

主动脉夹层的计算机模拟研究进展

李 智, 陆清声

【摘要】 计算机模拟技术能够可视化主动脉夹层(AD)的血液流动、壁应力分布、真假腔的动态相互作用等临床关注的病理变化过程,从而弥补了传统影像学技术在力学层面分析疾病动态变化的不足。该文综述了当前 AD 研究中主要的计算机模拟方法,探讨了这些方法在 AD 发生、发展机制及血管腔内治疗过程中的应用,重点关注其在提升临床决策支持和改善患者预后方面的作用,分析该领域面临的挑战,并对其未来发展进行展望,为推动多学科协作及主动脉夹层研究和治疗的进一步发展提供参考。

【关键词】 主动脉夹层;生物力学;血流动力学

中图分类号:R543.16 文献标志码:A 文章编号:1008-794X(2026)-005-0469-06

Progress in computer simulation research of aortic dissection LI Zhi, LU Qingsheng. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Corresponding author: LU Qingsheng, E-mail: luqs@newvascular.cn

【Abstract】 Computer simulation technology can visualize the pathological changes of clinical concern, including blood flow, wall stress distribution, dynamic interaction between true lumen and false lumen, etc., in aortic dissection (AD), thus making up for the shortcomings of traditional imaging techniques in analyzing the dynamic changes of diseases at the mechanical level. This article reviews the main computer simulation methods in the current AD research, discusses the application of these methods in the occurrence of AD, development mechanism, and endovascular treatment, focusing on its role in improving clinical decision support and improving patient prognosis. The challenges faced in this field are analyzed, and prospects for its future development are discussed, aiming to provide reference for promoting multidisciplinary collaboration and further development of AD research and treatment.

【Key words】 aortic dissection; biomechanics; hemodynamics

主动脉夹层(AD)是一种高危的血管急症,伴随较高的死亡率,对患者生命健康构成严重威胁,其病理机制为主动脉内膜撕裂导致血液进入壁间形成真假腔的分离^[1]。AD 诊断与治疗主要依赖计算机断层扫描(CT)和磁共振成像(MRI)等影像学技术,但这些技术主要集中于解剖学特征的静态观察,难以动态捕捉主动脉内复杂的血流动力学变化和壁面应力分布。此外,影像学结果的解读在很大程度上依赖于临床医生的经验,目前尚缺乏统一的量化标准。

相比之下,计算机模拟技术在 AD 研究中凸显了其独特的优势。通过计算流体力学(CFD)、有限元分析(FEA)以及流固耦合(FSI)等方法,计算机模拟能够精确模拟主动脉内的血流动力学特征、血管壁应力分布以及真假腔之间的相互作用,从而提供更为直观且量化的生理学参数。这些技术为 AD 的早期诊断、个性化治疗策略的制订以及疾病进展的预测提供更为可靠的理论依据和数据支持。本文综述了计算机模拟的主要方法,讨论了其在 AD 发生机

DOI:10.3969/j.issn.1008-794X.2026.05.002

基金项目:国家自然科学基金(82270510);上海市 2023 年度“科技创新行动计划”优秀学术/技术带头人项目基金(23XD1405000);上海市领军人才(2019LJ17)

作者单位:200093 上海 上海理工大学健康科学与工程学院(李 智);中国人民解放军海军军医大学第一附属医院血管外科(李 智、陆清声)

通信作者:陆清声 E-mail:luqs@newvascular.cn

制和临床应用中的研究进展,并分析了该技术当前面临的挑战以及未来发展趋势。

1 计算机模拟主要方法

CFD、FEA 及 FSI 3 种计算机模拟方法在精确模拟 AD 的血流动力学、血管壁应力及血液-血管壁相互作用力方面具有显著优势,能够为深入理解 AD 的发生、发展及治疗提供多角度力学分析。

1.1 CFD

CFD 是一种利用数值方法解决流体流动问题的技术,结合医学影像,可模拟和分析真实生理环境中的血流状态。CFD 被广泛应用于关键参数的分析,包括血流速度、壁面剪切应力(WSS)、真假腔压力、振荡剪切指数(OSI)、相对滞留时间(RRT)等。通过速度流线可视化流动模式,CFD 可识别回流区和涡流区。WSS 反映血液对主动脉内壁的剪切力,异常 WSS 可引发内皮细胞炎症,进而导致血栓形成、血管壁病变及动脉粥样硬化等并发症^[2]。OSI 用于评估心动周期内剪切力方向的变化,其数值与内皮细胞的炎症反应密切相关^[3]。RRT 则用于量化血液中溶质和颗粒在血管壁附近的滞留时间,这一参数与血栓形成的风险显著相关^[4]。由于血液在高流速下呈剪切变稀特性^[5],CFD 模拟将其视为不可压缩的非牛顿流体。同时,为简化模型,研究常将主动脉壁假设为刚性无滑移壁面。

1.2 FEA

FEA 是一种基于有限元法的模拟技术,通过对主动脉壁进行数学模型离散化、数值求解及结果分析,实现对复杂力学行为的精确评估。由于血管壁的力学特性是主动脉疾病模拟中的关键因素,FEA 能够考虑主动脉壁的黏弹性、各向异性及非均质特性,从而准确反映其在实际生理条件下的力学行为。相较于将主动脉壁视为刚性壁的 CFD 模型,FEA 能够更真实地模拟 AD 中动脉壁的应力分布、假腔的扩张以及支架移植物与血管壁之间的力学交互作用。这些模拟有助于评估主动脉破裂的风险,优化治疗方案,并预测支架释放后的效果,从而为临床决策提供重要的参考依据。

1.3 FSI

FSI 结合 CFD 与 FEA,是一种通过求解耦合方程分析固体在流体流动下的变形行为及其对流场影响的方法^[6]。相比假设血管壁刚性的 CFD 模型,FSI 在 AD 模拟中更真实地反映内膜片和血管壁的弹性形变及血流对假腔和真腔的双向交互作用。相

较于 FEA,FSI 能够捕捉血流对主动脉壁或支架移植物的作用力及其反作用,提供更全面的力学分析。FSI 中的耦合方法主要包括单向耦合和双向耦合两种。单向耦合以顺序方式解决流体和固体的力学问题,常用于支架设计及血管弹性研究。双向耦合同时解决两个域的问题,互相传递力和位移直至平衡,常用于动脉瘤破裂风险评估^[7]。

2 计算机模拟在 AD 发生机制研究中的应用

2.1 基于 CFD 的 AD 发生机制研究

CFD 模拟通过建立主动脉几何模型和设定边界条件,能够揭示血流在复杂血管结构中的流动特性,为理解血流动力学在 AD 形成中的作用提供依据。在正常的生理状态和血流模式下 AD 不易发生,AD 的形成可能受到血流模式改变的诱导,涡旋流动的血流会导致壁面剪切应力方向在心动周期内发生显著变化,从而形成高 OSI 区域^[8]。有研究通过 CFD 模拟发现该区域与急性 A 型主动脉夹层的主要破口部位相吻合^[9],说明高 OSI 区域可作为预测 AD 的指标。

2.2 基于 FEA 的 AD 发生机制研究

FEA 通过几何建模与力学分析主动脉壁,提供不同生理和病理条件下的应力与应变数据,辅助临床识别高应力风险区域。研究发现,AD 破口集中在升主动脉和主动脉弓的高应力区^[10]。然而,由于其缺乏验证且未考虑患者特异性壁厚,峰值壁应力的预测存在约 27.3% 的误差^[11]。对 A 型主动脉夹层(TAAD)患者的回顾性分析表明,破口与纵向壁峰值应力区域高度吻合^[12],验证了主动脉高应力区在 AD 形成中的关键作用。研究表明,AD 主要由壁内剪切应力引发的层间分离所致^[8]。因此,血管壁高应力区域可作为预测 AD 的指标。

2.3 基于 FSI 的 AD 发生机制研究

FSI 结合 CFD 和 FEA 方法,不仅能揭示主动脉壁三层结构的力学特性差异,还能捕捉脉动血流对血管壁的实时动态作用,从而精确分析 AD 发生机制。有研究利用 FEA 计算主动脉壁的应力与变形,CFD 模拟脉动血流的压力与剪切力,并在流固界面实现双向耦合的动态交互模拟,发现主动脉壁的三层膜结构因弹性模量差异导致不同层间应力分布不连续,中膜承受的冯·米塞斯应力(von Mises Stress)可达 100~120 kPa,显著高于内膜和外膜,特别在峰值收缩期或高血压条件下可能超

过其极限强度,引发撕裂,导致夹层形成^[13]。因此,中膜的 von Mises 应力可作为临床中预测 AD 的指标。

3 计算机模拟在 AD 发展机制研究中的应用

3.1 假腔血流动力学因素对 AD 发展的影响

假腔的血流动力学状态在 AD 发展过程中起着至关重要的作用,通过 CFD 模拟可分析流速、流量、WSS 等血流动力学参数与 AD 发展的关系。假腔流速和流量的增加是 AD 扩张的预测指标,撕裂口处的高 WSS 会使主动脉壁变得更加脆弱,促使主动脉扩张,时间平均壁面剪切应力(TAWSS)低于 0.25 Pa 时与假腔扩张呈正相关^[14]。此外,假腔内涡流及回流等异常血流模式会加速主动脉壁的退行性变,进而增加夹层破裂的风险。胸主动脉腔内修复术(TEVAR)和药物治疗均可在一定程度上将血流动力学参数调整至接近正常范围^[15-16],使真腔中的流动模式更接近正常的层流状态^[17],减缓 AD 的进一步发展。

3.2 血管壁力学因素对 AD 发展的影响

AD 发生后,主动脉壁的应力增加,FEA 能够精准模拟血管壁在不同应力条件下的力学响应,预测夹层发展趋势^[18-20]。利用 FEA 获取的应力分布,结合破裂准则和个体化的材料强度参数,可计算夹层的破裂概率,判断是否需要早期干预^[18]。在 AD 撕裂过程中,残余应力影响撕裂传播的难易程度^[20]。因此,临床判断患者 AD 发展状况时,需将主动脉壁残余应力纳入考量。同时,原发破口的深度、中心角、轴向长度决定了撕裂传播的方向、速度和难易程度,可作为预测 AD 发展的关键指标^[19]。

3.3 内膜片动态变化对 AD 发展的影响

较高的内膜片活动度通常与急性夹层相关,会导致真腔血流暂时阻塞、假腔流量增加,进而加剧假腔扩张;而低活动度则多见于慢性夹层,血流动力学相对稳定^[21]。因此,临床上可通过监测内膜片活动度来判断 AD 的发展阶段。通过双向 FSI 模拟可深入研究内膜片的运动及其与血流的相互作用以预测 AD 的稳定性、发展速度和破裂风险。有研究表明,较小的撕裂口和较大的真假腔压力差会导致内膜片的位移和活动度增加^[22],从而加剧夹层的发展和破裂风险。因此,内膜片活动度变化可作为在临床干预前预测夹层进展和破裂的指标。

4 计算机模拟在 AD 腔内治疗中的应用

4.1 在手术规划中的应用

TEVAR 中支架移植物释放涉及复杂的力学机制,直接影响手术效果。FEA 已用于 TEVAR 规划中,通过模拟实际手术步骤中不同类型支架植入后的力学特性变化,为选择最佳支架移植物、确定合适尺寸及最优锚定区域提供科学依据^[23]。

4.1.1 支架移植物的选择 TEVAR 的重点之一在于覆膜支架尺寸的选择,支架放大率(OSR)直接影响支架与主动脉壁接触处的应力分布,OSR 为 15% 时主动脉壁的最大应力是 OSR 为 0 时的 1.6~2.5 倍^[24-25]。FEA 能够辅助医生在支架稳定性与血管壁应力之间进行优化权衡,从而有效降低术后逆行性 A 型主动脉夹层(RTAD)的发生风险。支架移植物长度同样重要,较短支架易导致支架源性新发破口,而过长支架虽减少约 60% 的壁应力,但会增加截瘫风险,因此选择中等长度的支架移植物最为合适^[26-28]。然而,在临床中还需结合患者具体解剖结构、病情及数值模拟结果进行个性化长度和 OSR 的选择,以实现最佳治疗。

4.1.2 手术规划的精度 为了提升 FEA 模拟的精度,需考虑主动脉在生理条件下的初始应力状态(预应力),确保模拟模型与患者主动脉在生理压力下的状态一致。研究表明,考虑预应力的患者特异性模型能够更准确地预测局部开口面积,其误差可控制在 6% 以内^[29]。Ramella 等^[30]将模拟结果与术后 CT 血管造影影像对比,利用样条拟合每个支架环顶点得到开口面积,部分患者误差仅低于 5%,表明 FEA 在预测支架形态方面具有较高精度,有助于临床医生在术前制订更加精准的手术方案。

4.1.3 最优锚定区的选择 即便支架在压缩状态下定位正确,随着主动脉壁与支架的相互作用及后续扩张,支架仍可能发生移位,从而导致 TEVAR 手术失败。通过 FEA 模拟不同锚定位置对内膜片和主动脉壁的力学影响,可在术前确定最佳锚定区域。当支架近端锚定区域接近夹层破口时,径向力使内膜片向假腔方向变形,降低支架锚定力,导致支架移植物发生移位;将支架锚定区向根部移动 10 mm 后,局部变形和应力集中减少,支架锚定更加稳定^[31]。因此,最优锚定区的选择不仅依靠精确的 FEA 模拟,还需结合临床实际情况进行综合评估。

4.2 在术后转归中的应用

并发症是 TEVAR 术后 AD 患者死亡的最重要的因素,计算机模拟技术可用于分析患者术后转归

情况,降低 AD 术后不良事件发生率^[32-33]。

4.2.1 RTAD RTAD 是一种 TEVAR 术后死亡率极高的并发症,较大的 OSR 和近端支架植入以及手术操作中对主动脉壁的损伤均有可能引发 RTAD^[34]。研究表明,术后 RTAD 的发生与局部血流动力学特征,尤其是 WSS 的变化密切相关。CFD 模拟结果显示,RTAD 患者撕裂口 WSS 显著高于对照组,且左锁骨下动脉区域的 WSS 值明显高于周围主动脉壁,表明该区域的血流动态可能对主动脉壁施加更大的剪切力,从而增加逆行撕裂的风险^[35]。因此,临床上应加强对高风险区 WSS 值的监测,以便及时干预,预防 RTAD 的发生。

4.2.2 术后假腔血栓化 假腔完全血栓化是理想的临床结果,但部分血栓的形成会增加患者出院后的死亡风险^[36]。WSS、RRT、支架与首个再入裂口的距离、假腔动能等血流动力学参数是评估术后血栓形成的关键指标^[37-39]。延长支架与再入裂口距离可降低血流速度和 WSS,促进血栓形成^[37]。此外,假腔直径、裂口大小等形态学参数可用于对患者进行术后风险分层^[38],假腔动能与血栓形成呈负相关,适用于长期预后评估^[39]。动态血栓模拟的预测值较准确,误差小于 8%^[40]。与 CFD 模型相比,FSI 模型考虑了内膜片动态变化,预测血栓体积更加精确,但耗时较长^[41]。未来,结合 FSI 与深度神经网络的模型可将计算时间从数天缩短至数秒^[42]。

4.2.3 术后主动脉异常扩张及破裂 术后主动脉持续扩张的患者通常具有较高的真假腔压力和假腔流量,其可作为随访的关键指标。当压力差超过 0.665 kPa 时,主动脉扩张风险升高,且近远端撕裂口大小比值的增大会加剧其风险^[43-44]。TEVAR 可通过隔绝夹层破口、恢复真腔血流从而降低假腔压力,假腔压力第一平衡点在术后的位置变化可预测术后转归和假腔重塑情况,向远端偏移较大的患者通常主动脉重塑良好^[45-46]。对于有两个原发破口的 B 型主动脉夹层患者,闭合近端撕裂口可减少假腔压力和流量^[47];对于 TAAD 患者,增加近端裂口数量和大小有助于降低真假腔压力差^[48]。

4.2.4 术后器官灌注不良 较大的撕裂口和内膜片破口处的血流动态波动可能限制真腔血流,导致内脏和下肢灌注不足,引发重要器官缺血或功能障碍^[49]。CFD 模拟可识别潜在的血流动力学异常区域,例如分支血管中的低速血流区及低壁面剪切应力区,优化术中血流路径,改善器官灌注。术后,CFD 模拟可评估肾脏、肠道等器官的血流恢复情

况,确保足够的血液供应。经改良支架治疗后,右肾动脉血流量是术前的 5 倍,左肾动脉流速从 1.94 mL/s 升至 6.76 mL/s,主动脉的压力和 TAWSS 均减少^[50],表明在临床中可通过血流量、流速、动脉壁压力和 TAWSS 等指标评估术后血流灌注状况。

5 小结与展望

计算机模拟技术在 AD 的发病机制解析、个体化治疗规划及术后风险评估和转归中展现出广泛的应用前景。然而,现有模拟方法在临床转化过程中仍面临诸多挑战。许多研究模型将主动脉壁视为均质材料,未能反映其多层结构和各向异性力学行为。一些重要生理指标难以准确测量,导致模拟与临床实际之间存在偏差。此外,初始边界条件不同使得模拟结果存在差异,多数数据仅适用于组内比较。

在 TEVAR 术前模拟方面,现有模型尚未充分考虑支架、血管与血流三者间的流固耦合机制,难以真实再现支架释放过程中复杂的力学交互过程。由于模型求解过程通常需要多轮迭代优化,计算耗时较长,不适用于急性夹层的术前规划。此外,现有的支架释放模拟研究未考虑夹层累及窦管结合部的情况,但 50%~80% 的升主动脉夹层患者累及该部位^[51],这限制了利用计算机模拟仿真技术对 TAAD 支架进行结构设计与优化。

未来研究可从以下方向进一步探索:①构建更符合真实力学行为的主动脉多层本构模型;②结合深度学习提高模拟效率和精度,以满足临床紧急需求;③优化支架释放的仿真模型,提升其对复杂解剖区域的适应性,并用于支架设计与早期验证,降低体外与动物试验成本;④深化 FSI 方法在 TEVAR 全过程中的应用研究;⑤聚焦与临床高度相关的血流动力学和固体力学指标,建立可量化、可预测、可推广的辅助评估体系。

尽管现有模拟方法面临诸多挑战,但计算机模拟在 AD 疾病中仍具有重要价值。未来应推动多学科协作,推动 AD 的研究和治疗向更高水平发展。

[参考文献]

- [1] 周 旻,符伟国. Stanford B 型主动脉夹层诊断和治疗中国专家共识(2022 版)[J]. 中国血管外科杂志(电子版),2022,14: 119-130.
Zhou M, Fu WG. Chinese expert consensus on the diagnosis

- and treatment of Stanford type B aortic dissection (2022 edition) [J]. *Chin J Vasc Surg (Electron Ed)*, 2022, 14: 119-130.
- [2] Malek AM. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis[J]. *JAMA*, 1999, 282:2035.
- [3] Sei YJ, Ahn SI, Virtue T, et al. Detection of frequency-dependent endothelial response to oscillatory shear stress using a microfluidic transcellular monitor[J]. *Sci Rep*, 2017, 7: 10019.
- [4] Chen H, Su T, Wang Q, et al. Comparison of thrombosis risk in an abdominal aortic dissection aneurysm with a double false lumen using computational fluid dynamic simulation method [J]. *Technol Health Care*, 2023, 31:1003-1015.
- [5] Wajihah SA, Sankar DS. A review on non-Newtonian fluid models for multi-layered blood rheology in constricted arteries [J]. *Arch Appl Mech*, 2023, 93:1771-1796.
- [6] 李昭明, 邓 丽, 王茂生. 基于流固耦合的计算流体力学在心血管疾病中的应用[J]. *中国医学工程*, 2023, 31:52-56.
Li ZM, Deng L, Wang MS. Application of computational fluid dynamics based on fluid-structure interaction in cardiovascular diseases[J]. *Chin Med Eng*, 2023, 31:52-56.
- [7] Hirschhorn M, Tchanchaleishvili V, Stevens R, et al. Fluid-structure interaction modeling in cardiovascular medicine: a systematic review 2017-2019 [J]. *Med Eng Phys*, 2020, 78: 1-13.
- [8] Hu M, Chen B, Luo Y. Computational fluid dynamics modelling of hemodynamics in aortic aneurysm and dissection: a review[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2025, 13:1556091.
- [9] Hohri Y, Numata S, Itatani K, et al. Prediction for future occurrence of type A aortic dissection using computational fluid Dynamics [J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2021, 60: 384-391.
- [10] Nathan DP, Xu C, Gorman JH, et al. Pathogenesis of acute aortic dissection: a finite element stress analysis [J]. *Ann Thorac Surg*, 2011, 91:458-463.
- [11] Zhu Y, Pirola S, Salmasi MY, et al. The influence of material properties and wall thickness on predicted wall stress in ascending aortic aneurysms; a finite element study [J]. *Cardiovasc Eng Technol*, 2025, 16:52-65.
- [12] Emerel L, Thunes J, Kickliter T, et al. Predissection-derived geometric and distensibility indices reveal increased peak longitudinal stress and stiffness in patients sustaining acute type A aortic dissection; implications for predicting dissection [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2019, 158:355-363.
- [13] Khanafer K, Berguer R. Fluid-structure interaction analysis of turbulent pulsatile flow within a layered aortic wall as related to aortic dissection[J]. *J Biomech*, 2009, 42:2642-2648.
- [14] Xu H, Piccinelli M, Leshnowar BG, et al. Coupled morphological-hemodynamic computational analysis of type B aortic dissection: a longitudinal study[J]. *Ann Biomed Eng*, 2018, 46:927-939.
- [15] Liu D, Wang X, Zhao D, et al. Influence of MRI-based boundary conditions on type B aortic dissection simulations in false lumen with or without abdominal aorta involvement[J]. *Front Physiol*, 2022, 13:977275.
- [16] MacGillivray TE, Gleason TG, Patel HJ, et al. The Society of Thoracic Surgeons/American Association for Thoracic Surgery clinical practice guidelines on the management of type B aortic dissection [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2022, 163: 1231-1249.
- [17] 林奕城, 郭 立, 陈娜娜. Stanford B型主动脉夹层计算机仿真研究进展[J]. *介入放射学杂志*, 2021, 30:1296-1299.
Lin YC, Guo L, Chen NN. Research progress in computer simulation of Stanford B aortic dissection[J]. *J Interv Radiol*, 2021, 30:1296-1299.
- [18] Sun C, Qin T, Kalyanasundaram A, et al. Biomechanical stress analysis of Type-A aortic dissection at pre-dissection, post-dissection, and post-repair states[J]. *Comput Biol Med*, 2025, 184:109310.
- [19] Han H, Guo B, Gao P, et al. Finite-element simulation of in-plane tear propagation in the dissected aorta; implications for the propagation mechanism[J]. *Int J Numer Methods Biomed Eng*, 2023, 39:e3743.
- [20] Wang L, Roper SM, Hill NA, et al. Propagation of dissection in a Residually-stressed artery model [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2017, 16:139-149.
- [21] 任露霞, 熊 江. 内膜片的力学特征与 B 型主动脉夹层发展的关系[J]. *中华胸心血管外科杂志*, 2023, 39:374-378.
Ren LX, Xiong J. Relationships between mechanical characteristics of intimal flap and progress of type B aortic dissection [J]. *Chin J Thorac Cardiovasc Surg*, 2023, 39: 374-378.
- [22] Keramati H, Birgersson E, Ho JP, et al. The effect of the entry and Re-entry size in the aortic dissection; a two-way fluid-structure interaction simulation[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2020, 19:2643-2656.
- [23] 陆清声. 血管疾病诊治的精准智能微创时代[J]. *中华医学杂志*, 2022, 102:2914-2917.
Lu QS. Diagnosis and treatment of vascular diseases in the era of precise, intelligent and minimally invasive surgery[J]. *Nat Med J China*, 2022, 102:2914-2917.
- [24] Ma T, Dong ZH, Wang S, et al. Computational investigation of interaction between stent graft and aorta in retrograde type A dissection after thoracic endovascular aortic repair for type B aortic dissection[J]. *J Vasc Surg*, 2018, 68:14S-21S. e2.
- [25] Meng Z, Ma T, Cai Y, et al. Numerical modeling and simulations of type B aortic dissection treated by stent-grafts with different oversizing ratios [J]. *Artif Organs*, 2020, 44: 1202-1210.
- [26] Aghilinejad A, Wei H, Magee GA, et al. Model-based fluid-structure interaction approach for evaluation of thoracic endovascular aortic repair endograft length in type B aortic dissection[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022, 10:825015.
- [27] Ma T, Dong ZH, Fu WG, et al. Incidence and risk factors for

- retrograde type a dissection and stent Graft-induced new entry after thoracic endovascular aortic repair [J]. *J Vasc Surg*, 2018, 67:1026-1033. e2.
- [28] Kan X, Ma T, Jiang X, et al. Towards Biomechanics-based pre-procedural planning for thoracic endovascular aortic repair of aortic dissection [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2024, 244:107994.
- [29] Kan X, Ma T, Lin J, et al. Patient-specific simulation of stent-graft deployment in type B aortic dissection: model development and validation[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2021, 20:2247-2258.
- [30] Ramella A, Migliavacca F, Matas JFR, et al. On the validation of patient-specific numerical simulations of the TEVAR procedure[J]. *Procedia Struct Integr*, 2023, 49:16-22.
- [31] Yuan X, Kan X, Xu XY, et al. Finite element modeling to predict procedural success of thoracic endovascular aortic repair in type A aortic dissection[J]. *JTCVS Tech*, 2020, 4:40-47.
- [32] 王双静, 熊江. 主动脉夹层的实验与计算生物力学研究进展[J]. *介入放射学杂志*, 2023, 32:699-704.
Wang SJ, Xiong J. Research advance in experimental and computational biomechanics of aortic dissection[J]. *J Interv Radiol*, 2023, 32:699-704.
- [33] 贾贺月, 梁世超, 梅菲, 等. 基于术中测压的 Stanford B 型主动脉夹层真假腔压力变化的初步研究[J]. *中国血管外科杂志(电子版)*, 2022, 14:42-47.
Jia HY, Liang SC, Mei F, et al. Preliminary study of pressure changes of true and false lumen of Stanford type B aortic dissection based on intraoperative pressure measurement[J]. *Chin J Vasc Surg (Electron Ed)*, 2022, 14:42-47.
- [34] 陈燕青, 刘磊, 陆清声. 主动脉腔内修复术后发生逆行性 A 型夹层的原因及处理[J]. *中华普通外科杂志*, 2017, 32:91-93.
Chen YQ, Liu L, Lu QS. Causes and management of retrograde type A dissection after endovascular aortic repair [J]. *Chin J Gen Surg*, 2017, 32:91-93.
- [35] Osswald A, Karmonik C, Anderson JR, et al. Elevated wall shear stress in aortic type B dissection may relate to retrograde aortic type A dissection: a computational fluid dynamics pilot study[J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2017, 54:324-330.
- [36] 何益港, 秦永林. 远端破口在 Stanford B 型主动脉夹层预后中的研究进展[J]. *介入放射学杂志*, 2023, 32:821-824.
He YG, Qin YL. Research progress in the application of distal tears in predicting the prognosis of patients with Stanford type B aortic dissection[J]. *J Interv Radiol*, 2023, 32:821-824.
- [37] Armour CH, Menichini C, Milinis K, et al. Location of reentry tears affects false lumen thrombosis in aortic dissection following TEVAR[J]. *J Endovasc Ther*, 2020, 27:396-404.
- [38] Jafarinia A, Melito GM, Müller TS, et al. Morphological parameters affecting false lumen thrombosis following type B aortic dissection: a systematic study based on simulations of idealized Models[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2023, 22:885-904.
- [39] Ruiz-Munoz A, Guala A, Dux-Santoy L, et al. False lumen hemodynamics and partial thrombosis in chronic aortic dissection of the descending aorta[J]. *Eur Radiol*, 2024, 34:5190-5200.
- [40] Wang K, Armour CH, Gibbs RGJ, et al. A numerical study of the effect of thrombus breakdown on predicted thrombus formation and growth[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2024, 23:61-71.
- [41] Chong MY, Gu B, Armour CH, et al. An integrated fluid-structure interaction and thrombosis model for type B aortic dissection [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2022, 21:261-275.
- [42] Liang L, Mao W, Sun W. A feasibility study of deep learning for predicting hemodynamics of human thoracic aorta [J]. *J Biomech*, 2020, 99:109544.
- [43] Zhu Y, Xu XY, Rosendahl U, et al. Prediction of aortic dilatation in surgically repaired type A dissection: a longitudinal study using computational fluid dynamics [J]. *JTCVS Open*, 2022, 9:11-27.
- [44] Li X, Qiao H, Shi Y, et al. Role of proximal and distal tear size ratio in hemodynamic change of acute type A aortic dissection [J]. *J Thorac Dis*, 2020, 12:3200-3210.
- [45] Li Z, Xu H, Armour CH, et al. The necessity to seal the re-entry tears of aortic dissection after TEVAR: a hemodynamic indicator[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022, 10:831903.
- [46] Xu H, Xiong J, Han X, et al. Computed tomography-based hemodynamic index for aortic dissection [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2021, 162:e165-e176.
- [47] Liu H, Zhao G, Zhang G, et al. Three-dimensional modelling and hemodynamic simulation of the closure of multiple entry tears in type B aortic dissection [J]. *Med Phys*, 2024, 51:42-53.
- [48] Motoki K, Zhu Y, Mirsadraee S, et al. A computational study of the effects of size, location, and number of tears on haemodynamics in surgically repaired type A aortic dissection [J]. *Front Cardiovasc Med*, 2023, 10:1215720.
- [49] Hameed I, Cifu AS, Vallabhajosyula P. Management of thoracic aortic dissection[J]. *JAMA*, 2023, 329:756.
- [50] Jiang X, Xiang G, Du G, et al. A hemodynamic analysis of fenestrated Physician-modified endograft repair for complicated aortic dissections involving the visceral arteries [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2023, 242:107785.
- [51] 李晓晔, 陆清声. 升主动脉夹层腔内治疗的研究进展[J]. *中国血管外科杂志(电子版)*, 2021, 13:73-76.
Li XY, Lu QS. Research progress on endovascular treatment of ascending aortic dissection [J]. *Chin J Vasc Surg (Electron Ed)* 2021, 13:73-76.

(收稿日期: 2025-02-24)

(本文编辑: 茹实)