

文章编号: 1004-7220(2024)04-0691-08

保留瓣膜两种主动脉根部置换术的生物力学数值模拟

王倩¹, 罗新锦^{2a*}, 丘俊涛^{2a}, 胡圣懿^{2a}, 丁学超¹, 杜田明¹, 张艳萍¹, 侯倩文^{2b}, 乔爱科^{1*}

(1. 北京工业大学 化学与生命科学学院, 北京 100124; 2. 中国医学科学院阜外医院 a. 心血管外科;

b. 心血管疾病国家重点实验室, 国家心血管病中心, 北京 100037)

摘要: **目的** 阐释运用直筒型人工血管行保留主动脉瓣膜的主动脉根部改良重塑术和佛罗里达袖套术对新生主动脉根部生物力学的影响。**方法** 采用CTA影像重建5例主动脉根部有限元模型, 包括2例主动脉根部改良重塑术(A1、A2), 2例佛罗里达袖套术(B1、B2)和1例无主动脉根部病变的对照组(C)。通过数值模拟获得血流和压力分布结果, 评估主动脉根部的血流动力学差异。**结果** 两种术式的患者和对照组收缩峰值的最大流速之间没有显著差异, 但主动脉根部改良重塑术后的流速较为平缓, 与对照组模型相近, 而其主动脉内平均压力和壁面切应力趋于稳定。佛罗里达袖套术中, 存在高速血流冲击血管壁, 沿主动脉壁出现不同程度的壁面切应力和压力集中现象。**结论** 保留瓣膜的主动脉根部手术后, 新生主动脉根部的血流模式依赖于术后窦部几何形状的变化。观察到两种术式的血流状态均表现良好, 但主动脉根部改良重塑术血流模式较佛罗里达袖套术更稳定。

关键词: 主动脉根部改良重塑术; 佛罗里达袖套术; 直筒型人工血管; 主动脉根部形态; 计算流体力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.018

Numerical Simulation of Biomechanics of Two Aortic Root Replacement Procedures with Valve Preservation

WANG Qian¹, LUO Xinjin^{2a*}, QIU Juntao^{2a}, HU Shengyi^{2a}, DING Xuechao¹, DU Tianming¹, ZHANG Yanping¹, HOU Qianwen^{2b}, QIAO Aike^{1*}

(1. College of Chemistry and Life Science, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;

2a. Department of Cardiovascular Surgery; 2b. State Key Laboratory of Cardiovascular Disease, National Center for Cardiovascular Diseases, Fuwai Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100037, China)

Abstract: Objective To elucidate the influence of two procedures aortic root remodeling using a straight tubular artificial vessel while preserving the aortic valve and the Florida sleeve procedure on the biomechanics of the aortic root. **Methods** Five finite element models of the aortic root were reconstructed using computed tomography angiography images, including two cases of aortic root remodeling (A1 and A2), two cases of the Florida sleeve procedure (B1 and B2), and one control group without aortic root pathology (C). Numerical simulations were performed to obtain the blood flow and pressure distribution result to assess the differences in the hemodynamics of the aortic root. **Results** There were no significant differences in the peak systolic velocity

收稿日期: 2024-02-28; 修回日期: 2024-03-24

基金项目: 中国医学科学院医学创新基金项目(2022-I2M-C&T-B-037), 国家自然科学基金项目(12172018)

通信作者: 罗新锦, 主任医师, E-mail: luoxinjin@fuwai.cams.cn; 乔爱科, 教授, E-mail: qak@bjut.edu.cn

* 为共同通讯作者

between the two procedures and the control. However, the flow velocity after aortic root remodeling was smoother, similar to the model of the control group, with a more stable average aortic pressure and wall shear stress. In the Florida sleeve procedure, high-speed blood flow affected the vessel wall, leading to various degrees of wall shear stress and pressure concentrations along the aortic wall. **Conclusions** After aortic root replacement with valve preservation, blood flow patterns in the reconstructed aortic root depended on postoperative changes in sinus geometry. Both surgical procedures showed favorable blood flow patterns; however, the flow pattern after aortic root remodeling was more stable than that after the Florida sleeve procedure.

Key words: modified aortic root remodeling procedure; Florida sleeve procedure; tubular grafts; aortic root morphology; computational fluid dynamics

主动脉根部病变指的是主动脉瓣叶形态学表现正常的情况下,其功能障碍主要归因于主动脉根部结构的病变^[1]。针对该疾病,为提高患者术后生活质量,临床上开展保留主动脉瓣的主动脉根部置换术^[2]。但针对不同类型保留瓣膜的主动脉根部手术优劣的争议,仍是当前临床讨论的热点。

不同手术方案对患者后期病变影响均不相同。David 和 Yacoub 保留技术是主动脉根部动脉瘤手术矫正最常见的手术,需要用合成移植物替换 Valsalva 窦,并在其中重新悬挂主动脉瓣^[3]。

经典的 Yacoub 手术(主动脉根部重塑术)是将直筒型人工血管末端部分纵向剖成三等份,分别修剪成扇贝状后与原生主动脉根部的主动脉窦底血管壁吻合。该术式保留了原生主动脉根部的瓣间三角,从而维持主动脉窦部的部分膨出功能,有利于维护主动脉瓣叶的正常生理功能。主动脉根部改良重塑术在此基础上,通过在主动脉瓣下外加人工血管环,全周加固主动脉基底环来防止主动脉瓣环的远期扩张,以提升长期疗效[见图 1(a)]^[4]。佛罗里达袖套术是对经典 David 手术(主动脉瓣叶再植术)的一种简化[见图 1(b)]^[5]。该技术保留了原生主动脉瓣叶和主动脉窦壁,直接在扩张的窦部外壁包裹涤纶人工血管,并在人工血管上预留“钥匙孔”使左、右冠脉穿出。该技术也通过主动脉基底环置线而稳固了主动脉瓣环。

临床上,主动脉根部改良重塑术(采用直筒型人工血管)和佛罗里达袖套术均为常用的手术方式,但两种术式的优劣和差异还缺少生物力学的对比研究。本文重点关注这两种术式对新生窦部几何结构影响不同而导致的血流动力学差异。

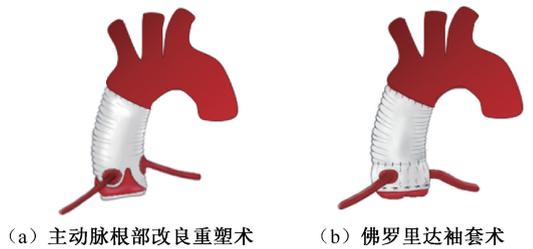


图 1 两种术式示意图

Fig. 1 Schematic diagrams of two procedures

- (a) Modified aortic root remodeling procedure,
- (b) Florida sleeve procedure

计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)方法广泛用于对比分析不同术式主动脉根部结构运动及内部血液流动。有学者通过四维血流磁共振成像(4D Flow MRI)测量人体升主动脉内的血流特征,对比分析不同几何构型产生的涡旋^[6-7]。但 4D Flow MRI 较低的分辨率可能导致信息的丢失或模糊,从而影响模拟结果精度。本课题组通过建立不同窦管交界直径与窦部直径之比的三维有限元模型,使用有限元方法探讨主动脉根部的力学行为,并运用体外脉动流实验探究窦管交界处锥度角对主动脉瓣叶功能的影响^[8-10]。但该主动脉根部模型选用了基于解剖生理的理想化参数模型,而不是患者个性化模型,对真实复杂主动脉结构血流动力学分析存在一定局限。上述研究提示,利用真实主动脉根部模型对不同术式进行 CFD 数值模拟,探讨不同术式的生物力学差异,可为手术规划提供科学依据。

本文利用 CFD 对主动脉根部改良重塑术和佛罗里达袖套术两种术式模拟主动脉内血流的流动,分析窦部几何结构不同对主动脉造成的影响^[11]。

利用患者 CT 影像进行三维重建,在接近真实主动脉模型环境中开展血流动力学模拟,探讨不同术式样本形态学改变对其血流动力学环境产生的影响,为临床诊断治疗主动脉扩张患者提供理论基础。

1 材料与方法

1.1 主动脉模型构建

患者资料采集经中国医学科学院阜外医院机构评审委员会批准,并征得患者知情同意。

利用 3D 重建软件 MIMICS 20.0 (Mimics 公司,比利时)对术后随访获得的 CT 影像进行 3D 重建,再导入 FreeFormPlus 2017(FreeForm 公司,美国)平

滑处理^[12]。使用 Geomagic Studio 2013 (Geomagic 公司,美国)创建模型的面片,进行表面细节优化,生成可以用于计算的主动脉流体模型。主动脉窦和主动脉弓均涉及一定的个性化结构,为了观察远端主动脉血流状态且排除主动脉弓个性化结构产生的影响,在 SolidWorks 2020 (SolidWorks 公司,法国)中将重建的主动脉窦部模型与正常升主动脉模型进行“组合”。

患者术式的具体情况为:2 例主动脉根部改良重塑术(术式 A,模型 A1 和 A2);2 例佛罗里达袖套术(术式 B,模型 B1 和 B2);1 例无主动脉根部病变的对照组(模型 C)。三维重建的模型如图 2 所示。

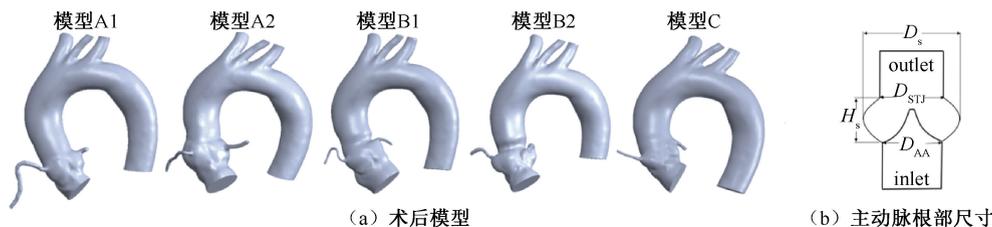


图 2 不同术式患者模型

Fig. 2 Reconstructed models of different procedures (a) Postoperative models, (b) Dimension of the aortic root
 注:模型 A1、A2 为主动脉根部改良重塑术,模型 B1、B2 为佛罗里达袖套术;outlet、inlet 分别为出口和入口; D_{STJ} 为窦管交界直径; D_{AA} 为瓣环直径; D_s 为窦部直径; H_s 为窦部高度。

术式 B 显示主动脉窦部的 3 个主动脉窦(右冠窦、无冠窦和左冠窦)并非等大结构,术式 A 的 3 个窦尺寸基本相同。测量不同模型得到窦部几何尺寸信息(见表 1)。

表 1 主动脉根部结构测量数据

Tab. 1 Measured structural data of the aortic root

模型	D_{STJ}/mm	D_{AA}/mm	D_s/mm	H_s/mm
模型 A1	26.3	25.5	36	22
模型 A2	26	25.6	36	28
模型 B1	29	30	39	27.7
模型 B2	27	22	37	23
模型 C	28	25.5	35	18

针对不同术式模型设计与患者相匹配的瓣叶^[13]。为了使不同模型的 CFD 模拟结果具有可比性,将瓣叶最大开口面积设计为相同大小。将主动脉模型与瓣膜模型进行布尔删减运算,得到主动脉流体域几何模型。

1.2 CFD 数值模拟

本文主要关注主动脉根部形状不同导致的血

流动力学差异,不考虑人工血管材料的问题,即均将其看作正常血管结构。血液视为均匀、不可压缩的牛顿流体,血液密度为 $1\ 050\ \text{kg}/\text{m}^3$,黏度 μ 为 $3.5\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ ^[14-16]。计算得到的主动脉流体的雷诺数 $Re > 2\ 300$,因此,将血流的流动状态设为湍流模式,选择 Realizable k-epsilon 模型^[17],既满足对雷诺应力的约束,也保持与真实湍流一致。管壁处施加无滑移边界条件。使用 ANSYS 2021R1 Fluent (ANSYS 公司,美国)进行稳态数值模拟,采用半隐式算法求解,为了达到稳态,收敛残差目标设置为 10^{-5} 。

将重建的主动脉根部模型导入 ANSYS 2021 FLUENT Meshing (ANSYS 公司,美国)进行网格划分。采用六面体和四面体为主的混合网格。为了确定合适的网格单元尺寸和网格数量,对 5 个模型均进行网格独立性检验。网格最大单元尺寸设置为 $0.8\ \text{mm}$,血管壁处选用结构网格的边界层数为 4 层,网格高度增长率设置为 1.2。网格独立性测试如表 2 所示,随网格数量增加对仿真的最大壁面切应力(maximum wall shear stress, WSS_{max})影响不超

过 6%。当残差降到 10^{-4} 以下时,压力和血流速度线趋于平稳,连续性方程收敛。因此,本文认为该网格尺寸合理。

表 2 网格独立性测试

Tab. 2 Grid independence test

网格尺寸/mm	网格单元数	WSS _{max} /Pa	相对误差/%
1.2	96 886	288.6	—
1.0	175 604	271.2	6.03
0.8	289 522	268.4	1.03
0.6	435 246	265.3	0.82

在 CFD 模拟中,速度-压力是经常使用的边界条件。如图 3 所示,在主动脉血管选择 5 个不同的出入口,分别为胸降主动脉(Out1)、右冠脉(Out2)、左冠脉(Out3)、头臂干动脉(Out4)、左颈总动脉(Out5)、左锁骨下动脉(Out6)。在收缩峰值时期血流流动最剧烈,选取收缩峰值时刻左心室流出道血流速度约为 1.1 m/s。采用集中参数模型得到压力作为边界条件^[18]。其中,出口 1~6 对应的压力分别为 13.055、12.633、14.130、12.350、12.477、12.477 kPa。

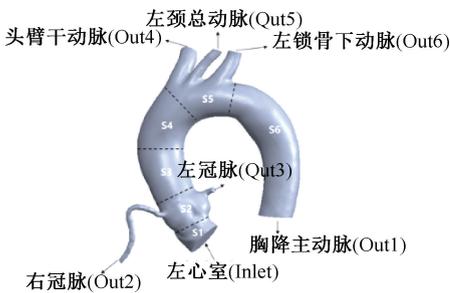


图 3 主动脉三维重建模型

Fig. 3 Reconstructed three-dimensional model of the aorta

为了进一步测量不同区域受到压力和壁面切应力(wall shear stress, WSS)等力学因素的影响,选取主动脉上 6 个不同受力区域进行数值测量,分别为左心室入口端(S1)、主动脉窦部(S2)、升主动脉近端(S3)、升主动脉远端(S4)、主动脉弓(S5)、胸降主动脉远端(S6)。

2 研究结果

2.1 血液速度流线

图 4 显示了无主动脉根部病变的对照组和两种术后患者的主动脉内收缩峰值期的 3D 血流模式。结果表明,模型 C 在右冠窦和主动脉瓣环处有较高射流区,血流主要冲击升主动脉的右后方和主动脉弓的前方,在主动弓处形成旋动流。模型 A1 中血流在每个主动脉段都接近对称,旋动流相对较弱,其根部血流模式较模型 C 更稳定。模型 A2 引导血流沿主动脉壁后方分布,引起升主动脉处血流加快,对血管壁冲击增大;在术式 B 中,由于窦部结构尺寸呈现无冠窦>左冠窦>右冠窦的趋势,故高速射流部位出现的位置在窦管交界处和瓣环区域,且血流导致流线向主动脉后方偏转,速度流线倾斜,相比于术式 A,术式 B 在升主动脉区域的收缩峰值期血流产生更多紊乱。

临床上,主动脉血流的正常范围为 1.0 ~ 1.7 m/s。本文发现,血流在窦部和升主动脉处出现高速血流,进入升主动脉速度逐渐降低。但不同手术后,模型 A1、A2、B1、B2 主动脉的峰值速度分别为 1.8、2.3、2.3、2.7 m/s,均高出正常值范围。血液在主动脉窦部和升主动脉近端的血管内部产生

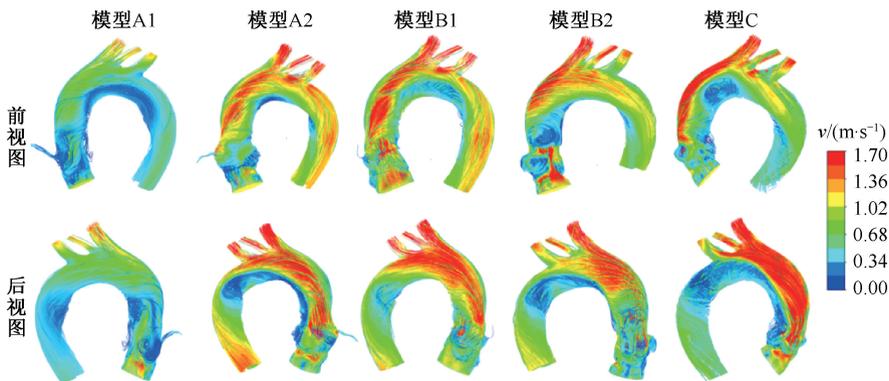


图 4 收缩峰值期不同术式模型血液速度流线分布云图

Fig. 4 Contour of blood velocity streamline during peak systolic phase

高速血流, 容易引起该处压力和 WSS 的急剧增加^[19]。

2.2 壁面压力分布

血管壁必须能够承受来自血流的压力, 否则可能导致血管破裂或形成瘤样扩张。由收缩峰值时期不同模型的壁面压力分布可见, 当血流冲击血管壁时会造成生主动脉壁面压力增加^[20]。压力较大的区域主要在窦部和左心连接的血管处。每个模型高压集中区域不同, 这与不同术式导致窦部结构形态差异密切相关。在模型 C 中, 高压区主要集中在右冠窦和升主动脉外弯侧, 升主动脉内弯侧没有高压力集中区; 模型 B2 与模型 C 的高压集中区域较为相似; 在模型 A1 中高压集中区域主要在无冠

窦和升主动脉外侧; 模型 A2 和 B2 高压集中在整个窦部区域和升主动脉外弯侧[见图 5(a)]。

分析壁面压力可以帮助评估血管壁的稳定性和了解血管壁受到的力学作用, 为预防和治疗心血管疾病提供依据。为此, 进一步探究不同术式导致窦部几何形态改变与壁面压力的关系, 判断模型压力是否在正常生理压力范围内。比较 6 个感兴趣区域的平均壁面压力(p_{avg})和最大壁面压力(p_{max})发现, 模型在左心室入口处和主动脉窦部压力较大, 模型 C 与模型 A2、B1 和 B2 压力变化趋势相近。模型 A1 在每个区域上 p_{avg} 和 p_{max} 数值波动范围不大, 趋于稳定, 这与其血流对称性相一致[见图 5(b)、(c)]。

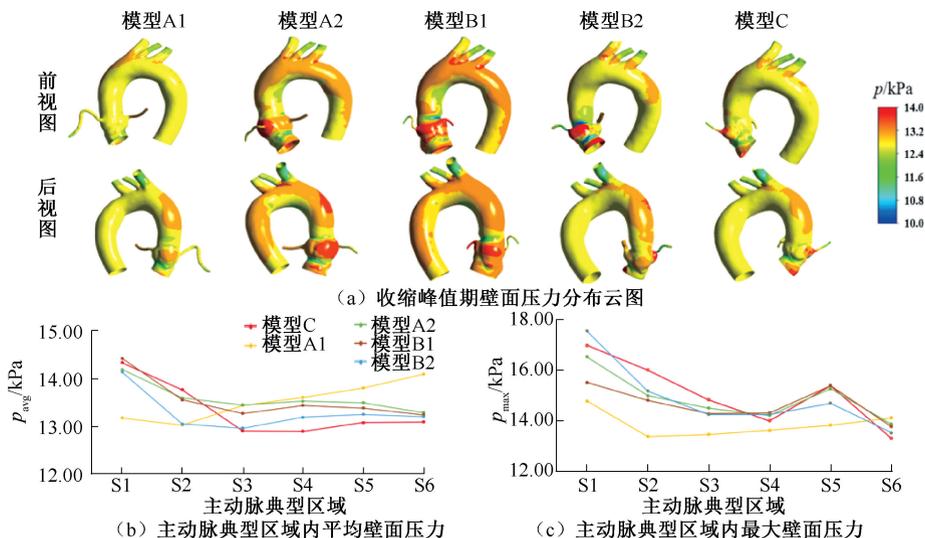


图5 壁面压力结果

Fig. 5 Wall pressure results (a) Contours of wall pressure distribution at peak systole, (b) Average wall pressure in typical sections along the aorta, (c) Maximum wall pressure in the typical sections along the aorta

2.3 WSS 分布

WSS 是血管壁承受的切向应力, 反映了血流对血管壁内皮细胞的摩擦力大小。WSS 与血流速度梯度有关, 速度梯度越大, 产生的 WSS 也越大。由收缩峰值期不同术式模型的 WSS 分布云图可见, 所有模型中各区域的 WSS 显著增高^[19]。模型 C 中高 WSS 分布在右冠窦上方窦管交界处和瓣环处; 模型 A1 中高 WSS 分布在主动脉瓣环和左心室入口处; 模型 A2 在窦管交界处显示有较高的 WSS 分布, 模型 B1 和 B2 的高 WSS 分布在窦管交界处和主动脉瓣环处[见图 6(a)]。本文推测, 造成这种应力分

布的原因与手术自体与人工血管的缝合缘有关。

分析 WSS 可以帮助评估血流对血管壁的影响, 了解血管壁的应力分布情况, 及时发现血管病变和异常状况。不同术式模型高 WSS 集中在不同区域, 帮助评估血流对血管壁的影响。本文发现, 术式 A 在 S2 和 S3 区域速度变化一致, WSS 分布基本相似。分析血管壁面受到的刺激, 通过 WSS_{max} 可以看出差异。由图 6(b)、(c) 可见, 模型 A1、A2 的平均 WSS (WSS_{avg}) 和 WSS_{max} 分布相对均匀; 模型 C 和 B1 在升主动脉远端 (S4) 中 WSS_{avg} 和 WSS_{max} 数值显著增高, 其变化趋势相似。但模型 B1 的 WSS 表

现出明显差异,数值均较高。各组主动脉段均存在高 WSS 区,在主动脉窦部(S2)中,模型 C、A1、A2、B1、B2 的 WSS_{avg} 分别为 7.3、4.2、7.7、10.8、

6.1 Pa。不同模型窦壁受到 WSS_{avg} 数值均与对照组接近,但在窦部远端,特别是在主动脉弓附近,仍观察到较高的 WSS。

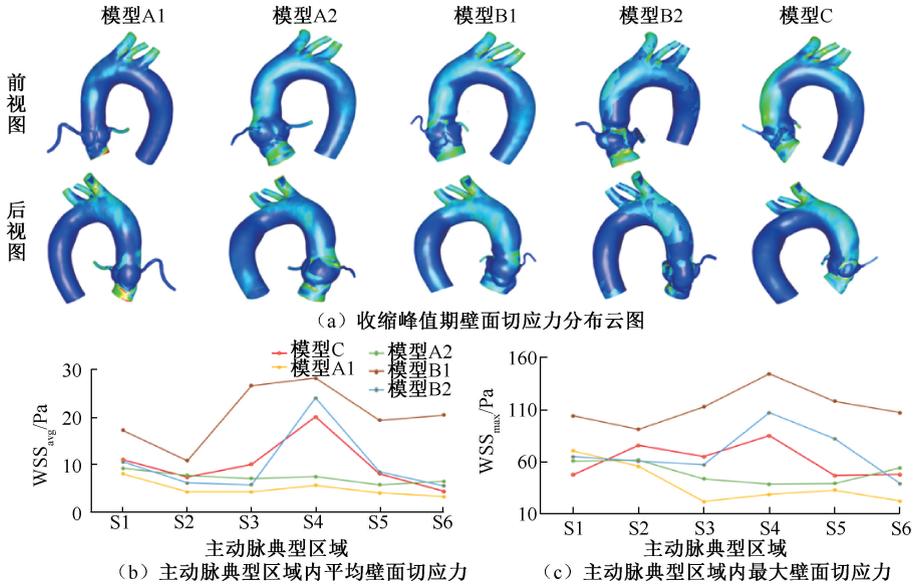


图6 WSS结果

Fig. 6 WSS results (a) Distributions of WSS during peak systolic phase, (b) WSS_{avg} in typical sections along the aorta, (c) WSS_{max} in typical sections along the aorta

3 讨论

本文通过构建不同术式的个性化主动脉根部模型进行流体仿真分析。不同手术后,主动脉窦部的几何形态发生改变,进而引发一系列复杂的主动脉血流动力学状态变化^[21-23]。在重建的模型中可以观察到同种术式下不同患者的窦部结构也会存在一定差异,可能是术后患者自身血流对血管的刺激,导致血管结构和功能的改变。另外,CTA影像重建过程中,只选择流经血管的血液,而植入的人工血管并未体现在重建后的模型中,导致同种术式重建后的模型也会存在一定差异^[24]。

主动脉根部重塑术可以观察到根部形态相对匀称,但窦部形状较明显。而佛罗里达袖套术可以观察到主动脉窦部结构近似1个球形,3个主动脉窦部大小明显不等,且在手术操作过程中,需要在窦管交界处进行双重缝合,而主动脉根部重塑术没有这些手术过程,导致在术式B的窦管交界处出现较大流速和WSS。对比分析两种术后模型与对照

组模型C发现,模型A1血流状况比模型C更稳定。Galea等^[6]利用4D Flow MRI技术验证了通过恢复正常解剖结构来纠正病理状况的可行性,这与本研究中患者经过术式A后可以达到更理想的解剖效果相似。

从生物力学的角度,主动脉根部几何形态改变对主动脉血管壁产生的压力、WSS等力学刺激会直接影响血管内皮细胞、平滑肌细胞等其他生化分子结构的生理功能。这种几何形态的改变还会影响主动脉血管壁的受力状态,从而影响主动脉血管的后续发展^[25]。

通过与已有文献数据^[26-27]比较和定量分析发现,本文模型能可靠获得主动脉根部的压力分布。然而,由于模型具有差异性,为了使模拟结果具有可比性,模型均采用相同边界条件作为驱动。因此,本文认为,个性化模型可以为术式的改进和优化提供参考。本文发现,主动脉根部重塑术由于重建后的窦部结构更均匀,在血流影响下相比佛罗里达袖套术更具有优势。结合其他研究及本文研

究结果,通过两种术式与对照组壁面压力的对比分析,5个模型 p_{avg} 均在正常主动脉收缩压和舒张压 80~120 mmHg (1 mmHg=0.133 kPa) 之间。两种术式均可以达到较正常生理状态,但主动脉根部重塑术有得到比对照组更好的血流模式。

本研究的局限性如下:① 在对手术分析过程中没有考虑瓣叶和血流之间的相互作用,没有探究1个心动周期内的生物力学变化;② 自体移植物和主动脉的材料特性、缝合区域和瓣环施加的扩张约束之间的相互作用对于手术成功的影响,本文也没有考虑。这些问题有待更复杂的流固耦合建模与仿真研究。

4 结论

本文在定常流条件下进行了血流动力学模拟计算,比较对照组模型以及主动脉根部改良重塑术和佛罗里达袖套术两种术式模型主动脉血流环境、壁面压力和 WSS 分布等结果。本文重点关注这两种术式的血流动力学的异同点。结果表明:两种术式的血流动力学差异与窦部大小和形状有关,两种术式患者模型的 WSS_{avg} 及 WSS_{max} 在收缩峰值期变化规律与对照组基本一致,但主动脉根部改良重塑术变化更平缓;主动脉 p_{avg} 均在正常生理范围内;观察到两种术式之间血流状态相差不大,佛罗里达袖套术的血流状态更接近于对照组,但主动脉根部改良重塑术中血流较稳定。综上所述,两种手术后主动脉根部在受血流冲击时各项力学性能表现良好,但主动脉根部改良重塑术血流状态较佛罗里达袖套术更稳定。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 丘俊涛、胡圣懿负责数据资料收集;王倩负责建模、仿真、数据分析和论文初稿写作;丁学超、杜田明、张艳萍、侯倩文负责协助数据分析和语言修改;乔爱科、罗新锦负责选题设计、论文指导和修改。

参考文献:

[1] PAULIS RD, BASSAMO C, BERTOLDO F, *et al.* Aortic valve-sparing operations and aortic root replacement [J]. *J Cardiovasc Med*, 2007, 8(2): 97-101.
[2] MAKKINDJAE A, BROWN B, AHMAD RA, *et al.* Valve-sparing aortic root replacement technique: Valsalva graft

versus two straight tubular grafts [J/OL]. *Cardiol Res Pract*, 2023(3): 4076881.

- [3] BECHSGAARD T, LINDSKOW T, LADING T, *et al.* Biomechanical characterization and comparison of different aortic root surgical techniques [J]. *Interac Cardiovasc Thorac Surg*, 2019, 28(1): 112-119.
[4] MATALANIS G, PERERA NK. Aortic valve sparing root surgery for Marfan syndrome [J]. *Ann Cardiothorac Surg*, 2017, 6(6): 682-691.
[5] HESS PJ, KLODELL CT, BEAVER TM, *et al.* The Florida sleeve: A new technique for aortic root remodeling with preservation of the aortic valve and sinuses [J]. *Ann Thorac Surg*, 2005, 80(2): 748-750.
[6] GALEA N, PIATTI F, STURLA F, *et al.* Novel insights by 4D flow imaging on aortic flow physiology after valve-sparing root replacement with or without neosinuses [J]. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 2018, 26(6): 957-964.
[7] OECHTERING TH, HONS CF, SIEREN M, *et al.* Time-resolved 3-dimensional magnetic resonance phase contrast imaging (4D Flow MRI) analysis of hemodynamics in valve-sparing aortic root repair with an anatomically shaped sinus prosthesis [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2016, 152(2): 418-427.
[8] PAN Y, QIAO A, DONG N. Fluid-structure interaction simulation of aortic valve closure with various sinotubular junction and sinus diameters [J]. *Ann Biomed Eng*, 2015, 43(6): 1363-1369.
[9] HOU Q, LIU G, LIU N, *et al.* Effect of valve height on the opening and closing performance of the aortic valve under aortic root dilatation [J]. *Front Physiol*, 2021(12): 697502.
[10] 贾荣玺, 马云菲, 顾兆勇, 等. 窦管交界锥度对生物瓣影响的脉动流实验研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2017, 34(3): 365-370.
[11] CAO K, SUCOSKY P. Aortic valve leaflet wall shear stress characterization revisited: Impact of coronary flow [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2017, 20(5): 468-470.
[12] FENG X, LIU Y, KAMENSKY D, *et al.* Functional mechanical behavior of the murine pulmonary heart valve [J]. *Sci Rep*, 2023, 13(1): 12852.
[13] LAVON K, HALEVI R, MAROM G, *et al.* Fluid-structure interaction models of bicuspid aortic valves: The effects of nonfused cusp angles [J]. *J Biomech Eng*, 2018, 140(3): 031010.
[14] XIONG Z, YANG P, LI D, *et al.* A computational fluid dynamics analysis of a patient with acute non-A-non-B aortic dissection after type I hybrid arch repair [J]. *Med Eng Phys*, 2020(77): 43-52.
[15] LI D, WANG J, ZENG W, *et al.* The loss of helical flow in

- the thoracic aorta might be an identifying marker for the risk of acute type B aortic dissection [J]. *Comput Meth Programs Biomed*, 2023(230): 107331.
- [16] 侯倩文. 不同表型二叶瓣血流动力学分析及修复结构设计的数值模拟研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2023.
- [17] HOU Q, TAO K, DU T, *et al*. A computational analysis of potential aortic dilation induced by the hemodynamic effects of bicuspid aortic valve phenotypes [J]. *Comput Meth Programs Biomed*, 2022(220): 106811.
- [18] 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.
- [19] 汪波, 韩阳, 齐楠. 建立基于浸入边界有限元法的三维静脉瓣流固耦合数值模型[J]. *医用生物力学*, 2024, 39(1): 40-45.
WANG B, HAN Y, QI N. Three-dimensional fluid-structure interaction model of venous valve based on immersed boundary/finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2024, 39(1): 40-45.
- [20] CHI Q, HE Y, LUAN Y, *et al*. Numerical analysis of wall shear stress in ascending aorta before tearing in type A aortic dissection [J]. *Comput Biol Med*, 2017(89): 236-247.
- [21] DE PAULIS R, CHIRICHILLI I, SCAFFA R, *et al*. Long-term results of the valve reimplantation technique using a graft with sinuses [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2016, 151(1): 112-119.
- [22] HATOUM H, DOLLERY J, LILLY SM, *et al*. Implantation depth and rotational orientation effect on valve-in-valve hemodynamics and sinus flow [J]. *Ann Thorac Surg*, 2018, 106(1): 70-78.
- [23] LIU Y, BENZHA MY, DAN P, *et al*. Fifteen-year outcomes after valve-sparing aortic root remodelling or exclusion of the non-coronary sinus: When to preserve the sinuses of valsalva? [J]. *Heart Lung Circ*, 2022, 31(9): 1291-1299.
- [24] HILL MA, WOOSTER M, ZEIGLER S. Palliative repair of a mycotic aortic arch pseudoaneurysm with a physician-modified endograft and *in-situ* laser fenestration [J]. *J Endovascular Ther*, 2024, 31(1): 132-135.
- [25] 张红萍, 赵川榕, 王贵学. 血管生物力学与力学生物学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2024, 39(1): 17-23.
ZHANG HP, ZHAO CR, WANG GX. Advances in vascular biomechanics and mechanobiology [J]. *J Med Biomech*, 2024, 39(1): 17-23.
- [26] SONCINI M, VOTTA E, ZINICCHINO S, *et al*. Aortic root performance after valve sparing procedure: A comparative finite element analysis [J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(2): 234-243.
- [27] TASCA G, SELMI M, VOTTA E, *et al*. Aortic root biomechanics after sleeve and David sparing techniques: A finite element analysis [J]. *Ann Thorac Surg*, 2017, 103(5): 1451-1459.