

外磁驱动轴流式血泵磁场分布及红细胞电磁特性分析

彭舸, 云忠, 孙曙明, 胡及雨, 董喆
中南大学机电工程学院, 湖南 长沙 410083

【摘要】外磁驱动轴流式血泵较强的磁场强度会对血液及周围组织细胞产生影响,因此对血泵及其周围红细胞进行电磁场理论计算和仿真分析。利用ANSYS Electronics Desktop 中3D瞬态磁场模块对血泵进行瞬态磁场仿真,用理论方法建立细胞膜磁场分布模型,综合利用3D瞬态电场和磁场模块对红细胞膜及其内外电磁场进行研究。给出了血泵稳定状态时的3D和2D磁感应强度分布云图,得到了细胞膜受到的最大磁感应强度值;通过最大磁感应强度值和血泵工况特点得到红细胞膜电场时域上的分布规律和幅值;综合细胞膜静息电位得到细胞膜电场耦合分布规律;基于以上条件求得细胞膜上感应磁场分布及细胞膜所受最大磁场力。尽管钕铁硼材料剩余磁感应强度很大,但血液和红细胞所受最大磁感应强度值仅为812 mT。由此得到的各项红细胞电磁特性参数值可为红细胞受驱动磁场影响下受到的电磁损伤和血泵的临床应用以及优化设计提供理论基础。

【关键词】轴流式血泵;电磁场;红细胞;优化设计;损伤

【中图分类号】R318.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)04-0455-06

Electromagnetic characteristics of outside magnetic driving axial flow blood pump and peripheral red blood cells

PENG Ge, YUN Zhong, SUN Shuming, HU Jiyu, DONG Zhe

School of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China

Abstract: The strong magnetic induction intensity of outside magnetic driving axial flow blood pump has an effect on the blood and surrounding tissues and cells. Therefore, performing a theoretical calculation and simulation analysis for the electromagnetic field of the blood pump and peripheral red blood cells is necessary. Herein we use three-dimensional (3D) transient magnetic field module in ANSYS Electronics Desktop to simulate the transient magnetic field, and establish the model of magnetic field distribution in the cell membrane with theoretical method. Subsequently, 3D transient electric field in combination with magnetic field module is applied to analyze the red cell membrane and its internal and external electromagnetic fields. The 3D and two-dimensional magnetic induction intensity distributions with blood pump in the steady state are given and the maximum magnetic induction intensity acting on the cell membrane is obtained. According to the maximum magnetic induction intensity and the characteristics of blood pump, we obtained the distribution law and amplitude of the electric fields of red cell membrane in time domain. The electric field coupling distribution of the cell membrane is obtained by comprehensively considering the resting potential of the cell membrane. Based on the above-mentioned conditions, the induction magnetic field distribution of the cell membrane and the maximum magnetic field force on the cell membrane are able to be calculated. Despite the great residual magnetic induction of NdFeB materials, the maximum magnetic induction intensity acting on blood and red blood cells is only 812 mT. The electromagnetic properties of red blood cells provide the theoretical basis for the analysis of electromagnetic damages to red blood cells under the influence of the driven magnetic field, as well as the clinical application and the optimal design of the blood pump structure.

Keywords: axial flow blood pump; electromagnetic field; red blood cells; optimized design; damage

【收稿日期】2017-11-24

【基金项目】国家自然科学基金(31670999, 51475477);浙江省重中之重学科开放基金重点资助项目(GK170201201003/002)

【作者简介】彭舸, 硕士研究生, 主要研究方向: 微生物机械系统设计及仿真, E-mail: qxingjian@qq.com

【通信作者】云忠, 教授, 博士生导师, 主要研究方向: 微生物机械系统设计及仿真、航天及军用结构件3D打印关键技术、机电一体化装置设计, E-mail: yunzhong@126.com

前言

随着世界人口老龄化及新生婴儿出生率的增加, 心血管疾病越来越普遍。由于药物治疗的有限性和心脏供体的极其稀缺, 人们逐渐将治疗和研究重点转移到可植入性人工器官上^[1]。其中, 人工心脏

泵(血泵)通过已有的发展及多例临床应用表明其对于维持生命、改善心脏功能具有明显作用^[2-6]。当外磁驱动血泵植入体内时,其自身结构包含的永磁体部分产生的磁场会对血液和周围组织及细胞产生一定影响,如血液的流变性^[7]、红细胞变形^[8]等。当血泵正常运行时,包含永磁体的叶轮转子部分会产生交变磁场,由此产生的感应电流会影响细胞膜的渗透性及其结合蛋白功能等^[9-10]。因此,在进行血泵系统设计及分析血泵多因素耦合损伤机理中,除了剪切、碰撞、温度等因素^[3,11-13]外,还应考虑各种磁场产生的影响。目前,各国学者对单因素电磁场生物效应的表现和发生机理进行了大量研究^[14-17],但有关血泵磁场的分析及血泵磁场对血液和组织细胞的损伤

研究非常有限。本文对外磁驱动轴流式血泵磁场进行了瞬态仿真,并以此得到血泵周围红细胞的各项电磁参数及规律分布,为红细胞受驱动磁场影响下的电磁损伤和血泵的临床应用及优化设计提供理论基础。

1 外磁驱动轴流式血泵磁场分布

外磁驱动轴流式血泵磁场分布主要取决于血泵结构、内部零件所用材料,以及血泵与血液、血泵与人体内部组织器官的边界条件设定。

1.1 血泵系统结构

外磁驱动轴流式血泵主要由转轴、前后导轮、叶轮、内外泵壳以及驱动永磁体等构成,如图 1 所示。

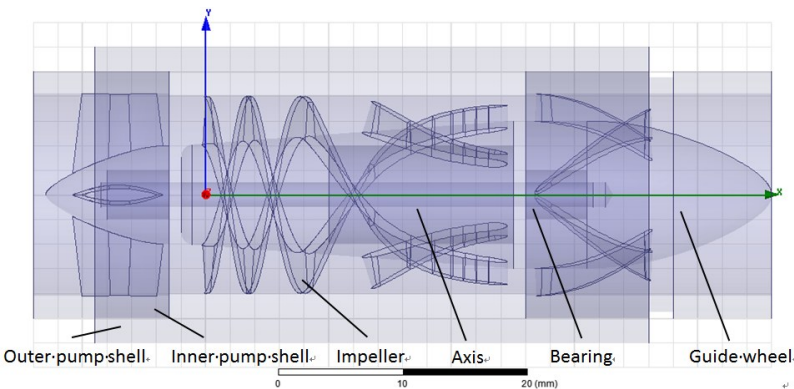


图 1 血泵系统结构
Fig.1 Blood pump system structure

血泵正常运转时,内外泵壳相互作用支撑血泵保持相对横向状态,血液从前导轮进入到血泵内腔,流经中部叶轮区域后从后导轮流出。

由于外磁驱动轴流式血泵植入环境为人体胸腔内部,因此对材料的要求非常严格,具体见表 1。

表 1 轴流式血泵材料特性参数
Tab.1 Material characteristic parameters of axial flow blood pump

Parts	Materials	Relative permeability/ $H \cdot m^{-1}$
Axis	Si_3N_4	1.000 00
Bearing	Titanium alloy	1.000 07
Impeller	Titanium alloy	1.000 07
Pump shell	Titanium alloy	1.000 07
Permanent magnet	NdFeB N35	1.268 00
Partition	Titanium alloy	1.000 07

1.2 血泵驱动磁场计算原理

无论是计算 2D 或者 3D 磁场,计算的本质都是麦克斯韦方程组。相比 2D 磁场计算,3D 磁场采用的是棱边法,即以剖分单元边上待求场变量为自由度计算。外磁驱动轴流式血泵因为包含永磁材料即钕铁硼,因此对永磁体的处理采用等效面电流或体电流法。

3D 磁场麦克斯韦基本方程组如下:

$$\left. \begin{aligned} \nabla \times H(x,y,z) &= J(x,y,z) \\ \nabla \cdot B(x,y,z) &= 0 \end{aligned} \right\} \tag{1}$$

式中 $B(x,y,z)$ 为磁感应强度, $H(x,y,z)$ 为磁场强度, $J(x,y,z)$ 为电流密度。

这 3 个矢量都是各个方向矢量的函数关系。对于 3D 瞬态磁场,采用的是 $T-\Omega$ 算法。当计算 3D 瞬态运动带来的效应时可采用局部剖分法。变换之后的瞬态 3D 磁场的麦克斯韦方程组如下:

$$\left. \begin{aligned} \nabla \times \frac{1}{\sigma} \nabla \times H + \frac{\partial B}{\partial t} &= 0 \\ \nabla \cdot B &= 0 \end{aligned} \right\} \tag{2}$$

在求解 3D 瞬态场时,其棱边上的矢量位自由度

采用了一阶元计算,而节点上的标量位自由度采用二阶元进行计算。

1.3 血泵磁场边界条件

血泵正常工作时,与磁场分布相关的介质主要有:血泵本体、血液、血液中的氧气和其他溶血物质以及支撑血泵的组织器官等。因此需考虑两两物质之间磁场边界条件。

1.3.1 磁场法向方向边界条件 在两种介质(I、II)分界面处作一小圆柱闭合面,圆柱高为 Δh ,上下底面分别位于分界面两侧且与分界面平行,底面积 Δs 很小, \vec{n} 为介质II指向介质I法向单位向量,在此闭合面圆柱面内用高斯定理:

$$\oint_S \vec{B} \cdot d\vec{s} = \vec{n} \cdot \vec{B}_I \Delta s - \vec{n} \cdot \vec{B}_2 \Delta s = 0 \quad (3)$$

得到 $B_{In} = B_{2n}$

式(3)表明为确保磁场在边界处连续,两种介质边缘处的法向磁感应强度应保证相同。

1.3.2 磁场切向方向边界条件 同样,在两种介质(I、II)分界面处作一小矩形闭合环路,短边长 $\Delta h \rightarrow 0$,两边长 Δl 分别位于分界面两侧。设 I 为穿过闭合回路中的总电流,由此可得:

$$I = J_s \Delta l + J_1 \Delta l \frac{\Delta h}{2} + J_2 \Delta l \frac{\Delta h}{2} + \frac{\partial D_1}{\partial t} \Delta l \frac{\Delta h}{2} + \frac{\partial D_2}{\partial t} \Delta l \frac{\Delta h}{2} \quad (4)$$

其中, J_s 为分界面上的电流密度, J_1 、 J_2 分别为两种介质中的传导电流密度, $\frac{\partial D_1}{\partial t}$ 、 $\frac{\partial D_2}{\partial t}$ 分别为两种介质

中的位移电流密度。式(4)表明边界处电流与电流密度的关系。

1.3.3 矢量磁位 \vec{A} 与标量磁位 ϕ 的边界条件 由于位函数比场量本身更容易建立边界条件,在进行驱动磁场分析时采用位函数表示。位函数包括了磁矢位和磁标位。由于使用磁矢位可以很方便地给出磁力线及磁场分布云图并求出磁通,因此用磁矢位计算2D磁场分布。所以需要考虑矢量磁位和标量磁位的边界条件。

根据矢量磁位 \vec{A} 所满足的旋度和散度表示式及磁场基本方程可推出磁位 \vec{A} 的法向分量和切向分量在两种介质分界面处是连续的,即 $\vec{A}_1|_s = \vec{A}_2|_s$,因此矢量磁位边界方程为:

$$\frac{1}{\mu_1} (\nabla \times \vec{A}_1)_t - \frac{1}{\mu_2} (\nabla \times \vec{A}_2)_t = J_s \quad (5)$$

设 ϕ_m 为一标量函数,且 $\vec{H} = -\nabla \phi_m$ 时,因此在分界面处应满足 $\phi_{m1}|_s = \phi_{m2}|_s$,标量磁位边界方程为:

$$\mu_1 \frac{\partial \phi_{m1}}{\partial n} \Big|_s = \mu_2 \frac{\partial \phi_{m2}}{\partial n} \Big|_s \quad (6)$$

式(5)、(6)中的 μ_1 和 μ_2 分别为两介质的相对磁导率。

1.4 血泵磁场分布

为简化模型计算,在边界条件设置时忽略血液中的氧气及其他溶血物质带来的影响。血泵正常工作下的磁场分布见图2。

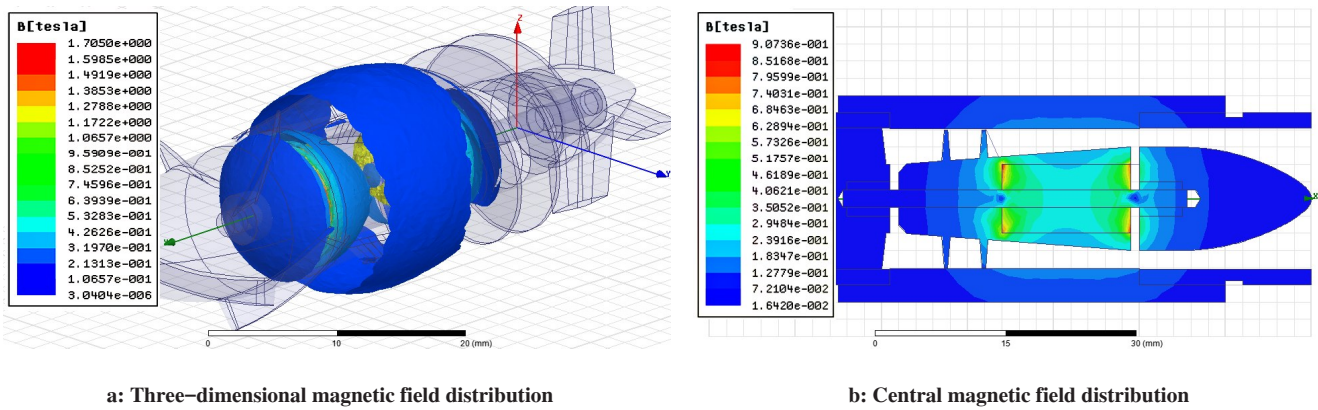


图2 外磁驱动轴流式血泵磁场分布

Fig.2 Magnetic field distribution of outside magnetic driving axial flow blood pump

根据轴流式血泵磁场分布图可知,整个磁场分布呈圆环状。血泵中靠近永磁体右端区域磁感应强度最大,其次位于第2片叶轮根部且靠近永磁体左端处。通过磁场计算器得到血泵中最大磁感应强度为907 mT。

为得到血液所受到的最大磁感应强度,需要在血液与泵体交界处靠近血液部分做一条路径曲线,曲线原点为永磁体右端面顶点,方向沿永磁体径向且指向端面中心。由此得到沿此路径下的血液磁感应强度曲线见图3。

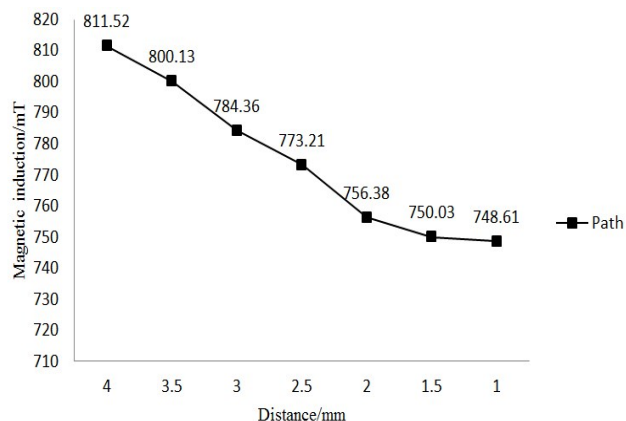


图3 特定路径下的磁感应强度曲线

Fig.3 Magnetic induction curve under a particular path

由图3可知,越靠近端面中心,血液所受磁感应强度越小,但并没有显著变化,这可能与驱动永磁体端面磁感应强度分布规律有关。血液所受最大磁感应强度值为812 mT,与血泵所受最大磁感应强度值相差95 mT,偏差约为11.7%。在血泵实际运行中,由于转速很高,靠近永磁体处的局部血液往往会受到较大离心力作用使氧气分离。因此,这部分血液会呈现一定的逆磁性。故从这个角度出发,在设置血液与泵体边界条件时忽略氧气及其他溶血物质的影响是合理的。

2 血泵正常工况下的红细胞电磁特性

2.1 红细胞膜所受最大磁感应强度幅值

为计算方便,将红细胞模型简化成球细胞,设球细胞的坐标分别为 r 、 θ 、 α 。由于红细胞体积远小于与血泵接触的局部血液体积,因此假设红细胞所处环境为均匀磁场,并以此推出膜最大磁感应强度理论,具体如下。

求解球坐标中的位函数可得子午平面场的拉普拉斯方程通解为:

$$\varphi(r, \theta) = \sum_k [C_k r^k + D_k r^{-(k+1)}] P_k(\cos \theta) \quad (7)$$

设 φ_i 、 φ_o 分别为红细胞内外标量磁位,根据拉普拉斯方程 $\nabla^2 \varphi = 0$,并设细胞中心($r=0$)有定值。根据边界条件式(6),代入式(7)得红细胞内外磁位如下:

$$\left. \begin{aligned} \varphi_i(z, \theta) &= -\frac{3}{\mu_1 + 2\mu_2} Bz, r < a \\ \varphi_o(r, \theta) &= -\frac{B}{\mu_2} r \cos \theta + \left[\frac{a^3}{r^3} \left(\frac{\mu_1 - \mu_2}{\mu_1 + 2\mu_2} \right) \cos \theta \right] \frac{B}{\mu_2}, r > a \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

由式(8)可知,在红细胞内部,磁位仅与变量 z 有关;而在细胞外部,磁位与 r 、 θ 有关。

分别对 r 、 θ 、 z 求偏导可得红细胞内外磁感应强度表达式如下。

红细胞内:

$$B_z(r, \theta) = \frac{3\mu_1}{\mu_1 + 2\mu_2} B \quad (9)$$

红细胞外:

$$\left. \begin{aligned} B_r &= B \cos \theta + \frac{2a^3}{r^3} \left(\frac{\mu_1 - \mu_2}{\mu_1 + 2\mu_2} \right) B \cos \theta \\ B_\theta &= -B \sin \theta + \frac{a^3}{r^3} \left(\frac{\mu_1 - \mu_2}{\mu_1 + 2\mu_2} \right) B \sin \theta \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

由式(9)、(10)可知,距离细胞膜越近的细胞液所受磁感应强度越大,所以在细胞膜处磁感应强度取最大值。由于与血泵接触的局部血液最大磁感应强度值为812 mT,因此在轴流式血泵内部,红细胞膜所受最大磁感应强度为812 mT。

2.2 受驱动磁场影响下的红细胞膜微元电场分布

设 ω_r 为血泵叶轮与泵壳之间的转速差,因此血泵驱动磁场可表示为: $\vec{B}(t) = B_m \sin(\omega_r t + \varphi) \vec{k}$ 。红细胞内外电参数见表2。

表2 红细胞电磁参数

Tab.2 Electromagnetic parameters of red blood cells

Parameters	Conductivity (S/m)	Dielectric constant (F/m)	Relative permeability
Extracellular fluid	0.6	7.08×10^{-10}	1
Cell membrane	1×10^{-5}	8.85×10^{-11}	1
Cytoplasm	0.5	5.31×10^{-10}	1

S/m: Siemens per meter; F/m: Farad per meter

红细胞膜的平均直径为7.5 μm ,而细胞膜的厚度约为7 nm,径厚比为1 000:1。对于千分之一微段来说,球形红细胞膜内外层曲率半径之比约为1,因此取球形红细胞膜的千分之一微段为对象进行仿真。

设直角坐标系 x 为红细胞厚度方向, y 为红细胞微元方向, z 为红细胞膜厚度方向,并假设由感应磁场产生的感应电流方向仅与 y 方向平行。由此可得血泵在1/4周期时红细胞膜电场分布见图4。由此可知红细胞

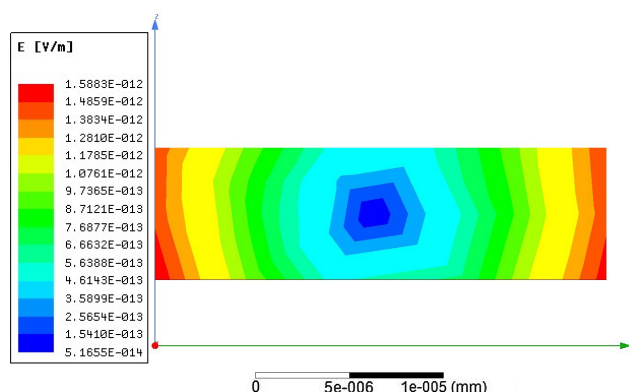


图4 1/4周期时红细胞膜电场分布

Fig.4 Electric field distribution of the red cell membrane in a quarter period

膜上最大电场强度为 1.59×10^{-12} V/m。而由驱动磁场产生的红细胞膜微元周围周期电场分布规律见图5。

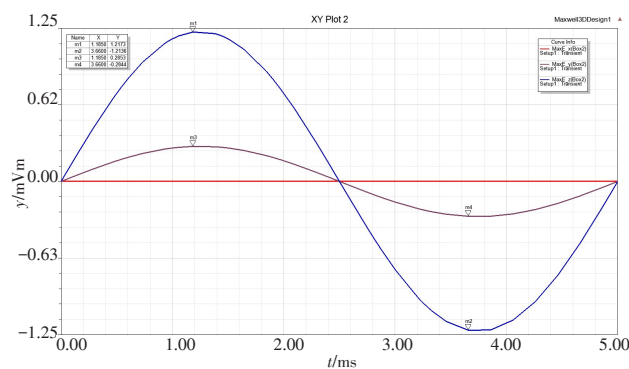


图5 红细胞膜微元周围周期电场分布

Fig.5 Periodic electric field distribution of the peripheral red cell membrane microelement

由图5可知,在红细胞厚度x方向,电场强度为0;在红细胞膜微元y方向,电场强度在 $\pm 2.8 \times 10^{-4}$ V/m 之间呈正弦变化;而在红细胞膜厚度z方向,电场强度在 $\pm 1.2 \times 10^{-3}$ V/m 之间变化。相比y方向来说,电场强度在z轴方向变化更加明显。这说明,由驱动磁场产生的红细胞膜厚度方向电场强度可能会对红细胞膜自身电场造成影响。

2.3 受驱动磁场及静息电位影响下的红细胞膜电场耦合分析

通常情况下,红细胞膜在未受外界刺激时的静息电位为 -10 mV^[18]。对2.2节的仿真模型施加绝缘边界条件并忽略模型的边沿效应,电流设置不变,同时施加静息电位耦合条件。由此可得红细胞膜受驱动磁场及静息电位影响下的红细胞膜电场分布见图6。由图6可知细胞膜耦合电场强度为 1.428×10^6 V/m,这与直接通过求解膜电容并带入静息电位而求得的理论红细胞膜

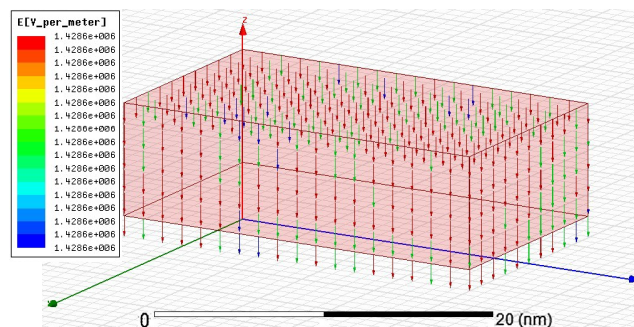


图6 细胞膜微元耦合电场分布

Fig.6 Cell membrane microelement coupling electric field distribution

电场强度值近似。这说明轴流式血泵在正常工况下,尽管由驱动磁场产生的感应电场幅值为 1.2×10^3 V/m,但其本身对红细胞膜电场分布不会造成较大影响。

2.4 感应电流下的红细胞膜微元磁场分布

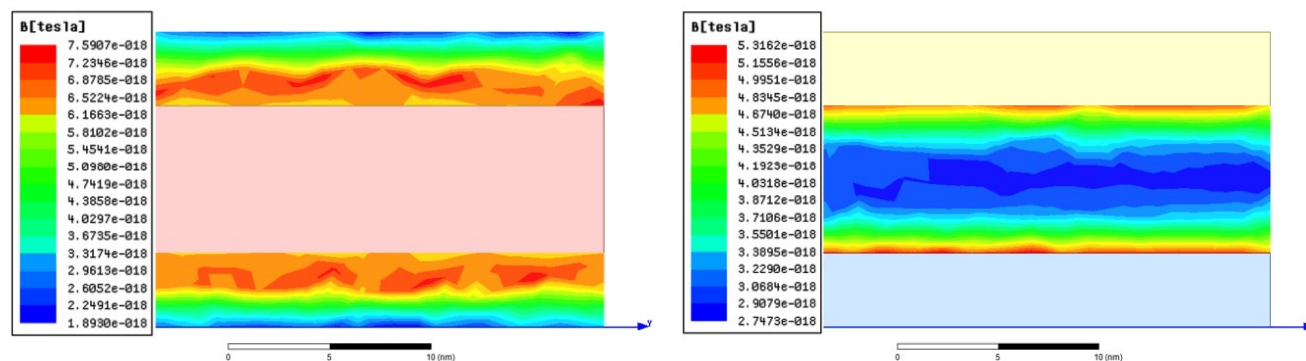
将以上得到的电场作为施加条件,可得到受交变电场影响下的细胞膜及周围感生磁场分布(图7)。由图7可知,感应电场下的红细胞除了受到驱动磁场直接磁感应强度外,还受到由感应电场产生的感应磁场强度作用,在细胞膜内外(图7a)介质中,磁感应强度幅值为 7.6×10^{-18} T;在细胞膜上(图7b),磁感应强度幅值为 5.3×10^{-18} T。越是靠近细胞膜表面,磁感应强度越大,分布特征类似于电流中的趋肤效应。将以上结果带入到3D瞬态磁场计算器,最终计算出红细胞膜微段所受最大洛伦兹力为 6.6054×10^{-62} N。

3 结果与讨论

综上所述,轴流式血泵正常工作下与血液接触处的最大磁感应强度为 812 mT,此幅值可作为受不同磁感应强度梯度影响下红细胞膜电磁损伤的理论基础。作为细胞膜边界处的最大磁感应强度,当其在以交变形式呈现时,尽管细胞膜表面会产生最大为 10^{-12} 数量级电场,会对细胞膜表面电荷产生一定影响,但由交变磁场产生的单个细胞膜z轴方向电场数量级为 10^{-3} ,这不仅会影响细胞膜上电荷的分布,更会对不同红细胞之间膜表面电荷产生的电场带来更大影响。关于驱动磁场对于细胞间电磁特性影响还有待进一步分析。

由驱动磁场作用下的细胞膜表面最终洛伦兹力大小为 6.6054×10^{-62} N,这相对于轴流式血泵内部血液剪切力^[19]来说微乎其微,因此在研究轴流式血泵系统内部红细胞或其他组织的受力耦合时,可忽略驱动磁场带来的洛伦兹力影响。

生物学上,离子进出细胞膜是通过细胞膜上的离子通道实现的,而离子流过通道这一过程对维持细胞



a: Magnetic field distribution inside and outside the red cell membrane

b: Induced magnetic field distribution of the red cell membrane

图7 感应电场影响下的红细胞膜内外磁场分布

Fig.7 Internal and external magnetic field distributions of red cell membrane under the influence of induced electric field

的生物状态稳定有着重要作用。为今后研究带电离子在进出红细胞膜过程中可能受到的驱动磁场干扰及由此产生的细胞损伤,本文对红细胞膜内外电磁场进行了定量分析。虽然通过理论计算与仿真精确计算了轴流式血泵磁场分布和红细胞膜的电磁特性参数,但在实际中血液粘度、红细胞聚集等因素也会对红细胞膜表面电荷产生较大影响。因此今后需要进一步对红细胞膜受驱动磁场影响下的电磁模型进行精确与改良。

【参考文献】

- [1] 尹成科,徐博翎.植入式人工心脏无线电能传输研究进展[J].电工技术学报,2015,30(19):103-109.
YIN C K, XU B Y. Wireless power transfer for implantable ventricular assistance: a review [J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2015, 30(19): 103-109.
- [2] ABISHIRE M, DENNISON C R, RUSSELL S D. Functional status in left ventricular assist device-supported patients: a literature review[J]. J Card Fail, 2014, 20(12): 973-983
- [3] MOAZAMI N, FUKAMACHI K, KOBAYASHI M, et al. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: a translation from pump mechanics to clinical practice[J]. J Heart Lung Transplant, 2013, 32(1): 1-11.
- [4] MOZAFFARIAN D, BENJAMIN E J, GO A S, et al. Executive summary: heart disease and stroke statistics-2015 update a report from the American Heart Association[J]. Circulation, 2015, 131: e19-e166.
- [5] SHINN J A. Implantable left ventricular assist devices [J]. J Cardiovasc Nurs, 2005, 20: 522-530.
- [6] HEUSCH G, LIBBY P, GERSH B, et al. Cardiovascular remodelling in coronary artery disease and heart failure[J]. Lancet, 2014, 383: 1933-1943.
- [7] 喀蔚波,文宗曜.强磁场对红细胞流变性的影响[J].北京生物医学工程,1995,14(3):166-168.
KA W B, WEN Z Y. The effect of strong magnetic field on the rheology of red blood cells [J]. Beijing Biomedical Engineering, 1995, 14(3): 166-168.
- [8] 王益民,张伯礼,王津生,等.磁场对红细胞变形性的影响及量效学关系[J].中华物理医学与康复杂志,2000,22(5):54-55.
WANG Y M, ZHANG B L, WANG J S, et al. Effect of magnetic field on erythrocyte deformability and its quantitative effect[J]. Chinese Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2000, 22(5): 54-55.
- [9] 吴全义,丁翠兰,刘方平,等.低频交变磁场安全性的研究[J].中国医学物理学杂志,2001,18(1):44-45.

WU Q Y, DING C L, LIU F P, et al. Study on the safety of low frequency alternating magnetic field [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2001, 18(1): 44-45.

- [10] 邹方东,王喜忠,王子淑,等.脉冲电磁场对人血细胞膜的影响[J].四川大学学报(自然科学版),1999,36(5):955-959.
ZOU F D, WANG X Z, WANG Z S, et al. Influence of pulsed electromagnetic field on human blood cell membrane[J]. Journal of Sichuan University (Natural Science Edition), 1999, 36(5): 955-959.
- [11] 阮晓东,陈松松,钱伟文,等.基于溶血性能的离心式旋转血泵设计[J].中国生物医学工程学报,2011,30(3):411-415.
RUAN X D, CHEN S S, QIAN W W, et al. Design of centrifugal blood pump based on hemolysis estimation [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2011, 30(3): 411-415.
- [12] 张岩,薛高,桂幸民,等.运用三位数值模拟对人工心脏轴流血泵的设计和改造[J].中国生物医学工程学报,2007,26(1):35-41.
ZHANG Y, XUE G, GUI X M, et al. Digital simulation to the development of axial blood pump for artificial heart [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(1): 35-41.
- [13] BENTE T, BASTIAN B, JENS S, et al. Numerical analysis of blood damage potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD rotary blood pumps[J]. Artif Organs, 2015, 39(8): 651-659.
- [14] PRODAN E, PRODAN C, MILLER J H. The dielectric response of spherical live cells in suspension: an analytic solution[J]. Biophysics, 2008, 95(9): 4174.
- [15] YANG X S, HE G L, HAO Y T, et al. The role of the JAK2-STAT3 pathway in pro-inflammatory responses of EMF-stimulated N9 microglial cells[J]. Neuroinflammation, 2010, 7(1): 54.
- [16] EICHWALD C, WALLECEK J. Model for magnetic field effects on radical pair recombination in enzyme kinetics[J]. Biophys J, 1996, 71(8): 623-631.
- [17] ZHAO L, WU D, WU L F, et al. A simple and accurate method for quantification of magnetosomes in magnetotactic bacteria by common spectrophotometer[J]. Biochem Biophys Methods, 2007, 70(3): 377-383
- [18] 姚陈果,莫登斌,孙才新,等.细胞电参数对内外膜跨膜电位影响的仿真研究[J].中国生物医学工程学报,2007,26(5):739-745.
YAO C G, MO D B, SUN C X, et al. Simulation of transmembrane potentials on inner and outer membrane under different cellular electrical parameters[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(5): 739-745.
- [19] 云忠,谭建平.基于血液撞击损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析[J].中南大学学报(自然科学版),2008,39(1):135-142.
YUN Z, TAN J P. Simulation analysis of high-speed spiral blood pump based on impacting injure principle of blood[J]. Journal of Central South University (Science and Technology), 2008, 39(1): 135-142.

(编辑:黄开颜)