



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102427835 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 25

(21) 申请号 201080021859. 0

(22) 申请日 2010. 05. 15

(30) 优先权数据

102009021995. 1 2009. 05. 19 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 11. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2010/002990 2010. 05. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02010/133319 DE 2010. 11. 25

(71) 申请人 德国弗雷泽纽斯医疗保健股份有限公司

地址 德国巴特洪堡

(72) 发明人 托马斯·尼恩贝格尔
彼得·克勒费尔

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任公司 11219

代理人 夏东栋 陆锦华

(51) Int. Cl.

A61M 1/34(2006. 01)

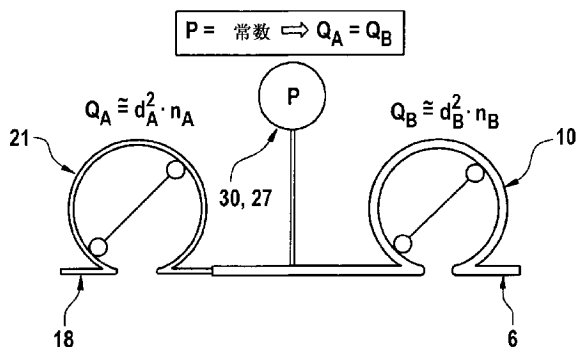
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

用于识别体外血液处理装置的管道系统的设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于体外血液处理的设备，所述设备包括用于检测将要设置在所述血液处理设备中的管道系统的装置。本发明还涉及一种用于检测将要设置在体外血液处理设备中的管道系统的方法。基于在管道系统的管道段 (18, 6) 内的由所述体外血液处理设备的至少一个泵 (22, 10) 递送流体的流率 Q 对于用于操作所述至少一个泵的速度 n 和所述管道段的管子的内径 d 的依赖性，来检测所述管道系统 (6, 8, 18)。由于流率对于泵速度和管子横截面的依赖性已知，可以得出具体管道系统是否已设置在所述体外血液处理设备中的结论。因此，所述管道系统的管道段的管子的横截面被用作用来识别所述管道系统的指示器。



1. 一种用于体外血液处理的设备,包括:

透析器(1)或过滤器,所述透析器(1)或过滤器具有由半透膜隔开的第一和第二室(3,4);

至少一个泵(21,10),所述至少一个泵(21,10)将在预定转动速度 n 下操作,以用于在将要插入所述体外血液处理设备的管道线路系统(5,6,18)中泵送流体;和

中央控制单元(24),所述中央控制单元(24)用于控制所述体外血液处理设备,其特征在于

所述体外血液处理设备具有用于识别将要插入所述体外血液处理设备的所述管道线路系统的装置(25,26,27),

其中,用于识别所述管道线路系统的装置(25,26,27)具有

评估单元(25),所述评估单元(25)被设计成使得:根据由所述至少一个泵(21,10)在管道线路段(18,18';6,6')中泵送所述流体的流率 Q 取决于用于操作所述至少一个泵的转动速度 n 和所述管道线路段(18,18',6,6')的内径 d 的基本原理,来识别所述管道线路系统。

2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述评估单元(25)与所述中央控制单元(24)进行交互,所述评估单元(25)在识别所述管道线路系统之后产生用于所述中央控制单元的控制信号,使得控制单元在机器控制中进行干预。

3. 根据权利要求1或2所述的设备,其特征在于,所述至少一个泵(21,10)为向其中插入所述管道线路系统(6,8,18)的管道线路段(18,6)的蠕动泵。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的设备,其特征在于,提供了用于在所述管道线路系统(6,8,18)的第一管道线路段(18)中泵送流体的第一泵(21),和用于在所述管道线路系统(6,8,18)的第二管道线路段(6)中泵送流体的第二泵(10),所述第一和第二管道线路段(18,6)被彼此前后布置,所述第一管道线路段(18)具有第一内径 d_A ,所述第二管道线路段(6)具有与所述第一内径相等或与所述第一内径不同的第二内径 d_B ,并且

其特征在于,用于识别管道线路系统的装置具有用于测量在所述第一和所述第二泵(21,10)之间的管道线路中的压力的单元(26,27),

所述评估单元(25)与控制单元(24)和压力测量单元(27,30)进行交互,使得所述评估单元确定所述第一和第二泵的所述转动速度之间的关系,在所述转动速度下由所述压力测量单元测量的压力在预定时间间隔内保持不变,并且如果所述第一和第二泵的所述转动速度不同,则推断所述第一和第二管道线路段的内径彼此不同,而如果所述第一和所述第二泵的所述转动速度基本相同,则推断所述第一和第二管道线路段的内径相等。

5. 根据权利要求4所述的设备,其特征在于,所述评估单元(25)与所述控制单元(24)和所述压力测量单元(27,30)进行交互,使得

在第一步骤中,所述第二泵在预定转动速度下操作,使得在所述第二管道线路段中以预定流率泵送流体,并且所述第一泵在比所述第二泵的所述转动速度大的预定第一转动速度下操作,并且

其特征在于,在第二步骤中,监测在所述第一泵和所述第二泵之间的管道线路中的所述压力,并且改变所述第一泵的所述转动速度,直到达到使得在所述第一泵和所述第二泵之间的管道线路中的压力保持恒定的第二转动速度为止,如果所述第一泵的所述第二转动

速度大于所述第二泵的所述转动速度,则所述评估单元推断所述第一管道线路的内径小于所述第二管道线路的内径,并且如果所述第一泵的所述第二转动速度基本上等于所述第二泵的所述转动速度,则所述评估单元推断所述第一管道线路的内径等于所述第二管道线路的内径。

6. 根据权利要求 1 至 3 中的任一项所述的设备,其特征在于,用于识别管道线路系统的装置具有用于测量管道线路的所述管道线路段 (18) 中的所述至少一个泵 (21) 的流率的单元 (13), 并且

其特征在于,所述评估单元 (25) 与控制单元 (24) 和用于测量所述流率的单元 (13) 进行交互,使得所述至少一个泵 (21) 在预定转动速度下操作,在所述预定转动速度下,所述流体在具有预定内径的、确定的管道线路内以一定的流率被泵送,并且其特征在于,将预定流率与由所述用于测量流率的单元 (13) 测量的流率进行比较,如果由设定的转动速度预定的流率与所测量的流率偏差大于基准值的量,则所述评估单元 (25) 推断所述管道线路的内径不同于所述确定的管道线路的内径,而如果由所述设定的转动速度预定的流率与所测量的流率不偏差大于基准值的量,则所述评估单元 (25) 推断所述管道线路的内径等于所述确定的管道线路的内径。

7. 一种用于识别将要插入体外血液处理设备的管道线路系统的方法,其中,所述体外血液处理设备具有:

透析器或过滤器,所述透析器或过滤器具有由半透膜隔开的第一和第二室;

至少一个泵,所述至少一个泵将在预定转动速度下操作,以用于在将要插入所述体外血液处理设备的管道线路系统中泵送流体;和

中央控制单元,所述中央控制单元用于控制所述体外血液处理设备,

其特征在于

根据由所述至少一个泵在管道线路段中泵送所述流体的流率取决于用于操作所述至少一个泵的所述转动速度和所述管道线路段的内径的基本原理,来识别所述管道线路系统。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,在所述管道线路系统被识别之后产生用于所述中央控制单元的控制信号,使得控制单元在机器控制中进行干预。

9. 根据权利要求 7 或 8 所述的方法,其特征在于,所述至少一个泵为向其中插入所述管道线路系统的管道线路段的蠕动泵。

10. 根据权利要求 7 至 9 中的任一项所述的方法,其特征在于,提供了用于在所述管道线路系统的第一管道线路段中泵送流体的第一泵,和用于在所述管道线路系统的第二管道线路段中泵送流体的第二泵,所述第一和第二管道线路段被彼此前后布置,所述第一管道线路段具有第一内径,所述第二管道线路段具有与所述第一内径相等或与所述第一内径不同的第二内径,并且

其特征在于,测量在所述第一和所述第二泵之间的管道线路中的所述压力,并且评估所述第一和第二泵的所述转动速度之间的关系,在所述转动速度下所测量的压力在预定时间间隔内保持不变,并且如果所述第一和所述第二泵的所述转动速度不同,则推断所述第一和第二管道线路段的内径彼此不同,而如果所述第一和所述第二泵的所述转动速度基本相同,则推断所述第一和第二管道线路段的内径相等。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其特征在于,在第一步骤中,在预定转动速度下操作所述第二泵,使得在所述第二管道线路段中以预定流率泵送流体,并且在比所述第二泵的所述转动速度大的预定第一转动速度下操作所述第一泵,并且

其特征在于,在第二步骤中,监测在所述第一泵和所述第二泵之间的管道线路中的压力,并且改变所述第一泵的所述转动速度直到达到使得在所述第一泵和所述第二泵之间的管道线路中的压力保持恒定的第二转动速度为止,如果所述第一泵的所述第二转动速度大于所述第二泵的所述转动速度,则推断所述第一管道线路的内径小于所述第二管道线路的内径,而如果所述第一泵的所述第二转动速度基本上等于所述第二泵的所述转动速度,则推断所述第一管道线路的内径等于所述第二管道线路的内径。

12. 根据权利要求 7 所述的方法,其特征在于,测量在管道线路的所述管道线路段中的所述至少一个泵的所述流率,并且在预定转动速度下操作所述至少一个泵,在所述预定转动速度下,所述流体在具有预定内径的、确定的管道线路内以一定的流率被泵送,并且其特征在于,将预定流率与所测量的流率进行比较,如果由设定的转动速度预定的流率与所测量的流率偏差大于基准值的量,则推断所述管道线路的内径不同于所述确定的管道线路的内径,而如果由所述设定的转动速度预定的所述流率与所测量的流率不偏差大于基准值的量,则推断所述管道线路的内径等于所述确定的管道线路的内径。

用于识别体外血液处理装置的管道系统的设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于体外血液处理的设备,其具有用于识别将要插入血液处理设备的管道线路系统的装置。此外,本发明涉及一种用于识别将要插入体外血液处理设备的管道线路系统的方法。

背景技术

[0002] 已经知道多种用于体外血液处理的方法。在血液透析 (HD) 的情形中,在包括透析器的体外血液回路中对患者的血液进行清洁。透析器具有由半透膜隔开的血液室和透析液室。

[0003] 虽然透析液在血液透析 (HD) 期间流过透析液室,并且由于透析液和血液之间的扩散而使得某些物质透过膜输送,但透析液在血液滤过 (HF) 期间不流过透析器的透析液室。在血液滤过 (HF) 过程中,由于对流而通过过滤器的膜来有效移除某些物质。血液透析滤过 (HDF) 是这两种方法的结合。

[0004] 广泛已知的是,由作为供应到透析器上游或下游的体外血液回路的无菌置换液来置换经由透析器或过滤器的膜而取自患者的流体的一部分。用于体外血液处理的设备是已知的,在该设备中,从淡水和浓缩物联机地生成透析液,并且从透析液联机地生成置换液。

[0005] 被设计为单次使用的并且被插入血液处理设备中的不同管道线路系统被用于多种体外血液处理。例如,已经知道用于处理成人或儿童的内径彼此不同的管道线路系统的管道线路。

[0006] 体外血液处理设备包括多个泵,利用这些泵将患者的血液、置换液或冲洗液泵送经过管道线路系统的管道线路。

[0007] 在体外血液处理设备中使用蠕动泵来泵送流体,其中至少一个压缩或闭塞部位沿着充当泵送空间的弹性管移动。在最常用的蠕动管泵设计中,弹性管在压缩或闭塞部位处完全封闭。由于这个原因,这些泵也被称为闭塞管泵 (occluding tube pump)。最常用的闭塞管泵是辘子泵,在其中插入管道线路系统的一段管道线路。

发明内容

[0008] 本发明基于提供用于体外血液处理的设备的目的,该设备允许识别将要插入体外血液处理设备的管道线路系统。此外,本发明的一个目的是规定一种方法,利用该方法能识别将要插入体外血液处理设备的管道线路系统。

[0009] 根据本发明,这些目的通过权利要求 1 和 7 的特征来实现。本发明的有利实施例是从属权利要求的主题。

[0010] 识别将要插入体外血液处理设备的管道线路系统为简化体外血液处理设备和提高体外血液处理的安全性提供了不同的可能性。一旦识别了管道线路系统,即可在机器控制中进行干预。作为示例,可以在已插入某个管道线路系统之后,仅允许用血液处理设备进行某种血液处理,例如,仅进行血液透析 (HD),而不进行血液滤过 (HF) 或血液透析滤过

(HDF)。然而,也可以在已识别管道线路系统之后为血液处理设定一定的规格。也可以在已识别管道线路系统之后,进行针对是否已插入用于预定血液处理的正确的管道线路系统的检查,例如,可以在用于对成人处理或对儿童处理的管道线路系统之间加以区分。

[0011] 在根据本发明的设备和根据本发明的方法中,对管道线路系统的识别依赖由体外血液处理设备的至少一个泵在管道线路系统的管道线路段中泵送流体的流率取决于用于操作该至少一个泵的转动速度和管道线路段的管道线路的内径的基本原理。由于流率对于泵的转动速度和管道线路横截面的依赖性已知,因而可以推断某个管道线路系统是否被插入体外血液处理装置。因此,管道线路系统的管道线路段的管道线路的横截面被用作识别管道线路系统的指示器。

[0012] 根据本发明的设备和根据本发明的方法提供了在用于处理成人或儿童的管道线路之间加以区分的可能性,因为这两种管道线路系统具有不同的管道线路横截面。然而,也可以提供的是仅管道线路系统的一个管道线路段具有与另一个管道线路系统的横截面不同的某个横截面。这使得可以使用根据本发明的设备或根据本发明的方法在两种管道线路系统之间进行区分。在该过程中,可以提供不用于实际的血液处理而仅用于例如冲洗的管道线路段,该管道线路段具有不同的内径,特别是具有缩小的内径。然而,供应置换液而非患者血液的管道线路段也可用于通过改变的横截面来表征管道线路系统。

[0013] 在已知体外血液处理设备的情况下,在冲洗过程中通常使用彼此前后布置的两个泵来泵送流体。第一泵在管道线路系统的第一管道线路段中泵送流体,第二泵在管道线路系统的第二管道线路段中泵送流体。一般来讲,这些泵是向其中插入了第一和第二管道线路段的闭塞管泵。两个管道线路段可具有相同的内径。然而,为了表征某个管道线路系统,这两个管道线路段中的一个也可具有较大或较小的横截面。

[0014] 本发明的优选实施例假设在第一和第二泵以相同流率(馈送率)泵送流体的条件下,在两个管道线路段具有相同横截面的情况下泵具有相同转动速度,在不同横截面的情况下泵具有不同转动速度。在优选实施例中,在第一和第二泵之间的管道线路中测量压力。在该过程中,泵的转动速度被设定为使得在泵的操作过程中压力在至少预定时间间隔内保持恒定。第一和第二泵之间的转动速度关系允许对管道线路内径是否相同作出推断。转动速度关系也使得可以在相应的另一管道线路段的管道线路内径已知时计算这两个管道线路段中的一个管道线路的内径。

[0015] 当在此上下文中提及恒定的压力时,然而,在实践中也应考虑叠加到基本上恒定的压力信号上的压力脉冲。从而在实践中测量振荡压力信号。这些压力脉冲可归因于血液泵通常为辘子泵的事实,其中所述辘子泵的辘子将管道线路闭塞。由于当辘子从管道线路提起或置于管道线路上时管道线路闭塞,因而产生压力脉冲。

[0016] 在实践中,评估中不能考虑压力脉冲。为此,可以例如计算在预定时间间隔内的平均压力,该压力应保持恒定。可使用评估单元来计算平均值。然而,代替形成平均值,也可以预定上阈值和/或下阈值,并且假设在压力信号在预定阈值窗口内移动时压力保持恒定。然而,也可以例如从压力脉冲中除去所测量的压力信号。例如,通过对测量值滤波,特别是通过让测量值经过低通滤波器,可以实现这一目的,因为压力脉冲周期性出现。

[0017] 本发明的一个替代实施例允许通过测量流体的流率来从管道线路的横截面识别管道线路系统,其中流体由体外血液处理设备的泵而泵送经过管道线路系统的管道线路

段。该泵在一定转动速度下操作,在假设管道线路具有某个内径的情况下,在该转动速度下产生一定的流率。如果假设流率与测量流率相同,则推断所用管道线路的内径与假设管道线路的内径相等。这样,可以假设正确的管道线路被插入血液处理设备中。

[0018] 由于在实践中可以假设无法精确计算或测量流率,因而容许一定的偏差。由于这个原因,优选地将转动速度或流率之间的差值或它们的商与基准值进行比较。

[0019] 根据本发明的设备有利地允许使用在已知的血液处理设备中任何情况下通常都存在的部件来识别管道线路系统。例如,在任何情况下都可获得用于泵送血液或置换液的泵。在已知的血液处理中,还存在用于测量管道线路中的压力的单元。已知的血液处理设备通常还包括可用来确定流体流率的单元。例如,在血液处理设备中使用的平衡单元可用来测量流率。

附图说明

[0020] 在下文中,结合附图更详细地说明本发明的示例性实施例,在附图中:

[0021] 图 1 示出具有用于识别管道线路系统的装置的体外血液处理设备的基本部件,其中,体外血液处理通过体外血液处理设备进行,

[0022] 图 2 示出图 1 的体外血液处理设备,该血液处理设备正被冲洗,

[0023] 图 3 示出管道线路系统的两个管道线路段和两个泵的等效示意图,以及

[0024] 图 4 示出作为泵的转动速度的函数的图 3 的泵的流率。

具体实施方式

[0025] 图 1 示出体外血液处理设备(尤其是血液(透析)滤过设备)的基本部件的简化示意图,该设备具有用于识别插入或将要插入血液处理设备的管道线路系统的装置。

[0026] 该血液(透析)滤过设备具有透析器 1,透析器 1 由半透膜 2 分隔成流过血液的第一室 3 和流过透析液的第二室 4。第一室 3 连接到体外血液回路 5A,第二室 4 则连接到血液(透析)滤过设备的流体系统 5B。当在下文中讨论透析器时,也应理解为表示过滤器。

[0027] 体外血液回路 5A 包括通往血液室 3 的入口 3a 的动脉血液线路 6 和从透析器 1 的血液室 3 的出口 3b 开始的静脉血液线路 7。为了消除气泡,本示例性实施例具有连接到动脉血液线路 6 的动脉滴注室 8 和连接到静脉血液线路 7 的静脉滴注室 9。动脉血液线路 6 和静脉血液线路 7 是被设计用于单次使用的管道线路系统的两个分离的管道线路段 6、7。在本示例性实施例中,管道线路段 6、7 经由连接器(未示出)连接到透析液室 3 的入口 3a 和出口 3b。两个管道线路段 6、7 的管道线路具有相同的内径 d_b 。动脉管道线路段 6 的线路段 6' 插入在体外血液回路 5A 中泵送患者血液的闭塞泵 10(具体为辊子泵)中。

[0028] 流体系统 5B 包括通往透析液室 4 的入口 4a 的透析液供应线路 11 和从透析器 1 的透析液室 4 的出口 4b 处开始的透析液排放线路 12。来自透析液源(未示出)的新透析液经由透析液供应线路 11 流入透析液室,旧透析液则从透析液室经由透析液排放线路 12 排放至流出口(未示出)。透析液通过布置在透析液排放线路 12 中的透析液泵 29 泵送。首先连接到透析液供应线路 11、然后连接到透析液排放线路 12 的平衡单元 13 被用来平衡新透析液和旧透析液,以使得流入和流出的透析液都流过平衡单元的平衡室。

[0029] 在血液处理期间可将无菌置换液供应至体外血液回路 5A。无菌置换液从透析液系

统 5B 的透析液获得。使用由膜 15 分成第一室 16 和第二室 17 的无菌过滤器 14 来获得无菌置换液。第一室 16 连接到透析液供应线路 11, 置换液线路 18 从第二室 17 开始并通往体外血液回路 5A。

[0030] 在其末端处, 置换液线路 18 具有分别连接到连接器 18c、18d 的两个线路段 18a、18b。利用这两个连接器 18c、18d, 可将置换液线路 18 连接到通往动脉滴注室 8 的连接线路 19, 或连接到通往静脉滴注室 9 的连接线路 20。由于这个原因, 连接线路 19、20 具有对应的连接件 19a、20a。在线路段 18a、18b 上存在管夹 18e、18f, 利用该管夹可以可选地实现与动脉滴注室 8 和 / 或静脉滴注室 9 的流体连接。

[0031] 置换液线路 18 也是管道线路系统的独立的管道线路段。管道线路段 18 的线路段 18' 插入用来泵送置换液的置换泵 21 (具体为辊子泵)。用于供应置换液的管道线路段 18 具有内径 d_a , 该内径可等于动脉血液线路 6 和静脉血液线路 7 的管道线路段的内径 d_b , 或者可以不同于两个管道线路段 6、7 的内径 d_b 。

[0032] 为了夹紧断开透析器 1, 在透析液供应线路 11 中提供了锁定机构 22, 在透析液排放线路 12 中提供了锁定机构 23。血液处理设备可另外包括更多部件, 例如另外的无菌过滤器、锁定机构、连接器等; 但为了更加清楚起见, 并未示出这些部件。

[0033] 血液处理设备使用中央控制单元 24 来控制, 中央控制单元 24 经由控制线 10'、29'、21'、22'、23' 连接到动脉血液泵 10、透析液泵 29、置换泵 21、以及锁定机构 22 和 23。中央控制单元 24 可打开和关闭各个泵, 并可设定其转动速度。

[0034] 体外血液处理设备具有用于识别已插入或将要插入血液处理设备的管道线路系统的装置, 在本示例性实施例中该装置包括管道线路段 6、7、18。用于识别管道线路系统的装置具有经由数据线 26 连接到血液处理设备的中央控制单元 24 的评估单元 25。然而, 评估单元 25 也可为中央控制单元 24 的部件, 因为在中央控制单元中已经具有实现评估单元所需要的部件 (如微处理器等)。除了评估单元 25 之外, 用于识别管道线路系统的装置具有压力测量单元 27、30, 该压力测量单元使用压力传感器 27 来测量血液泵 10 上游的动脉血液线路 6 中的压力。

[0035] 管道线路系统 6、7、18 在血液处理之前的冲洗阶段被识别。图 2 示出了在冲洗阶段的图 1 的血液处理设备。为了冲洗血液处理设备, 置换液管道线路 18 不连接到分别通往滴注室 8 和 9 的连接管道线路 19 和 20, 而是连接到动脉血液线路 6 的末端。为此, 连接器 18c 连接到设置在血液线路 6 的末端的配合连接器 6a。此外, 管夹 18e 打开, 管夹 18f 关断。此外, 在透析器 1 的透析液室 4 的入口 4a 和出口 4b 处的锁定机构 22 和 23 关断。从而使冲洗液可经由透析液供应线路 11 流入无菌过滤器 14 并经由置换液线路 18 和动脉血液线路 6 流入透析器 1 的血液室 3。冲洗液从血液室 3 流入静脉血液线路 7, 静脉血液线路 7 在冲洗阶段经由仅指示的线路路径 28 连接到透析液排放线路 12。

[0036] 本示例性实施例假设置换液线路 17 的管道线路段的内径 d_a 不同于动脉血液线路 6 和静脉血液线路 7 的两个管道线路段的内径 d_b 。在这种情况下, 内径 d_b 大于内径 d_a 。例如, 内径 d_b 为 8mm, 内径 d_a 为 4mm。因此, 管道线路系统 6、7、18 通过具有不同内径的管道线路段 6、7 和 18 来表征。原则上, 也可能仅有分别插入血液泵 10 和置换泵 21 的管道线路段 6 和 18 的线路段 6' 和 18' 具有不同内径, 不处于泵中的线路段则不在内径方面彼此不同。

[0037] 在冲洗阶段期间, 具有不同内径 d_a 、 d_b 的两个管道线路段 6、18 串联连接, 并且冲洗

液由线路段 18 中的置换泵 21 泵送, 流体由线路段 6 中的血液泵 10 泵送。

[0038] 图 3 示出了两个管道线路段 18、6 和两个泵 21、10, 以及带有用来测量管道线路段 6 中的系统压力 P 的压力传感器 27 的压力测量单元 27、30 的等效示意图。通过将所得系统压力 P 保持恒定并且可能地重新调节两个泵中的一个的转动速度, 实现对管道线路段的识别。

[0039] 两个闭塞管泵 (具体为辊子泵) 21、10 的馈送率 $Q_{A, B}$ 取决于内部管横截面和管泵的压缩或闭塞部位的移位速度。下列公式适用于闭塞辊子泵:

$$[0040] \quad Q = V_i \cdot i \cdot n,$$

[0041] 其中 V_i 是封闭在辊子泵的两个辊子之间的单位为 ml 的单元容积, i 是辊子的数量, n 是单位为 r. p. m 的辊子的转动速度。封闭的单元容积与插入泵中的管道线路的内径 d 的平方成正比。

[0042] 图 4A 和 4B 示出了作为转动速度 n_A 和 n_B [1/s] 的函数的泵 A (置换泵 21) 的流率 Q_A [1/min] 和泵 B (血液泵 6) 的 Q_B [1/min]。可以看到, 管道线路的不同内径 d_A 、 d_B 导致泵 A 的转动速度 n_A 和泵 B 的转动速度 n_B 之间的不同关系。如果转动速度之间的关系 n_A/n_B 在恒定的系统压力 P 下彼此不同, 则存在不同的管径。

[0043] 如果计算出转动速度之间的关系 n_A/n_B , 则知道一个管道线路段的内径 d_A 或 d_B 允许推断另一管道线路段的内径 d_B 或 d_A 。

$$[0044] \quad d_A = d_B \cdot \sqrt{\frac{n_B}{n_A}}$$

[0045] 为了识别管道线路系统, 评估单元 25 与中央控制单元 24 通信, 并接收压力测量单元 27、30 的压力信号。首先, 中央控制单元 24 启动连接测试, 以确保置换液线路 18 连接到动脉血液线路 6, 以便进行冲洗过程。为此, 在置换泵 21 被操作的同时停止血液泵 10。如果压力测量单元 27、30 在血液线路 6 中测得正的系统压力 P , 则评估单元推断两个管道线路段彼此连接。随后, 控制单元 24 利用恒定转动速度 n_B 致动血液泵 10。这导致血液泵 10 以其来泵送流体的一定的流率 Q_B 。同时, 控制单元利用转动速度 n_A 致动置换泵 21, 该转动速度大于血液泵 10 的转动速度 n_A 。此处, 系统压力 P 通过压力测量单元进行监测。如果管道线路段 18、6 具有相同内径 ($d_A = d_B$), 则只能在两个泵的转动速度相等 ($n_A = n_B$) 时获得恒定的系统压力 P 。这是因为当泵的转动速度相等时, 只有在这种情况下会产生相同的流率 $Q_A = Q_B$ 。

[0046] 然而, 由于在本示例性实施例中管道线路段 6 的管道线路的内径 d_B 大于管道线路段 18 的管道线路的内径 d_A , 为了设定恒定的系统压力 P , 置换泵 21 必须在更高的转动速度 n_A 下操作。

[0047] 中央控制单元 24 调节置换泵 21 的转动速度, 直到在预定的时间间隔 (测量阶段) 内设定恒定的系统压力 P 。由于在设定恒定的系统压力时所导致的两个泵不同的转动速度, 评估单元 25 推断管道线路段 18 具有比管道线路段 6 更小的内径 d_A 。从而识别出管道线路系统。

[0048] 实践中假设恒定的系统压力, 即使来自压力测量单元 27、30 的压力信号被压力脉冲所叠加, 该压力脉冲可归因于使管道线路闭塞的血液泵 10 的辊子的移动。在本示例性实施例中, 评估压力信号的评估单元 25 从而计算来自压力测量单元 27、30 的压力信号的平均

值,并且控制单元 24 致动血液泵 10 和置换泵 21,使得在预定的时间间隔内设定恒定的平均压力。然而,也可使用其它统计和 / 或信号处理方法来评估所测量的压力信号。

[0049] 一旦识别了管道线路系统,中央控制单元 24 即产生控制信号,例如以便在机器控制中进行干预。当插入管道线路系统时,这种干预可以例如由仅允许血液透析而不允许血液滤过处理(血液透析滤过处理)组成。然而,也可通过光学和 / 或声音标记来向正在处理的医务人员信令传达对管道线路系统的识别。

[0050] 现在假设已插入具有相同内径的管道线路段的管道线路系统。则由控制单元 24 对置换泵 21 的转动速度 n_A 的重新调节导致置换泵 21 和血液泵 10 具有相同的转动速度 $n_A = n_B$ 。然后,评估单元 25 推断没有插入管道线路段具有不同内径的管道线路系统。例如,控制单元 24 可接着允许血液处理设备进行血液滤过(血液透析滤过)。

[0051] 在评估单元 25 中,通过计算转动速度的差值 $n_A - n_B$ 来比较置换泵 21 的转动速度 n_A 和血液泵 10 的转动速度 n_B 。然后将差值与指定的基准值进行比较。如果差值大于预定的基准值,则评估单元推断已插入具有不同内径的管道线路段的管道线路系统。否则,推断管道线路系统具有内径相同的管道线路段。与形成两个转动速度之间的差值不同,也可以形成转动速度的商并将该商与预定基准值进行比较。所有要做的事情是在这两个转动速度之间建立相互关系。

[0052] 在下文中描述用于识别管道线路系统的装置的替代实施例,所述装置使得可以区分用于处理成人和用于处理儿童的管道线路系统。该替代实施例可与前述实施例一起或代替前述实施例在血液处理设备中实现。

[0053] 评估单元 25 经由线路 13' 连接到平衡单元 13,使得评估单元可以评估平衡单元的平衡循环。循环的次数是对流过透析液供应线路 11 的流体的流率的量度。由于平衡室的容积已知,评估单元可计算来自平衡单元 13 的循环的流率。

[0054] 在本示例性实施例中,管道线路系统被提供用于处理儿童。管道线路段 6、7、18 都具有相同的内径 d ,该值小于用于处理成人的管道线路系统的管道线路的内径。评估单元 25 检查(特别是在冲洗阶段)是否已插入正确的管道线路系统。为此,中央控制单元 24 利用预定转动速度 n_A 致动置换泵 21。对置换泵进行操作的转动速度 n_A 是在将用于儿童的管道线路系统插入血液处理设备中时用于设置一定的流率所需的转动速度。当置换泵 21 被操作时,评估单元 25 监测置换泵 21 吸入冲洗液的实际流率 Q 。如果用平衡单元 13 测量的流率与假设流率的偏差大于基准值,评估单元 25 推断插入血液处理设备中的不是用于儿童的管道线路系统。然而,在本情况下,插入了用于儿童的正确管道线路系统。由于这个原因,测量流率基本上等于假设流率,即,这两个流率的差值小于预定基准值,从而评估单元推断已插入用于儿童的管道线路系统。因此,控制单元 25 再次产生控制信号,从而可以在机器控制中进行干预。例如,可以设定处理儿童所需要的一定的血液处理规格。然而,也可通过光学和 / 或声音标记来向正在处理的医务人员信令传达对管道线路系统的识别。

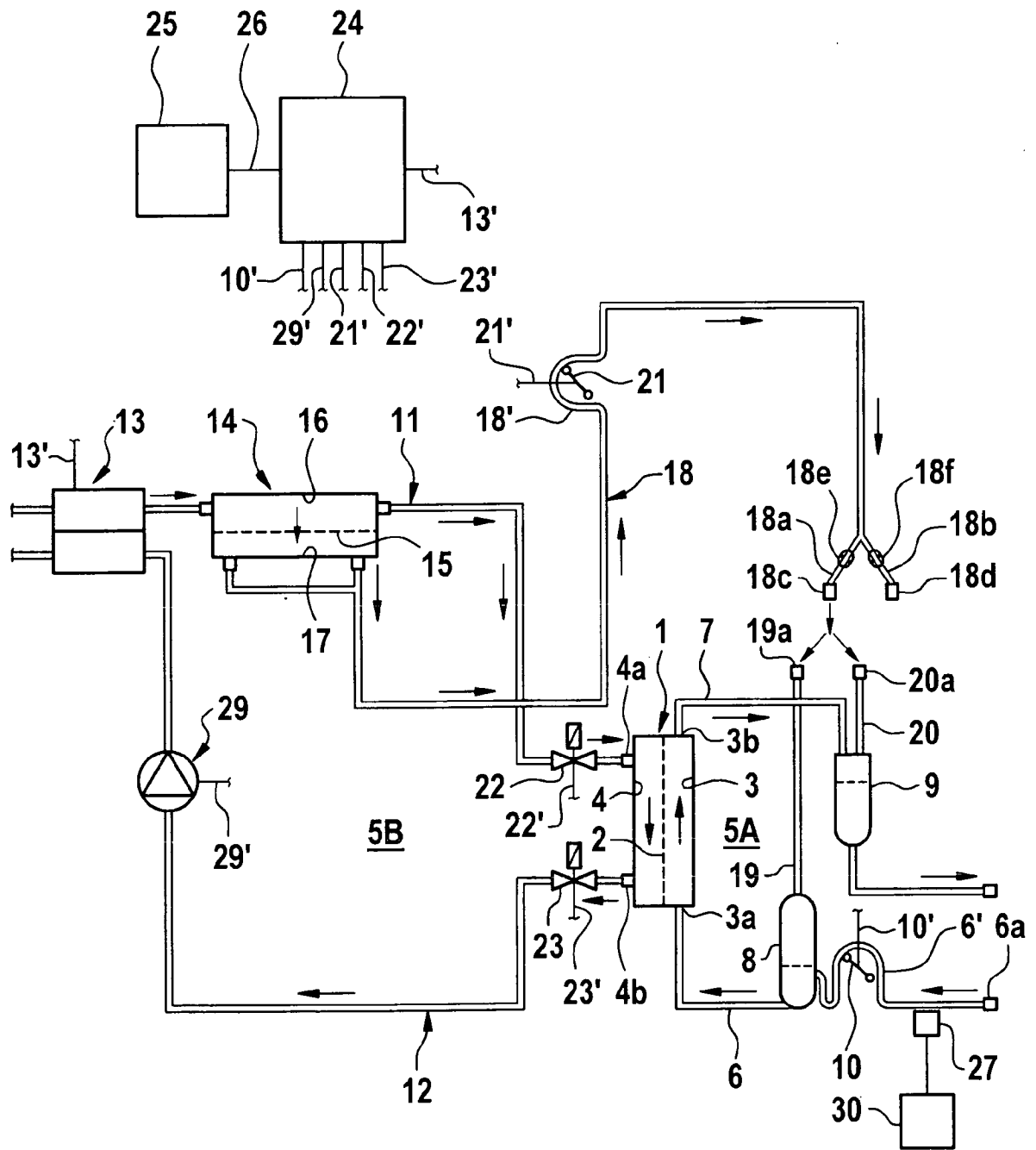


图 1

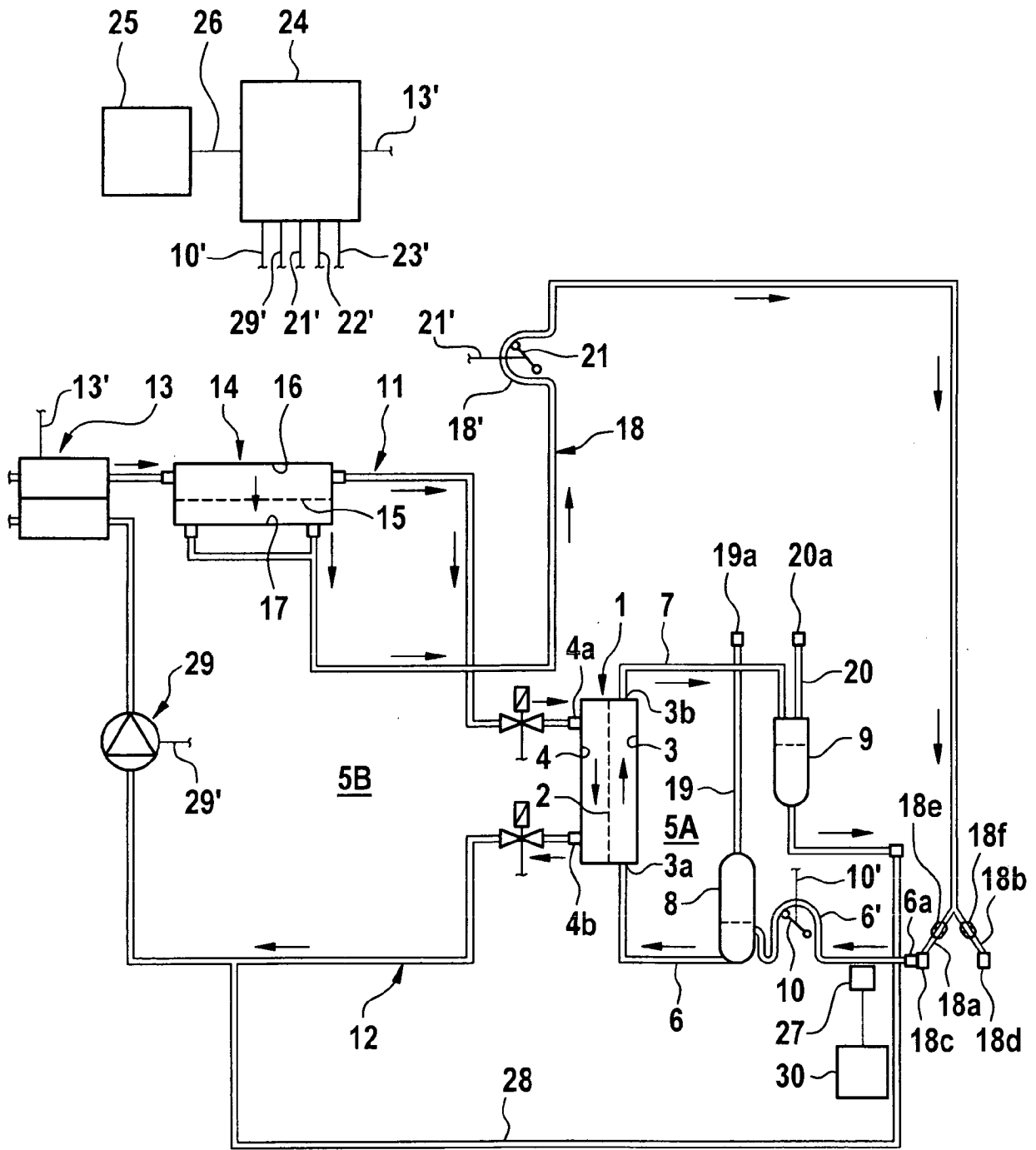


图 2

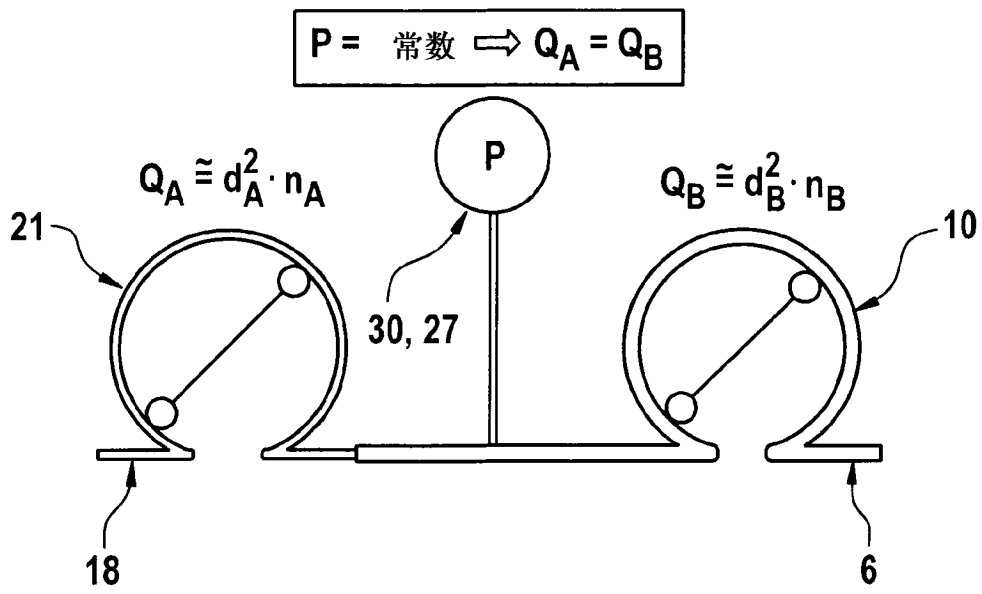


图 3

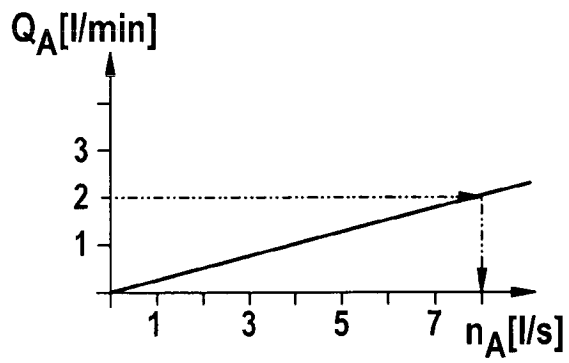


图 4A

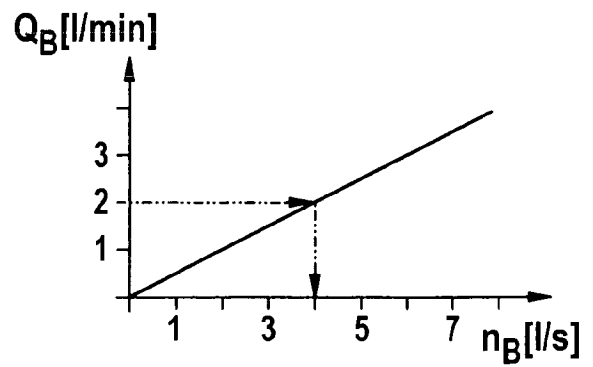


图 4B