

文章编号:1004-7220(2009)01-0064-06

· 基础研究 ·

支架植入颅内蜿蜒型动脉瘤的血流动力学仿真

顾兆勇^a, 张宏斌^b, 孟宪龙^a, 乔爱科^b

(北京工业大学 a. 机械工程与应用电子技术学院; b. 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要: 目的 构建蜿蜒型动脉瘤和弯曲支架三维有限元模型,研究支架植入动脉瘤后的血流动力学的变化。方法 通过 CAD 软件构建出几何实体模型,借助有限元软件利用计算流体力学方法,分别对无支架和有支架的蜿蜒型脑动脉瘤定常流动血流动力学进行数值模拟,分析在动脉瘤中植入内支架前后的瘤腔内流动情形、压力和壁面切应力分布的变化情况。结果 有支架动脉瘤模型上游瘤腔内的血流速度被大大削弱,圆顶突起处局部高压明显减弱,在下游瘤腔沿壁面的压力也得到明显降低并且分布也均衡了很多,末端唇缘处局部高切应力消失了,出现的是较小且均衡的切应力。结论 有支架模型瘤腔内的流速明显减小,均衡的压力分布与瘤腔内减弱的流动速度是相互统一的,利于瘤腔内血栓的形成。

关键词: 血管内支架; 蜿蜒型动脉瘤; 计算流体力学; 血流动力学

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Simulation of hemodynamics in stent Intervention of basilar sinu- ous aneurysms

GU Zhao-yong^a, ZHANG Hong-bin^b, MENG Xian-long^a, QIAO Ai-ke^b. (a. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology; b. College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

Abstract: Objective Study the changes of hemodynamics after stent intervention to sinuous aneurysms. **Method** Geometrically idealized model of three-dimensional sinuous aneurysms and curved stent was constructed using CAD software. Numerical simulations of stented and nonstented models were performed respectively in steady flow according to CFD method using finite element software. Hemodynamics data in the two models were compared in terms of flow field, pressure and the distribution of Wall Shear Stress (WSS). **Result** Velocity of blood flow in stented model is greatly weakened than the nonstented, and the local high pressure is markedly decreased at the proximal aneurysmal dome, and the pressure along the wall of the distal aneurysm is also decreased and more uniform. The local elevated WSS at the proximal lip of the distal aneurysm disappeared after stent intervention, instead small and uniform WSSs distribute along a majority of the aneurysmal wall. **Conclusions** Velocity of flow is obviously depressed after stent intervention, and the counterpoised pressure distribution of the stented model is more uniform with the weakened flow velocity in the aneurysm cavity, which are beneficial to the thrombus formation in the aneurysmal cavity.

Key words: Endovascular stent; Sinuous aneurysms; Computational fluid dynamics; Hemodynamics

颅内动脉瘤是危害人类健康的主要疾病之一。在出血性脑血管疾病中,支架可以应用于难治性复

收稿日期:2008-11-19; 修回日期:2008-12-14

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10772010),北京市自然科学基金资助项目(3062003,3092004)

作者简介:顾兆勇(1982-),男,研究方向:机械CAD、生物力学。

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

杂动脉瘤,如夹层、宽颈、梭形及假性动脉瘤。Marks等^[1]首次报道了支架治疗左颈内动脉夹层动脉瘤。Higashida等^[2]第1次采用冠脉支架及GDC治疗了颅内梭形动脉瘤。Horowitz等^[3]利用颅内支架治疗了多例宽颈动脉瘤,均取得良好疗效。随着支架介入治疗水平的不断完善,复杂动脉瘤的治疗也出现了新的曙光。

从生物力学的角度来看,血液流动速度、冲击流动、压力、壁面切应力等血流动力学因素对动脉瘤病变和栓塞起到重要作用^[4]。而瘤腔内的血流动力学现象一般依赖于瘤的几何结构、宿主动脉的特征、瘤口的尺寸以及瘤腔的容积等^[5-8]。从前人在血流动力学方面因素的研究所知,复杂几何形状(如分叉,弯曲等)的血管会带来复杂的血液流场分布^[9]。因此,当利用支架治疗动脉瘤时,应针对瘤的不同形状采用相应的支架治疗方法。乔爱科^[10]等对动脉弓内侧动脉瘤植入支架进行了仿真研究,对于蜿蜒型的脑动脉瘤植入支架后的血流动力学仿真分析,还没有人进行过深入的研究。

本文对蜿蜒型脑动脉瘤的支架血流动力学进行了数值模拟研究,分析了在蜿蜒型脑动脉瘤中植入内支架前后,瘤腔内的流动情形、压力和壁面切应力分布的变化情况,以评价血管内支架治疗该类动脉瘤是否有效,为更好地理解并定量地描述动脉瘤支架治疗方法提供一些理论帮助。

1 方法

利用三维实体建模软件Solidworks 2007建立了所需要的动脉瘤和支架模型。其中内支架模型(见图1)由14个单元支撑体和26个连接筋构成,支架丝直径 $d_1=0.018\text{ cm}$,支架丝直径远比血管直径小,支架的通透率约为80%^[11]。每个单元支撑体为类余弦波状结构,振幅为:0.20 cm,支撑体和连接筋均采用圆形截面,各个单元支撑体之间用V型的连接筋联接,来提高支架的柔顺性,以适于在曲率较大的动脉瘤中。根据蜿蜒型瘤的中心线对支架进行了折弯,以达到符合条件的弯曲要求。

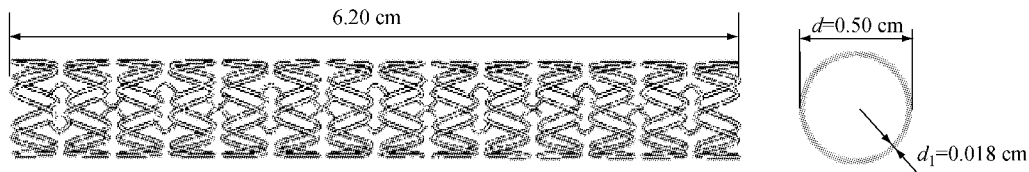


图1 支架的三维模型
Fig.1 Three-dimensional model of stent

脑动脉血管被简化为刚性圆截面管,管子的上游和下游是直径 $d=0.50\text{ cm}$ 互相平行的圆形直管道。瘤腔的最大突起位置 C_1, C_2 处直径 $D=1.60\text{ cm}$,上下游两个瘤腔是完全对称的蜿蜒型结构。为了尽可能精确地模拟血流情况,将动脉瘤的上游和下游管分别延伸 $10d$ 的长度,以便得到完全展开的流动模型。图2所示为支架植入蜿蜒型脑动脉瘤后的几何模型,在支架植入动脉瘤不久后,支架结构被新增生的内膜覆盖^[12]。因此,与上下游血管结合的支架结构将完全嵌入到血管壁内,而不会突出到血管腔内流场之中。这些几何特征模拟了支架正好贴合在上下游动脉血管壁内的情形。

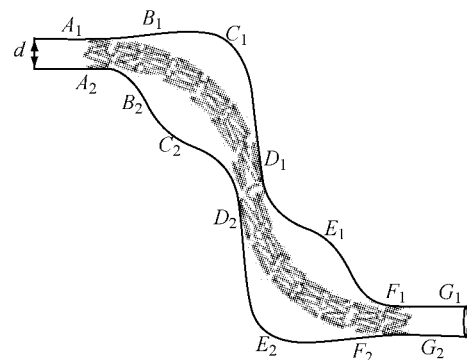


图2 支架植入蜿蜒型动脉瘤后的三维模型
Fig.2 Geometric model for stented sinuous aneurysms

前人的研究结果表明,采用牛顿流体与非牛顿流体模型时,流场的差别不大^[6,10],体外模拟实验也

得出相同结果。Aenis等^[13]的计算指出,只要动脉直径大于 0.5 mm ,则用牛顿流体代替非牛顿流体所

引起的误差不超过2%。本研究中将血液流动模拟为在刚性管的绝热、不可压缩和定常的牛顿层流。

为减少计算量,植入支架后的动脉瘤及支架模型只取对称的1/2(建模时要保证支架的对称性)。利用Solidworks与Ansys专用接口将实体模型导入Ansys,建立流体有限元模型。设置血液密度为 1.056 g/cm^3 ;血液粘度为 $0.035 \text{ g/(cm} \cdot \text{s)}$;取稳态血流速度为 40 cm/s ,血管入口速度为均匀分布;基于进口速度和脑血管直径的雷诺数为518。

本研究采用有限元分析商业软件ANSYS的FLOTRAN/CFD模块来完成无支架和有支架模型血液流动的仿真。有限单元类型采用Fluid 142单元。网格划分采用多模块化分方法,即整个几何模型被分割成若干个子模块,每个模块的网格采用不同的划分方法。这样可以在接近壁面的地方划分出贴体的渐进加密网格,在几何结构简单的地方划分出较稀疏的网格,为了增加边界层的计算精度,对于没有支架的模型,在靠近动脉管壁附近要划分生成逐渐精细的六面体结构网格(见图3),在几何结构复杂的地方划分出较细密的网格,而在有支架模型里,网格划分比较困难,可以划分为四面体网格,只是在支架丝周围的网格要划分的非常细密(见图4)。采取这样的策略后,可以尽量减少单元和节点数目,加快计算,并保证计算精度。本文对有支架和无支架两种模型的单元划分数量分别为855 779和105 368。

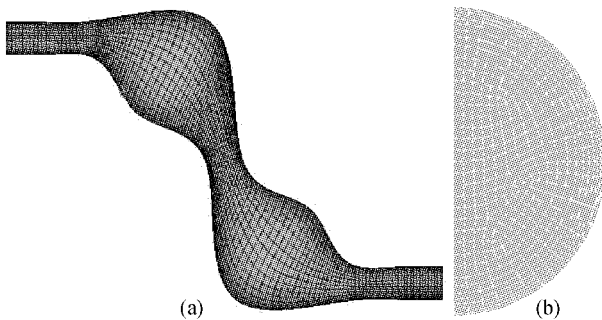


图3 蜿蜒型动脉瘤有限元模型(a)及其横截面图(b)

Fig.3 FEA model of sinuous aneurysms (a) and its cross section (b)

在本研究中在所有血管壁和动脉瘤壁面上采用无滑流边界条件。在对称平面上,血液流动法向速度分量为零。在出口处采用零牵引力条件,并令其

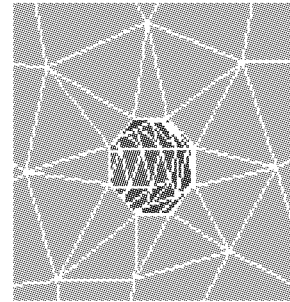


图4 支架丝网格图

Fig.4 Meshes in stent

压力为零。为方便运算,无论是有支架模型还是无支架模型施加的流动速度都是心脏收缩期的血流峰值,用较大的稳态速度进行模拟。

2 仿真结果及其分析

2.1 流动情形

如图5所示,在支架植入动脉瘤前,血流从主动脉入口向下游流动,在靠近动脉瘤口处的血液流动逐渐向动脉瘤圆顶处发生偏移。血液在瘤腔内沿着腔内最近的壁面流动,并沿瘤腔末端壁面流出。在有支架模型中血流在瘤腔的流动发生了很大变化,大部分血流集中在支架支撑体之间流动,对动脉瘤圆顶突起处冲击的血流大幅减少,沿壁面的血液流动更加平缓。

无支架蜿蜒型动脉瘤模型中上游动脉瘤圆顶突起处受到了较大的血流冲击,同时动脉瘤末端唇缘处的血流以较高速度冲向主动脉。在动脉瘤的上下游的每个瘤腔末端都有一个明显的漩涡。移入支架后,血流对壁面的冲击由于支架丝网格的出现而得到缓冲,瘤腔内的血流速度明显降低,特别是动脉瘤突起的顶端部位,其流动范围和强度都被明显地削弱了。

Hassan^[14]等把血流速度作为重要血流动力学参数研究,认为高血流速度易于导致动脉瘤具有较大体积时破裂,漩涡是动脉瘤内普遍的血流运动形式。Steiger^[15]等认为高血流可引起动脉瘤壁面的疲劳,而且可能诱导流体共振,作用于瘤壁的薄弱处可使动脉瘤破裂。在蜿蜒型动脉瘤的上下两个瘤腔末端都有漩涡,支架植入后,血流穿过支架丝,在支架丝周围产生了微弱的涡流,改变了瘤腔内的血液方

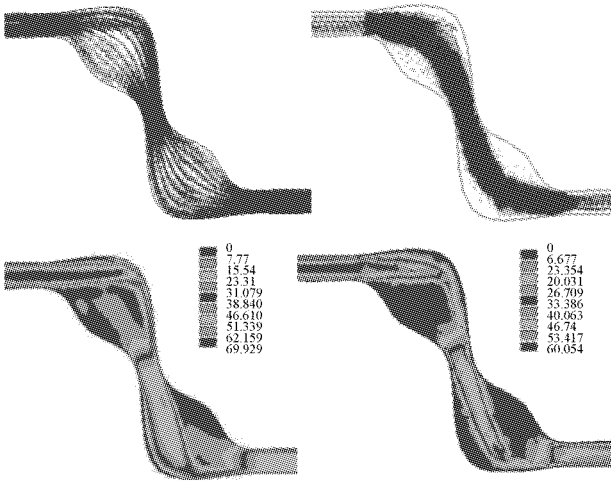


图5 左右两侧分别为植入支架前后模型速度向量分布图(上)和流线图(下)

Fig.5 Velocity vector profiles (upper) and stream lines (lower) at different times in the nonstented (left) and stented (right) models

向,从而使瘤腔内的涡流得到减弱。血流在动脉瘤中的流动速度越慢,残留的血液在瘤腔内的时间也就越长,这种流动情形容易引起瘤腔内血栓的形成^[16]。与无支架模型相比,有支架模型的瘤腔圆顶突起部位的流体几乎处于静止状态。有支架模型瘤腔突起内趋于静止的流动表明那里更具有血栓形成的倾向。

2.2 压力

在动脉瘤壁面沿血流方向依次选取 14 个点(如图 2)来分析压力和壁面切应力情况。血流速度大小的改变必然影响到壁面切应力和壁面压力的变化。图 6 描述了沿着动脉瘤壁面压差情况(相对于出口)。总体而言,不论有无支架上游动脉瘤的压力值比下游动脉瘤的大很多。而且在上游瘤腔突起部位受到血流的直接冲击此处压强最大,无支架模型上游局部突起 C_1C_2 处高压达到 5.6 kPa,下游局部突起 E_1E_2 处能达到 3.5 kPa 左右。Foutrakis 等^[17] 很清楚地展示了高压力和动脉瘤形成处于相同位置。

因此,局部高血压看来是引起弯曲动脉侧面上动脉瘤扩展并破裂的主要原因^[18]。在支架植入后,血流速度降低,支架的支撑体和连接筋承受了部分压力,动脉瘤的局部扩张最大处(C_1C_2 、 E_1E_2)的平

均压强值分别约为 3.6 kPa 和 2.3 kPa,比支架植入前分别降低了约 2.0 kPa 和 1.2 kPa。动脉瘤顶部的高压区已经明显降低,很大程度上降低了血流对动脉瘤局部壁面的冲击,并且瘤腔内的整体压力也大大减小了。

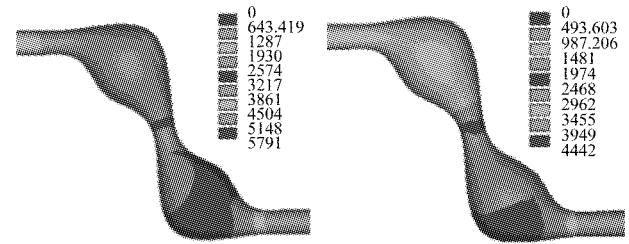


图6 植入支架前后沿动脉瘤壁面压力下降分布图

Fig.6 Pressure-drop distributions along the aneurismal wal in the nonstented and stented models

图 7 所示为有无支架动脉瘤模型分别沿着动脉瘤壁面的压差的曲线图。由图可见,在无支架模型瘤腔圆顶突起的下游区域压力梯度很大,压力分布极不均匀。然而在有支架模型中,不仅沿着动脉瘤壁面的压力降低了,而且在瘤腔局部高压处压力得到了明显缓解,该处压力下降得也比较平缓,整体的压力分布也更均衡了。有支架模型中均衡的压力分布与瘤腔内减弱的流动速度是相互统一的。这些血流动力学特征充分说明支架治疗动脉瘤可以取得比较满意的效果。因此,可以降低和均衡了的压力对动脉瘤收缩和避免其破裂具有积极的作用。

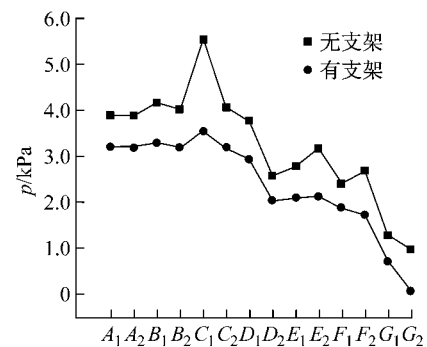


图7 选取点的压力曲线图

Fig.7 Pressure at the selected points

2.3 壁面切应力

血流动力学壁面切应力是粘性流体横移动脉壁

面引起的动态摩擦力。壁面切应力(WSS)被认为在颅内动脉瘤发病机制中起着重要作用,因为壁面切应力在血管壁上能够产生强烈的生理作用,进而影响到内皮细胞的功能。当壁面切应力增大时血管内皮细胞释放一氧化氮增加,从而强烈扩张血管并使局部血管壁退化,从而造成动脉瘤的发生和生长^[10,18]。因此,Foutrakis等人^[17]阐述了高的壁面切应力与动脉瘤的初始形成是相关联的,而且局部增强的壁面切应力会促进动脉瘤其向下游发展。

在纵截面内选取瘤腔壁上14个点(图2中 A_1-G_2)分析不同位置的壁面切应力值。图8所示为模型中14个选取点的壁面切应力分布,在无支架模型上,沿着动脉瘤壁面切应力并非是均衡的,最大切应力处发生在下游动脉瘤的末端唇缘处而非上下游动脉瘤的圆顶处,恰恰相反在压力最大的瘤腔顶部壁面切应力值却很小。每个瘤的两端壁面切应力值比其他位置的要高,尤其是瘤的末端壁面切应力比较大,容易导致动脉瘤向下游继续生长。在有支架的模型上,除瘤的入口处和下游瘤腔圆顶外(见图9),瘤的大部分部位壁面切应力值都降低了,由于支架近壁处血流速度的逐步降低,导致有支架模型两个瘤腔末端瘤口局部高壁面切应力大幅度下降。因此,在支架植入蜿蜒型动脉瘤后局部高切应力的减小无疑将降低动脉瘤向其下游继续生长至破裂的危险。

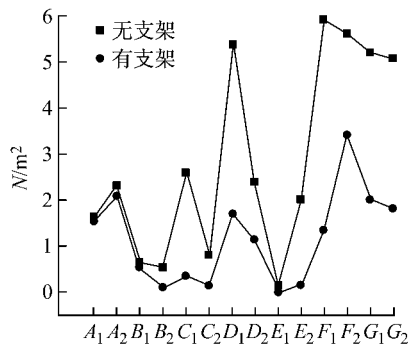


图8 选取点沿动脉瘤壁面切应力的曲线图

Fig.8 WSS distributions along the aneurismal outer wall at the selected points

但是从流动方面考虑,动脉瘤壁面上的低切应力被认为是内皮细胞和动脉瘤退化的因素^[5,19]。Shojima等^[20]的研究却发现在颅内破裂的动脉瘤圆

顶部的壁面切应力值非常小。刘磊等^[18]的临床经验也表明动脉瘤破裂处易发生于瘤的弧顶处,由此认为较低的壁面切应力可能会导致动脉瘤壁退行性病变和薄弱,从而激发动脉瘤破裂。因此,对于动脉瘤破裂的病理学机制,并不仅仅是壁面压力的问题,壁面切应力的影响还需要更多的研究讨论。

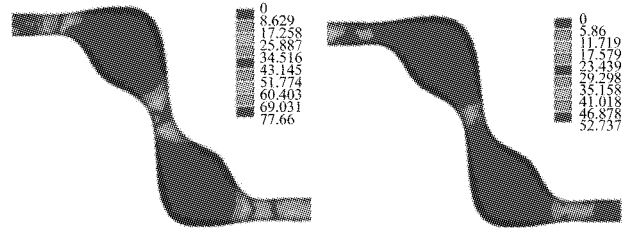


图9 植入支架前后沿动脉瘤壁面壁面切应力分布图

Fig.9 WSS distributions in the aneurysms in the nonstented and stented models

壁面的压力和切应力都受到血流速度大小和方向的影响,在定常流研究中,沿动脉瘤壁的壁面切应力的量值和波动性都因支架的植入而明显降低了,壁面压力也是更加均衡。而对于非定常流情况下,蜿蜒型动脉瘤植入支架的影响有待于进一步研究分析。

3 结语

本文研究了弯曲支架植入蜿蜒型动脉瘤后的血流动力学影响。结果表明支架植入动脉瘤后,模型上游瘤腔内的血液流动被大大削弱,压力和壁面切应力都降低了,特别是圆顶突起处局部高压明显减弱,利于瘤腔内血栓的形成。在下游瘤腔沿壁面的压力也得到明显降低并且分布也均衡了很多,均衡的压力分布与瘤腔内减弱的流动速度是相互统一的,末端唇缘处局部壁面高切应力的显著减小,可以有效阻止动脉瘤的继续生长或降低破裂的风险。数值模拟表明,流动特征可以帮助我们更好地理解支架对蜿蜒型动脉瘤的血流动力学特性的影响。对于改变支架结构对动脉瘤的影响需要进一步深入研究。

参考文献:

- [1] Marks MP, Dake MD, Steinberg GK, et al. Stent placement

- for arterial and venous cerebrovascular disease preliminary experience [J]. *Neuroradiology*,1994,191:441-446.
- [2] Higashida, Randall, Smith W, et al. Intravascular stent and endovascular coil placement for a ruptured fusiform aneurysm of the basilar artery [J]. *Neurosurg*,1997,87:944-949.
- [3] Horowitz B, Levy EI, Koebbe J, et al. Transluminal stent-assisted coil embolization of a vertebral confluence aneurysm technique report [J]. *SurgNeurol*,2001,55:291-296.
- [4] Ernemann UU, Gronewoller E, Duffner FB, et al. Influence of geometric and hemodynamics parameters on aneurysm visualization during three-dimensional rotational angiography [J]. *Am J Neuroradiol*,2003, 24:597-603.
- [5] Minsuok KM, Dale BT, Markus Tremmel, et al. Comparison of two stent in modifying cerebral aneurysm hemodynamics [J]. *Annals of Biomedical Engineering*,2008,36: 726-741.
- [6] Raghavan M, Harbaugh R. Quantified aneurysm shape and rupture risk [J]. *Journal of Neurosurgery*,2005, 102: 355-362.
- [7] 乔爱科,刘有军,张松. S形动脉中的血流动力学研究[J]. *医用生物力学*,2006,21(1):54-61.
- [8] 蔡彦,许世雄,景在平等. 腹主动脉瘤几何形态对血液动力学影响的三维数值分析[J]. *医用生物力学*,2008,23(2):140-146.
- [9] Alvaro V, Sergio B, Juan S, et al. Comparison of haemodynamics in cerebral aneurysms of different sizes located in the ophthalmic artery [J]. *Numer Meth Fluids*,2007,53: 793-809.
- [10] 乔爱科,刘有军,张松. 支架治疗主动脉弓内侧动脉瘤的仿真研究[J]. *生物医学工程学杂志*,2007,24(4):852-856.
- [11] Lieber BB, Livescu V, Hopkins LN, et al. Particle image velocimetry assessment of stent design influence on intra aneurysmal flow [J]. *Ann Biomed Eng*,2002, 30:768-775.
- [12] Moore JR, Berry JL. Fluid and solid mechanical implications of vascular stenting [J]. *Annals of Biomedical Engineering*,2002, 30:498-505.
- [13] Aenis M, Stancampiano AP, Wakhloo AK, et al. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm mode1 [J]. *Biomech Eng*,1997,119:206-212.
- [14] Hassan T, Timofeev EV, Saito TA. Proposed parent vessel geometry-based categorization of saccular intracranial aneurysms: Computational flow dynamics analysis of the risk factors for lesion rupture [J]. *Neurosurg*,2005,103: 662-680.
- [15] Steiger HJ, Poll A, Liepsch DW, et al. Hemodynamic stress in terminal aneurysms [J]. *Aeta Neurochir*,1988, 93:18-23.
- [16] Yu SC, Zhao JB. A steady flow analysis on the stented and nonstented sidewall aneurysm models [J]. *Med Eng Phys*,1999,21: 133-138.
- [17] Foutrakis GN, Yonas H, Sciabassi RJ. Saccular aneurysm formation in curved and bifurcating arteries [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*,1999, 20: 1309-1315.
- [18] 刘磊,许百男.血流动力学和病理学因素在颅内动脉瘤发病机制中的作用[J]. *中华老年心脑血管病杂志*,2008,10(5): 391-393.
- [19] 何凡,李晓阳. 血流与动脉壁的流固耦合研究[J]. *医用生物力学*,2008,23(5):140-146.
- [20] Shojima M, Oshima M, Takagi K, et al. Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm computational fluid dynamic study of 20 middle cerebral artery aneurysms [J]. *Stroke*,2004,35:2500-2505.

(上接第 57 页)

- [3] 焦婷,孙健,洪凌斐等.附着体应用于单侧上颌骨缺损修复的三维有限元分析[J]. *上海口腔医学杂志*,2006,15(4):395-398.
- [4] Lyons KM, Beumer J III, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator framework in different acquired maxillary defects [J]. *J Prosthet Dent*,2005,94:281-288.
- [5] 周涛,赵依民. 无牙颌单侧上颌骨缺损种植修复设计的三维光弹应力分析[J]. *实用口腔医学杂志*,2000,16(4):305-307.
- [6] 姚月玲,周敬行,汪文骏. 牙颌三维光弹模型的制作法[J]. *口腔医学纵横*.1991,7(1):32-33.
- [7] 黄红燕,张春紫,单军等. 双端固定桥基牙牙槽骨承力的三维光弹应力分析[J]. *医用生物力学*,2002,17(1):53-57.