

文章编号:1004-7220(2021)03-0389-07

# 肾动脉狭窄形态对其血流动力学的影响

熊柱翔<sup>1</sup>, 袁丁<sup>2</sup>, 郑庭辉<sup>1</sup>, 樊瑜波<sup>3</sup>

(1.四川大学应用力学系,成都610065;2.四川大学华西医院血管外科,成都610041;

3.北京航空航天大学生物科学与医学工程学院,北京100191)

**摘要:目的** 探讨肾动脉狭窄(renal artery stenosis, RAS)的形态学参数对其血流动力学的影响,为临床治疗提供理论参考。**方法** 创建理想化RAS模型,运用计算流体力学方法探讨狭窄面积、对称性、长度和形状改变对肾动脉血流动力学影响。**结果** 肾灌注、压降和壁面剪切力分布与狭窄面积显著相关。当狭窄面积从50%逐步增大到70%,这些血流动力学参数均发生显著变化。此外,非对称狭窄会显著增加肾动脉中的回流区以及非正常高壁面剪切力,但狭窄长度和狭窄形状的改变对肾动脉的血流动力学影响较小。**结论** 虽然狭窄面积仍是RAS各种形态参数中最显著的影响因素,但是其他形态学参数尤其是非对称狭窄对肾动脉血流动力学影响也不可忽略,建议临床医生的治疗方案应该基于这些形态学参数进行综合评估。

**关键词:**肾动脉狭窄;血流动力学;计算流体力学;形态学

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2021.03.015

## Influences of Renal Artery Stenosis Morphology on its Hemodynamics

XIONG Zhuxiang<sup>1</sup>, YUAN Ding<sup>2</sup>, ZHENG Tinghui<sup>1</sup>, FAN Yubo<sup>3</sup>

(1. Department of Applied Mechanics, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. Department of Vascular Surgery, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 3. School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract: Objective** To investigate the hemodynamic effects of morphological parameters on renal artery stenosis (RAS), so as to provide theoretical references for clinical practice. **Methods** The idealized models of RAS were established, then the hemodynamic effects from morphological parameters of stenosis including its area, symmetry, length and shape on renal artery was explored using computational fluid dynamics (CFD) method. **Results** The renal perfusion, pressure drop and wall shear stress (WSS) distributions in renal artery were significantly correlated with area stenosis (AS). When the stenosis area increased from 50% to 70%, all hemodynamic parameters changed significantly. In addition, an asymmetrical stenosis resulted in a significant increase of abnormally high WSS and length of recirculation flow in renal artery, but the change of stenosis length or shape only led to marginal changes in hemodynamics. **Conclusions** Although is still the most significant factor to influence hemodynamics in RAS, other morphological parameters, especially asymmetric stenosis, cannot be neglected. Therefore, it is suggested that clinical treatment plans should be a comprehensive evaluation based on these morphological parameters.

**Key words:** renal artery stenosis (RAS); hemodynamics; computational fluid dynamics (CFD); morphology

收稿日期:2020-05-22;修回日期:2020-07-16

基金项目:国家自然科学基金项目(11827803,11421202)

通信作者:郑庭辉,教授,E-mail:tinghui@scu.edu.cn

肾动脉狭窄(renal artery stenosis, RAS)是指一侧或两侧主干或主分支狭窄不低于50%。RAS通常导致患者继发性高血压和肾脏灌注不良,长期RAS可导致药物难以控制的高血压和肾功能严重受损,甚至肾衰竭<sup>[1]</sup>。研究指出,动脉粥样硬化性RAS会导致系统血压升高,进而引发如中风等心血管疾病,严重者甚至可能会导致充血性心力衰竭<sup>[2-3]</sup>。

目前对于RAS的诊断和治疗仅依赖于狭窄程度(一般以狭窄面积计算),狭窄程度50%~69%为中度狭窄,大于70%为重度狭窄,其中重度狭窄需要介入治疗,如支架置入或者球囊血管成形术<sup>[4-6]</sup>。但是,球囊血管成形术或支架置入术后可能会出现严重的并发症——支架内再狭窄,并且发病率达到15%~20%<sup>[7-8]</sup>。事实上,RAS形态学参数除了狭窄面积,还包括狭窄对称性、狭窄长度和狭窄形状等。这些形态学参数不可避免都会对狭窄后的肾动脉血流动力学参数产生重要影响。本文在文献<sup>[9]</sup>以及真实病例的基础上建立理想RAS模型,首先探究狭窄面积对肾动脉血流动力学影响,随后固定狭窄面积,分别探讨狭窄对称性、狭窄长度和形状对肾动脉的血流动力学影响,以期在RAS在临床上的诊断和治疗提供一定理论支持。

## 1 方法

### 1.1 几何模型

使用SolidWorks软件创建理想的肾动脉狭窄模型(见图1)。模型保留了腹腔干动脉和肠系膜上动脉,其直径分别为8.9、7.5 mm;此外,腹主动脉入口和出口直径分别为19.8、17.2 mm<sup>[9]</sup>。肾动脉狭窄各形态参数变化如下:①狭窄面积(area stenosis, AS)变化。固定狭窄长度为3 mm,狭窄形状为圆形,对称狭窄,AS变化幅度为10%,从50%增加到90%。②狭窄对称变化。固定AS=70%,狭窄长度为3 mm,狭窄形状为圆形,以圆心距与狭窄直径的比值,即非对称度( $A$ )作为指标( $A=2$  圆心距/狭窄直径), $A$ 在0.2~1.0变化。③狭窄长度( $L$ )变化:AS=70%,狭窄形状为圆形,对称狭窄, $L$ 在2~6 mm以1 mm递增。④狭窄形状变化:固定AS=70%,狭窄长度3 mm,对称狭窄,狭窄形状以长轴(LA)和短轴(SA)之比( $R_{LA/SA}$ )作为指标, $R_{LA/SA}$ 在1~3变化(见图2)。

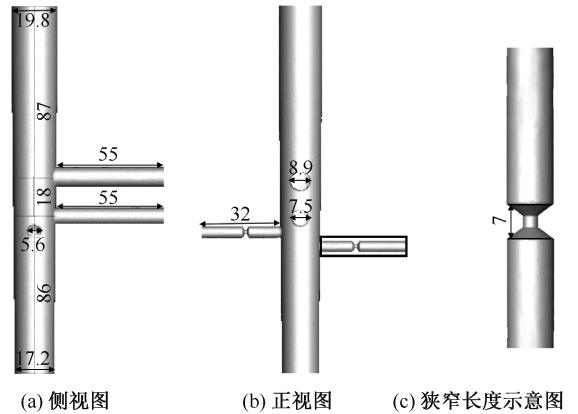
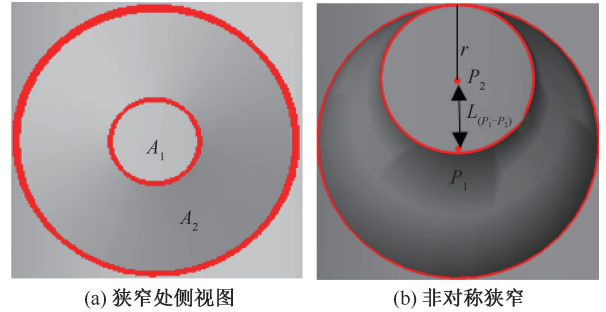
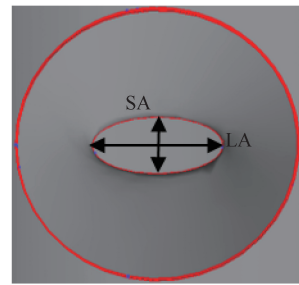


图1 肾动脉狭窄模型

Fig.1 Idealized RAS models (a) Side view, (b) Front view, (c) Enlarged view of RAS length



(a) 狭窄处侧视图 (b) 非对称狭窄



(c) 狭窄形状

$A_1$  最小狭窄截面面积; $A_2$  正常肾动脉截面面积。非对称度  $A=2L_{P_1-P_2}/D$ ;其中  $P_1$  为肾动脉截面圆心, $P_2$  为狭窄截面圆心, $L_{P_1-P_2}$  为圆心距, $D$  为狭窄截面直径;LA 长轴,SA 短轴

图2 狭窄形态

Fig.2 Stenosis morphology (a) Side view of the stenosis, (b) Asymmetric stenosis, (c) Stenosed shape

### 1.2 数值模拟

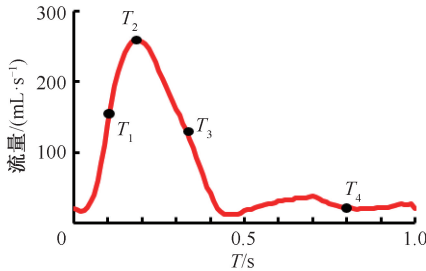
假定血液是不可压缩、均匀的牛顿流体。相应的控制方程如下:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla p - \mu \nabla^2 \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

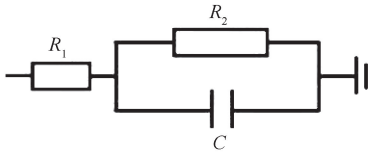
$$\nabla \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

式中:  $\mathbf{u}$  为流体速度矢量;  $p$  为压强;  $\rho$  为流体密度,  $\rho = 1\ 050\ \text{kg/m}^3$ ;  $\mu$  为流体黏度,  $\mu = 3.5\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 。

为保证血流在管内的充分发展流动,腹主动脉进口和出口均延长了 10 倍直径。所有模型的入口边界条件均为流量的时变脉动波形[见图 3(a)]。在出口处,采用集中参数模型[见图 3(b)]来模拟下游血管床的阻力和顺应性<sup>[10-11]</sup>。计算近端阻力( $R_1$ )、远端阻力( $R_2$ )和顺应性( $C$ ),使之与正常模型正常生理血压(120/80 mmHg, 1 mmHg = 0.133 kPa)相匹配<sup>[12]</sup>。这些参数将应用于所有的理想模型中。此外,假定动脉壁是无滑移的刚性壁面<sup>[13]</sup>。



(a) 入口流量波形



(b) 出口集中参数模型边界条件

图 3 边界条件

Fig.3 Boundary conditions (a) Inlet flow waveform, (b) Outlet lumped parameter model boundary conditions

将建立的模型导入 ANSYS ICEM 进行网格划分。创建由四面体单元和棱柱单元组成的非结构网格。棱柱层网格在壁面附近逐步细化,且根据局部管腔直径来确定网格的厚度和表面尺寸(边缘长度),对狭窄处网格进行进一步加密。数值模拟采用商用 CFD 软件 ANSYS FLUENT 16.0 进行。所有方程均采用默认隔离隐式求解器求解,收敛准则为  $10^{-5}$ 。所有模型均在定常流动条件下进行网格独立性研究,以 AS = 50% 模型为例,其计算域分别包含 102 万个、259 万个网格,粗糙和精细网格模型壁面剪切力(wall shear stress, WSS)最大差值小于 5%。此外,粗糙和精细网格计算时间分别为 11.3、23.5 h。因此,本文使用粗糙网格进行后

续计算模拟。为了消除初始效应并获得稳定的结果,进行 5 个心脏周期的计算,并将最后 1 个周期的数据用于分析。

### 1.3 结果变量

螺旋流是一种有多种积极生理意义的广泛存在于人体动脉的血流形态<sup>[14]</sup>,局部归一化螺旋度(localized normalized helicity, LNH)和螺旋强度( $h_2$ )分别表示局部血流流动旋转方向和周期内指定计算域的螺旋绝对强度<sup>[15]</sup>。LNH 和  $h_2$  的计算公式如下:

$$\text{LNH}(x, t) = \frac{v(x, t)\omega(x, t)}{|v(x, t)| |\omega(x, t)| \cos \alpha(x, t)} \quad (3)$$

$$H(t) = \int_D v(x, t) \cdot \nabla \times v(x, t) dV = \int_D H_k(x, t) dV \quad (4)$$

$$h_2 = \frac{1}{TV} \int_T \int_{V_i} |H_k| dV dt \quad (5)$$

式中:  $v(x, t)$  为速度;  $\omega(x, t)$  为涡向量;  $T$  为心动周期;  $D$  和  $V$  均为流体域。此外,时均壁面剪切力(time average WSS, TAWSS)、振荡剪切因子(oscillatory shear index, OSI)、相对停留时间(relative retention time, RRT)的计算公式如下<sup>[16-17]</sup>:

$$\text{TAWSS} = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS| dt \quad (6)$$

$$\text{OSI} = \frac{1}{2} \left[ 1 - \frac{\left| \int_0^T WSS dt \right|}{\int_0^T |WSS| dt} \right] \quad (7)$$

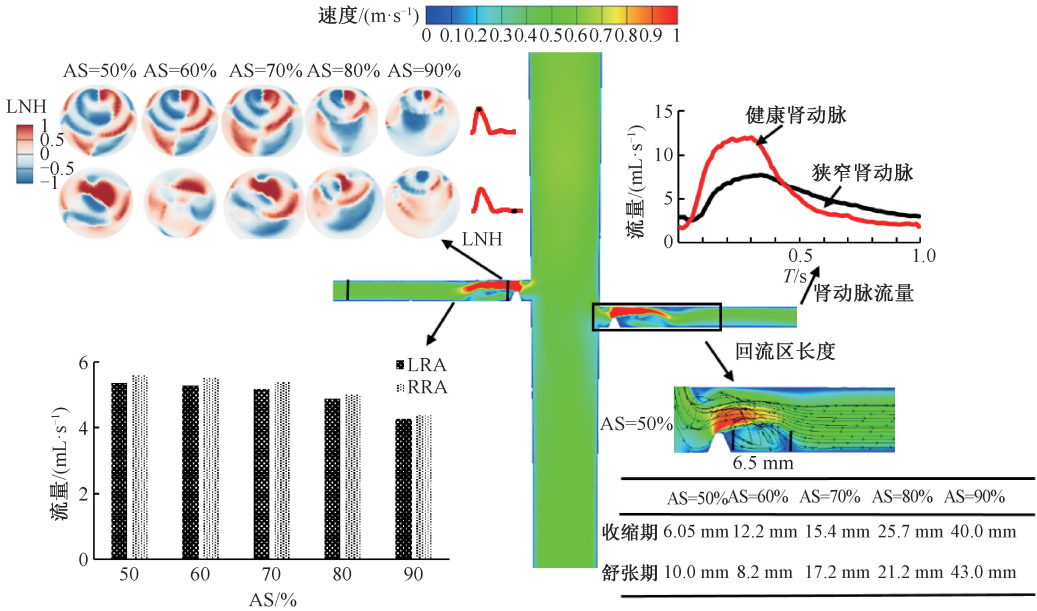
$$\text{RRT} = \frac{1}{(1 - 2\text{OSI})\text{TAWSS}} \quad (8)$$

## 2 结果

正常肾动脉的灌注在收缩期和舒张期有显著差异,而肾动脉发生狭窄后,其差异不大。AS 变化对肾灌注有较大的影响,随着 AS 增大,肾灌注逐渐减少。当 AS = 50%,肾灌注速度为 5.37 mL/s;当 AS = 90%,肾灌注速度下降到 4.27 mL/s,减少了 21%。非对称 RAS 也会导致肾灌注下降,但 RAS 的狭窄长度和狭窄形状对肾灌注几乎没有影响。此外,RAS 远端出现了明显的螺旋流动,随着 AS 增

大,螺旋流动程度逐渐减弱。进一步,随着 AS 增大,回流区的长度逐渐增大,当 AS 由 50% 增大到 90%,回流区长度收缩期和舒张期分别由 6.5、10.0 mm 增大到 40.0、43.0 mm,即增加了 5.2 倍和

3.3 倍(见图 4)。值得注意的是,狭窄的非对称性也会显著影响回流区长度,当  $A = 0.2$  增大到  $A = 1.0$ ,收缩期的回流区长度由 8.5 mm 增大到 22.5 mm,增加了 2.6 倍(见表 1)。



LRA 左肾动脉;RRA 右肾动脉;LNH 局部归一化螺旋度,表征局部血流流动旋转的方向

图 4 不同狭窄面积 RAS 对血流流动模式的影响<sup>[15]</sup>

Fig.4 Effects of different RAS areas on blood flow pattern<sup>[15]</sup>

如图 5 所示,在 RAS 远心端局部区域,低 WSS 在 1 个周期出现的频率随着 AS 的增大逐渐增大,高 WSS(>2.5 Pa)出现的频率逐渐减小,同时,WSS 在 1 个心动周期中正负的改变次数也逐渐增多,当 AS=50% 和 AS=90% 时,分别改变了 3 次和 7 次。

而狭窄长度、狭窄形状和狭窄对称的变化对 WSS 分布无明显影响。此外,TAWSS 处于正常范围的面积比例随着 AS 的增大逐渐减小。当 AS = 50% 时, TAWSS = 96%; 而当 AS = 90% 时, TAWSS = 37%, 减小了 61%。狭窄的对称性对 TAWSS 平均值也有较

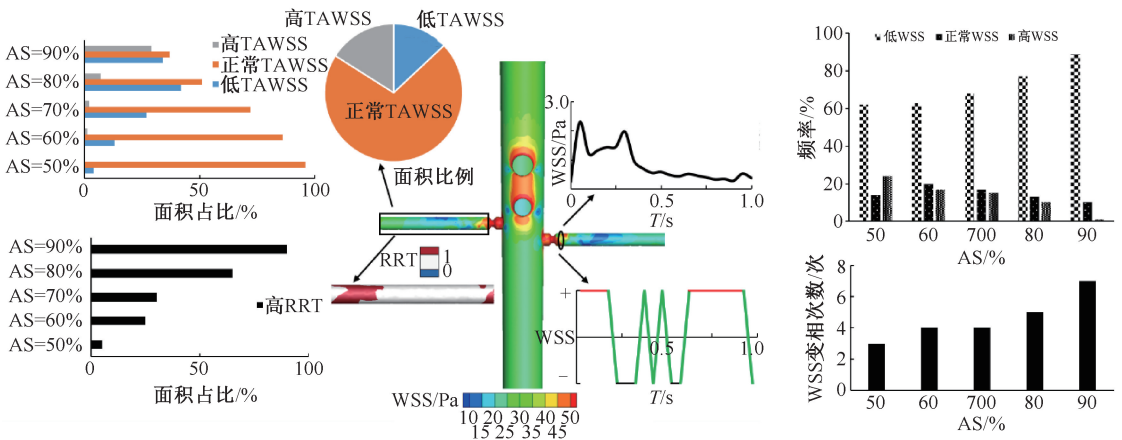


图 5 不同狭窄面积肾动脉对 WSS 及其相关参数的影响

Fig.5 Effects of different RAS areas on WSS and its related parameters

大的影响,若肾动脉发生了不对称性狭窄,其TAWSS和RRT高值区域均明显增大,但是RAS其他形态参数改变对RRT的影响没有明显规律。进一步,AS改变对压降(pressure drop, PD)的影响最为显著。当AS=50%时,PD=3.8 mmHg;而当AS=90%时,PD=41.7 mmHg,增加了近10倍。狭窄非对称性也会导致RAS压降增加23%,而RAS长度和形状的改变对压降几乎没有影响(见表1)。

表1 不同狭窄参数下肾动脉各血流动力学参数

Tab.1 Hemodynamic parameters of renal artery with different RAS morphology

工况	螺旋强度/ ( $m \cdot s^{-2}$ )	回流区长度/ mm(收缩期/ 舒张期)	压降/ mmHg	TAWSS/高 Pa	RRT/ %	
1	AS=50%	5.8	6.5/10.0	3.8	1.5	1
	AS=60%	11.9	12.2/8.2	6.9	1.5	5
	AS=70%	5.3	15.4/17.2	13.2	1.7	6
	AS=80%	14.5	25.7/21.2	23.9	1.8	13
	AS=90%	31.4	40.0/43.0	41.7	2.1	18
2	L=2 mm	6.9	23.5/21.0	12.9	1.2	12
	L=3 mm	6.6	18.3/20.7	13.2	1.3	5
	L=4 mm	7.2	13.0/29.0	13.1	1.3	2
	L=5 mm	7.2	19.2/20.8	11.8	1.2	7
	L=6 mm	5.8	22.0/22.0	10.9	1.3	8
3	$R_{LA/SA}=1.0$	10.6	14.3/15.0	13.2	1.5	4
	$R_{LA/SA}=1.5$	10.9	13.0/17.0	13.4	1.6	4
	$R_{LA/SA}=2.0$	10.9	13.0/11.7	13.4	1.7	2
	$R_{LA/SA}=2.5$	10.9	13.5/14.8	13.7	1.6	3
	$R_{LA/SA}=3.0$	11.9	15.0/14.8	14.5	1.6	3
4	A=0.2	8.5	8.5/17.0	9.9	1.9	3
	A=0.4	12.1	10.0/23.0	11.8	2.1	1
	A=0.6	17.7	15.0/26.0	13.7	2.4	2
	A=0.8	20.3	18.0/40.0	16.5	3.0	8
	A=1.0	39.9	22.0/46.0	20.3	4.4	11

注:工况1:狭窄面积(AS)变化,狭窄长度=3 mm和狭窄形状为圆形,对称狭窄;工况2:狭窄长度(L)变化,狭窄面积=70%和狭窄形状为圆形,对称狭窄;工况3:狭窄形状( $R_{LA/SA}$ )变化,狭窄面积=70%和狭窄长度=3 mm,对称狭窄;工况4:狭窄对称性(A)变化,狭窄面积=70%,狭窄长度=3 mm,狭窄形状为圆形。

### 3 讨论

RAS早期诊断和治疗可以避免不良心血管事件的发生和发展,但由于缺乏前瞻性随机对照试验,目前判断是否需要血运重建的RAS高风险患者仅为专家共识推荐<sup>[18-19]</sup>。对于狭窄程度大于70%或狭窄程度50%~70%且有血流动力学障碍的患者,

需要行血运重建来改善肾动脉的血流动力学环境<sup>[20]</sup>。但是目前临床对RAS狭窄程度的判断仅依赖于狭窄面积(直径),忽略了其他形态学参数,例如偏心狭窄<sup>[21]</sup>。而在冠状动脉的研究中,有学者发现偏心狭窄也会极大影响冠状动脉的血流动力学<sup>[22]</sup>。因此,本文建立了一系列理想的RAS模型,探究RAS的形态学参数对其血流动力学影响。理想模型通过一次改变一种特定的几何特征,同时保持其他特征不变,可以清楚地确定解剖特征是否以及在何种程度上影响RAS后血流动力学变化。结果表明:

(1) AS改变对血流动力学参数影响显著。当AS变化时,肾灌注(直接影响肾功能)、肾动脉压降、正常TAWSS与高RRT(有研究发现血栓发生的区域RRT较高<sup>[23-24]</sup>)的面积占比,以及狭窄后血流是否存在螺旋流动等相关血流动力学参数都有显著的变化。此外,当固定AS仅改变狭窄形状时(固定狭窄面积程度,改变狭窄直径程度),尽管其基于狭窄直径(stenosis diameter, SD)所得到的狭窄程度有较大差异(当 $R_{LA/SA}=1$ 时,SD=50%,当 $R_{LA/SA}=3$ 时,SD=70%),但其比较重要的几个血流动力学参数如肾灌注和压降都没有显著变化,说明计算RAS狭窄程度时,基于AS的计算更加可靠。

(2) 尽管在判断RAS严重程度时AS扮演了主要作用,但其他狭窄参数的影响也不能忽略。本文发现,在其他形态参数相同的条件下,非对称狭窄与对称狭窄相比,其RAS处的压降有明显增大。此外,当改变狭窄对称程度时,其由于狭窄导致的回流区长度(回流区长度与动脉粥样硬化的形成和发展有密切联系<sup>[25]</sup>)也有显著的变化,尤其是在舒张期,回流区长度在一定程度上反映了这个区域血流流动的紊乱和扰动性,这很有可能导致动脉粥样硬化斑块的形成,进而促进狭窄的进一步发展<sup>[26-27]</sup>。此外,当狭窄为非对称狭窄时,其不仅整个肾动脉的TAWSS均值随着非对称程度增加而增大,同时其高TAWSS面积占比远远高于低TAWSS面积占比,这是由于狭窄的不对称性导致血流流动的不对称分布,这样可能会造成通过狭窄处的高速血流直接射向血管壁,对血管壁面造成损伤,进而引发新的血管病变。

本研究存在一定的局限性:①虽然采用集中参

数模型模拟肾脏的自我调节,但由于采用正常人血压作为出口血压,且肾脏自我调节机制非常复杂,本文所用边界模型难以全面反映;②假设血管壁为刚性壁面,未考虑血管壁的弹性;③研究结果还需动物实验或者临床验证。

## 4 结论

虽然 AS 是决定 RAS 血流动力学最为关键的影响因素,但是仅依靠 AS 确定的狭窄程度并不全面,狭窄对称性、狭窄长度以及狭窄形状等形态学参数对狭窄后肾动脉血流动力学也有重要影响,对于较长、非对称 RAS,如果不进行积极干预,可能导致严重不良后果,临床需要更加重视并进行及时处理。

## 参考文献:

- [ 1 ] HERRMANN SM, TEXTOR SC. Current concepts in the treatment of renovascular hypertension [ J ]. *Am J Hypertens*, 2018, 31(2) : 139-149.
- [ 2 ] PRINCE M, TAFUR JD, WHITE CJ. When and how should we revascularize patients with atherosclerotic renal artery stenosis? [ J ]. *Cardiovasc Interv*, 2019, 12 ( 6 ) : 505-517.
- [ 3 ] GUPTA R, SYED M, ASHCHEKIN N, *et al.* Renal artery stenosis and congestive heart failure: What do we really know? [ J ]. *Curr Cardiol Rep*, 2019, doi: 10.1007/s11886-019-1169-x.
- [ 4 ] ARBAB-ZADEH A, HOE J. Quantification of coronary arterial stenoses by multidetector CT angiography in comparison with conventional angiography: Methods, caveats, and implications [ J ]. *Cardiovasc Imag*, 2011, 4(2) : 191-202.
- [ 5 ] PRZEWLOCKI T, KABLAK-ZIEMBICKA A, TRACZ W, *et al.* Prevalence and prediction of renal artery stenosis in patients with coronary and supraaortic artery atherosclerotic disease [ J ]. *Nephrol Dial Transpl*, 2008, 23(2) : 580-585.
- [ 6 ] 郭曦,李彭,刘光锐,等.血流储备分数在肾动脉狭窄腔内修复术中的应用价值 [ J ]. *中华心血管病杂志*, 2015, 43 ( 5 ) : 413-417
- [ 7 ] N'DANDU ZM, BADAWI RA, WHITE CJ, *et al.* Optimal treatment of renal artery in-stent restenosis: Repeat stent placement versus angioplasty alone [ J ]. *Catheter Cardio Inte*, 2008, 71(5) : 701-705.
- [ 8 ] PATEL PM, EISENBERG J, ISLAM MA, *et al.* Percutaneous revascularization of persistent renal artery in-stent restenosis [ J ]. *Vasc Med*, 2009, 14(3) : 259-264.
- [ 9 ] XIAO N, ALASTRUEY J, ALBERTO FIGUEROA C. A systematic comparison between 1-D and 3-D hemodynamics in compliant arterial models [ J ]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2014, 30(2) : 204-231.
- [ 10 ] 杨金凤,高涌佳,张弛,等.颈内动脉血流动力学研究:多尺度单、双向耦合模型对比 [ J ]. *医用生物力学*, 2019, 34(2) : 166-172.
- [ 11 ] YANG JF, GAO YJ, ZHANG C, *et al.* Hemodynamics study of internal carotid artery: A comparison between unidirectional and bidirectional coupled multi-scale model [ J ]. *J Med Biomech*, 2019, 34(2) : 166-172.
- [ 12 ] LES AS, SHADDEN SC, FIGUEROA CA, *et al.* Quantification of hemodynamics in abdominal aortic aneurysms during rest and exercise using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics [ J ]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(4) : 1288-1313.
- [ 13 ] MARROCCO-TRISCHITTA MM, BAKEL TM, ROMAROWSKI RM, *et al.* The modified arch landing areas nomenclature (MALAN) Improves prediction of stent graft displacement forces: Proof of concept by computational fluid dynamics modelling [ J ]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2018, 55(4) : 584-592.
- [ 14 ] BOYD AJ, KUHN DC, LOZOWY RJ, *et al.* Low wall shear stress predominates at sites of abdominal aortic aneurysm rupture [ J ]. *J Vasc Surg*, 2016, 63(6) : 1613-1619.
- [ 15 ] 赵萍,刘明,邓小燕.人体动脉系统旋涡流原理的潜在临床应用 [ J ]. *医用生物力学*, 2019, 34(2) : 213-218.
- [ 16 ] ZHANG P, LIU M, DENG XY. Potential clinical applications of helical flow within the human arterial system [ J ]. *J Med Biomech*, 2019, 34(2) : 213-218.
- [ 17 ] GALLO D, STEINMAN DA, MORBIDUCCI U. An insight into the mechanistic role of the common carotid artery on the hemodynamics at the carotid bifurcation [ J ]. *Ann Biomed Eng*, 2015, 43(1) : 68-81.
- [ 18 ] 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
- [ 19 ] QIU Y, WANG Y, FAN Y, *et al.* Role of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm ruptures: A hemodynamic point of view [ J ]. *Med Phys*, 2019, 46(9) : 4263-4275.
- [ 20 ] 左智,马根山.动脉粥样硬化性肾动脉狭窄的诊断与治疗 [ J ]. *现代医学*, 2012, 40(3) : 342-345.
- [ 21 ] 王亮,杨胜利,刘小慧.动脉粥样硬化性肾动脉狭窄的诊疗进展 [ J ]. *中国介入心脏病杂志*, 2018, 26(7) : 407-411
- [ 22 ] PARIKH SA, SHISHEBOR MH, GRAY BH, *et al.* SCAI expert consensus statement for renal artery stenting appropriate use [ J ]. *Catheter Cardio Inte*, 2014, 84(7) :

1163-1172.

- [21] ZHANG JM, ZHONG L, SU B, *et al.* Perspective on CFD studies of coronary artery disease lesions and hemodynamics: A review [J]. *Int J Numer Meth Bio*, 2014, 30(6): 659-680.
- [22] XIE X, ZHENG M, WEN D, *et al.* A new CFD based non-invasive method for functional diagnosis of coronary stenosis [J]. *Biomed Eng Online*, 2018, 17: 36.
- [23] RAYZ VL, BOUSSEL L, GE L, *et al.* Flow residence time and regions of intraluminal thrombus deposition in intracranial aneurysms [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(10): 3058-3069.
- [24] WAN AB NAIM WM, GANESAN PB, SUN Z, *et al.* Flow pattern analysis in type B aortic dissection patients after stent-grafting repair: Comparison between complete and incomplete false lumen thrombosis [J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2018, 34(5): e2961.
- [25] FULKER D, JAVADZADEGAN A, LI Z, *et al.* Flow visualisation study of spiral flow in the aorta-renal bifurcation [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(13): 1438-1441.
- [26] GLAGOV S, ZARINS C, GIDDENS DP, *et al.* Hemodynamics and atherosclerosis: Insights and perspectives gained from studies of human arteries [J]. *Arch Pathol Lab Med*, 1988, 112(10): 1018-1031.
- [27] NGUYEN ND, HAQUE AK. Effect of Hemodynamic factors on atherosclerosis in the abdominal-aorta [J]. *Atherosclerosis*, 1990, 84(1): 33-39.

· 致读者 ·

## 关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的,不加评价和解释,简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过 400 字为宜。应以第 3 人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括 4 个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。

本刊编辑部