

## 颈内动脉狭窄血流动力学数值模拟

彭红梅<sup>1</sup>, 张东威<sup>2</sup>, 左涛<sup>1</sup>, 刘宝治<sup>2</sup>, 陈阳<sup>1</sup>

1. 内蒙古民族大学物理与电子信息学院, 内蒙古 通辽 028000; 2. 内蒙古民族大学附属医院神经内科, 内蒙古 通辽 028007

**【摘要】目的:**基于血流动力学数值模拟条件,探究对颈内动脉进行不同程度人工干预狭窄的颈动脉模型的血流动力学特性,并从血流动力学角度分析颈内动脉位置处产生狭窄及由于其狭窄导致脑部供血疾病的原因。**方法:**采集内蒙古民族大学附属医院提供的健康个体二维CT数据,应用医学建模软件MIMICS20.0将二维的颈动脉CT数据进行三维模型重建,然后借助3-Matic Medical软件,对颈动脉模型中的颈内动脉同一位置进行不同程度的人为干预狭窄,得到颈内动脉25%、50%、75%狭窄程度的颈动脉模型。经格式转化、边界条件设置、网格划分等操作后,导入计算流体力学软件FLUENT14.5进行颈动脉血管及血液两相流血流动力学数值模拟与分析。**结果:**比较颈内动脉同一位置3种不同狭窄程度下的血液流线及速度矢量图可知,随着狭窄程度的增大,颈动脉窦处血液的涡旋流动现象迅速减弱,而颈内动脉狭窄处上方和下方血液出现明显的涡旋流动,并且血液流动出现选择性偏流。颈内动脉狭窄程度从25%到50%再到75%的过程中,狭窄处的血管壁面压力始终较低,狭窄下方的血管壁面压力逐渐增大,为高压区域。狭窄处为高切应力区域,并且狭窄位置上方和下方的低切应力范围明显变大。**结论:**利用计算机软件进行人为干预狭窄获取模型的技术进行实验研究具有方便、快捷的特点。颈内动脉狭窄从25%到50%再到75%时,颈动脉的血液流场发生明显改变,颈内动脉出现明显的涡旋流动现象,血管壁面的力学性质也发生一定变化。

**【关键词】**颈内动脉狭窄;三维血管重建;数值模拟;两相流;计算流体力学

**【中图分类号】**R318;O357;O241

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)10-1273-08

## Numerical simulation of hemodynamics in internal carotid artery stenosis

PENG Hongmei<sup>1</sup>, ZHANG Dongwei<sup>2</sup>, ZUO Tao<sup>1</sup>, LIU Baozhi<sup>2</sup>, CHEN Yang<sup>1</sup>

1. College of Physics and Electronic Information, Inner Mongolia Minzu University, Tongliao 028000, China; 2. Department of Neurology, Affiliated Hospital of Inner Mongolia Minzu University, Tongliao 028007, China

**Abstract: Objective** To investigate the hemodynamic characteristics of carotid artery models with different degrees of artificial arterial stenosis based on hemodynamic numerical simulation, and to analyze causes of internal carotid artery stenosis and the diseases due to the stenosis from the perspective of hemodynamics. **Methods** Two-dimensional CT data of healthy individuals were collected from Affiliated Hospital of Inner Mongolia Minzu University, and the three-dimensional model of carotid artery was reconstructed from the two-dimensional CT data using medical modeling software MIMICS20.0. Subsequently, the obtained carotid artery model was imported to 3-Matic Medical software and interfered with various degrees of artificial internal carotid artery stenosis at the same location to obtain the models with 25%, 50% and 75% internal carotid artery stenosis. After format conversion, boundary condition setting and mesh generation, the models were imported to computational fluid dynamics software FLUENT14.5 for the hemodynamic numerical simulation and analysis of the carotid artery and two-phase blood flow. **Results** The comparison of the blood streamlines and velocity vector maps of 3 different degrees of internal carotid artery stenosis at the same location revealed that with the increase of stenosis severity, the phenomenon of blood vortex flow at the carotid sinus decreases rapidly, but obvious vortex flow appeared above and below the internal carotid artery stenosis, and the blood flow was selectively deflected. During the internal carotid artery stenosis from 25% to 50% and then to 75%, the pressure on the wall of internal carotid artery was always low, and the pressure on the wall of internal carotid artery was gradually increased, forming a high pressure area. There was high shear stress area at the stenosis, and the low shear stress ranges above and below the stenosis were obviously larger. **Conclusion** The technology of

**【收稿日期】**2024-04-14

**【基金项目】**国家自然科学基金(11362015, 82060816);内蒙古自治区自然科学基金(NJZY21435, 2018LH01005)

**【作者简介】**彭红梅,教授,研究方向:计算流体力学, E-mail: phm16888@126.com

**【通信作者】**张东威,主任医师,教授,研究方向:神经内科, E-mail: dwzhang39@163.com

using computer software to obtain models with artificial stenosis is convenient and efficient. When the internal carotid artery stenosis increases from 25% to 50% and then to 75%, the blood flow of the carotid artery changes obviously, obvious vortex flow appears in the internal carotid artery, and the mechanical properties of the wall of the carotid artery also change.

**Keywords:** internal carotid artery stenosis; three-dimensional vascular reconstruction; numerical simulation; two-phase blood flow; computational fluid dynamics

## 前言

心血管疾病是我国死亡率最高的疾病之一,占总体疾病死亡率的40%以上<sup>[1-2]</sup>。随着科学技术的发展,先进的医疗技术和仪器并未降低该病的死亡率。有资料显示,颈动脉病变是心血管疾病最主要的类型<sup>[3-4]</sup>。在血管一些特殊的位置(弯曲、分叉、狭窄等)易出现二次流、流动模式紊乱、血细胞及脂质物质沉积等血流特性问题,从而诱发动脉粥样硬化等心血管疾病<sup>[5]</sup>。颈动脉具有典型的分叉结构特点,是高患病率的几种动脉之一<sup>[6-8]</sup>。颈动脉为头颈部供血系统的重要组成部分,其不仅保证氧气和带有养分的血液输送至大脑,而且颈动脉内存在压力等多种传感器,能向大脑传递信号以维持血压及血液中氧气、二氧化碳物质的正常;其具有管径较粗、血管内部血流流速较快及血管内部血流环境复杂等特点,因此,对颈动脉进行实验研究具有极其重要的理论价值,为此国内外学者进行了相关的研究。刘雪洁等<sup>[9]</sup>利用CT影像数据重建三维分叉颈动脉,分析一定强度的磁场对分叉前、后支血液流动状态的影响。施娟等<sup>[10]</sup>对分叉血管处的宽颈动脉瘤进行血流动力学数值模拟,分析宽颈动脉瘤模型的血液流速、壁面压力、壁面切应力及管壁形变量等血流动力学因素,发现瘤颈与瘤顶区域为促进动脉瘤发展与导致其破裂的重要部位。Perktold等<sup>[11]</sup>构建具有分支的颈动脉几何模型,并对其血流动力学数值模拟,分析颈动脉的血液流场与二次流现象以及模型的几何形状对血管内血液流动状态的影响。邱晓宁等<sup>[12]</sup>构建狭窄颈动脉支架植入模型前后的几何模型,并对植入支架前后的颈动脉模型进行数值模拟,分析支架植入前后狭窄处血液流线、血管壁面压强、血管壁面切应力的变化情况,为临床颈动脉狭窄疾病手术治疗及预后提供帮助。万栋栋等<sup>[13]</sup>构建中度狭窄的颈动脉模型与不同类型的斑块模型,并对具有斑块的颈动脉模型进行数值模拟,计算比较得到血管变形、壁面切应力等血流动力学参数,分析不同斑块对颈动脉血流动力学特性的影响。邱晓宁等<sup>[14]</sup>构建三维颈动脉分叉模型,比较分析血管壁为刚性与弹性材料下壁面形变、血流速度、壁面切应力等血流动力学特

性的差异。这些研究对于分析颈动脉血管模型的血流动力学特性具有较高的参考价值。与以往研究不同的是,本研究利用人工干预狭窄技术,得到颈内动脉同一位置25%、50%、75%狭窄程度的颈动脉模型,该技术因其获取目标模型的便捷性,不但可以为血流动力学研究提供模型基础,而且可以预判不同程度的病灶风险,为临床病理研究提供理论支持。另外,本研究将血液看作是血浆和红细胞的两相流,更能显示血液的真实性。目前涉及颈动脉两相流的研究较少,因此,本研究对颈内动脉位置处不同狭窄程度的颈动脉血管进行两相流血流动力学数值模拟,希望能为颈动脉粥样硬化、脑卒中等疾病的诊断和治疗提供血流动力学理论支持。

## 1 材料与方法

### 1.1 计算材料

**1.1.1 二维CT数据** 利用医学影像三维重建软件MIMICS 20.0对从内蒙古民族大学附属医院获取的健康个体颈动脉二维CT数据进行三维重构。图1为颈动脉部位的CT图像序列。

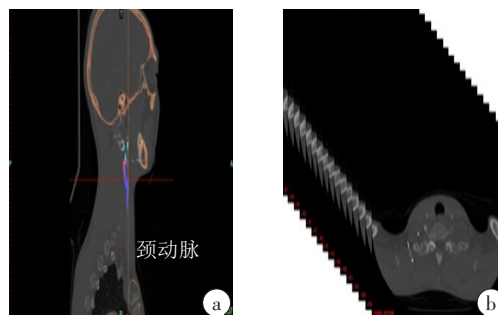


图1 颈动脉的CT图像序列

Figure 1 CT image sequence of the carotid artery

a:颈动脉单侧方展示图;b:颈动脉多张轴视图叠放

**1.1.2 三维模型重建** 将二维CT数据导入MIMICS20.0中通过制作蒙版表示出感兴趣区域,检查图像的灰度值,提取颈动脉血管信息及轮廓线,阈值提取轮廓后形成蒙面后进行计算<sup>[15]</sup>。由于软件的识别能力不灵活会导致计算过程中出现多余组织,

需手动去除冗余部分,重建出感兴趣部位,最后获得目标颈动脉模型。图2为颈动脉三维重建技术流程

图,其中,图2d为最终所获取的健康颈动脉三维模型。

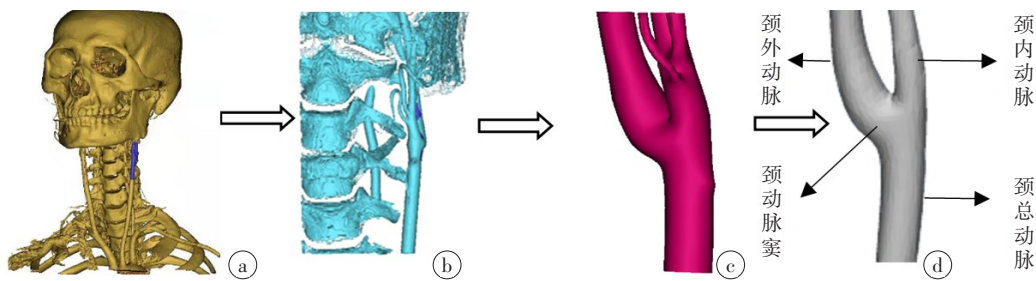


图2 医学影像三维重建技术流程

Figure 2 Flowchart of three-dimensional reconstruction of medical image

a: 骨骼与血管模型; b: 局部骨骼与颈动脉; c: 去除骨骼后的颈动脉; d: 去除冗余部分后的颈动脉

**1.1.3 人为干预狭窄模型** 将所获取的健康颈动脉三维模型导入3-Matic Medical进行人为狭窄干预,分别在颈内动脉位置处进行25%、50%和75%的狭窄干预。由于该操作为手动操作,不可避免会产生误差,但考虑到真实颈动脉狭窄过程中也会存在不规则、畸形等特点,只对最狭窄区域进行测量,设颈内动脉原来直径为 $L$ ,狭窄后的直径为 $l$ ,狭窄率为 $\frac{L-l}{L} \times 100\%$ ,误差控制在 $\pm 2\%$ 。图3分别为颈内动脉狭窄25%、50%、75%的狭窄颈动脉模型。

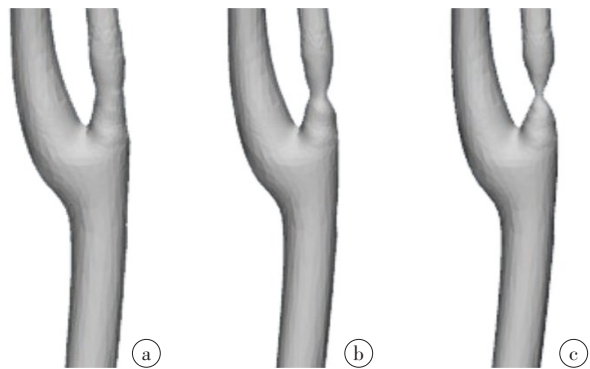


图3 颈内动脉狭窄模型

Figure 3 Internal carotid artery stenosis models

a: 狭窄25%; b: 狭窄50%; c: 狭窄75%

1.2 计算方法

**1.2.1 控制方程** 将血液看作是血浆(液相)和红细胞(固相)组成的两相流体。由于红细胞悬浮于血浆中,在数学定义上红细胞的所用热力学、动力学参数都与血浆相同,在空间中均以连续分布函数存在。因此,连续性方程同样适用于两相流动。血浆和红

细胞各自满足守恒方程(不考虑重力作用),血浆满足的质量守恒方程和动量守恒方程分别是:

$$\frac{\partial \alpha_l \rho_l}{\partial t} + \nabla \cdot (\alpha_l \rho_l \vec{v}_l) = 0 \tag{1}$$

$$\frac{\partial (\alpha_l \rho_l \vec{v}_l)}{\partial t} + \nabla \cdot (\alpha_l \rho_l \vec{v}_l \vec{v}_l) = -\alpha_l \nabla p - \nabla p_l + \nabla \cdot \overline{\vec{\tau}_l} + m_{sl} \tag{2}$$

红细胞满足的质量守恒方程和动量守恒方程分别是:

$$\frac{\partial \alpha_s \rho_s}{\partial t} + \nabla \cdot (\alpha_s \rho_s \vec{v}_s) = 0 \tag{3}$$

$$\frac{\partial (\alpha_s \rho_s \vec{v}_s)}{\partial t} + \nabla \cdot (\alpha_s \rho_s \vec{v}_s \vec{v}_s) = -\alpha_s \nabla p - \nabla p_s + \nabla \cdot \overline{\vec{\tau}_s} + m_{ls} \tag{4}$$

其中, $p, p_l$ 分别为两相共享压力与不同时间下的压力; $\alpha_l, \alpha_s$ 分别为液、固相体积分数; $\rho_l, \rho_s$ 分别为液、固相密度; $\overline{\vec{\tau}_l}, \overline{\vec{\tau}_s}$ 分别为液、固相应变张量; $\vec{v}_l, \vec{v}_s$ 分别为液、固相速度矢量; $P_l, P_s$ 分别为液、固相间压力; $m_{ls}, m_{sl}$ 分别为液相对固相的作用力与固相对液相的作用力。

**1.2.2 初始条件与边界条件** 血液是由各种有形组元(各种血细胞)和某些液体颗粒(乳糜微粒)组成的悬浮液,在这些主要成分中,红细胞的浓度极高,约为 $5 \times 10^{12}/L$ ,占血液总体积的45%,而其他细胞总和加起来占比还不足血液总体积的1%,所以,红细胞能显著影响血液的力学性质。因此,在进行血流动力学数值模拟时,将血液看作由血浆和红细胞组成的两相流体更接近真实的血液流动状态。本研究在计算流体力学软件FLUENT14.5中进行血流动力学数值模拟,设血浆为各向同性、均匀、不可压缩的牛顿粘性流体,密度 $\rho = 1050 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ,黏性系数 $\mu = 0.0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ;红细胞为球型刚性颗粒,密度 $\rho = 1090 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ,黏度



$\mu = 0.0175 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ , 直径为  $d = 8 \text{ nm}$ , 悬浮于血浆中, 红细胞体积占比为 45%, 与血液并无相互转换<sup>[16-17]</sup>。为能更真实地反映颈动脉的生理特征, 本研究将颈动脉模型的入口条件设置为速度入口 (Velocity-inlet), 入口处为两相流速度入口, 速度入口的边界条件对于不可压缩流动问题比较适用, 出口设置为压力出口 (Pressure-outlet)<sup>[18]</sup>, 颈动脉血管壁面看作刚性无滑移壁面。图 4 为颈动脉一个心动周期入口速度曲线图<sup>[19]</sup>。通过对不同入口速度进行计算比对, 发现在血流入口速度为  $0.3 \text{ m/s}$  时, 可以很好地展示血管内的血液流动场及所受应力情况<sup>[20]</sup>, 因此, 本研究选取入口速度为  $0.3 \text{ m/s}$  的情况对颈动脉的血流动力学状态进行分析。

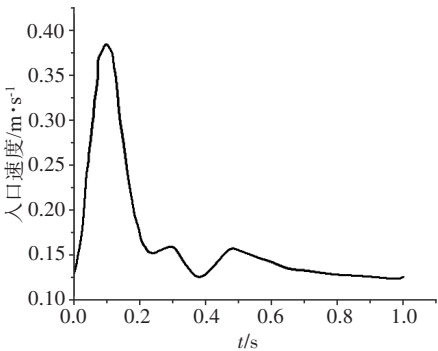


图4 颈动脉一个心动周期入口速度曲线图  
Figure 4 Entrance velocity curve of the carotid artery in a cardiac cycle

**1.2.3 网格划分** 网格划分是影响计算流体力学数值模拟质量的重要因素<sup>[21]</sup>。本研究在 ANSYS-ICEM 中对各种不同程度狭窄的颈动脉进行网格划分, 由于医学三维重建的颈动脉模型具有不规则性, 采用适应性较强的四面体网格为单元对颈动脉模型进行划分, 网格大小控制在  $0.5 \text{ mm}$  以内。图 5 为颈内动脉位置处不同狭窄程度的颈动脉模型的网格划分, 其中, 颈内动脉狭窄 25% 的网格数为 226 418, 节点数为 12 660; 颈内动脉狭窄 50% 的网格数为 201 238, 节点数为 11 504; 颈内动脉狭窄 75% 的网格数为 119 762, 节点数为 10 036。

2 数值模拟与结果分析

2.1 颈内动脉狭窄 25% 血流动力学数值模拟结果分析

图 6 为颈内动脉狭窄 25% 的速度流线图与断层内二次流

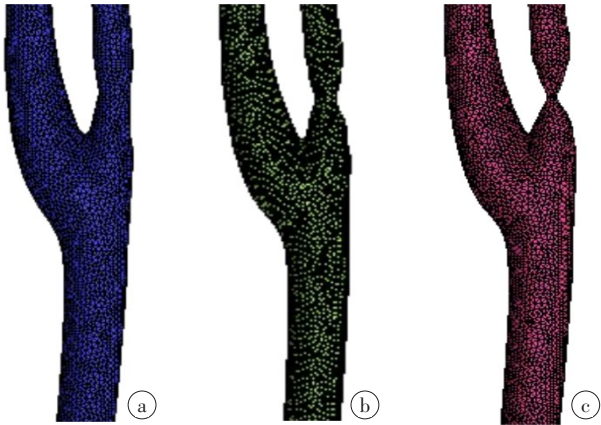


图5 颈内动脉狭窄模型网格划分  
Figure 5 Meshing of internal carotid artery stenosis models  
a: 狭窄 25%; b: 狭窄 50%; c: 狭窄 75%

矢量图。从图 6a 中得知, 在颈动脉窦位置附近存在明显的绕动流线, 且该区域为低流速区域。为清晰观察颈内动脉狭窄 25% 时的血液流动状况, 选取 4 个断层 a、b、c、d, 断层内二次流分布情况见图 6b。断层 a 内上方 (颈动脉窦) 有形成涡旋流动的趋势; 断层 b 内上方出现明显的涡旋流动, 并且回流现象增强; 断层 c 内颈外动脉的涡旋依旧存在, 但已成减缓的趋势, 而颈内动脉 (狭窄处) 涡旋消失, 流速增大; 断层 d 内血液再次回归到中间流速大, 边缘流速小的特点。通过观察纵向剖面流线图 e, 也可以看到颈动脉窦处存在低速涡旋流动, 也就是说, 在颈内动脉狭窄 25% 时, 颈动脉窦位置存在涡流, 颈内动脉只产生少量的涡旋流动。涡旋的存在会导致血液流动能量的减弱和消失, 使得下游的血管供血动力不足<sup>[22]</sup>。

图 7 为颈内动脉狭窄 25% 时的壁面压力与壁面切应力云图。观察图 7a 发现, 在狭窄处压力较低, 而

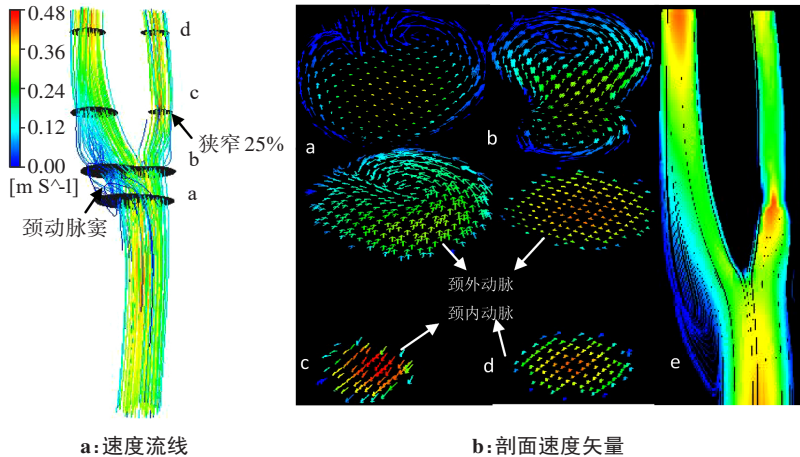


图6 颈内动脉狭窄 25% 情况下的血液流线图及速度矢量图  
Figure 6 Blood streamlines and velocity vector maps of 25% internal carotid artery stenosis

在狭窄处下方(分叉位置)形成一个高压区域,尤其是在分叉处(箭头所指)产生最大压力值,增加此处血管壁损伤的风险<sup>[21, 23]</sup>。观察图 7b 发现,在分叉位置外侧出现大面积的低切应力区域(箭头所指),

而该位置处也是流速较小的区域。较小的流速会导致固体颗粒的堆积,而低切应力会使血液对固体颗粒的“清除”作用降低,在这样两种因素的影响下加快此处狭窄程度的加剧<sup>[23]</sup>。

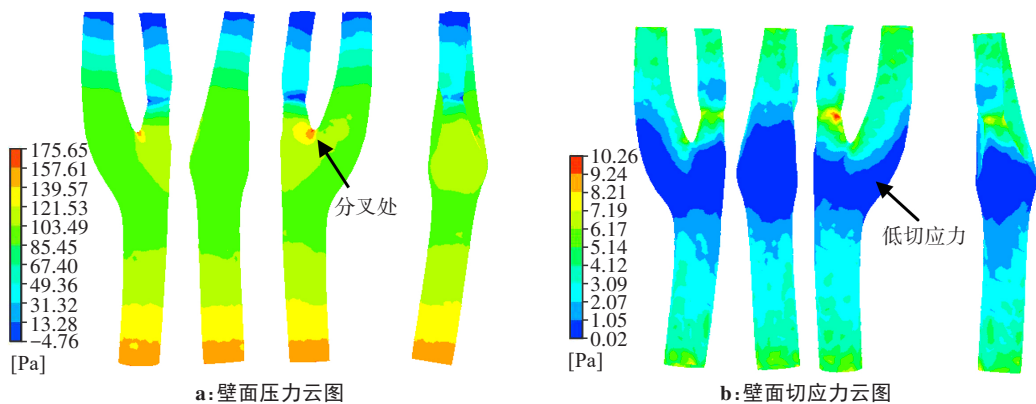


图 7 颈内动脉狭窄 25% 情况下的壁面压力云图与切应力云图  
Figure 7 Wall pressure nephogram and shear stress nephogram of 25% internal carotid artery stenosis

2.2 颈内动脉狭窄 50% 血流动力学数值模拟结果分析

图 8 为颈内动脉狭窄 50% 的速度流线图与断层内二次流矢量图。从图 8a 可以得知,相比颈内动脉狭窄 25% 的情况,颈内动脉狭窄 50% 时,在颈动脉窦位置处的涡旋流动面积减小,而颈内动脉狭窄下方产生了涡流现象。从图 8b 可以看出,在断层 b 的下

方,涡旋现象明显增强。对比颈内动脉狭窄 25% 的情况,随着颈内动脉狭窄程度的增大,会导致颈动脉窦处的涡旋程度减小。通过观察纵向剖面流线图 e 可以发现,在狭窄处的上方、下方都产生了轻度的二次流现象。颈内动脉狭窄程度的不同,不仅影响颈内动脉,对于颈外动脉血液的流动也会产生影响。

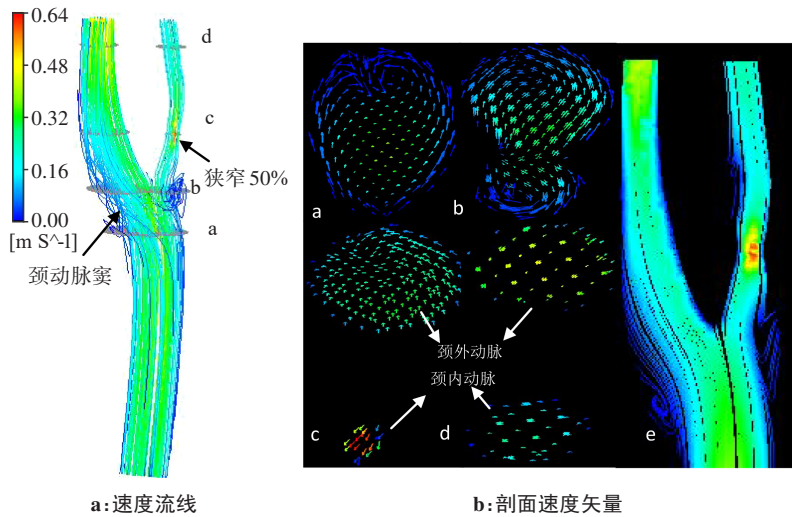


图 8 颈内动脉狭窄 50% 情况下的血液流线图及速度矢量图  
Figure 8 Blood streamlines and velocity vector maps of 50% internal carotid artery stenosis

图 9 为颈内动脉狭窄 50% 时的壁面压力与壁面切应力云图。观察图 9a 发现,相比于颈内动脉狭窄

25% 的情况,狭窄处低压力区的压力值更小,而在狭窄处下方已经形成一个明显的高压力区域(箭头所

指)。低压力会导致血管内的血流动力不足,血流速度降低,进而导致供血不足。高压现象会使血管内皮功能衰退,使血管壁的弹性变差、内膜增生<sup>[24]</sup>。从图9b可以发现,狭窄处为高切应力区域,而在狭窄处上方出现局部的低切应力区域,并且狭窄处下方的

低切应力区域范围变大(箭头所指)。高壁面切应力会导致局部血管壁硬化、扩张,使血管内膜受到严重损害,甚至出现撕裂,形成夹层病变<sup>[24]</sup>,而低切应力会导致血液中的固体物质更易在此处堆积,为狭窄程度的进一步加重提供适宜的血流动力学环境<sup>[25]</sup>。

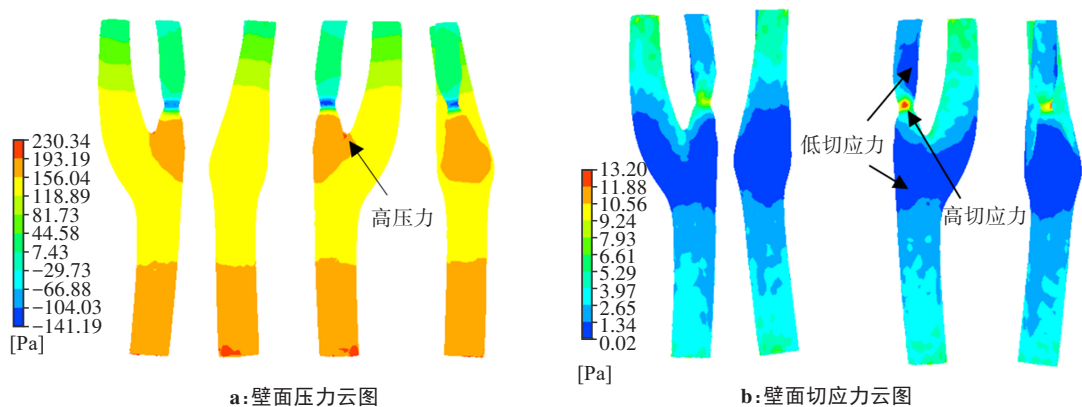


图9 颈内动脉狭窄50%情况下的壁面压力云图与切应力云图  
Figure 9 Wall pressure nephogram and shear stress nephogram of 50% internal carotid artery stenosis

2.3 颈内动脉狭窄75%血流动力学数值模拟结果分析

图10为颈内动脉狭窄75%的速度流线图与断层内二次流矢量图。观察图10a发现,由于颈内动脉位置处发生严重狭窄,颈外动脉出口处血液的流速增大,并且颈动脉窦位置的涡旋流动现象消失,而在颈内动脉狭窄位置的上方及下方都出现了大量的涡旋流动。在狭窄处下方的涡旋位置靠近外侧,而在狭窄处上方涡旋位置靠近内侧。涡旋的存在会使血液的流速减缓,导致血液中脂类物质的堆积<sup>[22]</sup>。观察图10b发现,断层a内颈内动脉上方有形成涡旋流动

的趋势;断层b内颈内动脉出现大面积的涡流现象,由于颈内动脉发生严重狭窄,血液流经此处后进行涡旋流动,并且血液有由颈内动脉向颈外动脉流入的现象;断层c内颈内外动脉血液流动相对较为规则;断层d内颈外动脉内血液为正常流动,无二次流现象,而颈内动脉出现严重的涡旋现象,并且有两个涡旋中心。从纵向剖面流线图e发现,在狭窄处的上方、下方均出现明显的涡流现象。通过对比颈内动脉不同狭窄程度的血液流场发现,随着狭窄程度的增大,颈内动脉血流量明显下降,致使颈内动脉长时间无充足血液经过,容易导致颈内动脉狭窄进展。

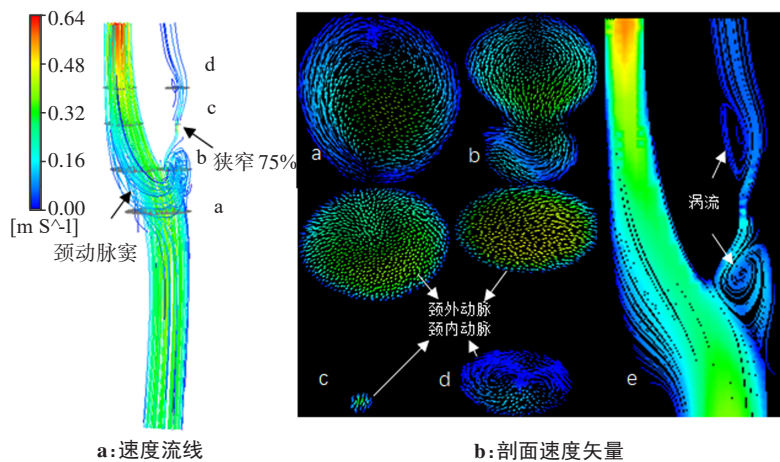


图10 颈内动脉狭窄75%情况下的血液流线图及速度矢量图  
Figure 10 Blood streamlines and velocity vector maps of 75% internal carotid artery stenosis



图 11 为颈内动脉狭窄 75% 时的壁面压力与壁面切应力云图。观察图 11a 发现, 最小压力区域并未发生变化, 而最大压力区域的压力值约为 276 Pa。观察图 11b 发现, 狭窄处的壁面切应力依然较高, 在狭窄

处上下方的低切应力区域更加明显(箭头所指), 长期处于这种低切应力下会导致狭窄范围进一步扩大。

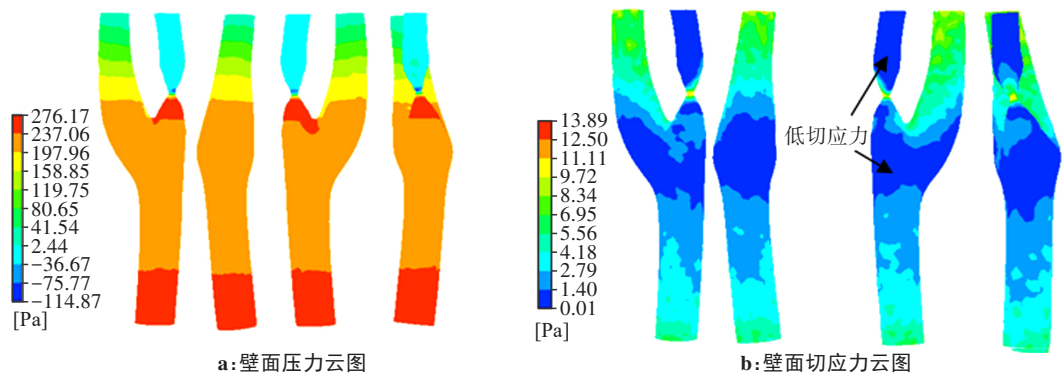


图 11 颈内动脉狭窄 75% 情况下的壁面压力云图与切应力云图  
Figure 11 Wall pressure nephogram and shear stress nephogram of 75% internal carotid artery stenosis

3 结 论

颈动脉是大脑供血的主要干道, 动脉粥样硬化造成的颈内动脉狭窄严重影响大脑供血, 导致脑供血不足及脑卒中疾病发生。有研究表明动脉粥样硬化除了与血管壁的自身生化效应有关, 血流动力学因素也起着至关重要的作用<sup>[26]</sup>。因此, 研究颈内动脉不同狭窄程度的颈动脉内血液流场、血管壁面压力、血管壁面切应力等力学状况, 不但能了解颈内动脉产生狭窄的生物力学原因, 而且对该疾病的介入治疗能提供流体力学理论指导。本研究利用医学三维重建软件 MIMICS20.0, 对内蒙古民族大学附属医院神经内科提供的二维 CT 数据进行三维重建, 获取健康的颈动脉模型, 并采用人为干预狭窄技术, 分别得到颈内动脉狭窄 25%、50%、75% 的血管模型, 并对颈内动脉不同狭窄程度的血管模型进行两相流数值模拟。通过血液流场分析发现, 当颈内动脉狭窄程度由 25% 增至 50% 再到 75% 过程中, 颈动脉窦位置的涡旋流动现象逐渐消失, 而在狭窄处上方和下方出现大面积的低速涡旋流动。通过壁面压力和壁面切应力分析发现, 随着狭窄程度的增大, 狭窄处的压力值一直很低, 狭窄下方则为高压区域, 而狭窄处的上方和下方均出现低切应力区域, 并且范围逐渐变大。综上所述, 颈内动脉狭窄会改变分叉血管内的血流环境和所受应力情况, 不但会导致颈内动脉狭窄程度、范围的进一步扩大, 而且对颈内外动脉的供血器官都有非常大的影响。本研究应用人为干预狭窄技术获得颈内动脉位置处不同狭窄程度的颈动

脉模型, 并进行两相流血液动力学数值模拟, 为无创血管检测和血管风险评估提供新思路。通过比较颈内动脉不同狭窄程度下血流动力学特性的变化, 为临床介入治疗提供理论指导, 也为颈动脉粥样硬化等疾病的临床诊治和干预治疗提供血流动力学理论支持。

【参考文献】

[1] 陈若梦, 席晓燕, 张向红, 等. 基于流固耦合的颈动脉血液流变力学作用特性分析[J]. 医学信息, 2022, 35(2): 64-68.  
Chen RM, Xi XY, Zhang XH, et al. Mechanical properties analysis of carotid hemorheology based on fluid-structure interaction[J]. Journal of Medical Information, 2022, 35(2): 64-68.

[2] He J, Gu DF, Wu XG, et al. Major causes of death among men and women in China[J]. N Engl J Med, 2005, 353(11): 1124-1134.

[3] Olmastroni E, Baragetti A, Casula M, et al. Multilevel models to estimate carotid intima-media thickness curves for individual cardiovascular risk evaluation[J]. Stroke, 2019, 50(7): 1758-1765.

[4] Nambi V, Pedroza C, Kao LS. Carotid intima-media thickness and cardiovascular events[J]. Lancet, 2012, 379(9831): 2028-2030.

[5] 刘芮. 血液流动状态下动脉粥样硬化血管的流固耦合分析[D]. 天津: 河北工业大学, 2016.  
Liu R. Fluid solid coupling analysis of atherosclerotic vessels under the blood flow state[D]. Tianjin: Hebei University of Technology, 2016.

[6] 刘鸣, 张世洪, 朱以诚. 中国急性脑卒中临床研究规范共识 2018[J]. 中华神经科杂志, 2018, 51(4): 247-255.  
Liu M, Zhang SH, Zhu YC. Chinese consensus on clinical research norms for acute stroke 2018[J]. Chinese Journal of Neurology, 2018, 51(4): 247-255.

[7] Markus HS, Larsson SC, Kuker W, et al. Stenting for symptomatic vertebral artery stenosis: the vertebral artery ischaemia stenting trial [J]. Neurology, 2017, 89(12): 1229-1236.

[8] Katsuki M, Yamamoto Y, Wada N, et al. Occipital artery to extracranial vertebral artery anastomosis for bilateral vertebral artery stenosis at the origin: a case report[J]. Surg Neurol Int, 2018, 9: 82.

[9] 刘雪洁, 田帅, 崔红社, 等. 磁场对人体三维分叉颈动脉血液流动的影响规律[J]. 医用生物力学, 2022, 37(5): 933-939.

- Liu XJ, Tian S, Cui HS, et al. Influence patterns of magnetic field on blood flow of human three-dimensional bifurcation carotid artery[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2022, 37(5): 933-939.
- [10] 施娟, 吴锬焯, 严好画, 等. 分叉血管处宽颈动脉瘤的血液动力学分析[J]. *工程热物理学报*, 2023, 44(2): 451-456.
- Shi J, Wu PC, Yan YH, et al. Hemodynamic analysis of wide-necked aneurysms at bifurcation vessels [J]. *Journal of Engineering Thermophysics*, 2023, 44(2): 451-456.
- [11] Perktold K, Resch M. Numerical flow studies in human carotid artery bifurcations: basic discussion of the geometric factor in atherogenesis [J]. *J Biomed Eng*, 1990, 12(2): 111-123.
- [12] 邱晓宁, 费智敏, 施圣贤, 等. 颈动脉支架植入术治疗颈动脉狭窄效果的数值模拟[J]. *上海交通大学学报(医学版)*, 2012, 32(7): 961-965.
- Qiu XN, Fei ZM, Shi SX, et al. Numerical simulation of therapeutic effect of carotid artery stenting on carotid artery stenosis[J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University (Medical Science)*, 2012, 32(7): 961-965.
- [13] 万栋栋, 何鹏, 张武, 等. 颈动脉斑块的流固耦合数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(1): 116-122.
- Wan DD, He P, Zhang W, et al. Fluid-structure interaction simulation of carotid plaque[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2023, 38(1): 116-122.
- [14] 邱晓宁, 费智敏, 张珏, 等. 壁面弹性对分叉颈动脉个体化病例血流动力学影响的数值模拟[J]. *上海交通大学学报(医学版)*, 2011, 31(11): 1554-1559.
- Qiu XN, Fei ZM, Zhang J, et al. Numerical simulation of influence of wall elasticity of patient-specific carotid bifurcation on hemodynamics [J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University (Medical Science)*, 2011, 31(11): 1554-1559.
- [15] 赵洪明, 彭红梅, 张东威, 等. 锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处血流动力学流固耦合分析[J]. *内蒙古民族大学学报(自然科学版)*, 2022, 37(2): 112-117.
- Zhao HM, Peng HM, Zhang DW, et al. Analysis of hemodynamics fluid-solid interaction at the bifurcation of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery [J]. *Journal of Inner Mongolia Minzu University (Natural Sciences)*, 2022, 37(2): 112-117.
- [16] 陈阳, 彭红梅, 张东威. 血液单相流与两相流数值模拟比较[J]. *内蒙古民族大学学报(自然科学版)*, 2020, 35(2): 114-118.
- Chen Y, Peng HM, Zhang DW. Numerical simulation of single and two-phase blood flow [J]. *Journal of Inner Mongolia University for Nationalities (Natural Sciences)*, 2020, 35(2): 114-118.
- [17] 陶祖莱. 生物流体力学[M]. 北京: 科学出版社, 1984: 582-584.
- Tao ZL. *Biological fluid mechanics*[M]. Beijing: Science Press, 1984: 582-584.
- [18] 布热比·依明, 富荣昌, 阿达依·谢尔亚孜旦, 等. 维医沙疗下股动脉双向流固耦合血流动力学数值模拟[J]. *中国生物医学工程学报*, 2017, 36(4): 507-511.
- Burebi YM, Fu RC, Adayi XE, et al. Hemodynamic effects of Uyghur sand therapy on the femoral artery based on the fluid-solid interaction method[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2017, 36(4): 507-511.
- [19] 冯元桢. 生物动力学 血液循环[M]. 戴克刚, 译. 长沙: 湖南科学技术出版社, 1986: 135-137.
- Feng YZ. *Biodynamics circulation* [M]. Translated by Dai KG. Changsha: Hunan Science & Technology Press, 1986: 135-137.
- [20] 陈阳, 彭红梅, 张东威, 等. 颈总动脉狭窄两相流数值模拟分析[J]. *中国脑血管病杂志*, 2021, 18(5): 296-302.
- Chen Y, Peng HM, Zhang DW, et al. Two-phase flow numerical simulation of common carotid artery stenosis[J]. *Chinese Journal of Cerebrovascular Diseases*, 2021, 18(5): 296-302.
- [21] 赵洪明, 彭红梅, 张东威, 等. 锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处血流动力学数值模拟[J]. *中国医学物理学杂志*, 2021, 38(9): 1151-1157.
- Zhao HM, Peng HM, Zhang DW, et al. Numerical simulation for hemodynamics at the bifurcations of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery [J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2021, 38(9): 1151-1157.
- [22] Gruber P, Berberat J, Kahles T, et al. Angioplasty using drug-coated balloons in ostial vertebral artery stenosis[J]. *Ann Vasc Surg*, 2020, 64: 157-162.
- [23] Brguljan-Hitij J, Ambrosio G, Žlahtič T. Systolic murmur in disguise: subclavian artery stenosis as an overlooked cause of missed case of hypertension[J]. *Blood Press*, 2021, 30(1): 75-78.
- [24] 赵洪明, 彭红梅, 张东威, 等. 椎动脉狭窄临床病例介入治疗前后椎基底动脉血流状况分析[J]. *中国医学物理学杂志*, 2022, 39(9): 1182-1188.
- Zhao HM, Peng HM, Zhang DW, et al. Status of blood flow in vertebrobasilar artery before and after interventional treatment: an analysis of a case of vertebral artery stenosis[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2022, 39(9): 1182-1188.
- [25] 汪炎秋. 左冠状动脉分叉角对血流动力学特性的影响研究[D]. 济南: 山东大学, 2020.
- Wang YQ. Effects of the left coronary artery bifurcation angle on hemodynamics characteristics[D]. Ji'nan: Shandong University, 2020.
- [26] Wu PC, Yan YH, Zhu H, et al. Hemodynamics of aneurysm intervention with different stents [J]. *Chin Phys B*, 2022, 31(6): 064701.

(编辑:谭斯允)