



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20200046

## 不同血压环境下椎动脉粥样硬化仿真研究

周 湃<sup>1</sup>, 王 芳<sup>1,2,3</sup>, 盛志国<sup>4</sup>, 张建国<sup>1,2,3</sup>

(1. 天津科技大学机械工程学院, 天津 300222;

2. 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222;

3. 现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222; 4. 天津第一中心医院, 天津 300192)

**摘要:** 针对椎动脉粥样硬化后脑组织缺血现象, 探讨血管狭窄及血压变化下的血流动力学响应, 根据剪切应力及流速对动脉易损部位进行预测. 基于 CTA 影像数据, 利用逆向方法构建了椎动脉单侧狭窄模型, 开展椎动脉壁面与血流双向流固耦合仿真, 观察血流矢量速度与血管壁面剪切应力变化. 通过与临床椎动脉狭窄术前术后流速对比, 验证了椎-基底动脉有限元模型有效性. 结果显示, 随血压级别升高, 基底动脉顶端产生动脉瘤区域局部发生壁面剪切应力下降现象, 狭窄侧椎动脉流速下降, 健康侧椎动脉流速提升, 基底动脉整体流速上升, 加剧血液对动脉瘤冲击作用. 研究结果为进一步开展对椎-基底动脉粥样硬化模型的血流动力学的响应机理研究奠定基础, 为椎-基底动脉血管扩张手术提供理论依据.

**关键词:** 动脉粥样硬化; 高血压; 椎动脉; 流固耦合

中图分类号: R743

文献标志码: A

文章编号: 1672-6510(2021)03-0053-07

## Simulation Study of Vertebral Atherosclerosis under Different Blood Pressure

ZHOU Pai<sup>1</sup>, WANG Fang<sup>1,2,3</sup>, SHENG Zhiguo<sup>4</sup>, ZHANG Jianguo<sup>1,2,3</sup>

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China;

2. Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, Tianjin 300222, China;

3. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology (IRA-EAST), Tianjin 300222, China;

4. Tianjin First Central Hospital, Tianjin 300192, China)

**Abstract:** In view of the phenomenon of cerebral tissue ischemia after vertebral atherosclerosis, hemodynamic response under the condition of vascular stenosis and blood pressure changes was investigated. Based on the CTA image data, a unilateral vertebral artery stenosis model was constructed by using the reverse method, and the simulation of two-way fluid-solid coupling between vertebral artery wall and blood flow was carried out to observe the changes of blood flow vector velocity and vascular wall shear stress. The effectiveness of the vertebra-basilar finite element model was verified by comparing it with the flow velocity before and after clinical vertebral artery stenosis operation. The results showed that with the increase of blood pressure, the wall shear stress in the area with aneurysm at the top of the basilar artery decreased locally, the flow velocity of the vertebral artery on the narrow side decreased, the flow velocity of the vertebral artery on the healthy side increased, and the overall flow velocity of the basilar artery increased, exacerbating the impact of blood on the aneurysm. The results lay a foundation for further studies on the hemodynamic response mechanism of the vertebrobasilar atherosclerosis model and provide a theoretical basis for the operation of vertebrobasilar artery vasodilation.

**Key words:** atherosclerosis; hypertension; vertebral artery; fluid-structure interaction

收稿日期: 2020-03-30; 修回日期: 2020-06-06

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(31871212, 51975411)

作者简介: 周 湃(1993—), 男, 天津人, 硕士研究生; 通信作者: 王 芳, 副教授, fwang@tust.edu.cn; 盛志国, 主治医师, drshengzhiguo@163.com

缺血性脑中风主要起源于动脉粥样硬化,进而引发脑组织能量代谢障碍、兴奋性氨基酸毒性作用、氧化/硝化应激、炎症反应、细胞凋亡、细胞自噬等一系列病理过程<sup>[1]</sup>. 血流动力学在血管病变中产生了重要作用,其中壁面剪切应力是血液在血管的流动过程中对血管内皮产生的一种机械力<sup>[2]</sup>,易对血管内皮组织产生破坏. 双侧椎动脉由左右锁骨下动脉发出在脑桥下缘汇合,汇集到基底动脉从而到达大脑动脉环,形成的大脑后循环占全脑血流量的 2/5,若椎动脉狭窄,易造成后循环供血不足,从而引发脑组织坏死等情况,临床特征包括晕厥、头晕、视觉障碍和眩晕等,椎-基底动脉粥样硬化造成阻塞的死亡率为 80%<sup>[3]</sup>. Moore 等<sup>[4]</sup>提出利用磁共振数据构建血流动力学模型的方法,并建立了人体大脑自动调节机制的数学模型. 王庆虎等<sup>[5]</sup>建立简化颈动脉分叉模型,对动脉粥样硬化斑块在不同狭窄率下进行仿真,得到了内皮细胞在血流作用下所受剪切应力及震荡剪切指数的变化. 壁面剪切应力在斑块发展中起着关键作用,Zuin 等<sup>[6]</sup>通过基线平均剪切应力及医疗记录结合方式对急性血栓的形成在 3 年范围内进行预测. Bowler 等<sup>[7]</sup>用实验方式模拟了体位对正常人颈内动脉和椎动脉血流的影响,指出体位也是影响血流动力学因素. 椎动脉支架植入术和血管成形术技术水平的提高,极大促进了椎动脉狭窄患者康复,但仍可能产生再狭窄或药物洗脱支架脱离等现象,Andrew 等<sup>[8]</sup>通过长期临床追踪研究发现,患者血流动力学对球囊扩张型金属支架治疗椎动脉狭窄是否成功有重要影响. 何仕成等<sup>[9]</sup>在正常血压下采用球囊损伤法构建颈动脉狭窄模型,得到支架分别植入近心、中心、远心位置的血流动力学反馈.

戈晓华等<sup>[10]</sup>对老年高血压患者组进行测试,数据统计表明,高血压患者更容易检测出动脉粥样硬化斑块,检出率高达 92.8%. Rocco 等<sup>[11]</sup>发现患者在住院期间又出现新脑缺血,造影显示为左侧椎动脉闭塞,患者 24 h 血压呈现严重低血压,是其出现新缺血的主要原因. Altamirano-Diaz 等<sup>[12]</sup>通过临床发现严重高血压对新生儿引起主动脉血管异常扩张并通过仿真数据与临床数据对比进行了验证. Vasava 等<sup>[13]</sup>利用不同级别高血压值作为压力入口条件对主动脉弓进行有限元分析,发现高血压可导致局部壁面壁切应力降低.

动脉血压的决定因素是心输出量与血管外周阻力,临床医学发现随血压升高,全身血管流速呈下降状态,这是由于局部末端血管直径收缩引起,从而增

大血管外周阻力使血压提升,但增高的血压却作用于全身血管. 本研究就血压因素对血流动力学环境的改变进行有限元分析,探究单侧椎动脉末端已产生高度狭窄情况在不同级别高血压状态下的血流动力学响应.

## 1 模型构建

### 1.1 椎动脉几何模型

选取一位 46 岁椎动脉单侧狭窄合并基底动脉瘤男性患者作为建模对象,志愿者在签订知情协议书条件下进行断层 CT 血管扫描,层厚为 600  $\mu\text{m}$ ,像素为 512  $\times$  512,扫描范围从颈部至颅顶,共获得 739 张断层影像,利用 DICOM 格式进行数据存储,运用 Mimics 医学观察软件进行查看,采用区域增长阈值分割方式进行重建双侧椎动脉与基底动脉几何模型. 重建后的椎-基底动脉表面粗糙,为减少仿真过程中出现的误差,应用逆向建模软件 Geomagic 对生成的几何模型进行光滑化处理,去除毛刺并重构几何模型,在去除椎-基底动脉细小血流分支的情况下,得到如图 1 所示的几何模型,图中包含椎动脉 (vertebral artery, VA)、基底动脉 (basilar artery, BA) 及大脑后动脉 (posterior cerebral artery, PCA) 的主要结构. 该患者单侧椎动脉狭窄、椎基底动脉局部延长扩张、基底动脉与大脑后动脉分叉处存在动脉瘤.

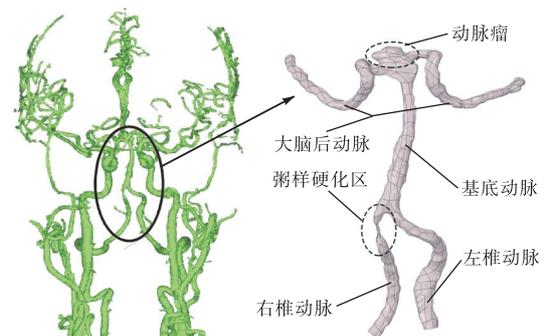


图 1 颅内椎动脉狭窄模型

Fig. 1 Intracranial vertebral artery stenosis model

### 1.2 流固耦合模型

人体血液由大量红细胞、白细胞与血小板组成,由于干细胞的存在,导致血液向非牛顿行为的偏离. 这种偏差的程度取决于血细胞比容、血细胞黏附和血浆黏度. 其黏性与剪切率关系是非线性的,表现出非牛顿流体特性,因此采用 Carreau-Yasuda 模型表征血液的非牛顿行为<sup>[4]</sup>,动态黏度如式(1)所示.

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^z]^{-\frac{n-1}{z}} \quad (1)$$

式中:  $\mu$  为黏度, Pa·s;  $\dot{\gamma}$  为剪切应变率;  $\mu_0$  为零剪切黏度, 其数值为  $2.2 \times 10^{-2}$  Pa·s;  $\mu_{\infty}$  为无限剪切黏度, 其数值为  $2.2 \times 10^{-3}$  Pa·s;  $z$  为幂律指数, 其数值为 0.644;  $\lambda$  为模型指数, 其数值为 0.11 s;  $n$  为模型指数, 其数值为 0.392。

血液密度受年龄与性别影响, 其数值在  $1030 \sim 1070 \text{ kg/m}^3$  范围内波动。为满足模型需要, 将血液密度设定为  $1056 \text{ kg/m}^3$ 。模型在 Workbench 中的 CFX 模块进行处理, 网格划分在 Meshing 中进行, 采用血管壁作为边界层, 同时将其进行边界层网格加密, 流体域共划分 259 350 个单元。动脉弹性较大, 血压作用下可使动脉扩张, 在计算模型中, 血管壁作为固体域, 将其设定为线弹性, 血管壁密度设定为  $1150 \text{ kg/m}^3$ , 厚度设定为 0.3 mm, 弹性模量设定为 1.75 MPa, 泊松比设定为 0.499<sup>[14]</sup>, 固体域共划分 188 400 个单元。Li<sup>[15]</sup>提出, 在动脉中可合理地假设靠近动脉的血液与动脉壁的血液运动速度相同。因此, 在血管动脉壁上应用无滑移边界条件。

### 1.3 载荷和边界条件

相对于速度指定血管流入道与流出道的边界条件, 在血管流入道上指定的速度剖面固定了通过该血管的流量, 不允许自动调节机制正确地控制血流<sup>[4]</sup>, 且当血压异常时, 血管组织的应力重构会调节血管内的应力分布<sup>[2]</sup>, 因此选用压力进口与压力出口方式, 边界划分如图 2 所示。以椎动脉下端左右两个近心端为血流入口, 大脑后动脉两个远心端为血流出口, 设定血流出入口边缘为固定约束, 血管内壁面为流固耦合面。

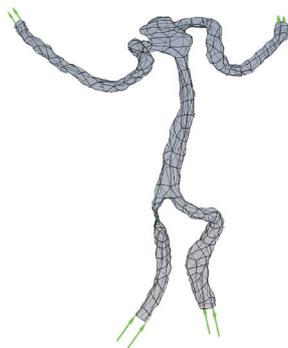


图 2 流体域边界设定

Fig. 2 Fluid boundary setting

从国际卫生组织和国际高血压协会的预防检测实验报告<sup>[16]</sup>中得到, 高血压划分为 3 个等级: 1 级高

血压被称作轻度高血压, 其收缩压为  $140 \sim 159 \text{ mmHg}$ , 舒张压为  $90 \sim 99 \text{ mmHg}$ ; 2 级高血压被称作中度高血压, 其收缩压为  $160 \sim 179 \text{ mmHg}$ , 舒张压为  $100 \sim 109 \text{ mmHg}$ ; 3 级高血压被称作重度高血压, 其收缩压  $\geq 180 \text{ mmHg}$  或舒张压  $\geq 110 \text{ mmHg}$ 。心搏频率大约为 1.25 Hz, 周期为 0.8 s, 血液流动具有强烈不对称性, 血管壁具有阻尼特性, 振幅和压力都取决于心脏点的位置与距离, 因此血压在不同部位具有差异性。基于申娜等<sup>[17]</sup>临床入口压力数据, 将其在 Matlab 软件中进行傅里叶拟合曲线操作, 拟合结果如图 3 所示, 其血压收缩压接近  $120 \text{ mmHg}$  (时刻为 0.35 s), 舒张压为  $80 \text{ mmHg}$  (时刻为 0.7 s), 在正常大气压下,  $1 \text{ mmHg} \approx 133 \text{ Pa}$ , 作为正常组对照模型, 出口方式选用恒定压力出口, 压力恒定设置为人脑血压  $75 \text{ mmHg}$ <sup>[16]</sup>; 1 级、2 级、3 级高血压作为实验组, 边界入口条件已在图中标识, 用以分析不同级别血压引起的血流动力学响应。

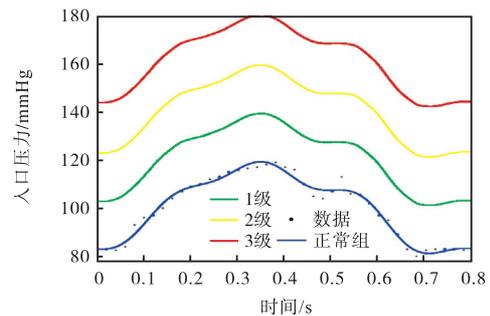


图 3 入口压力边界条件

Fig. 3 Inlet pressure boundary conditions

## 2 结果

### 2.1 壁面剪切应力

壁面剪切应力 (wall shear stress, WSS) 是血液流动状态下对血管内皮组织产生的摩擦力, 正常组收缩压峰值时刻椎-基底动脉壁面剪切应力云图如图 4 所示。低壁面剪切应力集中分布在右椎动脉下端区域、左椎动脉局部扩张区域、基底动脉中段扩张区域与基底动脉汇入大脑后动脉分叉处动脉瘤区域; 高壁面剪切应力集中分布在右椎动脉狭窄区域、左椎动脉转弯后汇入基底动脉前区域、基底动脉下端左侧区域、基底动脉上端区域及动脉瘤右侧顶部区域。壁面剪切应力峰值处于右椎动脉狭窄区域, 其峰值点应力为  $37.95 \text{ Pa}$ 。在图中标记了 8 个易于造成血管破损点 (P1—P8), 用以观测壁面剪切应力数据变化。观测点

在不同级别血压环境下收缩期峰值时刻壁面剪切应力曲线图如图 5 所示. P3 点为右椎动脉狭窄区域观测点, 伴随血压增加, 该区域一直处于高壁面剪切应力状态, 呈现增长趋势, 在正常组过渡到 1 级高血压阶段, 应力梯度变化较大, 增长率为 4.48%; P7、P8 点分别处于基底动脉上端和动脉瘤顶部壁面剪切应力集中区域, 该区域随血压升高呈减弱趋势, 且 P8 点应力梯度变化较大, 平均降低率为 14.68%; 其他观测点波动较小, 通过检查数据发现, 皆处于缓慢增加状态.

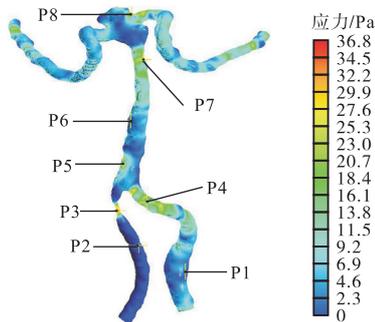


图 4 正常组收缩压峰值时刻椎-基底动脉壁面剪切应力云图

Fig. 4 Wall shear stress image of vertebral-basilar artery at peak systolic pressure in the normal group

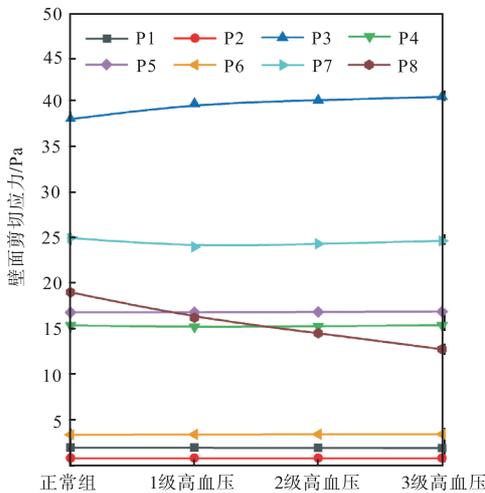


图 5 不同级别血压下壁面剪切应力曲线图

Fig. 5 Wall shear stress under different blood pressure level

## 2.2 血液流速

在正常组状态下, 血管内收缩期峰值时刻血液流动状态如图 6 所示. 从图 6 中可看到最大血液流速出现在左椎动脉汇入基底动脉前与基底动脉上端区域; 右椎动脉流速低于左椎动脉, 且差距较大; 左椎动脉在血管弯曲后区域已产生螺旋形血流; 双侧椎动脉汇入基底动脉区域, 由于双侧流速差异形成严重层

流现象; 基底动脉下端流速减弱, 上端存在血流加速现象; 基底动脉与大脑后动脉交叉区域产生的动脉瘤中, 流速下降较大且呈现出涡流现象.

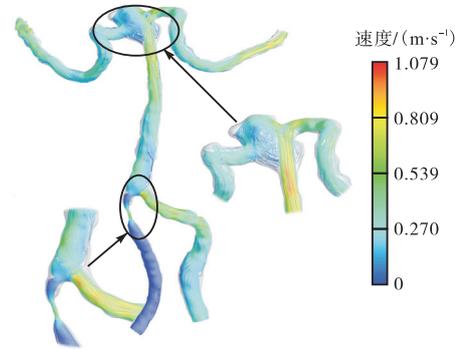
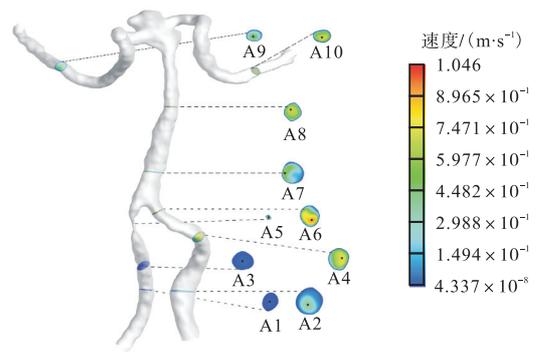


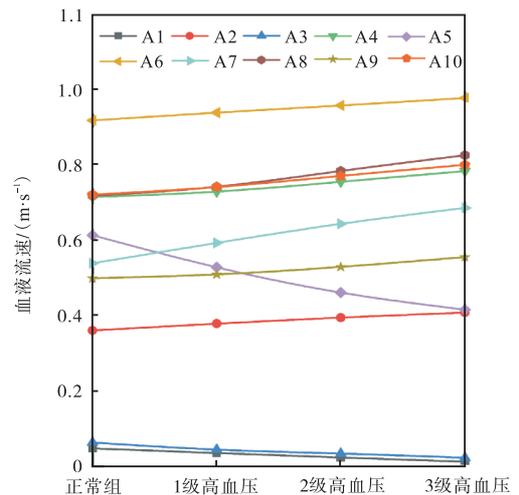
图 6 血液速度流线图

Fig. 6 Blood velocity flow diagram

椎基底动脉速度剖面及流速对比图如图 7 所示.



(a) 正常组速度剖面图



(b) 不同级别血压下观测点流速曲线图

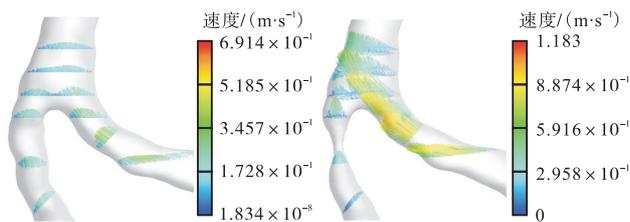
图 7 椎基底动脉速度剖面及流速对比图

Fig. 7 Comparison of velocity profile and velocity of vertebral basilar artery

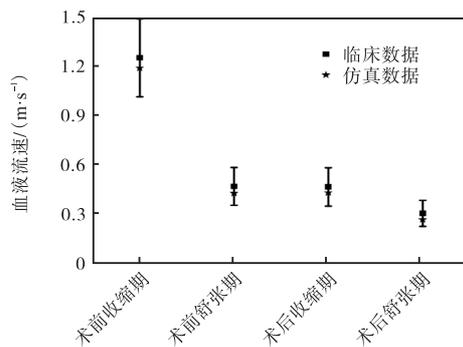
为方便查看各区域血液流速在不同级别高血压中变化情况, 对正常组血管中血液进行剖面标记选取

观测点, 标记结果如图 7(a) 所示. 从图 7(b) 中可看到随血压级别升高处于右椎动脉侧的 A1、A3、A5 位置血液流速呈下降趋势, 其中 A5 处狭窄位置程度较大, 平均下降率为 13.8%; 处于左椎动脉侧的 A2、A4、A6 位置流速整体上升, 其平均增长率基本相同; 处于基底动脉的 A7 与 A8 位置, 增长趋势较大, 其 A7 位置平均增长率为 9.13%; 处于大脑后动脉左右两侧的 A9 与 A10 位置, 增势缓慢且 A10 位置流速平均高于另一侧相对 A9 位置处 0.221 m/s.

为验证模型有效性, 将原狭窄区域进行血管复原, 使其直径符合该侧整体尺寸, 并在正常血压环境下进行仿真, 结果如图 8 所示. 双侧椎动脉汇入基底动脉交叉口区域血液流速变化较大, 图 8(a) 为收缩期时刻下该区域剖面速度矢量图. 在未狭窄剖面速度矢量图中可看到, 两侧椎动脉内血液流动均匀, 变化波动较小; 右椎动脉重度狭窄使得双侧椎动脉流速产生差异, 重度狭窄侧椎动脉流速较慢, 另一侧产生血流加速现象.



(a) 收缩期时刻血液汇入区域剖面速度矢量图



(b) 术前术后血液流速对比

图 8 椎基底动脉速度矢量图与术前术后流速对比图

Fig. 8 The velocity vector of vertebral basilar artery and velocity before and after operation

支架扩张术可对产生狭窄区域的血管进行手术扩张, 使其达到原有状态来改善血流环境. 黄家明等<sup>[18]</sup>对双侧椎动脉进行经颅多普勒超声检查, 得到了双侧椎动脉分别在收缩期与舒张期时刻下单侧椎动脉重度狭窄及术后双侧椎动脉内血液流速变化区间, 该数据可对临床治疗单侧椎动脉重度狭窄术前术

后检测血液流速变化提供参考. 对本研究中左右椎动脉流速进行提取, 在图 8(a) 中选择在粥样硬化前后的收缩期时刻下左椎动脉内流速最大值点作为提取点, 分别提取在收缩期与舒张期时刻下血液流速, 并将该数据与临床检测数据<sup>[18]</sup>进行对比, 结果如图 8(b) 所示, 从图中可看到仿真数据处于临床数据误差棒范围内, 验证了仿真模型的有效性.

### 3 讨论

为治疗椎-基底动脉由于动脉粥样硬化引发的脑缺血疾病, 临床通常选用影像手段查看阻塞程度, 决定是否进行血管扩张手术, 但是否需要立即手术和远期疗效尚存在争议. 既往仿真研究较少针对椎-基底动脉在高血压环境下仿真, 特别是在椎动脉已发生单侧动脉粥样硬化的情况下. 本文基于椎动脉单侧狭窄患者 CTA 影像, 提取数据进行重构椎-基底动脉有限元模型, 特别地将 Carreau-Yasuda 模型<sup>[4]</sup>表征血液非牛顿流体特性, 分析了椎-基底动脉随血压变化所带来的壁面剪切应力与血液流速变化趋势.

从图 4 可看到, 右椎动脉存在大面积的低壁面剪切应力区域, 狭窄区域壁面剪切应力达到了 37.4 Pa, 而左椎动脉壁面剪切应力由 P1 点沿血流方向到 P4 点壁面剪切应力逐渐增大到 15.76 Pa, 基底动脉中段存在大量低壁面剪切应力区域. Chiu 等<sup>[19]</sup>通过研究剪切应力对血管内皮的影响发现, 壁面剪切应力应维持在一个基线水平, 过低的壁面剪切应力会促进斑块生成, 使血管变窄. 通过图 5 发现: 随血压升高整体壁面剪切应力均有所提升, 只有在动脉瘤顶部区域壁面剪切应力有较大减小趋势, 易诱发该病人基底动脉流入大脑后动脉过程中发生阻塞现象; 在右椎动脉狭窄区域壁面剪切应力值常处于整体峰值状态, 随血压增大, 高壁面剪切应力在此区域加剧, 易引起该区域动脉粥样硬化斑块破裂, 使破裂斑块碎片流入下游血管, 引发脑梗.

与正常人椎动脉相比, 右椎动脉由于已存在的狭窄区域, 导致患侧整体流速下降, 由图 6 可以看到, 健侧流速整体上升, 在血管转弯处速度加快, P4 点位置相较 P1 点位置速度提升了 23.4%, 这可能是由于椎动脉在转弯后直径变窄所致. 章德发等<sup>[20]</sup>进行了颈内动脉狭窄程度与速度变化的研究, 发现颈内动脉从狭窄度 10% 增加到 20% 状态, 速度增加了 18.2%, 而在本研究中椎动脉 P1 点相较 P4 直径增加了 14%. 在高血压条件下模拟发现, 随血压升高已产生

严重狭窄的右椎动脉血管中流速呈下降趋势,左椎动脉流速提升,易造成右椎动脉完全阻塞,基底动脉的供血只由左椎动脉提供。颅内动脉瘤的生长不是偶然性,血管壁自身相对薄弱及经常受到剧烈冲击作用都会促使其快速生成<sup>[21]</sup>,从速度流线图可看到血液流速在基底动脉上端急剧提升,对顶部动脉瘤造成冲击作用。从图 7(b)可发现,随血压增高,虽然在本研究中右椎动脉已存在严重狭窄情况,引起其局部流速下降,这在 Sriyab<sup>[22]</sup>研究两种不同狭窄动脉的血流量模型中已得到验证,但由于椎-基底动脉并行汇入结构,基底动脉整体流速依然处于增大状态,使得该患者基底动脉顶端动脉瘤产生更大冲击。

本研究的主要局限在于缺乏该患者椎动脉血管狭窄后在不同血压下的真实数据,在随后的研究中,需要进行体外实验以辅助验证。在本研究中考虑到了流体域血液的非牛顿特性,固体域血管采用线弹性材料,忽略了血管黏弹性特性带来的影响,在后续的研究中应将固体域与其组织相联系,对现有模型进行改进。

## 4 结 论

本研究对椎-基底动脉系统进行血流动力学分析,非侵入式得到了椎-基底动脉壁面剪切应力与血流速度参数。研究发现:在单侧椎动脉末端已产生严重狭窄的情况下,随血压级别增加,基底动脉形成动脉瘤区域产生局部壁面剪切应力下降现象;右椎动脉由于严重狭窄区域存在,造成该侧随血压升高流速下降,而左椎动脉作为相对健康侧流速处于增加趋势,由于流速增大该侧易诱发椎动脉延长扩张症;随血压级别增大,即使单侧流速下降,但汇入基底动脉整体流速仍处于上升期,易增加对该患者基底动脉顶部动脉瘤冲击作用,诱发动脉瘤破裂。本研究为无创血管检测与评估血管风险提供了新的思路,为椎动脉介入血管支架手术提供依据。

### 参考文献:

- [1] 陈孝男,杨爱琳,赵亚楠,等. 缺血性脑中风的发病机制及其常用治疗中药研究进展[J]. 中国中药杂志, 2019, 44(3): 20-30.
- [2] Yang S X, Zhang L T, Hua C, et al. A prediction of in vivo mechanical stresses in blood vessels using thermal expansion method and its application to hypertension and vascular stenosis[J]. Acta Mechanica Sinica, 2018, 34(6): 1156-1166.
- [3] Binning M J, Hopkins L N. Vascular disease: Endovascular treatment of vertebral artery stenosis[J]. Nature Reviews Cardiology, 2010, 7(5): 245-246.
- [4] Moore S, David T, Chase J G, et al. 3D models of blood flow in the cerebral vasculature[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(8): 1454-1463.
- [5] 王庆虎,杨少雄,许怡隽,等. 颈动脉分叉处血管粥样硬化斑块的体内应力分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(3): 268-276.
- [6] Zuin M, Rigatelli G, Vassilev D, et al. Computational fluid dynamic-derived wall shear stress of non-significant left main bifurcation disease may predict acute vessel thrombosis at 3-year follow-up[J]. Heart and Vessels, 2019, 35(3): 297-306.
- [7] Bowler N, Shamley D, Davies R. The effect of a simulated manipulation position on internal carotid and vertebral artery blood flow in healthy individuals[J]. Manual Therapy, 2011, 16(1): 87-93.
- [8] Andrew L M K, On T A C, Pong T F C, et al. Long-term risk of in-stent restenosis and stent fracture for extracranial vertebral artery stenting[J]. Clinical Neuroradiology, 2019, 29(4): 701-706.
- [9] 何仕成,瞿凯,刘宛灵,等. 支架植入位置对狭窄血管段支架内再狭窄影响的力学分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(S1): 121.
- [10] 戈晓华,邹艳秋,赵红. 彩色多普勒超声对老年高血压患者颈动脉、椎动脉血流参数测定分析[J]. 实用老年医学, 1998, 12(2): 65-67.
- [11] Rocco S C, Angelina L, Savica R, et al. Brainstem ischemia, steno-occlusive pathology of the vertebral arteries, and alterations in the circadian blood pressure pattern: A case report[J]. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases, 2009, 18(4): 309-312.
- [12] Altamirano-Diaz Luis, Kassay Andrea D, Serajelahi Baran, et al. Arterial hypertension and unusual ascending aortic dilatation in a neonate with acute kidney injury: Mechanistic computer modeling[J]. Frontiers in Physiology, 2019, 10: 1-40.
- [13] Vasava Paritosh, Jalali Payman, Dabagh Mahsa, et al. Finite element modelling of pulsatile blood flow in idealized model of human aortic arch: Study of hypotension and hypertension[J]. Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2012, 1: 861837.
- [14] Qiao A, Zhang Z Z. Numerical simulation of vertebral

- artery stenosis treated with different stents[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2014, 136(4): 041007.
- [15] Li J K. *Dynamics of the Vascular System*[M]. Singapore: World Scientific, 2004.
- [16] Chobanian A V, Bakris G L, Black H R, et al. The seventh report of the Joint National Committee on prevention, detection, evaluation, and treatment of high blood pressure. The JNC 7 report[J]. *ACC Current Journal Review*, 2003, 12(4): 31-32.
- [17] 申娜, 袁奇, 陈珍, 等. Willis 环瞬态血液流体动力特性数值分析[J]. *应用力学学报*, 2009, 26(3): 539-543.
- [18] 黄家明, 王先伟, 胡启飞, 等. 经颅多普勒超声在椎动脉重度狭窄支架植入前后的诊断价值[J]. *中国实验诊断学*, 2020, 24(1): 14-16.
- [19] Chiu J J, Usami S, Chien S. Vascular endothelial responses to altered shear stress: Pathologic implications for atherosclerosis[J]. *Annals of Medicine*, 2009, 41(1): 19-28.
- [20] 章德发, 刘莹, 毕勇强, 等. 不同狭窄率的颈动脉内血流动力学数值模拟[J]. *中国老年学杂志*, 2015, 35(7): 1872-1875.
- [21] Shamloo A, Nejad M A, Saeedi M. Fluid-structure interaction simulation of a cerebral aneurysm: Effects of endovascular coiling treatment and aneurysm wall thickening[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2017, 74: 72-83.
- [22] Sriyab S. The effect of stenotic geometry and non-newtonian property of blood flow through arterial stenosis[J]. *Cardiovascular and Hematological Disorders: Drug Targets*, 2020, 20(1): 16-30.

责任编辑: 周建军

(上接第 27 页)

- [4] 骆斌, 刘水清, 蒋志敏. 城市生活污水除磷技术的研究进展[J]. *安徽农业科学*, 2010, 38(9): 4769-4771.
- [5] 张学勤, 曹光杰. 城市水环境质量与改善措施[J]. *城市问题*, 2005(4): 35-38.
- [6] 邱维, 张智. 城市污水化学除磷的探讨[J]. *重庆环境科学*, 2002, 24(2): 81-84.
- [7] 王昶, 林鹏, 豆宝娟, 等. 黏土矿物为原料絮凝剂的制备及应用研究[J]. *天津科技大学学报*, 2015, 30(1): 62-66.
- [8] 王慧敏, 邹旭华, 李林林, 等. 有机蒙脱土的制备及插层剂的选择[J]. *精细石油化工*, 2004(1): 53-56.
- [9] 段晓辉. 关于城市河道整治的污水处理[J]. *建材与装饰*, 2012(1): 176-177.
- [10] 赵胜, 田源. 城市河流综合治理与生态建设探析[J]. *城市建设理论研究*, 2015, 5(22): 56-58.
- [11] 郭延军. 城市河流综合整治污水处理研究[J]. *水电与新能源*, 2014, 12(3): 10-13.

责任编辑: 周建军

(上接第 45 页)

- [13] American Society of Testing Materials. ASTM D5573-99, Standard Practice for Classifying Failure Modes in Fiber-Reinforced-Plastic Joints (FRP) joints[S]. Pennsylvania: American Society of Testing Materials, 2002.
- [14] Hashin Z. Failure criteria for unidirectional composites[J]. *Journal of Applied Mechanics*, 1980, 47(2): 329-334.
- [15] Hashin Z, Rotem A. A Fatigue failure criterion for fiber reinforced materials[J]. *Journal of Composite Materials*, 1973, 7(4): 448-464.
- [16] Chang F K, Chang K Y. A progressive damage model for laminated composites containing stress concentrations[J]. *Journal of Composite Materials*, 1987, 21(9): 834-855.
- [17] Chang F K, Lessard L B. Damage tolerance of laminated composites containing an open hole and subjected to compressive loadings: Part I-Analysis[J]. *Journal of Composite Materials*, 1991, 25(1): 2-43.
- [18] Tserpes K I, Labeas G, Papanikos P, et al. Strength prediction of bolted joints in graphite/epoxy composite laminates[J]. *Composites Part B: Engineering*, 2002, 33(7): 521-529.
- [19] 刘长喜. 复合材料层合板螺栓连接挤压性能表征分析及夹具研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2015.
- [20] 杨银环. 复合材料胶接接头的力学性能研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2012.

责任编辑: 周建军