

文章编号: 1004-7220(2024)05-0860-06

双开窗技术治疗复杂主动脉夹层的血流动力学分析

王旭, 韩青松, 白李波, 冯海全

(内蒙古工业大学 机械工程学院, 呼和浩特 010051)

摘要:目的 依据临床手术统计实例,探究双开窗分支支架不同深度植入病变胸主动脉后对血流场的影响。方法 建立胸主动脉、胸主动脉覆膜支架以及分支血管覆膜支架,采用有限元计算方法,对分支支架不同深度(5、10、15 mm)植入病变主动脉进行分析,借助体外测速实验平台,进行实验验证。结果 分支支架不同深度植入胸主动脉对维持血流场稳定灌注存在一定规律,其中D10-5组(左颈总动脉分支支架、左锁骨下动脉分支支架植入深度分别为10、5 mm)的分支血管血流灌注率处于良好水平,TAWSS_{max}为最低水平的44.94 Pa,为仿真结果最优组。结论 保持左锁骨下动脉分支支架植入胸主动脉较短的情况下,适当增加左颈总动脉分支支架植入主动脉的深度,可以获得更为稳定的血流场。研究结果为临床双开窗技术实践提供理论参考。

关键词: 胸主动脉治疗; 双开窗技术; 血流动力学; 实验研究

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.05.010

Hemodynamic Analysis of Double-Fenestration Technique for Treating Complex Aortic Dissection

WANG Xu, HAN Qingsong, BAI Libo, FENG Haiquan

(College of Mechanical Engineering, Inner Mongolia University of Technology, Hohhot 010051, China)

Abstract: **Objective** Based on clinical surgical statistical instances, the influence of double fenestration branch stents on the blood flow field after different depths of implantation in the diseased thoracic aorta was investigated. **Methods** Thoracic aorta, thoracic aorta-coated stent, and branch vessel-coated stent were established. The finite element calculation method was used to analyze the branch stent implanted into the diseased aorta at different depths (5, 10, and 15 mm), and experimental verification was performed using an *in vitro* tachymetry experimental platform. **Results** There were certain patterns for maintaining stable perfusion of the blood flow field with branch stent implantation at different depths in the thoracic aorta. The branch blood perfusion rate in Group D10-5 (the implantation depths of the left common carotid artery branch stent and left subclavian artery branch stent were 10 mm and 5 mm, respectively) was at a good level, and TAWSS_{max} was at the lowest level (44.94 Pa), thereby showing the best simulation results. **Conclusions** When the left subclavian artery branch stent implantation in the thoracic aorta was short, the depth of the left common carotid artery branch stent implantation in the aorta was appropriately increased to obtain a more stable blood flow field. This study provides a theoretical reference for the double-fenestration technique in clinical practice.

Key words: thoracic aorta treatment; double-fenestration technique; hemodynamics; experimental research

收稿日期: 2024-03-31; 修回日期: 2024-05-24

基金项目: 内蒙古自治区自然科学基金项目(2020MS05035); 内蒙古自治区直属高校基本科研业务费项目(JY20220285)

通信作者: 韩青松, 副教授, E-mail: hqs@imut.edu.cn

面对复杂的主动脉夹层,如夹层累及分支血管、为保证锚定区充足而覆盖分支血管、分支血管的血运重建等情况,选择简单的腔内介入治疗,难以达到良好的治疗效果。因此,医学上提出了开窗、烟囱和杂交旁路等技术,以实现分支血管的血运重建。针对主动脉夹层累及弓上双分支血管,或胸主动脉覆膜支架锚定区覆盖到左颈总动脉(left common carotid artery, LCCA)的患者,目前主要治疗手段为胸主动脉腔内修复术(thoracic endovascular aortic repair, TAVR)联合开窗技术,以重建弓上分支血管的血流供应,并保证覆膜支架锚定区充足^[1-2]。

Qiao等^[3]对手术前后双开窗分支支架植入的实例进行血流动力学的仿真分析,结果发现,分支支架伸入到主动脉的部分对血液流动产生严重干扰;但该研究未具体指出双开窗中两分支支架对血流场的具体影响。因此,有必要对双开窗中两分支支架植入主动脉的程度开展系统的研究。

本文将主动脉覆膜支架及双开窗分支支架植入主动脉中,通过控制双开窗分支支架植入主动脉不同深度,对比血流速度、分支血管血流供应以及时平均壁面剪切应力(time-average wall shear stress, TAWSS)等血流动力学参数,分析双开窗分支支架不同植入深度对主动脉血流场的影响,借助体外测速实验平台,进行实验验证,为临床实践提供理论参考。

1 几何模型

利用SolidWorks2020建立的胸主动脉及胸主动脉覆膜支架、分支血管覆膜支架模型。主动脉模型基于形态学统计研究^[4],将升主动脉简化为长度 $L_1=40$ mm、半径 $R_1=16$ mm的空心圆柱;主动脉弓简化为轴心线半径 $R_c=40$ mm、近心端半径 $R_2=16$ mm、远心端半径 $R_3=15$ mm具有一定锥度的半圆环;降主动脉简化为长度 $L_2=87$ mm、出口半径 $R_4=15$ mm具有一定的弧度的空心圆锥。主动脉上无名动脉(Innominate artery, IA)、LCCA和左锁骨下动脉(Left subclavian artery, LSA)三支分支血管分别与主动脉弓轴心线的夹角为 20° 、 25° 和 40° ,直径分别为12、10、10 mm。主动脉模型整体壁厚为1 mm。支架模型建立参考上海微创医疗器械公司的Hercules-T支架^[5]。

为方便统计仿真结果,结合双开窗分支支架深入主动脉的深度,对模型进行分组(见表1)。例如, D15-20组表示LCCA分支支架植入主动脉15 mm、LSA分支支架植入主动脉10 mm。将未植入支架的主动脉模型设置为对照组(LX组)。

表1 仿真分组

Tab.1 Simulation groups

分支支架 长度/mm	L_1 /mm	L_2 /mm		
		5	10	15
25	5	D5-5	D5-10	D5-15
25	10	D10-5	D10-10	D10-15
25	15	D15-5	D15-10	D15-15

注: L_1 为LCCA分支支架深入到主动脉的长度, L_2 为LSA分支支架深入到主动脉的长度。

2 网格划分及边界条件

2.1 网格划分

将各组三维模型导入Workbench 19.0中,进行四面体网格划分。当网格尺寸在1.6~0.6变化时,随着网格尺寸的减小,网格数量不断增加,主动脉最大速度和最大压力先增加后不变。结合计算精度以及计算时间成本,模型划分网格的最大尺寸为1 mm,网格无关性检验结果如表2所示。

表2 网格无关性检验

Tab.2 Grid independence test

网格尺寸/mm	网格数	最大速度/($m \cdot s^{-1}$)	最大压力/Pa
1.6	3 773 494	2.24	976.9
1.4	3 823 195	2.26	978.8
1.2	3 869 663	2.27	980.5
1.0	3 961 502	2.29	983.6
0.8	4 154 781	2.29	983.6
0.6	4 246 967	2.29	983.6

2.2 材料属性

流体的流动状态取决于雷诺数,雷诺数定义为:

$$Re = \rho VL / \mu \quad (1)$$

当 $Re > 2\ 300$ 时,则认为血液流动中存在湍流现象,需要采用湍流模型模拟血液流动;反之,则采用层流模型进行计算。

入口条件:采用主动脉脉动循环速度曲线作为入口速度^[6](见图1);出口条件:设定条件为压力出口,出口压力设置为0^[7];壁面边界条件:将血管壁

面整体设定为无滑移的刚性壁面^[8-9]。求解方法为压力耦合方程组的半隐式方法,收敛条件为残差小于 10^{-4} 。同时,每个仿真都进行了3个周期的计算。

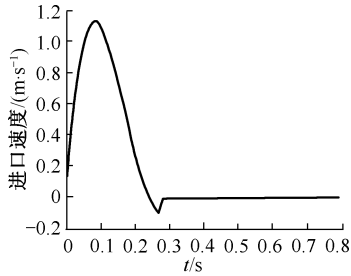


图1 主动脉入口血流速度曲线
Fig. 1 Aortic inlet blood flow velocity curve

2.3 评价指标

血流动力学中常用到的周期参数包括 TAWSS。TAWSS 在血管狭窄的发展和预测血管壁破裂和血栓沉积的风险方面起着关键作用。TAWSS 的数学定义为^[10]

$$\text{TAWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS| dt \quad (2)$$

式中: T 为心动周期; WSS 为壁面剪切应力。

2.4 体外循环测速实验

按照人体血液循环系统,搭建体外循环测速实验平台,包括人体主动脉模型、流体泵、支架替代物、连接器材、循环水箱、流量传感器及数显流量表(见图2)。主动脉模型为硅胶材质的3D打印模型。为模拟真实血液,实验中使用的溶液为纯净水与丙三醇以5:1体积比进行混合,混合液体与真实的血液在密度、黏度等方面参数相近,实验中能够极大程度还原真实的血流状态^[11]。通过流体泵控制器,将泵口速度控制在 1.1 m/s ;流量传感器通过硅胶软管与LSA连接,测量其平均流量,再通过

$$Q = VS \quad (3)$$

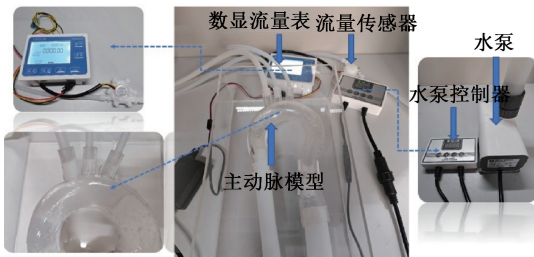


图2 体外测速实验平台
Fig. 2 Cardiopulmonary bypass velocimetry experimental platform

转化获得流速,进行后续的实验数据处理与分析。

3 结果与分析

3.1 血流速度分布

主动脉速度分布对支架处血栓形成有着重要影响^[12]。由于计算中设置入口血流为脉动循环,故取第2个周期的流速峰值时刻的仿真结果(见图3)。

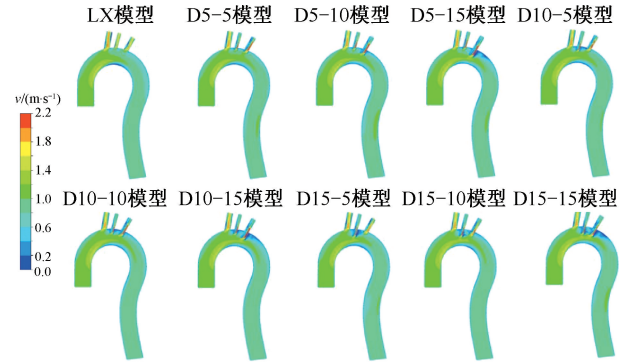


图3 主动脉血流速度分布云图
Fig. 3 Aortic blood flow velocity distribution cloud map

对比理想健康主动脉血流速度分布发现,双分支支架植入后,IA中的高速区($v \geq 1.4 \text{ m/s}$)减少,且峰值速度由 2.2 m/s 下降到 2 m/s ;LSA和LCCA中的血流速度加快;在分支支架深入主动脉的周围,出现了明显的低速区($v \leq 0.4 \text{ m/s}$)。同时,本文发现,在LCCA分支支架植入主动脉深度一定下,随着LSA分支支架深入和主动脉长度的增加,支架附近的低速区随之增加,这与已有研究结果相吻合^[8]。LCCA分支支架突出长度变化对血流场的影响小于LSA分支支架。

为进一步探究分支支架不同植入程度对主动脉弓血流场的影响,在弓上分支支架端部,插入1个观察截面,显示通过该截面血流的流迹线(见图4)。与速度分布结果相吻合,低速区都出现了不同程度的流迹线紊乱,且流迹线紊乱均出现在支架深入到主动脉弓的区域附近,并随着植入深度的增加,支架附近的流迹线紊乱程度增加,紊乱区域也在扩大。

同时还观察到在植入分支支架的两个分支血管中高速区都伴随着涡流的出现,伴随植入深度的增加,分支血管内的涡流区域变得狭长,位于涡流

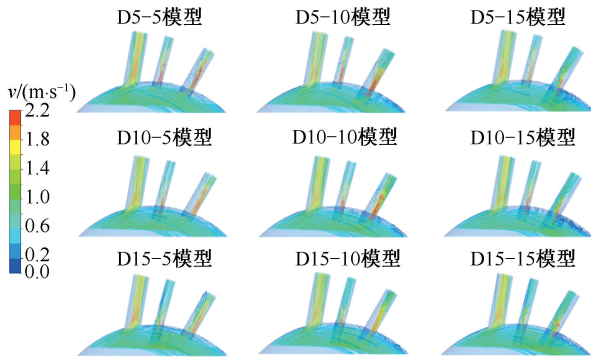


图4 主动脉弓局部流迹线图

Fig. 4 Local flow trace diagram of aortic arch

中心部位的血液,更多的是在原地震荡;位于涡流边缘的血液受涡流及后续血液涌入的影响,产生明显的加速效果。

3.2 分支血管血流灌注

随着开窗技术更多的应用到 TAVER 中,越来越多的临床医生关注到 LSA 分支的血流灌注状态与术后脊髓缺血、卒中、左上肢缺血相关^[13-14]。因此,定量评估弓上分支血管的血运重建显得尤为重要。为了定量分析双分支支架不同深度植入到主动脉弓对弓上分支的影响,图 5 给出弓上分支血管的流量之和在入口总流量的占比以及各分支血管的占比,其中 LX 组中有 25.71% 的血流进入弓上分支血管,这与临床试验测得青年主动脉血流分配结果相匹配^[15]。结果表明,理想主动脉的血流灌注正常,也验证了本文在主动脉建模方面的合理性。同时本文发现,在植入分支支架后,弓上分支血流总量与 LX 组相比均减少 3.5%;随着 LSA 分支支架深入主动脉的程度增加,IA 和 LCCA 的血流灌注增强,LSA 的血流灌注减弱;随着 LCCA 分支支架深入

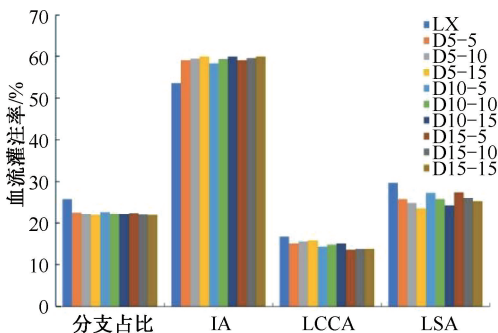


图5 分支血管血流灌注率占比

Fig. 5 Proportion of branch blood flow perfusion rate

主动脉的程度增加,LSA 的血流灌注增强,LCCA 的血流灌注减弱,IA 的血流灌注无明显的规律性。

3.3 壁面剪切应力

利用 Tecplot 软件中函数计算功能,处理 1 个心动周期内的仿真结果,获得 TAWSS 等参数。TAWSS 兼顾血流周期的影响,更能客观反映易形成血栓的风险区域。根据已有的研究结果,低于 $WSS < 0.4 \text{ Pa}$ 的区域脂质易沉积、形成斑块钙化; $WSS > 6 \text{ Pa}$ 区域易激活血小板导致血栓的形成,对血管壁的冲刷作用明显;以上区域都被认定为血管壁面发生动脉粥样硬化或血管壁发生撕裂的风险区域^[16-18]。

为直观体现双开窗分支支架不同植入长度对主动脉血流场的影响,将仿真模型中最大 TAWSS 进行提取,观察最大 TAWSS ($TAWSS_{max}$) 的变化(见图 6)。结果表明,LCCA 分支支架植入深度为 15 mm 对主动脉血流场的影响最为剧烈,使得 TAWSS 保持在 53 Pa,远远超出其他组的平均数值;LCCA 分支支架深入主动脉 10 mm 时, $TAWSS_{max}$ 随 LSA 分支支架深入主动脉的长度增加而增加;LCCA 分支支架深入主动脉 5 mm 时, $TAWSS_{max}$ 数值无明显关联。

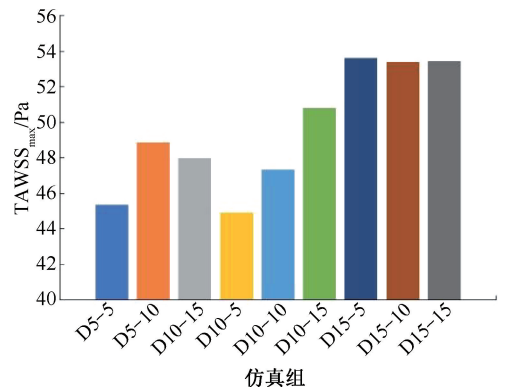


图6 TAWSS 最大值对比

Fig. 6 Comparison of TAWSS maximum values

3.4 实验结果与分析

对植入分支支架的主动脉模型进行体外循环测速,实验结果显示(见表 3):

(1) 由整体实验测速可知,实验测速结果均小于仿真结果,测速结果趋势与仿真结果基本一致,且相对误差均在 10% 以内。

(2) LSA 分支支架植入主动脉的深度越少,

LSA 的平均血流速度增加,有利于维持 LSA 的血流灌注。

(3) 数值仿真中,在 LSA 分支支架植入主动脉较短(5 mm),适当增加 LCCA 分支支架植入主动脉的长度,有助于 LSA 血流灌注的情况。在体外测速实验结果中观察到 LSA 血流速度随 LCCA 分支支架植入主动脉深度的增加,先增加后减少。

表3 双开窗分支支架植入主动脉测速实验结果

Tab. 3 Results of aortic velocimetry experiment with double-window branch stent implantation

分组	测量流速/($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	仿真流速/($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	相对误差/%
LX	1.10	1.15	4.35
D5-5	0.85	0.89	4.49
D5-10	0.82	0.85	3.53
D5-15	0.74	0.79	6.33
D10-5	0.89	0.94	5.32
D10-10	0.84	0.88	4.55
D10-15	0.78	0.83	6.02
D15-5	0.87	0.93	6.45
D15-10	0.84	0.88	4.55
D15-15	0.79	0.85	7.06

4 讨论

本文通过仿真分析和体外测速试验,探讨双开窗分支支架不同深度植入主动脉对血流的影响,以及分支支架对血流动力学的影响机制。

分支支架对主动脉血流场的影响多集中于主动脉弓部,对降主动脉影响较小。血流速度分布表明,支架的植入破坏了原有血流的正常轨迹,使得血流场紊乱,血流流速降低,容易导致血细胞沉降,导致内皮增生,引发动脉粥样硬化。

LSA 分支支架的植入主动脉弓,对血流场的扰动使得部分血液再次进入 IA、LCCA,使得灌注增强,也由于支架的影响,血液难以进入 LSA,使得自身分支血管灌注减弱;LCCA 分支支架相较于 LSA 分支支架的对主动脉血流场的影响要小一些。

体外循环测速实验结果基本小于仿真结果的原因主要来自测速实验平台的误差,属于不可消除范围,但其测速结果与仿真结果变化趋势基本一致,表明在整个实验过程中,实验流程基本完善,实验数据可靠;较短的 LSA 分支支架植入主动脉更有利于维持 LSA 血流场的灌注^[10];数值仿真得到的结论基本得以验证。

5 结论

本文通过对胸主动脉模型建模,植入胸主动脉覆膜支架、LCCA 分支支架以及 LSA 分支支架,通过控制两分支支架植入主动脉弓的深度,探究其对主动脉血流场的影响。本文得出以下结论:

(1) 当仅改变 LSA 分支支架植入深度时,随 LSA 分支支架植入主动脉的深度增加,分支血管内的局部血流速度增大、灌注率降低,分支血管附近血流场紊乱严重,此结论与已有研究结论相一致。

(2) 双分支支架植入的情况下,D5-5、D10-5 组各项指标处于较为符合原有血流场数值附近,对原有血流场的干扰效果小,为较优解。结合体外循环测速实验,在尽可能保持 LSA 分支支架植入主动脉较短的情况下,适当增加 LCCA 分支支架植入主动脉的深度,能获得更为稳定的血流场。

(3) 当分支支架同时深入到主动脉深度 50% (D15-15 组),对主动脉原有血流场的干扰最为明显,应在临床手术中予以避免。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:王旭负责仿真计算、实验设计、论文撰写及修改;韩青松负责论文构思;白李波负责数据处理与分析;冯海全负责论文审阅。

参考文献:

- [1] 王瑞华,仇鹏,刘俊超,等.激光原位开窗胸主动脉腔内重建治疗累及弓部分支的主动脉夹层:近期结果及并发症[J]. 外科理论与实践, 2022, 27(4): 324-329.
- [2] 张涛,纪东华,王峰.胸主动脉腔内修复术联合体外开窗技术治疗累及主动脉弓的复杂胸主动脉疾病[J]. 介入放射学杂志, 2021, 30(9): 882-887.
- [3] QIAO Y, MAO L, DING Y, et al. Hemodynamic consequences of TEVAR with *in situ* double fenestrations of left carotid artery and left subclavian artery [J]. Med Eng Phys, 2020(76): 32-39.
- [4] 刘海兵. 成人正常主动脉的形态特点[D]. 天津:天津医科大学, 2017.
- [5] 于凯,谷雪莲,胡方遒,等.波峰数目对 Z 型覆膜支架生物力学性能影响[J]. 医用生物力学, 2017, 32(2): 115-121. YU K, GU XL, HU FQ, et al. Effects of strut numbers on biomechanical properties of Z-shaped stent-grafts [J]. J Med Biomech, 2017, 32(2): 115-121.

- [6] OLUFSEN MS. A one-dimensional fluid dynamic model of the systemic arteries [M]. Amsterdam: IOS Press, 2000: 79-98.
- [7] 段晓杰, 左瑞雪, 汪剑鸣, 等. 基于计算流体动力学的主动脉内血流仿真[J]. 计算机仿真, 2019, 36(9): 236-239.
- [8] 包桂珍, 韩青松, 巩勇智, 等. 覆膜支架几何参数对胸主动脉血流动力学的影响 [J]. 内蒙古工业大学学报(自然科学版), 2021, 40(6): 439-446.
- [9] 段文杰, 桑建兵, 齐德瑄, 等. 左冠状动脉曲率与左前降支狭窄对局部血流动力学的影响 [J]. 医用生物力学, 2023, 38(5): 953-960.
- DUAN WJ, SANG JB, QI DX, *et al.* The influence of left coronary artery curvature and left anterior descending branch stenosis on local hemodynamics [J]. J Med Biomech, 2023, 38(5): 953-960.
- [10] CILLO-VELASCO PR, LUCIANO RD, KELLY ME, *et al.* The hemodynamics of aneurysms treated with flow-diverting stents considering both stent and aneurysm/artery geometries [J]. Appl Sci, 2020, 10(15): 5239.
- [11] 李长胜. 髂静脉狭窄解剖结构对血流动力学的影响机制 [D]. 呼和浩特: 内蒙古工业大学, 2023.
- [12] TRICARICO R, TRAN-SON-TAY R, LAQUIAN L, *et al.* Haemodynamics of different configurations of a left subclavian artery stent graft for thoracic endovascular aortic repair [J]. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2020, 59(1): 7-15.
- [13] SUN M, WANG Y, ZHOU T, *et al.* Safety of left subclavian artery selective coverage without revascularization in thoracic endovascular aortic repair for type B aortic dissections [J]. Ann Thorac Cardiovasc Surg, 2023, 29(2): 70-77.
- [14] WANG C, POZZOLI A, VON SEGESSER LK, *et al.* Management of left subclavian artery in type B aortic dissection treated with thoracic endovascular aorta repair [J]. J Vasc Surg, 2023, 77(5): 1553-1561. e2.
- [15] 董会武, 陈端端, 熊江. 国人青年主动脉血流分配比例正常值的超声测定 [J]. 中国普通外科杂志, 2017, 26(12): 1633-1636.
- [16] 薛昱, 韩青松, 巩勇智, 等. 主动脉夹层近心端不同破口形态下的血流动力学分析 [J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 751-756.
- XUE Y, HAN QS, GONG YZ, *et al.* Hemodynamic analysis on proximal end of the aortic dissection with different rupture shapes [J]. J Med Biomech, 2021, 36(5): 751-756.
- [17] LI CS, FENG HQ, WANG K, *et al.* Influence of the anatomical structure on the hemodynamics of iliac vein stenosis [J]. J Biomech Eng, 2023, 145(1): 011013.
- [18] 卢楷, 孙晓凡, 彭臣, 等. 开窗技术与平行支架技术治疗主动脉弓部病变的血流动力学研究 [J]. 医用生物力学, 2023, 38(2): 360-367.
- LU K, SUN XF, PENG C, *et al.* Computational study of fenestration and parallel grafts used in aortic arch lesion [J]. J Med Biomech, 2023, 38(2): 360-367.