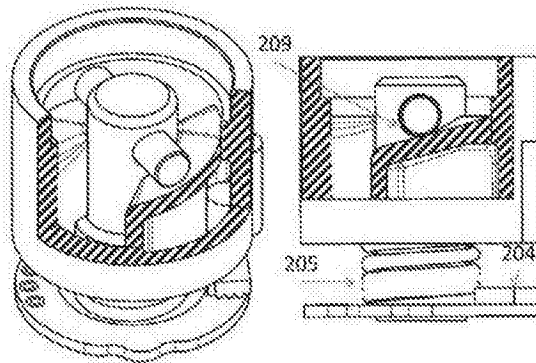


图19

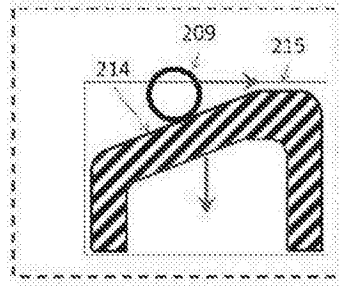


图19'

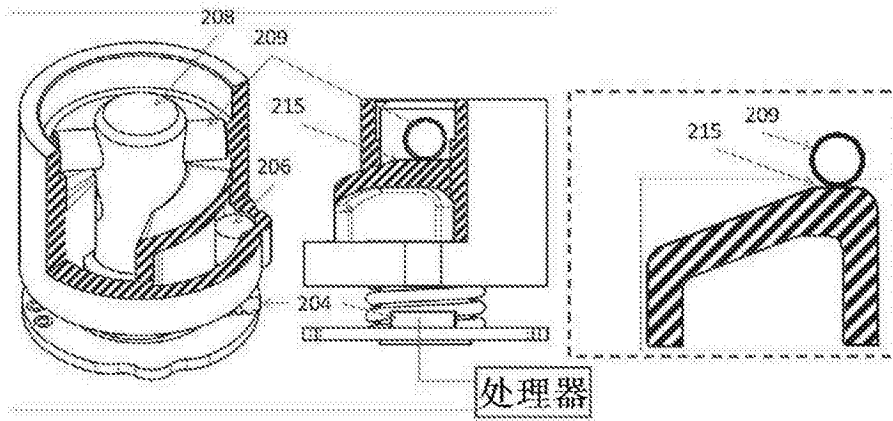


图20

图20'

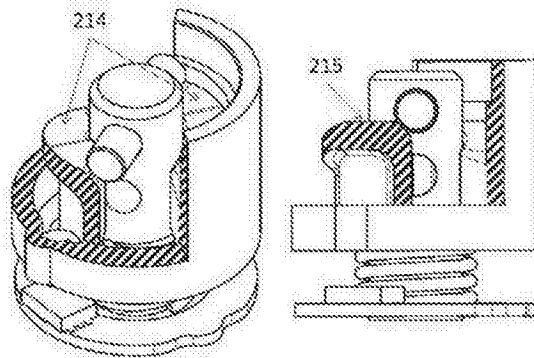


图21

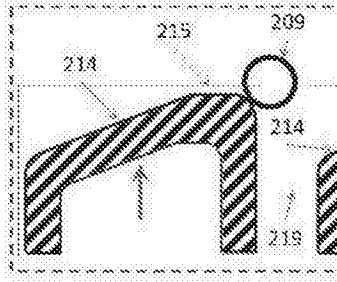


图21'

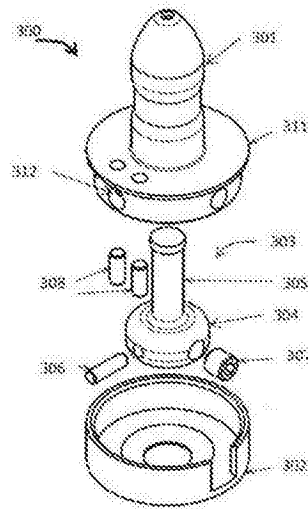


图22

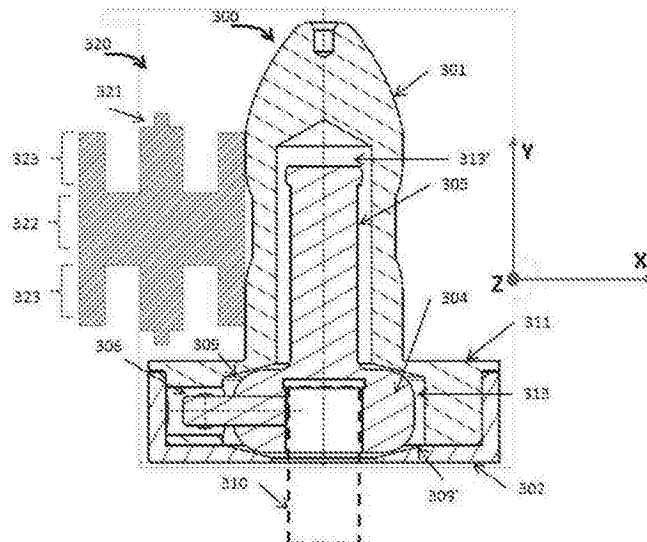


图23

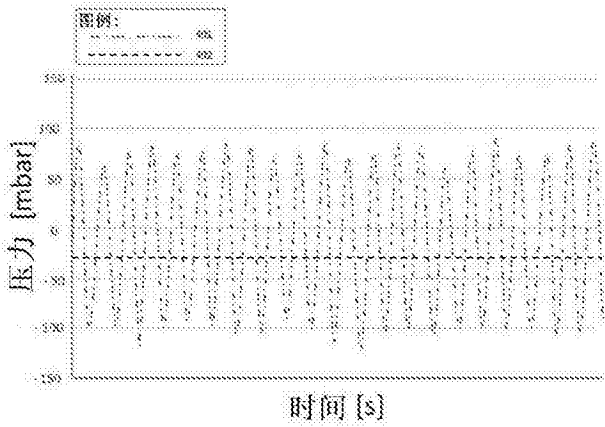


图24

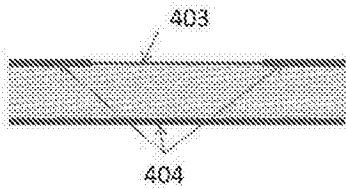


图25

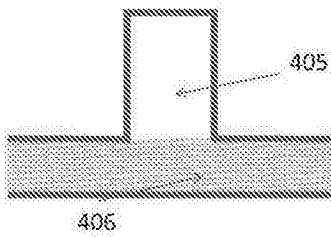


图26

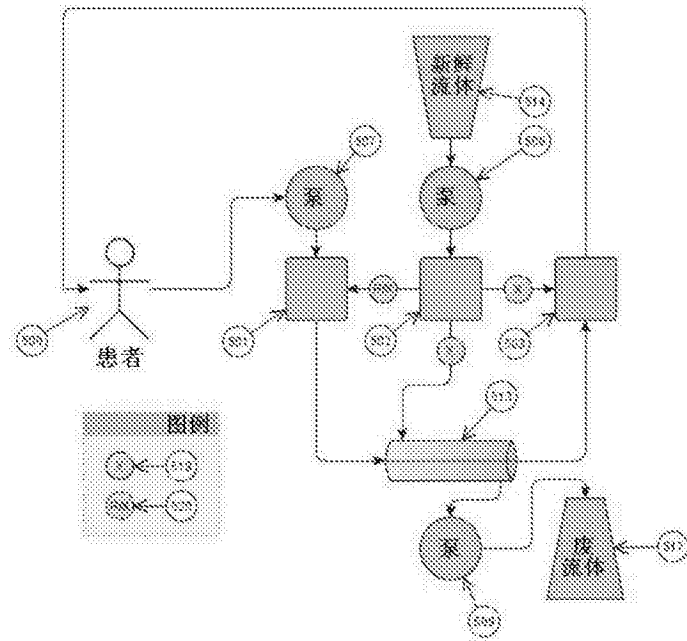


图27

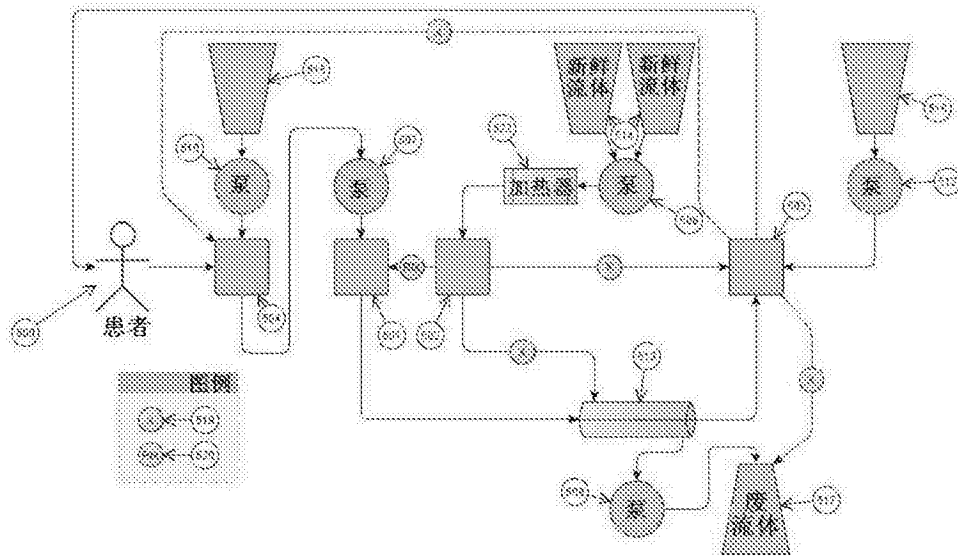


图28

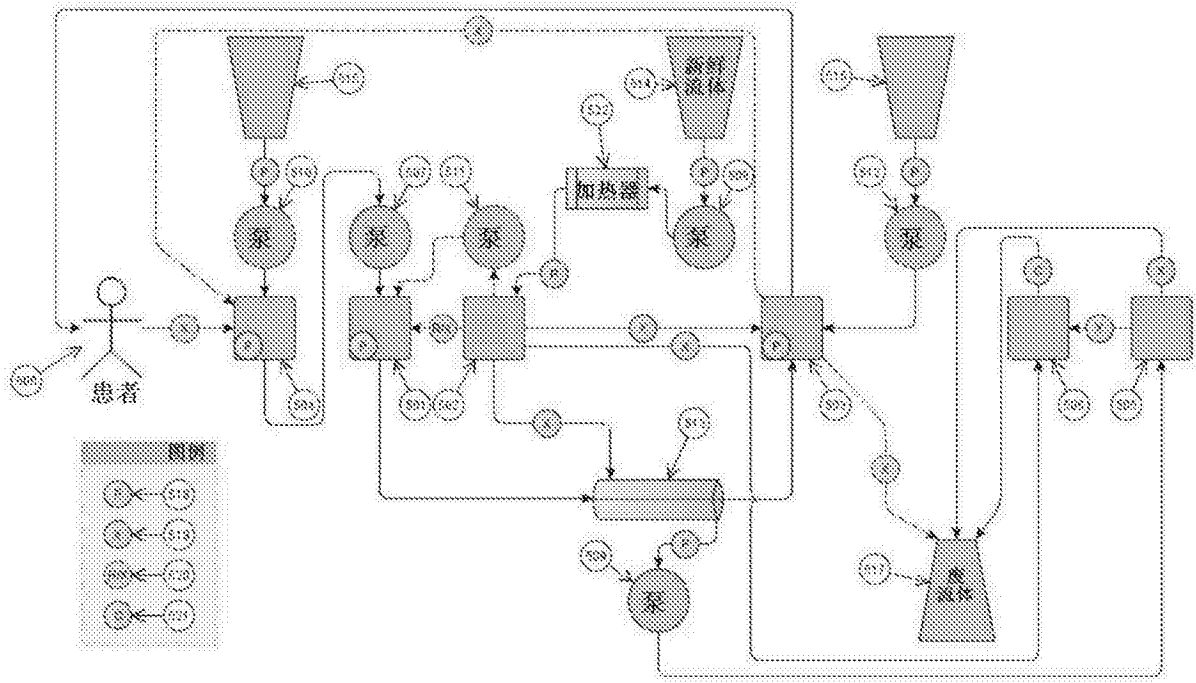


图29

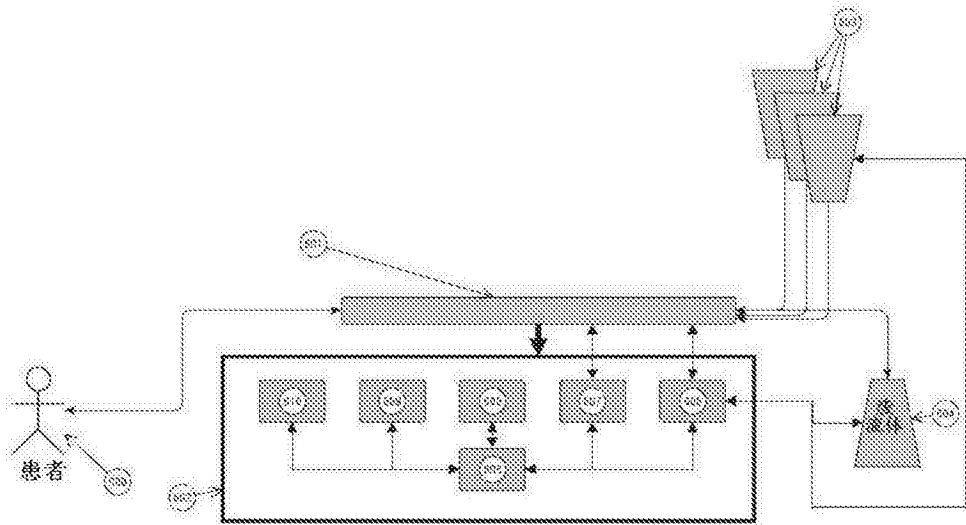


图30

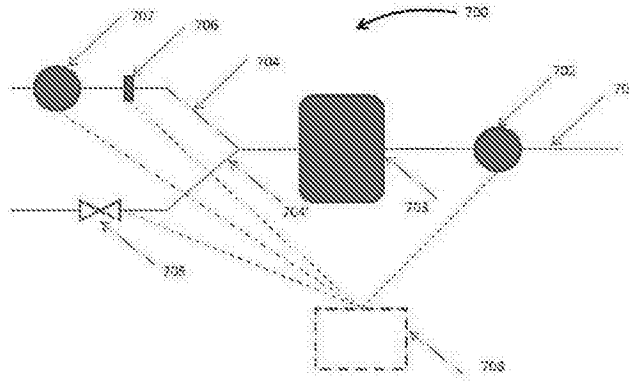


图31

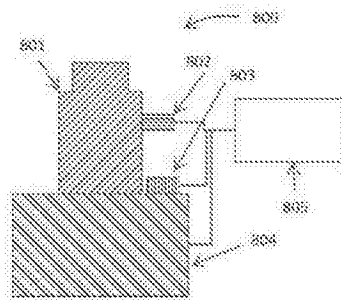


图32

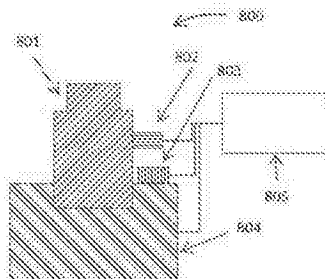


图32'

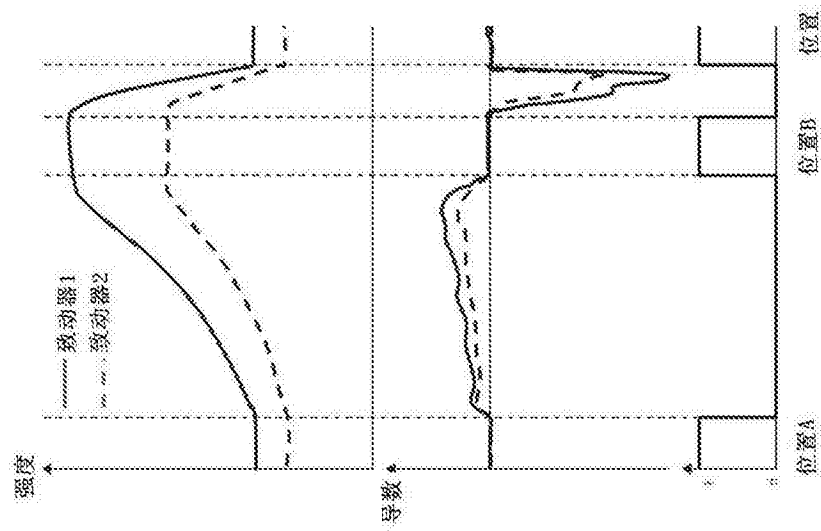


图33