



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101142407 B

(45) 授权公告日 2010.10.13

(21) 申请号 200680008598.2

(22) 申请日 2006.03.02

(30) 优先权数据

102005011625.6 2005.03.15 DE

102005023430.5 2005.05.20 DE

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.09.17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2006/001890 2006.03.02

(87) PCT申请的公布数据

W02006/097199 DE 2006.09.21

(73) 专利权人 弗雷泽纽斯医疗保健德国有限公司

地址 德国巴特洪堡

(72) 发明人 A·加格尔 D·亨德莱克

R·奥林格尔 R·瓦姆斯德勒尔

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所
11247

代理人 吴鹏 马江立

(51) Int. Cl.

F04B 43/12(2006.01)

F04B 43/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 4715786 A, 1987.12.29, 全文.

US 5947692 A, 1999.09.07, 全文.

US 5733257 A, 1998.03.31, 全文.

US 20050043665 A, 2005.02.24, 说明书第
33段-58段、附图1-2.

审查员 陈菲

权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

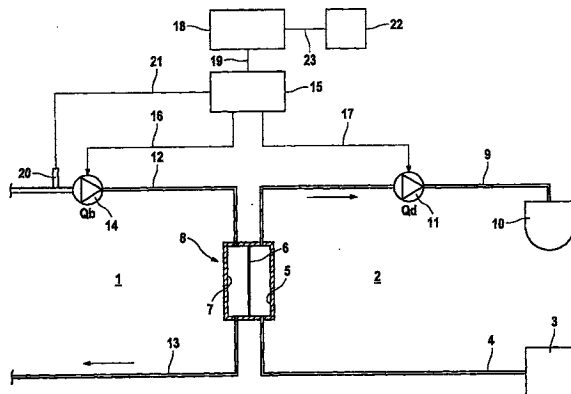
(54) 发明名称

用于调节蠕动泵转速的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于确定在弹性软管中输送液体的蠕动泵的有效输送率的方法和装置。此外本发明还涉及一种用于调节蠕动泵的转速以使泵的有效输送率近似于所期望的输送率的方法和装置。按照本发明的方法和装置的特征在于,以泵的名义转速和在软管中泵上游的压力为基础根据泵的运行时间计算有效输送率。使泵的脉动容积与泵的名义转速相乘,其中为了确定有效输送率,通过描述泵的脉动容积与其运行时间和在软管中泵上游的压力的关系的修正函数来修正由泵的脉动容积与名义转速得到的乘积。优选地确定具有用于描述输送率随泵的运行时间的相对减小量的一个或多个参数的多项式并确定具有用于描述输送率随软管中泵上游的压力的相对减小量的一个或多个参数的多项式作为修正函数。

CN 101142407 B



1. 一种用于调节在弹性软管中输送液体的蠕动泵的转速的方法,该方法具有下列步骤:

确定在软管中泵上游的压力和泵的名义转速,

为了使泵的有效输送率近似于所期望的输送率而调节泵的名义转速,

其特征在于,根据泵的运行时间并以泵的名义转速和在软管中泵上游的压力为基础使泵的有效输送率近似于所期望的输送率,

在初始的补偿步骤中通过在该补偿步骤之前调节的泵的给定的转速与修正系数 x 的乘积计算转速 n_{neu} , 泵以该转速运行以使泵的有效输送率 $Q_{b, ist}$ 近似于所期望的输送率 $Q_{b, soll}$ 。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,为了确定修正系数 x 使泵以给定的转速运行,其中测量在给定的转速下确立的在软管中泵上游的压力。

3. 如权利要求 2 所述的方法,其特征在于,为了确定软管中泵上游的压力 P_{art} 使泵以给定的转速 n_{alt} 运行,该转速由下式计算:

$$n_{alt} = Q_{b, soll} / (V_{s, 0}(r) * (1 - a_1 * t))$$

其中,

$V_{s, 0}(r)$ 是在一定的运行时间后在血液泵的入口处压力为零时的脉动容积 [ml],

t 是泵的运行时间,

a_1 是描述输送率随运行时间的相对减小量的参数 [% /h]。

4. 如权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述修正系数 x 由在给定的转速 n_{alt} 下确立的在软管中泵上游的压力 P_{art} 按照下式确定:

$$b_2 * P_{art}^2 * x^3 + b_1 * P_{art} * x^2 - x + 1 = 0,$$

其中 b_1 、 b_2 是描述输送率随动脉低压的相对减小量的参数 [% /mmHg²]。

5. 如权利要求 4 所述的方法,其特征在于,按照初始的补偿步骤调节泵的输送率。

6. 如权利要求 5 所述的方法,其特征在于,为了调节泵的输送率,在另一补偿步骤中通过按照初始的补偿步骤调节的泵的给定的转速与修正系数 x 的乘积计算转速 n_{neu} , 泵以该转速运行以使泵的有效输送率近似于所期望的输送率。

7. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,为了确定修正系数 x ,按照下式确定在所述另一补偿步骤中获得的修正系数 x 与折算后的修正系数 x_r 的比值 q :

$$q = Q_{b, soll} / (n_{alt} * V_{s, 0}(r) * (1 - a_1 * t)) = x / x_r。$$

8. 如权利要求 7 所述的方法,其特征在于,通过在软管中在泵上游测量的压力和修正系数 x 与折算后的修正系数 x_r 之比 q 的乘积计算在软管中泵上游的折算后的压力 $P_{art, r}$, 其中由折算后的压力 $P_{art, r}$ 按照下式计算折算后的修正系数 x_r :

$$b_2 * P_{art, r}^2 * x_r^3 + b_1 * P_{art, r} * x_r^2 - x_r + 1 = 0。$$

9. 如权利要求 8 所述的方法,其特征在于,通过折算后的修正系数 x_r 和修正系数 x 与折算后的修正系数 x_r 之比 q 的乘积计算修正系数 x 。

10. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,以相互衔接的迭代的补偿步骤连续地调节泵的输送率。

11. 一种用于调节在弹性软管中输送液体的蠕动泵的转速的装置,具有:用于确定在软管中泵上游的压力和泵的名义转速的器件 (20); 用于使泵的有效输送率近似于所期望

的输送率的器件,该器件具有计算要调节到的转速的计算单元(18);和用于将泵的名义转速调节为要调节到的转速的器件(15),其特征在于,计算单元(18)构造成以泵的名义转速和在软管中泵上游的压力为基础根据泵的运行时间计算要调节到的转速以使泵的有效输送率近似于所期望的输送率,并且计算单元(18)构造成在初始的补偿步骤中通过在该补偿步骤之前调节的泵的给定的转速与修正系数 x 的乘积计算转速 n_{neu} ,泵以该转速运行以使泵的有效输送率 $Q_{b, ist}$ 近似于所期望的输送率 $Q_{b, soll}$ 。

12. 如权利要求 11 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成为了确定修正系数 x 使泵以给定的转速运行,其中测量在给定的转速下确立的在软管中泵上游的压力。

13. 如权利要求 12 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成为了确定软管中泵上游的压力 P_{art} 使泵以给定的转速 n_{alt} 运行,该转速由下式计算:

$$n_{alt} = Q_{b, soll} / (V_{s,0}(r) * (1 - a_1 * t))$$

其中,

$V_{s,0}(r)$ 是在一定的运行时间在血液泵入口处的压力为零时的脉动容积 [ml],

t 是泵的运行时间,

a_1 是描述输送率随运行时间的相对减小量的参数 [% /h]。

14. 如权利要求 13 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成使修正系数 x 由在给定的转速 n_{alt} 下确立的在软管中泵上游的压力 P_{art} 按照下式确定:

$$b_2 * P_{art}^2 * x^3 + b_1 * P_{art} * x^2 - x + 1 = 0,$$

其中 b_1 、 b_2 是描述输送率随动脉低压的相对减小量的参数 [% /mmHg²]。

15. 如权利要求 14 所述的装置,其特征在于,用于使泵的有效输送率近似于所期望的输送率的器件构造成按照初始的补偿步骤调节泵的输送率。

16. 如权利要求 15 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成为了调节泵的输送率在另一补偿步骤中通过按照初始的补偿步骤调节的泵的给定的转速与修正系数 x 的乘积计算转速 n_{neu} ,泵以该转速运行以使泵的有效输送率近似于所期望的输送率。

17. 如权利要求 16 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成为了确定修正系数 x ,按照下式确定在所述另一补偿步骤中获得的修正系数 x 与折算后的修正系数 x_r 的比值 q :

$$q = Q_{b, soll} / (n_{alt} * V_{s,0}(r) * (1 - a_1 * t)) = x / x_r。$$

18. 如权利要求 17 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成通过在软管中泵上游测得的压力和修正系数 x 与折算后的修正系数 x_r 之比 q 的乘积计算在软管中泵上游的折算后的压力 $P_{art,r}$,其中由折算后的压力 $P_{art,r}$ 按照下式计算折算后的修正系数 x_r :

$$b_2 * P_{art,r}^2 * x_r^3 + b_1 * P_{art,r} * x_r^2 - x_r + 1 = 0。$$

19. 如权利要求 18 所述的装置,其特征在于,计算单元(18)构造成通过折算后的修正系数 x_r 和修正系数 x 与折算后的修正系数 x_r 之比 q 的乘积计算修正系数 x 。

20. 如权利要求 11 至 14 中任一项所述的装置,其特征在于,所述蠕动泵是滚子泵或指状泵。

21. 一种血液处理设备,该血液处理设备具有如权利要求 11 至 20 中任一项所述的装置。

用于调节蠕动泵转速的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定在弹性软管中输送液体的蠕动泵的有效输送率的方法和装置。此外本发明还涉及一种用于调节在弹性软管中输送液体的蠕动泵转速的方法和装置。

[0002] 背景技术

[0003] 在医疗技术中出于无菌的原因优选使用蠕动的或阻滞的泵。已知不同结构形式的蠕动泵。滚子泵是其中的一种结构形式。所有蠕动泵的共同点是,将供待输送液体流通的弹性软管连接到泵内。

[0004] 蠕动泵在医疗技术中的一个特殊应用领域是已知的体外血液处理设备,例如血液透析设备、血液过滤设备和血液透滤设备都属于此类处理设备。

[0005] 在医疗技术中,例如就体外血液处理设备而言对蠕动泵的输送精度提出高要求。缺陷是,蠕动泵的在给定的名义泵转速下被实际调节的有效输送率取决于许多因素。因此由泵的名义转速不能轻易地推断出其有效输送率。

[0006] 软管的特性是决定蠕动泵输送率的重要因素之一。实践证明,弹性软管的变形会导致泵输送率的变化。

[0007] DE 197 47 254 C2 描述了一种用于在弹性软管中进行非侵入内压测量的方法。该文献指出,软管的特性随着时间而变化。

[0008] 由 US 6,691,047 已知一种用于调整体外血液处理设备用蠕动泵的方法,其中在血液处理开始之前测量在软管中泵上游的压力,以便可以对处理过程中的泵上游的压力做出预测。在此使泵调整到一个压力,该压力对应于前面测量的压力的平均值。

[0009] US 4,715,786 描述了一种用于调整蠕动泵的方法,但是没有考虑输送率与时间的关系。

[0010] WO 99/23386 描述了一种用于根据软管中泵上游的压力控制蠕动泵转速的方法。所述控制根据软管和泵的物理特性而实现,但是也没有考虑时间上的关系。

[0011] 由 US 5,733,257 已知一种用于蠕动泵的调整方法,其中否认了输送率与时间的关系,因为在给定的时间间隔过后才进行调整。在此假设,输送率在这个时间间隔过后不再随时间变化。

[0012] EP 0 513 421 A1 描述了用于获得在体外血液处理期间的血流量的方法,也没有考虑输送率随泵运行时间在时间上的变化。

[0013] 发明内容

[0014] 本发明的目的是,提供一种以高精度确定蠕动泵的有效输送率的方法和装置。此外本发明的目的还在于,提供一种以高精度调节蠕动泵转速的方法和装置,以使有效输送率近似于所期望的输送率。

[0015] 按照本发明,这些目的通过在以下段落中给出的特征而得以实现。

[0016] 按照本发明的用于确定蠕动泵的有效输送率的方法和装置的基础是,为了实现特别高的精度,不仅以泵的名义转速和在软管中泵上游的压力为基础还根据泵的运行时间来

实现有效输送率。

[0017] 在优选的实施例中,为了确定有效输送率,通过修正函数修正给定的泵的脉动容积 (Schlagvolumen) 与名义转速的乘积,该修正函数描述泵的脉动容积与运行时间和在软管中泵上游的压力的关系。无压力运行的泵的给定脉动容积通过泵的机械尺寸如其半径、长度等和软管的尺寸确定。

[0018] 优选确定具有用于描述名义输送率随泵的运行时间 (的增加) 的相对减小量的一个或多个参数的多项式并确定具有用于描述名义输送率随软管中泵上游的压力 (的增大) 的相对减小量的一个或多个参数的多项式作为修正函数。多项式的次数可通过添加其它乘幂来升高或通过使参数置零来降低。也可以通过使一个变量的参数与另一变量相关来抵消各个变量的无关性。

[0019] 具有参数的修正函数主要是泵段的特性。因此可在试验中获得脉动容积和参数并且提供给泵的使用者。这同样适用于给定的脉动容积。

[0020] 按照本发明的用于确定有效输送率的装置具有用于测量在软管中泵上游的压力的器件 / 手段、用于确定泵名义转速的器件和用于以泵的名义转速和在软管中泵上游的压力为基础根据运行时间来计算有效输送率的器件。

[0021] 在优选的实施例中,用于计算有效输送率的器件具有用于使给定的脉动容积与泵的名义转速相乘的器件和用于修正由泵的脉动容积与名义转速得到的乘积的器件。用于修正的器件可由计算单元构成。例如可通过计算机实现所需的计算。

[0022] 按照本发明的用于调节在弹性软管中输送液体的蠕动泵的转速的方法和装置的特征在于,不仅以泵的名义转速和在软管中泵上游的压力为基础而且也根据泵的运行时间使泵的有效输送率近似于所期望的输送率。

[0023] 原则上能够通过按照本发明的方法或装置在泵的某一名义转速下确定所期望的有效输送率,其中有效输送率可与期望的输送率相比较。由于有效输送率可能低于所期望的输送率,所以要提高泵的转速直到有效输送率对应于所期望的输送率。通过按照本发明的用于确定有效输送率的方法和装置,能够对理论值与实际值进行比较,而无需测量有效输送率。

[0024] 在本发明的优选实施例中,首先在初始的补偿步骤中使泵的有效输送率近似于所期望的输送率。由此出发,在执行这个补偿步骤后使有效输送率尽可能对应于所期望的输送率。在执行初始补偿步骤后优选调节泵输送率的尚存偏差。优选在连续的迭代补偿步骤中实现泵的调节。

[0025] 在初始的补偿步骤中通过使在补偿步骤前调节的泵的名义转速与修正系数相乘计算出新的转速,泵以该转速运行,以使有效输送率近似于所期望的输送率。

[0026] 为了确定修正系数优选使泵以给定的转速运行,其中测量在软管中泵上游的压力,它在给定的转速下确立。可按照公式方便地计算给定的转速,为了确定在软管中泵上游的压力使泵以该转速运行。

[0027] 由在软管中泵上游的在给定转速下确立的所测量的压力优选按照公式计算修正系数,在该公式中除了在软管中泵上游的压力以外还加入一个或多个描述输送率随泵的运行时间的相对减小量的参数并加入一个或多个描述输送率随在软管中泵上游的低压 / 负压 (Unterdruck) 的相对减小量的参数。

[0028] 原则上可实时地求解描述在软管中泵上游的压力与修正系数之间的关系的方程。但是,优选将压力和修正系数的各对数值寄存在存储器中,由此能够实时地存取数据而不必求解方程。由此可减少用于确定修正系数的硬件和软件费用。

[0029] 在泵起动或者调节新的理论输送率后,执行初始的补偿步骤。在进一步的补偿步骤中连续地补偿泵的有效输送率与所期望的输送率之间的偏差。在此在初始的补偿步骤中实现实质性的修正。在接下来的调节中一般只消除较小的偏差。

[0030] 在调节泵的输送率时可考虑设置一个例如相对于最初的起动值的最大转速或输送率作为上限值。也可为泵上游的压力值设置一个上限值。如果各个参数达到了上限值,可将它们作为有效输送率不再可能近似于所期望的输送率的标志。在这种情况下,可给出一个光学和/或声学的警示,其向使用者给出输送率偏差。

[0031] 原则上只有当输送率偏差的量超过给定的下限值时才需要进行调节。例如当输送率偏差小于一个百分点时,通常无需使有效输送率继续适配于所期望的输送率。

[0032] 有利的实施例规定,对于不同的软管系统提供泵的给定脉动容积和用于确定修正系数的各个参数,由此通过选择软管系统可给定相应的脉动容积和相应的参数。

[0033] 此外本发明涉及一种血液处理设备,该血液处理设备具有用于确定蠕动泵的有效输送率和/或调节蠕动泵转速的装置,以便在弹性软管中以所期望的输送率精确地输送液体。

附图说明

[0034] 下面借助于附图详细描述本发明的不同实施例。在附图中:

[0035] 图 1 以特别简化的示意图示出一体外血液处理设备,其具有用于确定血液处理设备的蠕动泵的有效输送率的装置和用于调节泵转速的装置,以便以所期望的输送率输送液体,

[0036] 图 2 示出对于不同的输送率而言泵的有效输送率与泵上游的压力的关系,

[0037] 图 3 示出对于不同的泵转速而言泵的有效输送率与泵上游的压力的关系。

具体实施方式

[0038] 图 1 以特别简化的示意图示出一体外血液处理设备如血液透析设备的主要组成部分,该血液处理设备具有体外的血液循环回路 1 和透析液体循环回路 2。透析液体从透析液体源 3 通过透析液体输入管道 4 流入被半透膜 6 分成透析液体室 5 和血液室 7 的透析器 8 的透析液体室 5,而透析液体从透析器 8 的透析液体室 5 通过透析液体排出管道 9 流入出口 10。在透析液体排出管道 9 中设有透析液体泵 11。

[0039] 患者的血液通过血液输入管道 12 流入血液室 7 并从透析器 8 的血液室 7 通过血液排出管道 13 流回到患者。在血液输入管道 12 中设有血液泵 14。透析液体泵 11 和血液泵 14 都是蠕动泵,尤其是滚子泵。血液输入和排出管道 12、13 和透析液体输入和排出管道 4、9 可以是塑料弹性软管,它们尤其在血液端作为一次性使用的物品提供并且插入到泵里面。但是也可使软管作为盒式模块的一部分,软管端的泵段从该模块环状地凸出来。

[0040] 所述血液处理设备具有控制单元 15,其通过控制管道 16、17 与血液泵 14 和透析液体泵 11 连接。该透析设备还具有计算单元 18,其通过数据导线 19 与控制单元 15 通讯。

[0041] 所述血液透析设备还具有其它部件,它们为本领域技术人员所公知并且为了更清晰起见而未示出。

[0042] 下面详细描述按照本发明的用于确定血液泵 14 的有效输送率和用于调节血液泵转速的装置和方法。相应的装置也可用于透析液体泵 11。

[0043] 本发明的基础是,具有所属的插入到血液泵内的软管 12 的血液泵 14 的特性如下所述。

[0044] 血液泵 14 的有效血流量 $Q_{b, ist}$ 按照下式计算:

$$[0045] \quad Q_{b, ist} = n * V_s \quad \text{公式 (1)}$$

[0046] 其中 n 是血液泵的转子转速 [1/min],

[0047] V_s 是血液泵转一圈的脉动容积 [ml]。

[0048] 假设血液泵 14 的脉动容积 V_s 是血液泵和软管的机械尺寸 r [mm]、血液泵的运行时间 t [h] 和在血液输入管道 12 中血液泵上游的压力 P_{art} [mmHg] 的函数:

$$[0049] \quad V_s = V_s(r, t, P_{art}) \quad \text{公式 (2)}$$

[0050] 其中 r 是血液泵的机械尺寸和公差 [mm],

[0051] t 是血液泵的运行时间 [h],

[0052] P_{art} 是血液泵入口处的低压 [mmHg]。

[0053] 在实践中除了泵的运行时间以外,尤其是其转速或周期数具有意义,它直接与泵段的负荷成比例并因此决定软管的塑性特性。但是这个差别在恒定的输送率下并不重要。但是如果输送率在不同的时刻变化,则这一点会具有影响。因此变量 t 不仅可以是运行时间,也可以是与运行时间具有明确关系的参数,例如泵的累积转速。因此作为泵的运行时间的替换,也可使用例如由霍耳传感器确定的泵的转数。

[0054] 通过下式描述血液泵的脉动容积与软管 12 中泵上游的压力 P_{art} 和泵运行时间的关系:

$$[0055] \quad V_s = V_{s,0}(r) * (1 - a_1 * t) * (1 - b_1 * P_{art} - b_2 * P_{art}^2) \quad \text{公式 (3)}$$

[0056] 其中

[0057] $V_{s,0}(r)$ 是在给定的预运行时间 t_0 后血液泵入口处的压力为零时的脉动容积 [ml],

[0058] a_1 是描述输送率随运行时间的相对减小量的参数 [% /h],

[0059] b_1 、 b_2 是描述输送率随动脉低压的相对减小量的参数 [% /mmHg²]。

[0060] 在给定的血液泵预运行时间 t_0 例如 5min 过后,当泵的入口处的低压为 0 时,给定的脉动容积 $V_{s,0}(r)$ [ml] 由泵和软管的机械尺寸确定。

[0061] 由于许多类型的软管按照公式 (3) 显示出在时间上的线性特性的偏差,而该偏差在几分钟的运行时间后可被忽略,已经证实,可在这个时刻获得给定的脉动容积 $V_{s,0}(r)$ 。由于预运行时间短,实际泵效率的偏差对于这个时间间隔而言同样可忽略。但是原则上也可无预运行效应地给出给定的脉动容积 $V_{s,0}(r)$,这发生在由于采用了修正系数的函数时间关系而无需这一点的情况下。

[0062] 参数 a_1 描述泵的输送率随运行时间的相对减小量,而参数 b_1 和 b_2 描述输送率随低压的相对减小量。给定的脉动容积和各个参数是与软管一起使用的血液泵的特征参数值,它们可在试验中获得并且提供给使用者。

[0063] 在给定的运行时间例如 5min 过后当泵的入口处的压力为零时的名义输送率 (血

流量) $Q_{b,0}$ [ml/min] 按照下式计算:

$$[0064] \quad Q_{b,0} = n_{alt} * V_{s,0}(r) \quad \text{公式 (4)}$$

[0065] 当泵以转速 n 运行时所期待的泵有效输送率 $Q_{b,ist}$ (血流量) 按照下式给出:

$$[0066] \quad Q_{b,ist} = n * V_{s,0}(r) * (1-a_1 * t) * (1-b_1 * P_{art} - b_2 * P_{art}^2) \quad \text{公式 (5)}$$

[0067] 图 2 示出对于不同的输送率 $Q_{b,t}$ 而言有效输送率 $Q_{b,ist}$ 与血液泵上游的压力的关系。可以清楚地看到,随着动脉低压的增大输送率减小。绝对减小越大,输送率(血流量)越高。

[0068] 按照本发明的用于确定血液泵 14 的有效输送率的装置具有用于测量在软管 12 中血液泵 14 上游的压力的压力传感器 20 形式的器件,该器件本来就在已知的血液处理设备中存在。该压力传感器 20 通过数据导线 21 与控制单元 15 连接。此外还设有用于确定血液泵 14 的名义转速的器件,该器件是透析设备控制单元 15 的组成部分,控制单元 15 给出用于血液泵 14 的确定转速。相应地这些也适用于透析液体泵 11。

[0069] 当控制单元 15 为血液泵 14 给定一个确定的转速 n 时,血液泵以有效的输送率 $Q_{b,ist}$ (血流量) 输送血液。在计算单元 18 中可得到压力传感器 20 的动脉低压测量值和源自控制单元 15 的血液泵 14 的转速 n 。此外在计算单元中还可得到参数 a_1 、 b_1 和 b_2 以及脉动容积 $V_{s,0}(r)$ 。这些从试验获得的参数存储在存储器 22 中,存储器 22 通过数据导线 23 与计算单元 18 连接。

[0070] 按照公式 (5),计算单元 18 计算在血液泵 14 的给定转速 n 下确立的有效输送率 $Q_{b,ist}$ (血流量)。由于期望使有效输送率小于所期望的输送率,所以控制单元 15 持续提高血液泵 14 的转速 n 直到有效输送率符合所期望的输送率 $Q_{b,so11}$ 。

[0071] 下面详细描述用于通过调节泵的转速使血液泵的有效输送率近似于所期望的输送率的装置和方法。

[0072] 以初始的补偿步骤开始调节血液泵的转速,该补偿步骤可直接在泵起动后进行。然后进行另一补偿,它可连续或重复地进行。如果要改变理论输送率,则首先再次进行初始的补偿步骤,但是其中参数 t 不重置。通过这种方式可在输送率变化时也考虑时间对输送率的影响。

[0073] 控制单元 15 首先以给定的转速控制血液泵 14,在计算单元中该转速按照下式计算:

$$[0074] \quad n_{alt} = Q_{b,so11} / (V_{s,0}(r) * (1-a_1 * t)) \quad \text{公式 (6)}$$

[0075] 在由控制单元给定的转速 n_{alt} 下确立动脉低压 $P_{art,alt}$,其通过压力传感器 20 测量。

[0076] 图 3 示出血液泵 14 的输送率(血流量) $Q_{b,ist}$ 与动脉低压 P_{art} 的关系。按照公式 (5) 在所测量的低压 $P_{art,alt}$ 下得到所期望的有效输送率 $Q_{b,ist,alt}$ 。现在控制单元 15 在初始的补偿步骤中提高转速 n ,以用于补偿输送偏差。

[0077] 根据新的转速 n_{neu} ,动脉压力从 $P_{art,alt}$ 改变成 $P_{art,neu}$ 。压力变化 ΔP_{art} 与转速变化 Δn 成比例。

$$[0078] \quad P_{art,neu} / P_{art,alt} = n_{neu} / n_{alt} = 1 + \Delta n / n_{alt} = x \quad \text{公式 (7)}$$

[0079] 其中 x 是修正系数。

[0080] 在新的动脉低压 $P_{art,neu}$ 下得到新的脉动容积 $V_{s,neu}$:

$$[0081] \quad V_{s,neu} = V_{s,0}(r) * (1-a_1 * t) * (1-b_1 * P_{art,neu} - b_2 * P_{art,neu}^2) \quad \text{公式 (8)}$$

[0082] 通过新的脉动容积 $V_{S, neu}$ 给出在先前的转速 n_{alt} 下的输送率 $Q_{b, ist, zw}$:

$$[0083] \quad Q_{b, ist, zw} = n_{alt} * V_{S, neu} \quad \text{公式 (9)}$$

[0084] 由新的转速 n_{neu} 和当前的脉动容积 $V_{S, neu}$ 一起得到血流量的新期待值 $Q_{b, ist, neu}$:

$$[0085] \quad Q_{b, ist, neu} = Q_{b, soll} = n_{neu} * V_{S, neu} \quad \text{公式 (10)}$$

[0086] 其中新的血流量期待值等于理论值 $Q_{b, soll}$ 。因此得到 :

$$[0087] \quad Q_{b, soll}/Q_{b, ist, zw} = n_{neu} * V_{S, neu}/(n_{alt} * V_{S, neu}) = n_{neu}/n_{alt} = x \quad \text{公式 (11)}$$

[0088] 如果将公式 (7)、(8)、(9) 代入公式 (11) 中, 则得到下面的公式 :

$$[0089] \quad Q_{b, soll}(n_{alt} * V_{S, 0}(r) * (1-a_1 * t)) = x-b_1 * P_{art, alt} * x^2-b_2 * P_{art, alt}^2 * x^3 \quad \text{公式 (12)}$$

[0090] 按照公式 (6) 使公式 (12) 的左边与理论值 $Q_{b, soll}$ 无关地得到数值 1。由此得到修正系数与动脉低压 P_{art} 相关的确定公式 :

$$[0091] \quad b_2 * P_{art}^2 * x^3+b_1 * P_{art} * x^2-x+1 = 0 \quad \text{公式 (13)}$$

[0092] 计算单元 18 由在给定的转速 n_{alt} 下获得的动脉低压 P_{art} 按照公式 (13) 计算出修正系数 x 。在确定了修正系数 x 后, 计算单元 18 通过由控制单元 15 给定的转速 n_{alt} 与修正系数 x 的乘积按照公式 (11) 计算转速 n_{neu} , 所述转速 n_{neu} 由控制单元 15 调节以使有效输送率 $Q_{b, ist}$ (有效血流量) 近似于所期望的输送率 $Q_{b, soll}$ (血流量)。

[0093] 由于在运行时间期间求解公式 (13) 是非常费事的, 因此本发明的一个可选实施例规定, 将动脉低压 P_{art} 与修正系数 x 之间的关系存储在一个数值表中, 该数值表预先提供并存储在存储器 22 中。在该实施例中, 计算单元 18 直接从存储器 22 中获取属于求得的动脉低压 P_{art} 的修正系数 x 而无需实时地求解公式 (13)。

[0094] 图 3 示出在给出新的转速 n_{neu} 的条件下得到新的动脉低压 $P_{art, neu}$, 其中血液泵的有效输送率 $Q_{b, ist, neu}$ (血流量) 等于所期望的输送率 $Q_{b, soll}$ (血流量)。

[0095] 随着血液泵的运行时间 t , 当不进行进一步补偿时, 理论值将偏离实际值。因此按照本发明的装置规定通过其它补偿步骤连续调节泵 14 的转速。首先描述连续调节的理论基础 :

[0096] 只在血液泵起动后可无补偿地执行初始补偿步骤, 而在初始补偿步骤之后不再满足公式 (6), 并且修正系数 x 取决于所期望的输送率 $Q_{b, soll}$ (血流量) 与实际转速 n_{art} 的比率。

[0097] 将公式 (12) 化为公式 (13), 其中对于公式 (12) 的左边定义 :

$$[0098] \quad q = Q_{b, soll}/(n_{alt} * V_{S, 0}(r) * (1-a_1 * t)) \quad \text{公式 (14)}$$

[0099] 用公式 (12) 除以公式 (14), 由此得到下面的公式, 它在形式上与公式 (13) 全等 :

$$[0100] \quad b_2 * P_{art, r}^2 * x_r^3+b_1 * P_{art, r} * x_r^2-x_r+1 = 0 \quad \text{公式 (15)}$$

$$[0101] \quad \text{其中 } P_{art, r} = q * P_{art} \quad \text{公式 (15a)} \quad \text{以及 } x_r = x/q \quad \text{公式 (15b)}$$

[0102] 为了能够使用存储在存储器 22 中的表格——其按照公式 (13) 分别对动脉低压 P_{art} 附设一个修正系数 x ——对于折算后的 (reduzierten) 动脉低压 $P_{art, r}$ 求得折算后的修正系数 x_r 。为此计算单元 18 首先按照公式 (14) 计算折算后的修正系数 x_r 与修正系数 x 之间的比值 q 。在此转速 n_{alt} 是按照初始补偿步骤由控制单元 15 即时给定的转速。计算单元按照公式 (15a) 通过由压力传感器 20 测量的动脉低压 P_{art} 与系数 q 的乘积计算出折算后的动脉压力 $P_{art, r}$ 。接着计算单元从存储在存储器 22 内的表格中取出与折算后的动脉低压

$P_{art, r}$ 相对应的折算后的修正系数 x_r 的值。在确定了折算后的修正系数 x_r 和系数 q 以后, 计算单元 18 计算要由控制单元 15 调节的转速 n_{neu} :

[0103] $n_{neu} = x_r * n_{alt}$ 公式 (16)

[0104] 控制单元 15 调节新的转速 n_{neu} , 使输送率的实际值再次近似于理论值。接着进行下一个迭代补偿步骤, 此时再次先计算在当前由控制单元 15 给定的转速 n_{alt} 下的系数 q , 该转速 n_{alt} 对应于在前一步进行的补偿步骤中确定的新转速 n_{neu} 。

[0105] 在初始的补偿步骤中实现实质性的修正。因此原则上也可舍弃后续的调节。在连续的调节中通常只消除较小的偏差, 其中当动脉低压 $\leq 150\text{mmHg}$ 时每次迭代的最大变化量限制在 2%, 而当动脉低压 $\geq 150\text{mmHg}$ 时限制在 4%。

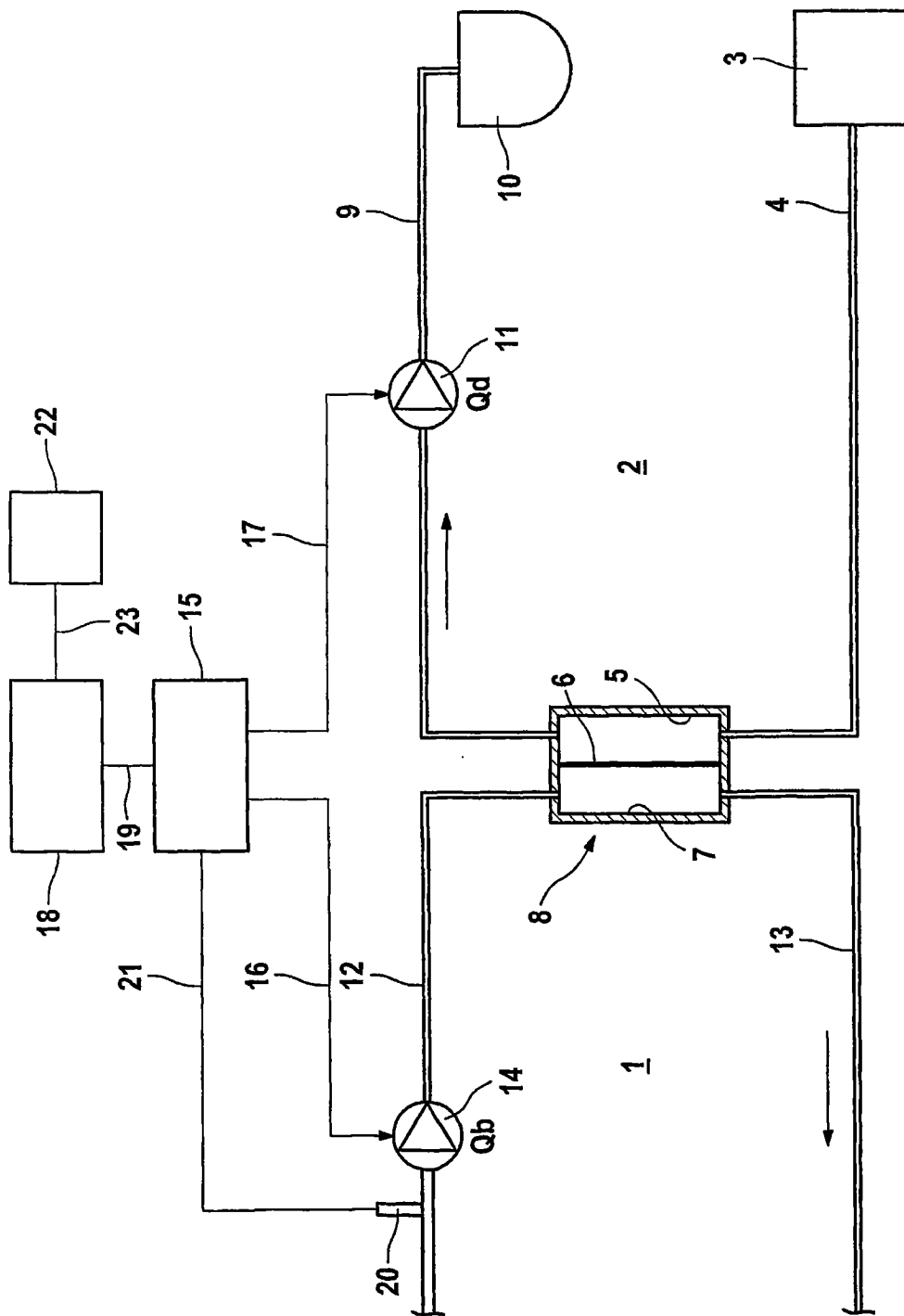


图 1

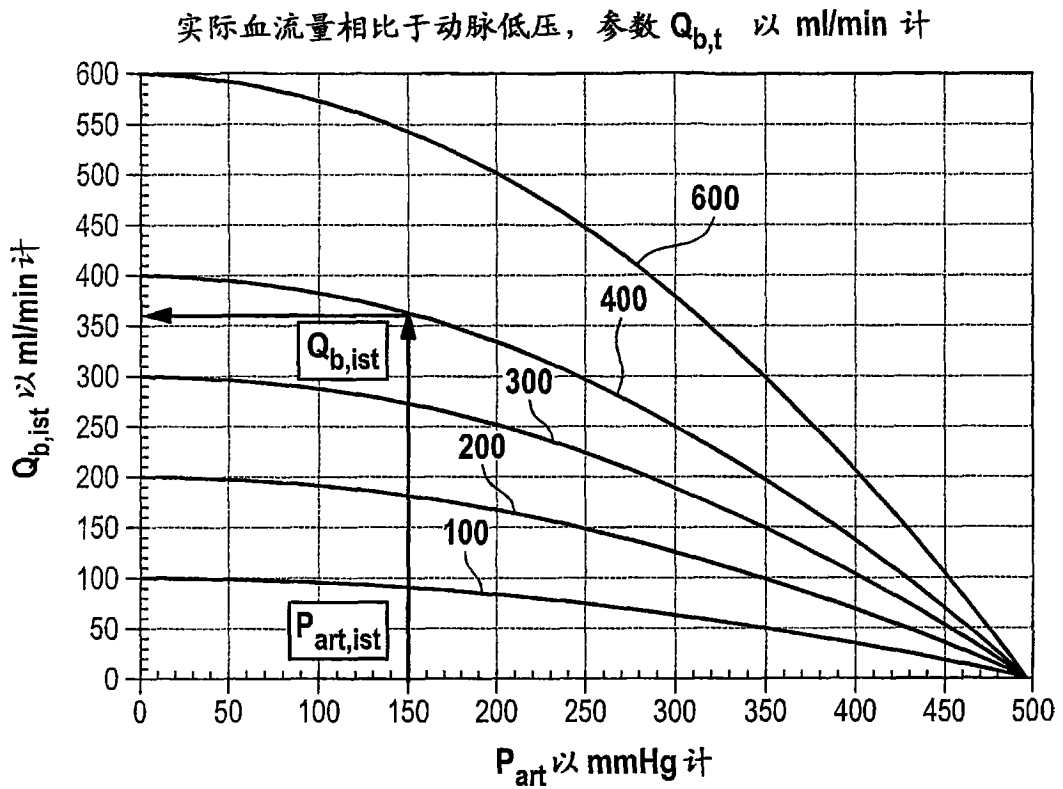


图 2

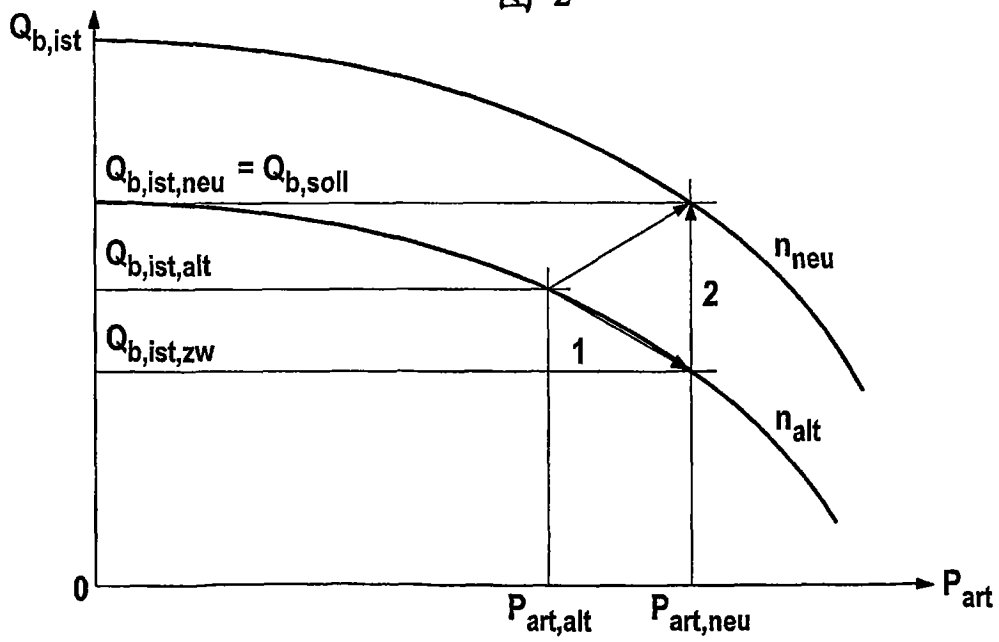


图 3