

文章编号: 1004-7220(2024)04-0699-07

基于双向流固耦合分析载瘤对颈动脉血管发展及影响

冉鹏, 张焜林, 李闽旻

(重庆邮电大学 生物信息学院, 重庆 400065)

摘要:目的 研究带有囊形瘤体的颈动脉血管在血液周期性流动过程中的力学特性和瘤体变化,探究囊形瘤体发展的具体机制以及瘤体对血液流动的影响。方法 采用双向流固耦合方法对颈动脉血管内囊形瘤体和血液之间的相互作用进行有限元数值仿真研究。分析血管的形变、关键区域的血液速度和力学特性以及瘤体对血管的影响过程。结果 在瘤体与血管的交界线上,瘤体呈现较大的形变,瘤体壁面压力低。瘤体对侧血管壁和血管分叉周围的三角区域壁面压力高,易于发生拉伸或破裂。瘤体内部血液速度明显低于正常血管,形成的漩涡使瘤体内部空间未能被充分利用。瘤体在脉动周期内所受的壁面剪切力一直较小,容易导致杂质沉积形成粥样硬化斑块。结论 囊形瘤体会干扰血管内血液正常流动;囊形瘤体会促进镜像瘤体产生。研究结果为囊形瘤体的治疗和预防提供理论参考。通过了解囊形瘤体的力学特性和对血管的影响,医生可以更好地制定个性化的治疗方案,提高治疗效果。

关键词: 囊形瘤体; 双向流固耦合; 血液流动; 载瘤颈动脉

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.04.019

Analysis of Development and Influence of Parent Tumor on Carotid Artery Based on Two-Way Fluid-Structure Coupling Method

RAN Peng, ZHANG Kunlin, LI Minchuan

(School of Bioinformatics, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China)

Abstract: **Objective** To study the mechanical properties and changes in the carotid vessels of cystic tumors during periodic blood flow to explore the specific mechanism of the development of cystic tumors and the effects of tumors on blood flow. **Methods** Finite element numerical simulation of the interaction between cystic tumors and blood in the carotid artery was conducted using a two-way fluid-structure coupling method. The deformation of blood vessels, blood velocity, mechanical properties in key areas, and influence of the tumor on blood vessels were analyzed. **Results** At the boundary between the tumor and blood vessels, the tumor showed a large deformation and low pressure on the tumor wall. The pressure on the opposite vascular wall and triangular area around the vascular bifurcation of the tumor was high, and it could easily stretch or rupture. The blood velocity inside the tumor was lower than that in normal blood vessels, indicating that the internal space of the tumor was not fully utilized. The wall shear force on the tumor during the pulsation period was always small, which lead to the deposition of impurities that form atherosclerotic plaque. **Conclusions** Cystic tumors interfered with normal blood flow in the blood vessels and promoted the production of mirror tumors. This study provides a theoretical reference for the treatment and prevention of cystic tumors. By understanding the mechanical properties of cystic

收稿日期: 2023-12-29; 修回日期: 2024-01-25

基金项目: 重庆市自然科学基金项目 (CSTB2022NSCQ-MSX0006, CSTC2021JCYJ-MSXMX0864)

通信作者: 冉鹏, 副教授, E-mail: r1723391536@163.com

tumors and their effects on blood vessels, doctors can develop personalized treatment plans and improve treatment outcomes.

Key words: saccular aneurysm; bidirectional fluid-solid coupling; blood flow; parent carotid artery

颈动脉是头颈部的主要动脉干,颈总动脉在 C4 椎体平面分为颈内、颈外动脉^[1]。颈动脉区域出现囊形瘤体可能出现吞咽困难、气管移位、呼吸困难等症状^[2]。血液中的物质如果附着在血管壁上,会使颈动脉瘤体上出现斑块和粥样硬化^[3]。囊形瘤体导致的颈动脉形态改变会引起血管病变,25%~30%缺血性脑卒与颈动脉直径变化有关^[4]。研究发现,不同局部直径颈动脉在对应区域周围的压力差异明显^[5]。

近年来,许多学者对动脉内血液流动和动脉血管病变进行流固耦合研究^[6-9]。韩嘉玮等^[10]建立几何形状规则的载瘤血管模型,比较囊形动脉瘤和梭形动脉瘤对动脉血管的损伤和破坏。施娟等^[11]研究了血管分叉处的动脉瘤血液动力学特征,发现该处管颈动脉瘤的瘤顶与瘤颈处破裂风险大。王文鑫等^[12]研究表明,颅内动脉瘤直径大于 7 mm 时破裂风险高。Eken 等^[13]研究发现,随着动脉瘤长宽比增加,厚度减少,动脉瘤穹顶的壁应力增加。Sharzehee 等^[14]研究证实,随着管腔压力和动脉直径增加,动脉瘤性动脉比正常动脉更易受到机械性不稳定的影响。

囊形瘤体在颈动脉血管病变中具有一定代表性,其导致的颈动脉区域破裂、斑块和粥样硬化等病变与心血管疾病有关。因此,研究囊形瘤体对颈动脉血管的影响具有重要意义。以往研究重点关注血管分叉处的瘤体血液流动特征、瘤体处血液动力学特征,忽略瘤体本身对血液流动以及通过血液流动对血管其他部位的影响,或利用规则几何血管进行仿真,得出的结论与真实情况存在差异。本文基于颈总动脉和颈内、颈外动脉结构,构建具有不规则分支血管的载瘤颈动脉模型,通过双向流固耦合仿真,研究在血液因脉动导致入口速度变化的条件下,该形态载瘤颈动脉血管中血液的流场特性、压力特性、壁面切应力(wall shear stress, WSS)特性和形变特性,以及囊形瘤体对血液流动和血管其他部位的影响,分析分支血管的几何形态、尺寸等因素对颈动脉病变发展的影响规律,寻找血液周期内

多个典型时刻与载瘤血管力学参数发生重要变化的对应关系。

1 研究方法

选择真实的人体颈动脉不规则分叉血管作为研究对象,通过对颈动脉血管 CT 影像扫描处理得到 STL 格式三维模型,在模型上加入半径为血管半径 120%~150% 的囊形瘤体,为了使模型能够被 Workbench 处理,需要将 STL 格式血管模型导入 Spaceclaim 中进行实体化、反锐化处理等修正操作,最后得到 STP 格式的优化三维模型。该模型由一侧带瘤体的主干道血管和两个分支血管组成,主干道血管为颈总动脉。其中,一个分支血管的管径小且均匀为颈外动脉,另一个分支血管的管径大且不均匀为颈内动脉,其管径较大是因为入口处存在颈动脉窦。模型由真实的颈动脉结构和常见的颈动脉囊形瘤体结构组成,反映了人体实际生理和病理情况,具备普适性,研究结果可以为其他相关领域提供参考。

1.1 血液流体力学方程

根据质量守恒定律,流体所满足的连续性方程为:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (1)$$

式中: ∇ 为向量微分算子的散度运算符; t 为时间; ρ 和 \mathbf{u} 分别为三维条件下血液的密度和流速矢量矩阵^[15]; 血液循环过程中的压力梯度变化 $\nabla p \leq 0.2 \text{ MPa}$, 血液体积模量 $K \approx 2 \text{ GPa}$ ^[16]。因此,估算出血流密度变化为 $|\nabla p|/K \approx 10^{-4}$, 生理条件下血液的密度和体积基本不变。在流固耦合分析中,血液被认为是一种不可压缩的流体。

定常流动时的质量守恒方程为:

$$\nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (2)$$

该方程表示血液质量的散度为 0,即血液流入入口和流出口的质量之差为 0。根据动量守恒定律,导出描述黏性流体运动规律的纳维-斯托克斯(N-S)方程:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (3)$$

式中： \mathbf{u} 为血液的动力黏度系数； $-\nabla p$ 为压力梯度变化； ∇^2 是向量微分算子的拉普拉斯运算符^[17]。

N-S方程描述了流体中速度、压力和黏性之间的相互作用。右侧第1项表示压力的梯度对流体施加的力，第2项表示黏性对流体施加的力。

1.2 计算过程与网格划分

采用ANSYS软件进行网格划分和方程求解，设定1s为1个心动周期，设置时间步数为300，时间步长为20ms。在血管选择A、B、C3点，A点位于正常血管壁表面附近，B点位于瘤体低凸起处，C点位于瘤体高凸起处[见图1(a)]。结果显示，A点速度最大值对应的时间为舒张初期，与血流入口速度的最大值时间相吻合；B、C两点的速度变化则无明显规律。3点中A点速度明显大于B、C点，B点速度稍大于C点[见图1(b)]。血管分叉点所受压力和A、B、C3点血流速度这4个参数在第4周期后变化基本稳定，在第5、6周期已经基本一致，故模拟6个心动周期以确保血管内血流动力和血管形态达到稳定状态，利用最后1个心动周期的仿真参数进行分析，以排除初始条件对结果的干扰。

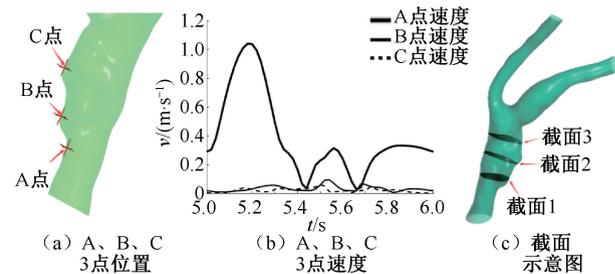


图1 A、B、C位置和速度

Fig. 1 Positions and velocities of points A, B, C (a) Positions of points A, B, C, (b) Velocities of points A, B, C, (c) Schematic of the sections

利用Mesh和Mechanical Enterprise模块对流体域和固体域模型进行网格划分，流体域网格尺寸调整后网格单元数量分别为78 783、158 102、422 880、2 279 985；固体域网格尺寸调整后网格单元数量分别为5 394、9 480、21 055、82 873。将流体域网格数为78 783和固体域网格数为5 394模型记为组1；将流体域网格数为158 102和固体域网格数为9 480模型记为组2；将流体域网格数为422 880和

固体域网格数为21 055的模型记为组3；将流体域网格数为2 279 985和固体域网格数为82 873模型记为组4。4组模型在相同参数下进行求解计算，对比图1所示A点血流速度和血管分叉点所受压力发现，组1和组2较组3和组4的结果差值明显，不予考虑；组3和组4的结果差异分别为0.23%和0.47%，组4比组3多花费87%时间，而且组4模拟仿真容易崩溃。考虑仿真时间和实验稳定性，选择组3的网格模型进行多次重复实验，重复试验的结果参数无明显变化。载瘤血管形态、出入口位置、流体域和固体域网格划分如图2所示，利用Fluent模块对流体域求解，Transient structural模块对固体域求解，System Coupling模块对二者计算的瞬态结果进行双向耦合分析。

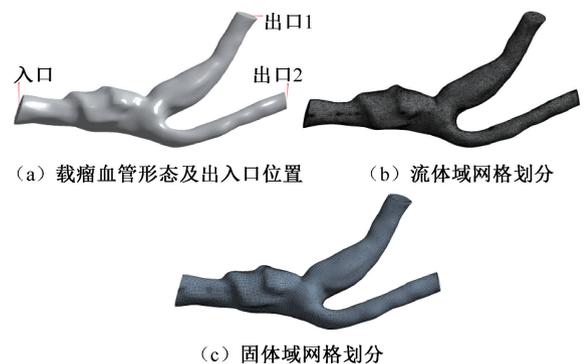


图2 血管形态和网格划分

Fig. 2 Vascular morphology and meshing (a) Morphology of parent vessels and location of entrance and exits, (b) Meshing of fluid domain, (c) Meshing of solid domain

1.3 边界条件设置

心脏通过周期性的收缩和舒张将血液输送到人体其他部位，血液流动呈现出周期性的变化模式。血液与血管壁的接触面随着血液速度的周期性变化而不断移动。在仿真过程中，将血管壁视为均匀各向同性的线性弹性体。

根据人体颈动脉血管的实际条件和相关文献[18]，模型中的血管壁固体区域参数设置如下：血管壁厚度0.45 mm，血管壁密度1 150 kg/m³，弹性模量20 MPa，泊松比0.45，血管壁的内表面定为流固耦合面。模型中的血液流体区域参数设置如下：血液密度1 060 kg/m³，黏度3.5 mPa·s。血管出口压力为0 Pa^[10]（即在初始时刻，该血管模型内入口压力和出口压力相同）；血管入口采用速度边界条件，

设定 1 个脉动周期内血管入口处血液速度变化:

$$\begin{cases} 0.3 + 0.8\sin(3.3\pi t), & 0 \leq t \leq 0.3 \\ 0.3, & 0.3 \leq t \leq 1 \end{cases} \quad (4)$$

周期内 0.10、0.16、0.32、0.70 s 分别对应心动周期的收缩初期、舒张初期、舒张中期和舒张末期。血管模型出入口几何参数如表 1 所示。

表 1 血管出入口几何参数

Tab. 1 Geometric parameters of vascular inlet and outlet

位置	周长/cm	面积/cm ²
入口	29.586	65.582
出口 1	18.362	25.945
出口 2	21.672	34.898

2 结果

2.1 形变和 WSS 分析

由血管在第 6 个周期内的形变情况可见,整个周期血管平均形变不超过 0.2 mm,最大形变在 0.8~0.9 mm 之间。血管平均形变和式(4)中的血液速度变化基本吻合,在舒张初期血管平均形变达到最大,载瘤血管上的最大形变点出现在瘤体与血管的交界线上,血管形变区域主要集中在囊形瘤体和血管分叉处,血管的入口和出口部分几乎没有形变,这意味着相较于入口位置,囊形瘤体更容易向血管分叉的地方发展扩散[见图 3(a)]。

由载瘤血管在典型时刻 WSS 分布可见,血管分叉处中央由于长时间处于高压导致变形凸起,该中央点与分支血管间形成凹陷沟状区域,该区域与血管入口是整个血管 WSS 最大的地方,血管内高 WSS 主要出现在舒张中期以前血液速度较高的时间段,而瘤体在整个脉动周期内所受到的 WSS 一直很小,使血液中固体杂质容易在该瘤体汇集,这也是实际情况中瘤体内容易产生斑块的原因[见图 3(b)]。

2.2 血液速度和流动分析

本文发现,正常血管壁面周围流速远远大于瘤体壁面周围流速,且越远离主干道血管的瘤体壁面周围流速越低。

为比较载瘤血管与瘤体内部血液速度的差异,在瘤体部位设置 3 个截面[见图 1(c)],分别列出 4 个典型时刻 3 个截面的速度云图以及血管内速度的渲染图(见图 4)。结果表明,血管内高速区域主要为血管主干道,且四面呈环状降低,瘤体内血液

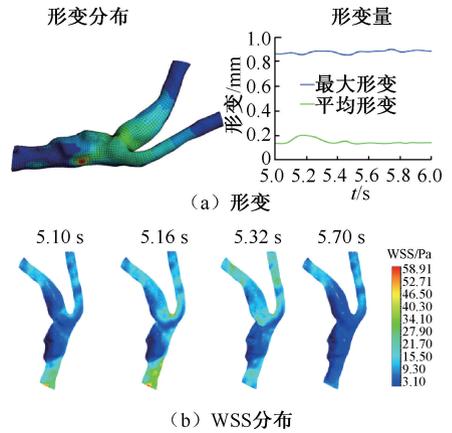


图 3 第 6 周期载瘤血管形变程度和壁面剪切应力

Fig. 3 Deformation degree of tumor bearing vessels and wall shear stress (WSS) of tumor bearing vessels in the sixth cycle

(a) Deformation, (b) WSS

速度远低于主干道,这使得瘤体内氧气含量低,可能造成瘤体壁上细胞缺氧,在瘤体内,缺氧环境可以促进肿瘤相关巨噬细胞(tumor-associated macrophages, TAM)大量聚集,并与缺氧环境的共同作用,导出有利于恶性肿瘤生长的巨噬细胞表型。缺氧不仅直接影响巨噬细胞的分化,而且还通过改变肿瘤细胞和巨噬细胞之间的交流而产生间接影响,这表现了囊形瘤体本身的形态可以改变血液速度分布,从而可能促进瘤体向恶性肿瘤发展的过程。

由 4 个时刻载瘤动脉的流线图可见,在收缩初期到舒张中期时间段内,整个血管中血液流动速度一直增大,血液流量主要集中在血管主干道,瘤体内流量少,此期间瘤体壁上细胞与血液的物质交换和物质传递活动会受到抑制,同时,瘤体壁为适应这种状态,可能会使血管壁变薄,血管弹性下降,这会促进血管变形增大。随着血液入口速度降低并趋于平稳,在舒张中期瘤体内血液流量增大,但与主干道血管内血液速度存在明显速度差,瘤体内部的左右两侧形成两个漩涡。漩涡由于流速低,对瘤体壁的剪切破坏并不严重,这与图 3 显示的该时刻瘤体壁所受 WSS 相符,漩涡的主要影响是减少瘤体内所能容纳血液的体积,阻止瘤体内血液速度与正常血管相匹配,以上影响会使被激活的凝血因子和凝血酶在局部汇集,当达到凝血过程所必需的浓度时,将在瘤体内产生血栓,同时瘤体中漩涡会阻碍

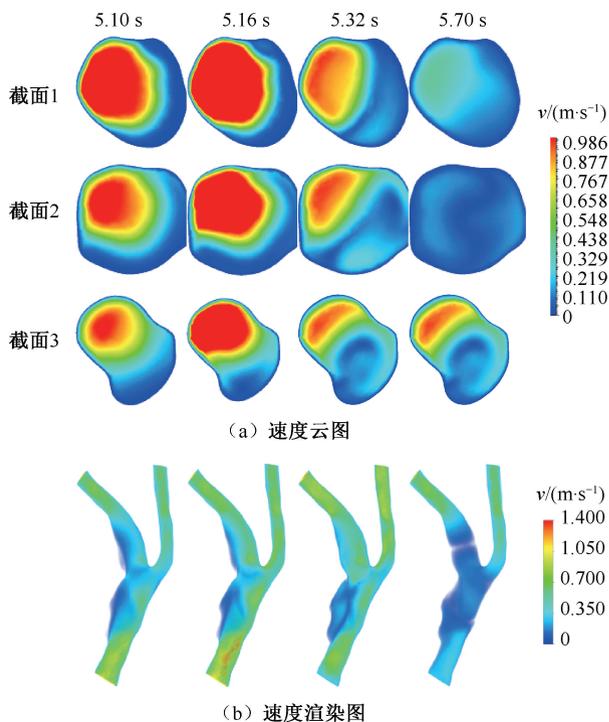


图4 各时刻3个截面速度云图和血管内速度渲染图

Fig. 4 Velocity cloud and endovascular velocity rendering of three cross sections at each time (a) Velocity cloud, (b) Speed rendering images

正常血管血液流动,让瘤体位置的主干道血管血流出现停滞甚至倒流,瘤体内血液向相反两个方向流动,一部分沿着出口流出,另一部分回流进主干道血管与从入口流进的血液发生撞击,与瘤体具有相似结构的大管径分支血管部位也有此现象(见图5)。

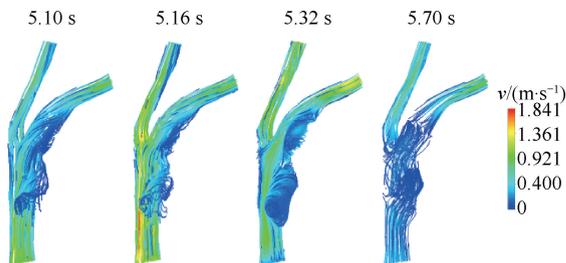


图5 载瘤血管各时刻流线图

Fig. 5 Streamline diagram of tumor-bearing vessel at each time period

2.3 壁面压力分析

由血管在第6周期不同时刻的压力分布可见,血管内压力为负值表示该时刻血管内压力小于初

始时刻,并不意味着血管内的绝对压力为负。整个血液流动周期内,瘤体相比正常血管,血液流量小,速度慢,故瘤体壁上压力不大,这表明瘤体在原有位置上继续深度膨胀性扩张的趋势并不明显(见图6)。

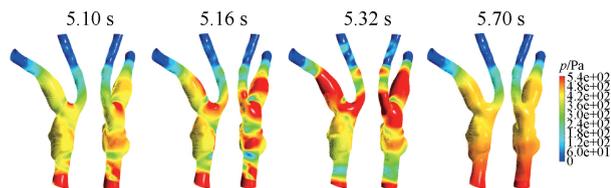


图6 血管壁不同时刻所受压力云图(瘤体侧及瘤体对侧面)

Fig. 6 cloud image of pressure on blood vessel wall at different times (tumor side and opposite side)

瘤体会对周围血管的压力造成影响,在舒张初期瘤体内开始产生漩涡,随着主干道血管的流入速度降低并稳定,在舒张中期漩涡完全成型,漩涡的产生和存在阻碍主干道血管内血液流动,大量血液从更靠近瘤体对面侧血管区域流过,血液的挤压让瘤体对面侧血管壁压力明显高于其前后区域,可能会促进血管扩张形成瘤体,与当前瘤体形成镜像瘤体,分别位于主干道血管的两侧,这表明单瘤体有在对面位置上继续广度区域性扩张的趋势,也可以从力学角度分析动脉瘤的形态各种各样,其中镜像动脉瘤占动脉瘤的比例高达14.5%^[19]。在舒张末期,瘤体处两个方向的血液发生撞击,撞击力直接作用于血管壁上,这就可以解释舒张末期相较于舒张初期血液速度下降73%,瘤体及周围血管所受压力却有所升高。

由收缩初期到舒张中期,血管分叉处保持高压状态,两个分支血管的转向区域压力升高,位置为分叉血管入口速度方向与分叉血管相交的区域,即小分支血管的外侧血管壁与大分支血管的内侧血管壁,且大分支血管出现高压力的区域明显更广,血流在血管分叉处分流时会冲击分叉点,使分叉点周围承受高压,大管径分支血管获得的流量大,导致大量血液冲击血管,血管分叉处和大分支血管的大管径处受力大且时间长,这会导致血管内膜损伤;同时,高压还会使得血管分叉处和大分支血管的大管径处血管壁的弹性纤维受到拉伸,容易引发血管壁破裂或动脉瘤的产生^[20],表明血管分叉部位与两个血管分支形成的三角区域是血管瘤

病变的高发区域,血管分支的弯曲方向和管径尺寸会影响压力分布,从而改变瘤体可能会产生的位置。

3 讨论

本文基于血液动力学的双向流固耦合数值模拟,分析主干道一侧带有囊形瘤体且具有不规则分支血管形态的颈动脉在血液周期流动过程中,正常血管及瘤体内血液流速变化、血管变形、压力和WSS等,分析这些因素对载瘤血管各个部位的影响,分析瘤体对血液流动特性的影响,结果表明:

(1) 从主干道方向的角度,相较于入口位置,囊形瘤体更容易向血管分叉的地方发展扩散。

(2) 囊形瘤体壁上WSS、压力低,腔内流速低、流量小,容易使血液中的固体杂质聚集附着形成斑块,这与实际上囊形瘤体病变的位置和状况相吻合。

(3) 瘤体内出现漩涡,改变正常血管内血液流动的速度和方向,挤压瘤体对面侧血管壁,促进血管另一侧出现镜像瘤体,解释了颈动脉镜像瘤体出现的力学机理。

(4) 粗细均匀的分支血管不会产生漩涡,血液流动速度均匀稳定,具有更高的抗病变能力,管径较大的分支血管会获得更多的流量,这会使管径较大分支血管的血管壁承受更高的冲击压力,更容易瘤体化。

(5) 对比囊形瘤体自身不同形态的远端高凸起处和近端低凸起处,二者内部流速、壁面剪切应力、壁面压力基本相同,近端先于远端出现漩涡且近端形成漩涡更大。

通过这种模拟方法,研究人员和医务人员可以深入了解此结构载瘤颈动脉的血流动力学特点,对具有此结构或相似结构颈动脉的人群,可以分析其破坏或产生斑块的区域以及过程,对治疗颈动脉血管囊形瘤体具有积极意义。此外,本文的研究成果也为颈动脉血管疾病的治疗提供了血流动力学理论依据,后续可以通过模拟不同治疗方法对载瘤颈动脉血管的血流动力学影响,评估治疗手段的有效性,并为手术方案的制定提供科学依据。

本研究仍然存在一些局限性:① 颈动脉血管周围存在如肌肉等其他生物组织未被纳入到模型中,

这会对血管的形变和血管壁所受压力造成一定的影响;② 将血液简化为单一流体,忽略了血液中其他物质例如球蛋白、血细胞、激素等对血管在力学或化学上的影响。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:冉鹏负责选题、实验设计、论文指导;张焜林负责实验开展、数据处理、论文撰写与修改;李闯负责协助数据处理和论文修改。

参考文献:

- [1] 李彦豪,何晓峰,陈勇.实用临床介入诊疗学图解[M].北京:科学出版社,2012.
- [2] SABA L, SAAM T, JÄGER HR, *et al.* Imaging biomarkers of vulnerable carotid plaques for stroke risk prediction and their potential clinical implications [J]. *Lancet Neurol*, 2019, 18(6): 559-572.
- [3] 郭晓玲,杨艳杰,孙慧,等.动脉粥样硬化危险因素研究进展[J].承德医学院学报,2017,34(2):146-148.
- [4] 刘湧,曹庆艳,易珊林,等.颈动脉结构形态学及血流动力学超声检查在缺血性脑血管病中的早期诊断价值[J].医学临床研究,2015,32(10):1954-1957.
- [5] SUI B, GAO P, LIN Y, *et al.* Hemodynamic parameters distribution of upstream, stenosis center, and downstream sides of plaques in carotid artery with different stenosis: A MRI and CFD study [J]. *Acta Radiol*, 2015, 56(3): 347-354.
- [6] 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]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 116-122.
- [7] 吴宝烽,冯梓誉,雷舒扬,等.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[J].医用生物力学,2022,37(4):684-691.
WU BF, FENG ZY, LEI SY, *et al.* Risk assessment of carotid atherosclerotic plaque rupture under cervical rotatory manipulation based on fluid-structure interaction finite element model [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 684-691.
- [8] 阚晓昕,白一帆,马韬,等.基于CT影像重建模型的主动脉夹层流固耦合模拟[J].水动力学研究与进展: A辑,2015,30(6):701-706.
- [9] 李建伟,纪盛章,宋金玉,等.颈内动脉狭窄局部的流固耦合有限元分析[J].介入放射学杂志,2018,27(5):447-450.
- [10] 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):372-378.
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): 372-378.
- [11] 施娟, 吴镔婵, 严好函, 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.
- [12] 王文鑫, 许百男, 孙正辉. 颅内动脉瘤破裂机制的研究进展[J]. *中国脑血管病杂志*, 2015, 12(5): 266-271.
- [13] EKEN A, SAHIN M. A parallel monolithic approach for fluid-structure interaction in a cerebral aneurysm [J]. *Comput Fluids*, 2017(153): 61-75.
- [14] SHARZEHEE M, KHALAFVAND SS, HAN HC. Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal arteries under steady-state and pulsatile blood flow: A stability analysis [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2018, 21(3): 219-231.
- [15] LINNINGER AA, XENOS M, SWEETMAN B, *et al.* A mathematical model of blood, cerebrospinal fluid and brain dynamics [J]. *J Math Biol*, 2009(59): 729-759.
- [16] SAEID KHALAFVAND S, HAN HC. Stability of carotid artery under steady-state and pulsatile blood flow: A fluid-structure interaction study [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(6): 061007.
- [17] MACKLIN P, MCDUGALL S, ANDERSON ARA, *et al.* Multiscale modelling and nonlinear simulation of vascular tumour growth [J]. *J Math Biol*, 2009(58): 765-798.
- [18] SHAHZAD H, WANG X, GHAFARI A, *et al.* Fluid structure interaction study of non-Newtonian Casson fluid in a bifurcated channel having stenosis with elastic walls [J]. *Sci Rep*, 2022, 12(1): 12219.
- [19] 秦雪峰, 李江, 狄宏峰, 等. 3D-CTA 诊断颅内多发动脉瘤(含颅内镜像动脉瘤)[J]. *中国临床医生杂志*, 2014, 42(12): 58-60.
- [20] 李小换, 牛建霞, 蔡新梦. 47 例颅内动脉瘤栓塞治疗术后护理[J]. *按摩与康复医学*, 2011, 2(5): 147.