

人工静脉瓣膜周期变化中的力学性能研究

袁瑜含¹, 谷雪莲², 崔建昆¹, 陶玉蓉², 袁振宇³

1. 上海理工大学机械工程学院, 上海 200093; 2. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 3. 上海蓝脉医疗科技有限公司, 上海 201318

【摘要】目的:研究各参数在人工静脉瓣膜周期变化中对力学性能的影响, 为人工静脉瓣膜的设计与优化提供参考依据。**方法:**采用光滑粒子动力学方法进行双向流固耦合仿真, 研究包含2种材料(膨化聚四氟乙烯和猪心包), 3种长度(5.0、7.5和10.0 mm)和3种厚度(0.050、0.075和0.100 mm)的瓣膜共18组模型, 通过对比张开孔径、最大等效应力及回流情况判断3个因素对瓣膜的影响。**结果:**瓣膜材料为猪心包时达到更大的张开孔径, 最大值为5.90 mm, 所受最大等效应力更平稳; 在张开阶段当瓣膜长度为7.5 mm、厚度为0.100 mm时, 最大等效应力值最小; 在关闭阶段瓣膜材料为猪心包, 瓣膜长度为10.0 mm、厚度为0.100 mm时, 最大等效应力最小; 瓣膜厚度为0.075 mm能获得最好的抗回流效果。**结论:**在一定范围内减小瓣膜长度和厚度, 增加瓣膜材料的弹性模量, 能增加人工静脉瓣膜周期运动的稳定性。

【关键词】人工静脉瓣膜; 力学性能; 慢性静脉功能不全; 有限元分析

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)07-0917-08

Mechanical properties during periodical variation of prosthetic venous valve

YUAN Yuhan¹, GU Xuelian², CUI Jiankun¹, TAO Yurong², YUAN Zhenyu³

1. School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 3. Shanghai Bluevastec Medical Technology Co., Ltd, Shanghai 201318, China

Abstract: Objective To investigate the effects of various parameters of prosthetic venous valve on its mechanical properties for providing reference for the design and optimization of prosthetic venous valve. **Methods** Smooth particle hydrodynamics method was used to evaluate the fluid-structure interaction between valve and blood. There were 18 groups of parameters, including 2 valve materials (ePTFE and porcine pericardium), 3 valve lengths (5.0, 7.5, 10.0 mm) and 3 valve thicknesses (0.050, 0.075, 0.100 mm). The opening aperture, maximum equivalent stress and anti-reflux function were analyzed for determining the effects of the 3 factors on the valve. **Results** The valve made of porcine pericardium had a larger opening aperture, with a maximum of 5.90 mm, and the maximum equivalent stress on the valve was more stable. When the valve was opening, the maximum equivalent stress value on the valve with a length of 7.5 mm and a thickness of 0.100 mm was the lowest. When the valve was closing, the maximum equivalent stress on the valve with a length of 10.0 mm and a thickness of 0.100 mm was the lowest. A valve thickness of 0.075 mm was best for anti-reflux function. **Conclusion** Reducing the length and thickness of the valve within a certain range and increasing the elastic modulus of the valve material can increase the stability of prosthetic venous valve.

Keywords: prosthetic venous valve; mechanical property; chronic venous insufficiency; finite element analysis

前言

慢性静脉疾病(Chronic Venous Diseases, CVD)

是指由于静脉功能或结构异常, 导致血液无法正常循环, 出现血液回流不畅、局部高压的现象, 是周围血管病科的常见疾病^[1]。其中慢性静脉功能不全(Chronic Venous Insufficiency, CVI)被认为是出现水肿、皮肤改变或静脉溃疡症状的晚期CVD。2018年, 国际静脉联盟(International Union of Phlebology, IUP)调查显示, 下肢疾病患者中CVD患者占63.9%, CVI患者占24.3%, 并且每年有4%已确诊的CVD患者会恶化为CVI^[2]。

【收稿日期】2023-02-08

【基金项目】上海介入医疗器械工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900)

【作者简介】袁瑜含, 硕士研究生, E-mail: yhyuan_0309@163.com

【通信作者】谷雪莲, 副教授, E-mail: guxuelian@usst.edu.cn

临床上治疗 CVI 的方法分为保守治疗、外科手术治疗和微创手术治疗。其中保守治疗对于症状相对严重的 CVI 患者,通常只能作为辅助治疗方法^[3];外科手术治疗作为现在的主流治疗方法,存在着创口大、症状易复发等缺点^[4];微创手术治疗中,现有的临床治疗方法多用于治疗轻症,需要与外科手术结合才能改善 CVI 症状^[5]。介入式静脉瓣膜置换术作为微创手术方法的一种,其概念最早于 1981 年被提出^[6]。患者在接受术前静脉造影后,医生将选择股静脉或颈静脉等血管作为入路,通过静脉穿刺的方法将瓣膜输送到病患处,并释放瓣膜^[7]。经导管静脉瓣膜置换术中最重要的人工静脉瓣膜的性能,设计一款可以代替原生瓣膜的人工静脉瓣膜尤为关键。在设计人工静脉瓣膜时需要考虑瓣膜的材料、形状及抗回流性能等各项参数^[8],目前尚未有商业化的人工静脉瓣膜能达到与原生瓣膜相同的功能,不能满足人工静脉瓣膜的临床标准^[9]。

对于人工静脉瓣膜的研究,目前仍处于体外试验和动物实验阶段。Pavcnik 等^[10-13]利用猪小肠黏膜下层设计了 4 种方形人工静脉瓣膜,并将其植入绵羊的颈静脉中,在后续造影显示中获得良好结果,但仍有部分瓣膜出现内膜增生等问题。Sathe 等^[14-16]利用 PVA 高分子材料设计了一体化的人工静脉瓣膜并进行体外试验及动物实验,体外试验结果显示瓣膜能正常实现抗返流效果,但动物实验显示瓣膜在 2~5 周期间皆出现了闭塞问题。

目前的研究缺乏对人工静脉瓣膜失效原因的解释,缺少设计人工静脉瓣膜所需的理论依据。流固耦合 (Fluid-Structure Interaction, FSI) 是心血管生物力学领域中研究物理问题的主流方法,将血管壁在血液机械运动作用下发生形变,与该形变对血液动

力学的影响相结合,研究流体和血管壁之间的双向作用^[17]。心脏瓣膜领域已有学者采用 FSI 的有限元方法,就瓣膜材料参数对瓣膜性能的影响进行研究^[18-20]。在传统网格有限元计算中,流体的运动往往伴随着网格的极端变形和大量的网格重新划分工作,大大增加了计算难度,消耗了计算资源。光滑粒子动力学 (Smooth Particle Hydrodynamics, SPH) 基于插值原理使用核估算式将偏微分方程组转换为积分形式,利用一组任意分布的粒子代替连续体,通过固定网格点实现有限元差分法,获得各种边界条件下的积分或偏微分方程,具有无网格、自适应以及和拉格朗日法相同的性质,这就使得其与传统依赖网格计算的有限元法相比具有前处理简便、可计算极大变形问题以及仿真计算时间更短等优势^[21]。

因此,本文采用 SPH 法进行瓣膜与流体的双向流固耦合仿真,研究瓣膜假体对下肢静脉抗回流效果的影响,得到不同参数对人工瓣膜力学性能的影响,能为后续设计和优化人工静脉瓣膜各项性能提供研究基础,也为提高人工瓣膜寿命提供了重要的参考依据。

1 材料与方法

1.1 模型建立

瓣膜的三维模型由 SolidWorks2020 软件绘制而成,本文主要探究 3 种不同瓣膜长度的瓣膜在开闭时的受应力情况,如图 1 所示,瓣膜长度分别为 5.0、7.5 和 10.0 mm,3 种瓣膜都固定在直径为 10.0 mm 的血管中,以模拟瓣膜在股浅静脉中的状态。瓣膜的材料选用膨化聚四氟乙烯 (ePTFE) 和猪心包,具体材料参数如表 1 所示^[22-23]。

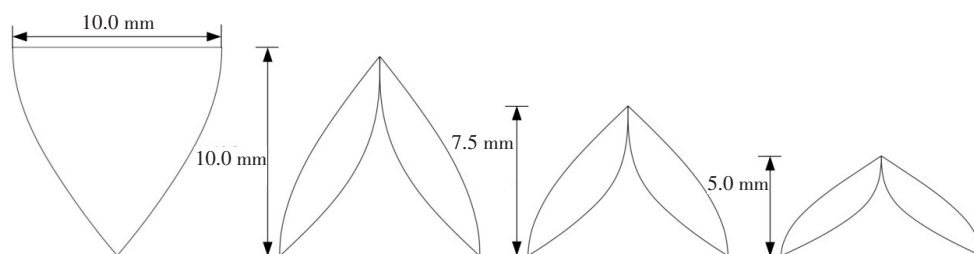


图1 不同长度的瓣膜

Figure 1 Different lengths of valves

有限元网格划分采用的是壳网格划分 (Shell),因为瓣膜的厚度为 0.050、0.075 和 0.100 mm,并且采用高弹性材料,2D 壳网格更能表现薄膜的运动状态。网格的划分在 Hypermesh 中完成,网格尺寸设置为 500 μm 。

1.2 血液控制方程

在传统网格有限元计算中,流体的运动往往伴随着网格的极端变形和大量的网格重新划分工作,大大增加了计算难度,消耗了计算资源。而 SPH

表1 瓣膜材料参数			
Table 1 Material parameters of valves			
材料	杨氏模量/MPa	泊松比	拉伸强度/MPa
ePTFE	55.20	0.46	19.92
猪心包	73.50	0.40	8.00

法基于拉格朗日公式,能有效避免在有限元计算中出现大变形时的网格限制。当采用SPH法对黏性流体血液进行描述时,其动量方程为:

$$\frac{dv_i}{dt} = -\sum_j m_j \left(\frac{\sigma_i}{\rho_i^2} + \frac{\sigma_j}{\rho_j^2} + \Pi_{ij} \right) \cdot \nabla W_{ij}$$

(1)

其中, σ_i 为粒子*I*应力张量的广义胡克定律矩阵表达式, v_i 为速度张量, m_j 为粒子*J*质量, ∇W_{ij} 为粒子*J*的核函数梯度在粒子*I*处的值, Π_{ij} 为粒子的粘度。

在LS-DYNA软件中,控制流体状态的方程通常为线性多项式方程、Gruneisen状态方程和Murnaghan状态方程,为了增强液体的不可压缩性,并尽可能在保证精确性的同时减少对计算资源的利用^[20],本文采用Murnaghan状态方程,该方程旨在用SPH单元模拟不可压缩流体流动,其压力表示为:

$$p = k_0 \left[\left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^\gamma - 1 \right]$$

(2)

其中, ρ_0 为静止流体的密度, γ 为不可压缩模量相对压力的一阶导数, k_0 为不可压缩模量与 γ 的商,两者为方程中的可调常数参数。为了获得流体仿真的精确结果, γ 需设置为7, k_0 则遵循不等式:

$$\sqrt{\frac{\gamma k_0}{\rho_0}} \geq 10 v_{\max}$$

(3)

其中, v_{\max} 为粒子在运动中可达到的最大速度,在本文中,血液被视为牛顿流体,以人体血液平均值计算,血液密度为1 050 kg/m³,粘度为0.003 5 kg/(m·s)^[24]。

1.3 边界条件设置

本文使用软件LS-DYNA V4.5.24,仿真瓣膜在顺逆流中的应力分布,不考虑支架歪斜的情况,故在网格划分过程中默认瓣膜与血管壁共节点。为节省计算成本,模型中不参与计算的血管部分被设置为刚体。因为SPH粒子不能施加均匀载荷,故在模型两侧设置两个刚性面,对刚性面施加加速度载荷,通过面与粒子的碰撞推动液体仿真部分挤压瓣膜,实现瓣膜的张开和闭合^[26]。

为模拟站立时瓣膜在股浅静脉中与血液的相互作用关系,顺流时,入口刚性板压力设置为1 999.84 Pa;回流时,出口刚性板压力设置为5 332.89 Pa^[24-25,27]。瓣膜的一个完整周期运动包含张开、平衡、关闭和闭合4个阶段,整个周期时长为0.78 s^[28],因为瓣膜平衡与闭合是相对稳定的阶段,所以本文主要探究在张开和关闭阶段瓣膜的不同参数对瓣膜的应力影响。而瓣膜张开和关闭这两个阶段时间皆小于0.1 s^[29],为节省计算时长,故研究周期设置为0.2 s,前0.1 s施加入口压力,后0.1 s设置出口压力,以模仿人工静脉瓣膜在一个周期变化中受到血液顺逆流的影响,研究其在张开和关闭这两个运动阶段的力学性能,具体的模型边界条件设置如图2所示。

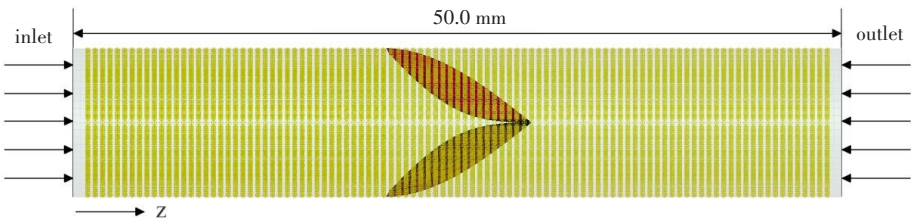


图2 模型边界条件设置

Figure 2 Boundary condition setting of the model

1.4 正交实验设计

本文分析瓣膜材料、瓣膜长度以及瓣膜厚度对人工静脉瓣膜张开孔径以及力学性能的影响,采用L₁₈(2×3⁷)正交表表示,其中材料具有两水平,瓣膜长度以及瓣膜厚度具有三水平,见表2。

2 结果与分析

在瓣膜张开阶段,血液冲击瓣膜近心端,瓣膜近

表2 因素水平表

Table 2 Factors and levels

水平	A(瓣膜材料)	B(瓣膜长度)	C(瓣膜厚度)
1	ePTFE	5.0 mm	0.050 mm
2	猪心包	7.5 mm	0.075 mm
3	-	10.0 mm	0.100 mm

血管壁的远端先张开,后带动瓣膜腹部鼓起,使瓣膜

完全张开,到达瓣膜平衡阶段,瓣膜的张开时间皆维持在 0.27 s 以内。人工静脉瓣膜的张开变形过程如

图 3 所示,瓣膜的最大变形区域为图中红色区域。

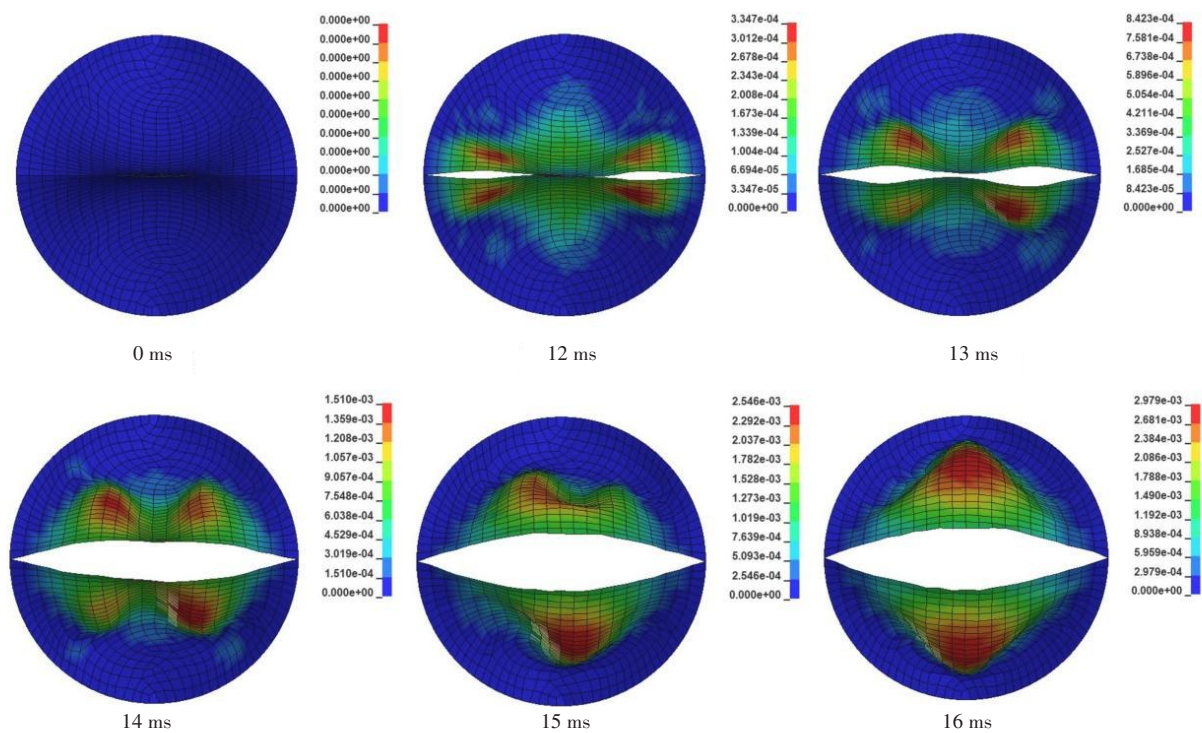


图 3 瓣膜张开阶段位移变化图
Figure 3 Deformation during valve opening

在瓣膜关闭阶段,瓣膜近血管壁的远端先闭合,随着瓣膜腹部逐渐贴合,瓣膜进入关闭阶段,所有瓣

膜的闭合时间皆维持在 0.5 s 以内。人工静脉瓣膜的闭合变形过程如图 4 所示。

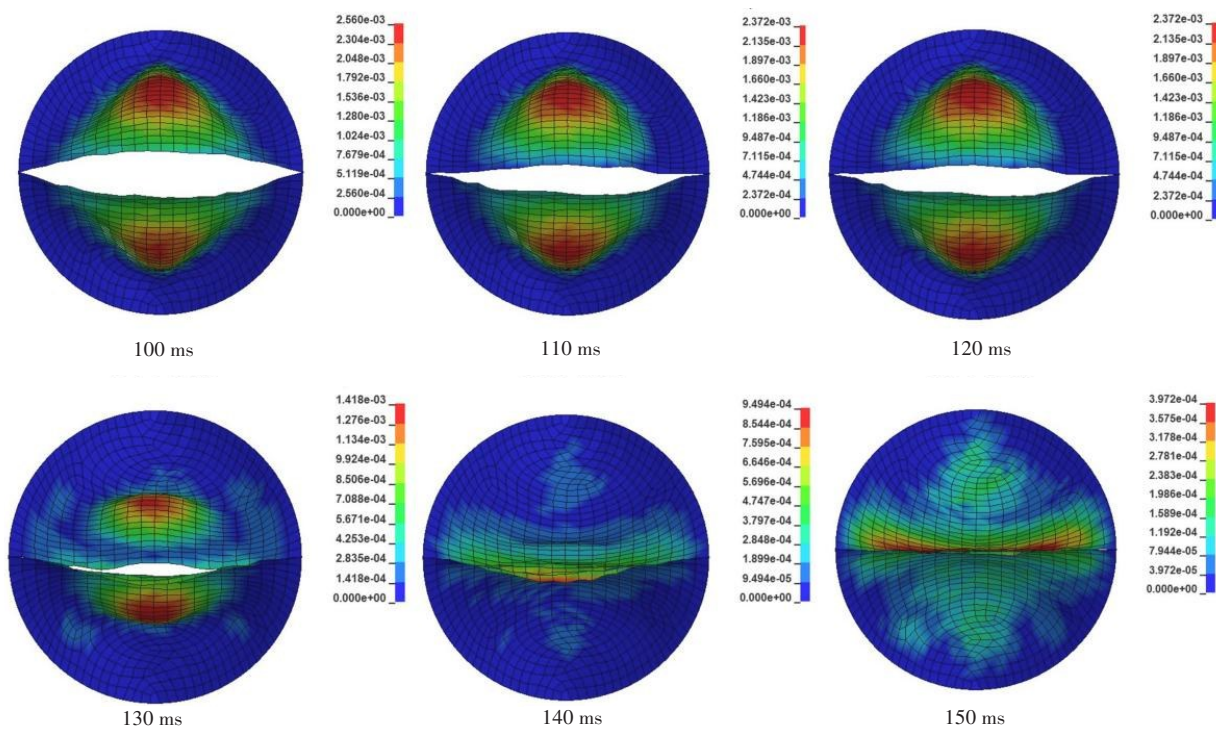


图 4 瓣膜关闭阶段位移变化图
Figure 4 Deformation during valve closing

本文采用 ePTFE 和猪心包两种材料。瓣膜材料为 ePTFE 时(图 5a), 瓣膜最大张开孔径随瓣膜长度的增大而减小, 随瓣膜厚度的增大而增大; 张开孔径的最小值为 2.82 mm, 最大值为 4.98 mm。当瓣膜材

料为猪心包时(图 5b), 最大孔径的趋势与 ePTFE 不同: 当瓣膜长度为 7.5 mm 时, 孔径达到最大值; 张开孔径的最小值为 2.54 mm, 最大值为 5.90 mm。

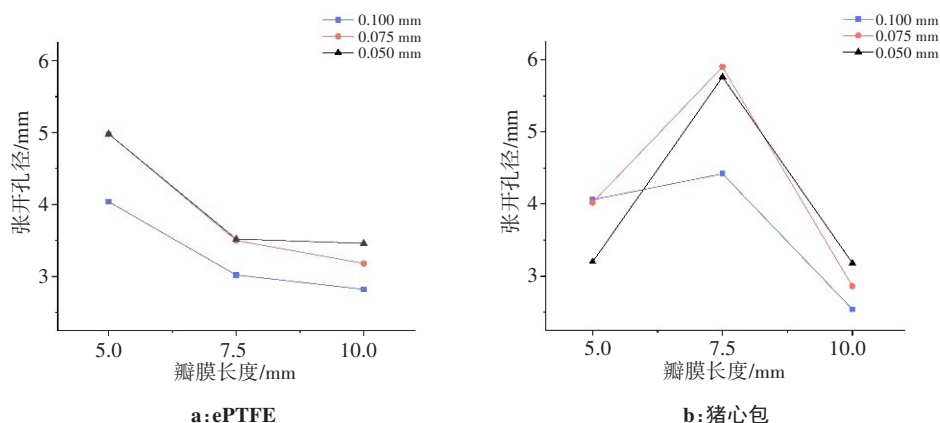


图5 不同瓣膜长度的最大张开孔径对比图

Figure 5 Comparison of the maximum apertures among different valve lengths

在瓣膜张开阶段, 瓣膜受最大等效应力在瓣膜张开前达到峰值, 峰值出现的时间基本一致。瓣膜最大等效应力先出现于瓣膜腹部两侧, 以及瓣膜远端与血管连接处; 随着瓣膜的完全张开, 腹部两侧的最大应力点逐渐向瓣膜中心靠拢, 在瓣膜完全张开后集中在瓣膜腹部的中心位置。瓣膜的最大等效应力会随着瓣膜厚度的减小而增加, 但两者的差距会随着瓣膜长度的减小而减小。如图 6 所示, 当瓣膜长度为 5.0 mm 时, 材料为猪心包的瓣膜在不同厚度的情况下, 最大等效应力无明显区别。当瓣膜长度为 7.5 mm 时, 0.100 mm 厚的瓣膜与另外两个尺寸的瓣膜在最大等效应力上有明显区别。瓣膜所受最大等效应力在瓣膜材料为 ePTFE、长度为 7.5 mm、厚度为 0.100 mm 的情况下获得最小值。

瓣膜在关闭状态下的对大等效应力对比如图 7 所示, 最大等效应力出现在瓣膜根部, 当瓣膜长度为 10.0 mm 和 7.5 mm 时, 瓣膜所受最大等效应力随厚度的增加而减小; 当瓣膜长度为 5.0 mm 时, 3 种厚度对最大等效应力的影响不再明显。最大等效应力在瓣膜材料为猪心包、瓣膜长度为 10.0 mm、厚度为 0.100 mm 时最小。

血液的回流情况如表 3 所示, 其中瓣膜长度为 5.0 mm 时, 只有当瓣膜材料为 ePTFE、瓣膜厚度为 0.075 mm 时, 瓣膜不发生回流问题; 在瓣膜厚度为 0.75 mm 的 6 个数据中, 只有当材料为猪心包、瓣膜长度为 5.0 mm 时出现回流现象。

从正交实验结果中来看: 当瓣膜处于张开阶段时, 瓣膜的厚度对瓣膜所受最大等效应力具有极显

著性意义 ($P < 0.01$); 当瓣膜处于关闭状态, 瓣膜的厚度对瓣膜所受最大等效应力具有显著性意义 ($P < 0.05$), 而瓣膜长度对瓣膜所受最大等效应力具有极显著性意义 ($P < 0.01$); 瓣膜的长度对于瓣膜的最大张开孔径有显著性意义 ($P < 0.05$)。

3 讨论

本文基于心脏瓣膜的建模与加载方式, 建立了人工静脉瓣膜的有限元模型^[18-20]。该模型在一个瓣膜周期内的变化与原生静脉瓣膜相同, 包括了张开、平衡、关闭、闭合 4 个阶段^[28]。人工静脉瓣膜的张开和关闭持续时间如图 3 和图 4 所示, 在施加顺流载荷的 0.1 s 内, 瓣膜的张开阶段持续了 16 ms, 之后的 84 ms 为平衡阶段; 在施加反流载荷的 0.1 s 内, 关闭阶段持续了 50 ms, 后进入闭合阶段直至仿真结束。其中张开阶段和闭合阶段的持续时长满足了对人工静脉瓣膜张开阶段 $t_{\text{张开}} \leq 30$ ms, 关闭阶段 $t_{\text{关闭}} \leq 50$ ms 的要求^[16]。

对于人工静脉瓣膜而言, 能否防止血栓的形成是衡量瓣膜是否符合要求的关键。血栓的形成往往是由于在瓣膜张开阶段无法顺利将血液挤出窦区, 血液在平衡阶段仍滞留在血管与瓣膜之间导致^[30]。本研究中瓣膜在张开阶段如图 3 所示, 开口形状会由“∞”字型过渡为椭圆形。这是由于在初始阶段瓣膜腹部贴合, 贴近血管的瓣膜边缘具有更大的空隙。血液会顺着间隙冲击瓣膜远端, 使得瓣膜两端先出现张开现象, 再延展至瓣膜腹部。相较于二维静脉瓣膜模型^[29], 三维人工

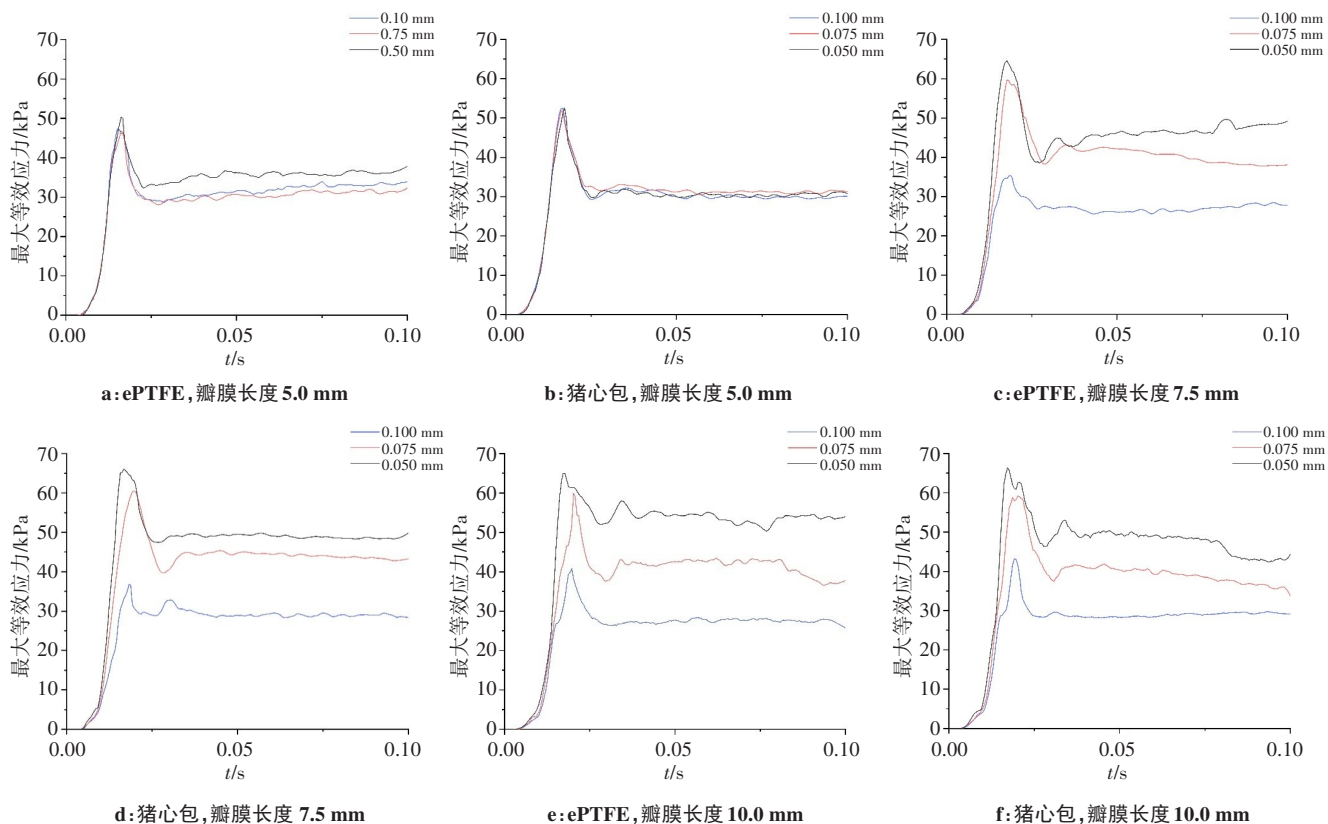


图 6 张开阶段不同厚度瓣膜最大等效应力结果对比

Figure 6 Comparison of the maximum equivalent stress on valves with different thicknesses during opening

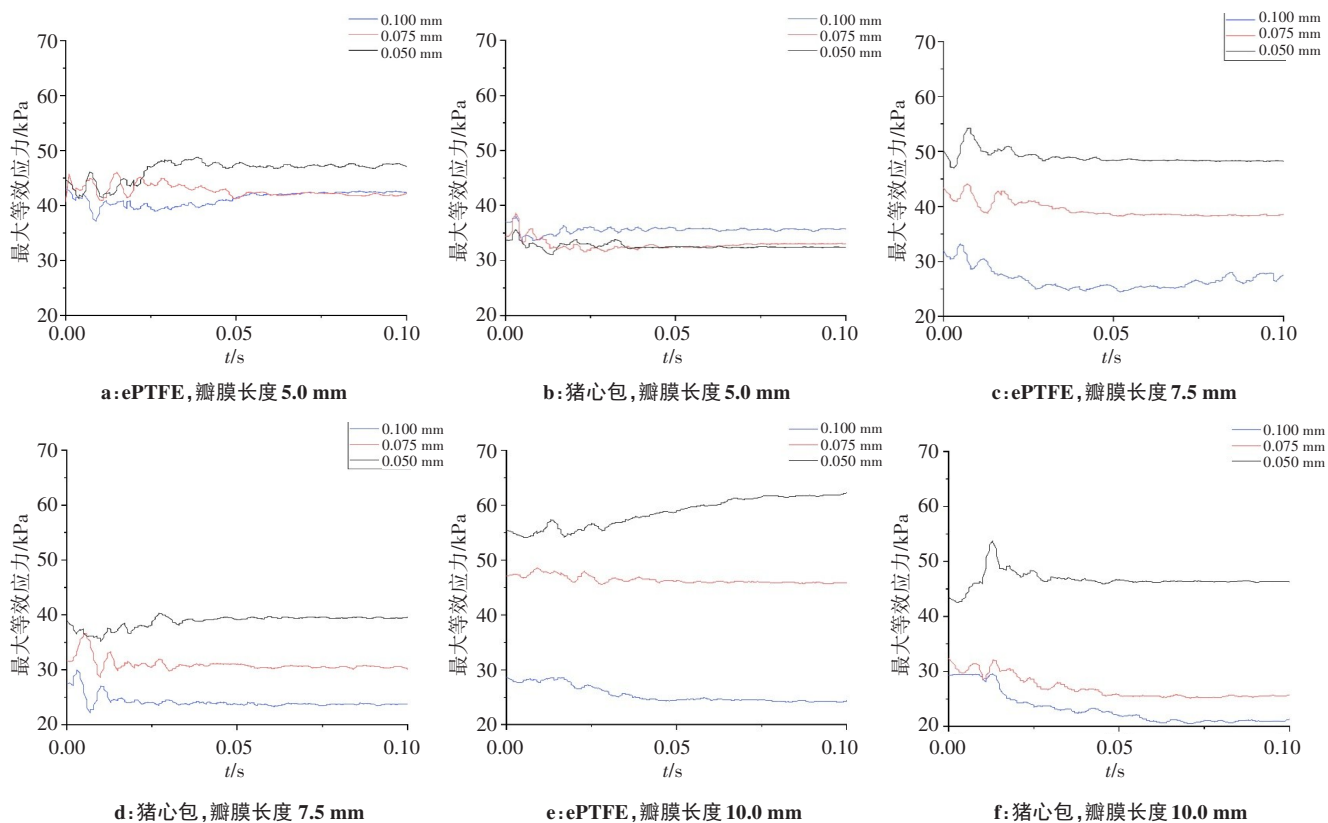


图 7 关闭阶段不同厚度瓣膜最大等效应力结果对比

Figure 7 Comparison of the maximum equivalent stress on valves with different thicknesses during closing

表3 血液回流情况
Table 3 Reflux condition

列号	瓣膜材料	瓣膜长度/mm	瓣膜厚度/mm	是否回流
1	ePTFE	5.0	0.050	是
2	ePTFE	5.0	0.075	否
3	ePTFE	5.0	0.100	是
4	ePTFE	7.5	0.050	否
5	ePTFE	7.5	0.075	否
6	ePTFE	7.5	0.100	是
7	ePTFE	10.0	0.050	是
8	ePTFE	10.0	0.075	否
9	ePTFE	10.0	0.100	否
10	猪心包	5.0	0.050	是
11	猪心包	5.0	0.075	是
12	猪心包	5.0	0.100	是
13	猪心包	7.5	0.050	是
14	猪心包	7.5	0.075	否
15	猪心包	7.5	0.100	否
16	猪心包	10.0	0.050	否
17	猪心包	10.0	0.075	否
18	猪心包	10.0	0.100	是

静脉瓣膜模型在张开后会出现瓣膜远端向轴心方向弯曲的现象,该现象与Wu等^[19]三维人工心脏瓣的结果趋于一致。其原因是由于静脉相较于心脏血压更小,当瓣膜两端固定于血管壁时,血液并不能将瓣膜完全撑开,在血管中呈现倒漏斗状,该形状能让瓣膜的腹部更加突出,将瓣膜窦区的血液挤入近心端。通过分析瓣膜在张开阶段的形态变化,可以得出该结构的人工静脉瓣膜能有效地防止血液在窦区停留,避免血栓的形成。

从统计学结果来看,瓣膜长度对瓣膜张开孔径有显著影响。研究结果显示当瓣膜材料为猪心包、瓣膜长度为7.5 mm,瓣膜厚度为0.75 mm时,瓣膜最大孔径达到5.9 mm。Tien等^[30]比较了5和10 mm长的瓣膜在无窦区静脉张开时的孔径变化,结果显示5 mm长的瓣膜会有更大的张开孔径。本文对比了5.0、7.5以及10.0 mm 3种瓣膜长度,当瓣膜材料为猪心包时,7.5 mm长的瓣膜比更小尺寸的瓣膜获得更大的张开孔径,最大孔径可能也与瓣膜的弹性模量有关,并非瓣膜尺寸越小,张开孔径越大。孔径的增加意味着窦区体积的减小,这对血液在静脉中的流动能产生积极作用,当窦区的血液滞留减少,就会降低血栓形成的概率^[31]。从瓣膜的张开孔径与瓣膜的过瓣速度来看,张开孔径越大,血液过瓣速度越大。Chen等^[32]在对人工静脉瓣膜进行体外试验中指出,较大的血液过瓣速度可能会造成瓣

膜远端的损耗,但是血液速度的增加能减少血液滞留的可能性,降低血栓生成的概率。Arian等^[31]在研究瓣膜血栓形成的原因中也提到,较短的瓣膜长度能减少血栓形成。

另一方面,瓣膜受最大等效应力在瓣膜张开前达到峰值。瓣膜最大等效应力先出现于瓣膜腹部两侧,以及瓣膜远端与血管连接处;随着瓣膜的完全张开,腹部两侧的最大应力点逐渐向瓣膜中心靠拢,在瓣膜完全张开后集中在瓣膜腹部的中心位置。这一结果与Emily等^[33]对于心脏瓣膜的试验具有一致趋势,这是由于瓣膜张开的形态所致。在张开阶段,瓣膜受到血液冲击的部位先受到应力影响而张开,张开后瓣膜腹部突出的弧度,以及瓣膜和血管的连接处都与血管呈较大角度,易受到血液的冲击。从统计学结果来看,瓣膜厚度对瓣膜所受最大有效应力有显著影响,瓣膜厚度越小,所受最大等效应力越大。

当瓣膜进入平衡阶段,瓣膜远端会出现回弹,孔径会缩小0.3~0.4 mm;所受最大等效应力相较于张开阶段减小50%~60%,并趋于稳定。此时瓣膜的窦区出现涡旋,该现象与原生瓣膜与血液相互作用的效果一致^[27]。涡旋现象能促进窦区的血液循环,而当瓣膜长度减小,窦区内停滞的粒子也会减小。Ariane等^[31]通过凝聚算法计算血液粒子在窦区的停滞时间,结果显示粒子的停滞时间对血栓形成有显著影响。为了减小窦区出现血栓的概率,应尽可能减小瓣膜的长度。

而在瓣膜关闭阶段,瓣膜远端会先从近血管端开始闭合,这一趋势与Mao等^[26]对于主动脉瓣的研究结果具有一致性。当瓣膜刚进入关闭状态时,瓣膜腹部鼓起,一部分血液从孔径最大处回流,另一部分冲击瓣膜与血管的连接处,使瓣膜边缘先行闭合,并在窦区保持涡旋现象,血液在窦区循环;而随着窦区血液的增加,瓣膜达到完全闭合的状态。值得注意的是,瓣膜关闭时的最大等效应力出现在瓣膜根部,这与Mao等^[26]、Emily等^[33]的实验结果有一致趋势。本文设计的人工静脉瓣膜底部相较于人体原生静脉瓣膜更小,因此等效应力数值相较于正常瓣膜更大,应力更为集中。从统计学结果来看,瓣膜厚度与尺寸都对瓣膜所受最大等效应力有影响,瓣膜尺寸越大,瓣膜厚度越大,瓣膜所受最大等效应力越小。

最后,当瓣膜进入闭合阶段时,窦区内的涡旋现象消失,瓣膜远端会出现震荡现象,在震荡发生时,瓣膜可能会出现极小间隙,但不会有血液流出。这是由于血液流入两个窦区的流量并不完全相同,导致瓣膜的变形量不完全对称;这也会导致瓣膜在闭合时远端并不对齐,闭合处偏移轴心。从表3可以看出,当瓣膜使用弹性模量较高的材料时,过短的瓣膜

长度可能会导致回流问题。从出现回流现象的实验数据来看,瓣膜发生了翻折现象,使得远端仍有张开部分,此时的血液易从张开的缝隙中回流,无法顺利互相贴合。在瓣膜闭合时,瓣膜远端贴合长度会因为窦区血液的增加而缩短0.05~0.10 mm,因此在设计瓣膜长度时,初始贴合长度要大于可能的缩短长度,以保证瓣膜能在闭合阶段贴合,防止血液回流。

综上所述,在材料的选取方面,虽然ePTFE高分子材料更容易获取和保存,但猪心包能比ePTFE达到更大的张开孔径,并且所受最大等效应力也更为平稳,因此应选取弹性模量更大的猪心包;在瓣膜长度方面,为了减小瓣膜受最大等效应力,同时防止血液滞留,应保证在闭合阶段瓣膜远端能贴合的情况下,尽可能缩短瓣膜的长度,以减小窦区面积,降低血栓发生率,延长瓣膜寿命;在瓣膜厚度方面应选取0.075 mm左右的材料厚度,以获得最好的抗回流效果,达到与原生瓣膜相同的功能。

4 结 论

为探究瓣膜材料、瓣膜长度和瓣膜厚度在人工静脉瓣膜一个周期变化中对瓣膜力学性能的影响,本文采用光滑粒子动力学的方式对瓣膜与流体进行双向流固耦合仿真,能有效地说明该人工静脉瓣膜结构能模拟原生静脉瓣膜的功能,在张开阶段能有效将血液从窦区挤向近心端,防止血栓的形成,并且在一定范围内减小瓣膜长度和瓣膜厚度,增加瓣膜材料的弹性模量,能增加人工静脉瓣膜周期运动的稳定性。本文对设计与优化人工静脉瓣膜提供了分析与数据,为后续对于人工静脉瓣膜的研究提供参考依据。

【参考文献】

- [1] 常光其,陈翠菊,陈忠,等.慢性下肢静脉疾病诊断与治疗中国专家共识[J].中国血管外科杂志:电子版,2014(3): 143-151.
- [2] Chang GQ, Chen CJ, Chen Z, et al. Chinese expert consensus on diagnosis and treatment of chronic venous disorders of lower limbs[J]. China Journal of Vascular Surgery (Electronic Version), 2014(3): 143-151.
- [3] Nicolaides A, Kakkos S, Backgaard N, et al. Management of chronic venous disorders of the lower limbs. Guidelines According to Scientific Evidence. Part I[J]. Int Angiol, 2018, 37(3): 181-254.
- [4] Orhurhu V, Chu R, Xie K, et al. Management of lower extremity pain from chronic venous insufficiency: a comprehensive review[J]. Cardiol Ther, 2021, 10(1): 111-140.
- [5] Van Den Bos R, Arends L, Kockaert M, et al. Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis[J]. J Vasc Surg, 2009, 49(1): 230-239.
- [6] Bush RG. New technique to heal venous ulcers: terminal interruption of the reflux source (TIRS)[J]. Perspect Vasc Surg Endovasc Ther, 2010, 22(3): 194-199.
- [7] 徐磊.经导管人工静脉瓣膜置入实验研究[D].济南:山东大学,2015.
- [8] Xu L. Experimental study of artificial vein valve substitutes replacement by a transcatheter technique[D]. Jinan: Shandong University, 2015.
- [9] Gale SS, Shuman S, Beebe HG, et al. Percutaneous venous valve bioprosthesis: initial observations[J]. Vasc Endovascular Surg, 2004, 38(3): 221-224.
- [10] Zervides C, Mahdi H, Staub RA, et al. Prosthetic venous valves: short history and advancements from 2012 to 2020[J]. Phlebology, 2021, 36(3): 174-183.
- [11] Fernández-Colino A, Jockenhoevel S. Advances in engineering venous valves: the pursuit of a definite solution for chronic venous disease[J]. Tissue Eng Part B Rev, 2021, 27(3): 253-265.
- [12] Pavcnik D, Uchida B, Kaufman J, et al. Percutaneous management of chronic deep venous reflux: review of experimental work and early clinical experience with bioprosthetic valve[J]. Vasc Med, 2008, 13(1): 75-84.
- [13] Pavcnik D, Kaufman J, Uchida B, et al. Second-generation percutaneous bioprosthetic valve: a short-term study in sheep[J]. J Vasc Surg, 2004, 40(6): 1223-1227.
- [14] Pavcnik D, Kaufman JA, Uchida B, et al. Significance of spatial orientation of percutaneously placed bioprosthetic venous valves in an ovine model[J]. J Vasc Interv Radiol, 2005, 16(11): 1511-1516.
- [15] Pavcnik D, Yin Q, Uchida B, et al. Percutaneous autologous venous valve transplantation: short-term feasibility study in an ovine model[J]. J Vasc Surg, 2007, 46(2): 338-345.
- [16] Sathe RD. Design and development of a novel implantable prosthetic vein valve[D]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 2006.
- [17] Midha PA. Long-term patency of a polymer vein valve[D]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 2009.
- [18] Tanner D. Design, analysis, testing, and evaluation of a prosthetic venous valve[D]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 2013.
- [19] Monteleone A, Borino G, Napoli E, et al. Fluid-structure interaction approach with smoothed particle hydrodynamics and particle-spring systems[J]. Comput Methods Appl Mech Eng, 2022, 392(1): 1-27.
- [20] Sturla F, Votta E, Stevanella M, et al. Impact of modeling fluid-structure interaction in the computational analysis of aortic root biomechanics[J]. Med Eng Phys, 2013, 35(12): 1721-1730.
- [21] Wu W, Pott D, Mazza B, et al. Fluid-structure interaction model of a percutaneous aortic valve: comparison with an *in vitro* test and feasibility study in a patient-specific case[J]. Ann Biomed Eng, 2016, 44(2): 590-603.
- [22] Sundaram GK, 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.
- [23] 张洪夫.光滑粒子流体动力学新方法及应用[M].北京:科学出版社,2017: 6-10.
- [24] Zhang HF. New methods and applications of Smooth Particle Hydrodynamics[M]. Beijing: Science Press, 2017: 6-10.
- [25] Caballero A, Sulejmani F, Martin C, et al. Evaluation of transcatheter heart valve biomaterials: biomechanical characterization of bovine and porcine pericardium[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, 75(8): 486-494.
- [26] Kleinstreuer C, Li Z, Basciano CA, et al. Computational mechanics of nitinol stent grafts[J]. J Biomech, 2008, 41(11): 2370-2378.
- [27] Chen HY, Diaz JA, Fedor L, et al. Hemodynamics of venous valve pairing and implications on helical flow[J]. J Vasc Surg Venous Lymphat Disord, 2018, 6(4): 517-522.
- [28] Zheming C, Ameen T, Luke PD, et al. Evaluation of rigid body force in liquid sloshing problems of a partially filled tank: Traditional CFD/SPH/ALE comparative study[J]. Ocean Engineering, 2021, 236(9): 1-17.
- [29] Mao WB, Li KW, Sun W. Fluid-structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle hydrodynamics[J]. Cardiovasc Eng Technol, 2016, 7(4): 374-388.
- [30] Alimi YS, Barthelemy P, Juhan C. Venous pump of the calf: a study of venous and muscular pressures[J]. J Vasc Surg, 1994, 20(5): 728-735.
- [31] 刘翔.基于过渡层改进的浸入式有限元法及其在静脉瓣病理行为研究中的应用[D].武汉:武汉理工大学,2019.
- [32] Liu X. Research on the immersed transitional-interface finite element method and its applications to the pathological behavior of vein valve[D]. Wuhan: Wuhan University of Technology, 2019.
- [33] Lurie F, Kistner RL, Eklof B, et al. Mechanism of venous valve closure and role of the valve in circulation: a new concept[J]. J Vasc Surg, 2003, 38(5): 955-961.
- [34] Tien WH, Chen HY, Berwick ZC, et al. Role of sinus in prosthetic venous valve[J]. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2014, 48(1): 98-104.
- [35] Ariane M, Wen W, Vigolo D, et al. Modelling and simulation of flow and agglomeration in deep veins valves using discrete multi physics[J]. Comput Biol Med, 2017, 89(1): 96-103.
- [36] Chen HY, Tien WS, Chambers SD, et al. Search for an optimal design of a bioprosthetic venous valve: in silico and in vitro studies[J]. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2019, 58(1): 112-119.
- [37] Emily LJ, Manoj RR, Cheng HY, et al. Effects of membrane and flexural stiffnesses on aortic valve dynamics: Identifying the mechanics of leaflet flutter in thinner biological tissues[J]. Force Mech, 2022, 6: 100053.

(编辑:薛泽玲)