

半桥支架治疗主动脉弓动脉瘤的仿真

乔爱科, 刘有军

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100022)

摘要: 针对顶部附带局部突起的主动脉弓动脉瘤, 提出了一种半桥支架治疗方法. 为展示动脉瘤附近的详细流动情形和压力、壁面切应力分布, 检验半桥支架是否具有可以促进瘤腔内血栓、闭锁形成的血流动力学特征, 构建了无支架和半桥支架治疗带局部突起的主动脉弓动脉瘤模型. 利用计算流体力学的方法对2个模型中的生理性血液流动进行了仿真, 并对血流动力学进行了比较和分析. 仿真结果表明: 半桥支架模型瘤腔内的流动受到明显抑制, 特别是局部突起处的压力和壁面切应力大大地减小了, 因此, 半桥支架可以促进瘤腔内血栓的形成, 并能减小动脉瘤破裂的危险, 是一种可行的支架治疗动脉瘤的方法.

关键词: 介入治疗; 血流动力学; 心血管手术; 生物力学

中图分类号: Q66

文献标识码: A

文章编号: 0254-0037(2007)04-0423-05

血管内支架是20世纪90年代初出现的一种微创介入治疗动脉瘤的方法^[1]. 当支架置于动脉瘤口处时, 瘤内血液流动受到抑制, 瘤腔内压力降低, 从而形成血凝块或血栓, 这样不但可以防止动脉瘤继续增大或破裂, 甚至可以使动脉瘤完全退化或消失. 由于动脉瘤支架治疗方法尚处于初期发展阶段, 治疗中还存在一系列问题有待进一步研究. 流动停滞、壁面切应力低而波动等有利于血小板黏附、沉积和内膜增生^[2]. 因此, 更好地理解 and 描述动脉瘤支架的血流动力学问题, 对探讨动脉瘤支架治疗方法是至关重要的. 已有许多学者对支架治疗动脉瘤进行了研究^[3-12], 但对主动脉弓内侧附带局部突起动脉瘤的支架血流动力学仿真还没有人进行过研究. 由于支架可能妨碍主动脉弓侧支动脉的血流灌注, 所以需要采取一定的措施改善这种状况. 文献^[13]采用了局部开窗的技术, 但缺点是支架在放置时定位较困难. 作者提出了采用半桥支架的技术来保持侧支动脉畅通, 并简化了手术操作. 为了验证半桥支架治疗该类动脉瘤是否有效, 作者分别建立了半桥支架和无支架动脉瘤模型, 利用计算流体力学(CFD)方法对2个模型瘤腔内的血流动力学进行了仿真和比较.

1 仿真方法

图1所示为主动脉弓在支架植入前后的简化几何模型. 在动脉瘤的顶部附带一个局部突起, 该突起是动脉瘤破裂的频发区. 为了便于对照比较, 半桥支架和无支架模型具有完全相同的几何结构, 只是后者不具有血管内支架; 主动脉弓被简化为弯曲成 180° 的圆截面管; 锁骨动脉、颈动脉和降主动脉被简化为笔直圆管. 这些血管都被人为地加长了, 目的是让其中的血液充分流动, 从而得到稳定的流动剖面. 忽略掉主动脉弓的翘曲和各血管的锥角, 每个血管段都具有各自恒定的直径, 所有血管都位于一个平面内, 并且关于它们的纵向中心轴线所在平面对称的. 动脉瘤用一个较大球体来模拟, 其顶部的局部突起则用一个较小的球体来代替. 支架的复杂网状结构用圆截面细丝编织成的矩形网格来代替. 支架的网格结构关于 xy 平面和 yz 平面对称的(见图1). 与其他研究中所采用的参数类似, 本研究中所采用的支架通透率大约为82%^[14-15]. 支架细丝的直径比血管直径小很多(在本研究中, 二者比值小于0.7%), 在支架植入后几小时或几天时间内, 支架结构将被新生内膜覆盖^[16], 因此, 支架结构将完全嵌入到血管壁内, 而不会

收稿日期: 2006-03-21.

基金项目: 北京市自然科学基金资助项目(3062003); 北京市优秀人才培养资助项目(20051D0501507).

作者简介: 乔爱科(1967-), 男, 山西平定人, 副教授.

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血管壁内的情形. 在本研究设计的模型中, 主动脉弓的曲率半径 $R_c = 3.5$ cm; 主动脉直径 $D = 1.4$ cm; 3个上行侧支动脉的直径分别为 $d_1 = 0.6$ cm, $d_2 = 0.45$ cm 和 $d_3 = 0.5$ cm. 动脉瘤及其突起部分的半径分别为 $r_a = 1.0$ cm, $r_b = 0.4$ cm; 支架细丝直径 $d_s = 0.01$ cm; 降主动脉和3个侧支动脉的延长长度分别为各自直径的10倍; 其他参数见图1.

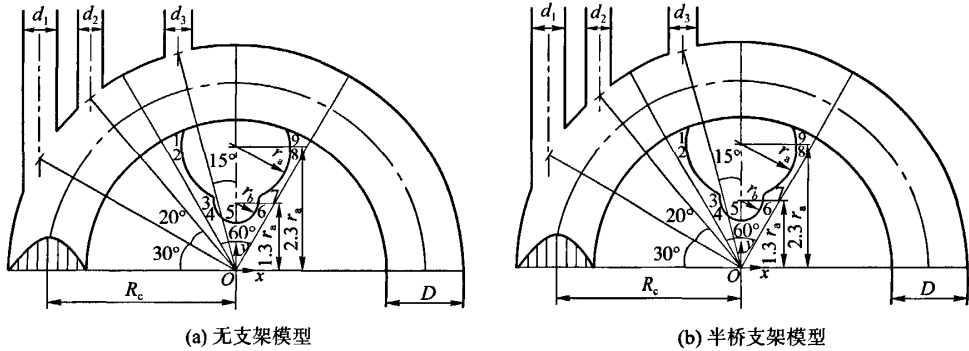


图1 主动脉弓动脉瘤支架植入前后的几何模型

Fig. 1 Geometric models of the aortic arch aneurysm before and after stent implantation

为简便起见, 本研究忽略了血管壁的顺应性. 血液流动简化为绝热、不可压缩、牛顿性流体的层流. 血液密度 $\rho = 1.05 \times 10^3$ kg/m³; 动力黏度 $\mu = 4 \times 10^{-3}$ Pa·s; 心动周期 $T = 0.8$ s. 基于主动脉直径和进口速度的 Womersley 数和峰值 Reynolds 数分别是 10 和 1057. 在主动脉进口处, 进口速度分布成径向对称的 Poiseuille 流动. 进口速度是根据真实生理脉动流量波形计算得到的(见图2). 在所有血管壁和动脉瘤表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 0. 在所有出口处均采用 0 牵引力条件, 并令其压力为 0.

作者采用有限元分析软件 ANSYS6.0 作为 CFD 求解器来完成血液脉动流的仿真; 采用 SIMPLEF 求解速度-压力场. 为加快迭代求解的速度, 对速度和压力均施加了相同的松弛因子 0.7. 由于时间步长对迭代计算的稳定性没有影响, 所以每个周期采用 100 个时间步长. 作者为了得到周期性收敛的结果共进行了 3 个周期的迭代.

2 仿真结果

选取心动周期中 2 个时刻来描述瘤腔内的流动(见图2). t_1 和 t_2 分别表示峰值流量期和低谷流量期.

主动脉弓在 t_1 、 t_2 时刻的流场见图3. 图3中, 左图为无支架模型, 右图为半桥支架模型. 除了在瘤口附近的流场有所差别外, 在整个心动周期过程中, 主动脉和3个侧支动脉中的流动情形在半桥支架和无支架动脉瘤模型中是很相似的. 支架保持了主动脉和侧支动脉的血流灌注而没有对其产生干扰.

图4展示了瘤腔内 t_1 、 t_2 时刻的速度矢量情况. 图4中, 左图为无支架模型, 右图为半桥支架模型; 每个模型的左半部分为纵截面视图, 右半部分为横截面视图. 由于流动是脉动的, 所以涡流的大小和形状不断变化. 对于有、无支架的模型, 其动脉瘤腔内的流场明显不同. 半桥支架瘤的下游瘤口受到的血流冲击因支架细丝网格的出现得到缓冲. 半桥支架动脉瘤内的流动比无支架动脉瘤内的流动更迟缓, 特别是在半桥支架动脉瘤的突起部位, 其流动范围和强度都被明显地削弱了. 这些现象表明, 植入半桥支架后瘤腔内容易发生血栓, 从而可以缓解瘤腔扩张, 减小瘤腔破裂的危险^[9, 17-18].

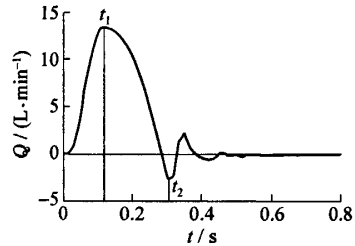


图2 进口流量波形

Fig. 2 Entrance flowrate waveform

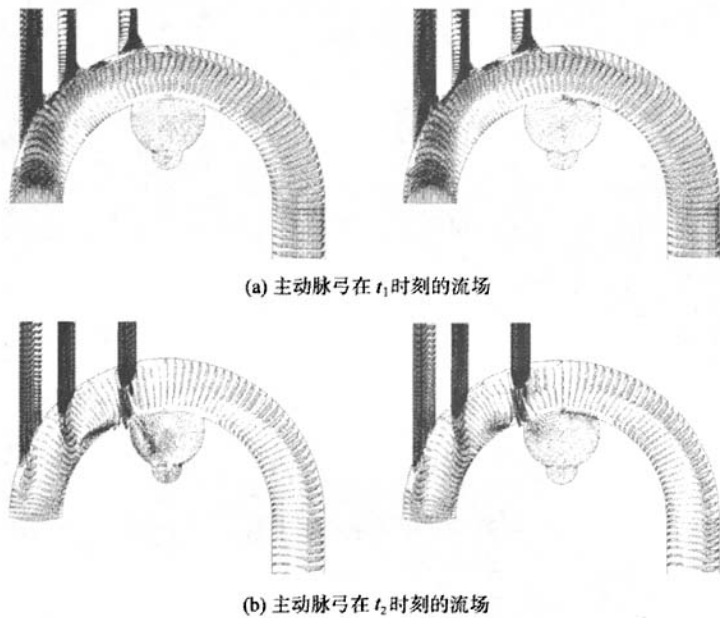


图 3 对称平面内的速度矢量

Fig. 3 Velocity vectors in the symmetry plane

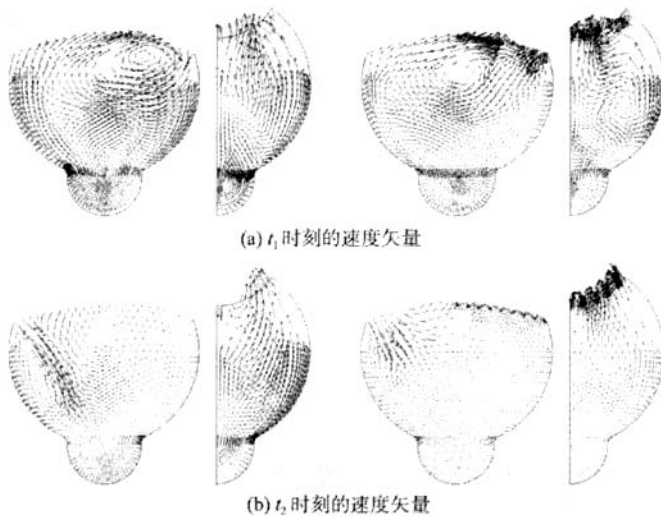


图 4 瘤腔内的速度矢量

Fig. 4 Velocity vectors in the aneurysm

在纵截面内选取瘤腔壁面上 9 个点(图 1 中点 1~点 9)分析压力 p 和壁面切应力 τ_w . 图 5 所示为 2 个模型中的 9 个选取点的压力(相对于出口压力)分布. 支架植入后动脉瘤壁上的压力降低了,特别是突起部位的压力比其他地方下降得更多. 这些现象使得半桥支架瘤腔壁的压力更均衡了. 均衡后的压力分布表明,半桥支架动脉瘤内的压力梯度会更小,使由此引起的瘤腔内流动速度降低. 9 个选取点的壁面切应力分布如图 6 所示. 在 2 个模型中,在瘤口和突起口部位的局部壁面切应力比其他地方的高,这是因为此处几何形状向流腔内凸起造成的. 在半桥支架模型中,除了在点 3 处的壁面切应力有所提高之外,大部分点的壁面切应力都明显降低了. 半桥支架模型下游瘤口壁面切应力的降低是由于近壁速度(以及切变

率)的降低引起的. 特别是在突起处及其下游区域的壁面切应力下降更明显. 已有研究表明, 壁面切应力与动脉瘤的形成、发展和破裂有关^[19-20], 低壁面切应力有助于缓解该病变的发展. 本文所得壁面切应力的分布情况与速度流场的情形是互相吻合的.

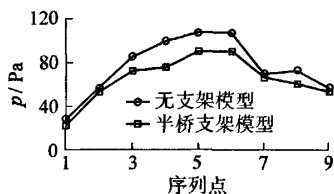


图5 瘤腔内的压力比较

Fig. 5 Pressure comparison along the aneurysmal wall

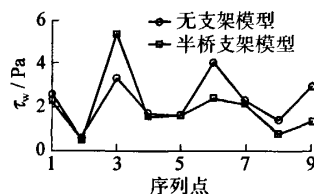


图6 瘤腔内的壁面切应力比较

Fig. 6 Wall shear stress comparison along the aneurysmal wall

当作用在血管内壁上的应力(包括压力和切应力的共同作用)超过动脉组织的强度极限时, 动脉瘤即发生破裂. 动脉瘤局部的高压和大的切应力在支架植入后降低了. 许多研究结果确认了类似的发现^[6,8,11]. Crawford 进行了在体观察研究, 结果表明, 64%的动脉瘤破裂发生在瘤腔的顶部^[21]. 根据压力和壁面切应力的分布可以推断, 用半桥支架的方法可以治疗主动脉弓动脉瘤^[21-22].

3 结论

CFD 仿真结果表明, 血管内半桥支架确实可以导致动脉瘤内血液的停滞. 瘤腔内的流动速度、压力和壁面切应力因支架的植入而降低了, 特别是在瘤腔顶部突起处的值明显减小了. 但是, 本研究中的几何模型、物理模型中存在一些简化、假设和局限性, 因此, 针对可扩张血管、非牛顿流体和个性化模型的研究将是非常必要的. 另外, 也有必要进行大量、长期的实验和随访研究来确定血管内半桥支架治疗的长期有效性.

参考文献:

- [1] PARODI J C, PALMAZ J C, BARONE H D. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms [J]. *Ann Vasc Surg*, 1991, 5(6): 491-499.
- [2] TRAUB O, BERK B C. Laminar shear stress: mechanism by which endothelial cells transduce an atheroprotective force[J]. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 1998, 18(5): 677-685.
- [3] VILLAREAL R P, KAR B, HOWELL M H, et al. Bare metal stents with or without coil embolization for abdominal aortic aneurysm exclusion in high-risk patients[J]. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 2001, 54(1): 12-18.
- [4] WAKHLOO A K, LANZINO G, LIEBER B B, et al. Stents for intracranial aneurysms; the beginning of a new endovascular era[J]. *Neurosurgery*, 1998, 43(2): 377-379.
- [5] GEREMIA G, HAKLIN M, BRENNECKE L. Embolization of experimentally created aneurysms with intravascular stent devices[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 1994, 15(7): 1223-1231.
- [6] LIEBER B B, LIVESCU V, HOPKINS L N, et al. Particle image velocimetry assessment of stent design influence on intra-aneurysmal flow[J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(6): 768-777.
- [7] LIEBER B B, GOUNIS M J. The physics of endoluminal stenting in the treatment of cerebrovascular aneurysms[J]. *Neurol Res*, 2002, 24(S1): S33-S42.
- [8] AENIS M, STANCAMPIANO A P, WAKHLOO A K, et al. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model[J]. *J Biomech Eng*, 1997, 119(2): 206-212.
- [9] YU S C, ZHAO J B. A steady flow analysis on the stented and non-stented sidewall aneurysm models[J]. *Med Eng Phys*, 1999, 21(3): 133-141.
- [10] RHEE K, HAN M H, CHA S H. Changes of flow characteristics by stenting in aneurysm models; influence of aneurysm geometry and stent porosity[J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(7): 894-904.
- [11] LIOU T M, LIOU S N. Pulsatile flows in a lateral aneurysm anchored on a stented and curved parent vessel[J]. *Experimental Mechanics*, 2004, 44(3): 253-260.

- [12] STUHNE G R, STEINMAN D A. Finite-element modeling of the hemodynamics of stented aneurysms[J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(3): 382-387.
- [13] 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(待发表).
QIAO Ai-ke, LIU You-jun, ZHANG Song. Simulation of stent treatment for aneurysms in the inner bend of aortic arch[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2007(in press). (in Chinese)
- [14] LIEBER B B, LOVESCU V, HOPKINS L N, et al. Particle image velocimetry assessment of stent design influence on intra-aneurysmal flow[J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(6): 768-777.
- [15] LIEBER B B, STANCAMPIANO A P, WAKHLOO A K. Alteration of hemodynamics in aneurysm models by stenting: influence of stent porosity[J]. *Ann Biomed Eng*, 1997, 25(3): 460-469.
- [16] MOORE J R, BERRY J L. Fluid and solid mechanical implications of vascular stenting[J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(4): 498-508.
- [17] RUIZ C E, ZHANG H P, DOUGLAS J T, et al. A novel method for treatment of abdominal aortic aneurysms using percutaneous implantation of a newly designed endovascular device[J]. *Circulation*, 1995, 91(9): 2470-2477.
- [18] RUIZ C E, ZHANG H P, BUTT A I, et al. Percutaneous treatment of abdominal aortic aneurysm in a swine model: understanding the behavior of aortic aneurysm closure through a serial histopathological analysis[J]. *Circulation*, 1997, 96(7): 2438-2448.
- [19] PALUMBO R, GAETANO C, MELILLO G, et al. Shear stress downregulation of platelet-derived growth factor receptor and matrix metalloproteinase-2 is associated with inhibition of smooth muscle cell invasion and migration[J]. *Circulation*, 2000, 102(2): 225-230.
- [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(11): 2500-2505.
- [21] CRAWFORD T. Some observations of the pathogenesis and natural history of intracranial aneurysms[J]. *J Neurosurg Psychiatry*, 1959, 22(11): 259-266.
- [22] HIRABAYASHI M, OHTA M, RUFENACHT D A, et al. Characterization of flow reduction properties in an aneurysm due to a stent[J]. *Physical Review E*, 2003, 68(2): 1-6.

Simulation of Treatment for Aortic Arch Aneurysms With Half Implanted Stent

QIAO Ai-ke, LIU You-jun

(College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100022, China)

Abstract: A novel approach was proposed employing half implanted stent for the treatment of aortic arch aneurysm harboring a bleb on its dome. The objectives of the study were to construct a nonstented and a half stented aortic arch aneurysm models with blebs, demonstrate the detailed flow patterns, pressure and wall shear stress distributions around the aneurysm, and examine whether half stented aneurysms have preferable intra-aneurysmal hemodynamics for thrombus and occlusion. The physiologic blood flows around the aortic arch aneurysms were simulated using the method of computational fluid dynamics. The detailed hemodynamics in both models were compared and analyzed. Flow activities inside the half stented aneurysm model were significantly diminished, specifically the pressures and wall shear stresses in the bleb were decreased. It can be concluded that half bridged endovascular stents can promote intra-aneurysmal thrombus development and attenuate aneurysm rupture risk, and it is a feasible approach to treat aortic arch aneurysm.

Key words: implants; hemodynamics; cardiovascular surgery; biomechanics