

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 1/12 (2006.01)

A61M 1/10 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880019139.3

[43] 公开日 2010年3月24日

[11] 公开号 CN 101678160A

[22] 申请日 2008.4.7

[21] 申请号 200880019139.3

[30] 优先权

[32] 2007.4.5 [33] US [31] 60/910,369

[86] 国际申请 PCT/US2008/059585 2008.4.7

[87] 国际公布 WO2008/124696 英 2008.10.16

[85] 进入国家阶段日期 2009.12.7

[71] 申请人 麦克罗美德技术公司

地址 美国得克萨斯州

[72] 发明人 吉诺·F·莫雷洛

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 陈尧剑 沙捷

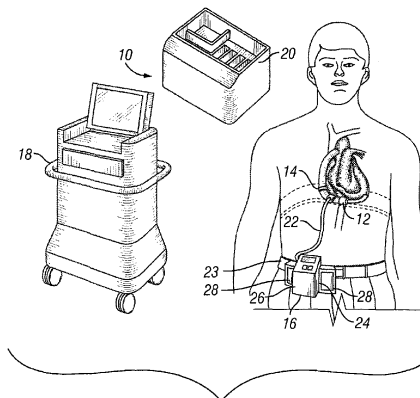
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

[54] 发明名称

血泵系统

[57] 摘要

描述了一种血泵系统，以及使用和操作这种血泵系统的方法，其中，血泵系统包括可植入的泵和可植入的流量测量装置。处理装置接收诸如泵电压、泵电流和泵速等一些泵参数的指示。基于泵参数确定流速，并将所确定的流速与流量测量装置测量得到的实际流速进行比较。在一些实施例中，周期性地向流量测量装置供电以进行该比较，然后断电以节省功耗。基于所确定的流速和实际流速之间的差异来确定流量测量装置被断电的时间段。



1. 一种血泵系统，包括：
泵；
流量测量装置，被配置为测量正在被泵送的流体的流速；以及
处理装置，接收泵参数的指示，所述处理装置被编程为基于所述泵参数以确定流速，并且将所确定的流速与测量到的流速进行比较。
2. 如权利要求 1 所述的血泵系统，其中，周期性地将所确定的流速与所测量的流速进行比较。
3. 如权利要求 1 所述的血泵系统，其中，周期性地对所述流量测量装置断电。
4. 如权利要求 3 所述的血泵系统，其中，响应于所确定的流速和所测量的流速之间的差异来确定所述流量测量装置被断电的时间段。
5. 如权利要求 1 所述的血泵系统，其中，所述泵参数选自泵电压、泵电流和泵速。
6. 如权利要求 1 所述的血泵系统，其中，所述处理装置访问查询表以确定流速。
7. 如权利要求 1 所述的血泵系统，其中，所述处理装置使用多项式模型以确定流速。
8. 如权利要求 1 所述的血泵系统，其中，所述处理装置基于泵参数直接计算流速。
9. 一种操作血泵系统的方法，所述方法包括：
对血泵的参数进行采样；
测量正在被泵送的流体的流速；

基于泵参数确定流速；以及
将所确定的流速与所测量的流速进行比较。

10. 如权利要求 9 所述的方法，其中，周期性地将所确定的流速与所测量的流速进行比较。

11. 如权利要求 9 所述的方法，其中，由流量测量装置测量流速，并且所述方法进一步包括周期性地对所述流量测量装置断电。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其中，响应于所确定的流速和所测量的流速之间的差异来确定所述流量测量装置被断电的时间段。

13. 如权利要求 9 所述的方法，其中，所述泵参数选自泵电压、泵电流和泵速。

14. 如权利要求 9 所述的方法，其中，确定流速包括访问查询表。

15. 如权利要求 9 所述的方法，其中，确定流速包括使用多项式模型以确定流速。

16. 如权利要求 9 所述的方法，其中，确定流速包括基于泵参数直接计算流速。

血泵系统

相关申请的交叉引用

本申请声明 2007 年 4 月 5 日所提交的序号为 No.60/910,369 的美国临时专利申请优先权利，并将其全部内容通过引用结合于此。

有关联邦资助的研究或开发的声明

无

附录参考

无

技术领域

本发明主要涉及血泵系统，更具体地，涉及血泵系统以及相关操作方法。

背景技术

通常，在两种情况下可使用血泵系统。第一种情况，血泵可以完全替换不能正常工作的人类心脏，或者，第二种情况，血泵可以在其心脏虽然仍能工作但搏动速率不足的患者中促进血液循环。

例如，通过引用将共同转让的美国专利 No.6,183,412 的全部内容结合于此，该专利公开了一种被商业上称为“DeBakey VAD®”的心室辅助装置（ventricle assist device）（VAD）。VAD®是一种微型连续轴流泵，其被设计为向心脏病患者提供额外的血液流动。这种装置连接在左心室心尖部（apex）和大动脉之间。

许多著名的血泵系统通常是以开环方式进行控制，其中，设置了预先确定的速度，并且流速根据血泵两端的压力差而变化。血泵自身以闭环方式控制，其中，实际的泵速反馈回电机控制器，从而将实际的速度与所期望的预定速度进行比较，以相应地调整血泵。在其它控制血泵的闭环方式中，泵速根据诸如患者脉冲或血流速度等患者的监控参数而变化。

无论血泵是以闭环还是开环方式工作，都期望监控几种泵工作参数，诸如电压水平、电流水平、泵速、流速等。然而，为泵系统增加其它测量装置会增加系统的复杂度，并增加系统的功耗需求。

发明内容

本发明的示教涉及诸如 VAD (心室辅助装置) 系统的血泵系统。泵系统例如包括可植入的泵以及控制泵的控制装置。系统还包括可植入的流量测量装置。处理装置接收诸如泵电压、泵电流以及泵速等泵参数的指示。基于泵参数确定流速，并将该确定的流速与由流量测量装置测量得到的实际流速相比较。周期性地向流量测量装置供电以进行此比较，然后断电以节省功耗。基于所确定的流速和实际流速之间的差异来确定流量测量装置断电的时间段。

这样，根据本发明的第一方面，描述了一种血泵系统，其中，血泵系统包括泵，流量测量装置，其被配置为测量正在被泵送的液体的流速，以及处理装置，其接收泵参数的指示，该处理装置被编程为基于泵参数确定流速，并且将所确定的流速与测量到的流速进行比较。进一步根据本发明的这一方面，可以周期性地将所确定的流速与所测量的流速进行比较，并且周期性地对流量测量装置断电。此外，在对流量测量装置周期性断电的情况下，响应于流速和测量的流速之间的差异确定装置被断电的时间段。进一步根据本公开的第一方面，泵参数可选自泵电压、泵电流和泵速以及这些参数的组合，并且处理器访问查询表或使用多项式模型或类似这样的系统确定流速，当然，此处理器也可以基于这些泵参数直接计算流速。

根据本发明的第二个方面，描述了一种操作血泵系统的方法，其中，此方法包括对血泵参数进行采样，测量正在被泵送的液体的流速，基于泵参数确定流速，以及将所确定的流速与所测量的流速进行比较。进一步根据本发明的此方面，周期性地将所确定的流速与所测量的流速进行比较，并且周期性地对流量测量装置断电。此外，在对流量测量装置周期性断电的情况下，响应于流速和测量流速之间的差异来确定对装置断电的时间段。进一步根据本发明的第一方面，泵参数选自泵电压、泵电流和泵速以及这些参数的组合，并且处理器访问查询表或使用多项式模型或类似这样的系统确定流速，当然，此处理器也可以基于这些泵参数直接计算流速。

附图说明

以下附图作为本说明书的一部分被包含进来，以进一步展示本发明的一些部分。通过参考这些附图中的一个或多个，并结合此处呈现的具体实施例的详细描述，可以更好地理解本发明。

图 1 示意性阐释根据本发明示教的可植入泵系统的各个部件；

图 2 阐释根据本发明示教的范例可植入泵的剖视图；

图 3 的框图阐释根据本发明示教的控制器模块的各个方面；

图 4 示出了多维数据表，此表关联了泵流量、泵速度以及泵功率；

图 5 的框图概念性地阐释根据本发明示教的流速率确定系统；

图 6 的框图示出了根据本发明示教的流动计算处理。

尽管此处披露的发明可以有各种修改和替换形式，但是，附图中仅以实例方式示出了少量具体实施例，并对它们进行详细描述。这些具体实施例的附图和详细描述不是为了以任何方式限制发明概念或者所附权利要求的广度或范围。相反，提供这些附图和详细书面描述是为了向本领域普通技术人员阐释发明概念，以便他们能够实现并使用这些发明概念。

具体实施方式

以上描述的图以及以下对具体结构和功能的书面描述不是为了限制申请人发明的范围或所附权利要求的范围。相反，提供这些图和书面描述是为了将本专利试图保护的发明教授给本领域普通技术人员，以便他们能够实现并使用本发明。本领域技术人员可以理解，为了简洁和便于理解，此处并没有描述或示出本发明的商用实施例的全部特征。本领域技术人员也将能够理解，开发一个集成本发明各方面的实际商用实施例将需要各种依赖于具体实施的决策，以实现开发者对于商用实施例的最终目标。这样的依赖于具体实施的决策可以包括并且不限于与系统相关、业务相关、政府相关以及其它限制相符合，这将随具体实施方式、位置以及时间而改变。尽管从绝对意义上来看，开发者可能要付出复杂的、很费时间的努力，然而，这些努力是受益于本说明的本领域技术人员所进行的例行工作。必须理解的是，此处披露和教授的发明可以有各种修改和替换形式。最后，对于诸如“一个”，但不限于此的单数形式术语的使用并不意味着对于项目数量的限制。并且，为便于书面描述的简洁，在图表的具体引用中使用了诸如“顶部”、“底部”、“左

边”、“右边”、“上方”、“下方”、“下”、“上”、“侧边”等方位术语，但不限于此，它们的使用并不是为了限制本发明或所附权利要求的范围。

以下将参考方法的框图和/或操作性阐释图来描述本发明的具体实施例。可以理解，可以用模拟和/或数字硬件，以及/或者计算机程序指令实现框图和/或操作阐释图中的各个框，以及框图和/或操作阐释图中的框组合。可以向通用计算机、特定用途的计算机、ASIC 以及/或者其他可编程数据处理系统的处理器提供这样的计算机程序指令。所执行的指令可以生成结构和函数，以实现框图和/或操作阐释图中指定的动作。在一些其它的实施例中，图中注解的函数/动作/结构可以不按照框图和/或操作阐释图中标注的顺序出现。例如，示出的两个操作是顺序发生的，实际上，也可以同时执行，或者以相反的顺序执行，这取决于所涉及的功能/动作/结构。

可以用面向对象的编程语言、传统的过程式编程语言，或者诸如汇编语言和/或微代码等低层代码编写此处公开的实施例所使用的计算机程序。作为单独的软件包或者作为另一个软件包的一部分，程序可以完全在单个处理器上和/或在多个处理器上执行。

概括而言，申请人建立了血泵系统以及操作这样的血泵系统的方法，其中，所述系统可以被编程为基于泵参数和所测量的流速以确定流速，其中，可以利用这些已确定的流速来控制装置的功率使用。

回到附图，图 1 示出了根据本发明的示教的范例血泵系统。所示出的系统是诸如美国专利 No.6,183,412 中披露的心室辅助装置 (VAD) 系统 10，其被共同转让，并通过引用将其全部内容结合于此。VAD 系统 10 包括设计为植入人体的部件以及人体外部的部件。可植入的部件包括旋转泵 12 和流量传感器 14。外部部件包括便携式控制器模块 16、临床数据获取系统 (CDAS) 18，以及患者家庭支持系统 (PHSS) 20。植入的部件经由穿过皮肤的电缆 22 连接到控制器模块 16。

VAD 系统 10 可以结合有可植入的连续血流泵 (flow blood pump)，诸如美国专利 No.5,527,159 或者美国专利 No.5,947,892 中披露的轴式流泵 (flow pump) 的各种实施例，通过引用将它们全部结合于此。图 2 中阐释了一种适用于本发明实施例的血泵的例子。示例性的泵 12 包括泵外壳 32、扩压器 (diffuser) 34、整流器 (flow straightener) 36，以及无刷 DC 电机 38，此电机包括定子 40 和转子 42。外壳 32 包括具有从其通过的血流路径 46 的流管

44、血液入口 48，以及血液出口 50。

定子 40 连接到泵外壳 32，优选地，其位于流管 44 的外部，并且具有定子励磁线圈 52，以产生定子磁场。在一种实施例中，定子 40 包括三个定子线圈，它们以三相方式“Y”形或“三角(Delta)”形缠绕。转子 42 位于流管 44 内部，响应于定子磁场旋转，并包括电感器 58 和叶轮 60。将激励电流作用于定子线圈 52，产生旋转磁场。将多个磁体 62 连接到转子 42。磁体 62 并且从而转子 42 跟随旋转磁场产生旋转动作。

图 3 概念性地示出了示例性泵系统 10 的其它方面。更具体地，示出了控制器模块 16 以及泵 12 的一些部分。控制器模块 16 包括诸如微控制器 80 的处理器，在本发明的一种实施例中，其为微芯片技术有限公司 (Microchip Technology, Inc.) (亚利桑那州钱德勒 (Chandler, Arizona)) 制造的 PIC16C77 型的微控制器。微控制器 80 包括多通道模数 (A/D) 转换器，此转换器从电机控制器 84 接收电机参数的指示。从而，控制器模块 16 可以监控诸如瞬时电机电流、电机电流的 AC 分量以及电机速度等参数。

在本发明的示例性实施例中，电机控制器 84 包括 Micro Linear ML4425 电机控制器 (可从加利福尼亚州圣何塞的 Micro Linear 公司获得)。本发明的无刷 DC 电机 38 的操作要求电流以合适的顺序作用于定子线圈 52，从而生成旋转场。在任一时刻都有电流施加于两个定子线圈 52，并且通过顺序地开、关施加于各个定子线圈 52 的电流来产生旋转磁场。在本发明一种实施例中，电机控制器 84 从电机线圈 52 感应反电动势 (EMF) 电压，以利用锁相环 (PLL) 技术确定适当的换向 (commutation) 相位序列。一旦诸如定子线圈 52 的电导体被由诸如无刷 DC 电机 38 的磁体 62 产生的移动磁力线切割，则得到感应电压。电压将随转子速度 42 增加而增加。由于在任一时刻仅有两个电机线圈 52 被激活，可以获得三个定子线圈 52 中的一个线圈中的感应电压，从而确定转子 42 的位置。

另一种方法也可以检测转子 42 相对于定子 40 的位置，从而提供适当的定子线圈 52 激励电流序列，此方法可使用诸如霍尔 (Hall) 效应传感器或者磁通闸门传感器 (fluxgate sensor) 等位置传感器。利用具有转子位置传感器的电机而不是无传感器的电机实现本发明的各方面，对于受益于本发明的本领域技术人员来说是例行工作。然而，增加诸如霍尔效应传感器等其它部件需要额外的空间，这在任何植入式装置应用中受到限制。此外，使用位置检

测装置也增加了系统失效的来源。

实际的泵速度被确定，并被反馈给控制器模块 16，此模块将实际的速度与所期望的预确定速度相比较，并相应地调整泵 12。根据本发明一些实施例，可以以闭环方式控制泵 12，其中，所期望的泵速随着休眠、正常活动或者高能量运转等各种不同情况而改变。

图 3 所示的实施例进一步包括集成的流量计 124。在泵 12 的下游植入至少一个流量传感器 14。或者，将流量传感器 14 与泵 12 集成在一起。流量计 124 连接在植入的流量传感器 14 和微控制器 80 之间。流量计 124 从流量传感器 14 接收数据，并向微控制器 80 输出流速数据，使得系统可以监控瞬时流速。

可以使用流量传感器 14 和流量计 124 连续测量实时血液流速，提供真实的经过校准的独立血液流量计量，同时仅耗费 0.5 瓦特。然而，可以通过直接源自内部泵信号获得流量来实现功耗降低。此处描述的获取血液流速的算法可以独立工作，也可以与已有的实时流量计 124 一起工作。

将包含流量与功率和速度信息关系的主数据表以多维矩阵的形式存储在微控制器 80 的存储器中。图 4 示出了这样的数据表的例子。微控制器 80 被编程从而对泵模拟电压、电流和速度信号采样并且通过查找主数据表，输出对应的流量值，以便于显示和实现泵控制目标。

周期性对实时流量计 124 供电，并将其输出与所获取的数值进行比较。控制实时流量计 124 所用的工作周期 (duty cycle) 与实际测量的流量和所获取的流量数值之间的差异成比例，并且，它们越接近，对流量计 124 的供电次数就越少。此外，存储了副数据表，其包含实际流量、所获取的流量、电压、电流，以及速度信息，并被用于证明算法在其使用期间运行正确。也可以使用来源于多位患者的副数据表的汇合 (compilation) 来进一步优化主数据表。尽管这个特别的方面阐述了通过处理器使用查找表来确定流速，然而，也可以使用其它合适的测量方法，诸如多项式模型系统以及其它已知的、适用的查找表替换方式。

将实时流量计 124 的工作周期控制与流量估计算法一起应用能得到一个系统，此系统能够连续可靠地输出准确的流量信息，同时，其功耗少于流量计本身功耗的 1/10。这种混合方法进一步允许以安全可控的方式测试算法，并且可将功耗降低多于一个数量级 (more than a magnitude)，同时，还能够

保持已有的实时流量计 124 的精度。

图 5 的框图利用泵内部电压、电流和速度信号，以及流量计 124，概念性地阐释了流速确定系统 200。系统 200 包括多通道模拟-数字转换器(ADC) 210，其对内部泵信号 212 进行采样；单通道数字-模拟转换器(DAC) 214，其将所获取的流量值输出为与流速成比例的电压，精确电压参考(VREF) 216，其供 ADC 210 和 DAC 214 两者使用，以及微控制器 80，其协调必要的获取、定时，以及离散数字 I/O (输入/输出) 动作。可以利用低功耗可编程只读存储器(PROM)、现场可编程门阵列(FPGA)、复杂可编程逻辑器件(CPLD)，或者其它合适的器件实现微控制器 80 的功能。

泵功率是泵电压和电流的乘积。因此，如果系统首先通过计算采样得到的泵电压和电流信号的乘积获得泵功率，那么多维矩阵的复杂度可以减少一个维度。如上讨论，从主数据表 220 中提取所获得的流量值，诸如图 4 所示的表，此主数据表包含多维矩阵，而多维矩阵装满了泵流量对泵电压、泵电流以及泵速度数据值。采样的数值作为表格的指针(pointer)。在示例性的系统中，此多维矩阵装满了线性(均匀)分布的泵流量与泵电压、泵电流以及泵速度数据值之间的关联。在另一种具体实现中，多维矩阵表示出非线性(不均匀)分布的泵流量与泵电压、泵电流以及泵速度数据值之间的关联，从而在流量相对于电压、电流，以及/或者速度有较大变化的区域中提供较高的解析度和精度。此系统可以在已编程的数据点之间的区域中插入数据。进一步，可以作为系统正在工作的泵特征曲线的函数来选择所使用的插值类型。

或者，可以利用公式直接计算所获得的流量值，此公式作为泵功率和速度的函数来确定所获得的流量：

$$\text{derived_flow} = f(\text{pump_power}, \text{pump_speed}).$$

此方法潜在地提供了更高的精确度，并且提供了更大的计算复杂度和更多的功耗。更具体地，优点还包括增加的系统可靠性、降低的部件数量，降低的功耗，降低的热耗散，通过表皮的系绳内部减少的导体数量(周长)，减少的 VAD 接口连接器尺寸，减少的成本，减小的控制器尺寸/体积，以及减少的植入患者体内的硬件数量。

例如，一种直接获取流量的方法使用三个方程从泵电机工作特性获得流速信息。以下描述的方程基于对经验性泵电机数据(如，特性曲线)进行的

几种多重回归分析，其中，泵电机数据具体包括各种流速与泵电机速度、功率（电压和电流的乘积），以及压力差的关系。

示例性的泵系统电机的特征性能曲线内部的非线性表示血液流速不是泵电机速度、电机电压以及电机电流的直接函数。这样，对于给定的速度和功率（电机电压和电流的乘积），可以存在多个流速。然而，相应的泵电机速度、功率，以及压力差具有唯一的流速。泵系统测量电机电压、电机电流以及电机速度，但不测量泵两端的压力差。不巧的是，这不是能方便地测量的参数，并且需要其它电子电路、软件以及安装在 VAD 泵电机的入口和出口侧的压力变换器。这些压力变换器和它们相关的硬件和软件将增加系统的整体复杂度。

因此，需要首先从电机电压、电流和速度计算压力差。然后，将计算得到的压力差数值与电机电压、电流和速度重新组合，计算流速的唯一数值。此数学推导包含三个方程，如下所示：

计算作为电压和电流的函数的电机功率：

$$\text{Power}(t)=f(\text{Voltage}(t),\text{Current}(t)).$$

计算作为功率和速度的函数的压力差：

$$\text{DifferentialPressure}(t)=f(\text{Power}(t),\text{Speed}(t)).$$

计算作为功率、速度以及压力差的函数的流速：

$$\text{Flow}(t)=f(\text{Power}(t),\text{Speed}(t),\text{DifferentialPressure}(t)).$$

图 6 的框图阐释了流量计算处理。此系统必须首先采样电机电压、电机电流以及电机速度。然后必须将电机电压和电机电流相乘，以计算瞬时电机功率。接着，结合泵电机速度和计算得到的瞬时电机功率，以利用 DP(t)的方程（两个独立变量：功率和速度）计算压力差。再结合压力差的计算值和电机电压、电机电流以及电机速度的相应值，以利用 Flow(t)的方程（三个独立变量；功率，速度，以及压力差）计算流速。

功率和压力差的方程可以分别用于代入流量方程中的各个独立变量。这将最终得到作为功率和速度的函数的单个流量方程。在示例性实施例中，通过对经验性的试管内泵性能数据应用多重回归技术得到 Flow(t)和 DP(t)的方程。利用 MicroMed 流量环（Flow Loop）（得克萨斯州休斯敦的麦克罗美德技术公司（MicroMed Technologies, Inc）和相关电子测量设备获得约 500 个试管内数据点。泵电机电压、电流、入口/出口压力差和流速被测量并被记录

(log)。以 500 RPM 为刻度，在一千 (1000) RPM 和一万两千五百 (12,500) RPM 之间获取数据。Flow(t)的方程基于三个独立变量（功率、速度和压力差）的使用，而 DP(t)的方程基于两个独立变量（功率和速度）的使用。

通过首先生成简单的回归方程 ($y=a+b*X1+c*X2+d*X3$)，估算其相关矩阵，然后进一步提炼方程来得到用于 Flow(t)的方程。对此进行重复，从而实现更好的适配。生成和估算了约 50 个方程，且最佳适配的多重确定的系数为 $R^2=0.9910$ ，多重确定的调整后系数为 $R_a^2=0.9903$ 。此“最佳适配”方程在数据集内的 99.1%的变化 (variation) 上具有高确定性解释。

以同样的迭代方式进行第二次回归分析，具体生成用于 DP(t)的方程。生成和估算了约四百个方程，且最佳适配方程的多重确定的系数为 $R^2=0.9334$ ，经过多次确定的调整后系数为 $R_a^2=0.9303$ 。此“最佳适配”方程在数据集内的 93.0%的变化上具有高确定性解释。

用于功率的方程准确率是 100% ($R^2=1.000$)，因为，它是电机电压和电流的简单乘积。整个模型的准确率是各个方程的多重确定的系数 $R_{Power}^2=1.000$ ， $R_{Flow}^2=0.9910$ ，以及 $R_{DP}^2=0.9334$ 的乘积。结果为 $R_{Total}^2=0.9250$ ，因此，整个模型解决 (account for) 了在数据集上的 92.5%的变化。

进行第三次回归分析，进一步证明需要使用中间的 DP(t)计算。第三次回归分析将流量方程的具体生成为功率和速度的函数。生成和估算了约 400 个方程，且最佳适配方程中多重确定的系数为 $R^2=0.8244$ ，多重确定的调整后系数为 $R_a^2=0.8162$ 。整个模型的准确率是各个方程的多重确定的系数 $R_{Power}^2=1.000$ 和 $R_{Flow}^2=0.8244$ 的乘积。结果为 $R_{Total}^2=0.8244$ ，因此，整个模型解决了在数据集上的 82.44%的变化，准确率比使用中间 DP(t)计算的模型低 10 个百分点。

可以以软件和/或硬件实现此数学推导。软件实现包括使用已有的微控制器 84，其它单独的微控制器，数字信号处理器 (DSP)。硬件实现可包括，例如，现场可编程门阵列 (FPGA)，复杂可编程逻辑器件 (CPLD)，或者专用集成电路 (ASIC)。

如上所述，将所得到的流量数值周期性地与利用专用的实时流量计 124 和传感器 14 测量的实际流量数值相比较，利用实际的和计算得到的流速值之间的差异作为专用实时流量探测和流量计的工作周期控制的基础。实际的和所获取的流量数值之间的小差异将允许实时流量计在较长时间期内保持

不供电状态，以节省宝贵的系统功率，相反，大的差异将迫使实时流量计更经常地被供电。并且，实际的和所获得的流量数值之间差异的幅度可以用来指示到所述泵和来自所述泵的流动路径中存在的流量限制、异常，或者扰动。

图 5 所示的范例系统 200 还包含其它可编程的非易失性存储器（例如，EEPROM，FLASH 等），用于存储副多维数据矩阵 222。使用此存储器在实时的实际泵流中获得所得到的流量、泵速，以及泵功率数据，用于归档和后处理。此副多维数据矩阵 222 还进一步用于将来对主多维矩阵或者已经直接实现的已获得的流量方程进行提炼和优化。

在更进一步的实施例中，将实际的泵功率与所得到的泵功率相比较。实际的泵功率是泵电压和泵电流的乘积，而所得到的泵功率是基于泵流量和速度获得的。可从主数据表中提取所获得的功率值，此主数据表包含多维矩阵，而这个多维矩阵表示出泵流量与泵速度数据值的关联，其中，流量和速度的已采样数值作为表格的指针。此多维矩阵表示出线性（均匀）分布的泵流量与泵速度数据值之间的关联，或者，表示出非线性（不均匀）分布的泵流量与速度数据值之间的关联，从而在功率相对于流量以及/或者速度有较大变化的区域中提供较高的解析度和准确度。此系统可以在已编程的数据点之间的区域中插入数据，并且，所使用的插值类型可以被选择为系统正在工作的泵特征曲线的函数。

可以将所得到的功率数值周期性地与实际的功率数值相比较，利用实际的和计算得到的功率值之间的差异作为专用实时流量传感器 14 和流量计 124 的工作周期控制的基础。实际的和所获取的功率数值之间的小差异将允许实时流量计 124 在较长时间期内保持不供电状态，以节省宝贵的系统功率，相反，大的差异将迫使实时流量计 124 更经常地被供电。更进一步地，实际的和所获得的功率数值之间差异的幅度可以用来指示与泵之间的来往流动路径中存在的流量限制、异常，或者扰动。

已经在优选的或者其它实施例的上下文中描述了本发明，但是，并没有描述本发明的所有实施例。本领域普通技术人员可以很容易地得到所描述实施例的明显的修改和替换例。披露的或未披露的实施例都不是为了限制申请人构想的发明的范围或可应用性，而是与专利法保持一致，申请人希望对完全属于所附权利要求范围内的所有这些修改和改进都予以保护。

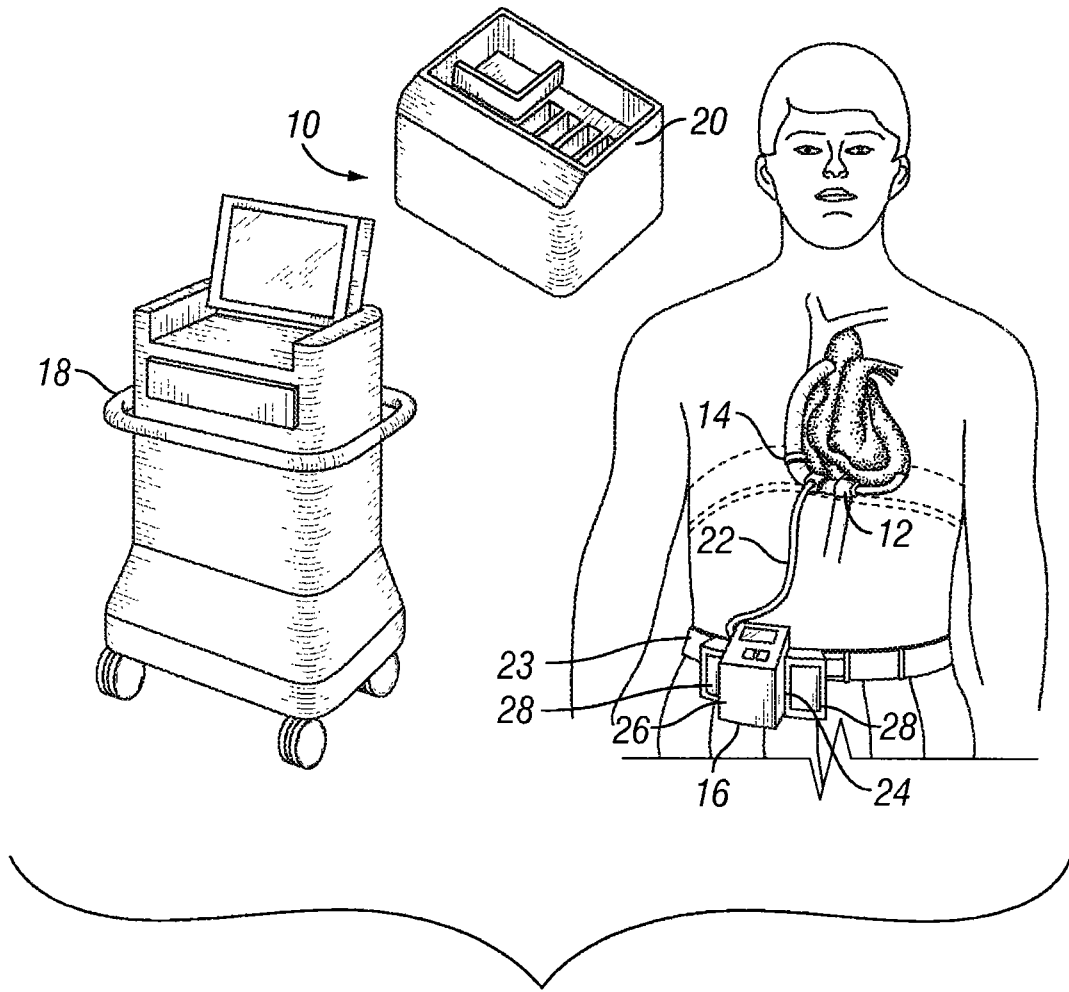


图 1

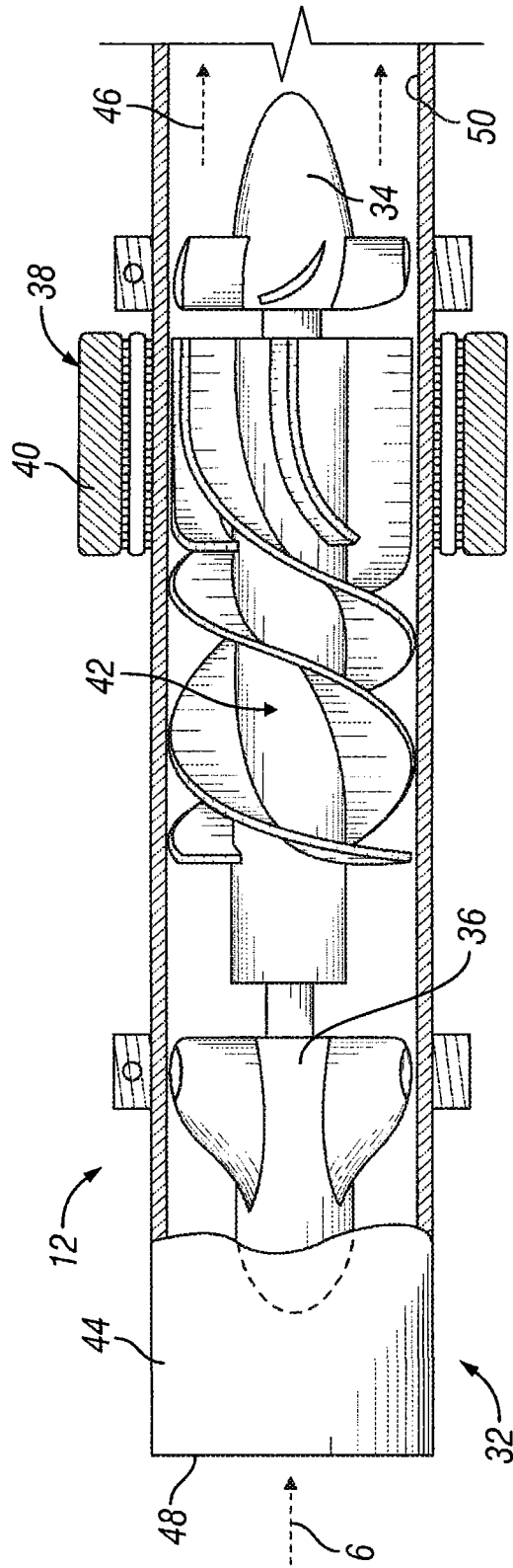


图 2

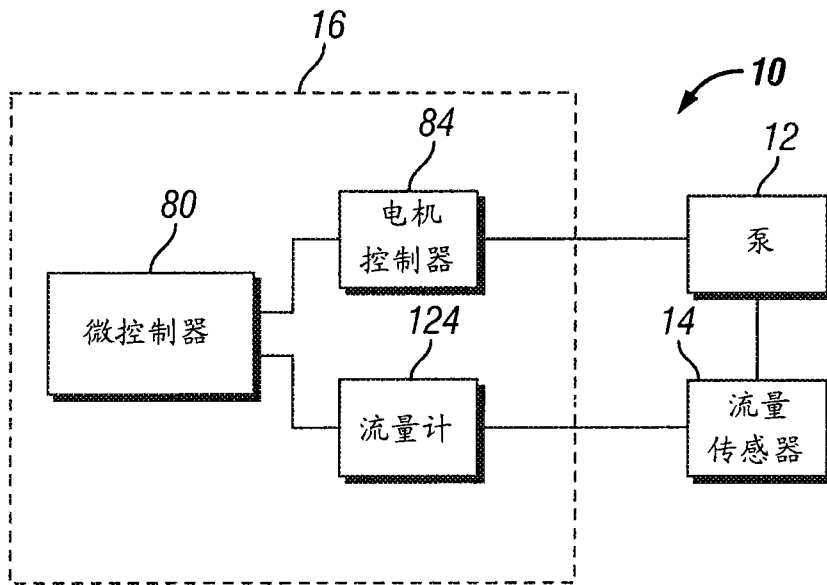


图 3

主多维数据表

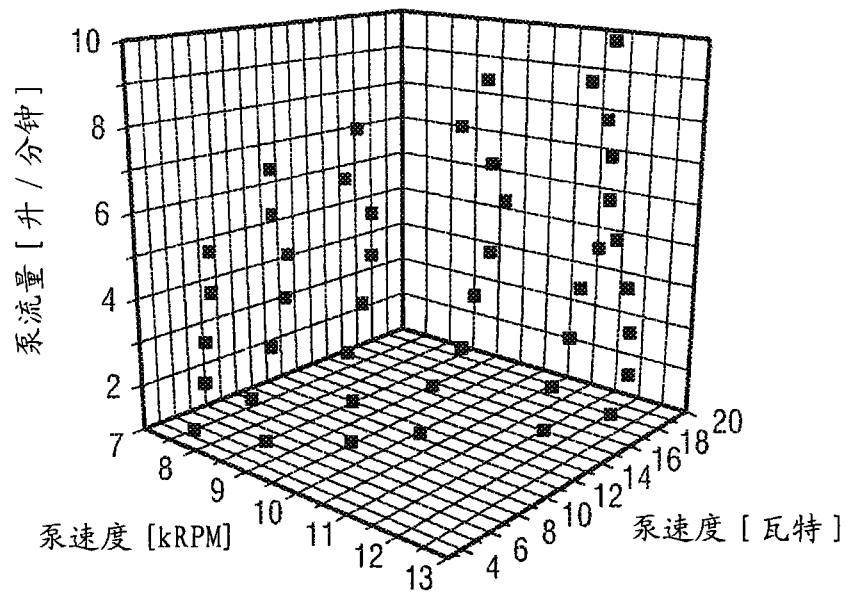


图 4

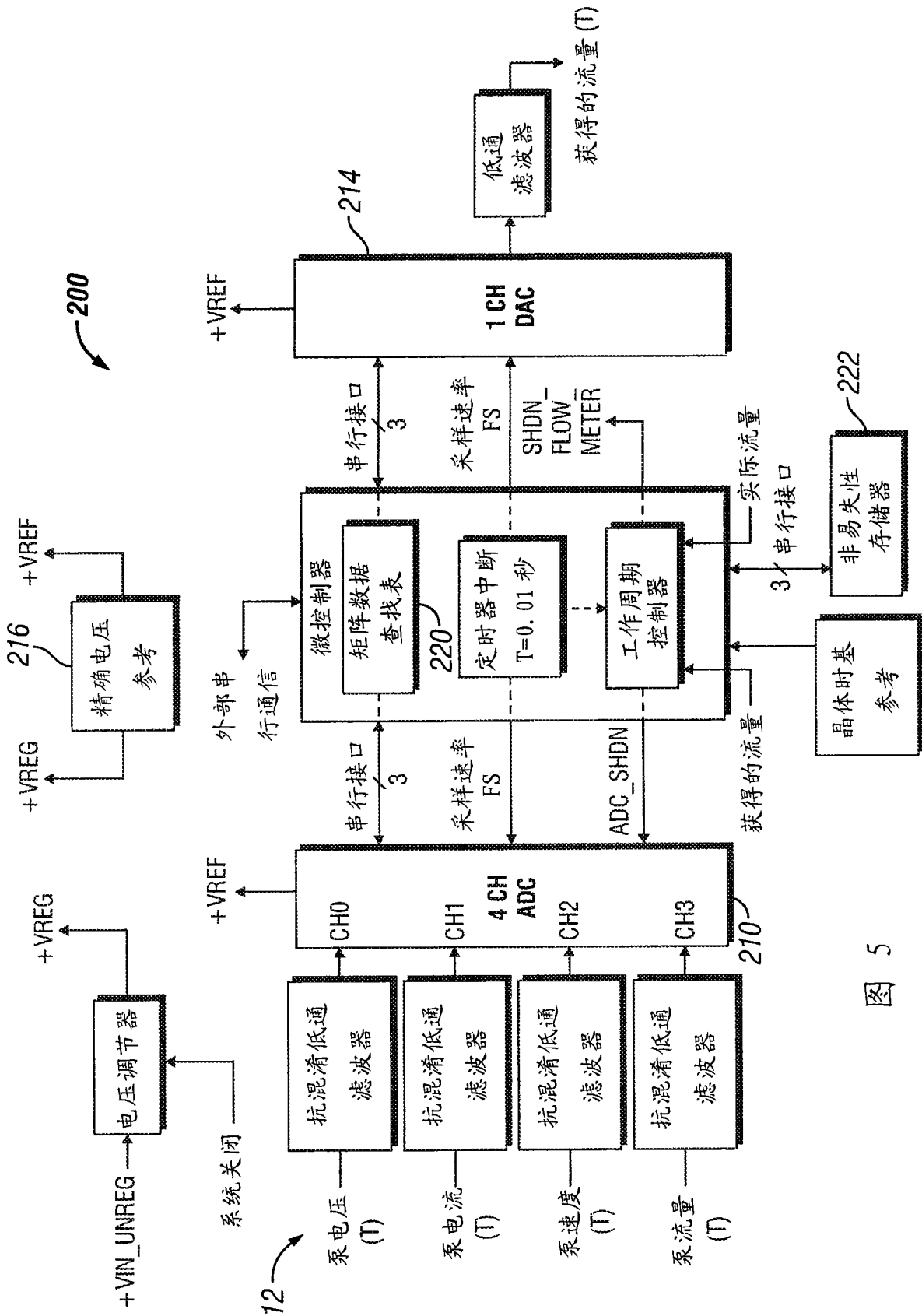


图 5

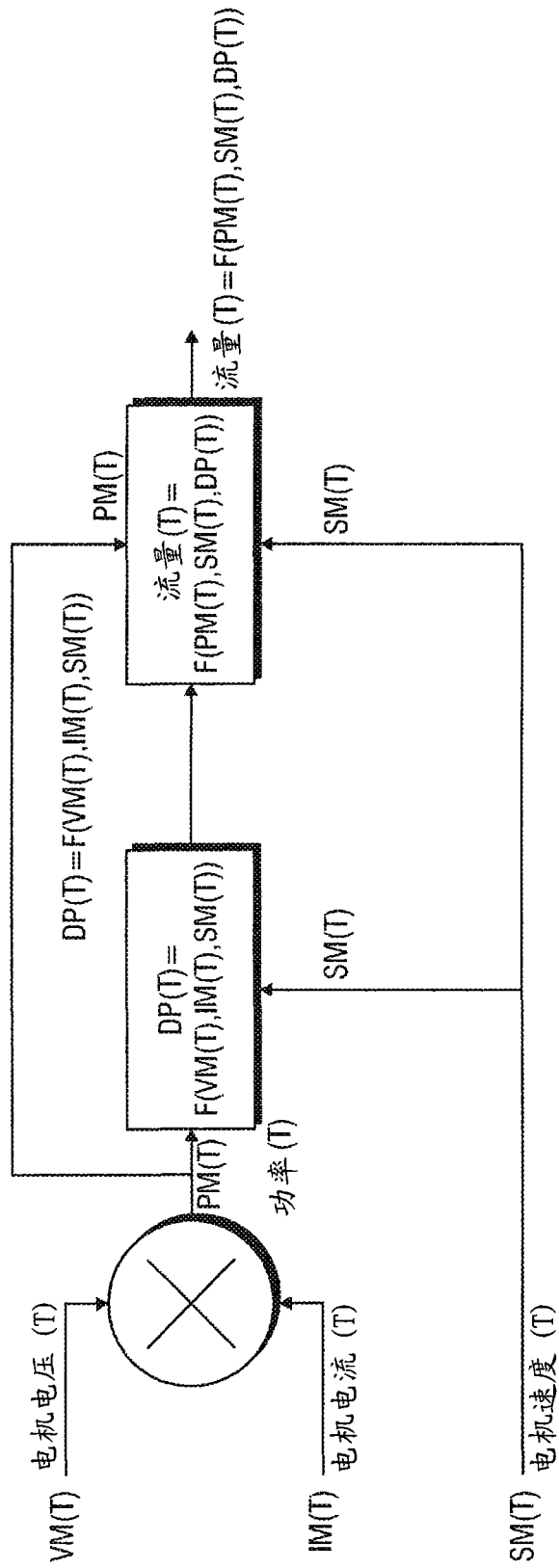


图 6