

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

赵洪明¹, 彭红梅¹, 张东威², 陈阳¹

1. 内蒙古民族大学数理学院, 内蒙古 通辽 028043; 2. 内蒙古民族大学附属医院神经内科, 内蒙古 通辽 028000

【摘要】目的:探讨锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血流动力学特性,分析该处发生血管狭窄引起大脑供血不足的血流动力学原因。**方法:**采用内蒙古民族大学附属医院神经内科提供的CT数据,应用医学建模软件MIMICS20.0将患者二维CT数据进行三维血管重建,经过网格划分及边界条件设置后导入计算流体力学软件FLUENT14.5中。计算和分析不同血液入口速度的锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血流动力学特性。**结果:**在血液入口速度不同的情况下,锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流场分布、血液压力分布和血管壁面切应力分布有显著变化。在血液入口速度增大时,锁骨下动脉分叉处和颈总动脉分叉处的血液流速快、血管壁压力大,颈总动脉内侧血管壁面切应力大,但锁骨下动脉分叉处和颈总动脉分叉处血管壁面切应力数值和变化幅度小,属于低切应力区。**结论:**通过血流动力学数值模拟研究,分析锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处易发生粥样斑块病变导致大脑供血不足的血流动力学原因。

【关键词】锁骨下动脉;颈总动脉;椎动脉;医学建模;血流动力学;计算流体力学

【中图分类号】R318.01;O357.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)09-1154-07

Numerical simulation for hemodynamics at the bifurcations of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery

ZHAO Hongming¹, PENG Hongmei¹, ZHANG Dongwei², CHEN Yang¹

1. College of Mathematics and Physics, Inner Mongolia Minzu University, Tongliao 028043, China; 2. Department of Neurology, Affiliated Hospital of Inner Mongolia Minzu University, Tongliao 028000, China

Abstract: Objective To explore the hemodynamic characteristics at the bifurcations of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery, and to analyze the hemodynamic reason for the insufficiency of the cerebral blood supply caused by vascular stenosis occurred here. **Methods** The CT data provided by Department of Neurology, Affiliated Hospital of Inner Mongolia Minzu University were used in the study. The medical modeling software MIMICS 20.0 was used to reconstruct the two-dimensional CT date into three-dimensional blood vessel, and after grid division and boundary condition setting, it was imported into computational fluid dynamics software FLUENT14.5. The hemodynamic characteristics at the bifurcations of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery with different blood inlet velocities were calculated and analyzed. **Results** The distributions of blood flow field, blood pressure and wall shear stress at the bifurcations of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery changed significantly when the blood inlet velocity was different. With the increasing blood inlet velocity, the blood flow velocities at subclavian artery bifurcation and common carotid artery bifurcation were faster, and the vessel wall pressure at the bifurcations was increased, and the shear stress of the medial common carotid artery was larger, but the shear stress and change range of the vessel wall at subclavian artery bifurcation and common carotid artery bifurcation were small, indicating that subclavian artery bifurcation and common carotid artery bifurcation still belonged to the low shear stress area. **Conclusion** The analysis on the hemodynamic reasons for the insufficiency of the cerebral blood supply caused by atherosclerotic plaque at the bifurcation of subclavian artery, common carotid artery and vertebral artery bifurcate are realized through the hemodynamic numerical simulation.

Keywords: subclavian artery; common carotid artery; vertebral artery; medical modeling; hemodynamics; computational fluid dynamics

【收稿日期】2021-04-20

【基金项目】国家自然科学基金(11362015, 81641127);内蒙古自治区自然科学基金(2013MS0113, 2018LH01005)

【作者简介】赵洪明,在读硕士,研究方向:计算生物流体力学,E-mail: 1126010996@qq.com

前言

锁骨下动脉(左)和颈总动脉起于主动脉弓形成分叉,颈总动脉是头颈部的主要供血干道之一,走行于颈椎外侧。椎动脉发源于锁骨下动脉首段,走行

于椎间孔内,也是颅内供血的主要动脉干道。由于锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉相邻,使得颈总动脉与椎动脉起始处血流环境复杂,容易形成血细胞、脂类颗粒等堆积产生粥样斑块,进而堵塞血管,影响大脑供血,使脑卒中等缺血性脑血管疾病发病风险提高^[1-2]。因此,为了有效帮助研究人员和医务人员清楚地了解锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血流状况,本文应用计算流体力学方法对锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血流动力学特性进行数值模拟,分析锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处发生粥样斑块病变的血流动力学原因。采用内蒙古民族大学附属医院神经内科提供的二维CT数据,利用医学建模软件MIMICS 20.0进行血管重建,得到便于观察的、可以缩放和切割的三维血管几何模型,并经过网格划分及边界条件设置后导入计算流体力学软件FLUENT 14.5中进行数值模拟。观察锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液在不同入口速度情况下的血液流场分布、血液压力分布和血管壁面切应力分布等血流动力学特性,分

析锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处发生粥样斑块病变的血流动力学原因,对锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处血管堵塞引起的大脑缺血和左上肢的缺血症状的预防和临床诊治提供帮助^[2]。

1 医学影像三维重建

医学影像三维重建技术是指将二维影像数据转换成三维可视化图像的技术,方便研究人员和医务人员对图像进行分析^[3-5]。本研究将图1所示的二维CT数据导入医学建模软件MIMICS 20.0中,其中图1a为(顶视)剖面图,图1b为侧视图。阈值提取轮廓,并将轮廓的清晰度调至最清晰的位置,阈值范围为297~2 378。形成蒙面后进行3D计算得到如图2a所示的血管与骨骼结构(箭头所指为锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉)和图2b所示的去除骨骼的动脉血管结构。经过阈值分割、分离、去除冗余数据和光滑处理之后得到(图2c)能够满足计算需要的三维血管几何模型。

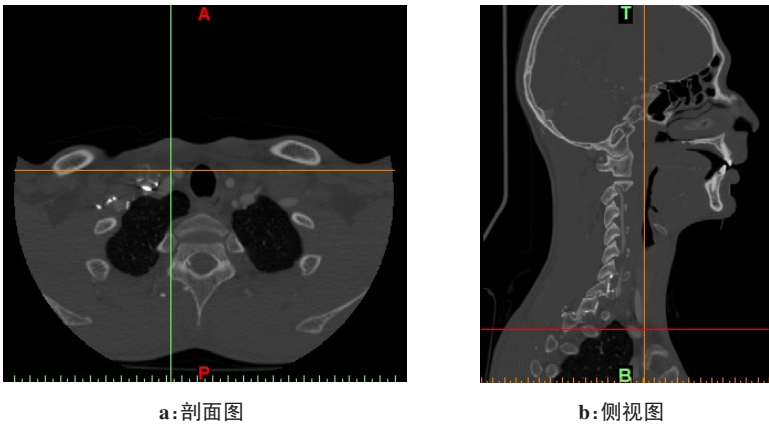


图1 CT数据图像
Fig.1 CT image

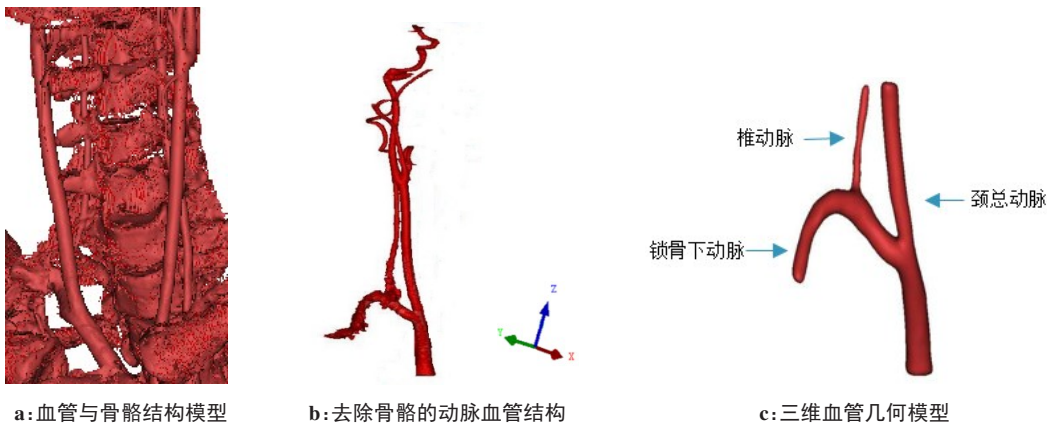


图2 血管模型
Fig.2 Vascular models

2 数值计算

2.1 数学方法与边界条件

数值计算中设血液为不可压缩的牛顿流体,满足的连续性方程为:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

其中, \mathbf{u} 为速度矢量。

设血液流体微团的质量为:

$$m = \rho dx dy dz \quad (2)$$

则血液粘性流动的动量方程为:

$$\begin{aligned} \rho \frac{Du}{Dt} &= -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_x \\ \rho \frac{Dv}{Dt} &= -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \rho f_y \\ \rho \frac{Dw}{Dt} &= -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_z \end{aligned} \quad (3)$$

其中, u, v, w 为速度矢量在空间坐标系中的分量, p 为压力, ρf 为单位体积上的质量力, $\frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j}$ 为单位体积上应力张量的散度。

根据随体导数的定义:

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \rho \cdot \frac{\partial u}{\partial t} + \rho \mathbf{v} \cdot \nabla u \quad (4)$$

$$\text{而 } \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} = \rho \cdot \frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (5)$$

整理得:

$$\rho \cdot \frac{\partial u}{\partial t} = \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} - u \cdot \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (6)$$

利用散度恒等式:

$$\nabla \cdot (\rho u \mathbf{v}) = u \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) + (\rho \mathbf{v}) \cdot \nabla u \quad (7)$$

则有:

$$\begin{aligned} \rho \frac{Du}{Dt} &= \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} - u \frac{\partial \rho}{\partial t} - u \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) + \nabla \cdot (\rho u \mathbf{v}) \\ &= \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} - u \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) \right] + \nabla \cdot (\rho u \mathbf{v}) \end{aligned} \quad (8)$$

由连续性方程可知:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) = 0$$

则上式为:

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u \mathbf{v}) \quad (9)$$

于是得到满足的纳维-斯托克斯方程的守恒形式:

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u \mathbf{v}) &= -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_x \\ \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v \mathbf{w}) &= -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \rho f_y \\ \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho w \mathbf{u}) &= -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_z \end{aligned} \quad (10)$$

本文将血液视为牛顿流体,因此血液的切应力

与速度梯度成正比,于是:

$$\begin{aligned} \tau_{xx} &= \lambda (\nabla \cdot \mathbf{v}) + 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} \\ \tau_{yy} &= \lambda (\nabla \cdot \mathbf{v}) + 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} \\ \tau_{zz} &= \lambda (\nabla \cdot \mathbf{v}) + 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \\ \tau_{xy} &= \tau_{yx} = \mu \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) \\ \tau_{xz} &= \tau_{zx} = \mu \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \\ \tau_{yz} &= \tau_{zy} = \mu \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right) \end{aligned} \quad (11)$$

其中, ∇ 为哈密顿算子 ($\nabla = \mathbf{i} \frac{\partial}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial}{\partial z}$), \mathbf{v} 为位置矢量 (x, y, z) 和时间 t 的函数, μ 是粘性系数, λ 是第二粘性系数, $\lambda = -\frac{2}{3} \mu$ 。

设血管壁刚性无滑移,壁面处血流速度为0,入口为速度入口,出口设定固定的压力值(取为0),血管的入口直径 $d=8.56$ mm,血液密度 $\rho=1\ 050$ kg/m³,血液黏性系数 $\mu=0.003\ 5$ Pa·s。根据雷诺数公式: $R_e = \frac{\rho v d}{\mu}$,在血液入口速度为0.3 m/s时,血液的雷诺数 $R_e=770$,在血液入口速度为0.6 m/s时,血液的雷诺数 $R_e=1\ 540$,根据雷诺数 $R_e < 2\ 300$ 判断血液流动为层流^[3-4]。

2.2 数值模拟

本研究是利用计算流体力学软件 FLUENT 对锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流动进行数值模拟。数值模拟采用的方法是有限体积法,有限体积法是将所计算区域划分为一系列的控制体积,每个控制体积都有一个节点作为代表,通过将守恒型的控制方程对控制体积作积分来导出离散方程。将三维血管模型进行网格划分,得到如图3所示的三维血管网格模型(及局部放大)。检查网格的尺寸和血管模型的参数,其中网格节点数为51 976,单元数为272 683(有限体积法网格划分的特点是单元数大于节点数)。然后导入计算流体力学软件 FLUENT14.5 中计算,设置血液入口速度分别为0.3和0.6 m/s,在计算过程中,设置迭代次数均为300次,计算锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流场分布、血液压力分布和血管壁面切应力分布等血流动力学特性。

3 结果与讨论

3.1 血液流场分布

图4a是入口速度为0.3 m/s时血液在锁骨下动

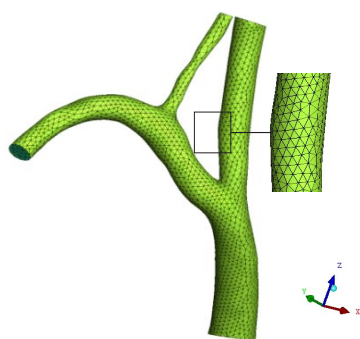


图3 三维血管网格模型
Fig.3 Three-dimensional vascular grid model

脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流场分布图。在图4a中,锁骨下动脉首端(I处)出现明显涡旋流动现象,血液流动模式为三维螺旋流动,血液流速缓慢,分叉处(箭头1所指)血液流速最小,血液流动不规则。椎动脉(II)和颈总动脉(III)内血液流动模式几乎为直线流动,其中III处的血液流动速度在该血管模型(锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处)中最大。图4b是入口速度为0.6 m/s时血液在锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流场分布图。在图4b中,锁骨下动脉首端(I处)的涡旋流动现象更加明显,血液流速明显加快,分叉处(箭头1所指)存在血液流动不规则并伴有紊流现象,II和III处,血液的流动模式几乎趋于直线流动,在椎动脉(II)处的血液流速在该血管模型(锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处)中最小,颈总动脉(III)处的血液流速最大。对比图4a和图4b可以发现,在颈总动脉分叉处(箭头2所指)血液流动没有异常。在椎动脉入口处(箭头1所指)出现低流速区并伴有涡旋流动现象的发生,这种血流状态将会导致血液中的血小板和脂类等物质与血细胞在分叉处形成附壁堆积,促使动脉粥样斑块的形成,影响椎动脉内血液的正常输送,进而影响大脑的正常供血^[6-8]。

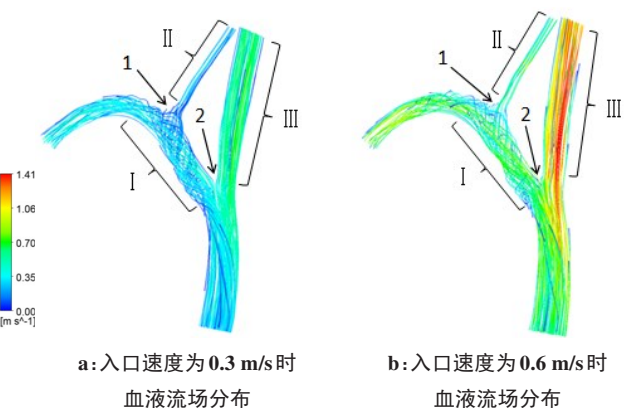


图4 血液流场图
Fig.4 Blood flow fields

3.1.1 横断面内血液二次流分布云图 为了能够清晰地观察锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流场分布,在锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处取a~f 6个横断面(图5),分析各横断面内的血流动力学特性。

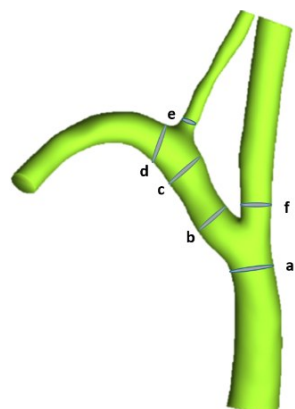


图5 所取横断面示意图
Fig.5 Selected cross-section diagram

图6A是入口速度为0.3 m/s的各横断面内血液速度分布云图。在横断面a中,血液流速从边缘到中心逐渐增大,流速最大的区域是血液流向颈总动脉内的区域。横断面b处于颈总动脉分叉处上端,由于血液的惯性作用,导致锁骨下动脉外侧血液流速大。横断面c在锁骨下动脉分叉处下端,因为在该横断面处血液存在涡旋流动现象,所以在靠近横断面边缘处血液流速大,横断面中心血液流速小。横断面d在锁骨下动脉分叉处上端,由于锁骨下动脉分叉处血液呈三维螺旋流动,在横断面d的周边区域血液流速大。横断面e在椎动脉初始处,横断面中心的血液流速要大于边缘处的血液流速。横断面f在颈总动脉分叉处上端,由于颈总动脉血管不存在弯曲且血液的流动模式趋于直线流动,故在横断面f内从边缘到中心血液流速逐渐加快。图6B是入口速度为0.6 m/s的各横断面内血液速度分布云图。在横断面a中,血液流速明显增大并且速度值存在多种分布,流速最大的区域是血液流向颈总动脉的区域。在横断面b中,由于血液的惯性作用致使在锁骨下动脉外侧血液流速大。在横断面c中,横断面中心血流速度最小,在锁骨下动脉和椎动脉交界处血液流速较大。在横断面d中,受涡旋流动的影响,在横断面边缘处血液流速较大。在横断面e中,从横断面边缘到中心血液流速逐渐增大,在中心区域的血液流速依然很小。在横断面f的中心区域血液流速最大。

3.1.2 横断面内血液二次流分布矢量线图 为了更清楚地观察血液在锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分

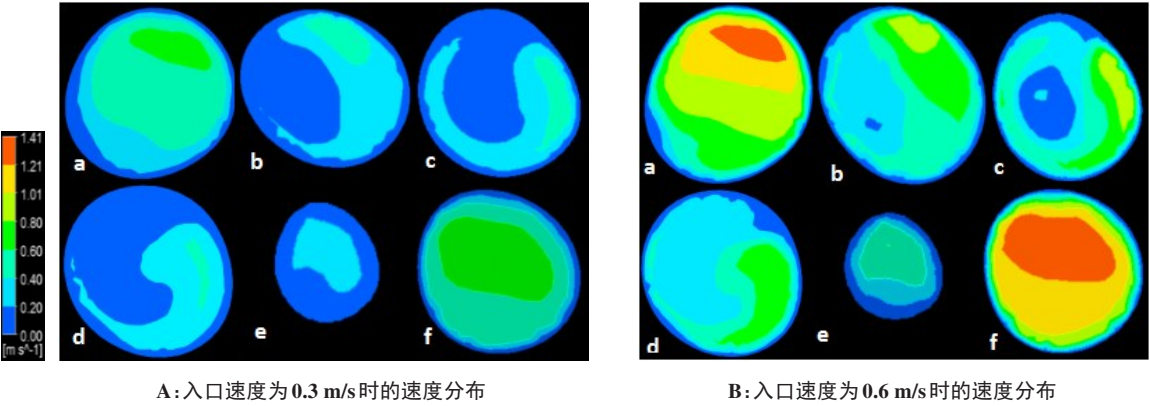


图6 血流速度分布云图

Fig.6 Blood flow velocity distribution nephograms

叉处的流动规律,分析如图7所示的横断面内血液二次流分布矢量线图。图7A是入口速度为0.3 m/s的血液二次流分布图。在横断面a中,血液流动不存在二次流现象。在横断面b中存在一个明显的二次涡旋流动,涡旋位置的血液流速为横断面内最低。在横断面c中,涡旋中心位置发生变化并且涡旋中心血液流速缓慢。在横断面d中,有两个流动方向不一致的二次涡旋流动存在,其中位于锁骨下动脉和椎动脉交界处的涡旋流速较小。在横断面e中,锁骨下动脉和椎动脉交界处有涡旋流动形成的趋势。在横断面f中的血液流动没有二次流动。图7B是入口速度

为0.6 m/s的血液二次流分布图。在横断面a中,血液流动无二次流现象。在横断面b中,涡旋位置的血液流动不规律伴有紊流现象出现。在横断面c中,无明显的涡旋中心,血液流动极其不规则,并存在二次流现象。在横断面d中,原来存在的两个涡旋流动,在血液流速增大时,其中一个涡旋流动现象消失,横断面内血液流动依然不规则。在横断面e中,锁骨下动脉和椎动脉交界处出现的涡旋流动趋势消失,且该位置血液流速缓慢。在横断面f中血液流动依然为正常流动,没有二次流现象。

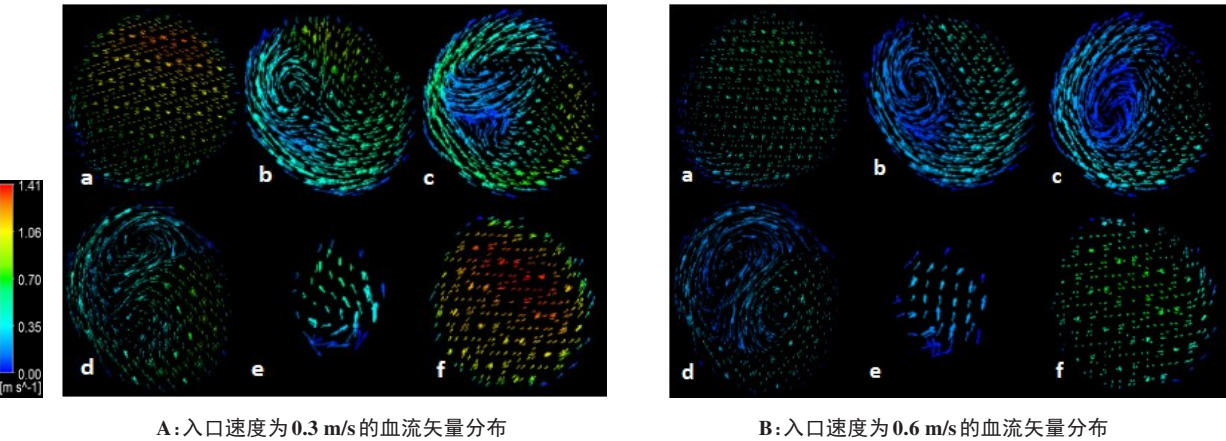


图7 血液流动矢量分布图

Fig.7 Blood flow vector distributions

在血液入口速度增大时,锁骨下动脉近端的二次涡旋流动更加明显,锁骨下动脉分叉处血液流动状态发生异常,血液流动不规则并伴有紊流现象,这会使血液中血小板和脂类等物质在分叉处堆积导致分叉处狭窄,影响椎动脉正常供血^[9]。

3.2 血液压力分布

3.2.1 壁面血液压力分布图 图8a是入口速度为0.3 m/s的壁面血液压力分布图,在颈总动脉分叉处(箭头2

所指)由于血液的惯性作用,导致在该分叉处的血管壁压力大。在锁骨下动脉近端和锁骨下动脉分叉处血液流动模式呈三维螺旋流动,在颈总动脉和椎动脉内的血液流动趋于直线流动,血液的三维螺旋流动模式比直线流动模式对血管壁的压力更大(箭头1所指),在锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉远端血管壁压力最小。图8b是入口速度为0.6 m/s的壁面血液压力分布图,颈总动脉分叉处(箭头2所指)受到血液

的惯性作用,在分叉处血管壁受到的压力最大。在锁骨下动脉分叉处存在血液流动不规律并伴有紊流现象的涡旋流动,因此在锁骨下动脉分叉处(箭头1所指)的血管壁压力较大。在锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉远端血管壁受到压力依然很小。

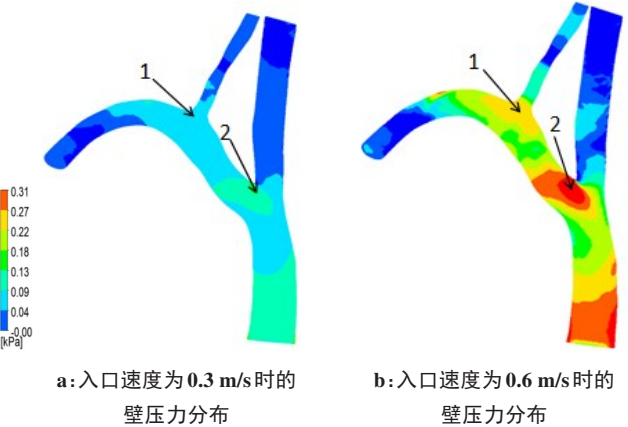


图8 壁面血液压力分布图
Fig.8 Wall blood pressure distributions

3.2.2 分叉处横断面血液压力分布云图 为了清晰的观察分叉处的血液压力分布,分析如图9所示的分叉处血液压力分布云图。图9A是入口速度为0.3 m/s的分叉处血液压力分布云图。在图9A中各横断面内的压力值较低,均属于低压力范围。图9B是入口速度为0.6 m/s的分叉处血液压力分布图。在图9B的横截面a中呈现出3种压力分布。横截面b图在颈总动脉分叉处上端,由于血液的惯性作用,在锁骨下动脉分叉处外侧血液压力最大。在横截面c图中,由于血液的流动模式为涡旋流动,故横断面中心处压力值较小,越靠近边缘血液压力值越大。横截面d为锁骨下动脉分叉处上端的横断面,横断面内压力分布较均匀属高压区。横截面e在锁骨下动脉和椎动脉交界处压力最大。横截面f呈现的压力分布属于低压力范围。

在血液入口速度增大时,颈总动脉分叉处和锁骨下动脉分叉处的压力明显增大,血管局部压力的增大是形成高血压的重要原因,高血压会改变动脉壁的结构,使血管壁弹性变差^[10-12]。

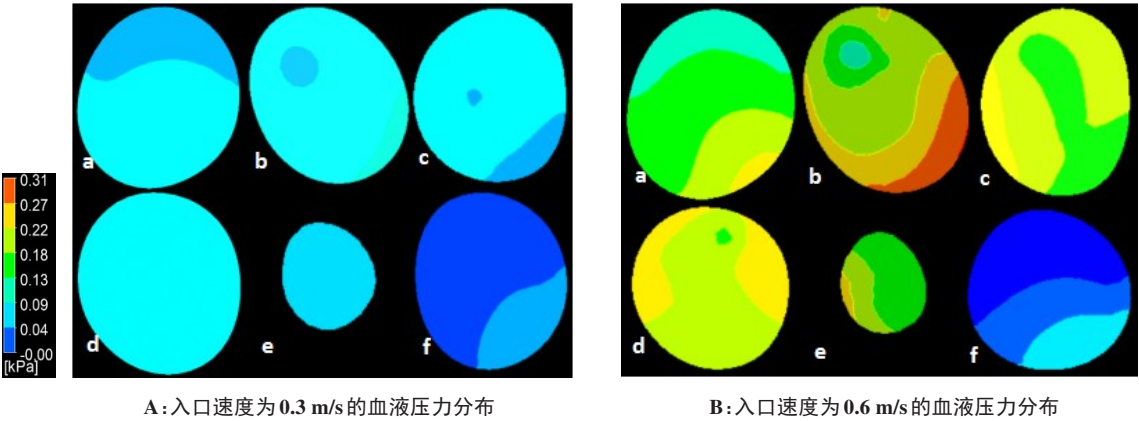


图9 分叉处血液压力分布云图
Fig.9 Blood pressure distributions at bifurcations

3.3 血管壁面切应力分布

壁面切应力又称内皮剪切应力,是血液与血管内皮间的摩擦力,是重要的血流动力学因素之一^[1, 12-15]。图10a是入口速度为0.3 m/s的血管壁面切应力分布图。在图10a中可以明显看出在锁骨下动脉分叉处和颈总动脉分叉处(箭头1和2所指)的壁面切应力值最低,属于低切应力区域。图10b是入口速度为0.6 m/s的血管壁面切应力分布图,可以看出在锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉的血管壁面切应力明显变大,尤其在颈总动脉内侧(箭头3所指)壁面切应力最大。而锁骨下动脉分叉处和颈总动脉分叉处(箭头1和2所指)的壁面切应力变化不明显,依然属于低切应力区域。

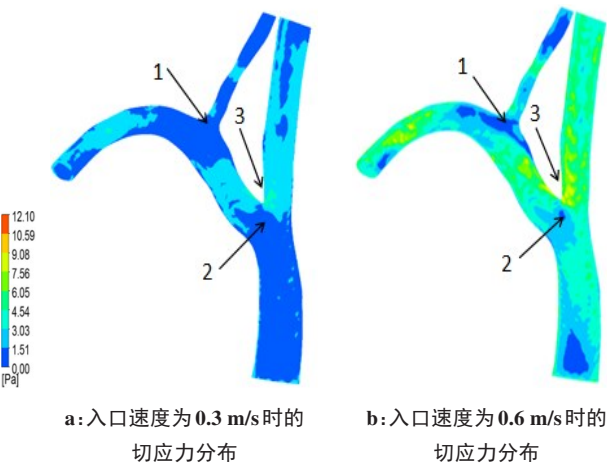


图10 血管壁面切应力分布
Fig.10 Wall shear stress distributions

在血液入口速度变大时,在颈总动脉内侧壁面切应力最大,高壁面切应力会损伤血管内膜,甚至形成动脉夹层。在锁骨下动脉分叉处和颈总动脉分叉处属于低切应力区。持久的低切应力可能引发动脉内膜的炎症反应、脂类颗粒和血小板的沉积,进而容易引发动脉粥样硬化斑块和血栓的形成,影响大脑的正常供血^[1,12]。

4 结 论

利用医学影像软件MIMICS20.0,将患者二维CT数据进行三维血管重建,将重建后的三维血管模型,在计算流体力学软件FLUENT14.5中进行血流动力学数值模拟。计算在血液入口速度为0.3和0.6 m/s的情况下,锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血液流场分布、血液压力分布和血管壁面切应力分布等血流动力学特性,分析该处易产生粥样斑块的血流动力学原因。根据计算结果显示,在血液入口速度增大的情况下,锁骨下动脉与椎动脉分叉处和锁骨下动脉与颈总动脉分叉处的血液流速缓慢,尤其在锁骨下动脉与椎动脉分叉处血液流速最小,分叉处血管承受压力大,但血管壁面切应力值小,属于低切应力区。这一现象说明在锁骨下动脉与椎动脉分叉处和锁骨下动脉与颈总动脉分叉处容易堆积血细胞及脂质物质,使血管壁面变厚,血管内部流通区域减小,导致动脉粥样硬化斑块的产生,造成分叉处动脉狭窄,进而会影响血液的正常输送,引起大脑缺血和左上肢缺血等症状。斑块的进一步发展导致斑块的破裂,斑块内的物质流入血管内部,引发一系列脑血管疾病,例如血栓。通过血流动力学数值模拟研究,能够有效帮助研究人员和医务人员更清楚地认识锁骨下动脉、颈总动脉和椎动脉分叉处的血流动力学特点,对分叉处血管内血流动力学参数进行快速评估,从而对该分叉处血管疾病的发生及预防提供血流动力学理论指导,为降低脑供血不足疾病风险提供帮助。

【参考文献】

[1] 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 Y Q. Effects of the left coronary artery bifurcation angle on

- hemodynamics characteristics[D]. Ji'nan: Shandong University, 2020.
- [2] BROOKS D C, SCHINDLER J L. Vertebral artery stenosis[J]. Curr Treat Options Cardiovasc Med, 2020, 22(10): 1-15.
- [3] 宋雨杰, 彭红梅, 张东威, 等. 主动脉弓三维重建及血液流场数值模拟[J]. 内蒙古民族大学学报(自然科学版), 2017, 32(4): 298-301.
- SONG Y J, PENG H M, ZHANG D W, et al. Three dimensional reconstruction of aortic arch and numerical simulation of blood flow field[J]. Journal of Inner Mongolia University for Nationalities (Natural Science), 2017, 32(4): 298-301.
- [4] 宋雨杰. 主动脉血管医学建模及血流动力学数值模拟[D]. 通辽: 内蒙古民族大学, 2019.
- SONG Y J. The modeling of the aortic blood vessel and the numerical simulation of the blood flow dynamics[D]. Tongliao: Inner Mongolia University for Nationalities, 2019.
- [5] 杨开兰, 金龙, 乔爱科, 等. 支架孔率对模拟乙状窦憩室内血流动力学的影响[J]. 中国介入影像与治疗学, 2019, 16(10): 630-634.
- YANG K L, JIN L, QIAO A K, et al. Impact of stent porosity on hemodynamics in simulated sigmoid sinus diverticulum[J]. Chinese Journal of Interventional Imaging and Therapy, 2019, 16(10): 630-634.
- [6] QIU Z H, LIU J, HUANG R Y, et al. Incidence, risk, and treatment of binary restenosis after vertebral artery stenting [J]. Catheter Cardiovasc Interv, 2020, 96(2): 404-409.
- [7] KO J K, CHOI C H, HWANGBO L, et al. Endovascular treatment of the vertebral artery origin stenosis by using the closed-cell, self-expandable Carotid Wallstent[J]. Interv Neuroradiol, 2020, 26(6): 805-813.
- [8] KERUT C K, SHEAHAN C, SHEAHAN M. Six-year history of intermittent symptomatic bilateral vertebral artery stenosis: imaging and therapeutic intervention [J]. Echocardiography, 2020, 37(5): 784-787.
- [9] 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.
- [10] 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, 2020, 20(1): 1-4.
- [11] 陆京伯, 蒲佐, 赵奇, 等. 左锁骨下动脉的血流动力学分析[J]. 血管与腔内血管外科杂志, 2020, 6(5): 392-395.
- LU J B, PU Z, ZHAO Q, et al. Hemodynamic characteristics of left subclavian artery[J]. Journal of Vascular and Endovascular Surgery, 2020, 6(5): 392-395.
- [12] CHE W Q, DONG H, JIANG X X, et al. The effect of stenting on blood pressure in hypertensive patients with symptomatic proximal subclavian or vertebral artery stenosis[J]. Catheter Cardiovasc Interv, 2020, 95(Suppl 1): 633-640.
- [13] 张莹, 徐洁, 刘红英, 等. 颈内动脉壁面切应力影响老年人血管性认知障碍的严重程度[J]. 实用医学杂志, 2019, 35(23): 3661-3664.
- ZHANG Y, XU J, LIU H Y, et al. Wall shear stress of internal carotid artery affects the degree of cognitive impairment in the elderly[J]. The Journal of Practical Medicine, 2019, 35(23): 3661-3664.
- [14] 高美红. 局部狭窄股动脉中脉动流的流动特性数值模拟及试验研究[D]. 长春: 吉林大学, 2017.
- GAO M H. Numerical and experimental researches on pulsating flow characteristics in narrow femoral artery [D]. Changchun: Jilin University, 2017.
- [15] 张凯旋, 陈广新, 邱收, 等. 椎动脉阻断术前后基底动脉瘤的血流动力学数值模拟分析[J]. 软件, 2019, 40(6): 96-100.
- ZHANG K X, CHEN G X, QIU S, et al. Hemodynamic simulation of basal aneurysms before and after vertebral artery occlusion [J]. Computer Engineering & Software, 2019, 40(6): 96-100.

(编辑: 薛泽玲)