

文章编号:1004-7220(2010)05-0344-08

5种支架对颈内动脉瘤血液动力学影响的数值研究

付文字^{1,2}, 乔爱科³

(1. 北京工业大学 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124; 2. 北京联合大学 机械与电子工程学院, 北京 100020;

3. 北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要: 目的 研究不同结构形状以及不同网丝截面的支架用于颈内动脉瘤治疗后对血液动力学及支架柔顺性的影响。方法 针对同一个体模型的颈内动脉瘤, 构建5种不同支架介入治疗的模型。这些支架的支撑体网丝截面不同, 但支架通透率近似相等。利用有限体积法进行数值仿真, 获得其生物力学特性的定量信息。结果 5种模型中, 矩形截面网格支架模型动脉瘤腔中平均流动速度的减小幅度最大; 圆形截面支架和矩形截面螺旋支架模型中瘤面和瘤颈部分的壁面切应力减小面积较大; 网格支架的柔顺性要远好于螺旋支架。结论 矩形截面网格支架对治疗颈内动脉瘤有较好的生物力学影响, 这些发现可帮助临床医生在治疗脑动脉瘤时选择合适的支架。

关键词: 血管内支架; 颈内动脉瘤; 血液动力学; 生物力学; 数值仿真; 有限体积法; 切应力

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Numerical research of hemodynamic effects on internal carotid aneurysm with five types of stents

FU Wen-yu^{1,2}, QIAO Ai-ke³ (1. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Union University, Beijing 100020, China; 3. College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Objective To investigate effects of endovascular stents with different structures and wire cross section shapes on the treatment of internal carotid aneurysm and its influence on hemodynamics and flexibility. **Method** Based on the same model of internal carotid aneurysm, five models with different stent intervention treatment were constructed, which had different stent structures or wire cross section shapes while their porosity rates were approximately the same. Numerical simulations were performed using finite volume method to get quantitative information of biomechanics. **Results** Among the five models, the mean flow rate in aneurysmal cavity decreased maximally in the model with stent of rectangular cross section. Wall shear stress in aneurysmal dome and aneurysmal neck were found to decrease much more in models with circular cross section and rectangular spiral stent. The flexibility of mesh stent was far better than that of the spiral stent. **Conclusions** Mesh stent with rectangular cross section has better biomechanical influence on the treatment of internal carotid aneurysm. These findings may help clinicians to select a proper stent when treating arterial aneurysm.

Key words: Endovascular stent; Internal carotid aneurysm; Hemodynamics; Biomechanics; Numerical simulation; Finite volume method; Shear stress

收稿日期:2010-07-01; 修回日期:2010-08-12

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10772010, 10972016);北京市自然科学基金资助项目(3092004);北京市教育委员会科技计划项目(KM200810005014)。

作者简介:付文字(1972-),男,博士研究生,研究方向:流体力学研究。

通讯作者:乔爱科,教授, E-mail: qak@bjut.edu.cn。

颅内动脉瘤是指脑动脉壁的病理性变形。近年来,颅内植入支架治疗脑动脉瘤逐渐普及^[1-4]。支架置于动脉瘤口相当于一个物理屏障,可以抑制瘤内血液流动,达到治疗的目的。为提高支架治疗动脉瘤的效果,仅考虑降低支架的通透率是不全面的。因为较低的通透率会使支架和血管壁之间的生物相容性变差^[5],也会使金属支架的弹性变差,不利于支架的压缩以及通过形状较为复杂的血管;所以,实际使用的支架通透率有一定范围。在生理条件下实际使用的支架通透率范围为60%~86%,而这一范围数值的下限是通过使用2个支架层叠来实现的^[6]。不同结构形状或者不同网丝截面的支架对动脉瘤血液动力学特性具有不同的影响。已经有许多学者研究了圆型及矩形截面支架对脑动脉瘤血液动力学的影响^[2,7-9]。关于在相同通透率条件下不同网丝截面形状的支架对脑动脉瘤血液动力学影响的研究还未见报道。

本研究的主要内容为针对人体个体模型的颈内动脉瘤,设计5种不同类型的血管内支架,应用数值仿真方法分析不同支架治疗动脉瘤的血液动力学特性;目的是探讨不同结构形状和不同网丝截面形状的支架对动脉瘤腔内及其壁面的血液流动特性的影响。

1 血管及支架模型的构建

利用螺旋CT扫描得到原始DICOM图像,对其进行图像分割处理,建立颈内动脉瘤的个体血管实体模型。再对此模型进行表面网格的优化处理,提高表面网格的质量。最后输出以STL格式表示的颈内动脉瘤血管模型^[1](见图1)。

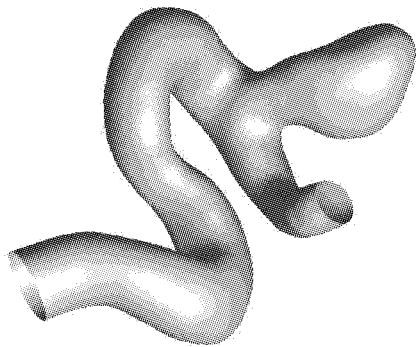


图1 血管表面模型
 Fig.1 Surface model of vessel

本研究只考虑使用单一裸支架,选用的支架通透率约为76%~78%。使用2种结构类型的支架,即网格型支架和螺旋型支架。网格型支架有3种网丝截面,螺旋型支架有2种网丝截面(见图2)。图2(a)为圆型截面网格型支架,此支架网丝直径 d 为0.12 mm,通透率为78%;图2(b)为矩形截面网格支架,矩形尺寸 a 为0.12 mm, b 为0.09 mm,通透率为77%;图2(c)为内凹矩形截面网格支架,其截面形状如图3所示第3个图形,其尺寸 a 为0.12 mm, b 为0.09 mm,圆弧直径 ϕ 为0.2 mm,通透率为77%;图2(d)为圆型截面螺旋型支架,其网丝截面直径为0.1 mm,通透率为76%;图2(e)为矩形截面螺旋型支架,矩形截面尺寸 a 为0.09 mm, b 为0.09 mm,通透率为77%。

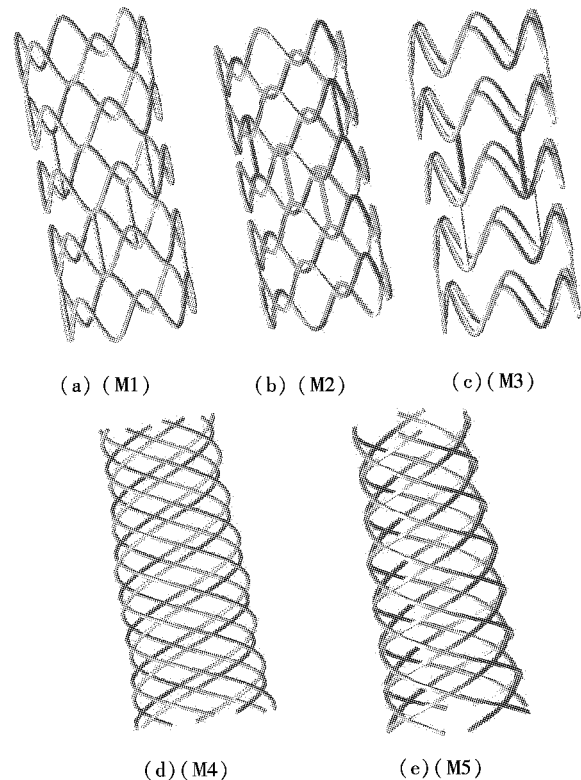


图2 支架形状
 Fig.2 Stent shape

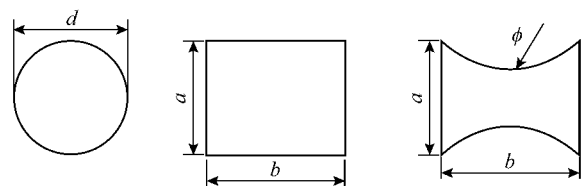


图3 支架截面形状
 Fig.3 Stent shape of crossing section

图2中5种虚拟支架是在实体造型软件 solid works2007 中设计的。设计完成后输出 STL 格式的支架文件。然后将血管模型与支架模型在逆向工程软件 Gemagic 中进行布尔运算,得到带有支架的血管模型,并输出 STL 格式的血管支架模型。5种支架的血管装配如图4所示,其排列顺序与图2相同。

将布尔运算获得的模型文件输入 ANSYS ICEM CFD 中进行网格划分。为便于比较,对于无支架的血管模型也进行数值模拟计算。单独的血管模型网

格划分类型为四面体+三棱柱混合网格(在边界层使用了径向逐渐加密的三棱柱网格)。对于带有支架的血管模型,由于带有支架的原因,无法在边界层划分逐渐加密的三棱柱网格,故在整个模型采用非结构化四面体网格。为减小网格数量对计算精度的影响,通过多次尝试逐渐加大网格数量,然后计算动脉瘤同一位置点的速度值并进行对比;当前后模拟计算的速度值相对误差小于1%后,认为所划分的网格精度已经满足要求。

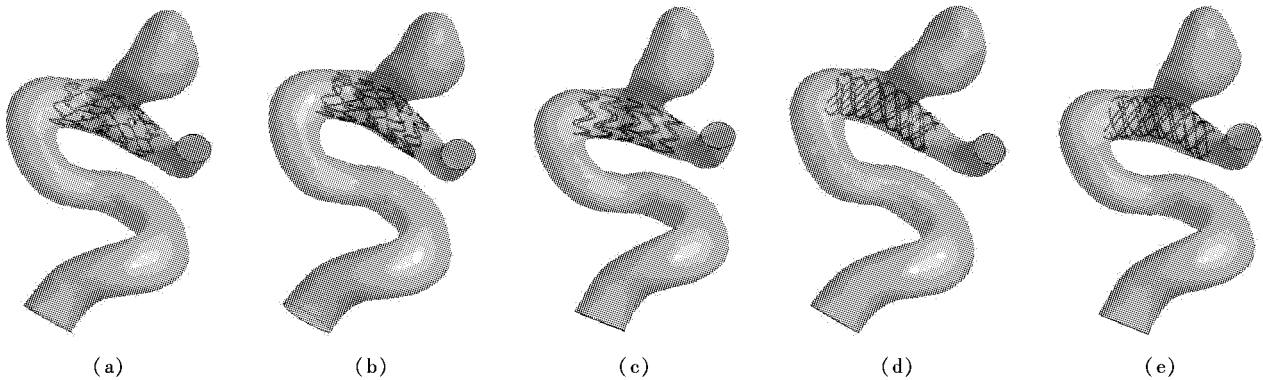


图4 血管与支架装配模型
Fig. 4 Assembly model of vessel and stent

6个模型的网格数量分别为 U 1 552 284, M1 3 656 007, M2 3 271 213, M3 3 783 342, M4 3 675 934, M5 3 381 278,其中U代表无支架的血管模型。

2 计算方法

将体网格文件导入 ANSYS CFX 11.0。本研究数值模拟采用如下假设:血管无渗透性,管壁为刚性;由于血液流动的切变率不大,故可将人体血液的表观黏度视为恒定的,即此时人体血液属均匀的牛顿粘性流体;血液流动为定常、绝热的层流。血液动力黏度为4 mPa,血液密度为1 000 kg/m³。基于进口处血流速度和颈内动脉直径的 Reynolds 数平均值为187.8(小于2 000),故设定流动为层流是合理的。按上述设定条件,血液流动遵守质量和动量守恒定律,即连续方程和 Navier-Stokes 方程。

血液进口断面速度设置为沿截面均匀分布的值0.187 8 m/s^[10]。血管壁面设为无滑移条件,即壁

面速度为0。血液出口压力设为0 Pa。微分方程组离散格式采用二阶精度的迎风格式。由于模型网格数量较大(>10⁶),故使用并行计算模式。CFX 求解器的运行模式为“PVM Local Parallel”。使用的处理器为 Intel Core2 Duo 8300 2.83 GHz 4核 CPU,内存为4 GB。质量和动量残差收敛标准设为10⁻⁵,每个模型大约经过1 h 计算,获得符合残差标准的计算结果。

3 计算结果和讨论

3.1 血流动力学比较

图5分别列出6种模型的血管流线图。由图可见,没有支架的血管瘤腔中血流漩涡最为明显,植入圆型截面网格支架(M1)的血管瘤腔中漩涡有所减小,但不是很明显;而植入矩形截面支架和圆型截面螺旋支架的血管瘤腔中血流漩涡明显减小。从图5还可看出,血流最大速度发生在模型的出口处,而6个模型的最大血流速度并不相同,具体见表1。

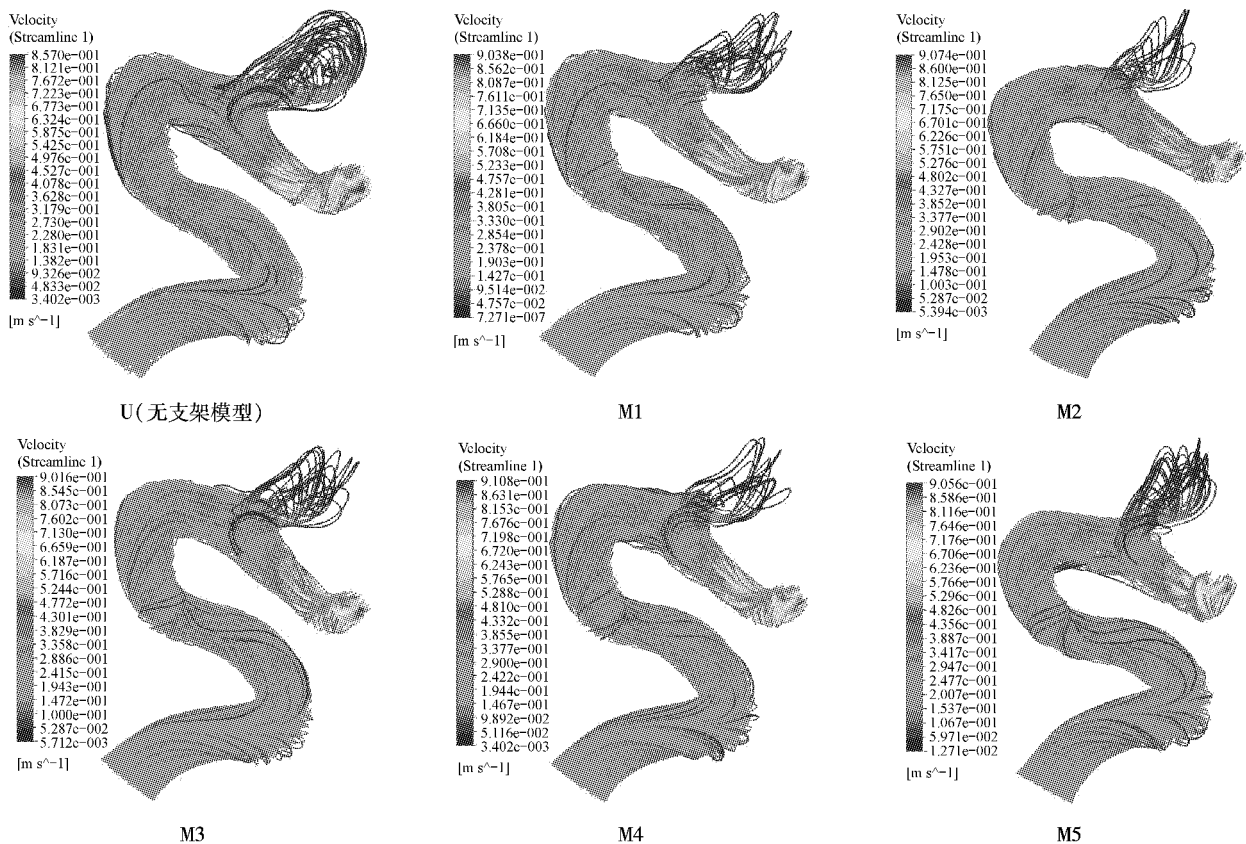


图5 6种模型流线图
 Fig.5 Streamline of six models

表1 最大血流速度值
 Tab.1 Maximal velocity of blood flow

	模型					
	U	M1	M2	M3	M4	M5
血流速度 /(mm · s ⁻¹)	857	910.8	907.4	901.6	910.8	905.6

从表2中的数据差别可以发现,植入支架后,从出口流出的血液增多,相应的流入动脉瘤腔中的血液减少,因为血液的流动要遵守质量守恒定律。

图6分别列出6种模型的血管血流速度等值面图(速度为0.1 m/s,红色部分为速度等值面)。从图6可以看出,没有支架植入的模型中,血流对动脉瘤内壁的冲击比较大。植入圆型截面网格支架的模型中,血流对动脉瘤内腔壁面的冲击面积减小,但减小的幅度不是很大。在植入矩形截面支架和圆型截面螺旋支架模型中,可以看到血流对动脉瘤内腔壁面的冲击面积大大减小。内凹矩形截面网格支架模型中,血流对动脉瘤内腔壁面冲击减小的效果要好

于圆型截面网格支架模型,但略低于矩形截面网格支架模型和圆型截面螺旋支架模型。矩形截面螺旋支架模型中,血流对动脉瘤内腔壁面冲击减小的效果仅好于圆型截面网格支架模型,但明显不如其他3种支架模型。因此,在网格支架中,按照减小小血流对动脉瘤内壁冲击大小顺序排列,矩形支架效果最好,内凹矩形支架次之,圆型支架效果最差。在螺旋型支架中,结果正好相反,圆型截面支架的效果要好于矩形截面支架。

由于本研究考察的重点是哪种截面类型的支架对减小动脉瘤发展、破裂的作用较好,故选择合适的参数表征动脉瘤内血液流动情况的变化就显得十分重要。血管中动脉瘤内腔中血流平均速度综合是一个比较合适的参数,因为它是综合考虑整个瘤腔中网格节点的速度值,经加权计算得到。6个模型中所截取的动脉瘤空间位置必须是相同的,否则就没有可比性。具体是这样实现的,用一空间球(球心坐标为 $x = 76 \text{ mm}$, $y = 59 \text{ mm}$, $z = 100 \text{ mm}$,半径为

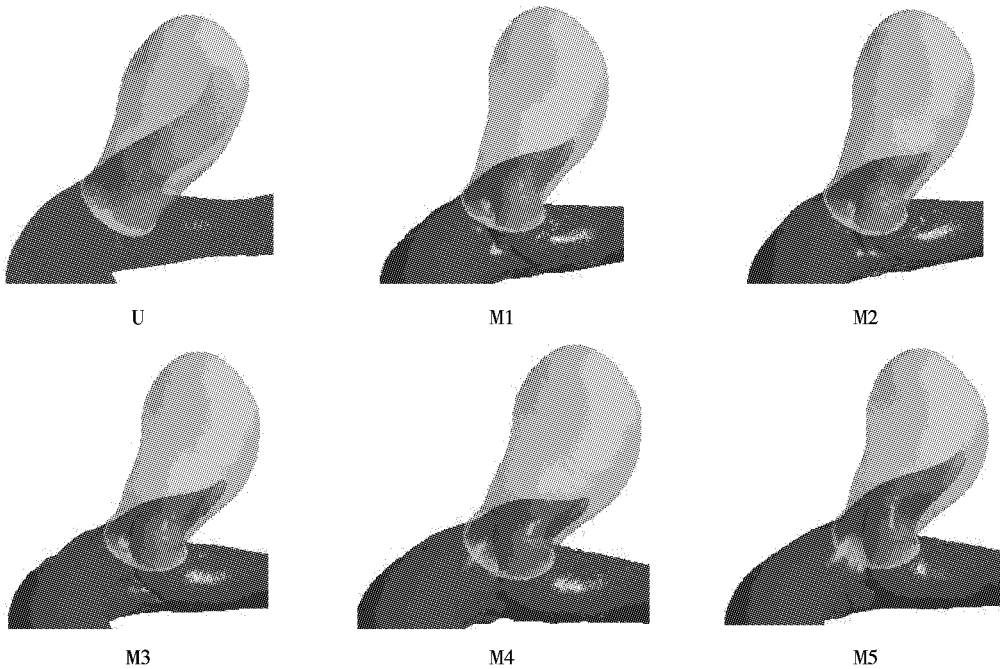


图6 6种模型0.1m/s速度等值面图
Fig.6 Velocity isosurface of six models at 0.1 m/s

$r = 5 \text{ mm}$)和血管模型中动脉瘤部分作相交运算,由于设定的球包含的空间部分大于动脉瘤,故获得相应的动脉瘤部分(见图7)。表2列出了6个模型在图7所示的动脉瘤腔中的速度平均值,每个支架模型同无支架模型血流平均速度的绝对差值及相对差值。

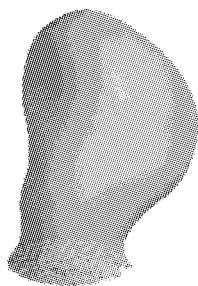


图7 动脉瘤腔
Fig.7 Aneurysmal cavity

从瘤腔中血液流动减小程度来看, $M2 > M4 > M1 > M3 > M5$ 。美国布法罗大学的 Minsuok kim 等^[5]研究了在不同通透率下矩形截面网格支架(用“T”表示)与圆形截面螺旋支架(用“W”表示)对侧壁脑动脉瘤血流动力学参数的影响,T型支架通透率为84%,W型支架通透率为82%。他们发现,植入T型支架后,动脉瘤腔中血流平均速度相对于没有植入支架模型的动脉瘤腔中的平均速度减小47%,而W型支架中这个数值为32%。本文计算结果同他们的发现相比,从定性方面来看是一致的,矩形截面网格支架对减小瘤腔中的血液流动效果更为明显;从具体数据来看,差别约为10%,这主要是由于使用的支架通透率不同(本研究使用的通透率为76%)及动脉瘤模型不同。

表2 动脉瘤腔内速度平均值
Tab.2 Mean speed in aneurysmal cavity

	模型类型					
	U	M1	M2	M3	M4	M5
平均速度/($\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$)	58.418	35.365	30.066	37.805	32.897	45.218
绝对差值	0	0.023	0.028	0.021	0.026	0.013
相对差值	0	39.46%	48.53%	35.29%	43.69%	22.6%

图8所示列出了6种模型血管壁面切应力分布图(每一个模型均给出了从正反两面观察的图片)。从WSS来看,6个模型中动脉瘤瘤口位置均存在WSS值较大的部分。在植入支架后,瘤口部分WSS值有减小。从减小的面积来看,M1、M5的WSS减小的面积较大;而M2、M3、M4则不明显,M3、M4甚至有所增加。这说明圆型截面网格支架与矩形截面

螺旋支架对减小动脉瘤壁面WSS作用比较明显。由图6可知,M2、M3、M4模型中血流对瘤壁面冲击减小较大,但从减小动脉瘤瘤颈WSS来看,M1、M5模型中支架效果较好。因此,临床实践中选择一个最佳效果的支架并不是一件简单的事情;如若能够实现个体模型的手术前CFD模拟,才有可能实现这一目标。

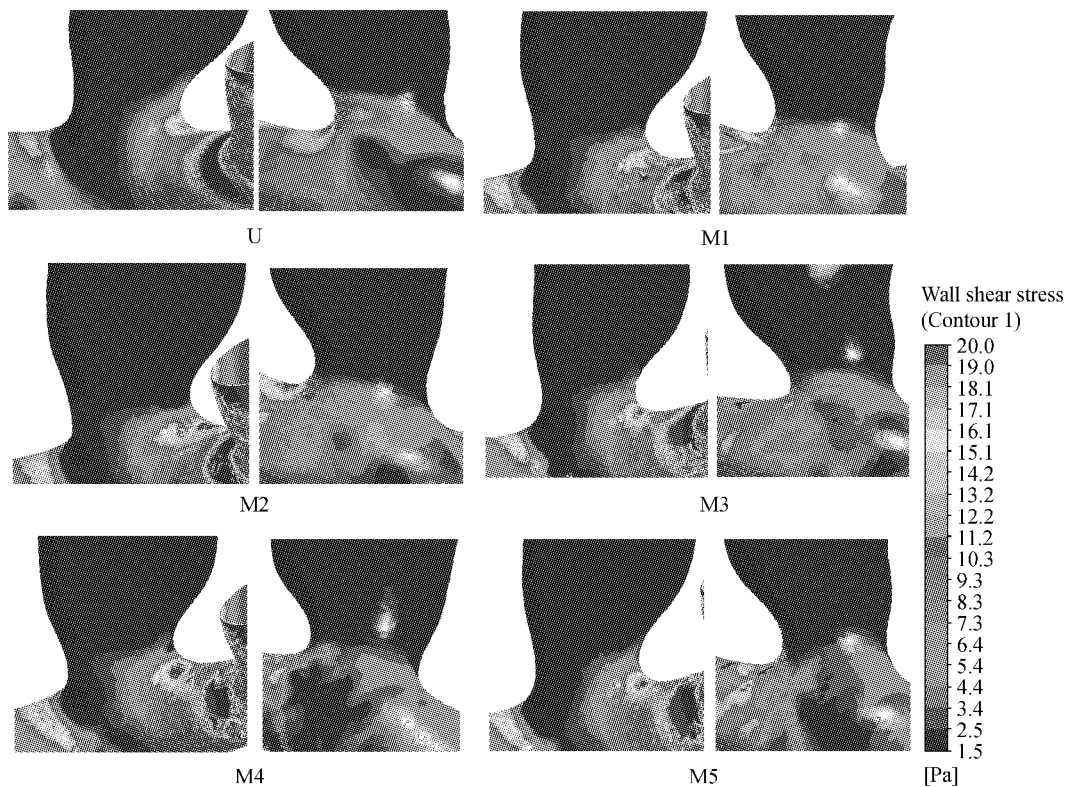


图8 6种模型的壁面切应力
 Fig.8 WSS of six models

3.2 支架柔顺性比较

支架的变形能力非常重要,它包含几种变形能力。一是支架在圆周外压力作用下的收缩变形能力,及支架到达安放位置后的膨胀变形能力,二是支架通过弯曲血管的柔顺性能。人体中的动脉血管不仅有弯曲变形,还有空间的扭转变形。因此,支架的扭转变形能力也是比较重要的。支架只有具有一定的扭转变形能力,才可以较为顺畅的通过具有空间扭转的动脉血管。国内还没有看到研究支架扭转变形能力的研究报告。

从图1可以看到,本文所构建的脑动脉瘤模型

有较大的弯曲,呈S型。通过人体生理解剖知识可知,有较大弯曲的S型脑动脉血管是非常常见的。在进行支架介入治疗时,必须使支架具有较好的通过弯曲血管的能力。所以,对支架通过有较大弯曲血管通过能力的研究,具有普遍意义。而支架通过弯曲血管的能力对应的就是支架受力后弯曲变形能力。

本研究使用梁的理论对支架的弯曲和扭转能力进行研究。研究支架弯曲变形能力时采用悬臂梁自由端受一个固定力(98 mN)后产生变形的方法对支架的变形能力进行研究;而研究支架扭转变形时采用悬臂梁自由端受一个固定力矩(0.3 mN·m)后

产生变形的的方法。弯曲变形受力原理如图9所示,扭转变形受力原理与此类似。

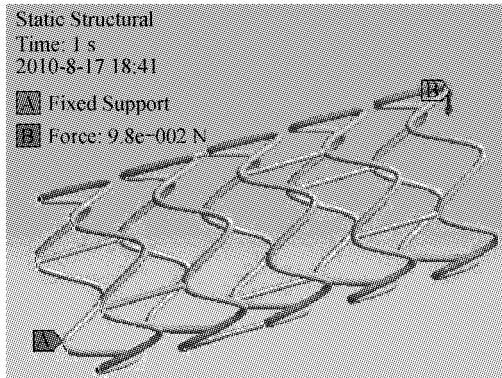


图9 支架变形受力原理图

Fig.9 Schematic diagram of the force for stent deformation

支架材料有钛合金及不锈钢等,其中钛合金材料使用较多。因为钛合金材料的生物相容性较好,并且其变形能力较强。这里将支架材料设定为钛合金,其弹性模量为108 GPa,泊松比为0.33,密度为4050 kg/m³。根据材料力学梁理论计算出各个支架的弯曲刚度值,具体数值参见表3。弯曲刚度计算如下:

$$EI = Fl^3/(3f) \quad (1)$$

其中: EI 表示弯曲刚度; F 为支架受到的力; l 为支架长度; f 为支架受力后的位移。

表3 支架最大变形量

Tab.3 Maximum deformation of stents

	支架类型				
	M1	M2	M3	M4	M5
最大变形量/mm	3.998	3.974	5.855	0.68	0.6
弯曲刚度/MPa	2.8	2.82	1.91	16.5	18.7

以最大变形量作为标准比较支架变形能力的高低,从表3数据可以看出,网格支架的变形能力远大于螺旋支架。在网格支架中,内凹矩形截面变形能力最好,矩形截面支架和圆型截面支架变形能力相差不多;在螺旋支架中,圆型截面螺旋支架的变形能力高于矩形截面螺旋支架。

支架在受到固定力矩作用后发生扭转变形的数据如表4所示。以扭转角度作为标准比较支架扭转变形能力的高低,可以发现网格支架的扭转变形能

力远大于螺旋支架。在网格支架中,内凹矩形截面扭转变形能力最好,矩形截面支架和圆型截面支架扭转变形能力相差不多;在螺旋支架中,圆型截面螺旋支架的扭转变形能力高于矩形截面螺旋支架。

表4 支架扭转角度

Tab.4 Torsion angle of stents

	支架类型				
	M1	M2	M3	M4	M5
扭转角度/(°)	20.8	22.1	33.7	2.7	2

5 结论

无论从减小血流对动脉瘤远端瘤壁冲击、还是从降低动脉瘤壁面WSS的角度来看,矩形截面网格支架的效果均优于其他4种支架;凹形截面支架(M3)的效果要优于凸形截面支架(M1),而矩形截面的螺旋支架(M5)的效果并不优于圆型截面螺旋支架(M4)和矩形截面的网格支架(M2)。这些发现可帮助临床医生在治疗脑动脉瘤时选择合适的支架。网格类型支架的变形能力(弯曲和扭转)远大于螺旋支架。因此,网格类型支架通过几何形状复杂的血管能力要远高于螺旋支架。在临床实践中,当支架的柔顺性成为需要优先解决的问题时,应该优先选择网格类型支架。将来可以结合快速成型技术,制作血管和支架的实体模型,进行体外实验研究,进一步分析不同支架的临床应用前景。

参考文献:

- [1] Radaelli AG, Augsburger L, Cezbal JR, *et al.* Reproducibility of haemodynamical simulations in a subject-specific stented aneurysm mode-A report on the virtual intracranial stenting challenge 2007 [J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41: 2069-2081.
- [2] Kim Minsuok, Taulbee DB, Tremmel Markus, *et al.* Comparison of two stents in modifying cerebral aneurysm hemodynamics[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2008, 36(5): 726-741.
- [3] Appanaboyina S, Mut F, Lohner R, *et al.* Computational fluid dynamics of stented intracranial aneurysms using adaptive embedded unstructured grids [J]. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*. 2008, 57: 475-493.

- [4] Lanzino G, Wakhloo AK, Fessler RD, *et al.* Efficacy and current limitations of intravascular stents for intracranial internal carotid, vertebral, and basilar Artery Aneurysms [J]. *J. Neurosurg*, 1999, 91 :538-546.
- [5] Lieber BB, Stancampiano AP, Wakhloo AK. Alteration of hemodynamics in aneurysm models by stenting: influence of stent porosity [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 1997, 25 :460-469.
- [6] Liou Tong Miin, Li Yi Chen. Effects of stent porosity on hemodynamics in a sidewall aneurysm model [J]. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41 : 1174-1183.
- [7] Liou TM, Liou SN, Chu KL. Intra-aneurysmal flow with helix and mesh stent placement across side-wall aneurysm pore of a straight parent vessel. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2004, 126(2) : 36-43.
- [8] Vahab Dehlaghi, Mohammad Tafazoli Shadpoor, Siamak Najarian. Analysis of wall shear stress in stented coronary artery using 3D computational fluid dynamics modeling [J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2008, 197 : 174-181.
- [9] Kim Yong Hyun, Xu XiaoFeng, Lee Joon Sang. The effect of stent porosity and strut shape on saccular aneurysm and its numerical analysis with lattice boltzmann method [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38 (7) : 2274-2292.
- [10] Glagov S, Zarins C, Giddens DP, *et al.* Hemodynamics and atherosclerosis: insights and perspectives gained from studies of human arteries [J]. *Archives of Pathology and Laboratory Medicine*, 1988, 112 : 1018-1031.

(上接第 315 页)

- [7] Cunningham KS, Gottlieb AI. The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis. *Lab Invest*, 2005, 85 :9-23.
- [8] Dai GH, Kaazempur-Mofrad MR, Natarajan S, *et al.* Distinct endothelial phenotypes evoked by arterial waveforms derived from atherosclerosis-susceptible and-resistant regions of human vasculature [J]. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 2004, 101(41) : 14871-14876.
- [9] Noren D, Palmer HJ, Frame MD. Predicted wall shear rate gradients in T-type arteriolar bifurcations [J]. *Biorheology*, 2000, 37(5-6) : 325-340.
- [10] Chien S. Mechanotransduction and endothelial cell homeostasis: the wisdom of the cell [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2007, 292(3) : H1209-1224.
- [11] LaMack JA, Friedman MH. Individual and combined effects of shear stress magnitude and spatial gradient on endothelial cell gene expression [J]. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 2007, 293(5) : H2853-2859.
- [12] Segadal L, Matre K. Blood velocity distribution in the human ascending aorta [J]. *Circulation*, 1987, 76 :90-100.
- [13] 樊瑜波, 邹远文, 李晋川, 等. 一种近生理脉动流环境动脉血管组织工程反应器 [P]. 中国专利: CN200710304557. 4, 2008-08-20.

(上接第 320 页)

- cells and its inhibition by shear stress [J]. *Blood*, 2007, 110(2) : 519-528.
- [12] Kwan HY, Leung PC, Huang Y, *et al.* Depletion of intracellular Ca^{2+} stores sensitizes the flow-induced Ca^{2+} influx in rat endothelial cells [J]. *Circ Res*, 2003, 92(3) : 286-292.
- [13] Stavri GT, Hong Y, Zachary IC, *et al.* Hypoxia and platelet-derived growth factor-BB synergistically upregulate the expression of vascular endothelial growth factor in vascular smooth muscle cells [J]. *FEBS Lett*, 1995, 358(3) : 311-315.
- [14] Opitz F, Schenke-Layland K, Cohnert TU, *et al.* Phenotypic plasticity of vascular smooth muscle cells-effect of in vitro and in vivo shear stress for tissue engineering of blood vessels [J]. *Tissue Eng*, 2007, 13(10) : 2505-2014.
- [15] Goumans MJ, Liu Z, ten Dijke P. TGF-beta signaling in vascular biology and dysfunction [J]. *Cell Res*, 2009, 19(1) : 116-1127.
- [16] Ahamed J, Burg N, Yoshinaga K, *et al.* In vitro and in vivo evidence for shear-induced activation of latent transforming growth factor-beta1 [J]. *Blood*, 2008, 112(9) : 3650-3660.
- [17] Cucina A, Sterpetti AV, Borrelli V, *et al.* Shear stress induces transforming growth factor-beta 1 release by arterial endothelial cells [J]. *Surgery*, 1998, 123(2) : 212-217.
- [18] Baker AB, Ettenson DS, Jonas M, *et al.* Endothelial cells provide feedback control for vascular remodeling through a mechanosensitive autocrine TGF-beta signaling pathway [J]. *Circ Res*, 2008, 103(3) : 289-297.