

项目编号: T260PRP42007

上海交通大学

本科生研究计划 (PRP) 研究论文

(第 42 期)

论文题目: 人体颈动脉血液流动的数值仿真与分析

项目负责人: 夏萌 学院(系): 巴黎卓越工程师学院

指导教师: 夏萌 学院(系): 巴黎卓越工程师学院

参与学生: 陈文鹏、刘昱彤、史博然、缪沁园

项目执行时间: 2022 年 9 月 至 2023 年 9 月

人体颈动脉血液流动的数值仿真与分析

巴黎卓越工程师学院 陈文鹏 学号：522261910038

刘昱彤 学号：522261910050

史博然 学号：520261910041

缪沁园 学号：522261910049

指导教师 巴黎卓越工程师学院 夏萌

摘 要

动脉粥样硬化等心血管疾病往往发生在复杂血流动力学条件下的部位，如动脉分叉、交汇处和高曲率区域。这些区域通常具有非常低或高度振荡的壁面剪应力（WSS）。在本研究中，使用基于有限体积法的两种计算流体力学（CFD）软件模拟了人体颈动脉分叉模型中的脉动血流。基于简化的几何模型和磁共振成像（MRI）扫描重建的颈总动脉分叉模型，采用实验测量的颈总动脉时间-流量曲线及血液动力学参数，讨论了不同模型中的时间-流量曲线和壁面剪切应力的分布。结果表明：采用拟合血流方程的边界条件下出口计算结果与实际血流测量结果吻合，入口流量和血管几何结构会影响颈动脉壁上低剪应力区域的形成，从而造成相关的动脉粥样硬化风险。

关键词： 颈动脉，脉动血流，计算流体力学，壁面切应力

ABSTRACT

Cardiovascular diseases like atherosclerosis often occur in regions with complex hemodynamic conditions, such as arterial bifurcations, intersections, and high curvature areas. These areas typically exhibit very low or highly oscillatory wall shear stress (WSS). In this study, two different (CFD) simulation software using finite volume methods were employed to simulate pulsatile blood flow in a human carotid artery bifurcation model. Using simplified geometric models and a reconstructed carotid bifurcation model from magnetic resonance imaging (MRI) scans, along with experimentally measured carotid artery flowrate profiles and hemodynamic parameters, the study discusses the outlet flowrate profiles and distribution of wall shear stress in different models. The results indicate that computed outlet results with boundary conditions fitted to the flow equation match actual flow measurements, and both inlet flow and vascular geometry influence the formation of low shear stress regions on the carotid artery wall, thus contributing to associated atherosclerosis risk.

Keywords: Carotid bifurcation, pulsatile blood flow, computational fluid dynamics, wall shear stress

1. 绪论

据世界卫生组织统计，心血管疾病对人类健康的威胁仅次于癌症^[1]。严重的心血管疾病，例如动脉粥样硬化和血栓等，通常可以从人体的颈动脉上观察到。除了受到个体缺乏锻炼或不良饮食等因素影响，颈动脉的特殊几何结构也会对血液在动脉内的流动方式产生影响，从而增加动脉粥样硬化和血栓形成的风险。因此，了解人体颈动脉几何结构中的血流模式对于评估个体动脉粥样硬化的风险至关重要。最近的动脉粥样硬化临床预测包括侵入性检测，如 X 射线造影血管造影，及非侵入性检测，如超声波检查、磁共振成像、多层螺旋 CT 或正电子发射断层扫描（PET 扫描）等^[2]。这些方法可用于检测早期动脉粥样硬化血管结构性变化并监测其发展和退化情况。而通过计算流体力学（computational fluid dynamics, CFD）进行血流流动仿真应用，可以了解血液流动过程中与管壁的相互作用，是系统探究心血管疾病的有效方式。

人类颈总动脉（common carotid artery, CCA）起源于主动脉弓，它分叉成颈外动脉（external carotid artery, ECA）和内颈动脉（internal carotid artery, ICA）。ICA 的起始部有一个扩张区域，称为颈动脉窦（carotid sinus），是血压变化的压力感受器。实验中可以利用激光多普勒测速和磁共振相位对比成像等方法进行人类颈动脉分叉模型的流体速度测量，并且通过 MRI 获取的 3D 模型结构可用于 CFD 仿真研究^[3]。图 1(a)展示了一个人类颈动脉分叉的影像。血流动力学的研究表明，低剪切应力（wall shear stress, WSS）或振荡剪切应力是动脉粥样硬化的促发因素。而低剪切应力或振荡剪切应力通常出现在复杂的几何结构中，例如当血管出现分叉或血管曲率较高处。有研究发现，当颈动脉 WSS 低于 0.4 帕时，会刺激动脉粥样硬化表型的形成。Papathanasopoulou 等指出，低 WSS 区域（即 WSS 小于 1Pa）位于颈动脉窦的外壁，而较高 WSS 区域位于颈内动脉（ICA）下游^[4]。Younis 等利用基于 MRI 流量测量的有限元分析计算发现，最大的低 WSS 区域（小于 0.5Pa）出现在 ICA 窦部，而高 WSS 区域（6-10Pa）出现在外颈动脉（ECA）的顶部和内壁^[5]。

本研究基于简化的几何模型和磁共振成像（MRI）扫描重建的颈总动脉分叉模型，采用实验测量的颈总动脉时间-流量曲线及血液动力学参数，基于通用 CFD 商业软件 ANSYS Fluent 和开源工业软件 code_saturne，考察了 3D 颈动脉几何结构对血流模式的影响，讨论了不同模型中的时间-流量曲线和壁面剪切应力的分布。

2. 模型建立

在颈动脉这一类大型血管中，血细胞的直径远小于于血管直径，因此血液可以被视作牛顿流体。颈动脉内的血液流动的雷诺数约为 300，流速随时间变化，脉冲周期大致为 1 秒。尽管每个人的血液物性都有细微差别的，但经测量其密度在 1020 至 1150 kg/m³ 之间，其粘度约为水的四倍。因此，在本研究中，将流体建模为密度 1030 kg/m³ 和动态粘度 0.004 kg/(m·s) 的脉动层流牛顿流体。现阶段的仿真研究一般采用直接从患者 MRI 图像获得的颈动脉几何结构。然而，这类重建模型多具有特异性，与患者个体有关。因此，本项目中我们首先将颈动脉的几何形态抽象为一个更简单、更明确定义但仍非常接近现实的模型，进行仿真计算。然后采用相同计算条件对一个 MRI 重建的复杂模型进行计算，并对两个模型的结果分别进行分析。

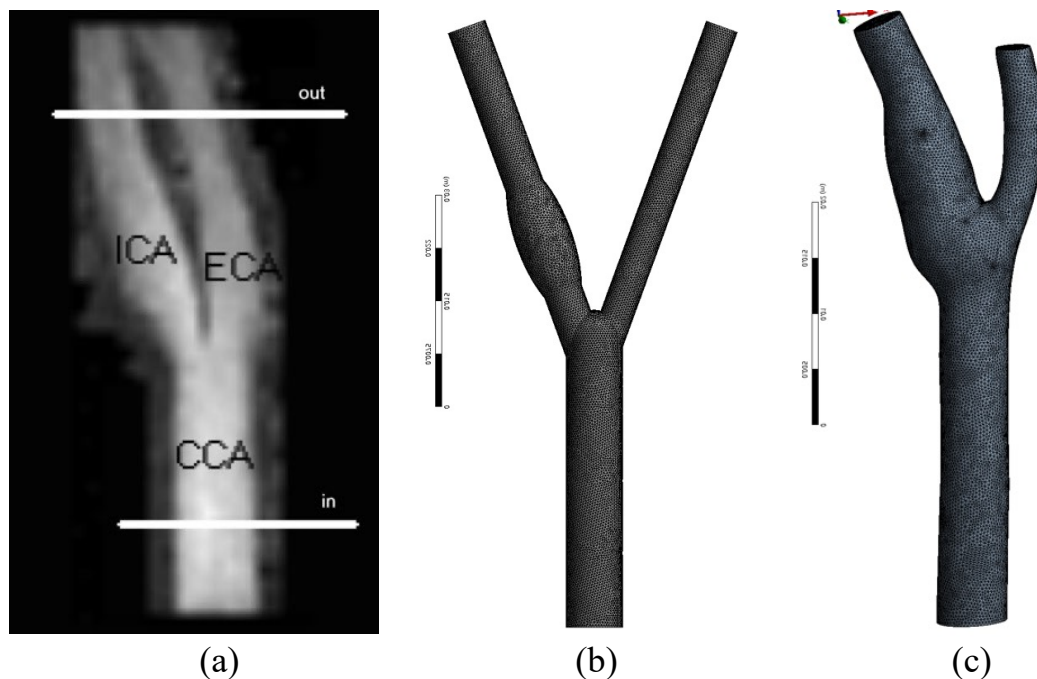


图 1 人体颈动脉血管成像及模型，(a)磁共振血管成像方法得到的影像，(b)简单几何模型，(c)复杂几何模型

成年人的 CCA 直径一般在 7 到 9 毫米之间，Smith 等人对 62 名患者的血管造影图像进行了分析^[6]，并提出了一个颈动脉分叉几何模型，其中 CCA 的直径为 8 毫米，ECA 和 ICA 的半径与 CCA 的半径相关：

$$R(ICA) = 0.6942 \cdot R(CCA), R(ECA) = 0.5778 \cdot R(CCA)$$

其中 $R(ECA)$ 、 $R(ICA)$ 和 $R(CCA)$ 分别是颈外动脉、颈内动脉和颈总动脉的半径。而颈动脉窦的大小和形状通常也是每个人独特的。

在我们的颈动脉简单几何模型中，动脉血管被建模成圆柱管，窦被建模成椭球体，分叉区域为避免圆柱管交叉处的尖锐边缘，被建模成一个球体^[7]。图 1(b)展示了一个具有 40° 分叉角度的颈动脉模型。颈总动脉是长度为 41mm、直径为 8mm 的圆柱体。颈外动脉的长度为 47mm，直径为 4.6224mm，颈内动脉的长度也为 47mm，直径为 5.5536mm。为了使颈动脉分叉在 3D 中更真实，创建了一个球体来连接代表颈动脉的圆柱体，并平滑分叉区域。该球体的半径为 4 毫米，与 CCA 的半径相等。ICA 的窦被表示为一个长轴为 22mm、短轴为 8mm 的椭球体。窦与 ICA 同轴，其中心距离分叉点 20mm。

图 1(c)展示了一个基于 MRI 重建的右颈总动脉模型，由于缺少真实数据，我们直接采用了 3D 模型素材进行仿真计算。

3. 计算设置

颈总动脉的入流边界条件是一个随时间变化的体积流量 $F(t)$ ，该流量是通过拟合 Marshall 等人^[8]的实验数据（图 2）生成的。颈动脉壁面采用了无滑移边界条件，颈内动脉和颈外动脉出口的压力被设定为 1 个大气压。

$$F(t) = \begin{cases} 8.3002t + 4.0396 & 0 \leq t < 0.05 \\ 449.68t^2 - 32.015t + 4.9307 & 0.05 \leq t < 0.15 \\ 109008t^5 - 169066t^4 + 102274t^3 - 30062t^2 + 4253.9t - 219.32 & 0.15 \leq t < 0.45 \\ -1473.6t^4 + 3688.3t^3 - 3454.1t^2 + 1425.9t - 212.02 & 0.45 \leq t < 0.7 \\ 66.189t^3 - 160.93t^2 + 125.58t - 26.866 & 0.7 \leq t < 1 \end{cases}$$

我们采用基于有限体积的 ANSYS Fluent 软件对颈动脉内的流动进行了模拟。图 1(b)(c)展示了两个模型的四面体网格。针对颈动脉入口处恒定流量为 0.0125 千克/秒的情况对模型一进行了网格独立性和时间步长独立性研究，最终确定了模型一网格数 361674，时间步长 0.025s。模型二则采用了相似的网格数 344950，其余设置和入口流量相同。

采用同样的网格和计算设置，我们采用法国电力集团（EDF）研发的 code_saturne 通用计算流体力学开源软件进行了计算。在“结果分析”中，我们将展示 Fluent 软件计算的结果；在“开源软件对比与讨论”中，我们将对比开源软件与商业软件的计算结果。

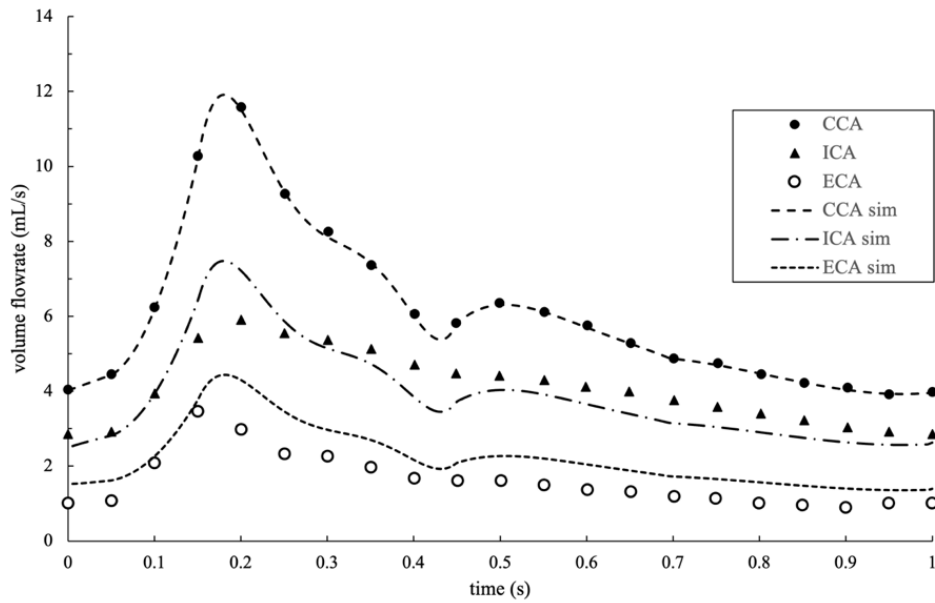


图 2 模型一各血管入口及出口流量计算值与实验测量值的比较

4. 结果分析

首先对模型一颈外动脉和颈内动脉的体积流速随时间的变化进行了计算,并与 Marshall 等人的测量结果进行了比较,如图 2 所示。总体上各出口流量与实验值一致性较好,可以作为我们模型的验证。根据 Marshall 等的解释,由于实验误差所致,测量中 ICA 和 ECA 流速之和与 CCA 流速相差多达 20%。因此,ICA 测量值峰值流速明显低于计算值,而 ECA 流速在脉冲期间的测得和计算值接近,我们可以认为从定性的角度,CFD 计算能够验证模型的合理性。

然后我们采用相同计算设置和入口条件对模型二进行了计算。如图 3 所示,在连续 2 次脉动的 CCA 流量变化过程中,ICA 和 ECA 的流动特性与模型一基本一致,能够完全响应入口流量的变化。由于模型二基于患者实际血管情况建立,其几何尺寸与模型一略有差异,因此流速有相应变化。

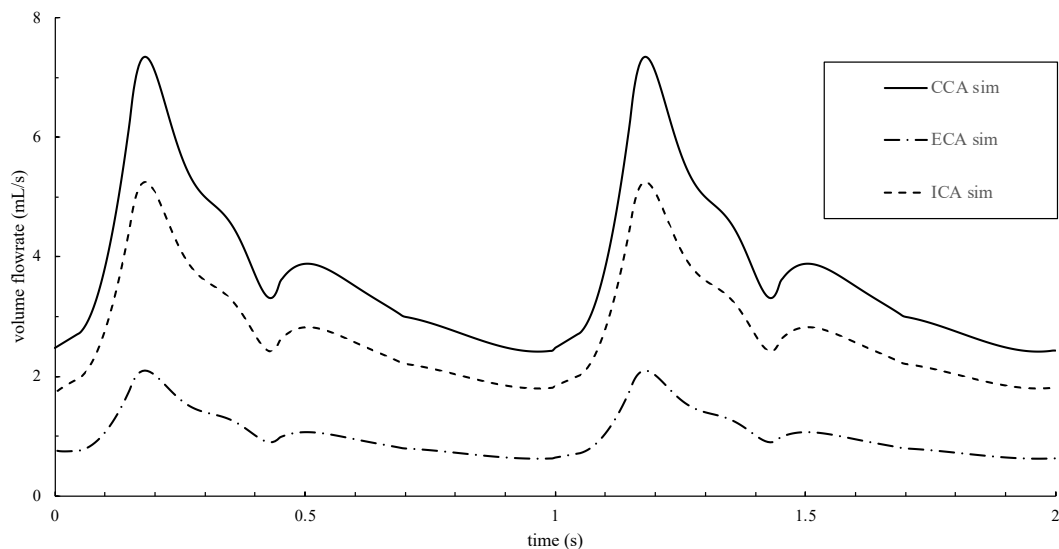


图 3 复杂模型 CCA 入口随时间变化的脉动流量及两出口血液流量计算值

4.1 血液流动情况

4.1.1 模型一血液流动特性

如图 4 所示，在颈动脉窦轴向各个位置 and 不同时间分别得到了速度剖面。可以观察到流速在颈动脉窦的上游和下游区域最高。由于流速的快速变化、流体黏度低以及窦口的曲率，使得在窦口壁附近形成了低速区域，如图 5 中 ICA 中心轴上各点速度所示。在这样的低速区域内，血液流动速度非常缓慢，可能导致斑块沉积程度的增加。图 5 显示了颈动脉窦附近在时间 $t=1s$ 时（即完成一个脉动的瞬间）不同截面上的速度等高线分布。这些截面是图 4 中的平面 1-6，深蓝色表示低速流动区域。尽管轴向速度的峰值通常出现在所研究的截面的中心位置，但从图 4 中可以观察到一些速度偏斜现象（最大速度不发生在中心位置）。在平面 1 和 2 最为明显。这种偏斜是由于随着血液从颈总动脉流向分叉区域和窦入口处，血管的几何形状发生了变化。

考虑血液流量的脉动性，在周期开始时，血流速率开始上升，并在约 $0.2s$ 达到最大水平，然后逐渐降低到周期结束时的最低水平（ $t=1.0s$ ）。平面 2 与窦壁交汇附近的速度梯度远高于平面 5 与窦壁交汇附近的情况。平面 5 上的速度分布在中心处变平，并在接近窦壁时快速减小。这表明在窦壁附近存在非常低的壁面剪应力，并可能产生流动的环流。

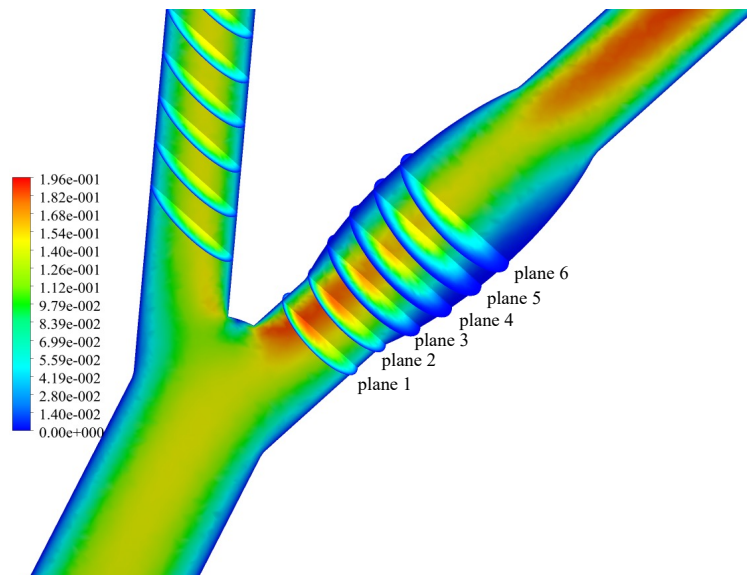


图 4 模型一颈内动脉窦不同位置截面定义和速度云图 (m/s)

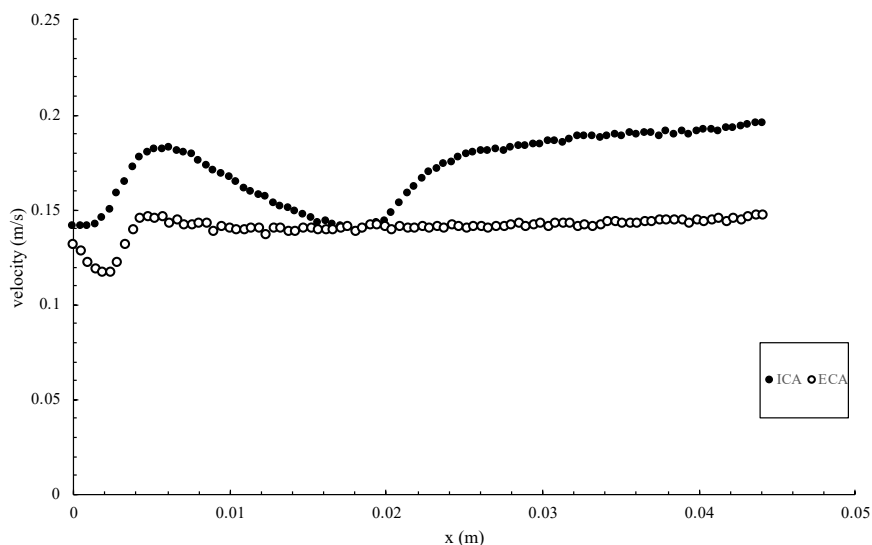


图 5 模型一 ICA 和 ECA 中心轴上各点速度

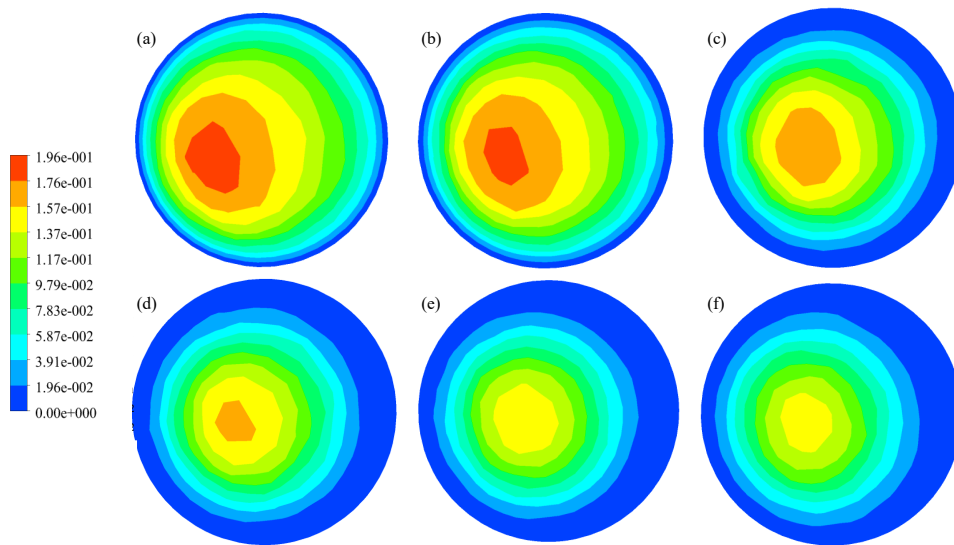


图 6 模型一颈内动脉窦不同位置 $t=1s$ 时刻的速度云图 (m/s) : (a) plane 1, (b) plane 2, (c) plane 3, (d) plane 4, (e) plane 5, and (f) plane 6.

4. 1. 2 模型二血液流动特性

由于模型二的不对称性, 所得如图 7 所示的速度剖面有明显的不对称性, 但仍然可以观察到与模型一相同的变化趋势, 即在颈动脉窦的上游和下游区域流速最高, 窦口壁附近形成低速区域。如图 8 所示, 对颈动脉窦轴向各个位置 and 不同时间分别得到速度平面。蓝色的低速区域内仍是流速变缓和斑块沉积的可能位置。图 9 显示了不同平面在时间 $t=1s$ 时的速度等高线分布。同样的, 在图 9 中可以观察到类似的速度偏斜现象, 但在平面 4,5,6 中更为明显, 这是由模型二中 ICA 窦的几何形状的不规则性导致的。

模型二中各输入条件相同, 因此血液流量的脉动性相同。平面 5,6 的速度分布在中心处变平, 并在接近窦壁时快速减小至 0。这一部分窦壁的位置与模型一计算的结果相似, ICA 外侧存在更低的壁面剪应力。

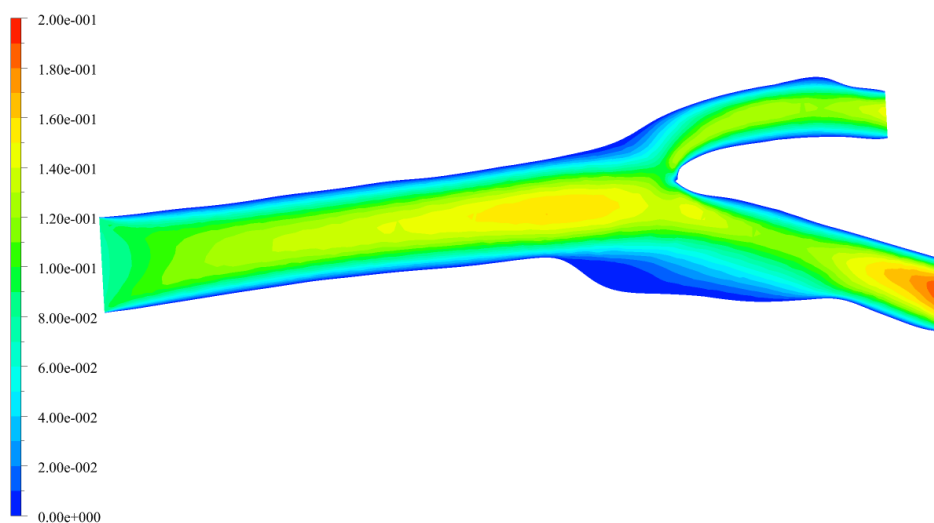


图 7 模型二血管剖面速度云图 (m/s)

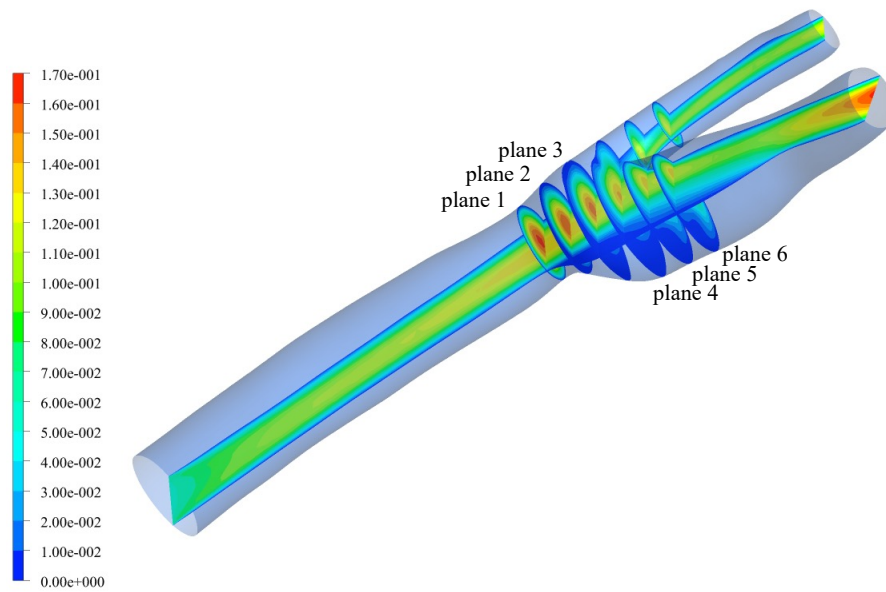


图 8 模型二颈内动脉窦不同位置截面定义和速度云图 (m/s)

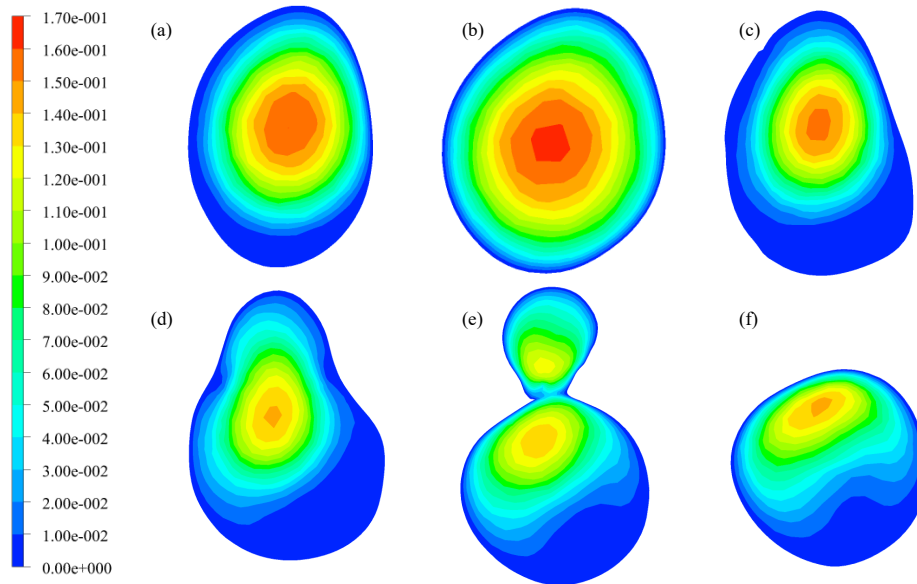


图 9 模型二颈内动脉窦不同位置 $t=1s$ 时刻的速度云图 (m/s) : (a) plane 1, (b) plane 2, (c) plane 3, (d) plane 4, (e) plane 5, and (f) plane 6.

4.2 壁面剪切应力分布

4.2.1 模型一 WSS 分布

图 10 显示了在模型一中, 窦壁上壁面切应力大小随时间变化的的等高线分布。深蓝色区域表示壁面切应力小于 $0.2Pa$ (低于 $0.2Pa$ 的临界点)。在周期开始时 ($t=1.1s$), 在靠近分叉的内壁上出现深蓝色区域。当血流速率经过峰值 ($t=0.3s$) 后, 深蓝色区域面积开始增加。随着流速从峰值水平逐渐降低 ($t=0.5-0.9s$), 这些区域变得更为广泛, 特别是在外部窦壁上。而且在窦入口的壁面切应力较低, 而窦口出口的壁面切应力较高。

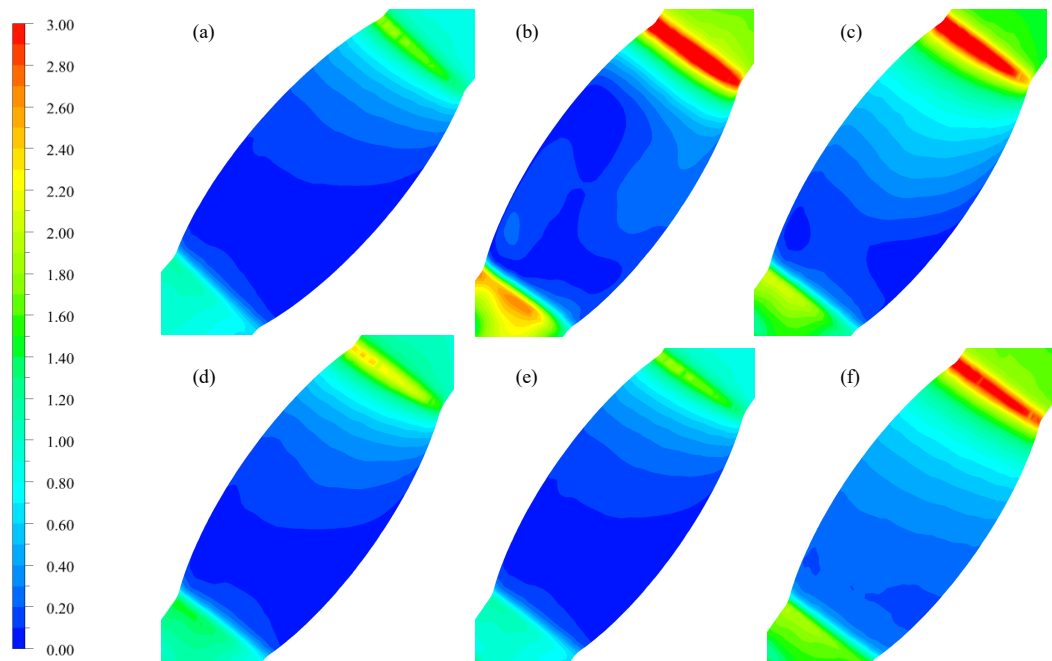


图 10：模型一颈内动脉窦壁上的剪切应力 (Pa) 在不同时间点的变化情况：(a) $t = 0.1s$, (b) $t = 0.3s$, (c) $t = 0.5s$, (d) $t = 0.7s$, (e) $t = 0.9s$, (f) $t = 1.1s$ 。

4.2.2 模型二 WSS 分布

图 11 显示了在模型二中，窦壁上壁面切应力大小在 $t=0.3s$ 和 $t=0.9s$ 时的等高线分布。同样观察深蓝色区域表示壁面切应力小于 $0.2Pa$ 。在血流速率经过峰值 ($t=0.3s$) 后，深蓝色区域面积处于 ICA 窦壁外侧，与模型一预测结果相似。当流速逐渐降低到较低水平后 ($t=0.9s$)，深蓝色区域逐渐扩展。

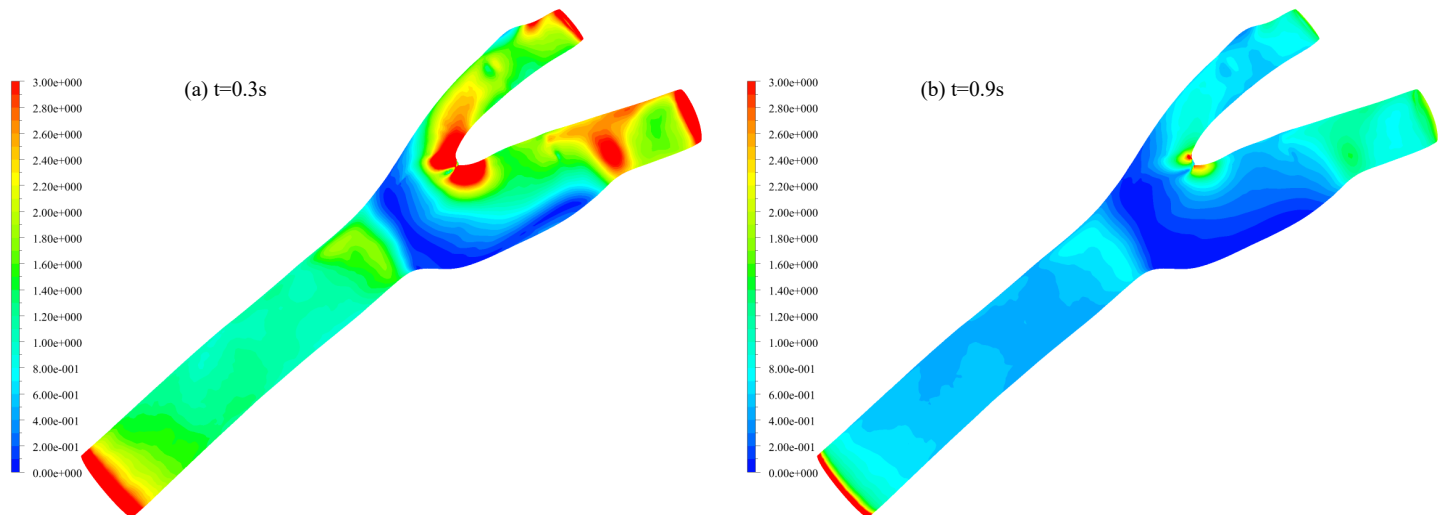


图 11 模型二颈内动脉窦壁上的剪切应力 (Pa) 在 $t=0.3s$ 和 $t=0.9s$ 时的分布情况

5. 开源软件对比与讨论

为了验证开源工业软件 `code_saturne` 在人体动脉血流模拟中的可行性和有效性，我们利用巴黎卓越工程师学院陈良老师课题组的计算资源，在安装有 `code_saturne` 的服务器上对两个模型分别进行了计算。

Fluent 可以导入或导出 code_saturne 能够使用的 cgns 格式的网格，因此计算使用的模型、网格，及计算设置与 Fluent 中相同。

5.1 血液流动情况

如图 12(a)(b)所示，在模型一颈动脉所在平面 $t=1s$ 分别得到了 code_saturne 和 Fluent 计算出速度剖面。设置相同的比例尺，可以观察到流速在颈动脉窦的上游和下游区域最高这一变化趋势和速度范围基本一致。代表斑块沉积程度增加的低速区域集中在窦壁附近。图 12(c)(d)则显示了模型二不同软件计算出的速度等高线分布。同样可以观察到，相同的比例尺下两种软件预测的低速区域位置和范围基本一致。主要的差别来源于模型二几何形状的不规则性。

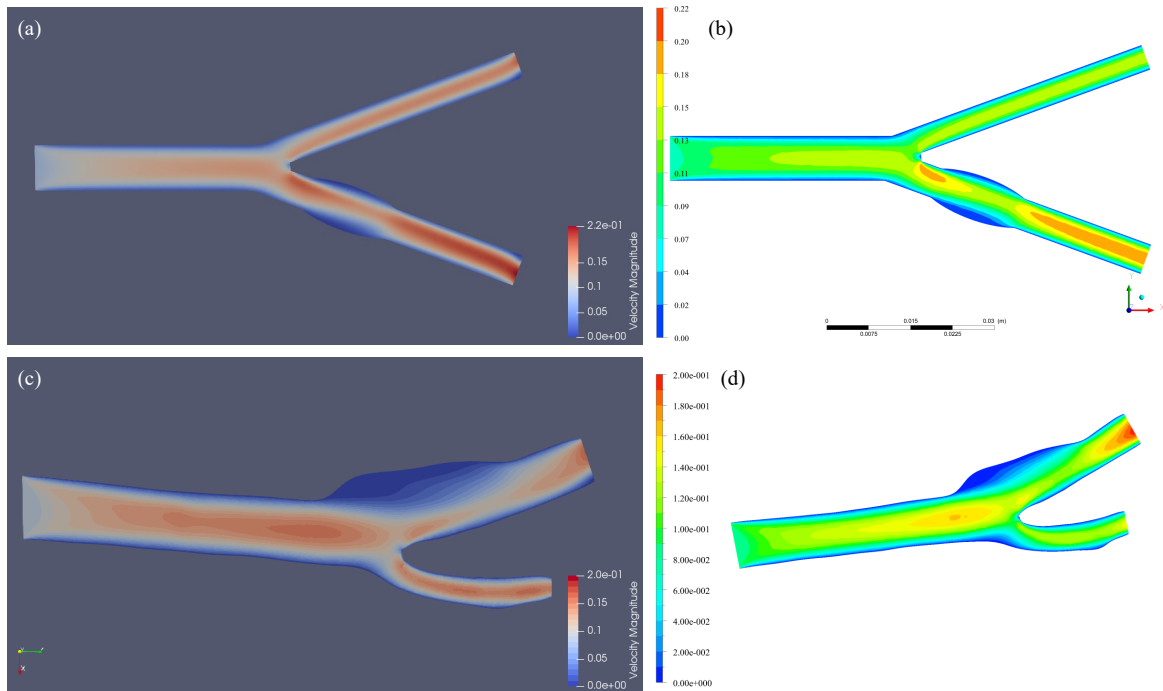


图 12 不同模型 $t=1s$ 时血管剖面速度云图 (m/s) : (a)(c)使用 code_saturne, (b)(d)使用 Fluent

5.2 壁面剪切力分布

用 code_saturne 计算出不同时间模型一的壁面切应力大小的等高线分布，如图 13 所示。为了方便比较选择相同的比例尺，深蓝色区域表示壁面切应力小于 $0.2Pa$ 。在 $t=0.3s$ （血液流速刚经过峰值），图 13(a)(b) ICA 窦壁深蓝色区域面积开始增加。在 $t=0.9s$ （流速较低）时，ICA 窦壁上深蓝色区域面积已经完全扩展。

图 14 中画出了两种软件计算出的模型二窦壁上壁面切应力大小在 $t=0.3s$ 和 $t=0.9s$ 时的等高线分布。与模型一相似，在血流速率经过峰值（ $t=0.3s$ ）后，深蓝色区域面积处于 ICA 窦壁外侧，两软件预测结果基本一致。当流速逐渐降低到较低水平后（ $t=0.9s$ ），两软件都能够预测深蓝色区域的扩展现象。

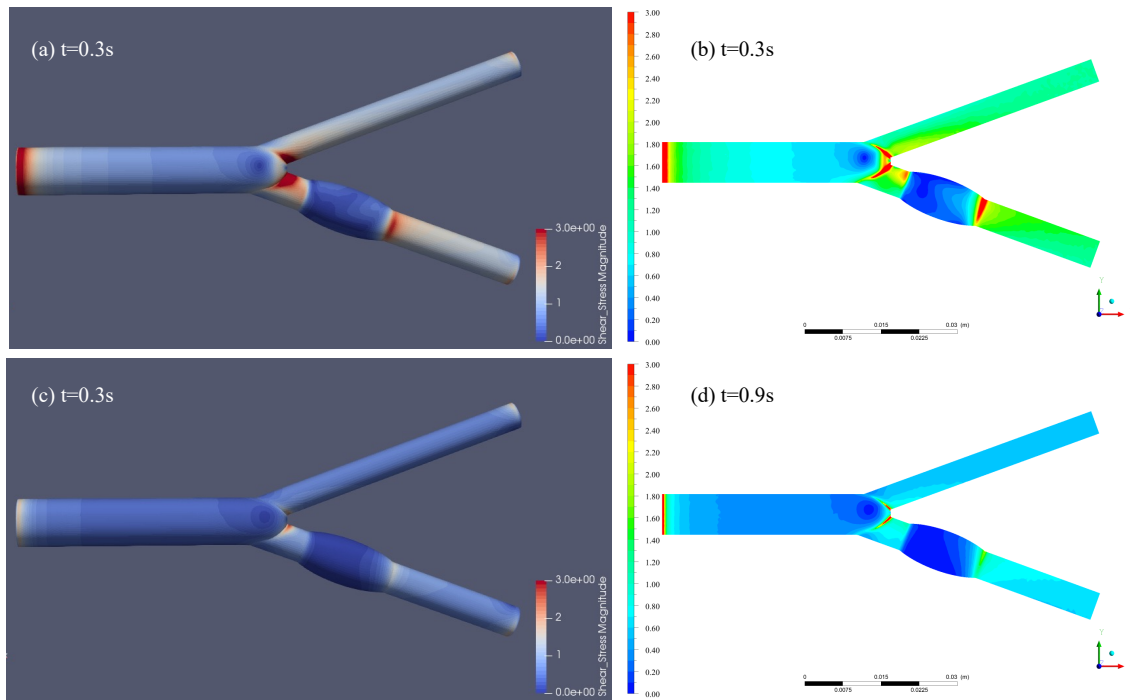


图 13 模型一颈内动脉窦壁上的剪切应力 (Pa) 在 $t=0.3s$ 和 $t=0.9s$ 时的分布情况: (a)(c)使用 code_saturne, (b)(d)使用 Fluent

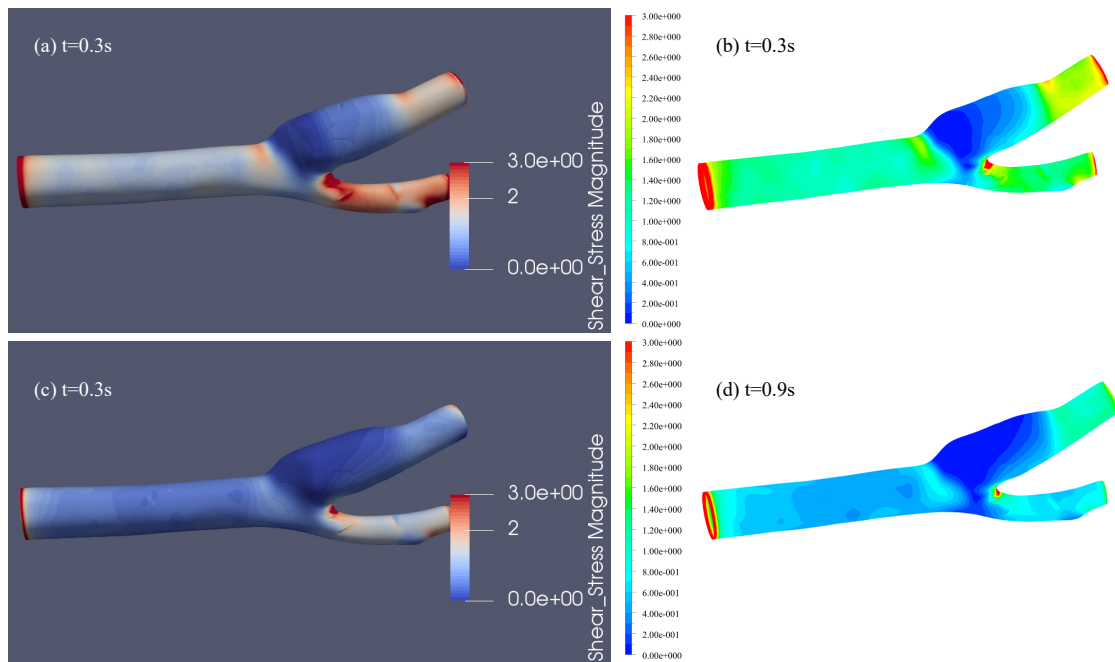


图 14 模型二颈内动脉窦壁上的剪切应力 (Pa) 在 $t=0.3s$ 和 $t=0.9s$ 时的分布情况: (a)(c)使用 code_saturne, (b)(d)使用 Fluent

5.3 小结

使用 code_saturne 对人体颈动脉血液进行了 CFD 数值模拟, 结果与商业软件 Fluent 计算结果相符, 与实验数据非常接近, 所以使用开源工业软件 code_saturne 对血管内血液的流动进行仿真准确可行的。通过仿真结果可以获取血管内血液的流动特性, 可以评估与预测人体发生血管疾病的风险。

6. 结论

本研究结果显示, 颈动脉分叉处和颈动脉窦处的几何结构变化导致了层流血液流动的扰动, 出现了流场的偏移和变化。颈动脉窦内壁剪切应力较高, 但外壁处的血流速度较低, 可能形成随心脏周期变化的环流涡旋。这会导致血液流动方向逆转产生回流区, 从而产生振荡和较低的剪切应力。这些结论在两种模型中均得到了验证。

实际血液流动中, 因为个体差异性导致的血管几何结构差异, 血液流量随时间变化的曲线也不同。因此, 几何模型与根据实际测量的时间-流量曲线相配合, 将更真实地反映动脉血液流动情况。另外, 本文的模型在计算中并未考虑血管管壁的弹性和运动, 可以进一步考虑采用流固耦合 (fluid-structure interaction, FSI) 计算方法进行建模仿真, 以获得更符合实际血液流动情况的结果^[3]。

尽管近年来有限体积仿真计算在动脉粥样硬化等心血管病研究中得到了广泛应用, 但预计未来在数字孪生心血管系统和智慧医疗方面, CFD 的应用将变得更加普遍和有效, 从而进一步降低医疗成本, 推动医疗创新, 保护人民的生命健康。为了实现这一目标, 科研人员、工程师和医务人员之间需要积极合作, 确保该技术在动脉粥样硬化治疗中的成功应用。

参考文献

- [1] 曹欣荣, 王婕, 王荣品等. 不同边界条件对主动脉血流仿真结果的影响. 清华大学学报(自然科学版), 2014, 54(06): 700-705.
- [2] 乔红艳, 张龙江. 基于影像的计算流体力学在冠状动脉疾病中的研究进展. 国际医学放射学杂志, 2019, 42(06): 678-683.
- [3] Carvalho V, et al. Blood Flow Modeling in Coronary Arteries: A Review. Fluids, 2021, 6(2): 53.
- [4] Papathanasopoulou, P., Zhao, S., Kohler, U., Robertson, M.B., Long, Q., Hoskins, P., Xu, X.Y., Marshall, I. MRI measurement of time-resolved wall shear stress vectors in a carotid bifurcation model, and comparison with CFD predictions. Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2003, 17, 153-162.
- [5] Younis, H.F., Kaazempur-Mofrad, M.R., Chan, R.C., Isasi, A.G., Hinton, D.P., Chau, A.H., Kim, L.A., Kamm, R.D. Hemodynamics and wall mechanics in human carotid bifurcation and its consequences for atherogenesis: investigation of inter-individual variation. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology. 2004, 3(1), 17-32.
- [6] Smith, R.F., Rutt, B.K., Fox, A.J., Rankin, R.N. Geometric characterization of stenosed human carotid arteries. Academic Radiology. 1996, 3(11), 898-911.
- [7] Nguyen KT, Clark CD, Chancellor TJ, Papavassiliou DV. Carotid geometry effects on blood flow and on risk for vascular disease. Journal of Biomechanics. 2008, 41(1): 11-9.
- [8] Marshall I, Papathanasopoulou P, Wartolowska K. Carotid flow rates and flow division at the bifurcation in healthy volunteers. Physiological Measurement. 2004, 25(3): 691-7.

谢辞

参与“动脉血液仿真”PRP 项目是我大学生涯中的一段难忘的经历。在这个过程中, 我感受到了团队合作的力量和科研的魅力。每位组员的付出和合作让我们成功完成了数值仿真与分析的任务。感谢夏萌老师的支持和指导, 您的耐心教导让我受益匪浅, 增强了我对科研的热情和信心。另外, 特别感谢学院陈良老师课题组提供的计算资源。

在今后的学习中, 我会继续探索, 追求卓越。再次感谢所有参与项目的人, 希望我们在未来道路上都能取得更多成就!