

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.01.016

医学信号处理与医学仪器

电磁搏动式血泵的温度场仿真分析

叶君军, 严荣国, 梅竹松, 邵泓燃, 魏梦林
上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093

【摘要】电磁搏动式血泵是基于电磁感应原理制作而成的, 长时间通电工作会引起血泵升温。如果血泵温度过高会使血泵损坏, 甚至可能使泵内循环血液温度过高, 对血液成分造成破坏甚至威胁生命, 因此研究电磁搏动式血泵温度, 对其进行温度场分析是必要的。通过使用有限元分析软件对血泵进行温度场分析, 可以直观观察血泵工作温度。仿真结果表明, 在设定电磁搏动式血泵工作1 h情况下, 血泵温度最高处在驱动绕组处, 最高温度为100.3℃, 泵内与37.0℃循环血液接触面的温度变化不大, 最高温度为37.5℃, 因此电磁搏动式血泵不会对血液成分造成破坏, 但是需要对驱动绕组进行降温处理以免破坏血泵, 对循环血液造成影响。

【关键词】电磁搏动式血泵; 温度场分析; 有限元分析

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)01-0095-05

Simulation analysis on temperature field of an electromagnetic pulsating blood pump

YE Junjun, YAN Rongguo, MEI Zhusong, SHAO Hongran, WEI Menglin

School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: The electromagnetic pulsating blood pump is made based on the principle of electromagnetic induction, and the long-term power-on work will cause the blood pump to heat up. The high temperature of the blood pump will damage the blood pump, and raise the temperature of the blood circulating in the pump, causing damages to the blood components or even life-threatening. Therefore, it is necessary to pay close attention to the temperature of the electromagnetic pulsating blood pump and analyze its temperature field. By analyzing the temperature field of the blood pump using the finite element analysis software, the working temperature of the blood pump can be observed intuitively. The simulation results show that when the electromagnetic pulsating blood pump is set to work for 1 h, the highest temperature of the blood pump which is 100.3℃ is found at the drive winding, and the temperature of the contact surface between the pump and the circulating blood at 37℃ does not change much, which is 37.5℃ at the highest. Therefore, electromagnetic pulsating blood pump will not cause damage to the blood components, but the drive winding needs to be cooled to avoid damages to the blood pump and affecting the circulating blood.

Keywords: electromagnetic pulsating blood pump; temperature field analysis; finite element analysis

前言

血泵作为辅助人体循环系统的核心装置, 能够部分或整体实现心脏泵血功能, 被广泛应用在体外循环(CPB)、体外膜肺氧合(ECMO)、机械灌注(MP)、器官保存等医疗领域^[1-2]。按照输出形式, 血泵可以分为搏

动式血泵和非搏动式血泵^[3]。搏动式血泵可以模仿心脏自然节律, 产生与心脏同步的搏动式血流。相比非搏动式血泵, 搏动式血泵具有降低血清中缩血管物质浓度、减轻血管内壁细胞损伤、抑制肾脏血管过度收缩、延长毛细血管前动脉开放时间等功能^[4-7]。按照驱动方式, 血泵又可以分为气动式、液动式、电机驱动、电磁驱动等^[3]。气、液驱动需要外置气、液源, 体积大^[8]; 电机驱动由于全程输出刚性驱动力, 容易使血细胞破坏造成溶血^[9]。随着电磁学技术的发展, 电磁驱动被应用到血泵领域^[10-12]。

如图1所示, 本课题组基于电磁力学原理设计了一种电磁搏动式血泵。驱动装置由驱动线圈和永磁转子及其他辅助结构组成。该装置无需复杂的机械

【收稿日期】2022-05-10

【基金项目】上海理工大学医工交叉项目(1020308414); 上海介入医疗器械工程技术研究中心项目(18DZ2250900)

【作者简介】叶君军, 硕士研究生, 主要研究方向: 生物医学工程, E-mail: 550287368@qq.com

【通信作者】严荣国, 副教授, 研究生导师, 主要研究方向: 生物医学工程, E-mail: yanrongguo@usst.edu.cn

转换,能够直接输出往复直线运动,且在驱动过程中存在“柔性驱动”,避免了因过载造成的血液破坏。另外,还能通过改变驱动电流,改变输出的灌注压力^[13]。但是,电磁搏动式血泵也具有一定的缺陷,由于驱动原理是基于通电螺线管电磁感应现象,电磁感应的发热问题避免不了。而当血泵温度随着工作时间上升,不仅会对血泵造成损害,而且可能会对血泵中的血液造成不可逆的破坏。有研究表明,对于血泵内循环血液温度,如果长期高于40℃会对血液产生一定程度的破坏,温度过高会导致红细胞变性丧失携带氧气和带走二氧化碳的能力,并引发血栓、溶血、凝血以及各种炎症反应^[14-16]。因此,研究电磁搏动式血泵在相应工况下的运行温度具有十分重要的意义。本文主要采用有限元法对电磁搏动式血泵的温度进行研究,并用实验加以验证。

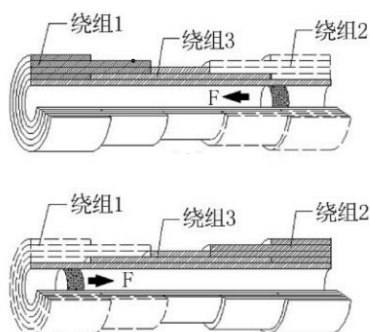


图1 电磁搏动式血泵

Figure 1 Electromagnetic pulsating blood pump

1 理论基础

1.1 电磁搏动式血泵发热热源分析

本课题组设计的电磁搏动式血泵三维模型如图2所示,有3组绕组线圈(红色部分是绕组1,绿色和黄色部分分别是绕组2、3)绕在一个壳体上,壳体内部是一个圆柱形永磁体,两端(深灰色部分)是端盖。影响血泵温升的因素有很多,其中最主要的是3个方面^[17]:(1)驱动装置发热。电磁驱动装置在运行过程中,绕组通电会产生铜损,铁芯在交变磁场中会产生铁损,还有涡流损耗等,但是本课题组所涉及的电磁驱动装置主要是由驱动线圈和永磁体组成,未使用铁芯,因此不存在铁损;(2)机械摩擦生热。由于壳体采用聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)材质,摩擦系数很小,因此可以不考虑机械摩擦产生的热量;(3)血液快速流动与流道及泵壳之间摩擦所产生的热量。这个摩擦相比驱动装置发热小得多,也可以不考虑。所以,电磁搏动式血泵的绕组线圈是血泵热量的主要来源。

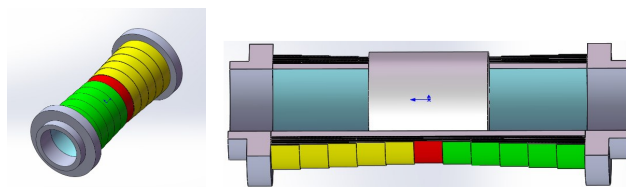


图2 电磁搏动式血泵三维模型

Figure 2 3D models of the electromagnetic pulsating blood pump

1.2 相关电学方程

绕组损耗也称为电气损耗,指由于铜丝组成的绕组阻值不为零,电流通过绕组时所产生的损耗。绕组损耗主要包括基本铜耗、附加损耗和电刷接触损耗。本文所研究的电磁搏动式血泵的驱动线圈,由3个梯度绕组组成(图1),中间红色的绕组最大,两端绕组大小相同但较中间的绕组小。根据焦耳楞次定律,基本铜耗 P_{CU} 的大小为各个绕组电阻值和通过各个绕组电流值的二次方的乘积^[18]:

$$P_{CU} = \sum (I_n^2 R_n) \quad (1)$$

其中, I_n 和 R_n 分别为第 n 个绕组的电流和电阻值。

工作电流在绕组中会产生漏电流、漏磁场和谐波磁场。附加损耗主要包括漏电流、漏磁场、谐波磁场所产生的损耗。在一些没有槽绝缘的电机中,由于斜槽产生了横向电流进而产生了漏电流的损耗。而本文研究对象不存在该损耗。在实际情况中,绕组中的电流在绕组截面上不是均匀分布的,因此会发生集肤效应,导致绕组电阻要大于电流均匀分布时的电阻,计算时要乘上一个系数来增加电阻值:

$$P_{CUAD} = P_{CU} (K_F - 1) \quad (2)$$

其中, K_F 为电阻增加系数, P_{CUAD} 为漏磁场损耗。

谐波磁场所产生的损耗 P_{ZZ} 为:

$$P_{ZZ} = C_m I^2 R_{ZZ} \quad (3)$$

其中, C_m 为损耗系数,与定转子槽数比有关, R_{ZZ} 为谐波磁场引起的绕组电阻增加。

由于绕组的附加损耗计算比较复杂和困难,一般情况下对于中小型电机取输出或输入功率的一个百分数而不详细计算^[19]。

1.3 相关热学方程

热量传递主要有3种方式:热对流、热传导以及热辐射。在电磁搏动式血泵工作时,热量传递方式主要以热对流和热传导为主。其中,热对流主要发生在两部分:驱动装置外表面与空气之间的对流换热和血泵内部与血液之间的对流换热。驱动装置外表面与空气之间的对流换热属于静止表面对流换热问题,直接取自然空气对流换热系数即可。对于血泵内部与血液之间的对流换热系数,需要进行一定的计算。人体血液主要组成部分是红细胞,为了方

便分析和计算对流换热系数 h , 在相应的切应变条件下, 可以当作牛顿流体来研究, 血泵内血液对流可以看作无相变强制对流传热过程^[20-21]:

$$h = 0.027 \frac{\lambda}{d} \left(\frac{d\rho u}{\mu} \right)^{0.8} \left(\frac{C_p}{\lambda} \right)^{0.33} \left(\frac{u}{\mu_w} \right)^{0.14}$$

(4)

其中, λ 为流体导热系数, u 为流体流速, ρ 为流体密度, C_p 为流体的比容, μ 为流体粘度, μ_w 为接触表面温度下流体粘度, d 为血液流动管道内径。

对于热源, 前文已经分析过, 主要来自驱动线圈的损耗, 根据能量守恒原理, 驱动线圈的损耗等于驱动线圈产生的热量。而单位时间里, 单位体积热源所产生的热量即生热率 Q 为:

$$Q = \frac{P}{V}$$

(5)

其中, P 为物体热量损耗, V 为物体体积。

1.4 有限元分析方法

有限元分析法主要基于计算机模拟技术, 本文使用 ANSYS 进行有限元分析。ANSYS 是一款专业的标准分析软件, 可以用于模拟电磁场、温度场等多种物理现象^[22]。ANSYS 软件可以采用间接耦合场模拟、间接弱耦合和直接耦合 3 种耦合方法对各种物理场之间进行匹配模拟^[23]。本文使用间接耦合方法, 先求解电磁搏动式血泵的磁场, 将磁场分析结果作为载荷求解血泵的温度场。

2 仿真分析

2.1 电磁分析

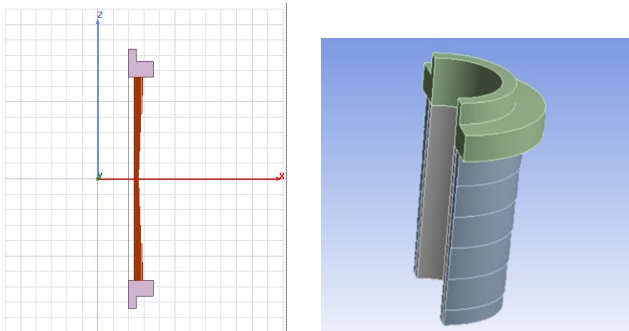
对于血泵的磁场求解, 本文使用 ANSYS 旗下的 Maxwell 软件。Maxwell 软件是建立在麦克斯韦方程基础上的电磁场分析软件, 它具有 Maxwell2D 和 Maxwell3D 两个部分, 前者是二维分析, 后者是三维分析^[24]。由于本文所研究的血泵是轴对称的, 因此可以用二维分析, 提高计算速度。仿真主要参数如表 1 所示, 仿真过程如下: (1) 设置求解器类型, Maxwell 的求解器有两大类型: 磁场和电场。两大类型下又细分了几种类型, 根据本文需要, 设置求解器为 EddyCurrent; (2) 建立模型设置材料, Maxwell 能与绝大部分 CAD 软件如 UG、SolidWorks 等接口来进行数据的交换和共享, 因此本文通过在 SolidWorks 中建立模型, 再导入 Maxwell 来进行分析, 由于进行电磁分析的目的是求出绕组损耗, 为之后的温度分析服务, 所以血泵模型只建立相关部分, 如图 3a 所示; (3) 设置激励, 由于 Maxwell 中可以直接进行线圈和绕组的设置, 因此建立模型时, 不用把绕组线圈完全建模出来, 方便了操作者, 此外还需要添加 Eddy effects (涡流效应); (4) 设置边界条件, 根据实际情况, 在模

型的计算域边界上设置边界条件 Balloon, 在 Maxwell2D 中, 会自动给对称边界上添加对称边界条件; (5) 网格划分, 本文采用自动网格划分; (6) 求解, 最后得出血泵绕组线圈损耗。

表 1 电磁仿真主要参数

Table 1 Main parameters in electromagnetic simulation

参数名称	材料/值
泵体材料	亚克力
法兰材料	不锈钢
输入电流	2.8 A
线圈直径	0.5 mm
泵体长度	132 mm
泵体内径	40 mm
血泵外径	58 mm
端盖最大外径	72 mm
端盖宽度	18 mm



a: 2D 模型 b: 四分之一模型

图 3 血泵 2D 及四分之一模型

Figure 3 2D and quarter model of the blood pump

2.2 热分析

ANSYS 热分析可以分为瞬态热分析和稳态热分析。同电磁分析过程差不多, ANSYS 的热分析包括建模、定义材料属性、网格划分等前期处理, 以及施加载荷和边界条件等求解过程以及查看结果等后处理步骤^[25]。建模过程和电磁分析过程一致, 不同之处在于, 由于热分析需要加上热传导、热对流等的面以及体单元, 所以需要使用三维模型进行分析。但是由于本文研究对象具有轴对称结构, 为了提高计算效率, 可以通过对模型进行 1/4 划分进行简化 (图 3b), 再对模型进行定义材料属性、网格划分等操作。主要相关材料属性如表 2 所示。网格划分同样采用自动化程度最高的网格划分。热载荷设置方式: 通过在电磁分析中得到的损耗值计算得

到生热率,添加到线圈绕组上。之后再定义相关边界条件,将固体与流体的边界设为对流,添加对流系数,与空气相接处的界面可以直接设置为 stagnant air-simplified case,之后再设置初始条件,如室温、运行时间等。最后得到在设定室温 25 ℃,血液 37 ℃ 的条件下,血泵运行半小时的温度云图,如图 4 所示。

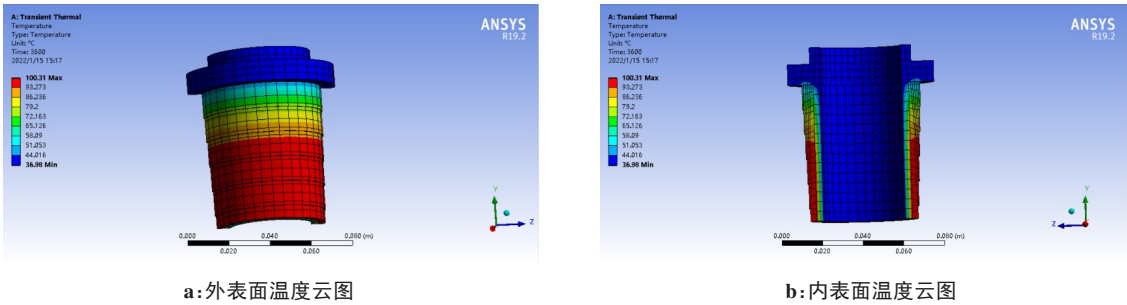


图4 温度云图
Figure 4 Temperature cloud maps

2.3 温度仿真结果分析

从温度云图(图4)以及血泵在工作时间内温度变化过程(图5),可知泵体血液接触面温度几乎不变,血泵最高温度在绕组区,绕组最高温度在 8 min 内从 25 ℃ 室温快速升到 100 ℃ 左右,最后维持不变,这是由于最后产热和散热会维持动态平衡,绕组温度沿着轴向降低,这是由于不锈钢端盖存在,帮助靠近端盖部分的绕组线圈散热;此外最低温度除了端盖部分就是血泵内部与血液接触的表面,可见血液的流动能带走一些泵体局部热量,帮助泵体散热,而且泵体所使用的 PMMA 材料导热性能较差,使绕组线圈产生的热量较少传递到与血液接触的表面。因此,从温度仿真结果角度考虑,本课题组设计的电磁搏动式血泵是可靠的,不会因为温度原因对血液成分造成破坏。但是由于绕组线圈温度在不断升高,要保证血泵能长时间正常工作,就需要对绕组线圈进行降温。

3 实验验证

为了验证仿真方法的可行性,本文通过实验验证。通过搭建血泵温升实验平台,利用红外测温枪对血泵样机进行温度检测。由于血泵内部温度检测不方便,实验测温对象是仿真中血泵绕组外表面最高温度区域,再考虑到安全性,以及尽量避免血泵样机破坏,本次实验只测量 5 min 内血泵绕组温度,主要实验条件为:环境温度 25 ℃,输入电流 2.4 A,通电时间 5 min,每隔 30 s 测一次。最后将实验条件输入仿真软件中,按照前文的方法进行仿真分析,最后得到结果如图6所示。从图

表 2 主要材料热学属性 Table 2 Thermal properties of main materials			
材料	导热系数/W·(m·K) ⁻¹	密度/kg·m ⁻³	比热/J·(kg·K) ⁻¹
亚克力	0.21	1 190	1 250
绕组线圈	6.5	8 400	395
空气	0.024 2	1.225	1 006.4
不锈钢	13.8	8 055	480

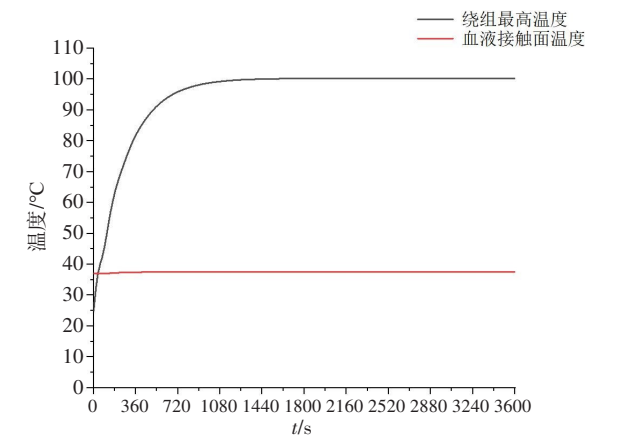


图5 温升曲线
Figure 5 Temperature rise curves

6可以观察到,仿真结果和实验结果趋势上是一致的,最大误差在 120 s 处,误差率约为 7.76%,相对较小,验证了本文研究方法的可行性。

4 结 论

本文主要采用有限元法,通过使用 ANSYS 软件中的电磁仿真模块以及热分析模块对电磁搏动式血泵温度场进行三维瞬态分析。首先理论分析确定血泵发热源,通过电磁仿真模块确定损耗,之后将损耗作为热源加载到热分析模块中进行求解并通过处理得到血泵的温度云图以及温升曲线。通过观察温度云图以及温升曲线,可以确定电磁搏动式血泵长时间运行,泵内与血液接触的表面温度变化不大,因此并不会对泵内血液

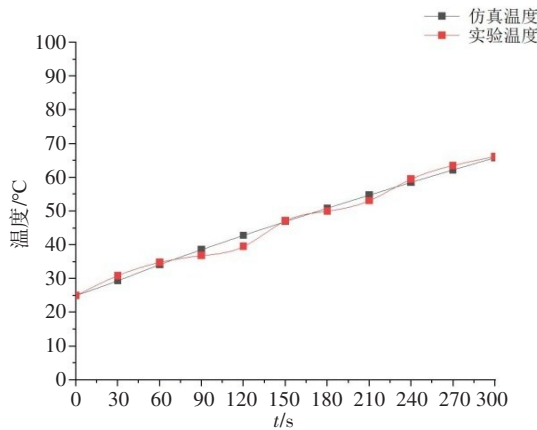


图6 仿真温度与实验温度

Figure 6 Temperatures obtained in simulation and experiment

造成破坏,血液流动还能带走一部分绕组线圈产生的热量,帮助散热,从温度角度确定了电磁搏动式血泵的可行性。此外,在进行电磁搏动式血泵温度场分析之后,可以确定如果要使血泵长时间工作需要,对绕组驱动装置进行降温措施,绕组线圈在工作开始的前8 min快速升温,在这段时间内即可开始实施降温方案,例如通过温度传感器检测绕组温度,当温度达到一定值时,开始运行冷却装置。最后,本文通过搭建测温平台,对血泵进行测温实验,对本文的仿真方法进行验证,最大误差率约为7.76%,证明了本文方法的可行性。

【参考文献】

- [1] 张岩,孙寒松,胡盛寿.左心室辅助血泵及其临床应用研究进展[J].中国胸心血管外科临床杂志,2017,24(2): 152-155.
Zhang Y, Sun HS, Hu SS. Research progress and clinical application of ventricular assist blood pump[J]. Chinese Journal of Clinical Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2017, 24(2): 152-155.
- [2] Jamieson RW, Friend PJ. Organ reperfusion and preservation[J]. Front Biosci, 2008, 13: 221-235.
- [3] 刘强,周健,臧旺福.心脏辅助装置体外模拟实验的研究[J].国际心血管病杂志,2012,39(6): 362-364.
Liu Q, Zhou J, Zang WF. Study on *in vitro* simulation experiment of cardiac assist device[J]. International Journal of Cardiovascular Disease, 2012, 39(6): 362-364.
- [4] 彭成江,张力,吉冰洋,等.体外循环搏动灌注对成人双瓣置换术患者脑氧代谢及肾功能的影响[J].岭南心血管病杂志,2020,26(5): 534-538.
Peng CJ, Zhang L, Ji BY, et al. Effects of pulsatile perfusion in adult patients with double valve surgery on the cerebral oxygen metabolism and renal function during cardiopulmonary bypass[J]. South China Journal of Cardiovascular Diseases, 2020, 26(5): 534-538.
- [5] Kawakami T, Takao H, Ichikawa C, et al. The impact of deformation of an aneurysm model under pulsatile flow on hemodynamic analysis [C]//2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2016: 2668-2671.
- [6] 赵举,杨九光,刘晋萍,等.搏动体外循环增加小儿脑氧供及改善组织微循环的临床研究[J].中国体外循环杂志,2011,9(3): 145-148.
Zhao J, Yang JG, Liu JP, et al. Clinical study of pulsatile cardiopulmonary bypass on increasing cerebral oxygenation and ameliorating tissue microcirculation in pediatric heart surgery[J]. Chinese Journal of Extracorporeal Circulation, 2011, 9(3): 145-148.
- [7] 刘肖,孙安强,占帆,等.动脉血流旋动原理在人造血管研制和血管移植术中的应用[J].医用生物力学,2010,25(5): 334-337.
Liu X, Sun AQ, Zhan F, et al. Clinical application of the swirling flow mechanism in arterial prostheses and bypasses[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2010, 25(5): 334-337.
- [8] Morgan JA, Stewart AS, Lee BJ, et al. Role of the Abiomed BVS 5000 device for short-term support and bridge to transplantation[J]. ASAIO J, 2004, 50(4): 360-363.
- [9] 魏朝富,杨石平.紧凑型轴流式血泵电机的设计与仿真[J].现代机械,2016(5): 61-64.
Wei CF, Yang SP. Design and simulation of the motor for compact axial-flow blood pump[J]. Modern Machinery, 2016(5): 61-64.
- [10] 俞晓青,丁文详,王伟,等.磁耦合驱动轴流式血泵的可行性研究[J].生物医学工程学杂志,2004,21(1): 131-133.
Yu XQ, Ding WX, Wang W, et al. Research on the feasibility of a magnetic-coupling-driven axial flow blood pump[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2004, 21(1): 131-133.
- [11] 杨剑,易定华,刘维永,等.电磁血泵的研制及体外模拟实验[J].第四军医大学学报,2002,23(16): 1446-1449.
Yang J, Yi DH, Liu WY, et al. Development and mock experiments of a small pushing-plate blood pump[J]. Journal of the Fourth Military Medical University, 2002, 23(16): 1446-1449.
- [12] 钱坤喜,曾培,茹伟民,等.无源磁浮人工心脏泵的改进型设计[J].生物医学工程学杂志,2002,19(4): 593-595.
Qian KX, Zeng P, Ru WM, et al. Improved design of permanent maglev impeller assist heart[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2002, 19(4): 593-595.
- [13] 张磊,葛斌,方旭晨,等.搏动式血泵的电磁驱动装置设计及可行性研究[J].生物医学工程研究,2018,37(4): 470-475.
Zhang L, Ge B, Fang XC, et al. Design and feasibility study of electromagnetic driving device for pulsating blood pump[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2018, 37(4): 470-475.
- [14] Araujo P, Bjørkkrjær T, Frøyland L, et al. Effect of storage time, temperature, antioxidant and thawing on fatty acid composition of plasma, serum and red blood cells-A pilot biobank study[J]. Clin Biochem, 2018, 52: 94-105.
- [15] 杨帆,云忠,胡及雨.轴流式血泵轴承基于血液损伤的温度场分析[J].中国医学物理学杂志,2019,36(8): 968-973.
Yang F, Yun Z, Hu JY. Blood damage-based temperature field analysis of axial flow blood pump bearing[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2019, 36(8): 968-973.
- [16] 胡及雨,云忠,向阔,等.轴流式血泵电机温度场分析及其对血液和组织的损伤[J].中国医学物理学杂志,2017,34(12): 1254-1260.
Hu JY, Yun Z, Xiang C, et al. Temperature field analysis for axial flow blood pump motor and damages of increased motor temperature to blood and tissue[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(12): 1254-1260.
- [17] 郭龙辉,张杰民,赵龙,等.一种新型可植入式磁悬浮离心血泵的温度场分析[J].生物医学工程研究,2010,29(3): 152-155.
Guo LH, Zhang JM, Zhao L, et al. Thermal analysis of a new implantable magnetic levitation blood pump[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2010, 29(3): 152-155.
- [18] 孟宏伟,魏永田,温嘉斌.电机内热交换[M].北京:机械工业出版社,1998.
Meng DW, Wei YT, Wen JB. Heat exchange in the motor[M]. Beijing: China Machine Press, 1998.
- [19] 刘卫国,李钟明.稀土永磁电机[M].北京:国防工业出版社,1998.
Liu WG, Li ZM. Rare earth permanent magnet motor[M]. Beijing: National Defense Industry Press, 1998.
- [20] 郭田华,王晓墨,许国良,等.工程传热学[M].武汉:华中科技大学出版社,2011.
Wu TH, Wang XM, Xu GL, et al. Engineering heat transfer[M]. Wuhan: Huazhong University of Science & Technology Press, 2011.
- [21] 解海卫,张艳,诸凯.血液对流换热的数值计算[J].计算物理,2009,26(6): 903-910.
Xie HW, Zhang Y, Zhu K. Convective heat transfer in blood vessels[J]. Chinese Journal of Computational Physics, 2009, 26(6): 903-910.
- [22] 黄劲刚,夏永洪,张景明.基于ANSYS软件的电机电磁场有限元分析[J].微特电机,2004,32(5): 12-14.
Huang SG, Xia YH, Zhang JM. The electromagnetic field finite element analysis base on ANSYS[J]. Small & Special Electrical Machines, 2004, 32(5): 12-14.
- [23] 廖才波,阮江军,逯怀东,等.油浸式变压器二维电磁-流体-温度场耦合分析方法研究[J].科学技术与工程,2014,14(36): 67-71.
Liao CB, Ruan JJ, Lu HD, et al. 2-D coupled electromagnetic-fluid-thermal analysis of oil-immersed transformer[J]. Science Technology and Engineering, 2014, 14(36): 67-71.
- [24] 陈新,张桂香.电磁感应无线充电的联合仿真研究[J].电子测量与仪器学报,2014,28(4): 434-440.
Chen X, Zhang GX. Co-simulation research based on electromagnetic induction of wireless power transfer[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2014, 28(4): 434-440.
- [25] 张朝晖.ANSYS 12.0热分析工程应用实战手册[M].北京:中国铁道出版社,2010.
Zhang CH. Thermal analysis engineering application handbook for ANSYS 12.0[M]. Beijing: China Railway Press, 2010.

(编辑:薛泽玲)