

文章编号: 1004-7220(2022)04-0684-08

基于流固耦合有限元模型评估颈椎旋转手法下 颈动脉粥样硬化斑块的破裂风险

吴宝峰¹, 冯梓誉², 雷舒扬³, 廖启铭⁴, 陈奕历⁵

(1. 广州中医药大学, 广州 510006; 2. 南方医科大学 中医药学院, 广州 510000; 3. 中国中医科学院 中医临床基础研究所, 北京 100102; 4. 广州有道计算机科技有限公司, 广州 510000; 5. 中国中医科学院望京医院 创伤一科, 北京 100102)

摘要:目的 评估颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化斑块的破裂风险。方法 建立颈动脉粥样硬化斑块流固耦合 (fluid-structure interaction, FSI) 模型。采用 FSI 模型模拟颈椎旋转手法对颈动脉斑块和管腔的拉伸形变。记录斑块和管腔的血流最大剪切力 (flow shear stress, FSS)、最大壁面切应力 (wall shear stress, WSS)、最大斑块壁应力 (plaque wall stress, PWS)、壁面拉应力 (wall tensile stress, WTS) 和壁面压强 (wall pressure, WP) 等力学参数。结果 在颈动脉 16% 拉伸形变下, 斑块最大 WSS 为 40.54 Pa, 此处斑块可能表皮损伤; 最大 PWS 为 66.16 kPa, 远小于斑块破裂阈值; 内部纤维帽最大 WTS 和最大应变分别为 156.75 kPa 和 0.56, 大于破裂应变范围, 能达到断裂临界值; 管腔最大 WTS 为 1040.30 kPa, 已接近中膜破裂阈值, 可能会引起血管损伤。结论 颈椎旋转至生理极限后, 颈动脉拉伸可能造成斑块表皮组织破坏导致脱落, 斑块内部会形成损伤、溃疡和出血以及血管损伤, 影响斑块稳定性。在颈动脉粥样硬化斑块的颈部疾病患者中应谨慎进行颈椎旋转手法治疗, 手法前对斑块进行 FSI 评估可能是一种有效的安全性筛查方法。

关键词: 颈粥样硬化; 斑块; 颈椎旋转手法; 流固耦合; 破裂风险

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.017

Risk Assessment of Carotid Atherosclerotic Plaque Rupture under Cervical Rotatory Manipulation Based on Fluid-Structure Interaction Finite Element Model

WU Baofeng¹, FENG Ziyu², LEI Shuyang³, LIAO Qiming⁴, CHEN Yili⁵

(1. Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510006, China; 2. School of Traditional Chinese Medicine, Southern Medical University, Guangzhou 510000, China; 3. Institute of Basic Research in Clinical Medicine, China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100102, China; 4. Guangzhou Youdao Computer Technology Co., Ltd., Guangzhou 510000, China; 5. No. 1 Department of Traumatology, Wang Jing Hospital of China Academy of Chinese Medical Sciences, Beijing 100102, China)

Abstract: **Objective** To evaluate the rupture risk of carotid atherosclerotic plaque under cervical rotatory manipulation. **Methods** The fluid-structure interaction (FSI) model of carotid atherosclerotic plaque was

收稿日期: 2021-07-26; 修回日期: 2021-09-19

基金项目: 国家自然科学基金项目 (81273871)

通信作者: 陈奕历, 主治医师, E-mail: cheniyili008@outlook.com。

established, and tensile deformation of the plaque and lumen under cervical rotatory manipulation was simulated. Mechanical parameters such as the maximum flow shear stress (FSS), the maximum wall shear stress (WSS), the maximum plaque wall stress (PWS), wall tensile stress (WTS) and wall pressure (WP) of the plaque and lumen were recorded. **Results** Under 16% carotid tensile deformation, the maximum WSS of the plaque was 40.54 Pa. The maximum PWS was 66.16 kPa, which was far smaller than the threshold of plaque rupture. The maximum WTS of fiber cap and the maximum strain were 156.75 kPa and 0.56, which were larger than the fracture strain range. The maximum WTS of the lumen was 1 040.30 kPa, which approached the threshold of medial membrane rupture and might cause vascular injury. **Conclusions** When the cervical spine rotates to the end range of motion, large carotid artery stretch may cause damage to epidermal tissues of the plaque, leading to abscission. Lesions, ulcers, bleeding and vascular damage may form inside the plaque, which will affect stability of the plaque. Cervical rotatory manipulation should be performed cautiously in patients with cervical diseases who also have carotid atherosclerotic plaques. The finite element assessment of plaques before manipulation may be an effective safety screening method.

Key words: carotid atherosclerosis; plaque; cervical rotatory manipulation; rupture risk; fluid-structure interaction (FSI)

颈椎旋转手法是一种被广泛接受的治疗颈部疾患的中医正骨手法^[1]。该手法是在使颈部被动运动至生理极限位后再施加一个短促的扭转力,以扳动颈椎关节达到治疗效果。研究发现,在对颈动脉粥样硬化患者施加各种颈椎手法治疗后,可能会发生严重并发症,如短暂性脑缺血、瘫痪和休克等,其最主要风险是诱发脑卒中^[2-3]。而脑卒中的病因之一是由斑块破裂引起的脑血管栓塞^[4]。研究表明,颈椎手法下椎动脉应力、应变小于生理极限位下的应力、应变,如果该应变是极限破裂应变的1/9,则规范的手法不会对椎动脉造成损伤破坏^[5-6]。但也有研究发现,颈椎手法使得椎动脉和颈内动脉血流减少^[7-9]。目前有关各颈椎推拿手法对颈动脉粥样硬化斑块生物力学影响的研究鲜有报道,而旋转手法对颈部组织的拉伸可能产生斑块破裂的风险^[10]。因此,不建议颈动脉粥样硬化患者进行颈椎手法治疗。

为了解颈椎旋转手法对颈动脉斑块的影响,本文采用有限元分析方法,建立精确的颈动脉斑块流固耦合(fluid-structure interaction, FSI)模型,模拟旋转手法对颈动脉的拉伸^[11-12];量化分析斑块的生物力学特性变化,并对比斑块的以往研究极限值域,评估斑块破裂的风险。本文从斑块生物力学特性角度探讨颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化斑块患者的安全性,并提供一种新的术前筛查方法。

1 对象与方法

1.1 试验对象

纳入2019~2020年在南方医科大学南方医院进行3.0 T磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)检查的颈动脉粥样硬化患者病例中,筛选其中1例年龄68岁的男性患者,获得其颈动脉分叉处影像资料。研究方案经南方医科大学南方医院研究伦理委员会批准,受试者签署书面知情同意书。

1.2 诊断

收集患者既往病例资料,经两名医生确诊为颈动脉中度狭窄(狭窄率30%~69%),并在分叉部内侧颈内动脉基部(壶腹部)有单一粥样硬化斑块。

1.3 纳入标准

①颈动脉粥样硬化诊断明确;②颈动脉超声多普勒检查结果是中度狭窄(狭窄率30%~69%),并有粥样硬化斑块;③无MRI禁忌症,并拍摄中立位MRI图;④患者及家属对研究完全知情同意。

1.4 排除标准

①颈部活动受限者,如近期肩颈部骨折、脑部受外伤患者;②临床症状呈现明显的脑血管疾病,即或椎动脉型颈椎病导致的明显头晕、或药物难以控制的高血压、或12个月内曾有脑卒中发作者;③外周或中枢神经系统障碍者及有明显精神障碍者;④怀孕前、哺乳期患者。

1.5 体格检查

使用 OMRON HP-9000 在志愿者静息状态下重复测量右手肘部血压、心率 3 次,取平均堆起。

1.6 超声多普勒检查

使用 DC-08 超声仪器测量志愿者在两种不同体位(中立位、生理极限位)下对侧颈动脉的血流速度和内膜内径,测量 3 次,取平均值。测量时,术者两手扶志愿者头部,将颈椎旋转至健侧生理极限位体位。

1.7 MRI 检查

颈动脉粥样硬化斑块的 3.0 T MRI 扫描,在中立位下拍摄,扫描序列为:T1 加权成像(T1WI) [脂肪抑制;重复时间/回波时间/反转时间(STIR:TR/TE/TI):800/10/650 ms];T2 加权成像(T2WI) [重复时间/回波时间/回波链长度(TR/TE/TL):4 800/60/20 mm];三维时间飞跃序列 TOF [重复时间/回波时间/回波链长度(TR/TE):23/3.8 ms];512×512 matrix size/2 mm;采用心电门控触发及抑脂序列^[13]。

2 资料处理

2.1 图像辨别

将筛选获得的 MRI 影像资料以 Dicom 格式导入 Mimics 17.0 软件中,通过对比 T1WI、T2WI、TOF 图像,将纤维帽、脂质核心、钙化和动脉壁进行区分,并用不同图层 Mask 标记(见图 1)^[14]。

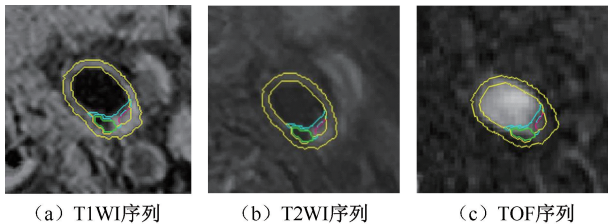


图 1 区分 MRI 图像组织成分

Fig. 1 Segmentation of plaque components for the patient

(a) T1WI sequence, (b) T2WI sequence, (c) TOF sequence

注:管腔、脂质核、纤维帽和钙化分别被标记为黄色、紫色、蓝色和绿色。图像为颈动脉壶腹部横截面。

2.2 模型初处理

将 Mask 标记生成 STL 格式的 3D 元件导入 Geomagic studio 2012 软件中进行光滑曲面处理,在不改变影像资料原有坐标和元件形状的情况下,细分网格和光滑曲率,并合理划分曲面网格后输出生成 STP 后缀格式的文件。将光滑处理后的 STP 格

式文件导入 SolidWorks 2019 中,并设置共同原点(即使用原有坐标)。获得血流、血管管腔、纤维帽、钙化和脂质等模型,另利用布尔运算,以血流、钙化组织和脂质核为基准,拼接模型(见图 2)。

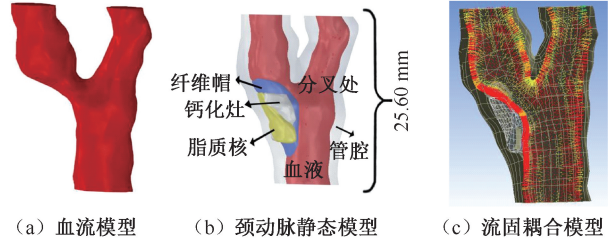


图 2 基于 MRI 建立有限元模型

Fig. 2 Finite element model based on MRI (a) Blood flow model, (b) Static model of the carotid atherosclerotic artery, (c) Fluid-structure interactive model

2.3 模型边界设定与载荷

2.3.1 计算流体动力学模型 (computational fluid dynamics, CFD) 将血流模型导入 ANSYS 14.5 中进行划分网格,网格设置为光滑、固定的 0.3 mm 四面体。划分网格后载入 ANSYS 14.5 中 Fluid flow (Fluent) 板块。CFD 模型中,颈总动脉(common carotid artery, CCA)为入口,颈内动脉(internal carotid artery, ICA)和颈外动脉(external carotid artery, ECA)为出口。设置血液为不可压缩、黏弹性的牛顿流体^[15-16];血流设为瞬态和湍流;血液密度为 1 060 kg/m³,血液黏度为 3.5 mPa·s,考虑重力情况,且血流初始方向均与出入口垂直。将 ICA 和 ECA 出口模拟设定为与时间相关的质量流量(mass flow rate),采用 Lee 等^[17]研究曲线[见图 3(a)、(b)]。根据体格检查,在 CCA 入口输入最大收缩压和舒张压,分别为 125、62 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa),其压力出入口波形采用 Zhao 等^[18]研究曲线。患者的心率为 80 次/min,1 个心动周期的 CFD 模拟中使用总共 150 个时间步长(每步 50 ms),假设两个不同体位的边界条件相同,将上述设定分别载入,并对 CFD 模型进行中立位和生理极限位时血流运算。

2.3.2 静态模型 将静态模型导入 ANSYS 14.5 中进行网格划分,设定脂质核、纤维帽和钙化组织网格尺寸分别为 0.15、0.18、0.50 mm,其余设定为光滑、缓慢转换、固定的四面体。相邻元件接触性

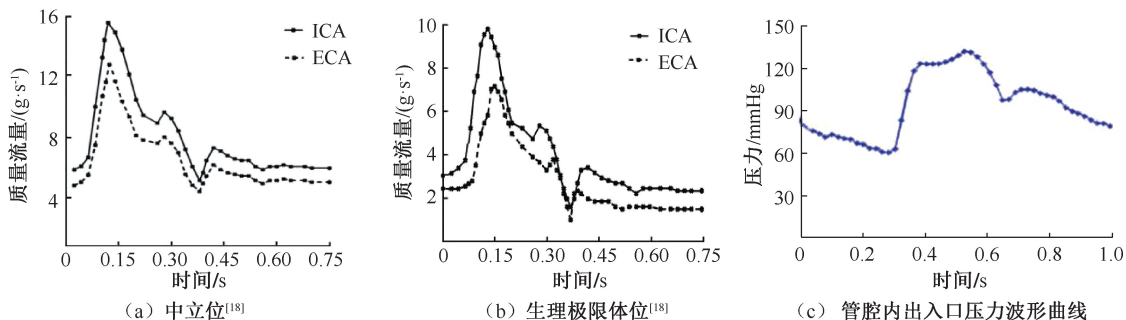


图3 血流边界曲线(1 mmHg=0.133 kPa)

Fig. 3 Boundary condition for the blood flow (a) Neutral position^[18], (b) Physiological limit position^[18], (c) Waveform curve of the inlet and outlet pressure of the vessel

质的设置为固定黏附(bond)。设定血管壁为超弹性材料,非线性和各向同性^[19],使用5参数Mooney-Rivlin材料,该函数赋予为:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + 1/d(J - 1)^2$$

式中: W 为应变势能; I 为应变不变量; d 为材料系数;常数 $C_{10} = 50.445$ kPa、 $C_{01} = 30.491$ kPa、 $C_{20} = 40$ kPa、 $C_{11} = 120$ kPa、 $C_{02} = 10$ kPa; $d = 1.44 \times 10^{-7}$ 。

设定脂质核和纤维帽的材料属性柔软,弹性模量分别为2、270 kPa,泊松比分别为0.49、0.3;而钙化组织材料属性更硬,弹性模量为690 MPa,泊松比为0.3^[20]。

2.3.3 FSI模型 FSI模型由CFD模型和静态模型结合构成,将CFD导入静态模型中耦合运算。由CFD模型运算所得的血流情况,将1个心动周期的血流情况循环[见图2(c)]导入静态模型中,生成FSI模型。将FSI模型固定面和CFD一致,固定CCA平行平面,其余拉伸形变从ICA和ECA共同平行的最低平面开始。

Herzog等^[21]研究发现,手法使颈部位于生理极限位置时,对颈动脉平均拉伸为7%±9%。而颈椎旋转手法是使患者颈部位于颈部生理极限位后,术者再于患处施加一短促作用力扳动颈椎关节,以解除肌肉痉挛,达到治疗效果^[22]。本文为模拟颈动脉在颈椎旋转手法下拉伸情况,不考虑后续短促扳力,颈椎正常中立位不予模拟拉伸。用处于生理极限位的颈动脉拉伸模拟颈椎旋转手法施加过程中对颈动脉的影响,不考虑横截面变化,以模型重心纵向拉伸,以7%、16%代表旋转手法下颈动脉平均和最大拉伸形变。

2.4 模型验证

2.4.1 网格验证 对所有模型进行网格密度分析。网格密度有效性验证试验是将上述所有模型均以按3种不同网格(0.25、0.3、0.5 mm)划分,其余输入条件不变,在相同区域中计算的所有应力,其差异小于5%,故认为本研究中模型网格划分合理有效。另外,所有模型均收敛,符合质量能量守恒定律。成功构建颈动脉粥样硬化模型,其中CFD模型节点和单元数分别为 1×10^5 和 5×10^5 个;FSI模型纤维帽、钙化组织和脂质核的平均网格节点分别为 6.5×10^4 、 4.6×10^4 、 6.5×10^4 个,单元数分别为 9.5×10^4 、 7.0×10^4 、 9.5×10^4 个。本研究模型的网格精度已远超过Gao等^[23]研究模型。

2.4.2 模型验证 ①通过对比SolidWorks 2017测量工具测量颈动脉和斑块半径和超声实测值,发现静态结构模型血管内径为 (1.30 ± 0.26) mm,实测值为 (1.24 ± 0.22) mm,两者均值相差不超过0.1 mm。②模型载入文献[21]中报道的边界条件进行运算后运算收敛,并可以获得最大剪切力为33.80 Pa,压力为14.66 kPa。该结果与Gao等^[20]获得的最大剪切应力(33.96 Pa)和压力(14.51 kPa)非常相近,故认为模型得以验证。

2.5 主要观察指标

运算获得在1个心动周期内斑块下在中立位和生理极限位不同拉伸情况下的生物力学指标:①斑块区域最大壁面切应力(wall shear stress, WSS)^[23];②最大斑块壁面应力(plaque wall stress, PWS)^[17];③血管内最大血流剪切力(flow shear stress, FSS)^[10];④壁面拉应力(wall tensile stress, WTS),即von Mises应力的内部结构拉应力,它代表斑块内部各结构应力分布^[20]。

⑤ 各组织结构的最大应变(strain);⑥ 斑块区域所受壁面压强(wall pressure, WP)^[26]。

3 结果

模型获得中立位和生理极限体位最大和最小 FSS 及血流最大压力(见表 1)。模型最大 FSS 及压力均在颈动脉分叉处(与斑块狭窄处相对),斑块区域最大 FSS 及压力在斑块肩部,此处为纤维帽表面。另外,最大 FSS 所处周期在 0.13 s,血流最大压

力所处周期在 0.40 s(见图 4)。

表 1 不同体位下血管及斑块区域血流剪切力和压力

Tab.1 Fluid shear stress (FSS) and pressure of the lumen and plaque in two different positions

参数	中立位	生理极限体位
FSS/Pa	122.1	81.0
最大 FSS/Pa	90.1	60.9
最小 FSS/Pa	12.4	4.4
平均 FSS/Pa	51.3±33.8	32.5±28.4
最大压力/kPa	16.7	16.7

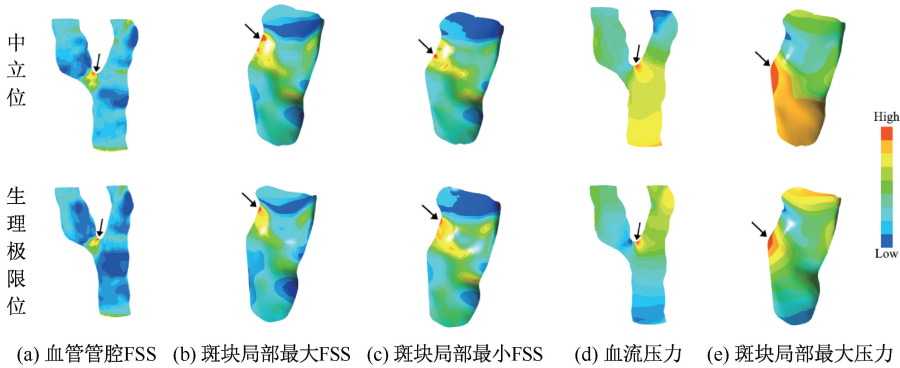


图 4 CFD 模型计算的应力和压力分布

Fig. 4 Stress and pressure distribution calculated by the CFD models (a) FSS of all lumen, (b) Local maximum FSS of the plaque, (c) Local minimum FSS of the plaque, (d) Pressure of the blood, (e) The maximum local pressure on the plaque

注:箭头所指为最大值区域。

图 5 所示为模型在生理极限位时 7% 与 16% 拉伸形变下斑块内应力分布情况。可以看出,纤维帽表面最大 PWS 和 WSS 区域的纤维帽最薄,具有大的脂质核心和钙化组织。

表 2 不同拉伸形变下斑块各组织最大壁面拉应力和应变

Tab.2 Maximum wall tensile stress (WTS) and strain of plaques under different tensile deformation

参数	拉伸形变/%	
	7	16
PWS/kPa	24.84	66.16
WSS/Pa	14.93	40.54
脂质核 WTS/kPa	59.90	156.75
钙化组织 WTS/kPa	1 543.80	3 778.10
纤维帽 WTS/kPa	0.60	2.28
血流 WTS/kPa	282.66	1 040.30
脂质核应变	0.29	0.56
钙化组织应变	3.01×10^{-3}	8.83×10^{-3}
纤维帽应变	0.30	1.05
血管应变	0.30	0.70

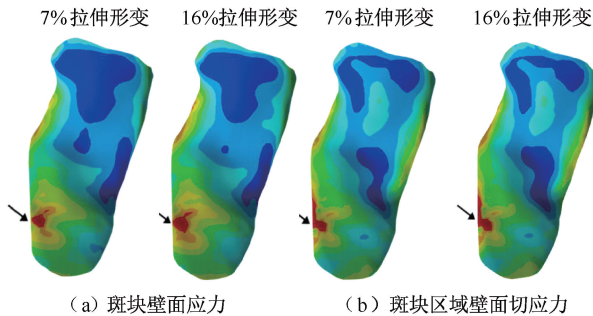


图 5 不同拉伸形变下模型应力分布

Fig. 5 Stress distributions on the models under different tensile deformation (a) Plaque wall stress (PWS), (b) Wall shear stress (WSS) at plaque area

注:箭头所指为纤维帽表面最大 PWS 和 WSS 区域。

另外,模型也运算获得各拉伸形变下斑块内各组织结构的最大 WTS 和应变(见表 2)。

4 讨论

模型血流动力学运算分析结果显示,血流 FSS 和压力均集中在斑块最狭窄的对侧区域,即斑块上游。此处血管狭窄导致血流情况复杂,易造成斑块损伤破裂。中立位和生理极限位的最大血压均为

16.7 kPa,这与边界输入设置有关。中立位下斑块区域最大和平均 FSS 分别为 90.1、(51.3±33.8) Pa,而生理极限体位下斑块区域的最大和平均 FSS 分别为 60.9、(32.5±28.4) Pa。Eshtehardi 等^[27] 研究认为,若斑块区域 FSS 超过 11.2 Pa,则斑块该区域具有破裂风险。但本文结果表明,中立位的最大和平均 FSS 均要高于生理极限值,且中立位的最大 FSS 要远高于 FSS 破裂风险值。本文推测,由颈椎旋转至生理极限位时,血流速度下降^[28]。斑块的最大 FSS 可能会使得斑块处于破裂高风险状态,但 FSS 与颈动脉拉伸应变导致血流速度改变有关。

而 FSI 运算结果显示,颈椎旋转手法对颈动脉拉伸在平均 7% 拉伸形变和最大 16% 拉伸形变下 WSS 和 PWS 的应力分布集中区域相同,此处斑块纤维帽表面肩部,其相对应的内部结构为最薄的纤维帽包裹着较厚的钙化组织和脂质核。Fry 等^[29] 研究发现,斑块壁面高剪切力集中 (WSS>40 Pa) 会直接造成内皮组织破坏导致脱落,区域高剪切力会促进动脉粥样硬化的发展。在 16% 拉伸形变下,斑块最大 WSS 为 40.54 Pa,故此处斑块的 WSS 可能造成表皮损伤。而在有限元研究中,常用的斑块 PWS 破裂阈值为 300 kPa,300 kPa 可视为斑块破裂的触发诱因之一,亦或视为此应力使得斑块具有高破裂风险^[30-31]。本文模拟结果表明,在 16% 拉伸形变下,最大 PWS 为 66.16 kPa,远小于斑块破裂阈值,故推测颈椎旋转手法对颈动脉的拉伸不会直接导致该斑块破裂或使斑块处于高破裂风险,但多次旋转颈椎操作可能使斑块 WSS 处于应力损伤阈值,造成斑块表皮损伤,影响斑块稳定性。

另一方面,本文分析了斑块的内部结构应力、应变。内部结构应力、应变超过极限阈值时,斑块内部会形成损伤、溃疡和出血,影响斑块稳定性,甚至诱发破裂。本文将计算所得的最大应力、应变与轴向的极限断裂拉伸试验值相比较,以初步评估颈椎旋转手法是否使颈动脉粥样硬化的内部结构损伤。Lawlor 等^[32] 研究发现,新鲜颈动脉斑块组织破裂应变范围为 0.299~0.588,并且观察到 WTS 在 131~799 kPa 之间。本文结果表明,在 16% 拉伸形变下,颈动脉纤维帽最大 WTS 为 156.75 kPa,该值介于破裂应力范围内,且 16% 拉伸时纤维帽和脂质最大应变均大于破裂应变范围。7% 拉伸时应变为

0.29,约等于斑块组织破裂时最小应变。由此可见,在颈椎旋转至极限位时,斑块可能达到断裂临界值。若进一步拉伸,颈动脉纤维帽区域将最早损伤,影响斑块稳定性。因此,本文推测,当颈椎旋转手法使得颈动脉拉伸超过 16% 时,斑块内部结构应力、应变达到破裂阈值,可能造成斑块内部结构损伤。另外,颈动脉管腔内膜损伤也是诱发斑块形成和影响斑块稳定性的因素^[33]。而有研究发现,多次旋转手法会降低颈动脉的抗拉伸性能,提高内膜损伤的可能^[34]。Teng 等^[35] 研究发现,血管外膜损伤时的平均 WTS 为 (1 996±867) kPa,且血管中膜损伤破裂时的平均 WTS 为 (519±270) kPa,断裂应变为 1.50±0.22。在本研究中,血管被假定为超弹性材料,未区分中膜和外膜。管腔在 7% 和 16% 拉伸下最大 WTS 分别为 282.66、1 040.30 kPa,应变分别 0.30 和 0.70。16% 拉伸下管腔最大 WTS (1 040.30 kPa) 已接近中膜破裂阈值平均值,可能会引起血管损伤,但未到达血管破裂应变。

本文通过有限元 FSI 分析方法,模拟颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化斑块生物力学的影响。结果发现,在颈椎旋转至生理极限位时,颈动脉拉伸至 16% 后才可能会出现斑块表面高切应力集中,内部结构应力和血管内膜应力超过破裂阈值,故可能造成斑块表皮组织破坏导致脱落,斑块内部会形成损伤、溃疡和出血以及血管损伤,影响斑块稳定性。因此,在颈动脉粥样硬化斑块的颈部疾病患者中,应谨慎进行颈椎旋转手法治疗。

本研究的局限性如下:① 基于 MRI 影像学进行模型构建,斑块模型能模拟其个体的个性化特征,但对于斑块材料属性均采用 Ebenstein 等^[15] 研究,无法满足个性化特性。未来可尝试结合剪切波弹性成像技术,定量测量斑块个体弹性模量^[36];② 未对血管壁残余应力进行分析。在手法前进行斑块有限元模拟筛查应分析零应力下血管及斑块应力,以确定斑块稳定性;③ 目前仍缺乏粥样硬化颈动脉在手法下应变的准确测量研究,手法下颈动脉拉伸应变需要进一步研究测量;④ 本研究未来需要多样本的尸体研究或临床研究相互佐证。

5 结论

由于斑块破裂是一个复杂的过程,简单的应力

分析不能直接证明简单的颈动脉拉伸会导致斑块破裂。然而,随着颈动脉拉伸增加,对颈动脉粥样硬化血管及斑块的影响增大。基于MRI影像资料构建的FSI有限元模型,可精确模拟运算颈椎推拿手法下颈动脉粥样硬化血管和斑块的应力、应变及其分布。颈椎旋转至生理极限位,大幅度的颈动脉拉伸可能增加斑块破裂的风险,影响斑块稳定性,并可能导致斑块破裂。因此,在对颈动脉粥样硬化患者进行颈椎推拿手法前,对斑块进行有限元评估是一种有效的安全性评估筛查方法。

参考文献:

- [1] 李义凯. 脊柱推拿的基础与临床[M]. 北京: 军事医学科学出版社, 2001: 1-2.
- [2] LEACH RA. Patients with symptoms and signs of stroke presenting to a rural chiropractic practice [J]. *J Manip Physiol Ther*, 2010, 33(1): 62-69.
- [3] 湛祖江, 李义凯. 颈部推拿引起脑卒中的临床概况及其发生机制[J]. *颈腰痛杂志*, 2014, 35(1): 50-53.
- [4] CASSCELLS W. Vulnerable atherosclerotic plaque: A multifocal disease[J]. *Circulation*, 2003, 107(16): 2072-2075.
- [5] WUEST S, SYMONS B, LEONARD T, *et al.* Preliminary report: Biomechanics of vertebral artery segments C1-C6 during cervical spinal manipulation [J]. *J Manip Physiol Ther*, 2010, 33(4): 273-278.
- [6] HERZOG W, LEONARD TR, SYMONS B, *et al.* Vertebral artery strains during high-speed, low amplitude cervical spinal manipulation [J]. *J Electromyogr Kines*, 2012, 22(5): 740-746.
- [7] ZAINA C, GRANT R, JOHNSON C, *et al.* The effect of cervical rotation on blood flow in the contralateral vertebral artery [J]. *Manual Ther*, 2003, 8(2): 103-109.
- [8] MITCHELL JA. Changes in vertebral artery blood flow following normal rotation of the cervical spine [J]. *J Manip Physiol Ther*, 2003, 26(6): 347-351.
- [9] THOMAS LC, MCLEOD LR, OSMOTHERLY PG, *et al.* The effect of end-range cervical rotation on vertebral and internal carotid arterial blood flow and cerebral inflow; Sub analysis of an MRI study [C]//Proceedings of Australian Physiotherapy Association Conference. Gold Coast: [s. n.], 2015.
- [10] 陈奕历, 劳永华, 张少群, 等. 颈动脉粥样硬化的流体力学模型: 旋转手法下颈动脉粥样硬化斑块的血流动力学变化[J]. *中国组织工程研究*, 2019, 23(15): 2403-2408.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [12] 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.
- [13] WANG QH, YANG SX, XU YJ, *et al.* *In vivo* stress analysis of an atherosclerotic plaque at carotid bifurcation [J]. *J Med Biomech*, 34(3): 268-276.
- [13] HUANG Y, TENG Z, SADAT U, *et al.* The influence of computational strategy on prediction of mechanical stress in carotid atherosclerotic plaques: Comparison of 2D structure-only, 3D structure-only, one-way and fully coupled fluid-structure interaction analyses [J]. *J Biomech*, 2014, 47(6): 1465-1471.
- [14] TANG D, TENG Z, CANTON G, *et al.* Sites of rupture in human atherosclerotic carotid plaques are associated with high structural stresses [J]. *Stroke*, 2009, 40(10): 3258-3263.
- [15] BANKS J, BRESSLOFF NW. Turbulence modeling in three-dimensional stenosed arterial bifurcations [J]. *J Biomech Eng*, 2007, 129(1): 40-50.
- [16] CIBIS M, POTTERS WV, GIJSEN FJH, *et al.* Wall shear stress calculations based on 3D cine phase contrast MRI and computational fluid dynamics: A comparison study in healthy carotid arteries [J]. *Nmr Biomed*, 2014, 27(7): 826-834.
- [17] LEE SW, ANTIGA L, SPENCE JD, *et al.* Geometry of the carotid bifurcation predicts its exposure to disturbed flow [J]. *Stroke*, 2008, 39(8): 2341-2347.
- [18] ZHAO SZ, XU XY, HUGHES AD, *et al.* Blood flow and vessel mechanics in a physiologically realistic model of a human carotid arterial bifurcation [J]. *J Biomech*, 2000, 33(8): 975-984.
- [19] TANG D, YANG C, KOBAYASHI S, *et al.* Effect of a lipid pool on stress/strain distributions in stenotic arteries: 3-D fluid-structure interactions (FSI) models [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(3): 363-370.
- [20] EBENSTEIN DM, COUGHLIN D, CHAPMAN J, *et al.* Nanomechanical properties of calcification, fibrous tissue, and hematoma from atherosclerotic plaques [J]. *J Biomed Mater Res A*, 2009, 91A(4): 1028-1037.
- [21] HERZOG W, TANG C, LEONARD T. Internal carotid artery strains during high-speed, low-amplitude spinal manipulation of the neck [J]. *J Manip Physiol Ther*, 2015, 38(9): 664-671.
- [22] 梅凌, 李义凯. 定点旋转手法作用下颈椎各节段亚生理区的运动形式[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(3): 279-283.

- MEI L, LI YK. Cervical spine motion segments and movement patterns in paraphysiologic zone by fixed-point cervical rotatory manipulation [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(3): 279-283.
- [23] GAO H, LONG Q, SADAT U, *et al.* Stress analysis of carotid atheroma in a transient ischaemic attack patient using the MRI-based fluid-structure interaction method [J]. *Br J Radiol*, 2009, 82(1): S46-S54.
- [24] HUANG X, YANG C, ZHENG J, *et al.* 3D MRI-based multicomponent thin layer structure only plaque models for atherosclerotic plaques [J]. *J Biomech*, 2016, 49(13): 2726-2733.
- [25] 刘文智, 刘莹, 罗院明. 斑块偏心分布影响下多组分两相血流动力学数值模拟[J]. *介入放射学杂志*, 2019, 28(10): 969-973.
- [26] 王楠楠, 冯继玲, 王义亮. 冠状动脉分叉角度对血液流体力学及斑块形成分布的影响[J]. *生物医学工程研究*, 2018, 37(3): 291-296.
- [27] ESHTEHARDI P, BROWN AJ, BHARGAVA A, *et al.* High wall shear stress and high-risk plaque: An emerging concept [J]. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2017, 33(7): 1089-1099.
- [28] 李定, 张蕾, 李义凯. 颈部旋转手法对颈动脉粥样硬化患者脑血流动力学的影响[J]. *辽宁中医杂志*, 2016, 43(5): 1002-1004.
- [29] FRY DL. Certain histological and chemical responses of the vascular interface to acutely induced mechanical stress in the aorta of the dog [J]. *Circ Res*, 1969, 24(1): 93-108.
- [30] DEEPA TK, BINU LS, SUKESH AK. Modelling blood flow and analysis of atherosclerotic plaque rupture under G-force [C]//Proceedings of International Conference on Bioinformatics & Biomedical Engineering. Hangzhou: [s.n.], 2009.
- [31] OLLEY J. Necrotic core thickness and positive arterial remodeling index: Emergent biomechanical factors for evaluating the risk of plaque rupture [J]. *Am J Physiol*, 2008, 295(2): H717.
- [32] LAWLOR MG, O' DONNELL MR, O' CONNELL BM, *et al.* Experimental determination of circumferential properties of fresh carotid artery plaques [J]. *J Biomech*, 2011, 44(9): 1709-1715.
- [33] 黄学成, 谌祖江, 李义凯. 颈椎旋转手法对兔颈动脉粥样硬化血管拉伸力学特性的影响[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 454-458.
- HUANG XC, CHEN ZJ, LI YK. Effects of cervical rotatory manipulation on tensile mechanical properties of atherosclerotic carotid artery in rabbits [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 454-458.
- [34] ZHANG S, JI Q, LEI Z, *et al.* Cervical rotatory manipulation decreases uniaxial tensile properties of rabbit atherosclerotic internal carotid artery [J]. *Evid Based Compl Alt Med*, 2017, DOI: 10.1155/2017/5189356.
- [35] TENG Z, TANG D, ZHENG J, *et al.* An experimental study on the ultimate strength of the adventitia and media of human atherosclerotic carotid arteries in circumferential and axial directions [J]. *J Biomech*, 2009, 42(15): 2535-2539.
- [36] 张蕾, 勇强, 牛宏珍, 等. 实时剪切波弹性成像定量评价颈动脉粥样硬化斑块[J]. *中国医学影像技术*, 2013, 29(12): 1949-1952.