

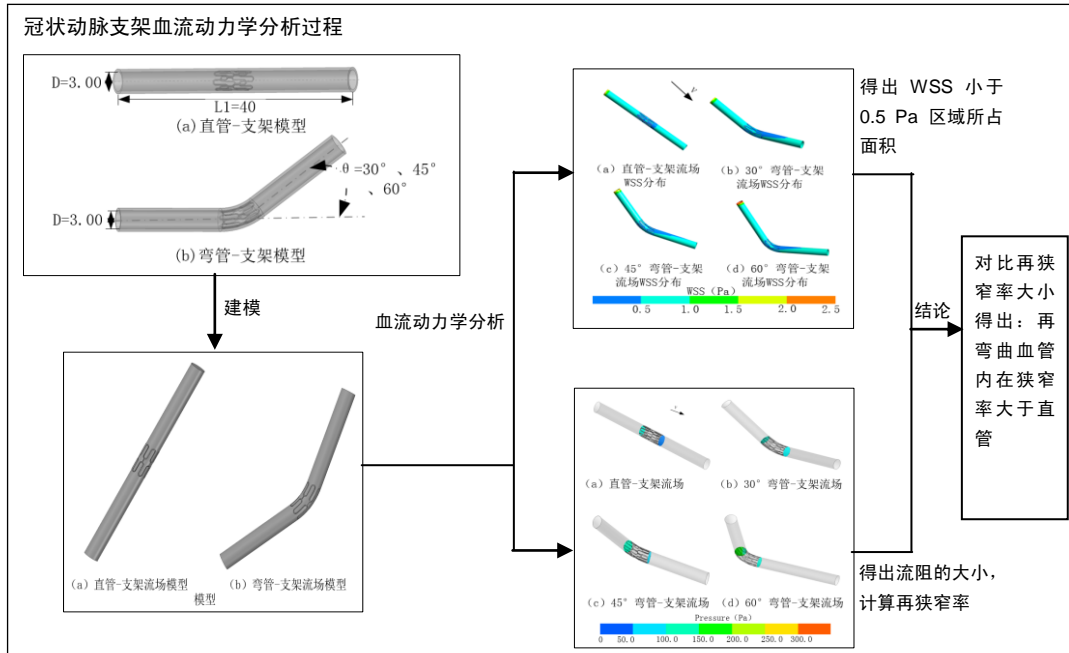
冠状动脉支架在弯曲血管中的血流动力学分析

唐丹, 袁泉, 王志超, 朱宏伟(山东大学高效洁净机械制造教育部重点实验室, 山东省济南市 250061)

DOI:10.3969/j.issn.2095-4344.0886

ORCID: 0000-0001-8052-5058(唐丹)

文章快速阅读:



唐丹, 女, 1993 年生, 湖南省邵阳市新邵县人, 汉族, 山东大学机械工程学院在读硕士, 主要从事 CAD/CAE/CAM 生物医学工程及流体力学等方面的研究。

通讯作者: 袁泉, 教授, 山东大学机械工程学院高效洁净机械制造教育部重点实验室, 山东省济南市 250061

中图分类号: R318

文献标识码: B

稿件接受: 2018-02-25



文题释义:

血流动力学: 指血液变形和流动的科学, 其基本的研究对象是流量、阻力和压力之间的关系。由于血管是有弹性和可扩张性的管道系统, 血液是含有血细胞和胶体物质等多种成分的液体而不是理想液体, 因此, 血流动力学除与一般流体力学有共同点之外, 又有它自身的特点。对支架在血管内的血流动力学分析是评价其再狭窄率的重要指标。

壁面剪应力: 体内和体外研究表明, 冠状动脉支架植入人体后, 在壁面剪应力小于 0.5 Pa 的区域, 会有内膜增生、血栓的现象发生, 即产生再狭窄, 相反, 高于此值的部分则不会有新生内膜出现。

摘要

背景: 目前在支架植入的血流动力学仿真中, 模拟的血管通常是直的, 弯曲血管则没有被考虑。为使仿真结果具有可靠性, 仿真的模型应更接近于实际情况。

目的: 对弯曲血管内支架再狭窄率进行研究, 建立更接近人体实际情况的弯曲血管模型, 解释临床上弯曲血管内支架再狭窄率相对较高的现象。

方法: 利用 Creo5 建模软件建立了冠状动脉支架的三维实体模型。借助于 Ansys18.0 有限元仿真软件通过布尔运算建立了弯曲冠状动脉(30°, 45°, 60°)支架的血液流场模型(弯管-支架流场), 同时为了便于比较, 建立了相同支架下直冠状动脉和支架的血液流场模型(直管-支架流场)。通过流体仿真研究, 对比相应的低壁面剪应力区 WSS, 即 $WSS < 0.5 \text{ Pa}$ 时所占比例大小和流阻大小 R。

结果与结论: ①模型中无支架部位的壁面剪应力基本一致, 均在 0.5–1.0 Pa, 且无论是在直管-支架流场模型还是在弯管-支架流场模型中, 低 WSS 值都分布在支架筋的侧面区域; 在弯管中, 支架末端多出现了大面积的低 WSS 区域; ②在直管-支架模型中, $WSS < 0.5 \text{ Pa}$ 面积占总面积的百分比为 16.14%, 在 30°, 45°, 60° 弯管-支架模型中, $WSS < 0.5 \text{ Pa}$ 面积占总面积的百分比依次为 25.21%, 28.65%, 26.63%, 均大于直管内支架, 即弯曲血管内支架再狭窄率相对较高; ③所有弯管-支架模型中 WSS 的分布基本一致, 与曲率无关; ④弯管-支架模型(30°, 45°, 60°)流阻均大于直管-支架模型[1.50, 1.82, 2.17, 1.03 $\text{N}\cdot\text{s}^2/(\text{kg}\cdot\text{m})$]; ⑤结果表明, 弯曲血管内支架再狭窄率相对较高。

关键词:

冠状动脉支架; 血流动力学; 壁面剪应力; 流阻; 生物材料

主题词:

血流动力学; 冠状血管; 冠状动脉狭窄; 组织工程

基金资助:

国家自然科学基金(31170906)

Tang Dan, Master candidate, Key Laboratory of High Efficiency and Clean Mechanical Manufacture, Shandong University, Ministry of Education, Jinan 250061, Shandong Province, China

Corresponding author: Yuan Quan, Professor, Key Laboratory of High Efficiency and Clean Mechanical Manufacture, Shandong University, Ministry of Education, Jinan 250061, Shandong Province, China

Hemodynamic analysis of coronary stents in curved vessels

Tang Dan, Yuan Quan, Wang Zhi-chao, Zhu Hong-wei (Key Laboratory of High Efficiency and Clean Mechanical Manufacture, Shandong University, Ministry of Education, Jinan 250061, Shandong Province, China)

Abstract

BACKGROUND: As shown in the hemodynamic simulation test for stent implantation, the simulated blood vessels are generally designed to be straight but not curved. In order to make the simulation results reliable, the simulation model should be very close to the actual situation.

OBJECTIVE: To study the restenosis of the curved coronary artery, and to establish a model of curved blood vessels close to the actual situation of the human body so as to explain why the restenosis rate is relatively high for the curved coronary artery after stenting in clinic.

METHODS: The three-dimensional coronary stent model was established by Creo5 modeling software. Blood flow models (curved vessel-stent flow field) of curved coronary arteries (30°, 45°, 60°) and corresponding stents were established by means of Boolean calculation through the use of Ansys18.0 finite element simulation software. At the same time, a blood flow model (straight vessel-stent flow field) of the straight coronary artery under the same stent was established for comparison. After the study on fluid simulation, the proportion of wall shear stress (WSS) < 0.5 Pa and the flow resistance are compared in the two cases.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The WSS of the area with on stent in the two models was basically the same between 0.5–1.0 Pa, and the low WSS values were distributed in the lateral area of the stent strut whether in the straight vessel-stent flow field model or the curved vessel-stent flow field model. What's more, a large low WSS area appeared at the end of the stent in the curved vessel-stent flow field model. (2) The area of WSS < 0.5 Pa accounted for 16.14% of the total area in the straight-stent flow field model, while this proportion was 25.21%, 28.65%, 26.63% in the curved vessel-stents (30°, 45°, 60°), respectively, indicating the rate of restenosis in the curved vessel stents were relatively high. (3) The distribution of WSS in all curved vessel-stent models were basically the same regardless of the curvature. (4) The flow resistance of the curved vessel-stent models (30°, 45°, 60°) [1.50, 1.82, 2.17 N·s²/(kg·m)] was higher than that of the straight vessel stent model [1.03 N·s²/(kg·m)]. To conclude, the rate of restenosis in the curved vessel stent is relatively higher than that in the straight vessel stent model.

Subject headings: Hemodynamics; Coronary Vessels; Coronary Stenosis; Tissue Engineering

Funding: the National Natural Science Foundation of China, No. 31170906

0 引言 Introduction

随着人类物质文明的日益发展, 健康已成为人们最为关心的问题。2017年6月,《中国心血管病报告2016》发布: 中国心血管病患者人数为2.9亿, 农村为45.01%, 城市为42.61%, 心血管病死亡占城乡居民总死亡原因的首位^[1]。心脑血管病最重要的病因是血管阻塞, 目前在医学上国内外对于由心血管阻塞所引起的冠心病治疗手段主要有药物治疗、搭桥手术和血管支架介入治疗^[2]。然而药物治疗的周期长、见效慢且不良反应大; 搭桥手术需要开胸, 有风险, 会对患者造成永久性的损伤; 和冠状动脉搭桥手术相比, 介入性治疗方法具有微创性和高效性, 现在逐渐取代搭桥手术成为治疗血管狭窄的新型方法。

支架内再狭窄是指植入支架后导致的血管管腔直径再次变小的情况^[5], 是多种因素共同作用的结果。目前, 虽然血管支架已应用得非常普及, 但再狭窄依然是制约其发展的一个重要因素, 术后仍有20%–30%的患者会出现血管造影再狭窄^[4]。对此, 无数专家、学者做出了探究: 在支架材料方面^[6], 研究了镁合金^[6]、Ti-Ni合金^[7-8]、可降解支架^[9]、覆膜支架等^[10-11]; 在设定材料属性上, 考虑到了血管材料的分层性^[12]、各项异性^[13]、超弹性等^[14]; 在模拟分析内容上, 从单纯的支架静力学分析增加了血液动力学分析^[15-18]、流固耦合分析等^[19-22]。这些研究表明, 不同支架植入后会有不同的再狭窄率, 这除了是因为不同支架具有不同的机械性能和物理特性之外, 更重要的是不同支架植入后所引起的血管壁面剪应力不同^[23-24], 而低剪应力往往能促进内膜增生导致再狭窄。因此更好地研究支架植入后所引起的血流参数变化, 成为攻克支架再狭窄问题的重

要方法。相比于体内外实验而言, 计算机流体力学已成为研究再狭窄相关的血液动力学参数方面非常有用的工具, 具有周期短、费用低、可实现性强等优点。国内外已有许多文献利用计算机流体力学进行了仿真分析^[25], 研究内容包括对支架结构进行优化设计、对不同类型的支架进行性能对比、对血流参数进行分析计算等。La Disa等^[26]通过对具有不同支撑筋宽度、厚度、数目的同种支架进行计算机流体力学研究, 发现了壁面剪应力的分布规律, 得出植入结构参数不同的支架会有不同的血液动力学参数, 最终导致再狭窄率不同。Balossino等^[27]研究了儿种不同支架植入后的血流参数变化并对它们的再狭窄率进行了评估。Rikhtegar等^[28]探究了支架重叠处的血液动力学参数, 指出支架重叠本身就会对血液流动造成不利影响, 但又是不可避免的, 只能通过改进放置策略或支架的设计降低壁面剪应力。国内梁栋科等^[29-30]对不同设计的心血管支架血液动力学进行了分析, 最终发现支架尺寸与结构的变化能够引起血管壁面剪应力的明显变化, 同时研究了支架植入后与弯曲血管处的接触问题。Yu等^[31]通过对比锥形支架和以往圆柱支架的血液动力学参数, 得出: 冠状动脉植入锥形支架可使血管血液动力学的变化更接近生理状态, 降低支架内再狭窄和血栓形成的发生率, 更适合于经皮冠状动脉介入治疗。

综上, 目前在支架植入的有限元仿真中, 血管模型通常被简化为直管, 这是与实际情况是不相符合的, 毕竟在人体血管中弯曲是一种普遍存在的形态^[32], 同时Martin等^[33]利用计算机流体力学方法, 以考虑到支架植入后血管变形模型和未考虑变形模型来进行流场分析并比较, 发现二者

之间存在较大差异,这说明在进行流场建模时,支架植入后血管的变形是不能忽略的。目前,虽然有文献考虑过弯曲血管,但其研究仅仅局限于弯曲血管中的支架接触问题和静力学仿真^[34-35],并未涉及流体分析,这对于研究支架再狭窄是不够的。

实验通过建立弯管-支架流场模型(30°, 45°, 60°),然后利用ansys软件进行流体仿真分析,对弯曲血管内支架再狭窄率进行了研究,同时为了便于比较,建立了直管-支架流场模型,最后通过与直管内支架再狭窄率的数值分析结果进行对比,解释了临床中弯曲血管内支架再狭窄率较高的原因,为支架在弯管处的优化设计提供参考。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 样本观察实验。

1.2 时间及地点 实验于2017年7至9月在山东大学机械工程学院高效洁净机械制造教育部重点实验室完成。

1.3 实验方法

1.3.1 模型的建立和网格划分 利用Creo5建模软件建立支架三维模型。支架共由2部分组成:支撑体和连接筋,周向的6个波形支撑筋组成一个支撑体,相邻2个支撑体之间以短杆形式相连接构成一个支架单元。支架的外径为3.00 mm,厚度为0.15 mm,支架总长24.74 mm,单元的长度为5.68 mm。考虑到支架的轴向及周向对称性,为节省计算时间和成本,现仅取支架的一个单元进行研究(图1)。同时为了进行流场分析需要建立直管-支架流场模型和弯管-支架(折弯角为30°, 45°, 60°)模型:血管的长度取30.00 mm,内径为3.00 mm(图2)。

将建立好的支架模型导入到ansys自带的建模软件spaceclaim(scdm)中通过布尔运算得到流场分析模型,如图3。

1.3.2 网格划分 流场模型中在感兴趣的区域,即支架及支架支撑筋内部的血管区域,均需进行加密处理,以确保仿真的可靠性,而其他位置可采用较粗略的网格:直管-支架流场模型中采用六面体网格划分方式,弯管-支架流场模型则采用以六面体为主导的网格划分方式,在支架处由于结构复杂,采用的是四面体网格划分方法,见图4。

1.3.3 边界条件的施加

流体流动的控制方程:质量守恒方程、动量守恒方程、能量守恒方程被称为流体的3大控制方程。而对于不可压缩的流体,若热交换很小至可以忽略,可不考虑能量守恒方程。根据已有文献^[36],此处可将血液简化成绝热不可压缩的牛顿液体,因此可以不考虑能量方程而只需质量守恒方程和动量守恒方程。

(1)质量守恒方程:又称连续性方程,是任何流动问题都必须满足的守恒定律。即流体流过一定空间后总质量依然保持不变,对于稳定流而言,就是指流入的流体质量等于流出的流体质量。

又称连续性方程,是任何流动问题都必须满足的守恒定律。即流体流过一定空间后总质量依然保持不变,对于稳定流而言,就是指流入的流体质量等于流出的流体质量。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i) = S_m \quad (式 1)$$

其中, ρ 为密度, t 为时间, u_i 为速度张量, x_i 为坐标张量, S_m 为稀疏相增加到连续相中的质量。

(2)动量守恒方程:单位时间内,流入控制体的动量与作用在控制面和控制体上的外力之和等于控制体内动量的增加。

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i u_j) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + \rho g_i + F_i \quad (式 2)$$

其中, ρ 为密度, t 为时间, u_i 、 u_j 为速度张量, x_i 、 x_j 为 x 坐标张量, ρg_i 为重力体积力, p 为静压, F_i 为重力体积力和其他体积力, τ_{ij} 为应力张量,定义为:

$$\tau_{ij} = \left[\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] - \frac{2}{3} \mu \frac{\partial u_l}{\partial x_l} \delta_{ij} \quad (式 3)$$

材料及边界条件:根据文献[36],血液的密度为1 060 kg/m³,血液黏度为3.3×10⁻⁶ m²/s。边界条件如下:

①入口边界条件:速度边界条件,假设流体为定常流,以均匀速度流入, $v=0.225$ m/s;②出口边界条件:采用压力出口边界条件,假设出口的流动已经稳定,设出口压力为0;③壁面边界条件:壁面满足无滑移边界条件,轴向速度及径向速度为0。

1.4 主要观察指标 ①血管-支架模型的低壁面剪应力区,即WSS<0.5 Pa时所占比例大小;②血管-支架模型的流阻大小R。

2 仿真分析 Simulation analysis

2.1 血管壁面剪应力分布云图 ①模型中无支架部位的壁面剪应力基本一致,均在0.5-1.0 Pa,且无论是在直管-支架流场模型还是在弯管-支架流场模型中,低壁面剪应力值都分布在在支架筋的侧面区域;②相比于直管-支架流场模型而言,弯管-支架流场模型的支架末端都出现了大面积低壁面剪应力区域,见图5;③在所有弯管-支架流场模型中,低壁面剪应力区域分布的形态基本一致。

对于现象①,壁面低剪应力区的产生是与流动停滞(流速很低)有密切关系的:血管内植入支架时会不可避免地影响血管周边的血流动力学参数,并产生炎症反应。突出到管腔中的部分支架可能产生涡流以及流动停滞区,从而造成脂质物质的堆积,内膜增厚,壁面剪应力降低形成低剪应力区。从图6速度矢量图中可以更直观地看出,模型中,血液在支架侧表面区域的速度几乎为0,即血液流动停滞区,该区域内的血流速度较低,血液对壁面的剪应力是很低的,因此会产生低剪应力区,这一规律与血管是直的还是弯的及血管曲率的大小是没有关系的。

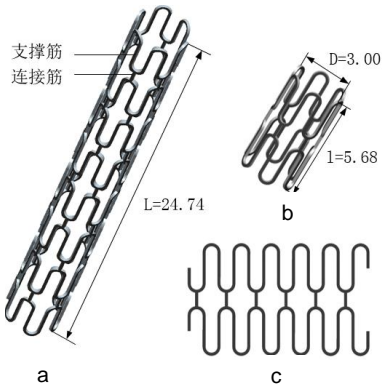


图 1 冠状动脉支架

Figure 1 The coronary artery stent

图注: 图中 a 为支架三维图, b 为支架单元, c 为支架单元平面展开图。

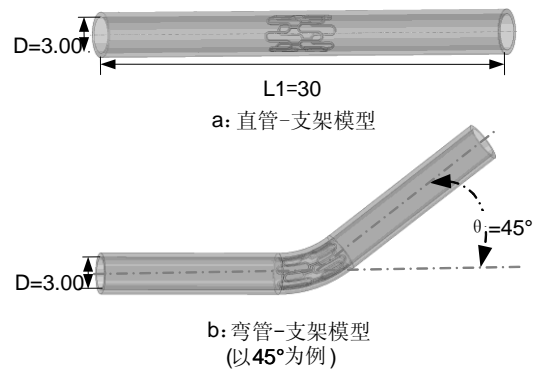


图 2 建模

Figure 2 Modeling of the curved vessel-stent and straight vessel-stent

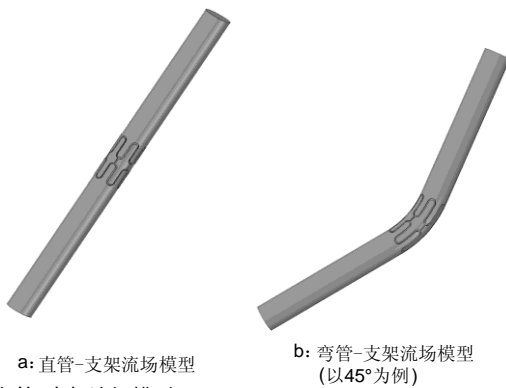


图 3 血管-支架流场模型

Figure 3 Curved and straight vessel-stent flow field models

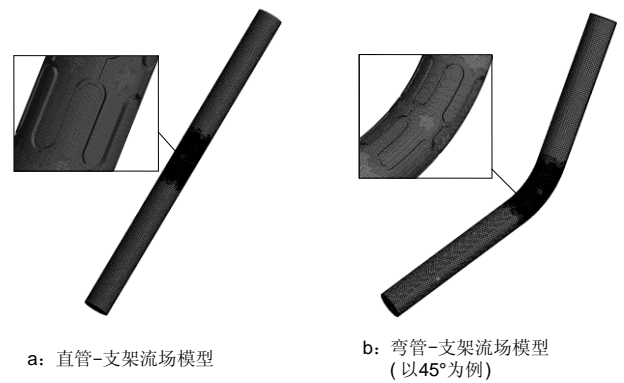


图 4 血管-支架流场模型的网格划分

Figure 4 Meshing of curved and straight vessel-stent flow field models

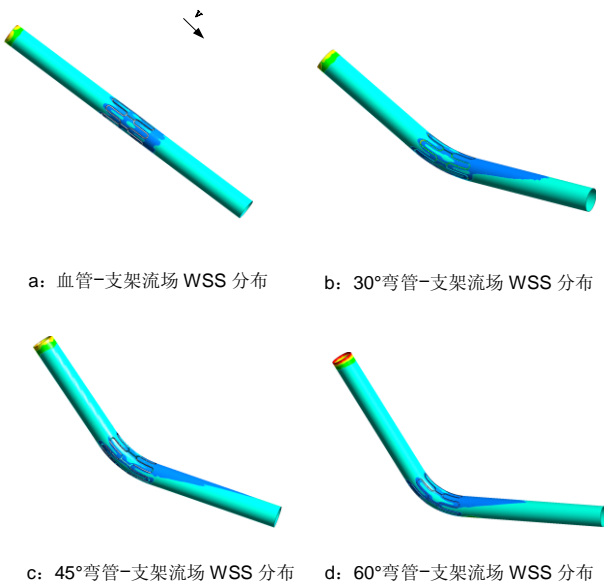


图 5 血管-支架模型血管壁面剪应力 WSS 分布云图

Figure 5 Distribution clouds of the wall shear stress in different vessel-stent models

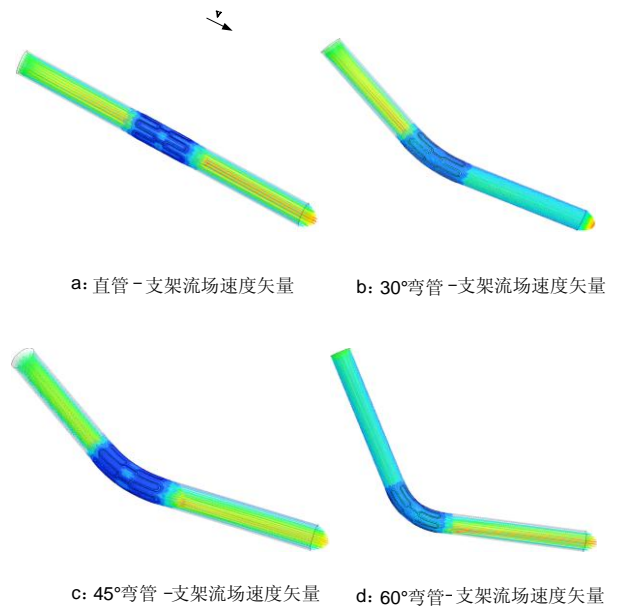


图 6 血管-支架模型速度矢量图

Figure 6 Velocity vector charts of different vessel-stent models

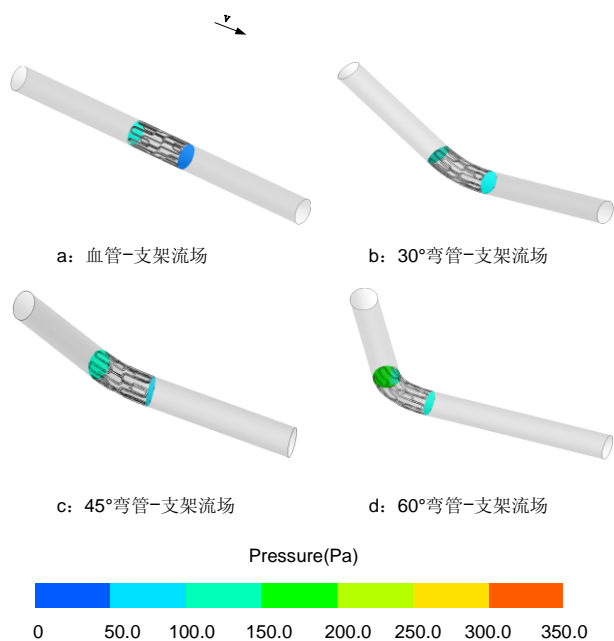


图7 血管-支架模型支架两个端面的压力分布云图

Figure 7 Pressure distribution of two end faces of the vessel-stent models

对于现象②，这与植入血管后，支架对血管的“撑直”作用及支架末端插入血管内有关。这也证实了之前有报道称支架植入弯曲血管后会有拐点现象，在拐点处，刚性支架末端与弹性血管会在外曲率下发生纵向刚度的突然变化，导致支架的末端再狭窄^[37-39]。同时注意到，支架随着血管的曲率弯曲时，一侧受拉，一侧受压，两侧筋间系改变，受拉侧筋间间隙变大，受压侧变小，导致二者对血管壁的影响产生差异，图中可以看出受压侧有大面积的低壁面剪应力区，说明受压侧更容易发生再狭窄。

对于现象③，体内和体外研究表明在壁面剪应力小于0.5 Pa的区域，会有内膜增生、血栓的现象发生，即产生再狭窄，相反，高于此值的部分则不会有新生内膜的出现^[40-41]。表1表示了模型壁面剪应力值分布百分比。

从上表可以得出：在弯管-支架模型中，壁面剪应力值的分布基本一致；直管-支架模型中，壁面剪应力<0.5 Pa的面积占总面积的百分比为16.14%，弯管-支架模型中，壁面剪应力<0.5 Pa的面积占总面积的百分比从30°，45°，60°依次分别为25.21%，28.65%，26.63%（均大于16.14%），即弯曲血管内支架再狭窄率相对较高。

2.2 流阻分析 为进一步研究两种模型中支架的植入对血流情况的影响，在流场中，先选取靠近支架的两个端面（图7），分别计算两个截面上压强的平均值，然后做差得出血液通过支架前后的压强差值，最后计算出血液通过支架前后的流阻值。

根据相关文献得出流阻的计算公式如下：

$$R = \Delta P / (0.5 \rho V^2) \quad (式4)$$

式中：ΔP为血流通过截面前后的压差，ρ为血液的密

表1 血管-支架模型的壁面剪应力值分布百分比 (%)

Table 1 Proportions of wall shear stress in different vessel-stent models

壁面剪应力值	直管-支架	30°弯管-支架	45°弯管-支架	60°弯管-支架
0-0.5 Pa	16.14	25.21	28.65	26.63
0.5-1.0 Pa	74.36	64.06	60.29	60.42
1.0-1.5 Pa	7.03	8.06	8.21	8.63
1.5-2.0 Pa	1.56	1.64	1.79	1.97
2.0-2.5 Pa	0.91	1.03	1.06	2.35

度，V为血流速度值。

在直管中：

$$R_{直} = \frac{\Delta P}{0.5 \rho V^2} = \frac{65.28 - 37.69}{0.5 * 1060 * 0.225^2} = 1.03 N \cdot s^2 / (kg \cdot m)$$

在弯管中：

$$R_{弯30^\circ} = \frac{\Delta P}{0.5 \rho V^2} = \frac{126.71 - 86.37}{0.5 * 1060 * 0.225^2} = 1.50 N \cdot s^2 / (kg \cdot m)$$

$$R_{弯45^\circ} = \frac{\Delta P}{0.5 \rho V^2} = \frac{138.43 - 89.64}{0.5 * 1060 * 0.225^2} = 1.82 N \cdot s^2 / (kg \cdot m)$$

$$R_{弯60^\circ} = \frac{\Delta P}{0.5 \rho V^2} = \frac{174.71 - 116.52}{0.5 * 1060 * 0.225^2} = 2.17 N \cdot s^2 / (kg \cdot m)$$

$R_{弯60^\circ} > R_{弯45^\circ} > R_{弯30^\circ} > R_{直}$ ，说明弯曲血管产生了更大的阻力，血液流过弯管时的能量损耗更大一些，从而削弱了整体血流速度，形成流动停滞区，造成支架再狭窄。

3 讨论 Discussion

通过改变支架参数进行仿真分析研究，对比相应的参数，判断出支架好坏，最后总结出规律再进行支架的优化设计，是目前支架设计的基本思路，而为使仿真结果具有可靠性，仿真模型应更接近于实际情况。但目前支架植入的血液动力学仿真中，血管通常会被忽略曲率而简化成直管，这会对仿真结果带来一定的误差。

实验通过建立弯管-支架流场模型(30°，45°，60°)、直管-支架流场两种模型进行流体仿真研究，对比两种情况下对应的低壁面剪应力区所占比例大小和流阻大小：①弯曲血管中(30°，45°，60°)低壁面剪应力区所占比例更大，并且支架两端的流阻更大，在一定程度上解释了临床上弯曲血管内支架再狭窄率相对较高的现象；②正是因为弯曲血管中支架再狭窄率相对较高，因此，与直血管相比，弯曲病变的血管对支架设计提出了更高要求，它要求支架不仅要具有良好的径向支撑性能，更应具有一定的柔顺性，能够发生弯曲变形，顺应血管曲率的变化，减少支架对血管的“撑直”作用。同时注意到，弯曲血管中支架一侧受拉，一侧受压，受压侧更容易发生再狭窄。因此在弯曲血管支架的研究中，如何减少受压侧的再狭窄至关重要。

另外，由仿真结果可知，在所有弯管模型中(30°，45°，60°)，低壁面剪应力区域分布的形态基本一致。但是具体在弯曲血管中，再狭窄率随曲率的变化究竟呈现一个怎样的规律仍需要做进一步的研究和分析。

总的来说, 相比于直管支架的研究而言, 弯曲血管支架应充分考虑其柔顺性及如何减少支架受压处的低剪应力区, 这为今后弯管处支架的优化设计提供了重要指导作用。

致谢: 感谢国家自然科学基金项目(31170906)资助。

作者贡献: 仿真及论文写作由第一作者完成, 评估和修改为所有作者完成。

经费支持: 该文章接受了“国家自然科学基金项目(31170906)”的基金支持。所有作者声明, 经费支持没有影响文章观点和对研究数据客观结果的统计分析及其报道。

利益冲突: 所有作者共同认可文章无相关利益冲突。

伦理问题: 未涉及伦理问题。

文章查重: 文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审: 文章经国内小同行外审专家双盲外审, 符合本刊发稿宗旨。

作者声明: 唐丹、袁泉对研究和撰写的论文中出现的不端行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁, 可接受核查。

文章版权: 文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享3.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

4 参考文献 References

- [1] 陈伟伟,高润霖,刘力生.中国心血管病报告2016[J].中国循环杂志, 2017, 32(6):521-529.
- [2] 李建军,罗七一,谢志永.有限元分析在冠脉支架设计中的应用[J].生物医学工程学进展,2009,30(2): 10-15.
- [3] Park SJ,Kang SJ,Virmani R,et al.In-stent neoatherosclerosis: a final common pathway of late stent failure.J Am Coll Cardiol. 2012;59(23): 2051-2057.
- [4] Eltchaninoff H,Koning R,Tron C,et al. Balloon angioplasty for the treatment of coronary in-stent restenosis: immediate results and 6-month angiographic recurrent restenosis rate.J Am Coll Cardiol. 1998;32(4):980-984.
- [5] Schiavone A,Zhao LG,Abdel-Wahab AA.Effects of material, coating, design and plaque composition on stent deployment inside a stenotic artery-finite element simulation.Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014;42:479-488.
- [6] Li J,Zheng F,Qiu X,et al.Finite element analyses for optimization design of biodegradable magnesium alloy stent. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.2014;42:705-714.
- [7] 高云亮,缪卫东,冯昭伟,等.几何参数对Ti-Ni合金血管支架支撑性能的影响[J].稀有金属,2017,41(1): 8-13.
- [8] 高云亮,缪卫东,冯昭伟,等.M型Ti-Ni合金血管支架的结构设计对性能的影响[J].稀有金属,2017,41(8):936-942.
- [9] Khosravi A,Bahreinizad H,Bani MS,et al.A numerical study on the application of the functionally graded materials in the stent design. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017;73:182-188.
- [10] Tan A,Farhatnia Y,de Mel A,et al.Inception to actualization: next generation coronary stent coatings incorporating nanotechnology.J Biotechnol.2013;164(1):151-170.
- [11] 张会娟.自膨式覆膜支架力学行为有限元分析及其成型工艺研究[D].大连理工大学,2015.
- [12] Holzapfel GA,Ogden RW.Modelling the layer-specific three-dimensional residual stresses in arteries, with an application to the human aorta.J R Soc Interface. 2010;7(46):787-799.
- [13] Schiavone A,Zhao LG.A computational study of stent performance by considering vessel anisotropy and residual stresses.Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.2016;62:307-316.
- [14] 袁欣薇.基于国人各向异性超弹性动脉壁的血管支架生物力学分析和优化设计[D].哈尔滨工业大学, 2014.
- [15] Migliavacca F,Petrini L,Colombo M,et al.Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method.J Biomech.2002;35(6):803-811.
- [16] Azaouzi M,Makradi A,Belouettar S.Numerical investigations of the structural behavior of a balloon expandable stent design using finite element method.Comput Mater Sci. 2013;72:54-61.
- [17] Brand M,Avrahami I,Einav S,et al.Numerical models of net-structure stents inserted into arteries.Comput Biol Med. 2014;52:102-110.
- [18] Alagheband M,Rahmani S,Alizadeh M,et al.Hemodynamic investigation of intraluminal thrombus effect on the wall stress in a stented three-layered aortic aneurysm model under pulsatile flow. Artery Res.2015;10:11-19.
- [19] Conti M,Long C,Marconi M,et al.Carotid artery hemodynamics before and after stenting: A patient specific CFD study.Comput Fluids. 2016; 141:62-74.
- [20] 王建国.冠脉支架的扩张模拟与流固耦合分析[D].内蒙古科技大学,2013.
- [21] Trachet B,Bols J,Degroote J,et al.An Animal-Specific FSI Model of the Abdominal Aorta in Anesthetized Mice.Ann Biomed Eng. 2015;43(6): 1-12.
- [22] 刘威.基于凸入型内壁模型的血管支架流固耦合系统的血流动力学研究 [D].东南大学,2016.
- [23] Murphy J,Boyle F.Predicting neointimal hyperplasia in stented arteries using time-dependent computational fluid dynamics.Comput Biol Med. 2010;40(4):408-418.
- [24] Tammareddi S,Sun G,Li Q.Multiobjective robust optimization of coronary stents. Mater Design.2016;90:682-692.
- [25] Garcia García J, Garcia Carrascal P,Castro Ruiz F,et al.Effects of bifurcation-specific and conventional stents on coronary bifurcation flow.An experimental and numerical study.J Biomech. 2017;54:64-72.
- [26] LaDisa JF Jr,Guler I,Olson LE,et al.Three-dimensional computational fluid dynamics modeling of alterations in coronary wall shear stress produced by stent implantation.Ann Biomed Eng.2003;31(8):972-980.
- [27] Balossino R,Gervaso F,Migliavacca F,et al.Effects of different stent designs on local hemodynamics in stented arteries.J Biomech. 2008; 41(5):1053-1061.
- [28] Rikhtegar F,Wyss C,Stok KS,et al.Hemodynamics in coronary arteries with overlapping stents.J Biomech.2014;47(2):505-511.
- [29] 梁栋科,杨大智.不同设计心血管支架的血流动力学分析[J].生物医学工程学杂志,2006,21(6): 1241-1244.
- [30] Wu W,Wang WQ,Yang DZ,et al.Stent expansion in curved vessel and their interactions: a finite element analysis.J Biomech. 2007;40(11):2580-2585.
- [31] Yu Y,Zhou Y,Ma Q,et al.The conical stent in coronary artery improves hemodynamics compared with the traditional cylindrical stent.Int J Cardiol.2017;227:166-171.
- [32] 王明.高径向支撑刚性血管支架的结构设计研究[D].上海交通大学,2012.
- [33] Martin DM,Murphy EA,Boyle FJ.Computational fluid dynamics analysis of balloon-expandable coronary stents: Influence of stent and vessel deformation.Med Eng Phys. 2014;36(8):1047-1056.
- [34] 江旭东,滕晓艳,史冬岩,等.冠脉支架对弯曲血管损伤机理的非线性有限元分析[J].功能材料,2015,46(3):3050-3054.
- [35] 韦明堂,李志强,郑清丽.镍钛合金冠脉支架纵向柔顺性数值分析[J].医用生物力学,2016,31(1):13-18.
- [36] Phillips PS,Alfonso F,Segovia J,et al.Effects of Palmaz-Schatz stents on angled coronary arteries.Am J Cardiol.1997;79(2):191-193.
- [37] Colombo A,Stankovic G,Moses JW.Selection of coronary stents.J Am Coll Cardiol.2002; 40:1021-1033.
- [38] Liao R,Green NE,Chen SY,et al.Three-dimensional analysis of in vivo coronary stent-coronary artery interactions.Int J Cardiovasc Imaging. 2004;20(4):305-313.
- [39] Henry FS.Flow in stented arteries.Intra and Extracorporeal Cardiovascular Fluid Dynamic.2000;30(5):333-364.
- [40] Seo T,Schachter LG,Barakat AI.Computational study of fluid mechanical disturbance induced by endovascular stents.Ann Biomed Eng.2005; 33(4):444-456.
- [41] Ku DN.Blood flow in arteries.Annu Rev Fluid Mech.1997;29(2): 399-434.