

文章编号:1004-7220(2009)04-0270-06

可实现特殊网格划分的个性化动脉瘤 实体模型的构建

孟宪龙^a, 付文字^a, 顾兆勇^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 通过建立一个可以用于有限元分析,可进行分区域网格划分的个性化主动脉弓动脉瘤实体模型,探索一种能满足特殊网格划分要求的个性化实体模型的建立方法。**方法** 采用逆向工程的思想方法,借助 Geomagic 和 Pro/E 软件,以原始 STL 格式的表面模型为依据,建立了一个个性化主动脉弓动脉瘤实体模型,并加入理想化支架模型,导入 ANSYS 有限元分析软件最终完成实体模型的建立和分块。**结果** 建立的有限元模型,可进行针对边界层和支架的分区域网格划分,并完成了一个血流动力学模拟仿真。**结论** 建立的模型基本满足对特定区域网格划分的需要,可以为支架介入治疗动脉瘤的血流动力学仿真提供基础。所建模型的方法是可行的,可以为将来建立其他类似模型提供参考。

关键词: 主动脉弓动脉瘤; 表面模型; 网格划分; 有限元模型

中图分类号: TP391 **文献标志码:** A

Method of patient-specific model construction of aortic arch aneurysm for particular

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

Abstract: Objective In order to investigate a method for model construction that could meet particular demands on meshing, a patient-specific model of aortic arch aneurysm was established which can be divided and meshed in finite element software. **Method** Based on a surface model in STL format, reverse engineering concept was adopted to reconstruct a solid model of aortic arch aneurysm by means of integrating CAD software of Geomagic and Pro/E, and simplified stents model was also created in it. This model was transferred to ANSYS software and divided into several parts. **Result** Particular meshing was performed especially in boundary layer and around the stents, and hemodynamics simulation was carried out using the finite element model. **Conclusions** This solid model could be meshed according to particular requirements in several parts respectively, and employed to simulate hemodynamics in aortic arch aneurysm treated with endovascular stent. The method of modeling was applicable and could be used as a reference for similar model construction.

Key words: Aortic arch aneurysm; Surface model; Meshing; Finite element model

收稿日期:2009-03-31; 修回日期:2009-04-29

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(3092004),北京市教委基金资助项目(KM200810005014)

作者简介:孟宪龙(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

动脉瘤是一种严重的血管疾病,其破裂出血会严重威胁人类的健康和生命^[1,2]。随着计算机计算速度的不断提高和近似计算方法的发展,科学工作者利用计算机数值模拟方法代替从前实验法对动脉瘤的成因和治疗进行研究^[3,4]。动脉瘤模型的建立是进行数值模拟的重要一步。为了验证血流动力学现象,研究人员有时忽略个体差异,采用理想化模型^[5-7],比如将血管简化成截面规则变化的圆管,动脉瘤简化为长在血管上的球囊状凸起^[8,9]。但是为了辅助医生制定手术方案或分析个别病例,要求获得更加接近实际的模拟结果,就不能忽略几何形状因素对血流动力学现象的影响^[10-12]。这就需要通过真实的图像进行处理,建立个性化三维模型^[13-15]。

随着对主动脉弓动脉瘤研究的深入进行,为了更准确地分析动脉瘤壁面切应力及梯度变化,要求在划分网格时对接近壁面的流体边界层做特殊处理,建立既可以满足特殊网格划分要求又要在几何形状上接近真实的动脉瘤模型。

本研究的目的是建立一个可进行分区域网格划分,用于有限元分析的个性化主动脉弓动脉瘤实体模型,可以为血流动力学数值分析提供基础。更重要的是通过这一建模过程,探索出一种能满足特殊网格划分要求的个性化实体模型的建立方法,能够为将来建立有类似要求的不同模型提供参考。

1 材料和方法

目前已具备 STL(Stereolithography)格式的主动脉弓动脉瘤模型,由日本北陆先端科学技术大学院大学渡边正宏(Masahiro Watanabe)博士提供。该模型虽然还原了血管瘤的几何形状,但无法直接用于有限元数值分析。考虑到建立的模型需满足接近真实的几何形状,并可以对边界层区域进行网格细分化的要求,本研究利用已有的 STL 格式模型,采用逆向工程的思想方法,借助 Geomagic 和 Pro/E 软件,建立一个可以直接用于有限元分析、满足边界层网格划分的带简化支架的个性化主动脉弓动脉瘤实体模型。

1.1 材料

原始数据。STL 格式的主动脉弓动脉瘤模型。它是依据主动脉弓动脉瘤患者的 CT 数据,使用图

像三维重建方法中的三维面绘制功能而得到的表面模型,由 28 879 个空间三角形小平面组成,如图 1 所示。

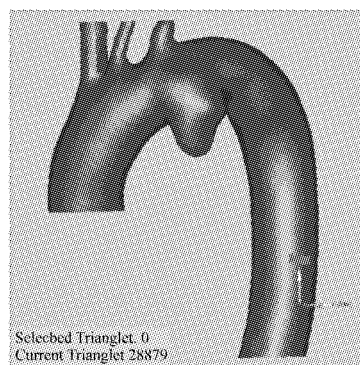


图1 原始主动脉弓动脉瘤表面模型

Fig.1 Original model of aortic arch aneurysm

计算机硬件配置及建模软件系统。硬件使用普通台式个人计算机,AMD Athlon(tm) 64 Processor 3500+,内存为1GB,硬盘为160GB,显示卡为ATI RADEON XPRESS 200 Series。使用的建模软件是 Geomagic studio 7、Pro/E Wildfire 2.0 和 ANSYS。

1.2 对原始 STL 格式表面模型前处理

由于主动脉弓顶部3个分支及边界线的存在会严重影响其局部区域边界曲线划分和 NURBS 曲面排列的完整和规则,并会导致模型重建失败,同时考虑到本研究的主要目的在于借助该模型探索一种实体模型构建的方法,故分析的重点也在动脉瘤部分,所以简化、去掉了顶部的3个分支。

1.2.1 简化模型 在 Geomagic 软件中打开 STL 格式的主动脉弓动脉瘤表面模型。首先利用“Section by plane”模块去除主动脉弓上方的3个分支。再使用“Defeature”配合“Sandpaper”和“Relax”的功能将上一步因修剪形成的切口边界去除,从而使模型仅保留入口和出口的边界线,其他部分为闭合曲面。简化后的模型如图2所示。

1.2.2 划分区域边界 为了获得规则排列的 NURBS 曲面,需要再次利用“Section by plane”模块,先将模型表面分成若干个区域(见图3)。选择何种位置和角度进行划分所遵循的原则是尽可能多地包含几何形状不断改变的信息。在几何形状突变处附近,划分就相对密集;所选切面的法向尽量与模型的假想轴线平行。

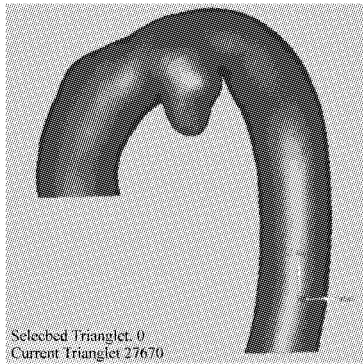


图2 简化的主动脉弓动脉瘤表面模型
Fig.2 Simplified model of aortic arch aneurysm

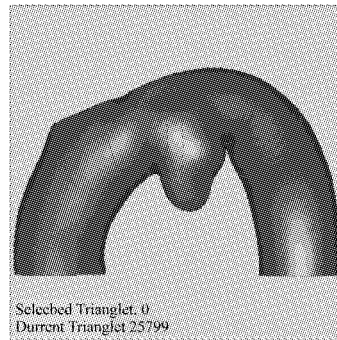


图3 区域划分后的模型
Fig.3 Model after area dividing

1.2.3 修改 NURBS 曲面的布局 利用“shape phase”模块下的“Detect curvature”命令,将弯曲等级设为0.3,自动生成 NURBS 曲面边界。删除多余的边界线后,手动调整 NURBS 曲面的布局,使绝大多数在上一步区域划分中形成的闭合分界曲线具有4

个节点,且相邻闭合曲线的节点排列方式与它们之间的曲面变化方向相协调(主要过程如图4所示)。这样做是为了尽量限制以后生成的模型出现沿轴向的扭转。

1.2.4 检查无缺陷后输出模型 使用“Repair pat-

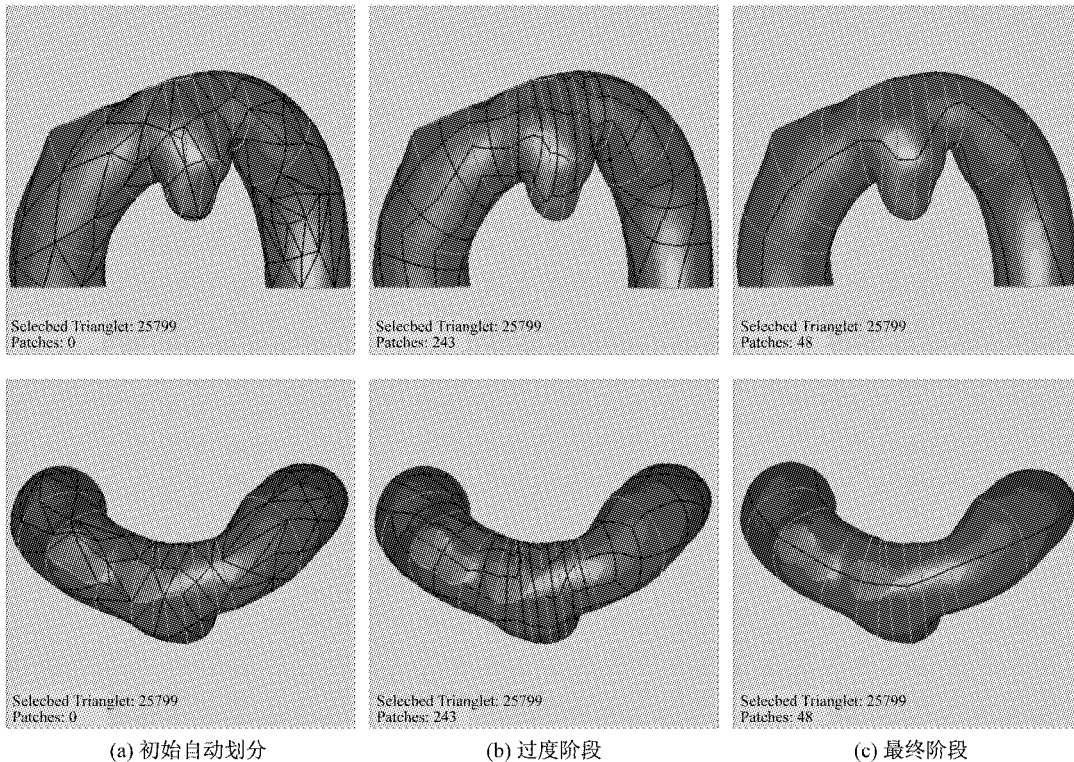


图4 调整 NURBS 曲面布局的 3 个主要阶段 上方为正视图,下方为俯视图
Fig.4 Three main steps during rectifying arrangement of NURBS patches. Upper—front view; Lower—top view

ches”命令检查并修改有缺陷的 NURBS 曲面布局后,最终生成由 48 块 NURBS 曲面拟合成的动脉瘤表面模型,以 IGES 格式输出。

1.3 构建实体模型

1.3.1 对曲面的前处理 在 Pro/E 软件中打开 IGES 格式的表面模型(见图 5)。以每条原分界线为

参考,在附近建立与其所在平面平行的拉伸平面,并截取它与模型表面的相交线(见图6)。通过这种方法获得的相交线都是由4段首尾相连曲线段构成的闭合曲线链。

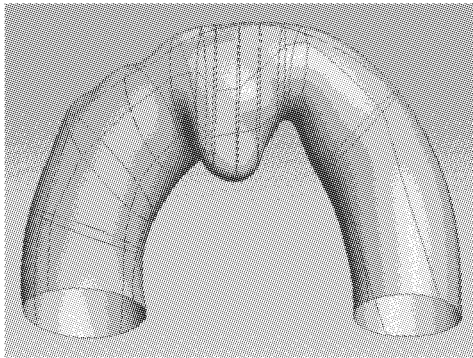


图5 IGES 格式的表面模型
 Fig.5 Surface model of IGES format

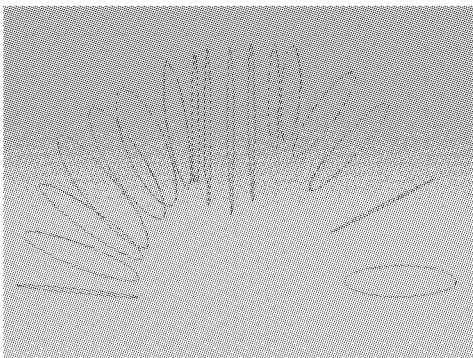


图6 相交线
 Fig.6 Intersection lines

1.3.2 构建实体模型 以上一步生成的闭合曲线链为基础,使用混合拉伸伸出项的方法生成实体模型(见图7)。为了获得边界层的效果,首先在先前已生成的拉伸平面上创建圆形闭合曲线。圆心位于假想轴线上,直径约为该处截面最大两点间距的80%。在动脉瘤附近,为避免将来创建的支架区域穿插于边界层内外,圆心向远离动脉瘤的方向适当偏移,同时直径也缩小为10%~60%。最后使用混合拉伸切口的方法,在实体模型内部沿轴线方向挖出一个空腔(见图8)。

1.3.3 构建支架 考虑到接近动脉瘤部分的几何形状比较复杂,且动脉瘤偏向一侧生长,故把支架筒

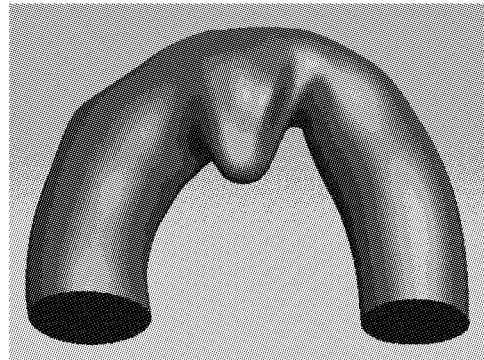


图7 混合拉伸后的实体模型
 Fig.7 Solid model after blended drawing

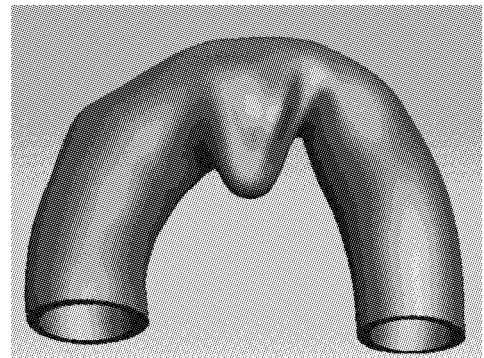


图8 中空的实体模型
 Fig.8 Hollow solid model

化成平面的网状结构。首先根据目测找到一个可以尽量把动脉瘤与正常主动脉分割开的平面定为支架中心线所在平面,并截取交界线。以该平面为草绘平面,在实体模型内部去除一块形状类似交界线,厚度为1mm的空间区域。最后在此镂空区域内建立实体支架模型(见图9)。支架采用圆形轴截面,中心线为平行排列的正弦曲线(见图10),尺寸如下:

圆形轴截面直径 $d=0.2\text{ mm}$,正弦曲线方程为

$$\begin{cases} x = 30t - 3 \\ y = 2\sin(t \times 360 \times 3) - 12 + 2.2n \end{cases}$$

$t \in (0,1), n = 0,1,\dots,13$

1.3.4 模型导出 通过配置 ANSYS-Pro/E 接口^[16,17],将 Pro/E 软件中构建的模型导入有限元分析软件 ANSYS 中。模型仅保留原来实体的表面,需要再在 ANSYS 中用闭合曲面的方法重新构成实体模型,并进行布尔运算,最终将分块化的5个部分粘合成一个整体。

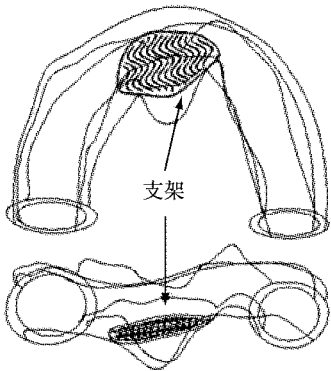


图9 模型透视图
Fig.9 Perspective view of the model

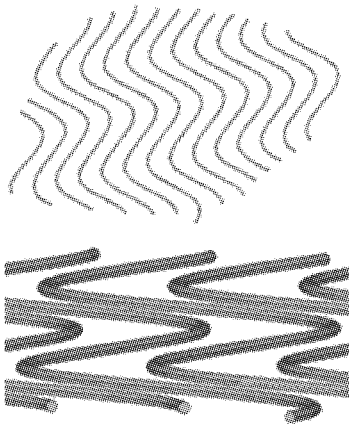


图10 支架实体模型
Fig.10 Solid model of the stent

选用“3D FLOTRAN 142”单元类型,对未分块的整体模型进行智能自由网格划分,生成 286 693 个节点,1 661 912 个四面体单元。这些单元的 80% 以上分布在支架附近,靠近血管壁面的边界层区域单元却非常稀疏。此外,由于支架丝直径不足血管直径的 1%,尺寸相差悬殊,受到软件计算方法和计算机硬件性能的限制,故网格划分的成败经常受到支架丝几何形状和数量影响。

如果对新建立的模型控制支架和边界层区域最大单元尺寸为 0.1,其他部分为 0.2,网格划分后生成 106 605 个节点、494 683 个单元(见图 11),其中支架区域为 255 106 个单元,靠近壁面的边界层区域为 190 146 个单元,则在边界层内可以获得逐渐加密的网格,而其他分块实体也可以通过不同的控

制策略获得需要的网格。可见对这种分块化模型进行分区域划分的方法可以有效控制单元格的分布,既保证感兴趣区域的细划分,提高网格划分的质量,又在整体上减少网格的数量,这样做最直接的效果就是减小文件的数据量,缩短计算机计算的时间。

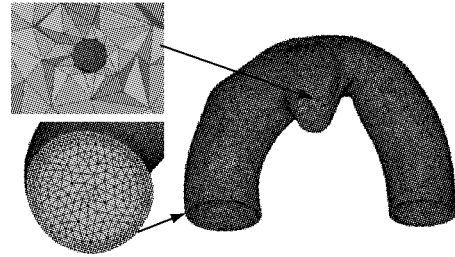


图11 针对支架区域(左上)和边界层区域(左下)的有限元网格划分
Fig.11 Particular meshing around the stents (left up) and in boundary layer (left down)

2 数值模拟及讨论

计算中将血液视为不可压缩黏性流体^[18],其密度为 1.056 g/cm^3 ,黏度为 $0.035 \text{ g/(cm} \cdot \text{s)}$ 。忽略动脉瘤壁的黏弹性,简化处理为刚性固壁,并满足无滑移边界条件。在入口设置恒定速度为 100 cm/s ,出口压力为 0。利用 ANSYS 的 FLOTRAN CFD 模块进行了血流动力学数值模拟,可以得到动脉瘤壁面压力及切应力等。

个性化主动脉弓动脉瘤原始 STL 模型由 28 879 个三角面片组成,不能很好地满足血流动力学数值模拟对网格划分的要求。为了探索一种能满足特殊网格划分要求的个性化实体模型的建立方法,本文采用逆向工程的思想方法,借助 Geomagic 和 Pro/E 软件,以原始 STL 格式的表面模型为依据,建立了一个个性化主动脉弓动脉瘤实体模型,并加入理想化支架模型,导入 ANSYS 有限元分析软件最终完成实体模型的建立和分块。所建立的有限元模型,可进行针对边界层和支架的分区域网格划分,基本满足对特定区域网格细划分的需要,可以获得较好的血流动力学模拟仿真。使用这种建模方法可以有针对性的控制构成模型的曲面形状和数量,最终建立的实体模型外部轮廓仅由 6 个曲面构成,在几何形状上,比理想模型更加精确,更好地保留了真实动脉

瘤的特征,又大大减少了构成模型的曲面数量,为使用有限元软件对模型进行分块处理提供方便。

考虑到在模型创建过程中生成了很多辅助图形,在对比使用 Pro/E 与 ANSYS 的几种模型数据转换方式后,最终选择通过 ANSYS-Pro/E 接口完成模型数据的转换。这种方式可以自动屏蔽掉构成实体模型要素以外的辅助图元,无需再在 ANSYS 软件中删除多余图形,并且根据闭合曲面生成的实体模型不存在无法进行布尔运算的问题。

由于先生成动脉瘤实体模型,后在此基础上构建支架丝模型,故可以直接利用 CAD 软件自身强大的建模功能,在实体模型内部完成几何尺寸测量、模型分块、建立各种形状复杂的支架等工作。通过数据接口导入有限元软件中,经过简单处理后就可进行模拟计算。

模型的建立和模拟过程做了一些简化和假设:动脉瘤表面简化为刚性,支架所在位置根据目测得到,且植入支架后模型未被改变,实际上其部分几何形状会因动脉瘤和支架间力的相互作用而改变^[12]。由于它们之间的力学关系非常复杂,受多种因素影响,目前还没有有效地解决办法。这些都需要在以后的工作中完善和研究。

结果证实,本文建立的主动脉弓动脉瘤实体模型在几何形状上接近真实,满足对特定区域网格细分的需要,可应用于血流动力学的有限元分析。在此模型的基础上,可通过改变支架的形状,进行不同支架治疗主动脉弓动脉瘤的数值模拟,分析对比各种支架的治疗效果。更重要的是,本文摸索出来的采用逆向工程技术针对关心的区域分块建立实体模型的方法具有很强的通用性。不仅适用于主动脉弓动脉瘤,同样可以用于指导建立类似的血管甚至其他组织的个性化有限元模型。在以后的类似研究中,可以通过改变不同区域的单元格大小或类型的方法得到满足相应研究需要的网格划分。

参考文献:

[1] Hassan T, Timofeev EV, Saito T, et al. Anatomic reconstructions off cerebral vessels as volume numerical grids at three-dimensional angiography[J]. Am J Neuroradiol,

2004, 25(8):1356-1365.
 [2] 袁链,张小明. 主动脉弓动脉瘤治疗进展[J]. 中华胸心血管外科杂志, 2006, 22(6):427-429.
 [3] Baek LH, Liem TK, Kwaek EY. Flow measurements in a highly curved atherosclerotic coronary artery cast of man [J]. J Biomech Eng, 1992, 114(2):232-240.
 [4] Taylor CA, Hughes TJR, Zarins CK. Finite element modeling of blood flow in arteries [J]. Comput Method Appl Mech Eng, 1998, 158(1):156-159.
 [5] Minsuok KM, Dale BT, Markus Tremmel, et al. Comparison of two stent in modifying cerebral aneurysm hemodynamics [J]. Ann Biomed Eng, 2008, 36(5):726-741.
 [6] Li Z, Kleinstreuer C. Fluid-Structure interaction effects on sac-blood pressure and wall stress in a stented aneurysm [J]. J Biomech Eng, 2005, 127(4): 662-671.
 [7] Li Zhonghua, Kleinstreuer C. A comparison between different asymmetric abdominal aortic aneurysm morphologies employing computational fluid-structure interaction analysis [J]. Eur J Mech B Fluid, 2007, 26: 615-631.
 [8] Valencia AA, Guzmán AM, Finol EA, et al. Blood flow dynamics in saccular aneurysm models of the basilar artery [J]. J Biomech Eng, 2006, 128(4):516-526.
 [9] 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.
 [10] 张研,张锡文,许尚栋. 动脉瘤内流场以及瘤体尺寸的影响的数值研究[J]. 应用力学学报, 2006, 23(4): 423-426.
 [11] Raghavan M, Harbaugh R. Quantified aneurysm shape and rupture risk [J]. J Neurosurg, 2005, 102(2):355-362.
 [12] 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.
 [13] Florez-Valencia L, Montagnat J, Orkisz M. 3D graphical models for vascular-stent pose simulation [J]. Machine Graphics and Vision, 2004, 13(3): 235-248.
 [14] 万大伟,孙琦,刘应征,等. 人体主动脉弓内三维血流动力学数值分析 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(4): 279-283.
 [15] 王伟华,张小军,王美昱,等. 基于 CT 的脑动脉瘤三维重建的有限元模型 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(4): 288-290.
 [16] 傅中裕,杨晓京. ANSYS 与 Pro/ENGINEER 之间模型数据转换的研究 [J]. 机电工程技术, 2005, 34(2): 51-53.
 [17] 焦洪宇,段敏. Pro/E 模型导入 ANSYS 问题的研究 [J]. 辽宁工学院学报, 2004, 24(6): 37-39.
 [18] Aenis M, Stancampiano AP, Wakhloo AK, et al. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model [J]. J Biomech Eng, 1997, 119 (2): 206-212.