

颈内动脉狭窄时 Willis 环的血液动力学数值模拟

陈珍¹, 袁奇¹, 朱光宇¹, 刘伟阳¹, 杨健²

(1. 西安交通大学能源与动力工程学院, 710049, 西安; 2. 西安交通大学医学院, 710061, 西安)

摘要: 为检验 Willis 环的侧支循环能力, 以及在动脉内膜切除手术(CEA)中颈内动脉(ICA)被夹闭前后环内的血液动力学变化情况, 利用 CT 扫描数据以及计算机辅助设计软件建立了某病人的三维 Willis 环模型, 在右侧颈内动脉(RICA)处人为地构建了一系列不同程度狭窄的模型. 将血液模拟为非牛顿流体, 采用 ANSYS-CFX 软件对 Willis 环内的血液稳态流动进行了三维数值模拟. 计算结果表明, 当狭窄率大于 50% 时, 环内血液重新分配, 前交通动脉(ACoA)侧支循环作用比后交通动脉(PCoA)更加重要. 在 CEA 过程中, 压力与脑部总血流量成正比. 对于 ACoA 缺失的 Willis 环, 只通过提升压力并不能有效增加脑部供血, 术中可以考虑进行分流. 研究结果对于临床具有一定的应用价值.

关键词: Willis 环; 动脉狭窄; 三维重建; 血液动力学

中图分类号: Q811.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2009)10-0119-05

Blood Flow Dynamics in Patient-Specific Circle of Willis Model with Severe Internal Carotid Artery Stenosis

CHEN Zhen¹, YUAN Qi¹, ZHU Guangyu¹, LIU Weiyang¹, YANG Jian²

(1. School of Energy and Power Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Medical College, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, China)

Abstract: Focusing the capacity of the circle of Willis(CoW) and the cerebral hemodynamic changes before and after clamping internal carotid artery (ICA) during carotid endarterectomy (CEA), a 3D computational model was developed combining patient-specific CT images with CAD software. A series of different axisymmetric stenosis were artificially inserted in right internal carotid artery (RICA). Non-Newtonian blood flow in CoW was simulated under steady flow condition by ANSYS-CFX. The results show that cerebral blood flow gets redistributed as the degree of stenosis is greater than 50%. Collateral flow in anterior communicating artery (ACoA) is much more important than that in posterior communicating artery (PCoA). As cerebral blood flow (CBF) is proportional to blood pressure, raising blood pressure facilitates improving the cerebral blood supply efficiently during the CEA operation. However, while ACoA missing, the blood supply can not be simply maintained by raising blood pressure, a shunt is necessary.

Keywords: circle of Willis; arterial stenosis; 3D reconstruction; blood dynamics

脑中风是现今死亡率最高的三大疾病之一, 很多中风发生与脑动脉狭窄有关. 狭窄常见部位是颈内动脉(ICA)和椎动脉(VA), 这正处于 Willis 环区域. Willis 环作为大脑的动脉要道, 是重要的侧支循

环系统. 动脉内膜切除手术(CEA)是一种通过切除粥样硬化斑块以减少脑中风危害的外科手术^[1]. 在手术的过程中, 一支 ICA 被夹闭, 这会极大地影响大脑的血液动力学状态. 在术中采用监测技术, 若在

颈内动脉阻断后出现缺血现象,则需要采取办法增加脑血流量.增加脑血流量的方法之一是升高平均动脉压以促进侧支循环.如果血压升高至一定程度仍不能逆转脑电图异常,应立即采用术中分流以增加脑血流量^[2].置入分流管的过程中可能造成栓子脱落酿成脑栓塞,或损伤动脉内膜,增加手术后脑中风发病的机率.因此,对于 ICA 被夹闭前后的大脑血液动力学状态的改变进行分析预测,可以帮助外科医生确定病人做动脉内膜切除手术的风险以及手术过程中加动脉分流管的必要性^[3].

本文建立了某具体病人的三维 Willis 环模型,对 ICA 不同程度狭窄进行了模拟,分析了不同病理 Willis 环在 CEA 手术中的血液动力学状态,做出手术前的预测.

1 方法

1.1 基于 CT 数据的 Willis 环三维模型重建

Willis 环的个体差异较大,采用统计的解剖学数据难以说明具体问题,现在越来越多的研究^[4-6]倾向于针对具体的病人建立 Willis 环模型,进行针对性的研究.本文所采用的 Willis 环 CT 图像来自西安交通大学第一附属医院一位 15 岁的女性病人.采用 Toshiba Aquilion 64 排螺旋 CT 扫描机,扫描条件为管电压 120 kV 峰值,管电流 350 mA,扫描层厚 0.5 mm,共计 967 张二维切片 CT 图像.

采用表面遮盖法对大脑 CT 扫描 DICOM 数据进行阈值分割、区域增长等操作,实现了三维 Willis 环模型的重建并生成可供快速成型设备识别的 STL 格式的文件.然后,采用最佳的 NURBS 曲面拟合出 Willis 环的真实表面形貌,见图 1.

1.2 血液非牛顿特性模拟

血液表现出非牛顿流体的特性,特别是在小于 100 s^{-1} 的低剪切率时^[7].本文将血液模拟为不可压缩的黏性非牛顿流体,其本构方程为

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\mu J_2 V_{ij} \quad (1)$$

$$\mu(J_2) = [(8\eta^2 J_2)^{1/4} + \tau_y^{1/2}]^2 (8J_2)^{-1/2} \quad (2)$$

$$J_2 = \frac{1}{2} V_{ij} V_{ij} \quad (3)$$

$$V_{ij} = (1/2) \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1 & i = j \\ 0 & i \neq j \end{cases} \quad (5)$$

式中: V_{ij} 为应变率; τ_{ij} 为应力; $u_{i,j}$ 为流动速度; p 是静压; μ 为黏性系数; δ_{ij} 为克罗内克符号; τ_y 和 η 是

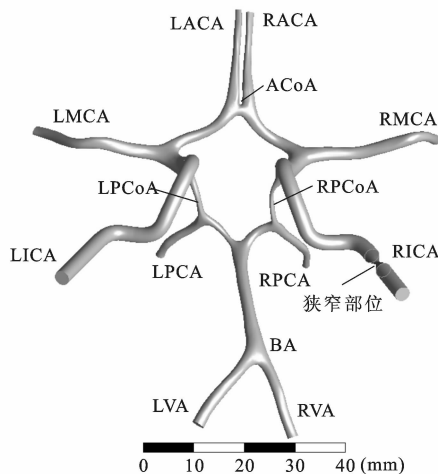


图1 Willis 环三维重建模型

由实验数据确定的常量.本文采用适合模拟血液在中低剪切率黏性的 Carreau 模型^[7].Carreau 模型中血液的黏性与剪切率之间的关系为

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2} \quad (6)$$

式中: λ 取 3.313 s ; n 取 0.3568 ; μ_0 取 $0.056 \text{ Pa} \cdot \text{s}$; μ_{∞} 取 $0.00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$; $\dot{\gamma}$ 表示剪切率.

1.3 边界条件

临床测量大脑总的脑血流量均值为 12.5 mL/s ^[8].在检验 Willis 环的侧支循环能力时,基于脑血管的自动调节可以降低出口血管阻力,从而维持血液流量恒定的假设,在 4 支进口动脉(LICA, RICA, LVA, RVA)处取平均压力 12265.6 Pa (92 mm-Hg),其余的 6 支出口动脉选取体积流量为边界条件.根据相关文献^[5-6]报道的脑血流量在出口动脉处的分配,大脑前动脉(ACA)内的血液流量占总流量的 22.2% ,大脑中动脉(MCA)内的占 44.5% ,大脑后动脉(PCA)内的占 33.3% ,即 $Q_{LACA} = Q_{RACA} = 1.39 \text{ mL/s}$, $Q_{LMCA} = Q_{RMCA} = 2.78 \text{ mL/s}$, $Q_{LPCA} = Q_{RPCA} = 2.08 \text{ mL/s}$.

1.4 数学模型以及网格剖分

计算中将血管壁视为无滑移刚性壁面. Willis 环内的流动可用 N-S 方程以及不可压缩流体的连续方程进行描述

$$\rho V \nabla V = -\nabla p - \nabla \tau \quad (7)$$

$$\nabla V = 0 \quad (8)$$

式中: V 为血液的速度; ρ 为血液的密度,取为 1056 kg/m^3 ; τ 为应力张量.将 N-S 方程写成这种形式主要是方便对血液使用非牛顿流体模型进行模拟. Willis 环内血液流动的雷诺数远小于 2100 ^[9],所以将血液在 Willis 环内的流动视为稳定的层流.

在对 Willis 环进行网格剖分时,为保证计算结果不受网格数量的影响,对计算区域网格逐渐加密,直到获得与网格无关的结果. 考虑到血液是黏性流体,边界层影响较大,因此在血管壁附近划分了 5 层边界层网格. 最终确定计算网格由内部的四面体单元以及边界层的棱柱单元组成,网格数为 2 201 778 个单元,652 564 个节点. 文献[6]在 RICA 进口处人为地设置了一系列轴对称的狭窄模型,狭窄率分别为 0%、30%、40%、50%、64%、75%、86%、96%. 狭窄率 $S=[1-(\text{狭窄动脉直径}\div\text{正常动脉直径})]\times 100\%$. 采用商业软件 ANSYS-CFX 对 Willis 环进行稳态血液动力学计算.

2 结果与分析

2.1 Willis 环侧支循环能力

2.1.1 压力分布 图 2 是 Willis 环在 RICA 不同程度狭窄时,假定各支出口动脉血流量不变的前提下环内的压力分布. 在 RICA 无狭窄即 $S=0\%$ 时,基于 Willis 环左右两侧的对称性,两侧的压力分布基本对称,直到狭窄率达到 50% 时,环内的压力状况还基本保持这一趋势. 当狭窄率达到 75% 时,环内的压力分布明显改变.

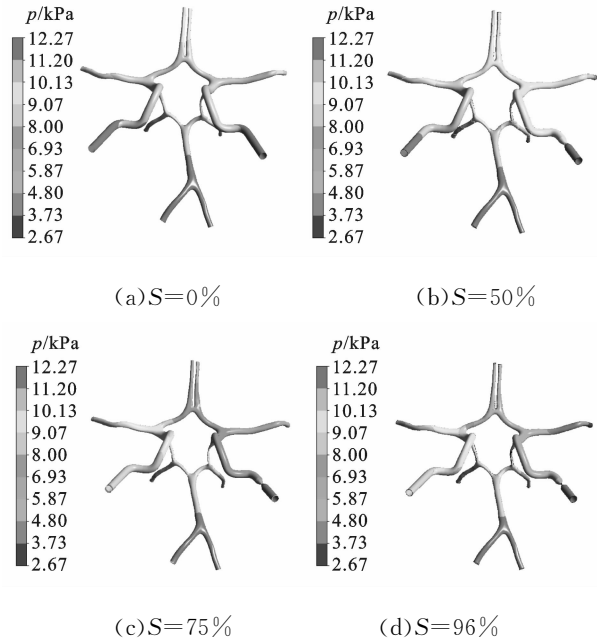
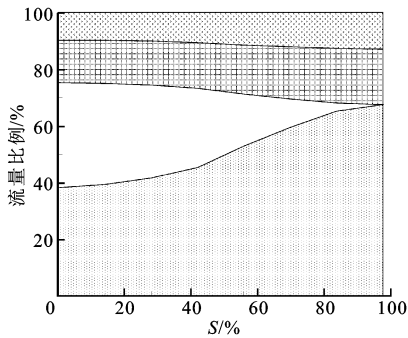


图 2 RICA 不同程度狭窄时 Willis 环内压力分布

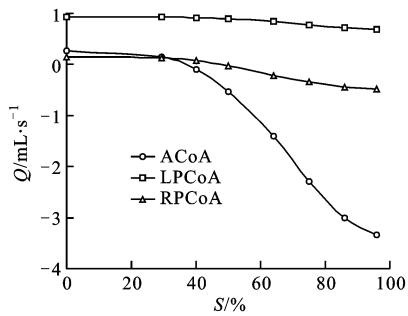
2.1.2 进口动脉、交通动脉血流量变化 由图 3a 可知,对于完整 Willis 环,ICA 的流量约为 VA 流量的 3~4 倍,左右侧的血液供给大致相等,这和生理情况[8] 完全符合,这从一个方面验证了计算结果的

正确性. 随着 RICA 狭窄率的增加,RICA 内的血液供给逐渐减小,为了维持总流量的供给,LICA 内的血流量所占比例急速增加. 当狭窄率大于 50% 时,环内血液重新分配,到狭窄率为 75% 时,LICA 内的血流量供给占到了总流量的 60%,而两侧 VA 内的血流量变化较小.

由图 3b 可知,随着狭窄率的增加,交通动脉内的流量大小和方向都发生了改变. 当狭窄率达到 40% 左右时,前交通动脉 (ACoA) 以及后交通动脉 (PCoA) 内的血液流动方向改变. 随着狭窄率的增加,ACoA 内的血流量急剧增加. 当狭窄率到 75% 时,ACoA 内的血流量占 Willis 环总流量的 20%,是 LPCoA 内流量的 3 倍、RPCoA 内流量的 6.5 倍. 整个狭窄过程中 LPCoA 内的血流量变化较小.



(a) 进口动脉流量比例随狭窄率的变化



(b) 交通动脉内血流量随狭窄率的变化

图 3 RICA 不同狭窄率时血流量的计算结果

以上流量变化曲线表明,RICA 狭窄后,要想维持各支出口动脉的流量,主要依靠 LICA 通过 Willis 环的侧支循环来增加血流量的供给. 血液通过 ACoA 将左侧动脉内的血液引到右侧,对右侧的 RMCA 以及 RACA 增加血流量. 可见当一侧 ICA 狭窄率大于 50% 时,ACoA 的侧支循环作用比 PCoA 更加重要,这和文献[10]的结论一致.

医学上往往以狭窄率 75% 作为是否做手术的临界点,由本文的数值模拟也可以很好地佐证这点.

当狭窄率达到 75% 时,各支进口动脉与出口动脉之间的压差急剧增大,要维持各支出口动脉流量不变,LICA 以及 ACoA 内的血流量将非常大,负荷增加,由文献[5]可知大脑的自动调节能力有限,脑血流量在此时很难通过脑血管的舒张和收缩将血流调节到所需要的水平。

2.2 RICA 夹闭时环内血液动力学状态

上文为了检验 Willis 环侧支循环能力,假设在 RICA 不同狭窄率时,Willis 环内的脑血流量不变,而实际情况是当 ICA 狭窄到一定程度时,血流总量会下降,影响脑部的血液供应。

在 CEA 手术中,一侧 ICA 会被夹住,通过提高进口动脉压力以期增加脑血流量。手术中对于是否采取分流往往存在争议,大约 15% 的病例需要术中分流,如果 Willis 环不完整,存在狭窄或缺失,则分流的可能性会增加^[2]。本文采用 RICA 完全闭塞来模拟 CEA 手术中颈内动脉被夹住的情况。

由以上对于 Willis 环侧支循环能力的分析可知,前后交通动脉是连接 Willis 环左右两侧最重要的交通通道。现在对正常 Willis 环、ACoA、LPCoA 以及 RPCoA 缺失这 4 种病理状况,Willis 环在 ICA 夹闭时,通过提高进口动脉 LICA、LVA 以及 RVA 处的压力,观察脑血流量的变化情况。

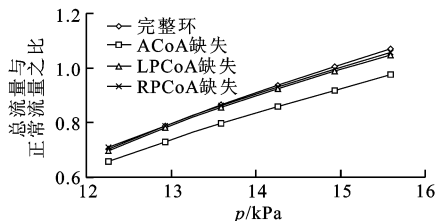


图4 总流量随压力提升的变化

由图 4 可知,在 CEA 手术过程中,当 ICA 被夹闭瞬间,脑部血流量(12 265.6 Pa)相对正常的总血流量,大约下降了 30%。升高血压确实是增加总的脑血流量的有效方式,总的脑血流量与压力基本成正比例关系,这与文献[5]中脑动脉自动调节范围内脑血流量与压力近似成线性关系的结论吻合。

对于完整的以及后交通动脉缺失的 Willis 环,当进口压力提升时,总的脑血流量都能恢复到正常流量,并且各支出口动脉的血液流量都得以提升(见图 5),能够有效地增加大脑局部供血,这时可以考虑不采用分流。如果 Willis 环中 ACoA 缺失,在进口压力提高时,总的脑血流量恢复到正常流量的 92%,但是 RMCA 内的血流量明显低于完整环以及

后交通动脉缺失时的流量,见图 5d,并且 RACA 内流量一直为 0,见图 5b,因此大脑不能够恢复到正常的供血。进口压力并不能无限地提升,临床上认为如果升高血压后脑部供血还不能得到改善,就应该考虑进行分流手术^[2]。因此,针对此 Willis 环,如果 ACoA 缺失,在 CEA 手术中提升压力并不能完全改善脑部的供血,则术中可以考虑进行分流。

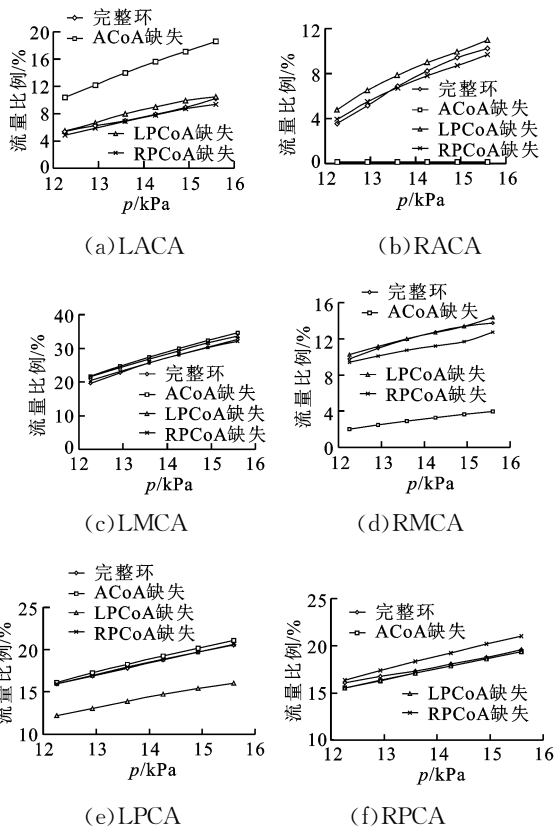


图5 各支出口动脉血液体积流量占正常总血流量的比例随压力的变化

3 结 论

(1)基于 CT 数据能够针对具体的病人重建真实的三维 Willis 环血液动力学计算模型。

(2)Willis 环的侧支循环能力对脑部血流的供给起着重要的作用。在 RICA 狭窄率小于 50% 时,Willis 环基本能维持血液的正常供应;当狭窄率大于 50% 时,环内血液重新分配;当狭窄率大于 75% 时,要维持血液的正常供应,ACoA 内的血流量相比无狭窄时的血流量急剧增大,达到总流量的 20%;当一侧 RICA 狭窄程度大于 50% 时,ACoA 的侧支循环作用比 PCoA 更加重要。

(3)动脉内膜切除手术过程中,当 ICA 被夹闭瞬间,脑部的供血量下降约 30%。升高血压是增加总脑血流量的有效方式,总脑血流量与压力基本成

正比例关系. 当完整环以及 PCoA 缺失时,通过提升进口动脉压力能够有效恢复脑部供血,术中可以不考虑分流. 如果此 Willis 环 ACoA 缺失,完全通过提升压力并不能有效恢复脑部供血,术中可以考虑进行分流. 通过对 Willis 环进行血液动力学的数值模拟,可以对具体的病人进行针对性的分析,为临床手术提供有价值的建议.

参考文献:

[1] BARNETT H J M, GUNTON R V, ELIASZIW M, et al. Causes and severity of ischemic stroke in patients with internal carotid artery stenosis [J]. Journal of the American Medical Association,2000, 283(11): 1429-1436.

[2] 周定标. 颈动脉内膜切除[M]. 北京:人民军医出版社, 2005: 58-59.

[3] BLASER T, HOFMANN K, BUERGER T, et al. Risk of stroke, transient ischemic attack, and vessel occlusion before endarterectomy in patients with symptomatic severe carotid stenosis [J]. Stroke,2002, 33(4): 1057-1062.

[4] CEBRAL J R, CASTRO M A, SOTO O, et al. Blood-flow models of the circle of Willis from magnetic resonance data [J]. Journal of Engineering Mathematics,2003, 47(3/4): 369-386.

[5] MOORE S, DAVID T, CHASE J G, et al. 3D models

of blood flow in the cerebral vasculature [J]. Journal of Biomechanics,2006, 39(8): 1454-1463.

[6] LONG Q, LUPPI L, KONIG C S, et al. Study of the collateral capacity of the circle of Willis of patients with severe carotid artery stenosis by 3D computational modeling [J]. Journal of Biomechanics,2008, 41(12): 2735-2742.

[7] JOHNSON B M, JOHNSON P R, CORNEY S, et al. Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations [J]. Journal of Biomechanics, 2004, 37(5): 709-720.

[8] 张致身. 人脑血管解剖与临床[M]. 2 版. 北京:科学技术文献出版社, 2004: 397-408.

[9] 陈珍,袁奇,申娜,等. 颅内 Willis 环三维稳态及非稳态血液动力学计算 [J]. 西安交通大学学报,2008,42(4):492-496.

CHEN Zhen,YUAN Qi,SHEN Na,et al. 3D steady/unsteady blood flow in the circle of willis[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2008,42(4):492-496.

[10] Alastruey J, Parker K H, Peiro J, et al. Modelling the circle of Willis to assess the effects of anatomical variations and occlusions on cerebral flows [J]. Journal of Biomechanics,2007, 40(8): 1794-1805.

(编辑 杜秀杰)