

文章编号:1004-7220(2016)01-0008-05

# 支架参数对血管壁面剪切应力的影响

陈鹤鸣<sup>a</sup>, 柳臻<sup>a</sup>, 韩宜丹<sup>b</sup>, 陈邵<sup>b</sup>, 蔡彦<sup>a</sup>, 周宾<sup>a</sup>, 李志勇<sup>a</sup>  
(东南大学 a. 生物科学与医学工程学院; b. 土木工程学院, 南京 210096)

**摘要:** **目的** 研究不同支架参数对血管壁面再狭窄的影响, 为设计支架形式提供参考和依据。 **方法** 根据支柱的螺纹节距、支柱数目、支柱线径、支架突入流域深度、支柱截面形状对支架进行分组, 利用三维计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 模拟方法研究各个参数的不同设置对血管壁面剪切应力分布的影响。 **结果** 支架的支柱线径对壁面剪切应力影响最为显著, 并且支架参数中节距变短、支柱数目增加、线径变宽、突入流域深度增加会导致壁面低剪切应力区域面积增加; 相对于三角形与正方形截面形状, 圆形截面支架导致的低剪切应力区域面积更少。 **结论** 支架在设计过程中应采用圆形截面, 而且应尽可能缩小线径, 增长节距, 减少支柱数目, 减小突入流域深度。

**关键词:** 计算流体力学; 壁面剪切应力; 支架; 血管再狭窄

**中图分类号:** R318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.3871/j.1004-7220.2016.01.008

## Effects of stent parameters on vascular wall shear stress

CHEN He-ming<sup>a</sup>, LIU Zhen<sup>a</sup>, HAN Yi-dan<sup>b</sup>, CHEN Shao<sup>b</sup>, CAI Yan<sup>a</sup>, ZHOU Bin<sup>a</sup>,  
LI Zhi-yong<sup>a</sup> (a. School of Biological Science and Medical Engineering; b. School of Civil Engineering,  
Southeast University, Nanjing 210096, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the effects of different stent parameters on the development of restenosis, so as to provide references and basis for the design of stent forms. **Methods** Stents were categorized into groups according to stent unite length, strut number, strut cross-section diameter, stent depth into fluid, strut cross-section shape. The influence of different parameter settings on wall shear stress distributions was investigated based on three-dimensional computational fluid dynamics (CFD) simulation. **Results** The strut cross-section diameter had the most obvious impact on wall shear stress. It would lead to the increase of low wall shear stress area with shorter stent unite length, more strut number, larger strut cross-section diameter and deeper stent depth into the fluid. In comparison with triangular and square cross-section shape, the low shear stress area was much smaller by using stent with circular cross-section. **Conclusions** It is suggested that the circular cross-section shape should be adopted in stent design, with preference to reducing strut cross-section diameter, strut number and stent depth into the fluid, while increasing stent unite length.

**Key words:** Computational fluid dynamics (CFD); Wall shear stress; Stent; Vascular restenosis

血管支架通常用来治疗冠状动脉粥样硬化等心血管疾病。而在治疗过程中,除了相容性等生物学问题需要被考虑,对于支架植入而产生的大量力学

问题的研究也不可忽视。血管壁的剪切应力 (wall shear stress, WSS) 被普遍认为是影响血管内皮细胞形态、结构和功能变化的最重要的血流动力学因素

收稿日期:2015-04-22; 修回日期:2015-08-21

基金项目:国家 973 项目(2013CB733800), 国家自然科学基金项目(11302050, 11272091)。

通信作者:李志勇, 教授, 博士研究生导师, E-mail: zylicam@gmail.com。

之一<sup>[1-2]</sup>。研究表明,低剪切应力区影响着脂质在该区域的堆积,从而影响内皮细胞的通透性,导致脂质在内皮下沉积,引起平滑肌细胞的迁移和增殖,诱导内膜增生的形成和发展<sup>[3]</sup>。在血流环境中,血管内皮细胞首先受到剪切力的作用,剪切力会对血管内皮细胞作用的信号传递方式、蛋白表达的调控方式以及损伤机制产生影响,进而影响支架植入后的血管腔再狭窄率<sup>[4]</sup>。在低剪切应力区域,血管腔再狭窄发生的几率明显变高。

目前,国内外已有大量研究聚焦在采用计算机仿真手段对支架植入过程的各种问题进行模拟。梁栋科等<sup>[5]</sup>利用有限元模型与计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)方法,分析了一种支架在植入过程中与斑块、血管的相互作用及其对血流情况的影响。吴永发等<sup>[6]</sup>利用 CFD 软件对比支架置入前后的血管形态改变,分析不同血管形态下的血流动力学参数。Berry 等<sup>[7]</sup>利用实验和 CFD 方法分析支架植入后血流的速度场分布,作为评价不同支架性能的指标之一。Seo 等<sup>[8]</sup>利用 CFD 方法对支架植入后血管内的流场进行分析,总结了剪切力对内皮细胞修复的影响。黄远等<sup>[9]</sup>则着重研究支架扩展时的非线性过程,为非线性相关问题提出一套行之有效的解决方案。

针对不同的支架设计参数,杨杰等<sup>[10]</sup>提出形状系数的概念,用以描述支架形状的力学性能;但形状系数仅仅是从支架本身的力学因素考量(比如极限载荷),没有涉及支架植入后对血流的影响以及引起的壁面剪切形状的改变。梁栋科等<sup>[11]</sup>利用血流动力学方法,分析不同设计的支架对壁面剪切应力的改变,发现支架尺寸与结构的改变能够引起血管壁面剪应力的明显变化。张站柱等<sup>[12]</sup>分析不同形式连接筋对壁面剪切应力的影响,发现 L 型连接筋具有较好的支架介入治疗效果。这些研究均利用数值模拟方法处理支架设计的相关问题,很好地考察了相应支架特征对血管内流场的影响。

基于此,本文通过更加细化支架参数,对支架进行循序渐进的改变,综合考察各个支架参数对血管壁面剪切应力的影响。数值模拟得到植入不同支架后血管壁面剪切应力的分布,并对此分布进行分组分析。通过组内对比,研究各个支架参数的不同设定对壁面剪切应力的影响,从而得出最佳的参数设

定;通过组别间对比,考察影响壁面剪切应力最为关键的支架形状因素,以期对支架的优化设计提供一定理论依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 支架参数分组

首先,选取所要研究的 5 个具体参数(见图 1):① 单根支柱的螺纹节距(由于模拟所用支架的单根支柱形状类似于弹簧,故用弹簧的节距来定义支架这一参数,即相邻两圈对应点在中径上的轴向距离);② 支柱数目;③ 单根支柱的线径(单根支柱截面直径);④ 支架突入流域深度;⑤ 支柱截面形状。

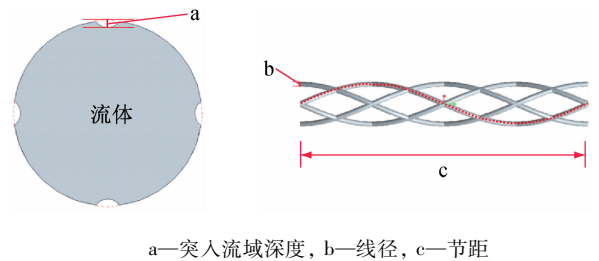


图 1 支架参数示意图

Fig. 1 Diagram of the stent parameters

对于每个参数,赋予 3 个不同的值作为对比分析。具体的分组情况见表 1。

表 1 不同组别的各支架参数数值

Tab. 1 Parameter values of stents in different groups

分组	参数				
	节距/ mm	支柱数 目/根	线径/ mm	突入流域 深度/mm	支柱截面 形状*
实验组 1	12.80	6	0.25	0.080	正三角形(0.47)
对照组	16.00	8	0.35	0.100	圆形(0.35)
实验组 2	21.33	10	0.45	0.175	正方形(0.31)

注:\* 括号内为正多边形的边长或圆形直径,单位 mm

### 1.2 模型建立

模型采用狭长管状(slotted-tube)支架,总长为 16 mm。假设血管为光滑、刚性、圆直管,内径为 2.74 mm、长度为 26 mm。利用实体建模软件 Pro/Engineer 建立 11 个不同的支架模型(其中 1 个为对照模型,另有 5 × 2 个实验模型),并合成计算所需的 11 种血流模型(见图 2)。

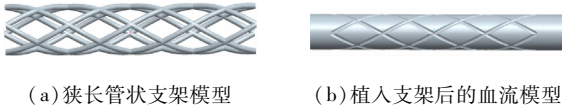


图2 Pro/Engineer 所建模型

Fig. 2 Models built by Pro/Engineer (a) Model of slotted-tube stent, (b) Model of flow after stent implantation

### 1.3 网格划分及边界条件设定

将植入支架后的血流模型导入 ANSYS 的网格模块(Mesh)进行网格划分。采用形式简单、精度较低的四面体网格,但经过试验(以其中1个模型为例)发现,设定平均单元尺寸约为0.24,共划分679 553个单元,存在402 843个自由度,可满足精度要求。

根据文献[13],简化血流模型。将血流设定为常流动的不可压缩牛顿流体,密度为 $1\ 056\ \text{kg/m}^3$ ,动力黏度为 $3.7\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ ,入口端速度为 $0.2\ \text{m/s}$ ,均匀分布,出口端血压恒定为 $75\ \text{Pa}$ 。

定义计算模型的边界条件为:①入口端速度为 $0.2\ \text{m/s}$ ,均匀分布;②出口端压力为 $75\ \text{Pa}$ ;③壁面设置为无滑移,即壁面处血流轴向、径向速度都为0。

## 2 结果

### 2.1 壁面剪切应力的总体分布

图3所示为血管壁面剪切应力云图(上端为入口)。流体作用在支架支柱上的剪切应力相对血管部分明显较大,推测在支柱处流场的截面积变小,相

同流量时此处的流速更大,故产生的剪切力也越大。低剪切应力区域主要集中在支架支柱两边,支柱相交处应力值降低得尤为明显。出口端相比于入口端,低应力区域明显较大,整个流场的应力最低点也出现在出口端的支柱结点处。这些现象与文献[13]中的报道一致,从一定程度上验证了本文模拟计算的可靠性。

### 2.2 各参数对壁面剪切应力的影响

壁面剪切应力最大、最小值和低应力( $<1.75\ \text{Pa}$ )的区域面积见表2。各个参数的不同设置会引起壁面剪切应力分布的改变,尤其对低剪切应力区域面积影响最大。低剪切应力主要出现在支柱附近,故支柱总长越长,结点越多,低应力区域就会越大。应力值在通过每个结点时是递减的,而随着节距的减小,相同长度内的螺旋段显然会增多,使得应力值下降得更多,故节距最小时,壁面剪切应力的最低值也最小。圆形截面的支架能使低剪切应力区域更小,推测圆形截面没有棱角,比多边形截面对血流的阻碍能力小,血液流动更通畅。另外,支架支柱突入血流部分的增加也会导致低剪切应力区域的变大。

表2 对应于不同参数支架的壁面剪切应力的最大( $\text{WSS}_{\max}$ )、最小值( $\text{WSS}_{\min}$ )和应力值小于 $1.75\ \text{Pa}$ 的区域面积( $S$ )Tab. 2 The maximum, minimum values of wall shear stress and the area with stress less than  $1.75\ \text{Pa}$  corresponding to different stents

参数		$\text{WSS}_{\min}/\text{Pa}$	$\text{WSS}_{\max}/\text{Pa}$	$S/\text{mm}^2$
节距/mm	12.80	0.096	43.341	7.241
	16.00	0.128	43.802	4.536
	21.33	0.108	43.521	2.687
支柱数目/根	6	0.080	43.439	2.988
	8	0.128	43.802	4.536
	10	0.078	43.649	7.374
线径/mm	0.25	0.547	43.722	0.069
	0.35	0.128	43.802	4.536
	0.45	0.072	43.683	19.560
突入流域深度/mm	0.080	0.052	43.564	1.398
	0.100	0.128	43.802	4.536
	0.175	0.040	43.906	35.400
截面形状	三角形	0.051	43.770	38.070
	圆形	0.128	43.802	4.536
	正方形	0.011	43.329	25.280

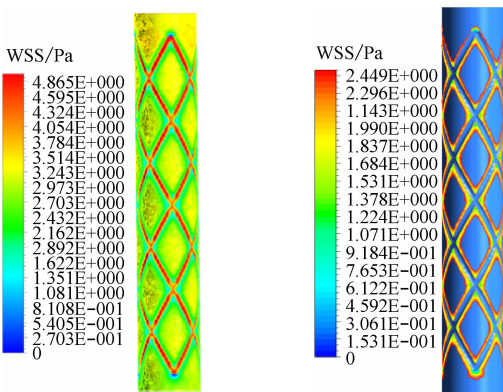


图3 血管壁面剪切应力分布图

Fig. 3 Distribution of wall shear stresses (a) Contour plot of wall shear stress, (b) Distribution of low stress areas

综合比较各参数对壁面剪切应力的影响发现,影响最大的是支柱线径,即圆截面尺寸。线径越小,低剪切应力区域越小;而当线径越大时,线径对低应力区域的影响也越大,低应力区域随线径呈指数级增长。

### 2.3 支柱线径对壁面剪切应力的影响

如图4所示,在0~2.5 Pa范围内,线径为0.45 mm模型所包含的单元数明显较多,而线径为0.25 mm模型的应力更多地集中在2.75~3.25 Pa。小线径支架导致更少的低应力区域,推测支柱截面的尺寸越小,突入流域的深度就越小,对流体的阻碍自然会很小。并且由于截面尺寸较小,所能影响的附近流场范围也很小,故低流速的区域相对大截面的支架较小,从而导致更小的低应力区域。

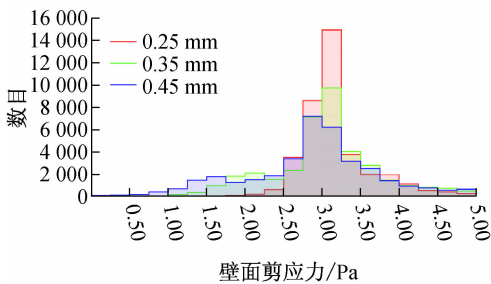


图4 壁面剪切应力直方图

Fig. 4 Histogram of wall shear stress

通过应力变化曲线可以发现,线径为0.25 mm模型不仅有更少的低应力区域分布,并且其应力变化的幅度也相对较小,这是控制血管壁再狭窄率的关键因素(见图5)。

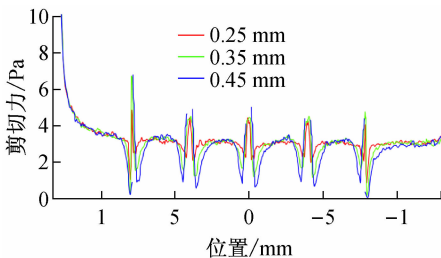


图5 血管壁面某定直线上应力变化曲线

Fig. 5 Change of stress along a line on the vascular wall

### 2.4 实验结果

本研究综合考虑5种具体的支架参数,通过控制变量的方法,采用CFD手段模拟并分析血管壁面

剪切应力分布。结果表明,线径从0.25 mm变化到0.45 mm,壁面低剪切应力( $< 1.75$  Pa)面积从 $0.069 \text{ mm}^2$ 增加到了 $19.56 \text{ mm}^2$ ,增加比例相比于其他参数,低剪切应力区域面积增加幅度最大。实验数据分析结果表明:节距变短、支柱数目增加、线径变宽、突入流域深度增加会导致壁面低剪切应力区域面积增加;相对于三角形与正方形截面形状,圆形截面支架导致的低剪切应力区域面积更少。

### 3 讨论与结论

计算机仿真越来越多地被应用在各种血管支架设计的研究上。研究表明,较小的低剪切应力区域可以有效抑制术后血管腔再狭窄的发生<sup>[3,5,14]</sup>。相比于其他文献的成果,本文不仅可以分析出每个参数如何影响应力分布,还发现支柱线径是影响壁面剪切应力的关键因素。通过细化参数进行对比的方式,将更有利于为支架设计提供具体的参考。本研究表明:较长的节距、更细的圆截面支柱、更少的支柱数目将会有效控制低剪切应力区域的面积,进而减小血管腔再狭窄率;其中,支柱线径是影响应力分布的关键因素。

综上所述,在支架设计过程中应合理设计各个参数的数值,特别是支柱线径,综合考虑支架形状的功能性和血流动力学方面的因素,设计出更有效的支架。同时,本研究也存在如下的局限性:对血管、血流和支架作了过多的简化假设;计算流场时,未将流场与血管支架的相互作用考虑在内;模拟中没有加入时间维度。后续研究将综合考虑血管、血流和支架之间的相互作用,进行流固耦合的三维数值模拟,考察血流非正常流动时血管壁面剪切应力的振荡,因为这也是影响术后血管腔再狭窄率的一个主要因素。

### 参考文献:

- [1] Oweida SW, Ku DN, Justicz G, et al. Hemodynamic consequences of aortic-carotid bypass for innominate artery stenosis [J]. J Vasc Surg, 1991, 13(3): 416-422.
- [2] Koskinas KC, Chatzizisis YS, Antoniadis AP, et al. Role of endothelial shear stress in stent restenosis and thrombosis: Pathophysiologic mechanisms and implications for clinical translation [J]. J Am Coll Cardiol, 2012, 59(15):

1337-1349.

- [3] 危当恒, 王贵学, 王佐, 等. 剪切应力对家兔血管内膜增生及动脉粥样硬化斑块形成的影响 [J]. 中国动脉硬化杂志, 2007, 15(6): 410-414.
- [4] 张步春, 王安才. 剪切力对支架边缘内皮细胞的生物学影响 [J]. 中国介入影像与治疗学, 2006, 3(6): 462-465.
- [5] 梁栋科, 杨大智, 齐民. 一种血管内支架的有限元模型及计算流体动力学分析 [J]. 生物医学工程学杂志, 2007, 24(3): 549-553.
- [6] 吴永发, 黄清海, 王盛章, 等. 前交通动脉动脉瘤支架治疗后血管形态及流体力学数值的模拟研究 [J]. 中国脑血管病杂志, 2011, 8(3): 148-151.
- [7] Berry JL, Santamarina A, Moore JE, *et al.* Experimental and computational flow evaluation of coronary stents [J]. *Ann Biomed Eng*, 2000, 28(4): 386-398.
- [8] Seo T, Schachter LG, Barakat AI. Computational study of fluid mechanical disturbance induced by endovascular stents [J]. *Ann Biomed Eng*, 2005, 33(4): 444-456.
- [9] 黄远, 李林安, 刘文西. 医用心血管支架的非线性有限元分析 [J]. 中国生物医学工程学报, 2003, 22(2): 139-148.
- [10] 杨杰, 黄楠, 杜全兴, 等. 描述血管支架力学性能的新概念——形状系数 [J]. 生物医学工程学杂志, 2006, 23(1): 74-77.
- [11] 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, 23(6): 1241-1244.
- [12] 张站柱, 乔爱科, 付文字. 不同连接筋结构的支架治疗椎动脉狭窄的血流动力学数值模拟 [J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 148-153.
- Zhang ZZ, Qiao AK, Fu WY. Hemodynamic simulation of vertebral artery stenosis treated by stents with different links [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 148-153.
- [13] LaDisa J, Guler I, Olson LE, *et al.* Three-dimensional computational fluid dynamics modeling of alterations in coronary wall shear stress produced by stent implantation [J]. *Ann Biomed Eng*, 2003, 31(8): 972-890.
- [14] Moore JE, Berry JL. Fluid and solid mechanical implications of vascular stenting [J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(4): 498-508.

## 《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行的,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2015年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2014年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)53315397;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn