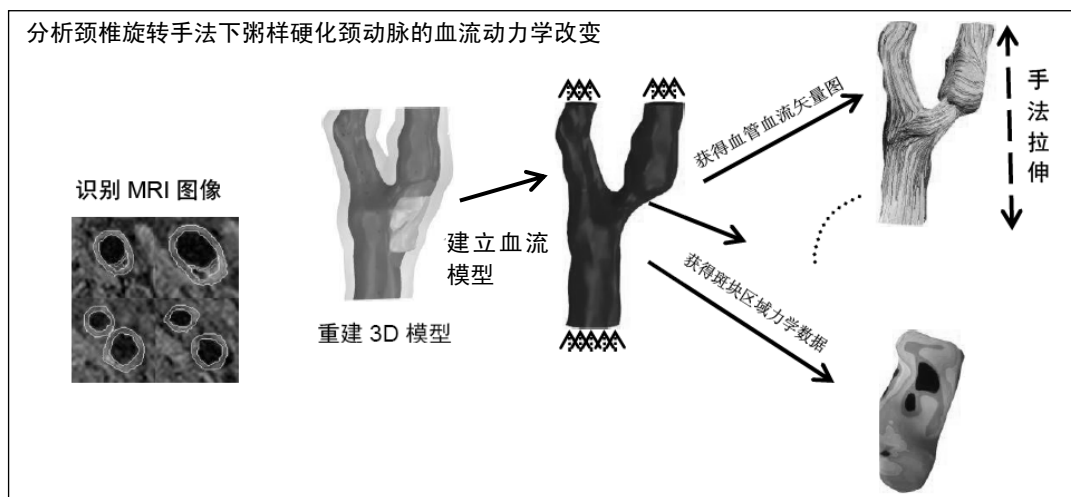


颈动脉粥样硬化的流体力学模型：旋转手法下颈动脉粥样硬化斑块的血流动力学变化

陈奕历¹, 劳永华², 张少群¹, 吴宝烽³, 李义凯¹ (1南方医科大学, 广东省广州市 510515; ²华南理工大学, 广东省广州市 510006; ³广州市惠爱医院, 广东省广州市 510370)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.1174 ORCID: 0000-0002-9460-1581(陈奕历)

文章快速阅读:



陈奕历, 男, 1993 年生, 广东省和平县人, 汉族, 南方医科大学在读硕士, 医师, 主要从事生物力学、流体力学、颈椎推拿的研究。

通讯作者: 李义凯, 博士, 教授, 南方医科大学, 广东省广州市 510515

文献标识码: B
稿件接受: 2018-12-20



文题释义:

斑块壁面剪切力(average wall shear stress, AWSS): 是时均和面均剪切力的综合, 一个心动周期内斑块平均壁面剪切力的平均大小, 即斑块长期受到的剪切力平均大小。

斑块最大壁面剪切力(maximum wall shear stress, Max_WSS): 是一个心动周期内斑块处最大剪切力大小(某一时刻的一点), 即斑块受到最大的剪切力。

斑块平均最大壁面剪切力(average maximum wall shear stress, Max_AWSS): 是一个心动周期内, 斑块受到最大剪切力时, 斑块面所受到的平均壁面剪切力。

斑块上游剪切力、斑块下游剪切力: 均和斑块壁面剪切力相同, 也是时均和面均的综合, 是斑块上下处长期受到的剪切力。

摘要

背景: 颈椎旋转推拿手法是颈椎病的非手术治疗方法之一, 其疗效显著, 但对颈动脉粥样硬化患者的安全性仍待探讨。

目的: 分析颈椎旋转手法下粥样硬化颈动脉的血流动力学改变, 探讨颈椎旋转手法对斑块血流动力学影响。

方法: 筛选颈动脉分叉处狭窄伴有斑块 MRI 影像资料 8 例。建立颈动脉粥样硬化的流体力学模型, 赋予通用血流边界条件, 模拟手法旋转颈椎时颈动脉拉伸情况, 将模型拉伸为无拉伸的对照组、7%拉伸组、16%拉伸组, 模拟斑块的流体力学参数变化。血流动力学指标分别为斑块壁面剪切力、斑块最大壁面剪切力、斑块平均最大壁面剪切力、斑块上游剪切力、斑块下游剪切力、斑块处血流速度和血流矢量图, 对拉伸组与无拉伸对照组进行对照分析。

结果与结论: ①7%拉伸组血流动力学指标与对照组比较均无显著性差异($P > 0.05$); 16%拉伸组血流动力学指标与对照组相比, 斑块壁面剪切力、斑块最大壁面剪切力及斑块上游剪切力增大($P < 0.05$), 其余指标无显著差异; ②结果提示, 旋转手法对颈动脉的不同拉伸对斑块的影响不同, 大幅度 16%应变的拉伸可能会影响斑块的流体力学情况。

关键词:

颈动脉; 动脉粥样硬化; 斑块; 血流动力学; 颈椎旋转手法; 有限元模拟; 斑块; 剪切力

主题词:

颈动脉; 动脉粥样硬化; 血流动力学; 组织工程

中图分类号: R445

基金资助:

国家自然科学基金面上项目(81273871), 项目负责人: 李义凯

Chen Yili, Master candidate, Physician, Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China

Corresponding author: Li Yikai, MD, Professor, Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China

Hydrodynamic model of carotid artery atherosclerosis: hemodynamic changes of carotid atherosclerotic plaques under cervical rotatory manipulation

Chen Yili¹, Lao Yonghua², Zhang Shaoqun¹, Wu Baofeng³, Li Yikai¹ (¹Southern Medical University, Guangzhou 510515, Guangdong Province, China; ²South China University of Technology, Guangzhou 510006, Guangdong Province, China; ³Guangzhou Huai Hospital, Guangzhou 510370, Guangdong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Cervical rotation manipulation is a non-surgical method of cervical spondylosis, showing significant treatment efficacy. But the safety for patients with carotid artery atherosclerosis remains obscure.

OBJECTIVE: To analyze the hemodynamic changes of atherosclerotic carotid arteries treated by cervical rotatory manipulation, and to explore the effect of cervical rotatory manipulation on the hemodynamics of atherosclerotic plaque.

METHODS: Eight cases of stenosis of ramification of the carotid artery with plaque on MRI. The hemodynamic model of carotid artery atherosclerosis was established, assigned with general boundary conditions and simulated the cervical stretch during cervical rotatory manipulation. All models were grouped and stretched into 0% (control group), 7% and 16% stretch to simulate the hemodynamic changes of atherosclerotic plaque. The hemodynamic parameters, including average wall shear stress, the maximum wall shear stress, the average maximum wall shear stress, the blood velocity of the plaque, and blood flow vectorgraph were compared among groups.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) All hemodynamic parameters had no significant differences between 7% stretch and control groups ($P > 0.05$). Compared with the control group, the wall shear stress, the maximum wall shear stress, and the maximum wall shear stress in the 16% stretch group were significantly increased ($P < 0.05$), and other indexes showed no significant differences. (2) In summary, different stretches by cervical rotatory manipulation possess different effects on plaque, and a 16% stretch may affect the hemodynamics of plaque.

Subject headings: Carotid Arteries; Atherosclerosis; Hemodynamics; Tissue Engineering

Funding: the National Natural Science Foundation of China (General Program), No. 81273871 (to LYK)

0 引言 Introduction

颈椎旋转手法是临床上常用的治疗手段, 手法运用旋转、扳动和牵拉达到解除滑膜嵌顿和肌肉痉挛、松解粘连及矫正错位的效果^[1]。旋转手法使颈椎做一被动运动, 将颈椎旋转至生理极限位时, 用一短促快速的力扳动颈椎, 以到达治疗效果, 而操作不当则引起严重并发症, 其中最为严重的是脑卒中^[2]。在颈椎疾病的好发人群中, 颈动脉粥样硬化也是中老年人的常见多发病。由于旋转手法在临床上应用广泛, 因此, 对其安全性应尤为重视。目前学科界普遍认为规范的颈椎推拿具有较好的疗效和安全性, 但在目前仍缺乏旋转手法对颈动脉粥样硬化患者的安全性探讨。颈动脉粥样硬化患者发生脑血管意外的重要因素之一是血流动力学改变^[3]。在手法治疗过程中, 颈部软组织的牵拉对颈动脉粥样硬化斑块的血流动力学的影响仍缺乏研究。

近来MRI已经成为了诊断颈动脉粥样硬化的常用检查手段, 且计算流体力学可以准确模拟复杂血管结构中的血流状态, 是目前用于研究血流动力学因素与动脉粥样硬化斑块形成、发展之间关系的最有前途的新方法^[4-6]。因此研究利用颈动脉MRI图像进行颈动脉血管的三维重建, 利用计算流体力学模拟分析颈椎旋转手法中颈动脉7%的平均拉伸应变和16%的极限拉伸应变的血流动力学改变, 探讨颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化斑块的血流动力学影响, 为颈动脉粥样硬化患者在手法治疗前提供新评估筛查方法。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 分组对照观察。

1.2 时间及地点 病例来自2017年至2018年南方医院进行MRI检查的颈动脉粥样硬化患者。

1.3 对象 纳入2017年至2018年在南方医院进行MRI检查的颈动脉粥样硬化患者8例, 其中男2例, 女6例, 年龄50-80岁, 平均(61.2±10.8)岁。提取患者MRI影像资料, 所有MRI图像资料均为患者在中立位下拍摄所得(即颈动脉处于无拉伸状态), 筛选并获得颈动脉分叉部上下大于2 cm的T1WI序列和时间飞跃(3D-TOF)序列血管成像, 共选取8例。

1.3.1 诊断 提取获得MRI影像资料, 所有病例经2名影像医生证实, 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。

1.3.2 纳入标准 ①颈动脉粥样硬化诊断明确; ②拍摄中立位MRI图; ③患者及家属对试验过程完全知情同意。

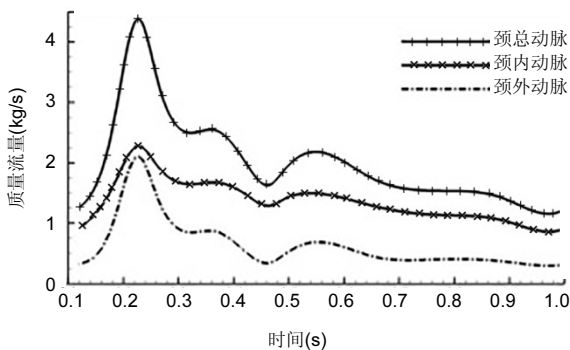
1.3.3 排除标准 ①颈部活动受限者, 如: 近期肩颈部骨折、脑部受外伤患者; ②临床症状明显的脑血管疾病, 即或椎动脉颈椎病导致的明显头晕、药物难以控制的高血压、或12个月内曾有脑卒中发作; ③外周神经系统障碍者或有明显精神障碍及中枢神经系统障碍史者; ④怀孕期、哺乳期患者。

1.4 方法

1.4.1 图像后处理和模型重建 运用颈动脉粥样硬化的T1WI和TOF图像重建血流模型, 重建血流模型包括颈总动脉、颈内动脉和颈外动脉的血流。将获得Dicom格式影像导入Mimics 17.0软件中生成血流模型。再导入Geomagic 12.0软件中进行模型优化、平滑和交换, 并将狭窄区域单独划分, 形成曲面导入SolidWorks 2017软件, 进行切割血流出入口横断面。为模拟颈动脉在颈椎旋转手法下拉伸情况, 分别将8例模型在SolidWorks2017进行前拉伸模拟, 拉伸分为3组共24例次, 每组8例次, 第1组对照组模拟颈椎正常中立位(即颈动脉处于无拉伸状态), 第2组模拟旋转

手法中颈动脉的平均拉伸应变7%，第3组模拟旋转手法中颈动脉的平均最大应变16%，均不考虑横截面变化，以模型重心纵向拉伸。将所有例次加载入Ansys14.5软件中进行网格划分，网格大小设置为0.3 mm，统一以四面体规格固定划分，模型被划分成100 000个节点和500 000个单元，此网格精度已远超过Gao等^[7]血流模型，且运算收敛。将划好网格的模型导入计算流体力学Fluent软件中，设置模型各段血管边界条件，即指定颈总动脉横断面为血流入口、颈内动脉和颈外动脉横断面为血流出口、血管壁(包含斑块区域)为壁面、血管内血流为流体。

1.4.2 计算流体力学 在计算血流动力学Fluent14.5中载入重建的血流模型，分别将颈动脉管壁设为光滑和无渗透性的刚性管壁。动脉血流为不可压缩、黏弹性的牛顿流体，研究为模拟更真实的流动状态，将血流设定为瞬态湍流^[8]。根据文献^[4]记载，血液密度为1 060 kg/m³，血液黏度为3.5×10⁻³ Pa·s，不考虑重力，血流初始方向均与出入口垂直。在上述假设条件下，血液遵循质量和能量守恒定律，在可变形流动区域内以Navier-Stokes方程计算。颈总动脉、颈内动脉和颈外动脉的质量流量采用Lee等^[5]报道的曲线函数输入(见图1)。流体力学模拟每个心动周期计算80步时间步长，每步0.012 5 s，前3周期获得初始瞬态情况，运算120个周期。采用simple方法以迎风格式计算斑块壁面剪切力和斑块区域血流速度等血流动力学指标^[6]，获得斑块平均壁面剪切力(average wall shear stress, AWSS)、斑块壁面最大剪切力(maximum wall shear stress, Max_WSS)、斑块壁面平均最大剪切力(average maximum wall shear stress, Max_AWSS)、斑块上游剪切力、斑块下游剪切力、斑块处血流速度以及管腔血流速度矢量图。任意抽取2组稳定的瞬态模型(第3-120周期)数据，其平均值做为该组数据结果。通过对比同一模型的3种不同网格单位(0.25/0.3/0.5 mm)下(均运算收敛)相同区域位置的所有应力和血流速度，大小差异均不超过5%，则认为此次研究模型得以验证。



图注：此质量流量曲线为 Lee 等^[5]报道的曲线函数。

图 1 出入口血流质量流量曲线

Figure 1 Mass flow rates of the blood flow

1.5 主要观察指标 颈动脉血流模型的血流动力学结果。

1.6 统计学分析 采用SPSS 19.0统计软件进行数据计

算和分析。7%和16%拉伸组颈动脉斑块区域血流动力学指标和无拉伸组颈动脉斑块区域血流动力学指标分别进行比较，行计量资料的配对t检验。以P≤0.05为差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 颈动脉血流模型的血流动力学结果 共8例颈动脉模型分叉处有斑块，其中1例同时伴有颈内动脉狭窄。所有模型(24例次)均收敛，遵循质量和能量守恒定律，分析运算获得所有血流动力学结果见表1、2。

表 1 无拉伸组与 7%拉伸组的血流动力学指标比较 (x±s)
Table 1 Comparison of the hemodynamic parameters between the non-stretch and 7% stretch groups

指标	无拉伸组	7%拉伸组	t 值	P 值
斑块平均壁面剪切力(Pa)	11.11±6.20	12.04±7.92	-0.992	0.354
斑块壁面最大剪切力(Pa)	53.16±27.59	60.93±33.23	-1.723	0.129
斑块壁面平均最大剪切力(Pa)	22.06±9.68	22.86±8.67	-0.717	0.497
斑块上游剪切力(Pa)	13.40±8.07	13.60±7.79	-0.257	0.804
斑块下游剪切力(Pa)	7.80±3.65	7.64±3.24	0.612	0.560
斑块处血流速度(cm/s)	49.23±9.15	54.77±18.28	-1.279	0.242

表 2 无拉伸组与 16%拉伸组的血流动力学指标比较 (x±s)
Table 2 Comparison of the hemodynamic parameters between non-stretch and 16% stretch groups

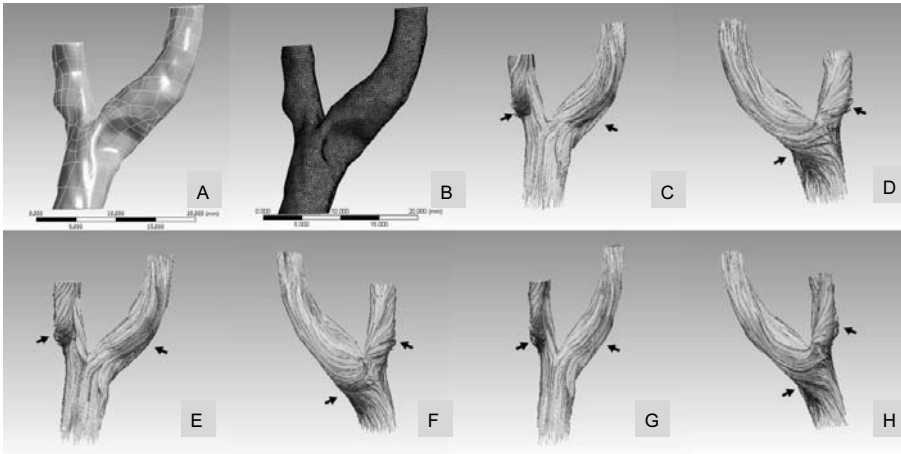
指标	无拉伸组	16%拉伸组	t 值	P 值
斑块平均壁面剪切力(Pa)	11.11±6.20	13.99±8.63	-2.601	0.035 ^a
斑块壁面最大剪切力(Pa)	53.16±27.59	68.87±36.42	-3.342	0.012 ^a
斑块壁面平均最大剪切力(Pa)	22.06±9.68	25.24±12.04	-2.239	0.060
斑块上游剪切力(Pa)	13.40±8.07	16.18±9.58	-2.991	0.020 ^a
斑块下游剪切力(Pa)	7.80±3.65	8.85±4.20	-1.838	0.109
斑块处血流速度(cm/s)	49.23±9.15	57.20±19.21	-1.663	0.140

表注：^aP < 0.05。

与无拉伸的对照组相比，7%拉伸组的血流动力学参数无显著性差异；16%拉伸组中斑块平均壁面剪切力、斑块壁面最大剪切力及斑块上游剪切力比对照组明显增大(P < 0.05)，斑块壁面平均最大剪切力和斑块下游剪切力及斑块处血流速度无显著差异。

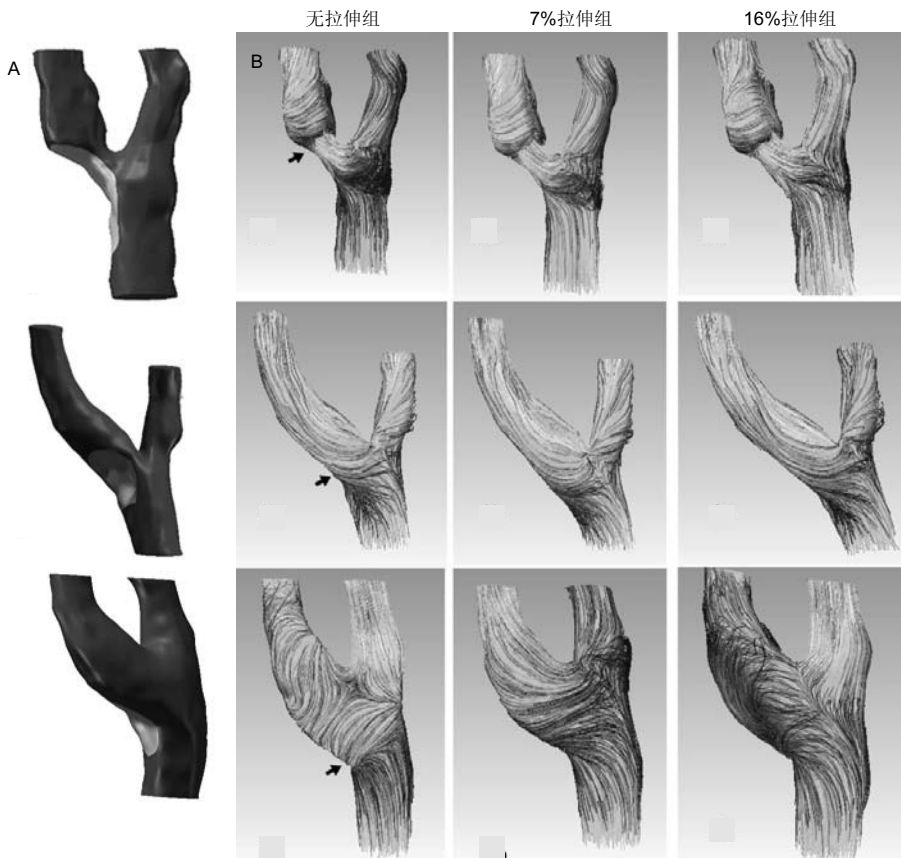
2.2 管腔血流速度矢量图 图2为颈动脉血流模型、网格划分、血流速度矢量图。女性患者，58岁，斑块外壁区域血流速度减慢(矢量线变稀疏)，并形成涡流，无拉伸组、7%拉伸组、16%拉伸组3组涡流处无明显差异。

图3为3例血流矢量图模型图片，可见血流区域、斑块和血流的接触面。结果显示，颈动脉内血流中央血流速度较快，未出现涡流；外侧管壁血流速度较慢，在斑块狭窄处的下游和斑块对侧的颈内动脉外侧壁出现涡流和回流。无论是7%还是16%的拉伸应变，涡流和回流的位置并不出现明显改变。



图注: 图 A 为颈动脉血流模型; B 为模型网格划分; C, D 为无拉伸组血流速度矢量图; E, F 为 7% 拉伸组血流速度矢量图; G, H 为 16% 拉伸组血流速度矢量图。斑块外壁区域血流速度减慢(矢量线变稀疏), 并形成涡流, 3 组涡流处无明显差异。A, B 凹陷处为斑块; A, E, G 为模型正面; B, F, H 为模型背面。

图 2 典型颈动脉粥样硬化的流体力学模型(58 岁女性患者, 箭头指向湍流处)
Figure 2 Typical hydrodynamic model of carotid artery atherosclerosis (58-year-old female patient, arrows indicate the turbulent flow)



图注: 图 A 为其中 3 例的血流模型, 可见血流区域、斑块和血流的接触面; B 为 3 例颈动脉模型血流速度矢量图。

图 3 典型 3 例血流速度矢量图模型图片(箭头指向湍流处)
Figure 3 Three typical cases of vectorgraph of the blood flow (arrows indicate the turbulent flow)

3 讨论 Discussion

颈椎旋转手法治疗颈椎病具有良好的临床效果, 因此在临床上广泛应用。颈椎病多见于中老年人, 而此年龄段同样也好发颈动脉粥样硬化。对颈动脉粥样硬化患者进行旋转手法时, 旋转颈椎会拉伸软组织, 一方面可能由于过度牵拉导致神经纤维、血管撕裂, 或造成动脉粥样斑块脱落; 另一方面, 可能会因为手法过度屈曲和拉伸颈动脉上段及椎动脉, 使得管腔变小, 甚至闭塞, 影响颈动脉及椎动脉的供血功能, 导致脑血管供血不足^[9]。虽然规范的手法操作可避免过度牵拉从而增加其安全性, 但对颈动脉患者进行颈椎旋转手法仍可能具有安全隐患。目前学科界缺乏对颈动脉粥样硬化患者进行颈椎旋转手法的安全性基础研究。斑块内部应力及斑块的血流动力学改变是斑

块破裂最直观指标, 故此次研究运用计算流体力学方法对颈动脉粥样硬化斑块区域的血流动力学进行探讨, 为颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化伴斑块患者提供筛查评估简易的新方法。因研究未使用特定的MRI序列^[10-11], 斑块材料属性及个体化血流边界条件未能获得。故此次研究使用常规MRI影像检查, 对颈动脉血流情况进行重建模拟, 使用平均血流边界条件, 使得研究更简易, 更具可行性。

颈动脉分叉处血液受到血管角度改变的影响, 局部血流变慢, 易形成脂质沉积, 在血流剪切力的影响下容易形成斑块, 所以此处斑块检出率最高^[12]。则此次研究所有模型均选取分叉处有单一斑块的颈动脉粥样硬化血管进行重建, 以纵向拉伸颈动脉模拟颈椎旋转手法。据研究发现在颈椎活动度试验(即颈椎旋转到生理极限位)中, 颈动脉拉

伸应变为 $(7\pm 9)\%$ ^[13]。此次研究分别模拟7%和16%的颈动脉拉伸应变,7%拉伸应变模拟颈椎旋转手法下颈动脉的平均应变,而16%模拟颈椎旋转手法时最大程度的颈动脉拉伸应变。所以研究将模型分为无拉伸的对照组、7%拉伸应变组和16%拉伸应变组,分别对每组的斑块区域血流动力学及局部的血流速度进行探讨。

斑块破裂是一个慢性损伤的过程,是斑块在复杂的应力环境作用下,发生的疲劳而导致稳定性下降,进而在局部高水平的应力下发生破裂所致^[14]。斑块破裂主要发生在血管狭窄部的上游区域,此区域也是斑块剪切力集中处^[15]。高壁面剪切力是斑块破裂的诱导因素^[16],同时高剪切力对应的斑块的内部也容易出血破溃,诱导不稳定性斑块的形成。研究表明血流动力学对动脉内皮细胞损伤、动脉内膜加厚和平滑肌增生以及血小板、单核血细胞聚集都有重要影响^[17]。Fry^[18]发现斑块壁面高剪切力(WSS > 40 Pa)集中会直接造成内皮组织破坏导致脱落。在高剪切力下的情况下,动脉粥样硬化动脉的中血液会产生的微粒子,这可能会为凝血瀑布提供扩展了催化表面,从而血小板聚集导致动脉血栓形成。高壁面剪切力同样促进内皮细胞和血小板表达,从而促进动脉粥样硬化的发展。而低剪应力不会引起正常血液钙浓度的血小板聚集,不会引起微粒子的显著性释放^[19]。但低壁面剪切力与震荡流也是颈动脉粥样硬化的主要形成原因^[20],低振荡剪切应力诱发稳定性斑块的形成^[16]。低剪切力和震荡流主要发生在狭窄部下游和分叉处对侧,这和模型模拟分析的结果是相吻合的。低剪切力使得内皮细胞凋亡斑块、紊乱,低剪切力斑块区域大量的巨噬细胞汇集;震荡流直接引起内皮细胞功能紊乱,如一氧化碳合成下降、促炎介质合成而导致动脉粥样硬化。据研究发现斑块壁面低剪切力(WSS < 1 Pa)和震荡流会直接引起内皮组织内的基因表达^[21],也促进了与动脉粥样硬化相关的基因表达,如动脉粥样硬化细胞黏附分子和血小板衍生物以及生长因子的基因表达,这影响了动脉粥样硬化和单核细胞黏附对内皮细胞的黏附体积。另有研究认为在湍流区域的低剪切力更易增加内膜损^[22],增强血清侧漏,出现所谓“浓度极化”现象,即血管壁物质积累和内膜增长,从而促进动脉粥样硬化斑块形成,此处多发生在斑块下游区域。当流体在弯曲的管道流动时,由于惯性原因,管轴区域快速运动的流体无法顺从横向压力梯度^[23],在分叉处形成逆向压力差,而在弯曲管道内侧形成涡流。涡流中的血液血小板浓度高,血小板滞留时间长,故涡流的存在为血小板提供了聚集的场所,促进了血小板的黏附与聚集,此处可能更易形成狭窄。再则涡流内的血流速度小且存在回流,血流情况复杂,血流速度大小、方向的频繁改变对斑块的形成与发展有一定的促进作用^[24]。故斑块的局部血流动力学在动脉粥样硬化的发生发展中起着重要决定作用。

研究模拟运算获得所有模型的血流动力学结果及血流

流速矢量图。在同一出入口流速条件下,血流速度在拉伸应变下不存在显著性差异,则颈动脉的纵向拉伸可能不直接影响血管内血流速度。与无拉伸组斑块壁面最大剪切力 $(53.16\pm 27.59)\text{Pa}$ 和周期内斑块壁面最大平均剪切力 $(22.06\pm 9.68)\text{Pa}$ 相比,7%拉伸组无显著性改变,16%拉伸组均增大,且有显著性差异($P < 0.05$)。而3组的斑块壁面最大剪切力大于40 Pa,该区域在周期最高血流速度情况下会促进斑块发展;而周期内斑块壁面最大平均剪切力 > 40 Pa的血管斑块则会对斑块造成影响。16%拉伸组中颈动脉拉伸应变的血流动力学情况对斑块的稳定性具有一定的影响。斑块上游是血流经过狭窄处后血管恢复正常曲度的区域,此处是斑块肩部,也是破裂多发生处^[25]。斑块上游的高血流剪切力使得斑块纤维帽变薄引起破裂和继发性血栓。而与无拉伸组的斑块上游剪切力相比,仅16%拉伸组的斑块上游剪切力轻微增高,且有显著性差异($P < 0.05$),但上游剪切力大小并未达到造成内皮细胞损伤的程度。另外,低剪切力和震荡流在斑块的下游和分叉处对侧形成,与实际情况相符。由于低剪切力和震荡流的形成与血管内腔形状相关,在颈动脉纵向应变而形状不改变情况下,模型组的低剪切力和震荡流形成的位置并未见明显改变。两拉伸组的斑块下游剪切力与无拉伸组 $(7.80\pm 3.65)\text{Pa}$ 相比,未见显著性差异,且未达到损伤内皮组织大小(斑块下游剪切力 > 1 Pa)。由此可见,颈椎旋转手法导致的颈动脉16%应变可能会影响斑块稳定性,促进斑块发展。而颈动脉小幅度的牵拉对斑块血流动力学不造成影响,颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化患者具有一定的安全性,但大幅度16%应变的颈动脉拉伸对颈动脉粥样硬化伴斑块具有潜在隐患,故颈动脉粥样硬化患者在进行颈椎旋转手法前应进行筛查评估其安全性。

此次研究的主要局限性如下:①试验样本量较小,未考虑斑块组织结构及血管属性,未能对此类问题进行流固耦合,模型仍可以进一步优化,如选用更精确的MRI序列获得斑块结构,使用流固模型分析斑块内部应力,使评估更具说明性;②目前彩色多普勒超声同样可以评价颈动脉血流剪切力,故模型计算结果验证仍需要与大量超声评价结果相对比,并具有良好的的一致性;③血流出入口的质量流量设置均一,但模型具有个体性,利用MRI PC技术获得个体质量流量曲线,再者根据检测到的速度自动分析出管壁上及管腔内的血流动力学各参数值,但WSS敏感度低^[26]。故利用MRI的PC技术,可以进一步增加模型的准确性也用于验证单独个体模型的有效性;④试验模拟颈动脉拉伸的比例是颈椎旋转至极限位的平均和最大拉伸,且模型未考虑颈动脉横截面收缩变化。故在颈椎旋转时,颈动脉纵向拉伸的应变大小仍需要更多实验数据加以验证。研究仍需要更多的样本及更多的研究验证从而进一步提升模型的精确性。

小结:基于MRI影像学资料可精确地对颈动脉进行重

建, 并可以模拟在体颈动脉的血流情况。应用常规序列MR影像学资料, 对血流情况进行重建模拟, 血流动力学模拟计算颈椎旋转手法的颈动脉血流动力学改变, 可在手法前, 初步对颈动脉粥样硬化患者进行筛查评估。颈椎旋转手法对颈动脉粥样硬化患者具有一定的安全性, 但大幅度16%应变的颈动脉拉伸使得斑块剪切力明显增大, 斑块区域内皮细胞处于易受损状态。故颈动脉粥样硬化伴斑块患者应谨慎进行颈椎旋转手法治疗, 并在颈椎旋转手法治疗前应进行相关的评估筛查。

作者贡献: 陈奕历负责试验设计、进行试验、结果统计、结果分析、论文书写、论文投稿, 劳永华指导试验设计、指导结果分析、指导论文书写, 张少群指导试验设计、论文书写, 吴宝烽负责结果统计、结果分析, 李义凯指导试验设计、指导试验进行、指导数据分析及论文书写、所属基金项目负责人。

经费支持: 该文章接受了“国家自然科学基金面上项目(81273871)”的资助。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

知情同意问题: 参与试验的患病个体及其家属为自愿参加, 均对试验过程完全知情同意, 在充分了解试验方案的前提下签署了“知情同意书”。

文章查重: 文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行3次查重。

文章外审: 文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [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] Haldeman S, Carey P, Townsend M, et al. Arterial dissections following cervical manipulation: the chiropractic experience. CMAJ. 2001;165(7): 905-906.
- [3] Caro CG. Discovery of the role of wall shear in atherosclerosis. Arterioscler Thromb Vasc Biol. 2009;29(2):158-161.
- [4] Cibis M, Potters WV, Gijzen FJ, et al. Wall shear stress calculations based on 3D cine phase contrast MRI and computational fluid dynamics: a comparison study in healthy carotid arteries. Nmr in Biomedicine. 2014;27(7): 826-834.
- [5] Lee SW, Antiga L, Spence JD, et al. Geometry of the Carotid Bifurcation Predicts Its Exposure to Disturbed Flow. Stroke. 2008;39(8): 2341-2347.
- [6] 荆利娜, 高培毅, 林燕, 等. 基于磁共振成像的颈动脉粥样硬化斑块局部血流动力学平台研究[J]. 中国现代神经疾病杂志, 2014, 14(7): 608-614.
- [7] 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. Br J Radiol. 2009;82 Spec No 1(special_issue_1):S46.
- [8] Banks J, Bressloff NW. Turbulence modeling in three-dimensional stenosed arterial bifurcations. J Biomech Eng. 2007;129(1):40-50.
- [9] 谌祖江, 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.
- [10] Gao H, Long Q, Graves M, et al. Carotid arterial plaque stress analysis using fluid-structure interactive simulation based on in-vivo magnetic resonance images of four patients. J Biomech. 2009;42(10):1416-1423.
- [11] Li ZY, Howarth SP, Tang T, et al. Structural analysis and magnetic resonance imaging predict plaque vulnerability: a study comparing symptomatic and asymptomatic individuals. J Vasc Surg. 2007;45(4):768-775.
- [12] 张明明, 贾化平, 梁会泽, 等. 联合应用颈动脉超声及经颅多普勒超声对缺血性脑卒中的诊断价值[J]. 中国超声医学杂志, 2015, 31(3): 197-200.
- [13] Herzog W, Tang C, Leonard T. Internal Carotid Artery Strains During High-Speed, Low-Amplitude Spinal Manipulations of the Neck. J Manipulative Physiol Ther. 2015;38(9): 664-671.
- [14] 谌祖江. 旋转手法对早期动脉粥样硬化斑块稳定性的影响[D]. 广州: 南方医科大学, 2015.
- [15] 刘冬梅, 何文. 血流剪切力与颈动脉粥样硬化的关系[J]. 中国卒中杂志, 2008, 3(10):778-782.
- [16] 危当恒, 王贵学, 唐朝君, 等. 剪切应力特性对血管内膜增生及动脉粥样斑块形成的影响[J]. 中国动脉硬化杂志, 2006, 15(6): 410-414.
- [17] 邱菊辉, 王贵学, 雷道希. 血流动力学与动脉粥样硬化斑块的稳定性及其机制[J]. 中国动脉硬化杂志, 2009, 17(6): 495-497.
- [18] Fry DL. Certain histological and chemical responses of the vascular interface to acutely induced mechanical stress in the aorta of the dog. Circ Res. 1969;24(1):93-108.
- [19] Miyazaki Y, Nomura S, Miyake T, et al. High shear stress can initiate both platelet aggregation and shedding of procoagulant containing microparticles. Blood. 1996;88(9): 3456.
- [20] Cecchi E, Giglioli C, Valente S, et al. Role of hemodynamic shear stress in cardiovascular disease. Atherosclerosis. 2011; 214(2): 249-256.
- [21] Martin D, Zaman A, Hacker J, et al. Analysis of haemodynamic factors involved in carotid atherosclerosis using computational fluid dynamics. Br J Radiol. 2009 Jan;82 Spec No 1:S33-8.
- [22] 刘莹, 罗院明, 殷艳飞, 等. 动脉内流-固耦合作用下两相血流动力学数值模拟[J]. 介入放射学杂志, 2017, 26(3):253-257.
- [23] 王淑萍, 石永峰. 涡流的形成及其对血液流变性的影响[J]. 齐齐哈尔医学院学报, 2000, 21(1): 104-105.
- [24] 王汝良, 胡霖霖, 郭金兴, 等. 颈动脉分叉的非稳态数值模拟分析[J]. 软件, 2018, 39(10): 36-41
- [25] 刘冬梅, 何文, 杨敏. 彩色多普勒超声评价脑卒中患者颈动脉血流剪切力[J]. 哈尔滨医科大学学报, 2014, 48(1):55-57.
- [26] 李晓, 刘晓晨. 局部血流动力学与颈动脉斑块相关性的影像技术研究[J]. 国际医学放射学杂志, 2016, 39(5):535-538.