

基于 VLBM 的髂外动脉血流动力学分析

戎晨彬¹, 陈 柔², 严微微², 俞慧丹³, 许友生¹

(1. 浙江科技学院 机械与能源工程学院, 杭州 310023; 2. 中国计量大学 计量测量工程学院, 杭州 310018;
3. 印第安纳大学-普渡大学印第安纳波利斯分校 机械工程系, 印第安纳波利斯 46202)

摘 要: 为探索无创测量在狭窄髂外动脉血流动力学中的应用, 使用自编的基于图形处理器(graphics processing unit, GPU)并行架构的体积格子玻尔兹曼方法(volumetric lattice Boltzmann method, VLBM)对狭窄髂外动脉进行模拟。首先从计算机断层扫描血管造影(computed tomography angiography, CTA)中提取髂外动脉模型; 其次设定边界条件, 其中入口为多普勒超声检测的脉动流, 出口为基于三元 windkessel 模型的压力出口; 最后将模拟结果与有创动脉血压(invasive blood pressure, IBP)直接测得的结果进行对比, 发现二者吻合度较高, 血压的相对误差在 1% 左右, 从而验证了 VLBM 应用于狭窄髂外动脉模拟的可行性。在此基础上, 根据血流动力学分析狭窄和还原的髂外动脉的血流速度、血压和壁面切应力(wall shear stress, WSS)可得到以下结论: 1) 血流流经狭窄处后, 流速增大并向动脉中心处汇聚, 且髂外动脉狭窄对髂内动脉血流速度的影响可忽略不计; 2) 狭窄处的 WSS 更高, 且高 WSS 分布区域的大小随血压变化而变化; 3) 狭窄处有明显的压降, 压降会随着血流速度的增大而增大。髂外动脉的血流动力学分析可为相关髂外动脉疾病的临床无创计算辅助决策提供数据支持和理论依据。

关键词: 体积格子玻尔兹曼方法; 狭窄髂外动脉; 血流动力学

中图分类号: O351.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-8798(2022)01-0007-10

Hemodynamic analysis of external iliac artery based on VLBM

RONG Chenbin¹, CHEN Rou², YAN Weiwei², YU Huidan³, XU Yousheng¹

(1. School of Mechanical and Energy Engineering, Zhejiang University of Science and Technology, Hangzhou 310023, Zhejiang, China; 2. School of Metrology and Measurement Engineering, China Jiliang University, Hangzhou 310018, Zhejiang, China; 3. Department of Mechanical Engineering, Indiana University Purdue-University Indianapolis, Indianapolis 46202, Indiana, USA)

Abstract: In order to explore application of non-invasive measurements to hemodynamics of the stenotic external iliac artery, a self-designed volumetric lattice Boltzmann method (VLBM)

收稿日期: 2021-03-03

基金项目: 国家自然科学基金项目(11972324, 11872062)

通信作者: 许友生(1963—), 男, 浙江省金华人, 教授, 博士, 主要从事数字图像技术和复杂渗流机理研究。E-mail: 113003@zust.edu.cn。

based on graphics processing unit (GPU) parallel architecture was used to simulate the stenotic external iliac artery. Firstly, the external iliac artery model was extracted from computed tomography angiography (CTA); secondly, the boundary conditions were set, in which the inlet was the pulsating flow detected by Doppler ultrasound and the outlet was the pressure outlet based on the three-element windkessel model; finally, comparing the simulation results with the measured results of invasive blood pressure (IBP), the two results were found to have high degree of coincidence, with the relative error of the blood pressure about 1%, which has verified feasibility of VLBM in simulation of the stenotic external iliac artery. On this basis, according to the hemodynamic analysis, including blood flow velocity, blood pressure, and wall shear stress (WSS) of the stenotic and restored external iliac artery, the following conclusions can be drawn: 1) the flow velocity increases and converges to the center of the artery after the blood flowing through the stenosis, when the external iliac artery stenosis has a negligible impact on the blood flow velocity of the internal iliac artery; 2) the WSS in the stenosis is higher, and the size of the high WSS distribution area varies with the change of blood pressure; 3) there's a significant pressure drop in the stenosis, which increases with the rise of the blood flow velocity. The hemodynamic analysis of the external iliac artery can provide data support and theoretical basis for clinical non-invasive calculation-assisted decision-making of related external iliac artery disease.

Keywords: volumetric lattice Boltzmann method (VLBM); stenotic external iliac artery; hemodynamics

下肢动脉粥样硬化狭窄是一种常见的动脉狭窄疾病,其主要特征是由下肢动脉内壁上形成沉积^[1](斑块)而导致的动脉弹性下降,管径狭窄。临床表现早期有间歇性跛行、下肢发凉麻木和静息性下肢疼痛等,晚期则伴随着动脉狭窄可能会出现发绀、溃疡和坏疽等^[2-3]。该病的发病率逐年增高,且随年龄的增长而增长,据调查^[4-5],45岁以上人群的发病率约为5%,而70岁以上人群的发病率则大于15%。

髂外动脉是髂总动脉的终支之一,向下肢供应血液。准确的动脉血压测量对判断动脉粥样硬化狭窄程度十分重要,如脉搏波传导速度,该指标是测量动脉硬化的可靠方法,但测量数值与血压(舒张压和收缩压)的相关性较强^[6-7]。有创动脉血压(invasive blood pressure, IBP)是监测探头经动脉穿刺置管后直接测量动脉血压,是测量血压的金标准,测量值准确可靠;但并发症较多,容易造成血肿、血栓、感染、血管损伤等,并且对穿刺技术要求极高^[8]。计算机断层扫描血管造影(computed tomography angiography, CTA)是一种临床常用的无创动脉诊断方法,但它无法提供相关的流体力学信息。近年来,随计算机硬件水平的快速发展,CTA与计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)相结合来诊断动脉疾病的技术也愈发成熟,尤其在冠状动脉领域^[9-10]已取得一定的成效,而在髂动脉领域鲜有相关研究。作为基于介观模拟尺度的CFD方法,格子玻尔兹曼方法(lattice Boltzmann method, LBM)具有一些独特的优势,例如易处理复杂的几何形状和边界^[11-12],非常适合计算多相流等复杂流体^[13-14],以及易实现大规模的图形处理器(graphics processing unit, GPU)并行计算^[15]。体积格子玻尔兹曼方法(volumetric lattice Boltzmann method, VLBM)是Yu等^[16]基于LBM提出的,相比流体粒子位于格点的传统LBM,VLBM假设粒子均匀分布在格子单元内,随碰撞将迁移至相邻格子单元,并将格子单元按流体、固体和边界进行分类。该方法可以更好地处理任意弯曲的复杂边界,并提高了GPU并行计算能力。

在上述研究的基础上,本研究提出一种基于GPU并行架构开发的VLBM,可在短时间内获得血流动力学分析结果,从而辅助医生临床诊断。为验证此方法的可行性,我们对狭窄髂外动脉的血流动力学

进行了研究,首先介绍 VLBM 及其在模拟中的应用;然后对比模拟结果和 IBP 结果,验证 VLBM 在狭窄髂外动脉血流动力学分析中的可行性,并通过将支架植入狭窄处进行修复,获得恢复动脉的血流动力学信息;最后总结分析狭窄对血流的影响。本研究中狭窄髂外动脉的 CTA 影像、IBP 测量结果等数据均由杭州市第一人民医院于 2017 年提供。

1 原理与方法

1.1 体积格子玻尔兹曼方法

体积格子玻尔兹曼方法(VLBM)假设粒子均匀分布在格子中,并将格子单元分成流体、固体和边界 3 种类型,如图 1 所示。引入参数 $P(\mathbf{x}, t) = V_s(\mathbf{x}, t)/V$ 定义每个格子单元中固体体积的百分比,其中, $P(\mathbf{x}, t) = 0$ 的格子单元为流体单元, $P(\mathbf{x}, t) = 1$ 的为固态单元,以及 $0 < P(\mathbf{x}, t) < 1$ 的为边界单元; $V_s(\mathbf{x}, t)$ 表示每个晶格单元中的固体体积, V 为格子单元的体积。

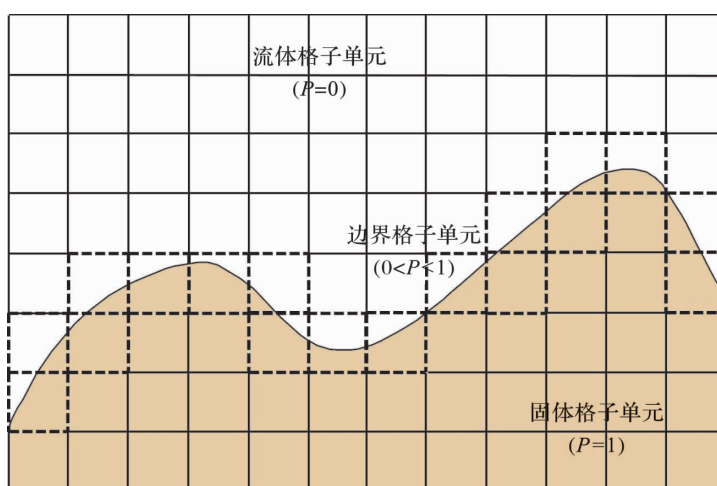


图 1 VLBM 中格子单元的分类

Fig. 1 Classification of lattice cells in VLBM

我们以 Qian 等^[17]于 1992 年提出的 DdQm(d 维空间, m 个离散速度)系列 LBM 基础模型中的 D2Q9 模型为例,来讨论传统 LBM 和 VLBM 的差异。图 2(a) 为传统 LBM 模型,粒子在格点处碰撞后,沿其速度方向往相邻格点迁移, $f_i(\mathbf{x}, t)$ 为粒子密度分布函数。而在 VLBM 中,假设粒子均匀分布在格子单元内,随碰撞迁移至相邻格子单元中,如图 2(b) 所示。与传统 LBM 的 $f_i(\mathbf{x}, t)$ 类似, VLBM 引入 $n_i(\mathbf{x}, t)$ 表示离散速度为 \mathbf{e}_i 的粒子在时间 t 占据格子单元的分布函数, i 为离散速度数量, $f_i(\mathbf{x}, t)$ 与 $n_i(\mathbf{x}, t)$ 的关系为

$$n_i(\mathbf{x}, t) = f_i(\mathbf{x}, t)[1 - P(\mathbf{x}, t)]V. \quad (1)$$

式(1)中: V 取单位体积($V=1$)。与 LBM 相似, VLBM 的碰撞方程如下:

$$n'_i(\mathbf{x}, t) = n_i(\mathbf{x}, t) - \frac{1}{\tau}[n_i(\mathbf{x}, t) - n_{i,\text{eq}}(\mathbf{x}, t)]. \quad (2)$$

式(2)中: $n'_i(\mathbf{x}, t)$ 为碰撞后的偏分布函数,其中 $i=0, 1, 2, \dots, b$; τ 为无量纲弛豫时间; $n_{i,\text{eq}}(\mathbf{x}, t)$ 为平衡态分布函数,

$$n_{i,\text{eq}}(\mathbf{x}, t) = N(\mathbf{x}, t)\omega_i \left[1 + \frac{\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{U}}{c_s^2} + \frac{(\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{U})^2}{c_s^4} - \frac{\mathbf{U} \cdot \mathbf{U}}{2c_s^2} \right]. \quad (3)$$

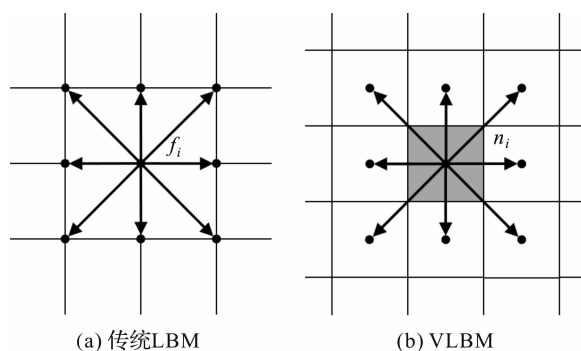


图 2 传统 LBM 和 VLBM 粒子分布示意图

Fig. 2 Schematic diagram of particle distribution of conventional LBM and VLBM

式(3)中: ω_i 为权重系数; c_s 为格子声速; U 为宏观速度; $N(\mathbf{x}, t) = \sum n_i(\mathbf{x}, t)$ 为当前格子单元密度。本研究选用 $i = 0, 1, 2, \dots, 18$ 的 D3Q19 格子模型进行三维模拟,离散速度 \mathbf{e}_i 在 $i = 0$ 时为 $(0, 0, 0)$, $i = 1 \sim 6$ 时为 $(\pm 1, 0, 0)$ 、 $(0, \pm 1, 0)$ 、 $(0, 0, \pm 1)$, 以及 $i = 7 \sim 18$ 时为 $(\pm 1, \pm 1, 0)$ 、 $(0, \pm 1, \pm 1)$ 、 $(\pm 1, 0, \pm 1)$ 。相对应的权重系数在 $i = 0$ 时 $\omega_i = 1/3$, $i = 1 \sim 6$ 时 $\omega_i = 1/18$, 以及 $i = 7 \sim 18$ 时 $\omega_i = 1/36$ 。为将非滑移边界条件整合到格子模型中,流动部分分为两部分:1) 从迎风方向的邻近格子单元中迁移出的粒子数 $[1 - P(\mathbf{x}, t)]n'_i(\mathbf{x} - \mathbf{e}_i\delta t, t)$; 2) 从逆风方向的格子单元反弹的粒子数 $P(\mathbf{x} - \mathbf{e}_i\delta t, t)n'_{i*}(\mathbf{x}, t)$ 。此处 δt 为时间步长, $n'_{i*}(\mathbf{x}, t)$ 为对应 $n'_i(\mathbf{x}, t)$ 从非滑移壁面反弹后的粒子分布函数。因此,迁移方程为

$$n''_i(\mathbf{x}, t + \delta t) = [1 - P(\mathbf{x}, t)]n'_i(\mathbf{x} - \mathbf{e}_i\delta t, t) + P(\mathbf{x} - \mathbf{e}_i\delta t, t)n'_{i*}(\mathbf{x}, t)。 \quad (4)$$

宏观参数密度和速度分别从粒子分布函数的 0、1 阶中获得:

$$\rho(\mathbf{x}, t) = \sum n_i(\mathbf{x}, t) / [1 - P(\mathbf{x}, t)]; \quad (5)$$

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}, t) = \sum \mathbf{e}_i n_i(\mathbf{x}, t) / \sum n_i(\mathbf{x}, t)。 \quad (6)$$

压强可从密度中获得:

$$p(\mathbf{x}, t) = p_0 = c_s^2 [\rho(\mathbf{x}, t) - \rho_0]。 \quad (7)$$

式(7)中: p_0 为参考压强; ρ_0 为参考密度。

1.2 计算模型设置

通过对 CTA 影像进行处理,提取狭窄髂外动脉形态结构模型。CTA 是一种医学检查方法,它将 CT 扫描与注射造影剂相结合,产生人体特定部位的多层等距二维数字图像,图像由大量不同灰度值的像素按矩阵排列方式构成。3D Slicer 软件可以设定灰度阈值从而分割出二维图像中髂动脉部分,提取该部分的轮廓线,并通过几何单元拼接来拟合动脉壁,最终达到重构 3D 动脉模型的效果。重构支架植入前的 3D 髂外动脉狭窄模型如图 3(a)所示,该髂外动脉为重度狭窄,狭窄率约为 70%。狭窄率表示动脉的狭窄程度,常用的计算公式为:狭窄率 = (狭窄远端正常直径 - 狭窄段的最窄直径) / 狭窄远端正常直径。支架植入后如图 3(b)所示,髂动脉模型通过 3D Slicer 软件拉伸狭窄处壁面后导出,将狭窄处恢复成健康动脉。

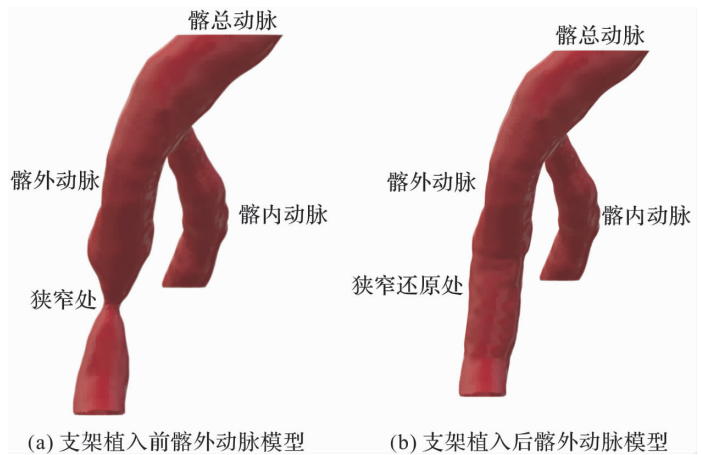


图 3 3D 髂外动脉结构模型

Fig. 3 3D Structure models of external iliac artery

为简便起见,假设血液为不可压缩牛顿流体,密度为 1060 kg/m^3 ,运动黏度为 $3.3 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$,动脉壁为刚性壁,且壁面采用无滑移条件。将脉动流作为髂总动脉剖面的速度入口边界条件,在髂内外动脉末端设置压力出口边界条件,具体边界条件方案如下:

1) 速度入口边界条件。多普勒超声(Doppler ultrasound, DUS)可测量一个心动周期内的血流速度曲线。在模拟中,需将速度曲线插值成 1 000 个时间点,如图 4(a)中的蓝点所示。本研究选取了 6 个具有代表性的红点作为采样时间点,以表示血流在各个阶段(舒张期和收缩期)流动时的不同现象。在指定时刻对髂总动脉剖面设定速度边界时,将 DUS 同一时刻测得的速度作为髂总动脉中心处的最大速度,然后用抛物线分布到壁面上,以此贴近实际情况,如图 4(b)所示。值得注意的是,速度值是脉动的,每个时间点的入口边界应按上述方法设置。为将速度边界条件引入 VLBM,我们采用 Guo 等^[18]于 2002 年提出的非平衡态外推格式,该方法具有运算简单、数值稳定等优点。

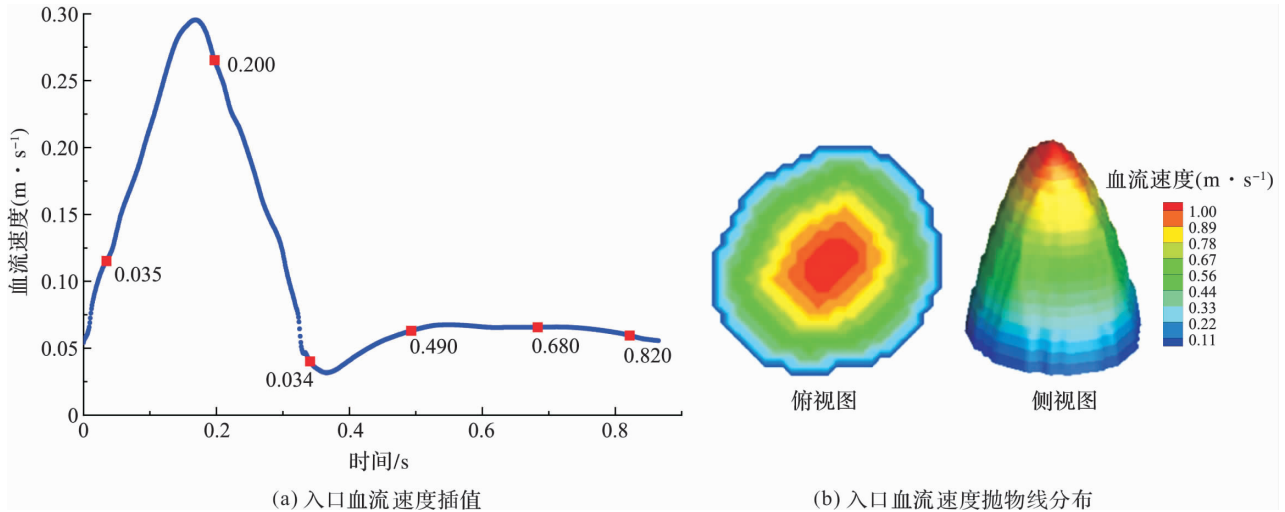


图 4 髂总动脉入口血流速度

Fig. 4 Inlet blood flow velocity of common iliac artery

2) 压力出口边界条件。压力出口使用与电路相似的三元 windkessel 模型^[19],图 5 为该模型应用于动脉中的示意图。血流速度(Q)由近端血管阻力(r)、远端血管顺应性(C)和每个出口下游远端血管阻力(R)的综合效应控制,因此,三元 windkessel 模型也被称为 RCR 模型。基于血流和电路之间的相似性,流速 Q 和平均压力 p 之间的关系满足以下常微分方程^[20]:

$$\frac{dp}{dt} + \frac{1}{RC}p = r \frac{dQ}{dt} + \frac{1}{RC}(r + R)Q. \quad (8)$$

求解式(8)可得到压力的解析解

$$p(t) = e^{-\frac{t}{RC}} \int_0^t e^{\frac{s}{RC}} r \frac{dQ(s)}{ds} + \frac{1}{RC}(r + R)Q(s) ds + p_0. \quad (9)$$

式(9)中: p_0 为出口的初始压力。R、C 和 r 这 3 个参数的关系和取值范围可通过参考文献[21]来确定。同样,采用非平衡态外推格式将压力边界条件引入 VLBM。

1.3 算法流程设计

使用 C++ 编程语言开发基于 GPU 并行架构的 VLBM 算法,算法的设计流程具体可分为以下几个步骤:

- 1) 读取髂外动脉模型,根据模型尺寸确定计算区域;
- 2) 设置格子单元长度 l ,对计算区域进行格子划分,计算每个格子单元中固体体积的百分比 $P(x, t)$,并设置边界条件及给定所有格点初始宏观参量;
- 3) 使用引入 VLBM 的 D3Q19 模型的控制方程,通过给定的初始宏观参量计算出所有格点各个速度方向的平衡态分布函数,作为模拟的初场;
- 4) 通过粒子碰撞迁移规则求解控制方程;
- 5) 使用非平衡态外推格式对相应边界处格点进行边界处理;
- 6) 计算所有格点的宏观参量,如速度、密度、压力等;
- 7) 判断宏观参量是否收敛;
- 8) 如果宏观参量收敛,输出计算结果;否则重回第 4 步继续计算,直至计算结果收敛。

使用该算法模拟狭窄髂外动脉,将狭窄处上下端的血压设置为计算输出结果进行格子无关性检验,发现在达到格子单元长度 $l = 2.99 \times 10^{-4}$ m 后,计算输出结果的变化很小,因此可用该格子单元长度模拟狭窄髂外动脉,此时对应的格子数量为 $142 \times 198 \times 258$ 。对于一个典型的髂外动脉模拟任务,在计算

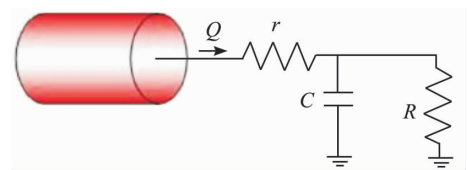


图 5 动脉中三元 windkessel 模型示意图

Fig. 5 Schematic of three-element windkessel model in artery

机 CPU 为 Intel Xeon E5-2683 v3, GPU 为 NVIDIA Tesla P100 的配置下, 需要约 20 min 的时间可完成模拟任务。

2 结果与讨论

2.1 验证 VLBM 的可行性

验证 VLBM 用于狭窄髂外动脉模拟的可行性是第一步, 也是至关重要的一步。我们将模拟获得的狭窄处上下端血压与 IBP 结果做对比以进行验证, IBP 结果来自临床测量, 如图 6 的红色虚线所示。在使用计算结果之前, 需要确认时间收敛性, 当宏观参数为每个相邻的心动周期收敛时, 设置收敛条件。图 6 中的蓝色实线为使用自编的 VLBM 算法计算的髂外动脉狭窄处上下端血压曲线。从对比结果可以看出, 2 条代表模拟血压和 IBP 的曲线具有较高的吻合度。定量地检测血压的具体参数, 即收缩压 P_s 、舒张压 P_d 和平均血压 P_{mean} 。收缩压是血压曲线中的最大值, 舒张压是血压曲线中的最小值, 平均血压定义为 $P_{mean} = (P_s + 2P_d) / 3$ ^[22]。表 1 为髂外动脉狭窄处上下端 IBP 与 VLBM 血压参数对比及相对误差, 其中相对误差为 0.455%~1.585%。因此, 无论是定性还是定量的数据结果均表明将 VLBM 用于狭窄髂外动脉的血流动力学分析是可行的。

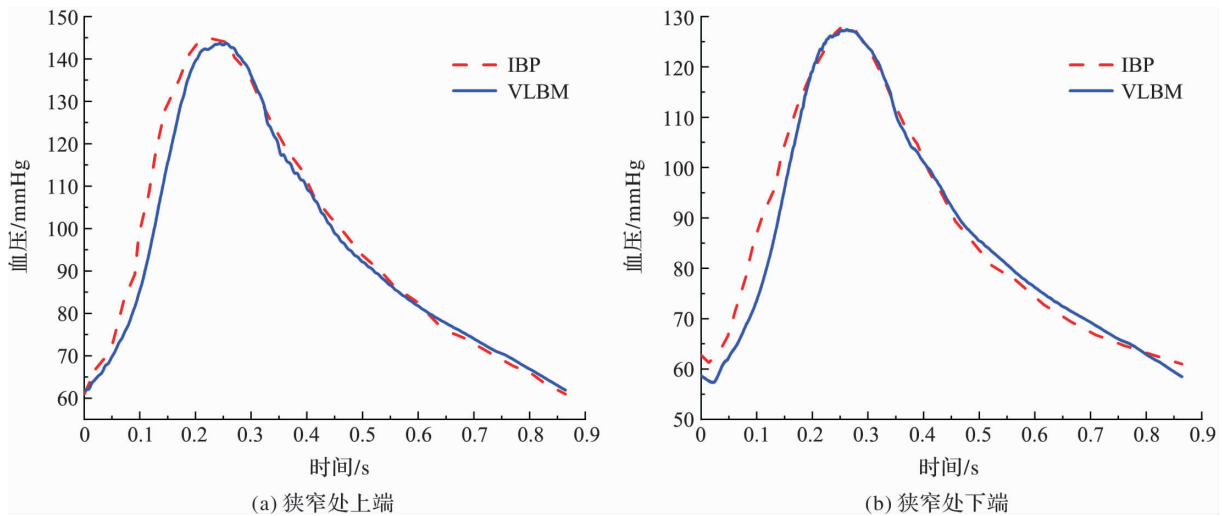


图 6 髂外动脉狭窄处上下端 IBP 与 VLBM 血压对比

Fig. 6 Comparison of IBP and VLBM blood pressure at upper and lower ends of external iliac artery stenosis

表 1 髂外动脉狭窄处上下端 IBP 与 VLBM 血压参数对比及相对误差

Table 1 Comparison and relative errors of blood pressure parameters of IBP and VLBM at upper and lower ends of external iliac artery stenosis

位置	IBP/mmHg			VLBM/mmHg			相对误差/%		
	P_s	P_d	P_{mean}	P_s	P_d	P_{mean}	P_s	P_d	P_{mean}
狭窄处上端	145.00	61.00	89.00	143.67	61.92	89.17	0.926	1.486	0.191
狭窄处下端	128.00	60.70	83.13	127.42	58.67	81.59	0.455	1.585	0.997

2.2 支架植入前后血流动力学分析

分别选取支架植入前狭窄率为 70% 和支架植入后还原的髂外动脉流场, 观察狭窄对流场的影响。图 4(a) 的 6 个抽样点中, $t=0.20$ s 时的入口血流流速最大, 狭窄处上下端的流场变化最明显, 可以更好地显示流场的变化。因此以 $t=0.20$ s 为例, 图 7 显示了支架植入前后髂外动脉的流线, 将狭窄处放大后做支架植入前后的速度截面图如图 8 所示, 从中可以看出, 与支架植入后还原的髂外动脉相比, 血流流经狭窄处后, 流速明显增大并向动脉中心处汇聚。与髂外动脉狭窄处血流速度有明显的增加相比, 髂内动脉血流速度的变化可以忽略不计。

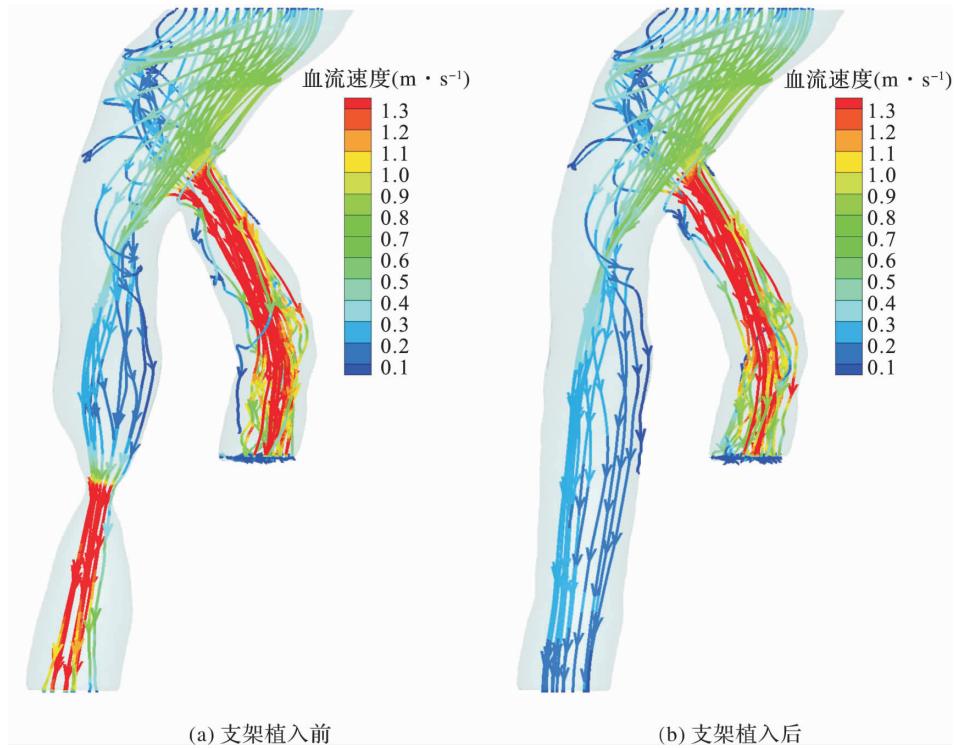


图 7 髂外动脉支架植入前后的流线图

Fig. 7 Streamlines of external iliac artery before and after stent implantation

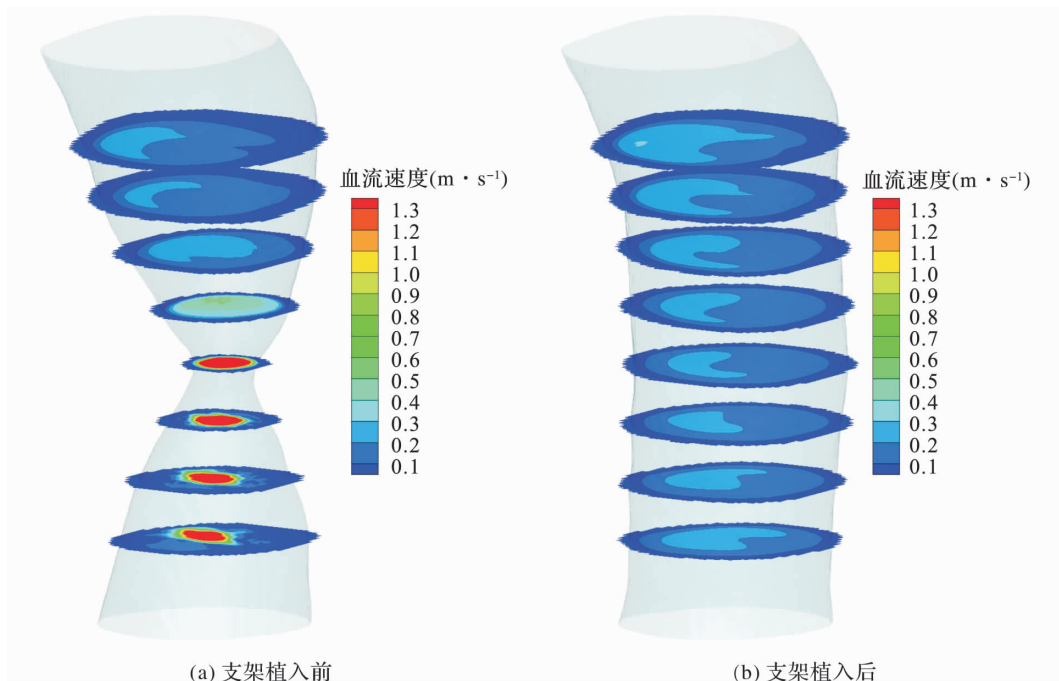


图 8 髂外动脉支架植入前后的血流速度截面图

Fig. 8 Velocity slices of external iliac artery before and after stent implantation

壁面切应力(wall shear stress, WSS)是血流作用于动脉内壁产生的机械力之一^[23],对动脉粥样硬化狭窄的形成起着重要作用。有研究表明^[24-27],在早期低 WSS 血流分布区域更易于动脉粥样硬化斑块的形成,这可能导致动脉管腔逐渐变窄,斑块侵入腔内,WSS 会先恢复正常,之后开始升高,WSS 越高,对动脉壁施加的拉伸力越大,从而增大动脉破裂的风险。将图 7 中髂外动脉狭窄(还原)部分放大后如图 9 和图 10 所示。图 9(a)显示了狭窄髂外动脉的 WSS 分布,其中时间点取自图 4(a)中的 6 个采样时间点。狭窄部位 WSS 较大,高 WSS 的分布范围随流速的变化而变化。当 $t=0.20\text{ s}$ 血流接近收缩期峰值

时,高 WSS 的分布范围更广,随后逐渐减小,与一个心动周期内血流的变化趋势一致。支架植入后,每个时间点的 WSS 均减小。综上所述,狭窄将导致高 WSS,增加动脉破裂的风险。

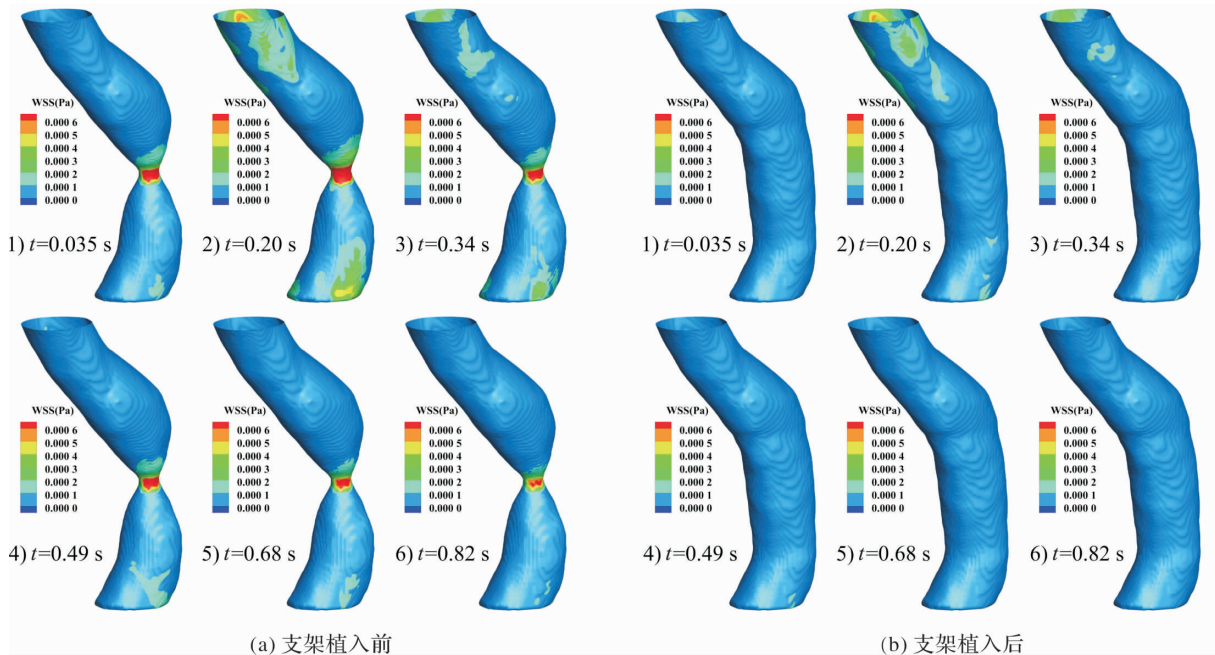


图 9 髂外动脉支架植入前后的 WSS 分布

Fig. 9 WSS distributions of external iliac artery before and after stent implantation

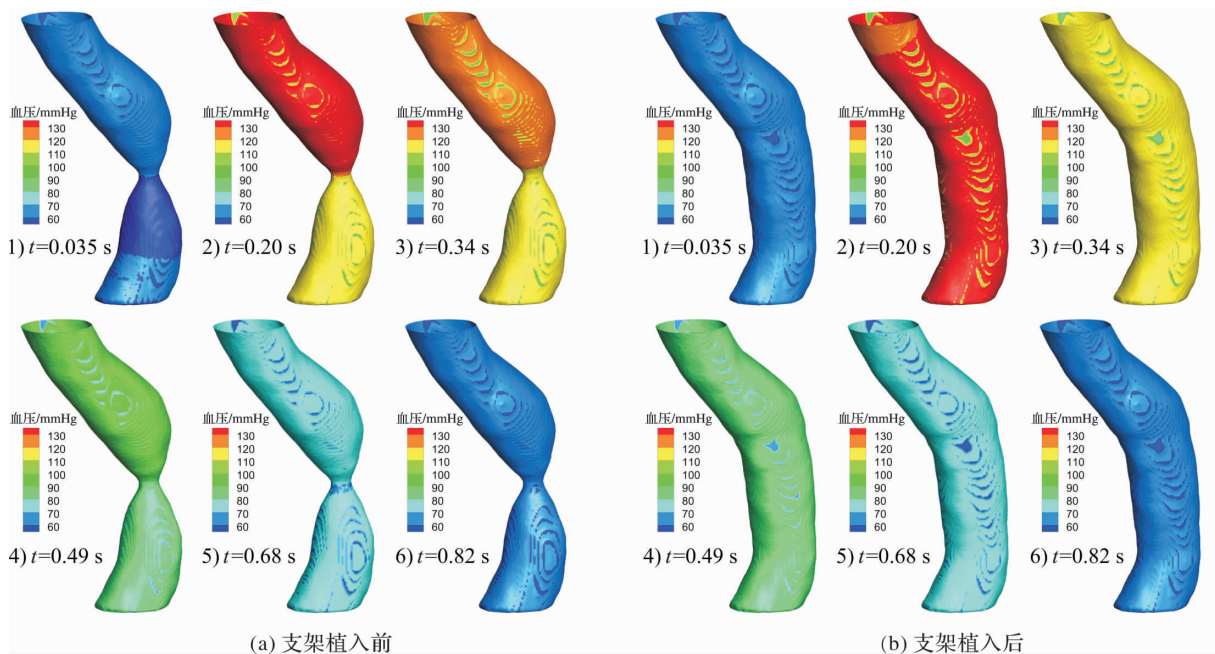


图 10 髂外动脉支架植入前后的压力云图

Fig. 10 Pressure distributions of external iliac artery before and after stent implantation

图 10 为髂外动脉支架植入前后的压力云图。支架植入后血压随时间变化,还原处上下端压降约为 0.047 6 mmHg,可以忽略不计。相反,支架植入前的狭窄处有一个明显的压降,此外,血流量越大,压降越大。经计算,支架植入前狭窄处的平均压降约为 8.838 5 mmHg。从定量角度来分析,如图 11 所示,支架植入后,收缩压在狭窄(还原)处上端降低,同时在下端升高,以此减小压降,而支架植入前后舒张压变化不大。因此,狭窄将导致压降增大,尤其是在流速较高的收缩期。

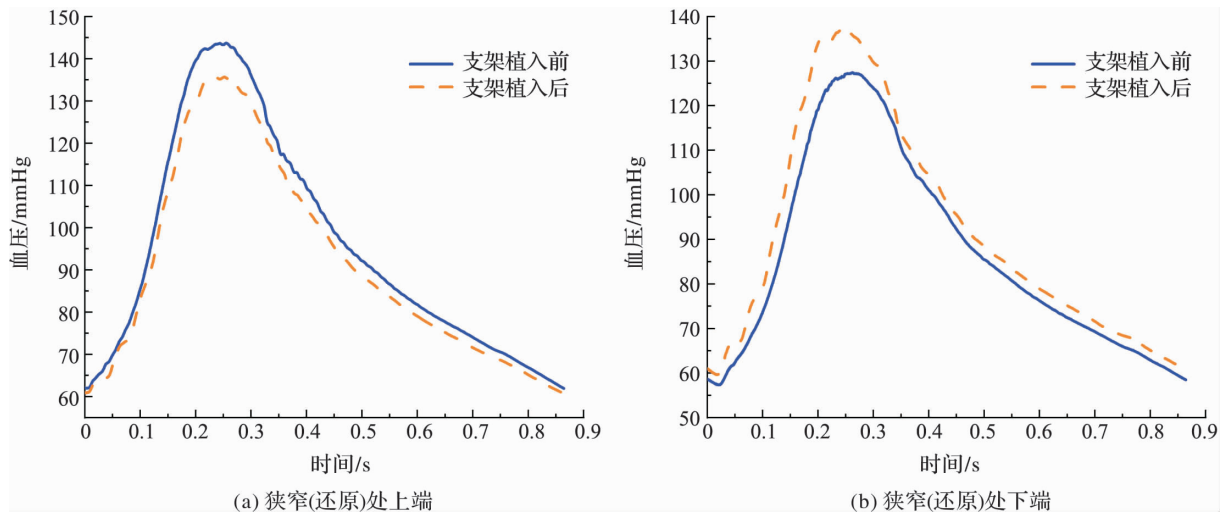


图 11 髂外动脉支架植入前后血压对比曲线

Fig. 11 Comparison curves of blood pressure of external iliac artery before and after stent implantation

3 结 论

本研究使用自编的 GPU 并行加速 VLBM 算法,对狭窄髂外动脉进行了数值模拟和血流动力学分析,利用 CTA 影像重构了髂外动脉结构模型。计算得到的髂外动脉血压与 IBP 结果具有较高的吻合度,验证了 VLBM 模拟狭窄髂外动脉的可行性。此外,将支架植入狭窄处,还原动脉,经对比分析得出以下结论:

- 1) 与支架植入后恢复的动脉相比,血流流经狭窄处后,流速明显增大并向动脉中心处汇聚。髂外动脉狭窄对髂内动脉血流速度影响可忽略不计。
- 2) 狭窄处 WSS 较高,WSS 高分布区的大小随血流速度的变化而变化,增加了动脉破裂的风险。
- 3) 狭窄处有明显的压降,尤其是在流速较高的收缩期,因此压降会随着血流速度的增大而增大。

上述研究结果对探讨血压、WSS、狭窄率之间的关系及相关的动脉模拟研究具有参考意义,本研究中的髂外动脉血流动力学分析可为相关髂外动脉疾病的临床无创计算辅助决策提供数据支持和理论依据。

参考文献:

- [1] BERNSDORF J, HARRISON S E, SMITH S M, et al. Applying the lattice Boltzmann technique to biofluids: a novel approach to simulate blood coagulation[J]. Computers & Mathematics with Applications, 2008, 55(7): 1408.
- [2] MAHÉ G, KALADJI A, LE FAUCHEUR A, et al. Internal iliac artery stenosis: diagnosis and how to manage it in 2015[J]. Frontiers in Cardiovascular Medicine, 2015, 2(33): 1.
- [3] 李冬梅,张汉道,张雷. 闭塞性外周动脉粥样硬化症[J]. 中国疗养医学, 2009, 18(11): 1024.
- [4] SELVIN E, ERLINGER T P. Prevalence of and risk factors for peripheral arterial disease in the United States: results from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999—2000[J]. Circulation, 2004, 110(6): 738.
- [5] FOWKES F G R, RUDAN D, RUDAN I, et al. Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis[J]. The Lancet, 2013, 382(9901): 1329.
- [6] KIM E J, PARK C G, PARK J S, et al. Relationship between blood pressure parameters and pulse wave velocity in normotensive and hypertensive subjects: invasive study[J]. Journal of Human Hypertension, 2007, 21(2): 141.
- [7] 孙绍梅. 多种早期无创动脉硬化检测指标的应用及临床意义[J]. 医学综述, 2013, 19(22): 4104.
- [8] SAFDAR N, O'HORO J C, MAKI D G. Arterial catheter-related bloodstream infection: incidence, pathogenesis, risk factors and prevention[J]. Journal of Hospital Infection, 2013, 85(3): 189.
- [9] 赵雪梅,微红阳,张晓玮,等. 冠状动脉 CT 血管造影结合计算流体力学方法评估冠状动脉血流动力学变化的价值[J]. 实用老年医学, 2019, 33(3): 245.

- [10] COENEN A, LUBBERS M M, KURATA A, et al. Fractional flow reserve computed from noninvasive CT angiography data: diagnostic performance of an on-site clinician-operated computational fluid dynamics algorithm [J]. *Radiology*, 2015, 274(3):674.
- [11] ABAS A, MOKHTAR N H, ISHAK M H H, et al. Lattice Boltzmann model of 3D multiphase flow in artery bifurcation aneurysm problem[J]. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2016(2016):1.
- [12] JI Y P, KANG X Y, LIU D H. The blood flow at arterial bifurcations simulated by the lattice Boltzmann method [J]. *Chinese Physics Letters*, 2009, 26(7):74702.
- [13] ALAPATI S, KANG S, SUH Y K. Parallel computation of two-phase flow in a microchannel using the lattice Boltzmann method[J]. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 2009, 23(9):2492.
- [14] YAN Y Y, ZU Y Q, DONG B. LBM, a useful tool for mesoscale modelling of single-phase and multiphase flow [J]. *Applied Thermal Engineering*, 2011, 31(5):649.
- [15] CHEN R, YU H W, ZENG J, et al. General power-law temporal scaling for unequal-size microbubble coalescence [J]. *Physical Review E*, 2020, 101(2-1):23106.
- [16] YU H, CHEN X, WANG Z, et al. Mass-conserved volumetric lattice Boltzmann method for complex flows with willfully moving boundaries[J]. *Physical Review E*, 2014, 89(6):63304.
- [17] QIAN Y H, D'HUMIÈRES D, LALLEMAND P. Lattice BGK models for navier-stokes equation[J]. *Europhysics Letters (EPL)*, 1992, 17(6):479.
- [18] GUO Z L, ZHENG C G, SHI B C. Non-equilibrium extrapolation method for velocity and pressure boundary conditions in the lattice Boltzmann method[J]. *Chinese Physics*, 2002, 11(4):366.
- [19] WESTERHOF N, LANKHAAR J W, WESTERHOF B E. The arterial windkessel [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2009, 47(2):131.
- [20] ROMAROWSKI R M, LEFIEUX A, MORGANTI S, et al. Patient-specific CFD modelling in the thoracic aorta with PC-MRI-based boundary conditions: a least-square three-element windkessel approach[J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2018, 34(11):3134.
- [21] KIM H J, VIGNON-CLEMENTEL I E, COOGAN J S, et al. Patient-specific modeling of blood flow and pressure in human coronary arteries[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38(10):3195.
- [22] MEANEY E, ALVA F, MOGUEL R, et al. Formula and nomogram for the sphygmomanometric calculation of the mean arterial pressure[J]. *Heart*, 2000, 84(1):64.
- [23] 姬新颖, 李涛, 刘瑞敏, 等. 血流动力学新特点与冠状动脉粥样硬化发生的关系[J]. *河南大学学报(医学版)*, 2011, 30(4):231.
- [24] BROWN A J, TENG Z, EVANS P C, et al. Role of biomechanical forces in the natural history of coronary atherosclerosis[J]. *Nature Reviews Cardiology*, 2016, 13(4):210.
- [25] DOLAN J M, KOLEGA J, MENG H. High wall shear stress and spatial gradients in vascular pathology: a review [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, 41(7):1411.
- [26] SOUILHOL C, SERBANOVIC-CANIC J, FRAGIADAKI M, et al. Endothelial responses to shear stress in atherosclerosis: a novel role for developmental genes[J]. *Nature Reviews Cardiology*, 2020, 17(1):52.
- [27] SIASOS G, TSIGKOU V, ZAROMYTIDOU M, et al. Role of local coronary blood flow patterns and shear stress on the development of microvascular and epicardial endothelial dysfunction and coronary plaque[J]. *Current Opinion in Cardiology*, 2018, 33(6):638.