·综 述 General review·

主动脉夹层的实验与计算生物力学研究进展

王双静, 熊 江

【摘要】 实验与计算生物力学已成为主动脉夹层(artic dissection, AD)研究中的重要方法,生物力学实验研究中常用拉伸实验分析血管壁组织不同成分的力学属性,揭示了 AD 发生及发展的可能机制。AD 的治疗和预后研究往往具有挑战性,目前正在探索使用个性化计算模型作为改善临床结果的工具。借助计算生物力学研究方法,通过构建三维模型来模拟血流,从血流动力学的角度研究 AD 是一种很有前景的方法。计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD) 技术可以个性化仿真患者主动脉内血流状况,为研究 AD 的形成过程、诊断治疗和预测疾病发展提供了帮助,但其为刚性壁模拟,结果具有一定的局限性。流固耦合(fluid-structure interaction, FSI)模型可模拟 AD 真实的血管壁变形、血管内血流状态和膜片运动,为评估 AD 的血流动力学提供了新视角。然而,临床医生从血管生物力学角度对 AD 的认识不足,尚未实现临床广泛应用,现结合现有文献就 AD 的实验与计算生物力学研究进展作一综述。

【关键词】 主动脉夹层; 生物力学; 力学性能; 数值模拟

中图分类号:R543.1 文献标志码:A 文章编号:1008-794X(2023)-07-0699-06

Research advance in experimental and computational biomechanics of aortic dissection

WANG Shuangjing, XIONG Jiang. Department of Vascular Surgery, First Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

Corresponding author: XIONG Jiang, E-mail: xiongjiangdoc@126.com

【Abstract】 Experimental and computational biomechanics have become important methods in the study of aortic dissection (AD). In biomechanical experimental studies, tensile experiments are commonly used to analyze the mechanical properties of different components of vascular wall tissue so as to reveal the possible mechanism of the occurrence and development of AD. Research on the treatment and prognosis of AD is often challenging, and what is currently being explored is the use of personalized computational model as a tool to improve clinical outcomes. By using computational biomechanical method to construct a 3-D model simulating the blood flow to study AD, from the hemodynamic perspective, is a promising approach. Computational fluid dynamics (CFD) technology can use personalized simulation to display the intra-aortic blood flow status of the patient, which is very helpful for studying the formation process, diagnosis and treatment of AD as well as for predicting the development of AD, although it is a rigid wall simulation and its results have certain limitations. The fluid-structure interaction (FSI) model can simulate the real vascular wall deformation, endovascular blood flow state, and flap motion of AD, providing a new perspective for evaluating the hemodynamics of AD. However, it is a pity that the clinicians are poorly aware of the vascular biomechanics of AD, and the vascular biomechanical analysis has not been widely employed in clinical practice yet. Referring to the available literature, this paper aims to make a comprehensive review about the recent advance in the experimental and computational biomechanics of AD. (J Intervent Radiol, 2023, 32: 699-704)

【Key words】 aortic dissection; biomechanics; mechanical property; numerical simulation

DOI:10.3969/j.issn.1008-794X.2023.07.017

基金项目:国家自然科学基金(82170498),北京市自然科学基金(7212094),北京市科技计划资助项目(Z211100002921048)

作者单位:100853 北京 中国人民解放军总医院第一医学中心血管外科

通信作者:熊 江 E-mail:xiongjiangdoc@126.com

主动脉夹层(artic dissection, AD)是一种死亡率高、并发症多的心血管疾病,生物力学因素是引起 AD 发生、发展的关键因素。对 AD 患者应用血管内介入治疗越来越广泛,然而不同人群的血管组织力学属性和血流动力学因素往往被临床医生所忽视,在设计治疗方案时往往仅依据主动脉形态结构进行支架植入,术后血流功能改善效果无法准确评估,所以及时明确血管壁内真实的血流情况尤为重要。本文就 AD 的实验与计算生物力学研究进展作一综述。

1 生物力学实验

生物力学实验研究通过实验研究生物组织的力学特性,血管生物力学是生物力学的重要研究内容,早期具有代表性的是世界“生物力学之父”冯元桢先生提出的血管力学性能实验研究。健康年轻个体血管壁的力学性质主要取决于中膜,随着年龄增加,钙化的内膜在血管壁固体力学中的作用越来越重要[1],血管生物力学特征发生了改变[2]。血管生物力学研究最基础的力学研究方法是力学测试,其中拉伸实验应用最为广泛[3]。拉伸实验作为一种简单有效的方法,有助于量化动脉壁的机械响应,从而更好地理解这些组织的病理生理力学性能,因此被广泛应用于研究动脉相关力学问题[4-5]。拉伸实验被认为是一种力学性能测定的标准方法,在其过程中要通过数字图像相关法对拉伸过程的图像进行分析[6-7],从而进一步计算物体的全程位移以及应力应变情况。

在临床中,AD 的病理学分析显示致命夹层几乎都累及到了主动脉中膜的外侧 1/3[8-9],并非累及全层,说明胸主动脉壁的力学特性由内向外并不完全一致。Giudici 等[10]对 10 只猪的胸主动脉壁三层分别进行周向和轴向拉伸,并进行特定层的力学分析,结果显示主动脉壁三层所受到的负荷不同。AD 层次上存在的差异意味着主动脉层与层之间的可分离性不同。而弹性蛋白在血管壁层间结构完整性方面起着重要作用,所以 Wang 等[11]对葡萄糖处理后的弹性蛋白进行剥离和拉伸实验,发现层间能量释放速度和强度均随葡萄糖处理时间的延长而增加,即非酶糖基化可降低动脉弹性蛋白的剥离倾向,增加动脉弹性蛋白层间的结合性,这可能为 Li 等[12]报道的糖尿病降低 AD 风险的结论做出了解释。

Cocciolone 等[13]认为近心端血管壁组织应该有更大的弹性,但 Pena 等[14]采用单轴拉伸法对近心端和远心端的猪降主动脉组织进行力学性能研究,发现近心端和远心端轴向拉伸弹性模量并无明显差异。结构决定性质,可以推测 Pena 等实验使用的近心端和远心端降主动脉组织成分相同或相似。而猪降主动脉腹侧外-中膜弹性纤维层密度明显高于背侧组织,外-中膜胶原纤维背侧多于腹侧,有一项研究通过拉伸猪降主动脉腹侧与背侧组织,发现腹侧和背侧组织的力学性能差异主要体现在周向方向上且背侧组织的弹性模量高于腹侧,降主动脉腹侧和背侧组织在刚度上无显著差别[15],这种差异可能是造成临床上 AD 更易出现在腹侧的重要因素。

Myneni 等[16]对猪胸主动脉哑铃形试样进行单轴拉伸实验, 单轴拉伸下的剪切应力变化表明,猪主动脉壁的抗拉强度从周向向纵向降低,并且张智等[17]发现主动脉沿轴向剥离过程中需要的能量明显高于其在周向所需的能量, 这可能与 AD 的假腔(false lumen, FL)更容易出现周向裂口并且纵行剥离有关。此外,张智等[17]的研究结果还显示,AD 高速剥离过程中所需的能量值明显高于在低速剥离过程中的能量值,可能与动脉夹层的裂口更易低速剥离有关。

基于医学伦理学的原则,血管样本获取非常困难,生物力学实验研究有一定的局限性,而随着科学技术的发展,计算生物力学研究可对循环系统中血液运动的规律性进行定量的、动态的测量和分析,并将这些数据反馈性地用于对病情发展的了解和对临床治疗的指导, 在研究血管疾病的发生、发展方面有重要的作用。

2 计算生物力学研究

基于医学影像建立血管的个体化三维模型,并借助血流动力学数值仿真方法模拟血管内的血流状态[18],是血管计算生物力学研究的主要方法。四维相位对比磁共振成像的使用也已经证明了使用计算机建模来研究体内血流动力学的稳健性,目前采用最大直径指导临床治疗的方法,正被基于血液动力学和生物力学指标所取代。计算流体力学(computational fluid dynamics,CFD)技术具有模拟正常或病理性主动脉血流力学性质和流场变化的潜力, 从而帮助研究人员了解和揭示主动脉疾病的发生、发展和预后。然而,在多维度分析中包含血流和固体组织相互作用的复杂性限制了研究人员预测 AD 病程的能力,但流固耦合(fluid-structure interaction, FSI) 模型可模拟 AD 真实的血管壁变

形、血管内血流状态和膜片运动,一定程度上弥补了 CFD 的不足。

2.1 CFD 的优势

AD 的形成过程与主动脉壁层间的剥离关系密切。根据临床经验,腹主动脉夹层中常见渐进撕裂而胸主动脉夹层中更常见突然撕裂,但这两种撕裂模式缺乏微观结构的解释。CFD 方法已经应用到这方面的研究,Yu 等[19]通过建立有限元模型模拟夹层形成过程,发现主动脉层间纤维的不均匀性是 AD 的快速延伸关键因素。而 Ban 等[20]构造主动脉壁的相场有限元模型解释了胸主动脉常见突然撕裂模式的原因,同时观察到主动脉腹部区域有更丰富的层间径向支柱,这些径向支柱增加了组织的刚度和撕裂时的压力,使得腹主动脉中常见渐进撕裂模式。该团队进一步通过基于实验的相场有限元模拟,揭示了生理压力可以将最初的内侧缺损传播到分层中,从而促进层间的剥离[21]。以上研究阐明了 AD 的进展可能会受到连接相邻弹性板的层间支柱空间分布的影响,但是尚未量化这种影响的强度,所以 Yin 等[22]开发了一个基于数据的支柱分布模型,能准确预测不同的支柱分布,有效地量化了不同微观结构与其力学性能的关系。

CFD 分析方法可直观量化不同患者的血流动力学行为[18, 23],广泛地应用于 AD 的诊断治疗。北京理工大学陈端端教授研究团队[24]基于单纯形变形网格和机械接触分析开发了一种快速虚拟支架植入算法(virtual stenting algorithm,VSA)来模拟支架诱导的主动脉重塑,以协助实时胸腔血管内主动脉修复计划,研究纳入 58 例病例,总模拟时间为(13.78±2.84) s,显示出 VSA 的高效性。在形态分析中,比较了 VSA 和 CTA 模型的管腔中心线横截面积和曲率,VSA 和 CTA 模型之间的最大面积差异为(4.11±0.85)%,最大曲率差异为(1.57±0.57)%,其面积差异主要是由支柱结构引起的不均匀表面导致的。然而,通过评估不均匀表面对血流动力学参数的影响,其参数包括平均时间壁剪切应力(time-averaged wall shear stress, TAWSS)、振荡指数和相对滞留时间,CTA 和 VSA 模型之间的相似性约为 90%。快速 VSA 在形态学和血流动力学水平上与实际支架植入结果都达到了良好的一致性,证实了该快速算法的准确性。VSA 的有效性和准确性得到了国际著名专家的认可[25]。为了提高模拟真实性,陈端端教授研究团队亦提出了一种在体外再现主动脉流动环境以复现生理和病理状态下血液动力学状态的模拟循环回路[26]。Morris 等[27]构建了可模拟夹层真腔(true lumen, TL) 和 FL 的生理流动条件的模型,此模型和由 CT 得到的形态差异小于 3%,并且通过超声沿着 12 个截面监测 AD 流动模式和压力分布,可用于评估开放、腔内或杂交手术的各种治疗方案的效果。

CFD 方法可用于分析 AD 术后转归。陈端端教授研究团队 Xu 等[28]通过研究发现术后第一压力平衡点(first balance position,FBP)比术前下移,主动脉腔内修复术(thoracic endovascular aortic repair,TEVAR)可扩大TL 压力优势区域,提出了真假腔第一压力平衡点下移距离可有效预测 TEVAR 后夹层 TL 的重塑。一些研究团队[29-31]通过 CFD 方法发现,TEVAR 后逆行 A 型夹层典型病例中支架与主动脉相互作用的最大应力仍然分布在近端裸支架与主动脉壁相互作用的位置,表明逆行 A 型 AD 的发生与此有关。Menichini 等[32]创建的计算模型模拟结果表明,低的壁剪切应力(wall shear stress, WSS)区域可以与血栓形成区域相关联,证实低 WSS 区域有利于血栓形成。Abazari 等[33]在每个出口处使用三元 Windkessel 模型边界条件进行数值模拟,结果提示 TAWSS 的降低可以防止内膜裂口处的血管壁破裂。与之相似,Zhu 等[34]通过对 A 型 AD 升主动脉置换术后有无进行性主动脉扩张的患者进行了全面的形态学和血流动力学分析,结果发现扩张组患者主动脉壁的最大 TAWSS 更高,而且在大多数情况下,最大 TAWSS 出现在原发性撕裂周围,表明高 TAWSS 可能与进行性撕裂有关,提示更高的真假腔压力差和更少的再撕裂数可能是术后扩张的危险因素。

2.2 FSI 的优势

在脉动血流作用下,弹性血管壁形态会发生周期性改变;反之,血管壁形态改变也会引起血流的变化;因此血管壁受到的应力、压强等都会发生相应的周期性变化,但是在体内进行这些相互作用的准确评估是极其困难的,数值模拟的出现是一种不错的替代选择。但是 CFD 模型常忽略血管壁弹性,与真实情况不符,而 FSI 模型可模拟真实的血管壁变形。Rudenick 等[35]研究慢性 AD 的 FL 流型及其与形态学和生物力学特征的关系时比较计算模型与 4D MRI 测量结果,发现 FL 内的流量波形显示出与临床 4D MRI 数据非常一致。不仅如此,Aghilinejad 等[36]将 FSI 模拟结果与在 TEVAR 手术期间侵入性测量的临床数据进行比较,两者遵循类似的趋势。这进一

步证实了 FSI 模拟研究 AD 血流动力学的生理准确性,适用于 AD 的模拟。

一些研究团队通过比较 FSI 和刚性壁模拟之间的速度、WSS 和 TL 及 FL 之间的压差等, 发现 FSI 模型中的血流动力学分析显示,血管壁的扩张和收缩导致更复杂的流动结构[37-41]。虽然刚性壁假设不会明显影响 FL 流量,高壁剪应力区域也未因壁运动而显著改变,然而,仅 FSI 模型能模拟出某些可能对疾病进展起关键作用的低 WSS 和波动的 WSS 区域。与刚性壁模型相比,FSI 模型预测的血流速度和 WSS 较低,特别是低 TAWSS 区域,证明了 FSI 模拟对于准确预测腔内修复手术中的低 WSS 区域的重要性。

有研究提出,AD 膜片的动态活动可能对疾病进展有影响[39, 42-43],膜片和撕裂部位对主动脉,特别是对降主动脉的血流动力学有显著影响[44],计算过程中难以忽略。但过去关于 AD 建模的研究假设血管壁为刚性壁, 对 AD 膜片的应力和相关的血流干扰尚不清楚。FSI 模拟可为膜片运动对 AD 血流的影响提供新的见解[45]。Chong 等[40]通过 FSI 模拟发现剧烈的膜片运动增加了 TL 中的流动阻力, 促进了更多的血流在收缩期峰值进入 FL,因此膜片运动引起压力变化,而影响压力测量,这可能是急性无并发症 B 型主动脉夹层(TBAD)患者晚期并发症的潜在预后指标。

FSI 不仅可以运用到研究膜片的运动, 还可以模拟支架植入后的血流动力学。AD 常见的治疗方法是支架植入,但主动脉内支架植入的生物力学影响和支架设计参数(如长度)的血流动力学影响尚不清楚。Qiao 等[46]使用 FSI 技术获得血管和血管壁之间的相互作用关系, 评估了原位开窗 TEVAR 后左锁骨下动脉支架突出段的生物力学意义。最近 Aghilinejad 等[36]使用 FSI 模拟技术研究了 TEVAR 后模型中移植长度与 TL 及 FL 内血流动力学变量之间的关系。植入支架越长,虽然 FL 血流逆转出现非线性趋势,但左室搏动负荷也随之增加,认为中等长度的支架植入最佳。AD 的 FL 血栓形成与夹层的进展和治疗效果有关,Chong 等[47]将 FSI 方法与剪切驱动血栓形成模型相结合以模拟 AD 真实的血栓生长。虽然 FSI 准确性高, 但三维 FSI 模拟 AD 的计算成本较大。最新一项研究提出构建 AD 的零维模型, 用于具有复杂几何形状的 AD 病变主动脉的血流动力学量的不确定性和敏感性分析,以降低成本[48]。

3 总结和展望

迄今为止,生物力学因素已被用于预测疾病的进展,尤其是主动脉扩张和血栓形成,以及各种治疗策略的效果[49]。通过实验和计算生物力学的研究,直观量化血管壁和支架受力、变形的影响,确定适当的数学框架来描述组织力学性质和界面强度,解决具有预测能力和高度临床相关性的边界值问题,从而大大有助于诊断和优化手术方案[50]。

未来,实验与计算生物力学研究可能会深刻影响人们对 AD 的认识和治疗策略, 希望医工合作领域继续研究和探索解决和预防 AD 发生和发展密切相关临床问题的方法。

[参 考 文 献]

[1] Yuan C, Ni LH, Zhang CJ, et al. Vascular calcification: new insights into endothelial cells[J]. Microvasc Res, 2021, 134: 104105.

[2] Sanyour HJ, Rickel AP, Hong Z. The interplay of membrane cholesterol and substrate on vascular smooth muscle biomechanics [J]. Curr Top Memb, 2020, 86: 279-299.

[3] Guo S, Chen H, Wang M. Research on the dislocation differences of CoCrFeMnNi with different local chemical orders during room temperature tensile test[J]. J Alloys Compd, 2021, 868: 159215.

[4] Kermani G, Hemmasizadeh A, Assari S, et al. Investigation of inhomogeneous and anisotropic material behavior of porcine thoracic aorta using nano-indentation tests [J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2017, 69: 50-56.

[5] Tian L, Henningsen J, Salick MR, et al. Stretch calculated from grip distance accurately approximates mid-specimen stretch in large elastic arteries in uniaxial tensile tests[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2015, 47: 107-113.

[6] Song JL, Yang JH, Liu FJ, et al. Ultra-high temperature mechanical property test of C/C composites by a digital image correlation method based on an active laser illumination and background radiation suppressing method with multi-step filtering[J]. Appl Opt, 2019, 58: 6569-6580.

[7] Genovese K, Badel P, Cavinato C, et al. Multi-view digital image correlation systems for in vitro testing of arteries from mice to humans[J]. Exp Mech, 2021, 61: 1455-1472.

[8] Osada H, Kyogoku M, Ishidou M, et al. Aortic dissection in the outer third of the media: what is the role of the vasa vasorum in the triggering process?[J]. Eur J Cardiothorac Surg, 2013, 43: e82-e88.

[9] Osada H, Minatoya K. Updates in aortic wall pathology [J]. Surg Today,2021, Epub ahead of print.

[10] Giudici A, Khir AW, Szafron JM, et al. From uniaxial testing of isolated layers to a tri-layered arterial wall: a novel constitutive modelling framework[J]. Ann Biomed Eng, 2021, 49: 2454-2467.

[11] Wang R, Yu X, Gkousioudi A, et al. Effect of glycation on

interlamellar bonding of arterial elastin[J]. Exp Mech, 2021, 61: 81-94.

[12] Li S, Zhang L, Zhu G, et al. Diabetes mellitus lowers the risk of aortic dissection: a systematic review and meta-analysis[J]. Ann Vasc Surg, 2021, 74: 209-219.

[13] Cocciolone AJ, Hawes JZ, Staiculescu MC, et al. Elastin, arterial mechanics, and cardiovascular disease[J]. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2018, 315: H189-H205.

[14] Pena JA,Martinez MA,Pena E. Layer-specific residual deformations and uniaxial and biaxial mechanical properties of thoracic porcine aorta[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2015, 50: 55-69.

[15] 李晓娜,陈凌峰,高志鹏,等. 猪降主动脉腹侧与背侧组织力学性能的实验研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2019, 36:596-603.

[16] Myneni M,Sridhar RL,Rajagopal KR,et al. Experimental investigation of the anisotropic mechanical response of the porcine thoracic aorta[J]. Ann Biomed Eng, 2022, 50: 452-466.

[17] 张 智,忻元峰,童建华. 主动脉夹层的实验与计算生物力学分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36:52.

[18] Bonfanti M,Franzetti G,Homer-Vanniasinkam S,et al. A combined in vivo, in vitro, in silico approach for patient-specific haemodynamic studies of aortic dissection[J]. Ann Biomed Eng, 2020, 48: 2950-2964.

[19] Yu X, Suki B, Zhang Y. Avalanches and power law behavior in aortic dissection propagation[J]. Sci Adv, 2020, 6: eaaz1173.

[20] Ban E, Cavinato C, Humphrey JD. Differential propensity of dissection along the aorta[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2021, 20: 895-907.

[21] Ban E, Cavinato C, Humphrey JD. Critical pressure of intramural delamination in aortic dissection[J]. Ann Biomed Eng, 2022, 50: 183-194.

[22] Yin ML,Ban E,Rego BV,et al. Simulating progressive intramural damage leading to aortic dissection using DeepONet: an operator-regression neural network[J]. J R Soc Interface, 2022, 19: 20210670.

[23] Armour CH, Guo BL, Saitta S, et al. Evaluation and verification of patient-specific modelling of type B aortic dissection[J]. Comput Biol Med, 2022, 140: 105053.

[24] Chen DD, Wei JY, Deng YM, et al. Virtual stenting with simplex mesh and mechanical contact analysis for real-time planning of thoracic endovascular aortic repair[J]. Theranostics, 2018, 8: 5758-5771.

[25] Diaz-Zuccarini V,Bonfanti M,Franzetti G,et al. Virtual TEVAR: overcoming the roadblocks of in-silico tools for aortic dissection treatment[J]. Theranostics, 2018, 8: 6384-6385.

[26] Chen DD, Liang SC, Li ZF, et al. A mock circulation loop for in vitro hemodynamic evaluation of aorta: application in aortic dissection[J]. J Endovasc Ther, 2022, 29: 132-142.

[27] Morris L, Tierney P, Hynes N, et al. An in vitro assessment of the haemodynamic features occurring within the true and false lumens separated by a dissection flap for a patient-specific type B aortic dissection[J]. Front Cardiovasc Med, 2022, 9: 797829.

[28] Xu H,Li Z,Dong H,et al. Hemodynamic parameters that may predict false-lumen growth in type-B aortic dissection after endovascular repair: a preliminary study on long-term multiple follow-ups[J]. Med Eng Phys, 2017, 50: 12-21.

[29] 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.

[30] Ma T, Zhou M, Meng ZY, et al. Computational investigation and histopathological validation of interaction between stent graft and aorta in retrograde type a dissection after TEVAR in canine models[J]. J Endovasc Ther, 2022, 29: 275-282.

[31] 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.

[32] Menichini C, Xu XY. Mathematical modeling of thrombus formation in idealized models of aortic dissection: initial findings and potential applications[J]. J Math Biol, 2016, 73: 1205-1226.

[33] Abazari MA, Rafieianzab D, Soltani M, et al. The effect of beta-blockers on hemodynamic parameters in patient-specific blood flow simulations of type-B aortic dissection:a virtual study[J]. Sci Rep, 2021, 11: 16058.

[34] Zhu Y,Mirsadraee S,Asimakopoulos G,et al. Association of hemodynamic factors and progressive aortic dilatation following type A aortic dissection surgical repair[J]. Sci Rep, 2021, 11: 11521.

[35] Rudenick PA,Segers P,Pineda V,et al. False lumen flow patterns and their relation with morphological and biomechanical characteristics of chronic aortic dissections. computational model compared with magnetic resonance imaging measurements [J]. PLoS One, 2017, 12: e0170888.

[36] 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.

[37] Alimohammadi M,Sherwood JM,Karimpour M,et al. Aortic dissection simulation models for clinical support: fluid-structure interaction vs. rigid wall models[J]. Biomed Eng Online, 2015, 14: 34.

[38] Zhu Y,Mirsadraee S,Rosendahl U,et al. Fluid-structure interaction simulations of repaired type a aortic dissection: a comprehensive comparison with rigid wall models[J]. Front Physiol, 2022, 13: 913457.

[39] Baumler K, Vedula V, Sailer AM, et al. Fluid-structure interaction simulations of patient-specific aortic dissection[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2020, 19: 1607-1628.

[40] Chong MY, Gu B, Chan BT, et al. Effect of intimal flap motion on flow in acute type B aortic dissection by using fluid-structure interaction[J]. Int J Numer Method Biomed Eng, 2020, 36: e3399.

[41] Qiao Y, Zeng Y, Ding Y, et al. Numerical simulation of two-phase non-newtonian blood flow with fluid-structure interaction in aortic dissection[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019, 22: 620-630.

[42] Birjiniuk J, Timmins LH, Young M, et al. Pulsatile flow leads to intimal flap motion and flow reversal in an in vitro model of type B aortic dissection[J]. Cardiovasc Eng Technol, 2017, 8: 378-389.

[43] Ong CW, Wee I, Syn N, et al. Computational fluid dynamics modeling of hemodynamic parameters in the human diseased aorta: a systematic review[J]. Ann Vasc Surg, 2020, 63: 336-381.

[44] Dillon-Murphy D,Noorani A,Nordsletten D, et al. Multi-modality image-based computational analysis of haemodynamics in aortic dissection[J]. Biomech Model Mechanobiol, 2016, 15: 857-876.

[45] Chen HY,Peelukhana SV,Berwick ZC,et al. Editor's choice-fluid-structure interaction simulations of aortic dissection with bench validation[J]. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2016, 52: 589-595.

[46] Qiao Y, Mao L, Zhu T, et al. Biomechanical implications of the fenestration structure after thoracic endovascular aortic repair[J]. J Biomech, 2020, 99: 109478.

[47] 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.

[48] Keramati H, Birgersson E, Kim S, et al. Using a reduced-order model to investigate the effect of the heart rate on the aortic dissection[J]. Int J Numer Method Biomed Eng, 2022, 38: e3596.

[49] Li D, Zheng T, Liu Z, et al. Influence of distal re-entry tears on false lumen thrombosis after thoracic endovascular aortic repair in type B aortic dissection patients: a computational fluid dynamics simulation[J]. Cardiovasc Eng Technol, 2021, 12: 426-437.

[50] 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.

(收稿日期:2022-05-26)
(本文编辑:茹 实)

《介入医学杂志(英文)》
journal of interventional medicine
国内统一刊号 CN 31-2138/R
国际标准刊号 ISSN 2096-3602
收录数据库:DOAJ,PubMed Central ,Scopus
网址: www.keaipublishing.com/JIM