

文章编号: 1004-7220(2021)05-0738-09

多层裸支架植入主动脉夹层的流固耦合数值模拟

冯凌波¹, 孙翠茹¹, 戴向晨², 刘浩飞¹

(1. 天津大学 机械学院, 力学系, 天津 300350; 2. 天津医科大学总医院 普通血管外科, 天津 300052)

摘要:目的 提出一种基于理想几何的单向流固耦合计算方法,用于分析多层裸支架干预后主动脉夹层假腔内的血流动力学和假腔壁面应力特征。**方法** 根据假腔是否累及分支动脉将模型分为两类,建立单向流固耦合仿真模型以考察流体域对固体域的影响。模拟不同手术策略干预下,术后假腔内的血流动力学和壁面应力状态,并对血栓形成前后的假腔壁面应力状态进行对比分析。**结果** 忽略支架释放过程对假腔壁面应力的计算影响较小。仅用多层裸支架无法有效缩小假腔内的高流速、高壁面剪切力(wall shear stress, WSS)区域;仅用覆膜支架封堵近端入口,远端将维持高流速、高 WSS 区域;覆膜支架和多层裸支架联合使用会使假腔内出现最大范围的低流速和低 WSS 区域,最大程度降低假腔内的压力和壁面应力。与有分支动脉模型相比,无分支动脉模型术后更易形成低流速、低 WSS 区域,但其术后假腔内血压更高。假腔内血栓的形成可大幅降低血栓覆盖区域的壁面应力。**结论** 所提出的计算方法可同时分析术后假腔内的血流动力学和壁面应力特征,为研究多层裸支架引发假腔血栓化及主动脉再膨大的力学机理提供支撑。

关键词:流固耦合;壁面应力;血流动力学;主动脉夹层;多层裸支架

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.012

Fluid-Structure Interaction Simulation of Multiple Overlapping Uncovered Stent Intervention in Aortic Dissection

FENG Lingbo¹, SUN Cuiru¹, DAI Xiangchen², LIU Haofei¹

(1. Department of Mechanics, School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China;
2. Department of Vascular Surgery, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China)

Abstract: Objective To propose a one-way fluid-structure interaction (FSI) method based on an idealized aortic dissection model, so as to analyze the hemodynamics and wall stress in the false lumen (FL) under the influence of multiple overlapping uncovered stents (MOUS). **Methods** Upon establishment of the numerical model, the models were divided into two categories according to whether the model involved FL perfused branch artery. The characteristics of hemodynamics and wall stress state in the post-operative scenarios were simulated under different surgical strategies. The wall stress state of the FL before and after thrombosis formation was also compared and analyzed. **Results** The release process of the stents had little influence on wall stress of the FL. The high velocity and high wall shear stress (WSS) area in the FL could not be reduced by using the MOUS alone. If only the proximal entry tear was blocked with a covered stent-graft, the distal end would maintain a region of high flow rate and high WSS. The combination of covered stent-graft and MOUS would result in a region of low flow rate and low WSS, as well as reduced wall pressure and wall stress in the FL. Compared with the

收稿日期:2020-12-05; 修回日期:2021-02-01

基金项目:国家自然科学基金面上项目(11872267),国家自然科学基金国际(地区)合作与交流项目(12011530156)

通信作者:刘浩飞,讲师,E-mail:hfliu@tju.edu.cn

model with FL perfused branch arteries, the model without it was more likely to form a region of low flow rate and low WSS after surgery. However, blood pressure in the FL was relatively higher. The formation of thrombus in the FL could greatly reduce wall stress in the area covered by the thrombus. **Conclusions** The method proposed in this study can simultaneously investigate hemodynamics and wall stress characteristics of the FL, and provide support for studying mechanical mechanism of FL thrombolysis induced by MOUS and the post-operative aortic expansion.

Key words: fluid-structure interaction (FSI); wall stress; hemodynamics; aortic dissection; multiple overlapping uncovered stents (MOUS)

主动脉夹层是一种发病急、进展快、死亡率极高的心血管疾病^[1]。胸主动脉腔内修复术(thoracic endovascular aortic repair, TEVAR)是治疗主动脉夹层的首选治疗方法^[2]。当破口邻近重要分支血管时,覆膜支架的使用严重受限^[3]。多层血流调节(multilayer flow modulator, MFM)支架是一种新的主动脉腔内治疗技术,其设计旨在促进假腔血栓化,同时保证分支动脉畅通^[4-7]。MFM 支架在国内还未获准上市,国内使用单个裸支架多层叠放(multiple overlapped uncovered stents, MOUS)的方式以解燃眉之急^[8]。

研究发现,TEVAR 术后3年发生腹主动脉再膨大的患者比例高达88.9%,导致血管壁的破裂风险持续增大,增加再介入率^[9]。尽管多层裸支架术后主动脉再膨大的发生率还鲜有报道,但术后假腔血栓化不良及血管壁破裂的病例已有报告^[10-11]。因此,术后主动脉再膨大问题值得重视和研究。TEVAR 术后主动脉再膨大是一个持续发展的病理过程,可能涉及复杂的血管壁生长和重塑行为。壁面应力等力学因素是调控血管生长和重塑的主要因素,应力分析是研究术后主动脉再膨大的关键问题^[12-13]。多层裸支架干预下夹层假腔内的血流动力学状态非常复杂,故壁面应力分析需要考虑假腔内的血流动力学影响。目前,支架作用下血管壁应力状态的数值模拟主要是单纯的结构应力分析,而多层裸支架治疗主动脉夹层的研究多以血流动力学分析为主,多层裸支架植入主动脉夹层的流固耦合分析还鲜有报道^[7,14]。

本文通过单向流固耦合提出一种可以同时评估假腔血流动力学和壁面应力等力学特征的方法。同时,通过定性分析阐述临床手术策略选择和假腔有无累及分支血管对假腔内血流动力学和壁面应力的影响。

1 材料和方法

1.1 几何模型

参考文献[15]中体外研究的血管壁厚度和文献[16]中数值模拟研究的几何尺寸,再依据真实主动脉夹层多破口、常累及分支动脉等特征,建立几何模型。真腔内径恒定,主动脉壁的厚度为2 mm^[17],其中假腔壁面和内膜瓣的厚度均为1 mm。为了模拟近端、中间及远端3个破口,创建直径为8 mm的圆孔代表破口。使用Solidworks 2017(Dassault 公司,美国)建立8个模型,分别代表:①假腔是否累及分支动脉;②不同手术方案所引起的差异。算例描述如表1所示。本文主要考虑3种手术方案:①所有破口都采用多层裸支架封堵;②仅采用覆膜支架封堵近端破口,中部和远端破口不做处理,这是传统的TEVAR手术策略;③近端与远端采用覆膜支架封堵,中部靠近分支动脉的破口使用多层裸支架封堵(见图1)。

表1 算例描述

Tab.1 Case description

算例	累及灌注分支动脉	手术状态	手术策略	
			近端远端破口	中间破口
1	是	术前	—	—
2	是	术后	多层裸支架	多层裸支架
3	是	术后	覆膜支架	不处理
4 [#]	是	术后	覆膜支架	多层裸支架
5	否	术前	—	—
6	否	术后	多层裸支架	多层裸支架
7	否	术后	覆膜支架	不处理
8	否	术后	覆膜支架	多层裸支架

注:[#]代表基准模型。

1.2 多层裸支架虚拟植入

采用本课题组前期提出的方法建立多层裸支架模型并虚拟植入^[18],设置多层裸支架的孔隙率为

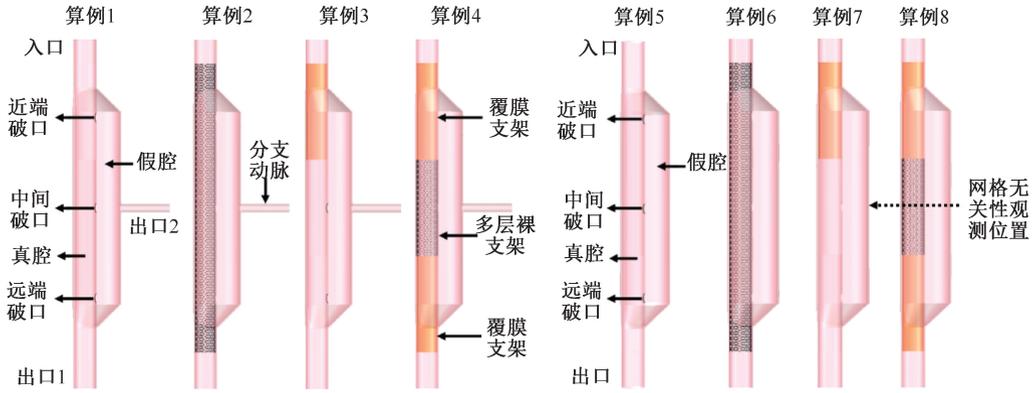


图1 主动脉夹层几何形态及不同手术策略示意图

Fig.1 Geometric configuration and different surgical strategies of aortic dissection

52.4% (对应于 Optimed Sinus-XL 裸支架叠放4层)。模型中,仅保留破口和分支动脉附近的支架,以减少网格生成数量,降低计算成本[见图2(a)]。上述简化将对支架覆盖处真腔的平滑性产生影响,进而在一定程度上影响真腔内的流场[如壁面剪切力(wall shear stress, WSS)等]。然而,由于支架的网丝直径仅为0.23 mm,且支架植入真腔后网丝会部分嵌入血管壁内,故预期支架不会显著增加真腔表面的粗糙度。此外,在现实中,术后支架表面将内皮化,会进一步增加真腔的平滑性,减弱其对血流动力学的影响。

1.3 网格划分

所有算例均使用 ANSYS 19.1 软件进行网格划分,多层裸支架植入后的主动脉夹层网格及其剖面如图2(b)、(c)所示。固体域(包括血管壁和

血栓)采用四面体网格划分;流体域采用四面体和三棱柱网格混合划分,对支架附近等壁面区域适当细化,流体域壁面设置10层三棱柱网格以捕捉边界层。

所有病例分别对固体、流体网格进行网格无关性检验,以确定模型的最优网格。以算例7为例来说明(见表2)。当测点位置壁面应力变化小于3%时,确定固体域网格为最优网格。同理,当测点位置壁面压力与WSS变化小于3%时,确定流体域网格为最优网格。最终确定算例1~8固体域的最优网格数量分别为131 009、209 360、155 940、149 347、126 644、202 392、157 765、145 421个;流体域的最优网格数量分别为1 047 715、3 241 176、1 033 865、1 717 709、1 061 276、3 265 373、1 049 262、1 734 100个。

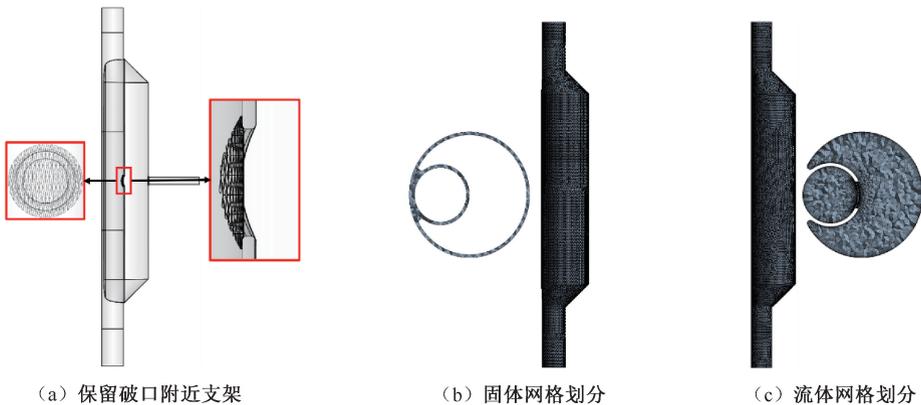


图2 主动脉夹层保留破口附近支架和网格划分示意图(算例8)

Fig.2 Schematic diagram of stent placement and meshing around aortic dissection (Case 8)

(a) Reservation of the stents near the break, (b) Solid meshing, (c) Fluid meshing

表 2 网格无关性检验(算例 7)

Tab.2 Mesh independence study (Case 7)

网格尺寸	稀疏	标准	加密
流体网格数量	663 656	1 049 262	1 627 873
压力变化/%	—	2.747	1.49
WSS 变化/%	—	6.05	1.76
固体网格数量	102 544	157 765	266 816
壁面应力变化/%	—	9.79	0.80

1.4 控制方程

流体部分,假设血液为不可压缩牛顿流体,其动力黏度 $\mu = 3.5 \text{ MPa}\cdot\text{s}$,密度 $\rho = 1\ 060 \text{ kg/m}^3$ 。采用 SST 湍流模型对术前术后模型进行计算。血液满足不可压缩流体的 Navier-Stokes 方程和连续性方程,即:

$$\rho \dot{\mathbf{u}} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla p - \mu \Delta \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

式中: \mathbf{u} 为速度矢量; p 为流体压力; ρ 为血液密度; μ 为动力黏度。

固体部分,运动方程为:

$$\rho_s \ddot{\mathbf{d}}_s = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_s + \mathbf{f}_s \quad (3)$$

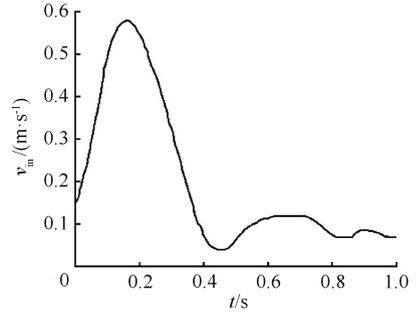
式中: ρ_s 为固体密度; $\boldsymbol{\sigma}_s$ 是柯西应力张量; \mathbf{f}_s 为体积力矢量; $\ddot{\mathbf{d}}_s$ 是固体域当地加速度矢量。

1.5 边界条件

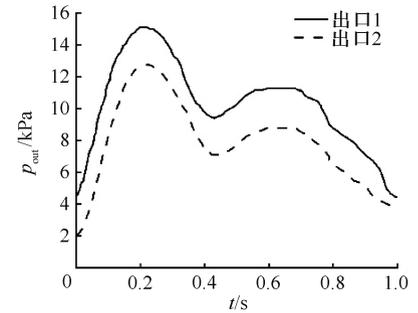
入口、出口分别选取速度、压力边界条件。其中速度和压力曲线采用文献[19]中给出的动脉瘤病人出入口边界条件(见图 3)。心动周期 $T = 1 \text{ s}$ 。

血管壁被简化为线弹性材料,具有各向同性和均匀性,弹性模量 $E = 2.7 \text{ MPa}$,密度 $\rho = 1\ 100 \text{ kg/m}^3$,泊松比 $\nu = 0.45^{[20-21]}$ 。实验表明,血栓材料的力学特性满足胡克定律,且弹性模量为 $0.05 \sim 0.20 \text{ MPa}^{[22]}$ 。本文选取血栓材料的弹性模量为 0.16 MPa 。血管壁主动脉入口与出口边界仅允许径向收缩和扩张。同时,假设支架覆盖的血管壁是刚性的,不发生变形。由于支架刚度远高于血管壁,该假设是合理的^[17]。

设置固体和流体的接触面为流固耦合边界。本文采用单向流固耦合进行分析,即流体分析计算的结果(如压力和 WSS)经流固耦合边界传递给固体结构进行应力分析;反之,固体结构仿真结果(如位移引起的流体域的边界变化)未传递给流体分析过程。即满足如下方程:



(a) 入口速度



(b) 出口压力

图 3 入口速度与出口压力波形

Fig.3 Inlet velocity and outlet pressure waveform

(a) Inlet velocity, (b) Outlet pressure

$$\boldsymbol{\tau}_f \cdot \mathbf{n}_f = \boldsymbol{\tau}_s \cdot \mathbf{n}_s \quad (4)$$

式中: $\boldsymbol{\tau}_f$ 和 $\boldsymbol{\tau}_s$ 分别为流体和固体的应力张量; \mathbf{n}_f 和 \mathbf{n}_s 分别为流体和固体交界面的单位方向向量。血栓与血管壁均为固体域,作为同一个几何整体的不同部分分别进行网格划分。因此,血栓与血管壁边界自然实现边界无穿透、无滑移。

1.6 数值模拟

使用 ANSYS Workbench 19.1 进行单向流固耦合计算,时间步长为 1 ms ,收敛最大残差为 10^{-6} 。所有模拟计算 3 个心动周期,取第 3 个心动周期结果进行分析。

使用时间平均 WSS (time average wall shear stress, TAWSS) 评估 WSS 分布情况,定义如下:

$$\text{TAWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |\mathbf{WSS}(s, t)| dt \quad (5)$$

式中: T 为 1 个心动周期的时间; $\mathbf{WSS}(s, t)$ 为瞬时 WSS 矢量; s 为血管壁上的位置; t 为时间。

1.7 模型假设及验证

有限元仿真的计算起点为无载荷的初始构型,故一般需要对支架的释放过程进行模拟,以获

得准确的术后壁面应力。本文仅关注多层裸支架作用下假腔壁面的应力特征,且由于支架不直接接触假腔壁面,假设假腔壁面应力主要由术后假腔内的血压和假腔几何形态共同决定(即近似薄壁圆筒压力容器问题),支架的释放过程不对术后假腔壁面应力计算产生较大影响。验证以上假设:①模拟支架的虚拟植入,获得术后在体状态主动脉夹层的几何构型;②将第1步仿真所得几何构型作为目标构型,对假腔初始构型进行迭代调整,施加载荷后收敛到目标构型,即得未模拟支架植入过程的仿真结果;③对比前两步所得假腔壁面应力,即获得考虑支架植入与否对假腔壁面应力的影响。支架的虚拟植入以在真腔边界节点施加位移边界条件的方式实现,支架放大率取10%,即术后真腔直径较术前扩大10%。由图4可知,两模型所导致假腔壁面应力差别很小,故支架的释放过程可忽略。

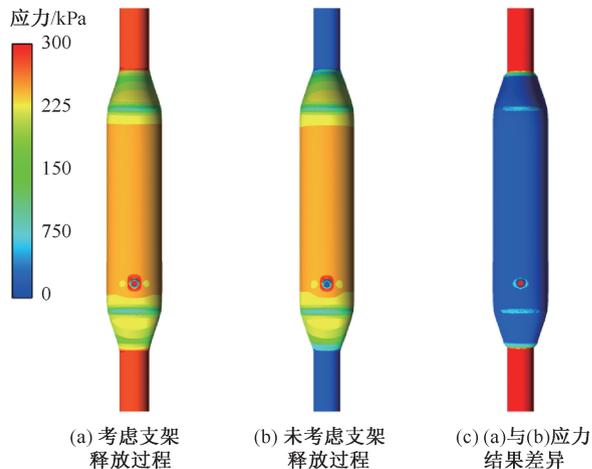


图4 两种建模方法对假腔壁面应力的影响比较

Fig.4 Comparison of FL wall stress calculated with two modeling methods (a) Considering stent release process, (b) Without considering stent release process, (c) Wall Stress difference between the (a) and (b)

2 结果

2.1 流线与流速

采取不同手术策略时,除算例2外,算例1、3、4的流线分布区域总体而言依次缩小;其中,算例4假腔中的流线主要集中于分支动脉附近。对于无分支模型,算例5~8的流线分布区域同样依次减

小;其中,算例6中尽管流线较有分支的算例2有显著减少,但假腔内血流在各破口间仍畅通。算例8假腔内几乎没有流线填充;对比算例4、8可见,分支动脉的存在使假腔中流线填充区域较广[见图5(a)]。

算例3、4相比于术前算例1高流速区域均有缩小;由于算例3中远端破口未做处理,在远端破口附近出现高流速区域;算例4中,高流速主要集中于分支动脉附近。对于无分支模型,术后假腔流速下降情况好于有分支模型[见图5(b)]。

2.2 TAWSS

与术前相比,算例2高WSS区域有所缩小,破口与分支处仍出现一定范围的高WSS区域;算例3封堵近端破口后,假腔近端高WSS区域消失,而由于中间和远端破口未作处理,破口附近WSS仍较大;算例4中,高WSS区域集中于分支动脉附近。

无分支血管时,术后WSS与术前相比整体都有显著下降。其中,算例7与术前相比假腔近端入口的高WSS区域消失,却保留了中间破口附近较高WSS区域;算例8中,假腔WSS整体降至较低水平[见图5(c)]。

2.3 壁面压力与壁面应力

在有分支模型中,术后假腔壁面压力相对术前都有所减小;其中,基准模型算例4的下降最明显[见图6(a)]。对于无分支模型,术后假腔压力下降不明显,且壁面应力整体较有分支模型更大。壁面应力与壁面压力的变化趋势相同[见图6(b)]。

2.4 血栓形成后假腔壁面应力分布变化

2.3节仅代表术后即时结果,无法表示血栓形成对壁面应力的影响。假设基准模型算例4在假腔的低流速区域形成血栓,对其进行单向流固耦合计算,以定性考察血栓对壁面应力的影响。对比血栓形成前后假腔壁面应力分布结果可见,假腔内血栓形成后,血栓覆盖区域的壁面应力大幅下降[见图6(c)]。

3 讨论

Ge等^[23]研究表明,假腔累及分支动脉数量与主动脉夹层术后重构有关。陈金鹏等^[24]也指出,假腔供血的分支动脉可能是TEVAR术后假腔保持通畅或部分血栓化的危险因素。本文通过分析多层

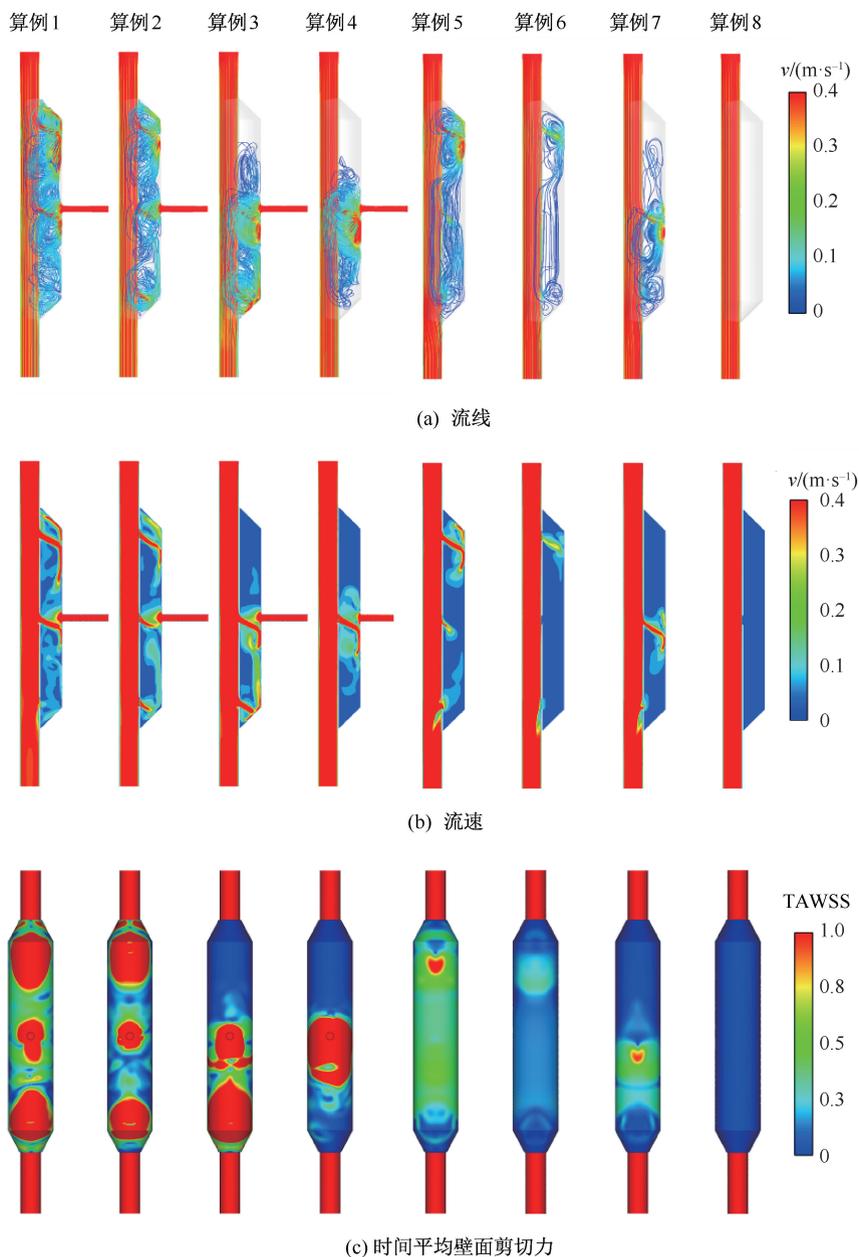


图5 算例1~8 流线、流速、TAWSS 对比

Fig.5 Streamline, velocity, TAWSS comparison for Case 1-8 (a) Streamline, (b) Velocity, (c) TAWSS

裸支架作用下分支血管对主动脉夹层血流动力学状态的影响发现,假腔供血的分支动脉导致假腔内出现较大的高流速、高 WSS 区域,不利于假腔内血栓形成和壁面应力降低,这与上述临床发现相一致。本文认为,联合使用覆膜支架和多层裸支架更有利于假腔内血栓的形成,这与文献[18, 25]中的研究结论相符。本文发现,多层裸支架作用下假腔压力将出现小幅下降,该结果与 Zhang 等^[8]的实测

结论一致。而本文进一步指出,假腔压力的下降程度与手术策略选择和是否存在假腔供血分支血管相关。本文结果表明,假腔附壁血栓的存在可大幅降低壁面应力。因此,同时降低假腔内血压和促进附壁血栓形成以降低假腔壁面应力,是多层裸支架技术降低假腔破裂和再膨大风险的可能机理。Wang 等^[26]提出1个多层裸支架植入主动脉瘤的单向流固耦合仿真模型,可对植入过程进行仿真。该

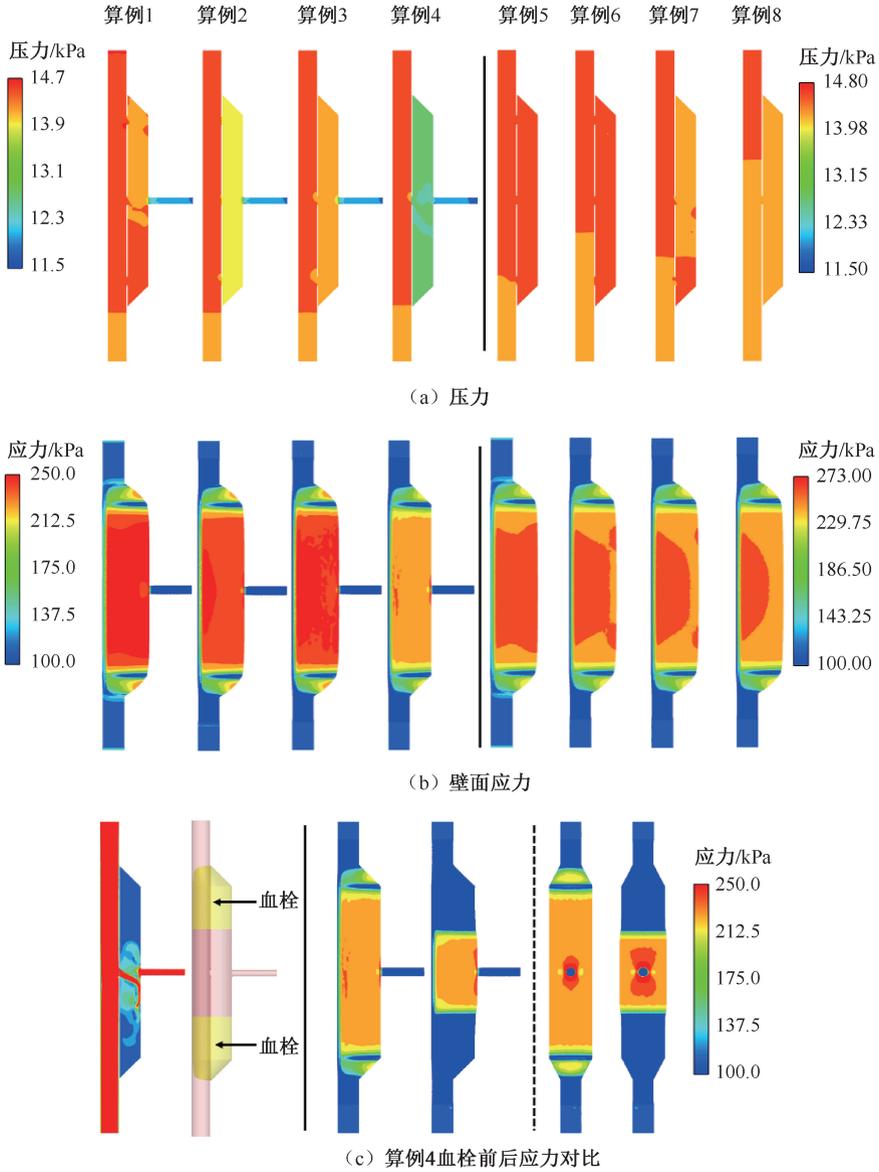


图6 假腔壁面压力与应力

Fig.6 Wall pressure and stress on false lumen (a) Pressure, (b) Wall stress, (c) Wall stress comparison before and after thrombus for Case 4

研究中流场对血管壁的作用被简化为平均血压,而忽略了实际血流动力学环境对壁面应力的影响。本文则针对主动脉夹层的多层裸支架介入提出流固耦合算法,在对术后假腔内复杂的血流动力学环境进行求解的同时,还考虑它对假腔壁面应力状态的影响。此外,假腔扩张与假腔血栓化不足有关,而持续的假腔灌注、扩张和患者死亡之间有显著关联^[27]。本文所提方法可求解血栓形成后壁面应力

的分布。因此,根据随访医学影像所得假腔血栓化演进情况,利用此方法可对不同随访时刻假腔壁面应力状态进行求解,进而可用于术后主动脉夹层再膨大的力学机理研究。

本文的局限性如下:① 基于理想模型进行方法探索,血管壁被简化为线弹性材料;② 由于理想模型的限制,无法确定术后假腔内血栓形成的位置和大小。然而,本文旨在建立研究多层裸支架对假

腔血流动力学和壁面应力影响的方法,并开展定性分析,故上述局限性并不影响本文的定性结论。

4 结论

本文基于理想化主动脉夹层模型提出单向流固耦合仿真模型,以同时获得多层裸支架干预后假腔内的血流动力学和壁面应力特征。相比于存在假腔供血的分支动脉,无分支动脉的夹层假腔流场更适宜血栓形成。当夹层累及分支动脉时,仅封堵近端破口的传统 TEVAR 策略会使远端出现高流速区域,不利于血栓形成;而覆膜支架和多层裸支架联合使用,可同时降低假腔流速、WSS 和壁面压力。本文认为,血栓的形成可以显著降低假腔壁面应力,该结果有应用于术后主动脉再膨大研究的潜力。

参考文献:

- [1] 易定华, 段维勋. 中国主动脉夹层诊疗现状与展望 [J]. 中国循环杂志, 2013, 28(1): 1-2.
- [2] 景在平, 冯翔. 主动脉夹层腔内治疗指南 [J]. 中国实用外科杂志, 2008, 28(11): 909-912.
- [3] CHOCRON S, VAISLIC C, KAILI D, *et al.* Multilayer stents in the treatment of thoraco-abdominal residual type B dissection [J]. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 2011, 12(6): 1057-1059.
- [4] NATRELLA M, CASTAGNOLA M, NAVARRETTA F, *et al.* Treatment of juxtarenal aortic aneurysm with the multilayer stent [J]. *J Endovasc Ther*, 2012, 19(1): 121-124.
- [5] ZHANG P, LIU X, SUN A, *et al.* Hemodynamic insight into overlapping bare-metal stents strategy in the treatment of aortic aneurysm [J]. *J Biomech*, 2015, 48(10): 2041-2046.
- [6] OVALI C, ŞAHİN A, EROĞLU M, *et al.* Treatment of aortic and iliac artery aneurysms with multilayer flow modulator: Single centre experiences [J]. *Int J Vasc Medicine*, 2018: 7543817.
- [7] STEFANOV F, SULTAN S, MORRIS L, *et al.* Computational fluid analysis of symptomatic chronic type B aortic dissections managed with the streamliner multilayer flow modulator [J]. *J Vasc Surg*, 2017, 65(4): 951-963.
- [8] ZHANG Y, TENG Z, LU Q, *et al.* Management of complicated aortic aneurysms using multiple overlapping uncovered stents: Mid-term outcome from a cohort study [J]. *Medicine*, 2014, 93(27): e209.
- [9] WEBER T F, BÖCKLER D, MÜLLER-ESCHNER M, *et al.* Frequency of abdominal aortic expansion after thoracic endovascular repair of type B aortic dissection [J]. *Vascular*, 2016, 24(6): 567-579.
- [10] KE K, ZHENG H, YANG W. Is multilayer bare stent safe or effective for the treatment of aortic aneurysms? A meta-analysis with early and mid-term outcomes [J]. *Ann Vasc Surg*, 2017, 40: 112-119.
- [11] ODERICH GS. Evidence of use of multilayer flow modulator stents in treatment of thoracoabdominal aortic aneurysms and dissections [J]. *J Vasc Surg*, 2017, 65(4): 935-937.
- [12] TRIMARCHI S, TOLENAAR JL, JONKER FHW, *et al.* Importance of false lumen thrombosis in type B aortic dissection prognosis [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2013, 145(3): S208-S212.
- [13] TSAI TT, EVANGELISTA A, NIENABER CA, *et al.* Partial thrombosis of the false lumen in patients with acute type B aortic dissection [J]. *N Engl J Med*, 2007, 357(4): 349-359.
- [14] 孟庄源, 马韬, 王盛章, 等. 覆膜支架治疗主动脉夹层的有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2018, 33(4): 326-231. MENG ZY, MA T, WANG SZ, *et al.* Finite element analysis of aortic dissection treated with stent graft [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(4): 326-231.
- [15] RUDENICK PA, BIJNENS BH, GARCÍA-DORADO D, *et al.* An *in vitro* phantom study on the influence of tear size and configuration on the hemodynamics of the lumina in chronic type B aortic dissections [J]. *J Vasc Surg*, 2013, 57(2): 464-74. e5.
- [16] RYZHAKOV P, SOUDAH E, DIALAMI N. Computational modeling of the fluid flow and the flexible intimal flap in type B aortic dissection via a monolithic arbitrary Lagrangian/Eulerian fluid-structure interaction model [J]. *Int J Numer Meth Bio*, 2019, 35(11): e3239.
- [17] QIAO Y, FAN J, DING Y, *et al.* A primary computational fluid dynamics study of pre-and post-TEVAR with intentional left subclavian artery coverage in a type B aortic dissection [J]. *J Biomech Eng*, 2019, 141(11): 111102.
- [18] DAI Y, LUO G, DAI X, *et al.* Hemodynamic effects of multiple overlapping uncovered stents on aortic dissection: Surgical strategies and implications for false lumen thrombosis [J]. *Cardiovasc Eng Technol*, 2020, 11(1): 24-35.
- [19] VIGNON-CLEMENTEL IE, FIGUEROA CA, JANSEN KE, *et al.* Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 195(29-32): 3776-3796.

- [20] 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(12): e3399.
- [21] 韩嘉玮, 胡义锋. 基于流固耦合的载瘤血管内血液流动及血管损伤分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(4): 38-44.
HAN JW, HU YF. Analysis of blood flow and vascular injury in aneurysm-carrying vessels based on fluid-structure interaction method [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(4): 38-44.
- [22] DI MARTINO E, MANTERO S, INZOLI F, *et al.* Biomechanics of abdominal aortic aneurysm in the presence of endoluminal thrombus: Experimental characterisation and structural static computational analysis [J]. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 1998, 15(4): 290-299.
- [23] GE Y, LV X, GE X, *et al.* The number of preoperative abdominal false lumen-perfused small branches is related to abdominal aortic remodeling after thoracic endovascular aortic repair for type B aortic dissection [J]. *Ann Vasc Surg*, 2020, 71: 56-64.
- [24] 陈金鹏, 柏志斌, 计佳杰, 等. Stanford B型主动脉夹层假腔供血动脉分支对腔内治疗后假腔重塑的影响 [J]. *介入放射学杂志*, 2020, 29(10): 1039-1042.
- [25] LI ZY, JIANG WT, DING Y, *et al.* Investigation of the hemodynamics of a juxtarenal aortic aneurysm with intervention by dual-stents strategy [J]. *Clin Biomech*, 2018, 58: 109-115.
- [26] WANG S, ZHANG Y, FENG J, *et al.* Influence of overlapping pattern of multiple overlapping uncovered stents on the local mechanical environment: A patient-specific parameter study [J]. *J Biomech*, 2017, 60: 188-196.
- [27] KLBEL T, TSILIMPARIS N, WIPPER S, *et al.* TEVAR for chronic aortic dissection: Is covering the primary entry tear enough? [J]. *J Cardiovasc Surg*, 2014, 55(4): 519-527.