

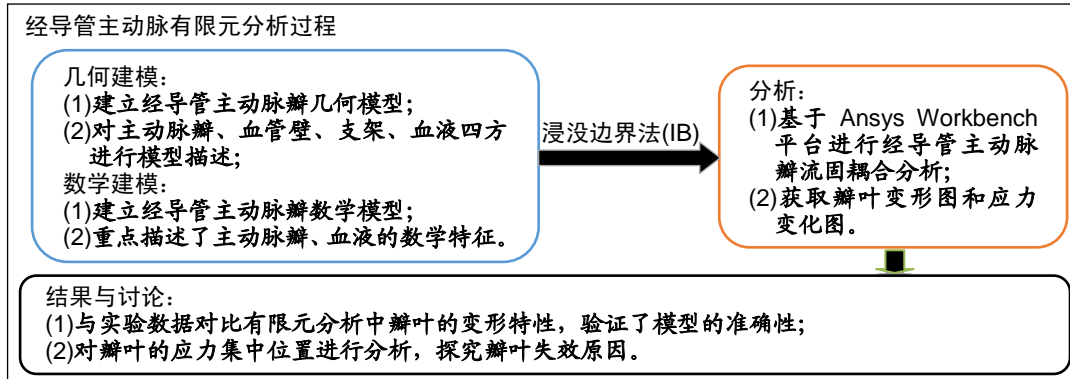
经导管主动脉瓣流固耦合分析

朱宏伟, 袁 泉, 刘杏铭, 丛 华(山东大学机械工程国家级实验教学示范中心, 高效洁净机械制造教育部重点实验室, 山东省济南市 250061)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.1575

ORCID: 0000-0003-0278-4112(朱宏伟)

文章快速阅读:



朱宏伟, 男, 1994 年生, 山东省莱芜市人, 山东大学机械工程学院在读硕士, 主要从事生物力学方面的研究。

通讯作者: 袁泉, 教授, 硕士生导师, 山东大学机械工程学院, 山东省济南市 250061

文献标识码: B

稿件接受: 2018-10-10



文题释义:

经导管主动脉瓣置换: 主动脉瓣发生病变后无法正常工作, 通过心尖、股动脉或肺动脉送入介入导管, 将人工心脏瓣膜输送至主动脉瓣区打开, 从而完成人工瓣膜置入, 恢复瓣膜功能。手术无需开胸, 因而创伤小、术后恢复快。由有经验的心血管内科医师实施。

经导管主动脉瓣流固耦合分析: 通过三维建模建立经导管主动脉瓣有限元分析的几何模型, 研究主动脉瓣与血液的流固耦合理论, 通过进行有限元分析, 研究主动脉瓣变形特点和应力分布。变形特点通过实验对比分析其工作性能, 应力分布目前实验无法获取。采用有限元软件进行分析, 是目前经导管主动脉瓣研究中成本较低和时效较快的方案, 可获得更为优化的经导管主动脉瓣结构。

摘要

背景: 心脏瓣膜病的治疗手段主要为心脏瓣膜置换术。与开胸手术比较, 以经导管主动脉瓣置换术为代表的介入式换瓣手术具有创口小、恢复快的特点。目前国内经导管主动脉瓣置换术的应用范围仍较小, 研究主要在患者术后的生理条件变化, 少有对经导管主动脉瓣模型本身的分析。

目的: 探究经导管主动脉瓣变形特点和应力分布, 验证其工作性能。

方法: 建立包括主动脉瓣、血管壁、血液和支架的经导管主动脉瓣有限元几何模型和数学模型, 采用浸没边界法进行流固耦合分析, 计算有效开口面积指数进行实验对比, 验证模型的工作性能。

结果与结论: ①经导管主动脉瓣在血液冲击过程中, 瓣叶变形最大且存在卷曲, 最大变形处发生在瓣叶自由边 1/4 处和 3/4 处; ②经导管主动脉瓣模型等效应力最大处在支架上, 但其变形较小, 瓣叶应力集中位置在自由边卷曲明显处和缝合边与支架接触的缝合点上, 是容易发生瓣叶破坏的位置; ③经脉动流实验验证, 模型变形过程和有效开口面积均与实验结果接近, 所建模型合理有效。

关键词:

经导管主动脉瓣置换; 心脏瓣膜病; 流固耦合; 浸没边界法; 支架; 变形分析; 应力分析; 有效开口面积指数; 国家自然科学基金

主题词:

主动脉瓣; 心脏瓣膜疾病; 组织工程

中图分类号: R459.9; R318.01

基金资助:

国家自然科学基金(31170906), 项目负责人: 袁泉

Zhu Hongwei, Master candidate, National Demonstration Center for Experimental Mechanical Engineering Education of Shandong University, Key Laboratory of High-Efficiency and Clean Mechanical Manufacture of Ministry of Education, Jinan 250061, Shandong Province, China

Corresponding author: Yuan Quan, Professor, Master's supervisor, National Demonstration Center for Experimental Mechanical Engineering Education of Shandong University, Key Laboratory of High-Efficiency and Clean Mechanical Manufacture of Ministry of Education, Jinan 250061, Shandong Province, China

Fluid structure interaction analysis of transcatheter aortic valve implantation

Zhu Hongwei, Yuan Quan, Liu Xingming, Cong Hua (National Demonstration Center for Experimental Mechanical Engineering Education of Shandong University, Key Laboratory of High-Efficiency and Clean Mechanical Manufacture of Ministry of Education, Jinan 250061, Shandong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Cardiac valve replacement provides an effective therapeutic means for valvular heart disease. Compared with thoracotomy surgery, interventional treatment, typified by transcatheter aortic valve implantation, has the advantages of minor trauma and rapid recovery. At present, the transcatheter aortic valve replacement is

rarely applied in clinical practice. Existing studies mainly focus on the changes of physiological conditions after surgery, while little is reported on the transcatheter aortic valve models.

OBJECTIVE: To explore the deformation and stress distribution features of the transcatheter aortic valve, and to verify its working performance.

METHODS: The finite element geometric model and mathematical model of the aortic valve, including the aortic valve, blood vessel wall, blood and stent, were established. The fluid structure interaction analysis was carried out by the immersion boundary method, and the effective orifice area index was calculated to verify the performance of the model.

RESULTS AND CONCLUSION: During the course of blood shock, the valve leaflets were curl, and the maximum deformation occurred at 1/4 and 3/4 of the valve leaflet free edge. The largest equivalent stress of the aortic valve model was on the stent, but it is almost uniform. The stress concentration of the valve leaflets was located at the curved site of the free edge and the suture points of the leaflets and stents, where a damage easily occurred. The dynamic flow experiments show that the process of the simulation model deformation and effective orifice area index are close to the experimental results. Therefore, the simulation model is reasonable and effective.

Subject headings: Aortic Valve; Heart Valve Diseases; Tissue Engineering

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 31170906 (to YQ)

0 引言 Introduction

人体心脏瓣膜如同一个开关频繁的阀门, 每个心动周期都要经历一次打开和关闭的过程。频繁的压力作用, 导致心脏瓣膜成为人体容易发生病变的结构^[1-3]。而心脏瓣膜一旦发生较为严重的病变, 需要及时治疗, 否则将严重威胁人类的生命安全。心脏瓣膜病变主要为钙化、变形等物理病变, 缺乏有效的靶向治疗药物, 心脏瓣膜置换术是其主要治疗手段^[4-7]。每年全世界进行心脏瓣膜手术的患者高达28万^[8-9]。心脏瓣膜置换术主要分为开胸手术治疗和介入治疗。开胸手术治疗患者的恢复期较长, 对于心功能较弱、恢复能力差的患者, 开胸手术风险极大, 手术失败率高; 相比较而言, 介入治疗创口较小, 患者恢复速度快, 对患者身体状态的影响小^[10-13]。介入式换瓣手术具有广阔的发展空间, 经导管主动脉瓣置换术是一种典型的介入式换瓣手术, 其采用的经导管主动脉瓣结构主要有瓣叶、支架和缝合缘等, 并搭配导管、导丝等辅助工具^[14-16], 其中瓣叶主要采用生物瓣膜, 性能更为优化的组织工程瓣尚在研究之中, 暂时无法实现临床应用^[17-19]。目前中国经导管主动脉瓣置换术主要应用于开胸手术高危的患者, 仅有900余例, 尚处于起步阶段, 经导管主动脉瓣的进步和发展可帮助实现临床应用上的突破^[20-23]。因此, 实验对经导管主动脉瓣进行研究, 建立了包含瓣叶、血液、支架和血管壁是经导管主动脉瓣仿真模型, 针对生物瓣膜流固耦合分析中流场的复杂性, 引入浸没边界(IBM)法对瓣叶和血液的耦合过程进行边界处理, 采用仿真软件进行瓣叶的变形分析和受力分析, 另外与脉动流实验结果进行对比, 分析瓣叶的打开效果。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 经导管主动脉瓣流固耦合分析模型设计。

1.2 时间及地点 实验于2018年2至7月在山东大学机械工程国家级实验教学示范中心、高效洁净机械制造教育部重点实验室完成。

1.3 材料 软件: Creo2.0, Ansys 18.0。

1.4 实验方法 经导管主动脉瓣模型分为几何模型和数学模型, 其中几何模型描述了瓣叶、血液、支架和血管壁的几何形态特征, 数学模型描述了瓣叶和血液的物理特性

及边界条件。

1.4.1 经导管主动脉瓣几何模型 瓣叶模型利用椭球面建立与血管壁相匹配的圆锥面, 进而得到椭球面生物瓣膜的曲面模型, 设置瓣叶的厚度为0.4 mm, 瓣环直径为25 mm, 瓣叶最大高度为15.12 mm。血液模型和血管壁模型基于临床MRI扫描数据, 获取主动脉外形尺寸参数, 选取了长度为40 mm包含动脉窦位置处的主动脉进行建模, 所建血液模型在瓣环处直径为25 mm, 血管壁模型为血液模型抽壳获得, 1 mm均匀壁厚。支架模型设计为2组波型支撑体, 中间连接筋为直短杆状, 支架横截面尺寸为0.8 mm×0.4 mm, 外径与血管壁瓣膜处内径保持一致, 为25 mm, 高度为38 mm。以上模型均在Creo软件中绘制并组装, 建模完成后的经导管主动脉瓣几何模型, 见图1。

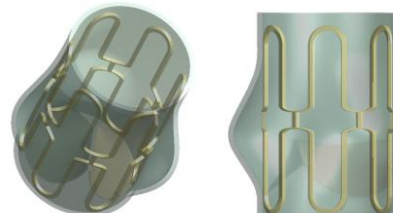


图1 经导管主动脉瓣几何模型

Figure 1 Transcatheter aortic valve geometric model

1.4.2 经导管主动脉瓣数学模型

瓣叶数学模型: 经导管主动脉瓣选用的瓣叶模型为生物瓣膜, 对生物瓣膜进行精确化建模获得准确的本构模型, 对仿真测试至关重要。考虑原生瓣膜的组织成分, 瓣叶材料中含有大量水, 水所具有的不可压缩性和黏性在瓣膜上有所体现, 其他成分的存在导致瓣膜也具有弹性特征^[24-26]。因此, 将瓣叶描述为不可压缩弹性材料^[27]。

为更好地对瓣叶变形进行运动学描述, 引入拉格朗日坐标系进行运动学描述。该坐标系的特点是坐标固定在物质点上, 坐标系随物质点的运动而变化。用 $x \in \Omega_0$ 表示初始坐标系下占据空间位置 x 的材料点, $X \in \Omega_t$ 表示在 t 时刻当前坐标系上 X 位置的材料点。两种坐标系在 $t=0$ 时刻重合, 引入映射 α 表示2个坐标系之间的对应关系:

$$x = \alpha(X, t)$$

$$X = \alpha^{-1}(x, t)$$

运动学方程如下:

$$\frac{\partial \alpha(\mathbf{X}, t)}{\mathbf{X}} = \mathbf{u}(\alpha(\mathbf{X}, t), t)$$

$$\mathbf{F}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \alpha(\mathbf{X}, t)}{\mathbf{X}}$$

式中 $\mathbf{u}(\mathbf{x}, t)$ 表示初始物质坐标系下 \mathbf{x} 点在时刻 t 的速度。 $\mathbf{F}(\mathbf{X}, t)$ 表示变形梯度张量。

由于瓣叶材料的不可压缩性, 变形梯度张量行列式 J 恒等于1:

$$J = \det \mathbf{F}(\mathbf{X}, t) \equiv 1$$

分别导出柯西-格林应变:

$$\mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T, \quad \mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$$

格林应变张量 \mathbf{E} 通过单位 \mathbf{I} 得到

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I})$$

血液数学模型: 主动脉瓣处血管直径较大, 忽略了红细胞在血液中的不均匀分布等影响, 将血液描述为不可压缩黏性牛顿流体^[28-29], Navier-Stokes动量方程和连续性方程如下:

$$\rho \frac{d\mathbf{u}}{dt} = -\nabla \mathbf{p} + \mu \Delta \mathbf{u}$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

式中, ρ 是血液密度, 为 1.105 g/cm^3 , \mathbf{u} 是穿过控制体的矢量, ∇ 是矢量算子, p 是压力, μ 是血液黏度, 为 $0.00466 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 。

血管壁及支架数学模型: 血管壁在微观层次上为3层纤维增强材料, 表现为超弹性各向异性; 支架选用医用316L不锈钢, 表现为双线性等向强化^[30-31]。鉴于实验研究重点在于观测经导管主动脉瓣中瓣叶的大变形和应力变化, 简化了2种材料的数学模型。血管壁描述为不可压缩各向同性材料, 而考虑支架变形较小, 仅研究了其力学分布。

血管壁的应变能函数:

$$\psi = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3)$$

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$$

式中, \mathbf{F} 是变形梯度张量, \mathbf{C} 是右柯西-格林张量, I_1 、 I_2 是右柯西-格林的第一、二不变量, C_{10} 和 C_{01} 是材料参数, $C_{10} = 0.5516 \text{ MPa}$, $C_{01} = 0.1379 \text{ MPa}$ 。

其他材料参数设定如下: 血管壁密度为 1.000 g/cm^3 , 支架密度为 7.932 g/cm^3 , 支架弹性模量为 200 GPa , 屈服极限为 375 GPa , 泊松比为 0.3 。

边界条件: 在流固耦合边界上, 主要包括血液与支架、血液与血管壁、血液与瓣叶之间的接触面, 满足的条件为无滑移、速度连续和力连续:

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}, t) = \mathbf{u}(\alpha^{-1}(\mathbf{X}, t), t)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

$$\sigma_f(\mathbf{x}, t) \cdot \mathbf{n} = \sigma_s(\alpha^{-1}(\mathbf{X}, t), t) \cdot \mathbf{n}$$

σ_f 为流体正应力, σ_s 为固体正应力。 \mathbf{n} 表示耦合面上的法向量。

入口边界采用速度边界条件, 将一个心动周期设定为 0.8 s , 在这一周期内, 心脏瓣膜将重复一次打开和关闭的过程。经过核磁共振测速得到真实人体主动脉瓣血液流速, 见图2^[32], 在不考虑反流的情况下, 将其简化为如图2所示的折线, 作为仿真模拟中的速度加载载荷。

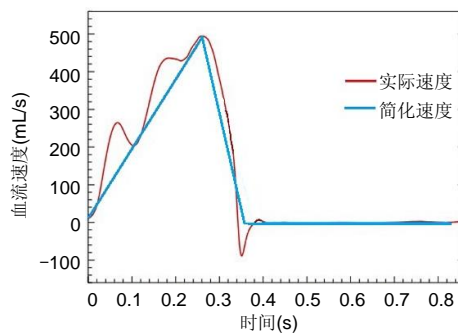


图2 主动脉瓣血流速度图与简化图

Figure 2 Blood flow velocity of the aortic valve

出口处采用压力边界条件, 出口压强设置为 0 Pa , 血液运动将由血液入口速度决定。

流固耦合算法: 在人体主动脉瓣处, 由于主动脉瓣瓣叶和瓣窦的存在, 流体(血液)形态复杂, 且瓣叶变形较大, 因此引入了浸没边界法来进行流固耦合分析。浸没边界法是一种用来处理动边界的非协调边界方法, 流体域和固体域离散为2套不同的网格, 动边界对流体运动的影响通过增加体积力来实现^[33-34]。

$$\rho \frac{d\mathbf{u}}{dt} = -\nabla \mathbf{p} + \mu \Delta \mathbf{u} + \mathbf{f}$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

$$\mathbf{f} = \int_{\Omega_{fs,0}} \nabla \cdot \mathbf{p} \delta(\mathbf{x} - \mathbf{a}) d\mathbf{X}$$

$$- \int_{\partial \Omega_{fs,0}} \mathbf{p} \mathbf{n} \delta(\mathbf{x} - \mathbf{a}) dA(\mathbf{X})$$

$$\frac{\partial \alpha(\mathbf{X}, t)}{\partial t} = \int_{\Omega} \mathbf{u}(\mathbf{x}, t) \delta(\mathbf{x} - \alpha(\mathbf{X}, t), t) d\mathbf{x}$$

式中, \mathbf{f} 为虚拟体积力, Ω 表示计算域。

1.5 主要观察指标 瓣叶变形变化、应力变化、有效开口面积指数。

1.6 统计学分析 采用Excel 2016进行统计模型法分析。

2 结果 Results

实验基于AnsysWorkbench平台进行经导管主动脉瓣的单向流固耦合分析, 其基本的材料参数及特性均按照文内1.4.2中进行设置。在单向流固耦合分析中, 首先进行流体分析, 然后将结果传递给固体模块, 从而得到了需要的主动脉瓣变形特性和应力分布特征。

2.1 变形分析 为便于观察整体变形效果, 将计算结果进行半剖, 沿中轴线切开, 结果见图3。

经导管主动脉瓣随时间变化的变形图, 观测方向为血液出口方向, 结果见图4。

由图3可观察到, 经导管主动脉瓣中瓣叶变形最大, 变形形态为卷曲变形, 最大变形发生在在瓣叶的自由边上, 为7.36 mm; 血管壁和支架变形较小, 其中血管壁变形最大处发生在与支架、瓣叶的交汇点处, 支架最大变形在远端, 中间与瓣叶接触处反而变形较小。由图4可观察到, 在0-0.28 s时, 主动脉瓣开口面积迅速增大, 在0.28 s达到最大值; 在0.28-0.8 s时, 瓣膜开口面积逐渐减小, 且在开始阶段减小速率较快, 到后期减小速率变慢。

2.2 应力分析 为便于观察应力分布, 将计算后的经导管主动脉瓣模型进行半剖, 其等效应力变换过程, 见图5所示。

由图5可知, 经导管主动脉瓣等效应力最大值发生在中部波形支架弯曲部位, 最大为427 kPa; 瓣叶上等效力相对较小, 应力集中位置主要有瓣叶自由边卷曲较为明显处和瓣叶缝合边与支架接触处。瓣叶缝合边与支架接触处容易发生钙化和撕裂, 是影响经导管主动脉瓣寿命的重要因素之一, 应力分析结果证实了这一点。

3 讨论 Discussion

心脏瓣膜材料的力学性能测试, 一直是瓣膜研究中的难点。在人工瓣膜方面, 目前已有对机械瓣磨损区域的研究及对生物瓣膜结缔组织的分析, 发现血液冲击区和瓣叶根部的缝合点是瓣叶容易发生钙化或撕裂的位置^[35-36]。此次实验的瓣叶应力分析表明, 瓣叶自由边卷曲变形较大的位置及瓣叶与支架的缝合点上存在应力集中。瓣叶在频繁压力作用下, 应力集中位置将会成为瓣叶结构的薄弱点, 容易发生破坏, 影响了经导管主动脉瓣的使用寿命, 此次实验的瓣叶应力分析结果和传统力学性能测试结论保持一致。

为验证模型仿真效果, 与四川大学合作采用与模型直径相同、形态接近的生物瓣膜进行脉动流实验, 此实验的相关信息和部分数据课题组已有发表^[37-39]。脉动流实验所用瓣膜初始形态和达到最大开口面积的形态, 如图6所示。由图4和图6对比可知, 仿真结果和实验结果基本保持一致, 瓣叶打开的最终形态基本相似, 瓣叶均存在卷曲变形, 最大变形位置均发生在瓣叶自由边1/4及3/4处附近。不同之处在于, 仿真结果中, 三片瓣叶的变形完全一致, 而实验结果中三片瓣叶变形不完全相同, 其原因主要为: 仿真中

三片瓣叶材料形态完全一致, 而真实生物瓣膜存在一定的随机性差别; 仿真分析中血流的输入和瓣叶的固定完全依照给定的数学模型, 精确度高, 而脉动流实验中脉动发生器给出的血流量方向和瓣膜的固定位置均可能存在误差。

为客观地对比仿真和实验过程中开口面积的变化, 引入有效开口面积指数进行比较。有效开口面积指数=有效开口面积/人体表面积, 是衡量主动脉瓣工作性能的重要指标, 医学上认为主动脉瓣有效开口面积指数值大于0.85 cm²/m²可在人体中正常工作^[40-41]。人体表面积值采用Stevenson公式进行计算, 取身高175 cm体质量70 kg男性进行计算, 人体表面积值为1.932 7 m²。选取部分特征值后曲线拟合结果见图7所示。由图7可知, 仿真结果和实验结果得到的经导管主动脉瓣瓣叶变化过程基本一致, 峰值时刻和变化曲线高度吻合, 仿真结果中有效开口面积指数峰值为1.34 cm²/m², 略小于实验中有效开口面积指数峰值1.47 cm²/m², 均满足主动脉瓣在人体中正常工作的条件。通过实验对比, 验证了仿真模型和仿真方案的准确性, 也为经导管主动脉瓣模型的进一步优化提供了参考。

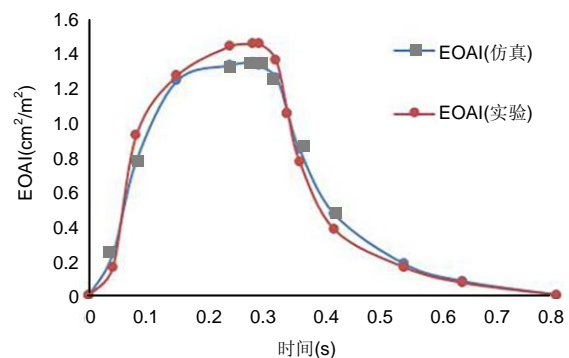


图7 主动脉瓣有效开口面积指数(EOAI)拟合曲线图
Figure 7 Fitting curve of effective orifice area index of the aortic valve

综上, 文章建立了完善的经导管主动脉瓣几何模型和数学模型, 采用浸没边界法流固耦合仿真分析, 并进行了脉动流实验对比, 主要得出以下结论: ①经导管主动脉瓣在血液冲击过程中, 瓣叶变形最大且存在卷曲, 最大变形处发生在瓣叶自由边1/4处和3/4处; ②经导管主动脉瓣模型等效应力最大处在支架上, 但几乎未发生变形, 瓣叶应力集中位置在自由边卷曲明显处和缝合边与支架接触的缝合点上, 是容易发生瓣叶破坏的位置; ③经脉动流实验验证, 模型变形过程和有效开口面积均与实验结果接近, 所建模型合理有效。文章的创新之处在于: ①经导管主动脉瓣有限元分析模型包含了瓣叶、支架、血管壁和血液4大部分, 分析模型完整; ②分析了瓣叶的变形特性和力学性能, 为其整体结构的进一步优化提供了参考。下一步的研究重点将主要在以下方面: 完善支架和血管壁数学模型, 通过优化瓣叶和支架缝合方式分散瓣叶应力集中位置, 研究进一步提高主动脉瓣有效开口面积指数的方案。

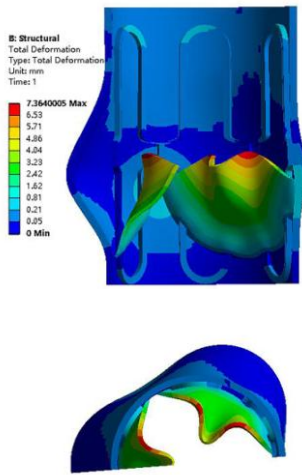


图3 经导管主动脉瓣变形正视图(上)及俯视图(下)
Figure 3 Front (above) and vertical (below) views of the deformation of the transcatheter aortic valve

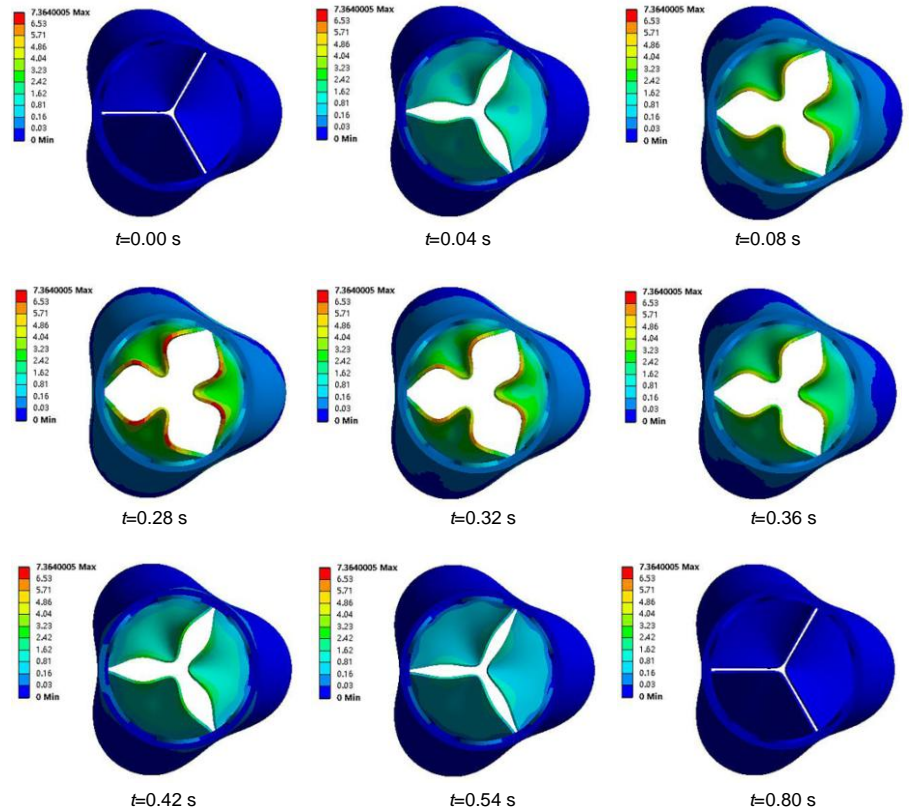


图4 主动脉瓣变形过程(单位为 mm)
Figure 4 Deformation process of the aortic valve

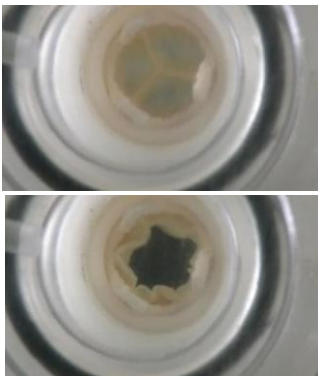


图6 生物瓣膜脉动流实验初始形态(上)及最大开口形态(下)
Figure 6 Original (above) and maximal opening (below) morphologies in the pulsating flow experiment of bioprosthesis valve

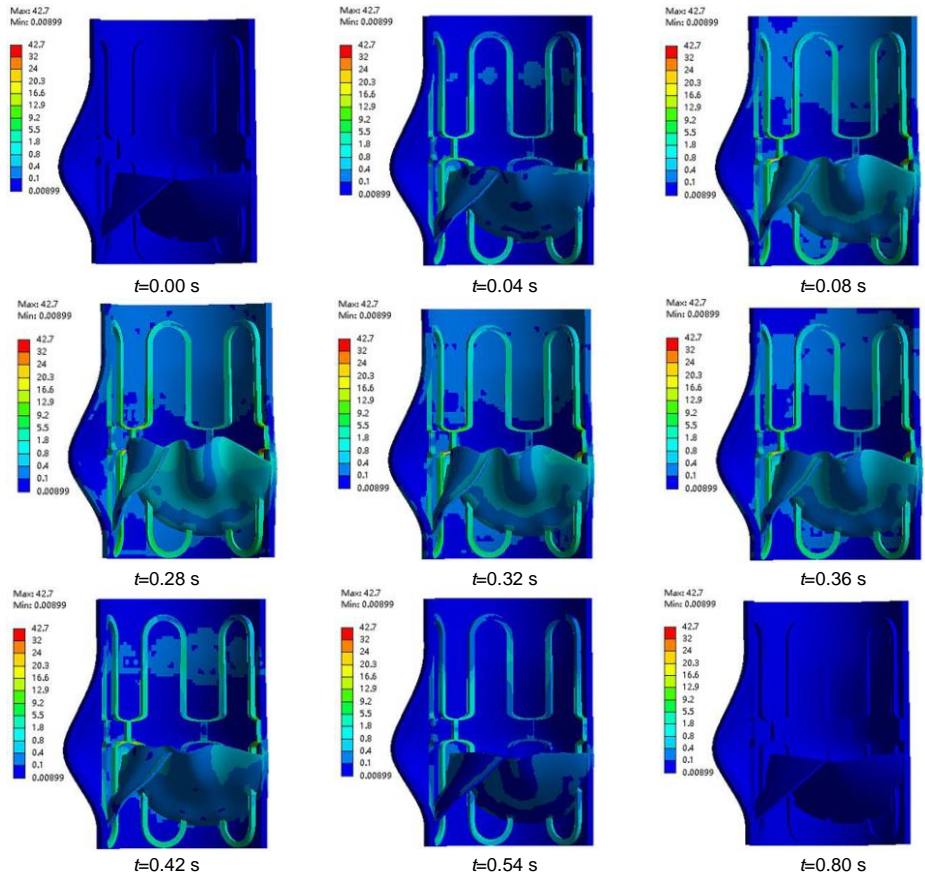


图5 经导管主动脉瓣等效应力变化过程(单位为 10 kPa)
Figure 5 Changing process of the equivalent stress of the transcatheter aortic valve

致谢: 对给予该文帮助的袁泉导师及实验室各位同学表示感谢。

作者贡献: 仿真及论文写作由第一作者完成, 通讯作者负责论文的评估和修改, 资料的收集和整理由各位作者共同完成。

经费支持: 该文章接受了“国家自然科学基金项目(31170906)”的资助。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

写作指南: 该研究遵守国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

生物统计学声明: 该文统计学方法已经山东大学生物统计学专家审核。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] Dumani S, Likaj E, Dibra L, et al. Aortic Annulus Enlargement: Early and Long-Term Results. Open Access Maced J Med Sci. 2017; 5(1):23-26.
- [2] 杨子彬.人工心脏瓣膜研究的进展[J].现代临床医学生物工程学杂志, 1995,1(1):7-9.
- [3] 陈伟伟,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告2016》概要[J].中国循环杂志,2017,32(6):521-529.
- [4] Kheradvar A, Groves EM, Dasi LP, et al. Emerging trends in heart valve engineering: part I. Solutions for future. Ann Biomed Eng. 2015; 43(4):833-843.
- [5] 赵水平 胡大一.心血管病诊疗指南解读(第3版)[M].北京:人民卫生出版社, 2011.
- [6] Butcher JT. The root problem of heart valve engineering. Sci Transl Med. 2018;10(440). pii: eaat5850. doi: 10.1126/ scitranslmed.aat5850. Review.
- [7] Zhu AS,Grande-Allen KJ.Heart valve tissue engineering for valve replacement and disease modeling. Curr Opin Biomed Eng.2018;5. DOI: 10.1016/j.cobme.2017.12.006
- [8] Yacoub MH, Takkenberg JJ. Will heart valve tissue engineering change the world. Nat Clin Pract Cardiovasc Med. 2005;2(2):60-61.
- [9] 顾东风.心血管病预防的现状和展望[J].中华预防医学杂志, 2003, 37(2):75-76.
- [10] Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC), Vahanian A, Alfieri O, et al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). Eur Heart J. 2012;33(19):2451-2496.
- [11] Latib A, Maisano F, Bertoldi L, et al. Transcatheter vs surgical aortic valve replacement in intermediate-surgical-risk patients with aortic stenosis: a propensity score-matched case-control study.Am Heart J. 2012;164(6):910-917.
- [12] Green P. Transcatheter aortic-valve replacement with a self-expanding prosthesis.N Engl J Med. 2014;370(19):1790-1798.
- [13] Tasalak Thonghong, Manik Chopra, Ole De Backer,等.2017欧洲心脏病学会/欧洲心胸外科协会心脏瓣膜病管理指南中经导管主动脉瓣置换术相关更新解读[J].华西医学, 2018,33(2):157-165.
- [14] Bapat V, Buellfeld L, Peterson MD, et al. Transcatheter mitral valve implantation (TMVI) using the Edwards FORTIS device. EuroIntervention. 2014;10 Suppl U:U120-128.
- [15] Falk V, Walther T, Schwammenthal E, et al. Transapical aortic valve implantation with a self-expanding anatomically oriented valve.Eur Heart J.2011;32(7):878-887.
- [16] CFDA网站.经皮介入人工心脏瓣膜系统产品获批上市[J].中国医疗设备, 2017,32(5):145-145.
- [17] Booth C,Korossis SA, Wilcox HE,et al. Tissue engineering of cardiac valve prostheses I: development and histological characterization of an acellular porcine scaffold.J Heart Valve Dis. 2002;11(4):457.
- [18] Fioretta ES, Boehmer LV, Motta SE, et al. Cardiovascular tissue engineering: From basic science to clinical application.Exp Gerontol.2018.pii: S0531-5565(18)30066-4. doi: 10.1016/j.exger. 2018.03.022. [Epub ahead of print]
- [19] Lee VK, Dai G. Printing of Three-Dimensional Tissue Analogs for Regenerative Medicine. Ann Biomed Eng. 2017;45(1):1-17.
- [20] 王建安.心脏瓣膜介入治疗的发展、现状及展望[J].中华心血管病杂志, 2017,45(8):675-679.
- [21] 葛均波,周达新,潘文志,等. 经皮主动脉瓣植入术一例及其操作要点[J].中国介入心脏病学杂志,2010, 18(5):243-246.
- [22] CFDA网站.经皮介入人工心脏瓣膜系统产品获批上市[J].中国医疗设备, 2017,32(5):145-145.
- [23] 赵维鹏,舒先红,潘翠珍,等.心腔内超声心动图在J Valve经心尖主动脉瓣植入术中应用的实验研究[C]. 中国超声医学工程学会全国超声心动图学术会议,2014.
- [24] Weinberg EJ, Kaazempur-Mofrad MR. On the Constitutive Models for Heart Valve Leaflet Mechanics. Cardiovasc Eng. 2005;5(1): 37-43.
- [25] Broom ND.Simultaneous morphological and stress-strain studies of the fibrous components in wet heart valve leaflet tissue. Connect Tissue Res.1978;6(1):37-50.
- [26] Billiar K L, Sacks M S. Biaxial mechanical properties of the natural and glutaraldehyde treated aortic valve cusp--Part I: Experimental results. J Biomech Eng.2000;122(1):23-30.
- [27] Hvidberg E. Investigations into the effect of mechanical pressure on the water content of isolated skin.Acta Pharmacologica Et Toxicologica. 1960;16(3):245.
- [28] 柳兆荣.血液动力学原理和方法[M].上海:复旦大学出版社,1997.
- [29] Chandran KB,Rittgers SE,Yoganathan AP等著,邓小燕,孙安强,刘肖等译.生物流体力学[M].北京:机械工业出版社,2015.
- [30] 王军,刘莹.316L不锈钢钝化膜的耐腐蚀性和血液相容性[J].上海交通大学学报,2018,52(5):593-598.
- [31] 王安东,戴起勋.生物医用材料316L不锈钢的磨蚀腐蚀特性研究[J].金属热处理,2005,30(3):33-36.
- [32] 晏名文.人体循环系统流体力学[J].力学进展, 1977,7(1):12-18.
- [33] Kheradvar A, Groves EM, Dasi LP,et al.Emerging trends in heart valve engineering: Part IV. Computational Modeling and Experimental Studies. Ann Biomed Eng.2015;43(4):833-843.
- [34] Peskin CS.The immersed boundary method.Acta Numerica. 2002; 11:479-517.
- [35] Bokros JC,Haubold AD,Akins RJ, et al.Replacement Cardiac Valves. New York,1992:21-48.
- [36] Natali AN, Carniel EL, Gregersen H. Biomechanical behaviour of oesophageal tissues: Material and structural configuration, experimental data and constitutive analysis.Med Eng Phys. 2009; 31(9):1056-1062.
- [37] 申炳申,袁泉,王志超,等.生物瓣膜流固耦合分析的PISO算法研究[J].机械科学与技术,2018,38(1):19-23.
- [38] 陈泳.脉动流条件下血管壁的应力分布[D].上海:复旦大学,2002.
- [39] 申炳申.基于FLUENT及LS--DYNA的生物瓣膜流固耦合分析[D]. 济南:山东大学,2017.
- [40] Gelsomino S, Frassani R, Morocutti G, et al. Time course of left ventricular remodeling after stentless aortic valve replacement.Am Heart J.2001;142(3):556-562.
- [41] Silberman S, Shaheen J, Fink D, et al. Comparison of exercise hemodynamics among nonstented aortic bioprostheses, mechanical valves, and normal native aortic valves. J Card Surg. 1998;13(5):412-416.