



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102123748 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 27

(21) 申请号 200980132354. 9

(22) 申请日 2009. 08. 14

(30) 优先权数据

102008039022. 4 2008. 08. 21 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 02. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2009/005915 2009. 08. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/020380 DE 2010. 02. 25

(73) 专利权人 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 帕斯卡尔·科佩施密特

赖纳·斯皮克曼

(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 车文 樊卫民

(51) Int. Cl.

A61M 1/16(2006. 01)

F04B 43/12(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2001/0021817 A1, 2001. 09. 13, 全文.

WO 97/45150 A1, 1997. 12. 04, 全文.

DE 202007015453 U1, 2008. 04. 30, 全文.

WO 2007/104435 A2, 2007. 09. 20,

CN 1751749 A, 2006. 03. 29, 全文.

审查员 王雪莉

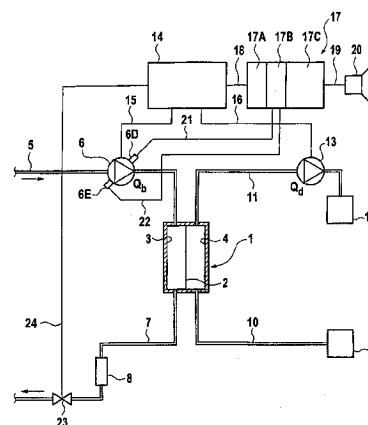
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54) 发明名称

用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的方法,所述蠕动软管泵特别是指体外血液处理装置的蠕动软管泵,该软管泵具有多个用于闭塞软管管路(5)的挤排体(6A、6B)。本发明还涉及一种用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵(5)的装置,所述蠕动软管泵特别是指体外血液处理装置的蠕动软管泵,以及本发明涉及一种体外血液处理装置,其具有用于监测蠕动软管泵的装置。依据本发明的方法和依据本发明的装置以如下所述为基础,即,在泵运行期间,对由泵耗用的功率和/或者软管段内泵上游或者下游的压力加以监测,其中,检测配属于各挤排体(6A、6B)的时间区内的功率或压力,从而测定配属于各挤排体的测量信号 $I_1(t)$ 、 $I_2(t)$ 。在软管泵未正常运行时,能配属于各挤排体的功率或压力信号彼此明显不同。而在泵正常运行时,在功率耗用或者软管段内泵上游或者下游的压力方面则没有明显区别。



1. 用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的方法,其中,所述软管泵具有多个用于闭塞所述软管管路的挤排体,其中,

在泵运行期间,确定由泵耗用的功率或与功率相关的量,和 / 或者确定软管段内泵上游或者下游的压力或者与泵上游或者下游的压力相关的量,

其特征在于,

对配属于相应挤排体的各时间区,检测由泵耗用的功率或与功率相关的量,和 / 或者检测软管段内泵上游或者下游的压力或与泵上游或者下游的压力相关的量,从而测定配属于各个所述挤排体的测量信号,以及

将配属于各个所述挤排体的所述测量信号相互进行比较,以及

在各个所述测量信号的偏差大于预定值时,推知所述泵未正常运行。

2. 按权利要求 1 所述的方法,其特征在于,由配属于各个所述挤排体的所述测量信号分别测定直流部分和 / 或者至少一个与所述直流部分叠加的交流部分,其中,将各个所述测量信号的所述直流部分或者说交流部分相互进行比较。

3. 按权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,在预定的时间区间内,确定配属于各个所述挤排体的直流部分的和 / 或者交流部分的平均值,以及将相应直流部分的或者说交流部分的平均值相互进行比较,其中,在平均值的偏差大于预定值时,推知所述软管泵未正常运行。

4. 按权利要求 2 所述的方法,其特征在于,为确定各个所述测量信号的所述直流部分和 / 或者交流部分而对所述测量信号实施傅里叶分析。

5. 按权利要求 1 至 2 中的任意一项所述的方法,其特征在于,为将所述测量信号配属于各个所述挤排体而确定所述挤排体的位置。

6. 按权利要求 1 至 2 中的任意一项所述的方法,其特征在于,所述软管泵是闭塞式滚子泵,其中,所述软管管路设置在形成作为支座的滚道的定子与配有能转动地支承的滚子的转子之间。

7. 按权利要求 1 至 2 中的任意一项所述的方法,其特征在于,使体外血液处理装置的蠕动软管泵运行。

8. 按权利要求 7 所述的方法,其特征在于,所述蠕动软管泵布置在引导至血液处理单元的动脉软管管路内,静脉软管管路从该血液处理单元出发,其中,所述动脉软管管路和静脉软管管路与所述血液处理单元共同形成体外血液循环。

9. 按权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述蠕动软管泵是体外血液处理装置的蠕动软管泵。

10. 用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的装置,其中,所述软管泵具有多个用于闭塞所述软管管路的挤排体,所述装置具有:

机构 (17B、17B'), 用于检测在泵运行期间由泵耗用的功率或与功率相关的量,和 / 或者用于检测软管段内泵上游或者下游的压力或与泵上游或者下游的压力相关的量,

其特征在于,

用于检测由泵耗用的功率或与功率相关的量,和 / 或者用于检测软管段内泵上游或者下游的压力或与泵上游或者下游的压力相关的量的所述机构 (17B、17B') 以如下方式构成,即,对配属于相应挤排体的各时间区,测定配属于各个所述挤排体的测量信号,以及

所述装置具有：

用于将配属于各个所述挤排体的所述测量信号相互进行比较的机构 (17C)，所述用于将配属于各个所述挤排体的所述测量信号相互进行比较的机构 (17C) 以如下方式构成，即，在各个所述测量信号的偏差大于预定值时，推知所述泵未正常运行。

11. 按权利要求 10 所述的装置，其特征在于，用于比较所述测量信号的机构 (17C) 以如下方式构造，即，由配属于各个所述挤排体的所述测量信号分别测定直流部分和 / 或者至少一个与所述直流部分叠加的交流部分，其中，将各个所述测量信号的所述直流部分或者说交流部分相互进行比较。

12. 按权利要求 11 所述的装置，其特征在于，用于比较所述测量信号的机构 (17C) 具有为确定各个所述测量信号的所述直流部分和 / 或者交流部分而对所述测量信号实施傅里叶分析的机构。

13. 按权利要求 10 至 12 中的任意一项所述的装置，其特征在于，所述软管泵是闭塞式滚子泵 (6)，其中，所述软管管路设置在形成作为支座的滚道 (6C) 的定子与配有能转动地支承的滚子 (6A、6B) 的转子之间。

14. 按权利要求 10 至 11 中的任意一项所述的装置，其特征在于，用于检测由泵耗用的功率和 / 或者压力的机构 (17B、17B') 具有用于确定所述挤排体位置的机构 (6E、6D)，以便将所述测量信号配属于各个所述挤排体。

15. 按权利要求 10 至 11 中的任意一项所述的装置，其特征在于，所述蠕动软管泵是体外血液处理装置的蠕动软管泵 (6)。

16. 血液处理装置，其特征在于，所述血液处理装置具有按权利要求 10 至 15 中的任意一项所述的装置。

17. 按权利要求 16 所述的血液处理装置，其特征在于，所述血液处理装置具有血液处理单元 (1)，动脉软管管路 (5) 引导至所述血液处理单元 (1) 并且静脉软管管路 (7) 从所述血液处理单元 (1) 出发，其中，所述蠕动软管泵 (6) 布置在所述动脉软管管路 (5) 中。

用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的方法,所述蠕动软管泵特别是指体外血液处理装置的蠕动软管泵,该软管泵具有多个用于闭塞软管管路的挤排体 (Verdrängerkörper)。此外,本发明涉及一种用于监测用来使液体在软管管路内输送的蠕动软管泵的装置,所述蠕动软管泵特别是指体外血液处理装置的蠕动软管泵,以及本发明涉及一种体外血液处理装置,其具有用于监测蠕动软管泵的装置。

背景技术

[0002] 在体外血液处理时,例如在血液透析时,所要处理的血液在体外血液循环中穿流透析机的血液室,所述透析机由半透膜分成血液室和透析液室,而在透析液系统中,透析液则穿流透析机的透析液室。体外血液循环具有引导至血液室的动脉软管管路和从血液室出发的静脉软管管路。体外血液处理装置的软管管路一般被确定为一次性使用的一次性物品提供。公知的血液处理装置具有血液泵,该血液泵一般布置在透析机的血液室的上游,以确保体外血液循环中足够的血液流动。

[0003] 对血液泵提出很高的技术要求。因此仅考虑确定的泵类型。实践证明软管泵是可靠的,其将患者的血液通过动脉软管管路和静脉软管管路输送。

[0004] 软管泵根据其运行方式也被称为蠕动泵。蠕动泵的泵作用以如下所述为基础,即,至少一个窄部或者封闭部位 (闭塞) 沿用作泵室的弹性软管管路运动,并且由此将内含的液体在输送方向上推送。

[0005] 在最常用类型的软管泵中进行如下调整,即,将弹性软管在被运动的窄部上完全封闭。因此这种泵也称为闭塞软管泵。

[0006] 将血液在泵软管内传输的可运动的窄部或者封闭部位可以不同地构成。公知的是滚子泵,其中,软管处于形成作为支座的弯曲滚道的定子与可转动地支承在该定子里面的配有滚子的转子之间,从而滚子在输送方向上在软管上滚压。滚子优选弹性地支承在转子上,从而向软管施加推压力。此外,公知的还有指形件泵,其中,封闭体通过沿软管管路设置的一排可运动的柱塞 (Stempel) (指形件) 来形成。

[0007] 应用医疗技术有限公司和两合公司于 1988 年在 Friedrichsdorf 出版的《透析技术》第 4 版 (Dialysetechnik, 4. Auflage, Gesellschaft für angewandte Medizintechnik m. b. H und Co. KG, Friedrichsdorf, 1988) 中,进行了关于不同类型的滚子泵和指形泵的概述。

[0008] 强烈要求的是,这种类型的软管泵在医疗技术装置中,特别是在血液处理装置中使用时正常运行。蠕动软管泵在公知的血液处理装置中不仅用于输送血液,而且也用于输送其他液体。

[0009] 蠕动软管泵运行期间存在的危险是,置入软管泵内的软管管路未正常地处于泵床上或者挤排体没有正常地在软管管路上引导经过。如果蠕动软管泵具有这种类型的故障,

那么不能确保软管泵正常运行。软管段在泵床内的位置不正确时,特别是存在损坏软管管路的危险。在任何情况下,由于软管管路可能闭塞程度不够而不能确保液体正常的输送。

[0010] US-A-5,629,871 介绍了一种用于监测血液透析装置的各组结构组件的功能可靠性的方法和装置。就此也包括软管泵,其中,对软管泵的泵电流或者供电电压加以监测,以便可以发现泵的失灵。

[0011] US-A-4,781,525 公开的是,将泵电流用于确定输送速率。W097/45150 介绍了一种用于确定泵的输送压力的方法,其中,泵电流被确定。

[0012] W02007/104435A2 公开了一种方法和装置,用于使电蠕动软管泵、特别是体外血液处理装置内输送液体的软管泵运行。为监测软管泵正常的运行,对泵的功率消耗或者与功率消耗相关的物理量加以监测。泵电流的监测以如下所述为基础,即,泵电流具有在周期性不变的直流部分,周期性变化的交流部分与该直流部分相叠加。为监测软管泵正常的运行,在血液处理期间监测:功率消耗的交流部分与功率消耗的直流部分之比如何上升或下降。

发明内容

[0013] 本发明基于如下任务,即,对蠕动软管泵正常的运行加以监测,该软管泵、特别是体外血液处理装置的蠕动软管泵具有多个用于闭塞软管管路的挤排体。

[0014] 此外,本发明基于如下任务,即,提供一种用于对蠕动软管泵、特别是体外血液处理装置的蠕动软管泵正常运行加以监测的装置。

[0015] 本发明的另一任务在于,提供一种体外血液处理装置,其具有用于监测蠕动软管泵正常运行的装置。

[0016] 这些任务依据本发明利用权利要求 1、9 和 16 的特征得以解决。本发明具有优点的实施方式为从属权利要求的主题。

[0017] 依据本发明的方法和依据本发明的装置以如下所述为基础,即,在泵运行期间,对由泵耗用的功率和 / 或者软管段内在泵上游或者下游的压力加以监测,其中,分别在配属于各自挤排体的时间区内对功率或压力进行检测,从而测定配属于各挤排体的测量信号。依据本发明的方法和依据本发明的装置基于如下认识,即,在软管泵未正常运行时,能配属于各挤排体的功率或压力信号彼此明显不同。而在泵正常运行时,在功率耗用或者软管段内泵的上游或者下游的压力方面则没有明显区别,这是因为泵的所有挤排体对功率消耗或者压力具有相同的影响。

[0018] 如果血液软管段未正常处于泵床内的话,那么功率消耗和压力区别特别明显。但还有挤排体未正常的引导也会导致这种不对称。例如在滚子泵的情况下,各个滚子的滚子支承或者回复弹簧的故障会在功率消耗或者压力方面产生区别。

[0019] 在挤排体,例如滚子泵的滚子碰到软管管路的软管段上时,泵的功率消耗上升,这是因为滚子这时开始闭塞软管管路段。而如果与之相反地,滚子重新从软管管路段上抬起,那么泵的功率消耗减少,这是因为滚子这时无须再闭塞软管管路段。

[0020] 只要软管管路正常处于泵床内并且挤排体正常闭塞软管管路,在正常的滚子支承和回复弹簧的前提下,当各滚子碰到软管段或者离开软管段时,在功率消耗和压力方面就不会看出区别。但如果软管管路未正常处于泵床上或者滚子支承或者回复弹簧有故障的话,则不是这种情况。

[0021] 泵未正常运行的指示是配属于各挤排体（例如滚子泵的滚子）的测量信号的偏差大于预定值。也可以在预定的时间区间上确定各测量信号的平均值，以便可以将各部分的平均值相互进行比较。由此避免：叠加测量信号的干扰信号导致错误评估。但原则上也可以使用其他统计的评估方法，以便可以发现信号之间的偏差。

[0022] 对于依据本发明的方法和依据本发明的装置来说，无关紧要的是，是直接测量功率消耗或者压力，抑或是确定与功率消耗或者压力相关的量。功率消耗例如可以由血液泵电动机上施加的电压与流动到电动机内的电流乘积来计算得出。但如果电压可以假设为恒定的话，将电流作为与功率相关的量来确定也就足够了。

[0023] 此外，软管泵具有多少个挤排体并不重要。常用的滚子泵一般仅有两个滚子。因此完全可以将滚子泵的一周 360° 分成各自 180° 的两个时间区（这相当于滚子泵转动半周），以便可以为两个滚子分别配属一测量信号。

[0024] 将各测量信号配属于相应的挤排体的过程能够以如下方式进行，即，分别将一整周分成与挤排体的数目相应数目的角度范围。

[0025] 在本发明一种优选的实施方式中，为将测量信号配属于挤排体而确定各个挤排体的位置，以便可以确定：挤排体是否处于各自的区域内。挤排体位置的确定可以按照简单方式利用公知的霍尔传感器或者通过对泵转动周数的计数在考虑挤排体数目的情况下进行。

[0026] 在本发明另一种优选的实施方式中，由配属于各个挤排体的测量信号来分别测定直流部分和 / 或者至少一个与该直流部分叠加的交流部分，其中，将测量信号的直流部分相互进行比较和 / 或者将测量信号的交流部分相互进行比较，以便可以发现各个测量信号部分的意味着泵未正常运行的偏差。

[0027] 对配属于挤排体的测量信号的直流部分和交流部分的测定优选利用傅里叶分析进行。

[0028] 对血液处理装置的软管泵功率消耗的监测不需要较大的技术开支。压力监测也不会产生很高的技术开支，因为通常血液处理装置的体外血液循环内本来就存在压力传感器。对用于确定软管泵未正常运行的测量值的评估可以利用公知的血液处理装置中用于控制和监测血液处理的已经存在的计算和评估单元（硬件和软件）来进行。这一点一般仅以相应的编程为前提。但同样可行的是，用于监测软管泵的装置具有自有的计算和评估单元。血液处理装置和监测装置可以形成一个仪器单元或者也可以是彼此独立运行的不同结构组件。

附图说明

[0029] 下面，参照附图对本发明的实施例进行详细说明。其中：

[0030] 图 1 以简化的示意图示出依据本发明的体外血液处理装置，该血液装置具有根据本发明的、用于监测血液处理装置蠕动软管泵的装置，

[0031] 图 2 示出根据本发明的体外血液处理装置的另选实施方式，其具有根据本发明的用于监测软管泵的装置，

[0032] 图 3 示出滚子泵的原理图，

[0033] 图 4A 示出软管泵正常运行时配属于软管泵第一挤排体的测量信号，

[0034] 图 4B 示出正常运行时配属于第二挤排体的测量信号，

- [0035] 图 5A 示出软管泵未正常运行时配属于软管泵第一挤排体的测量信号，
- [0036] 图 5B 示出未正常运行时配属于第二挤排体的测量信号，
- [0037] 图 6A 示出软管泵未正常运行时借助傅里叶分析分解成一个直流部分及一个或者多个交流部分（谐波）之前第一挤排体的第一测量信号，
- [0038] 图 6B 示出未正常运行时分解成直流部分和交流部分之前第二挤排体的第二测量信号；以及
- [0039] 图 7 示出分解之后配属于两个挤排体的测量信号的直流部分和交流部分（谐波）。

具体实施方式

[0040] 体外血液处理装置、特别是血液透析装置具有透析机 1，透析机 1 通过半透膜 2 分成血液室 3 和透析液室 4。血液泵 6 接入其中的动脉血液管路 5 从患者处引导至血液室 3 的入口，而静脉血液管路 7 则从血液室的出口通过滴注室 8 引导至患者。

[0041] 新鲜的透析液由透析液源 9 提供。透析液输送管路 10 从透析液源 9 引导至透析机 1 的透析液室 4 入口，而透析液排出管路 11 则从透析液室 4 的出口引导至排出口 12。透析液泵 13 接入透析液排出管路 11 内。

[0042] 血液泵 6 是以电的方式运行的蠕动软管泵、特别是滚子泵，其中，动脉血液管路 5 和静脉血液管路 7 是柔性的软管管路。动脉软管管路 5 置入滚子泵 6 的泵床内。

[0043] 因为滚子泵是普遍公知的，所以无须赘述。图 3 因此仅示出滚子泵 6 的工作方式的原理图，该滚子泵在本实施例中具有两个滚子 6A、6B，图 3 仅示出其中的一个滚子。滚子 6A 和 6B 可旋转支承在一个未示出的转子上。在本实施例中为动脉血液管路 5 的软管管路处于滚子与定子之间，该定子形成作为支座的滚道 6C。动脉软管管路 5 所处的滚道 6C 围绕配有滚子的转子，其中，滚子在转子上被朝向滚道预紧。

[0044] 透析装置具有中央控制单元 14，该中央控制单元 14 与血液泵 6 和透析液泵 13 通过控制线 15、16 连接。控制单元 14 为使血液泵 6 和透析液泵 13 运行而提供确定的电压或确定的电流，从而血液管路 5、7 内的血液以预定的血液流动速率 Q_b 且透析液管路 10、11 内的透析液以预定的透析液速率 Q_d 流动。

[0045] 透析装置还可以具有其他部件，例如平衡装置或者超滤装置以及用于监测血液处理的各种传感器，但出于概览的原因没有示出。

[0046] 依据本发明的、用于监测软管泵正常的运行的装置在本实施例中作为体外血液处理装置的组成部分加以介绍。在本实施例中，对血液泵 6 加以监测。但原则上也可以监测血液处理装置其他泵，例如置换泵的正常运行情况。

[0047] 即便用于监测血液泵的装置在本实施例中与体外血液处理装置一同加以介绍，但该装置也可以形成自主的结构组件，该结构组件可以在用于监测蠕动软管泵正常运行的所有医疗技术装置中加以使用。

[0048] 下面，对用于监测血液泵 6 的装置的工作原理进行详细说明。

[0049] 血液泵 6 的监测在该实施例中以对由血液泵 6 耗用的功率的评估为基础。血液泵 6 具有用于驱动泵转子的直流电动机。因为在这种情况下对电动机上施加的电压可以假设为恒定，所以对电动机内流动的电流进行测量就足够了。需要注意的是，血液泵原则上也可以利用交流电动机或者其他电机驱动装置运行。

[0050] 监测装置 17 具有用于确定泵电流 $I(t)$ 仅示意示出的机构 17A, 该机构 17A 通过数据线 18 与血液处理装置的中央控制单元 14 连接, 该中央控制单元 14 为血液泵 6 的运行调整出确定的泵电流。

[0051] 监测装置 17 还具有用于检测泵电流 $I_{1,2}(t)$ 的机构 17B, 泵电流 $I_{1,2}(t)$ 配属于第一挤排体或者第二挤排体, 例如滚子泵 6 的第一滚子 6A 或者第二滚子 6B。第一滚子 6A 或者第二滚子 6B 的泵电流 $I_{1,2}(t)$ 是被相互比较的第一测量信号和第二测量信号。监测装置 17 为此具有机构 17C, 用于比较配属于两个滚子 6A、6B 的测量信号 $I_1(t)$ 和 $I_2(t)$ 。基于对两个信号的比较, 推知: 泵是否正常运行。

[0052] 在泵未正常运行时产生如下控制信号, 该控制信号通过数据线 18 传送到血液处理装置的中央控制单元 14。血液处理装置的中央控制单元 14 然后可以对机器控制进行干预。此外, 在确定泵未正常运行时产生告警信号, 该告警信号通过数据线 19 传递到发出光和 / 或者声告警的光和 / 或者声告警单元 20。

[0053] 下面参照图 4 至 6 对将测量信号配属给蠕动软管泵 6 的两个挤排体 6A 和 6B 加以介绍。

[0054] 将具有滚子 6A 和 6B 的滚子泵 6 转子的周数分成 $0-180^\circ$ 的第一角度范围和 $180-360^\circ$ 的第二角度范围。将 $0-180^\circ$ 的第一角度范围配属于第一滚子 6A, 而将 $180-360^\circ$ 的第二角度范围配属于第二滚子 6B。为可以确定转子滚子 6A 和 6B 的位置, 滚子泵具有分别配属于这两个角度范围之一的第一霍尔传感器 6D 和第二霍尔传感器 6E。同样可行的是, 仅使用一个霍尔传感器并且将处于传感器两个信号之间的角度范围在流逝的时间上进行插值。如果第一滚子 6A 进入第一角度范围内, 那么第一霍尔传感器 6D 产生信号, 而第二霍尔传感器 6E 则在第二滚子 6B 进入第二角度范围内时产生信号。霍尔传感器的信号几何上无需严格与滚子的位置相符。而是配属过程也可以利用相应的偏置角 (Offsetwinkel) 进行。这两个信号由用于检测配属于滚子的电流的机构 17B 通过数据线 21、22 接收。用于检测各自泵电流的机构 17B 产生与在 $0-180^\circ$ 的第一角度范围内测量的泵电流相应的第一信号 $I_1(t)$ 和与在 $180-360^\circ$ 的第二角度范围内测量的泵电流相应的第二测量信号 $I_2(t)$ 。

[0055] 图 4A 示出配属于第一滚子 6A 的泵电流 $I_1(t)$, 而图 4B 则示出配属于第二滚子 6B 的泵电流 $I_2(t)$ 。图 4A 和 4B 示出血液泵正常运行的情况。在这种情况下, 配属于两个滚子的泵电流 $I_1(t)$ 和 $I_2(t)$ 彼此基本没有区别, 也就是说, 最多只能看得出略微的偏差。

[0056] 图 5A 和 5B 与之相反地示出血液泵未正常运行的情况。在这种情况下, 配属于第一滚子的泵电流 $I_1(t)$ 与配属于第二滚子的泵电流 $I_2(t)$ 不同。第一泵电流小于第二泵电流。在这种情况下, 例如软管未正常装入滚子支承内或者两个滚子之一的滚子支承或者回复弹簧有故障。这种未正常的运行通过比较两个泵电流 $I_1(t)$ 和 $I_2(t)$ 而被发现。

[0057] 依据本发明的装置为比较泵电流而设置了对泵电流的傅里叶分析。为此, 由仅包括第一角度窗口的第一泵电流 $I_1(t)$ 以及仅包括第二角度窗口的第二泵电流 $I_2(t)$ 分别产生图 6A 和 6B 所示的连续测量信号 $I_1(t)$ 和 $I_2(t)$ 。为此, 例如对于相应未检测的角度范围采用前面或者后面角度范围的泵电流。例如第一测量信号 $I_1(t)$ 由此获取, 即, 分别对于 $180-360^\circ$ 的第二角度范围采用前面的 $0-180^\circ$ 的角度范围的测量信号。配属于第二滚子的测量信号 $I_2(t)$ 相应产生。专业人员也熟悉其他数学方法, 以便可以通过傅里叶分析来分

析两个测量信号。

[0058] 既而,将两个测量信号 $I_1(t)$ 和 $I_2(t)$ 借助傅里叶分析分解成直流部分和第一谐波。但也可以将测量信号分解成评估所基于的其他谐波。为此用于比较泵电流的机构 17C 具有用于傅里叶分析的机构。

[0059] 图 7 示出对于两个泵电流的傅里叶分析结果。在图 7 中未示出的血液泵正常运行的情况期间,直流部分 DC_1 和 DC_2 彼此没有区别。第一谐波 AC_1 和 AC_2 在泵正常运行期间彼此也基本没有区别。在图 7 中所示泵未正常运行的情况期间,与之相反地,直流部分 DC_1 则明显偏离直流部分 DC_2 。第一谐波 AC_1 也明显偏离第一谐波 AC_2 。用于比较泵电流的机构 17C 为发现泵的未正常运行,而要么将配属于第一滚子的直流部分 DC_1 与配属于滚子泵第二滚子的直流部分 DC_2 进行比较,以及 / 要么将第一滚子的第一谐波 AC_1 与第二滚子的第一谐波 AC_2 进行比较。

[0060] 如果两个直流部分 AC_1 与 AC_2 和 / 或者两个交流部分 DC_1 与 DC_2 之间的差大于预定值,那么推知泵未正常运行,例如如果血液软管段未正常地处于泵床内或者两个滚子之一的回复弹簧有故障的话,便是这种情况。在本实施例中,在约 127 至 129 分钟之间的时间标度上表现为血液泵未正常运行。在发现血液泵未正常运行之后,产生给控制单元 14 的控制信号和给告警单元 20 的告警信号,从而对机器控制进行干预并发出告警。作为对机器控制的干预例如可以停止血液泵 6 的运行,并且闭合设置在静脉血液管 7 内的软管夹子 23,软管夹子 23 通过控制线 24 与控制单元 14 连接。

[0061] 图 2 示出本发明一种可选择的实施方式,其与参照图 1 所介绍的实施方式的区别仅在于:评估不是基于功率消耗进行的,而是基于动脉血液管内血液泵 6 上游或者下游的压力来进行。因此,血液处理和监测装置彼此相应的部分具有相同的附图标记。取代用于确定泵电流的机构 (17A),监测装置 17 具有用于确定血液泵 6 上游或者下游动脉血液管 5 内压力的机构 17A',其通过数据线 25、26 与血液泵 6 上游的压力传感器 27 或血液泵 6 下游的压力传感器 28 连接。取代用于检测配属于各个挤排体泵电流的机构 (17B) 地,设置有用用于检测配属于挤排体的压力的机构 (17B')。虽然图 2 中示出两个压力传感器,但原则上在血液泵 6 上游或者下游测量压力就足够了。

[0062] 测量信号的评估在该可选择的实施方式中与对血液泵功率消耗进行评估的第一实施方式中的情况相同地进行。唯一例外在于,取代泵电流地,对压力加以测量,并且配属给各个挤排体。由此,参引对图 1 实施方式的说明。

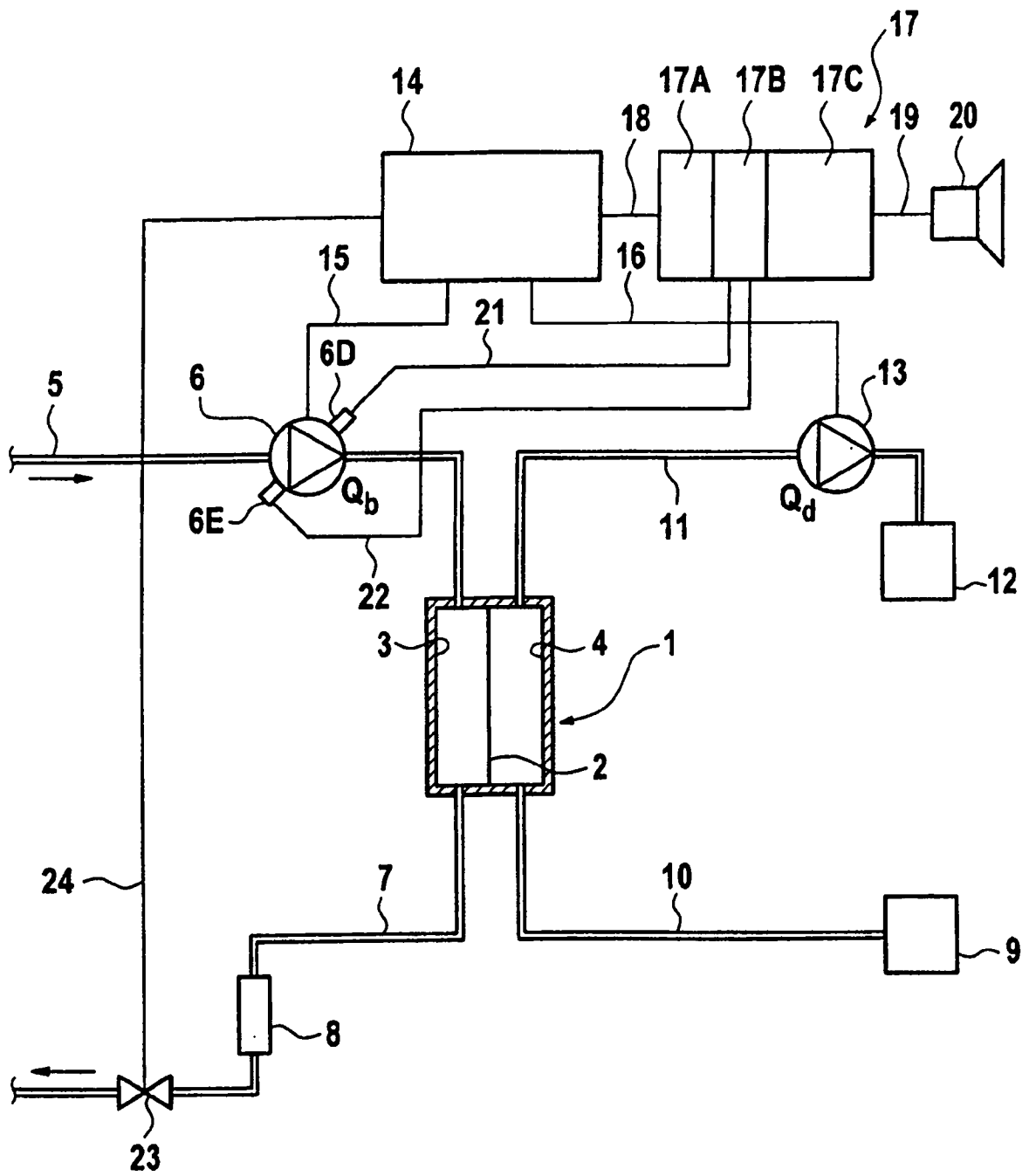


图 1

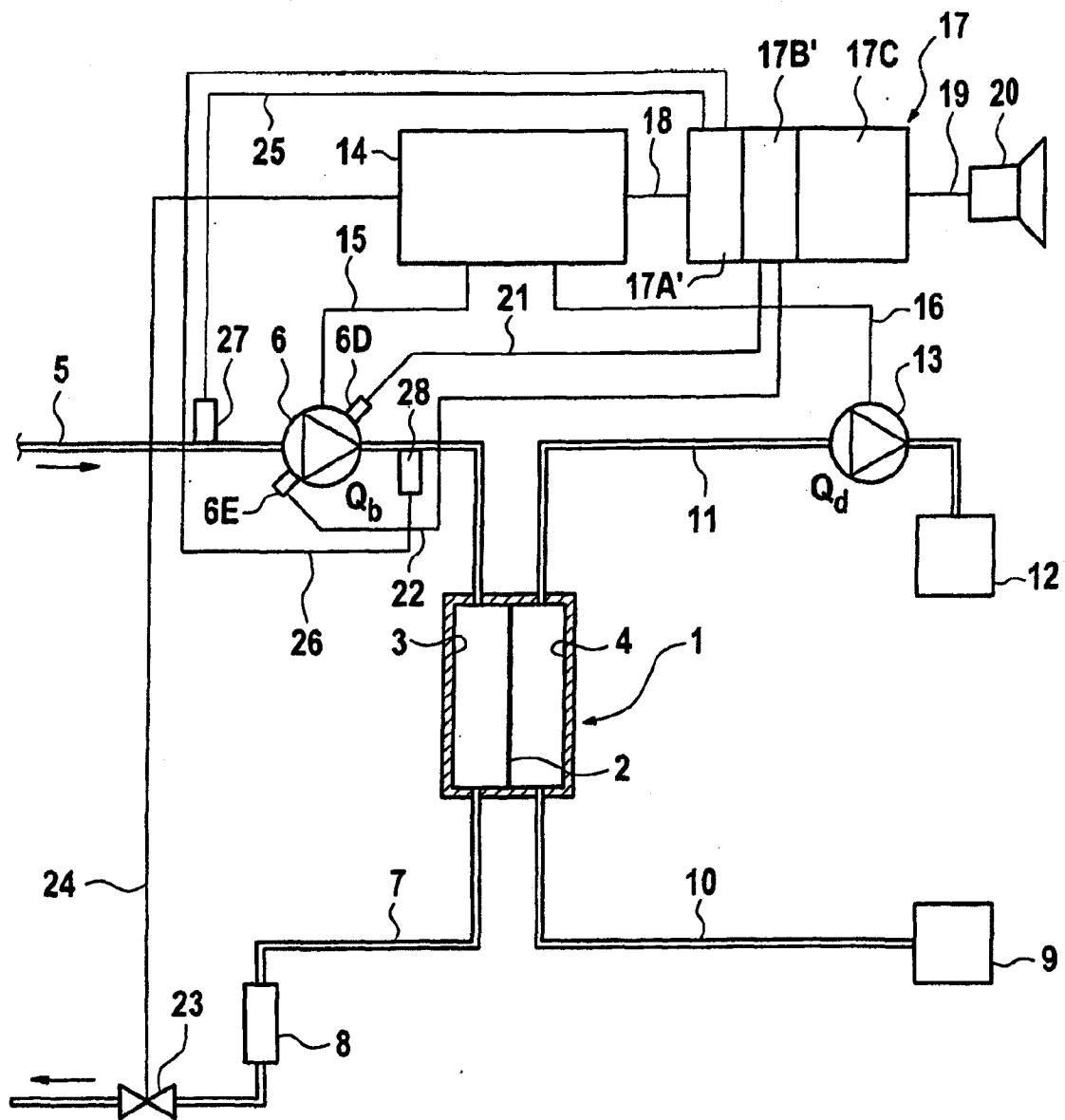


图 2

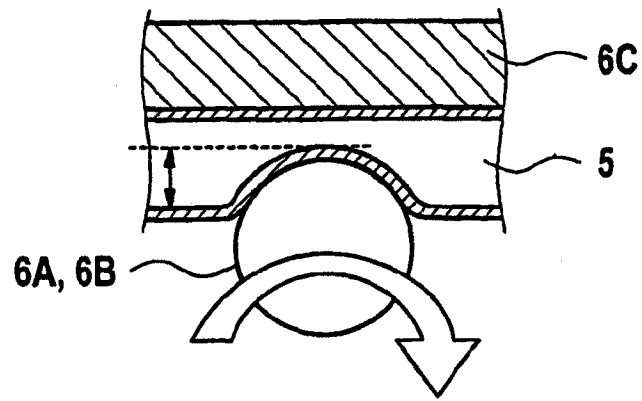


图 3

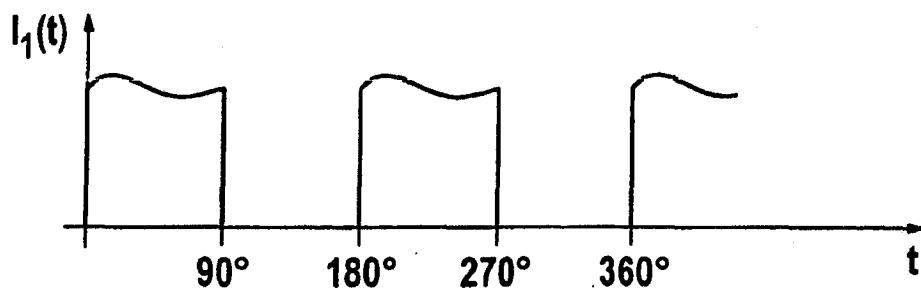


图 4A

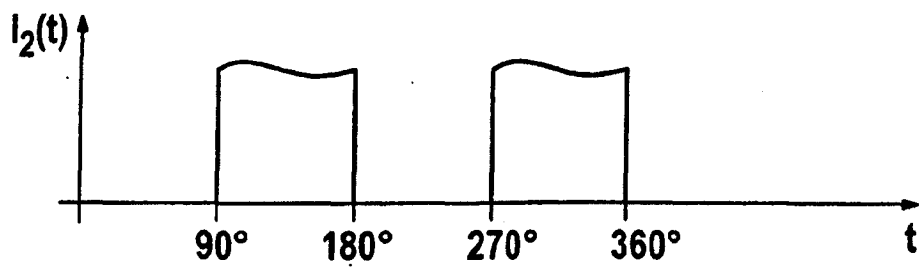


图 4B

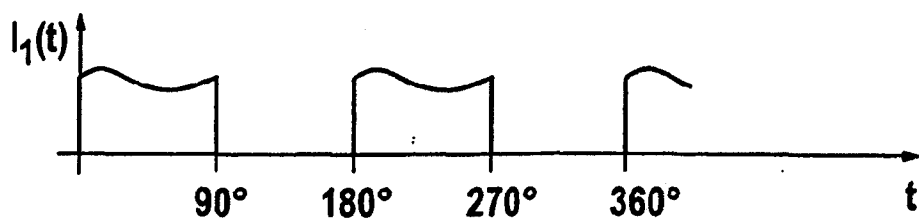


图 5A

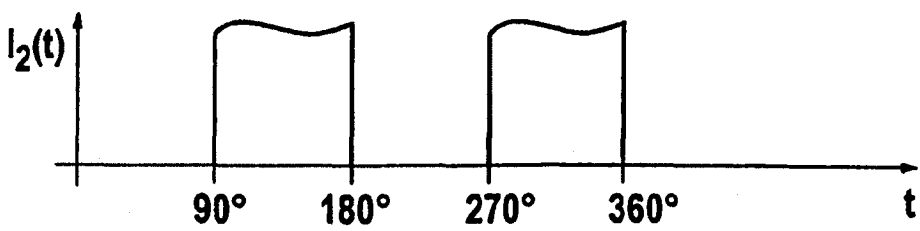


图 5B

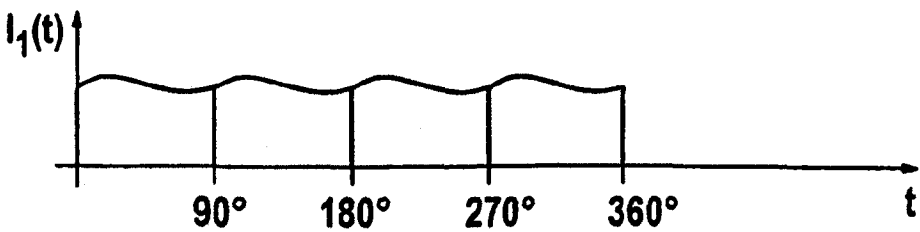


图 6A

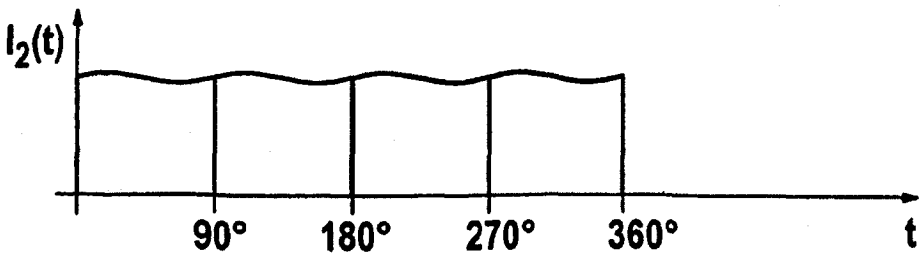


图 6B

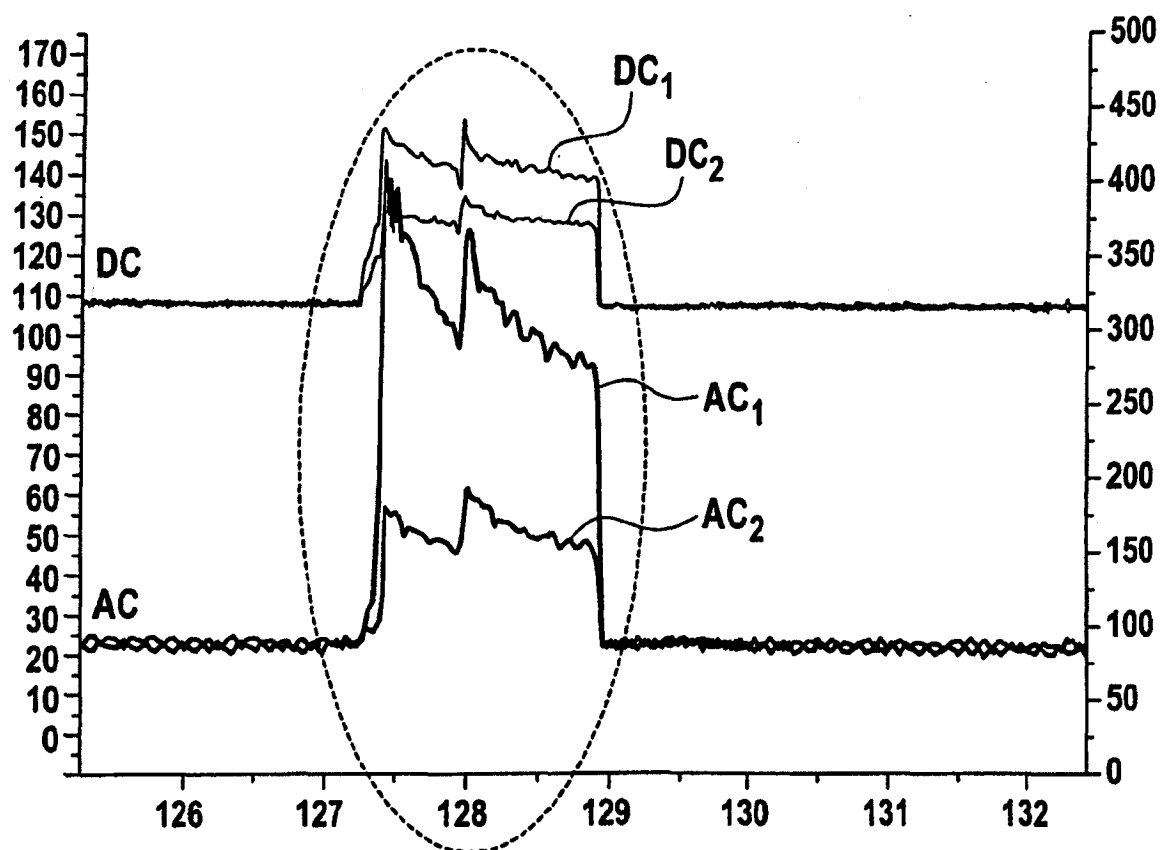


图 7