

文章编号: 1004-7220(2023)03-0507-07

人体姿态对髂静脉压迫综合征血流特性影响

李超群¹, 詹焱青², 汪忠明¹, 高永新¹, 仇鹏³, 姚程¹

(1. 合肥工业大学土木与水利工程学院, 合肥 230009; 2. 安徽省公共卫生临床中心 安徽医科大学第一附属医院北区普通外科, 合肥 230011; 3. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 血管外科, 上海 200011)

摘要:目的 探究不同人体姿态对髂静脉压迫综合征血流特性的影响。方法 以1例含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征患者的计算机断层影像重构髂静脉几何模型;基于计算流体动力学方法,采用非牛顿模型和多孔介质模型描述静脉瘤对血流场的影响,获取髂静脉壁面压力分布和切应力分布;运用离散相模型,探究3种人体姿态下红细胞在左髂静脉的滞留情况。结果 平卧状态下压迫区域两端的压力梯度最低,而坐姿和行走状态下髂静脉呈现高压状态。3种姿态下局部最大壁面切应力均出现在侧支血管狭窄处和右髂静脉血流交汇区,其中坐姿状态下切应力最小,平卧状态下最大。坐姿状态下左髂静脉血液的滞留时间最长,为52.2 s;平卧状态下最短,为14.8 s;行走状态为23.8 s。结论 采用多孔介质模型模拟静脉瘤的影响与血管造影图像高度吻合。坐姿和行走状态下的下肢静脉高压现象与临床结果一致,平卧状态能够缓解高压状况。从髂静脉的壁面切应力和血液滞留时间来看,人体在3种姿态之间不断转换,造成血管内皮损伤和血流瘀滞交替出现,增加血栓的形成风险。

关键词: 髂静脉压迫综合征; 数值模拟; 多孔介质; 人体姿态

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.012

Effects of Human Postures on Flow Characteristics in Iliac Vein Compression Syndrome

LI Chaoqun¹, ZHAN Yanqing², WANG Zhongming¹, GAO Yongxin¹, QIU Peng³, YAO Cheng¹

(1. College of Civil Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 2. Department of General Surgery, North District of First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Anhui Provincial Public Health Clinical Center, Hefei 230011, China; 3. Department of Vascular Surgery, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

Abstract: Objective To investigate effects of human postures on flow characteristics of iliac vein compression syndrome. **Methods** The numerical model of iliac vein was reconstructed from CT images of a typical patient with pelvic-type iliac vein compression syndrome with collateral veins. Based on the computational fluid dynamics method, the non-Newtonian model and the porous media model were adopted to describe effects of abnormal structures on blood flow and acquire the wall shear stress and pressure of iliac vein. The discrete phase model was used to study the residence conditions of erythrocytes under three human postures. **Results** The pressure gradient at two ends of the compressive region was lowest under lying state, while the iliac vein showed a high pressure under sitting and walking states. The local maximum wall shear stresses under three postures were found at narrow segment of the collateral vein and convergence region of two flows of right iliac vein. The maximum shear stress was the largest under lying state and the smallest under sitting state. The blood residence

收稿日期: 2022-09-18; 修回日期: 2022-10-15

基金项目: 安徽医科大学学校自然科学基金项目(2019xkj048)

通信作者: 姚程, 副教授, E-mail: yaocheng@hfut.edu.cn

time of 52.2 s in the left iliac vein was the longest under sitting state. The residence time of 14.8 s was shortest under lying state. The blood residence time was 23.8 s under walking state. **Conclusions** Porous media model used to simulate the effect of abnormal structures was highly consistent with the angiography data. The venous hypertension under sitting and walking states was consistent with the clinical result, and the lying state could relieve the hypertensive condition. In terms of wall shear stress and blood residence time in iliac vein, the continual changes between three human postures would cause endothelial damage and blood flow stasis alternately, thus increase the risk of thrombosis.

Key words: iliac vein compression syndrome; numerical simulation; porous media; human postures

髂静脉压迫综合征又称 May-Thurner 综合征和 Cockett 综合征,是髂动脉和脊椎对左髂静脉共同压迫导致的静脉回流受阻、静脉高压及下肢慢性静脉功能不全。临床主要症状表现为下肢水肿、浅表静脉曲张、色素沉着和静脉性溃疡等,严重影响患者的日常生活和工作^[1-2]。

根据解剖学研究,髂静脉压迫这一生理现象导致下肢静脉功能不全症状的关键是静脉腔内的一种特殊结构——静脉嵴^[3-4]。静脉嵴多发现于髂静脉受压迫区域的静脉腔内。一般认为,静脉嵴导致了左髂静脉血流动力学变化,从而诱发下肢深静脉血栓^[5-6]。近年来,计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)方法被应用于探究髂静脉狭窄与血栓之间的联系,通常采用改变压迫区域的狭窄度来模拟左髂静脉的压迫影响^[7-8]。髂静脉压迫综合征患者的血管造影表明,左髂静脉压迫区域血流不畅,大部分血流通过侧支血管进入盆腔或腹腔^[9];而单纯采用改变狭窄度的 CFD 方法无法体现侧支分流和静脉嵴这些生理和解剖现象。因此,有必要建立能体现静脉嵴的髂静脉压迫流动模拟。

另一方面,人体姿态与下肢慢性静脉功能不全症状之间存在一定关系^[10-12]。当患者处于长时间坐姿或站立状态,下肢静脉高压会造成静脉壁和瓣膜损伤,继而出现下肢静脉系统瘀血现象^[13-14]。因此,久坐久站是血栓形成、下肢静脉功能不全等多种静脉疾病的最主要发病因素之一。需要将不同人体姿态考虑到静脉流动模型中,以更好解释静脉疾病的发病机制。

本文建立了 1 例含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征数值模型,采用非牛顿流体和多孔介质方法模拟静脉嵴对髂静脉血流的作用,进而分析患

者在平卧、坐姿和行走状态下的血流场,探究人体姿态对髂静脉压迫综合征血流特性的影响,为静脉系统疾病的机制探索提供新依据。

1 方法与材料

1.1 几何模型和边界条件

患者为 28 岁男性,因左下肢肿胀、乏力伴静脉迂曲扩张 5 年入院治疗。患者主要症状体征为左下肢肿胀、行走或久站后酸胀、乏力不适。左小腿静脉迂曲扩张,行下肢计算机断层扫描静脉成像(computed tomography venography, CTV)和静脉超声后证实为左髂总静脉受压、左股隐静脉瓣膜功能不全。静脉曲张临床严重程度分级(CEAP 分级)为 C4(色素沉着、水肿)、S(有症状)、Ep(原发性)、Aspd(静脉反流累及下肢浅静脉、交通静脉、深静脉)和 Pro-L3(反流及阻塞性并行,通过有创检查发现)。

将患者计算机断层造影(computed tomography angiography, CTA)图像导入三维重构软件中,通过鉴别图像灰度值设定分割阈值,擦除无用组织,从而得到目标血管。髂静脉几何模型在周围组织压力和血管内外压力差的作用下发生变形,呈扁平状态,其截面并非圆形截面[见图 1(a)]。在本研究中,静脉血管内外压力差近似不变化,不发生进一步变形,可假设为刚性壁面。髂静脉高度为 182 mm。左、右髂静脉入口段直径分别为 9、10 mm。雷诺数 $Re = \rho u d / \eta$ (u 为速度, ρ 为密度, d 为直径, η 为动力黏度)。结果表明,左、右髂静脉入口处雷诺数 Re 均小于 2 300,故设置髂静脉内血液的流动状态为层流。髂静脉入口采用速度入口边界条件,下腔静脉出口采用压力出口边界条件,血管壁采用无滑移边界条件。各边界条件取值如表 1 所示。

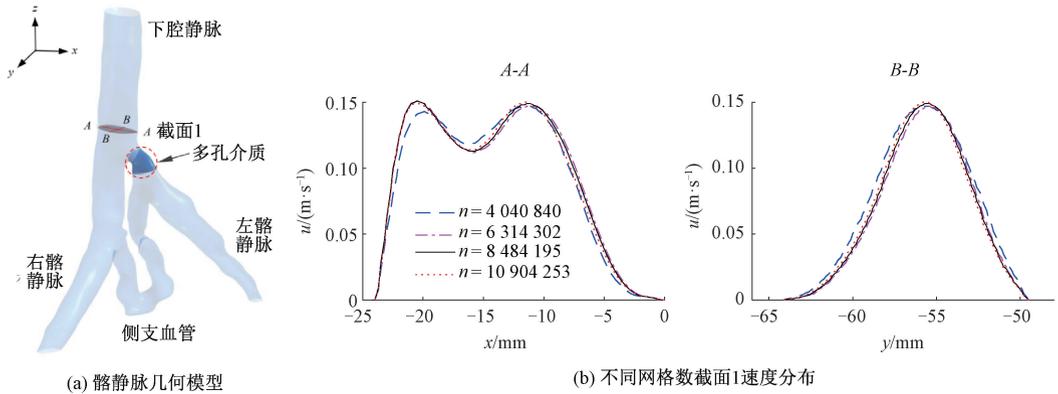


图1 几何模型与网格无关性验证

Fig. 1 Geometric model and mesh independence verification (a) Iliac vein geometry, (b) Velocity distribution in plane-1 under the different mesh numbers

表1 边界条件

Tab. 1 Boundary conditions

状态	左髂静脉入口 速度/($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	右髂静脉入口 速度/($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	髂静脉出口 压力/kPa
平卧	0.066	0.071	13.3
坐姿	0.023	0.021	13.3
行走	$0.046+0.012\ 17\times$ $\sin(7.854t)$	$0.065+0.017\ 19\times$ $\sin(7.854t)$	13.3

1.2 数值方法

本文将血液假设为不可压缩的非牛顿流体,密度为 $1\ 055\ \text{kg}/\text{m}^3$ 。采用 Carreau 模型描述血液的非牛顿特性:

$$\frac{\eta - \eta_{\infty}}{\eta_0 - \eta_{\infty}} = [1 + (\lambda\gamma')^2]^{(\varepsilon-1)/2} \quad (1)$$

式中: λ 为时间常数; ε 为幂律指数; η_0 为低剪切黏度; η_{∞} 为高剪切黏度; $\gamma' = \partial u/\partial y$ 为剪切应变率。对实验数据^[15]进行拟合。获取 Carreau 模型的相关系数, $\eta_0 = 18\ \text{mPa}\cdot\text{s}$, $\eta_{\infty} = 2.2\ \text{mPa}\cdot\text{s}$, $\varepsilon = 0.56$, $\lambda = 0.27\ \text{s}$ 。

采用不可压缩流体 Navier-Stokes 方程描述髂静脉血流特性:

$$\partial u_i/\partial x_i = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_i \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = F_i - \frac{1}{\rho} \nabla p + \frac{\eta}{\rho} \cdot \nabla^2 u_i + S_i \quad (3)$$

式中: ∇p 为作用在单位容积上的表面力; ∇^2 为拉普拉斯算子; S 为动量方程源项; F 为作用在单位质量上的重力。在坐姿和行走状态时,沿负 z 轴方向施加重力加速度。在平卧状态下,不考虑其影响。

1.3 离散相模型

江旭东等^[7]采用流体体积 (volume of fluid, VOF) 表面跟踪技术分析血液在髂静脉的滞留状态,将血液作为 1 个整体研究,未讨论血液中各成分的影响。本文采用类似的研究思路,通过单向耦合的离散相模型 (discrete phase model, DPM) 展示血液在左髂静脉的滞留过程,将血液作为 1 个整体进行研究,忽略血液中各成分的相互作用,例如红细胞的变形、红细胞之间的碰撞以及红细胞与其他血细胞之间的碰撞。在开始数值计算时,从左髂静脉入口释放一定数量的红细胞,并记录各个时间点到达下腔静脉出口的红细胞数。当所有红细胞全部到达下腔静脉出口时,则得到髂静脉的血液滞留时间曲线。若要考虑红细胞的变形及其与血液其他成分的相互作用,可以采用流体颗粒耦合方法 (CFD-DEM 方法) 模拟其在髂静脉的输运过程。

1.4 网格划分及无关性验证

采用 4 面体和 5 面体混合网格对髂静脉模型进行离散化。在血管壁面附近生成 10 层 5 面体网格。第 1 层网格高度为 $0.02\ \text{mm}$,逐层增长率为 1.2。以 4 组不同数量的网格划分方案进行网格无关性验证,网格数分别为 $(4.04, 6.31, 8.48, 10.90) \times 10^6$ 。计算后获取位于下腔静脉的截面 1 上的速度分布[见图 1(b)]。可以看出,网格数量为 8.48×10^6 时,截面 1 的速度分布接近于精细化网格,故采用此网格数量可以满足计算精度要求。

2 髂静脉压迫模拟

髂静脉的长期受压导致压迫血管腔内生成阻碍血液流动的静脉嵴。静脉嵴使得含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫部位 A 处几乎无血液流动[见图 2(a)]。医学影像技术只能描述血管外壁面几何特征,而无法详细捕捉腔内静脉嵴的几何形态[见图 2(b)],造成了髂静脉的数值建模困难。之前有研究通过改变左髂静脉压迫段的狭窄度来呈现压迫造成的血流阻碍效果。然而,对于本文含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征而言,降低压迫部位的狭窄度不能模拟压迫造成的无血液流动现象,反而增大了压迫部位的血流速度。图 2(c)展示了变狭窄度方法模拟的左髂静脉流线图,与含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征的血管造影图像所示的无血流状态不符(A 处)。本文采用多孔介质方法来模拟髂静脉压迫造成的无血流状态,多孔介质区域如图 1(a)所示。

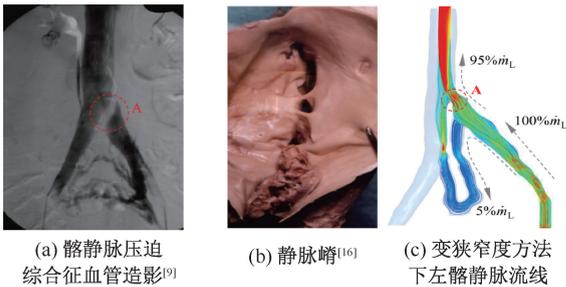


图 2 髂静脉压迫及其模拟

Fig. 2 Iliac vein compression and simulation (a) Angiography of iliac vein compression syndrome^[9], (b) Spur in the lumen of iliac vein^[16], (c) Velocity streamline in left iliac vein under the method of varying stenosis rate

多孔介质模型的控制方程如下:

$$S_i = -\theta \eta u_i \quad (4)$$

通过动量源项 S_i 引入式(3)。式中: θ 为黏性阻力系数。为了准确描述多孔介质对血流的影响,本文定义了多孔介质区域对左髂静脉的分流比:

$$\alpha = \dot{m}_p / \dot{m}_L \quad (5)$$

式中: \dot{m}_p 为通过压迫区域的血流量; \dot{m}_L 为左髂静脉的总血流量。通过改变黏性阻力系数 θ 可以调控多孔介质区域的分流比 α 。含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征的血管造影显示,压迫区域无血流状态。采用 ANSYS Fluent 对髂静脉模型进行数值模拟,通过调整 α 模拟血管造影所示的无血流状态。图 3 展示了不同分流比下左髂静脉血液速度流线图。其中, A 处为髂静脉压迫区域(多孔介质区域)。蓝色表明速度接近为零;流线数量越少,表示髂静脉压迫区域的血流量越小。可以看出,随着分流比降低,通过多孔介质区域 A 处的血流量逐渐降低。当 $\alpha = 1.0\%$ 时,髂静脉血液速度流线接近图 2(a)所示髂静脉压迫综合征血管造影的无血流状态。因此,本文采用 $\alpha = 1.0\%$ 模拟髂静脉压迫综合征的无血流状态。

3 结果

3.1 压力梯度

图 4 展示了髂静脉壁面压力分布,可用于确定左髂静脉压迫区域两端的压力梯度。结果显示,髂静脉整体压力分布沿血液流向降低。坐姿、行走状态下髂静脉最大压力较大,髂静脉呈现高压状态;平卧状态下髂静脉最大压力较小,与其他两种姿态相差很大。平卧状态下压力梯度最小,下腔静脉和左髂静脉之间的压力梯度为 75 Pa,下腔静脉和右

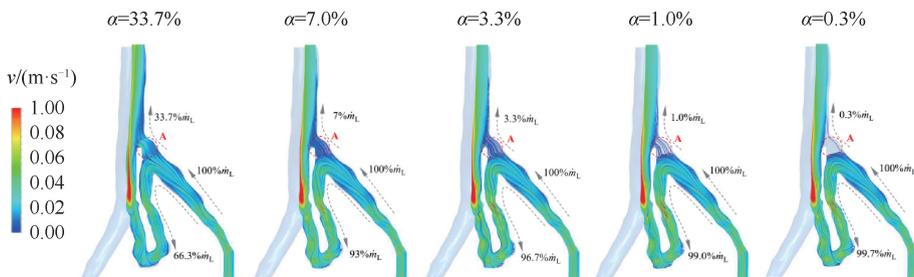


图 3 不同分流比下髂静脉血液速度流线

Fig. 3 Blood velocity streamline in iliac vein under different flow split ratios

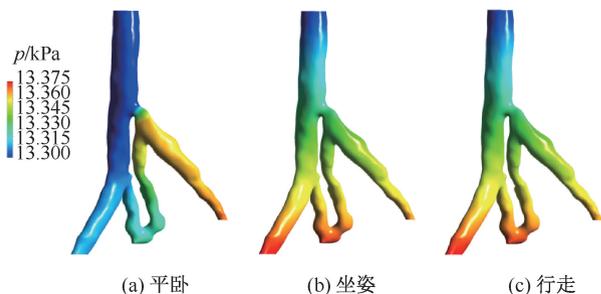


图4 髂静脉壁面压力分布

Fig. 4 Distributions of wall pressure on iliac vein wall

(a) Lying state, (b) Sitting state, (c) Walking state

髂静脉之间的压力梯度为 14 Pa。行走和坐姿状态下压力梯度相近,但比平卧状态大。行走和坐姿状态下,左髂静脉和下腔静脉之间的压力梯度分别为 1.667、1.688 kPa,右髂静脉和下腔静脉之间的压力梯度分别为 1.910、1.935 kPa。

3.2 壁面切应力

图5展示了髂静脉的壁面切应力分布。可以看出,3种姿态下局部最大壁面切应力相差较大,但均位于侧支血管狭窄B处和右髂静脉交汇区C处。平卧状态下髂静脉壁面切应力最大,B处为 1.70 Pa,C处为 1.28 Pa;坐姿状态下髂静脉壁面切应力最小,B处为 0.60 Pa,C处为 0.35 Pa;行走状态下髂静脉壁面切应力B处为 1.15 Pa,C处为 1.03 Pa。

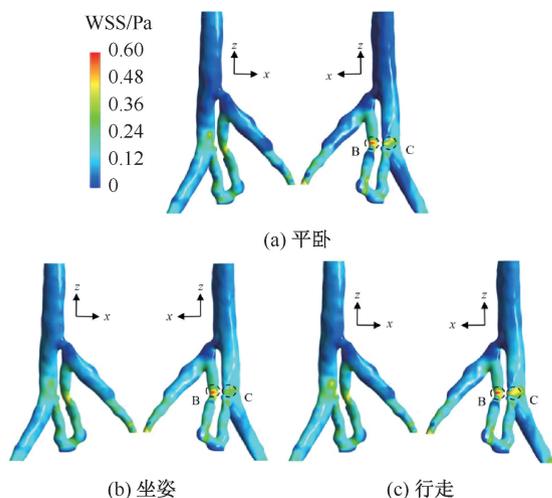


图5 髂静脉壁面切应力分布

Fig. 5 Distributions of wall shear stress (WSS) on iliac vein

(a) Lying state, (b) Sitting state, (c) Walking state

3.3 血液滞留状态

图6展示了左髂静脉血液滞留状态。其中,纵

坐标 β 为到达下腔静脉出口的红细胞占进入左髂静脉的比值。例如,在 14.8 s 时,平卧状态下到达出口的红细胞占比为 90%,而此时行走状态下的红细胞占比为 71.52%。本文以左髂静脉 90% 的红细胞到达下腔静脉出口的时间作为红细胞在左髂静脉的滞留时间。可以看出,坐姿状态下血流滞留时间最长,为 52.2 s;平卧状态下血流滞留时间最短,为 14.8 s;行走状态下血液滞留时间介于平卧状态和坐姿状态之间,为 23.8 s。从坐姿的血液滞留时间曲线能够发现,在 25~40 s 出现滞留时间的平台期。

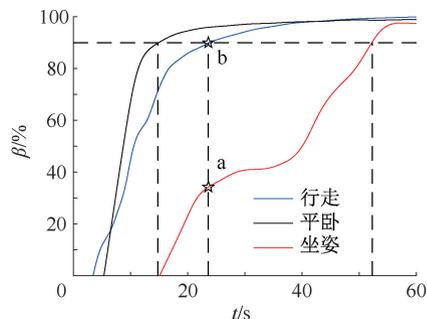


图6 左髂静脉血液滞留时间曲线

Fig. 6 Blood residence time curve in the left iliac vein

4 讨论

本文针对含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征,展开 4 个方面的讨论。

(1) 从髂静脉压迫综合征的疾病发病机制来看,长期压迫造成的静脉疝对血流的影响不应该被忽略。由于医学影像技术无法详细捕捉静脉疝的几何形态,之前研究通过改变压迫区域的血管狭窄度来描述压迫的影响^[7,17]。然而,对于本案例含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征而言,采用变狭窄度方法模拟结果得到的模拟压迫区域血流速度较大,与图 2(a) 所示的无血流状态不符。本文选择采用多孔介质模型来模拟静脉疝对血流的阻碍作用,髂静脉的血流速度流线图与血管造影图像高度吻合。因此,多孔介质模型更适合描述本案例中含侧支代偿的盆腔型髂静脉压迫综合征腔内静脉疝的影响。

(2) 髂静脉压迫区域两端的压力梯度是髂静脉压迫综合征的临床判断标准之一。一般认为,当患者处于休息状态或运动状态时,若压迫区域两端

的压力梯度分别大于 266、399 Pa 时,需要临床治疗^[18]。本文结果表明,行走、坐姿状态下压力梯度均超过 399 Pa。下肢的静脉高压明显,与压力梯度的判断标准一致^[19-20]。下肢静脉高压可能是该患者左腿肿胀和溃疡的原因之一。平卧状态下压力梯度未超过 266 Pa,有助于缓解下肢高压状态。这与髂静脉压迫综合征的治疗建议相符。

(3) 血管内皮损伤是血栓形成的一个重要因素^[21]。血管壁面切应力与内皮细胞的生理状态有关,过大的壁面切应力会损伤内皮细胞,从而诱发血栓的形成^[22-23]。本文发现,当患者处于平卧状态时,右髂静脉交汇区和侧支血管狭窄区的壁面切应力较大,这可能是造成血管内皮细胞损伤,继而诱发血栓的重要原因。而血栓的形成,则可能进一步引起这些区域血管狭窄和壁面切应力增大。另一方面,远端血栓在这些部位沉积,造成进一步堵塞,可能使得侧支循环难以为继。

(4) 血流瘀滞是血栓形成的另一个重要因素^[21]。研究表明,血液易瘀滞在髂静脉狭窄处,且与侧支血管截面积相关。侧支血管截面积越大,血液滞留现象越严重^[7]。本文通过血液滞留时间来评估血流瘀滞情况。从左髂静脉的血液滞留时间曲线来看,平卧、行走状态下左髂静脉的血流淤滞曲线基本重合。坐姿状态下,血液滞留时间曲线出现平台期。Neglen 等^[24]在描述腿部的容积变化曲线时,发现了近 2 min 血液瘀滞平台,与本文的血液滞留时间平台期相似。在平台期内,左髂静脉的血流未从下腔静脉出口排出,左腿会出现血流瘀滞。血流瘀滞是髂静脉压迫综合征的重要临床表现。临床观察发现,当患者起身行走时,该症状有所缓解。本文推测,行走缩短了髂静脉的血液滞留时间。例如,当患者处于坐姿状态时,34%的左髂静脉血流在 23.6 s 内排入下腔静脉(a 点)。患者处于行走状态时,90%的左髂静脉血流在 23.6 s 内排入下腔静脉(b 点)。1 d 之中,患者在 3 种姿态之间不断转换,髂静脉会交替出现血管的内皮损伤和血流瘀滞,大大增加了血栓形成的风险。该患者若不进行及时的医疗干预,血栓可能会逐渐堵塞侧支血管,造成远端血栓的沉积,最终破坏已有的侧支循环,进一步加重病情。

本文结果还反映出左髂静脉的病变对右髂静

脉的影响。本文发现,左髂静脉回流受阻,血流从侧支血管汇入右髂静脉,血流量增加造成右髂静脉的壁面切应力增大,这可能影响右髂静脉血管内皮细胞的生理状态。本案例患者的侧支血管与右髂静脉相连区域为左右髂静脉交叉位置近端,故左髂静脉的病变对右髂静脉的影响较为明显。若侧支血管相连位置较远,则对右髂静脉的影响会逐渐降低。对于其他的侧支形式(腰升型和共存型),还要进行具体的研究分析。

本文探讨了人体不同姿态对髂静脉压迫综合征血流特性的影响,为该疾病的下一步的研究提供参考。然而,本研究仍存在一定的局限性:① 平卧状态和坐姿状态以患者的实测平均速度作为数值模拟的边界条件,未考虑速度波动的影响;② 静脉血管是可塌陷血管。本文将其简化为刚性壁面模型,与实际存在一定差异。当腹腔压力升高或下肢剧烈运动时,血管内血流速度波动较大,引起血管内外压力差进一步变化。此时不满足刚性壁面假设,应当采用弹性壁面模型。在后续研究中,将采用弹性壁面模型,探讨不同条件下髂静脉血管形变对髂静脉血流特性的影响;③ 本文所采用数值模型根据特定患者的计算机断层图像生成,虽然本例患者的解剖形态较为典型,但由于患者之间存在差异,数值仿真结果的普适性仍需提高。上述不足在后续的研究中有待进一步完善。

5 结论

本研究分析了人体姿态对髂静脉压迫综合征血流特性的影响。采用非牛顿模型和多孔介质模型描述静脉瘤对血流场的影响。数值结果呈现的坐姿状态和行走状态的下肢静脉高压现象与临床结果相一致。从髂静脉的壁面切应力以及血液的滞留时间来看,人体在 3 种姿态之间的不断转换,造成血管内皮损伤和血流瘀滞交替出现,增加血栓的形成风险。

参考文献:

- [1] COCKETT FB, THOMAS ML. The iliac compression syndrome[J]. *Brit J Surg*, 1965, 52(10): 816-821.
- [2] BRINEGAR KN, SHETH RA, KHADEMOSSEINI A, et al. Iliac vein compression syndrome: Clinical, imaging and pathologic findings [J]. *World J Radiol*, 2015, 7(11):

- 375-381.
- [3] MCMURRICH JP. The valves of the iliac vein [J]. *Br Med J*, 1906, 2: 1699-1700.
- [4] MCMURRICH JP. The occurrence of congenital adhesions in the common iliac veins, and their relation to thrombosis of the femoral and iliac veins[J]. *Am J Med Sci*, 1908, 135(3): 342-346.
- [5] EHRICH WE, KRUMBHAAR E. A frequent obstructive anomaly of the mouth of the left common iliac vein [J]. *Am Hear J*, 1943, 26(6): 737-750.
- [6] MAY R, THURNER J. The cause of the predominantly sinistral occurrence of thrombosis of the pelvic vein [J]. *Angiology*, 1957, 8(5): 419-427.
- [7] 江旭东, 许天泽, 孙莉莉, 等. 髂静脉狭窄导致侧支循环与下肢深静脉血栓关联的血流动力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(1): 105-110.
- JIANG XD, XU TZ, SUN LL, *et al.* Hemodynamic study on the relationship between collateral circulation caused by iliac vein compression and deep venous thrombosis [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(1): 105-110.
- [8] 王红宇, 陈增胜. 受压迫髂静脉的形态构型与血流动力学分析[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 243.
- [9] CAVALCANTE LP, SOUZA JES, PEREIRA RM, *et al.* Iliac vein compression syndrome: Literature review [J]. *J Vasc Bras*, 2015, 14(1): 78-83.
- [10] LACROIX P, ABOYANS V, PREUX PM, *et al.* Epidemiology of venous insufficiency in an occupational population [J]. *Int Angiol*, 2003, 22(2): 172-176.
- [11] ALLAERT FA, CAZAUBON M, CAUSSE C, *et al.* Venous disease and ergonomics of female employment [J]. *Int Angiol*, 2005, 24(3): 265-271.
- [12] SUDOŁ-SZOPIŃSKA I, BOGDAN A, SZOPIŃSKI T, *et al.* Prevalence of chronic venous disorders among employees working in prolonged sitting and standing postures [J]. *Int J Occup Saf Ergon*, 2011, 17(2): 165-173.
- [13] LASTOWIECKA-MORAS E. How posture influences venous blood flow in the lower limbs: Results of a study using photoplethysmography [J]. *Int J Occup Saf Ergon*, 2017, 23(2): 147-151.
- [14] LUKE JC. Venous disorders of the lower extremity [J]. *Clin Symp*, 1953, 5(4): 99-124.
- [15] GIJSEN FJH, VANDEVOSSE FN, JANSSEN JD. The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: Steady flow in a carotid bifurcation model [J]. *J Biomech*, 1999, 32(6): 601-608.
- [16] MITSUOKA H, OHTA T, HAYASHI S, *et al.* Histological study on the left common iliac vein spur [J]. *Ann Vasc Dis*, 2014, 7(3): 261-265.
- [17] 那日苏. 新型髂静脉支架在狭窄血管内作用机理的研究 [D]. 呼和浩特: 内蒙古工业大学, 2020.
- [18] O'SULLIVAN GJ, SEMBA CP, BITTNER CA, *et al.* Endovascular management of iliac vein compression (may-thurner) syndrome [J]. *J Vasc Interv Radiol*, 2000, 11(7): 823-836.
- [19] LIU Z, GAO N, SHEN L, *et al.* Endovascular treatment for symptomatic iliac vein compression syndrome: A prospective consecutive series of 48 patients [J]. *Ann Vasc Surg*, 2014, 28(3): 695-704.
- [20] 郭振宇, 符伟国, 范隆华. 髂静脉压迫综合征的诊疗进展 [J]. *上海医药*, 2018, 39(12): 3-7.
- [21] DAI WF, WU P, LIU GM. A two-phase flow approach for modeling blood stasis and estimating the thrombosis potential of a ventricular assist device [J]. *Int J Artif Organs*, 2021, 44(7): 471-480.
- [22] CHANDRAN KB, YOGANATHAN AP, RITTGERS SE. *Biofluid Mechanics* [M]. Florida: Crc Press, 1989.
- [23] SAMADY H, ESHTEHARDI P, MCDANIEL MC, *et al.* Coronary artery wall shear stress is associated with progression and transformation of atherosclerotic plaque and arterial remodeling in patients with coronary artery disease [J]. *Circulation*, 2011, 124(7): 779-788.
- [24] NEGLN PM, RAJU SM. Detection of outflow obstruction in chronic venous insufficiency [J]. *J Vasc Surg*, 1993, 17(3): 583-589.