



(10) 授权公告号 CN 112543657 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 07

(21) 申请号 201980048727.8

(22) 申请日 2019.06.06

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112543657 A

(43) 申请公布日 2021.03.23

(30) 优先权数据
102018208879.9 2018.06.06 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.01.21

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/064802 2019.06.06

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/234162 DE 2019.12.12

(73) 专利权人 开迪恩有限公司
地址 德国斯图加特市

(72) 发明人 哈迪·鲍姆巴赫 卡琳·施耐德
英加·谢伦伯格 马丁纳·布德
托马斯·亚历山大·施勒布施

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204
专利代理师 王达佐 洪欣

(51) Int.Cl.
A61M 60/126 (2021.01)
A61M 60/857 (2021.01)
A61M 60/90 (2021.01)

(56) 对比文件
US 2009064755 A1, 2009.03.12
US 5964694 A, 1999.10.12
审查员 吕小蒙

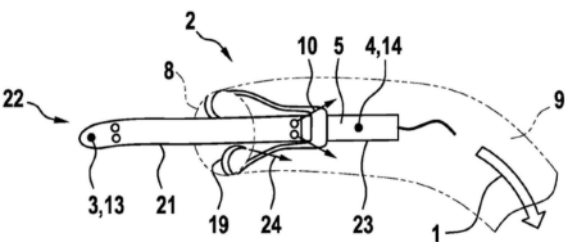
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于确定植入式血管支持系统的区域中的总流体体积流量的方法以及可植入血管支持系统

(57) 摘要

本发明涉及一种用于确定植入式血管支持系统 (2) 的区域中的总流体体积流量 (1) 的方法, 所述方法包括以下步骤: a) 确定所述流体的参考温度 (3), b) 确定所述支持系统 (2) 的电动马达 (5) 的马达温度 (4), c) 确定所述电动马达 (5) 的热功率损失 (6), d) 使用所述参考温度 (3)、所述马达温度 (4) 和所述电动马达 (5) 的热功率损失 (6) 确定所述总流体体积流量 (1)。



1. 用于确定心脏支持系统的区域中的血液的总流体体积流量的方法,所述方法包括:
确定所述血液的参考温度,其中所述参考温度代表不受心脏支持系统的电动马达的热耗散损失影响的血液温度,
确定所述心脏支持系统的电动马达的马达温度,
确定所述电动马达的热耗散损失,和
利用总流体体积流量和电动马达的热耗散损失的相关性确定所述总流体体积流量,其中利用所述参考温度和所述马达温度的函数计算所述热耗散损失。
2. 根据权利要求1所述的方法,其还包括通过所述电动马达加热所述血液,其中确定所述参考温度包括在通过所述电动马达加热所述血液之前测量所述参考温度。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中确定所述马达温度包括在所述血液沿着其流动的表面处测量所述电动马达的马达温度。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中确定所述马达温度包括测量所述马达内部的所述电动马达的马达温度。
5. 根据权利要求1所述的方法,其还包括基于校准数据、所述参考温度、所述马达温度和所述电动马达的热耗散损失来确定所述血液的流速。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中确定所述总流体体积流量部分地基于所述心脏支持系统的区域中的主动脉的横截面几何形状。
7. 根据权利要求1所述的方法,其还包括确定流过所述支持系统的所述血液的一部分的流体体积流量。
8. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机可读指令,所述计算机可读指令被处理单元执行时使得所述处理单元:
确定在心脏支持系统的区域中流过的血液的参考温度,其中所述参考温度代表不受心脏支持系统的电动马达的热耗散损失影响的血液温度,
确定所述心脏支持系统的电动马达的马达温度,
确定所述电动马达的热耗散损失,以及
利用总流体体积流量和电动马达的热耗散损失的相关性确定所述血液的总流体体积流量,其中利用所述参考温度和所述马达温度的函数计算所述热耗散损失。
9. 一种心脏支持系统,其包括:
参考温度传感器,其被配置为确定血液的参考温度,其中所述参考温度代表不受心脏支持系统的电动马达的热耗散损失影响的血液温度,
电动马达,
马达温度传感器,其被配置为确定所述电动马达的马达温度,以及
电流传感器,其被配置为至少确定通过所述电动马达的电流或所述电动马达的热耗散损失。
10. 根据权利要求9所述的支持系统,其还包括处理单元,所述处理单元被配置为利用总流体体积流量和电动马达的热耗散损失的相关性确定所述心脏支持系统的区域中的血液的总流体体积流量,其中利用所述参考温度和所述马达温度的函数计算所述热耗散损失。
11. 根据权利要求9所述的支持系统,其包括致流机和套管,所述致流机被配置以输送

血液,所述套管被配置以引导血液到所述致流机,其中所述电动马达被配置以引导到所述致流机。

12.根据权利要求11所述的支持系统,其中所述套管被配置以将血液从心脏的心室引导到主动脉中。

13.根据权利要求11所述的支持系统,其中所述参考温度传感器布置在所述套管上或套管距所述致流机一定距离的区域附近。

14.根据权利要求11所述的支持系统,其中所述参考温度传感器布置在所述套管上或在套管背离所述电动马达的区域附近。

15.根据权利要求11所述的支持系统,其进一步包括:

管状细长结构,其包括套管区段,所述套管区段包括所述套管,和

马达壳体,其包括马达壳体区段,所述马达壳体区段被配置为连接到所述套管区段,其中所述电动马达布置在马达壳体中。

16.根据权利要求15所述的支持系统,其中所述参考温度传感器布置在所述套管区段距所述马达壳体区段一定距离的区域中。

17.根据权利要求9所述的支持系统,其中所述电动马达布置在马达壳体中,其中所述马达壳体被配置为允许血液围绕所述马达壳体在主动脉中流动。

18.根据权利要求15所述的支持系统,其中所述马达壳体被配置为允许血液围绕所述马达壳体在主动脉中流动。

19.根据权利要求15所述的支持系统,其中所述马达温度传感器被配置为测量所述马达壳体的表面温度。

20.根据权利要求9所述的支持系统,其中所述马达温度传感器被配置为测量所述电动马达的定子的温度。

用于确定植入式血管支持系统的区域中的总流体体积流量的方法以及可植入血管支持系统

[0001] 描述

[0002] 本发明涉及用于确定植入式血管支持系统的区域中的总流体体积流量的方法、处理单元、以及可植入血管支持系统。本发明特别用于(完全)植入式左心脏支持系统(LVAD)。

[0003] 植入式左心脏支持系统(LVAD)主要存在于两种设计变体中。一方面,存在(经皮)微创左心脏支持系统。第二变体是在胸部开口下方侵入地植入的左心脏支持系统。根据第一变体的变体将血液从左心室直接输送到主动脉中,因为(经皮)微创左心脏支持系统位于主动脉瓣的中心位置。第二变体将血液经由旁路管从左心室输送到主动脉中。

[0004] 心脏支持系统的任务是输送血液。在这方面,所称的心脏-时间体积(HZV,通常以升/分钟表示)具有高度临床相关性。换句话说,在此情况下,心脏-时间体积涉及血液(从心室,特别是从左心室)到主动脉的总体积流量。相应地明确的是在心脏支持系统的操作期间尝试采集此参数作为测量值。

[0005] 取决于支持水平,其描述了由输送装置,例如支持系统的泵输送的体积流量与从心室到主动脉的血液的总体积流量的比例,一定体积流量经由通过主动脉瓣的生理路径到达主动脉。因此,从心室到主动脉的心脏-时间体积或总体积流量(Q_{HZV})通常是泵体积流量(Q_p)和主动脉瓣体积流量(Q_a)的总和。

[0006] 用于确定临床环境中的心脏-时间体积(Q_{HZV})的既定方法是使用稀释方法,然而,其全部依赖于经皮插入的导管,且因此仅可在心脏手术期间提供心脏-时间体积测量数据。用于测量泵体积流量(Q_p)的既定方法是支持系统的操作参数的相关性,主要是电功耗,可能由另外的生理参数例如血压补充。也已经提出将专用超声测量技术集成到支持系统中。

[0007] 尚未提出或实现心脏-时间体积即 Q_{HZV} 的(完全)植入式检测,特别依靠支持系统本身进行检测。特别是,完全植入式意味着,检测所需的装置完全位于患者的体内,并且保持在体内。这使得即使在心脏手术之外也可以检测心脏-时间体积。

[0008] 本发明的目的是限定一种用于确定植入式血管支持系统的区域中的总流体体积流量的改进的方法,以及创建一种改进的可植入血管支持系统。

[0009] 特别地,本发明的目标是限定一种用于确定植入式血管支持系统的区域中的总流体体积流量的方法,以及创建一种可植入血管支持系统,借助于该系统可以在植入或布置血管支持系统的人体或动物体中确定血流区域中的总流体体积流量。

[0010] 该目标通过权利要求1中限定的方法和权利要求9中限定的可植入血管支持系统来实现。

[0011] 本发明的有利实施例具体在从属权利要求中限定。

[0012] 权利要求1中限定的用于确定植入式血管支持系统的区域中的总流体体积流量的方法包括以下步骤:

[0013] a) 确定所述流体的参考温度,

[0014] b) 确定所述支持系统的电动马达的马达温度,

[0015] c) 确定所述电动马达的热耗散损失,

[0016] d) 使用所述参考温度、所述马达温度和所述电动马达的热耗散损失确定所述总流体体积流量。

[0017] 血管支持系统优选地是心脏支持系统,特别优选地是心室支持系统。“总体积流量”特别指通过血管或通过血管的横截面的总体积流量。血管是例如主动脉,特别是在左心脏支持系统的情况下,或进入两个肺动脉的共同躯干(肺动脉干),特别是在右心脏支持系统的情况下,优选主动脉。该方法优选地用于确定从心脏的心室,特别是从心脏的(左)心室到(完全)植入式(左)心室(心脏)支持系统的区域中的主动脉的总流体体积流量。流体通常是血液。所述支持系统优选地布置在心脏的左心室或左心腔的出口处。所述支持系统特别优选地布置在主动脉瓣位置中。

[0018] 该方法特别适合在主动脉瓣位置和/或由支持系统自身确定患者(特别是具有(完全)植入式左心室心脏支持系统(LVAD))的总心脏-时间体积(HZV,公式符号 Q_{HZV})。该方法特别基于流量测量的(热)风速测定(测量)原理。在这种情况下,基本原理是流动介质根据流速冷却热主体。该方法有利地允许心脏-时间体积也在手术场景之外可用,与使用稀释导管时的质量相当。这尤其有利,因为心脏-时间体积(Q_{HZV})具有比泵体积流量(Q_p)更大的临床相关性,泵体积流量被主要使用并且仅定量通过支持系统本身的流量。

[0019] 所述方法的特定优点在于,与在风速测定方法中的通常情况不同,生成待测量的热流不需要单独的加热元件。相反,在任何情况下出现在LVAD的电动马达上的热耗散损失可用于风速测定流量测量。优选地,没有(单独的)加热元件(除了电动马达)用于确定总流体体积流量。换句话说,电动马达是本文提出的解决方案中使用的唯一加热元件。特别地,在本文提出的解决方案中,在支持系统的电动马达上和/或电动马达中发生的热耗散损失用于(热)风速测定或量热流量测量。此外,优选的是,支持系统不具有(单独的)加热元件(除了电动马达)。

[0020] 在步骤a)中确定,特别是测量流体的参考温度。参考温度优选地由参考温度传感器确定,所述参考温度传感器特别优选地是支持系统的部件。参考温度传感器可以例如布置在支持系统的(入口)套管中和/或套管上。参考温度通常表示流体的背景温度,换句话说,表示特别不受到电动马达的热耗散损失影响的流体温度。

[0021] 在步骤b)中,确定,特别是测量支持系统的电动马达的马达温度。电动马达可以是致流机的部件或支持系统的泵的部件。支持系统优选地布置在流体流上或流体流中,使得来自支持系统,特别是来自其电动马达的热流可以耗散到流体流。术语“马达温度”还可理解为意指支持系统的内部温度或(外部)表面温度,特别是在电动马达的区域中,这特别允许优选直接得出关于电动马达的温度,特别是关于电动马达的线圈封装的温度的结论。

[0022] 支持系统优选地被植入,使得其至少部分,优选完全或至少50%、特别优选至少85%或甚至至少95%的其(外部)表面位于流体流中。此外,支持系统优选地沿着其在流体流中的长度的至少50%,特别优选至少85%,或甚至至少95%定位。支持系统的一端优选至少部分地位于主动脉中,其中,电动马达位于所述一端的区域中或所述一端上。此外,支持系统的相对端优选至少部分地位于心脏的心室(左心室)中,其中,支持系统的(入口)套管位于所述相对端的区域中或所述相对端上。此外,支持系统优选地至少部分,优选完全或至少50%、特别优选至少85%或甚至至少95%的其(外部)表面布置在血管中,例如动脉,特别是主动脉中。支持系统特别优选是植入的,使得其(完全)位于(降)主动脉中。

[0023] 在步骤c)中,确定电动马达的热耗散损失。电动马达的热耗散损失优选地由电流传感器确定,所述电流传感器优选地测量电动马达的电流。

[0024] 在步骤d)中,使用参考温度、马达温度和电动马达的热耗散损失来确定总流体体积流量。在步骤d)中,借助于至少一个热传递规范、至少一个热传递系数、至少一个校准因子和/或至少一个血管横截面,特别是主动脉横截面,根据参考温度、马达温度和电动马达的热耗散损失确定总流体体积流量。

[0025] 根据有利的实施例,提出了在由电动马达加热流体之前,特别在空间上和/或时间上测量参考温度。参考温度传感器优选地布置在距电动马达一定距离处,具体来说,布置在电动马达的上游,优选地布置在支持系统的(入口)套管上。参考温度传感器特别优选地布置在与电动马达相对的(入口)套管的端部的区域中和/或端部上。

[0026] 根据有利的实施例,提出了在流体沿着其流动的表面上测量电动马达的马达温度。所述表面通常是与流体接触的支持系统的(外部)表面。例如,可以用布置在(内部)电动马达的区域中的支持系统的(外部)表面上的马达温度传感器来测量马达温度。替代地,电动马达的马达温度可在马达内部测量。为此目的,马达温度传感器可布置在电动马达内部。

[0027] 根据有利的实施例,提出了在步骤d)中根据校准数据、参考温度、马达温度和电动马达的热耗散损失来确定,特别是计算流体的流速。校准数据优选地包括特征长度(例如,可能在主动脉瓣区域中近似的管直径)、流体的运动粘度、流体的温度电导率、流体的热导率和/或用流体润湿的支持系统的(顶)表面。

[0028] 根据有利的实施例,提出了在步骤d)中进一步考虑植入式血管支持系统区域中的确定的主动脉的横截面几何形状。优选地考虑支持系统区域中的主动脉的(流动)横截面。该值可以由医生通过例如超声或计算机断层扫描来确定。可以根据流体的流动速度、主动脉的(流动)横截面和(速度相关)校准因子特别有利地确定,特别是计算总流体体积流量或心脏-时间体积。可以例如通过使用稀释导管作为参考标准,通过在植入环境中的校准来确定(速度相关)校准因子。

[0029] 根据有利的实施例,提出了进一步确定流过支持系统的流体体积流量。换句话说,这特别涉及仅流过支持系统本身的流体体积流量。此流体体积流量通常是所称的泵体积流量(Q_p),其仅量化通过支持系统本身的流量。如果除了总体积流量或心脏-时间体积(Q_{HZV})之外,该值已知,那么可从 Q_p 与 Q_{HZV} 的比率(即 Q_p/Q_{HZV})计算所称的支持水平。为了确定泵体积流量,可以使用既定方法来测量结合现有技术开始论述的泵体积流量。

[0030] 例如,在步骤d)中确定的总流体体积流量优选地作为步骤e)中的支持系统的控制参数提供。支持系统的处理单元可以将此控制参数作为输出变量提供,具体地说是提供到支持系统的控制单元,该控制单元优选地调节电动马达的功率,且因此还具体地调节支持系统的(血液)传送速率。

[0031] 根据另一方面,提出了一种处理单元,其配置成执行此处提出的方法并且包括其中存储校准数据的存储器。作为校准数据的替代方案或校准数据的补充,电动马达的至少一个(速度相关)校准因子和/或热模型也可以存储在存储器中。另外,处理单元可包括可存取存储器的微处理器。处理单元优选地从参考温度传感器、马达温度传感器和/或电流传感器接收数据。

[0032] 根据另一方面,提出了一种可植入血管支持系统,其包括:

[0033] -参考温度传感器,所述参考温度传感器用于确定流体的参考温度,

[0034] -电动马达,

[0035] -马达温度传感器,所述马达温度传感器用于确定所述电动马达的马达温度,

[0036] -电流传感器,所述电流传感器用于至少确定通过所述电动马达的电流或所述电动马达的热耗散损失。

[0037] 所述支持系统优选地是左心室心脏支持系统(LVAD)或经皮微创左心脏支持系统。此外,支持系统优选地完全可植入。换句话说,这特别意味着检测所需的装置,特别是参考温度传感器、马达温度传感器和电流传感器完全位于患者的体内并且保持在体内。支持系统特别优选地配置和/或适合至少部分地布置在心脏的心室中,优选左心室中,和/或主动脉中,特别是主动脉瓣位置中。

[0038] 所述电流传感器用于确定通过所述电动马达的电流和/或所述电动马达的热耗散损失。所述电流传感器优选地测量通过所述电动马达的电流并计算所述电动马达的耗散损失。如果电流传感器仅将电流供应为输出变量,则特别地,提供了电流在支持系统的处理单元中被转换成电动马达的耗散损失。

[0039] 支持系统还优选地包括套管,特别是入口套管,以及致流机,例如泵。电动马达通常是致流机的部件。电动马达则驱动致流机以用于输送流体。(入口)套管优选地配置成使得在植入状态下,其可以将流体从心脏的(左)心室引导到致流机。流体可通过套管引导到致流机。套管优选地设计成将血液形式的流体从心脏的(左)心室引导到主动脉中。

[0040] 支持系统优选地是细长的和/或管状的。入口套管和致流机优选地布置在支持系统的相对端的区域中。

[0041] 参考温度传感器可以布置在套管上或套管距致流机一定距离的区域附近。特别地,参考温度传感器可以布置在套管上或背离电动马达的套管区域附近。参考温度传感器特别优选地布置在套管的远端处,即,其中血液从心室流入套管中。

[0042] 支持系统可具有管状细长结构,所述管状细长结构具有套管在其中形成的套管区段,并且具有马达壳体区段,所述马达壳体区段连接到套管区段并且其中电动马达布置在马达壳体中。

[0043] 如果参考温度传感器布置在套管区段距马达壳体区段一距离的区域中,则是有利的。电动马达优选地布置在马达壳体中,血液可以围绕所述马达壳体在主动脉中流动。

[0044] 支持系统还可包括处理单元,所述处理单元配置成使用参考温度、马达温度和电动马达的热耗散损失来确定支持系统区域中的总流体体积流量。所述支持系统优选地配置成执行本文中提出的方法。

[0045] 结合所述方法论述的细节、特征和有利实施例也可相应地出现在此处呈现的处理单元和/或支持系统中,反之亦然。在这方面,完全参考其关于特征的详细表征的解释。

[0046] 下面参考附图更详细地解释了此处呈现的解决方案及其技术环境。应当指出的是,本发明不受所示的示例性实施例的限制。特别地,除非另有明确陈述,否则还可以提取附图中解释的事实的部分方面,并且将它们与其他部件和/或来自其他附图和/或本说明书的见解组合。以下示意性地示出:

[0047] 图1a是经皮微创左心脏支持系统,

[0048] 图1b是在胸部开口下方侵入性植入的左心脏支持系统,

[0049] 图2是植入式血管支持系统,

[0050] 图3是植入式血管支持系统的布置,

[0051] 图4是支持系统的部件架构,

[0052] 图5是热流的图示,

[0053] 图6是温度曲线的图示,以及

[0054] 图7是温度曲线的进一步图示。

[0055] 植入式左心脏支持系统 (LVAD) 主要存在于两个设计变体中,如图1a和图1b中所示。图1a示出了(经皮)微创左心脏支持系统16,而图1b示出了在胸部开口下方侵入性植入的左心脏支持系统17。根据图1a的变体将血液从左心室18直接输送到主动脉9中,因为(经皮)微创左心脏支持系统16定位在主动脉瓣19的中间位置。根据图1b的变体将血液从左心室18经由旁路管20输送到主动脉9中。

[0056] 取决于支持水平,其描述了由输送装置,例如支持系统的泵输送的体积流量与从心室18到主动脉9的血液的总体积流量的比例,一定体积流量经由通过主动脉瓣19的生理路径到达主动脉9。因此,从心室18到主动脉9的心脏-时间体积或总体积流量(Q_{HZV})通常是泵体积流量(Q_p)和主动脉瓣体积流量(Q_a)的总和。

[0057] 图2示意性地示出了处于主动脉瓣位置的可植入血管支持系统2。为了进一步说明,还同时参考根据图3的支持系统2的示意性布置,其中参考标记在所有附图中均统一使用。

[0058] 支持系统2在此处作为实例是左心室心脏支持系统(LVAD)。

[0059] 支持系统具有管状细长结构,该管状细长结构具有套管区段,入口套管21在套管区段中形成为套管,并且该管状细长结构包括马达壳体区段,该马达壳体区段连接到套管区段,并且其中电动马达5位于马达壳体23中。

[0060] 支持系统2从主动脉9通过主动脉瓣19向远侧突出到心室18中。此处,作为实例,支持系统2具有突出到心室18中的入口套管21。使用支持系统2的电动马达5将流体体积流量10通过入口套管21从心室18输送(例如泵送)到主动脉9中,所述电动马达驱动支持系统2中的泵形式的致流机。因此,流体体积流量10也被称为泵体积流量(Q_p),其仅量化通过支持系统2本身的流量。

[0061] 另外,在图2和图3中可以看到,某些主动脉瓣体积流量24经由通过主动脉瓣19的生理路径到达主动脉9。因此,从心室18到主动脉9通过支持系统2的区域中的主动脉9的横截面几何形状8的心脏-时间体积或总流体体积流量1(Q_{HZV})是流体体积流量10(Q_p)和主动脉瓣体积流量24(Q_a)的总和。这通过以下等式(1)描述。

$$[0062] \quad Q_{HZV} = Q_p + Q_a \quad (1)$$

[0063] 支持系统2包括用于确定流体(在此情况下作为示例为血液)的参考温度3的参考温度传感器13。支持系统2还包括电动马达5和用于确定电动马达5的马达温度4的马达温度传感器14。另外,支持系统2具有用于确定电动马达5的热耗散损失(此处未示出)的电流传感器(此处未示出)。

[0064] 举例来说,马达温度传感器14集成在马达壳体23中,其中电动马达5的热耗散损失耗散到周围流体。马达温度传感器14配置和布置成使得它可以测量马达温度4。为此目的,马达温度传感器14可配置和布置成使得其测量马达壳体23的表面温度或电动马达5的定子

(此处未示出)的温度。在此情况下,定子的温度可通过马达壳体23与线圈封装(此处未示出)之间的马达壳体23中的内部温度来近似。替代性地,也可以直接测量线圈封装中的温度。

[0065] 参考温度传感器13检测参考温度3,此处作为实例为背景血液温度。为此目的,参考温度传感器13定位在表示热源的电动马达5上游的未受热影响的血流中;这里举例来说,在电动马达5上游的区域中。为此目的,参考温度传感器13,如图2中所示,布置在套管区段距入口套管21的远端处的马达壳体区段一定距离的区域中,即,在此处血液从心室流动到入口套管21中。

[0066] 图4示意性地示出支持系统2的部件架构。支持系统2包括用于确定流体(在此情况下作为示例为血液)的参考温度3的参考温度传感器13。支持系统2还包括电动马达5和用于确定电动马达5的马达温度4的马达温度传感器14。另外,支持系统2具有用于确定电动马达5的热耗散损失6的电流传感器15。为此目的,作为示例,电流传感器15确定通过马达5的电流(此处未示出),并将其转换成热耗散损失6。根据按照图4的图示,支持系统2还包括处理单元11,该处理单元配置成使用参考温度3、马达温度4和电动马达5的热耗散损失6来确定支持系统2的区域中的总流体体积流量(此处未示出)。另外,支持系统2具有带校准数据25的电子可读存储器12。

[0067] 参考温度传感器13、马达温度传感器14和电流传感器15的测量数据传输到处理单元11。处理单元11利用来自存储器12的校准数据25处理测量数据以形成血流速度或(总)血液体积流量。处理单元11还包括向通信单元(此处未示出)的输出26、向电源(此处未示出)的输出27和向马达控制器(此处未示出)的输出28。

[0068] 图5示意性地示出通过电动马达5流向流体流量(竖直箭头)或总流体体积流量1的示例性热流(水平箭头)的图示。在这种情况下,作为实例,电动马达5包括可移动安装的转子(此处未示出)和固定线圈封装22,该固定线圈封装由外部的气隙偏置且连接到定子29。图5因此以其它方式示意性地示出了从电动马达5的线圈封装22经由定子29到血流的热传导过渡。电动马达5中的损失机制主要涉及焦耳电流热损失 P_v (参见下文等式(2))。

$$[0069] \quad P_v = R_{TW} \cdot I^2 \quad (2)$$

[0070] 这里, R_{TW} 表示在操作温度 T_w 下线圈封装22的绕组电阻。在铜的情况下,绕组电阻 R_{TW} 是绕组温度 T_w 的线性函数。这通过以下等式(3)描述:

$$[0071] \quad R_{TW} = R_{25} \cdot (1 + \alpha_{cu}(T_w - 25)) \quad (3)$$

[0072] 其中, R_{25} 为25°C的绕组电阻, T_w 为绕组操作温度,常数 $\alpha_{cu} = 0.0039K^{-1}$ 。

[0073] 另外,根据以下等式(4)还发生铁损失,例如磁化损失:

$$[0074] \quad P_{v,magn} = \pi/30 \cdot M_{Magn} \cdot n \quad (4)$$

[0075] 根据以下等式(5)在定子的护铁材料中的涡流损耗:

$$[0076] \quad P_{v,Eddy} = \text{const} \cdot n^2 \quad (5)$$

[0077] n 为马达的转数, M_{Magn} 为磁摩擦转矩。另外,产生来自马达的轴承的轴承损耗,这通常可忽略不计。

[0078] 热源与散热器之间的热电阻以开尔文/瓦特(K/W)计量。如图5中所示,线圈封装与血流之间的确定热传导机制是通过马达的层向外部的热传导。为了确定温度,需要热流横穿的单个部件的热容量以及相应的热传递阻力。由于可以充分假设电动马达处于静止操作

且因此处于热平衡,因此热容量可忽略不计。所有必要参数可以事先确定,并且可以存储在处理单元中。

[0079] 图6示意性地示出了沿着从线圈封装22经由定子29和马达壳体23到总流体体积流量1的材料层顺序的温度曲线的图示。图6示出产生根据图5的热流的热平衡的温度分布。最高温度存在于热源、电流流过的线圈封装22中。线圈封装22的绕组温度31(公式符号 T_W)因此是图6中的最高温度。为了简化,此处假设线圈封装22的整个厚度上的热分布恒定。由于定子材料和壳体材料的有限热导率,通过定子29和马达壳体23产生线性温度梯度,或在圆柱形马达壳体23的非简化情况下,产生对数温度梯度。

[0080] 当考虑简化原理时,在线圈封装23中产生的绕组温度31(公式符号 T_W)为:

$$[0081] \quad T_W = T_A + (R_{th1} + R_{th2}) \cdot P_v \quad (6)$$

$$[0082] \quad T_W = T_A + (R_{th1} + R_{th2}) \cdot R_{TW} \cdot I^2 \quad (7)$$

$$[0083] \quad T_W = T_A + (R_{th1} + R_{th2}) \cdot R_{25} \cdot (1 + \alpha_{Cu} (T_W - 25^\circ\text{C})) \quad (8)$$

$$[0084] \quad T_W = T_A + \frac{(R_{th1} + R_{th2}) \cdot R_{25} \cdot I^2}{1 - \alpha_{Cu} \cdot (R_{th1} + R_{th2}) \cdot R_{25} \cdot I^2} \quad (9)$$

[0085] 这里,电流30(公式符号 I)和表面温度32(公式符号 T_A)是唯一可变参数。 R_{th1} 描述了线圈封装22与定子29之间的热电阻。 R_{th2} 描述了定子29与流体流之间的热电阻。电流30(公式符号 I)可以通过用电流传感器15例如在电流传感器的控制装置中测量来确定,并且因此是精确已知的。表面温度32(公式符号 T_A)表示电动马达5的表面7(流体沿着该表面流动)上的温度。换句话说,表面7处于血流中。

[0086] 图7示意性地示出了温度曲线的另一图示。图7示出在两个不同流速下表面7的区域中的根据图6的图示的详细视图。换句话说,,图7以印刷形式示出了温度(表面温度且因此也是定子温度且因此也是线圈封装温度)与流体流或血液的流速的相关性。

[0087] 如图7中所示,在表面7附近形成厚度33的液体膜。如图7中所示,液体膜的厚度33和表面温度32(公式符号 T_A)与参考温度3(公式符号 T_B)之间的温度差 $T_A - T_B$ 是流体的流速的函数,所述参考温度表示流体(血液)的背景温度。根据图7中的图示,沿着表面7的流体的较低流速导致比表面温度32更高的表面温度32',其以相对较高的流速产生。

[0088] 通过液体膜的热流为

$$[0089] \quad \dot{Q} = \alpha_B (T_B - T_A) A \quad (10)$$

[0090] 其中, α_B 为从壳体的顶部到血液和表面7的润湿表面A的热传递系数。

[0091] 热传递系数定义为

$$[0092] \quad \alpha_B = \frac{Nu \lambda}{L} \quad (11)$$

[0093] 其中, Nu 为无量纲Nusselt(努谢尔特)数, λ 为流体(此处为血液)的热导率, L 为参考长度,其可以是例如管直径。此外,它适用于整个主体表面平均的Nusselt数,因为它无量纲Reynolds(雷诺)数 Re 和Prandtl(普朗特数) Pr 的函数:

$$[0094] \quad Nu = f(Re, Pr) \quad (12)$$

[0095] 这些可以各自根据几何形状和流量(Re 和 Pr)或根据流体特性(Pr)计算,并存储在校准数据存储器中。Reynolds数定义为

$$[0096] \quad Re = \frac{uL}{v} \quad (13)$$

[0097] 其中, L 为特征长度 (例如, 管直径)、 v 为流体的运动粘度, u 为所寻求的流速。Prandtl 数是纯物质变量, 由以下给出

$$[0098] \quad Pr = \frac{v}{a} \quad (14)$$

[0099] 其中, a 为流体的温度电导率。如果将该定义插入通过液体膜的对流热流 (等式 (10)) 中, 则获得已知热流 $\dot{Q}$ 与所寻求的流速 u 之间的关系。该插入的结果在下面的等式 (15) 中示出。热流 $\dot{Q}$ 从能量平衡已知。对于这里考虑的静止情况从能量平衡可得, 热流 $\dot{Q}$ (在量值方面) 基本上对应于热耗散损失 6 (公式符号 P_v)。

[0100] 这里, 表面温度 32 (公式符号 T_A) 可借助于马达温度传感器 14 例如直接在表面 7 上测量, 或马达温度传感器 14 可测量马达内部的温度, 且表面温度 32 (公式符号 T_A) 由与马达壳体中的温度分布的对数温度关系确定 (参见图 6 和图 7)。参考温度 3 (公式符号 T_B) 由参考温度传感器 13 确定。参数 L 、 v 、 a 、 λ 和 A 通常作为校准数据存储在系统中。

$$[0101] \quad \dot{Q} = \frac{f(\frac{uL}{v}, \frac{v}{a})\lambda}{L}(T_A - T_B)A \quad (15)$$

[0102] 其中, 已知支持系统的区域中的患者主动脉 9 的横截面几何形状 8 (例如通过超声、计算机断层扫描或磁共振断层扫描可确定), 可以从以此方式确定的流速 u 确定总流体体积流量 1 (公式符号 Q_{HZV})。对应关系在以下等式 (16) 中指定:

$$[0103] \quad Q_{HZV} = k(u)u0 \quad (16)$$

[0104] 这里, $k(u)$ 是取决于流动曲线的校准因子, u 是计算的流速, 并且 0 是测量的主动脉横截面 (参考横截面几何形状 8)。

[0105] 这里提出的解决方案尤其允许有以下优点之一:

[0106] • 完全植入, 特别是泵集成和/或自动确定 Q_{HZV} , 而不是仅 Q_p 。

[0107] • 使用 VAD 马达的废热而不是额外加热元件的风速测定测量方法不会导致将额外热输入到有机体中。

[0108] • 这还防止了额外的电流消耗, 由此延长自治系统的电池运行时间。

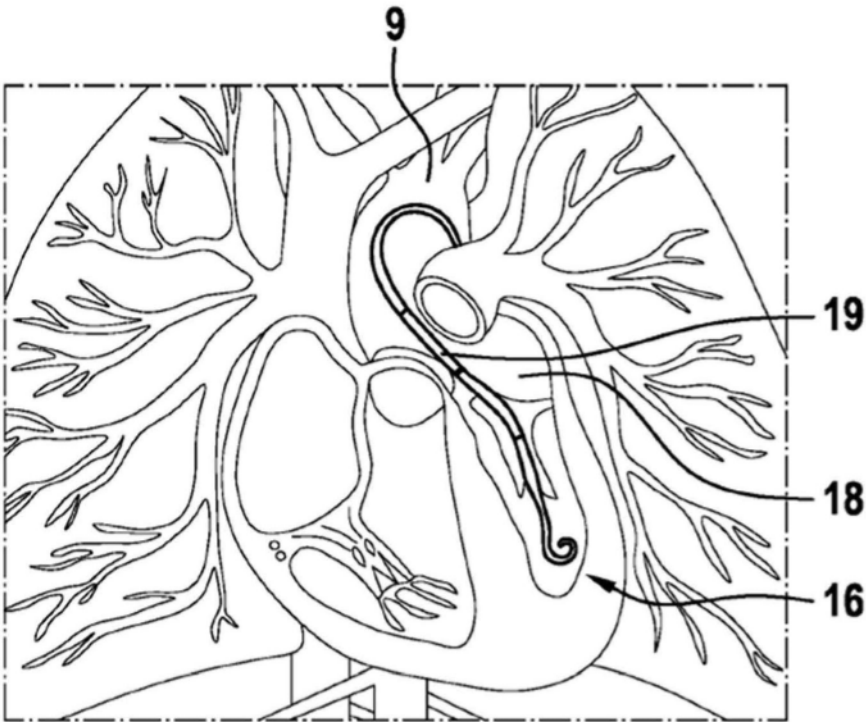


图1a

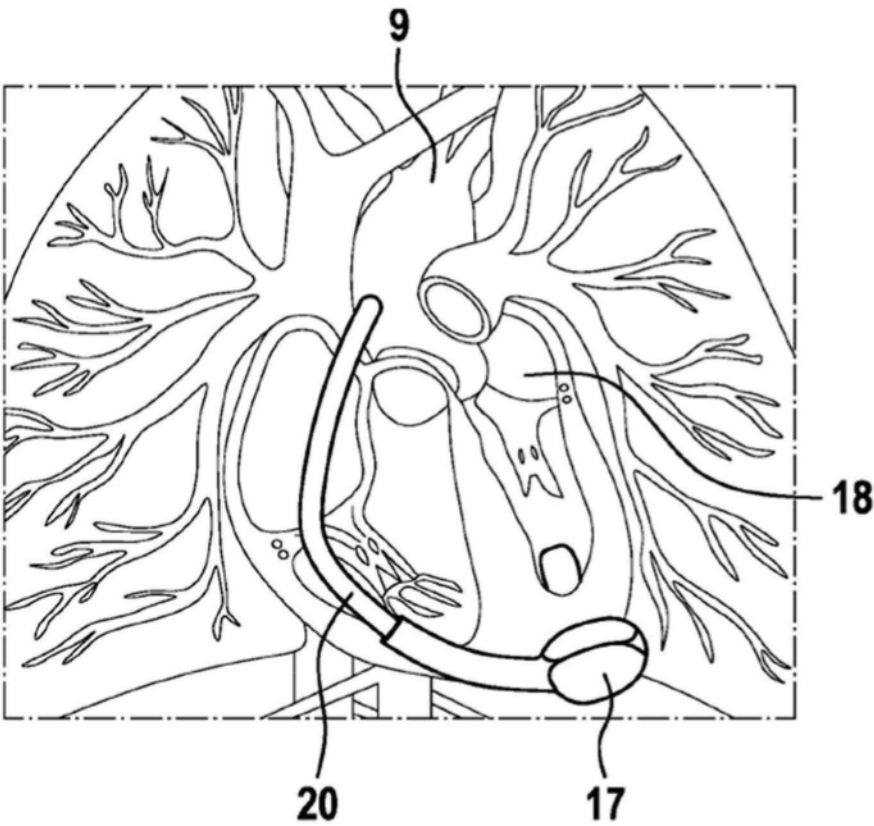


图1b

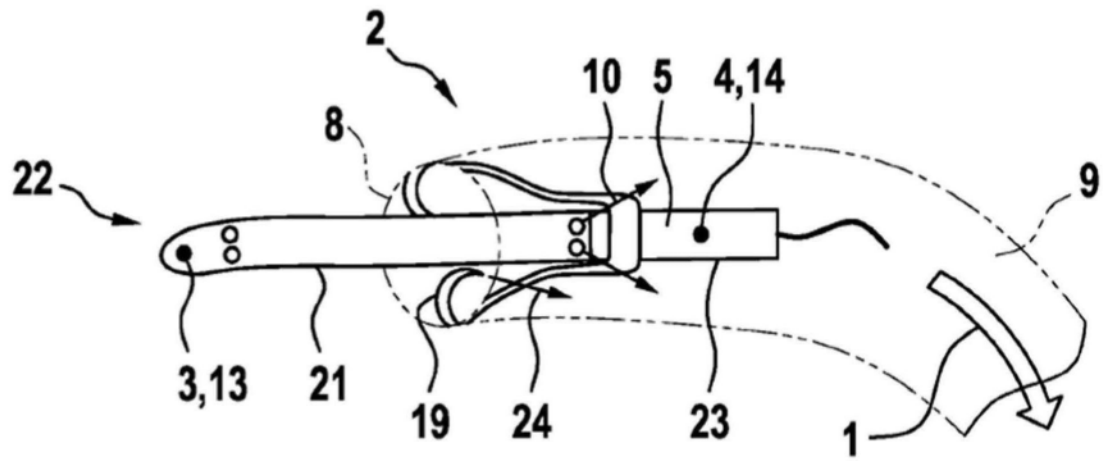


图2

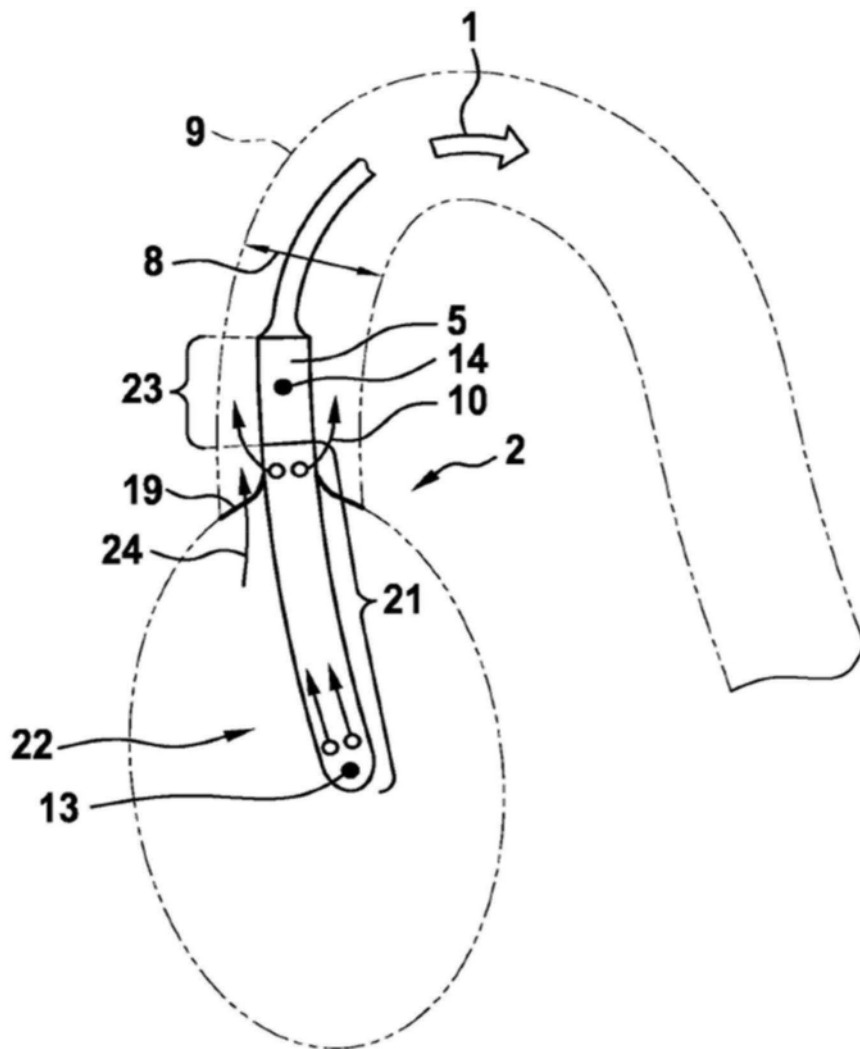


图3

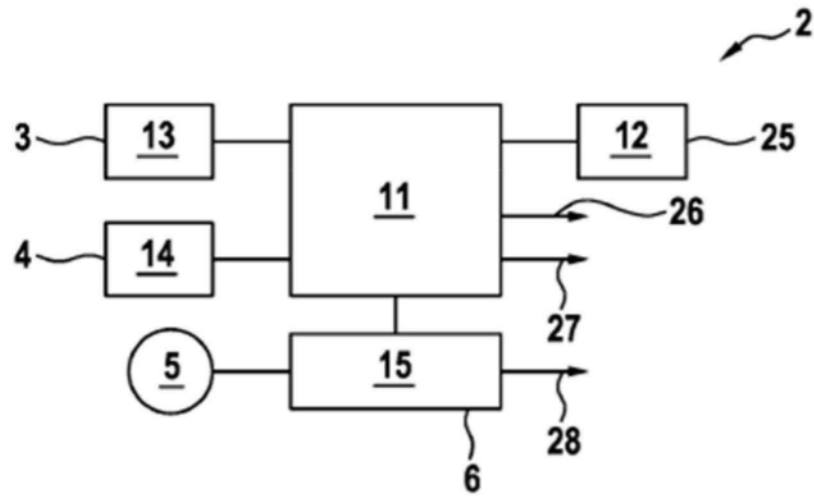


图4

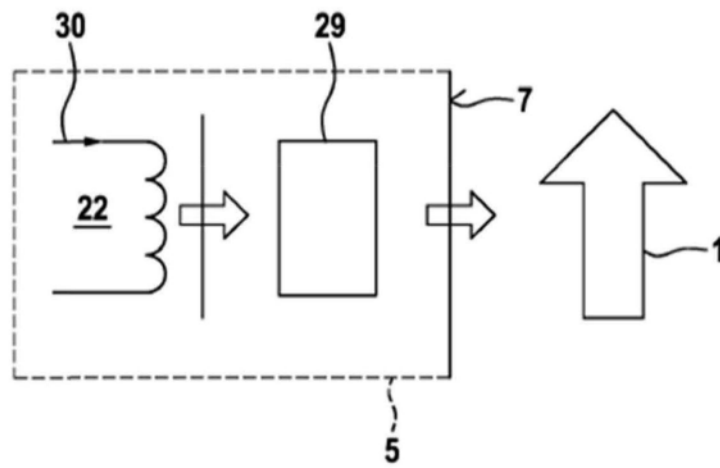


图5

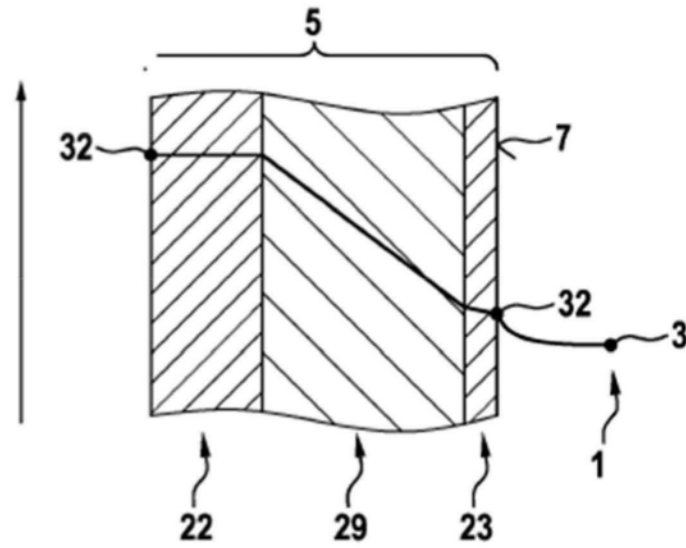


图6

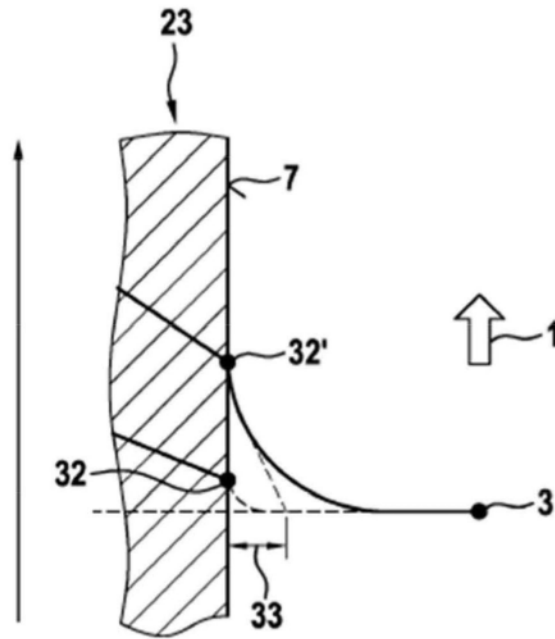


图7