

颅内 Willis 环三维稳态及非稳态血液动力学计算

陈珍¹, 袁奇¹, 申娜¹, 崔长琮², Yong ZHAO³

(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第一附属医院, 710061, 西安;
3. School of Mechanical & Aerospace Engineering, Nanyang Technological University, 639798, Singapore)

摘要: 为了解颅内 Willis 环中正常与非正常情况下的血液流动状况, 帮助临床医生更深入了解 Willis 环的作用, 利用核磁共振成像数据以及计算机辅助设计软件建立了一系列三维 Willis 环的计算模型, 其中包括医学上常见的一些变异、病变症状, 给出了在各种物理模型下的血液定常稳定流和非定常脉动流的仿真结果, 包括血液流量分配和壁面剪切应力的分布, 证实了在 Willis 环内动脉粥样硬化病变与低的壁面剪切应力有关。该项研究对于临床治疗脑血管疾病具有重要指导作用。

关键词: Willis 环; 血液流动; 血液动力学; 稳态流动; 脉动流

中图分类号: Q811.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2008)04-0492-05

3-Dimensional Steady/Unsteady Blood Flow in the Circle of Willis

CHEN Zhen¹, YUAN Qi¹, SHEN Na¹, CUI Changcong², Yong ZHAO³

(1. School of Energy and Power Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. The First Affiliated Hospital of Medical College, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, China; 3. School of Mechanical & Aerospace Engineering, Nanyang Technological University, Singapore 639798, Singapore)

Abstract: The objective of this research was to provide a better insight into the blood flow dynamics in healthy and diseased circle of Willis. A three-dimensional computational model is developed combining magnetic resonance data with computer-aided design software. The most important anatomical variations were simulated under both steady and unsteady flow conditions, and the distribution of blood flow rates and wall shear stresses were thus revealed. These results suggest that low wall shear stress is a hemodynamic factor in the development of atherosclerotic plaque. A methodology of cerebral hemodynamic modeling is proposed as a potential diagnostic tool for future clinic applications.

Keywords: circle of Willis; blood flow; blood dynamics; steady-state flow; pulsatile flow

Willis 环又称大脑动脉环^[1], 是脑动脉的重要通路。Willis 环包括成对的颈内动脉终末端、后交通动脉、大脑后动脉近端、大脑前动脉近端和不成对的前交通动脉, 见图 1。Willis 环是一个重要的侧支循环装置, 它借助前、后交通动脉把两侧颈内动脉和椎-基底动脉有机地联系起来。正常时, Willis 环左、右两侧的血压近乎相等, 一侧的动脉血液不经过交通动脉流入另一侧, 前后交通动脉处于相对平衡状态。一旦环的某一动脉阻塞, 前、后交通动脉和其他动脉

便进行血液补充供应。

本文研究的目的是建立正常和几种病态 Willis 环三维模型, 比较它们的流动情况, 分析流动变化的原因, 找出改善流动的方法。其中, 用到了定常条件下的稳定流动模型和非定常条件下的脉动流动模型。

1 Willis 环模型的构建

本文根据有关解剖学数据, 利用计算机辅助设

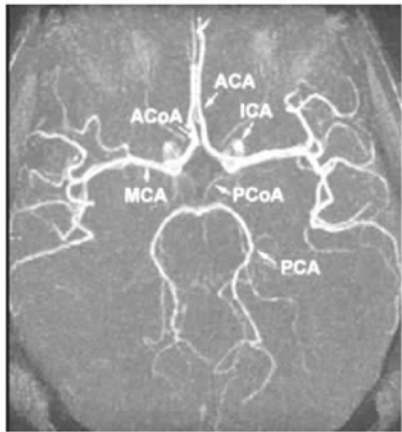


图 1 Willis 环核磁共振成像

计软件 Solidworks, 构建了简化的三维 Willis 环计算模型, 包括正常的模型以及有部分动脉缺失的病态模型, 正常的模型见图 2, 病态模型见图 3. 此三维 Willis 环模型中血管的尺寸来源于文献[2], 其空间结构参考 Moore 等人的论文[3], 模型尺寸的具体数据如表 1 所示. 文中血管名称前缀 L、R 分别表示左侧与右侧由于各条进出口血管均比较长, 大约 250 mm 或更长, 为了集中研究 Willis 环中心部分的流动状况, 节约计算时间, 故进出口段长度本着尽可能真实地模拟血液流动的原则, 经反复优化调整, 将各个进出口血管的长度取至适中, 进口血管约 30~40 mm, 出口血管约 30~50 mm. Willis 环内的中心部分各血管的直径和长度都按照生理上的实际情况选取. 此方法能够比较真实地模拟环内的血液流动状态.

表 1 三维 Willis 环模型的尺寸

血管	血管中文名称	直径 /mm	长度 /mm
ACA-A1	大脑前动脉(近端)	2.5	20
ACA-A2	大脑前动脉(远端)	2.5	50
ACoA	前交通动脉	1.5	5
BA	基底动脉	3.0	30
ICA	颈内动脉	4.0	250
PCA-P1	大脑后动脉(近端)	3.0	20
PCA-P2	大脑后动脉(远端)	3.0	70
PCoA	后交通动脉	1.2	20
VA	椎动脉	3.0	300

2 三维 Willis 环血液稳态流动计算

在稳态计算时, 将血液视为不可压缩的具有黏

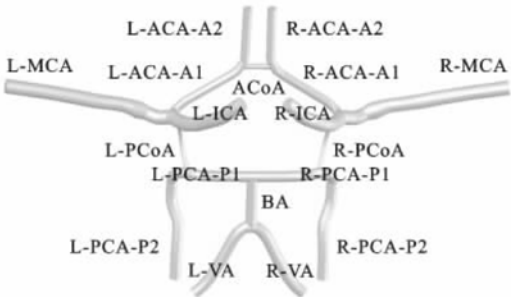
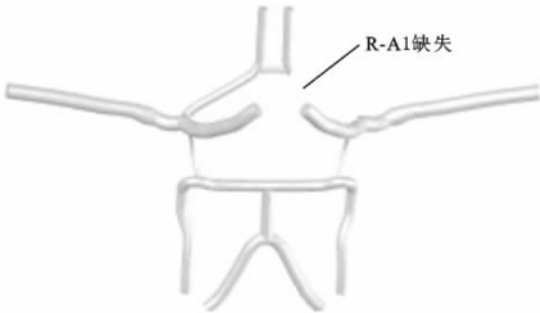
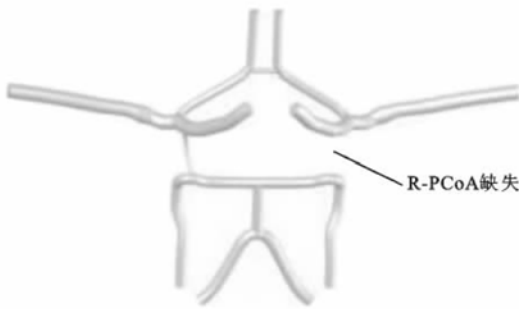


图 2 三维 Willis 环构造示意图



(a)R-A1 缺失模型



(b)R-PCoA 缺失模型

图 3 病态 Willis 环模型

性的牛顿流体, 血管壁为无滑移壁面, 流动控制方程表达如下

$$\frac{\partial \mu}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = \nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \tag{1}$$

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{V}}{\partial t} + \mathbf{V} \cdot \nabla \mathbf{V} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{V} \tag{2}$$

式中: p 为血液的压力; $\mathbf{V}$ 为血液的速度矢量; ρ 为血液的密度, 取为 $1\,056\text{ kg/m}^3$; 血液黏度 μ 近似取为 $0.003\,5\text{ Pa}\cdot\text{s}$. 流速最大、管径最大的颈内动脉血液的平均流速约为 0.36 m/s , 平均管径约 $0.004\,5\text{ m}$ ^[1], 故雷诺数 Re 为

$$Re = \frac{\rho U D}{\mu} = \frac{1\,056 \times 0.36 \times 0.004\,5}{0.003\,5} = 489 \tag{3}$$

在工程上, Re 小于 $2\,100$ 的流动一般视为层流. 由式(3)可知, 血液在 Willis 环血管内流动的 Re

远小于 2 100, 因此可将血液在管内的流动视为稳定的层流. 进行计算模拟时, 采用了通用商业软件 FLUENT, 对 Willis 环的进出口都选取压力边界条件, Willis 环中左右颈内动脉以及左右椎动脉作为进口, 压力恒定为人脑平均血压 12 265.6 Pa (92 mmHg), 其他 6 支血管作为出口, 压力恒定为 10 000 Pa (75 mmHg).

2.1 正常 Willis 环模型

由计算结果可知, 正常 Willis 环的 ACoA 内几乎没有血液通过, ICA 以及 BA 内的血液流速比较大. 在 PCoA 内有少量血液通过, 其流动方向是从上端的颈内动脉系流向下端的椎-基底动脉系.

动脉粥样硬化早期血管组织的病变有两大特点: ①病变总是发生在大动脉的弯曲处、接头和分叉口附近^[4], 见图 4; ②病变部位均有脂类的堆积. 前者说明病变的发生主要依赖这些位置的血液流动的动力学特性, 后者则说明在疾病的发展过程中, 力学特征与粥样硬化有某种反馈作用. 一部分学者认为这种病变与高的壁面剪切应力有关, 另一部分学者持相反的观点, 认为低剪切应力和其相应的低速流场会导致脂类的堆积^[5]. 本文计算所得的正常 Willis 环壁面剪切应力分布情况如图 5 所示, 从图中容易找出壁面剪切应力较低的区域, 这些区域和生理上容易发生病变的位置比较吻合, 因此本文计算的

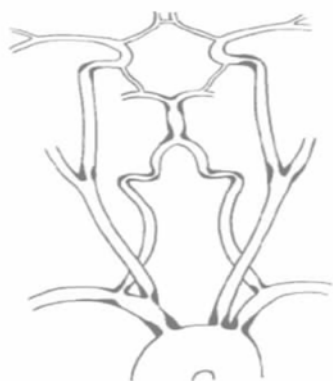


图4 动脉粥样硬化性狭窄最常见的部位

结果支持了动脉粥样硬化病变与低的壁面剪切应力有关这一观点. 病理研究证实, 脂肪条纹多分布在血管分叉处的外壁及弯曲处的内侧壁, 这些部位的血液形态受血管角度的影响而异常, 形成湍流等非层流状态, 从而损伤血管内膜, 造成脂质沉积以及血小板聚集, 形成粥样病变^[6].

正常 Willis 环模型计算所得的总质量流量为 14.3 g/s, 与二维计算结果^[7]相比更加接近实际生理情况. 各支动脉的血液质量流量情况如表 2 所示,

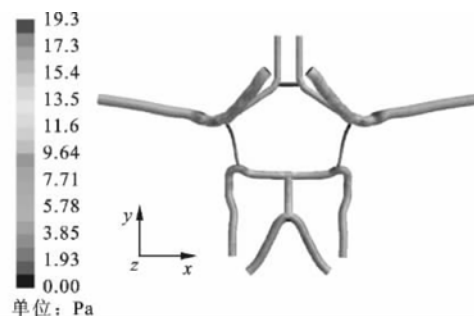


图5 正常 Willis 环壁面剪切应力分布图

表2 正常 Willis 环质量流量计算结果

动脉	质量流量 /g · s ⁻¹	计算流量 比例/%	文献中流量 比例/%
L-ICA	5.58	78	75~80
R-ICA	5.58		
L-VA	1.56	22	20~25
R-VA	1.56		
L-MCA	-4.42	61	55~60
R-MCA	-4.42		
L-ACA	-1.11	17	15~20
R-ACA	-1.11		
L-PCA	-1.61	22	20~25
R-PCA	-1.61		

其中质量流量正值代表流入, 负值代表流出. 正常 Willis 环结构左右对称, 因此其左右两侧动脉内质量流量相等, 计算结果验证了这一点. 由计算得出流量比例与文献中流量比例的对比可知, 本文所构建 Willis 环模型的流量分配和前人计算的流量分配^[3]大体一致, 这定量地验证了本文模型构建的合理性.

2.2 病态 Willis 环模型

在人群中, 约有一半的人 Willis 环出现畸形而不完整^[4]. 当脑动脉某血管闭塞(完全堵塞)后, 病态的 Willis 环不能提供良好的侧支循环, 造成严重的后遗症. 为此, 本文对医学上比较常见的几种病态 Willis 环进行了血液稳态流动计算.

(1) 右侧大脑前动脉近端(R-A1)缺失. A1 变异在临床上有重要的意义, 如果一侧的 A1 缺失, 两侧大脑前动脉的血液都由另一侧颈内动脉供应, 加重了颈内动脉负担, 易引发颈内动脉的脑血管疾病. 由计算结果可知, 当 R-A1 缺失(见图 3a)时, Willis 环的对称性被破坏, 血液流动发生了改变. 此时, ACoA 内有一定量的血液通过, 由左侧向处于缺血状态的右侧大脑前动脉供血, 以缓解病情, 但侧支循环供血量只能达到 0.254 g/s.

(2)右侧颈内动脉(R-ICA)闭塞. Willis 环内一侧 ICA 闭塞 (ICA 存在但是其内没有血液)时, Willis环内只剩下 3 支动脉供应血液,使得患侧的血液供应不足,这类似在做颈动脉内膜切除手术时 ICA 被夹住的情况. 由计算结果可知,由于 R-ICA 闭塞,使得 R-ACA 以及 R-MCA 内的血液供给严重不足,主要是通过 ACoA 以及 R-PCoA 维持部分血液的供应. 此时 R-PCoA 内的血流方向和正常 Willis 环模型下 R-PCoA 内的血流方向相反,变为从椎-基底动脉系流向颈内动脉系流动.

(3)R-ICA 闭塞且 R-PCoA 缺失. 发育不良型 Willis 环中最多见的为 PCoA 发育不良^[4]. PCoA 是沟通颈内动脉系和椎-基底动脉系的重要渠道,它的缺失会造成颈内动脉闭塞时难以从基底动脉获血. 反之,基底动脉闭塞时,也难以从同侧颈内动脉获血,血液只能从对侧获取.

R-ICA 闭塞且 R-PCoA 缺失时,总的血液流量由正常 Willis 环的 14.3 g/s 降低为 8.92 g/s. 此时,R-MCA 内的质量流量降低了 97.3%,这比仅有 R-ICA 闭塞这种情况降低更多. 由于 R-PCoA 的缺失,使得 VA 内增加的质量流量并不能通过 R-PCoA 供应给 R-MCA,是通过 L-PCoA 向左侧供应. 这使得 R-MCA 内的质量流量进一步降低,而 L-MCA 内的质量流量升高了 0.45%. 这体现了 PCoA 作为沟通颈内动脉系与椎-基底动脉系的桥梁作用.

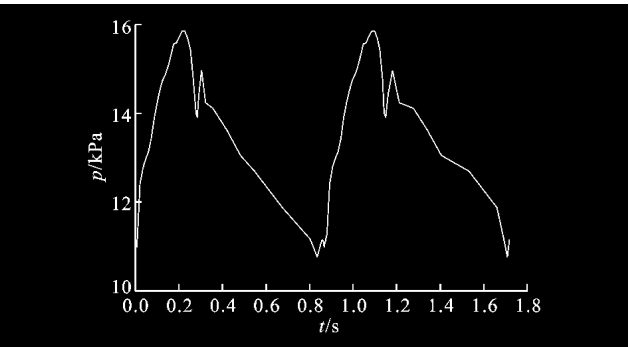
由表 3 中各种病态情况下各支动脉血流量与正常情况的比值(ϵ)可知,R-ICA 闭塞且 ACoA 缺失时,R-MCA 与 R-ACA 内血流量分别减少 97.3%和 85.9%,因此 R-ICA 闭塞且 R-PCoA 缺失是本文研究的几种病态 Willis 环中最为危险的病况.

表 3 各种病态情况下各支动脉血流量与正常情况的比较

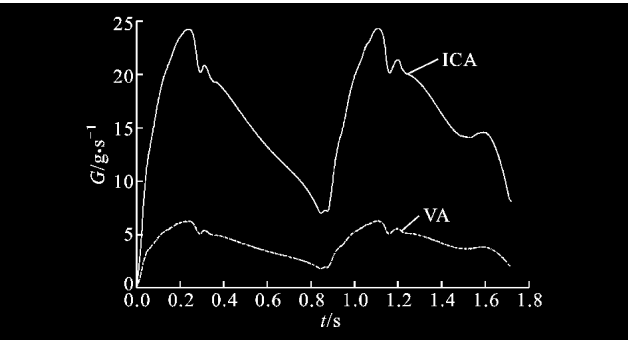
动脉	$\epsilon/\%$		
	A1 缺失	R-ICA 闭塞	R-ICA 闭塞且 R-PCoA 缺失
L-ICA	3.6	0.0	2.7
R-ICA	-9.0	-100.0	-100.0
L-VA	1.3	1.3	1.9
R-VA	1.9	1.3	2.6
L-MCA	1.6	-2.0	0.45
R-MCA	13.1	-95.3	-97.3
L-ACA	-11.0	-15.9	-12.6
R-ACA	-77.1	-85.2	-85.9
L-PCA	2.5	-1.9	1.2
R-PCA	2.5	-4.3	0.0

3 三维 Willis 环血液非稳态流动计算

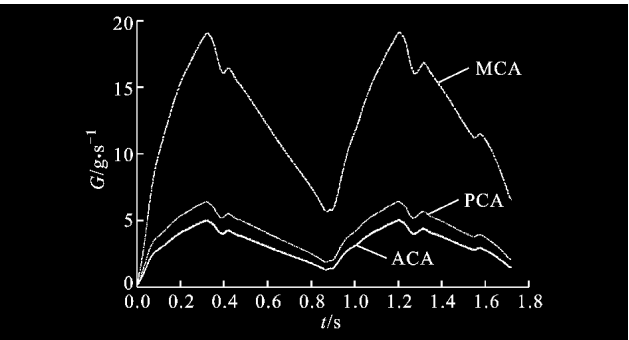
Willis 环进口压力实际是脉动的,随着心脏的搏动而变化. 为了更加真实地模拟 Willis 环内血液流动,观察 Willis 环各进出口血管血液动力学参数随时间的变化规律,本文对正常三维 Willis 环模型进行了非稳态计算,计算结果见图 6. 进口边界条件采用周期性脉动压力,在两个周期内实测的压力波形如图 6a 所示,在计算时通过编制 FLUENT 软件中的用户自定义函数程序实现脉动压力的施加.



(a) Willis 环的进口脉动压力波形图



(b)各进口动脉内血液质量流量随时间的变化



(c)各出口动脉内血液质量流量随时间的变化

图 6 非稳态计算结果

在非稳态计算的过程中,各支动脉内的血液质量流量随着时间而变化且左右两侧对称,这体现出了 Willis 环结构的对称性.

图 6b 是进口动脉内的质量流量随时间的变化

曲线,从图中可以看出,颈内动脉的血液流量在整个时间段内都高于椎动脉的血液流量.在具体数值上,颈内动脉的瞬时血液流量约为椎动脉内瞬时血液流量的4~5倍.由人脑血管解剖学的知识可知,每支颈内动脉每分钟的血液供应量大约是每支椎动脉的4倍^[4].由图6c可知,在某一时刻MCA、PCA、ACA内的血液流量的比例与生理情况基本吻合.这就定量地说明了本文所构建的三维Willis环计算模型的准确性,所得结果更加接近临床应用.

4 结 论

本文构建了三维Willis环模型,并分别进行了稳态与非稳态血液流体动力学计算.稳态计算结果表明,正常Willis环壁面剪切应力的分布情况对临床治疗动脉粥样硬化等脑部疾病的诊断具有一定的指导作用.

(1)几种病态Willis环的计算结果表明,R-ICA闭塞且R-PCoA缺失是生理上最为危险的病症.

(2)由本文的数值模拟,可以证实动脉粥样硬化易于发生在低剪切应力区域,这为进一步研究Willis环内动脉粥样硬化的病理提供了依据.

(3)非稳态计算更加真实地模拟了Willis环内的血液流动特性,得到了环内各支血管血流量随时间的变化等情况.

此三维计算模型没有考虑血液与血管间的流固耦合效应,随着研究的不断深入,将把血液模拟为非牛顿流体,血管壁模拟为弹性壁面,使得这项研究更接近临床医学的实际应用.

致谢 本文在建模过程中曾得到西安交通大学医学院影像中心杨健博士的帮助.

参考文献:

- [1] SEMPERE A F. Computational models of blood flow in the circles of Willis [D]. Leeds, UK: University of Leeds, 2000.
- [2] HILLEN B, HOOGSTRAATEN H W. A mathematical model of the flow in the circle of Willis [J]. *Journal of Biomechanics*, 1986, 19(3): 187-194.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 罗小玉. 动脉狭窄时的血流动力学研究 [D]. 西安: 西安交通大学航天航空学院, 1990.
- [6] 聂永梅, 陈槐卿, 蒋文涛. 动脉粥样硬化模型中颈动脉分叉流场的数值模拟 [J]. *航天医学与医学工程*, 2006, 19(2): 134-138.
- NIE Yongmei, CHEN Huaiqing, JIANG Wentao. Numerical simulation of carotid bifurcation flow field in atherosclerosis model [J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2006, 19(2): 134-138.
- [7] YUAN Qi, CHANG Ye, FENG Zhenping, et al. CFD simulation of the blood flow in the circle of Willis [C] // *Proceeding of the 2nd World Congress for Chinese Biomedical Engineers*. Beijing: Chinese Society of Biomedical Engineering, 2004: 212-214.

(编辑 杜秀杰)