



JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS

主办：中国科学院遥感与数字地球研究所
中国图象图形学学会
北京应用物理与计算数学研究所

中国图象图形学报

2015
03
VOL.20

ISSN1006-8961
CN11-3758/TB

非真实感图像处理 P437





第20卷第3期（总第227期）

2015年3月16日

中国精品科技期刊
中国国际影响力优秀学术期刊
中国科技核心期刊

版权声明

凡向《中国图象图形学报》投稿，均视为同意在本刊网站及CNKI等全文数据库出版，所刊载论文已获得著作权人的授权。本刊所有图片均为非商业目的使用，所有内容，未经许可，不得转载或以其他方式使用。

Copyright

All rights reserved by Journal of Image and Graphics, Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS. The content (including but not limited text, photo, etc) published in this journal is for non-commercial use.

主管单位 中国科学院

主办单位 中国科学院遥感与数字地球研究所

中国图象图形学学会

北京应用物理与计算数学研究所

主 编 李小文

编辑出版《中国图象图形学报》编辑出版委员会

邮政信箱 北京9718信箱

邮 编 100101

电子信箱 jig@radi.ac.cn

电 话 010-64807995

网 址 www.cjig.cn

广告经营许可证 京朝工商广字第0361号

总 发 行 北京报刊发行局

订 购 全国各地邮局

海外发行 中国国际图书贸易集团有限公司

（邮政信箱：北京399信箱 邮编：100048）

印刷装订 北京科信印刷有限公司

Journal of Image and Graphics

Title inscription: Song Jian

Monthly, Started in 1996

Superintended by Chinese Academy of Sciences

Sponsored by Institute of Remote Sensing and Digital Earth, CAS

China Society of Image and Graphics

Institute of Applied Physics and Computational Mathematics

Editor-in-Chief LI Xiaowen

Editor, Publisher Editorial and Publishing Board of Journal of

Image and Graphics

P.O.Box 9718, Beijing, P.R.China

Zip code 100101

E-mail jig@radi.ac.cn

Telephone 010-64807995

Website www.cjig.cn

Distributed by Beijing Bureau for Distribution of Newspapers and Journals

Domestic All Local Post Offices in China

Overseas China International Book Trading Corporation

(P.O.Box 399, Beijing 100048, P.R.China))

Printed by Beijing Kexin Printing Co., Ltd.

CN 11-3758/TB

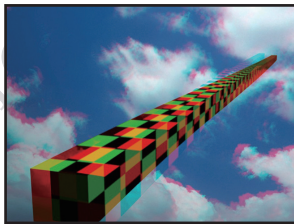
ISSN 1006-8961

CODEN ZTTXFZ

国外发行代号 M1406

国内邮发代号 82-831

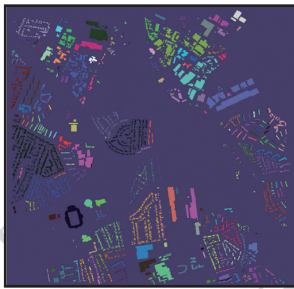
国内定价 50.00元



实时立体视觉系统中的深度映射(第0366页)



基于辐照度的运动模糊图像去模糊(第0395页)



面向智慧城市的3维城市在线可视化(第0445页)

综述

面向血管疾病诊断及预测分析的血流动力学模拟综述

徐梦佳, 杨金柱, 赵宏, 赵大哲 0297

图像处理和编码

多特征融合的车辆阴影消除

邱一川, 张亚英, 刘春梅 0311

图像分析和识别

基于局部时空特征方向加权的人体行为识别

李俊峰, 张飞燕 0320

对表情鲁棒的面部轮廓线3维人脸识别

常朋朋, 达飞鹏, 梅俊 0332

融合双层信息的显著性检测

姜霞霞, 李宗民, 匡振中, 刘玉杰 0340

面向动摄像机的高速运动目标检测

穆春迪, 谢剑斌, 闫玮, 刘通, 李沛秦 0349

匹配滤波在SAR目标单个散射部件检测中的应用

丁柏圆, 文贡坚, 钟金荣, 马聪慧 0357

图像理解和计算机视觉

实时立体视觉系统中的深度映射

李大锦, 白成杰 0366

遥感图像处理

GPU支持的SAR影像几何校正大规模并行处理

杨景辉, 程春泉, 张继贤, 黄国满 0374

基于正则化约束的遥感图像多尺度去模糊

谭海鹏, 曾炫杰, 牛四杰, 陈强, 孙权森 0386

第十届中国计算机图形学大会专栏

基于辐照度的运动模糊图像去模糊

方贤勇, 阚未然, 周健, 李黎, 郭延文 0395

对比度、颜色一致性和灰度像素保持的消色算法

王勋, 罗婷婷, 刘春晓, 彭浩宇 0408

结合因子图的多目的地地图布局优化

罗振珊, 张俊松, 范接鹏 0418

高阶连续的形状可调三角多项式曲线曲面

严兰兰, 韩旭里 0427

改进的自然图像铅笔画效果生成

黄志勇, 姚远, 张晶晶, 马凯, 任东 0437

面向智慧城市的3维城市在线可视化

潘斌, 郭小明, 陈明明, 陈为, 彭群生 0445

CONTENTS

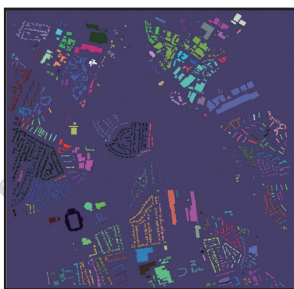
JOURNAL OF IMAGE AND GRAPHICS



Depth mapping in real-time stereoscopic systems (P0366)



Deblurring of motion blurred images based on the irradiance(P0395)



Online 3D city visualization for smarter cities(P0445)

Review

Survey of hemodynamics simulation for diagnosis and prediction in vascular disease

Xu Mengjia, Yang Jinzhu, Zhao Hong, Zhao Dazhe 0297

Image Processing and Coding

Vehicle shadow removal with multi-feature fusion

Qiu Yichuan, Zhang Yaying, Liu Chunmei 0311

Image Analysis and Recognition

Human behavior recognition based on directional weighting local space-time features

Li Junfeng, Zhang Feiyan 0320

Expression-robustness 3D face recognition based on facial profiles

Chang Pengpeng, Da Feipeng, Mei Jun 0332

Image saliency detection based on two-layer information fusion

Jiang Xiaxia, Li Zongmin, Kuang Zhenzhong, Liu Yujie 0340

Detecting high-speed moving targets in moving camera environments

Mu Chundi, Xie Jianbin, Yan Wei, Liu Tong, Li Peiqin 0349

The application of matched filter in detecting single scattering parts of SAR targets

Ding Boyuan, Wen Gongjian, Zhong Jinrong, Ma Conghui 0357

Image Understanding and Computer Vision

Depth mapping in real-time stereoscopic systems

Li Dajin, Bai Chengjie 0366

Remote Sensing Image Processing

GPU supported massively parallel processing for geometric correction of SAR imagery

Yang Jinghui, Cheng Chunquan, Zhang Jixian, Huang Guoman 0374

Remote sensing image multi-scale deblurring based on regularization constraint

Tan Haipeng, Zeng Xuanjie, Niu Sijie, Chen Qiang, Sun Quansen 0386

Column of Chinagraph'2014

Deblurring of motion blurred images based on the irradiance

Fang Xianying, Kan Weiran, Zhou Jian, Li Li, Guo Yanwen 0395

Decolorization with contrast, color consistency and grayscale pixel preservation

Wang Xun, Luo Tingting, Liu Chunxiao, Peng Haoyu 0408

Synthesizing multi-destinations map with factor graph

Luo Zhenshan, Zhang Junsong, Fan Jiepeng 0418

Higher-order continuous shape adjustable trigonometric polynomial curve and surface

Yan Lanlan, Han Xuli 0427

Improved algorithm for natural image pencil drawing production

Huang Zhiyong, Yao Yuan, Zhang Jingjing, Ma Kai, Ren Dong 0437

Online 3D city visualization for smarter cities

Pan Bin, Guo Xiaoming, Chen Mingming, Chen Wei, Peng Qunsheng 0445

中图法分类号: TP315 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2015)03-0297-14

论文引用格式: Xu M J, Yang J Z, Zhao H, Zhao D Z. Survey of hemodynamics simulation for diagnosis and prediction in vascular disease[J]. Journal of Image and Graphics, 2015, 20(3): 0297-0310. [徐梦佳, 杨金柱, 赵宏, 赵大哲. 面向血管疾病诊断及预测分析的血流动力学模拟综述[J]. 中国图象图形学报, 2015, 20(3): 0297-0310.] [DOI:10.11834/jig.20150301]

面向血管疾病诊断及预测分析的血流动力学模拟综述

徐梦佳¹, 杨金柱^{1,2}, 赵宏¹, 赵大哲^{1,2}

1. 东北大学信息科学与工程学院, 沈阳 110819; 2. 东北大学医学影像计算教育部重点实验室, 沈阳 110179

摘要: 目的 血流动力学模拟方法对于揭示动脉瘤、动脉粥样硬化斑块等血管疾病的形成、发展和破裂的病理形成机制、诊断及术后评估具有重要研究意义, 已经成为血管疾病诊断及预测分析临床应用与研究领域的一个热点方向。方法 根据血流动力学模拟过程中模拟的血流的特征尺度的不同, 本文采用宏观尺度血流动力学模拟和多尺度血流动力学模拟的两种分类方法进行综述。结果 总结了不同特征尺度模拟情况下的血流动力学模拟与分析方法的国内外研究现状、主要研究方法和关键技术, 并阐述了其中存在的研究难点, 展望了血流动力学模拟未来的研究发展方向。结论 随着当前血管疾病患者人数的日益增长, 结合基于图像信息的血管建模技术和人体生理真实性血流信息的多尺度血流动力学模拟方法的研究将成为该领域一个新的研究热点, 对于提高我国血管疾病治疗水平具有重要研究意义。

关键词: 血流动力学模拟; 血管疾病; 多尺度建模; 数值模拟; 边界条件

Survey of hemodynamics simulation for diagnosis and prediction in vascular disease

Xu Mengjia¹, Yang Jinzhu^{1,2}, Zhao Hong¹, Zhao Dazhe^{1,2}

1. College of information science and Engineering, Northeastern University, Shenyang 110819, China;

2. Key Laboratory of Medical Image Computing of Ministry of Education, Northeastern University, Shenyang 110179, China

Abstract: **Objective** Hemodynamic simulation is an important tool for revealing the pathological mechanisms of the initiation, development, and onset of vascular disease (e. g., arterial aneurysm, atherosclerotic plaque, etc.), as well as for disease diagnosis and vascular surgery evaluation. Therefore, this type of simulation has become a popular research hotspot in the diagnosis and prediction of vascular disease. **Method** Macro-scale and multi-scale simulation of blood flow dynamics are adopted for this review on the basis of the different feature scales of blood flow in hemodynamic simulation. **Result** State-of-the-art research methods and key technologies of blood flow dynamics simulation methods that target different feature scales of blood flow are discussed. Subsequently, existing research difficulties and problems are summarized. Finally, trends in the further development of blood flow dynamics simulation methods are examined. **Conclusion** With the rising number of patients with vascular disease, the multiscale simulation of blood flow dynamics combined with the image-based

收稿日期: 2014-05-21; 修回日期: 2014-11-13

基金项目: 中央大学基础研究基金项目(120518001, N140402003); 国家自然科学基金项目(61172002); 辽宁省自然科学基金项目(2013020021, LJQ2013026)资助; 国家科技支撑计划(2014BAI17B02)

第一作者简介: 徐梦佳(1987—), 女, 东北大学计算机应用技术专业博士研究生, 主要研究方向为医学影像分析与处理、血流动力学模拟。E-mail: xx.victory123@gmail.com

通信作者: 杨金柱, 副教授, E-mail: yangjinzhu@ise.neu.edu.cn

Supported by: National Natural Science Foundation of China(61172002); Project supported by the Natural Science Foundation of Liaoning Province, China(2013020021, LJQ2013026)

modeling of vascular and physiological blood flow data is expected to become a hot topic of future research. Such studies are of great significance to improve the level of vascular disease treatment in China.

Key words: simulation of hemodynamics; vascular disease; multiscale modeling; numerical simulation; boundary conditions

0 引言

近几年血管疾病患者逐渐趋于低龄化,数量迅速递增,增脑血管疾病已经成为严重威胁人类生命的3大重要疾病之一。据流行病学调查,在全球范围内,每年将近460万人死于脑血管疾病。诱发脑血管疾病发生的风险因素有很多,如常见的致命性和多发性相对较高的动脉粥样硬化和囊状动脉瘤。这些疾病通常多发于具有复杂几何形状(弯曲、狭窄或分叉)的动脉血管^[1-3],如颅内动脉、胸主动脉、冠状动脉、颈部动脉和腹部动脉。发生病变的部位通常都具有特殊的血流动力学条件,其中,血流动力学参数——壁面切应力(WSS)已经逐渐成为影响动脉粥样硬化斑块和动脉瘤发生、发展和破裂的一个重要因素。另外,血液流速及其在流动中对血管壁产生的压强也是评估上述两类疾病稳定性不可或缺的重要指标^[4-5]。

然而,由于现有的MRA(magnetic resonance angiography)、CTA(computed tomography angiography)、超声等血管成像技术并不能清晰地给出上述介绍的有关血液流体运动特征的信息,尤其是壁面切应力性能指标目前仍未出现一种有效的临床测量方法可以成功获取。医学上对于常见的一些血管疾病(如动脉瘤、动脉粥样硬化等)的诊断仍然依赖于对动脉瘤形状、纹理及斑块处血管狭窄度的分析,而忽略了血流动力学对病变影响的分析。因此,基于血流动力学模拟与分析的血管疾病诊断与预测分析方法成为了当前血管疾病预防与诊断领域重要的研究方向,其主要目的是通过应用计算流体力学的基本原理和方法来模拟血液流动的力学特征(速度、血压、壁面切应力等),并揭示上述指标与血管疾病形成发展的内在联系。这一功能在临床疾病诊断、预测以及医学教育等方面都具有重要的实际应用价值,不仅可以提高对血管疾病病理机制和稳定性的深刻理解,同时在医疗设备设计与评估、手术计划定制等方面都具有良好的应用前景^[6]。目前,一些重要国

际期刊(如《Annual Review of Biomedical Engineering》、《Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering》、《Biomechanics and Modeling in Mechanobiology》)已经将此方向的研究列为期刊核心主题之一,同时在2012年、2013年连续两年的权威医学影像计算与计算机诊断介入国际会议(MICCAI)^[7-8]中,将主动脉狭窄血管异常病例的血流动力学模拟列为一项挑战课题。但是,目前由于人体血管系统是一个复杂的循环流动系统,血液具有复杂的粘弹性、流变特性以及非牛顿流体特性,同时人体血管分支数量多、直径变化范围大,以至于构成许多局部血管树,给如今的血流动力学模拟与分析带来了许多新的挑战。

本文针对血管疾病诊断与预测分析中的血流动力学模拟方法进行总结分析。

1 血流动力学模拟与分析方法的分类及研究现状

近几年,对于血液循环流动过程中血流动力学模拟与分析的研究吸引了许多国内外研究者。针对血管类型的不同,现有的血流动力学模拟研究可分为两类^[9]:一类是针对心脏和大型动脉(颅内动脉、颈总动脉、胸主动脉、肺动脉、腹主动脉等)的血流动力学模拟;另一类是针对静动脉的血流动力学模拟。其中,心脏和大型动脉的血流动力学模拟与分析受到了较多的关注。而由于静动脉血管相对细小,给该类血管的血流动力学模拟带来了相应的困难,以至于现有的研究成果并不多^[10-12]。

针对血流动力学特征模拟的层次不同,可以划分成宏观尺度血流动力学模拟和多尺度血流动力学模拟两种。宏观尺度模拟是指对血液在血管中宏观变量的分析,如速度、压力和切应力。而多尺度血流模拟是随着近几年的医学成像技术(MRI、CT、Ultrasound等)、生物系统建模技术、高性能并行计算技术以及计算机可视化技术的发展而兴起的一个新的

生物建模技术,该方向已经成为一些知名研究机构(如哈佛大学 Kaxiras 小组、布朗大学 Karniadakis 小组以及斯坦福大学 Taylor 小组)的重要研究方向之一。相比宏观尺度血流动力学模拟,多尺度血流动力学模拟能够对血管中血细胞、悬浮液等物质与流体动力学运动耦合进行更深层次地建模,如动脉瘤内血小板积聚过程、血栓具体形成过程等。对于目前突发性、致命性较高的血管类疾病(动脉瘤、斑块等)的形成机理、术后评估及疾病诊断和预测方面都具有积极的作用^[13-14]。下面将对上述两类血流动力学模拟技术的国内外研究现状进行分析。

1.1 宏观尺度血流动力学模拟及其研究现状

宏观模拟过程中,根据连续介质力学理论将血液和血管壁都近似假设是连续的介质。宏观尺度模拟通常采用的分析方法是基于一些流行的计算流体力学方法将连续的血液和血管壁区域进行单元离散动力学分析与数值求解,从而实现对大尺度(Large-Scale)血管区域内的血流动力学的模拟。表 1 给出了近几年国外关于宏观尺度血流动力学模拟方向的一些典型研究,分别从所采用的方法、模拟血管区域范围、网格构建方法、采用的边界条件、设定的血流和血管壁材料属性以及模拟的血流动力学变量 6 个方面进行了对比和分析。

表 1 国外典型的宏观尺度血流动力学模拟与分析方法
Table 1 Foreign typical macro-scale blood flow dynamics simulation and analysis method

文献	方法	模拟区域	网格方法	边界条件	血流/血管壁材料属性	模拟的变量
Xiao ^[15]	耦合动量法	全身主要大动脉血管(CTA)	MeshSim TM 工具包,采用基于曲率和基于场的网格细化方法	超声测速、无滑移接触面、外周组织压力边界	不可压缩牛顿流体/线弹性材料	WSS、速度、壁面刚度
Vavourakis ^[16]	耦合动量法	颈动脉分叉血管(MRI)	libMesh 库(血流、血管壁均为四面体)	PC-MRI 入口速度、无滑移接触面	不可压缩牛顿流体/线弹性材料	WSS、速度、压强、壁面位移、漩涡模式
Torii ^[17]	流体采用 DSD/SST 法;固体采用 Galerkin 有限元法	Y 型中脑动脉瘤血管(CT)	血流、血管壁均为六面体单元	Womersley 入口速度剖面、无滑移接触面	不可压缩牛顿流体/线弹性材料且壁厚为 0.3 mm	WSS、速度
Kim ^[18]	3 维有限元法	胸主动脉(MRI)	MeshSim TM 工具包(血流、血管壁均为四面体网格)	Womersley 入口速度剖面、无滑移接触面、3 维 Windkessel 模型	不可压缩牛顿流体/线弹性材料	WSS、速度
Takizawa ^[19]	改进的 SSTFSI 方法	中脑动脉(CT)	血流、血管壁均为四面体网格	测量得到的关于时间的入口速度剖面、基于牵引的压强流出边界、无滑移接触面	不可压缩牛顿流体/超弹性 Fung 材料	WSS、震荡剪切力、速度
Tezduyar ^[20]	时空有限元法	脑、腹主动脉瘤以及颈动脉分叉血管(理想近似几何模型)	血管壁三角面片网格;血流四面体网格	Womersley 入口速度剖面、无滑移接触面、3 维 Windkessel 模型	不可压缩牛顿流体/超弹性 Mooney-Rivlin 材料	WSS、速度
Bazilevs ^[21]	等几何分析	脑动脉瘤(真实成像数据)	血流四面体网格;血管壁四面体层网格	脉动入口速度、无滑移接触面、阻力出口边界条件	不可压缩牛顿流体/超弹性固体材料	WSS、速度、壁面张力、壁面位移

除了表 1 中的宏观尺度血流动力学模拟研究之外,国外针对宏观尺度的血流动力学模拟代表性的研究成果还有一些,如早期斯坦福大学的 Taylor 等人即针对动脉中血流动力学模拟进行的研究,研究并实现了一个虚拟血管实验室(virtual vascular laboratory)的软件集成系统^[22],主要采用稳定有限元法和八叉树四面体网格构建方法实现。但是该系统仅是基于一个理想的血管模型进行分析,并未基于人体真实医学影像数据中获取的血管几何模型进行模拟。莱斯大学 T*AFSM 研究小组则主要集中于从“流固耦合”分析的角度来研究动脉中血流动力学模拟与分析。该小组基于稳定时空流固耦合(SSTFSI)方法^[23]提出了改进的流固耦合建模技术顺序耦合动脉流固耦合(SCAFSI)技术^[24-25],已经被成功应用到脑动脉瘤、腹主动脉瘤的血流动力学模拟分析中。除上述局部血管区域的血流动力学模拟之外,最近几年也出现了很多针对大规模动脉树的血流动力学研究,如 Kim 等人^[26]针对带有乳腺癌病变的乳腺血管树局部区域内的血流进行了动力学模拟;斯坦福大学 Tang 等人^[27]针对 MRI 成像的肺动脉血管树在休息和运动两种状态下的血流动力学差异表现进行了模拟;伦斯特理工学院 Zhou 等人^[28]针对 CT 成像的心血管数据采用 3D 有限元法实现了从颈部到脚部的一个全身动脉树血流运动的全局模拟,采用弹性腔模型来解释不同器官和下游血管床的阻尼。另外,布朗大学 Grinberg 等人^[29]对首次采用 Spectral/hp element 法实现对颅内动脉血管树大尺度血流动力学的模拟。

国内方面针对该领域的研究起步相对较晚,目前出现的宏观尺度血流动力学模拟代表性的研究包括:北京大学彭红梅等人^[30]采用边界元法实现对 Y 型动脉血管病变前、后的 2 维血流动力学变量进行了模拟;北京工业大学乔爱科等人^[31]采用 ANSYS 软件工具实现了对胸主动脉弯曲处的血流动力学参数模拟;东北大学 MIC 实验室开发的成型基于有限元差分方法的 2 维血流动力学模拟分析系统,同时在 2014 年东南大学也相应针对心血管疾病易损斑块生物力学召开了专题研讨会。由此可见,国内目前针对血管疾病血流动力学方面的研究也已经开始给予高度重视和关注。但是,国内现有的主要研究方法仍都是借助于一些已经成型的 CFD(computational fluid dynamics)软件(如 FLUENT、ANSYS、

ADINA 等)来实现血液流动过程中的动力学模拟^[32-36],3 维的血流动力学模拟较少。因此,对于实现脉动的真实人体血管中血流动力学的模拟,还需要继续展开深入研究。

1.2 多尺度血流动力学模拟及其研究现状

由于血液本身是一种由血细胞和血浆组成的物质,连续介质的近似假设会忽略血液中不同粒子之间的微观流变特性^[37],因此,多尺度血流动力学模拟技术应运而生。与宏观尺度模拟中“连续介质假设”不同的是,多尺度血流动力学模拟是从血液与血管壁的分子动力学角度,将血液看做是由不同粒子(血细胞和血浆)组成的物质,血管壁分解成内膜、中膜和外膜 3 层结构^[38],其主要研究目的在于解决大范围血管计算区域的微尺度(micro-scale)血流动力学特征的模拟,其中,血管壁内膜中的内皮细胞与血液中血细胞之间的相互耦合作用产生的动力学特征是多尺度血流动力学模拟中的核心问题之一。了解血液的微观粒子组成成分(血细胞)在血管壁面的动力学特性(生物积聚或者扩散)变化情况不仅可以有效理解血管疾病(斑块、动脉瘤等)的病理生理机制,同时在血管疾病的预防、诊断以及术后评估方面都具有重要的科学研究价值。

目前国内外针对多尺度的血流动力学模拟与分析方法的研究并不多,代表性研究成果包括哈佛大学 Kaxiras 等人^[39]采用了格子玻尔兹曼方法(LBM)首次实现了一个基于真实人体几何血管模型的冠状动脉斑块多尺度血流动力学的模拟的系统(MUPHY)^[40],该系统模拟的空间分辨率实现了从厘米级的血流到微米级的血液细胞和悬浮液,对于冠状动脉粥样硬化斑块疾病的病理机制和风险因素估计和诊断都具有重要的研究意义,但是该方法虽然在高性能计算方面做了许多分析工作,但是缺少对多患者数据算法评测的分析和讨论。布朗大学 Karniadakis 研究小组提出了一种基于连续—原子耦合模型的多尺度血流模拟方法^[41],采用多段域分解技术和分层求解技术提高了连续—原子耦合算法的并行求解效率,实现了脑动脉瘤壁面血小板积聚的多尺度建模,具体如图 1 所示,宏观尺度模拟只可以揭示厘米级的血流运动特征,而多尺度模拟实现的多尺度空间分辨率最小尺度可达纳米级。但是该方法缺少对进一步如何应用的深入讨论。加州大学圣地亚哥分校 Marsden 等人针对儿童川崎症进行了多尺

度血流模拟研究^[42],提出了一种新的数值方法用来耦合闭环式集总参数边界条件到一个自定义的流体求解器,实现稳定和有效的数值求解,并且结合了血液循环系统的动态变化特性。首次实现了对由川崎症引发的动脉瘤疾病的剪切力和滞留时间的定量分析。此外,美国国立卫生研究院(NIH)在斯坦福大学设立的生物医学计算研究中心 Simbios^[43]以及由NIH和NSF共同组建的跨机构建模与分析小组(IMAG)也纷纷发出了多尺度建模研究的倡议计划,并组建了相应的多尺度建模研究团队。

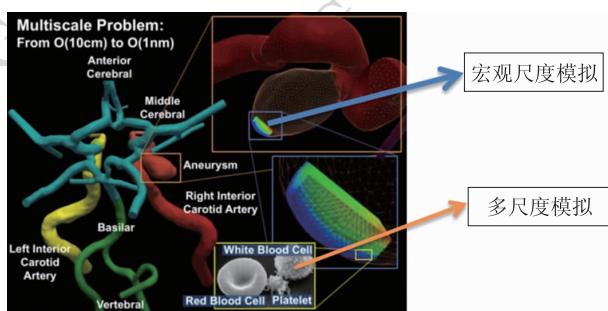


图1 脑动脉瘤多尺度建模示意图

Fig. 1 Multi-scale modeling of cerebral aneurysm

2 血流动力学数值模拟关键技术

综上所述,目前基于血流动力学模拟与分析的研究在血管疾病诊断与预测分析中已经拥有着广阔的应用前景。现有文献可查的主要疾病应用领域包括动脉瘤(脑动脉瘤、腹主动脉瘤、胸主动脉瘤)、斑块(颈动脉斑块、冠状动脉斑块)和夹层(胸主动脉夹层)。针对上述疾病的血流动力学模拟研究,如何实现血液与血管壁之间的准确的流固耦合过程建模一直是血流动力学模拟中的重点关注问题。

根据上述血流动力学模拟与分析的分类,对应血流动力学数值模拟所涉及的研究方法也同样可分为两大类:

1)宏观尺度模拟方法。现有文献中常用的基于连续介质假设的宏观尺度血流动力学模拟方法有传统的有限元法(FEM)、有限差分法(FDM)和有限体积法(FVM)。此外,在以上3类传统方法基础上,近些年又发展起来一些新的流体数值模拟方法被成功应用到血流动力学模拟研究中,如边界元法(BEM)、谱元法(Spectral/hp Element Method)、等几何分析法(IGA)、耦合动量法(CMM)以及时空流固

耦合法(STFSI),另外,基于STFSI方法又发展了两种最新的流固耦合方法,分别是SCAFSI和SSTFSI(具体内容参见第3节)。边界元法^[44]是一种早期基于FEM发展起来的一种新数值模拟方法,谱元法^[45]是FEM与谱方法相结合的产物,亦称为高阶有限元法。近些年因其具有超高空间分辨率、能够解决复杂几何区域内的不稳定流问题的特点,被有效应用到了血流动力学分析领域;IGA法^[46]是由德州大学奥斯丁分校Hughes等人在2005年提出的一种新的将FEM法与CAD集成的方法,能够实现在几何外形上无缝的集成,为后续求解提供了重要精确的保证;而CMM方法^[44]是由斯坦福大学Figueroa等人于2006年基于稳定的有限元法提出的一种改进的适用于弹性壁面和具有薄血管壁厚度的血流动力学模拟方法。

2)多尺度模拟方法。由于多尺度血流动力学模拟研究是该领域一个新拓展的研究方向,国际上针对该方面的研究虽已有一些成果,但仍处于探索研究阶段。除了从多尺度成像技术^[26]角度突破该方面的研究外,从生物建模技术角度,现有的方法主要有两种:一种是基于LBM-MD耦合的多尺度血流动力学模拟方法^[48],即通过将格子玻耳兹曼法(LBM)与分子动力学(MD)耦合来实现血流多尺度动力学模拟;另一种是基于Continuum-Atomistic耦合的多尺度血流动力学模拟法^[49],该方法是将连续力学模拟法(Spectral/hp element法)与原子模拟(或介观模拟)法耗散粒子动力学(DPD)法进行耦合实现多尺度血流动力学模拟。具体的血流动力学数值模拟方法详细分类如图2所示。

2.1 宏观血流动力学模拟关键技术

上述所有基于连续介质假设的宏观血流动力学模拟方法都涉及了3个关键技术:血流、血管壁网格构建、流固耦合数值计算和边界条件施加。本节将对这3个主要关键技术的主要研究内容和研究重点分别进行具体介绍。

2.1.1 血流、血管壁网格模型构建方法

由于传统的一些研究成果完全是基于一些理想情况下的血管几何模型进行血流动力学模拟研究,阻碍了其在医学临床中的应用。因此,若想实现对真实患者人体的血管的血流动力学模拟,血流、血管壁网格模型的构建必须是基于真实患者的3D医学影像数据进行研究,即通过图像分割算法、3维血管

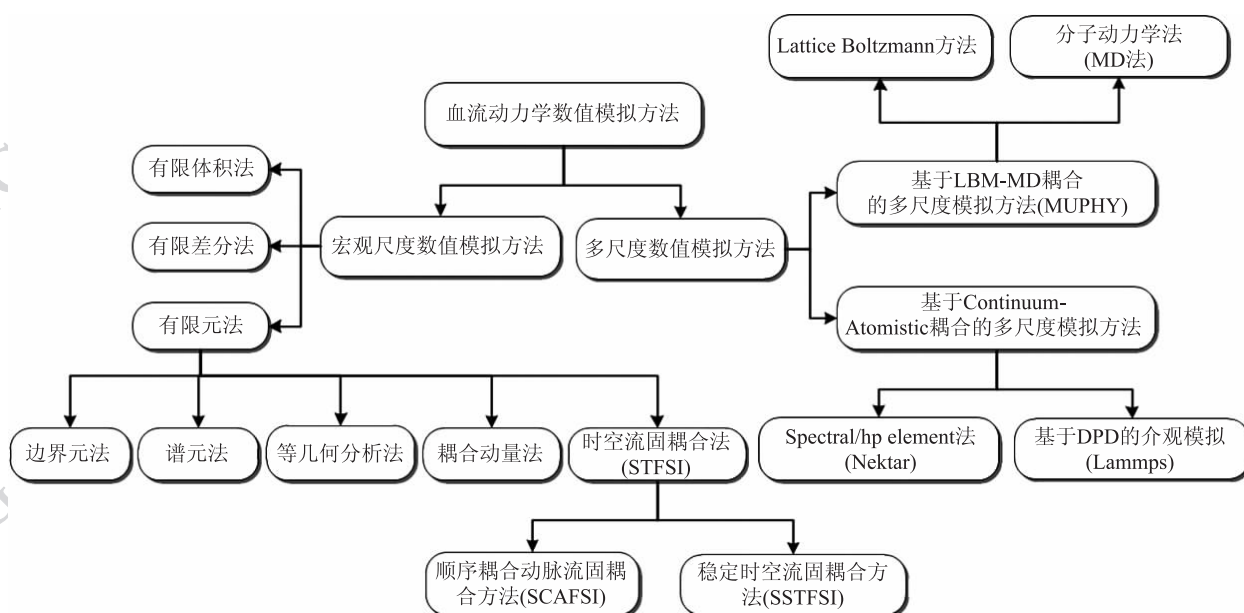


图2 血流动力学数值模拟方法分类

Fig. 2 Classification of hemodynamic numerical simulation method

重建算法或者借助一些成型的软件包 (ITK、VTK 等) 提取出一个完整的、接近真实患者血管的 3D 血管模型, 该血管模型是实现血流动力学准确模拟的首要前提。基于提取的准确患者血管模型, 为了模拟血流在血管壁中的运动模式或流动特征, 需要对血流、血管壁区域进行单元空间离散, 即“网格模型构建”, 主要工作包含 3 部分: 一是血流网格模型的构建, 二是血管壁网格模型的构建, 三是网格模型细化 (优化)。

1) 血流网格模型构建。虽然现有的通用网格生成方法已有很多, 但针对血流动力学模拟应用领域的血流网格模型构建, 由于人体动脉网的几何特殊性质, 网格单元类型的选择是其首要考虑的关键因素之一。通常对于弯曲、拱形以及理想的血管, 采用结构化网格 (六面体) 效果显著, 六面体网格单元具有实现简单、计算精度高的特点。然而, 针对真实人体的复杂分叉的血管, 采用结构化网格 (六面体) 生成网格模型会在分叉和复杂血管位置出现缠绕、重叠现象, 且需要大量人工交互成本。因此, 通常采用非结构化网格 (四面体、棱柱和金字塔) 来实现此种情况, 其对上述的不规则几何复杂、突变情况具有较好的适应性, 但该方法需要较高的分辨率以保证网格独立性, 同时计算成本较高^[50]。根据上述网格单元类型选择规则, 构建具体的血流网格模型经常被采用的自动网格生成方法有 Delaunay 三角化法

(简称 DT)、有限八叉树法、推进波前法 (AFT)。

2) 血管壁网格模型构建。由于血流动力学模拟中血管壁面的切应力是其中一个重要的性能指标, 因此, 需要对血管壁进行网格模型的构建, 现有针对血管壁网格模型构建方法常见的方式是基于已构建好的实心血流网格模型, 通常采用四面体单元或六面体网格单元, 沿着血管壁圆周法向方向, 采用“边界层网格生成技术”^[51] 构建血管壁网格。现有的大部分文献将血管壁厚度假定为均匀的厚度, 通常设定为血管平均半径大小的 10%, 并根据该厚度, 生成一定层数的血管壁网格模型 (通常为 2 层)。然而, 由于血管壁厚度极易受到血管病变和血管解剖部位的影响。因此, 如何实现不均匀血管壁厚度的真实性血管壁网格模型的构建是今后研究的一个重点。

3) 网格模型细化。但是在血流动力学模拟中网格模型构建过程中, 网格模型生成的质量对于接下来进行的数值模拟的精度具有重要的影响, 尤其是对于具有复杂形状的存在分支较多的血管对象分析影响较大。只是简单的生成网格并不能满足上述要求。因此, 近几年针对血流、血管壁网格细化方法逐渐受到研究学者的关注。伦斯特理工学院 Sahni 等人^[52] 提出了一种基于速度梯度场 Hessian 矩阵的后验误差估计的方法, 自适应细化初始生成的粗糙网格, 该方法通过自适应网格细化有效解决了细小

血管和直径相对较大的血管对不同网格密度的需求,通常细小血管网格构建较细致,而直径较大的血管网格构建粗糙。卡内基梅隆大学 Zhang 等人^[53]专门针对带有动脉瘤的脑动脉血管,提出了一种自顶向下的八叉树细分与等轮廓线相结合的四面体血流网格模型生成方法,并且提出了基于对偶仿形的方法,利用预定义的二次误差函数来处理网格的边界自适应性问题;此外,美国堪萨斯大学 Huang 等人^[54]提出了一种基于后验误差估计的有限元网格自适应处理方法,对三角面片曲面网格进行自适应处理。Kamenski 等人^[55]利用后验误差估计对构建的网格模型进行分级,在不同等级的区域构建不同密度的网格以实现网格整体的自适应处理。

除上述自主网格化方法之外,也有部分文献采用成型的网格化商业软件来实现血流、血管壁网格的构建,如美国 ANSYS 公司的计算流体力学前处理软件 ICEM、美国 Pointwise 公司的网格化软件 Gridgen、美国 Altair 公司的 Hypermesh 软件、MeshSimTM (<http://www.simmetrix.com>),比利时 Materialise 公司的交互式的医学影像控制系统 MIMIC 等,虽然上述软件对于网格生成效率具有一定的保障,但是在处理一些具有复杂几何弯曲和分叉的血管网格构建问题上,并不能很好地满足自适应网格模型的要求,仍然需要大量专业的人工操作。

综合上述,实现血流动力学流固耦合求解必须保证血流网格与血管壁网格在耦合接触面的兼容一致性。同时,构建血流、血管壁网格模型也要综合考虑血管复杂的几何形状特征、网格单元类型以及网格粗糙度等因素,并且要尽可能减少人工交互操作,降低算法计算时间复杂度,不断提高算法的自适应性。

2.1.2 流固耦合数值计算方法

血流通常可由不可压缩的牛顿流体控制方程 Navier-Stokes 方程来表示,传统的动脉血流运动描述经常采用固定 Euler 空间坐标系下的不可压缩 Navier-Stokes 方程来描述,但是血流速度场和压强场容易受血管壁内部和外部运动(如大动脉变形或者心机收缩、心脏瓣膜运动等)的影响^[56]。因此,必须对运动的血管壁(Lagrange 描述)的力学特性、血管壁与血液的相互作用过程进行描述。不可压缩血流域变形的血管壁之间的耦合建模成为心血管力学

建模领域研究的一个挑战。针对这一问题的解决方法主要包含如下几类:

1) 任意拉格朗日—欧拉方法(ALE)。在 ALE 流固耦合方法中将流体 Navier-Stokes 控制方程利用运动的参考坐标系(ALE)来进行描述,该坐标系跟随血管壁结构(Ω^s)与血流(Ω^f)之间的接触面(Γ_s)一起运动。具体初始时刻的血流域 Ω^f 和血管壁区域 Ω^s 以及耦合界面 Γ_s 分别如图3所示,当血流在血管壁中运动至 t 时刻时,血流域、血管壁域和耦合界面分别用 $\Omega^f(t)$ 、 $\Omega^s(t)$ 和 $\Gamma_s(t)$ 表示。运动接触面具有两种相容性条件,分别是血流与血管壁之间的运动学相容性条件(速度连续)和动力学相容性条件(力连续)。ALE 描述下,血流计算网格的运动是任意的,并且血流运动是由一个网格运动速度来定义,该速度是由血管壁在耦合接触面的 Lagrange 运动决定的,最后需将其转换到使用流体域节点的坐标来表示。

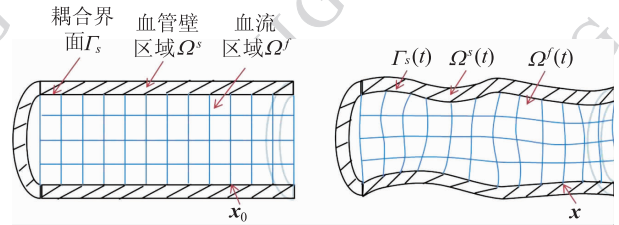


图3 ALE 描述方法下的血流与血管壁

Fig. 3 Blood flow and blood vessels in the description of ALE method

ALE 描述必须要解决以下3方面的问题^[57]:

(1) 在 t 时刻,血流域 $\Omega^f(t)$ 中的血流运动的 Navier-Stokes 方程表述为

$$\begin{aligned} \nabla_x \cdot \mathbf{v} &= 0 \\ \rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} \Big|_{x_0} + \nabla_x \cdot (\rho \mathbf{v} \otimes (\mathbf{v} - \mathbf{v}_c)) &= \\ \nabla_x \cdot (\boldsymbol{\sigma}) + \mathbf{f} & \quad (1) \end{aligned}$$

式中, $\nabla_x \cdot$ 代表散度, $\mathbf{v}$ 、 $\mathbf{v}_c$ 代表血流、网格运动速度, ρ 为血流密度, $\boldsymbol{\sigma} = -P\mathbf{I} + \mu(\nabla \mathbf{u} + \nabla \mathbf{u}^T)$ 代表应力张量, P 是压强, μ 代表动力学粘度, $\mathbf{f}$ 代表体积力, $\mathbf{f} = -g\mathbf{e}_3$, $\mathbf{g}$ 是重力加速度, $\mathbf{e}_3$ 代表垂直方向的单位向量。

(2) 基于 Lagrange 坐标的血管壁域 $\Omega^s(t)$ 的弹性动力学运动方程为

$$\rho_0 \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \nabla_0 \cdot (\boldsymbol{\sigma}) = \mathbf{f}_0 \quad (2)$$

式中, f_0 代表周围软组织对血管所产生的外力。

(3) 在一定时间间隔 t 内, 血流区域计算网格的运动可通过映射 ϕ 来表示, 该运动与血管壁在界面处运动相一致, 具体的 ϕ 表示为

$$\begin{aligned}\phi: \Omega_0 \times T &\rightarrow \Omega(t) \\ (\mathbf{x}_0, t) &\rightarrow \mathbf{x} = \phi(\mathbf{x}_0, t) \\ \phi(\mathbf{x}_0, t) &\in \Gamma_s(t) \quad \forall \mathbf{x}_0 \in \Gamma_0^s\end{aligned}\quad (3)$$

式中, 映射 ϕ 定义为血流域由初始状态 Ω_0 经过转换矩阵 T 变换到 t 时刻血流域 $\Omega(t)$ 。血流域上初始点 $\mathbf{x}_0$ 经过 t 时刻后运动到 $\mathbf{x}$, 可以用映射 $\phi(\mathbf{x}_0, t)$ 来表示其间的对应关系。 $\phi(\mathbf{x}_0, t)$ 与耦合界面 $\Gamma_s(t)$ 运动相一致。

由上述公式可知, ALE 流固耦合数值计算方法中, 血流(流体域)采用 ALE 坐标来描述, 血管壁(结构域)采用 Lagrange 坐标描述。耦合界面处需要通过一个坐标转换矩阵(T)将血流坐标转换成与血管壁运动描述方式一致的坐标系。因此, ALE 方法需要不断地对流体域计算网格进行更新操作。但是网格更新也给最终的血流动力学模拟带来了误差风险, 即对于易发生大变形血管的 ALE 网格进行更新很难保证血管本身的拓扑结构, 并且更新过程中采用的插值方法也会对后续数值计算引入不必要的误差。

2) 时空流固耦合方法(STFSI)。STFSI 是美国莱斯大学 T* AFSM 研究小组著名流体力学专家 Tezduyar 教授提出的一种流固耦合计算方法^[19], 常被广泛应用于 3D 流固耦合计算中。时空流固耦合方法的是基于 DSD/SST(变形空间域/稳定时空)^[58] 发展而来, 该方法是对前述 ALE 有限元方法的一个扩展, 首先将连续的流体区域分解成一系列时一空厚片, 通过 4 维插值(3 维空间位置坐标和时间坐标)方式进行离散, 每个厚片代表的是相邻连续时刻(t_n, t_{n+1})间的时-空域薄片, 流体域变形通过时-空域薄片的形状来显示; 数值稳定性方面与 ALE 有限元方法类似, 也采用了 SUPG^[59] 和 PSPG^[60] 技术。

基于 DSD/SST 技术的研究基础, T* AFSM 小组又相继提出了稳定时空流固耦合(SSTFSI)方法^[23]和顺序耦合动脉流固耦合方法^[24-25], 这两类方法在动脉血流动力学模拟上的研究和应用中比以往的 STFSI 方法具有了很大的改进。其中, 在专门针对

动脉流体力学的 SSTFSI 方法, 主要改对血管壁结构建模方法, SSTFSI 方法中血管壁结构可以由膜或者连续单元(线弹性、超弹性材料)来建模, 更加接近真实人体血管的非线性粘弹性特性模拟。而 SCAFSI 技术是在 SSTFSI 基础上的一种改进流固耦合算法, 该方法是动脉流体力学中一种近似流固耦合方法, 其最大特点在于假设单个心动周期中动脉的变形主要由血压引起, 基本方法步骤参见文献[24]。SCAFSI 方法已经在腹主动脉瘤和中脑动脉瘤疾病的血流动力学模拟研究中取得了显著的研究成果。但是该方法需要结合一定的网格运动方法(如 ALE 有限元法)实现流体计算网格的运动, 但同时增加了计算成本及时间复杂度。

3) 耦合动量法(CMM)。斯坦福大学 Figueroa 和 Taylor 等人 2006 年提出了一种新的用于模拟血流和血管壁变形的 CMM 方法^[47], 该方法通过定义一个驱动血管运动的摩擦体积力, 将弹性动力学方程嵌入到流体方程的变分形式中, 当血管壁厚度很薄, 则该体积力与耦合接触面的牵引力相关。CMM 方法对于大尺度的流固耦合问题具有较高的鲁棒性, 但是该方法仅适用于血管壁小变形和具有薄壁的血管中血流动力学模拟。然而, 真实人体的血管壁的弹性模量和壁厚度是不均匀分布的, 因此, 针对具有变化血管壁力学属性条件下的血流动力学模拟成为研究的一个重点, 传统的血管壁材料属性的获取大部分是基于生物组织实验或参考文献数据而得, 但是这些方法只能获取血管壁上特定位置的力学属性, 无法获取血管壁上所有节点位置的连续力学属性。2011 年 Xiong 等人^[61]首次尝试了一种基于中心线和面插值的理想血管壁力学属性分配方法, 并将其应用到大规模 3D 人体动脉血流、血管壁动力学的模拟研究应用中。但是该方法中分配的变化血管壁属性并不是完全基于特定的人体的血管壁属性数据。因此, 实现基于特定(patient-specific)的人体的血管壁属性数据的不均匀分配方法是实现真实人体血流动力学模拟的关键问题之一。

4) 等几何分析方法(IGA)。IGA 方法是由 2005 年德州大学奥斯丁分校的 Hughes 等人提出, 它是等参有限元法^[62]的一种变形。IGA 方法应用到血流动力学流固耦合模拟中产生的主要优势可概括为两个方面: 一是可以利用计算机辅助几何(CAD)设计中 NURBS(非均匀有理 B 样条)基函数精确地表达血

管几何模型,二是利用该基函数也可以作为数值模拟过程中对单元分析的形函数,进而方便实现血流动力学变量的近似数值模拟。NURBS 基函数的优越性不仅可以在整个血流模拟分析过程中保持几何描述的准确性,同时也可以保证单元分析形函数的连续性,为最终血流动力学变量模拟的准确性提供了有利的保障。加州大学圣地亚哥分校的 Bazilevs 等人^[63]则首次采用该方法对于植入左心室辅助器(LVAD)的情况下的胸主动脉进行了准确真实的几何网格模型生成,并利用 NURBS 基函数作为不可压缩牛顿流体 Navier-Stokes 控制方程离散化的血流动力学模拟,每个心动周期执行 150 次时间迭代求解,最终模拟结果显示了植入 LVAD 附近存在异常高的平均壁面切应力(WSS),而主动脉弓处出现异常低的平均 WSS 和较高的剪切震荡力,与测量的临床结果相一致。由此可见,IGA 方法与传统有限元方法相比,可以有效提高模拟的准确性和便捷性,但在实现血管壁属性(厚度、弹性模量等)不均匀分布的等几何分析上仍需要进一步的深入研究。

2.1.3 边界条件施加方法

由于早期的 3 维动脉血流模拟集中在血流速度场的模拟以及壁面切应力等变量的模拟。为了获取理想的流体分布,入口和出口处的速度分布已预先设定。但是这样会导致最后血压计算不准确,同时也忽略了血液波的传播模型^[64]作用,得不到真实的血流动力学模拟结果,从而不能准确预测手术对疾病的干预效果。虽然可以在入口和出口处规定好压强波,但是这种方法对于多分枝和变形的血管模型不适用。因此,为实现生理真实条件下的血流动力学模拟,需要对采用数值求解的血管区域施加准确的初始和边界条件。初始情况下通常都假设待模拟血管区域及其附近动脉血管是不动的。而针对模拟过程中边界条件的施加方法,主要包含了 3 类:流入边界条件、流出边界条件和耦合界面边界条件。

1) 流入边界条件。为了完成对感兴趣血管区域(发生病变或经过血管介入手术治疗附近的血管区域)的血流动力学模拟,需要对待分析血管区域中包含的所有血管入口初始化一个心脏周期范围内的流入血流速度随时间变化的波形,该速度波形要尽可能接近或满足人体真实生理性条件。现有的流入速度波形获取方法分为两种^[29]:(1)多普勒超声(Doppler ultrasound)技术;(2)PC-MRI 技术。多普

勒超声技术是通过血管上的一个或多个离散点进行直径和速度测量,从而计算出关于时间的血流率;而 PC-MRI 技术具有高空间分辨率的特点,能够测量多普勒超声所不能测量的被厚骨头所遮盖的动脉的速度。

除此之外,为了得到更加真实的整个血管模拟区域的血管壁位移,所有入口法向方向的位移分量值被设定为零。

2) 流出边界条件。流出边界条件通常包括了速度场的纽曼边界条件和压强场的狄利克雷边界条件,其中,压强边界条件对于动脉血管的分叉处流体分布起着决定性作用,现有的针对压强波边界条件施加方法主要包含 4 种方法^[65-66]:(1)常压边界条件,即对模拟的血管区域的各个出口处施加恒定的常数压强,压强符合一定的人体血压范围(80 ~ 120 mmHg);(2)阻尼边界条件,即对模拟的血管区域的各个出口处施加一定的阻尼边界条件,该阻尼主要是由近端阻力和远端阻力两部分组成;(3)Windkessel 模型边界条件;(4)电阻边界条件。其中,后 3 种边界条件施加方法都是围绕对待模拟血管区域的外围动脉网的外周阻力和顺应性进行建模而实现,这样可以有效考虑下游血管区域对上游待模拟血管区域的血流运动速度和压强方面的影响,使模拟区域的血流流动更加接近生理真实性的血流流动。

3) 耦合界面边界条件。现有的模拟方法中对于耦合边界处的处理,通常施加两种边界条件^[67]。

(1)无滑移边界条件:即血流靠近血管壁表面处的切向和法向速度均为零,流体粒子在耦合界面是粘附在血管壁上。流体节点速度为可由固体节点速度为表示,流体域经常将耦合界面作为速度边界条件。

(2)力平衡边界条件:即流体节点的外力向量 H_i 和固体节点外力向量 U_i 具有平衡关系为

$$T_i H_i + U_i = 0, 0 \leq i \leq NUM$$

式中, T_i 为血管壁拉格朗日坐标系向血流 ALE 坐标系转换的转换矩阵。那么由此固体节点外力 U_i 可由流体外力 H_i 来表示。因此,通常固体域将耦合边界作为力边界条件。

通过上述对耦合边界条件的分析,流固耦合过程的耦合边界速度是由固体节点速度决定,而耦合边界处的外力是由流体提供。流体在耦合边界上将

力传递给固体,而固体在耦合边界上将速度传递给流体。最终在单个心脏周期中每一个时间步进行一次信息(力、速度)传递,并结合迭代求解和自动网格更新方法来实现整个心脏周期的血流动力学计算与求解。

2.2 多尺度血流模拟方法

由于人体血液系统存在多尺度时间和空间的动力学特征,经常横跨几个尺度量级,目前针对宏观尺度(连续级)血流特征已经有了初步的研究,但对于血流微观尺度(分子级)特征的研究仍然是一个具有很大挑战性的课题。实现血流微观尺度特征的建模能够更加深刻地了解血管疾病的病理产生机制,同时对于血管疾病(动脉瘤、易损斑块、胸主动脉夹层等)的准备的风险评估与诊断具有重要的研究价值。现有针对微观尺度血流特征模拟的一种流行而有效的方法是“多尺度介观模拟”方法,它是介于微观(纳米)和宏观(微米)之间的一种模拟方式。目前在生物血流动力学建模领域两种常见的介观“粗粒度模拟”^[68]方法是格子玻尔兹曼方法(LBM)和耗散粒子动力学(DPD)方法。

2.2.1 基于 LBM 的血流多尺度建模方法

LBM 方法是在格子气自动机(LGA)方法基础上发展起来的一种流场模拟方式,近几年在材料模拟、流体力学模拟等多个研究领域得到广泛应用。哈佛大学 Kaxiras 等人^[39-40]在 2012 年 MICCAI“主动脉狭窄血管异常病例血流动力学模拟”挑战中即提出了一种基于 LBM 方法的主动脉缩窄血流动力学模拟方法,该方法是从微观动力学角度出发,将连续介质的血液宏观运动看做由大量网格节点上离散流体质点运动的统计平均结果。其具体模拟思路首先将血流采用介观的 LBM 流体模型来建模,粒子分布函数满足 Lattice Boltzmann 方程,并最终与微观分子动力学细胞运动模型进行耦合,实现心血管中血流动力学的多尺度模拟。LBM 方程在粘性力描述中相比传统的 N-S 方程更加细致,不仅可以有效简化传统采用宏观模拟方法所生成的非线性大规模方程组求解的问题,同时可以有效处理对复杂边界条件,具有高并行性和编程实现简单的优点,但是对于真实患者的医学血管影像数据而言,非刚性血管壁和非牛顿流体的血液真实生理条件下的血流动力学 LBM 介观模拟仍是目前研究的一个挑战。

2.2.2 基于 DPD 的血流多尺度建模方法

DPD 方法是在结合分子动力学(MD 方法,属于微观尺度建模方法)和气体格子法的优点的基础上发展起来的一种能够在介于宏观尺度和微观尺度的时间与空间尺度上模拟具有复杂固体壁面的一种介观数值方法^[69]。与 LBM 方法相反,DPD 是非格子模型介观模拟技术。采用 DPD 方法实现血流多尺度血流建模主要以布朗大学 Karniadakis 研究小组为首,该小组在该研究方向已经取得了一些创新性的研究成果,提出了一种基于 DPD 与连续介质力学的 Spectral/hp element 法相耦合的多尺度生物医学建模方法^[70],实现了脑血管动脉树中血流动力学的模拟。其多尺度建模方法的基本思想是在宏观尺度(连续级)血流建模中采用 Spectral/hp element 法(NEKTAR 求解器 <http://www.cfm.brown.edu/crunch/nektar.html>)和多段域分解的并行求解方法^[71]实现对 N-S 方程的快速求解,获取血流的宏观尺度物理量;而微观尺度血流特征则通过一种介观粗粒度建模方法(DPD 方法)巧妙地实现了血流微观特征的建模,如血小板的积聚和扩散情况,从而可以有效帮助医生更加准确地了解血栓、易损斑块等疾病的病理产生机制,预测疾病发展的程度并实现优化治疗疾病的目的。

综合上述两种微观尺度血流特征建模(或模拟)方法,尽管目前可以从概念和理论上实现对血管中血液运动特征的多尺度建模,但是仍处于实验室研究阶段,若想在医学临床中得以成功应用,仍需要在血管几何模型、血液和血管壁特殊材料属性上提高对生理真实性数据的模拟,同时需要对方法进行验证和综合评价,主要以时间-空间离散误差和耦合误差分析为主。

3 结 语

血流动力学模拟与分析技术是相继医学影像计算研究和计算流体力学研究后发展起来的一个综合性较强、具有极大发展空间的一个研究方向。与传统的简单医学影像处理与分析技术不同的是它结合了医学影像信息学技术、计算流体力学模拟技术以及多尺度生物医学建模技术,最终以实现基于人体真实生理血流数据信息的血流动力学多尺度特征模拟为目标,具有非入侵性特点和强大的血流流动特

征分析和可视化能力。因此,该方向的研究为我国血管疾病病理机制理解、预测、诊断以及手术计划制定等提供了新的思路,具有广阔的应用前景。

通过对现有血流动力学模拟与分析技术的方法分类、国内外现状及关键技术进行了综述分析,通过分析可以预见未来的研究热点及可能的发展方向包含以下几点:

1) 基于真实患者医学影像数据的血管几何模型,结合人体真实血流特性(非牛顿流体)和血管壁特性,实现更加符合人体真实生理条件的血流动力学模拟。主要考虑的因素包括:血流的非牛顿流体特性;血管壁的非线性、粘弹性壁面特性。

2) 基于不同动脉分支的变化血管壁厚度分布的血流动力学模拟。现有方法均采用均匀设定好的血管壁厚度或基于理想血管壁厚度插值分配的方法实现模拟,如何对发生病变区域和不同动脉分支的血管壁厚度不均匀分布情况进行模拟是今后研究的一个重点。

3) 带有血管周围软组织外力分析和自动流入边界条件施加的血流动力学模拟。现有的方法针对边界条件施加方法绝大部分是假设一个固定的初始入口速度剖面曲线,并不能有效反映血液在人体内流动的时间动态变化特性;同时只考虑了血管壁内壁与血流区域之间的接触面边界条件,而忽略了血管壁外壁与周围软组织之间的边界条件。

4) 基于统一性能指标的血流动力学模拟方法评估方法。目前由于模拟中采用的数值求解方法、边界条件以及血管壁和血流材料属性初始化的不同会得到不同的血流动力学预测结果,如何寻找一种有效、鲁棒而健全的性能指标实现对血流动力学模拟结果的统一评价,是该研究领域亟待解决的一个问题。

5) 人体不同多个血管解剖位置的血流动力学特点,并进行关联性和差异性对比分析研究。但目前研究大多数是选取人体动脉网的某段小范围血管进行模拟或者选取脑动脉网进行模拟,缺少对人体全身部位的整体动脉、静脉血流特征的模拟与分析,这一研究的未来实现将与高性能并行计算技术的成功结合分不开。

参考文献 (References)

[1] Ohayon J, Finet G, Le Floch S. et al. Biomechanics of athero-

sclerotic coronary plaque: site, stability and in vivo elasticity modeling[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2014, 42(2): 269-279. [DOI: 10.1007/s10439-013-0888-1]

[2] Cheruvu P K, Finn A V, Gardner C, et al. Frequency and distribution of thin-cap fibroatheroma and ruptured plaques in human coronary arteries: a pathologic study [J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2007, 50(10): 940-949. [DOI: 10.1016/j.jacc.2007.04.086]

[3] Dolan J M, Kolega J, Meng H. High wall shear stress and spatial gradients in vascular pathology: a review [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, 41(7): 1411-1427. [DOI: 10.1007/s10439-012-0695-0]

[4] Peiffer V, Sherwin S J, Weinberg P D. Does low and oscillatory wall shear stress correlate spatially with early atherosclerosis? a systematic review[J]. *Cardiovascular Research*, 2013, 99(2): 242-250. [DOI: 10.1093/cvr/cvt044]

[5] Nixon A M, Gunel M, Sumpio B E, et al. The critical role of hemodynamics in the development of cerebral vascular disease: a review[J]. *Journal of Neurosurgery*, 2010, 112(6): 1240-1253. [DOI: 10.3171/2009.10.JNS09759.]

[6] Taylor C A, Steinman D A. Image-based modeling of blood flow and vessel wall dynamics: applications, methods and future directions[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38(3): 1188-1203. [DOI: 10.1007/s10439-010-9901-0]

[7] MICCAI. CFD Challenge: simulation of hemodynamics in a patient-specific aortic coarctation model [EB/OL]. (2012-10-05) [2014-09-01]. <http://www.vascularmodel.org/miccai2012/>.

[8] MICCAI. The 2nd CFD challenge predicting patient-specific hemodynamics at rest and stress through an aortic coarctation [EB/OL]. (2013-09-22) [2014-09-01]. <http://www.vascularmodel.org/miccai2013/>.

[9] Takami Y, Takuji I, Ken-ichi T, et al. Computational blood flow analysis—new trends and methods[J]. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2006, 1(1): 29-50.

[10] Hariprasad D S, Secomb T W. Motion of red blood cells near micro-vessel walls: effects of a porous wall layer[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2012, 705(4): 195-212.

[11] Michael K, Gee D. *Multiscale Modeling of Particle Interactions: Applications in Biology and Nanotechnology* [M]. New Jersey: John Wiley & Sons, 2010: 225-283.

[12] Jiang X M, Tong W, Zhong W X. Simulation study of hemodynamics of red blood cells in stenotic micro-vessels[J]. *Advanced Materials Research*, 2013, 647(3): 321-324. [DOI:10.4028/www.scientific.net/AMR.647.321]

[13] Ho H, Suresh V, Kang W, et al. Multiscale modeling of intracranial aneurysms: cell signaling, hemodynamics, and remodeling [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(10): 2974-2977. [DOI: 10.1109/TBME.2011.2160638]

- [14] Nicolas M. Multiscale modeling of blood flow: coupling finite elements with smoothed dissipative particle dynamics [J]. *Procedia Computer Science*, 2013, 18(3): 2565-2574.
- [15] Xiao N, Humphrey J D, Figueroa C A. Multi-scale computational model of three-dimensional hemodynamics within a deformable full-body arterial network [J]. *Journal of Computational Physics*, 2013, 244(6): 22-40. [DOI: 10.1016/j.jcp.2012.09.016]
- [16] Vavourakis V, Papaharilaou Y, Ekaterinaris J A. Coupled fluid-structure interaction hemodynamics in a zero-pressure state corrected arterial geometry [J]. *Journal of Biomechanics*, 2011, 44(13): 2453-2460. [DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.024]
- [17] Torii R, Oshima M, Kobayashi T, et al. Fluid-structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: significance of artery and aneurysm shapes [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2009, 198(45): 3613-3621. [DOI: 10.1016/j.cma.2008.08.020]
- [18] Kim H J, Figueroa C A, Hughes T J R, et al. Augmented Lagrangian method for constraining the shape of velocity profiles at outlet boundaries for three-dimensional finite element simulations of blood flow [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2009, 198(45): 3551-3566. [DOI: 10.1016/j.cma.2009.02.012]
- [19] Takizawa K, Moorman C, Wright S, et al. Wall shear stress calculations in space-time finite element computation of arterial fluid-structure interactions [J]. *Computational Mechanics*, 2010, 46(1): 31-41. [DOI: 10.1007/s00466-009-0425-0]
- [20] Tezduyar T E, Sathe S. Modelling of fluid-structure interactions with the space-time finite elements: solution techniques [J]. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 2007, 54(6-8): 855-900. [DOI: 10.1002/flid.1430]
- [21] Bazilevs Y, Hsu M C, Zhang Y, et al. A fully-coupled fluid-structure interaction simulation of cerebral aneurysms [J]. *Computational Mechanics*, 2010, 46(1): 3-16. [DOI: 10.1007/s00466-009-0421-4]
- [22] Abdoulaev G, Cadeddu S, Delussu G, et al. ViVa: the virtual vascular project [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 1998, 2(4): 268-274.
- [23] Tezduyar T E, Sathe S, Schwaab M, et al. Arterial fluid mechanics modeling with the stabilized space-time fluid-structure interaction technique [J]. *Int. J. Numer. Methods Fluids*, 2008, 57: 601-629. [DOI: 10.1002/flid.1633]
- [24] Tezduyar T E, Schwaab M, Sathe S. Sequentially-coupled arterial fluid-structure interaction (SCAFSI) technique [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2009, 198(45): 3524-3533. [DOI: 10.1016/j.cma.2008.05.024]
- [25] Tezduyar T E, Takizawa K, Moorman C. Multiscale sequentially-coupled arterial FSI technique [J]. *Computational Mechanics*, 2010, 46(1): 17-29. [DOI: 10.1007/s00466-009-0423-2]
- [26] Kim E, Stamatelos S, Cebulla J. Multiscale imaging and computational modeling of blood flow in the tumor vasculature [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012, 40(11): 2425-2441.
- [27] Tang B T, Foute T A, Chan F P, et al. Three-Dimensional Hemodynamics in the Human Pulmonary Arteries Under Resting and Exercise Conditions [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2011, 39(1): 347-358.
- [28] Zhou M, Sahni O, Kim H J, et al. Cardiovascular flow simulation at extreme scale [J]. *Computational Mechanics*, 2010, 46(1): 71-82. [DOI: 10.1007/s00466-009-0450-z]
- [29] Grinberg L, Anor T, Cheever E, et al. Simulation of the human intracranial arterial tree [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2009, 367(1896): 2371-2386.
- [30] Peng H M, Yang D Q. The boundary element analysis on Y bifurcation arterial hemodynamic characteristics [J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2012, 28(5): 2937-2940. [彭红梅, 杨德全. Y型血管血流动力学边界元分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 28(5): 2937-2940.]
- [31] Qiao A K, Liu Y J. Numerical blood flow dynamics simulation for medical applications (I): arterial blood flow [J]. *Journal of Beijing University of Technology*, 2008, 34(2): 189-196. [乔爱科, 刘有军. 面向医学应用的血流动力学数值模拟 (I): 动脉中的血流[J]. 北京工业大学学报, 2008, 34(2): 189-196.]
- [32] Liu A H, Li C H, Yang X J, et al. Hemodynamic numerical simulation of recurrent posterior communicating artery aneurysms after embolization [J]. *Chinese Journal of Cerebrovascular Diseases*, 2013, 10(2): 3-5. [刘爱华, 李传辉, 杨新健, 等. 颅内后交通动脉动脉瘤栓塞后复发的血流动力学数值模拟分析[J]. 中国脑血管病杂志, 2013, 10(2): 3-5.] [DOI: 10.3969/j.issn.1672-5921.2013.02.002]
- [33] Dai J H, Ding G H, Gong J Q, et al. Two-dimensional numerical simulation of hemodynamics of intracranial aneurysm [J]. *Journal of Fudan University: Natural Science*, 2004, 43(3): 392-396. [戴建华, 丁宏光, 龚剑秋, 等. 颅内动脉瘤的血流动力学二维数值模拟[J]. 复旦学报: 自然科学版, 2004, 43(3): 392-396.]
- [34] Gu X Z, Cheng J, Li L J, et al. Numerical simulation and experimental test of hemodynamics in vessel-stent coupling systems [J]. *Journal of Southeast University: Natural Science*, 2013, 42(6): 1089-1093. [顾兴中, 程洁, 李俐军, 等. 血管支架耦合系统血流动力学数值模拟与实验研究[J]. 东南大学学报: 自然科学版, 2013, 42(6): 1089-1093.]
- [35] Ren G P, Jiang P, Cao X Q, et al. Hemodynamic analysis of preoperative and postoperative carotid aneurysm by using CT 3-D numerical simulation [J]. *Journal of Interventional Radiology*, 2013, 22(10): 825-829. [任国荣, 姜平, 曹泉强, 等. 基于CT的三维颈内动脉瘤手术前后的血流动力学分析[J]. 介入

- 放射学杂志, 2013, 22(10): 825-829.]
- [36] Mei L Q, Zhao K. Influence of arterial stenosis to blood flow in bifurcation vessel [J]. Chinese Journal of Applied Mechanics, 2013, (3): 21-26. [梅立泉, 赵柯. 分叉血管中动脉狭窄对血液流动的影响[J]. 应用力学学报, 2013, (3): 21-26.]
- [37] Fedosov D A, Caswell B, Karniadakis G E. A multiscale red blood cell model with accurate mechanics, rheology, and dynamics [J]. Journal of Biophysical, 2010, 98(10): 2215-2225. [DOI: 10.1016/j.bpj.2010.02.002]
- [38] Selimovic A, Ventikos Y, Watton P N. Modelling the evolution of cerebral aneurysms: biomechanics, mechanobiology and multi-scale modelling [J]. Procedia IUTAM, 2014, 10(3): 396-409.
- [39] Randles, A P, Bächer M, Pfister H, et al. A lattice Boltzmann simulation of hemodynamics in a patient-specific aortic coarctation model. Statistical [J]. Statistical Atlases and Computational Models of the Heart. Imaging and Modelling Challenges Lecture Notes in Computer Science, 2013, 7746(5): 17-25. [DOI: 10.1016/j.piutam.2014.01.034]
- [40] Bernaschi M, Melchionna S, Succi S, et al. MUPHY: a parallel Multi-physics/scale code for high performance bio-fluidic simulations [J]. Computer Physics Communications, 2009, 180(9): 1495-1502. [DOI: 10.1016/j.cpc.2009.04.001]
- [41] Grinberg L, Morozov V, Fedosov D, et al. A new computational paradigm in multiscale simulations: application to brain blood flow [C] //Proceedings of the International Conference for High Performance Computing, Networking, Storage and Analysis (SC). Seattle, US: IEEE, 2011: 1-12.
- [42] Sengupta D, Kahn A M, Burns J C, et al. Image-based modeling of hemodynamics in coronary artery aneurysms caused by Kawasaki disease [J]. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2012, 11(6): 915-932.
- [43] Hester R L, Brown A J, Husband L, et al. HumMod: a modeling environment for the simulation of integrative human physiology [J]. Frontiers in Physiology, 2011, 2: 1-12. [DOI: 10.3389/fphys.2011.00012]
- [44] Klaseboer E, Turangan C, Fong S W, et al. Simulations of pressure pulse-bubble interaction using boundary element method [J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2006, 195(33): 4287-4302. [DOI: 10.1016/j.cma.2005.08.014]
- [45] Karniadakis G, Sherwin S. Spectral/hp Element Methods for Computational Fluid Dynamics [M]. 2nd ed. Oxford: Oxford University Press, 2013: 234-293.
- [46] Bazilevs Y, Calo V M, Hughes T J R, et al. Isogeometric fluid-structure interaction: theory, algorithms, and computations [J]. Computational Mechanics, 2008, 43(1): 3-37. [DOI: 10.1007/s00466-008-0315-x]
- [47] Figueroa C A, Vignon-Clementel I E, Jansen K E, et al. A coupled momentum method for modeling blood flow in three-dimensional deformable arteries [J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2006, 195(41): 5685-5706. [DOI: 10.1016/j.cma.2005.11.011]
- [48] Peters A, Melchionna S, Kaxiras E, et al. Multiscale simulation of cardiovascular flows on the IBM BlueGene/P: full heart-circulation system at red-blood cell resolution [C] //Proceedings of the ACM/IEEE International Conference for High Performance Computing, Networking, Storage and Analysis. New Orleans, US: IEEE Computer Society, 2010: 1-10. [DOI: 10.1109/SC.2010.33]
- [49] Grinberg L, Fedosov D A, Karniadakis G E. Parallel multiscale simulations of a brain aneurysm [J]. Journal of computational physics, 2013, 244: 131-147. [DOI: 10.1016/j.jcp.2012.08.023]
- [50] Zhang Y, Bajaj C, Sohn B S. 3D finite element meshing from imaging data [J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2005, 194(48): 5083-5106. [DOI: 10.1016/j.cma.2004.11.026]
- [51] Ovcharenko A, Leksandr C K, Sahni O, et al. Parallel adaptive boundary layer meshing for CFD analysis [C] //Proceedings of the 21st International Meshing Roundtable. Berlin Heidelberg: Springer, 2013: 437-455. [DOI: 10.1007/978-3-642-33573-0_26]
- [52] Sahni O, Müller J, Jansen K E, et al. Efficient anisotropic adaptive discretization of the cardiovascular system [J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2006, 195(41): 5634-5655. [DOI: 10.1016/j.cma.2005.10.018]
- [53] Zhang Y, Wang W, Liang X, et al. High-fidelity tetrahedral mesh generation from medical imaging data for fluid-structure interaction analysis of cerebral aneurysms [J]. Computer Modeling in Engineering and Sciences, 2009, 42(2): 131-138. [DOI: 10.3970/cmcs.2009.042.131]
- [54] Hetmaniuk U, Knupp P. A mesh optimization algorithm to decrease the maximum interpolation error of linear triangular finite elements [J]. Engineering with Computers, 2010, 27(1): 3-15. [DOI: 10.1007/s00366-010-0176-8]
- [55] Kamenski L. A study on using hierarchical basis error estimates in anisotropic mesh adaptation for the finite element method [C] //Proceedings of the 19th International Meshing Roundtable. Berlin Heidelberg: Springer, 2010: 297-314. [DOI: 10.1007/s00366-011-0240-z]
- [56] Janela J, Moura A, Sequeira A. A 3D non-Newtonian fluid-structure interaction model for blood flow in arteries [J]. Journal of Computational and Applied Mathematics, 2010, 234(9): 2783-2791. [DOI: 10.1016/j.cam.2010.01.032]
- [57] Erzincanli B, Sahin M. An arbitrary Lagrangian-Eulerian formulation for solving moving boundary problems with large displacements and rotations [J]. Journal of Computational Physics, 2013, 255: 660-679. [DOI: 10.1016/j.jcp.2013.08.038]

- [58] Takizawa K, Tezduyar T E. Space-time computation techniques with continuous representation in time (ST-C) [J]. *Computational Mechanics*, 2014, 53 (1): 91-99. [DOI: 10.1007/s00466-013-0895-y]
- [59] Burman E, Smith G. Analysis of the space semi-discretized SUPG method for transient convection-diffusion equations [J]. *Mathematical Models and Methods in Applied Sciences*, 2011, 21(10): 2049-2068. [DOI: 10.1142/S0218202511005659]
- [60] Burman E, Fernández M A. Analysis of the PSPG method for the transient Stokes' problem [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2011, 200(41): 2882-2890. [DOI: 10.1016/j.cma.2011.05.001]
- [61] Xiong G, Figueroa C A, Xiao N, et al. Simulation of blood flow in deformable vessels using subject-specific geometry and spatially varying wall properties [J]. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2011, 27(7): 1000-1016.
- [62] Barsoum R S. On the use of isoparametric finite elements in linear fracture mechanics [J]. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 1976, 10(1): 25-37. [DOI: 10.1002/nme.1620100103]
- [63] Bazilevs Y, Gohean J R, Hughes T J R, et al. Patient-specific isogeometric fluid-structure interaction analysis of thoracic aortic blood flow due to implantation of the Jarvik 2000 left ventricular assist device [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2009, 198(45): 3534-3550. [DOI: 10.1016/j.cma.2009.04.015]
- [64] van de Vosse F N, Stergiopulos N. Pulse wave propagation in the arterial tree [J]. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 2011, 43: 467-499. [DOI: 10.1146/annurev-fluid-122109-160730]
- [65] Grinberg L, Karniadakis G E. Outflow boundary conditions for arterial networks with multiple outlets [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2008, 36(9): 1496-1514. [DOI: 10.1007/s10439-008-9527-7]
- [66] Vignon-Clementel I E, Alberto F C, Jansen K E, et al. Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2006, 195(29): 3776-3796. [DOI: 10.1016/j.cma.2005.04.014]
- [67] Giancarlo P, Chiara C, Daria C. Boundary conditions of patient-specific fluid dynamics modelling of cavopulmonary connections: possible adaptation of pulmonary resistances results in a critical issue for a virtual surgical planning [J]. *Interface Focus*, 2011, 10(3): 297-307. [DOI: 10.1098/rsfs.2010.0021]
- [68] Pivkin I V, Karniadakis G E. Accurate coarse-grained modeling of red blood cells [J]. *Physical Review Letters*, 2008, 101(11): 118-105. [DOI: 10.1103/PhysRevLett.101.118105]
- [69] Pivkin I V, Caswell B, Karniadakis G E, et al. Dissipative particle dynamics [J]. *Reviews in Computational Chemistry*, 2010, 27(1): 1-12.
- [70] Grinberg L, Fedosov D A, Karniadakis G E. Parallel multiscale simulations of a brain aneurysm [J]. *Journal of Computational Physics*, 2013, 244(3): 131-147. [DOI: 10.1016/j.jcp.2012.08.023]
- [71] Grinberg L, Karniadakis G E. A new domain decomposition method with overlapping patches for ultrascale simulations: Application to biological flows [J]. *Journal of Computational Physics*, 2010, 229(15): 5541-5563. [DOI: 10.1016/j.jcp.2010.04.014]