

基于血液剪切损伤机理的高速螺旋血泵仿真分析*

云 忠, 谭建平

(中南大学机电工程学院, 湖南 长沙 410083)

摘 要: 高速螺旋血泵内部流场形态产生的高剪切力是导致血液溶血的重要因素, 因此, 对高速螺旋血泵中血液的流体动力分析有助于血泵性能的优化及减少血液细胞的损伤。采用水力旋流理论对高速螺旋流场内血液剪切损伤机理进行了研究, 得出了红细胞剪切破碎的判定依据, 并结合所设计的植入式螺旋血泵, 应用多相悬浮体 CFD 仿真技术, 对血泵中的剪切应力场进行了仿真分析。研究表明: 所设计的高速螺旋血泵中, 剪切应力的分布能够满足血液生理要求。

关键词: 高速; 螺旋血泵; 血液; 剪切损伤

中图分类号: R318.01 **文献标识码:** A **文章编号:** 0529-6579 (2008) 01-0047-04

高速螺旋血泵由于结构简单、效率高、体积小、易植入人体等优点, 已逐渐成为人工心脏的发展趋势^[1-3]。高速螺旋血泵中由于血液流体和红细胞的时均速度梯度过大而产生的红细胞黏性剪切损伤是造成红细胞破碎而导致溶血的主要原因, 也是影响其进一步发展并走向临床的最大桎梏^[4-5]。因此, 对高速螺旋血泵流场中的血液剪切损伤机理进行研究, 找出红细胞损伤规律, 为血泵设计优化提供相应的理论依据, 具有十分重要的意义。

1 高速螺旋流场中剪切受力的推导

轴对称旋转流场中剪切应力可表示为^[6]:

$$\begin{aligned} \tau_{\theta z} &= \tau_{zr} = 0 \\ \tau_{r\theta} &= \mu_L r \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{u_\theta}{r} \right) \end{aligned} \quad (1)$$

其中 u_θ 为流体在流场中的切向速度。

对于高速旋转血泵一确定的入口流速 V_m , 其切向速度表达式为:

$$u_\theta r^n = c \quad (2)$$

式中 n 为流型常数, 当 $n = -1$ 时, 流动属有旋强制涡流; $n = 1$ 时, 流动属于无旋自由涡。考虑粘性力作用和摩擦损失, 取 $n = 0.5 \sim 0.9$ 。

根据式 (1) 可得, 高速螺旋流场的剪切应力表达式为:

$$\tau_{r\theta} = - (n + 1) c \mu_L r^{-(n+1)} = - (n + 1) \mu_L u_\theta r^{-1} \quad (3)$$

由式 (3) 可以看出, 红细胞所受的剪切力与连续相血浆的粘度 μ_L 、常数 n 、 c 及红细胞所在位置的半径 r 有关。螺旋流场各截面上的 n 值不等, 但每

个截面上 n 的值基本不随流量的变化而变化; 常数 c 与流量成正比关系, 即对于相同位置的红细胞, 其所受剪切应力随流量的增加而增加。式 (3) 还表明, 剪切应力随粘度 μ_L 的增大而增大, 即连续相血浆粘度愈大, 则对分散相红细胞的剪切应力愈大。

2 红细胞剪切受力及变形分析

剪切应力是引起红细胞旋转、变形及破碎等的主要因素。高速螺旋流场中沿半径方向上由于各点的切向速度不同, 存在着速度梯度 dv_θ/dr , 各流层之间有内摩擦力, 使分布在流场各处的分散相红细胞受切向应力作用^[7-8]。

对于直径为 d 的红细胞, 其表面张力系数为 λ , 细胞膜内外压差为 Δp , 则在静态情况时, 如图 1 (a) 所示红细胞表面 δS 上的受力关系为:

$$\left(\int_0^{2\pi} \lambda d_c d_\theta \right) d\phi = p \cdot \pi (d_c)^2 \quad (4)$$

考虑到 $\frac{dc}{d\phi}$ 为曲率半径即红细胞半径, 于是:

$$\Delta p = 4\lambda/d \quad (5)$$

在剪切应力作用下, 红细胞变形为轴对称椭球体, 剪力的作用方向如图 1 (b) 所示。

在椭球体短轴端 A 或 A' 处红细胞膜上因剪切应力 τ 的作用而承受的附加压力 $p_A = \tau$ 。因此, 此处的曲率半径为:

* 收稿日期: 2007-04-26

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (50775223)

作者简介: 云忠 (1971年生), 男, 副教授, 博士; E-mail: yunzhong@126.com

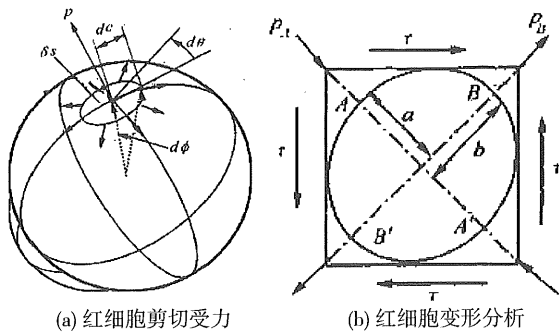


图 1 红细胞剪切受力及变形分析图

Fig. 1 The endured shear force and the distortion analysis of RBC

$$d_A = 4\lambda / (\Delta p - \tau) \quad (6)$$

同理, 椭球体短轴端 B 或 B' 处的曲率半径为:

$$d_B = 4\lambda / (\Delta p + \tau) \quad (7)$$

长轴 b 和短轴 a 的比 S 为:

$$S = \frac{b}{a} = \left(\frac{\Delta p + \tau}{\Delta p - \tau} \right)^{\frac{1}{3}} = \left(\frac{4\lambda + \tau d^{\frac{1}{3}}}{4\lambda - \tau d^{\frac{1}{3}}} \right) \quad (8)$$

反过来可求出剪切应力 τ :

$$\tau = \frac{S^3 - 1}{S^3 + 1} \cdot \frac{4\lambda}{d} \quad (9)$$

由式 (9) 可知, 红细胞的长短轴之比 S 越大, 直径为 d 的分散相红细胞在连续相血浆的剪切作用下所承受的剪切应力越大。当 $S \rightarrow \infty$ 时, 意味着红细胞完全破碎, 此时的剪切应力为:

$$\tau_e = 4\lambda / d \quad (10)$$

3 红细胞剪切破碎条件

剪切流场中, 红细胞受剪切应力作用而发生变形, 变形程度随切变率升高而增加, 同时红细胞产生坦克履带式运动。当切变率继续升高时, 红细胞就会失去变形能力而破碎。这是旋转叶轮血泵中溶血产生的主要原因。

Niimi H^[9] 的研究表明: 溶血的原因不仅与剪切应力 τ 的大小有关, 而且还与剪切应力的暴露时间 T 有关。由图 2 可见, 存在一个临界剪切应力值, 约为 1 000 Pa, 当超过这个应力值时, 就算暴露时间极短, 红细胞也会被破坏; 而当剪切应力在 150 Pa ~ 1 000 Pa 范围内, 如果暴露时间延长, 红细胞也可能发生破裂。

4 高速螺旋血泵血液剪切仿真分析

4.1 高速螺旋血泵设计模型

图 3 (a) 为所设计螺旋血泵外形图。其外径与主动脉内径吻合, 取为 20 mm; 受安装位置限制, 血泵总长为 35 mm; 为了嵌入固定用的编织缝

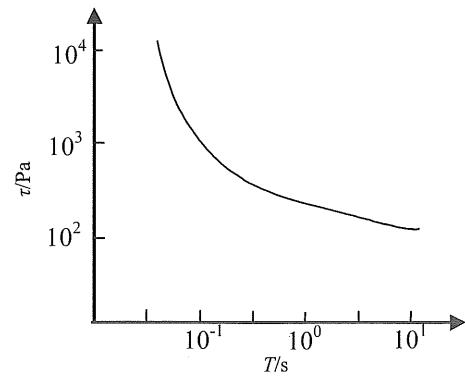


图 2 剪切应力和红细胞暴露时间关系

Fig. 2 The relation between the shear stress and the exposing time

合裙, 支架笼外壁开有相应的环形凹槽; 为改善血液流动性能, 前部设导流锥, 后部设导叶笼盖。

血泵采用外磁驱动方式, 如图 3 (b) 所示, 叶轮中固定有永磁转子, 叶片数为 4 片, 为了使血液流动时线速度变化缓慢而均匀, 进一步减小剪切应力, 叶轮主体采用流线形锥体设计, 轮毂外缘逐渐增大^[10]。叶轮长 15 mm。设计流量 5L/min, 进出口压差为 100 mmHg, 叶轮转速 10 000 r/min。

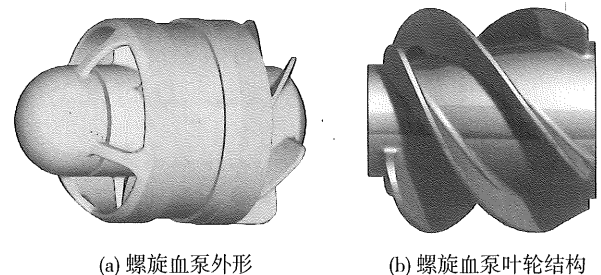


图 3 螺旋血泵设计模型

Fig. 3 The design model of spiral blood pump

4.2 高速螺旋血泵 CFD 仿真设置

血液采用两相流混合模型进行处理, 其中连续相血浆的比重取为 $1.030 \times 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$, 血浆粘度为 $1.6 \text{ mPa} \cdot \text{s}$, 分散相红细胞直径约为 $7.7 \mu\text{m}$, 约占血液总体积的 40%, 红细胞的比重约为 $1.090 \times 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$, 红细胞膜表面粘度为 $8 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 。仿真采用进出口压力条件; 叶片形成的壁面定义为旋转边界, 其转速等于叶轮转速; 其他壁面定义为无滑固壁边界。

4.3 剪切应力场仿真结果

图 4 为血泵内剪切应力分布云图, 图中 μ 为血泵内血液流动方向 (下同)。由图可见, 所设计的高速螺旋血泵内剪切应力最大值为 422.63, 主要分布在出口端的叶缘部分。

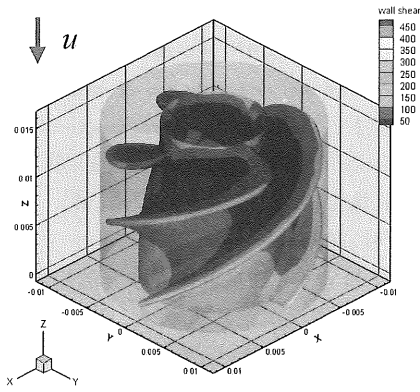


图 4 血泵内剪切应力分布云图

Fig. 4 The distribution of shear stress in blood pump

图 5 为血泵内大于红细胞剪切破损最低临界值 150 Pa 的剪切应力分布图，由图可以更清楚地看出剪切应力极值点的分布情况。

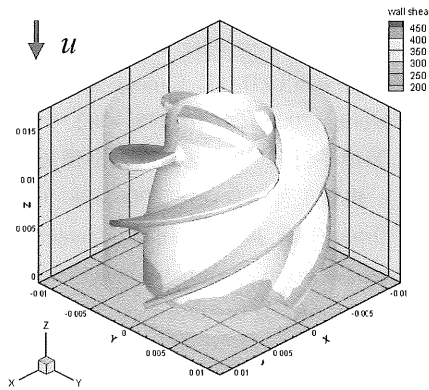


图 5 大于 150 Pa 剪切应力分布图

Fig. 5 The distribution of shear stress (> 150 Pa)

图 6、图 7 分别是剪切应力沿血泵径向和轴向的分布图。由图可见：血液所受剪切应力沿径向对称分布，在叶片边缘具有更高的应力值；血泵沿轴向的剪切应力分布较为平稳，从入口端进入叶片区域后，剪切应力即基本保持稳定，在叶轮出口处，剪切应力略有上升并达到最大值。

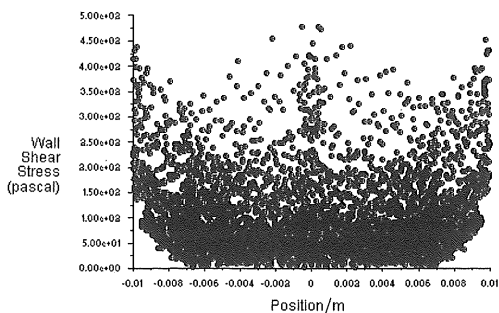


图 6 沿径向剪切应力分布

Fig. 6 The distribution of the radial shear stress

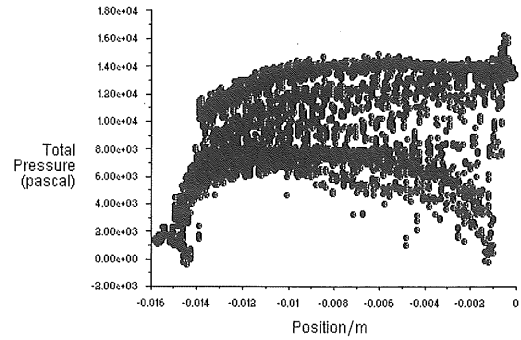


图 7 沿轴向剪切应力分布

Fig. 7 The distribution of the axial shear stress

图 8 为血泵内剪切应力分布比例柱状图。由图可见，约 90% 的剪切应力值低于临界值 150 Pa，而在 200 Pa 以上的仅为 2% 左右。考虑到血液在叶片高剪切区域停留时间很短，约为 5×10^{-3} s，所以该泵对血液的剪切作用在允许的范围，剪切应力分布可以满足血液生理要求。

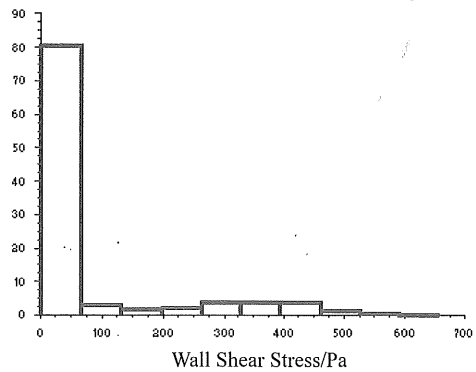


图 8 血泵内剪切应力分布比例图

Fig. 8 The distributing scale drawing of the shear stress in blood pump

5 结 论

对于高速螺旋血泵而言，血液的损伤方式主要指红细胞由于撞击、压差、剪切、湍流破碎等所引起的溶血现象，其中，由于血液流体和红细胞的时均速度梯度过大而产生的红细胞黏性剪切损伤是主要因素。红细胞的剪切破碎和红细胞本身的表面张力系数、红细胞所受剪切力大小、以及红细胞暴露在剪切应力中的时间有关。

为了减少高速螺旋血泵中血液的剪切损伤，合适的叶轮结构非常重要。仿真结果表明，所设计的高速螺旋血泵对血液的剪切作用在允许的范围，剪切应力分布可以满足血液生理要求。

参考文献:

- [1] WEISS W J. Recent improvement in a completely implanted total artificial heart [J]. *ASAIO Journal*, 1996, 42: 342 - 345.
- [2] 李津荣, 翁铭庆. 人工心脏研究进展 [J]. *国外生物医学工程分册*, 2000, 23(2): 103 - 106.
LI Jinrong, WENG Mingqing. On the development of research in artificial heart [J]. *Foreign Medicine BME*, 2000, 23(2): 103 - 106.
- [3] 云忠, 龚中良, 谭建平, 等. 旋转叶轮血泵的发展与展望 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2005, 22(1): 151 - 154.
YUN Zhong, GONG ZHONGLIANG, TAN Jianping, et al. Development and expectation of rotary impeller blood pump [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2005, 22(1): 151 - 154.
- [4] SEZAI A. Major organ function under mechanical support: comparative studies of pulsatile and nonpulsatile circulation [J]. *Artif Organs*, 1999, 23(3): 280 - 284.
- [5] 蔺嫦燕, 李冰一, 姜以岭, 等. 螺旋血泵的研制及其实验研究 [J]. *北京生物医学工程*, 2003, 22(2): 136 - 139.
LIN Changyan, LI Bingyi, JIANG Yiling, et al. Development and in vitro experiment of a spire blood pump [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2003, 22(2): 136 - 139.
- [6] 袁晓林, 袁惠新. 旋流场内液滴破碎与临界入口雷诺数的确定 [J]. *江南大学学报: 自然科学版*, 2004, 3(1): 59 - 61.
YUAN Xiao-lin, YUAN Hui-xin. Breakup of droplets in hydrocyclones and determination of critical inlet Reynolds number [J]. *Journal of Southern Yangtze University: Natural Science Edition*, 2004, 3(1): 59 - 61.
- [7] 褚良银, 陈文梅. 旋转流分离理论 [M]. 北京: 冶金工业出版社, 2002.
- [8] 胡盟明, 董守平. 油水乳化液中分散相液滴的力学行为初探—剪切流对油水乳状液分散相液滴集聚的影响 [J]. *流体力学实验与测量*, 2000, 14(4): 46 - 50.
HU Mengming, DONG Shouping. Investigation of mechanical behaviors of droplets in the discrete phase of oil-water emulsion effect of a shear flow on agglomeration of droplets in emulsion [J]. *Experiments and Measurements in Fluid Mechanics*, 2000, 14(4): 46 - 50.
- [9] 王芳群, 曾培, 茹伟民, 等. 应用 CFD 研究叶轮设计对人工心脏泵内流场的影响 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2005, 24(5): 578 - 582.
WANG Fangqun, ZENG Pei, RU Weimin, et al. An investigation of effect of impeller design on flow patterns in blood pumps with CFD [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2005, 24(5): 578 - 582.
- [10] 云忠, 谭建平, 杨剑平. 植入式微型螺旋血泵叶轮设计 [J]. *机械工程与自动化*, 2006, 138(5): 4 - 9.
YUN Zhong, TAN Jianping, YANG Jianping. Design of an embedded micro spiral blood pump impeller [J]. *Mechanical Engineering & Automation*, 2006, 138(5): 4 - 9.

Simulation Analysis of the High-speed Spiral Blood Pump Based on the Shear Injure Principle of Blood

YUN Zhong, TAN Jian-ping

(College of Mechanical & Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China)

Abstract: The high shear stress, formed in the internal flow field of high speed spiral blood pump, is an important factor leading to blood hemolysis. Hence, predication of the flow structure will assist optimization of pump design to minimize the hurt of blood cells. The study on the shear injure principle of blood in the high-speed spiral blood pump is carried with using the theory of waterpower rotated flow field. The determinant gist on the red blood cell shear fragmentation is obtained. The divisions of shear stress field in the designed embedded spiral blood pump have been simulated and analyzed by using the multiphase suspend body CFD simulation technology. The research results indicate: that the divisions of shear stress in the designed high-speed spiral blood pump can meet the requirements of blood physiology.

Key words: high speed; spiral blood pump; blood; shear injure