

技术方法

DOI: 10.13406/j.cnki.cyx.000229

复杂颅内动脉瘤的流固耦合模型的建模方法

刘 波¹, 谢 鹏², 李志伟¹

(1. 重庆医科大学附属永川医院神经内科, 重庆 402160; 2. 重庆医科大学附属第一医院神经内科, 重庆 400016)

【摘要】目的:探讨复杂颅内动脉瘤的流固耦合模型的建模方法。**方法:**通过 3D 脑血管造影取得 1 位患者左侧颈内动脉巨大螺旋形梭状动脉瘤的原始数据,使用 MIMICS 12.0 对原始数据进行处理获得动脉瘤血管段 STL 格式的表面模型,将表面模型导入 Geomagic Studio 12 中处理得到双层 NURBS 曲面,使用 UGS NX 8.0 处理曲面得到流固耦合的颈内动脉瘤几何模型。把几何模型导入到 ANSYS Workbench 14.0 进行流固耦合计算评价其可靠性。**结果:**迅速快捷地构建出流固耦合的几何模型,模型形态几乎和患者实体一致,模型导入到 ANSYS Workbench 14.0 能够很好地进行流固耦合分析。**结论:**联合运用 MIMICS 12.0、Geomagic Studio 12 和 UGS NX 8.0 能够快速构建可靠的复杂颅内动脉瘤的流固耦合模型,为这种脑血管疾病数值模拟研究提供可靠方法。

【关键词】颅内动脉瘤;有限元建模;数字减影血管造影

【中图分类号】R318.5

【文献标志码】A

【收稿日期】2014-01-05

Modeling of fluid-structure interaction model of complex intracranial aneurysms

Liu Bo¹, Xie Peng², Li Zhiwei¹

(1. Department of Neurology, the Affiliated Yongchuan Hospital, Chongqing Medical University;

2. Department of Neurology, The First Affiliated Hospital of Chongqing Medical University)

【Abstract】Objective: To study methods of modeling of fluid-structure interaction model of complex intracranial aneurysms. **Methods:** The original data series of left internal carotid artery spiral giant fusiform aneurysm in a patient were got by 3D cerebral angiography. The original data series was processed to obtain a surface model of STL format of the aneurysm's vessel segment using MIMICS 12.0. The surface model was imported into Geomagic Studio 12 and was processed to get double NURBS surfaces, which were processed to get the fluid-structure interaction model of internal carotid artery aneurysm using UGS NX 8.0. The model was imported into ANSYS Workbench 14.0 and fluid-structure interaction calculation was performed to evaluate its reliability. **Results:** A fluid-structure interaction model was built rapidly and quickly, which was almost the same as actual entities of the patient and was good for fluid-structure interaction analysis. **Conclusion:** In combination with MIMICS 12.0, Geomagic Studio 12 and UGS NX 8.0, reliable fluid-structure interaction model of complex intracranial aneurysms can be quickly built. This provides a reliable method for the numerical simulation of cerebrovascular disease.

【Key words】intracranial aneurysms; finite element modeling; digital subtraction angiography

颅内动脉瘤作为一种多发病、常见病,病死率高,占脑血管意外病人中的第 3 位,严重危害人们身体健康。随着医学影像技术快速发展,这种血管病变检出率增高(发病率为 3.6%~6.0%),但检出的

患者动脉瘤多数未破裂(破裂出血发病率占动脉瘤患者的 1%~2%)^[1-2]。临床医生对于这些未破裂动脉瘤最关心的是:未破裂动脉瘤是否将来会破裂;哪些动脉瘤需要手术;哪些不需要手术,所有这些问题很难通过临床检查来解决。以往研究^[1-2]发现动脉瘤破裂与瘤壁受到血液过度冲击而产生的过载应力有关,故近年来通过有限元分析局部应力预测颅内动脉瘤破裂的风险成了一个热门课题^[3-5],但模拟分析结果的准确性很大程度受到初期建模的影响。准确的颅内动脉瘤有限元分析需要可靠的血液

作者介绍:刘 波, Email: liubo200000@126.com,

研究方向:脑血管介入、脑血管流体力学。

通信作者:李志伟, Email: lzw023@126.com。

基金项目:重庆市卫生局资助项目(编号:2010-2-250);重庆市永川区自然科学基金资助项目(编号:Yestc, 2013nc8031);重庆市永川区软科学基金资助项目(编号:Yestc, 2011BE5004)。

优先出版: <http://www.cnki.net/kcms/doi/10.13406/j.cnki.cyx.000229.html>

和血管壁紧密贴合的流固耦合几何模型,同时需要极其精确的原始数据,欲取得更为准确的研究结果,最好采用三维数字血管减影(Three-dimensional digital subtraction angiography, 3D-DSA)数据建模。在取得精确的动脉瘤 3D-DSA 原始数据后,使用可靠的建模方法方可取得可靠的有限元模型,但传统建模方法耗时较多,数据丢失较大,本文采用一种新的方法对一复杂颅内动脉瘤 3D-DSA 数据进行流固耦合模型的构建,并和传统建模方法进行比较,现报道如下。

1 资料与方法

1.1 病例选择

某患者女性,67 岁,既往有高血压病史,本次因突发头痛 1 d 住院,查体示脑膜刺激征阳性,余无神经系统阳性体征,头颅 CT 示:蛛网膜下腔出血,征得家属同意后入院当天给予患者做全脑血管造影术检查,术中发现其左侧颈内动脉颅内段存在 1 个螺旋形迂曲延长的巨大梭形动脉瘤。术中决定把该病例入选本研究。

1.2 术中数据采集

征得患者及家属同意后,术中立即使用四川锦江电子科技有限公司生产的多道生理记录仪通过压力传感器和造影导管对该患者左侧颈内动脉 C₂ 段进行有创血压监测,得到左侧颈内动脉灌注压的动态曲线^[6-7]。同时,使用北京鑫悦琦科贸有限责任公司生产的经颅多普勒超声仪测得患者的左侧大脑中动脉、左侧大脑前动脉的血流速度。期间患者心率基本维持在 75 次/min 左右,之后给患者做 3D-DSA,取得左侧颈内动脉瘤的血液三维数值模型原始数据(图 1)。

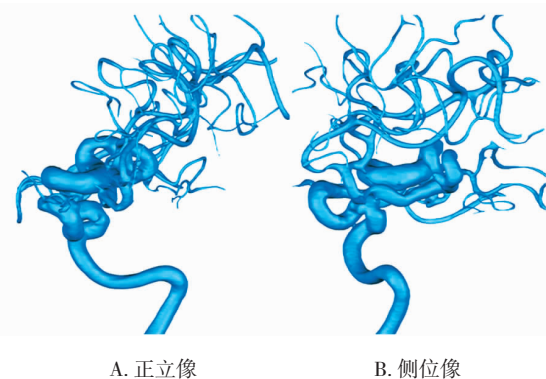


图 1 左侧颈内动脉巨大梭形动脉瘤的 3D 成像

Fig.1 3D image of left internal carotid artery spiral giant fusiform aneurysm

1.3 使用新方法对动脉瘤进行流固耦合模型构建

1.3.1 颈内动脉瘤的血液模型构建 给予该患者做全脑血管造影术使用的设备是 GE 公司生产的 Innova 3100 全数字化血管造影机,得到的患者左侧颈内动脉及分支 3D-DSA 原

始数据为 508 张 DICOM 格式的断层图像(每层图像大小为 11.61 cm × 11.61 cm,像素 512 × 512,像素大小 0.227 mm;每层厚度 0.226 mm,总厚度 11.48 cm)。把这些原始图像导入到医学有限元软件 MIMICS 12.0 进行处理,重建为 1 个 512 × 512 × 512 像素的三维体数据集,视场尺寸为 11.61 cm × 11.61 cm × 11.48 cm。使用三维阈值分割及三维区域增长分割方法,提取出了颈内动脉及分支的表面模型。随后使用 FEA 模块中的 Remesh 对模型进行优化处理^[8],之后剪切删除非兴趣段,获得了以 STL 格式表示的颈内动脉瘤的血管表面模型(图 2A)。

1.3.2 颈内动脉瘤的血管壁模型构建 颈内动脉壁厚一般为该处血管直径的 8%~10%^[9],而本文中的血管模型的平均直径约为 5 mm,故将颈内动脉壁厚设为常数 0.5 mm。通过 STL 格式的颈内动脉瘤表面模型在 Geomagic Studio 12 中增厚构建出 STL 格式的血管壁模型(图 2B),再通过剪切去除血管壁两端面,之后使用自动曲面化功能将血管壁模型从 STL 格式转化为双层 NURBS 曲面。把双层 NURBS 曲面的数据导入到 UGS NX 8.0 中通过缝合、求差处理成具有血液和血管壁两部分实体紧密贴合的 IGS 格式几何数据。此时,完成了该患者的颅内动脉瘤的流固耦合模型的构建(图 2C)。

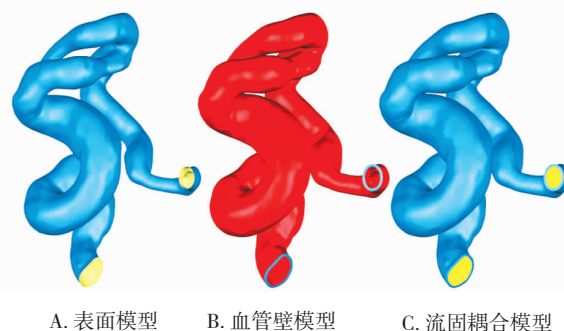


图 2 3 种左侧颈内动脉巨大梭形动脉瘤模型

Fig.2 Three models of left internal carotid artery spiral giant fusiform aneurysm

1.4 使用传统方法对动脉瘤进行流固耦合模型构建

1.4.1 使用传统方法构建颈内动脉瘤的血液模型 方法同 1.3.1 所述。

1.4.2 使用传统方法构建颈内动脉瘤的血管壁模型 传统方法与新方法相比区别在于对于血管壁模型的构建,用文献[10]所述的建模方法构建血管壁,也是具有代表性的传统建模方法,具体操作步骤如下:在通过 MIMICS 12.0 取得 STL 格式的颈内动脉瘤表面模型后,在 Geomagic Studio 12 中转换为单层 NURBS 曲面;之后在 Pro/E 5.0 中对 NURBS 曲面建切面相切得到数十个的闭合曲线(图 3),通过混合拉伸伸出项的方法生成动脉瘤血液实体模型(图 3);在 Pro/E 5.0 中对每条闭合曲线沿切面向外扩大 0.5 mm 画 1 条外围闭合曲线,再通过混合拉伸伸出项的方法构建实体,通过剪切拉伸后得到血管壁壳体,完成流固耦合实体模型的构建。

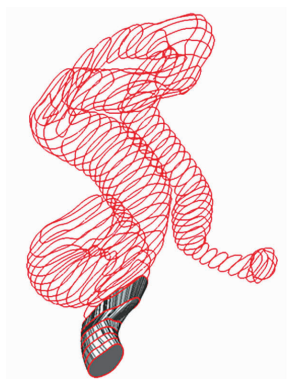


图3 动脉瘤的传统建模方法

Fig.3 Traditional modeling methods of aneurysm

1.5 评价和比较 2 种建模方法所建模型与原始图像的吻合程度

找到 6 位熟悉 MIMICS 12.0、Geomagic Studio 12、UGS NX 8.0、Pro/E 5.0 的技术人员,每人均独立使用上述 2 种方法对巨大梭形动脉瘤建模。用抽签的方式把 6 位技师分为 2 组,1 组先使用传统方法建模,完成工作后再使用现有方法建模,另 1 组顺序相反。统计每个模型建模耗时,以及每个建成模型的体积丢失量(动脉瘤段 DSA 原始数据的体积为 $2\,985\text{ mm}^3$)。参照文献[11]的方法,另找从事医学影像工作的人员 5 名,在未被告知建模方法的情况下均独立地分别对每个建成的流固耦合模型的外部特征丢失程度、图像美观程度打分。图像质量的评价标准分为 5 级:5 级为非常好(4.50~5.00 分);4 级为较好(3.50~4.49 分);3 级为尚可用于计算(2.50~3.49 分);2 级为不理想(1.50~2.49 分);1 级为不能用于计算(0~1.49 分)。图像美观的评价标准分为 4 级:4 级为非常漂亮(4.50~5.00 分);3 级为漂亮(4.00~4.49 分);2 级为一般(2.00~3.99 分);较差(0~1.99 分)。

1.6 验证流固耦合模型的可靠性

根据术中测得的左侧颈内动脉 C₂ 段血压和左侧大脑中动脉、左侧大脑前动脉的血流速度作为边界条件,把用本法建成的模型导入到 ANSYS Workbench 14.0 中进行流固耦合分析。

1.7 统计方法

采用 SPSS 20.0 对数据进行处理。比较 2 种建模方法的建模耗时、体积丢失量、图像质量、图像美观程度,其中建模耗时、体积丢失量的比较采用配对 *t* 检验,图像质量评分、图像美观程度评分的比较进行 Wilcoxon 配对符号秩和检验。检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 建模耗时和模型与原始图像的吻合程度

如表 1 所述,使用本法建模平均耗时 27.5 min,而使用传统方法平均耗时 271.3 min, $P=0.000$,差异有统计学意义。血液模型体积丢失量使用本法平均值为 151.2 mm^3 ,而使用传统方法平均值为 323.8 mm^3 , $P=0.002$,差异有统计学意义。如表 2 所述,使用本法建的模型医学影像工作人员的图像质量评分平均分为 4.57 分,传统方法为 3.72 分, $P=0.000$,差异有统计学意义。医学影像工作人员的图像美观程度评分平均分本法为 4.80 分,传统方法为 3.51 分,差异有统计学意义 ($P=0.000$)。

2.2 有限元分析结果

本法构建的流固耦合模型顺利导入到 ANSYS Workbench 14.0:Fluid Flow(CFX)→Static Structural,并进行网格划分,参数设置,通过流固耦合计算顺利得到稳定收敛解,流固耦合面的物理量传递良好。所得到的血液流程图、血液压力降图、血管壁面切应力分布图、血管壁变形图、血管壁 Von Mises 应力分布图基本能模拟该患者左侧颈内动脉巨大梭形动脉瘤的流体力学特征。如图 4、图 5 所示,在螺旋形梭状动脉瘤腔内血流减慢,并在 a 处形成漩涡,在 b 处血流速度增快,在 c 处即左侧大脑前动脉、大脑中动脉起始段血流形成明显漩涡(图 4A);血液压力由近及远逐渐下降,在 d 处出现一过性低值,之后小幅上升后下降(图 4B);血管内壁面切应力在动脉瘤腔内较低,在 e 处稍微增高,最高处位于大脑中动脉狭窄处血管壁(图 4C);血管壁变形最明显的是左侧颈内动脉 C₆ 段,在 f 点附近(图 5A);血管壁 Von Mises 应力在动脉瘤壁有所增加,在大脑中动脉起始段存在 g 和 h 2 点达到局部最大值(图 5B、图 5C)。

表 1 新方法组与传统方法组的建模耗时、体积丢失量的配对 *t* 检验Tab.1 Paired samples *t*-test of time-consuming and the amount of volume loss in new method group and traditional method group

评价指标	传统方法组	新方法组	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
建模耗时 (min)	271.33 ± 75.98	27.50 ± 9.20	8.04	0.000
血液模型体积丢失量 (mm^3)	323.83 ± 64.85	151.17 ± 56.94	5.62	0.002

表 2 新方法组与传统方法组的图像质量评分、图像美观程度评分的 Wilcoxon 配对符号秩和检验

Tab.2 Wilcoxon signed rank test of image quality score and image aesthetic level score in new method group and traditional method group

评价指标	传统方法组	新方法组	<i>Z</i> 值	<i>P</i> 值
图像质量评分	3.72 ± 0.33	4.57 ± 0.39	-4.707	0.000
图像美观程度评分	3.51 ± 0.51	4.80 ± 0.12	-4.787	0.000

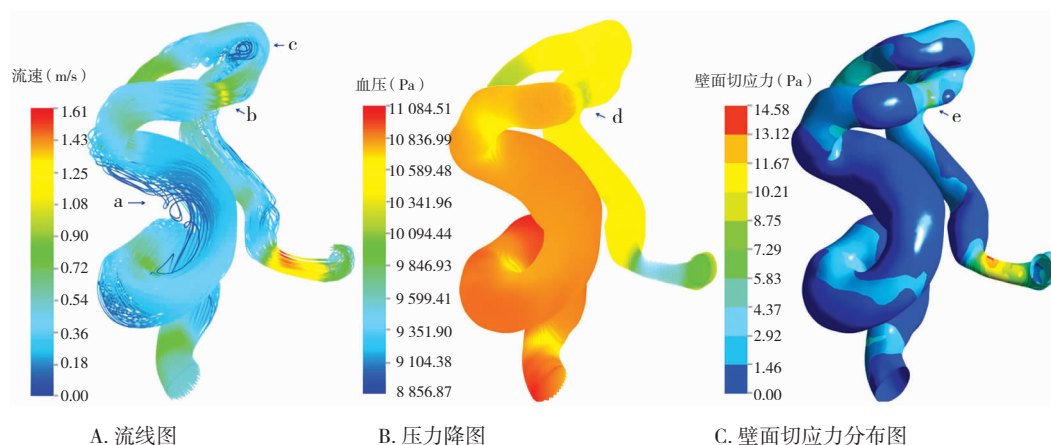


图 4 左侧颈内动脉巨大梭形动脉瘤

Fig.4 Left internal carotid artery spiral giant fusiform aneurysm

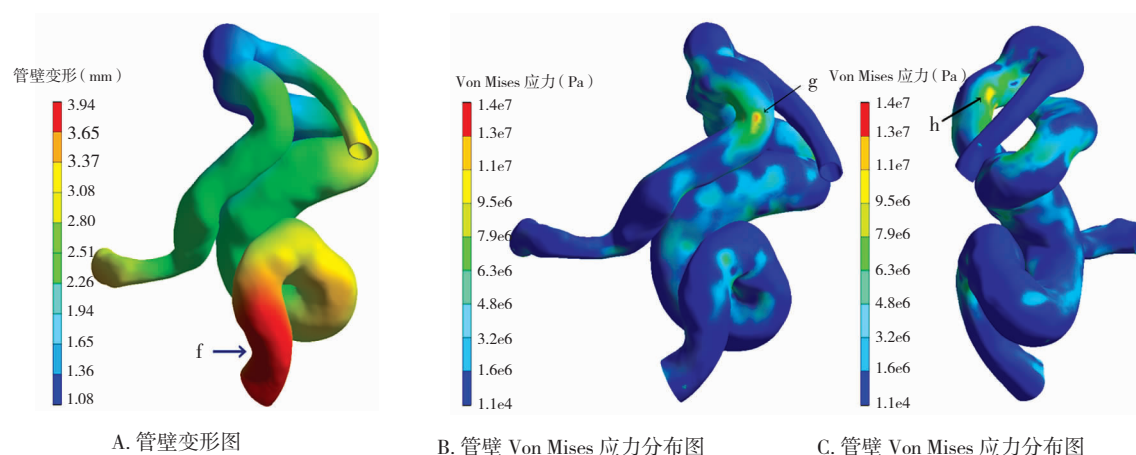


图 5 左侧颈内动脉巨大梭形动脉瘤

Fig.5 Left internal carotid artery spiral giant fusiform aneurysm

3 讨论

纵观以往有关颅内动脉瘤流固耦合模型的研究文献^[12-15],绝大多数研究所选病例为形态简单的动脉瘤,均未对初期建模过程进行系统阐述,也没有具体结果数据来证明模型与实体的吻合程度,且建模方法耗时较多,数据丢失可能较大,影响研究结果的可靠性。同时所涉病例多数使用的是 CT 血管成像(computed tomographic angiography,CTA)原始数据,脑血管 CTA 检查对颅内动脉瘤的检出率接近 3D-DSA 检查,但 3D-DSA 是诊断颅内动脉瘤最精确的标准,在动脉瘤细节描述及动脉瘤颈的显示方面明显优于 CTA^[16-18]。颅内动脉瘤的有限元分析需要极其精确的原始数据,所建模型稍有差异可能对计算结果造成巨大影响,因此,为取得更为准确

的研究结果,本文采用 3D-DSA 数据建模。本文所涉病例为左侧颈内动脉颅内段螺旋形迂曲延长的巨大梭形动脉瘤,并伴有局部破裂致蛛网膜下腔出血,其畸形的复杂形态对于医生来说弄清其解剖结构都存在困难,寻找其可能破裂位置及手术位置更加困难。对该病例开展有限元分析有助于医生弄清其复杂的流体力学特征,有助于判断其破裂原因和机制,并为患者的下一步药物治疗或手术抉择提供重要参考。

根据本文研究的结果发现,与传统建模方法相比,新的建模方法不光在流程和操作时间上占优势,其准确性、图像质量和美观程度也占有优势,并且进行有限元分析确认所得模型的确可靠。本研究所涉病例为已破裂颅内动脉瘤,由于瘤体形态结构复杂,使医生很难判断破裂位置,影响下一步治疗。Von Mises 于 1913 年提出了一个屈服准则(称为 Von

Mises 屈服准则^[19]), 在一定的变形条件下, 当材料的单位体积形状改变的弹性位能 (又称弹性形变能) 达到某一常数时, 材料就屈服。颅内动脉瘤可认为是一种易损生物材料, 其破裂很大程度与瘤壁局部受力过载有关。理论上讲, 可能是局部 Von Mises 等效应力超过一个常数导致动脉瘤破裂, 由于这个原因, 近年来学者们在颅内动脉瘤数值模拟研究中对 Von Mises 等效应力特别关注^[12,20]。本研究发现在梭形动脉瘤壁 Von Mises 应力有所增大, 在大脑中动脉起始段存在 g 和 h 2 点达到局部最大值, 根据 Von Mises 屈服准则, 这些区域具有潜在破裂风险。该患者颅内血管其它部位不存在动脉瘤, 故本次蛛网膜下腔出血血管破裂位置很可能在 g 和 h 2 点附近, 很显然, 这些部位是无法给予开颅手术或是介入手术的, 只能通过药物保守治疗。结合该例动脉瘤的外形、流线和 Von Mises 应力分布图来看, 患者的左侧大脑中动脉、大脑前动脉与梭形动脉瘤形成近似 360° 夹角, 血流在拐弯处 (c 点) 形成明显漩涡, 对血管壁冲击力很大, 因此局部 Von Mises 应力也对应增大, 这可能导致血管破裂。当然, 如果考虑到动脉瘤血管壁本身的因素, 如: 瘤壁局部薄弱, 有限元分析预测其破裂位置可能存在偏差。

众所周知, CT、MRI、DSA 等医学影像设备采集的原始数据的存储均为 DICOM 格式的断层图像, 其中 CTA、MRA、3D-DSA 的数据更是由数百层平行的断层图像组成。MIMICS 作为一种专为医学影像设计的有限元软件功能相当强大, 能够快捷处理 CTA、MRA、3D-DSA 的数据, 重建三维数据场, 通过三维阈值分割及三维区域增长分割功能使我们很容易获得感兴趣血管段的三维数值模型。陈丽君等^[21]使用 MIMICS 对 CTA 数据进行处理和建模, 付凯亮等^[22]也用来处理 3D-DSA 数据, 均取得满意效果。但经过 MIMICS 处理获得的三维数据是由大量大小不等的三角面组成的表面模型, 不是实体, 虽也可使用 ICEM CFD 对其进行网格划分, 使用 CFX 或 FLUENT 进行流体力学计算, 但计算结果仅限于血液部分, 无法分析血液流动对血管壁的影响, 更无法分析血管壁对血液的反作用。颅内动脉瘤的数值模拟研究重点关注血液和动脉瘤壁相互的力学传递, 需要可靠的流固耦合的实体模型, 显然, 仅使用 MIMICS 处理是无法完成这个工作, 还需要其他软件配合建模。

动脉瘤与一般血管相比形态复杂, 在处理 3D 数

据时容易部分特征丢失。乔爱科等^[10]使用 Pro/E 软件对一主动脉弓动脉瘤进行建模, 通过平行剪切和混合拉伸, 最终取得了流固耦合模型。这种方法是以往传统的建模方法, 是最为常用的方法, 也是本研究作为对照组的建模方法, 研究证实其操作过程繁琐, 动脉瘤表面特征丢失量大。本文实体建模基于复杂颅内动脉瘤, 为螺旋形迂曲延长的巨大梭形动脉瘤, 使用 Pro/E 软件混合拉伸功能是不可能建成高质量流固耦合模型的。本文通过 MIMICS 处理获得 STL 格式动脉瘤表面模型后, 将数据导入 Geomagic Studio 12 中对其表面进行再优化处理, 之后使用软件的抽壳功能快速获得 STL 格式的血管壁, 剪切血管壁两端但不封闭两端面, 获得 STL 格式的两层表面模型, 内层代表流固耦合面, 外层代表血管壁外壁面, 之后通过自动曲面化获得双层 NURBS 曲面。用这些方法使在 Geomagic Studio 12 中的建模过程变得既快捷又准确, 得到的双层 NURBS 曲面可以被多种立体建模软件识别和处理, 比如: 3D MAX、AutoCAD、UG、Pro/E 等, 作者尝试过以上几种软件, 发现 UG 操作界面更简洁, 是初学者最容易上手的。本文通过 UGS NX 8.0 对双层 NURBS 曲面两端分别进行封闭, 通过缝合功能获得大小 2 个实体, 再用求差功能获得血液和血管壁耦合的实体模型, 这种方法保证了流体和固体贴合得相当紧密, 避免后续的数值计算发生错误, 此时获得的几何模型可直接导入到 ANSYS 进行后续处理和计算。

本文通过 ANSYS Workbench 14.0 对所建的颅内动脉瘤的流固耦合模型进行了可靠性验证, 发现无论是模型的形态还是血液和动脉瘤壁传递的物理量均是令人满意的。因此, 通过联合运用 MIMICS 12.0、Geomagic Studio 12 和 UGS NX 8.0 能够快速构建可靠的复杂颅内动脉瘤的流固耦合模型, 所得模型数据丢失很少, 兼顾了效率和质量两方面要求。众所周知, 颅内动脉瘤的流固耦合分析相当重要, 但以往的数值模拟研究仅基于少数病例^[12-13,23], 没有大规模病例的研究, 很难获得具有代表性的结果。这很大程度上是因为建模过程相当繁琐, 耗时又长, 也容易出现错误。但通过本文介绍的方法和流程建模解决了以上问题, 操作熟练者 10 min 左右即可建成令人满意的流固耦合的动脉瘤模型, 这为开展大规模颅内动脉瘤数值模拟研究带来了希望。即使是畸形的复杂病变, 也能快速建模, 因此, 本文所介绍的建模方法是值得推广的。

从理论上讲,临床医生在获得患者颅内动脉瘤的 3D 影像学数据后均应该进行流固耦合分析,从而了解其血液流经动脉瘤的流体力学特征。但颅内动脉瘤数值模拟属交叉学科的研究,涉及流体力学、数学、计算机软件、计算机仿真、有限元法、材料学、拓扑学、医学等专业,完全掌握这些研究方法的人员较少,研究耗时较多,尚未在临床工作中大量推广。由于破裂出血发病率占动脉瘤患者的 1%~2%,因此对于未破裂颅内动脉瘤患者多数病例不需要进一步干预^[24],但可对这些病变开展数值模拟研究,对于动脉瘤较大且瘤壁局部 Von Mises 应力明显增大者,可考虑手术治疗。当然,对于曾破裂过的形态简单的颅内动脉瘤,可直接选择相应的手术治疗。但对于某些曾破裂过的复杂动脉瘤(包括多发动脉瘤、畸形动脉瘤),有限元分析对于临床诊疗可提供很大帮助,有助于医生更深入认识动脉瘤的血液动力学特征,帮助判断动脉瘤壁的最大受力位置和可能破裂的位置,医生参考其计算结果,结合附近血管的解剖结构,可选择合适的手术方式(介入栓塞、开颅动脉瘤夹闭)。比如说:如果数值模拟预测出囊状动脉瘤瘤底 Von Mises 应力明显增大,选择介入栓塞可能增加弹簧栓刺破动脉瘤壁导致颅内出血的风险,这种病例最好选择开颅夹闭术。当然,通过数值模拟研究结果来选择何种手术方式为最佳以往研究尚未形成定论,需要进一步开展大量颅内动脉瘤的数值模拟研究,以及数值模拟研究的结果与手术方式选择和预后的关系的研究。

参 考 文 献

- [1] Ishibashi T, Murayama Y, Urashima M, et al. Unruptured intracranial aneurysms; incidence of rupture and risk factors[J]. Stroke, 2009, 40(1): 313-316.
- [2] Broderick JP, Brown RD Jr, Sauerbeck L, et al. Greater rupture risk for familial as compared to sporadic unruptured intracranial aneurysms[J]. Stroke, 2009, 40(6): 1952-1957.
- [3] Weichert F, Walczak L, Fisseler D, et al. Simulation of intra-aneurysmal blood flow by different numerical methods[J]. Comput Math Methods Med, 2013(2013): 527654.
- [4] Gambaruto AM, Janela J, Moura A, et al. Sensitivity of hemodynamics in a patient specific cerebral aneurysm to vascular geometry and blood rheology[J]. Mathematical Biosciences and Engineering, 2011, 8(2): 409-423.
- [5] Chang HS. Simulation of the natural history of cerebral aneurysms based on data from the International Study of Unruptured Intracranial Aneurysms[J]. Journal of Neurosurgery, 2006, 104(2): 188-194.
- [6] Sende J, Jabre P, Leroux B, et al. Invasive arterial blood pressure monitoring in an out-of-hospital setting: an observational study[J]. Emerg Med J, 2009, 26(3): 210-212.
- [7] Hager H, Mandadi G, Pulley D, et al. A comparison of noninvasive blood pressure measurement on the wrist with invasive arterial blood pressure monitoring in patients undergoing bariatric surgery[J]. Obes Surg, 2009, 19(6): 717-724.
- [8] Cebal JR, Löhner R. From medical images to anatomically accurate finite element grids[J]. Inter J Numer Method Eng, 2001, 51(8): 985-1008.
- [9] Pedley TJ. The fluid mechanics of large blood vessels[M]. UK: Cambridge University Press, 1980.
- [10] 乔爱科, 孟宪龙, 付文字, 等. 用于数值模拟的带支架个性化主动脉弓动脉瘤有限模型的构建[J]. 北京工业大学学报, 2011, 37(3): 455-462.
- [11] 徐健, 宋伟, 李明利, 等. 胸部低剂量 CT 与常规剂量 CT 三维图像质量的比较[J]. 中国医学科学院学报, 2006, 28(1): 53-57.
- [12] 付文字, 乔爱科. 基于个性化颈内动脉瘤模型的流固耦合分析[J]. 医用生物力学, 2012, 27(4): 421-426.
- [13] 王美昱, 许百男, 孙正辉, 等. 基于 CTA 影像数据的个体化颅内动脉瘤的流固耦合力学模型[J]. 南方医科大学学报, 2012, 32(10): 1407-1414.
- [14] Ohshima T, Miyachi S, Hattori KI, et al. Risk of aneurysmal rupture; the importance of neck orifice positioning—assessment using computational flow simulation[J]. Neurosurgery, 2008, 62(4): 767-773.
- [15] Ma B, Lu J, Robert E Harbaugh, et al. Nonlinear anisotropic stress analysis of anatomically realistic cerebral aneurysms[J]. J Biomech Eng, 2007, 129(2): 88-96.
- [16] 游梦星, 虞希祥, 林永胜, 等. 三维 CT 血管造影与平板 DSA 对颅内动脉瘤诊断价值的对比分析[J]. 介入放射学杂志, 2011, 20(9): 676-680.
- [17] 谢兰军, 钱令涛, 李乃玉, 等. CTA 与 3D-DSA 在颅内动脉瘤诊断中的对比观察[J]. 河北医学, 2011, 17(10): 1279-1281.
- [18] 周西, 刘启榆, 林华, 等. 颅内动脉瘤的 3D-DSA 与 3D-CTA 技术的对比研究[J]. 中外医学研究, 2013, 11(1): 52-54.
- [19] 王庆明, 朱国辉, 程耀东. 对 Mises 屈服准则的一种新解释[J]. 力学与实践, 1995(6): 67-68.
- [20] Bai-Nan X, Fu-Yu W, Lei L, et al. Hemodynamics model of fluid-solid interaction in internal carotid artery aneurysms[J]. Neurosurg Rev, 2011, 34(1): 39-47.
- [21] 陈丽君, 荆晶, 林长华, 等. 基于 CT 数据颈内动脉虹吸部有限元建模[J]. 临床医学工程, 2012, 19(1): 1-2.
- [22] 付凯亮, 王春霞, 任国山, 等. 颅内动脉瘤计算流体力学建模方法的研究[J]. 脑与神经疾病杂志, 2013, 21(4): 290-292.
- [23] Timaran CH, Ohki T, Veith FJ, et al. Influence of type II endoleak volume on aneurysm wall pressure and distribution in an experimental model[J]. J Vasc Surg, 2005, 41(4): 657-663.
- [24] 白杰, 赵元立. 未破裂颅内动脉瘤的治疗[J]. 中华神经医学杂志, 2011, 10(3): 316-318.

(责任编辑: 关蕴良)