

文章编号:1004-7220(2012)05-0501-04

支架介入治疗颈内动脉狭窄和动脉瘤对 动脉瘤壁面压力的影响

付文字^{1,2a}, 殷文聪^{2b}, 乔爱科^{2b}

(1. 北京联合大学 机械与电子工程学院, 北京 100020; 2. 北京工业大学 a. 建筑与工程学院, b. 生命科学与生物工程学院, 北京 100124)

摘要: **目的** 研究当狭窄与动脉瘤毗邻时,使用支架介入治疗后对动脉瘤壁面压力产生的影响。**方法** 使用计算流体动力学分析的方法对动脉瘤模型及狭窄和动脉瘤毗邻的模型进行对比研究。构建3个模型(M1、M2、M3)对压力变化进行分析比较。M1是颈内动脉瘤模型(无狭窄、无支架),在M1中的动脉瘤前构造一段狭窄动脉形成M2,在M2的动脉瘤部位植入支架后形成M3。**结果** M2、M1两个模型相比较,轻度狭窄(50%)引起的动脉瘤部位的压力增加约为1.369 9 kPa(10.3 mmHg)(收缩期的峰值时刻),一个心动周期内动脉瘤部位的平均压力增加约为0.572 kPa(4.3 mmHg)。M3、M2两个模型相比较,动脉瘤部位的压力增加大约为1.037 kPa(7.8 mmHg)(收缩期的峰值时刻),一个心动周期内动脉瘤部位的平均压力增加大约为0.399 kPa(3 mmHg)。**结论** 当使用支架治疗狭窄与弯曲颅内动脉瘤毗邻的患者时,轻度狭窄不会导致显著压力增加。载瘤动脉的形状、动脉瘤或动脉狭窄疾病确实对动脉瘤部位压力变化有影响。

关键词: 动脉瘤; 狭窄; 支架; 压力; 计算流体动力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Effect on aneurysmal pressure after stent intervention treatment for aneurysm accompanied by stenosis

FU Wen-yu^{1,2a}, YIN Wen-cong^{2b}, QIAO Ai-ke^{2b} (1. *College of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Union University, Beijing 100020, China*; 2. a. *College of Architecture and Civil Engineering, b. College of Life Science and Bio-engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China*)

Abstract: **Objective** To investigate the effect on aneurysmal pressure after stent intervention treatment for aneurysm accompanied by stenosis. **Methods** Computational fluid dynamics (CFD) analyses were carried out to make comparative study on aneurysm models with and without stenosis. Three models (M1, M2, M3) were constructed to compare the pressure variations. M1 was the aneurysm model with no stenosis and no stent, M2 was forming from M1 model with a preaneurysm stenosis, and M3 was the M2 model with stent implantation at the place of the aneurysm. **Results** For comparison between M2 and M1, pressure increase in the aneurysmal sac caused by a mild stenosis (50%) was about 1.399 9 kPa(10.3 mmHg) with the peak systole, and the average pressure increase in a cardiac cycle was about 0.572 kPa(4.3 mmHg). For comparison between M2 and M3, pressure increase in the aneurysmal sac was about 1.037 kPa(7.8 mmHg) at peak systole in a cardiac cycle, and the average pressure increase in the aneurysmal sac in a cardiac cycle was about 0.399 kPa(3 mmHg). **Conclusions** A mild stenosis could not result in the sharp pressure increase with stent intervention applied to the treatment of aneurysm accompanied by stenosis harbored on a tortuous intracranial artery. The geometry of the parent vessel and its aneurysmal/stenotic diseases do have influence on the pressure variation at the place of aneurysm.

收稿日期:2012-08-01; 修回日期:2012-09-04

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10972016,81171107),北京市自然科学基金资助项目(3092004)。

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

Key words: Aneurysm; Stenosis; Stent; Pressure; Computational fluid dynamics(CFD)

最近在《美国神经放射学杂志》中发表的4篇文章^[1-4]引起了激烈辩论。争论的焦点是使用支架介入治疗颈内动脉瘤(瘤前毗邻一段狭窄动脉)后,动脉瘤部位的壁面压力增加是多少。Cebal 等^[1]研究认为,使用支架介入治疗后,动脉瘤部位压力(其研究中的第1个模型)显著增加约 2.66 kPa(20 mmHg)。然而,Fiorella 等^[2]认为,同传统血流动力学计算和实验测量相比,压力增加值至少被高估了2倍^[5,6]。根据泊肃叶定律,当狭窄(50%狭窄)部位被去除,血管直径恢复到正常值,血液流动阻力将减少。但泊肃叶定律只适用于直管情形,Cebal 等^[1]研究中使用了基于CT图像构建的个体化模型,并不能使用泊肃叶定律进行求解;因此,需要进行进一步的研究工作,判断压力增加值到底是多少。

本文旨在研究当狭窄与动脉瘤毗邻时,使用支架介入治疗后是否引起动脉瘤壁面压力显著增加。

1 方法

在文献[7]中的模型基础上,在位于最接近动脉瘤的载瘤动脉处人为构造一段50%狭窄血管。当狭窄动脉位于动脉瘤后面时,压力变化可能是不同的,故同时构造这一模型进行对比研究。

为了便于比较,本文使用文献[7]中无支架的颈内动脉瘤模型(用M1表示)。以M1为基础,在M1的动脉瘤前构造一段狭窄动脉,形成第2个模型(用M2表示)。在M2的动脉瘤部位植入支架后形成第3个模型(用M3表示),M2中狭窄部位血管直径恢复到正常值。3个动脉瘤模型如图1所示。

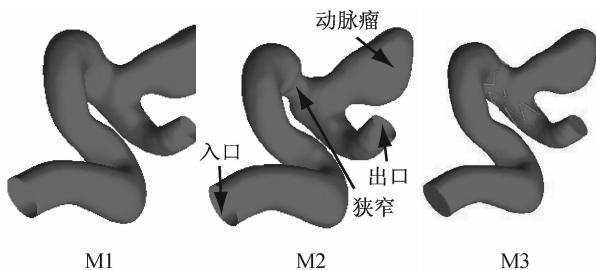


图1 动脉瘤模型

Fig.1 The aneurysm model

利用 Roy 等^[8]和 Banerjee 等^[9]的研究结果来判断本文数值计算的可靠性。因此,首先使用文献[8-9]中的模型进行数值计算。在文献[8-9]中模型是二维的,而本研究中模型是三维的。血管模型的入口、出口直径和轴向长度分别为 0.38、0.36 和 5.2 cm。对实验测量结果和计算结果进行比较分析;通过这种间接方式,检验本研究数值计算的可靠性。本文使用的血流动力学模型与文献[8-9]相同。图2显示了压力差的实验测量和数值计算结果的对比曲线。一个心动周期内实验测量的压力差为 78.5 Pa(0.59 mmHg),一个心动周期内数值计算的压力差为 91.8 Pa(0.69 mmHg)。实验测量的压力差^[8,9]与现在数值计算的压力差之间的相对误差小于15%,说明本研究使用的计算方法是可靠的。数值计算的压力的最大值约为 744.8 Pa(5.6 mmHg),发生在收缩期的 80~90 ms。在文献[8-9]的实验测量中,压力差的最大值为 598.5 Pa(4.5 mmHg),发生在收缩期的 0.11 s,两者之间有 20 mm 的相位差;这主要是因为血管壁是弹性的,而在数值计算中假设血管壁是刚性的。

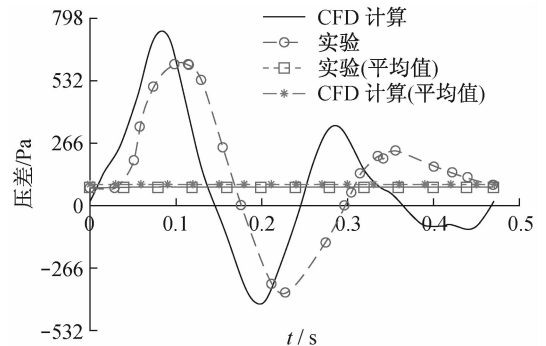


图2 直管模型中入口和出口之间的压力差随时间变化曲线

Fig.2 Variation of pressure differences between the inlet and the outlet with time in a straight tube

2 血液动力学模型

血液流动由三维不可压缩 Navier-Stokes 方程控制。血液黏度和密度分别为 $4 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 和 1.0 g/cm^3 。与较大的主动脉相比,脑动脉弹性较小,故血管壁假设为刚性。血管壁为无滑移边界条件。已有研究结

果^[10]表明,采用牛顿流体和非牛顿流体模型时,流场的差别不大,故血液假设为牛顿流体。根据模型入口血液流速和入口直径计算出的 $Re = 704$,故流动为层流。

由于没有从构建 M1 模型的患者测得相应的血流入口速度,本研究使用文献[11]中的入口血流速度曲线。在给定长度的血管段内,驱动血液流动的压力和入口速度密切相关。当其他条件不变,入口速度增加时,驱动血液流动的压力也会增加。不同个体间的颈内动脉的速度变化很大。据临床统计数据^[12-13],正常人体颈内动脉速度变化范围为 $20.1 \sim 112 \text{ cm/s}$ 。当颈内动脉存在 $10\% \sim 55\%$ 的狭窄动脉时,这一数据为 $24.1 \sim 209.8 \text{ cm/s}$ 。本研究使用的 3 个模型,在心动周期内血管入口的最大速度为 58.7 cm/s ,平均速度为 38 cm/s 。因此,本研究使用的进口速度在临床医学统计数据范围内;其值接近统计数据的下限,并没有数量级上的差异。

血管出口处压力值设为 0 Pa 。3 个模型中,边界条件设置相同。流场计算时微分方程组离散格式采用二阶精度的迎风格式。使用 ANSYS CFX 12.1 进行计算流体动力学的数值计算,其求解计算使用隐式有限体积法。为了减少计算时间,采用并行计算。最大均方根残差设定为 10^{-4} 。计算所取时间步长为 5 ms ,进行 3 个心动周期的迭代运算,得到稳定的收敛解。

3 结果和讨论

如图 3 所示,在动脉瘤部位定义一个平面,并且计算该平面和出口之间(同时也计算入口和出口)的压力增加值。对于计算的 3 个模型而言,入口、动脉瘤平面和出口的位置是相同的。为了清楚地显示不同平面的位置,图 3 中将流线也表示出来,动脉瘤平面垂直于动脉模型的中心线,获得了入口平面、动脉瘤平面和出口平面在心动周期不同时刻的平均压力。同时计算这 3 个平面在一个心动周期的压力平均值(见表 1)。

模型 M1 和 M2 相比较,收缩期峰值时刻动脉瘤部位压力增加了约为 1.3699 kPa (10.3 mmHg)。模型 M3 和 M2 相比较,收缩期峰值时刻动脉瘤部位压力增加了约为 1.037 kPa (7.8 mmHg)。这一结果明显不同于文献[1]中提到的在收缩期峰值时刻使

用支架介入治疗前后,动脉瘤部位压力增加值为 2.66 kPa (20 mmHg)。文献[1]中的结果和本研究之间差别较大,还需要有关文献[1]更多的信息及进行更多的研究工作。

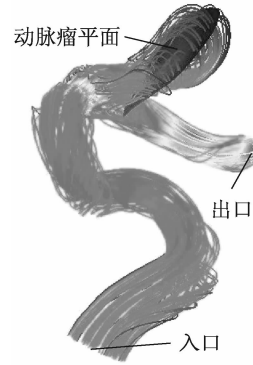


图 3 计算压力增加的 3 个平面位置

Fig. 3 Three plane positions for computation of the pressure increase

表 1 压力增加

Tab. 1 Pressure increase

模型	p_A/kPa	p_B/kPa
M1	0.678	1.4497
M2	1.250	2.8196
M3	0.851	1.7822

下标 A 表示一个心动周期内动脉瘤平面和入口平面之间压力增加的平均值,B 表示在收缩期峰值时刻动脉瘤平面和入口平面之间压力增加值

文献[7-8]中使用的是带有轻微锥度的直管模型,模型入口和出口直径分别为 0.38 和 0.36 cm ,入口和出口之间的轴向距离为 5.2 cm ,入口速度的最大值为 49 cm/s ,Radaelli 等^[7]和 Roy 等^[7]实验测得的收缩期峰值时刻压差为 572 Pa (4.3 mmHg)。本研究使用的 3 个模型沿中心线轴向距离也是 5.2 cm ,同文献[7-8]中使用的模型轴向距离相同;模型入口的直径为 0.56 cm ,此值大于文献[7-8]中使用的模型的入口直径。本文研究中模型入口的最大速度为 46 cm/s 。根据血液流动的泊肃叶定律,一段血管驱动血液流动的压差与血管长度、血液的动态黏度、体积流率和血管半径等因素有关。如果个体化模型适用于泊肃叶定律,本文 M1 模型计算出的最大压差将不可能为 2.793 kPa (21 mmHg),入

口和出口之间在收缩期峰值时刻压差),而是468 Pa (3.52 mmHg);这说明对于带有弯曲、锥度和动脉瘤的个体化模型,泊肃叶定律并不适用,同时说明和文献[7-8]中使用的直管模型相比,本研究中的M1模型的流动阻力增加大约6倍。

图4显示了一个心动周期中入口和出口之间的压差(3个模型)随时间变化的规律。可以发现,3个模型压差随时间变化曲线的规律非常类似,只是大小不同。

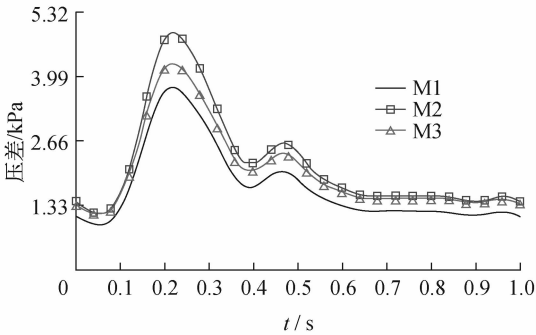


图4 一个心动周期中入口和出口之间压差随时间变化曲线

Fig. 4 Variation of pressure differences between the inlet and the outlet in a cardiac cycle with time

总的来说,本研究中M2模型中的轻度狭窄(50%)引起的压差约为1.037 kPa(7.8 mmHg,收缩期峰值时刻),这比文献[1]中的2.66 kPa(20 mmHg)的一半还要小。但是,此值大于文献[7-8]中的744.8 Pa(5.6 mmHg,带有锥度的直管模型)小于文献[5-6]中的1.33 kPa(10 mmHg,模型有65%的动脉狭窄)。因此,轻度狭窄不可能产生文献[1]中认为的那样显著的压差(2.66 kPa)。需要指出,以上结论都是同带有狭窄的模型相比较而得出的。若动脉模型中仅有动脉瘤而无狭窄,则使用支架治疗后动脉瘤壁面压力变化不大^[14]。

在模型M1和M3中,在动脉瘤前/后毗邻狭窄动脉。在狭窄动脉处 $Re = 2000$ 左右,该值接近区分层流和湍流的临界数,故狭窄动脉处的血液流动可能处于层流和湍流之间的过度状态。但是在文献[1,5-8]和本文研究中,血液流动均假设为层流;这对于没有狭窄的血管模型是正确的,但对于带有狭窄的动脉模型也许并不合适。在未来的工作中将对这一问题继续进行研究。

4 结语

文献[1]中认为的由于狭窄动脉与动脉瘤毗邻,使用支架治疗后引起的动脉瘤部位压力增加值确实太大;本文研究表明,使用支架介入治疗后轻度狭窄不能导致显著的动脉瘤部位压力增加,载瘤动脉形状及动脉瘤/动脉狭窄确实对压力变化有影响。

参考文献:

- [1] Cebal JR, Mut F, Raschi M, *et al.* Aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents: Computational hemodynamics analysis of treatment [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2011, 32(1): 27-33.
- [2] Fiorella D, Sadasivan C, Woo HH, *et al.* Regarding "aneurysm rupture following treatment with flow-diverting stents: Computational hemodynamics analysis of treatment" [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2011, 32(1): E95-97.
- [3] Putman CP, Lylyk P, Cebal JR. Reply [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2011, 32(1): E98-100.
- [4] Steinman DA. Computational modeling and flow diverters: A teaching moment [J]. *AJNR Am J Neuroradiol* 2011, 32(6): 981-983.
- [5] Young DF. Fluid mechanics of arterial stenoses [J]. *J Biomech Eng*, 1979, 101(3): 157-175.
- [6] Young DF, Cholvin NR, Roth AC. Pressure drop across artificially induced stenoses in the femoral arteries of dogs [J]. *Circ Res*, 1975, 36(6): 735-743.
- [7] Radaelli AG, Augsburger L, Cebal JR, *et al.* 2008. Reproducibility of haemodynamical simulations in a subject-specific stented aneurysm mode-A report on the virtual intracranial stenting challenge [J]. *J Biomech*, 2008, 41(10): 2069-2081.
- [8] Roy AS, Back LH, Banerjee RK. Evaluation of compliance of arterial vessel using coupled fluid structure interaction analysis [J]. *Mol Cell Biomech*, 2008, 5(4): 229-246.
- [9] Banerjee RK, Back LH. Computed and measured hemodynamics in a compliant tapered femoral artery [C]// *Proceedings of the 2003 Summer Bioengineering Conference*. Florida, USA: [s. n.], 2003: 261-262
- [10] Kundu PK, Cohen IM. *Fluid mechanics* [M]. New York: Academic Press (Elsevier), 2004.
- [11] 欧特尔. 普朗特流体力学基础 [M]. 北京: 科学出版社, 2008.
- [12] Blakeshear WM, Phillips DJ, Chikos PM, *et al.* Carotid artery velocity patterns in normal and stenotic vessels [J]. *Stroke*, 1980, 11(1): 67-71. (下转第514页)