

# 重度颅内动脉粥样硬化性狭窄非完全扩张管腔经皮血管内成形术和支架植入术中血流动力学研究

韩永丰 杨磊 李虹 张栋梁 刘朝松

**【摘要】** 目的 探讨重度颅内动脉粥样硬化性狭窄(以下简称颅内动脉狭窄)非完全扩张管腔经皮血管内成形术和支架植入术(PTAS)的临床疗效和支架植入前后血流动力学变化。方法 选择 2018 年 2 月至 2023 年 2 月在河北省石家庄市人民医院行非完全扩张管腔 PTAS 治疗的 52 例重度颅内动脉狭窄(狭窄率 > 70%)患者。记录术中植入支架后的残余狭窄率并采用改良 Rankin 量表(mRS)评估术前和术后 6 个月神经功能。采用 MeshLab 软件将血管三维影像学资料进行编辑,虚拟修复狭窄接近正常管腔,并获得支架植入前后狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数。结果 支架植入后的残余狭窄率为  $(15.34 \pm 6.12)\%$ , 优于支架植入前  $[(84.60 \pm 7.20)\%; t = 98.672, P = 0.000]$ 。术后 6 个月 mRS 评分  $(0.38 \pm 0.21)$  分, 低于术前  $[(1.21 \pm 0.43)$  分;  $t = 24.124, P = 0.000]$ 。与支架植入前狭窄动脉各段管壁血流动力学参数相比, 支架植入后动脉近端正常段、狭窄段、远端正常段动态压力、总压力、剪切力、剪切率、单元雷诺数降低(均  $P = 0.000$ ), 狭窄分支根部动态压力( $P = 0.000$ )、总压力( $P = 0.000$ )、剪切力( $P = 0.000$ )、剪切率( $P = 0.008$ )、单元雷诺数( $P = 0.000$ )亦降低。与支架植入前狭窄动脉各段管腔内血流动力学参数相比, 支架植入后动脉近端正常段动态压力( $P = 0.000$ )、总压力( $P = 0.000$ )、血流速度( $P = 0.000$ )、涡度( $P = 0.005$ )、湍流动能( $P = 0.000$ )、湍流强度( $P = 0.000$ )、湍流耗散率( $P = 0.000$ )、湍流雷诺数( $P = 0.000$ )降低, 单元雷诺数升高( $P = 0.000$ ); 除外血流速度( $P = 0.138$ ), 狭窄分支根部动态压力、总压力、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数值降低(均  $P = 0.000$ ); 狭窄段动态压力、总压力、血流速度、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数、单元雷诺数降低(均  $P = 0.000$ ); 远端正常段动态压力( $P = 0.000$ )、总压力( $P = 0.000$ )、血流速度( $P = 0.001$ )、涡度( $P = 0.000$ )、湍流动能( $P = 0.000$ )、湍流强度( $P = 0.000$ )、湍流耗散率( $P = 0.000$ )、湍流雷诺数( $P = 0.000$ )降低, 单元雷诺数升高( $P = 0.000$ )。虚拟修复狭窄后各段管壁和管腔内血流动力学参数接近支架植入后血流动力学参数。结论 非完全扩张管腔 PTAS 治疗重度颅内动脉狭窄可以改善狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数, 降低紊乱血流对管壁的伤害, 降低完全扩张狭窄可能造成的斑块破碎脱落栓塞远端脑组织的风险。

**【关键词】** 动脉粥样硬化; 颅内动脉疾病; 血流动力学; 血管成形术; 支架

## Hemodynamic investigation of incomplete stent angioplasty with percutaneous transluminal angioplasty and stenting for severe intracranial atherosclerotic stenosis

HAN Yong-feng, YANG Lei, LI Hong, ZHANG Dong-liang, LIU Chao-song

Department of Neurosurgery, Shijiazhuang People's Hospital, Shijiazhuang 050000, Hebei, China

Corresponding author: YANG Lei (Email: leiyang10066@sina.com)

**【Abstract】** **Objective** To explore the clinical efficacy and changes in hemodynamic parameters before and after incomplete stent angioplasty with percutaneous transluminal angioplasty and stenting (PTAS) for severe intracranial atherosclerotic stenosis. **Methods** A total of 52 patients with severe

doi:10.3969/j.issn.1672-6731.2024.11.005

基金项目:河北省省级科技计划项目(项目编号:22377753D);河北省自然科学基金资助项目(项目编号:H2022106040)

作者单位:050000 河北省石家庄市人民医院神经外科

通讯作者:杨磊, Email: leiyang10066@sina.com

intracranial artery stenosis (> 70%) who underwent incomplete stent angioplasty with PTAS at Shijiazhuang People's Hospital in Hebei from February 2018 to February 2023 were selected. The residual stenosis rate after implantation of stent was evaluated, and neurological function was evaluated before and 6 months after surgery by modified Rankin Scale (mRS). The MeshLab software was used to analyze three-dimensional imaging data of arterial vessels, perform virtual repair of arterial stenosis approaching normal vessel diameter, and obtain hemodynamic parameters of each segment of the arterial wall and lumen before and after implantation of stent. **Results** The residual stenosis rate after stent implantation was  $(15.34 \pm 6.12)\%$ , which was better than the stenosis rate before stent implantation  $[(84.60 \pm 7.20)\%; t = 98.672, P = 0.000]$ . The mRS score 6 months after surgery was  $(0.38 \pm 0.21)$  points, which was lower than before surgery  $[(1.21 \pm 0.43)$  points;  $t = 24.124, P = 0.000]$ . Compared with the hemodynamic parameters of each segment of the arterial wall before stent implantation, the dynamic pressure, total pressure, shear stress, shear rate, and cell Reynolds number of the proximal normal segment, stenotic and distal normal segment of the artery decreased after stent implantation ( $P = 0.000$ , for all), also the dynamic pressure ( $P = 0.000$ ), total pressure ( $P = 0.000$ ), shear stress ( $P = 0.000$ ), shear rate ( $P = 0.008$ ), and cell Reynolds number ( $P = 0.000$ ) of the narrowed branch root decreased. Compared with the hemodynamic parameters related to the lumen of each segment of the artery before stent implantation, the dynamic pressure ( $P = 0.000$ ), total pressure ( $P = 0.000$ ), blood flow velocity ( $P = 0.000$ ), vorticity ( $P = 0.005$ ), turbulence kinetic energy ( $P = 0.000$ ), turbulence intensity ( $P = 0.000$ ), turbulence dissipation rate ( $P = 0.000$ ), and turbulence Reynolds number ( $P = 0.000$ ) of the proximal normal segment of the artery decreased after stent implantation, while the cell Reynolds number increased ( $P = 0.000$ ). Excluding blood flow velocity ( $P = 0.138$ ), the dynamic pressure, total pressure, vorticity, turbulence kinetic energy, turbulence intensity, turbulence dissipation rate, and turbulence Reynolds number of the root and segment of the artery decreased ( $P = 0.000$ , for all). The dynamic pressure, total pressure, blood flow velocity, vorticity, turbulence kinetic energy, turbulence intensity, turbulence dissipation rate, and turbulence Reynolds number of stenotic segment of the artery decreased ( $P = 0.000$ , for all). The dynamic pressure ( $P = 0.000$ ), total pressure ( $P = 0.000$ ), blood flow velocity ( $P = 0.001$ ), vorticity ( $P = 0.000$ ), turbulence kinetic energy ( $P = 0.000$ ), turbulence intensity ( $P = 0.000$ ), turbulence dissipation rate ( $P = 0.000$ ), and turbulence Reynolds number ( $P = 0.000$ ) of the distal normal segment decreased, while the cell Reynolds number increased ( $P = 0.000$ ). The hemodynamic parameters of the wall and lumen after virtual repair of artery stenosis were close to those after stent implantation. **Conclusions** The use of incomplete stent angioplasty with PTAS for severe intracranial atherosclerotic stenosis can significantly alleviate clinical symptoms, improve hemodynamic parameters in each segment of the stenosis, reduce the damage of turbulent blood flow to the arterial wall, and lower the risk of plaque fragmentation, detachment, and embolism of distal brain tissue caused by complete dilation of the stenosis.

**【Key words】** Arteriosclerosis; Intracranial arterial diseases; Hemodynamics; Angioplasty; Stents

This study was supported by Science and Technology Program of Hebei (No. 22377753D), and Natural Science Foundation of Hebei (No. H2022106040).

**Conflicts of interest:** none declared

据统计,脑卒中居全球第2位死因,占国人死因的首位<sup>[1]</sup>。颅内动脉粥样硬化性狭窄(ICAS,以下简称颅内动脉狭窄)是脑卒中最常见的病因之一,北美颅内动脉狭窄占脑卒中病因的8%~10%,亚洲为30%~50%<sup>[1]</sup>,我国有46.61%的脑卒中患者存在颅内动脉狭窄<sup>[2]</sup>。与无颅内动脉狭窄者相比,颅内动脉狭窄患者入院时脑卒中病情更严重,住院时间更长,出院后脑卒中复发率更高,导致严重后果<sup>[1-3]</sup>,故及时治疗非常必要。颅内动脉狭窄是一种进展性疾病,其特征是脂质和纤维成分在动脉壁中积聚,可能导致动脉壁增厚甚至影响血流动力学的显

著管腔狭窄<sup>[3]</sup>,累及大脑中动脉(MCA)近中段和基底动脉(BA),其次为颈内动脉(ICA)床突上段和椎动脉(VA)颅内段<sup>[4-5]</sup>。颅内动脉狭窄通过原位血栓栓塞、脑低灌注、动脉之间栓塞、粥样硬化斑块延伸至动脉分支起始部致穿支堵塞或上述因素的组合引起急性缺血性卒中<sup>[3,6]</sup>。其中,大血管闭塞通常与晚期颅内动脉狭窄不稳定斑块破裂引起的原位血栓栓塞有关<sup>[7]</sup>。颅内动脉狭窄主要采用血管扩张剂等药物治疗,但疗效欠佳;对于存在脑缺血症状的重度颅内动脉狭窄患者,积极的药物治疗安全性较高<sup>[5]</sup>,但脑卒中中年复发率>20%<sup>[8]</sup>。经皮血管内成

形术和支架植入术(PTAS)是 20 世纪 80 年代出现的一种新型颅内动脉狭窄的血管内治疗方法,虽然技术和设备不断创新和改进,但该项技术从未成为颅内动脉狭窄的主要治疗方法,仅适用于重度(狭窄率 > 70%)颅内动脉狭窄的治疗<sup>[9]</sup>。本研究拟探讨重度颅内动脉狭窄非完全扩张管腔 PTAS 的临床疗效和术中支架植入前后血流动力学变化,以为临床治疗重度颅内动脉狭窄提供理论依据。

## 对象与方法

### 一、研究对象

1. 纳入标准 (1)经 DSA 确诊为大脑中动脉或椎基底动脉重度狭窄(狭窄率 > 70%)<sup>[9]</sup>。(2)存在颅内动脉狭窄相关脑缺血症状。(3)经高分辨率 MRI 血管壁成像了解闭塞血管管腔内情况。(4)均行头部影像学检查,包括三维 DSA、CTA 或 MRA。(5)接受非完全扩张管腔 PTAS 治疗。(6)本研究获得河北省石家庄市人民医院医学科研伦理委员会审核批准(审批号:院科伦审[2022]第 71 号)。(7)所有患者及其家属均对手术方案及存在风险知情同意并签署知情同意书。

2. 排除标准 (1)急性期颈内动脉闭塞。(2)入院时改良 Rankin 量表(mRS)评分 > 3 分。(3)存在抗血小板药物禁忌证。(4)对术中及术后药物如麻醉药、阿司匹林、氯吡格雷等过敏。(5)其他严重疾病如恶性肿瘤等预期生存期 < 2 年。

3. 一般资料 选择 2018 年 2 月至 2023 年 2 月于我院神经外科行非完全扩张管腔 PTAS 治疗的重度颅内动脉狭窄患者共 52 例,男性 36 例,女性 16 例;年龄 31 ~ 82 岁,平均(60.40 ± 9.20)岁;伴高血压占 61.54%(32/52)、糖尿病占 34.62%(18/52)、冠心病占 13.46%(7/52)、高脂血症占 23.08%(12/52),吸烟占 53.85%(28/52)、饮酒占 36.54%(19/52);症状表现为短暂性脑缺血发作(TIA)28 例(53.85%),缺血性卒中 23 例(44.23%)。狭窄位于大脑中动脉 34 例(65.38%),椎基底动脉 18 例(34.62%);狭窄长度 2.31 ~ 22.02 mm,平均为(6.11 ± 2.42) mm;狭窄程度为 70% ~ 98%,其中 70% ~ 80% 者 14 例(26.92%)、81% ~ 90% 者 22 例(42.31%)、91% ~ 98% 者 16 例(30.77%)。

### 二、研究方法

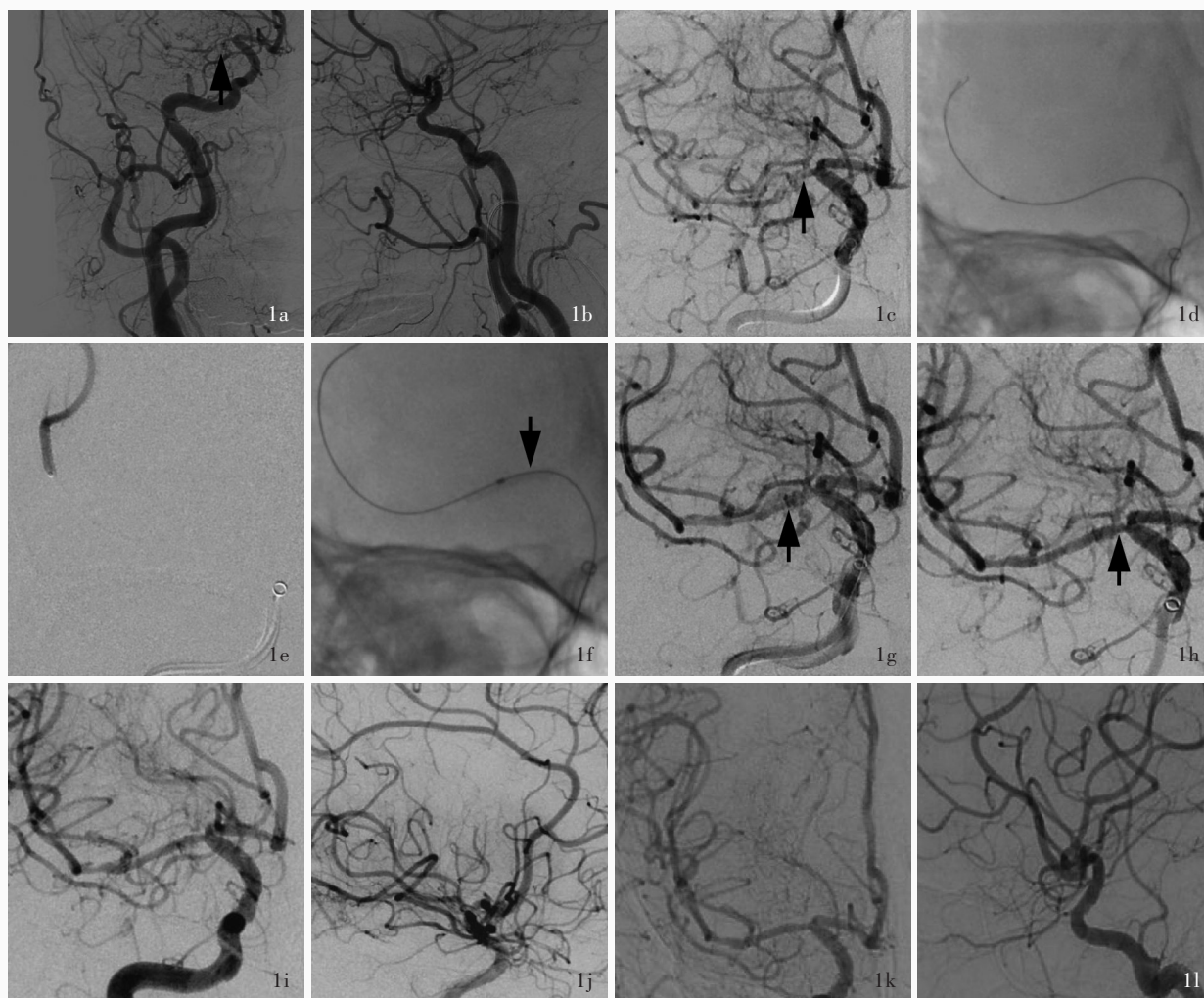
1. 经皮血管内成形术和支架植入术 患者于全身麻醉状态下,行右股动脉穿刺置入股动脉鞘、导

丝配合下置入 6F 或 8F 导引导管(美国 Codman 公司),并将导引导管头端置于颅内动脉狭窄病变近端,在路径图引导下将微导丝小心通过狭窄段。采用 Echelon-10 微导管(美国 Medtronic 公司)并将其头端置于同侧动脉狭窄远端,然后撤出微导管,并沿微导丝送入扩张球囊由远及近进行非完全扩张,球囊非完全扩张后沿微导丝送入支架,将支架对准狭窄段,缓慢释放支架,恢复管腔后撤出器械,结束手术(图 1)。

2. 围手术期管理 术前联合服用阿司匹林(100 mg/d)和氯吡格雷(75 mg/d)至少 3 d,术前 2 h 静脉泵入尼莫地平(1 ml/h),肝肾功能正常患者手术前后终身常规服用阿托伐他汀(20 mg/d)。支架植入后,即刻行头部 CT 检查排除颅内出血。术后严格控制血压(收缩压 100 ~ 120 mm Hg,1 mm Hg = 0.133 kPa),防止再灌注损伤和颅内出血。术后至少 3 个月联合服用阿司匹林(100 mg/d)和氯吡格雷(75 mg/d),之后终身服用阿司匹林(100 mg/d)。术后控制血管危险因素、戒烟、肥胖,以及久坐不动等生活习惯。

3. 疗效评估 (1)残余狭窄率的影像学评估:术中根据支架植入前后的 DSA 检查结果测量动脉狭窄处的血管直径[残余狭窄率(%) = (狭窄近端正常动脉直径 - 支架扩张狭窄后动脉直径) / 狭窄近端正常动脉直径 × 100%]。(2)神经功能评估:分别于术前和术后 6 个月采用 mRS 量表评估神经功能。评分范围为 0 ~ 5 分,0 分,无症状;1 分,有轻微症状,但无明显功能障碍,不影响日常生活;2 分,轻残,但生活可自理;3 分,中残,行走无需帮助,但日常生活部分需要帮助;4 分,重残,生活无法自理;5 分,严重残疾,需持续护理。

4. 血流动力学参数评估 (1)影像学处理:所有患者于术前进行三维 DSA、CTA 或 MRA 检查,获得各向同性的容积影像学数据后,以 DICOM 格式输出。采用 Amira 图像处理软件(Amira5.3.3,美国 Visage Imaging 公司)对获得的容积影像学数据(DICOM 格式)进行三维重建,通过剪切、分割以清除外周细小分支和杂质,获得所有病例狭窄动脉的三维模型(保留血管入口长度超过血管直径的 5 倍以上)。将动脉三维影像学资料以 MeshLab 软件(<http://meshlab.sourceforge.net/>,意大利 Meshlab 公司)、Share Harpoon 软件(<http://www.share.co.uk/html/buy.htm>,英国 Share 公司)进行编辑,虚拟修复



**图 1** 大脑中动脉 M1 段重度狭窄非完全扩张管腔 PTAS 前后 DSA 所见 1a, 1b 入院时正位和侧位 DSA 显示右大脑中动脉 M1 段重度狭窄(箭头所示) 1c 术前正位 DSA 显示右大脑中动脉 M1 段重度狭窄(箭头所示) 1d 微导管通过狭窄段至远端 1e 微导管位于狭窄远端管腔内 1f 对狭窄段进行球囊扩张(箭头所示) 1g, 1h 球囊扩张后正位 DSA 显示狭窄段管腔扩大, 随后狭窄段植入支架(箭头所示) 1i, 1j 支架植入后即刻正位和侧位 DSA 显示狭窄段管腔恢复, 残余狭窄率 < 20% 1k, 1l 术后 6 个月随访, 正位和侧位 DSA 显示狭窄段管腔恢复, 残余狭窄率 < 20%

**Figure 1** DSA findings before and after incomplete stent angioplasty with PTAS of severe stenosis of the M1 segment of right MCA Anteroposterior (Panel 1a) and lateral (Panel 1b) DSA at admission showed severe stenosis of the M1 segment of right MCA (arrow indicates). Prior to treatment, anteroposterior DSA showed severe stenosis of the M1 segment of right MCA (arrow indicates, Panel 1c). A microcatheter passed through the narrowed segment to the distal arterial part (Panel 1d). The microcatheter was located in the arterial lumen distal to the narrowed segment (Panel 1e). A dilation balloon was sent to the narrowed segment to dilate the stenosis (arrow indicates, Panel 1f). After balloon dilation, anteroposterior DSA showed the narrowed segment was enlarged, and then a stent was implanted into the narrowed segment (arrows indicate; Panel 1g, 1h). After implantation, anteroposterior (Panel 1i) and lateral (Panel 1j) DSA showed stenosis recovery of the stenosis, with the residual stenosis less than 20%. Follow-up for 6 months, anteroposterior (Panel 1k) and lateral (Panel 1l) DSA showed recovery of the stenosis, with the residual stenosis less than 20%.

狭窄接近正常管腔。采用 Sharc Harpoon 软件对支架植入前后和虚拟修复狭窄后的动脉三维影像学资料加以处理、建模, 最后生成 MESH 文件; 然后采用 Fluent 软件包 (Version 6.3.26, 美国 Ansys 公司) 读入 MESH 文件进行血流动力学运算处理, 保存为 Ensign 文件用于后续处理。(2) 数据测量: 采用 Ensign 软件 (Version 9, 美国 CEI 公司) 对最后获得

的图像资料进行观察分析, 获得相关血流动力学参数的血流流线图, 如剪切力/压力轮廓图, 模型空间内任意点、线的剪切力/压力波形图 (图 2~4)。并获得狭窄动脉各段管壁的血流动力学参数, 包括动态压力、总压力、剪切力、剪切率、单元雷诺数; 获得狭窄动脉各段管腔内的血流动力学参数, 包括动态压力、总压力、血流速度、涡度、湍流动能、湍流强度、

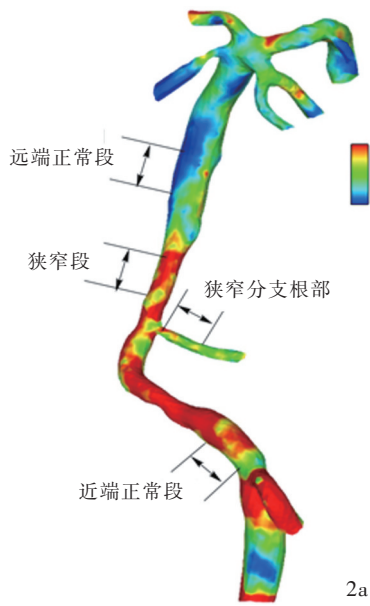
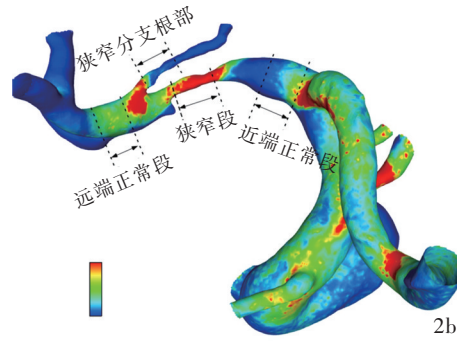


图2 颅内动脉狭窄不同测量部位剪切力(条带颜色代表不同的血流动力学强度,红色为血流动力学强度最高、蓝色为最低) 2a 椎基底动脉狭窄测量部位 2b 大脑中动脉狭窄测量部位

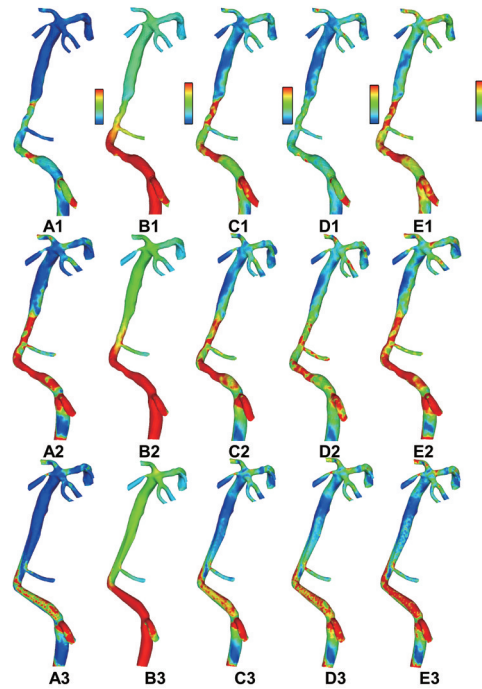
Figure 2 Different measurement location of cerebral artery stenosis using the wall shear stress diagram (the different colors on the strip represent different hemodynamic intensities, with red being the highest and blue being the lowest) Measurement location of vertebral basilar artery stenosis (Panel 2a). Measurement location of MCA stenosis (Panel 2b).



A1~E1, 支架植入前的管壁血流动力学参数;  
 A2~E2, 支架植入后的管壁血流动力学参数;  
 A3~E3, 虚拟修复狭窄后的管壁血流动力学参数;  
 A1~A3, 动态压力图; B1~B3, 总压力图;  
 C1~C3, 剪切力图; D1~D3, 剪切率图;  
 E1~E3, 单元雷诺数图

图3 支架植入前后和虚拟修复动脉狭窄后椎基底动脉狭窄各段管壁的血流动力学参数(条带颜色代表不同的血流动力学强度,红色为血流动力学强度最高、蓝色为最低)

Figure 3 Hemodynamic parameters of the vascular wall in vertebral basilar artery stenosis before and after stent implantation, as well as after virtual repair of the artery stenosis (the different colors on the strip represent different hemodynamic intensities, with red being the highest and blue being the lowest).



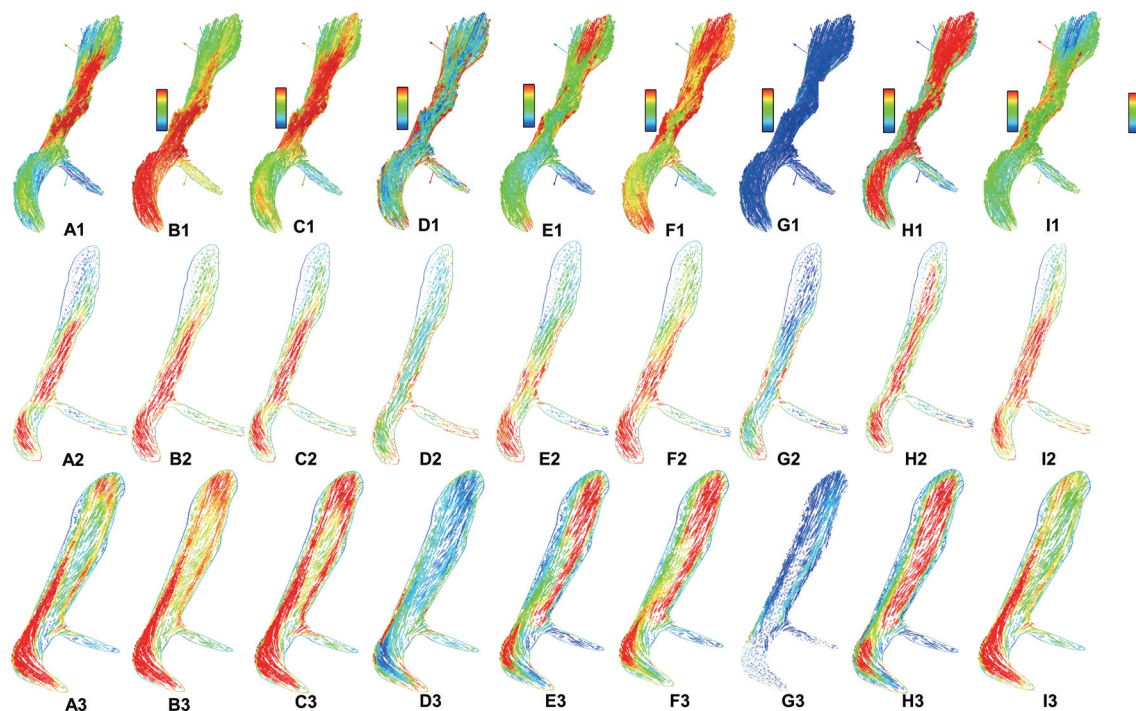
湍流耗散率、湍流雷诺数、单元雷诺数(表1)。血流动力学参数值越高,对血管的不利影响越大;数值降低后则不利影响降低。明确支架植入前与支架植入后、虚拟修复狭窄后与支架植入后狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数是否存在统计学差异。

5. 统计分析方法 采用JMP 10.0.0统计软件(美国SAS公司)对数据进行处理与分析。呈正态分布的计量资料以均数±标准差( $\bar{x} \pm s$ )表示,支架植

入前与支架植入后、虚拟修复狭窄后与支架植入后狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数均视作近似正态分布资料,采用配对t检验;呈非正态分布的计量资料以中位数和四分位数间距[ $M(P_{25}, P_{75})$ ]表示。以 $P \leq 0.05$ 为差异具有统计学意义。

### 结 果

影像学确诊动脉闭塞至手术开通时间7~38 d,中位值为13(10,29) d。支架植入后的残余狭窄率



A1~I1, 支架植入前的血管腔内血流动力学参数; A2~I2, 支架植入后的血管腔内血流动力学参数; A3~I3, 虚拟修复狭窄后的血管腔内血流动力学参数; A1~A3, 动态压力图; B1~B3, 总压力图; C1~C3, 血流速度图; D1~D3, 涡度图; E1~E3, 湍流动能图; F1~F3, 湍流强度图; G1~G3, 湍流耗散率图; H1~H3, 湍流雷诺数图; I1~I3, 单元雷诺数图

图 4 支架植入前后和虚拟修复狭窄后椎基底动脉狭窄采样平面血管腔内的血流动力学参数(条带颜色代表不同的血流动力学强度, 红色为血流动力学强度最高、蓝色为最低)

Figure 4 Intraluminal hemodynamic parameters of vertebral basilar artery stenosis before and after stent implantation, as well as after virtual repair of the stenosis (the different colors on the strip represent different hemodynamic intensities, with red being the highest and blue being the lowest).

表 1 血流动力学参数介绍

Table 1. Introduction of the hemodynamic parameters

参数名称	描述	功能体现
动态压力(Pa)	血流带来的冲击压力	促使管壁外扩或推动血流前行
总压力(Pa)	血管壁或管腔内的总体压力	促使管壁外扩或推动血流前行
剪切力(Pa)	血流在管壁上产生的摩擦力	破坏管壁及其斑块, 形成溃疡及斑块碎裂、栓塞远端动脉造成梗死
剪切率(1/s)	用于计算血管壁的剪切力	与剪切力密切相关
雷诺数( $\rho v d / \mu$ )	作为一种无量纲数, 用于表征流体流动的情况	可以用于区分流体的流动是层流还是湍流, 当雷诺数较低时, 流体流动呈层流状态; 当雷诺数较高时, 流体流动呈湍流状态。利用雷诺数可以确定物体在流体中流动所受阻力
血流速度(m/s)	血液流动速度	影响血液灌注、剪切力和剪切率
涡度(1/s)	描述流体旋转程度的物理量, 与流体速度场的局部旋转有关	是分析流体旋转运动和涡旋形成的关键参数
湍流动能( $m^2/s^2$ )	一种定义流动行为的定量指标, 定义为每单位质量动能的平均变化	用于测量流体的动能是否已完全传递以驱动机械系统中的负载
湍流强度( $\sigma/\nu$ )	描述流体的湍流随时间和空间变化的程度	描述湍流运动特性最重要的特征量, 反映动脉湍流的相对强度
湍流耗散率( $m^2/s^3$ )	湍流动能转化为热能或其他形式能量的速度, 即湍流粘性作用导致湍流动能的衰减率	是湍流模型中的重要参数, 用于描述动脉湍流能量的大小及其转化为热能的速度

为 4%~26%, 平均(15.34±6.12)%, 优于支架植入前 [70%~99%, 平均为(84.60±7.20)%;  $t=98.672, P=0.000$ ]。术前 mRS 评分为 0~4 分, 平均为(1.21±0.43)分, 术后 6 个月 mRS 评分为 0~4 分, 平均为

(0.38±0.21)分, 术后 6 个月时 mRS 评分低于术前 ( $t=24.124, P=0.000$ )。

与支架植入前狭窄动脉各段管壁血流动力学参数相比, 支架植入后狭窄动脉近端正常段、狭窄

表 2 支架植入前后以及虚拟修复狭窄后与支架植入后狭窄动脉各段管壁血流动力学参数的比较( $n=52, \bar{x} \pm s$ )Table 2. Hemodynamic parameters on the arterial wall before and after stent implantation and after virtual repair of the artery stenosis ( $n=52, \bar{x} \pm s$ )

观察指标	支架植入前		支架植入后		<i>t</i> 值	<i>P</i> 值	虚拟修复狭窄后		支架植入后		<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
近端正常段												
动态压力(Pa)	1080.80±	50.15	39.05±	23.80	-17.580	0.000	31.78±	22.55	39.05±	23.80	-2.608	0.012
总压力(Pa)	1598.08±	101.17	553.84±	42.91	-132.664	0.000	371.01±	62.67	553.84±	42.91	-34.123	0.000
剪切力(Pa)	5.84±	1.60	3.45±	1.34	-15.753	0.000	5.49±	2.74	3.45±	1.34	8.896	0.000
剪切率(1/s)	2244.60±	525.63	1745.95±	522.70	-9.392	0.000	3839.44±	1787.71	1745.95±	522.70	14.282	0.000
单元雷诺数( $\rho v d/\mu$ )	59.78±	11.93	46.88±	16.23	-9.156	0.000	23.78±	11.89	46.88±	16.23	-16.044	0.000
狭窄分支根部												
动态压力(Pa)	40.47±	20.12	21.11±	23.62	-4.997	0.000	5.09±	7.11	21.11±	23.62	-14.115	0.000
总压力(Pa)	630.29±	27.94	81.71±	26.68	-171.459	0.000	42.75±	10.79	81.71±	26.68	-13.834	0.000
剪切力(Pa)	3.70±	1.52	2.39±	1.53	-5.590	0.000	2.08±	1.56	2.39±	1.53	-7.980	0.000
剪切率(1/s)	2357.96±	1025.09	1966.77±	1086.69	-2.719	0.008	1986.05±	1483.17	1966.77±	1086.69	-2.935	0.004
单元雷诺数( $\rho v d/\mu$ )	47.48±	15.52	30.10±	18.33	-5.765	0.000	8.75±	3.52	30.10±	18.33	-10.663	0.000
狭窄段												
动态压力(Pa)	337.63±	133.11	64.72±	25.08	-28.347	0.000	8.89±	8.31	64.72±	25.08	-28.627	0.000
总压力(Pa)	556.43±	147.66	122.33±	29.52	-42.103	0.000	101.07±	8.47	122.33±	29.52	-9.106	0.000
剪切力(Pa)	12.44±	3.34	4.86±	1.21	-29.879	0.000	2.84±	1.38	4.86±	1.21	-34.661	0.000
剪切率(1/s)	3795.55±	1217.89	2340.00±	707.85	-13.785	0.000	2475.18±	1024.77	2340.00±	707.85	-13.785	0.000
单元雷诺数( $\rho v d/\mu$ )	92.22±	18.60	57.53±	9.33	-24.218	0.000	13.42±	7.49	57.53±	9.33	-48.927	0.000
远端正常段												
动态压力(Pa)	57.57±	51.65	7.87±	8.03	-16.527	0.000	1.96±	2.73	7.87±	8.03	-11.746	0.000
总压力(Pa)	236.23±	54.07	80.08±	9.18	-49.198	0.000	104.55±	6.86	80.08±	9.18	34.540	0.000
剪切力(Pa)	3.79±	2.46	1.34±	0.63	-18.180	0.000	1.09±	0.77	1.34±	0.63	-3.381	0.001
剪切率(1/s)	1668.53±	943.21	968.26±	565.57	-11.314	0.000	1054.82±	707.43	968.26±	565.57	1.502	0.134
单元雷诺数( $\rho v d/\mu$ )	43.25±	20.48	20.71±	13.27	-15.948	0.000	5.94±	5.02	20.71±	13.27	-17.475	0.000

段、远端正常段管壁动态压力、总压力、剪切力、剪切率、单元雷诺数降低(均 $P=0.000$ ),狭窄分支根部动态压力( $P=0.000$ )、总压力( $P=0.000$ )、剪切力( $P=0.000$ )、剪切率( $P=0.008$ )、单元雷诺数( $P=0.000$ )亦降低(表2)。虚拟修复狭窄后与支架植入后狭窄动脉各段管壁的血流动力学参数比较,除远端正常段管壁剪切率差异无统计学意义( $P=0.134$ ),其余狭窄动脉各段管壁动态压力、总压力、剪切力、剪切率、单元雷诺数差异具有统计学意义(均 $P<0.05$ ,表2),但结合图3所示,虚拟修复狭窄后的狭窄动脉各段管壁血流动力学参数已接近支架植入后血流动力学参数。

与支架植入前狭窄动脉各段管腔内血流动力学参数相比,支架植入后动脉近端正常段动态压力( $P=0.000$ )、总压力( $P=0.000$ )、血流速度( $P=0.000$ )、涡度( $P=0.005$ )、湍流动能( $P=0.000$ )、湍流

强度( $P=0.000$ )、湍流耗散率( $P=0.000$ )、湍流雷诺数( $P=0.000$ )降低,单元雷诺数升高( $P=0.000$ );除血流速度( $P=0.138$ ),狭窄分支根部动态压力、总压力、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数、单元雷诺数降低(均 $P=0.000$ );狭窄段动态压力、总压力、血流速度、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数、单元雷诺数降低(均 $P=0.000$ );远端正常段动态压力( $P=0.000$ )、总压力( $P=0.000$ )、血流速度( $P=0.001$ )、涡度( $P=0.000$ )、湍流动能( $P=0.000$ )、湍流强度( $P=0.000$ )、湍流耗散率( $P=0.000$ )、湍流雷诺数( $P=0.000$ )降低,单元雷诺数升高( $P=0.000$ ,表3)。虚拟修复狭窄后与支架植入后狭窄动脉各段管腔内血流动力学参数比较,除狭窄分支根部血流速度( $P=0.591$ )和远端正常段湍流耗散率( $P=0.678$ )差异无统计学意义,其余狭窄动脉各段管腔内动态压力、

**表 3** 支架植入前后以及虚拟修复狭窄后与支架植入后狭窄动脉各段管腔内血流动力学参数的比较(n=52,  $\bar{x} \pm s$ )

**Table 3.** Hemodynamic parameters in the arterial lumen before and after stent implantation and after virtual repair of the stenosis (n = 52,  $\bar{x} \pm s$ )

观察指标	支架植入前	支架植入后	t 值	P 值	虚拟修复狭窄后	支架植入后	t 值	P 值
近端正常段								
动态压力(Pa)	166.84 ± 80.71	103.08 ± 58.13	-10.637	0.000	75.81 ± 50.27	103.08 ± 58.13	-8.232	0.000
总压力(Pa)	1611.60 ± 122.54	412.32 ± 76.90	-169.438	0.000	367.62 ± 53.82	412.32 ± 76.90	-11.345	0.000
血流速度(m/s)	0.51 ± 0.18	0.43 ± 0.14	-4.375	0.000	0.37 ± 0.13	0.43 ± 0.14	-7.441	0.000
涡度(1/s)	810.89 ± 284.07	709.56 ± 450.98	-2.810	0.005	567.26 ± 161.41	709.56 ± 450.98	-34.419	0.000
湍流动能(m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> )	0.007 ± 0.002	0.005 ± 0.000	-75.396	0.000	0.0004 ± 0.0001	0.005 ± 0.000	-8.328	0.000
湍流强度(σ/V)	0.071 ± 0.008	0.021 ± 0.005	-98.453	0.000	0.013 ± 0.004	0.021 ± 0.005	-7.679	0.000
湍流耗散率(m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup> )	2.25 ± 1.71	0.10 ± 0.12	-24.596	0.000	0.062 ± 0.021	0.10 ± 0.12	-8.357	0.000
湍流雷诺数(ρvd/μ)	46.52 ± 19.48	11.32 ± 4.28	-36.775	0.000	13.293 ± 3.39	11.32 ± 4.28	11.882	0.000
单元雷诺数(ρvd/μ)	41.58 ± 12.68	45.18 ± 10.59	4.150	0.000	37.064 ± 11.582	45.18 ± 10.59	-6.316	0.000
狭窄分支根部								
动态压力(Pa)	80.64 ± 51.15	22.01 ± 20.90	-8.999	0.000	16.60 ± 11.55	22.01 ± 20.90	-3.594	0.000
总压力(Pa)	699.36 ± 64.08	58.02 ± 24.37	-91.918	0.000	53.37 ± 12.77	58.02 ± 24.37	-2.583	0.010
血流速度(m/s)	0.24 ± 0.19	0.15 ± 0.07	-1.493	0.138	0.15 ± 0.07	0.15 ± 0.07	-0.539	0.591
涡度(1/s)	1942.76 ± 487.66	1195.18 ± 976.56	-12.070	0.000	779.40 ± 406.54	1195.18 ± 976.56	-6.488	0.000
湍流动能(m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> )	0.005 ± 0.002	0.00 ± 0.00	-19.965	0.000	0.00 ± 0.00	0.00 ± 0.00	-7.970	0.000
湍流强度(σ/V)	0.05 ± 0.01	0.002 ± 0.001	-31.595	0.000	0.001 ± 0.000	0.002 ± 0.001	-6.669	0.000
湍流耗散率(m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup> )	4.17 ± 2.04	0.005 ± 0.008	-20.966	0.000	0.001 ± 0.001	0.005 ± 0.008	-7.449	0.000
湍流雷诺数(ρvd/μ)	9.49 ± 5.97	0.49 ± 0.32	-15.052	0.000	0.43 ± 0.22	0.49 ± 0.32	-2.676	0.008
单元雷诺数(ρvd/μ)	43.36 ± 8.11	19.64 ± 9.32	-18.003	0.000	18.01 ± 7.86	19.64 ± 9.32	-2.127	0.034
狭窄段								
动态压力(Pa)	528.32 ± 105.01	86.30 ± 42.01	-58.064	0.000	92.13 ± 35.40	86.30 ± 42.01	2.501	0.013
总压力(Pa)	745.83 ± 142.64	175.18 ± 42.12	-60.920	0.000	181.07 ± 35.01	175.18 ± 42.12	2.548	0.011
血流速度(m/s)	0.90 ± 0.28	0.39 ± 0.10	-20.506	0.000	0.41 ± 0.09	0.39 ± 0.10	2.979	0.003
涡度(1/s)	1541.66 ± 1125.92	761.58 ± 412.93	-7.738	0.000	875.49 ± 398.42	761.58 ± 412.93	5.980	0.000
湍流动能(m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> )	0.01 ± 0.00	0.0003 ± 0.0002	-82.491	0.000	0.0001 ± 0.0001	0.0003 ± 0.0002	-18.626	0.000
湍流强度(σ/V)	0.08 ± 0.01	0.01 ± 0.01	-143.759	0.000	0.008 ± 0.003	0.01 ± 0.01	-18.343	0.000
湍流耗散率(m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup> )	9.12 ± 9.89	0.06 ± 0.03	-15.378	0.000	0.03 ± 0.02	0.06 ± 0.03	-15.874	0.000
湍流雷诺数(ρvd/μ)	34.04 ± 12.60	9.34 ± 6.32	-32.700	0.000	4.00 ± 2.45	9.34 ± 6.32	-19.781	0.000
单元雷诺数(ρvd/μ)	80.25 ± 12.01	41.24 ± 12.24	-35.151	0.000	46.41 ± 10.20	41.24 ± 12.24	7.807	0.000
远端正常段								
动态压力(Pa)	106.34 ± 91.25	50.64 ± 15.24	-13.162	0.000	57.75 ± 27.18	50.64 ± 15.24	5.356	0.000
总压力(Pa)	270.58 ± 89.39	148.66 ± 15.33	-29.374	0.000	157.96 ± 30.85	148.66 ± 15.33	6.551	0.000
血流速度(m/s)	0.34 ± 0.16	0.31 ± 0.06	-3.428	0.001	0.32 ± 0.09	0.31 ± 0.06	4.053	0.000
涡度(1/s)	854.91 ± 390.14	476.49 ± 225.87	-16.979	0.000	364.98 ± 208.71	476.49 ± 225.87	-11.734	0.000
湍流动能(m <sup>2</sup> /s <sup>2</sup> )	0.02 ± 0.01	0.0002 ± 0.0003	-42.435	0.000	0.0003 ± 0.0002	0.0002 ± 0.0003	3.885	0.000
湍流强度(σ/V)	0.10 ± 0.02	0.01 ± 0.01	-62.923	0.000	0.014 ± 0.005	0.01 ± 0.01	5.025	0.000
湍流耗散率(m <sup>2</sup> /s <sup>3</sup> )	4.40 ± 2.70	0.03 ± 0.01	-35.478	0.000	0.03 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.415	0.678
湍流雷诺数(ρvd/μ)	92.80 ± 56.99	10.66 ± 6.63	-31.428	0.000	12.28 ± 8.52	10.66 ± 6.63	5.163	0.000
单元雷诺数(ρvd/μ)	20.54 ± 16.86	31.37 ± 6.86	12.485	0.000	29.79 ± 8.88	31.37 ± 6.86	-3.715	0.000

总压力、血流速度、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数、单元雷诺数差异具有统计学

意义(均  $P < 0.05$ , 表 3), 但结合图 4 所示, 虚拟修复狭窄后的狭窄动脉各段管腔内血流动力学参数已



接近支架植入后血流动力学参数。

## 讨 论

本研究探讨重度颅内动脉狭窄非完全扩张管腔 PTAS 的临床疗效和支架植入前后血流动力学参数变化,结果发现,使用非完全扩张管腔 PTAS 治疗重度颅内动脉狭窄可显著缓解临床症状、改善狭窄动脉各段血流动力学参数,降低紊乱血流(涡流)对动脉管壁的损伤、降低完全扩张狭窄可能造成的斑块破裂脱落栓塞远端脑组织的风险,为重度颅内动脉狭窄的支架植入非完全扩张提供了坚实的理论基础。

国内外针对颅内动脉狭窄计算流体动力学(CFD)建模仿真方面的研究并不多见,并且研究方法较为简单、纳入的血流动力学参数较少、软件陈旧<sup>[10-11]</sup>、未就动脉狭窄支架植入前后和虚拟修复狭窄后的脑灌注压变化和血流动力学参数改变展开研究。本研究采用 MeshLab 计算流体动力学软件虚拟修复狭窄,将血管恢复至接近正常管腔的状态,从而研究支架植入前后和虚拟修复狭窄后狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数的变化和差异,且对狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数进行非常具体细致的分析,包括近端正常段、狭窄分支根部、狭窄段、远端正常段的总压力、动态压力、剪切力、剪切率、血流速度、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数、单元雷诺数等。与上述研究相比,本研究所纳入的血流动力学参数非常全面,且首次完整地从小流动力学角度揭示重度颅内动脉狭窄支架植入非完全扩张后的脑灌注改变。本研究结果显示,无论是前循环还是后循环,支架植入对重度颅内动脉狭窄进行非完全扩张后临床症状明显改善,各段管壁和管腔内绝大部分血流动力学参数如动态压力、总压力、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数等均得以改善,为重度颅内动脉狭窄的非完全扩张管腔 PTAS 治疗提供了可靠、翔实的血流动力学理论依据。

既往两项大型随机对照临床试验——SAMMPRIS (Stenting and Aggressive Medical Management for Preventing Recurrent Stroke in Intracranial Stenosis)<sup>[4]</sup> 和 VISSIT (Vitesse Intracranial Stent Study for Ischemic Therapy)<sup>[12]</sup> 比较药物与 PTAS 治疗缺血性卒中的疗效和安全性,表明积极的药物治疗较 PTAS 而言是首选疗法,主

因 PTAS 围手术期并发症发生率较高。SAMMPRIS 研究发现,支架组(PTAS 治疗)术后 30 天发生脑卒中或死亡的概率为 14.7%,明显高于药物组的 5.8%,部分原因是使用 Wingspan 支架<sup>[13]</sup>。Wingspan 支架是目前美国食品与药品管理局(FDA)批准用于治疗颅内动脉狭窄的唯一支架类型,然而其刚性和高径向力的开放式网格设计与较高的围手术期并发症率有关。同时,其他并非最初设计用于治疗颅内动脉狭窄的支架类型也已用于颅内动脉狭窄的治疗,如自膨胀支架(Enterprise 支架)、球囊扩张支架和药物洗脱支架等,已取得令人满意的效果。其中具有闭孔设计、特殊支撑系统和较低径向力的 Enterprise 支架成为治疗颅内动脉狭窄的优秀工具<sup>[11]</sup>,且支架相关围手术期并发症较少;此外,由于微导管的应用,Enterprise 支架可以到达其他支架无法到达的病变位置并进行治疗。但是由于支架选择、患者纳入和手术技术方面的限制,如何降低 PTAS 并发症、提高疗效以探索颅内动脉狭窄的最佳治疗方法仍然是一项艰巨任务。

研究发现,后循环狭窄血管内治疗的围手术期并发症发生率高于前循环<sup>[14-15]</sup>。一项纳入 1177 例行 PTAS 治疗的颅内动脉狭窄患者的 Meta 分析显示,前循环和后循环并发症发生率分别为 6.6% 和 12.1%<sup>[14]</sup>。穿支区域围手术期缺血事件发生率在后循环为 14.5%,前循环为 5.1%;后循环脑卒中复发率为 10.4%,前循环为 3.4%<sup>[15]</sup>。PTAS 在颅内动脉狭窄治疗中引起的并发症可能与动脉穿支有关,球囊扩张和支架植入可能产生“扫雪效应”,引起穿支卒中<sup>[16]</sup>。据报道,椎动脉狭窄患者的 PTAS 并发症发生率明显低于基底动脉狭窄患者(1.9% 对 7.5%, $P < 0.05$ )<sup>[17]</sup>。血管内治疗引起的动脉穿孔和夹层也是引起预后不良和并发症发生率高的原因<sup>[18]</sup>。这就要求严格遵守适应证选择,需要经验丰富的临床医师进行 PTAS 治疗,并需要柔软、灵活的颅内支架和输送系统,以避免对动脉管壁的损伤。另外,重度颅内动脉狭窄成功再通可能引起脑过度灌注综合征(CHS),也是一种潜在的破坏性术后并发症,可导致神经功能障碍、癫痫发作或再灌注出血<sup>[19-22]</sup>,影响预后;尽管其发生率并不高(3.4%),但当合并颅内出血时病死率高达 80%<sup>[21]</sup>。

为了降低颅内动脉狭窄血管内治疗并发症和脑过度灌注综合征发生率并改善预后,亚满意或非完全扩张管腔再通可能是一种更好的策略,无需将

狭窄动脉管腔完全恢复至正常管腔。亚满意再通指应用直径小于附近正常动脉直径 80% 的球囊对狭窄进行扩张后植入支架的残余狭窄率 < 30%<sup>[17]</sup>。这种亚满意再通可恢复狭窄的血管管腔,防止动脉管壁的反弹回缩,减少可能的围手术期并发症,并预防脑过度灌注综合征<sup>[23-24]</sup>。狭窄管腔的完全恢复可能需要更大的扩张压力,从而压碎不稳定型斑块、产生碎屑阻塞动脉分支导致穿支事件和缺血性卒中,这种穿支事件可以导致严重手术并发症<sup>[23]</sup>。应用具有较高径向力的支架也需要更大的压力来扩张动脉管腔,也可产生类似的穿支动脉闭塞结果。对应用 Wingspan 支架的 SAMMPRIS 研究进行详细分析发现,大多数围手术期缺血性卒中(患者随机分组后 30 天内)是由穿支动脉闭塞所引起<sup>[25]</sup>。前循环和后循环狭窄的血管内治疗中,75% 的围手术期缺血性卒中是由于球囊扩张或支架植入期间斑块碎屑堵塞一条或多条穿支动脉(所谓“扫雪效应”)所引起的穿支卒中<sup>[26]</sup>;而长期随访期间的缺血性卒中是由于支架植入产生的迟发性血栓(部分原因是停止抗血小板治疗)或治疗动脉区域的栓塞性卒中所引起,并非由穿支闭塞引起;后循环狭窄血管内治疗围手术期穿支卒中发生率较高的原因可能是穿支动脉的平均直径较小<sup>[27]</sup>。Nordmeyer 等<sup>[15]</sup>比较 PTAS 治疗富有穿支的大脑中动脉 M1 段狭窄和椎基底动脉狭窄的并发症发现,围手术期缺血性卒中主要是穿支卒中(11/15),而随访期间的所有缺血性卒中均由远端栓塞(4/7)或迟发性支架闭塞(3/7)所引起,提示穿支事件在颅内动脉狭窄血管内治疗中的严重性。而非完全扩张管腔后植入支架,无需太大的扩张压力,无需压碎斑块堵塞穿支动脉而引起穿支事件。应用非完全扩张管腔 PTAS 可以产生一些积极效果,一项 Enterprise 支架治疗严重症状性后循环狭窄的研究发现,亚满意再通后狭窄率从术前的(86.3 ± 6.2)%降至术后的(19.3 ± 5.4)%,围手术期并发症发生率为 5.3%,术后 1 年脑卒中复发率为 2.9%,随访期间支架内再狭窄率为 15.7%<sup>[28]</sup>。这与 CASSISS (China Angioplasty and Stenting for Symptomatic Intracranial Severe Stenosis) 研究结果相似,该项研究调查 Wingspan 支架植入术联合药物治疗与单纯药物治疗对症状性颅内动脉狭窄患者脑卒中复发率和病死率的影响,结果显示,手术相关并发症发生率为 5.1%,术后 1 年脑卒中复发率为 2.8%,术后 3 年病死率为 4.4%<sup>[1]</sup>。另一项探索

Enterprise 支架在颅内动脉狭窄血管内治疗中作用的研究平均随访 10.2 个月,发现主要手术相关并发症发生率为 8.1%,术后 30 天神经系统疾病发病率和病死率为 0.9%,支架内再狭窄率(> 50%)为 24.7%,与植入支架动脉相关的缺血性卒中复发率为 2.2%<sup>[29]</sup>。

目前,对非完全扩张管腔再通治疗重度颅内动脉狭窄的血流动力学研究很少,非完全扩张后,狭窄再通前后的血流动力学参数的恢复情况,尤其是管壁和管腔内剪切力、灌注压(总压力和动态压力)、血流速度、雷诺数、流速、涡度、湍流强度和湍流动能和湍流耗散率等尚需进一步研究。目前随着计算流体动力学的迅猛发展,对脑血流以及各种应力变化的模拟变得便捷,计算流体动力学技术已成为模拟颅内动脉狭窄以及支架植入治疗的三维实体动力学仿真模型的可靠的新工具和新方法<sup>[22-24]</sup>。但目前类似研究病例数较少、研究指标不全面、纳入病变部位有限,无法为临床非完全扩张管腔 PTAS 提供有效的技术支持。本研究采用 MeshLab 计算流体动力学软件对重度颅内动脉狭窄患者进行血流动力学分析,结果显示,支架植入前狭窄动脉各段血管壁血流动力学参数(动态压力、总压力、剪切力、剪切率、单元雷诺数)均较高,较高的血流动力学应力可极大损伤动脉管壁、增大斑块脱落栓塞远端血管的风险;而在支架植入非完全扩张管腔后各段狭窄动脉管壁血流动力学参数均降低,极大降低血流动力学应力对管壁的伤害、降低斑块脱落栓塞远端血管引起缺血性卒中的风险。支架植入后的管壁血流动力学参数接近于虚拟修复狭窄后的血流动力学参数,说明非完全扩张管腔可起到完全扩张管腔的效果;且非完全扩张管腔无需较高的扩张压力、无需完全扩张血管至正常管径,降低斑块碎裂堵塞穿支动脉引起穿支事件的风险,以及斑块脱落栓塞远端动脉引起缺血性卒中的风险<sup>[22]</sup>。对狭窄动脉各段管腔内血流动力学分析显示,支架植入前各段管腔内动态压力、总压力、血流速度、涡度、湍流动能和强度、湍流耗散率、湍流和单元雷诺数均较高,较高的压力、血流速度、涡度、湍流动能和强度可加速紊乱血流对血管内壁的伤害、加重斑块碎裂脱落栓塞远端脑组织的风险,不利于血液向远端脑组织输送,无法缓解甚至加重远端脑组织缺血状态。非完全扩张管腔支架植入后则显著降低各段管腔内(包括狭窄分支根部)血流动力学参数,减

少紊乱血流、降低紊乱血流强度(涡度、湍流动能和强度),减少紊乱血流对血管内壁的损害,有利于血流向远端输送,缓解远端脑组织缺血的状态。进一步对狭窄虚拟修复使管腔修复接近正常管腔后,各段的血流动力学参数更接近支架植入后参数,说明非完全扩张管腔可以达到完全修复动脉狭窄的作用;mRS评分的显著改善也支持这一手术策略。

总之,非完全扩张管腔 PTAS 治疗重度颅内动脉狭窄,可以改善狭窄动脉各段管壁和管腔内血流动力学参数,包括动态压力、总压力、剪切率、血流速度、涡度、湍流动能、湍流强度、湍流耗散率、湍流雷诺数和单元雷诺数,降低紊乱血流对管壁的损害、降低完全扩张狭窄可能造成的斑块碎裂脱落栓塞远端脑组织的风险。

利益冲突 无

#### 参 考 文 献

- [1] Gao P, Wang T, Wang D, Liebeskind DS, Shi H, Li T, Zhao Z, Cai Y, Wu W, He W, Yu J, Zheng B, Wang H, Wu Y, Dmytri AA, Krings T, Derdeyn CP, Jiao L; CASSISS Trial Investigators. Effect of stenting plus medical therapy vs medical therapy alone on risk of stroke and death in patients with symptomatic intracranial stenosis: the CASSISS randomized clinical trial[J]. *JAMA*, 2022, 328:534-542.
- [2] Wang Y, Zhao X, Liu L, Soo YO, Pu Y, Pan Y, Wang Y, Zou X, Leung TW, Cai Y, Bai Q, Wu Y, Wang C, Pan X, Luo B, Wong KS; CICAS Study Group. Prevalence and outcomes of symptomatic intracranial large artery stenoses and occlusions in China: the Chinese Intracranial Atherosclerosis (CICAS) Study [J]. *Stroke*, 2014, 45:663-669.
- [3] Kang DH, Yoon W. Current opinion on endovascular therapy for emergent large vessel occlusion due to underlying intracranial atherosclerotic stenosis[J]. *Korean J Radiol*, 2019, 20:739-748.
- [4] Chimowitz MI, Lynn MJ, Derdeyn CP, Turan TN, Fiorella D, Lane BF, Janis LS, Lutsep HL, Barnwell SL, Waters MF, Hoh BL, Hourihane JM, Levy EI, Alexandrov AV, Harrigan MR, Chiu D, Klucznik RP, Clark JM, McDougall CG, Johnson MD, Pride GL Jr, Torbey MT, Zaidat OO, Rumboldt Z, Cloft HJ; SAMMPRIS Trial Investigators. Stenting versus aggressive medical therapy for intracranial arterial stenosis[J]. *N Engl J Med*, 2011, 365:993-1003.
- [5] Chimowitz MI, Lynn MJ, Howlett-Smith H, Stern BJ, Hertzberg VS, Frankel MR, Levine SR, Chaturvedi S, Kasner SE, Benesch CG, Sila CA, Jovin TG, Romano JG; Warfarin - Aspirin Symptomatic Intracranial Disease Trial Investigators. Comparison of warfarin and aspirin for symptomatic intracranial arterial stenosis[J]. *N Engl J Med*, 2005, 352:1305-1316.
- [6] Holmstedt CA, Turan TN, Chimowitz MI. Atherosclerotic intracranial arterial stenosis: risk factors, diagnosis, and treatment[J]. *Lancet Neurol*, 2013, 12:1106-1114.
- [7] Bang OY. Intracranial atherosclerosis: current understanding and perspectives[J]. *J Stroke*, 2014, 16:27-35.
- [8] Gao P, Wang D, Zhao Z, Cai Y, Li T, Shi H, Wu W, He W, Yin L, Huang S, Zhu F, Jiao L, Ji X, Qureshi AI, Ling F. Multicenter prospective trial of stent placement in patients with symptomatic high-grade intracranial stenosis[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2016, 37:1275-1280.
- [9] Qureshi AI, Lodhi A, Ma X, Ahmed R, Kwok CS, Maqsood H, Liaqat J, Hassan AE, Siddiq F, Gomez CR, Suri MFK. Self-expanding versus balloon expandable stent for intracranial arterial stenosis: a systematic review and meta-analysis[J]. *J Neuroimaging*, 2024, 34:295-307.
- [10] Suh DC, Ko YB, Park ST, Yoon K, Lim OK, Oh JS, Jeong YG, Kim JS. Computational flow dynamics of the severe m1 stenosis before and after stenting[J]. *Neurointervention*, 2011, 6:13-16.
- [11] Tanaka K, Ishida F, Tanioka S, Suzuki H. Pathological haemodynamics of a middle cerebral artery stenosis validated by computational fluid dynamics[J]. *BMJ Case Rep*, 2022, 15: e244519.
- [12] Zaidat OO, Fitzsimmons BF, Woodward BK, Wang Z, Killer-Oberpfalzer M, Wakhloo A, Gupta R, Kirshner H, Megerian JT, Lesko J, Pitzer P, Ramos J, Castonguay AC, Barnwell S, Smith WS, Gress DR; VISSIT Trial Investigators. Effect of a balloon-expandable intracranial stent vs medical therapy on risk of stroke in patients with symptomatic intracranial stenosis: the VISSIT randomized clinical trial[J]. *JAMA*, 2015, 313:1240-1248.
- [13] Sun B, Xu C, Wu P, Li M, Xu S, Wang C, Liu X, Ling Y, Shi H. Intracranial angioplasty with enterprise stent for intracranial atherosclerotic stenosis: a single-center experience and a systematic review[J]. *Biomed Res Int*, 2021:ID6645500.
- [14] Gröschel K, Schnaudigel S, Pilgram SM, Wasser K, Kastrup A. A systematic review on outcome after stenting for intracranial atherosclerosis[J]. *Stroke*, 2009, 40:e340-e347.
- [15] Nordmeyer H, Chapot R, Aycil A, Stracke CP, Wallocha M, Hadiesurya MJ, Heddier M, Haage P, Weber R. Angioplasty and stenting of intracranial arterial stenosis in perforator-bearing segments: a comparison between the anterior and the posterior circulation[J]. *Front Neurol*, 2018, 9:533.
- [16] Li TX, Gao BL, Cai DY, Wang ZL, Zhu LF, Xue JY, Bai WX, He YK, Li L. Wingspan stenting for severe symptomatic intracranial atherosclerotic stenosis in 433 patients treated at a single medical center[J]. *PLoS One*, 2015, 10:e0139377.
- [17] Zhou ZL, Li TX, Zhu LF, Wu LH, Guan M, Ma ZK, Liu YH, Qin J, Gao BL. Safety and efficacy of enterprise stenting for symptomatic atherosclerotic severe posterior circulation stenosis [J]. *Eur J Med Res*, 2023, 28:286.
- [18] Kao HL, Lin MS, Wang CS, Lin YH, Lin LC, Chao CL, Jeng JS, Yip PK, Chen SC. Feasibility of endovascular recanalization for symptomatic cervical internal carotid artery occlusion[J]. *J Am Coll Cardiol*, 2007, 49:765-771.
- [19] Xu S, Wu P, Shi H, Ji Z, Dai J. Hyperperfusion syndrome after stenting for intracranial artery stenosis [J]. *Cell Biochem Biophys*, 2015, 71:1537-1542.
- [20] Rezende MT, Spelle L, Mounayer C, Piotin M, Abud DG, Moret J. Hyperperfusion syndrome after stenting for intracranial vertebral stenosis[J]. *Stroke*, 2006, 37:e12-e14.
- [21] Ghuman M, Tsang ACO, Klostranec JM, Krings T. Sentinel angiographic signs of cerebral hyperperfusion after angioplasty and stenting of intracranial atherosclerotic stenosis: a technical note[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2019, 40:1523-1525.
- [22] Yan L, Song J, Yu Y, Hou Z, Fu W, Cui R, Wan M, Xu X, Lv M, Wang Y, Miao Z, Lou X, Ma N. Predictors of hyperperfusion syndrome after stent implantation in symptomatic intracranial atherosclerotic stenosis[J]. *Quant Imaging Med Surg*, 2023, 13: 1048-1057.
- [23] Zhou ZL, Zhu LF, Li TX, Wu LH, Guan M, Ma ZK, Liu YH, Qin J, Gao BL. Sub-satisfactory stenting recanalization of severe

- vascular stenosis of the posterior circulation can significantly improve cerebral hemodynamic perfusion [J]. *Eur J Radiol*, 2023, 169:111135.
- [24] Zhang K, Ren W, Li TX, Wang ZL, Gao BL, Xia JC, Gao HL, Wang YF, Gu JJ. Sub-satisfactory recanalization of severe middle cerebral artery stenoses can significantly improve hemodynamics[J]. *Front Cardiovasc Med*, 2022, 9:922616.
- [25] Fiorella D, Derdeyn CP, Lynn MJ, Barnwell SL, Hoh BL, Levy EI, Harrigan MR, Klucznik RP, McDougall CG, Pride GL Jr, Zaidat OO, Lutsep HL, Waters MF, Hourihane JM, Alexandrov AV, Chiu D, Clark JM, Johnson MD, Torbey MT, Rumboldt Z, Cloft HJ, Turan TN, Lane BF, Janis LS, Chimowitz MI; SAMMPRIS Trial Investigators. Detailed analysis of periprocedural strokes in patients undergoing intracranial stenting in Stenting and Aggressive Medical Management for Preventing Recurrent Stroke in Intracranial Stenosis (SAMMPRIS)[J]. *Stroke*, 2012, 43:2682-2688.
- [26] Leung TW, Yu SC, Lam WW, Chan AY, Lau AY, Wong LK. Would self-expanding stent occlude middle cerebral artery perforators[J]? *Stroke*, 2009, 40:1910-1912.
- [27] Djulejić V, Marinković S, Milić V, Georgievski B, Rašić M, Aksić M, Puškaš L. Common features of the cerebral perforating arteries and their clinical significance [J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2015, 157:743-754.
- [28] Zhou Z, Li T, Zhu L, Wu L, Guan M, Ma Z, Liu Y, Qin J, Gao B. Endovascular recanalization of symptomatic non-acute occlusion of the vertebrobasilar artery [J]. *Front Neurol*, 2023, 14:1125244.
- [29] Vajda Z, Schmid E, Gütth T, Klötzsch C, Lindner A, Niehaus L, Sperber W, Peters J, Arnold G, Bäßner H, Henkes H. The modified Bose method for the endovascular treatment of intracranial atherosclerotic arterial stenoses using the Enterprise stent[J]. *Neurosurgery*, 2012, 70:91-101.

(收稿日期:2024-10-09)

(本文编辑:袁云)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

## 《中国现代神经疾病杂志》编辑部关于稿件参考文献的要求

《中国现代神经疾病杂志》编辑部对来稿的参考文献一律按照 GB/T 7714-2005《文后参考文献著录规则》采用顺序编码制著录,依照其在文中出现的先后顺序用阿拉伯数字加方括号标出。尽量避免引用摘要作为参考文献。内部刊物、未发表资料、个人通信等请勿作为文献引用。每条参考文献著录项目应齐全,不得用“同上”或“ibid”表示。参考文献中的主要责任者(专著作者、论文集主编、学位申报人、专利申请人、报告撰写人、期刊文章作者、析出文章作者)均全部列出。外文期刊名称用缩写,以 *Index Medicus* 中的格式为准,中文期刊用全名。每条参考文献均须著录起止页码。中英文双语形式著录时,文献序号后先列出完整的中文文献英译文,再列出中文文献。作者姓名的英译文采用汉语拼音形式表示,姓大写,名用缩写形式,取每个字的首字母,大写。期刊名称以汉语拼音注录。

(1) 期刊著录格式:主要责任者. 题名[文献类型标志/文献载体标志]. 刊名, 年, 卷:起页-止页.

举例:[1] Gao S. Ten-year advance of transcranial Doppler ultrasonography [J]. *Zhongguo Xian Dai Shen Jing Ji Bing Za Zhi*, 2010, 10:127-136.[高山. 经颅多普勒超声十年进展[J]. *中国现代神经疾病杂志*, 2010, 10:127-136.]

(2) 著作或编著著录格式:主要责任者. 题名:其他题名信息[文献类型标志/文献载体标志]. 其他责任者(例如翻译者). 版本项(第1版不著录). 出版地:出版者, 出版年:引文起页-止页.

举例:[2] Louis DN, Ohgaki H, Wiestler OD, Cavenee WK. WHO classification of tumours of the central nervous system[M]. 4th ed. Li Q, Xu QZ, Trans. Beijing: Editorial Office of Chinese Journal of Diagnostic Pathology, 2011: 249-252.[Louis DN, Ohgaki H, Wiestler OD, Cavenee WK. 中枢神经系统肿瘤 WHO 分类[M]. 4 版. 李青, 徐庆中, 译. 北京: 诊断病理学杂志社, 2011: 249-252.]

(3) 析出文献著录格式:析出文献主要责任者. 析出文献题名[文献类型标志/文献载体标志]//专著主要责任者. 专著题名:其他题名信息. 版本项(第1版不著录). 出版地:出版者, 出版年:析出文献起页-止页.

举例:[3] 吕传真. 肌肉疾病[M]//史玉泉. 实用神经病学. 3 版. 上海:上海科学技术出版社, 1994: 564-576.

(4) 电子文献著录格式:必须于题名后著录[文献类型标志/文献载体标志],一般同时于起页-止页后著录[引用日期]以及获取和访问路径.

举例:[4] Abood S. Quality improvement initiative in nursing homes: the ANA acts in an advisory role[J/OL]. *Am J Nurs*, 2002, 102(6):23[2002-08-12]. <http://www.nursingword.org/AJN/2002/june/Wawatch.htm>.

[5] Foley KM, Gelband H. Improving palliative care for cancer[M/OL]. Washington: National Academy Press, 2001 [2002-07-09]. <http://www.nap.edu/books/0309074029/html>.

(5) 会议文献著录格式:主要责任者. 题名:其他题名信息[文献类型标志/文献载体标志], 会议地点, 年份. 出版地:出版者, 出版年:引文起页-止页.

举例:[6] 中国科技期刊编辑学会医学分会, 中华医学会杂志社. 第一届全国医药卫生期刊管理和学术研讨会资料汇编[C], 北戴河, 2002. 北京:中国科技期刊编辑学会医学分会, 2002.