

## 基于 CT 数据颈内动脉虹吸部有限元建模

陈丽君<sup>1</sup>, 荆晶<sup>1</sup>, 林长华<sup>1</sup>, 林清池<sup>2</sup>, 段少银<sup>1, 2, \*</sup><sup>1</sup> 福建医科大学 研究生教育学院, 福建 福州 350108;<sup>2</sup> 厦门大学附属中山医院 影像科, 福建 厦门 361004)

**【摘要】** 目的 基于 CT 血管造影 (CT angiography, CTA) 扫描数据, 构建颈内动脉虹吸段三维有限元模型。方法 利用 GE Lightspeed 64 排螺旋 CT 扫描获得颈内动脉虹吸段 CTA 数据, 将 Dicom 格式原始数据直接读入 Mimics 软件系统, 采用阈值分割与手动分割相结合的处理方法, 选择感兴趣部位, 计算得到初步三维几何模型。调用 FEA 模块的 Remesh 功能, 获取血管面网格, 文件以流体网格格式保存并输出, 再导入 Gambit 软件进行流体网格划分及网格质量检查, 获取三维有限元模型。结果 构建了颈内动脉虹吸段有限元模型, 模型具有良好的解剖形态, 与实体相一致。其流体网格文件可直接导入流体动力学有限元软件进行相关研究。结论 基于 CTA 扫描数据进行颈内动脉有限元建模具有精确、快速及效率高的特点, 为血管流体力学研究提供基础。

**【关键词】** 颈内动脉; 计算流体力学; 有限元建模

中图分类号: R814.43

文献标识码: A

doi:10.3969/j.issn.1674-4659.2012.01.0001

**Finite Element Modeling of Carotid Siphon Based on CT Data** // CHEN Lijun<sup>1</sup>, JING Jing<sup>1</sup>, LIN Changhua<sup>1</sup>, LIN Qingchi<sup>2</sup>, DUAN Shaoyin<sup>1, 2, \*</sup> (<sup>1</sup>Graduate School of Education, Fujian Medical University, Fuzhou 350108, China; <sup>2</sup>Department of Medical Imaging, the Zhongshan Affiliated Hospital of Xiamen University, Xiamen 361004, China; \*Corresponding author: DUAN Shaoyin)

**【Abstract】** **Objective** To achieve finite element modeling of carotid siphon based on CT data. **Methods** By GE Lightspeed 64 MSCT scan with 0.625 mm in thickness, we got the CT data of carotid siphon, which was loaded to the software of "Mimics" with the dicom-format images. With the combination of threshold setting and manual editing, the three-dimensional geometry model was calculated. With the Remesh function of FEA module, the vascular surface grid was gained and saved as fluid grid format, which was directly loaded to Gambit software to divide fluid mesh and check its quality. Finally the finite element modeling of carotid siphon was finished. **Results** Finite element modeling of carotid siphon was successfully set up. It had the same good anatomical shape as a real object. The fluid grid data could be directly loaded to hydromechanics finite element software for further research. **Conclusion** Finite element modeling of carotid siphon based on CT data has the characteristics of accuracy and high efficiency, which provides basic medium for hemodynamic research.

**【Key words】** Carotid artery; Computational fluid dynamics; Finite element modeling

颈内动脉虹吸部走行迂曲, 在几何不规则区域常常发生涡流, 而且动脉的壁面切应力也会发生很大的变化, 局部血流动力学对病变起到重要的作用, 因此动脉硬化发病率高<sup>[1-2]</sup>。越来越多研究提示生物力学因素在动脉粥样硬化的发生和进展起了很大作用, 利用计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 技术进行颈内动脉血流动力学研究已经成为热点<sup>[3]</sup>。有限元软件模拟不同形态的血流状态是一种快速有效的方法, 大量的血流动力学因数, 如管壁的剪应力、管壁压力及血流速度方向改变等被认为与动脉硬化有重要的关系<sup>[4]</sup>。笔者报道利用 CTA 扫描数据构建颈内动脉虹吸段有限元模型, 模拟局部血流, 建立准确有效的三维模型为血管流体力学研究提供基础。

## 1 材料和方法

利用医院的 PACS 系统中 CTA 扫描数据, 要求颈内动脉未

见明确病变或变异, 血管管腔光滑, 边缘规整, 特别是血管管腔较粗大的数据更为理想。扫描数据来源螺旋 CT (Light Speed VCT, GE Inc., USA), 扫描层厚 0.625 mm, 图像矩阵 512 × 512 像素。注射造影剂使用双筒高压注射器 (STELLANT, MEDRAD Inc., USA), 非离子对比剂 (欧乃派克, 320 mgI/ml, GE Inc., USA)。利用图像重建软件 Mimics 10.01 (Materialise Inc., Belgium) 建立颈内动脉虹吸部三维几何模型, 软件 Gambit 2.4.6 (Fluent Inc., USA) 对模型进行流体网格划分。

## 2 有限元模型建立步骤

**2.1 图像数据编辑** 颈内动脉 CTA 扫描数据导入 Mimics 图像三维重建软件, 利用软件阈值工具 (threshold) 选择血管灰度值范围, 此时软件会自动选择阈值范围, 包括一些不需要的成分如骨骼等, 形成原始图像。然后利用动态增长工具 (dynamic region growing) 在以上基础上进行感兴趣区域的初步分割, 软件以不同的颜色表示各个部分, 即形成不同的蒙版 (mask)。利用图像编辑工具 (edit), 手动进行图像 “添加” 或 “擦除” 操作, 去掉周围的骨骼结构及细小的血管分支 (眼动脉), 使图像的轮廓光整, 并填充图像中的孔隙。最后利用软件的三维计算功能 (3D calculation) 采用高质量方案对编辑好的 mask 进行

收稿日期: 2011-09-28 修回日期: 2011-12-08

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (项目编号: 81071214)

作者简介: 陈丽君 (1983-), 男, 福建省邵武市人, 在读影像学硕士研究生, 研究方向: 颈内动脉影像解剖及血流动力学。

\* 通讯作者: 段少银, 医学博士、教授, E-mail: xmdsy@xmu.edu.cn。

计算, 得到平滑的三维血管几何模型。根据需要可以用软件的平滑 (smooth) 功能适当处理, 使模型的表面光滑。用软件的切割功能 (cut orthogonal to screen) 对血管的两端进行切割, 形成血管的入口与出口。

**2.2 表面网格优化** 调用 FEA 模块的 Remesh 功能, 对血管网格进行优化, 确保血管的两个端面轮廓线的完整, 然后设置接线框 (wireframe) 角度为 30 ~ 50 度。至此, 模型的面网格制作完成。最后返回 Mimics, 输出网格模型为流体网格格式, 面分离角度 (split angle) 设置为 30 ~ 50 度, 与前面一致。

**2.3 血管流体网格划分** 直接导入 Gambit 进一步进行面网格和体网格的划分, 具体参数要经过多次试验, 找到最佳网格大小。网格划分后要进行边界条件设置, 如入口、出口、流体域等。进行网格质量检查, 网格划分是有限元的核心环节, 网格质量的好坏, 直接决定计算结果的准确。所以最后, 一定要预览检查网格的质量。如果网格的质量不好, 就不要抱着侥幸的心理交求解器计算。其中最重要的一项就是畸变度 (skewness), 该值不能太大, 不能高于 0.95, 最好在 0.90 以下, 越小越好。最后选择求解器, 输出网格, 合格的网格可以交给求解器进行计算, 如 Fluent、CFX 等。

### 3 结果

利用 Mimics 及 Gambit 软件进行阈值设置、手动分割及 Remesh 功能应用, 完成血管几何模型; 进行网格划分、网格质量检查, 最终实现构建颈内动脉虹吸段有限元模型, 获取的各期图形质量、参数满意 (图 1 ~ 4)。由于颈内动脉走行弯曲, 毗邻结构的复杂, 很多部分需要手工图像分割, 是成功构建该动脉模型的必要步骤。获取的颈内动脉虹吸段有限元模型具有良好的生物形态, 与实体相一致。流体网格文件可直接导入流体力学有限元软件进行血流动力学的进一步研究。

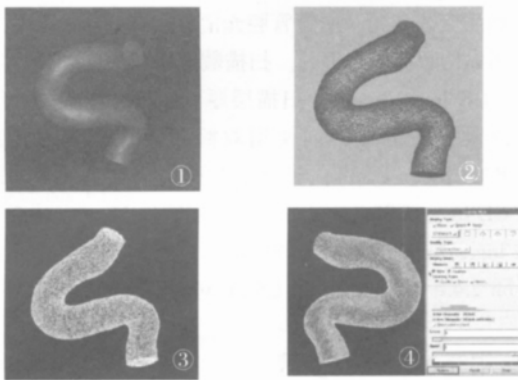


图 1 颈内动脉颅内段结构三维重建图。血管的两端由软件的切割功能 (cut orthogonal to screen) 切割后形成的端面, 形成血管的入口与出口。  
图 2 Mimics 软件中调用 FEA 模块的 Remesh 功能, 对血管网格表面进行优化, 确保血管的两个端面轮廓线的完整。  
图 3 Mimics 流体文件直接导入 Gambit 进一步进行面网格和体网格的划分形成的体网格和边界层网格。  
图 4 最终的有限元模型, 该模型由六面体、四面体及楔形单元构成, 共有 253546 个单元, 网格畸变度 skewness = 0.75。

### 4 讨论

**4.1 基于 CT 数据建模的优势** 根据人体不同组织对 X 线的吸

收与透过率的不同, 应用灵敏度极高的仪器对人体进行测量, 然后将测量所得数据输入电子计算机, 电子计算机对数据进行处理后, 形成人体结构的断面或立体图像数据, 显示任何部位的解剖结构或细小病变, 数据真实的反映了人体结构的组织密度及形态。利用 CT 数据进行血管数值仿真时, Mimics 软件可以直接获取 CT 图像的 Dicom 数据。在预处理时无需进行任何形式的图像转换, 不容易丢失信息, 减轻了工作量。构建的颈内动脉虹吸段有限元模型, 血管模型具有真实的解剖形态, 是 CAD 建模难以达到的, 提高以后的数值模拟的可靠性 [4-5]。

**4.2 建模过程注意事项** 进行有限元模拟计算要求对医学图像进行精细编辑、调整等操作。所以针对基于医学图像有限元模型的建立和网格划分等复杂费时的工作是数值仿真的关键环节, 决定计算的成败。因此建立更为精确的血管三维有限元模型非常必要。颈内动脉颅内段血管解剖形状复杂, 毗邻结构多, 增大了建模的困难。由于生物体几何形态不规则, 难以用 CAD 方法建立, 因此基于医学图像建立有限元模型为一种快速可靠的方法 [6]。这要求对解剖结构有很好的理解, 才可能建成更加真实、准确的模型。

**4.3 模型的完善** 有限元网格划分是整个前处理过程的核心环节, 网格划分的好坏直接决定计算结果的准确。Gambit 软件简单易用, 对 Mimics 输出的 .msh 文件有良好的支持, 并且可以对体网格进行边界层划分, 第一层边界层厚度, 边界层增长率等, 提供 Fluent、Ansys CFX 等主流 CFD 求解器的数据格式接口, 可作为网格划分的首选软件。本研究在颈内动脉网格划分过程中顺利, 获取的图形满意, 具有很好的应用价值。但是对于一些更复杂的有限元模型, Gambit 软件可能会网格划分失败, 因此要使用更加强化的网格划分软件, 如 Hyperworks、ICEM CFD 等。尤其是 ICEM CFD 为目前最先进的网格划分软件, 有更好的算法, 可以生成质量更好的 O 型网格 (ogrid), 使得划分的网格更加整齐有序。最后网格划分后一定要对网格进行质量检查, 这样可以减少网格数量又能使计算的结果更符合实际。该模型构建, 为颈内动脉流体力学的研究具有很广的应用范围及前景, 如观察血管的管腔受力、涡流形成的部位及动脉瘤形成的机理。

### 参考文献

- [1] 王林友, 黎元, 袁建军, 等. MSCT 血管造影评价老年性脑动脉粥样硬化斑块的分布及意义 [J]. 实用放射学杂志, 2010, 26 (10): 1414-1416.
- [2] 邱霖, 岑人经, 吴效明, 等. 锥度角对弯曲动脉血管的血流动力学影响 [J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21 (z1): 61-62.
- [3] Feldman CL, Stone PH. Intravascular hemodynamic factors responsible for progression of coronary atherosclerosis and development of vulnerable plaque [J]. *Curr Opin Cardiol*, 2000, 15 (6): 430-440.
- [4] Soulis JV, Giannoglou GD, Chatzizisis YS, et al. Spatial and phasic oscillation of non-Newtonian wall shear stress in human left coronary artery bifurcation: an insight to atherogenesis [J]. *Coron Artery Dis*, 2006, 17 (4): 351-358.
- [5] 王英昱, 许百男, 刘磊, 等. 应用 CT 断层图像构建颅内动脉瘤三维有限元模型的方法 [J]. 中华神经医学杂志, 2009, 8 (6): 585-587.
- [6] 刘有军, 乔爱科, 黄伟, 等. 血流动力学数值模拟与动脉粥样硬化研究进展 [J]. 力学进展, 2002, 32 (3): 435-443.

(责任编辑: 常海庆)