

文章编号:1004-7220(2019)02-0173-06

新型电磁搏动式血泵的实验研究

张磊¹, 方旭晨², 葛斌¹

(1.上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2.上海市杨浦区市东医院 危重医学科, 上海 200438)

摘要:目的 探究一种新型电磁搏动式血泵的动力输出性能及血液相容性。方法 首先通过建立理论模型对该血泵驱动力进行分析,并基于该模型计算出满足条件的实验驱动电压。设计体外模拟循环实验,对新型血泵的输出流量和输出压力特性及血泵的体外溶血性能进行初步实验研究。结果 实验测得当血泵后负荷为 73.5 mmHg (9.78 kPa, 1 mmHg=0.133 kPa)、驱动电压达到 35 V、搏动频率为 75/min 时,实际输出的流量为 3.18 L/min,可以提供高压 132 mmHg (17.56 kPa)、低压 66 mmHg (8.78 kPa)、平均压力 98 mmHg (13.03 kPa),体外实验标准溶血指数(normalized index of haemolysis, NIH)为(0.049 15±0.003 75) mg/dL。结论 该新型搏动式血泵能够满足离体器官灌注和体外循环短期辅助的临床要求,对体外循环血泵的发展具有重要意义。

关键词:搏动泵;电磁驱动;溶血实验

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.02.010

Experimental Study on a Novel Electromagnetic Pulsatile Blood Pump

ZHANG Lei¹, FANG Xucheng², GE Bin¹

(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of Critical Care Medicine, East City Hospital of Shanghai Yangpu District, Shanghai 200438, China)

Abstract: Objective To explore the power output and blood compatibility of a novel electromagnetic pulsatile blood pump. **Methods** First, a theoretical model was established to analyze the driving force of the blood pump, and the experimental driving voltage satisfying the conditions was calculated based on this model. Then, the output flow rate, output pressure characteristics and hemolysis performance of the new blood pump *in vitro* were preliminarily analyzed by simulated circulation experiments. **Results** The experimental result showed that when the pump load was 73.5 mmHg (9.78 kPa, 1 mmHg=0.133 kPa), the driving voltage was 35 V and the pulsation frequency was 75 beats/min, the flow rate of the pump was 3.18 L/min, producing high, low and average pressure of 132, 66, 98 mmHg (17.56, 8.78, 13.03 kPa), and the normalized index of haemolysis (NIH) *in vitro* was (0.049 15±0.003 75) mg/dL. **Conclusions** The new pulsatile blood pump can satisfy the clinical requirements for perfusion of isolated organs and short-term assistance of cardiopulmonary bypass, which is of great significance to the development of cardiopulmonary bypass blood pump.

Key words: pulsatile pump; electromagnetic drive; hemolysis test

收稿日期:2018-10-07; 修回日期:2018-11-10

基金项目:上海市大学生创新计划基金项目(2016118)

通信作者:方旭晨,副主任医师,E-mail:enjoyv6715@hotmail.com;葛斌,副教授,E-mail:gb13992@hotmail.com

随着生物医学工程技术的快速发展,血泵设备作为一种动力驱动被越来越多地运用在体外膜肺氧合(extracorporeal membrane oxygenation, ECMO)、体外循环(cardiopulmonary bypass, CPB)、机械灌注(machine perfusion, MP)以及器官保存等多个医疗领域^[1-2]。在驱动血液完成体外循环的过程中,根据回路中血液的输出的压力形式,可以将血泵分为搏动灌注泵与非搏动灌注泵。非搏动灌注泵目前使用最为广泛,常见的有滚柱泵、离心泵、轴流泵等。实验研究发现,相比非搏动式血泵,搏动式血泵不仅可以降低组织和器官内血清中缩血管物质的浓度,减轻血管内壁细胞的损伤,抑制肾脏血管过度收缩,还可以延长毛细血管前动脉开放时间,有利于脏器微循环,增加组织器官血供,改善组织及器官功能^[3]。

而血泵的压力输出形式主要由驱动方式决定,从血泵的发展之初至今已经历了3代更新与改进,血泵的驱动方式也由最初的气动、液动、旋转电机曲柄滑块驱动到直线电机驱动,再到目前较先进的磁驱动^[4]。每一种驱动都具备其优点和缺点。对于气动和液动而言,其最大的优点是较容易产生搏动压,但由于设备体积过于庞大,而逐渐被电机驱动所取代;对于旋转电机驱动而言,在稳定性与便携性方面有所提高,但是最大的弊端在于叶片高速旋转给血液造成的高剪切力或者泵头与泵管之间的挤压力,都会使血细胞发生破坏,从而导致不同程度的溶血^[5-6];随着电磁学技术的发展,电磁驱动凭借其非接触式驱动的特点被越来越多地应用到血泵领域。

本文设计了一种新型直流电磁线圈驱动搏动型心室辅助血泵^[7-8],该血泵通过驱动线圈产生周期交替的梯度磁场,驱动永磁块沿着驱动管腔作往复直线运动并输出搏动流。从驱动方式来看,该新型血泵摒弃了旋转电机的高速叶片,使用推板式驱动减小血液在驱动腔内的剪切应力,从而降低血液的溶血;从血液的输出压力来看,电磁线圈驱动滑块作往复运动,使血泵更容易形成符合生理的搏动流。基于此,本文从输出动力以及血泵的血液相容性两个方面,通过设计体外循环动力实验及溶血实验,研究血泵的输出动力性能及血液相容性。

1 材料与方 法

1.1 血泵结构及工作原理

基于本课题组设计的新型电磁搏动式血泵,主要包括驱动组件以及泵腔(见图1)。泵腔为透明有机高分子材质,外表面刻有刻度方便记录活塞行程。驱动组件包含有驱动线圈、永磁块、以及支撑架。驱动线圈设计为一种堆叠结构线圈,该线圈通电状态下能够产生驱动永磁块运动的梯度磁场。当驱动线圈按照设计进行通电,永磁块在驱动腔内能够实现左右平移滑动,并通过连接杆将动力传递至活塞。当活塞随着永磁块左右运动时,会使泵腔内产生正压或者负压,并在单向阀的配合作用下完成对血液的循环驱动。该泵采用双腔联合搏动泵血方式,能够一次性完成双路循环,提高了搏动泵的工作效率。泵的总长为300 mm,直径最大处为60 mm,其他规格参数如表1所示。

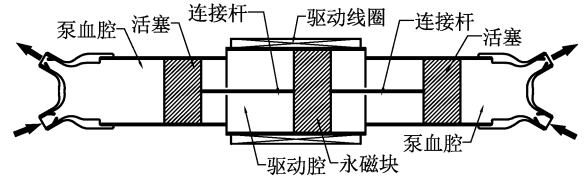


图1 电磁搏动式血泵结构

Fig.1 Structure of electromagnetically pulsating blood pump

表1 电磁搏动泵参数

Tab.1 Parameters of electromagnetic pulsating pump

名称	材料	参数
永磁活塞	汝铁硼	D50 mm×30 mm
驱动线圈	漆包铜线	导线直径 0.5 mm, 线圈内径 52 mm, 外径 59 mm, 电阻 11.2 Ω
连接杆	45#钢	D5 mm×100 mm
活塞	聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)	D30 mm×30 mm
容积腔	聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)	容积 50 mL

1.2 驱动力模型

取永磁滑块受驱动力向右运动时的驱动状态,建立驱动力计算模型(见图2)。其中螺线管被均匀分成 f 段和 f 层,并且层数自左向右逐层增加。将永磁块等效成为厚度忽略不计的表面螺线管^[9],通过其与驱动线圈之间的互感计算驱动线圈对磁铁动子的轴向驱动力。 Z_1 为驱动线圈长度, Z_2 为永磁体左端面距离线圈左端面的距离, H 为永磁体厚

度, R 为永磁体端面半径, R_1 、 R_2 分别为线圈内、外径。

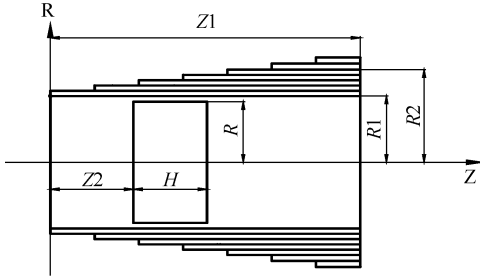


图2 磁力模型原理图

Fig.2 Schematic diagram of the magnetic force model

驱动线圈与磁体等效线圈之间的相互作用力 F 可以通过两者互感 M 计算得到^[10-11]:

$$F = I_1 I_2 \frac{\partial M}{\partial z} \quad (1)$$

式中: I_1 为永磁体等效电流; I_2 为驱动电流。分别对单层螺线管进行分析, 并将所得到的结果进行累加, 于是得到沿着 z 轴的互感为:

$$M(Z_2) = \sum_{i=1}^f \frac{f m_0 N_1 N_2 R}{4(R_2 - R_1) Z_1 H} \times \int_0^{\rho R_1 + di} \int_{R_1}^{\frac{1}{f} Z_1} \int_{Z_2}^{\frac{1}{f} Z_1 + Z_2 + H} \int_{\frac{1}{f} Z_1}^{\frac{1}{f} Z_1 + Z_2} \frac{r \times \cos q}{r_0^{\frac{1}{2}}} dr dz_1 dz_2 dq \quad (2)$$

式中: i 为螺线管的层数; d 为导线直径; r_0 为永磁体等效线圈微元与驱动线圈微元之间的距离, $r_0 = (z_1 - z_2)^2 + R^2 + r^2 - 2Rr \cos \theta$; μ_0 为真空磁导率; N_1 、 N_2 分别为永磁体等效线圈、驱动线圈匝数。根据文献[12]可知, 永磁体等效成螺线管满足

$$I_1 = \frac{HB_r}{N_1 \mu_0} \quad (3)$$

式中: B_r 为永磁体剩磁。结合式(1)~(3)可以得到电磁轴驱动力模型:

$$F(Z_2) = \sum_{i=1}^f \frac{f B_r N_2 I_2 R}{(R_2 - R_1) Z_1} \times \int_0^{\rho R_1 + di} \int_{R_1}^{\frac{1}{f} Z_1} \int_{Z_2}^{\frac{1}{f} Z_1 + Z_2 + H} \int_{\frac{1}{f} Z_1}^{\frac{1}{f} Z_1 + Z_2} \frac{r \times \cos q}{r_0^{\frac{3}{2}}} dr dz_1 dz_2 dq \quad (4)$$

1.3 血泵动力性能测试

参照文献[13]搭建实验台(见图3)。采用特制的聚乙烯无菌储血器(内含抗凝剂)和医用硅胶

(DG-5584100)循环管道。血液存放于储血器中, 储血器周围为恒温水浴锅(DZKW-D, 河北省航天仪器厂), 实验过程中始终恒温 37 ℃。血池底部装有 304 不锈钢(表面涂有抗凝剂)接口, 分别与泵的出入口连接。为了满足心室辅助过程中的最高要求, 设置后负荷为 73.5 mmHg (9.78 kPa, 1 mmHg = 0.133 kPa)。血泵驱动电源选用的是 GPS-4303C 型可调直流稳压电源。由于该泵的双回路压力对称, 实验中压力计(Siemens Sirecust 730, Siemens 公司, 德国)的管状探头置于血泵出口处, 对单边循环管路中的压力进行检测并记录。采用 MDO3012 型示波器(TeKtronix 公司, 美国)显示压力波形。

基于实验台对新型电磁搏动式血泵进行流量和压力性能测试, 参考人体正常血压设计血泵的輸出压力为 150 mmHg (19.95 kPa), 此时驱动线圈的轴向电磁驱动力应达到 14.13 N, 结合式(4)可以计算出血泵的驱动电压约为 35 V。因此, 实验中设置可调直流电源输出驱动电压为 20、25、30、35、40、45、50 V, 实验中通过示波器读取搏动压力波形, 通过压力传感器读取并记录血泵工作时输出的平均压力, 同时记录活塞行程并换算成血泵流量。

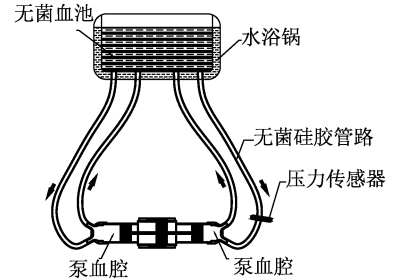


图3 体外溶血试验模拟

Fig.3 Simulation of the hemolytic test in vitro

1.4 血液相容性实验

基于上述实验台, 测试血泵的血液相容性, 血液来自血站废弃血液。共进行 10 组实验, 每组取血液 1.5 L, 并用 3.8% 枸橼酸钠 1:9 抗凝, 实验结束后将血液送至血站进行规范化销毁处理。实验中, 连接循环管路后排出管路中的空气, 减少因气泡导致的血细胞破坏。接通线圈电源, 启动血泵使血液在循环管道中运转, 设置恒温箱温度为 37 ℃。参照人体心率设置搏动频率为 75 搏/min, 线圈的驱动电压为 35 V。分别在实验开始后 30、60、90、120、150、180、210、240 min 时取血液样本, 每个样本

2 mL,利用 VARIANT II 型 HPLC 血红蛋白分析仪 (Bio-Rad 公司,美国) 以及 HPLC 试剂盒 (Bio-Rad 公司,美国),通过高效液相色谱法检测样本血浆中的游离血红蛋白 (free hemoglobin, FHB) 含量和红细胞压积 (hematocrit, Hct)。最后计算出血泵运转过程中的标准溶血指数 (normalized index of haemolysis, NIH)。

NIH 代表血泵在单位时间内泵出 100 L 压积标准化后血液中产生的 FHB 克数^[14], 计算公式为:

$$NIH = \Delta FHB \times V \times \left[\frac{100 - Hct}{100} \right] \times \left[\frac{100}{QT} \right] \quad (5)$$

式中: ΔFHB 为测试时间间隔内 FHB 的增量值, 单位 mg/dL; V 为总循环容量, 单位 L; Hct 为红细胞压积; Q 为血泵流量, 单位 L/min; T 为测试间隔时间, 单位 min。

2 结果

2.1 血泵性能测试结果

2.1.1 输出流量、压力与驱动电压的关系 由不同驱动电压条件下, 当血泵后负荷恒定为 73.5 mmHg (9.78 kPa)、搏动频率恒定为 75 搏/min 时, 血泵的输出压力和流量的关系可知, 输出压力随驱动电压的增大而增大, 且当驱动电压大于 40 V 时, 压力增量有所减缓; 当驱动电压在 35 V 以下时, 输出流量以恒定斜率上升; 当电压大于 35 V 时, 输出流量逐渐收敛于 3.5 L/min, 该收敛值由血泵的搏动频率与泵血腔容积决定 (见图 4)。

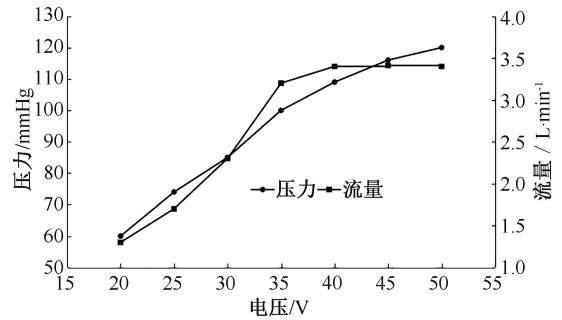


图4 驱动电压与流量、压力关系

Fig.4 Relationship between drive voltage and flow and pressure

2.1.2 搏动压力波形 图 5 记录了血泵在工作时循环回路中的搏动压力波形。新型血泵的实际输出高压 (收缩压) 为 132 mmHg (17.56 kPa)、输出低压 (舒张压) 为 66 mmHg (8.78 kPa)、平均压力 (平均动脉压) 为 98 mmHg (13.03 kPa)。横轴显示为示波器检测时间。

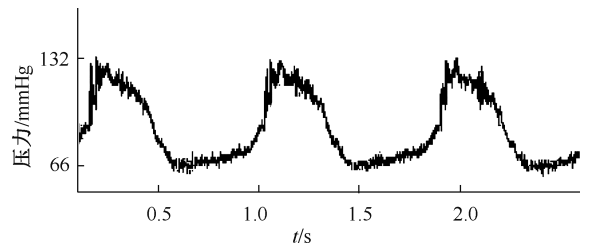


图5 压力波形

Fig.5 Blood pressure wave

2.2 体外溶血实验结果

体外溶血试验结果如表 2 所示。当驱动电压为 35 V 且频率为 75 搏/min 时, 输出流量为 3.18 L/min,

表2 体外溶血实验结果

Tab.2 Results of hemolysis in vitro

组别	HCT/%	NIH/(mg·dL ⁻¹)							
		30 min	60 min	90 min	120 min	160 min	180 min	210 min	240 min
1	38	0.044 4	0.049 7	0.047 8	0.049 7	0.053 8	0.050 4	0.056 0	0.051 1
2	35	0.048 5	0.049 2	0.045 3	0.052 1	0.048 6	0.054 7	0.052 2	0.050 3
3	36	0.047 2	0.052 4	0.043 8	0.053 0	0.047 9	0.052 7	0.049 8	0.049 6
4	34	0.046 8	0.050 9	0.047 7	0.049 3	0.045 2	0.055 7	0.052 0	0.048 6
5	35	0.051 5	0.050 7	0.043 0	0.055 8	0.051 6	0.055 1	0.051 9	0.052 4
6	35	0.044 5	0.048 5	0.047 6	0.056 7	0.049 1	0.051 1	0.050 6	0.049 7
7	37	0.049 9	0.053 0	0.046 2	0.055 1	0.048 0	0.054 8	0.051 4	0.051 9
8	39	0.048 6	0.053 3	0.044 6	0.050 6	0.048 2	0.047 3	0.055 6	0.044 9
9	39	0.047 0	0.054 3	0.043 0	0.053 6	0.050 9	0.052 8	0.049 1	0.056 2
10	40	0.047 7	0.048 3	0.044 5	0.053 3	0.048 6	0.050 0	0.053 2	0.054 3
平均	36.8	0.047 6	0.051 0	0.045 4	0.052 9	0.049 2	0.052 5	0.052 2	0.050 9

输出平均脉压约为 100 mmHg (13.3 kPa)。在 10 次实验中,每次分别在转泵前、转泵后 30、60、90、120、150、180、210、240 min 时取血样样本,测量血浆中 FHB 含量和 Hct。计算电磁搏动泵运转过程中的每次实验测得 NIH,最后得出总体 NIH = (0.049 15 ± 0.003 75) mg/dL。

3 讨论与结论

目前临床上应用较广的当属辊压泵、离心泵及轴流泵,例如 I-CP95 离心泵、MC-AP98 磁耦合离心泵、I-SP00 螺旋泵等。在驱动原理方面,血泵大多采用旋转电机驱动,辊压泵运行时由旋转电机通过传动装置驱动泵中心轴,从而带动滚轴在滚槽内挤压泵管从而产生推力;离心泵则主要通过安装在圆盘磁力耦合器之上的转子带动叶片或旋转椎体高速旋转推动血液沿切向运动^[15];轴流泵则通过电机驱动旋转叶片,利用旋转叶片的高速螺旋运动提供血液推动力。以上这些血泵在确保驱动力条件的同时,旋转电机的刚性传动以及高速运动不可避免地对血液造成一定程度的挤压或者剪切破坏。本文则基于一种直流线圈驱动永磁块直线运动的思路,研制出一款搏动型血泵。在工作过程中,血泵驱动螺线管通电产生梯度磁场推动永磁块做平移运动,通过泵腔内容积变化产生的压强驱动血液。其优势主要体现在:① 该血泵利用直流线圈产生磁场驱动永磁块,在保证驱动力的同时,由于非接触式磁驱动避免了对血液的刚性挤压,极大地减小了运动构件对血液的创伤;② 此类驱动方式通过控制活塞往复运动的频率和速度,更有益于形成符合生理的搏动流。

流量和压力实验结果表明,该血泵的输出压力取决于血泵的驱动电压,在一定范围内输出压力随驱动电压成正比,且比率较恒定;随着驱动电压的上升,活塞的驱动加速度和速度均上升,这使得活塞的运动阻力也相应增大,一定程度上限制了压力的上升,于是当驱动电压超过一定值(35 V)时,输出压力增加的幅度有所减缓。此外,血泵的输出流量主要取决于搏动频率及每搏输出量,实验中的血泵的泵血腔容积为 50 mL,于是当频率为 75 搏/min 时,输出流量趋近与 3.5 L/min,此时容积效率接近 93.3%。目前,使用较为广泛的离心泵最大流量基

本为 10 L/min;技术相对新颖的磁悬浮离心泵大部分流量可维持在 5 L/min 左右^[16];相比之下,本课题组所设计的血泵流量偏小,但已经满足体外循环短期辅助的要求。搏动压力实验结果表明,该血泵能够实际提供高压 132 mmHg (17.56 kPa)、低压 66 mmHg (8.78 kPa)、平均 98 mmHg (13.03 kPa) 压力,其最高压与设计标准 150 mmHg (19.95 kPa) 出现偏差,这主要是因为血泵工作过程中的动态损失,但该压力范围与正常成年人的动脉压高压 120 mmHg (15.96 kPa)、低压 80 mmHg (10.64 kPa)、平均 100 mmHg (13.3 kPa) 已比较接近,且搏动压差明显,能够满足设计要求。

血泵在临床应用中,对血液的破坏性是衡量任何一种人造循环辅助血泵的重要指标,人造血泵对血液的破坏主要是针对红细胞以及纤溶系统。研究表明,NIH 为 0.04~0.20 mg/dL 的血泵才具有较好的血液相容性能,才具有临床应用的可能性^[17-18]。本文所介绍的电磁驱动搏动式体外辅助血泵采用往复直线式驱动,溶血实验结果表明,NIH = (0.049 15 ± 0.003 75) mg/dL,满足血液相容性要求。并且,相对于 I-CP95 型离心泵 [NIH = (0.112 5 ± 0.015 7) mg/dL] 以及 II-AP97 型轴流泵 [NIH = (0.112 5 ± 0.015 7) mg/dL]^[19] 而言,该血泵在血液相容性方面有较大的改善。但对于国外较先进的 Baylor/NASA 轴流泵 (NIH = 0.018 mg/dL)^[17] 相比仍然具有一定的差距。

在后续研究中,首先对血泵泵头结构进行优化,尽可能避免由于结构导致的血液湍流和损伤;其次,由于目前本文仅针对血泵在体外循环中的表现,后续可进行相关的动物实验,测定全血条件下的血泵参数,以期更加真实衡量该血泵的性能指标;最后,将对血泵搏动性相关指标进行实验论证,以进一步优化血泵设计和输出特性,从而达到体外循环长期辅助的设计目标。

本文介绍了一款新型电磁驱动搏动式体外辅助循环血泵,并对该血泵的动力输出性能及血液相容性进行实验研究。研究表明,该血泵在动力输出以及血液相容性方面能够基本满足体外心室辅助临床要求。因此,本文基于的搏动式血泵在工作原理及磁驱动方面具有一定的研究价值,具有进一步优化的空间。

致谢:感谢上海市杨浦区中心血站为本实验提供废弃血液。

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.
- [2] JAMIESON RW, FRIENG PJ. Organ reperfusion and preservation [J]. *Front Biosci*, 2008, 13(13): 221-229.
- [3] VOIGT O, KAUFMANN F. Engineering and clinical considerations in pulsatile blood pump [M]//*Mechanical Circulatory Support in End-Stage Heart Failure*. Switzerland: Springer, 2017.
- [4] 韩元杰, 杨明. 搏动型血泵驱动系统的探讨[J]. 中国医疗器械杂志, 2009, 33(1): 1-6.
- [5] 胡卫, 肖颖彬. 微型体外循环应用的进展[J]. 重庆医学, 2009, 38(6): 711-713.
- [6] 吴广辉, 蔺嫦燕, 李冰一, 等. 自制轴流血泵溶血实验[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(5): 793-795.
- [7] 谭江浩, 葛斌, 方旭晨, 等. 磁耦合驱动搏动式血泵的可行性研究[J]. 医用生物力学, 2015, 30(5): 458-462.
- TAN JH, GE B, FANG XC, *et al.* Feasibility study on magnetic coupling-driven pulsate blood pump [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 458-462.
- [8] 张磊, 葛斌, 张少伟, 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.
- [9] BABIC S, SIROIS F, AKYEL C, *et al.* New formulas for mutual inductance and axial magnetic force between a thin wall solenoid and a thick circular coil of rectangular cross-section [J]. *IEEE T Magn*, 2011, 47(8): 2034-2044.
- [10] ROBERTSON W, CAZZOLATO B, ZANDER A. Axial force between a thick coil and a cylindrical permanent magnet: Optimizing the geometry of an electromagnetic actuator [J]. *IEEE T Magn*, 2012, 48(9): 2479-2487.
- [11] BABIC S, AKYEL C. Calculation of mutual inductance and magnetic force between two thick coaxial Bitter coils of rectangular cross section [J]. *IET Electr Power App*, 2017, 11(3): 441-446.
- [12] RAVAUD R, LEMARQUAND G, BABIC S, *et al.* Cylindrical magnets and coils: Fields, forces, and inductances [J]. *IEEE T Magn*, 2010, 46(9): 3585-3590.
- [13] 黄柅喻, 党维国, 陈琛, 等. 完全磁悬浮心室辅助装置的体外模拟循环系统实验研究[J]. 医用生物力学, 2017, 32(2): 174-180.
- HUANG ZY, DANG WG, CHEN C, *et al.* *In vitro* simulation experimental study of a fully magnetically levitated ventricular assist device based on mock circulatory system [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(2): 174-180.
- [14] MIZUGUCHI K, DAMM G, BENKOWSKY R, *et al.* Development of an axial flow ventricular assist device: *In vitro* and *in vivo* evaluation [J]. *Artif Organs*, 2010, 19(7): 653-659.
- [15] 路力军, 胡兆燕, 陈正龙, 等. 体外循环用血泵研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2012, 31(4): 433-439.
- [16] 刘京京, 葛斌, 陆通, 等. 短期辅助用直流电磁驱动搏动式血泵设计与测试[J]. 中国生物医学工程学报, 2018(1): 49-56.
- [17] BOCK E, ANTUNES P, LEO T, *et al.* Implantable centrifugal blood pump with dual impeller and double pivot bearing system: Electromechanical actuator, prototyping, and anatomical studies [J]. *Artif Organs*, 2011, 35(5): 437-442.
- [18] 李冰一, 蔺嫦燕, 姜以岭, 等. 三种叶片式血泵的体外溶血试验研究[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(3): 212-214.
- [19] TANSLEY GD, COOK MC, WOODARD JC. Axial flow blood pump: USA, US7798952 [P]. 2010.