



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103561795 B

(45)授权公告日 2016.10.26

(21)申请号 201280025714.7

(22)申请日 2012.05.25

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103561795 A

(43)申请公布日 2014.02.05

(30)优先权数据
102011103261.8 2011.05.26 DE
102011051549.6 2011.07.04 DE
61/490,083 2011.05.26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.11.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2012/002241 2012.05.25

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/159767 DE 2012.11.29

(73)专利权人 弗雷森纽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 阿尔弗雷德·加格尔

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227
代理人 张春水 田军锋

(51)Int.Cl.
A61M 1/34(2006.01)

(56)对比文件
US 5660722 A,1997.08.26,
US 5660722 A,1997.08.26,
WO 2008/125894 A1,2008.10.23,
US 2003/0136181 A1,2003.07.24,
CN 101678164 A,2010.03.24,
US 4708802 A,1987.11.24,
审查员 陈婧

权利要求书4页 说明书13页 附图4页

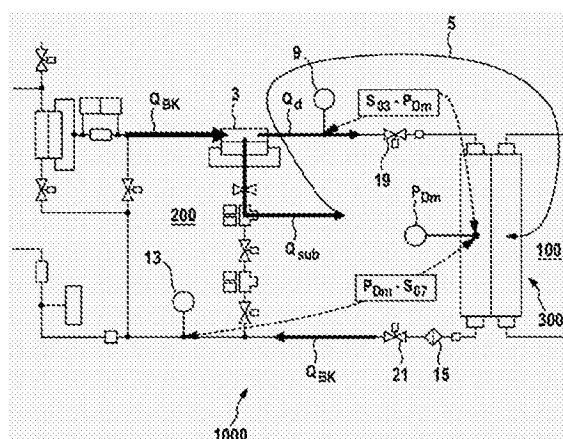
(54)发明名称

用于确定血处理设备中的体积流的方法、运算装置和血处理设备

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定血处理设备(1000)中的至少一个第一体积流(Q_{sub})的方法,所述血处理设备具有:用于引导要处理的血液的初级循环(100);用于引导用于血处理的流体的次级循环(200);作为初级循环(100)的和/或次级循环(200)的部段的血处理模块(300),所述血处理模块设置用于在初级循环(100)和次级循环(200)之间交换流体和/或物质;和可选设置的初级循环(100)和次级循环(200)之间的流体连接部(5),所述流体连接部设置用于将第一体积流(Q_{sub})从次级循环(200)中引入到初级循环(100)中;其中该方法包括在算入或考虑次级循环(200)中的第一压强值或压强测量值(S_{03})和第二压强值或压强测量值(S_{07})的情况下确定次级

循环(200)的第一体积流(Q_{sub})。本发明还涉及一种运算装置和一种血处理设备。



1. 一种用于确定血处理设备(1000)中的至少一个体积流的方法,所述血处理设备具有:

- 用于引导要处理的血液的初级循环(100);
- 用于引导用于血处理的流体的次级循环(200);
- 作为所述初级循环(100)和/或所述次级循环(200)的部段的血处理模块(300),所述血处理模块设置用于在所述初级循环(100)和所述次级循环(200)之间交换物质;
- 透析或在线过滤器(3),所述透析或在线过滤器在血处理模块(300)上游设置在次级循环中用于将第一体积流(Q_{sub})与第二体积流(Q_{BK})分开;
- 在所述初级循环(100)和所述次级循环(200)之间的连接线路(5),所述连接线路设置用于将第一体积流(Q_{sub})从所述次级循环(200)中引入到所述初级循环(100)中;以及

其中所述方法具有:

在算入或者考虑所述次级循环(200)中的第一压强测量值(S_{03})和第二压强测量值(S_{07})的情况下确定所述次级循环(200)的第一体积流(Q_{sub}),其中所述第一体积流(Q_{sub})是第二体积流(Q_{BK})的子体积流,并且其中将所述第一体积流(Q_{sub})确定为流动阻力的、第二体积流(Q_{BK})的和在第二压强测量值(S_{07})和第一压强测量值(S_{03})之间的差的函数;

其中所述第一压强测量值(S_{03})表明在所述次级循环(200)中的第一压强测量部位(9)处的压强,所述第一压强测量部位在所述血处理模块(300)上游且在来自第二体积流(Q_{BK})中的所述第一体积流(Q_{sub})的分支的下游;以及

其中所述第二压强测量值(S_{07})表明所述次级循环(200)中的在所述血处理模块(300)下游的第二压强测量部位(13)处的压强。

2. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还具有:

-在算入或考虑第一压强差($S_{03}-S_{03,0}$)的情况下确定所述次级循环(200)的在所述血处理模块(300)上游的体积流(Q_{ein}),和/或在算入或考虑第二压强差($S_{07}-S_{07,0}$)的情况下确定所述次级循环(200)的在所述血处理模块(300)下游的体积流(Q_{aus})。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,具有下述步骤:将第一压强测量部位(9)和第二压强测量部位(13)之间的流动阻力确定为第二压强测量值(S_{07})与第一压强测量值(S_{03})之间的差和所述第二体积流(Q_{BK})的函数。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中用于确定所述流动阻力的函数在所述第二体积流(Q_{BK})的工作点的范围中和在第二压强测量值(S_{07})和第一压强测量值(S_{03})之间的差的工作点的范围中被线性化或者已被线性化。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,其中在工厂或者在血处理开始之前确定与所述次级循环(200)的第二体积流(Q_{BK})相关的、在第一压强测量部位(9)和所述血处理模块(300)之内的部段之间的压强损失的函数关系。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述部段是中部部段。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其中在工厂或者在血处理开始之前将与所述第二体积流(Q_{BK})相关的、在第一压强测量部位(9)和所述血处理模块(300)之内的部段之间的压强损失的函数关系确定为又与所述第二体积流(Q_{BK})相关的、在第一压强测量部位(9)和第二压强测量部位(13)之间的压强损失的函数。

8. 根据权利要求1或2所述的方法,其中为了确定在第一压强测量部位(9)和第二压强

测量部位(13)之间的压强损失考虑:

-与所述第二体积流(Q_{BK})和在血处理模块(300)中从所述初级循环(100)转移到所述次级循环(200)中的体积流(Q_{UF})相关的、在第一压强测量部位(9)和第二压强测量部位(13)之间的压强损失;

-全微分 $dF_{1,m}/dQ$

其中 $F_{1,m}$ -作为在第一压强测量部位(9)和血处理模块(300)的中部之间的体积流的函数的压力降;并且

其中 Q -具有值 $(Q_{BK}+Q_{UF}+Q_d)/2$ 的流量,其中适用的是:

Q_{BK} -第二体积流;

Q_{UF} -从所述初级循环(100)转移到所述次级循环(200)中的体积流;和

Q_d -扣除所述第一体积流的第二体积流。

9. 根据权利要求1或2所述的方法,其中为了测定来自所述次级循环(200)中的在所述血处理模块(330)上游和下游的不同大的体积流的泄漏或泄漏率而说明下述参数的函数关系:

-第一压强测量值(S_{03});

-第二压强测量值(S_{07});

-在第一压强测量部位(9)和所述血处理模块(300)之内的部段之间的流动阻力;

-所述血处理模块(300)之内的所述部段和第二压强测量部位(13)之间的流动阻力;

-第一体积流(Q_{sub});

-第二体积流(Q_{BK});

-第三体积流,所述第三体积流说明经由所述血处理模块(300)的次级循环(200)和初级循环(100)之间的膜片进行的流体交换或流体转移。

10. 根据权利要求1或2所述的方法,其中借助于下述步骤测定在所述血处理模块(300)上游的第一阀(19)和所述血处理模块(300)下游的第二阀(21)之间的所述次级循环(200)的密封性:

-闭合所述第一阀(19);

-闭合所述第二阀(21);

-用过压加载所述第一阀(19)上游的和/或所述第二阀(21)下游的流体系统;

-在预设的时间段之内检查所述流体系统中的过压是否改变和/或压力降是否位于预设的范围之内;和

-对于在所述预设的时间段之内所述过压被保持和/或所述压力降位于预设范围之内
的情况确定所述次级循环(200)的密封性。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中在闭合所述第二阀(21)的步骤与用过压加载所述第一阀(19)的步骤之间:检查所述第一体积流(Q_{sub})是否为零。

12. 根据权利要求2所述的方法,其中分别借助于限定的流动阻力处的压强差确定来测定所述血处理模块(300)上游的体积流(Q_{ein})和所述血处理模块(300)下游的体积流(Q_{aus})。

13. 根据权利要求2所述的方法,其中借助于下述步骤测定所述次级循环(200)中的体积流确定的偏差:

-借助于在权利要求12中测定的上游的体积流和下游的体积流检查是否给出所述次级

循环(200)的密封性;

-检查在所述血处理模块(300)中是否在初级循环(100)和次级循环(200)之间没有交换流体;

-测定所述次级循环(200)中的在所述血处理模块(300)上游的体积流($Q_{e\text{in}}$)和所述血处理模块(300)下游的体积流(Q_{aus})之间的差;和

-将所测定的体积流差确定为偏差。

14. 根据权利要求1或2所述的方法,具有下述步骤:

根据所述次级循环(200)中的在所述血处理模块(300)下游和上游的不同大的体积流来测定所述血处理模块(300)中的初级循环(100)和次级循环(200)之间的流体交换或流体转移,或者流体交换或流体转移的大小。

15. 根据权利要求1或2所述的方法,其中所述血处理设备(1000)构建用于血液透析或用于血液过滤。

16. 运算装置,适合且配置用于执行根据权利要求1或2所述的方法。

17. 血处理设备(1000),具有或连接有:

-用于引导要处理的血液的初级循环(100);

-用于引导用于血处理的流体的次级循环(200);

-作为所述初级循环(100)和/或所述次级循环(200)的部段的血处理模块(300),所述血处理模块设置用于在所述初级循环(100)和所述次级循环(200)之间交换物质;

-透析或在线过滤器(3),所述透析或在线过滤器在血处理模块(300)上游设置在次级循环中用于将第一体积流(Q_{sub})与第二体积流(Q_{BK})分开;

-所述初级循环(100)和所述次级循环(200)之间的连接线路(5),所述连接线路设置用于将第一体积流(Q_{sub})从所述次级循环(200)中引入到所述初级循环(100)中;和

根据权利要求16所述的至少一个运算装置;

其中所述血处理设备(1000)具有用于测量所述次级循环(200)中的压强的第一压强测量值(S_{03})的、在所述血处理模块(300)上游的和在来自所述第二体积流(Q_{BK})的第一体积流(Q_{sub})的分叉下游的至少一个第一压强测量部位(9);以及

其中所述血处理设备(1000)具有用于测量所述次级循环(200)中的压强的第二压强测量值(S_{07})的、在所述血处理模块(300)上游的至少一个第二压强测量部位(13)。

18. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000),具有用于将所述第一体积流(Q_{sub})或所述第一体积流(Q_{sub})的大小确定为在第一压强测量部位(9)和第二压强测量部位(13)之间的流动阻力的函数。

19. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000),具有配置为用于将所述流动阻力确定为所述第二体积流的函数的装置。

20. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000),具有配置用于将作为工作点的区域中的体积流的函数的流动阻力的非线性变化曲线线性化的装置。

21. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000),具有下述装置,所述装置被配置为用于确定所述次级循环(200)中的在第一压强测量部位(9)上测量的第一压强(S_{03})和在第二压强测量部位(13)上测量的第二压强(S_{07})之间的压强损失和所述第二体积流(Q_{BK})之间的函数关系。

22. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000), 具有被配置为用于测定在第一压强测量部位(9)和第二压强测量部位(13)之间的压强损失的装置, 其中在将下述考虑在内的情况下进行测定:

-与所述血处理模块(300)下游的体积流相关的、在第一压强测量部位(9)和第二压强测量部位(13)之间的压强损失;

-全微分 $dF_{1,m}/dQ$,

其中 $F_{1,m}$ -作为在第一压强测量部位和血处理模块的中部之间的体积流的函数的压力降; 并且

Q-流量。

23. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000), 具有被配置为用于分别借助于所限定的流动阻力处的压强差确定来测定在所述血处理模块(300)上游和/或下游的体积流的装置。

24. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000), 所述血处理设备具有在所述血处理模块(300)上游的置于所述次级循环(200)中或所述次级循环(200)上的两个压强测量部位(9, 23)和/或在所述血处理模块(300)下游的两个压强测量部位(13, 25)。

25. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000), 具有被配置为用于在考虑在所述血处理模块(300)上游和下游的、所述次级循环(200)中的不同大的体积流的情况下测定血处理模块(300)中的初级循环(100)和次级循环(200)之间的流体交换或流体交换大小的数值的装置。

26. 根据权利要求17所述的血处理设备(1000), 所述血处理设备构建用于血液透析或用于血液过滤。

用于确定血处理设备中的体积流的方法、运算装置和血处理设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定体积流的方法。本发明还涉及一种运算装置和一种血处理设备。此外,本发明涉及一种数字存储介质、一种计算机程序产品和一种计算机程序。

背景技术

[0002] 在体外血处理的一些方法中,将代用液体输送给所应用的体外血循环和/或输送给血处理模块,例如血过滤器。在实际条件下中可能不可靠的是:测定这种代用液流或其他的体积流的大小。

发明内容

[0003] 本发明的目的是,提出用于在血处理设备中进行体积流确定的另一方法。此外,提出适当的运算装置、相应的血处理设备以及数字存储介质、计算机程序产品和计算机程序。

[0004] 根据本发明的目的通过具有本发明的实施例的特征的方法来实现。本发明的目的还通过具有本发明的实施例的特征的运算装置和通过具有本发明的实施例的特征的血处理设备来实现。根据本发明的目的还通过分别具有本发明的实施例的特征的数字存储介质、计算机程序产品和计算机程序来实现。

[0005] 根据本发明,提出用于确定血处理设备中的至少一个第一体积流的方法。血处理设备具有:用于引导要处理的血液的初级循环,用于引导用于血处理的流体的次级循环,和作为初级循环的和/或次级循环的部段的血处理模块,所述血处理模块设置用于在初级循环和次级循环之间交换流体和/或物质。血处理设备可选地能够具有初级循环和次级循环之间的流体连接部,所述流体连接部设置用于将第一体积流从次级循环中引入到初级循环中。

[0006] 该方法包括在考虑次级循环中的第一压强测量值和第二压强测量值的情况下确定次级循环的第一体积流。替选于此或者补充于此的是,该方法能够包括在算入或考虑第一压强差的情况下确定次级循环的在血处理模块上游的体积流,和/或在算入或考虑第二压强差的情况下确定次级循环的在血处理模块下游的体积流。

[0007] 根据本发明的运算装置被设置和/或编程用于实施根据本发明的方法。

[0008] 根据本发明的血处理设备设置用于在体外处理血。此外,所述血处理设备构造并且设置用于实施或执行根据本发明的方法。所述血处理设备至少具有或者与其连接有:根据本发明的运算装置,用于引导要处理的血液的初级循环,用于引导用于血处理的流体的次级循环,作为初级循环的和/或次级循环的部段的血处理模块,所述血处理模块设置用于在初级循环和次级循环之间交换流体和/或物质,和在初级循环和次级循环之间的流体连接部,所述流体连接部设置用于将第一体积流从次级循环中引入到初级循环中。

[0009] 可借助根据本发明的方法实现的全部优点能够在特定的根据本发明的实施形式中未减少地借助根据本发明的每个主题来实现。这在一些根据本发明的实施形式中也适用

于根据本发明的数字存储介质、根据本发明的计算机程序产品以及根据本发明的计算机程序。

[0010] 根据本发明的数字的、尤其非易失的存储介质，尤其呈机器可读的载体形式、尤其呈磁碟、CD或DVD或EPROM形式、尤其具有电子或光学可读的控制信号，存储介质能够与可编程的计算机系统共同作用，使得促使进行根据本发明的方法的机器步骤。

[0011] 在此，能够促使进行根据本发明的方法的全部的、一些的或多个机器执行的步骤。

[0012] 根据本发明的计算机程序产品具有存储在机器可读的载体上的程序代码以用于当在计算机上运行计算机程序产品时，促使进行根据本发明的方法的机器步骤。根据本发明，计算机程序产品例如能够理解为：存储在载体上的计算机程序、作为具有计算机程序的综合系统的嵌入式系统（例如具有计算机程序的电子仪器）、计算机执行的计算机程序的网络（例如客户机/服务器系统、云端计算系统等）、或者装载、运行、存储、实施或开发计算机程序的计算机。

[0013] 在本发明的特定的实施形式中，机器可读的载体称作可借助于软件和/或硬件翻译的数据或信息的载体。载体能够是磁碟、CD、DVD、USB棒、闪存卡、SD卡等。

[0014] 根据本发明的计算机程序具有当在计算机上运行计算机程序时，促使进行根据本发明的方法的机器步骤的程序代码。根据本发明，计算机程序例如能够理解为具有程序的物理的、可营销的软件产品。

[0015] 对于根据本发明的计算机程序产品和根据本发明的计算机程序也适用于：促使进行根据本发明的方法的全部、一些或多个机器执行的步骤。

[0016] 根据本发明的实施形式能够具有下述特征中的一个或多个。此外，根据本发明的实施形式是从属权利要求的主题。

[0017] 在全部下面的实施方案中，表述“能够是”、“能够具有”等的使用能够同义地理解为“优选的是”、“优选地具有”等，并且应当阐明特定的、根据本发明的实施形式。

[0018] 在一些根据本发明的实施形式中，初级循环和/或次级循环是闭合的循环。在另外的根据本发明的实施形式中，初级循环和/或次级循环是断开的循环或者是非闭合的循环。

[0019] 在多个根据本发明的实施形式中，次级循环是透析液循环。在另外的根据本发明的实施形式中，其不是透析液循环。

[0020] 在特定的根据本发明的实施形式中，体积流是流量。

[0021] 在多个根据本发明的实施形式中，第一体积流是代用液流。

[0022] 在一些根据本发明的实施形式中，第一体积流是超滤流。

[0023] 在多个根据本发明的实施形式中，确定是定量的确定。在另外的根据本发明的实施形式中，确定是定性的确定。后者例如能够是或包括将第一体积流说明为第二体积流的或总体积流的份额。

[0024] 在一些根据本发明的实施形式中，在次级循环之内的不同的测量位置上测量第一压强测量值和第二压强测量值。

[0025] 在多个根据本发明的实施形式中，第一压强差和第二压强差涉及次级循环之内的压强差。

[0026] 在多个根据本发明的实施形式中，第一测量位置位于每个血处理模块上游、例如每个透析液过滤器上游，并且第二测量位置位于每个血处理模块下游、例如每个透析液过

滤器下游。如果透析液过滤器部段包括多个、分开存在的透析液过滤器,那么其在多个根据本发明的实施形式中视作为共同的透析液过滤器。

[0027] 在一些根据本发明的实施形式中,压力传感器不用于确定穿过血处理过滤器的膜的相应的过滤液流或其他的流。

[0028] 在特定的根据本发明的实施形式中,第一压强测量值表明在次级循环中的在血处理模块上游的第一压强测量部位处的压强,更确切地说在来自第二——优选更大的——体积流中的第一体积流的分叉、分离部或分支部的下游。

[0029] 在多个根据本发明的实施形式中,在透析液过滤器中或在线过滤器中分开体积流。在线过滤器能够是下述过滤器,在所述过滤器中用于取代的透析仪器所需要或者所设有的、并且在透析机之前从闭合系统中提出的液体量被重新过滤。

[0030] 在一些根据本发明的实施形式中,第二压强测量值表明次级循环中的位于血处理模块下游的第二压强测量部位处的压强。

[0031] 在多个根据本发明的实施形式中,从第二体积流中输出第一体积流和/或第一体积流是第二体积流的子流。在特定的根据本发明的实施形式中,借助于泵、例如借助于代用液泵从第二体积流中提取第一体积流并且运送到初级循环中或运送到血处理模块中。

[0032] 在方法的一些根据本发明的实施形式中,将在第一压强测量部位和第二压强测量部位之间的流动阻力确定为第二体积流的和由第二压强测量值与第一压强测量值构成的差的函数。

[0033] 在多个根据本发明的实施形式中,将流动阻力的函数在至少一个工作点的范围内线性化。

[0034] 工作点能够通过体积流和压强差来说明。当相邻的工作点在预设的体积流/压强差范围内位于能够数学描述的直线上时,例如才存在线性化。测量点与直线的关联能够通过关联系数 R^2 来说明。例如能够通过大于或者等于0.995的关联系数 R^2 预设足够精确的线性化。

[0035] 在一些根据本发明的实施形式中,将第一体积流确定为流动阻力的、第二体积流的和由第二压强测量值和第一压强测量值构成的差的函数。

[0036] 在多个根据本发明的实施形式中,仅当第一体积流相对于第二体积流更小时,才将第一体积流确定为流动阻力的、第二体积流的和由第二压强测量值与第一压强测量值构成的差的函数。当第一体积流最大为第二体积流的4%或8%时,第一体积流在一些根据本发明的实施形式中才能够视作为是小的。

[0037] 在多个根据本发明的实施形式中,在工厂或者在血处理开始之前以这种方式确定或者已经确定与次级循环中的第二体积流相关的、在第一压强测量部位和血处理模块之内的部段之间的压强损失的函数关系。

[0038] 在一些根据本发明的实施形式中,血处理模块之内的部段是其中部。

[0039] 血处理模块的中部在其穿流路程上能够涉及初级循环或次级循环的一侧。

[0040] 在此,第一体积流能够置于零或是零。

[0041] 在多个根据本发明的实施形式中,以这种方式将与次级循环中的第二体积流相关的、在第一压强测量部位和血处理模块之内的部段之间的压强损失的函数关系确定为压强损失的函数或者已经确定为压强损失的函数。所述压强损失在第一压强测量部位和第二压

强测量部位之间形成并且与第二体积流相关。在该情况下,由于流动阻力引起的压强损失从第一压强测量部位起外插到血处理模块之内的部段,以便也包括直至第二压强测量部位形成的流动阻力。这通常主要当两个流动部段相同或类似地构成进而具有相同的或类似的流动阻力时才是允许的。

[0042] 在一些根据本发明的实施形式中,——或者已经在方法开始之前的一定时刻时——第一压强测量部位和第二压强测量部位之间的压强损失——仅仅或者不仅——在考虑与第二体积流和作为处理模块中的UF率或者跨膜流从初级循环转移到次级循环中的体积流相关的、第一压强测量部位和第二压强测量部位之间的压强损失的情况下被确定。

[0043] 第二体积流和在处理模块中从初级循环运输到次级循环中的体积流的总和在下述前提下基本上相应于在第二部段中、即从血处理模块流动至第二压强测量部位的体积流:所述前提是第一体积流显著小于第二体积流,即最多为第二体积流的10%。然而因为所述体积流对于整个路线的、即从第一至第二压强测量部位的流动阻力的进而压强损失的确定而言是不现实高的,所以减去第一部段的压强损失比例。所述比例能够近似地通过全微分来确定:

$$[0044] \quad \left(\frac{dF_{1,m}}{dQ} \right)_{(Q_{BK}+Q_{UF}+Q_d)/2} * Q_{sub}$$

[0045] 其中:

[0046] $F_{1,m}$ -作为在第一压强测量部位和血处理模块的中部之间的体积流的函数的压强损失;

[0047] Q_{BK} -第二体积流;

[0048] Q_{UF} -在血处理模块中从初级循环转移到次级循环中的体积流;和

[0049] Q_d -扣除第一体积流的第二体积流。

[0050] 在多个根据本发明的实施形式中,确定从次级循环中的血处理模块上游和下游的不同大的体积流中得出的或者随此出现的泄漏或泄漏率。为了进行这种确定,测定或说明下述参数的函数关系,所述参数为:第一压强测量值;第二压强测量值;第一压强测量部位和血处理模块之内的部段之间的流动阻力;血处理模块之内的部段和第二压强测量部位之间的流动阻力;第一体积流;第二体积流;和——可选的——第三体积流。第三体积流相应于经由血处理模块的次级循环和初级循环之间的膜片进行的流体交换或流体转移。

[0051] 在特定的根据本发明的实施形式中,函数关系理解为函数、关系、数学关系、公式等。

[0052] 在多个根据本发明的实施形式中,测定血处理模块上游的第一阀和血处理模块下游的第二阀之间的、次级循环相对于次级循环的外部的密封性。所述实施形式包括闭合第一阀和闭合第二阀。接下来,用过压加载第一阀上游的和/或第二阀下游的流体系统。这例如能够借助于透析液泵来进行。在此,检查或者监控,在预设的时间段之内流体系统中的过压是否改变。补充地或备选地,检查或者监控过压是否改变或者减小。如果识别到超过预设的压强范围的压力降或者压强减小,那么次级循环或者其被检查密封性的部段被识别为是非密封的。对于压力降的检查能够借助于第一压强测量部位和/或借助于第二压强测量部位来进行。

[0053] 可选地,在所述实施形式中,能够检查或者确保:第一体积流是否为零。例如通过

借助于代用液泵没有产生流来进行确保第一体积流为零。

[0054] 在多个根据本发明的实施形式中,在所确定的压力降离开预设的压强范围的情况下,在次级循环中确定泄漏并且出于病人安全的理由停止血处理设备或还仅停止超滤。

[0055] 在多个根据本发明的实施形式中,在次级循环的在血处理模块上游和下游的体积流不同大的情况下,对于压力降离开预设的压强范围的情况确定体积流确定的偏差。所述偏差能够包含在其他测量中和/或在治疗病人时能够被考虑,而不必须中断血处理。

[0056] 在一些根据本发明的实施形式中,分别借助于限定的流动阻力处的压强差确定来测定血处理模块上游的体积流和/或血处理模块下游的体积流。

[0057] 这种限定的或已知的流动阻力能够在循环中存在的阀、隔板或其他部件上出现。

[0058] 在多个根据本发明的实施形式中,测定用于体积流确定的偏差。这包括尤其根据上面描述的操作方式检查次级循环或其被观察的部段相对于外部环境和/或另外的管道部段是否是密封的。还包括检查或确保是否在初级循环和次级循环之间没有例如经由血处理模块进行交换流体。此外,该操纵方式包括进行测定次级循环中的在血处理模块上游的体积流和血处理模块下游的体积流之间的差。所述体积流差例如能够根据上面描述的方法来测定。

[0059] 最后,该操作方式包括将体积流之间的差——或与此关联的数值——确定为偏差。

[0060] 在特定的根据本发明的实施形式中,该方法包括测定血处理模块中的初级循环和次级循环之间的流体交换或流体转移——或者其数值——。当在次级循环中的在血处理模块下游和上游确定不同大的体积流时,这种流体交换被认为是被测定。

[0061] 这种流体交换能够等同于基本上相应于超滤率(UF)的总跨膜流。

[0062] 如果确定这种流体交换,那么能在下面的步骤中检查,是否存在偏差或泄漏。所述检查的结果通过设定偏差或中断病人治疗来包含到进一步的透析治疗中。

[0063] 在一些根据本发明的实施形式中,确定第一、第二、第三和/或第四压强测量值是方法的一部分,而其他的不是。确定压强值能够直接地进行,例如通过直接的测量,或间接地进行。因此根据本发明,当不测量压强、而是另外例如通过从其他的量中计算来测定或确定压强时,才涉及压强测量值。

[0064] 在特定的根据本发明的实施形式中,运算装置具有或连接有用于控制或调节血处理设备的一个或多个控制或调节单元。

[0065] 在一些根据本发明的实施形式中,运算装置适合且配置用于定性地将次级循环的第一体积流确定为第二体积流的一部分。

[0066] 在多个根据本发明的实施形式中,血处理设备具有需要用于执行根据本发明的方法和为此设置的或配置的装置。这尤其适用于结合在此公开的方法所提出的装置。在此,血处理设备——如根据本发明的任意其他的设备——具有至少一个或多个适当的装置,所述装置适合于和/或被配置和/或构成为,使得能够借助于所涉及的设备执行在此提出的方法步骤的一个、多个或全部。

[0067] 设置用于将第一体积流从次级循环中引入到初级循环中的、仅可选存在的流体连接部在特定的根据本发明的实施形式中是线路、尤其是软管线路或者连接线路。

[0068] 在一些根据本发明的实施形式中,流体连接部不是过滤膜片和/或不具有过滤膜

片。

[0069] 在多个根据本发明的实施形式中,血处理设备具有至少一个或刚好两个位于次级循环中的、在血处理模块上游的和/或流体连接部从次级循环中离开部位之后的压强测量部位。

[0070] 补充地或备选地,血处理设备在所述实施形式中具有两个位于次级循环中的、在血处理模块下游的压强测量部位。

[0071] 在一些最后所提到的根据本发明的实施形式中,至少两个压强测量部位、例如第一和第三或第二和第四压强测量部位分别位于已知的流动阻力的上游或下游。因此,第一和第三压强测量部位能够位于第一阀的上游或下游或者在第一阀的上游或下游进行测量。此外,第二和第四压强测量部位能够位于第二阀的上游或下游或者在第二阀的上游或下游进行测量。

[0072] 在特定的根据本发明的实施形式中,血处理设备是血液过滤设备或者血液透析过滤设备。

[0073] 在一些根据本发明的实施形式中,血处理模块是血过滤器、透析过滤器或血液透析过滤器。

[0074] 多个、一些或特定的根据本发明的实施形式具有一个、多个或全部下述优点:

[0075] 根据本发明,有利地不需要用于直接测量代用液流或透析液流的设备。

[0076] 血液透析是用于从患有肾功能不足的病人的血液中移除尿毒物质和移除液体的方法。血液透析在透析机中在体外清洁病人血液。透析机具有血液腔室和透析液体腔室,它们借助于半渗透膜分开。在治疗期间,病人血液流动穿过血液腔室。为了有效地对血液清洁尿毒物质,透析液体腔室连续地被新鲜的透析液体穿流。

[0077] 在血液透析(HD)时基本上通过在透析液体和血液之间的浓度差(扩散)确定较小分子物质经过透析机的膜片的运输,而在血液过滤(HF)时通过穿过透析机的膜片的高的液体流(对流)有效地移除溶解在血浆水中的物质、尤其是较高分子的物质。在血液过滤时,透析机用作过滤器。两个方法的组合是血液透析过滤(HDF)。

[0078] 在血液(透析)过滤时,通过消毒的代用液体取代通过透析机膜片抽出的血清的一部分,所述消毒的代用液体通常或者在透析机的上游或者在透析机的下游输送给体外的血循环。透析机上游的代用液体的输送也称作为预稀释,透析机下游的输送也称作为后稀释。

[0079] 尽管代用液流也能够被间接地测定。这能够根据所应用的代用液泵的类型例如间接地从能够构成为阻塞的软管辊子泵的代用液泵的转速和与输入压力相关的泵出量中算出。实际的代用液流当然能够由于例如泵软管的不完全的堵塞或者软管扭弯(软管折弯)等或多或少地偏离所计算的代用液流。在间接测定的和实际的代用液流之间的这种偏差或者误差通常不能够通过已知的监控方法、例如TMP监控来确定:在TMP监控(TMP-跨膜压)时在这种偏差的情况下不损害平衡精度。在此,本发明在一些实施形式中有利地提供辅助。

[0080] 在HDF治疗时,在代用液流体的平均分子情况下确定清除。因此,代用液中的偏差反映在治疗的被给药的透析剂量中。因此,病人治疗的精确性和安全性能够在了解精确的代用液流的情况下在多个实施形式中有利地提高。

[0081] 一些根据本发明的实施形式的优点在于精确性,能够以所述精确性确定代用液流。可实现的精度此外基于,流动阻力R1和R2取决于用于治疗的血处理设备的不可更换的

液压部件,所述流动阻力用于以根据本发明的方式计算代用液流。因此,计算不基于为了单独的治疗疗程而特意寻找和应用的一次性物品(例如具有部分极其不同的超滤系数的透析机)的流动阻力,所述一次性物品的流动差别能够在类型之间是不同的或者甚至在相同类型的一次性物品之间是不同的。此外,可实现的精度还基于:在体积流确定中考虑的全部流体是已知其特性且还不可变化的流体。这例如涉及在此所描述的计算所基于的透析液。相反,相同的假设也不适用例如血的其他的流体。它的粘度由于成分(Hkt、TP、纤维蛋白原、.....)的改变而能够在治疗与治疗之间进行变化。此外,血液的粘度由于水分抽出在治疗期间也能够变化。此外,在血液透析过滤治疗时透析机的有效的UF功率根据代用液率和治疗类型(预稀释/后稀释)通过可逆的次级膜片的结构来改变。有利地,这在根据本发明的方法中是不重要的。

[0082] 在透析治疗期间能够借助于压强差测量和根据之前测定的流动阻力测量来连续地测定跨膜流或UF率。这也能够有利地有助于病人安全性的提高。

附图说明

[0083] 下面,在参考附上的附图的情况下纯示例地描述本发明。在附图中,相同的附图标记表示相同的或者同样的元件。总是借助于箭头来说明所观察的流体的流动方向。其中:

[0084] 图1示出根据本发明的第一实施形式的、具有初级循环和次级循环的示意简化的血处理设备的一部分图;

[0085] 图2示出次级循环中第一和第二压强测量部位之间的压强差关于第二体积流的、用于确定流动阻力的测量曲线;

[0086] 图3示出加倍的第二体积流扣除第一体积流关于次级循环中的第一和第二压强测量部位之间的压强差的测量曲线;和

[0087] 图4示出根据本发明的第一实施形式的血处理设备的图1中的具有两个另外的压强测量部位的次级循环的示意局部图。

具体实施方式

[0088] 图1示意地示出血液透析过滤设备(下面还简称为HDF)作为具有初级循环100和次级循环200的根据本发明的血处理设备1000的实例的部分图。初级循环100和次级循环200分别穿流共同的血处理模块300,在此示例地视作为血过滤器或者透析机。

[0089] 下面称作代用液流 Q_{sub} 的第一体积流和下面称作透析机流 Q_d 的第三体积流通过分离下面称作透析液流 Q_{BK} 的第二体积流形成。分离在次级循环200的过滤器3中进行。

[0090] 代用液流 Q_{sub} 例如借助于代用液泵从透析液流 Q_{BK} 中取出。代用液流 Q_{sub} 借助于图1中仅用箭头表示的流体管道或流体连接部5引入到初级循环100中、体外血循环中。

[0091] 透析机流 Q_d 穿流在次级循环200中的血处理模块300。

[0092] 该体积分布和关系能够借助于下面的公式来示出:

$$[0093] \quad Q_{BK} = Q_d + Q_{sub} \quad (1)$$

[0094] Q_{BK} -透析液流

[0095] Q_d -透析机流

[0096] Q_{sub} -代用液流

[0097] 在透析液流 Q_{BK} 如上面描述的那样被分离之前,其在当前的实例中穿流次级循环200的平衡腔室。平衡腔室允许将透析液流 Q_{BK} 确定为已校准的平衡腔室体积的和平衡腔室的填充时间的函数:

$$[0098] \quad Q_{BK} = \frac{V_{BK}}{T_{BK}}$$

[0099] 其中:

[0100] Q_{BK} -透析液流;

[0101] V_{BK} -已校准的平衡腔室体积;和

[0102] T_{BK} -平衡腔室的填充时间。

[0103] 在本实施例中,考虑无故障工作的设备,其中不出现有缺陷的平衡。此外假设:在代用液流 Q_{sub} 处测量到的超滤率 Q_{UF} (“UF率”)是可忽略小的。

[0104] 在过滤器3的下游借助于第一压力传感器9测量透析机流 Q_d 的第一压强测量值 S_{03} 。血处理模块300中部中的压强值称作为 P_{Dm} 。因此,透析机流 Q_d 的在第一压强测量部位9和血处理模块300的中部之间的压强差相应于表达式 $S_{03}-P_{Dm}$ 。

[0105] 在第一压强测量部位9和透析机300的中部之间存在流动阻力 R_1 。流动阻力 R_1 是透析机流 Q_d 的函数:

$$[0106] \quad R_1 = f(Q_d)$$

[0107] 其中:

[0108] R_1 -第一压强测量部位9和透析机300的中部之间的流动阻力;和

[0109] Q_d -透析机流

[0110] 因此,对于压强差 $S_{03}-P_{Dm}$ 得出:

$$[0111] \quad S_{03}-P_{Dm} = Q_d * R_1 = (Q_{BK} - Q_{sub}) * R_1 \quad (2)$$

[0112] 在该实施例中,流入到透析机300中的代用液流 Q_{sub} 完全地从初级循环100中重新地传递到次级循环200中或被运输穿过位于透析机300中的膜片。因此,透析液流 Q_{BK} 再次在次级循环200的侧上的血处理模块300的输出端处流出。

[0113] 在透析机300的更下游,在次级循环200中在第二压力传感器13上测量第二压强测量值 S_{07} 。因此,血处理模块300的中部和第二压力传感器13之间的压强差为 $P_{Dm}-S_{07}$ 。

[0114] 此外,类似于 R_1 引入流动阻力 R_2 ,其表明位于透析机300的中部和第二压强测量部位13之间的流动阻力。其中:

$$[0115] \quad P_{Dm}-S_{07} = Q_{BK} * R_2 \quad (3)$$

[0116] 将公式(2)和(3)相加得出:

$$[0117] \quad S_{03}-S_{07} = Q_d * R_1 + Q_{BK} * R_2 = (Q_{BK} - Q_{sub}) * R_1 + Q_{BK} * R_2 \quad (4a)$$

[0118] 或者

$$[0119] \quad S_{03}-S_{07} = Q_{BK} * (R_1 + R_2) - Q_{sub} * R_1 \quad (4b)$$

[0120] 从中能够算出代用液流 Q_{sub} :

$$[0121] \quad Q_{sub} = Q_{BK} * \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) - \frac{S_{03} - S_{07}}{R_1} \quad (5)$$

[0122] 流动阻力 R_1 和 R_2 仅仅取决于次级循环200的部件。实际上,所述部件全部同样地有助于流动阻力,而当然仅产生小的压力降的透析液过滤器15例外。因此,流动阻力 R_1 和 R_2 在

一次近似中认为是相同大的。借助简化 $R_1=R_2=R$ 得出：

$$[0123] \quad S_{03}-S_{07}=R*(2*Q_{BK}-Q_{sub}) \quad (6)$$

[0124] 图2示出在第一压强测量部位9上测量的第一压强测量值 S_{03} 和在第二压强测量部位13上测量的第二压强测量值 S_{07} 之间的压强差关于次级循环200中的透析液流 Q_{BK} 的测量曲线。代用液流 Q_{sub} 为零($Q_{sub}=0\text{ml}/\text{min}$)。初级循环中的血流为 $Q_b=450\text{ml}/\text{min}$ 。

[0125] 在图2中绘出五个测量点17。测量点记录在压强差值20hPa至420hPa之间并且记录在透析液流 $Q_{BK}100\text{ml}/\text{min}$ 和 $1000\text{ml}/\text{min}$ 之间。由所述测量点借助作为校准函数的所说明的函数 $y=f(x^2)$ 来设计二阶多项式。关联系数 $R^2=0.9999$ 。

[0126] 图2的视图能够表达为：

$$[0127] \quad S_{03}-S_{07}=F_{1,2}(Q_{BK})$$

[0128] 其中：

[0129] $F_{1,2}(Q_{BK})$ -在第一压强测量部位9和第二压强测量部位13之间的透析液流 Q_{BK} 的函数

[0130] 根据公式(6)能够在任意时刻,即例如在血处理设备1000的预备期间或者在血处理设备1000的处理使用期间在血处理设备1000在线地通过下述方式测量流动阻力 R :断开代用液泵($Q_{sub}=0$)或者保持恒定并且并且改变透析液流 Q_{BK} :

$$[0131] \quad R = \frac{S_{03} - S_{07}}{2 * Q_{BK}} \quad (7)$$

[0132] 取决于第一阀19和第二阀21得到流动阻力 R 的非线性的变化,所述第一阀在次级循环200中设置在血处理模块300上游,所述第二阀在次级循环200中设置在血处理模块300下游。因为代用液流 Q_{sub} 相对于透析液流 Q_{BK} 通常是小的,所以流动阻力 R 在下面近似地通过 Q_{BK} 在工作点附近变化来确定:

$$[0133] \quad R \cong \frac{\Delta(S_{03} - S_{07})}{2 * \Delta Q_{BK}} \quad (8)$$

[0134] 图3示出与在第一压强测量部位9(压强测量值 S_{03})和第二压强测量部位13(压强测量值 S_{07})之间的压强差相关的两倍或加倍的透析液流 Q_{BK} 扣除代用液流 Q_{sub} 的测量曲线。透析机流 Q_d 恒定地为 $500\text{ml}/\text{min}$ 。初级循环中的血流为 $Q_b=450\text{ml}/\text{min}$ 。

[0135] 在图3中绘制七个测量点17,所述测量点在代用液流 Q_{sub} 变化的情况下测量。测量点17记录在体积流($2*Q_{BK}-Q_{sub}$) $950\text{ml}/\text{min}$ 和 $1350\text{ml}/\text{min}$ 之间和在压强差($S_{03}-S_{07}$) 110hPa 和 220hPa 之间。通过测量点17借助作说明的函数 $y=f(x)$ 来设计直线。关联系数 $R^2=0.9966$ 。

[0136] 直线的斜率为流动阻力的倒数 $1/R$ 。从中能够计算代用液流 Q_{sub} 。

[0137] 此外,也能够在考虑非线性的流动阻力 R_1 、 R_2 的情况下和在考虑超滤率 Q_{uf} (简称UF率)的情况下来计算代用液流 Q_{sub} ,所述超滤率作为透析机300中的体积流从初级循环100中转移到次级循环200中。

[0138] 如果通过为流的函数的压强差来在公式(4a)中替换乘积 $Q_d*R_1(Q_d)$ 或 $Q_{BK}*R_2(Q_{BK})$,

$$[0139] \quad F_{1,m}(Q_d) = Q_d * R_1(Q_d) \quad (9a)$$

$$[0140] \quad F_{m,2}(Q_{BK}+Q_{UF}) = Q_{BK} * R_2(Q_{BK}) \quad (9b)$$

[0141] 那么通常得到

[0142] $S_{03}-S_{07}=F_{1,m}(Q_d)+F_{m,2}(Q_{BK}+Q_{UF})$ (10)。

[0143] 借助变换

[0144] $S_{03}-S_{07}=F_{1,m}(Q_{BK}+Q_{UF})+F_{m,2}(Q_{BK}+Q_{UF})-(F_{1,m}(Q_{BK}+Q_{UF})-F_{1,m}(Q_d))$

[0145] 和定义

[0146] $F_{1,2}(Q_{BK}+Q_{UF})=F_{1,m}(Q_{BK}+Q_{UF})+F_{m,2}(Q_{BK}+Q_{UF})$

[0147] 最终得到:

[0148] $S_{03}-S_{07}=F_{1,2}(Q_{BK}+Q_{UF})-(F_{1,m}(Q_{BK}+Q_{UF})-F_{1,m}(Q_{BK}-Q_{sub}))$ (11)

[0149] 函数 $F_{1,2}$ 为压强差 $S_{03}-S_{07}$ 提供最大的贡献。在断开代用液泵或 $Q_{sub}=0$ 的情况下,并且在UF率 $Q_{uf}=0$ 的情况下, $F_{1,2}(Q)$ 能够通过下述方式被在线地确定:改变平衡腔室流 $Q_{BK}=Q$:

[0150] $F_{1,2}(Q)=S_{03}-S_{07}$ (12)

[0151] 函数 $F_{1,m}(Q)$ 能够在对于全部的仪器的类型检查中或者通过工厂校准来以仪器特定的方式确定。替选地,函数 $F_{1,m}(Q)$ 能够根据函数 $F_{1,2}(Q)$ 来确定,例如:

[0152] $F_{1,m}(Q)=0.5*F_{1,2}(Q)+k*Q$

[0153] 其中 $k*Q$ 项考虑在透析液过滤器15处的压力降(由于两个路线的不对称性),或者通常:

[0154] $F_{1,m}(Q)=a*F_{1,2}(Q)+k*Q$

[0155] 通常,在HDF治疗中,透析液流 Q_{BK} 明显大于代用液流 Q_{sub} 。差 $F_{1,m}(Q_{BK}+Q_{UF})-F_{1,m}(Q_d)$ 能够近似地通过总微分 $dF_{1,m}$ 来替代。因此得出:

[0156] $S_{03}-S_{07} \approx F_{1,2}(Q_{BK}+Q_{UF}) - \left(\frac{dF_{1,m}}{dQ} \right)_{(Q_{BK}+Q_{UF}+Q_d)/2} * Q_{sub}$ (13)

[0157] 其中:

[0158] $F_{1,m}$ -作为在第一压强测量部位9和血处理模块300的中部之间的体积流的函数的压强损失;和

[0159] Q -具有数值 $(Q_{BK}+Q_{UF}+Q_d)/2$ 的通流量

[0160] 因为已知两个函数 $F_{1,m}(Q)$ 和 $F_{1,2}(Q)$,所以能够从公式(11)中或从公式(13)中计算代用液率 Q_{sub} 。

[0161] 图4基于图1的视图并且示出第二实施形式的根据本发明的血处理设备1000。

[0162] 与图1中示出的血处理设备不同,图4中示出的血处理设备1000附加地具有用于记录第三压强测量值 $S_{03,0}$ 的作为第三压强测量部位的第三压力传感器23和用于记录第四压强测量值 $S_{07,0}$ 的作为第四压强测量部位的第四压力传感器25。

[0163] 也在所述第二实施例中——如在图1中示出那样——代用液流 Q_{sub} 被引入到初级循环中,而尽管这出于可视性的理由在图4中没有被单独地示出。

[0164] 通过两个附加的压力传感器,即第三压力传感器23和第四压力传感器24,能够在特定流动阻力上——借助于压强差 $S_{03}-S_{03,0}$ ——测定透析机输入流 Q_{ein} 和——借助于压强差 $S_{07}-S_{07,0}$ ——测定透析机输出流 Q_{aus} 。在当前的实例中,通过次级循环200中现有的阀19和21实现已知的流动阻力。根据本发明提出,为了确定流动阻力,如在此描述的那样,替选地也使用适当的节流阀、尤其是在没有机械运动的部件的情况下工作的且其压力降位于可良

好测量的范围内的这种节流阀来代替阀。

[0165] 原则上,借助该设置能够确定在输入端侧流至透析机300的流和在输出端侧又离开透析机300的流之间的流差。

[0166] 因此,除了代用液流 Q_{sub} (在图4中没有示出)也在缺陷平衡的情况下检测UF率 Q_{UF} (见图3的描述)以及泄漏率 Q_{Leck} 。流的总和称作跨膜流 Q_{tm} ,所述跨膜流流动经过透析机膜片或者在透析机中在初级循环100和次级循环200之间交换。

$$[0167] \quad Q_{tm} = Q_{sub} + Q_{UF} + Q_{Leck} \quad (14)$$

[0168] 其中:

[0169] Q_{tm} -跨膜流

[0170] Q_{sub} -代用液流

[0171] Q_{UF} -超滤率

[0172] Q_{Leck} -泄漏率

[0173] 如果在公式(5)中通过总和 $Q_d + Q_{sub} + Q_{UF} + Q_{Leck}$ 来代替透析液流 Q_{BK} ,那么得到:

$$[0174] \quad S_{03} - S_{07} = Q_d * R_1 + (Q_d + Q_{sub} + Q_{UF} + Q_{Leck}) * R_2$$

[0175] 因此得到泄漏率 Q_{Leck} :

$$[0176] \quad Q_{Leck} = \frac{S_{03} - S_{07}}{R_2} - Q_d * \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) - Q_{sub} - Q_{UF} \quad (15)$$

[0177] 在当前的实例中,从图3中的直线的斜率中得出阻力的倒数 $1/R$:

$$[0178] \quad 1/R = 4.0 \text{ ml/min/hPa} = 320 \text{ ml/h/mmHg}.$$

[0179] 所述数值位于具有 $UFK_{max} = 200 \text{ ml/h/mmHg}$ 的透析机的最大超滤系数的数量级中。

[0180] 流动阻力 R_1 和 R_2 能够是常数。然而它们不必是常数;相反,它们能够本身变化,例如根据通流量 Q 来变化。

[0181] 通过压力保持测试(DHT)能够测试平衡回路的密封性。之前记录的泄漏率 $Q_{Leck,0}$ 能够解释为偏差并且在DHT之后被扣除:

[0182]

$$Q_{Leck,eff} = Q_{Leck} - Q_{Leck,0} = \frac{(S_{03} - S_{07}) - (S_{03} - S_{07})_0}{R_2} - (Q_{sub} - Q_{sub,0}) - (Q_{UF} - Q_{UF,0}) \quad (16)$$

[0183] 附图标记列表

[0184]

<u>附图标记</u>	<u>说明</u>
1000	血处理设备
100	初级循环
200	次级循环
300	血处理模块, 透析机
Q_{sub}	第一体积流, 代用液流
Q_{BK}	第二体积流, 透析液流
Q_{d}	第三体积流, 透析机流
Q_{ein}	透析机输入流
Q_{aus}	透析机输出流
P_{Dm}	血处理模块 300 的中部中的压强值
3	过滤器
5	箭头, 表明流体连接
9	第一压力传感器, 第一压强测量部位, 提供第一压强测量值 S_{03}
13	第二压力传感器, 第二压强测量部位, 提供第二压强测量值 S_{07}

[0185]

15	透析液过滤器
17	测量点
19	第一阀
21	第二阀
23	第三压力传感器, 第三压强测量部位, 提供第三压强测量值 $S_{03,0}$
25	第四压力传感器, 第四压强测量部位, 提供第四压强测量值 $S_{07,0}$

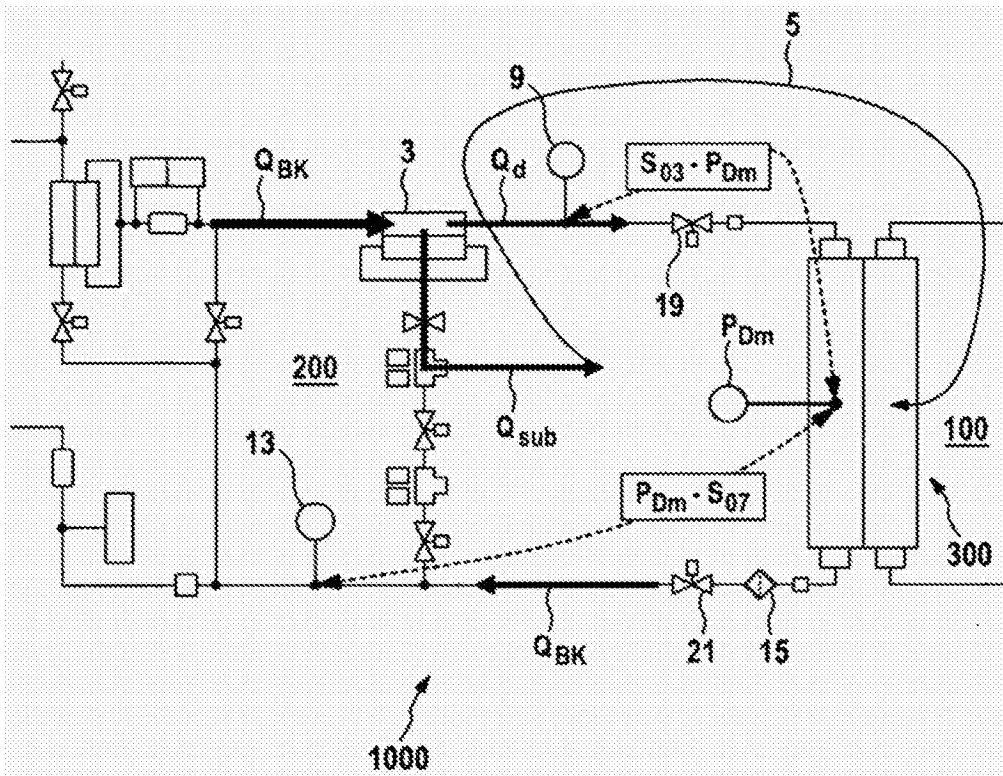


图1

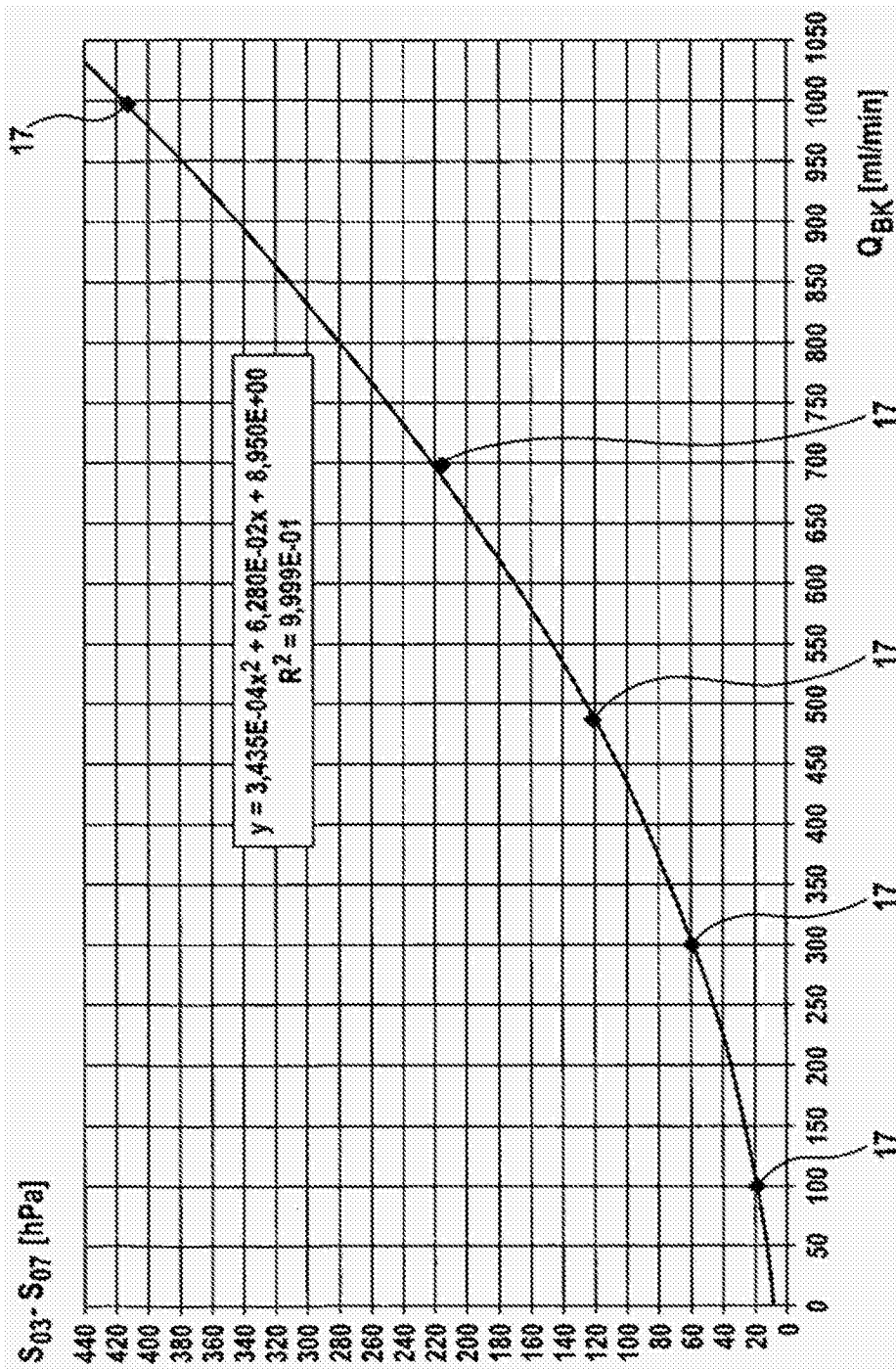


图2

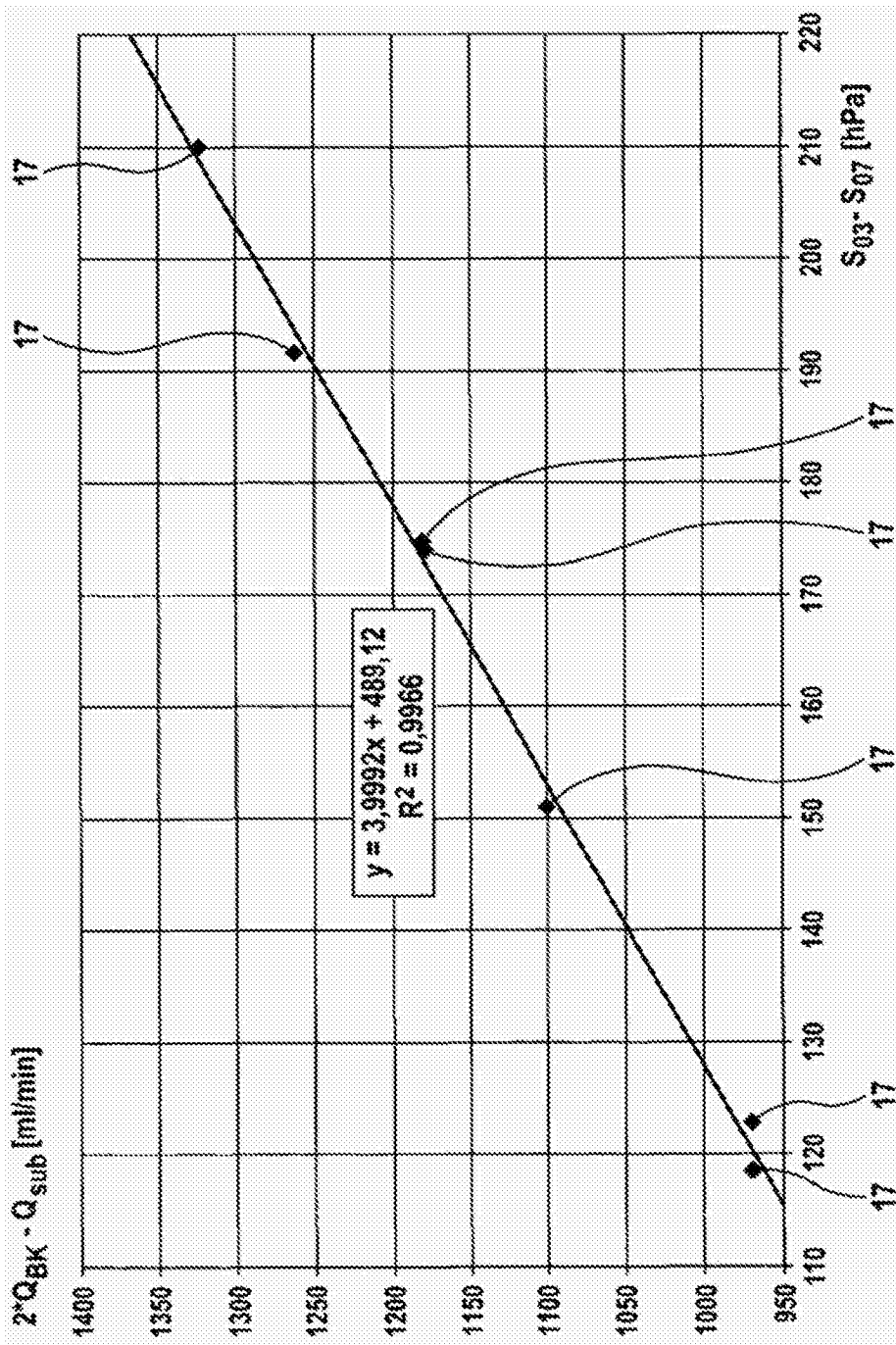


图3

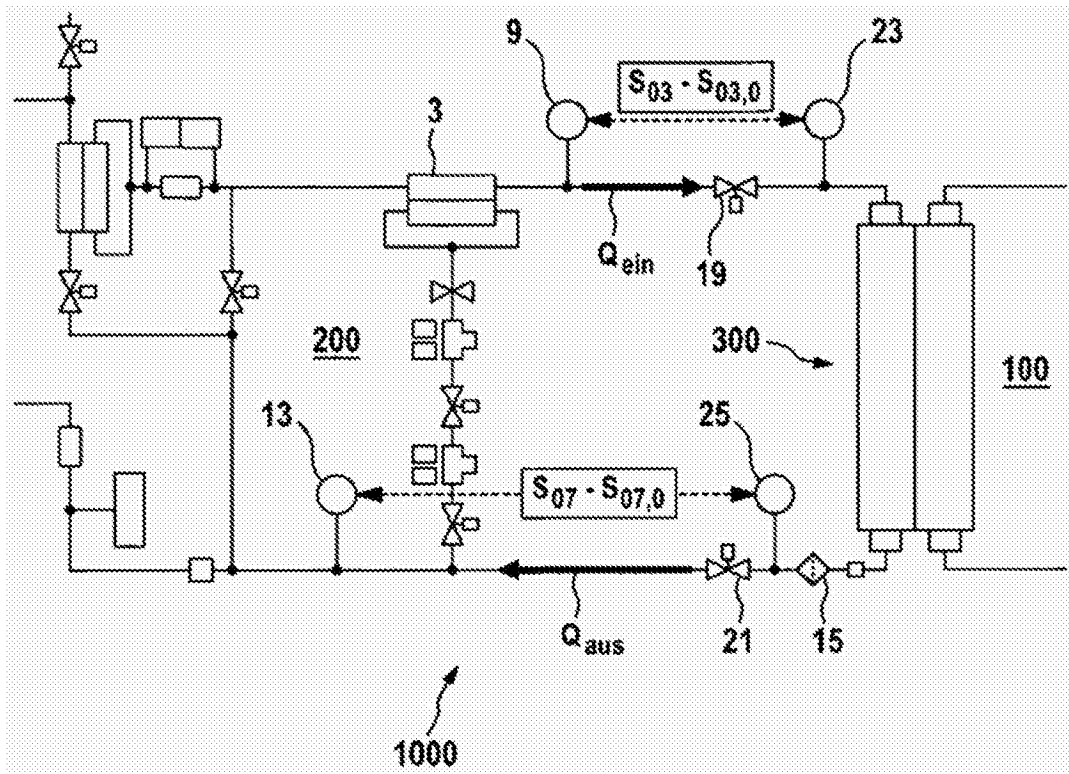


图4