

搏动式电磁血泵电控系统的研究

陆通¹ 葛斌¹ 刘京京¹ 张少伟¹ 伍进平¹ 张宸²

摘要 本文旨在提出一种搏动式电磁血泵电控系统,使其能够保证血泵工作的稳定性和动力的充足性。论文首先根据电磁血泵的结构设计建立原理模型,计算模型结构的磁力以及泵血的驱动力等参数。通过理论计算确定电流大小与磁力的正比关系,结合由人体血压正常值确定的合力为 1.383 N,确定工作电流大小为 1.5 A。其次利用 Proteus 软件设计单片机控制电路,利用控制电路、加速度传感器和示波器等设备搭建实验台,并进行空载状态下的实验去确定磁体在血泵磁场中受力与运动的状况,以及磁体的加速度波形与通断电的关系。通过依次确定线圈 L1、L4,线圈 L2、L3,线圈 L3、L4 的工作时间分别为 0.1 s, 0.03 s, 0.01 s,得到磁体单向运动时间,根据运动的对称性确定运动周期从而达到设计目的。该血泵具有重要的应用前景,尤其对替代目前临床 ECMO (Extracorporeal membrane oxygenation) 设备的血泵装置意义重大。

关键词 搏动式血泵,磁力,电控系统,过程控制

引用格式 陆通,葛斌,刘京京,张少伟,伍进平,张宸.搏动式电磁血泵电控系统的研究.自动化学报,2019,45(7):1392-1400

DOI 10.16383/j.aas.2018.c170348

The Study for Electric Control System of Electromagnetic Pulsate Blood Pump

LU Tong¹ GE Bin¹ LIU Jing-Jing¹

ZHANG Shao-Wei¹ WU Jin-Ping¹ ZHANG Chen²

Abstract To design an electric control system of electromagnetic pulsate blood pump and to verify its stability and power as it works. The principle model was established firstly, based on the structure design of this kind of blood pump to ensure parameters, such as the magnitude of the magnetic force and the driving force to pump blood. The magnetic force is proportional to the current. The resultant force of blood pump was calculated about 1.383 N as it works normally. The working current of the pump was ensured 1.5 A. Proteus was used to design extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) MCU controller circuit then. Acceleration sensor, oscilloscope, and other equipment are used to do experiments in no-load condition, to obtain the force and motion state of the slider and the condition of coils and the acceleration waveforms. The working times were 0.1 s, 0.03 s, 0.01 s as the working sequences of coils were L1 and L4, L2 and L3, L3 and L4, respectively. The time of its half-period was obtained, so was the whole term according to the symmetry of the work. The pulsate blood pump driven by direct-current electromagnetism reached the clinical requirement of extracorporeal membrane oxygenation, and the design was significant to the development of extracorporeal circulation blood pump.

Key words Pulsate blood pump, magnetic force, electric control system, process control

Citation Lu Tong, Ge Bin, Liu Jing-Jing, Zhang Shao-Wei, Wu Jin-Ping, Zhang Chen. The study for electric control system of electromagnetic pulsate blood pump. *Acta Automatica Sinica*, 2019, 45(7): 1392-1400

急性呼吸窘迫综合征 (Acute respiratory distress syndrome, ARDS) 是临床上比较常见的呼吸衰竭危急重症,表现为顽固性低氧血症、进行性加重的呼吸困难和呼吸窘迫,病人死亡率高^[1-2]。体外膜肺氧合 (Extracorporeal membrane oxygenation, ECMO) 技术作为 ARDS 重要的体外循环辅助治疗方式,可以有效纠正低氧血症,同时避免呼吸机相关性肺损伤^[3-4]。

ECMO 包括泵血装置和氧合装置。目前 ECMO 使用的血泵有滚压泵和离心泵,滚压泵可提供搏动的血流,但由于其产生的压力极高,造成了较高的溶血性;而离心泵^[5-6]具有对血液破坏相对较小,安全性高等特点,但在其使用过程中又有其维护价格昂贵、对人员操作技术要求高等问题;由于尺寸、能耗和稳定性以及可植入方面的优势,轴流式血泵^[7-8]目前成为国内外研究的热点。由于以上血泵只能实现血液的一端进一端出,而不能模拟心脏左右两房泵血;驱动方式均为电磁力矩的旋转驱动,流场会产生非生理性的流动及对血细胞的剪切应力^[9],因此研究倾向于左心室辅助装置方向。

本文所设计的血泵基于磁体-线圈结构,通过理论计算与实验得到该结构应产生的动力大小,并由此确定工作电流大小;根据输出电流的要求来计算和设计控制电路,并提出一种用于搏动式电磁血泵的电控系统。利用控制电路、加速度传感器和示波器等搭建实验台,对空载状态下血泵的工作性能进行测试,验证该设计方案的可行性,为改进该血泵控制系统的方案和调整提供基础。本文的主要贡献和创新工作总结如下:

- 1) 通过力学分析计算与实验,得到不同参数下磁体-线圈结构磁力与两者距离的关系曲线以及各因素对磁力影响的显著性,并利用分析结果确定血泵的基本工作参数。
- 2) 根据血泵工作基本参数确定控制电路的输出电流值,并设计控制电路。
- 3) 通过一系列实验得到血泵工作时间与加速度波形参数,利用上述参数设计程序验证血泵工作的稳定性与连续性。

1 搏动式血泵驱动的描述

1.1 血泵原理

本文所设计的搏动式电磁血泵由类似于心脏房室的血泵腔体、用于搏动的磁体以及为磁体运动提供磁场的线圈组组成,各线圈依次紧密排列;腔体被磁体分割成两个独立空间(类似于心脏的左右房室);磁体位于腔体内,当磁体磁场方向与线圈磁场方向相同时磁体将受吸力,而静止磁体的两极在磁场中受力不平衡时,磁体将沿着合外力方向运动。此血泵即利用磁体往复运动挤压腔体内的血液实现泵血的功能。原理图如图 1 所示,图中 1 为出入口;2 为线圈;3 为磁体;4 为泵体。

1.2 力学模型建立

对于计算磁体-线圈模型之间的磁力,国内一般采用有限元法得到^[10];对于外文文献^[11-12],Robertson 等总

gram

本文责任编辑 贺威

Recommended by Associate Editor HE Wei

1. 上海理工大学医疗器械与食品学院 上海 200093 2. 上海理工大学光电信息与计算机工程学院 上海 200093

1. School of Medical Instrument and Food, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093 2. School of Optional-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093

收稿日期 2017-06-22 录用日期 2017-09-23

Manuscript received June 22, 2017; accepted September 23, 2017

上海市大学生创新创业训练计划 (SH2016118) 资助

Supported by Shanghai College Students Innovative Training Pro-

结的方法主要包括: “Filament method (线等效法)”、“Shell method (面等效法)”以及“Integral method (积分法)”等方法. 由于本文是磁体与线圈之间的作用力, 而对于沿轴向磁化均匀的圆柱形磁体, 可等效为相同体积的薄线圈, 因此利用“Filament method”的方法, 可将磁体和线圈等效为同形状无限薄的环电流. 对于磁体的等效电流^[12]如式(1); 对于线圈的电流 I_2 由稳压电源决定, 因此磁体-线圈模型可以等效为双线圈结构.

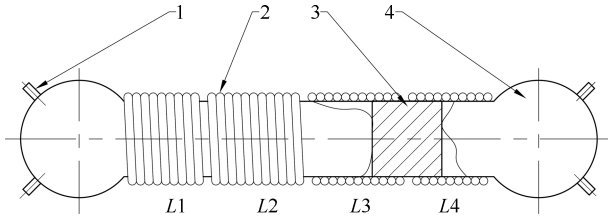


图 1 血泵工作原理图
Fig. 1 Working principle of blood pump

$$I_1 = \frac{2a_2 B_r}{N_1 \mu_0} \quad (1)$$

2 血泵驱动的力学设计

2.1 磁力理论与推导

磁力可以由载流线圈之间的互感系数求得^[13], 之间的关系如式(2): $I_1 I_2$ 分别为永磁体等效电流和线圈载流, z_Q 为广义坐标, 由于两等效线圈为同轴位置, 所以只需考虑力的轴向分量^[14].

$$F = I_1 I_2 \frac{\partial M}{\partial z_Q} \quad (2)$$

根据图 2 的两等效线圈, 其互感方程如式(3)所示^[13-14].

$$M = \frac{\mu_0 N_1 N_2 \int_0^\pi \int_{R_1}^{R_2} \int_{R_3}^{R_4} \int_{z_1}^{z_2} \int_{z_3}^{z_4} \frac{\cos \theta r_1 r_2 dr_1 dr_2 dz_1 dz_2 d\theta}{r_Q}}{4(R_2 - R_1)(R_4 - R_3)a_1 a_2} \quad (3)$$

式中, $r_Q = \sqrt{(z_1 - z_2)^2 + r_1^2 + r_2^2 - 2r_1 r_2 \cos \theta}$

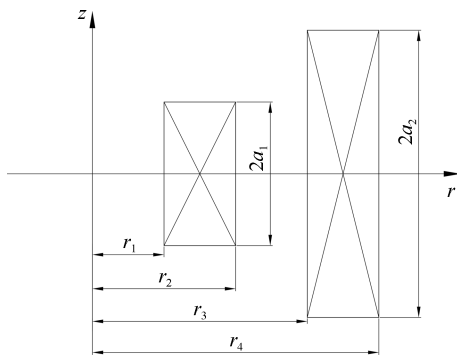


图 2 双线圈模型
Fig. 2 Twin-solenoids model

此时的磁力:

$$F = \frac{\mu_0 I_1 I_2 N_1 N_2}{(R_4 - R_3)(R_2 - R_1)(z_2 - z_1)(z_4 - z_3)} \times$$

$$\int_0^\pi \int_{R_1}^{R_2} \int_{R_3}^{R_4} \int_{z_1}^{z_2} \int_{z_3}^{z_4} \frac{(z_2 - z_1)r_1 r_2 \cos \theta}{r_Q^3} dr_1 dr_2 dz_1 dz_2 d\theta \quad (4)$$

式中, $r_Q = \sqrt{(z_1 - z_2)^2 + r_1^2 + r_2^2 - 2r_1 r_2 \cos \theta}$

当图 2 的线圈均为薄线圈时, 式(3)可简化为:

$$M = \frac{\mu_0 N_1 N_2 R_1 R_3}{4a_1 a_2} \int_0^\pi \int_{z_1}^{z_2} \int_{z_3}^{z_4} \frac{\cos \theta}{r_Q} dz_1 dz_2 d\theta \quad (5)$$

式中, $r_Q = \sqrt{(z_1 - z_2)^2 + R_1^2 + R_2^2 - 2R_1 R_2 \cos \theta}$

取: $a_{11} = a_2 + a_1$; $a_{22} = a_2 - a_1$; $z_{11} = (z_2 + z_1)/2$; $z_{22} = (z_3 + z_4)/2$; $z_Q = |z_{22} - z_{11}|$, 利用第一、第二类椭圆积分以及 Heuman's Lambda 函数可得到式(6)解析形式^[15-16]:

$$F = \frac{N_2 I_2 B_r}{8a_1} \sum_{n=1}^4 (-1)^n P_n \quad (6)$$

式中

$$P_n = \frac{t_n k_n}{\sqrt{R_1 R_2}} \left[\frac{t_n^2}{k_n'^2} E(k_n) - (4R_1 R_2 + t_n^2) K(k_n) \right] + \pi \operatorname{sgn}(t_n) |R_2^2 - R_1^2| [1 - \Lambda_0(\varepsilon_n, k_n)] + \frac{|R_2 - R_1| |R_2^2 - R_1^2| k_n^3 |t_n| \operatorname{sgn}(t_n)}{2R_1 R_2 k_n'^2 \Delta} \times [E(k_n) - K(k_n) k_n'^2 \sin^2 \varepsilon_n] - \frac{|R_2^2 - R_1^2| k_n'^2 |t_n| t_n}{2R_1 R_2 k_n'^2 \Delta} [E(k_n) - K(k_n)] \sin \varepsilon_n \cos \varepsilon_n$$

$$k_n = \sqrt{\frac{4R_1 R_3}{(R_1 + R_3)^2 + t_n^2}}, \varepsilon_n = \sin^{-1} \sqrt{\frac{1-h}{1-k_n'^2}}$$

$$h = \frac{4R_1 R_3}{(R_1 + R_3)^2}, k_n'^2 = 1 - k_n^2, \Delta = \sqrt{1 - k_n'^2 \sin^2 \varepsilon_n}$$

$$t_1 = z_Q + a_{11}, t_2 = z_Q + a_{22}$$

$$t_3 = z_Q - a_{11}, t_4 = z_Q - a_{22}$$

2.2 磁力正交实验

为设定血泵各参数的值, 将各因素实验水平的顺序进行随机处理, 如下表并进行正交实验.

表 1 磁力实验的因素水平
Table 1 Levels of magnetic test factors

水平	因素符号	线圈长度 (m) H	磁体长度 (m) h	线圈外径 (m) R_2	线圈匝数 N
1		0.01	0.04	0.0282	90
2		0.03	0.03	0.02	360
3		0.02	0.01	0.0323	180
4		0.04	0.02	0.0241	720

正交表 $L_{16}(4^5)$ 设计如下:

根据正交实验的结果, 绘制磁力随各因素变化的趋势图如图 3.

利用 SPSS 软件进行正交实验结果的方差分析如表 3, 由表 1 可以看出显著性顺序由大到小依次为: 线圈匝数、线圈长度、磁体长度、线圈外径.

表2 磁力实验结果及极差分析
Table 2 Magnetic test result and range analysis

实验号	列号	1	2	3	4	5	磁力 (N)
因素	线圈长度	磁体长度	线圈外径	线圈匝数			
1	1	1	1	1	1	1	3.518
2	1	2	2	2	2	2	16.566
3	1	3	3	3	3	3	3.249
4	1	4	4	4	4	4	26.327
5	2	1	2	3	4	4	4.423
6	2	2	1	4	3	3	15.090
7	2	3	4	1	2	2	1.237
8	2	4	3	2	1	1	6.026
9	3	1	3	4	2	2	19.538
10	3	2	4	3	1	1	5.271
11	3	3	1	2	4	4	5.721
12	3	4	2	1	3	3	2.558
13	4	1	4	2	3	3	6.774
14	4	2	3	1	4	4	1.443
15	4	3	2	4	1	1	8.647
16	4	4	1	3	2	2	2.611
k_1		12.4151	8.5633	6.7352	2.1885	5.8658	
k_2		6.6939	9.5928	8.0486	8.7721	9.9879	
k_3		8.2721	4.7133	7.5639	3.8886	6.9177	
k_4		4.8689	9.3805	9.9021	17.4007	9.4786	
R		7.5463	4.8795	3.1669	15.2122	4.1221	

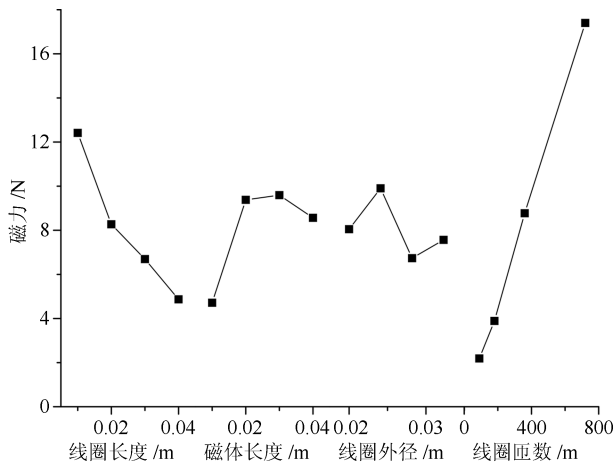


图3 磁力随各因素变化的趋势图
Fig. 3 Line chart of magnetic force variation with various factors

表3 正交实验结果方差分析
Table 3 Variance analysis of orthogonal test

来源	第 III 类平方和	df	平均值平方	F	显著性
模型	1 806.594 ^a	13	138.969	8.797	0.049
线圈长度	124.247	3	41.416	2.622	0.225
磁体长度	62.188	3	20.729	1.312	0.414
线圈外径	21.578	3	7.193	0.455	0.733
线圈匝数	558.522	3	186.174	11.785	0.036
误差	47.395	3	15.798		
总计	1 853.988	16			

a: R 平方 = 0.974 (调整的 R 平方 = 0.864)

2.3 力学分析

根据显著性分析结果, 选取永磁体为圆柱形 N35 的烧结钕铁硼磁铁, 直径 $\phi 35\text{ mm}$, 厚度 $h = 2a_2 = 20\text{ mm}$; 线圈宽度为 $L_{N_2} = 20\text{ mm}$, 线圈厚度为 2 层, 漆包线厚度为 $\phi 0.41\text{ mm}$, 作为薄壁螺线管处理 $R_3 = R_4$, 正常成年人^[10] 平均动脉压正常值为 $70 \sim 105\text{ mmHg}$, 则计算产生此压强的血压需 $F_0 = 1.13\text{ N}$. 根据国家标准, 体外循环设备主动脉搏供血时使用管路内径为 $3/8\text{ in}$, 即 9.525 mm , 因此血液阻力 $F_1 = 0.097\text{ N}$, 而磁体的摩擦系数 μ 约为 $0.01 \sim 0.001$, 取摩擦力 $F_2 = 0.02\text{ N}$. 为满足安全需求, 取安全系数为 2 并取整, 得到 $F_1 = 0.2\text{ N}$, $F_2 = 0.05\text{ N}$, 则所需平均驱动力 $F = F_0 + F_1 + F_2 = 1.383\text{ N}$. 利用 Mathematica 绘制不同电流下磁力随距离变化的图像如下图所示.

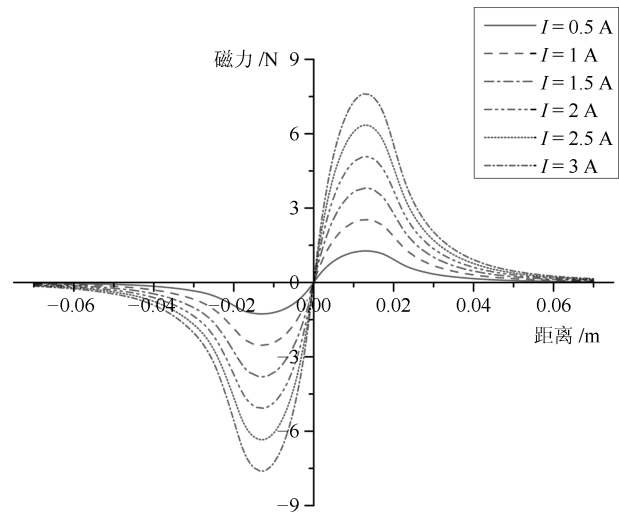


图4 磁力-距离关系图
Fig. 4 The relationship between magnetic force and distance

当线圈与磁体的距离为 $z_Q = 0.02\text{ m}$, 即线圈与磁体刚好接触时, 利用式 (6) 计算磁体与线圈之间的磁力, 磁体受力理论值与磁体所受力实际值及摩擦力如表 4 和表 5 所示. 载流线圈各匝的磁通总和为称为磁链 Ψ , 理论上若 N 匝线圈的磁通均为 Φ , 则磁链 $\Psi = N\Phi$. 然而各交链的磁通不一定完全相同^[17], 因而影响磁链 Ψ 值; 同时线圈通电产生的热量, 磁体本身的表面处理等都会对作用力产生影响. 利用测力计和血泵实验平台测量实际值: 首先用测力计测得泵体固定时, 磁体在缓慢滑动的情况下摩擦力的大小. 设定磁体在线圈 L_1 处于受力平衡的位置, 为磁体向线圈 L_2 运动的初始位置. 线圈 L_2 通电待磁体稳定后, 用测力计测其初始位置时拉力大小.

表4 当 $z_Q = 0.02\text{ m}$ 时不同电流产生的磁力
Table 4 Different magnetic force caused by different current when $z_Q = 0.02\text{ m}$

F (N)	I (A)					
	0.5	1	1.5	2	2.5	3
$z_Q = 0.02\text{ m}$	0.93	1.86	2.79	3.71	4.64	5.56

从图 3 可以看出, 磁体与线圈之间的磁力与线圈电流大小以及两者之间的距离有明显关系, 当两者距离从 0 开始逐渐增大, 磁力先增大后减小. 在磁力增大过程中, 增长率随距

离的增大而减小; 在减小过程中, 衰减率随距离的增大先增大后减小。

表 5 在不同电流下实际测得磁力及磁体所受摩擦力

Table 5 Different magnetic force caused by different current and the friction on permanent magnet slider

F (N)	I (A)				F_f
	1	1.5	2	2.5	
1	1.35	2.26	3.35	3.81	0.35
2	1.39	2.19	3.19	3.81	0.35
3	1.37	2.28	3.1	3.8	0.21
4	1.32	1.95	3.25	3.75	0.34
5	1.41	2.1	3.21	3.74	0.22
6	1.37	1.97	3.15	3.76	0.25
7	1.35	2.28	3.35	3.67	0.19
8	1.41	2.1	3.26	3.9	0.38
9	1.36	2.15	3.35	3.65	0.35
10	1.35	2.12	3.21	3.71	0.34
11	1.45	2.28	3.36	3.95	0.25
12	1.32	1.95	3.15	4.15	0.36
13	1.39	1.95	3.21	3.76	0.25
14	1.36	2.15	3.35	3.75	0.37
15	1.41	2.14	3.3	3.9	0.2
16	1.35	2.09	3.15	3.87	0.34
17	1.31	2.09	3.4	3.75	0.35
18	1.36	2.16	3	3.85	0.25
19	1.38	2.28	3.29	3.79	0.2
20	1.35	2.1	3.25	3.71	0.34

结合上图的趋势从表 4 可知, 当电流 $I \leq 0.5$ A 时, 计算所得线圈与磁体在设定位置力不大于 0.93 N, 因而小于血泵正常工作所需要的力; 而当 $I \geq 3$ A 时, 计算所得的磁力将超过 5.56 N 明显大于 1.383 N 超过工作要求。

从表 5 可知, 实验测得磁体所受磁力略小于理论计算值, 磁体在腔体内的摩擦力略小于电流为 0.5 A 时的理论值, 因此选 1.5 A 电流可保证血泵工作充足的动力性。

3 血泵驱动的电学设计

3.1 控制电路理论设计

搏动式电磁血泵驱动系统电路框图如图 5。系统通过单片机将信号经转换电路将数字信号转换为模拟信号, 经同相比例运算电路和达林顿管组成的放大电路向线圈输出, 由继电器控制线圈的工作顺序实现泵血的功能。

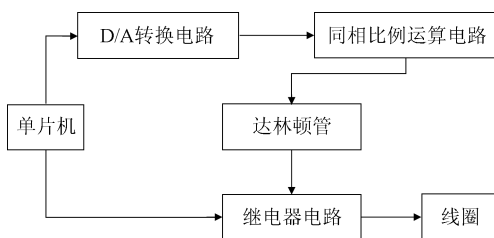


图 5 实验原理图

Fig. 5 Schematic diagram of experiment

控制电路如图 A1 所示, 电路采用单片机 ($U1$) 为 AT89C52^[18], D/A ($U2$) 转换采用 DAC0832 芯片^[19-20], 此八位芯片可根据需要输出 0x00~0xFF 的不同大小电流。单片机 P0 口作为通用 I/O 口与 DAC0832 芯片的输入端 DI0~DI7 相连, 采用直通方式, 通过运算放大器^[21] LM324 ($U3A$) 输出电压信号。

$$U_{OUT} = \frac{RV1 + RV2}{RV1} U_{IN} \quad (7)$$

D/A 转换后串联同相比例运算电路^[18] 和达林顿管 TIP142^[22] (同相比例运算电路由 $U3B$, 可调电阻 $RV1$, $RV2$ 组成, $R_{RV1} = 10$ k Ω , $R_{RV2} = 20$ k Ω) 的局部电路如图 A2。由式 (7) 可得同相比例运算电路放大的比例为 3 倍, 即电压输出 $U_{OUT} = 15$ V。由于达林顿管由两个三极管串联得到, 因此可以估算其输出电流: 在理想状态下, $V_{BB} = U_{OUT} = 15$ V, $V_{CC} = 15$ V, $V_{BE} = 1.4$ V, 可以求的 $V_{EE} = 13.6$ V, 根据式 (8) 可以估算出状态下的电流大小为 $I_E = 3.16$ A。

$$I_E = \frac{V_{EE}}{R} \quad (8)$$

使用继电器^[23] ($RL1$, $RL2$) 控制血泵电磁线圈 ($L1 \sim L4$) 的通电顺序, 继电器为低电平触发, 由单片机通过经 P2.6, P2.7 口控制。血泵的继电器分为两组, 线圈 $L4$, $L2$ 分别接继电器常闭和常开触点, 为第一组; 线圈 $L1$, $L3$ 分别接继电器常闭和常开触点, 为第二组, 运用 Proteus 软件绘制电路图并仿真得到输出电流的大小。

3.2 控制原理

单片机发出的信号控制继电器触点切换实现工作线圈的切换, 由于在泵血时需要保证对血液应产生足够的压力, 即要求泵体内部的磁体保持运动的连续及相对恒定的加速度, 因此血泵空载时磁体需做加速运动, 磁体经过各个线圈的时间各不相同。

在单片机控制系统中程序由 C 语言编写, 主要包括主程序和定时器程序。

主函数用于: 1) 完成各种设置 (如设置堆栈和单片机初始化等工作); 2) 通过定时器程序控制继电器^[23] 触点开闭工作的时间间隔以切换线圈组及控制线圈的工作时间; 3) 通过向 D/A^[19-20] 转换器输出的数字量以控制该系统的输出值。

定时器函数主要用于设置定时时间, 主函数通过循环运行若干次定时器函数实现对电路中元件运行时间的控制。由于磁体在运动过程中做加速运动, 因此定时器控制时间的参数需经过实验获得。

4 电控实验

血泵实验平台包括控制电路部分、泵体部分和测试部分。控制电路部分和泵体部分如上文所述, 测试部分包括加速度传感器和示波器等。本实验用于获取泵体部分的工作参数, 包括血泵线圈的电阻值、磁体在磁场中运动状态与加速度波形的关系。

4.1 线圈的参数实验与仿真

取电源的输出电流为 0.5~3 A, 间隔 0.1 A 分别向各个线圈通电 20 次, 读取电压值并求得平均数, 各线圈电压结果如表 6。利用欧姆定律求的各线圈阻值的平均数分别为: $R_{L1} = 2.2$ Ω ; $R_{L2} = 2.1$ Ω ; $R_{L3} = 2.0$ Ω ; $R_{L4} = 2.1$ Ω 。

根据线圈的电阻参数设置 Proteus 软件电路图的阻值, 设置同相比例运算电路的可调电阻 $R_{RV1} = 10\text{k}\Omega$, $R_{RV2} = 20\text{k}\Omega$. 运行 Proteus 仿真电路, 仿真显示线圈通过的最大电流为 3.12 A, 明显大于 1.5 A 满足磁力计算的电流值.

4.2 磁体的加速度波形实验

连接设备如图 A3, 取工作电流为 1.5 A 以保证磁力. 当磁体处于初始位置, 将线圈 $L2$ 接入稳压电源, 示波器 A, B 端口分别接加速度传感器和线圈, 此时磁体运动受力而产生的加速度状态可由加速度传感器输出反映. 示波器横轴为时间轴, 磁体运动加速度波形的持续时间由横轴读取; 纵轴为电压轴, 示波器加速度电压输出信号. 根据图 6(a) 示波器显示, 图中图线 1 为加速度波形, 图线 2 为参考电压; 第一段正向波段即为磁体单向运动时间, 从图中可以读出磁体起始加速时间约为 0.1 s. 由此编写程序: 设置通电时间为 0.1 s, 间隔时间为 10 s, 启动单片机后预留 10 s 准备时间. 工作 0.1 s 断电后, 磁体做减速运动直到速度减为 0. 过程中, 磁体从线圈 $L1$ 的位置运动到线圈 $L3$ 的位置. 图 6(b) 正向波形为加速持续时间 0.1 s 信号, 负向波形为减速波形.

表 6 血泵线圈通过电流与电压关系

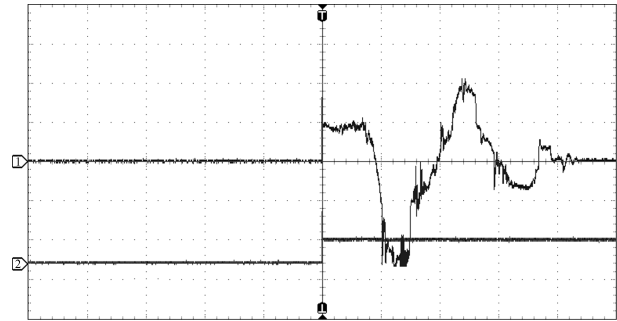
Table 6 The relationship between current and voltage of blood pump coils

I (A)	U (V)			
	U_{L1}	U_{L2}	U_{L3}	U_{L4}
3	6.7	6.4	6.2	6.5
2.9	6.6	6.3	6.1	6.2
2.8	6.5	6.1	5.9	6.2
2.7	6.5	5.9	5.7	6
2.6	6.1	5.6	5.5	5.8
2.5	5.8	5.6	5.4	5.6
2.4	5.5	5.4	5.2	5.4
2.3	5.4	5.2	5	5.3
2.2	5.1	5.1	4.8	5.1
2.1	5	4.9	4.7	4.8
2	4.5	4.8	4.5	4.4
1.9	4.4	4.6	4.2	4.3
1.8	4.1	4.3	3.9	4
1.7	3.9	4	3.7	3.9
1.6	3.6	3.8	3.5	3.8
1.5	3.4	3.5	3.4	3.6
1.4	3.2	3.4	3.1	3.1
1.3	3.2	3.4	2.8	3
1.2	2.7	3.1	2.5	2.7
1.1	2.5	2.8	2.1	2.6
1	2.2	2.5	1.9	2.5
0.9	2	2.2	1.6	2.2
0.8	1.8	1.9	1.3	1.9
0.7	1.6	1.7	1.2	1.5
0.6	1.3	1.4	1	1.2
0.5	1.1	0.8	0.9	1.1

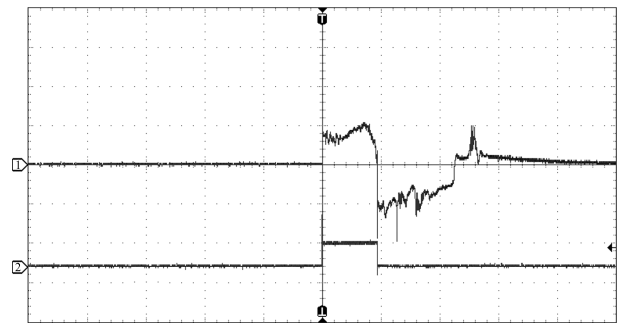
4.3 血泵连续工作实验

本实验利用稳压电源、单片机电路、加速度传感器和示

波器, 确定磁体运动单向连续性的相关参数并验证. 继电器对线圈的控制电路图如图 A3. 在泵血过程中, 磁体从起始位置由电磁线圈驱动依次经过线圈 $L2$ 、 $L3$ 与线圈 $L4$ 重合, 随后再回到起点位置即一个运动周期. 实验在 1.5 A 电流的作用下获得磁体连续运动的控制参数, 并以此为依据编写单片机驱动程序, 实现磁体的连续运动. 为确保运动的连续性, 设计线圈前半周期的通电顺序为线圈 $L1$ 、 $L4$, 线圈 $L2$ 、 $L3$, 线圈 $L3$ 、 $L4$, 线圈 $L1$ 、 $L4$.



(a) 未控制的状态
(a) Uncontrolled state



(b) 已控制的状态
(b) Controlled state

图 6 示波器所观察到的信号和观察到持续 0.1 s 的信号
Fig. 6 Output of acceleration waveform and output of 0.1 s sustained signal observed by oscilloscope

首先对线圈 $L1$ 、 $L4$ 通电, 使其处于工作的初始位置. 设置线圈 $L2$ 和 $L3$ 工作时间为 1 s, 运用上一实验方法确定其单向加速过程的时间. 由输出波形可知磁体在本段单向运动时间为 0.1 s, 编写程序设置单片机控制线圈 $L2$ 、 $L3$ 工作时长应为 0.1 s. 在测其单向加速过程的时间时, 为保证磁体运动不受线圈 $L4$ 的影响需首先把继电器 $RL1$ 的常闭触点与继电器 $RL2$ 的公共端直接连接, 断开线圈 $L4$.

确定线圈 $L3$ 、 $L4$ 的工作时长应保证磁体具有的磁体经过线圈 $L2$ 、 $L3$ 后的初速度, 即磁体从初始位置运动到其在线圈 $L2$ 、 $L3$ 受力平衡位置时, 线圈 $L3$ 、 $L4$ 通电 $L2$ 断电. 设定 $L2$ 、 $L3$ 的通电时间为 0.1 s; 设定 $L3$ 、 $L4$ 的通电时间为 2 s. 磁体自初始位置起, 单片机向线圈 $L2$ 、 $L3$ 通电 0.1 s 使磁体到达线圈 $L2$ 、 $L3$ 所产生磁场的受力平衡位置; 随后向线圈 $L3$ 、 $L4$ 通电, 磁体经过 0.03 s 到达线圈 $L3$ 、 $L4$ 所产生磁场的受力平衡位置. 从输出波形的时间轴读取磁体在此段运动时间为 0.03 s, 则单片机控制 $L3$ 、 $L4$ 工作时长为 0.03 s.

同理设定 $L2$ 、 $L3$ 的通电时间为 0.1 s; $L3$ 、 $L4$ 的通电时间为 0.03 s; $L1$ 、 $L4$ 通电时间为 2 s. 从输出波形的时间轴读取磁体在此段运动时间为 0.01 s, 则单片机控制 $L1$ 、 $L4$ 工作时长为 0.01 s.

本实验通过示波器输出的加速度波形如图 7 所示, 按照图中顺序, 分别为磁体从初始位置运动到线圈 L2、L3, 线圈 L3、L4, 线圈 L4 以及前半周期的波形. 磁体在前半周期的运动时间为 0.14s, 因此整个周期各组线圈的工作时长如表 7 所示.

表 7 血泵线圈工作时长
Table 7 The working time of blood pump coils

时间 (s)	线圈						
	L1L4	L2L3	L3L4	L1L4	L2L3	L1L2	L1L4
	1	0.1	0.03	0.01	0.1	0.03	1

当单片机晶振为 12MHz, 采用定时器方式 2, 则函数每循环 4000 次计时 1s, 由以上实验获得的参数编写程序即可

实现磁体的连续运动即血泵的稳定工作.

5 结论

论文从理论和实验的角度出发, 设计了适用于驱动搏动式电磁血泵工作的电控系统模型. 通过理论计算分析了磁力与磁体之间距离以及影响磁力的因素; 通过实验测得当线圈负载为 1.5 A 时, 磁体在初始位置的平均作用力可以满足血泵动力需求. 血泵泵体部分为缠绕了 4 组线圈的塑料管, 结构设计的 4 组线圈参数相同, 因此在相同阻力的条件下各线圈对磁体的作用力相等.

本文利用 Proteus 软件设计并仿真了控制电路, 根据线圈的电阻实际测得最大输出 3.1 A. 该电路可根据需要输出 256 种不同大小的电流, 实现电流输出的变化; 同时可以通过调节同相比例运算电路两可调电阻的阻值来对输出电流值进

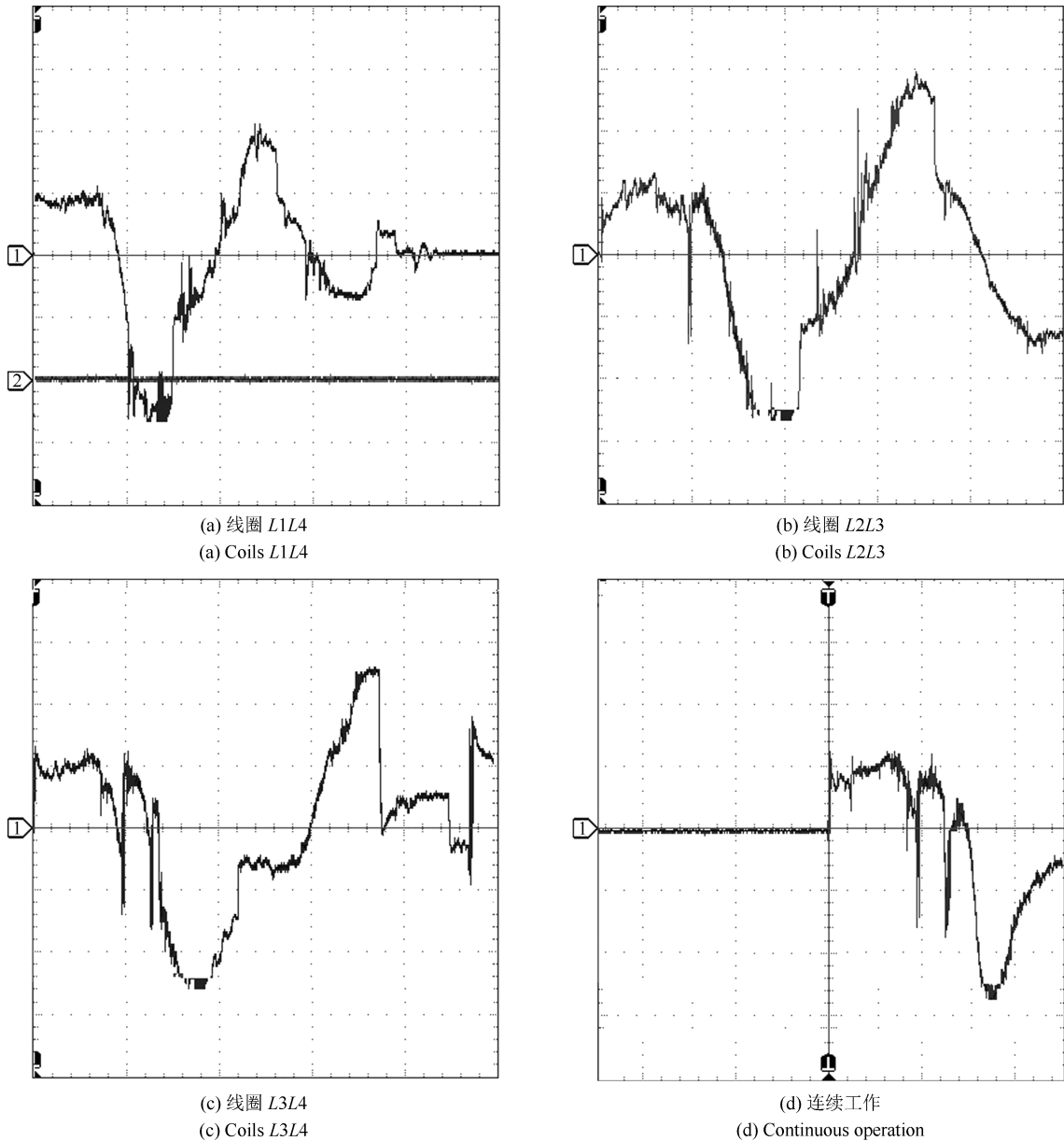


图 7 示波器所观察到的信号
Fig. 7 Output of signal observed by oscilloscope

行微调。通过磁体的加速度波形实验，确定了磁体各运动状态与加速度变化的关系及磁体单向运动的控制方法；通过磁体运动的连续运动实验，得到了控制磁体在线圈中连续单向运动的有关参数。最后根据以上参数编写了程序，通过实验验证了磁体单向运动的连续性。

综上所述，本文测试表明设计的电控系统使血泵各参数满足搏动式磁力泵的动力需要，验证了该电控系统对血泵控制的稳定性和连续性达到了研究的目的。此研究对于进一步优化电磁驱动控制具有重要应用前景，尤其对于 ECMO 的发展和推广以及对于体外循环血泵的发展具有重要意义。

附录 A

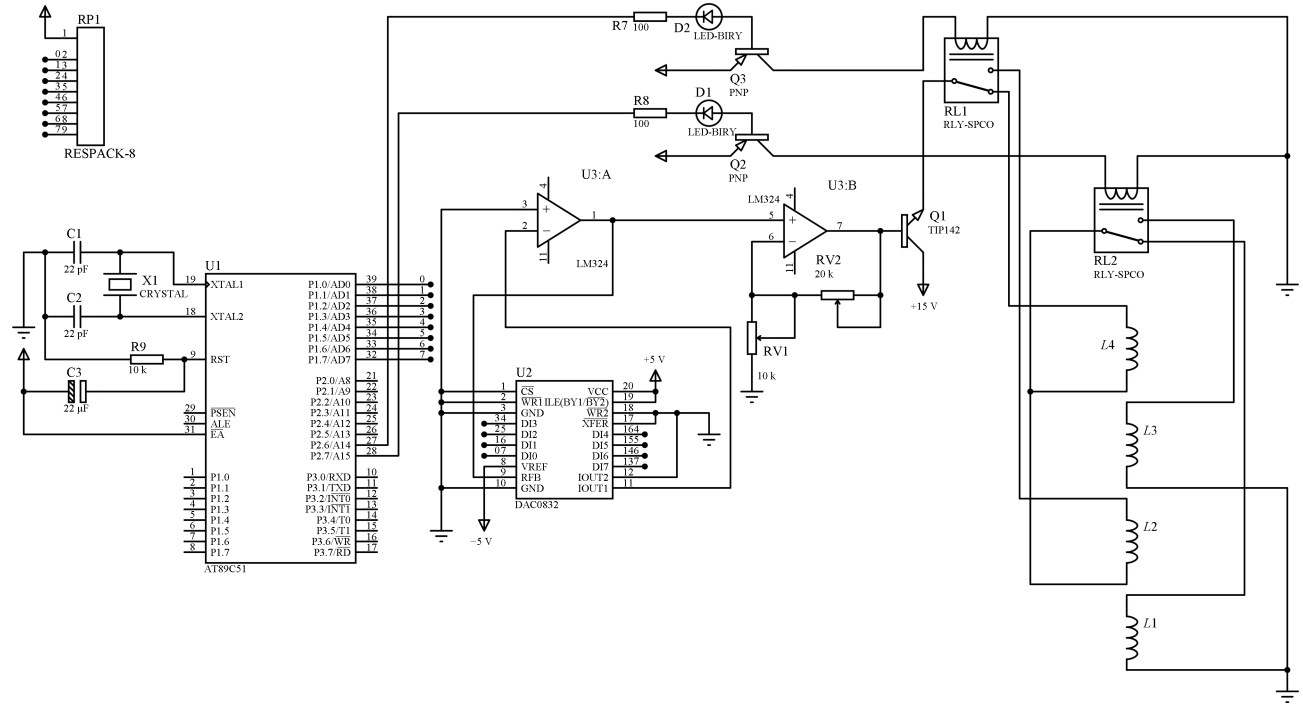


图 A1 控制电路
Fig. A1 Control circuit

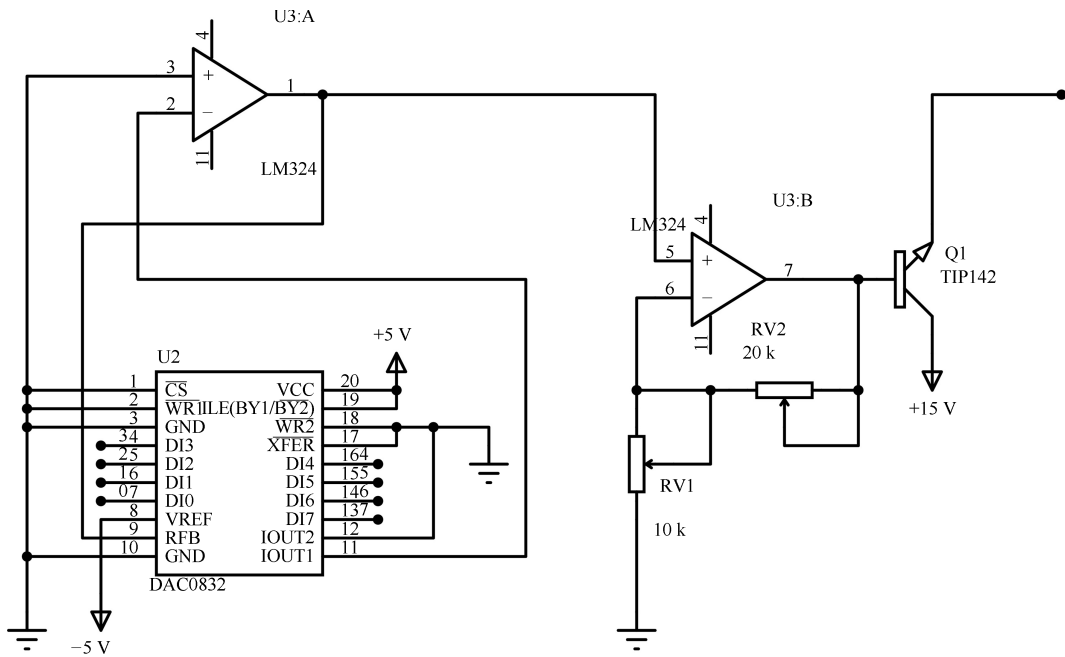


图 A2 放大电路
Fig. A2 Amplifying circuit

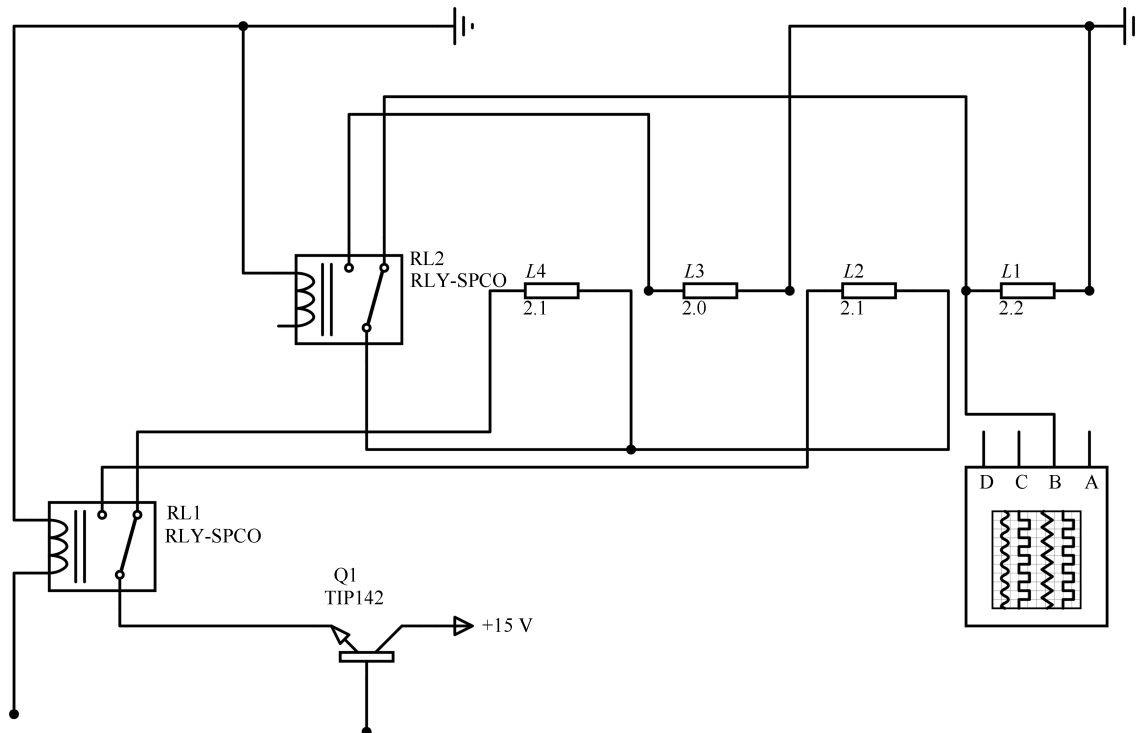


图 A3 实验电路

Fig. A3 Test circuit

References

- Unai S, Tanaka D, Ruggiero N, Hirose H, Cavarocchi N C. Acute myocardial infarction complicated by cardiogenic shock: an algorithm-based extracorporeal membrane oxygenation program can improve clinical outcomes. *Artificial Organs*, 2016, **40**(3): 261–269
- Tan Jiang-Hao, Ge Bin, Fang Xu-Chen, Cao Hai-Tao, Wang Han-Li. Feasibility study on magnetic coupling-driven pulsate blood pump. *Journal of Medical Biomechanics*, 2015, **30**(5): 458–462
(谭江浩, 葛斌, 方旭晨, 曹海涛, 王瀚立. 磁耦合驱动搏动式血泵的可行性研究. *医用生物力学*, 2015, **30**(5): 458–462)
- Richardson A C, Schmidt M, Bailey M, Pellegrino V A, Rycus P T, Pilcher D V. ECMO cardio-pulmonary resuscitation (ECPR), trends in survival from an international multicentre cohort study over 12-years. *Resuscitation*, 2017, **112**: 34–40
- Lee S, Chaturvedi A. Imaging adults on extracorporeal membrane oxygenation (ECMO). *Insights into Imaging*, 2014, **5**(6): 731–742
- Tan M G, He X H, Liu H L, Dong L, Wu X F. Design and analysis of a radial diffuser in a single-stage centrifugal pump. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, 2016, **10**(1): 500–511
- Nonaka K, Linneweber J, Yoshikawa M, Ichikawa S, Nose Y. The flexible inflow conduit for baylor gyro permanently implantable centrifugal blood pump as a biventricular assist device (BVAD) system. *Journal of the Kyorin Medical Society*, 2001, **32**(3): 167–173
- Tan Zhuo, Tan Jian-Ping, Liu Yun-Long, Tan Wei. Electromagnetic characteristics of large gap magnetic driving axial

flow blood pump. *Journal of Central South University (Science and Technology)*, 2015, **46**(1): 99–106

(谭卓, 谭建平, 刘云龙, 谭炜. 大间隙磁力驱动轴流式血泵的电磁特性. *中南大学学报(自然科学版)*, 2015, **46**(1): 99–106)

- Kafagy D H, Dwyer T W, McKenna K L, Mulles J P, Chopski S G, Moskowitz W B, Throckmorton A L. Design of axial blood pumps for patients with dysfunctional Fontan physiology: computational studies and performance testing. *Artificial Organs*, 2015, **39**(1): 34–42
- Xu Zi-Hao, Yang Ming, Ou Wen-Chu, Zhuang Xiao-Qi, Xu Liang, Meng Fan, An Da-Wei. Advances in the investigation of numerical simulation-based blood damage of blood pumps. *China Medical Devices*, 2016, **31**(1): 26–30, 12
(许自豪, 杨明, 欧文初, 庄晓奇, 徐亮, 孟凡, 安大伟. 基于数值模拟的血泵血液破坏性研究进展. *中国医疗设备*, 2016, **31**(1): 26–30, 12)
- Yu H, Lai K, Lin S, Lee S. Design and drive control of novel pulsatile-flow left ventricular assist device. In: *Proceedings of the 2015 IEEE International Magnetics Conference (INTERMAG)*. Beijing, China: IEEE, 2015. 1
- Robertson W, Cazzolato B, Zander A. Axial force between a thick coil and a cylindrical permanent magnet: optimizing the geometry of an electromagnetic actuator. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2012, **48**(9): 2479–2487
- Robertson W, Cazzolato B, Zander A. A simplified force equation for coaxial cylindrical magnets and thin coils. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2011, **47**(8): 2045–2049
- Babic S, Akyel C. Calculation of mutual inductance and magnetic force between two thick coaxial Bitter coils of rectangular cross section. *IET Electric Power Applications*, 2017, **11**(3): 441–446

- 14 Martínez J, Babic S, Akyel C. On evaluation of inductance, dc resistance, and capacitance of coaxial inductors at low frequencies. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2014, **50**(7): Article No. 8401012
- 15 Babic S I, Akyel C. Magnetic force between inclined circular loops (Lorentz approach). *Progress in Electromagnetics Research B*, 2012, **38**: 333–349
- 16 Babic S, Akyel C, Martinez J, Babic B. A new formula for calculating the magnetic force between two coaxial thick circular coils with rectangular cross-section. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 2015, **29**(9): 1181–1193
- 17 Ni Guang-Zheng. *Engineering Electromagnetic Field Principle* (Second Edition). Beijing: Higher Education Press, 2009. 159–160
(倪光正. 工程电磁场原理. 第 2 版. 北京: 高等教育出版社, 2009. 159–160)
- 18 Wu Wen-Tong, Zhang Xi-Ling, Liu Zhao-Hui. Functional simulation and detection in relay control system based on KEIL and PROTEUS. *Power System Protection and Control*, 2015, **43**(5): 150–154
(吴文通, 张喜玲, 刘朝晖. 基于 KEIL 及 PROTEUS 的继电控制系统功能仿真与检测. 电力系统保护与控制, 2015, **43**(5): 150–154)
- 19 Yin Z J, Luo Q, Xiang K, Wang F. Based on the design of the single chip microcomputer numerical control constant current source. *Advanced Materials Research*, 2014, 926–930: 1226–1229.
- 20 Wang Wei, Zhang Rui, Liu Xiao-Wei, Liu Hai-Ping. Constant flow controller design of axial piston variable displacement pump. *Control Engineering of China*, 2015, **22**(5): 875–880
(王巍, 张锐, 刘晓卫, 刘海平. 变转速输入变量泵恒流量控制器设计. 控制工程, 2015, **22**(5): 875–880)
- 21 Wang Guan, Chen Jian-Kui, Zhai Jie, Shi Ming-Hui. Temperature acquisition scheme based on amplifier and temperature sensor. *Instrument Technique and Sensor*, 2014, (11): 66–69
(王冠, 陈建魁, 翟洁, 史明辉. 基于放大器和温度传感器的温度采集方案. 仪表技术与传感器, 2014, (11): 66–69)
- 22 Mojab A, Mazumder S K. Design and characterization of high-current optical darlington transistor for pulsed-power applications. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 2017, **64**(3): 769–778
- 23 Cui Liu, Dong Xin-Zhou. Multiphase compensated distance relay insensitive to transition resistances. *Proceedings of the CSEE*, 2014, **34**(19): 3220–3225
(崔柳, 董新洲. 具有抗过渡电阻能力的多相补偿距离继电器. 中国电机工程学报, 2014, **34**(19): 3220–3225)

陆 通 上海理工大学医疗器械与食品学院硕士研究生. 主要研究方向为精密医疗器械. E-mail: luuton@outlook.com

(**LU Tong** Master student at the School of Medical Instrument and Food, University of Shanghai for Science and Technology. His research interest covers precision medical instruments.)

葛 斌 上海理工大学医疗器械与食品学院副教授. 主要研究方向为精密医疗器械. 本文通信作者. E-mail: gb13992@hotmail.com

(**GE Bin** Associate professor at the School of Medical Instrument and Food, University of Shanghai for Science and Technology. His research interest covers precision medical instruments. Corresponding author of this paper.)

刘京京 上海理工大学医疗器械与食品学院硕士研究生. 主要研究方向为精密医疗器械. E-mail: jingajing1@hotmail.com

(**LIU Jing-Jing** Master student at the School of Medical Instrument and Food, University of Shanghai for Science and Technology. His research interest covers precision medical instruments.)

张少伟 上海理工大学医疗器械与食品学院硕士研究生. 主要研究方向为精密医疗器械. E-mail: 2732758483@163.com

(**ZHANG Shao-Wei** Master student at the School of Medical Instrument and Food, University of Shanghai for Science and Technology. His research interest covers precision medical instruments.)

伍进平 上海理工大学医疗器械与食品学院硕士研究生. 主要研究方向为精密医疗器械. E-mail: wujinping@126.com

(**WU Jin-Ping** Master student at the School of Medical Instrument and Food, University of Shanghai for Science and Technology. His research interest covers precision medical instruments.)

张 宸 上海理工大学上海理工大学光电信息与计算机工程学院电子信息工程专业本科生. 主要研究方向为电子信息工程.

E-mail: 2453593746@163.com

(**ZHANG Chen** Undergraduate of electronics and information engineering at the School of Optional-Electrical and Computer Engineering, University of Shanghai for Science and Technology. His research interest covers electronics and information engineering.)