

文章编号: 1004-7220(2022)04-0692-07

# 含有镍钛合金丝的 PET 纺织瓣膜有限元分析及体外流体力学测试

曹宇琦<sup>1</sup>, 张博文<sup>2</sup>, 陈诗萍<sup>3</sup>, 王盛章<sup>1,2</sup>, 王璐<sup>3</sup>, 魏来<sup>4</sup>

(1. 复旦大学 工程与应用技术研究院, 生物医学工程技术研究所, 上海 200433; 2. 复旦大学 航空航天系, 生物力学研究所, 上海 200433; 3. 东华大学 纺织学院, 纺织行业生物医用纺织材料与技术重点实验室, 上海 201620; 4. 复旦大学附属中山医院 心脏外科, 上海 200032)

**摘要:**目的 利用有限元方法分析径向织入镍钛金属丝的涤纶 (polyethylene terephthalate, PET) 基纺织瓣膜力学性能, 结合体外血流动力学测试, 分析金属丝数量和分布形式对 PET 瓣膜流体动力学性能的影响。方法 使用建模软件构建在径向方向上具有不同数量和分布的金属丝 PET 瓣膜和无金属丝 PET 瓣膜三维几何模型; 根据文献和实验数据给定 PET 瓣膜和金属丝的材料属性; 使用体外脉动流实验得到 PET 瓣膜的跨瓣压差曲线作为边界条件; 利用有限元分析软件研究瓣膜在心动周期内的应力分布; 通过体外脉动流实验评估金属丝瓣膜的流体力学性能。结果 有限元分析结果表明, 径向织入镍钛金属丝可以增强对 PET 纺织瓣膜的支撑作用, 金属丝均匀分布的瓣膜在瓣叶腹部区域的支撑力及作用区域随着金属丝数量增加而增大, 金属丝分布在两侧位置的情况类似。金属丝的织入一定程度上改善 PET 瓣膜上的应力集中。脉动流实验结果表明, 织入金属丝 PET 瓣膜开闭形态的稳定性、有效开口面积、反流分数和跨瓣压差等指标均优于无金属丝的纯 PET 瓣膜。结论 在 PET 纺织瓣膜的径向方向织入金属丝可以有效减少心动周期内 PET 纺织瓣膜上的应力集中, 降低 PET 纺织瓣膜因长期受拉伸应力而导致瓣叶撕裂的可能性。金属丝的织入可提升 PET 纺织瓣膜在体外流体力学测试中的开闭稳定性, 在增加有效开口面积的同时降低 PET 瓣膜的反流分数和跨瓣压差。

**关键词:** 人工心脏瓣膜; 纺织瓣膜; 有限元分析; 脉动流测试

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.018

## Finite Element Analysis and *in vitro* Hemodynamic Testing of Polyester Textile Valves with Nitinol Wires

CAO Yuqi<sup>1</sup>, ZHANG Bowen<sup>2</sup>, CHEN Shiping<sup>3</sup>, WANG Shengzhang<sup>1,2</sup>, WANG Lu<sup>3</sup>, WEI Lai<sup>4</sup>

(1. Institute of Biomedical Engineering and Technology, Academy for Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2. Institute of Biomechanics, Department of Aerospace, Fudan University, Shanghai 200433, China; 3. Key Laboratory of Biomedical Textile Materials and Technology in Textile Industry, College of Textiles, Donghua University, Shanghai 201620, China; 4. Department of Cardiology Surgery, Zhongshan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200032, China)

**Abstract: Objective** To study mechanical properties of polyethylene terephthalate (PET)-based textile valves woven with nickel-titanium (NiTi) wires by finite element method, and combined with *in vitro* hemodynamic

收稿日期: 2022-04-01; 修回日期: 2022-05-02

基金项目: 珠海复旦创新研究院技术开发项目 (KCH2310062)

通信作者: 王盛章, 教授, E-mail: szwang@fudan.edu

testing, to analyze the effect of wire quantity and woven position on hemodynamic performance of PET textile valve. **Methods** The three-dimensional (3D) geometric models of PET valves without wires and models of PET valves with wires by different numbers and distributions in radial direction were constructed using modeling software. Material properties of PET valves and wires were given based on the literature and experimental data. The transvalvular pressure difference curves of PET valves obtained from *in vitro* pulsatile flow experiments were used as boundary conditions. Stress distributions of the valve during peak systole and diastole were studied by finite element analysis software. Hydrodynamic performance of the valve with wires was evaluated by *in vitro* pulsatile flow experiments. **Results** The finite element analysis results showed that the radially woven NiTi wires could enhance support for the PET textile valve, and support force and area of the valve in belly region of the valve leaflet with evenly distributed metal wires increased with the number of metal wires. The situation of support force was similar for silk distributions on both sides of the belly. The weaving of wires reduced stress concentration on the PET textile valve to a certain extent. The pulsatile flow experiment results showed that the stability of opening and closing shapes, effective opening area (EOA), regurgitation fraction (RF) and transvalvular pressure differences for two kinds of the PET valves with woven wires were better than those of the PET valves without wires. **Conclusions** Weaving metal wires in radial direction of the PET textile valve can effectively reduce stress concentrations on the PET textile valve during the cardiac cycle, and reduce tearing possibility of the valve leaflet. The woven metal wires can improve opening and closing stability of PET textile valve in *in vitro* hydrodynamic test, increase EOA and reduce RF and transvalvular pressure difference of the PET valve.

**Key words:** prosthetic heart valve; textile valve; finite element analysis; pulsatile flow testing

瓣膜性心脏病是指一个或多个瓣膜发生钙化、关闭不严等病变,从而导致心脏功能异常甚至最终心衰的一类疾病。根据资料显示,我国瓣膜性发病率为3.8%,有约2 500万患者<sup>[1]</sup>。目前瓣膜性疾病的主流治疗方式是通过外科或微创介入手术进行人工心脏瓣膜置换,临床上使用的人工心脏瓣膜主要分为机械瓣和生物瓣。机械瓣耐用性好但易引起血栓,患者需要长期服用抗凝药物。生物瓣生物相容性好,血流动力学性能优异,但耐久性差<sup>[2]</sup>。这些固有缺陷限制了机械瓣和生物瓣的应用场景和使用寿命。因此,针对人工心脏瓣膜研究新材料和方法的重大意义。

医用纺织品在均匀性、力学性能和透水性能方面具有先天的优势<sup>[3-4]</sup>。纱线作为功能织物的主要材料,能够提供优秀的力学性能和强度稳定性,其中涤纶(PET聚酯纤维)长丝被证明具有良好的生物相容性<sup>[5]</sup>。已有研究者尝试利用纺织成型技术构建人工心脏瓣膜。Heim等<sup>[6]</sup>通过设计人工心脏瓣膜的纺织成型方法制备纺织瓣膜,并在体内和体外进行验证。结果表明,纺织瓣膜在成型过程中允许对纺织材料进行精确的尺寸设置。体外实验验证了纺织瓣膜具有良好的动态开闭性能,早期的体

内测试证实了纺织瓣膜作为人工心脏瓣膜的潜力。李慧慧等<sup>[7]</sup>以医用聚酯为原材料设计制备具有力学各向异性的涤纶纺织瓣膜,结果证明使用涤纶长丝结合纺织成型工艺可以制备出接近牛心包生物瓣性能要求的涤纶纺织瓣膜。为了改善心动周期内纺织瓣膜上的应力集中情况,王璐等<sup>[8]</sup>提出一种径向增强的纺织基人工心脏瓣膜制备方法,使用生物相容性和力学性能优异的镍钛金属丝,通过径向织入方式增强PET纺织瓣膜的力学性能。本文基于有限元分析方法和体外流体力学实验,研究织入镍钛金属丝的数量和分布形式对PET纺织瓣膜应力分布和血流动力学性能的影响,为进一步优化纺织基人工心脏瓣膜的设计提供帮助。

## 1 方法

首先,基于计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)软件构建纯PET瓣膜和6种不同径向织入金属丝的PET瓣膜模型;然后,通过有限元方法分析7种瓣膜在心动周期内的应力分布,研究径向织入的镍钛金属丝在减少PET纺织瓣膜心动周期内应力集中和增强对PET瓣膜径向支撑作用的效果;最后,对纯PET瓣膜和金属丝增强的PET

纺织瓣膜进行体外流体力学测试,并对比分析其动态闭合性能,以及有效开口面积(effective orifice area,EOA)、反流分数(regurgitant fraction,RF)等血流动力学指标。

### 1.1 有限元仿真

**1.1.1 瓣膜三维几何模型建立** 根据东华大学提供的PET纺织瓣膜几何模型,使用3D建模软件SolidWorks 2020(Dassault公司,法国)构建PET纺织瓣膜,其中瓣膜厚度为152 μm,直径为23 mm。

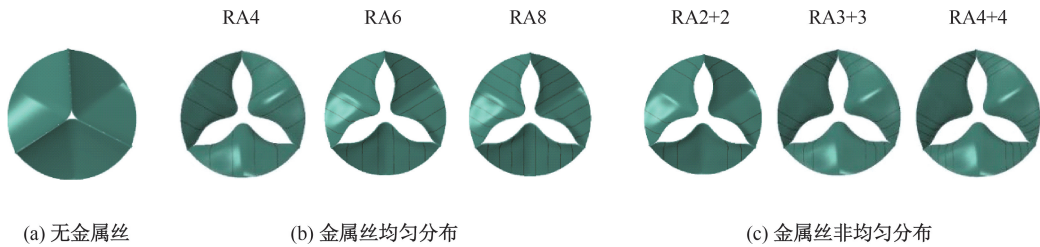


图1 PET瓣膜与6种金属丝PET瓣膜初始有限元模型

Fig. 1 Initial finite element models of PET valve and six PET valves with wires (a) Without wires, (b) Uniform distribution of wires, (c) Non-uniform distribution of wires

**1.1.2 有限元模型和网格划分** 将7种瓣膜的几何模型导入有限元分析软件ABAQUS 2020(Dassault公司,法国)中。由于无应力状态时织有金属丝PET瓣膜会在镍钛金属丝的弹性回复力下产生初始变形,故在预处理中对金属丝PET瓣膜的心室侧施加4 kPa初始应力,使金属丝PET瓣膜部分打开。

**1.1.3 本构模型和材料参数** PET瓣膜中径向织入的金属丝为镍钛记忆合金,选择ABAQUS内置的

将直径为0.1 mm的金属丝按照不同的数量和分布形式嵌入PET瓣膜模型的厚度中心面,得到6种径向织入金属丝的PET瓣膜模型(见图1)。金属丝的分布形式为均匀分布和非均匀分布。其中,均匀分布是指在PET瓣膜3片瓣叶的径向方向上均匀织入4、6、8根金属丝(记为RA4、RA6、RA8),非均匀分布是指在瓣叶腹部位置两侧的径向方向上各织入2、3、4根金属丝(记为RA2+2、RA3+3、RA4+4)。

镍钛合金超弹性本构模型作为金属丝的本构关系。镍钛金属丝的材料属性通过拉伸实验测得,其中金属丝丝径0.1 mm,试验段长度100 mm,加载速率2 mm/min。对镍钛金属丝进行循环载荷的实验,即先拉伸7 mm(对应7%工程应变),以相同速率复位至0 mm,复位后再以相同速率拉伸至丝材断裂,记录以上过程中工程应力与工程应变数据,换算为实际应力和实际应变后计算材料参数。镍钛金属丝的材料属性如表1所示。

表1 实验测得的镍钛金属丝材料属性

Tab. 1 Experimentally measured material properties of nickel-titanium wires

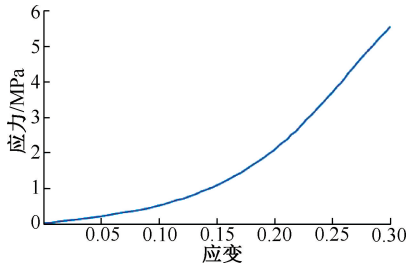
$E_A$ /MPa	$\mu_A$	$E_M$ /MPa	$\mu_M$	$\mu_L$	$\sigma_L^S$ /MPa	$\sigma_L^E$ /MPa	$\sigma_U^S$ /MPa	$\sigma_U^E$ /MPa
54 834.03	0.3	21 360.73	0.3	0.034 6	591.78	616.47	397.48	237.88

注: $E_A$ 、 $\mu_A$ 分别为奥氏体弹性模量、泊松比; $E_M$ 、 $\mu_M$ 分别为马氏体弹性模量、泊松比; $\mu_L$ 为转变应变; $\sigma_L^S$ 、 $\sigma_L^E$ 分别为加载平台开始、结束应力; $\sigma_U^S$ 、 $\sigma_U^E$ 分别为卸载平台开始、结束应力。

选择Ogden各向同性超弹性本构模型作为PET瓣膜主体的本构关系,其应变能方程为:

$$U = \sum_{i=1}^3 \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

式中: $\bar{\lambda}_i$ 为缩减主伸长率, $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$ ;  $\lambda_i$ 为主伸长率; $\mu_i$ 、 $\alpha_i$ 和 $D_i$ 为温度相关的材料参数。PET瓣膜材料属性根据文献[9]中的应力-应变曲线获得,在ABAQUS中使用Ogden本构模型进行拟合。PET瓣膜的应力-应变曲线如图2所示。

图2 PET瓣膜应力-应变曲线<sup>[9]</sup>Fig. 2 Stress-strain curve of polyester valve<sup>[9]</sup>

使用有限元软件 HyperMesh 17.0 (Altair 公司, 美国) 对 PET 金属丝瓣膜进行网格划分。其中, 镍钛金属丝的网格采用梁单元, 单元子类型为 B31; 6 种不同分布的金属丝网格数量范围为 234~360。PET 瓣膜网格采用六面体单元, 单元子类型为 C3D8R, 网格数量为 17 808。网格划分结果如图 3 所示。

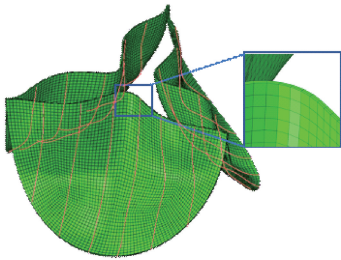


图3 瓣膜 RA6 镍钛金属丝 (红色部分) 与 PET 瓣膜网格模型

Fig. 3 Mesh model of wires (red part) and polyester valve in valve RA6

对于有限元模拟, 网格数量会影响其计算精度和计算成本, 故需要检验计算结果对网格的依赖性。分别设置模型网格单元尺寸为原尺寸的 0.67、1.00、1.67 倍, 并在相同的跨瓣压差下进行验证。结果表明, 在峰值收缩期, 瓣膜上的最大位移分别为 9.00、9.05、9.29, 误差在 3.2% 内, 故认为利用原计算网格所获得的结果可信。

**1.1.4 边界条件、载荷与求解设置** 由于 PET 纺织瓣膜的 3 个瓣叶被约束在零位移的瓣膜支架上, 故对瓣膜附着边采用完全固定的约束。使用 PET 纺织瓣膜体外流体力学测试得到的跨瓣压差作为有限元分析的边界条件, 在瓣膜心室侧表面施加均匀的压力, 大小为瓣膜两侧的跨瓣压差, 即心室压-主动脉压 (见图 4)。计算采用显式求解, 时间步设置为  $1 \times 10^{-6}$ , 以保证求解的稳定性。瓣叶间采用基

于罚函数的接触算法, 摩擦因数为 0.1。计算过程中, 保持动能与内能之比小于 5% 以实现准静态过程。

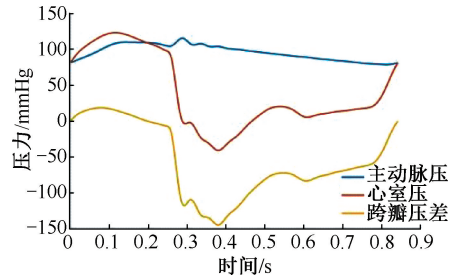


图4 PET 纺织瓣膜在模拟心动周期内压力曲线

Fig. 4 Pressure curve of PE textile valve in simulated cardiac cycle

注: 1 mmHg = 0.133 kPa。

## 1.2 体外流体动力学实验

**1.2.1 瓣膜制备** 纺织瓣膜以涤纶长丝 (PET) 或/和镍钛合金丝 (NiTi) 为原料, 采用无缝机织微型管道成型技术和模压辅助成型技术制得<sup>[8]</sup>, 随后与脉动流测试夹具进行组装。

**1.2.2 体外脉动流实验** 体外脉动流测试系统为上海心瓣测试设备有限公司生产的模块化人工心脏脉动流性能测试机, 该脉动流测试机满足 ISO 5840 国际标准<sup>[10]</sup>。PET 瓣膜和镍钛-PET 瓣膜安装在主动脉瓣位置进行测试, 流体动力学测试条件设置为: 平均主动脉压为 100 mmHg (13.3 kPa, 1 mmHg = 0.133 kPa)、心率为 70/min, 心输出量为 5 L/min, 收缩期占比为 35%, 工作流体为 37 °C 的 0.9% 生理盐水。使用高速成像相机以 200 帧/s 速度记录瓣膜在整个心动周期内的瓣叶运动形态。脉动流测试系统记录连续 10 个心动周期内的流量、压力数据, EOA、RF 等流体动力学参数的计算公式如下:

$$EOA = \frac{Q_{VRMS}}{51.6 \sqrt{\frac{\Delta p}{\rho}}} \quad (2)$$

$$Q_{VRMS} = \sqrt{\frac{\int_{t_1}^{t_2} q_v^2(t) dt}{t_2 - t_1}} \quad (3)$$

$$RF = \frac{\int_{t_3}^{t_4} -q_v(t) dt}{SV} \times 100\% \quad (4)$$



式中:EOA 为有效开口面积,单位  $\text{cm}^2$ ;  $\Delta p$  为平均压差(正压期间),单位  $\text{mmHg}$ ; 51.6 为流量系数;  $\rho$  为测试液体的密度,单位  $\text{g}/\text{cm}^3$ ;  $Q_{\text{VRMS}}$  为正压期间的前向流(单位  $\text{mL}/\text{s}$ )均方根;  $q_v^2(t)$  为  $t$  时刻正向流量;  $t_1$ 、 $t_2$  分别为正压初始、结束时刻。RF 为反流分数;  $q_v(t)$  为  $t$  时刻反向流量;  $t_3$ 、 $t_4$  分别为反流开始、结束时刻;SV 为每搏输出量。

## 2 结果

### 2.1 有限元结果分析

峰值收缩期和舒张期 7 种瓣膜瓣叶上的应力分布如图 5 所示。瓣膜完全打开时,瓣膜上的应力主要以最大拉应力形式存在,应力集中区域主要分布在瓣膜的附着边和腹部下方区域。其中,附着边和腹部区域外侧的应力集中区域为压应力,而附着边内侧有部分拉应力集中区域出现。瓣膜完全关

闭时,瓣膜上的应力形式主要为拉应力,应力集中区域分布在瓣膜的附着边、自由边、腹部区域以及 3 片瓣叶的中心接合区域。其中,附着边外侧主要为拉应力集中,内侧为压应力集中;自由边与附着边外侧交界处为拉应力集中;瓣膜的腹部区域为拉应力集中;3 片瓣叶的中心接合区为压应力集中区域。由于瓣叶的附着边受瓣架固定约束,在瓣膜关闭时其附着边及与自由边交界处会受到较大拉伸应力,长期的应力集中会导致纺织瓣膜的瓣叶撕裂失效。

瓣膜完全打开时,对比无金属丝的纯 PET 瓣膜,在织入一定数量金属丝后,瓣叶的腹部的内侧和外侧的压应力集中区域的面积明显减小。此外,对比 6 个织有金属丝的瓣膜全开时的  $45^\circ$  角视图中瓣叶内侧的应力分布可以观察到:① 金属丝均匀分布的 3 个瓣膜(RA4、RA6、RA8)瓣叶内侧的应力集

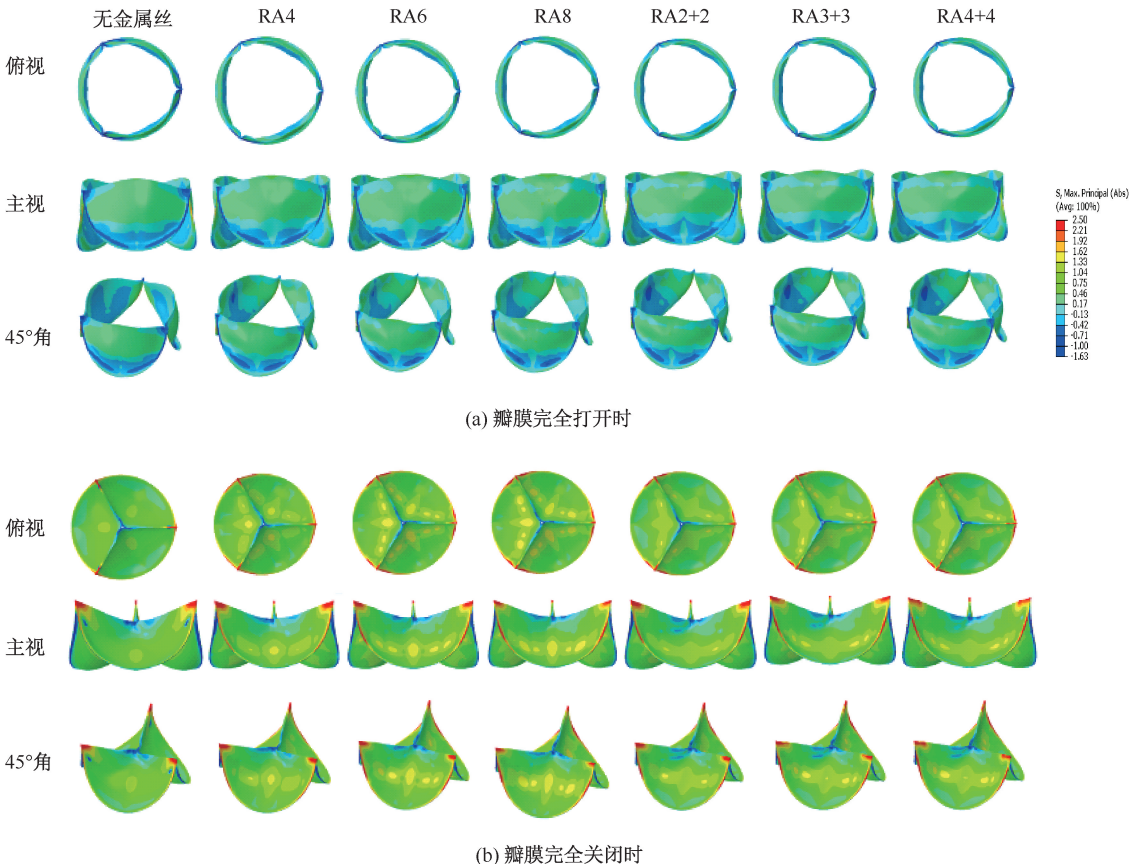


图 5 瓣膜完全开闭时应力分布

Fig. 5 Stress distributions on the valve at the moment of complete opening and closing (a) Under complete opening of the valve, (b) Under complete closing of the valve

中情况随着织入金属丝的数量增多而逐渐改善; ② 金属丝非均匀分布的 3 个瓣膜(RA2+2、RA3+3、RA4+4)瓣叶内侧的应力集中分布于无金属丝覆盖的区域。由瓣膜完全闭合时的应力分布可以看出, 相比无金属丝的纯 PET 瓣膜, 在织入金属丝后, 瓣叶受到金属丝的支撑作用, 具体表现为腹部出现约 1.33 MPa 的应力区域, 同时支撑作用使得瓣叶在自由边与附着边交界处的高拉伸应力集中区域的拉伸应力相对于纯 PET 瓣膜有所降低。进一步对比 6 种织入金属丝的瓣膜可以观察到: ① 均匀分布金属丝的 3 个瓣膜(RA4、RA6、RA8)瓣叶腹部处支撑力大小和支撑力作用面积随着织入金属丝的数量增多而增大; ② 非均匀分布金属丝的 3 个瓣膜(RA2+2、RA3+3、RA4+4)在腹部的支撑力区域面积大致相同, 两侧的支撑力强度随着金属丝的数量增多而增加[见图 5(a)]。

瓣膜完全开合时, PET 瓣膜上的最大主应力为 2.17 MPa, 6 种金属丝瓣膜上最大主应力均小于无金属丝织入的 PET 瓣膜。其中, RA4 分布形式的金属丝 PET 瓣膜上最大主应力最小, 为 1.86 MPa, 相对于 PET 瓣膜下降了约 14.3%。瓣膜完全关闭时的情况与瓣膜关闭时类似, PET 瓣膜上的最大主应力为 4.10 MPa, 大于 6 种金属丝瓣膜。除 RA4 瓣膜外, 其余分布形式金属丝 PET 瓣膜上的最大主应力均小于 4 MPa。此时, RA8 瓣膜上的最大主应力最小, 为 3.30 MPa, 相对于 PET 瓣膜下降了约 19.5% [见图 5(b)]。

## 2.2 体外流体力学测试结果分析

综合考虑有限元模拟结果和金属丝分布形式, 本文制备 RA6 和 RA4+4 两种金属丝增强的 PET 瓣膜和作为对比研究的无金属丝 PET 瓣膜, 通过高速成像设备记录体外脉动流测试时 3 种瓣膜在心动周期内峰值收缩、舒张期的正面照片。可以看出, 两种织入金属丝的瓣膜在体外脉动流测试中, 均可以有效地打开和关闭, 在关闭时无可见缝隙, 在收缩期可以充分打开并且瓣叶无异常扭曲变形。与之相反的是, 纯 PET 瓣膜在关闭时, 瓣叶之间相互挤压, 导致瓣叶的自由边无法正确接合, 出现扭曲变形现象。在峰值收缩期时, 纯 PET 瓣膜打开不够充分, 瓣叶有局部弯曲和坍塌的迹象。造成上述差异可能的原因是: 峰值收缩期, 镍钛金属丝提供足够的支撑力使得瓣膜可以充

分打开; 舒张期, 在镍钛金属丝的约束下, 瓣膜关闭时瓣叶无扭曲和塌陷[见图 6(a)]。

在 5 L/min 心输出量下采集 3 种瓣膜在 10 个连续心动周期的 EOA、RF、跨瓣压差 3 个血流动力学性能评价指标, 并对每个输出变量在该 10 个心动周期内的测量值或计算值求平均值。体外脉动流测试结果显示, 无金属丝的 PET 瓣膜的 EOA 最小, RF 和跨瓣压差最大; RA6 瓣膜 EOA 最大; RA4+4 瓣膜的 RF 和跨瓣压差两项指标最小[见图 6(b)]。上述 3 种纺织瓣膜的体外脉动流测试结果均满足 ISO 5840 对于人工心脏瓣膜的血流动力学性能的要求, 其中织入金属丝的 PET 瓣膜的血流动力学性能优于无金属丝的 PET 瓣膜。

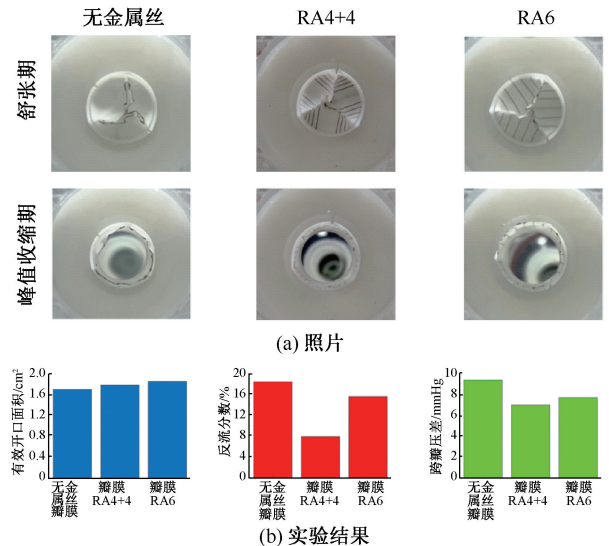


图6 脉动流实验瓣膜特征时刻照片与实验结果

Fig. 6 Photographs of valve characteristic moments and experimental results in pulsatile flow experiments

(a) Photos, (b) Experimental results

## 3 讨论

生物瓣膜和机械瓣膜是迄今为止使用最广泛的人工心脏瓣膜假体, 但生物瓣由于钙化等因素存在耐久性问题, 机械瓣则存在血栓栓塞的风险<sup>[11]</sup>。这些缺陷限制了目前人工心脏瓣膜的应用场景。一系列研究表明, 纺织瓣膜具有灵活的瓣叶, 类似于生物瓣膜, 可以模拟原生瓣膜的血流动力学; 但与生物瓣膜不同, 纺织瓣膜可以通过材料选择和织物结构设计等方式提升纺织瓣膜的耐用性<sup>[12]</sup>。本

文基于有限元方法研究 6 种径向分布镍钛金属丝的 PET 瓣膜在心动周期内的应力分布情况,并对 PET 瓣膜和金属丝增强的 PET 瓣膜进行体外脉动流测试。结果发现,织入镍钛金属丝可以改善 PET 瓣膜在峰值收缩期时的应力集中,并且提升 PET 瓣膜的血流动力学性能,包括增大 EOA,减小 RF 和跨瓣压差。本研究验证了利用镍钛金属丝增强纺织瓣膜性能的可行性,为优化纺织基人工心脏瓣膜的设计提供参考。

本研究也存在一些局限性:① 在织入金属丝的 PET 瓣膜建模中做了一定简化处理,包括 PET 纺织瓣膜的材料属性来源于参考文献、金属丝通过嵌入方式植入 PET 瓣膜的厚度中心面中。② 考虑瓣膜零应力状态时镍钛金属丝对瓣膜的初始作用力,在 6 种金属丝瓣膜有限元模型的预处理中,对 6 种瓣膜加载相同初始压力使其部分打开。这在一定程度上符合实际情况,但未考虑不同数量和分布形式金属丝对 PET 瓣膜初始作用力的影响,只做了简化的统一处理。③ 流体运动是影响瓣膜运动的因素之一<sup>[13]</sup>。本文在瓣膜心动周期内的运动过程模拟中完全采用静态分析,未考虑脉动流体的影响。上述这些简化情况会造成有限元模拟结果与真实结果存在一定的偏差。在将来的工作中,需要进一步优化有限元模型,考虑脉动流的影响,增加金属丝瓣膜的脉动流测试样品,更加准确研究金属丝对纺织 PET 瓣膜力学性能的影响。

## 4 结论

本文利用有限元方法和体外流体力学实验研究径向织入镍钛金属丝对 PET 纺织瓣膜力学性能的影响,得到以下主要结论:

径向织入镍钛金属丝可以增强对 PET 纺织瓣膜的支撑作用,其中金属丝均匀分布的瓣膜在瓣叶腹部区域的支撑力随着金属丝数量增加而增大,金属丝分布在两侧位置的瓣膜趋势类似;金属丝的织入在一定程度上减少了 PET 纺织瓣膜上的应力集中,降低了 PET 瓣膜因长期受拉伸应力而导致瓣叶撕裂的可能性;织入金属丝的 PET 瓣膜在模拟心动周期内的动态闭合性能均优于无金属丝的 PET 瓣

膜;此外,相比于无金属丝的 PET 瓣膜,金属丝 PET 瓣膜 EOA、RF、跨瓣压差等血流动力学参数均有明显改善。研究结果对新材料人工心脏瓣膜的结构优化设计具有指导价值。

## 参考文献:

- [1] 高润霖. 中国心瓣膜病现状 [J]. 华西医学, 2018, 33(2): 127-131.
  - [2] LI RL, RUSS J, PASCHALIDES C, *et al.* Mechanical considerations for polymeric heart valve development: Biomechanics, materials, design and manufacturing [J]. *Biomaterials*, 2019, 225(38): 119493.
  - [3] 刘泽望, 李刚, 李毓陵, 等. 生物医用纺织人造血管的研究进展 [J]. *纺织学报*, 2017, 38(7): 155-163.
  - [4] XIE M, LI Y, ZHAO Z, *et al.* Development of silk fibroin-derived nanofibrous drug delivery system in supercritical CO<sub>2</sub> [J]. *Mater Lett*, 2016, 167(6): 175-178.
  - [5] LIU Z, ZHENG Z, CHEN K, *et al.* A heparin-functionalized woven stent graft for endovascular exclusion [J]. *Colloids Surf B*, 2019, 180(8): 118-126.
  - [6] HEIM F, DURAND B, CHAKFE N. Textile heart valve: Novel shaping process and material performances [J]. *Mater Manuf Process*, 2011, 26(10): 1303-1309.
  - [7] 李慧慧, 陈诗萍, 魏岑, 等. 涤纶基人工心脏瓣膜的设计制备及其物理和力学性能初探 [J]. *生物医学工程学进展*, 2021, 42(2): 78-82.
  - [8] 王璐, 陈诗萍, 魏岑, 等. 一种径向增强的纺织基人工心脏瓣膜. 中国: 113274169A [P].
  - [9] GALLOCHER SL. Durability assessment of polymer trileaflet heart valves [D]. Miami: Florida International University, 2007.
  - [10] Cardiovascular implants-Cardiac valve prostheses-Part 1: General requirements (ISO 5840-1: 2015) [S]. 2015.
  - [11] BEZUIDENHOUT D, ZILLA P. Flexible leaflet polymeric heart valves [M]//Cardiovascular and cardiac therapeutic devices. Berlin: Springer, 2013: 93-129.
  - [12] BARK JR DL, YOUSEFI A, FORLEO M, *et al.* Reynolds shear stress for textile prosthetic heart valves in relation to fabric design [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 60(8): 280-287.
  - [13] 刘桂梅, 潘友联, 付文字, 等. 主动脉瓣部分关闭和完全开放的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(2): 95-100.
- LIU GW, PAN YL, FU WY, *et al.* Finite element analysis on partially closed and fully opened aortic valve [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(2): 95-100.