

基于 CT 的脑动脉瘤双向流固耦合数值模拟研究

张光武, 木合塔尔·克力木, 胡成龙, 刘 鹏, 刘小月

(新疆大学机械工程学院, 乌鲁木齐 830047)

【摘要】目的:探讨基于动脉瘤壁与动脉血管壁厚度不一的脑动脉瘤双向流固耦合数值模型的建模方法。**方法:**用 MIMICS16.0 软件提取 1 例患者颅内动脉瘤 CT 影像 DICOM 数据, 获得动脉瘤体的初步模型。将该模型导入逆向工程软件 Geomagic Studio 12, 以及 UGS NX 8.5 进一步处理后, 得到厚度不一的脑动脉瘤三维几何模型。运用 ANSYS Workbench 15.0 软件进行双向流固耦合计算, 并分析瘤体内血流特性及动脉瘤壁所受应力应变情况。**结果:**快速准确地建立了厚度不一的动脉瘤双向流固耦合模型, 清晰地模拟出 1 个心动周期内动脉瘤表面剪切应力、表面变形及速度流线的变化情况。**结论:**应用上述方法能够快速准确地建立动脉瘤的双向流固耦合模型, 且相较于刚性模型和厚度一致的动脉瘤体模型更准确和实用。可以为动脉瘤介入治疗模拟研究提供优良的模型参数。

【关键词】CT 影像; 双向流固耦合模型; 心动周期

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【收稿日期】2016-10-11

Numerical simulation study on bi-directional fluid-solid coupled model of aneurysm based on computed tomography angiography

Zhang Guangwu, Kelimu Muhe-ta-er, Hu Chenglong, Liu Peng, Liu Xiaoyue

(School of Mechanical Engineering, Xinjiang University)

【Abstract】Objective: To explore the method of establishing the bi-directional fluid-solid coupled numerical model based on different thicknesses of aneurysms and arterial wall. **Methods:** The data series of aneurysm in a patient were got by computed tomography angiography (CTA) image data. The data series were processed to obtain a surface model of the aneurysm's vessel segment using MIMICS 16.0. The surface model was imported into Geomagic Studio 12.0 and UGS NX 8.5, which were processed to get the bi-directional fluid-solid coupled numerical model of aneurysm. ANSYS Workbench 15.0 software was used to calculate and to evaluate the characteristics of intratumoral blood and the stress and strain that Aneurysm wall suffered. **Results:** The bi-directional fluid-solid coupled model of aneurysm was established successfully and accurately, and it also clearly simulated the blood flow of the intracranial aneurysm, the deformation of the solid wall and velocity of flow lines in a cardiac cycle. **Conclusion:** Using the above method, the bi-directional fluid-solid coupled model of the aneurysm is established quickly and accurately, which is more accurate and useful than the rigid model and the same thickness aneurysm model. It can also provide excellent model parameters for simulating study of interventional therapy of aneurysm.

【Key words】computed tomography angiography (CTA) image data; the bi-directional fluid-solid coupled numerical model; a cardiac cycle

脑动脉瘤是指颅内动脉血管瘤, 病程隐匿, 起病突然, 一旦发病, 死、残率极高, 是最危险的脑血管病之一。据统计, 颅内动脉瘤破裂的概率为 1%^[1], 而

破裂后导致患者死亡的概率达 22%~25%^[2]。目前研究认为, 血流动力性因素是动脉瘤产生的主要原因之一。因此, 近年来运用计算机软件模拟仿真血液在动脉瘤内的流动状态成为一个主要研究热点。过往研究中, 通常将动脉瘤壁及血管壁假设为刚性^[3-5], 忽略了血液的流动对血管壁造成的变形。流固耦合的方法^[6-8]解决了这一问题。流固耦合分单、双向流固耦合 2 种, 两者区别在于双向流固耦合考虑了固

作者介绍: 张光武, Email: 469873027@qq.com,

研究方向: 机械电子工程(生物流体动力学)。

通信作者: 木合塔尔·克力木, Email: kmuhetar@xju.edu.cn

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(编号: 51365052)。

优先出版: <http://www.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20170105.1640.006.html>

(2017-01-05)

体的变性反作用于流体而对流体的流动产生的改变,而单向流固耦合则只考虑流体的流动对固体造成的影响。在对血液和血管系统进行探究时,重点为血液流动和血管壁表面的物理量,所以双向流固耦合的结果会更加准确。

本文建立基于动脉瘤壁与动脉血管壁厚度不一的脑动脉瘤双向流固耦合模型,运用有限元分析软件结合流体力学软件,模拟分析动脉瘤内血流特性参数及瘤体受力变形情况。进而为支架介入治疗动脉瘤的研究提供科学准确的模型参数。

1 脑动脉瘤的双向流固耦合力学模型

1.1 血流的动力学方程

血管中的血液流动过程遵循物质守恒定律。所以血液的连续方程可以表示为: $\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0$, 而对于定常流 $\frac{\partial \rho}{\partial t} = 0$, 且本文视血液为不可压缩的牛顿流体, 所以血液的最终连续方程见(式 1):

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0 \quad (\text{式 1})$$

式中, u, v, w 为速度在三个坐标上的分量。

1.2 血管壁的动力学方程

在本研究中, 动脉瘤壁及血管壁的运动方程见(式 2):

$$\Delta \cdot \delta_s = \rho_s a_s \quad (\text{式 2})$$

式中, δ_s 为壁面的应力张量, ρ_s 是血管壁密度, a_s 是血管壁加速度。

1.3 流固耦合界面变量的传递

流固耦合满足流体域与固体域上不同变量的相等或守恒, 即满足以下条件: 其中 τ 为应力, d 为位移, v 为速度, n 为边界法向。

$$\tau_f \cdot n_f = \tau_s \cdot n_s$$

$$d_f = d_s \quad (\text{式 3})$$

$$v_f = v_s$$

2 数值模拟方法

2.1 原始数据采集

数据来源于新疆医科大学附属医院。本研究采集了医院 60 例脑动脉瘤患者的颅内 CT 影像资料。通过细致考虑病发年龄、瘤体位置、形态等因素, 从中选取 1 例瘤体形态良好的女性患者进行模型提取, 经患者及家属准许同意, 将该病例作为研究对象。

2.2 CT 图像数据处理

运用 Mimics15.0 软件读取患者的原始 CT 图像文件, 结

合阈值分割与手动分割方法, 初步获得动脉瘤的表面模型。由于通过 CT 影像资料所提取的动脉瘤表面模型文件不能够直接应用于流体分析, 且该格式无法与有限元分析软件进行链接。因此, 需要通过逆向工程软件 Geomagic Studio 12 将格式为 STL 的动脉瘤表面模型文件进行重构, 从而得到所需的实体模型。

2.3 脑动脉瘤模型的三维重建

前人在动脉瘤建模过程中通常将动脉瘤壁与动脉血管壁厚度设定为一致^[9], 但由于动脉瘤是血管壁上某个位置由于发生病变或长期受到强烈血流的冲击而导致的向外膨出, 所以动脉瘤的壁面厚度小于载瘤动脉厚度, 吕少茂等^[10]对动脉瘤的壁面厚度与载瘤动脉厚度分别进行定义, 使得分析所得的结果可信度更高。查阅资料^[11]得到, 动脉瘤的壁厚一般为 0.08~0.20 mm, 本文取均值 0.10 mm。将获得的 NURBS 曲面模型导入 UGS NX 8.5 中, 拾取动脉瘤表面的各个面片并将其向里偏移 0.10 mm, 载瘤动脉上的各个面片偏移距离 0 mm (最初的血管壁模型载瘤动脉的壁厚就为 0.20 mm), 为将两部分偏置距离不同的载瘤动脉部分和动脉瘤部分通过瘤颈部分进行平滑的连接, 所以需要变量偏置的命令将瘤颈部分的各个面片进行变量偏置, 最后得到瘤壁和动脉血管壁厚度不一的血管壁模型(图 1)。

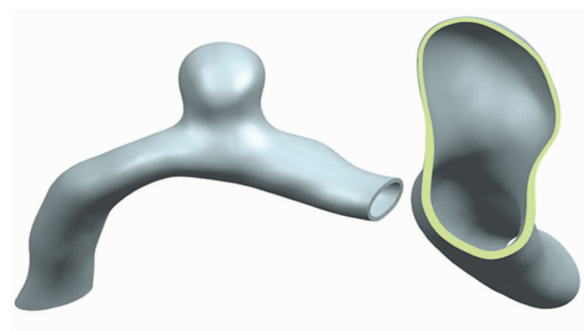


图 1 厚度不一的血管壁实体模型

Fig.1 Model of aneurysms with arterial walls of different thicknesses

2.4 边界条件与求解设置

2.4.1 血液的边界条件及属性 根据相关资料^[12], 动脉内血液的雷诺数为 600~700, 且当雷诺数的数值小于 2 300 时流体流动属于层流状态, 所以血液在颅内动脉的流动属于层流状态。据相关验证, 当血管直径大于 0.5 mm 时, 用牛顿流体替换非牛顿流体的误差小于 2%^[13]。本文采用的动脉瘤模型入口直径为 3 mm, 载瘤动脉最小直径达 1.2 mm, 均大于 0.5 mm, 因此, 本文视血液为牛顿流体。根据相关文献资料^[14], 设置血液的密度为 1 050 kg/m³、动力黏度为 0.003 5 Pa·s。血液在动脉中的流动为脉动流^[15], 以在模型的入口给定入口速度为一个心动周期的速度函数, 如图 2 所示, 血液在出口处设置为自由流出, 即出口压力为 0 Pa。

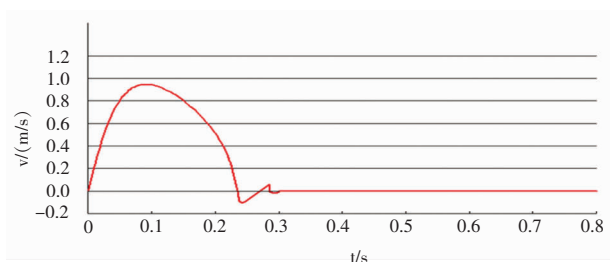


图2 1个心动周期内血流速度随时间变化曲线

Fig.2 variation curve of time vs blood flow velocity in a cardiac cycle

2.4.2 血管壁的边界条件及属性 本文就载瘤动脉壁厚度和动脉瘤壁厚分别进行了定义,载瘤动脉壁厚为 0.2 mm,动脉瘤壁厚为 0.1 mm。材料均视为线弹性材料,弹性模量和泊松比分别为 50 kPa 和 0.45,模型的进出口采用固定支撑。

2.5 网格划分及计算

网格划分在 ANSYS 中进行,模型采用四面体网格。然后分别进行固体及流体的参数设置。应用 ANSYS Workbench 15.0 进行双向流固耦合计算,得到计算结果。

3 结果

3.1 动脉瘤内流线分析

为了进一步了解动脉瘤内血液在 1 个心动周期内的流动状态,对瘤体内血液流线作如下分析。根据图 3 血管入口速度时间变化曲线,取 5 个速度变化较为明显的时刻,分别是 0.04 s(对应速度为 0.5 m/s)、0.06 s(对应速度为 0.79 m/s)、0.10 s(对应速度为 0.95 m/s)、0.16 s(对应速度为 0.69 m/s)以及 0.22 s(对应速度为 0.15 m/s)的 5 个不同时刻的 1 000 条流线进行分析,如图 3 所示。

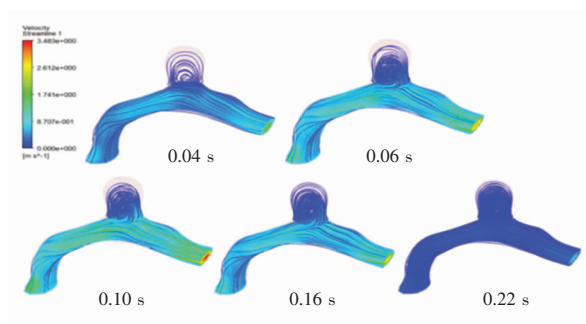


图3 动脉瘤流线图

Fig.3 Motion pattern of aneurysms

从图中可以看出,0.04~0.10 s 期间载瘤动脉中心的血流速度不断增大,血液流动状态为层流,所以从血管中心向四周血管方向的血流速度依次减小,0.10~0.22 s 载瘤动脉中的血流不断减小。观察动脉瘤中的血液流动发现,血液在动脉

瘤中形成了涡流,由于血液从左侧血管向右侧血管流动,左侧流过来的血液首先对动脉瘤的右侧瘤颈处造成冲击,然后进入动脉瘤腔内。基于动脉瘤腔的几何形状,涡流在瘤腔中形成,血液过瘤腔经左侧瘤颈处流入载瘤动脉。就动脉瘤腔内涡流的强弱来看,0.04~0.10 s 期间,由于血流速度不断增强,涡流的强度不断增强,0.10~0.22 s 期间,血流速度不断减小,瘤腔内的流轴向瘤壁扩散,所以涡流强度有所减小。

3.2 动脉瘤表面剪切应力分析

由于壁面剪切应力被认为与动脉瘤的形成密切相关,因此取以下 5 个时刻对动脉瘤表面的剪切应力进行分析,不同时刻相对应的剪切应力分布云图如图 4 所示。

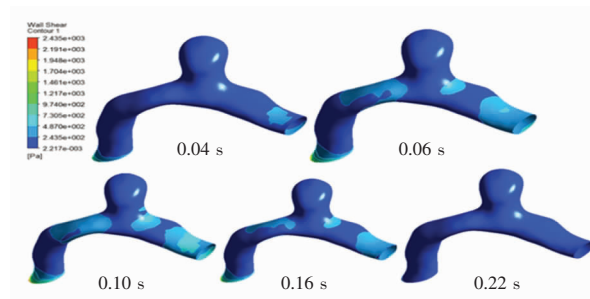


图4 动脉瘤壁面剪切应力云图

Fig.4 Stress nephogram of aneurysm wall

从壁面剪切应力(简称 WSS)的云图可以明显看出,在流速较小的 0.04 s 时刻,瘤壁 WSS 值的梯度变化差异情况不够明显,只在模型进出口位置有小范围梯度呈现。随着流速的加快在 0.06 s 时刻,靠动脉瘤右侧瘤颈下边沿处出现了一个较大的 WSS 值区域,同时模型进出口位置的 WSS 梯度范围扩大。到了流速最大值 0.10 s 时刻,随着血流速度进一步加大,进口方向的血液对动脉瘤右侧壁的冲击力度加大,在右侧瘤颈上出现了一块 WSS 较大值的范围,除此之外,对应 0.06 s 时刻的 WSS 分布无明显变化,只是各个区域 WSS 范围继续扩大,同时呈现更加明显的梯度。0.10~0.22 s 为血液流速减小的区间,动脉瘤右侧瘤颈处较大 WSS 分布消失,各个 WSS 分布区域的范围逐渐减小。在 0.22 s 时刻,各个梯度范围全部消失并且整个动脉瘤壁面剪切应力处于一个较小值的状态。在 0.22 s 以后的各个时刻,动脉瘤壁面 WSS 的分布与 0.22 s 相同。

3.3 动脉瘤壁面变形分析

动脉瘤壁面变形较大时,易造成动脉瘤增生,更甚者可能会破裂出血。为了解 1 个心动周期内该动脉瘤壁面变形的过程,取 0.10、0.24、0.26 及 0.30 s 动脉瘤壁面的变形区域较为明显的时刻(图 5)进行分析。

在 0.10 s 壁面变形达到最大值,3.081 1 mm 位置为瘤顶。在 0.10 s 以前,壁面变形云图分布没有较大变化,分布均为动脉瘤瘤体处变形最大且变形云图的梯度均为从瘤颈至

瘤顶呈现斜向逐渐增大的形式,但变形最大的瘤顶处,其值从 0.02~0.10 s 逐渐增大,范围为 1.34~3.08 mm。0.24~0.26 s 为速度负值区间段,0.10~0.24 s 动脉瘤变形云图的梯度分布仍无明显变化,但变形的最大值呈逐渐减小的趋势,范围为 3.080~0.265 mm。0.26 s 时刻动脉瘤总体的变形量大幅度减小,其中动脉瘤上的变形梯度有所改变,最大变形位置向瘤顶中心偏移,梯度也从瘤颈至瘤顶呈现从下至上递增。0.30 s 时刻入口速度为 0,最大变形位置也发生改变,从瘤顶变成瘤颈的正中间,但变形量很小,仅为 0.01 mm,在以后各个时刻,变形位置仍有变化,但变形量均很小,从 0.30~0.80 s,变形量为 0.0128~1.14e-13 mm。

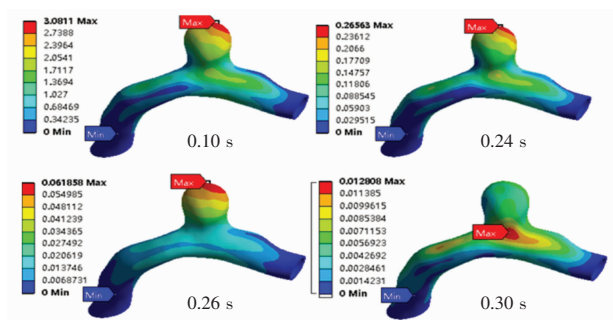


图 5 动脉瘤壁面变形云图

Fig.5 Aberration nephogram of aneurysm wall

4 讨论

本文快速准确地建立了基于 CT 的脑动脉瘤双向流固耦合数值模型,并对影响动脉瘤生长、破裂的流体动力学因素进行了有效分析。在脑动脉瘤的三维建模过程中,针对以往研究过程中将动脉血管壁和动脉瘤壁厚度假定为一致的问题,进行了有效的改善。另一方面,在数值计算中,建立了双向流固耦合模型,相较于刚性模型和单向流固耦合模型,计算结果更接近真实情况。

综上所述,本文所建立的模型能清晰准确地反映动脉瘤内的血流特性,对预测动脉瘤生长、破裂能提供更有力的依据。且在接下来的支架介入瘤体仿真实验中,能够提供更加真实可靠的动脉瘤体三维模型参数。

参 考 文 献

- [1] Komotar RJ, Mocco J, Sokmon RA. Guidelines for the surgical treatment of unruptured intracranial aneurysms; the first annual J. Lawrence pool memorial research symposium—controversies in the management of cerebral aneurysms[J]. Neurosurgery, 2008, 62(1): 183–193.
- [2] Pierot L, Spelle L, Vitry F, et al. Similar safety in centers with low and high volumes of endovascular treatments for unruptured intracranial aneurysms; evaluation of the analysis of treatment by endovascular approach of nonruptured aneurysms study[J]. ATNR, 2010, 31: 1010–1014.
- [3] 杨枫, 刘刚, 吕华新, 等. 基于 CTA 的颅内动脉瘤复合体三维模型的建立及应用[J]. 上海医药, 2014, 35(19): 53–56.
- [4] 王美昱, 许百男, 刘磊, 等. 基于计算流体力学技术的个体化颅内动脉瘤三维刚性血流动力学模型[J]. 临床神经外科杂志, 2010, 7(2): 61–64.
- [5] 王美昱, 许百男, 刘磊, 等. 个体化颅内动脉瘤三维刚性数值模型的壁剪应力[J]. 中国脑血管病杂志, 2010, 7(6): 325–329.
- [6] 刘波, 李志伟. 数值模拟描述血管壁厚度对复杂颅内动脉瘤流固耦合分析结果的影响[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(11): 1765–1773.
- [7] 刘波, 谢鹏, 李志伟. 复杂颅内动脉瘤的流固耦合模型的建模方法[J]. 重庆医科大学学报, 2014, 39(9): 1306–1311.
- [8] 刘丹, 曾鸣, 张翔, 等. 基于 VCTD SA 数据的颅内动脉瘤模型流固耦合分析[J]. 解放军医学杂志, 2014, 11: 888–892.
- [9] 付文字, 乔爱科. 5 种支架对颈内动脉瘤血液动力学影响的数值模拟研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(5): 344–351.
- [10] 吕绍茂, 钟华, 陈丽君, 等. 构建颈内动脉瘤双向流固耦合模型的血流模拟[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(2): 218–224.
- [11] Frösen J, Piippo A, Paetau A, et al. Remodeling of saccular cerebral artery aneurysm wall is associated with rupture; histological analysis of 24 unruptured and 42 ruptured cases[J]. Stroke, 2004, 35(10): 2287–2293.
- [12] Aenis M, Stancampiano AP, Wakhloo AK, et al. Modeling of flow in a straight stented and nonstented side wall aneurysm model[J]. J Biomech Eng, 2007, 119(2): 206–212.
- [13] 付文字, 孟宪龙, 顾兆勇, 等. 基于 CT 图像的胸主动脉瘤模型构建及分析[J]. 北京工业大学学报, 2011, 37(5): 788–793.
- [14] Eisenberg MJ, Rice SA, Paraschos A, et al. The clinical spectrum of patients with aneurysms of the ascending aorta[J]. Am Heart J, 1993, 125(5 Pt 1): 1380–1385.
- [15] 马宏伟. 颅内动脉瘤的病理和计算流体力学研究[D]. 北京: 中国人民解放军医学院, 2014.

(责任编辑: 张辉洁)