

文章编号:1004-7220(2012)02-0220-07

# 三种截面支架对动脉瘤血流动力学影响的比较研究

曾 堃, 乔爱科

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

**摘要:** **目的** 提出不同于传统支架的三角形网丝截面支架, 并对其数值模拟, 比较圆形、矩形、三角形截面支架在动脉瘤内的血流动力学效果。**方法** 构建3个有支架植入的动脉瘤模型, 分别为圆形(CM型)、矩形(RM型)和三角形(TM型)截面支架模型, 并与1个无支架的动脉瘤模型(UM型)对照。在相同的边界条件下, 利用有限单元法对4个模型进行流固耦合数值模拟。**结果** RM型比TM型和CM型的速度更低、流阻更高、流转时间更长, 所以矩形、三角形、圆形截面支架血液流动的影响效果依次降低。在削弱壁面切应力大小、降低壁面切应力波动性方面, RM型比TM型和CM型更加显著, 但CM型和TM型的壁面升压低于RM型。壁面应力分布和变形结果表明动脉瘤沿远侧壁生长的可能性大于近侧壁, 瘤顶破裂的风险最大。**结论** 3种截面支架展示了不同的血流动力学, 这些结果为血管内支架的结构设计和优化提供了有意义的参考依据。

**关键词:** 血管内支架; 动脉瘤; 血流动力学; 流动阻力; 切应力; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Comparative study on effects from three kinds of stents with different cross-section on aneurismal hemodynamics

ZENG Kun, QIAO Ai-ke (College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

**Abstract: Objective** To propose and numerically simulate a novel stent with triangular wire cross-section so as to compare the hemodynamic effect of endovascular stents in aneurysm with circular, rectangular and triangular cross-section, respectively. **Methods** Three aneurysm models were constructed by implanting 3 kinds of stents separately, including one with bare circular wire cross-section stent (named CM), and one with bare rectangular wire cross-section stent (named RM), and one with bare triangular cross-section stent (named TM). An unstented aneurysm model was also constructed to serve as the control (named UM). Four models were performed with numerical simulation of fluid-structure interaction under the same boundary conditions using finite element method. **Results** Compared with TM and CM, RM showed lower velocity, higher flow resistance and longer turn over time, which demonstrated that the effect of blood flow pattern on three stents was decreased in the order of RM, TM, CM. RM could reduce the magnitude and fluctuation of wall shear stress (WSS) more significantly than that of TM and CM. However, the pressure rise of TM and CM was lower than that of RM. WSS distribution and deformation results indicated the possibility of aneurysm development along the distal wall was higher than that along the proximal wall, and the top of aneurysm was in the highest risk of rupture. **Conclusions** Three kinds of stents show differences of hemodynamics in aneurysm treatment, which provides significant references for the structural design and optimization of endovascular stent.

**Key words:** Endovascular stent; Aneurysm; Hemodynamics; Flow resistance; Shear stress; Numerical simulation

收稿日期:2011-06-02; 修回日期:2011-08-01

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10972016,10872013),北京市自然科学基金资助项目(3092004,3092005)。

通讯作者:乔爱科, Tel:(010)67396657; E-mail: qak@bjut.edu.cn。

囊状动脉瘤是一种比较普遍的动脉瘤形态。颅内较大动脉尤其是动脉分叉部是囊状动脉瘤的好发部位,表现为沿单侧血管的球状扩张<sup>[1]</sup>。颅内动脉瘤破裂所引发的蛛网膜下出血具有很高的致死率和致死率,是危害人类健康的主要疾病之一<sup>[2]</sup>。

支架介入治疗颅内动脉瘤已成为治疗颅内动脉瘤的重要手段<sup>[3]</sup>。在传统的支架结构设计中,支架丝截面通常为圆形或矩形,血液流入和流出瘤腔的流阻相同。本文设计了一种三角形网丝截面的新型裸支架,动脉血液穿过这种支架进入瘤腔的流入流阻高于流出流阻<sup>[4]</sup>,会抑制瘤腔内血液流动并减小血液对血管壁的冲击力,可以防止动脉瘤破裂、促进血栓形成以使动脉瘤萎缩,从而达到治疗目的。

本文利用计算机数值模拟方法,通过3种截面支架的相互对比,从理论上评估了不同截面支架治疗囊状动脉瘤的血流动力学效果,以期对支架的改进设计提供帮助。

## 1 材料与方 法

### 1.1 三维实体模型的建立

针对囊状动脉瘤的结构特点和几何特征,利用实体建模软件 SolidWorks 2008 构建理想的三维囊状动脉瘤模型(见图1)。国际临床试验研究发现10 mm 直径是动脉瘤破裂的关键大小,但国内的研究结果低于这一临界值<sup>[5]</sup>,且有研究表明多数破裂的动脉瘤的直径都小于7 mm<sup>[6]</sup>;因此,本文中的瘤腔最大直径设为6 mm。为了使血流能够充分发展,血流入口、出口到瘤腔中心的血管长度作了延长。模型几何尺寸参见图1,其中 $L_1 = 20$  mm, $L_2 = 40$  mm, $D_1 = 6$  mm, $D_2 = 5.2$  mm, $H = 2.4$  mm, $R = 0.2$  mm。脑动脉血管被简化为弹性匀质圆直管,血管壁厚0.2 mm。

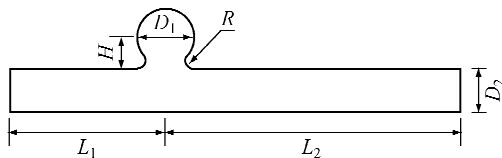


图1 动脉瘤模型的结构草图  
Fig.1 Geometry of the aneurysm model

研究表明,较低的孔隙率可以让支架取得更好

的治疗效果<sup>[7]</sup>。本研究中采用支架较低的孔隙率70%。在SolidWorks 2008 中建立圆形、矩形、三角形截面的支架模型(见图2),其中 $l = 0.15$  mm, $h = 0.08$  mm。为了简化模型,支架模型中只建立了支架的正弦状结构单元,没有连接筋单元。在整体设计上支架呈镜面对称,以对称面为切面将植入支架后的模型一分为二后取其一半作为有限元分析模型以减少计算量(见图3)。在三角形截面支架植入动脉瘤的模型中,布置支架截面位置使三角形两个面形成的三角棱背向瘤腔;在矩形截面支架植入动脉瘤的模型中,布置支架截面位置使矩形的长边平行于载瘤动脉。

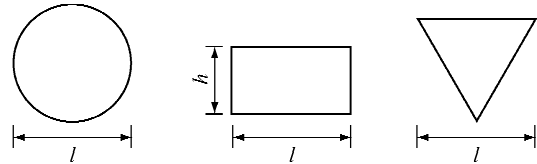


图2 支架模型的结构草图  
Fig.2 Geometry of the stent model

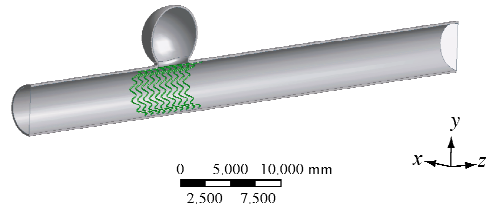


图3 血管与支架装配模型  
Fig.3 Assembled model of the vessel and stent

### 2.2 有限元模型的建立

本文利用 ANSYS Workbench 12.1 软件中的 ANSYS 模块和 CFX 模块来模拟生理条件下的血液流动情况。首先对流场部分进行计算,然后通过耦合面将计算获得的相关物理量传递到固体部分进行计算。由于采用流固耦合的方法进行数值模拟,故对血流和血管壁部分分别划分网格。血管壁统一采用6面体网格,对血液进行网格划分时采用4面体网格。对支架附近的网格划分得相对精细,并在血管壁附近进行了逐渐加密的边界层网格划分。分别把无支架模型、圆形截面支架模型、矩形截面支架模型和三角形截面支架模型命名为 UM 型、CM 型、RM 型和 TM 型。

### 1.3 材料属性与边界条件

**1.3.1 材料属性** 血管壁及瘤腔壁面统一设为各向同性的线弹性材料,密度为  $1\ 150\ \text{kg/m}^3$ ,弹性模量为  $100\ \text{MPa}$ ,泊松比为  $0.45$ 。血液在计算分析时认为是绝热和不可压缩的牛顿流体,血液密度为  $1\ 050\ \text{kg/m}^3$ ,黏度为  $4\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 。

**1.3.2 入口条件与出口条件** 取正常情况下在人体脉搏波的频率  $1.25\ \text{Hz}$ 、心动周期  $0.8\ \text{s}$ 。假设脑部血管内血流的入口速度按照图4所示的形式周期变化,最大值为  $46.92\ \text{cm/s}$ ,最小值为  $4.76\ \text{cm/s}$ ,沿动脉血管轴向流入。在此脉动流条件下的峰值雷诺数为  $591$ ,血液流动可视为非定常的牛顿层流。出口压力设置为  $0$ 。

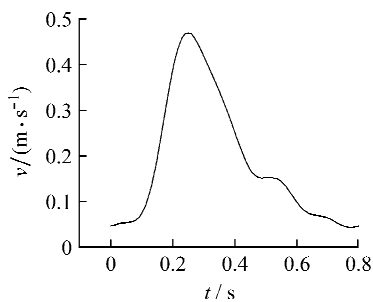


图4 入口速度  
Fig.4 Inlet velocity

在计算过程中的时间步长为  $0.01\ \text{s}$ ,每个心动周期划分为  $80$  个时间步长进行迭代。为了避免初期误差对迭代结果的影响,采用模拟两个心动周期的方法来取得不受初始条件约束的周期性收敛结果,并选取第2个周期计算结果进行分析。

**1.3.3 壁面条件** 血液与血管壁的接触面为流固耦合面,血管、动脉瘤壁面及支架丝曲面满足无滑移条件。模型的对称切面速度满足对称条件,其他方向施加自由速度。

## 2 结果与分析

计算完成后,提取第2个周期的计算结果进行分析,评价并对比各支架模型的血流动力学差异。

### 2.1 血液流动情况

**2.1.1 瘤腔内血流速度** 图5显示了  $0.2\ \text{s}$  (峰值)时刻的血流矢量图,血液由左侧血管流入、从右侧流出。为了更清楚地展示支架对动脉瘤的作用效果,

仅保留部分瘤腔及支架周围的区域进行显示。在无支架的模型中,血液对动脉瘤瘤颈、尤其是瘤颈的远侧壁有较大的冲击,会引发动脉瘤沿该侧壁继续生长,严重危害患者的健康。在植入支架的模型中,支架有效降低了血液对瘤腔的灌注和冲击,瘤腔内的血流速度明显降低,促进了内部血栓的形成,能够有效控制病情<sup>[8]</sup>。

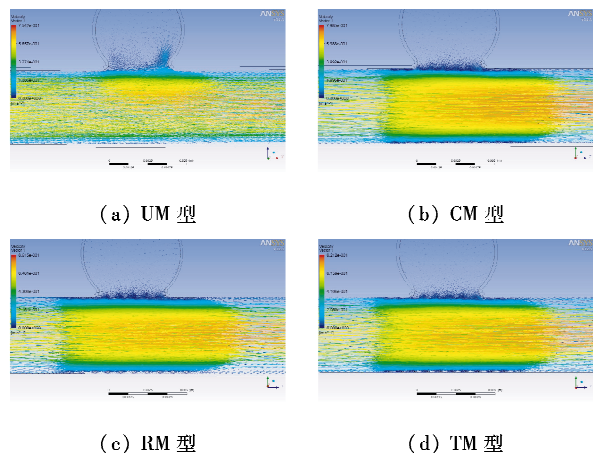


图5 模型速度矢量图

Fig.5 Velocity vectors of four models (a) UM, (b) CM, (c) RM, (d) TM

比较4种模型中瘤腔内平均血流速度可知(见图6):各模型中平均血流速度随时间的变化规律相一致;在支架的作用下,瘤腔内的流速有较大幅度的降低,3个植入支架模型的速度峰值比无支架模型分别减少了  $28.3\%$  (CM)、 $36.6\%$  (RM) 和  $31.5\%$  (TM)。

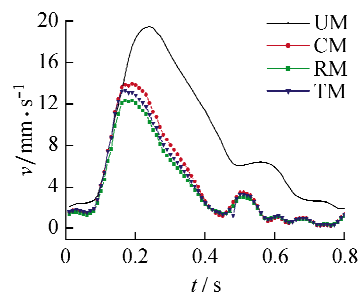


图6 4种模型瘤腔内平均血流速度对比分析

Fig.6 Comparison of mean velocity in four aneurysm models

由于波动性减弱,血流对瘤腔内部的灌注和反复冲击都被削弱,降低了动脉瘤继续生长和破裂的风险。RM型对血流的影响比TM型和CM型更为

显著,所以矩形截面支架对流速的降低作用优于圆形和三角形截面支架,但其是否具有最优的血流动力学效果,还要综合其他血流动力学因素进行探讨。

**2.1.2 支架流阻** 根据流体力学知识推导出流阻的计算公式,  $R = \Delta p / \left( \frac{1}{2} \rho v^2 \right)$ 。式中:  $\Delta p$  为血流通截面前后压差,  $\rho$  为血液的密度,  $v$  为血流速度。

支架介入治疗动脉瘤有助于增大血液流入瘤腔的阻力,抑制血液的灌注和流动,影响瘤腔内的各项血流动力学参数,促成动脉瘤内部血栓的形成和动脉瘤的萎缩,但不同截面支架的效果并不相同<sup>[9]</sup>。由图7可见, RM型对血流的阻挡效果优于CM型和TM型,即矩形截面支架可以最大程度地降低血流对瘤腔的冲击。

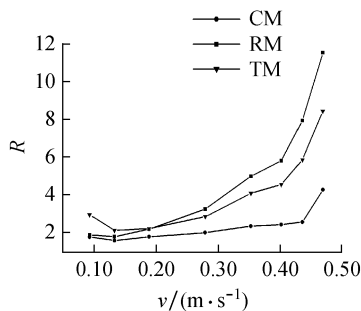


图7 不同血流速度下的支架流阻  
Fig.7 Flow resistances of stent under different blood velocity

**2.1.3 流转时间** 为了分析血流在瘤腔中的停滞情况,引入了流转时间(turnover time)的概念。它描述了血液在瘤腔内滞留的时间,通过瘤腔体积除以流入瘤腔的流量计算而得。为了避免动脉瘤破裂,要尽量把动脉瘤与载瘤动脉的高速血液循环系统相隔离,在瘤腔内部形成速度较低的内循环。有研究表明<sup>[10]</sup>,内循环和血栓形成的关系密切,故支架植入后的流转时间成为血栓形成的重要指标。本研究中3种支架植入后的流转时间比无支架模型分别升高了32.3%(CM)、35.5%(RM)、33.8%(TM)。流转时间的长短与前文所述的流阻相一致,流阻越大对血流的阻挡作用越明显,流转时间也就相应延长。RM型的流阻最大,流转时间最长;TM型的流阻较小,流转时间略为缩短;CM型的流阻最小,流转时间最短。各截面支架都可以起到降低瘤腔内血流速度、引导血栓形成、促使动脉瘤栓塞的作用,矩形截面支架的效果比三角形和圆形截面支架更为显著。

### 3.2 瘤腔壁面压力

在4种模型中瘤腔壁面的压力分布都比较均匀,压力分布均随着血流方向逐渐递减。瘤腔平均壁面压力结果如图8所示,其变化趋势与入口速度的变化密切相关。支架介入后平均壁面压力略有升高,范围从几到几十帕不等。有研究显示动脉瘤内的局部高压可能导致局部动脉壁扩张和血流动力学拉应力增高,是引起动脉瘤扩展并破裂的主要原因之一<sup>[11]</sup>。本研究中虽然支架植入后瘤腔壁面压力有所提高,但与临床实际情况相符;且瘤腔内并无明显的局部高压区,故由支架植入引发动脉瘤破裂的风险较小。

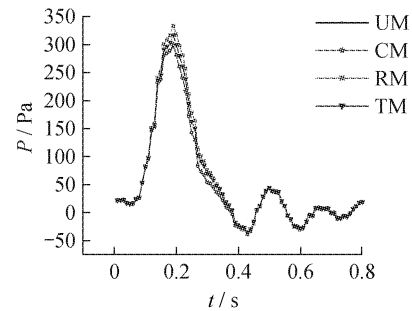


图8 4种模型瘤腔内平均压力对比分析  
Fig.8 Comparison of mean pressure in the four aneurysm models

UM模型中瘤腔壁面平均压力的峰值为299 Pa,放入支架后压力峰值分别升至300 Pa(CM)、333 Pa(RM)和317 Pa(TM)。即圆形截面支架引起的壁面压力变化最小,三角形截面支架稍大,矩形截面支架导致压力波动最大。与之前结果一并分析可以看出:模型的流速越慢、流阻越大、流转时间越长,壁面压力就越高,反之亦然。

### 3.3 瘤腔壁面切应力及壁面切应力梯度

有研究表明<sup>[12]</sup>,非常低的壁面切应力( $<0.4$  Pa)产生的动脉瘤壁退行性病变会有助于动脉瘤的增长和激发动脉瘤破裂。较高的壁面切应力( $>5$  Pa)与动脉瘤的形成和发展密切相关,还会引发动脉瘤破裂<sup>[13]</sup>。综合这两种理论,过高或过低壁面切应力的情况都应避免。

图9显示了4种模型瘤腔的平均壁面切应力变化情况。植入支架模型的壁面切应力变化趋势相似且都有所减少;但加速期的效果没有减速期明显,3



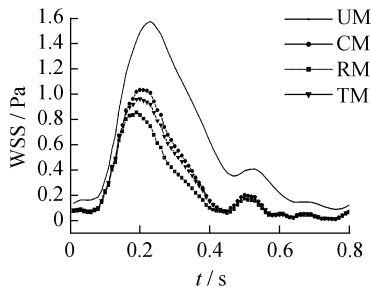


图 9 4 种模型瘤腔内平均壁面切应力对比分析  
Fig. 9 Comparison of mean wall shear stress (WSS) in four models

种模型壁面切应力的削减程度由高到低依次为 RM、TM、CM。高壁面切应力不但会导致动脉瘤的形成和发展,还与血流对壁面的冲击作用相关<sup>[14]</sup>,所以支架的主要作用就是阻挡血流的冲击和降低高壁面切应力区域。矩形截面支架的效果最突出<sup>[15]</sup>,

但也会带来更广泛的低壁面切应力区域。低壁面切应力会导致动脉瘤破裂,除非瘤腔内血栓能够迅速形成,否则在支架降低高壁面切应力的同时很有可能无意中扩大低壁面切应力的区域,增加动脉瘤破裂的风险<sup>[16]</sup>。从这个角度考虑,三角形截面支架的效果就优于矩形截面支架了。

在不同切应力梯度作用下,血管内皮细胞排列和形状变化也有所差异<sup>[17]</sup>。图 10 显示了 0.2 s 时刻瘤腔壁面切应力及壁面切应力梯度的空间分布情况。箭头所指位置为瘤顶,横坐标 0 mm;距离为负值的代表近侧壁方向、正值为远侧壁方向。在 3 个有支架的模型中,壁面切应力及壁面切应力梯度均比无支架模型有较大幅度降低,支架可以有效削弱瘤腔壁面切应力并促使振荡平稳,有助于阻止动脉瘤的继续生长或降低破裂的风险。4 种模型的瘤腔近侧壁的壁面切应力及其梯度都小于远侧壁,所以动脉瘤沿远侧壁生长的可能性比近侧壁高。

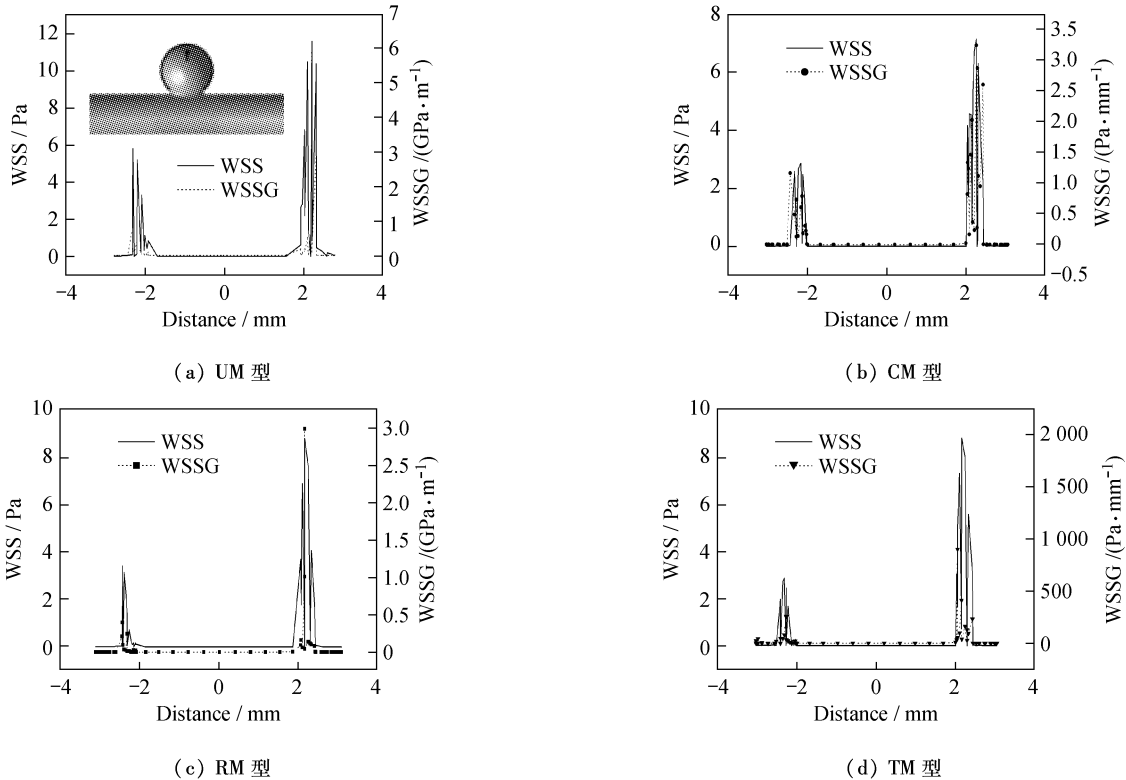


图 10 模型壁面切应力及壁面切应力梯度分布  
Fig. 10 Distribution of WSS and wall shear stress gradient (WSSG) in four models (a) UM, (b) CM, (c) RM, (d) TM

3.4 应力及瘤腔壁面变形

0.2 s 时刻瘤腔壁面应力及变形的空间分布情

况如图 11 所示。箭头所指位置为瘤顶,横坐标 0 mm;距离为负值的代表近侧壁方向、正值为远侧

壁方向。在4种模型中,Von Mises 应力的大小及其沿瘤腔壁面的分布情况并无明显差异。在3个有支架的模型中,瘤腔壁面变形的分布情况相类似:在瘤顶区域平缓均匀,在近侧壁和远侧壁都有一点发生陡变,但近侧壁的变形程度小于远侧壁,所以远侧壁产生进一步病变的可能性更高。RM型的变形程度

高于CM型和TM型,即矩形截面支架会引起更大的壁面变形,从而增加动脉瘤破裂的风险。无支架模型壁面变形的分布趋势与有支架模型一致,但数值小于有支架模型的壁面变形,与前文所述支架引起的动脉瘤破裂风险具有一定的相关性。

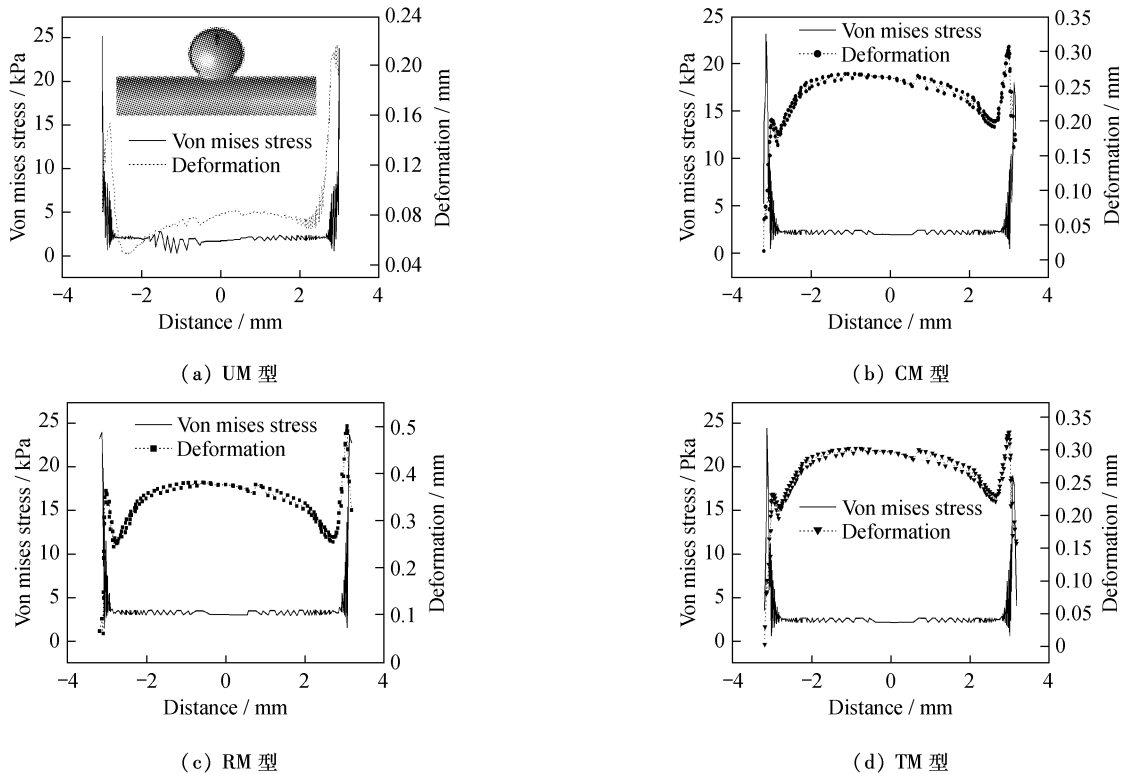


图 11 模型壁面 Von Mises 应力空间分布及变形

Fig.11 Distribution of Von Mises stress and deformation in four models (a) UM, (b) CM, (c) RM, (d) TM

### 3 讨论

支架治疗动脉瘤主要作用在两方面:促进动脉瘤栓塞和降低动脉瘤破裂风险。从流阻角度设计的支架,其阻值大小会影响瘤腔内平均血流速度、流转时间等血流动力学参数,支架改变了血液流入瘤腔的方向、提高了流入瘤腔的阻力,从而降低血流对瘤腔的灌注和冲击,达到动脉瘤栓塞的目的。

计算结果显示,圆形、三角形、矩形截面支架的流阻依次增高;在血液流入方向,这3种支架与血液的接触面积则依次降低。由于3种支架的半径和支架丝的长度相同,流入血流与支架的接触面积主要取决于流入方向的支架丝截面形状(在上述3种支

架中分别为半个圆周、三角形的两边、矩形的一条长边,长度依此降低),所以流阻和流入方向的支架丝截面形状相关;流入方向的支架丝截面长度越大,其流阻越小,相应地流速越高,流转时间越短。但支架丝截面形状并不是流动的唯一影响因素,支架的形状(螺旋状、网格状等)、通透率、支架放置位置、支架的连接、支架伸缩性等也同样影响着血流。

模拟结果显示,在支架植入动脉瘤后,流速和壁面切应力除了峰值下降外,峰值出现时间也有前移,这样就延长了持续低流速和持续低壁面切应力的时间,削弱了血流的往复冲击和剪切震荡,从而有助于瘤内血栓形成,也降低了动脉瘤破裂的风险。需要注意的是,由于支架植入会造成瘤壁的升压,所以在

术后动脉瘤完全栓塞之前的一段时期之内,这也极有可能是造成支架植入后壁面变形大于植入前的原因,此阶段动脉瘤的破裂风险仍然存在,甚至会有所上升。

本文建立的动脉瘤模型为理想模型,不能涵盖变形血管及复杂动脉瘤形状等特殊构型;材料属性及边界条件为典型值,不适用于全部临床病例。为了更具针对性地选择治疗方案,可以进行每位病人的个性化建模、材料属性及边界条件的测量和模拟计算,有助于临床选择和使用支架。

#### 4 结论

从3种支架的对比分析可以看出, RM型比TM型和CM型的速度更低、流阻更高、流转时间更长,故矩形截面支架、三角形截面支架、圆形截面支架血液流动的影响效果依次降低。在削弱壁面切应力大小、降低壁面切应力波动性方面, RM型比TM型和CM型更加显著,但CM型和TM型的壁面升压低于RM型。切应力梯度、壁面应力分布和变形结果表明,动脉瘤沿远侧壁生长的可能性大于近侧壁,瘤顶破裂的风险最大。这些结果为血管内支架的结构设计和优化提供了有意义的参考依据。

#### 参考文献:

- [1] Tamura T, Jamous MA, Kitazato KT, *et al.* Endothelial damage due to impaired nitric oxide bioavailability triggers cerebral aneurysm formation in female rats [J]. *J Hypertens*, 2009, 27(6): 1284-1292.
- [2] Morgan CJ, Pyne-Geithman GJ, Jauch EC, *et al.* Bilirubin as a cerebrospinal fluid marker of sentinel subarachnoid hemorrhage: A preliminary report in pigs [J]. *J Neurosurg*, 2004, 101(6): 1026-1029.
- [3] 万军, 张晓龙, 鲁刚, 等. 颅内囊状动脉瘤的形态学特征研究[J]. *介入放射学杂志*, 2009, 18(6): 403-405.
- [4] 杨春燕, 顾兆勇, 张宏斌, 等. 血管内支架三角形截面结构流阻的数值模拟实验[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(39): 7666-7670.
- [5] 李骁雄, 加藤庸子, 邱永明, 等. 破裂动脉瘤大小、形态及瘤体长与瘤颈宽之比的分析[J]. *上海交通大学学报(医学版)*, 2007, 27(3): 265-267.
- [6] Joo SW, Lee SI, Noh SJ, *et al.* What is the significance of a large number of ruptured aneurysms smaller than 7 mm in diameter [J]. *J Korean Neurosurg Soc*, 2009, 45(2): 85-89.
- [7] Kim YH, Xu XF, Lee JS. The effect of stent porosity and strut shape on saccular aneurysm and its numerical analysis with lattice boltzmann method [J]. *Ann Biomed Eng*, 2010, 38(7): 2274-2292.
- [8] Lieber BB, Sadasivan C. Endoluminal scaffolds for vascular reconstruction and exclusion of aneurysms from the cerebral circulation [J]. *Stroke*, 2010, 41(10): S21-25.
- [9] 付文字, 乔爱科. 5种支架对颈内动脉瘤血液动力学影响的数值研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(5): 344-351.
- [10] Fu WY, Qiao AK. Numerical research of hemodynamic effects on internal carotid aneurysm with five types of stents [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 344-351.
- [11] Rayz VL, Bousset L, Lawton MT, *et al.* Numerical modeling of the flow in intracranial aneurysms: Prediction of regions prone to thrombus formation [J]. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36(11): 1793-1804.
- [12] Molyneux AJ, Kerr RSC, Yu LM, *et al.* International subarachnoid aneurysm trial (ISAT) of neurosurgical clipping versus endovascular coiling in 2143 patients with ruptured intracranial aneurysms: A randomised comparison of effects on survival, dependency, seizures, rebleeding, subgroups, and aneurysm occlusion [J]. *Lancet*, 2005, 366(9488): 809-817.
- [13] Kim M, Taulbee DB, Tremmel M, *et al.* Comparison of two stent in modifying cerebral aneurysm hemodynamics [J]. *Annals of Biomed Eng*, 2008, 36(5): 726-741.
- [14] Cebal JR, Castro MA, Burgess JE, *et al.* Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models [J]. *Am J Neuroradiol*, 2005, 26: 2550-2559.
- [15] Hashimoto T, Meng H, Young WL. Intracranial aneurysms: Links among inflammation, hemodynamics and vascular remodeling [J]. *Neurol Res*, 2006, 28: 372-380.
- [16] 付文字, 顾兆勇, 孟宪龙, 等. 个性化模型的颈内动脉瘤及支架治疗的血液动力学计算研究[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(增): 135-136.
- [17] Ujii H, Tamano Y, Sasaki K, *et al.* Is the aspect ratio a reliable index for predicting the rupture of a saccular aneurysm [J]. *Neurosurgery*, 2001, 48: 495-503.
- [18] 张鲁, 严志强, 李玉青, 等. 流体切应力梯度对血管内皮细胞排列和形状的影响[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(5): 328-333.
- [19] Zhang L, Yan ZQ, Li YQ, *et al.* Effect of flow shear stress gradient on the arrangement and shape of endothelial cells [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 328-333.