

文章编号:1004-7220(2018)02-0095-06

主动脉瓣部分关闭和完全开放的有限元分析

刘桂梅^{1a}, 潘友联^{1b}, 付文字², 乔爱科^{1a}

(1. 北京工业大学 a. 生命科学与生物工程学院; b. 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124;

2. 北京联合大学 机器人学院, 北京 100020)

摘要:目的 探究不同的初始状态设置对瓣膜仿真计算的影响。方法 创建初始状态分别为主动脉瓣部分关闭和完全开放的二维结构模型,对瓣膜和主动脉侧、心室侧的血管壁施加随时间变化的压力载荷,采用有限元法研究在两种不同初始状态设置下瓣膜关闭时的最大应力、对合长度和接触力。结果 以完全开放为初始状态的模型在瓣膜关闭时的应力和接触力更大,瓣膜闭合程度较差,周期性循环中应力和闭合程度的变化较大;部分关闭为初始状态下瓣膜在关闭时的应力和接触力小,闭合程度较好,周期性循环中应力和闭合程度的变化小。结论 在初始状态为部分关闭时,计算过程的稳定性和瓣膜的闭合程度较好,在进行数值模拟计算时可以给予更多的考虑。研究结果可为瓣膜和主动脉根部生物力学机制的研究提供参考。

关键词:主动脉瓣; 边界条件; 有限元分析; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2018.02.001

Finite Element Analysis on Partially Closed and Fully Opened Aortic Valve

LIU Guimei^{1a}, PAN Youlian^{1b}, FU Wenyu², QIAO Aike^{1a}

(1. a. College of Life Science and Bio-engineering; b. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. College of Robotics, Beijing Union University, Beijing 100020, China)

Abstract: Objective To explore the effect of different initial state setting on a valve simulation. **Methods** Two-dimensional structural models were established with the initial state of the aortic valve being partially closed in one model and fully opened in the other. The time-dependent load was applied to the valve and the vessel wall of the aortic and the ventricle sides. The finite element method was used to study the maximum stress, the length of the joint, and the contact force of the closed aortic valve under two different initial states. **Results** The stress and contact force of the aortic valve were relatively large at the closed position when the initial state was fully opened. The closure degree of the valve was low, and the variations in stress and closure degree were large during the periodic cycle. The stress and contact force of the valve were relatively small when the aortic valve was partially closed. The closure degree was high, and the variations in stress and closure degree of the aortic valve were small during the periodic cycle. **Conclusions** In the case of the aortic valve partially closed in the initial state, the stability of the calculation process and the closure degree of the valve were relatively high, which should be given more consideration in numerical simulation. The results can be used to study the mechanical behavior of the valve and the biomechanical mechanism of the aortic root.

Key words: aortic valve; boundary condition; finite element analysis; numerical simulation

收稿日期:2017-06-28; 修回日期:2017-08-25

基金项目:国家自然科学基金项目(11472023),中国博士后科学基金项目(2016M600025)

通信作者:乔爱科,教授,E-mail: qak@bjut.edu.cn

主动脉瓣位于主动脉与左心室之间,其正常的功能结构是由3个瓣叶、瓣环、瓣间纤维三角和窦组成。主动脉瓣在血流和跨瓣压差的作用下,周期性打开和关闭,实现血液从左心室到主动脉的单向流动,阻止血液返流。

有限元模型评估主动脉瓣的力学行为是研究主动脉根部生物力学机制的重要手段。通常在对主动脉瓣功能进行定量研究时,会设置主动脉瓣的初始状态,即构建有限元模型时,通常使其初始模型处于一定的状态。在结构模型设置方面,Hammer等^[1]在计算心动周期中瓣膜关闭状态下的对合长度时,假设模型中瓣膜的初始状态为完全开放状态。Xiong等^[2]为研究主动脉瓣叶不同几何形状对瓣叶功能的影响,创建3种不同主动脉根部模型,并且3种模型中瓣叶的初始状态均设置为关闭状态,此状态下主动脉、左心室和主动脉瓣上的压力分别设置为10.89、1.37和9.52 kPa。Labrosse等^[3]为研究治疗瓣叶脱垂的修复手术,建立分别带有正常、脱垂和手术修复后瓣叶的主动脉根部的三维结构模型,其时间函数是在一个心动周期之前施加0~10.64 kPa压力载荷作为初始状态,即用于力学分析的模型是在10.64 kPa压力载荷的初始条件下开始,设置该模型的初始状态为部分关闭状态。Luo等^[4]研究瓣叶厚度不均匀对瓣叶应力分布的影响,建立了瓣叶的有限元模型,瓣叶厚度从根部的0.2 mm逐渐变化到自由边的1.4 mm,并且将瓣叶的初始状态设置为关闭状态。袁泉等^[5]研究不同瓣叶形状对瓣叶应力分布的影响,建立瓣叶形状为圆柱面和球面的两种模型,并且设置瓣叶的初始自由状态为关闭状态。在流固耦合模型设置方面,潘友联^[6]研究主动脉根部几何构型对主动脉瓣的影响,建立主动脉根部的二维流固耦合模型,其初始状态设置为完全关闭状态。有研究使用不同压力和流量边界条件探讨瓣膜打开和关闭的生理过程,建立主动脉根部的流固耦合模型,设置主动脉瓣的初始状态为完全关闭状态^[7]。Marom等^[8]使用流固耦合模型研究主动脉根部顺应性对瓣膜对合程度的影响时,设置跨瓣压差为10.64 kPa,模型的初始状态为部分关闭状态。Halevi等^[9]通过建立不同钙化程度的流固耦合模型研究钙化程度对瓣膜的影响,其中模型的初始状态为部分关闭状态。综上

所述,目前在数值模拟计算中,对主动脉瓣的初始状态设置,仅仅是对瓣膜的初始状态进行假设,达到方便建模及计算的目的,并没有数据或者实验可以验证瓣膜初始状态对计算过程的影响。在实际的心动周期中,不存在起始或结束时间,无论选取心动周期中的哪个位置,在之后的循环中,瓣膜的受力和运动状态都一样。但是在数值模拟计算中,初始状态的选取非常必要。如果能通过仿真计算出何种初始状态设置对瓣膜受力分析的影响更小,则可成为数值模拟计算中的一个参考。构建模型时可以选择对瓣膜受力影响较小的初始状态进行设置,进而得出更加准确的数值模拟结果,用来分析瓣膜的性能。因此,研究主动脉瓣不同初始状态设置对瓣膜力学行为以及主动脉根部生物力学机制具有非常重要的意义。

本文以主动脉瓣的不同初始状态设置为切入点,针对其中的两种初始状态(部分关闭和完全开放)进行研究。通过采用有限元数值模拟方法,仿真计算瓣膜在部分关闭和完全打开两种情况下的初始状态设置;通过分析计算结果,比较这两种不同情况下瓣膜关闭时的最大应力、对合长度以及接触力,探讨两种初始状态设置对瓣膜性能的影响。研究结果可为瓣膜的力学行为以及主动脉根部生物力学机制的研究提供参考。

1 材料与方法

1.1 几何模型

在一个完整的心动周期中,作用于主动脉瓣的压力会随时间变化。在心室收缩期,当心室压力略大于主动脉压力并均升高时,瓣膜开始打开,此时的瓣膜处于部分关闭状态;当瓣膜负载的跨瓣压差接近于0时,瓣膜处于完全开放状态。本文以瓣膜的这两种状态为初始状态,对比分析两种初始状态设置对瓣膜性能的影响。

分别构建初始状态为部分关闭和完全开放的二维主动脉根部模型(见图1)。所构建的二维主动脉根部模型为理想化模型,包括两个对称的瓣叶、窦部、左心室出口流道和升主动脉的初始部分。从简化模型的角度出发,不考虑由窦部发出的左右冠状动脉等几何因素对瓣叶上压力以及瓣叶运动造成的影响。

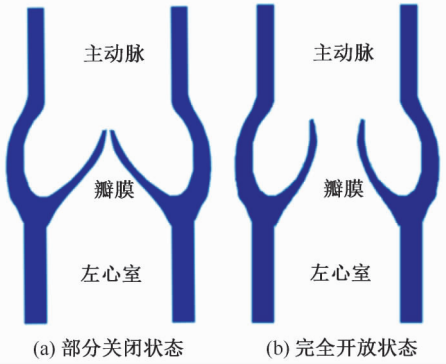


图1 二维主动脉根部模型

Fig.1 Two-dimensional aortic root model (a) Partially closed state, (b) Fully opened state

1.2 材料属性和边界条件

完成两个二维结构模型的构建后,对瓣叶施加压力载荷,主动脉根部固定。瓣叶和心室侧、主动脉侧的血管壁组织均为各向异性 and 超弹性材料属性,但是为简化模型设置,假设模型的材料属性为各向同性和线弹性,这样的假设适用于主动脉根部的力学规律^[6,8]。设置瓣叶弹性模量为 1.2 mPa,心室侧、主动脉侧血管壁弹性模量为 2 mPa。设置密度为 $1.1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$,泊松比为 0.49,阻尼系数为 0.5。对主动脉瓣施加随时间变化的压力载荷,瓣叶心室一侧施加符合生理情况的心室压力,主动脉一侧施加主动脉压力。为验证计算结果的准确性和稳定性,迭代计算循环 3 个心动周期,每个心动周期为 0.75 s。

当初始状态为部分关闭时,心室侧、主动脉侧和瓣膜上的压力曲线如图 2 所示。0 ~ 0.25 s,即线段 AB 所示,为计算的初始阶段。在心动周期开始之前,非生理性加载使得整个主动脉瓣模型的压力达到 10.64 kPa,瓣膜开始打开;0.25 ~ 0.40 s,心室压大于主动脉压,瓣膜逐渐打开,并达到完全开放状态;0.40 ~ 0.45 s,心室压和主动脉压均减小,且心室压开始小于主动脉压,瓣膜开始关闭;0.45 ~ 1.00 s,心室压小于主动脉压,瓣膜为完全关闭状态,之后便进入下一个周期。初始阶段用时 0.25 s,循环 3 个周期用时 2.25 s,故整个计算过程总时长为 2.5 s。

以完全开放状态为初始状态的模型,其时间函数曲线与部分关闭状态为初始状态时的时间函数

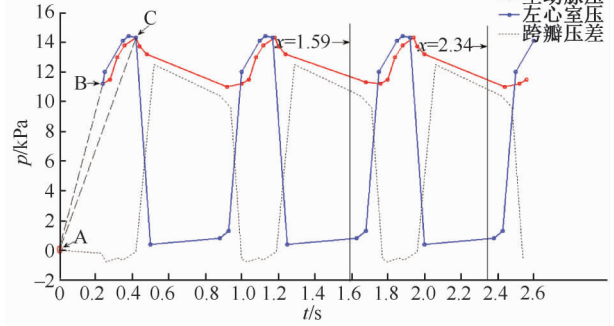


图2 左心室侧、主动脉侧和瓣膜上的压力载荷曲线

Fig.2 Pressure load curves of the left ventricular side, aortic side and the valve

曲线相似,心动周期开始之前为非生理性加载,但是设置其非生理性加载时间为 0 ~ 0.4 s,加载方式如图 2 中线段 AC 所示。瓣膜两侧压力由 0 开始加载,直到瓣膜完全打开时所对应的载荷,即心室压力最大时,主动脉压力也达到最大。但是此时跨瓣压差约为 0,瓣膜完全开放,然后再开始周期性的循环。初始阶段用时 0.4 s,循环 3 个周期用时 2.25 s,故整个计算过程时长为 2.65 s。

对心室侧、主动脉侧和瓣膜施加上述两种不同压力载荷,计算瓣膜的初始状态分别为部分关闭和完全开放时,瓣膜在关闭状态下的最大应力、对合长度及接触力。

1.3 计算方法和控制参数

使用 ADINA 9.0 结构求解器,通过隐式动力学方法进行求解,施加的压力-载荷曲线即为用于计算的时间函数曲线,自动时间步长,逐步增加压力。2.50 s 时施加的压力载荷对应瓣膜的部分开放状态,而 2.65 s 对应完全开放状态。时间步长为 1 ms,初始状态为部分关闭的模型设置时间步数为 2.5×10^3 步,初始状态为完全开放的模型设置时间步数为 2.65×10^3 步。选择大位移选项,考虑两个瓣叶之间的接触,在瓣叶对合处设置一组瓣叶接触。

由于第 1 个周期瓣膜的运动及受力状态等可能会受到初始状态的影响,故计算 3 个周期来验证结果的稳定性及周期重复性,并提取第 2、3 周期的计算结果。在两种初始状态下,分别选取瓣膜在第 2、3 周期中关闭状态下的时刻 1.59 s 和 2.34 s 进行研究,时刻点的选取如图 2 所示。为探究两种初始

状态对应力的影响,从计算结果中提取瓣膜在 2.34 s 的最大应力和最大应力位置,分析瓣膜应力周期性的变化和瓣膜关闭状态下的应力分布。分别提取瓣膜在 1.59 s 和 2.34 s 的数据,通过处理数据得到瓣膜关闭时的对合长度和接触力大小,由此判断瓣膜的闭合程度。模型的求解和后处理均使用商业有限元软件 ADINA 9.0 完成。

2 计算结果

2.1 两种初始状态下瓣膜关闭时的最大应力

从计算结果中提取瓣膜在 2.34 s 的最大应力,即瓣膜在第 3 个周期中完全关闭时的最大应力。图 3 所示为初始状态分别为部分关闭和完全开放状态下瓣叶关闭时的应力分布。

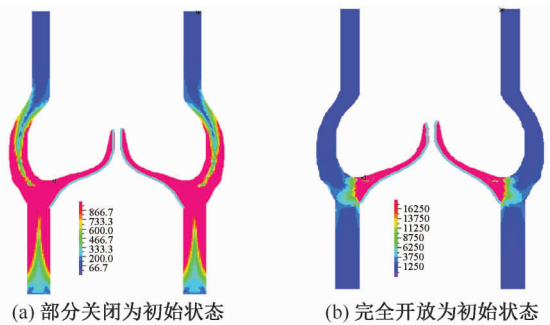


图 3 瓣叶关闭时的应力分布

Fig. 3 Stress distribution of the valve in closed state (a) The initial state is partially closed, (b) The initial state is fully opened

初始状态为部分关闭时,第 3 周期中瓣叶关闭时的最大应力为 275 kPa;初始状态为完全开放时,第 3 周期中瓣叶关闭时的最大应力为 340 kPa。由瓣叶关闭时的应力分布可以看出,在两种初始状态下,两个模型的最大应力均出现在瓣叶根部。相比之下,初始状态为完全开放的瓣膜关闭时所受的应力更大。对于第 2~3 周期瓣膜关闭时应力的变化而言,两种初始状态下瓣膜的最大应力均有所增加,相对变化分别为 0.73% 和 1.47%。因此,初始状态为部分关闭的情况下,瓣膜关闭时最大应力变化较小。

初始状态分别为部分关闭和完全开放时,瓣膜在 3 个周期中的应力变化曲线如图 4 所示。从瓣膜的受力变化可以看出,受初始状态的影响,第 1 个周期瓣膜受力不稳定,第 2、3 个周期瓣膜受力稳

定,对应时刻瓣膜的受力基本一致,说明计算过程的周期重复性。

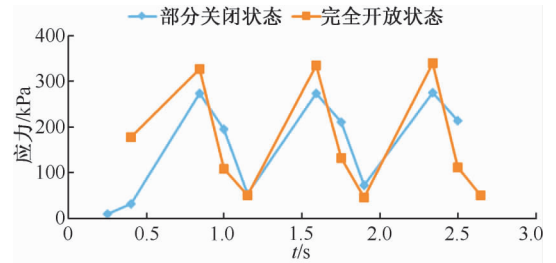


图 4 瓣膜应力随时间变化曲线

Fig. 4 Stress variation of the valve with time

2.2 两种初始状态下瓣膜的对合程度

瓣膜关闭时,两个瓣叶会发生接触,瓣叶对合程度的大小会影响瓣膜的性能。从两个模型中分别提取瓣叶关闭状态下的接触长度与瓣膜长度,使用瓣膜关闭时接触长度与瓣膜长度的比值来衡量瓣膜关闭状态下的对合程度(见表 1)。初始状态为部分关闭情况下,瓣膜关闭时接触长度与瓣膜长度的比值较大,说明瓣叶对合程度较好。从第 2~3 周期比值的变化来看,两种初始状态下比值均增加,相对误差分别为 0.37% 和 3.69%,故初始状态为部分关闭时瓣叶闭合程度的变化较小。

表 1 瓣膜关闭时接触长度与瓣膜长度的比值

Tab. 1 Ratio of contact length to valve length at valve closure

初始状态	t/s	比值
部分关闭	1.59	0.271
	2.34	0.272
完全开放	1.59	0.235
	2.34	0.244

2.3 两种初始状态下瓣膜的接触力

瓣叶接触力表示心脏舒张期主动脉瓣关闭时瓣叶之间的相互作用情况,可以反映瓣叶的对合性能^[3]。从计算结果中提取瓣叶接触力,结果如表 2 所示。

表 2 瓣膜的接触力

Tab. 2 Contact force of the valve

初始状态	t/s	接触力/N
部分关闭	1.59	1.77
	2.34	2.30
完全开放	1.59	3.00
	2.34	3.03

从整体上来看,初始状态为完全开放时瓣膜关闭时的接触力更大。第2~3周期,两种初始状态下瓣膜接触力均有所增加,其相对变化分别为23.04%和0.99%,故当初始状态为完全开放时接触力的变化相对较小。

3 讨论

当瓣膜关闭过程中所承受的力超过一定值时,会对瓣膜造成损害,影响瓣膜的性能。在临床上,主要通过观察瓣膜关闭时有无返流、瓣叶关闭后的对合程度等来评价瓣膜的关闭性能,故分析瓣膜的关闭状态对于评价瓣膜性能至关重要。

在进行数值模拟计算时,对瓣膜关闭性能的评价需要参考瓣膜关闭状态下的最大应力^[13]。Marom等^[14]使用流固耦合模型研究主动脉瓣对合面积的计算,其初始状态设置为部分关闭,研究结果表明瓣膜关闭阶段的最大应力为350 kPa,与本文计算结果相近。Labrosse等^[15]使用三维结构模型研究瓣膜的动力学行为,设置初始状态为部分关闭,压力载荷也是从0加载到10.64 kPa开始计算,结果显示舒张期瓣膜所受应力为600~750 kPa,数值较大;其中的实验部分研究了瓣膜从不受压到施加生理载荷的整个周期的运动过程,本文模拟的瓣膜的整个运动过程与其相似,符合生理情况。Labrosse等^[15]还研究了材料属性对瓣膜受力的影响,认为生理情况下主动脉瓣的最大应力范围为300~600 kPa。Beck等^[16]使用结构模型研究窦部对瓣膜受力的影响,瓣膜初始状态为部分关闭,计算得到瓣膜最大应力为300 kPa。Gnyaneshwar等^[17]研究瓣膜与主动脉根部之间的相互作用,设置初始状态为完全开放,瓣叶的最大应力为400 kPa。本文计算的应力结果与上述数据相近且较小。初始状态为完全开放下瓣膜关闭时的应力与上述数据更接近,但是初始状态为部分关闭下应力的变化较小,说明计算结果的稳定性较好。瓣膜的对合长度和瓣膜之间的相互接触力都可以反映瓣膜在关闭时的闭合程度。潘友联^[6]分析瓣环直径变化对瓣膜受力的影响,设置初始状态为部分关闭,但是其使用的是二维流固耦合模型,计算得到瓣叶的最大接触力为8.85 N,与本文结果相比数值较大。

为了研究初始状态设置对瓣膜仿真计算的影响,本文选用二维结构模型,施加压力载荷模拟瓣

膜受力。与复杂模型相比,简化后的二维模型会降低计算难度,并且更容易得到有用信息。结构模型可以有效分析瓣膜的力学性质^[18],包括主动脉瓣关闭状态下的最大应力、对合长度及接触力等。但是本文所使用的模型也存在一定的局限性:①正常的瓣膜有3个瓣叶,而简化后的模型仅有两个对称的瓣叶;②血液流动同样是影响瓣膜运动的因素,而本文忽略了流体运动对瓣膜的影响;③结构有限元模型施加的压力载荷与实际的生理载荷条件并不完全一致,并且随时间变化的压力载荷均匀分布于瓣叶和主动脉侧、心室侧的血管壁。而在正常的人体生理状态下,收缩期的血流作用于瓣叶、窦部等时,压力分布有所不同的;④模型中瓣膜为均匀壁厚,而真实的瓣膜壁厚呈不均匀分布,应力分布与瓣膜厚度相关联^[19]。研究证明,瓣膜厚度分布不均匀可以减小最大应力,使瓣膜应力分布相对均匀^[4];⑤模型计算初始阶段的非生理性加载可能也会影响瓣膜的受力。

本文对瓣膜两种初始状态设置进行的模拟计算,仅是对瓣膜不同初始状态的简单研究,还无法准确判定瓣膜的何种初始状态设置更有利于模拟计算,需要继续深入研究考虑各方面因素的影响。李白等^[20]研究证实了微循环负载对主动脉压的影响,故未来工作还可以在模型中加入负载模拟血管末端阻力;对于瓣膜材料分布不均匀的问题,可以尝试建立形状和弹性模量不均匀分布的瓣膜模型进行模拟计算;同时可以考虑多种初始状态的设置,使模型设置更接近真实的生理条件,以更准确地进行主动脉瓣的受力分析。由于人体主动脉瓣构成以及功能上的复杂性,很难通过数值模拟方法验证其初始状态的合理性,故也可以通过实验方法研究主动脉瓣的不同初始状态。

4 结论

本文建立了初始状态分别为部分关闭和完全开放的主动脉根部几何模型,通过求解结构有限元模型,分析瓣叶的两种初始状态,比较两种不同初始状态设置对瓣膜在关闭状态下最大应力、对合长度以及接触力的影响。两种初始状态的对比研究结果表明,初始状态为完全开放的模型在瓣膜关闭时的应力和接触力更大,瓣膜闭合程度相对较差,周期性循环中应力和闭合程度的变化也较大;初始状态为部分关闭的模型在瓣膜关闭时的应力和接

触力相对较小,闭合程度较好,周期性循环中应力和闭合程度的变化较小。因此,在初始状态为部分关闭的情况下,计算过程的稳定性和瓣膜的闭合程度相对较好,在进行数值模拟计算时可以给予更多的考虑。

参考文献:

- [1] HAMMER PE, CHEN PC, NIDO PJD, *et al.* Computational model of aortic valve surgical repair using grafted pericardium [J]. *J Biomech*, 2012, 45(7): 1199-1204.
- [2] XIONG FL, GOETZ WA, CHONG CK, *et al.* Finite element investigation of stentless pericardial aortic valves: Relevance of leaflet geometry [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(5): 1908-1918.
- [3] LABROSSE MR, BOODHWANI M, SOHMER B, *et al.* Modeling leaflet correction techniques in aortic valve repair: A finite element study [J]. *J Biomech*, 2011, 44(12): 2292-2298.
- [4] LUO XY, LI WG, LI J. Geometrical stress-reducing factors in the anisotropic porcine heart valves [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(5): 735-744.
- [5] 袁泉, 王晓伟, 张承瑞. 生物瓣膜几何设计理论及其有限元分析[J]. *中国组织工程研究*, 2007, 11(18): 3480-3483.
- [6] 潘友联. 升主动脉根部几何构型对主动脉瓣关闭不全影响的生物力学机理和手术规划研究[D]. 北京: 北京工业大学博士学位论文, 2016.
- [7] KALYANA SUNDARAM GB, BALAKRISHNAN KR, KUMAR RK. Aortic valve dynamics using a fluid structure interaction model—The physiology of opening and closing [J]. *J Biomech*, 2015, 48(10): 1737-1744.
- [8] MAROM G, HAJ-ALI R, RAANANI E, *et al.* A fluid-structure interaction model of the aortic valve with coaptation and compliant aortic root [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2012, 50(2): 173-182.
- [9] HALEVI R, HAMDAN A, MAROM G, *et al.* Fluid-structure interaction modeling of calcific aortic valve disease using patient-specific three-dimensional calcification scans [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2016, 54(11): 1683-1694.
- [10] 岳戈, 陈权. *ADINA 应用基础与实例详解* [M]. 北京: 人民交通出版社, 2008: 5-135.
- [11] LABROSSE MR, BELLER CJ, ROBICSEK F, *et al.* Geometric modeling of functional trileaflet aortic valves: Development and clinical applications [J]. *J Biomech*, 2006, 39(14): 2665-2672.
- [12] MAROM G. Numerical methods for fluid-structure interaction models of aortic valves [J]. *Arch Comput Method E*, 2015, 22(4): 595-620.
- [13] 乔爱科, 潘友联, 董念国. 窦管交界和窦部直径对主动脉瓣关闭功能影响 [J]. *北京工业大学学报*, 2014, 40(5): 776-780.
- [14] MAROM G, HALEVI R, HAJ-ALI R, *et al.* Numerical model of the aortic root and valve: Optimization of graft size and sinotubular junction to annulus ratio [J]. *J Thorac Cardio Surg*, 2013, 146(5): 1227-1231.
- [15] LABROSSE MR, LOBO K, BELLER CJ. Structural analysis of the natural aortic valve in dynamics: From unpresurized to physiologically loaded [J]. *J Biomech*, 2010, 43(10): 1916-1922.
- [16] BECK A, THUBRIKAR MJ, ROBICSEK F. Stress analysis of the aortic valve with and without the sinuses of Valsalva [J]. *J Heart Valve Dis*, 2001, 10(1): 1-11.
- [17] GNYANESHWAR R, KUMAR RK, BALAKRISHNAN KR. Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model [J]. *Ann Thorac Surg*, 2002, 73(4): 1122-1129.
- [18] HOWARD IC, PATTERSON EA, YOYALL A. On the opening mechanism of the aortic valve: Some observations from simulations [J]. *J Med Eng Technol*, 2003, 27(6): 259-266.
- [19] 钟琪, 曾文华, 黄晓阳, 等. 人体二尖瓣建模及生物力学分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(1): 53-59.
- ZHONG Q, ZENG WH, HUANG XY, *et al.* Numerical modeling and biomechanical analysis of the human mitral valve [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(1): 53-59.
- [20] 李白, 李晓阳. 基于主动脉流-固双向耦合数值模拟的微循环负载影响研究 [J]. *医用生物力学*, 2016, 31(5): 426-430.
- LI B, LI XY. The influence from microcirculation load based on numerical simulation of two-way fluid-structure coupling of aorta [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(5): 426-430.