

文章编号: 1004-7220(2023)02-0360-08

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

卢楷¹, 孙晓凡^{2a}, 彭臣¹, 司逸^{2a}, 单艳^{2b}, 符伟国^{2a}, 王盛章^{1,3,4}

(1. 复旦大学 航空航天系, 生物力学研究所, 上海 200433; 2. 复旦大学附属中山医院 a 血管外科, b 放射科, 上海 200032; 3. 复旦大学 工程与应用技术研究院, 生物医学工程技术研究所, 上海 200433; 4. 复旦大学义乌研究院, 浙江 义乌 322000)

摘要: **目的** 研究胸主动脉腔内修复术中开窗技术与平行支架技术对主动脉弓及弓上血管的血流动力学影响, 并对比不同术式的差异。 **方法** 研究 4 例采用不同术式(开窗技术、烟囱技术和潜望镜技术)重建弓上分支的主动脉弓部病变患者, 通过随访影像数据建立三维几何模型。将二维相位对比磁共振成像测量的血流量作为升主动脉入口和弓上血管出口的边界条件。使用 3 单元 Windkessel 模型获得降主动脉出口的压力波形作为边界条件。通过计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)仿真获得弓上血管压力、分支支架入口速度矢量以及相对滞留时间等血流动力学参数。 **结果** 潜望镜支架的压力变化最大, 其次是开窗支架, 烟囱支架的压力变化最小。开窗支架和潜望镜支架的入口流速不均匀, 容易形成涡流, 烟囱支架入口流速均匀。开窗支架外壁远心侧、“沟槽”部位、烟囱支架和潜望镜支架与血管壁贴合处相对滞留时间偏大。 **结论** 开窗支架和潜望镜支架内外壁压差较大, 建议使用球扩支架。烟囱支架内外壁压差较小, 建议使用自膨支架。本文预测的术后血栓形成位置与临床随访数据较为一致, 故有可能用于主动脉弓部病变介入治疗的手术规划和风险评估。

关键词: 开窗技术; 平行支架技术; 计算流体动力学; 主动脉弓部病变; Windkessel 模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.02.023

Computational Study of Fenestration and Parallel Grafts Used in Aortic Arch Lesion

LU Kai¹, SUN Xiaofan^{2a}, PENG Chen¹, SI Yi^{2a}, SHAN Yan^{2b}, FU Weiguo^{2a}, WANG Shengzhang^{1,3,4}

(1. Department of Aeronautics and Astronautics, Institute of Biomechanics, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2a. Department of Vascular Surgery, 2b. Department of Radiology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China; 3. Institute of Biomedical Engineering Technology, Academy of Engineering and Technology, Fudan University, Shanghai 200433, China; 4. Yiwu Research Institute, Fudan University, Yiwu 322000, Zhejiang, China)

Abstract: Objective To explore hemodynamics of the aortic arch and supraarch vessels after thoracic endovascular aortic repair with fenestration and parallel grafts techniques, and compare the differences of these techniques. **Methods** Four patients with aortic arch lesions whose supraarch vessels were reconstructed by

收稿日期: 2022-07-03; 修回日期: 2022-07-15

基金项目: 国家自然科学基金项目(32071310)

通信作者: 王盛章, 教授, E-mail: szwang@fudan.edu.cn

different surgical techniques (fenestration, chimney and periscope) were studied, and three-dimensional (3D) geometric models were established based on postoperative image data. The physiological flow obtained from two-dimensional (2D) phase contrast magnetic resonance imaging were imposed on the ascending aorta inlet and the supraarch vessels outlets. The pressure waveform of 3-element Windkessel model was imposed on the descending aorta outlet. Through computational fluid dynamics (CFD) simulations, the hemodynamic parameters were obtained, including the pressure of supraarch vessels, the velocity vector of the stent inlet, and the relative residence time. **Results** The pressure change of the periscope stent was the largest, followed by the fenestration stent, and the pressure change of the chimney stent was the smallest. The velocity of the fenestration and periscope stent inlet was uneven, which might form vortex. The velocity of the chimney stent inlet was even. The high relative residence time concentrated in distal end of the fenestration stent outer wall, the 'gutter' part, and the place where the chimney and periscope stent adhered to the vessel wall. **Conclusions** The pressure difference between the inner and outer walls of the fenestration and periscope stent was high, so it was recommended to use the balloon-expandable stent. The pressure difference between the inner and outer walls of the chimney stent was low, so it was recommended to use the self-expanding stent. The predicted location of thrombosis was consistent with the clinical follow-up data, so it may be used for surgical planning and risk assessment of interventional treatment of aortic arch lesions.

Key words: fenestration; parallel grafts; computational fluid dynamics (CFD); aortic arch lesion; Windkessel model

主动脉弓为胸主动脉弓形弯曲的部分,其凸侧发出无名动脉(innominate artery, IA)、左颈总动脉(left common carotid artery, LCCA)和左锁骨下动脉(left subclavian artery, LSA)^[1]。主动脉弓形态特殊极易发生血管病变,如主动脉弓动脉瘤和主动脉夹层。主动脉弓动脉瘤是一种与局部动脉壁弱化相关的疾病,动脉粥样硬化为其最常见的病因,未接受治疗的患者5年内生存率为13%^[2-3]。主动脉夹层是由于血流经血管壁内膜创口进入内膜和中膜之间,形成真假两腔的血管疾病^[4]。在超过75岁的人群中,主动脉夹层约占心血管急症的90%^[5]。

目前主动脉弓部病变的临床干预方法为开胸手术和胸主动脉腔内修复术(thoracic endovascular aortic repair, TEVAR)^[6-7]。开胸手术需要体外循环并保持深度低温,手术创伤大,发病率和死亡率高^[8-9]。TEVAR克服了开胸手术的缺点,但紧贴主动脉弓的覆膜支架会遮挡弓上分支。开窗技术和平行支架技术是重建弓上分支的主要方法,降低手术风险、发病率和死亡率^[10]。开窗技术先使用覆膜支架有意阻断弓上分支的入口,然后使用穿刺针、射频探针或激光等方法在被阻挡分支入口打孔,最后使用开窗支架重建血管^[11][见图1(a)]。平行支架技术又分为烟囱技术和潜望镜技术。烟囱技术

和潜望镜技术分别在覆膜支架近端和远端突出放置分支支架[见图1(b)]。开窗技术覆膜支架与血管壁贴合紧密,但打孔操作复杂;平行支架技术操作简单,但极易发生内漏。这两种技术各有优缺点,主动脉弓疾病的腔内治疗策略仍然存在争议。

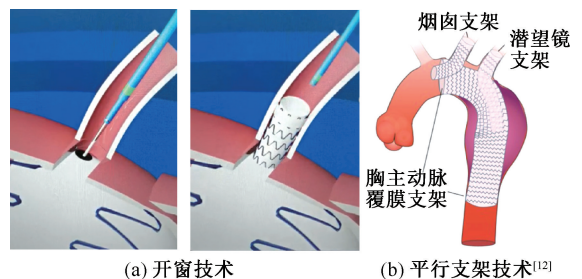


图1 开窗和平行支架技术示意图^[12]

Fig. 1 Schematic diagram of fenestration and parallel grafts technique^[12] (a) Fenestration technique, (b) Parallel grafts technique

金少雄等^[13]对原位开窗联合烟囱技术治疗累及LCCA主动脉夹层的疗效进行分析,从临床角度证明该技术是治疗主动脉夹层的有效手段,但该研究缺乏定量分析。Konstantinos等^[14]对使用烟囱技术和开窗技术修复的腹主动脉瘤进行计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)仿真,发现

烟囱支架的长度和弯曲特性会导致肾灌注减少。Nardi 等^[15]从 CFD 角度研究主动脉弓动脉瘤患者不同手术修复后的主动脉,发现杂交技术导致分支血管壁面剪切力极低,但该研究未考虑覆膜支架与血管壁之间的缝隙。

本文考虑烟囱技术中覆膜支架近端与血管壁未贴合的特点,从 CFD 角度研究开窗技术与平行支架技术的病人特异性血流动力学参数。选择 4 例采用不同术式重建弓上分支的患者,通过影像重建术后血管的三维模型。使用二维相位对比磁共振成像 (two-dimensional phase contrast magnetic resonance imaging, 2D PCMRI) 采集患者的血流量信息,作为升主动脉入口和弓上血管出口的边界条件。使用 3 单元 Windkessel 模型获得降主动脉出口的压力波形,并进行 CFD 仿真。通过分析弓上血管压力、分支支架入口速度以及相对滞留时间等指标,定量评估不同术式对主动脉弓及弓上血管的血流动力学影响,为临床优化手术方案提供建议。

1 方法

1.1 模型重建

影像数据来自 4 例采用不同术式重建弓上分支的患者,分支重建情况如表 1 所示。

表 1 患者弓上分支重建情况

Tab. 1 Reconstruction of supraarch vessels for the patients

模型	左颈总动脉	左锁骨下动脉
病例 1	未重建	开窗
病例 2	烟囱	开窗
病例 3	烟囱	未重建
病例 4	开窗	潜望镜

首先通过计算机断层扫描血管造影 (computed tomography angiography, CTA) 获得病人的主动脉图像,使用 Mimics 19.0 进行三维重建。然后使用 Geomagic Studio 13.0 将血管模型分为分支支架内腔和主动脉血管内腔两个部分。最后,将两个内腔分别导入 VMTK 光滑,得到用于仿真的术后模型。平行支架技术中烟囱支架与覆膜支架平行放置,且烟囱支架突出放置于胸主动脉覆膜支架外侧,容易导致覆膜支架近端与血管壁未紧密贴合,覆膜支架、烟囱支架以及血管壁之间存在缝隙,该缝隙称

为“沟槽”。“沟槽”的存在容易引发 Ia 型内漏,造成覆膜支架近端封闭失效,导致血液流入动脉瘤内或主动脉夹层内。潜望镜支架与覆膜支架长距离并行不容易形成“沟槽”。病例 2、3 使用烟囱技术重建左颈总动脉,病例 2 烟囱支架位于主动脉弓一侧,覆膜支架与血管壁贴合紧密。病例 3 烟囱支架位于主动脉弓中央,覆膜支架近端与血管壁未贴合,故仅在病例 3 模型中建立“沟槽”。重建过程以及 4 例患者的主动脉模型如图 2 所示。

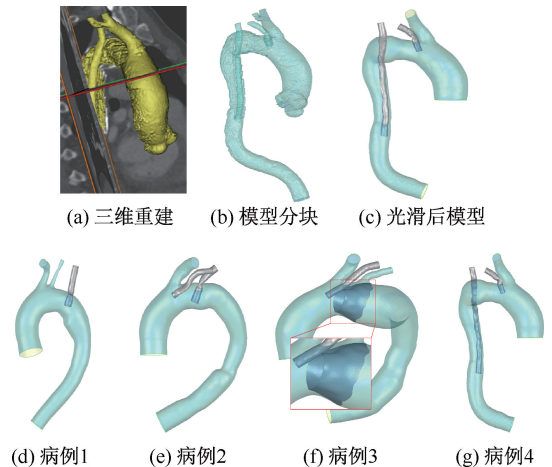


图 2 病例 4 主动脉模型重建过程和患者主动脉模型

Fig. 2 Aortic model reconstruction process of case 4 and aortic models of the patients (a) 3D reconstruction, (b) Partitioned model, (c) Smoothed model, (d) Case 1, (e) Case 2, (f) Case 3, (g) Case 4

注:图 2(f)红色方框内即为“沟槽”部分。

1.2 网格划分

在 HyperMesh 2019 中,对主动脉模型的流域进行非结构化网格的划分。血管及支架壁面附近作为边界层划分 5 层三棱柱网格,血管和支架内部采用四面体网格。考虑到弓上血管的直径较小,弓上血管的最大网格尺寸为主动脉血管的 1/2。以病例 1 为例进行网格独立性检验,主动脉血管的最大网格尺寸分别取 3、2.5、2、1.5、1、0.5 mm。计算收缩峰值时刻的最大血流速度,通过判断最大血流速度是否随最大网格尺寸的减小而收敛确定网格的独立性^[16]。当最大网格尺寸选择为 1 mm 时,与最大网格尺寸为 0.5 mm 相比,最大血流速度的误差为 2%。因此,选择 1 mm 作为主动脉血管的最大网格尺寸。4 位患者主动脉模型的网格单元数和节点数见表 2。

表 2 主动脉模型的网格数量和边界条件参数

Tab. 2 Numbers of mesh and boundary condition parameters for each case

模型	网格数量		边界条件参数		
	单元数	节点数	$R_1 / [(\text{MPa} \cdot \text{s}) \cdot \text{m}^{-3}]$	$R_2 / [(\text{MPa} \cdot \text{s}) \cdot \text{m}^{-3}]$	$C / (\text{mm}^3 \cdot \text{Pa}^{-1})$
病例 1	1 246 685	393 994	24.04	252.7	8.4
病例 2	1 519 001	478 922	80.54	317.9	4.8
病例 3	1 599 554	508 789	21.43	398.8	10.0
病例 4	1 209 610	387 112	48.17	393.8	6.4

1.3 边界条件设置

使用心电门控的 2D PCMRI 测量升主动脉 (ascending aorta, AA)、降主动脉 (descending aorta, DA)、IA、LCCA、LSA 的血流量信息。1 个心动周期内采样 30 次,将所得流量数据进行傅里叶级数拟合,保证数据的周期性和连续性。使用 3 单元 Windkessel 模型处理病人的降主动脉流量,

获得对应的压力波形。4 位患者降主动脉的近端阻力 (R_1)、远端阻力 (R_2) 和血管顺应性 (C) 如表 2 边界条件参数所示^[17]。入口和弓上血管出口的血流量波形以及降主动脉压力波形如图 3 所示。将入口和弓上血管的流量除以对应的截面面积得到速度边界条件,压力波形作为降主动脉的边界条件。

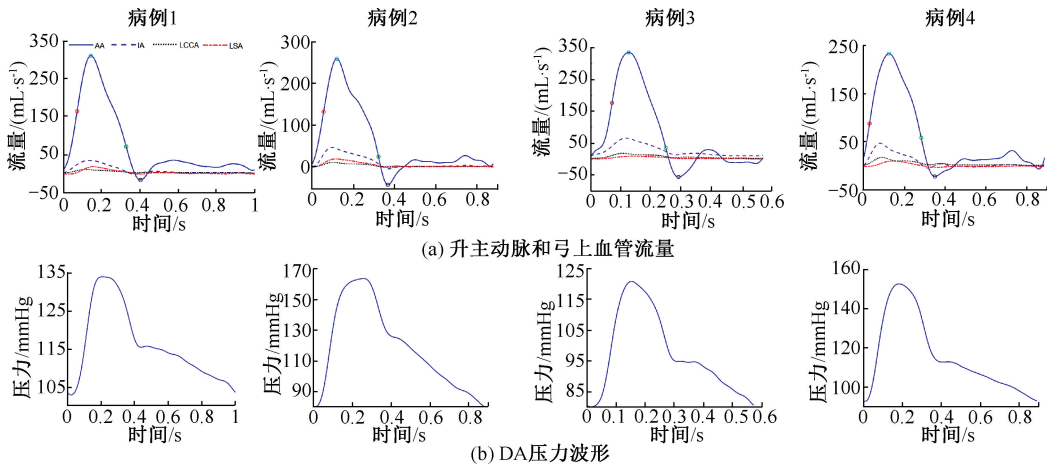


图 3 4 个病例模型边界条件

Fig. 3 Boundary conditions for 4 cases (a) Flow waveforms of AA and supraarch vessels, (b) DA pressure waveform

注:升主动脉流量波形从左向右的 4 个特征时刻分别对应入口流量的最大加速时刻、速度最大时刻、最大减速时刻和速度最小时刻。

1.4 求解设置

采用有限体积法求解器 ANSYS CFX 2019R3 求解 Navier-Stokes 方程。假设血液为不可压缩的牛顿流体,密度为 $1\ 060\ \text{kg}/\text{m}^3$,黏度为 $3.5\ \text{mPa} \cdot \text{s}$ ^[18]。所有病例入口的平均雷诺数为 $593.61 \sim 786.83$,故仿真中选用层流模型。支架植入减小了血管壁的运动,故将血管和支架壁面假设为刚性壁,且流体在管壁面无滑移。每位患者的心动周期为 T ,所有算例计算时间为 $2T$,时间步长为 $T/1\ 000$ 。残差收敛判据均设定为残差小于 10^{-4} ,选取最后 1 个心动周期的仿真结果进行分析。

2 结果

2.1 弓上血管出口压力

主动脉模型的压力分布如图 4 所示。开窗支架和烟囱支架入口位于主动脉弓,潜望镜支架入口位于 DA,导致开窗技术和烟囱技术重建分支的压力与未重建的弓上分支相关,潜望镜技术重建分支的压力与降主动脉相关。健康人体的弓上分支压力基本相等^[19],4 位患者无名动脉均未重建,故选择无名动脉压力作为开窗和烟囱支架的参考压力,选择降主动脉压力作为潜望镜支架的参考压力。

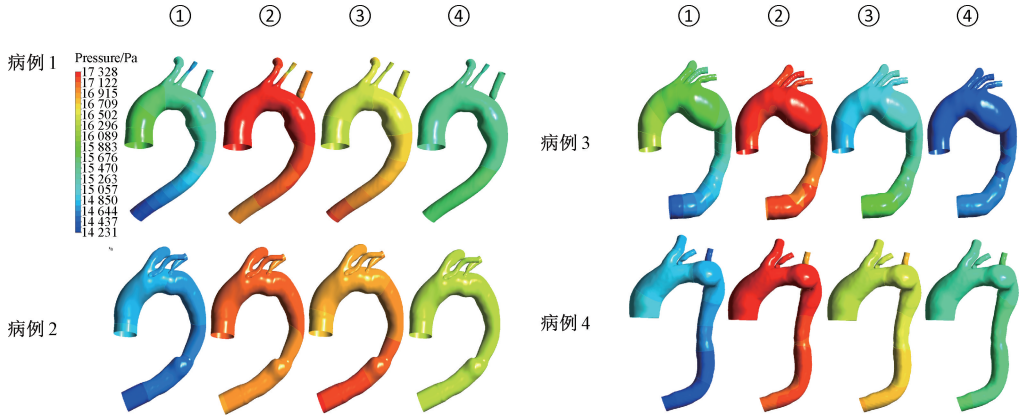


图4 压力分布

Fig. 4 Pressure distributions

注：①、②、③、④分别为入口流量最大加速时刻、入口流量最大时刻、入口流量最大减速时刻、入口流量最小时刻。

图5所示为重建分支的压力、参考压力以及两者压差曲线。结果表明,收缩期开窗和潜望镜支架的压力低于参考压力,舒张期两者基本重合。烟囱

支架压力与参考压力基本相等。开窗和潜望镜支架的压差先增加后减小最后小幅振荡,烟囱技术的压差幅值逐渐减小。

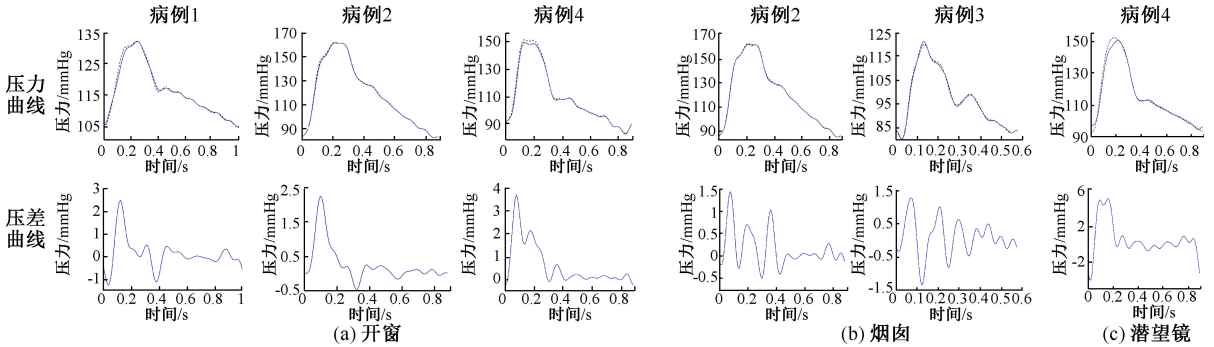


图5 压力变化曲线

Fig. 5 Pressure change curves (a) Fenestration technique, (b) Chimney technique, (c) Periscope technique

注:压力曲线中黑色虚线为参考压力,蓝色实线为重建分支压力。

选择压差最大值与脉压差的比值 P 作为衡量压力变化的标准,比较压力变化的程度,重建分支压差情况。结果表明,潜望镜技术重建分支的压力变化最大,其次是开窗技术,烟囱技术重建分支的压力变化最小(见表3)。

表3 重建分支压差情况(1 mmHg=0.133 kPa)

Tab. 3 Pressure difference of reconstructed vessels

术式	重建分支	最大压差/mmHg	$P/\%$	P 平均值/ $\%$
	病例1 LSA	2.5	8.8	
开窗	病例2 LSA	2.1	2.6	6.1
	病例4 LCCA	3.5	7.0	
烟囱	病例2 LCCA	1.3	3.2	2.5
	病例3 LCCA	1.5	1.8	
潜望镜	病例4 LSA	5.1	8.3	8.3

2.2 分支支架入口速度矢量分布

选取如图6所示的剖面分析速度矢量。病例1、病例2和病例4的开窗支架入口速度分布不均匀,支架内壁远心侧速度大于近心侧,近心侧容易形成涡流。病例2和病例3的烟囱支架入口速度分布均匀。病例3覆膜支架近端内侧血流紊乱,“沟槽”部位血流缓慢。病例4的潜望镜支架入口速度分布不均匀,支架内血流缓慢。

2.3 相对滞留时间分布

相对滞留时间(relative residence time, RRT)反映血流在壁面附近的滞留情况,与壁面血栓形成风险有关,利用RRT参数可以定量地分析血栓形成的风险^[20]。结果表明,病例1开窗支架

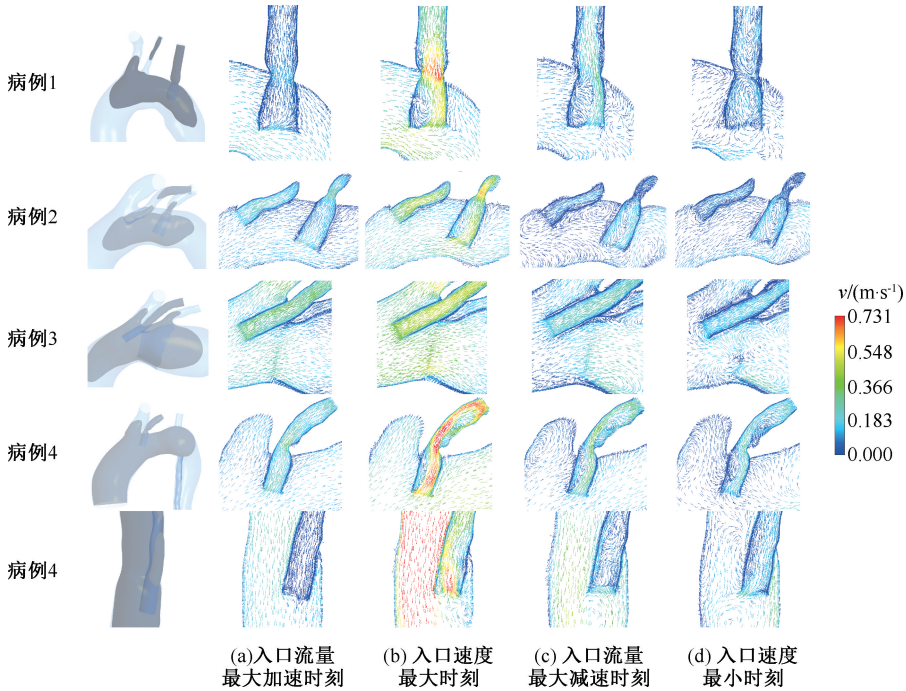


图 6 分支支架入口附近的速度矢量图

Fig. 6 Velocity vector near the stent inlet (a) Maximum acceleration moment of inlet flow, (b) Maximum velocity moment of inlet flow, (c) Maximum deceleration moment of inlet flow, (d) Minimum velocity moment of the inlet flow

突出段远心侧和血管膨出处 RRT 偏大。病例 2 烟囱支架入口、烟囱支架与血管贴合处以及开窗支架突出段 RRT 偏大。病例 3“沟槽”部位以及血管膨出处 RRT 畸高。病例 4 潜望镜支架与血

管贴合处 RRT 偏大。预测血栓生长部位主要分布在开窗支架突出段、烟囱支架入口、烟囱支架和潜望镜支架与血管壁贴合处和“沟槽”部位 [见图 7(a)]。

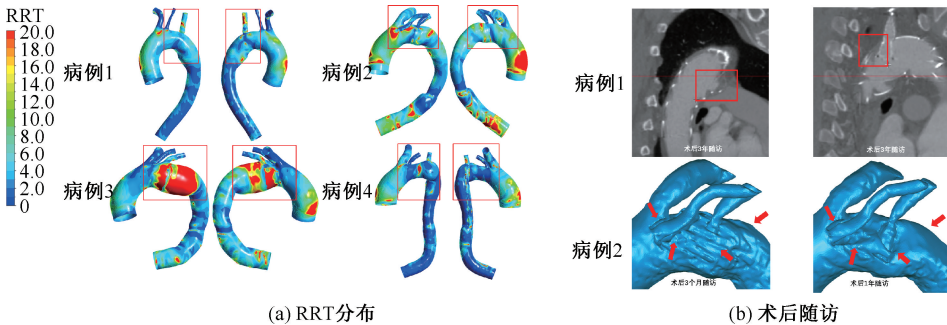


图 7 患者 RRT 分布和术后随访

Fig. 7 Distributions of RRT for the patients and postoperative follow-up (a) RRT distributions, (b) Postoperative follow-up

3 讨论

本文基于不同术式重建弓上血管的主动脉弓部病变患者的 CTA 和 2D PCMRI 数据,获得病人特异性的主动脉模型和边界条件,通过 CFD 仿真获得

各个模型的血流动力学参数,评估不同术式的特点。

TEVAR 重建弓上分支后,分支支架伸入主动脉内,导致近端阻力增大,影响该分支的血液灌注,导致该分支压力变化。开窗技术和潜望镜技术重建

分支的压力变化大,使得开窗支架和潜望镜支架的内外壁压差大,支架容易闭塞^[21-23]。因此,建议临床使用径向支撑力较大的球扩支架^[24-25]。烟囱技术重建分支的压力无明显变化,烟囱支架内外壁压力差小,同时烟囱技术应减小“沟槽”,建议临床可以使用径向支撑力较小的自膨支架^[26]。

开窗支架突出段位于主动脉弓中央,导致腔内流动面积减小,突出段周围血液加速。开窗支架与主动脉弓轴向不平行,导致血液流向突出段内壁远心侧,近心侧容易流动分离形成涡流。烟囱支架与主动脉弓轴向平行,对弓部血流影响较小。潜望镜支架入口周围血流方向改变,导致该处流速不均匀,容易形成涡流。潜望镜支架入口约1 cm 未被覆膜支架挤压,导致支架突出段周围管腔的血流面积减小流速增大。

随访数据显示,病例1 开窗支架外壁远心侧和降主动脉膨出处均出现血栓,病例2 的烟囱支架入口处、烟囱支架与血管壁贴合处、开窗支架突出段以及主动脉弓外弯均形成血栓[见图7(b)]。本文预测的血栓形成区域与文献^[27-28]预测以及病人随访数据匹配度高。

本研究的局限性如下:① 由于病例数有限,重建分支的压力变化规律可能存在局限性;② 病例3、4 暂无随访数据,预测血栓形成的评估不全面;③ 假定血管和支架为刚性壁,血液为不可压缩的牛顿流体,可能会影响壁面剪切力相关参数^[29];④ 入口截面血流速度相同,可能会影响升主动脉段的血流动力学参数。下一步计划收集更多的病例信息,使用流固耦合方法研究 TEVAR 术后的血液动力学参数的变化。

4 结论

本文对采用不同术式重建弓上分支的主动脉模型进行病人特异性的血流动力学研究。潜望镜支架的压力变化最大,其次是开窗支架,烟囱支架的压力变化最小。开窗支架和潜望镜支架内外壁压差较大,建议临床上使用径向支撑力较大的球扩支架。烟囱支架内外壁压差较小,建议临床上使用径向支撑力较小的自膨支架。预测血栓形成位置中开窗支架外壁远心侧、烟囱支架与血管壁贴合处与临床随访数据匹配度较高,潜望镜支架与血管壁

贴合处和“沟槽”部位同为血栓易发部位,建议临床随访关注。本文研究了开窗技术与平行支架技术的血液动力学差异,预测术后血栓形成部位,该方法有可能用于 TEVAR 治疗主动脉弓部疾病的手术规划和风险评估。

参考文献:

- [1] 柏树令, 丁文龙. 系统解剖学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2008: 200-201.
- [2] OKITA Y, TAKAMOTO S, ANDO M, *et al.* Mortality and cerebral outcome in patients who underwent aortic arch operations using deep hypothermic circulatory arrest with retrograde cerebral perfusion: No relation of early death, stroke, and delirium to the duration of circulatory arrest [J]. *J Thorac Cardio Sur*, 1998, 115(1): 129-138.
- [3] CRAWFORD ES, DENATALE RW. Thoracoabdominal aortic aneurysm: observations regarding the natural course of the disease [J]. *J Vasc Surg*, 1986, 3(4): 578-582.
- [4] PAPE LA, AWAI S M, WOZNICKI EM, *et al.* Presentation, diagnosis, and outcomes of acute aortic dissection: 17-year trends from the International Registry of Acute Aortic Dissection [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2015, 66(4): 350-358.
- [5] HOWARD DPJ, BANERJEE A, FAIRHEAD JF, *et al.* Population-based study of incidence and outcome of acute aortic dissection and premorbid risk factor control: 10-year results from the Oxford vascular study [J]. *Circulation*, 2013, 127(20): 2031-2037.
- [6] CZERNY M, SCHMIDL J, ADLER S, *et al.* Current options and recommendations for the treatment of thoracic aortic pathologies involving the aortic arch: An expert consensus document of the European Association for Cardio-Thoracic surgery (EACTS) and the European Society for Vascular Surgery (ESVS) [J]. *Eur J Cardio-Thorac*, 2019, 55(1): 133-162.
- [7] 李铃燕, 李达, 樊瑜波, 等. 1 例 Stanford B 型主动脉夹层 TEVAR 术后新发破口的血流动力学分析[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(2): 323-328.
LI LY, LI D, FAN YB, *et al.* Hemodynamic analysis of redissection after endovascular repair for one Stanford type B aortic dissection case [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(2): 323-328.
- [8] AL KINDI AH, AL KIMYANI N, ALAMEDDINE T, *et al.* “Open” approach to aortic arch aneurysm repair [J]. *J Saudi Heart Assoc*, 2014, 26(3): 152-161.
- [9] KASPERA W, ŁADZIŃSKI P, LARYSZ P, *et al.* Morphological, hemodynamic, and clinical independent

- risk factors for anterior communicating artery aneurysms [J]. *Stroke*, 2014, 45(10): 2906-2911.
- [10] MOULAKAKIS KG, MYLONAS SN, DALAINAS I, *et al.* The chimney-graft technique for preserving supra-aortic branches: A review [J]. *Ann Cardiothorac Surg*, 2013, 2(3): 339.
- [11] QIAO Y, MAO L, DING Y, *et al.* Effects of in situ fenestration stent-graft of left subclavian artery on the hemodynamics after thoracic endovascular aortic repair [J]. *Vascular*, 2019, 27(4): 369-377.
- [12] CARTER R, WEE IJY, PETRIE K, *et al.* Chimney parallel grafts and thoracic endovascular aortic repair for blunt traumatic thoracic aortic injuries: A systematic review [J]. *Vascular*, 2019, 27(2): 204-212.
- [13] 金少雄, 杨建胜. 原位开窗联合烟囱技术治疗累及左侧颈总动脉的主动脉夹层的疗效分析[J]. *中国胸心血管外科临床杂志*, 2020, 27(9): 1020-1024.
- [14] MOULAKAKIS KG, KAKISIS J, GONIDAKI E, *et al.* Comparison of fluid dynamics variations between chimney and fenestrated endografts for pararenal aneurysms repair: A patient specific computational study as motivation for clinical decision-making [J]. *Vasc Endovasc Surg*, 2019, 53(7): 572-582.
- [15] NARDI A, AVRAHAMI I. Approaches for treatment of aortic arch aneurysm, a numerical study [J]. *J Biomech*, 2017, 50: 158-165.
- [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] PIROLA S, CHENG Z, JARRAL OA, *et al.* On the choice of outlet boundary conditions for patient-specific analysis of aortic flow using computational fluid dynamics [J]. *J Biomech*, 2017, 60: 15-21.
- [18] 张站柱, 乔爱科, 付文字. 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的血流动力学数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(2): 148-153.
- ZHANG ZZ, QIAO AK, FU WY. Hemodynamic simulation of vertebral artery stenosis treated by stents with different links [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 148-153.
- [19] OLUFSEN MS, PESKIN CS, KIM WY, *et al.* Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions [J]. *Ann Biomed Eng*, 2000, 28(11): 1281-1299.
- [20] XIANG J, NATARAJAN SK, TREMMEL M, *et al.* Hemodynamic-morphologic discriminants for intracranial aneurysm rupture [J]. *Stroke*, 2011, 42(1): 144-152.
- [21] 舒畅, 李鑫, 李全明, 等. 支架自显影定位法体外开窗技术在主动脉弓部腔内修复术中的应用: 附 113 例国际多中心病例回顾性分析 [J]. *中国普通外科杂志*, 2020, 29(12): 1426-1434.
- [22] LACHAT M, MAYER D, PFAMMATTER T, *et al.* Periscope endograft technique to revascularize the left subclavian artery during thoracic endovascular aortic repair [J]. *J Endovasc Ther*, 2013, 20(6): 728-734.
- [23] CHERFAN P, ABDUL-MALAK OM, LIANG NL, *et al.* Endovascular repair of abdominal and thoracoabdominal aneurysms using chimneys and periscopes is associated with poor outcomes [J]. *J Vasc Surg*, 2022, 76(2): 311-317.
- [24] WANG W, ZHANG X, LIU C, *et al.* A novel internal and external bypass method to safeguard cerebral blood flow during aortic arch endovascular repair requiring triple in situ fenestrations [J]. *J Endovasc Ther*, 2019, 26(5): 652-657.
- [25] CRIADO FJ. A percutaneous technique for preservation of arch branch patency during thoracic endovascular aortic repair (TEVAR): Retrograde catheterization and stenting [J]. *J Endovasc Ther*, 2007, 14(1): 54-58.
- [26] MEEKEL JP, VAN SCHAİK TG, LELY RJ, *et al.* Gutter characteristics and stent compression of self-expanding vs balloon-expandable chimney grafts in juxtarenal aneurysm models [J]. *J Endovasc Ther*, 2020, 27(3): 452-461.
- [27] TRICARICO R, TRAN-SON-TAY R, LAQUIAN L, *et al.* Hemodynamics of different configurations of a left subclavian artery stent graft for thoracic endovascular aortic repair [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2020, 59(1): 7-15.
- [28] MANGIALARDI N, RONCHEY S, MALAJ A, *et al.* Value and limitations of chimney grafts to treat arch lesions [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2015, 56(4): 503-511.
- [29] 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(1): 1-16.