

文章编号: 1004-7220(2023)05-0953-08

左冠状动脉曲率与左前降支狭窄对局部血流动力学的影响

段文杰, 桑建兵, 齐德瑄, 石政加, 李烽韬, 杨鹏
(河北工业大学机械工程学院, 天津 300401)

摘要:目的 探究左前降支(left anterior descending, LAD)不同的狭窄程度和分叉血管曲率对血流动力学的影响。方法 建立不同分叉血管曲率半径和LAD分支狭窄率的理想模型,使用流固耦合(fluid-structure interaction, FSI)方法评估不同曲率半径和不同狭窄率情况下对血流和壁面剪切力相关指标的影响。结果 LAD发生狭窄后,高震荡剪切指数(oscillatory shear index, OSI)和高相对滞留时间(relative residence time, RRT)区域主要分布于LAD分叉脊对侧、弯曲外侧狭窄位置下游近端和弯曲内侧下游远端,并且随着狭窄程度的增加会扩大其区域与程度;由于曲率半径减小,弯曲内侧中的高OSI和RRT会向LAD下游远端分布,高RRT区域面积相对整个血管面积平均降幅能够达到35.68%。结论 LAD狭窄的存在会增加狭窄位置下游和LAD分叉脊对侧发生继发性狭窄的风险。曲率降低会促进弯曲内侧斑块的形成与发展,但从整个血管来看,又会细微地降低斑块形成概率。研究结果可为治疗LAD病变与预防继发性狭窄提供方案设计与优化的理论参考。

关键词: 冠状动脉; 左前降支; 狭窄; 曲率; 流固耦合

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.016

The Influence of Left Coronary Artery Curvature and Left Anterior Descending Branch Stenosis on Local Hemodynamics

DUAN Wenjie, SANG Jianbing, QI Dexuan, SHI Zhengjia, LI Fengtao, YANG Peng
(School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China)

Abstract: Objective To investigate the effects of different degrees of left anterior descending (LAD) stenosis and bifurcation vessel curvature on hemodynamics. **Methods** An ideal model with different bifurcation radii of curvature and stenosis rates of LAD branches was developed. The effects from different radii of curvature and different stenosis rates on blood flow and wall shear stress (WSS)-related parameters were evaluated using the fluid-structure interaction (FSI) method. **Results** After stenosis occurred at the LAD, the regions of high oscillatory shear index (OSI) and high relative residence time (RRT) were mainly distributed on contralateral sides of the LAD bifurcation ridge, proximal downstream of the stenosis location at lateral sides of the bend, and distal downstream at medial sides of the bend. With the increase of stenosis degree, such areas and degrees would be expanded. As the radius of curvature decreased, high OSI and RRT in medial side of the bend were distributed distally at downstream of the LAD, and the average decrease of high RRT area relative to the whole vascular area could reach 35.68%. **Conclusions** The presence of LAD stenosis increases the risks of secondary

收稿日期: 2022-11-29; 修回日期: 2023-01-03

基金项目: 河北省自然科学基金项目(A2020202015, A2021202014), 国家自然科学基金项目(12102123)

通信作者: 桑建兵, 教授, E-mail: sangjianbing@hebut.edu.cn

stenosis at downstream of the stenosis location and contralateral side of the LAD bifurcation ridge. The decrease in curvature promotes the formation and development of plaque at medial side of the bend. Still, it will decrease the probability of plaque formation for the entire vessel. The results can provide the theoretical reference for protocol design and optimization for treating LAD lesions and preventing secondary stenosis.

Key words: coronary artery; left anterior descending (LAD) branch; stenosis; curvature; fluid-structure interaction (FSI)

研究发现,动脉粥样硬化大多发生在血液流动紊乱、血管结构复杂的部位,如冠状动脉和腹主动脉等分叉结构,接受经皮冠状动脉介入治疗的病变位置中有20%位置位于分叉血管^[1]。一些局部血流动力学参数是冠状动脉分叉处发生病变的主要因素,特别是低时均壁面剪切力(time-averaged wall shear stress, TAWSS)、高震荡剪切指数(oscillatory shear index, OSI)和高相对滞留时间(relative residence time, RRT)已被确定为斑块形成和发展的主要因素,而局部血流动力学又主要由动脉分叉处的几何特征所决定^[2-3]。在颈动脉利用计算流体力学已经证明了几何形状和壁面剪切分布的相关性^[4]。研究表明,斑块的形成与发展与几何特征相关^[5]。其中,几何特征包括分叉角度、曲率、血管直径和狭窄率等。

虽然针对颈动脉分叉几何形状、近壁面剪切力与血流动力学之间的相互作用已被广泛研究,但是对于单分支病变对分叉位置血流动力学的影响了解较少。有关几何特征(例如不同程度的狭窄^[6]、分叉角度^[7]和曲率^[8])对血流和近壁面影响的研究已有报道,但是血管曲率和左前降支(left anterior descending, LAD)冠状动脉病变对血流动力学的影响还鲜有报道。

本文基于理想化冠状动脉分叉模型,使用流固耦合(fluid-structure interaction, FSI)方法进行计算模拟;分析曲率与分支狭窄程度对局部血流动力学的影响,并通过1次只改变1个特定几何特征的方法,以期清楚了解分支冠状动脉狭窄和曲率对近壁面血流动力学的影响。

1 材料和方法

1.1 模型与网格划分

基于文献^[9]中提供的测量数据,重建左主干(left main, LM)、LAD和左回旋支(left circumflex,

LCX)分叉血管模型[见图1(a)]。LM半径为1.89 mm, LAD与LCX半径分别为1.63、1.51 mm, LM与LAD的分叉角度为180°, LAD与LCX分叉角度为53.5°, LM、LAD和LCX长度分别为8.5、24.38、16.1 mm。为了使流体能够充分流动而不影响结果的准确性,分别在LM、LAD与LCX增加了30、20、20 mm^[10],并假设血管壁厚为1 mm^[11]。由于心脏的存在,可以把心脏近似为1个半径为 R 的球体,通过血管中心线包覆在球面上进行建模。本文还考虑了平均生理曲度半径($R=56.25$ mm)^[12],并且考虑两个极端情况下的曲率半径($R=\infty$,即无弯曲和 $R=30$ mm)^[13-14][见图1(b)]。

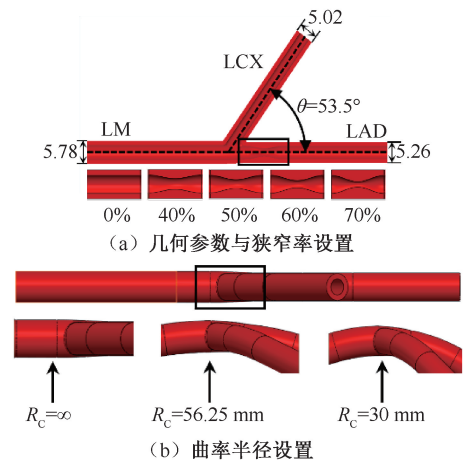


图1 分叉血管模型及曲率和狭窄率参数设置

Fig. 1 Bifurcation vessel model and setting of curvature parameters and stenosis parameters (a) Setting for geometric parameters and stenosis rate, (b) Setting for radius of curvature

对于病变部位的建模,根据以往临床数据,这三支中LAD最易发生血管狭窄^[15],故将血管狭窄位置设置在LAD部位。选择类余弦作为狭窄的几何形状^[16-17]。狭窄模型表达式定义如下:

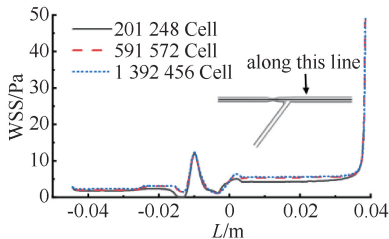
$$R(x) = -0.5(R_c - \sqrt{(R_c - R_{LAD})^2 - (D_s/2)^2} - R_{LAD}(1 - S_r)\cos(2\pi x/D_s)) \quad (1)$$

式中: $R(x)$ 为狭窄距离中心线的半径; R_c 为曲率半径; R_{LAD} 为LAD内径; D_s 为狭窄长度; S_R 为狭窄率

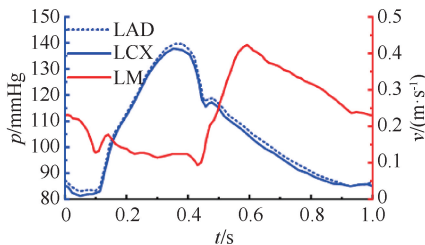
$$S_R = \frac{R_{LAD} - R(x)_{\min}}{R_{LAD}} \times 100\% \quad (2)$$

选用3种曲率半径($R_c = \infty$ 、56.25 mm和30 mm)以及5个狭窄率($S_R = 0\%$ 、40%、50%、60%和70%)进行组合,建立15个冠状动脉的分叉模型。

对狭窄率为40%、曲率半径为 ∞ 的模型进行网格无关性分析,流体边界层划分为5层网格,并在分叉区域和狭窄区域使用较小的网格尺寸对网格进行加密,因为这两个区域的流动有强烈的变化。以LM-LAD壁面剪切力为判断依据进行网格无关性分析。设置如下:除狭窄位置,最小单元尺寸为1.0、0.4、0.2 mm;狭窄位置处为0.1 mm;边界层中第1层网格厚度为0.03 mm,增长率为1.1。仿真结果表明,0.4、0.2 mm壁面剪切力相差小于3%,故确定最小单元尺寸为0.4 mm,网格数量为591 572个,并将尺寸控制参数应用于另外14个模型中[见图2(a)]。对于固体域网格,设置如下:最小单元尺寸为0.3 mm,壁厚方向层数为7层,该网格尺寸下网格数量为226 060,并将尺寸控制应用于另外14个固体域模型中。



(a) 血管模型网格无关性分析



(b) 血管入口和出口的边界条件

图2 血管模型的网格无关性分析和血管入口与出口边界条件 (1 mmHg=0.133 kPa)

Fig. 2 Mesh irrelevance analysis of arterial and boundary conditions for blood flow inlet and outlet (a) Mesh irrelevance analysis of arterial model, (b) Boundary conditions for blood flow inlet and outlet

1.2 血流和壁位移的控制方程

本文忽略不计重力以及其他物体对血管外壁的力,对于流体域的控制方程和动量方程分别为:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \cdot \mathbf{v}) = 0 \quad (3)$$

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = \rho \mathbf{g} - \nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} \quad (4)$$

式中: ρ 为管道内流体密度; t 为时间; \mathbf{v} 为速度矢量; p 为流体压力; \mathbf{g} 为重力加速度; μ 为流体动力黏性系数。

控制固体域的平衡方程为:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \boldsymbol{\mu}_s}{\partial t^2} = \nabla_x \cdot \boldsymbol{\sigma}_s \quad (5)$$

式中: ρ_s 为固体密度; $\boldsymbol{\mu}_s$ 为变形矢量; $\boldsymbol{\sigma}_s$ 为固体域的柯西应变张量。

1.3 血液和动脉血管壁参数

据以往的研究发现,Carreau、Casson和Quemada非牛顿模型更适用于血流数值模拟^[18],故采用Carreau模型进行数值模拟,其方程表示为:

$$\eta = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (6)$$

式中: η_∞ 为高剪切速率下的黏度, $\eta_\infty = 3.5$ mPa·s; η_0 为低剪切速率下的黏度, $\eta_0 = 0.056$; λ 为时间常数, $\lambda = 3.131$ s; n 为幂律指数, $n = 0.3568$ 。血流密度为1 050 kg/m³。

动脉血管壁材料使用5参数Mooney-Rivlin超弹性模型表示冠状动脉血管的力学性能,密度为1 060 kg/m³。本构方程如下:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + (J - 1)^2/d \quad (7)$$

式中: W 为应变能密度函数; I_1 和 I_2 分别为第1和第2应变不变量; d 为不可压缩参数; J 为弹性体积比。其中, $C_{10} = -4.02$ MPa, $C_{01} = 4.321$ MPa, $C_{20} = -51.856$ MPa, $C_{11} = 18.401$ MPa, $C_{02} = 39.105$ MPa, $d = 2.434$ MPa⁻¹^[19]。

1.4 边界条件

血管设置速度入口和压力出口作为边界条件,并为流固界面设置无滑移边界条件[见图2(b)]^[20]。对于血管壁的边界条件设置,在入口处和出口处应用固定支撑,其余的几何形状被允许在任何方向自由变形^[21]。

1.5 血流动力学参数

本文主要评估与 WSS 有关的变量 TAWSS、OSI 和 RRT。其中, RRT 是用来表示血液在内皮附近的滞留时间的参数, 较低水平的 TAWSS ($TAWSS < 0.4 \text{ Pa}$)、高 OSI ($OSI > 0.2$) 和 RRT ($RRT > 4.17 \text{ Pa}^{-1}$)^[14] 会刺激内皮导致动脉粥样硬化的产生与发展。TAWSS、OSI 和 RRT 的定义分别如下:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS| dt \quad (8)$$

$$OSI = 0.5 \times \left(1 - \frac{\left| \int_0^T WSS dt \right|}{\int_0^T |WSS| dt} \right) \quad (9)$$

$$RRT = \frac{1}{(1 - 2OSI) TAWSS} \quad (10)$$

1.6 数值 FSI 模拟

使用 ANSYS Fluent 19.2 的有限体积法进行迭代求解流体控制方程, 将计算处的应力传递至血管内壁, 然后再用 ANSYS Transient Structural 19.2 的有限元方法迭代求解固体方程, 再将计算得到的变形位移再传递至流体求解, 重复这一过程, 直至迭代至最后两次的位移与力的差值小于 1%。对于流体域, 采用压力的隐式算子分割算法 (pressure implicit with splitting of operators, PISO) 算法进行压力-速度耦合, 压力和动量的空间离散采用二阶迎风格式以提高精度和确保快速收敛。由于雷诺数在层流范围内, 因此采用层流, 时间步长设置为 0.01 s。为了消除初始瞬态的影响, 模拟 3 个心动周期, 取第 3 个周期 (2.01 ~ 3.00 s) 的结果进行分析。使用具有 96 核、3.4 GHz 处理器和 256 GB RAM 戴尔工作站进行模拟计算, 每次模拟计算运行时间为 36 h 左右。

2 结果

2.1 流动模式

分叉与狭窄的几何结构强烈影响着血管内的流动形式, 在 $S_R = 0\%$ 、 $R_C = 30 \text{ mm}$ 模型中, 虽然血管并无明显的二次流, 并且整体流动为层流状态, 但由于血液分流的影响下, LAD 与 LCX 的分叉脊对侧区域有微小的紊流, 并且两分支分叉脊内侧流速明显比分叉脊对侧要高 [见图 3(a)]。

当 LAD 处存在狭窄时 ($S_R = 50\%$), 对分叉处的

影响尤为强烈, 可以明显发现 LAD 处狭窄的存在严重影响着血管内血流流动形式。在狭窄处可见有射流情况出现, 其速度远高于健康血管的速度。狭窄位置下游近端产生了再循环区, 流动状态也比较混乱。狭窄位置上游近端也同样产生了再循环区。此现象说明, 在 LAD 发生动脉粥样硬化后, 分叉脊对侧位置很有可能增加继发性斑块发生的风险 [见图 3(b)]。

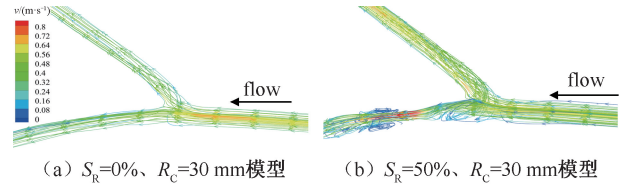


图 3 在峰值流速时刻 ($t = 2.60 \text{ s}$) 速度流线图

Fig. 3 Velocity flow line at the moment of peak flow rate ($t = 2.60 \text{ s}$) (a) Model with $S_R = 0\%$ and $R_C = 30 \text{ mm}$, (b) Model with $S_R = 50\%$ and $R_C = 30 \text{ mm}$

2.2 曲率对血流动力学的影响

在 $R_C = \infty$ 血管中, 由于其对称性, 弯曲内侧与弯曲外侧流动形式以及近壁面剪切力分布相同。但在曲率不为 ∞ 的分叉血管中, 弯曲内侧与外侧的血流动力学参数有显著不同。

用 TAWSS 和 RRT 评估弯曲对 LAD 外侧与内侧的影响。结果显示, 无论是 $R_C = 56.25 \text{ mm}$ 或者 $R_C = 30 \text{ mm}$ 模型, TAWSS 和 RRT 分布趋势相似。无论在弯曲外侧还是内侧, 在狭窄处都存在较高水平的 TAWSS; 而在狭窄下游, $S_R = 0\%$ 模型中, 弯曲外侧 TAWSS 要比弯曲内侧高; $S_R = 40\%$ 模型中, 弯曲外侧由于射流的影响, 下游存在 1 个较高 TAWSS 的区域 [见图 4(a)]。健康血管中, RRT 都处在 1 个较低的水平; 在病变模型中, LAD 弯曲内侧 RRT 极大值要比弯曲外侧高 1 倍, 位置上也要比外侧距离狭窄位置更远 [见图 4(b)]。

$S_R = 40\%$, 在 $R_C = \infty$ 、56.25 mm、30 mm 模型中, 可以观察到在狭窄下游处存在 1 个较高水平 OSI ($OSI > 0.2$) 区域, 其极大值分布与 RRT 极大值位置分布相似, 即随着曲率半径的降低, 极值位置会随之向狭窄位置下游远端移动。同时, OSI 与 RRT 的极大值会随着弯曲程度的提高而提高 [见图 4(c)、(d)]。

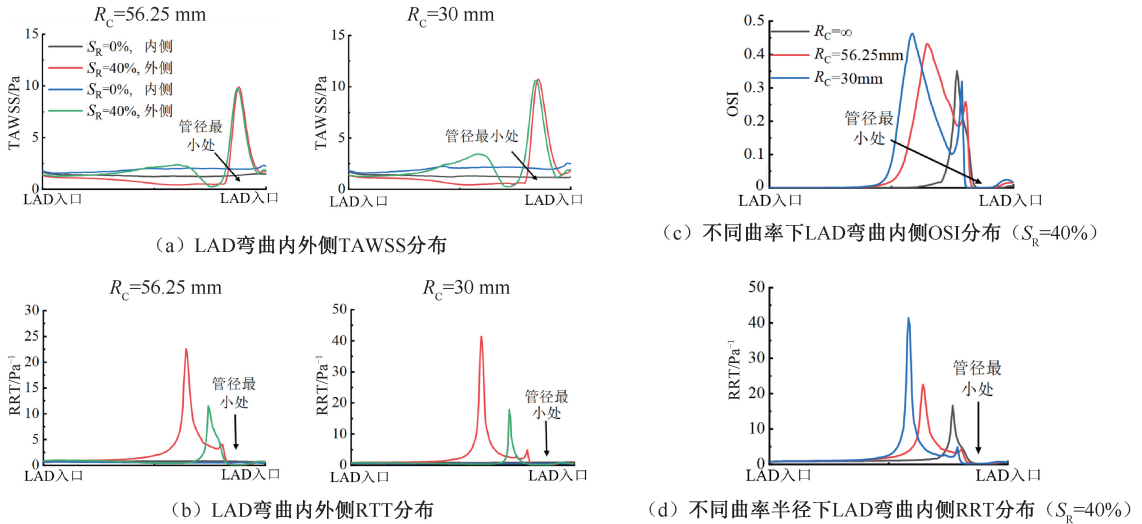


图4 曲率对壁面剪切力相关参数的影响

Fig. 4 Effect of curvature on wall shear stress (WSS)-related parameters (a) TAWSS distributions at medial and lateral area of LAD bending, (b) RRT distributions at medial and lateral area of LAD bending, (c) OSI distributions at medial area of LAD bending under different curvatures ($S_R = 40\%$), (d) RRT distribution at medial area of LAD bending under different curvatures ($S_R = 40\%$)

2.3 狭窄率对血流动力学的影响

$R_c = 30$ mm, 在弯曲内侧模型中, 随着狭窄率的增长, 狭窄位置 TAWSS 极大值也随之增加, 狭窄位置下游近端 TAWSS 会急速降低至健康血管的 TAWSS 之下; 而在弯曲外侧显示出不同的分布, 弯

曲外侧狭窄近端 TAWSS 分布与外侧相似, 但在远端由于血流在经过狭窄位置后出现了射流的现象, 导致狭窄位置下游远端部分区域的 TAWSS 有小幅的提升[见图 5(a)]。

$R_c = 56.25$ mm, 对于弯曲内侧, 可以观察到 OSI

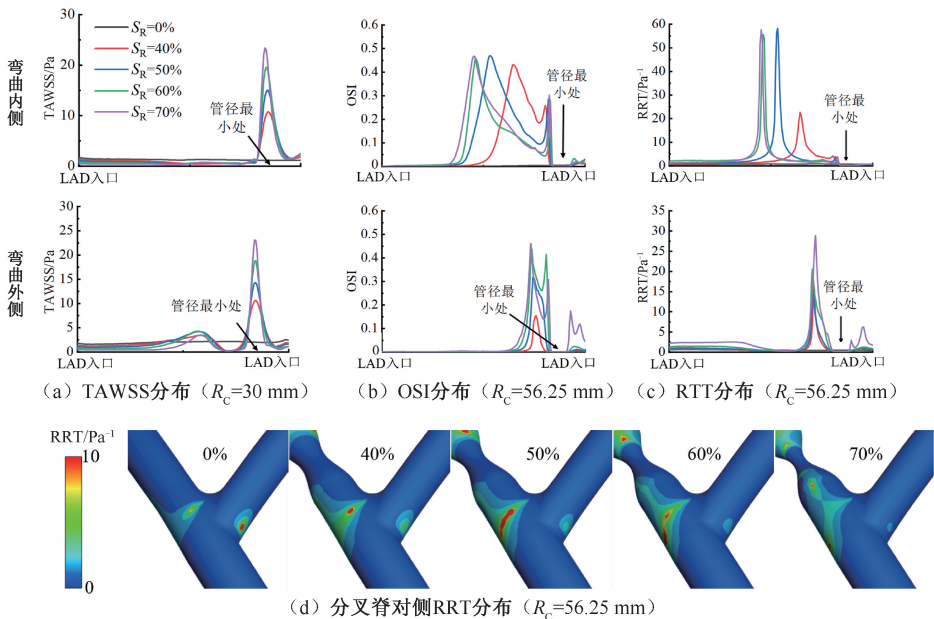


图5 TAWSS、OSI 和 RRT 在 LAD 弯曲内外侧分布以及分叉脊对侧 RRT 分布云图

Fig. 5 Distributions of TAWSS, OSI and RRT at medial and lateral area of LAD bending and RRT nephograms at contralateral side of bifurcated ridge (a) TAWSS distributions ($R_c = 30$ mm), (b) OSI distributions ($R_c = 56.25$ mm), (c) RRT distributions ($R_c = 56.25$ mm), (d) RRT distribution cloud at contralateral side of bifurcated ridge ($R_c = 56.25$ mm)

与 RRT 有着相似的分布, OSI 与 RRT 极大值位置随着狭窄率的增加而向狭窄位置下游远端移动。当 $S_r = 0\%$ 、 40% 、 50% 时, 可以观察到 OSI 和 RRT 极大值位置对狭窄率变化更加敏感, 而 $S_r = 60\%$ 、 70% 时, OSI 和 RRT 对狭窄率变化并不敏感。对于弯曲外侧, 可以观察到高 OSI ($OSI > 0.2$) 和高 RRT ($RRT > 4.17 \text{ Pa}^{-1}$) 区域大多集中在狭窄位置的下游近端, 狭窄位置的上游近端 OSI 和 RRT 也有一定的增加[见图 5(b)、(c)]。观察 RRT 在狭窄位置上游(LAD 分叉脊对侧)云图分布发现, 随着狭窄率的升高, RRT 以及面积在随之增大, 并且由于 LAD 处病变, LCX 流

量增加, 从而导致 LCX 分叉脊对侧 RRT 区域 RRT 和面积随着狭窄率的提高而减少[见图 5(d)]。

2.4 曲率与狭窄对整个血管的影响

为了量化分析对比不同曲率和狭窄率对整个血管的影响, 计算低 TAWSS 区域面积占血管总面积的比值, 以及高 RRT 区域面积占血管总面积的比值。结果表明, 随着狭窄率的增加, 低 TAWSS 和高 RRT 区域面积会随之增大, 说明狭窄的存在会增加患病风险。而当曲率半径降低时, 低 TAWSS 和高 RRT 区域面积会随之减小, 说明一定程度的弯曲会降低患病风险(见图 6)。

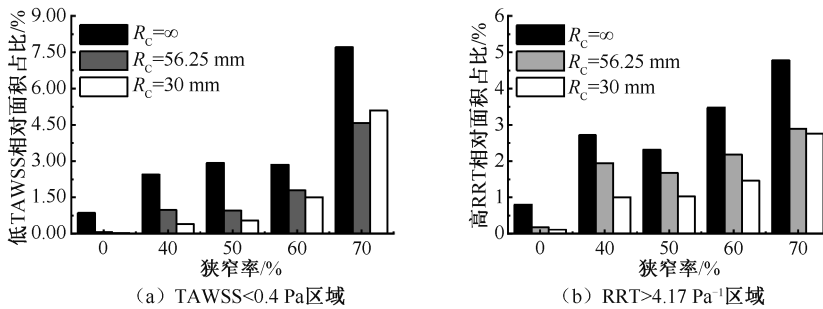


图 6 不同区域面积相对整个分叉血管面积

Fig. 6 Different areas of the region relative to the area of the entire bifurcation vessel

(a) TAWSS < 0.4 Pa region, (b) RRT > 4.17 Pa⁻¹ region

3 讨论

在本研究中, FSI 模拟基于理想化的动脉分叉模型上进行, 利用模拟结果来评估曲率以及 LAD 狭窄程度对局部血流动力学的影响。速度流线图结果表明, 由于血管分流, 血流流向更偏向于分叉脊内侧, 导致分叉脊外侧血流速度减弱并会产生微弱的再循环区。当 LAD 发生病变后, 由于血流路径存在障碍, 进一步导致了狭窄部位上游出现了血流紊乱, 而紊乱的血流能够促进动脉粥样硬化的产生, 因此推测当 LAD 发生狭窄后, 其狭窄位置上游的分叉脊外侧更易发生继发性狭窄, LAD 分叉脊外侧 RRT 分布云图也同样可以佐证上述结果。

对于弯曲对血管的影响, 弯曲的存在导致血管内外侧 TAWSS 等参数存在很大差异, LAD 内侧相对外侧更易产生继发性狭窄, 其主要原因是血流在惯性作用下, 外侧血流相对内侧血流流速更高, 导致 WSS 相关参数也同样比内侧更加健康。因此, 本文推测, 当血管弯曲后, 弯曲内侧相对弯曲外侧更

易发生继发性狭窄。在不同狭窄率的情况下, 内外侧风险参数又有不同的分布, 随着狭窄率的增加, 弯曲外侧病变高风险区域大部分都集中于狭窄部位下游近端, 而弯曲内侧病变高风险区域会随着狭窄率的增加向远端分布。

对于高风险面积占整个血管面积的结果表明, 原发病变是发生继发性的主要原因, 而弯曲又在一定程度上会降低高风险区域, 这与之前研究的情况一致^[14]。本研究的最终结论如下:

(1) 随着 LAD 狭窄程度的增加, LAD 狭窄下游处暴露在低 TAWSS 和高 RRT 的管腔面积会相对健康模型成倍增长, 这使得 LAD 下游成为斑块形成与发展的高风险部位。同样也观察到 LAD 分叉脊外侧, 其暴露在高 RRT 的面积也随之增长, RRT 随之变得更高, 其发生动脉粥样硬化的风险也会上升。

(2) 健康血管的分叉处由于流动分离的影响, LAD 与 LCX 在分叉脊对侧存在高 RRT 区域, LAD 高 RRT 区域面积比 LCX 高 RRT 区域面积也更大, 说明 LAD 分叉脊对侧形成斑块的概率更大。而随

着 LAD 狭窄率的增加,LCX 分叉脊对侧患病风险降低,这与先前临床所观察到的情况一致^[22]。

(3) 在弯曲内侧,RRT 极值随着狭窄程度的增加其极高风险区会向远端移动;而在弯曲外侧,极高风险区集中于狭窄位置下游近端。

(4) 从整体来看,LAD 狭窄率增加是血管发生继发性病变的主要原因,而随着曲率半径的降低,暴露在低 TAWSS 和高 RRT 下的面积也就越小,说明弯曲在一定程度上能降低患病风险。

参考文献:

- [1] ANTONIADIS AP, GIANNOPOULOS AA, WENTZEL JJ, *et al.* Impact of local flow haemodynamics on atherosclerosis in coronary artery bifurcations [J]. *EuroIntervention*, 2015, 11(Suppl V): V18-V22.
- [2] MORBIDUCCI U, KOK AM, KWAK BR, *et al.* Atherosclerosis at arterial bifurcations: Evidence for the role of haemodynamics and geometry [J]. *Thromb Haemost*, 2016, 115(3): 484-492.
- [3] KWAK BR, BAECK M, BOCHATON-PIALLAT ML, *et al.* Biomechanical factors in atherosclerosis: Mechanisms and clinical implications [J]. *Eur Heart J*, 2014, 35(43): 3013-3020.
- [4] BIJARI PB, ANTIGA L, GALLO D, *et al.* Improved prediction of disturbed flow via hemodynamically-inspired geometric variables [J]. *J Biomech*, 2012, 45(9): 1632-1637.
- [5] 熊柱翔,袁丁,郑庭辉,等. 肾动脉狭窄形态对其血流动力学的影响[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(3): 389-395.
- XIONG ZX, YUAN D, ZHENG TH, *et al.* Influences of renal artery stenosis morphology on its hemodynamics [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(3): 389-395.
- [6] FRATTOLIN J, ZARANDI MM, PAGIATAKIS C, *et al.* Numerical study of stenotic side branch hemodynamics in true bifurcation lesions [J]. *Comput Biol Med*, 2015, 57: 130-138.
- [7] 闫晓彤,乐恺,张燕,等. 冠状动脉斑块分型及分叉角度对斑块影响的血液动力学模拟[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(4): 676-683.
- YAN XT, LE K, ZHANG Y, *et al.* Effects of plaque classification and bifurcation angle on coronary plaques: A hemodynamic simulation [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 676-683.
- [8] PENG C, WANG X, XIAN Z, *et al.* The impact of the geometric characteristics on the hemodynamics in the stenotic coronary artery [J]. *PLoS One*, 2016, 11(6): e0157490.
- [9] CRAIEM D, CASCIARO ME, GRAF S, *et al.* Coronary arteries simplified with 3D cylinders to assess true bifurcation angles in atherosclerotic patients [J]. *Cardiovasc Eng*, 2009, 9(4): 127-133.
- [10] PAKRAVAN HA, SAIDI MS, FIROOZABADI B. FSI simulation of a healthy coronary bifurcation for studying the mechanical stimuli of endothelial cells under different physiological conditions [J]. *J Mech Med Biol*, 2015, 15(5): 1550089.
- [11] GRADUS-PIZLO I, BIGELOW B, MAHOMED Y, *et al.* Left anterior descending coronary artery wall thickness measured by high-frequency transthoracic and epicardial echocardiography includes adventitia [J]. *Am J Cardiol*, 2003, 91(1): 27-32.
- [12] PIVKIN IV, RICHARDSON PD, LAIDLAW DH, *et al.* Combined effects of pulsatile flow and dynamic curvature on wall shear stress in a coronary artery bifurcation model [J]. *J Biomech*, 2005, 38(6): 1283-1290.
- [13] MEDRANO-GRACIA P, ORMISTON J, WEBSTER M, *et al.* A study of coronary bifurcation shape in a normal population [J]. *J Cardiovasc Transl Res*, 2017, 10(1): 82-90.
- [14] CHIASTRA C, GALLO D, TASSO P, *et al.* Healthy and diseased coronary bifurcation geometries influence near-wall and intravascular flow: A computational exploration of the hemodynamic risk [J]. *J Biomech*, 2017: S0021929017302166.
- [15] OVIEDO C, MAEHARA A, MINTZ GS, *et al.* Intravascular ultrasound classification of plaque distribution in left main coronary artery bifurcations: Where is the plaque really located [J]. *Circ Cardiovasc Interv*, 2010, 3(2): 105-112.
- [16] OWASIT P, SRIYAB S. Mathematical modeling of non-Newtonian fluid in arterial blood flow through various stenoses [J]. *Adv Differ Equ*, 2021, DOI: 10.1186/s13662-021-03492-9.
- [17] STARODUMOV IO, BLYAKHMAN FA, SOKOLOV SY, *et al.* *In-silico* study of hemodynamic effects in a coronary artery with stenosis [J]. *Eur Phys J Spec Top*, 2020, 229(19-20): 3009-3020.
- [18] ABBASIAN M, SHAMS M, VALIZADEH Z, *et al.* Effects of different non-Newtonian models on unsteady blood flow hemodynamics in patient-specific arterial models with *in-vivo* validation [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2020, 186: 105185.
- [19] MIRANDA E, SOUSA LC, ANTONIO CC, *et al.* Role of the left coronary artery geometry configuration in atherosusceptibility: CFD simulations considering sPTT model for blood [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2021, 24(13): 1488-1503.

- [20] JAHROMI R, PAKRAVAN HA, SAIDI MS, *et al.* Primary stenosis progression versus secondary stenosis formation in the left coronary bifurcation: A mechanical point of view [J]. *Biocybern Biomed Eng*, 2019, 39(1): 188-198.
- [21] BANTWAL A, SINGH A, MENON AR, *et al.* Pathogenesis of atherosclerosis and its influence on local hemodynamics: A comparative FSI study in healthy and mildly stenosed carotid arteries [J]. *Int J Eng Sci*, 2021, 167: 103525.
- [22] MCDANIEL MC, GALBRAITH EM, JEROUDI AM, *et al.* Localization of culprit lesions in coronary arteries of patients with ST-segment elevation myocardial infarctions: Relation to bifurcations and curvatures [J]. *Am Heart J*, 2011, 161(3): 508-515.

(上接第 898 页)

- using the finite element method [J]. *Dent J*, 2022, 10(6): 114.
- [11] SANDHYA V, ARUN AV, REDDY VP, *et al.* Biomechanical effects of torquing on upper central incisor with thermoplastic aligner: A comparative three-dimensional finite element study with and without auxiliaries [J]. *J Indian Orthod Soc*, 2021, 56(6): 030157422097434.
- [12] 李再金. 口腔正畸力模拟及牙齿移动调制研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2015.
- [13] STOREY E, SMITH R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement [J]. *Aust J Dent*, 1952, 56(1): 11-18.
- [14] REN Y, MALTHA JC, VAN H, *et al.* Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2004, 125(1): 71-77.
- [15] SCHNEIDER J, GEIGER M, SANDER FG. Effects of bone remodelling during tooth movement [J]. *Russian J Biomech*, 2000, 4(3): 57-73.
- [16] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 无托槽隐形矫治器各参数对尖牙压低移动治疗的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(1): 60-65. CAI YQ, YANG XX, HE BW. Effects on canine intrusion treatment with different Invisalign parameters [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 60-65.
- [17] BOURAUUEL C, DIRK V, ANDREAS J. Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements [J]. *J Orofac Orthop*, 2000, 61(4): 266-279.