

## · 综 述 ·

## 人体血管有限元建模及生物力学的研究进展与法医学应用

曾勇<sup>1,2</sup>, 邹冬华<sup>2,3</sup>, 范颖<sup>2,3</sup>, 徐晴<sup>4</sup>, 陶陆阳<sup>1</sup>, 陈忆九<sup>2</sup>, 李正东<sup>2</sup>

1. 苏州大学苏州医学院基础医学与生物科学学院法医学系, 江苏 苏州 215000; 2. 司法鉴定科学研究院上海市法医学重点实验室 司法部司法鉴定重点实验室 上海市司法鉴定专业技术服务平台, 上海 200063; 3. 贵州医科大学法医学院, 贵州 贵阳 550004; 4. 上海理工大学机械工程学院, 上海 200063

**摘要:** 有限元法是求解工程问题近似解的一种数学方法, 随着计算机技术的发展, 已广泛应用于人体生物力学研究。将有限元法和生物力学技术应用于法医学血管损伤与疾病的关系以及病理机制探索是传统法医学的一次技术革新。本文综述了人体血管有限元模型的构建、发展历程及其在血管生物力学的研究进展, 对其在法医病理学中的应用前景进行展望。

**关键词:** 法医病理学; 生物力学; 有限元法; 血管; 综述

文章编号: 1004-5619(2023)05-0471-07

中图分类号: R89; DF795.1; D919.1

doi: 10.12116/j.issn.1004-5619.2021.411103

文献标志码: A



### Research Progress and Forensic Application of Human Vascular Finite Element Modeling and Biomechanics

ZENG Yong<sup>1,2</sup>, ZOU Dong-hua<sup>2,3</sup>, FAN Ying<sup>2,3</sup>, XU Qing<sup>4</sup>, TAO Lu-yang<sup>1</sup>, CHEN Yi-jiu<sup>2</sup>, LI Zheng-dong<sup>2</sup>

1. Department of Forensic Science, School of Biology of Basic Medicine and Sciences, Suzhou Medicine College of Soochow University, Suzhou 215000, Jiangsu Province, China; 2. Shanghai Key Laboratory of Forensic Medicine, Shanghai Forensic Service Platform, Academy of Forensic Science, Ministry of Justice, Shanghai 200063, China; 3. School of Forensic Medicine, Guizhou Medical University, Guiyang 550004, China; 4. College of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200063, China

**Abstract:** The finite element method (FEM) is a mathematical method for obtaining approximate solutions to a wide variety of engineering problems. With the development of computer technology, it is gradually applied to the study of biomechanics of human body. The application of the combination of FEM and biomechanics in exploring the relationship between vascular injury and disease, and pathological mechanisms will be a technological innovation for traditional forensic medicine. This paper reviews the construction and development of human vascular FEM modeling, and its research progress on the vascular biomechanics. This paper also looks to the application prospects of FEM modeling in forensic pathology.

**Keywords:** forensic pathology; biomechanics; finite element method; vascular; review

心血管疾病猝死在成年人猝死疾病中位列第一<sup>[1]</sup>。在我国, 因心血管疾病导致的猝死发生率占50%~60%<sup>[2]</sup>。在涉及损伤的司法案件中, 心血管疾病在损伤及死因中的因果关系及参与度划分一般由法

医主观判断, 往往缺乏客观证据支持<sup>[3]</sup>。传统尸体解剖一直是死因鉴定的金标准, 但在一些疑难案件的鉴定中尚存在一定局限性, 如血管的病变和损伤, 在尸体解剖取材过程中不易检出且易被遗漏, 容易造成漏

**基金项目:** 国家重点研发计划资助项目(2022YFC3302002); 上海市法医学重点实验室资助项目(21DZ2270800); 司法部司法鉴定重点实验室资助项目; 上海市司法鉴定专业技术服务平台资助项目; 国家自然科学基金资助项目(82171872); 上海市自然科学基金资助项目(21ZR1464600); 中央级公益性科研院所资助项目(GY2021G-5)

**作者简介:** 曾勇(1996—), 男, 硕士研究生, 主要从事法医病理学及法医损伤生物力学、有限元仿真研究; E-mail: 1053496552@qq.com

**通信作者:** 陈忆九, 男, 教授, 博士研究生导师、研究员, 主要从事法医病理学研究; E-mail: chenyj@ssfjd.cn

**通信作者:** 李正东, 男, 助理研究员, 主要从事法医病理学研究; E-mail: lzdadv@163.com

**引用格式:** 曾勇, 邹冬华, 范颖, 等. 人体血管有限元建模及生物力学的研究进展与法医学应用[J]. 法医学杂志, 2023, 39(5): 471-477, 486.

**To cite:** ZENG Y, ZOU D H, FAN Y, et al. Research progress and forensic application of human vascular finite element modeling and biomechanics[J]. *Fayixue Zazhi*, 2023, 39(5): 471-477, 486.

鉴、错鉴。死后尸体的影像学检查(也称虚拟解剖),因其无损性、客观性和直观的优点逐渐得到推广使用,但也存在一些不足<sup>[4]</sup>。RUDER等<sup>[5]</sup>认为虚拟解剖对传统解剖具有一定替代性,但对血管的探查能力有限,难以对血管损伤及病变的成伤机制进行分析,因此有学者将研究方向转移到了生物力学技术上<sup>[6-7]</sup>。有限元法最初是求解偏微分方程的近似数学方法,目前有限元法已逐渐应用于损伤生物力学研究领域。通过对生物组织、器官的模型构建、赋予材料属性、约束边界条件,应用有限元法对相关力学问题进行求解与分析<sup>[8]</sup>,已在人体损伤生物力学研究上取得了丰硕成果<sup>[9-11]</sup>,在法医学领域的研究也见些许进展<sup>[12]</sup>。本文就法医学鉴定中常见的血管疾病进行分类描述,阐述有限元法在血管生物力学中的研究概况,并展望其在法医损伤学的应用前景。

### 1 血管有限元模型的构建及发展

1972年,DAVIDS等<sup>[13]</sup>通过有限元法估算了层流和湍流条件下人升主动脉的血管壁剪切力;次年,他

们又提出在人升主动脉血管半径一定的条件下,最大剪切力发生在入口处<sup>[14]</sup>。但这些计算条件都是理想情况,即只考虑升主动脉部位血管,且血管为刚性。1982年,MOHAN等<sup>[15]</sup>进行了开创性研究,在胸主动脉中间部位拓取宽度6.35 mm、4.37 mm的哑铃形状样本,测量了在准静态和动态下的周向和轴向的失效力和应变,为建立胸主动脉的本构方程和材料属性积累了数据。1998年,TAYLOR等<sup>[16]</sup>基于CT扫描的腹主动脉影像重建了含双侧肾动脉的腹主动脉有限元模型,具有58 151个节点和268 563个四面体单元,导入血流控制方程后,求解了静止和动态下的血流动力学应力特点。2015年,CUI等<sup>[17]</sup>建立了头部有限元模型,研究脑桥动脉破裂的动态过程,研究发现头部旋转速度、旋转加速度以及冲击持续时间会增加血管壁应变,且弹性模量、血管壁直径与血管壁应力成反比关系,从力学机制上阐述了外力撞击后的脑桥动脉破裂的动态过程。学者们对人体动脉进行有限元建模的基本参数(表1)研究极大丰富了动脉血管生物力学数据。

表1 动脉有限元模型的部分基本参数

Tab. 1 Material parameters of some arterial finite element models

部位	有限元软件	单元数量	材料模型	材料属性	参考文献
主动脉弓	LS-DYNA	7 355个四面体单元 (4 281个节点)	Blatz-Ko模型	$\rho_s=1.00\text{ g/cm}^3$ 、 $G=10\text{ MPa}$ 、 $E=1.0\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.45$	[18]
颈总动脉	LS-DYNA	28 196个六面体单元	Mooney-Rivlin模型	$\rho_s=1.00\text{ g/cm}^3$ 、 $K=2.71\times 10^3$ 、 $\gamma=5.20$ 、 $E=0.236\text{ N/mm}^2$	[19]
全主动脉	ANSYS	-	Ogden模型	$\rho_s=1.00\text{ g/cm}^3$ 、 $\eta=0.004\text{ Pa}\cdot\text{s}$	[20]
主动脉弓	ANSYS	14 707个四面体单元	-	$E=3\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.49$	[21]
主动脉弓	ABAQUS	18 000~20 000个三角形单元 (9 000~10 000个节点)	-	$E=3\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.46$	[22]
腹主动脉	BioDyn	2 000 000~2 500 000个四面体单元	Ogden模型	$\rho_s=1.05\text{ g/cm}^3$	[23]
全主动脉	ANSYS	-	-	$\rho_s=1.03\text{ g/cm}^3$ 、 $\eta=0.0035\text{ Pa}\cdot\text{s}$ 、 壁面密度= $2.0\times 10^3\text{ kg/m}^3$ 、 $E=1.08\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.45$	[24]
腹主动脉	ANSYS	146 858个六面体单元	超弹性模型	$\rho_s=2.0\text{ g/cm}^3$ 、 $E=0.3529\text{ MPa}$ 、 $\eta=0.0035\text{ Pa}\cdot\text{s}$ 、 $\gamma=0.45$	[25]
腹主动脉	COMSOL	13 832个域单元,9 324个边界单元,1 035个边单元	-	$\rho_s=1.121\text{ g/cm}^3$ 、 $E=2.7\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.45$	[26]
全主动脉	LS-DYNA	-	线弹性模型	$\rho_s=1.20\text{ g/cm}^3$ 、 $E=8.87\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.4$	[27]
腹主动脉	LS-DYNA	49 920个六面体单元、 137 052个四面体单元	Ogden-Holzapfel模型	$\rho_s=1.05\text{ g/cm}^3$ 、 $K=2.4\text{ GPa}$	[28]
冠状动脉	ANSYS	2 202 803个四面体单元 (424 228个节点)	-	$\rho_s=1.06\text{ g/cm}^3$ 、 $\eta=0.0037\text{ Pa}\cdot\text{s}$	[29]
全主动脉	LS-DYNA	-	黏弹性模型	$\rho_s=1.20\text{ g/cm}^3$ 、 $E=0.5\text{ MPa}$ 、 $\gamma=0.4$	[30]
全主动脉	LS-DYNA	12 296个四面体单元	超弹性模型	$\rho_s=1.05\text{ g/cm}^3$ 、 $\eta=0.0045\text{ Pa}\cdot\text{s}$ 、 $K=2.5\text{ GPa}$	[31]
全主动脉	LS-DYNA	4 118个四面体单元 (1 310个节点)	Ogden模型	$\rho_s=1.2\text{ g/cm}^3$ 、 $E=1\,000\text{ kPa}$ 、 $\gamma=0.45$ 、 $G=(137\pm 18)\text{ kPa}$	[32]

注: $\rho_s$ 表示密度; $E$ 表示弹性模量; $G$ 表示剪切模量; $K$ 表示体积模量; $\gamma$ 表示泊松比; $\eta$ 表示动态黏度。“-”表示无数据。

## 2 血管生物力学建模、生物力学分析的研究及应用进展

### 2.1 冠状动脉粥样硬化性心脏病

冠状动脉粥样硬化性心脏病是心血管疾病中最具威胁性的疾病之一<sup>[33]</sup>,在法医学鉴定中,冠状动脉左前降支的粥样硬化病变率最高,此类病人在互殴、争吵、轻微损伤等所致的死亡案件中常常需要鉴定死亡原因,其中疾病和损伤的关系往往是争议的焦点。通过有限元法对不同类型的血管进行建模并进行生理及外伤条件下的流固耦合分析,可以辅助分析伤的参与程度。2003年,WU等<sup>[34]</sup>通过MRI扫描构建了冠状动脉树状模型,模型中包括内膜、中膜、外膜结构,并首次分析了舒张期和收缩期动态时间段中粥样斑块的血管壁和血管分叉处的局部应力,分析了不同血管直径、狭窄百分比、病变长度参数条件下的血管响应,发现血管直径是导致斑块帽应力集中并脱落的主要因素。2013年,KARIMI等<sup>[35]</sup>采用有限元法研究不同类型冠状动脉斑块的稳定性,结果显示,轻度粥样硬化斑块比钙化斑块的应力更高,更易发生脱落,这可能与钙化斑块吸附较稳定相关。

国内的有限元建模及生物力学研究方面起步较晚,但近年来进展迅速。2018年,马燕山等<sup>[36]</sup>通过建立I~IV度狭窄的冠状动脉有限元模型,在ANSYS中分析管壁剪切力对不同狭窄程度的影响,得出狭窄程度与管壁剪切力成正比且促进斑块的形成。2019年,天津工业大学段晓杰等<sup>[29]</sup>使用卷积神经网络算法建立冠状动脉的CT血管造影(CT angiography, CTA)图像数据库,然后对冠状动脉进行三维重建、网格划分,使用流体动力学软件进行血流生物力学的计算。

综上所述,从冠状动脉模型的构建,到不断完善的几何模型和材料属性,不仅使得冠状动脉有限元模型更加真实,也拓展了冠状动脉生物力学的研究方向,为探索冠状动脉生物力学的机制问题提供更多的思路和方法。

### 2.2 动脉瘤

动脉瘤是指动脉管壁因发生局部病变(管壁薄弱或结构破坏)而向外膨出,其直径可达毗邻正常动脉段的1.5倍以上,人体动脉系统均可形成不同类型的动脉瘤,如胸腹主动脉瘤、脑动脉瘤和四肢动脉瘤以及由外伤导致的假性动脉瘤,平时一般没有明显临床症状,但严重危及人体生命健康,目前认为遗传、环境、血流动力学、生化是其形成的主要因素<sup>[37]</sup>。在涉及动脉瘤的鉴定案件中,法医主要通过尸体检验、组织病理学检验、案情、病史等进行死因鉴定,但某些疑难案件的死

亡机制仍难以明确。2000年,RAGHAVAN等<sup>[38]</sup>首次开发了非线性弹性材料的腹主动脉有限元模型计算整个腹主动脉瘤各部位应力变化,并预测瘤体的破裂风险。2006年,BORGHI等<sup>[39]</sup>在KATO等<sup>[40]</sup>建立的胸主动脉有限元模型基础上,对2例患者胸主动脉瘤构建有限元模型,结果发现,管腔建模精确对预测的应力值影响较大。临床上常通过动脉瘤直径大小来预测破裂风险,虽然动脉瘤直径大于5.5 cm是手术指征,但直径小于5.5 cm的动脉瘤也常发生破裂<sup>[41]</sup>。2010年,GASSER等<sup>[42]</sup>开发了4种腹主动脉瘤有限元模型,通过腹主动脉峰值壁应力和峰值壁破裂风险2项参数来预测腹主动脉瘤破裂风险,为预测动脉瘤破裂风险提供了两项重要指标。2012年,TIERNEY等<sup>[43]</sup>基于3例腹主动脉瘤CT数据进行有限元建模,计算每个动脉瘤的弹性参数,包括周向循环应变、顺应性、Hudetz增量模量、预应力,以及在压力载荷下的每个动脉瘤的详细应力情况,定义特定的区域预应力破裂指数(regional prestressed rupture index, RPRI),更好地理解局部材料特性以及在有限元模型中的应用,能够了解动脉瘤的个体差异,提高预测动脉瘤破裂的准确性。GHAVAMIAN等<sup>[44]</sup>使用有限元模型来计算升主动脉瘤的生长过程,模型考虑了内膜、外膜等结构,并对每种结构赋予了应变能密度函数,以研究升主动脉瘤在生长过程中对平滑肌细胞应力变化的影响,研究证实了平滑肌细胞应力下降是由于升主动脉瘤的扩张生长破坏了细胞的弹性蛋白。

动脉瘤因其隐蔽性、无症状性而易被忽略,如不易检查的颅内微小动脉瘤一旦破裂,就会产生致命的后果。因各种创伤发生于颈内动脉或深部血管的假性动脉瘤,其导致死亡的机制是鉴定中的难点问题,目前已有很多动物研究阐述动脉瘤的机制<sup>[45-46]</sup>,但是替代实验无法客观模拟人体血流动力学和生物力学响应。通过有限元法,可以探索动脉瘤的形态、大小、材质与外力作用之间的生物力学响应,探讨假性动脉瘤自身的发生、进展和破裂的生物力学机制,有利于鉴定的客观准确性。

### 2.3 血管主动脉夹层

主动脉夹层(aortic dissection, AD)可以视为主动脉瘤的一种特殊类型,主动脉的血流在快速流动时通过主动脉内膜破口进入主动脉壁中膜结构,形成血肿,然后在血流的压力下中膜不断撕裂延伸,逐渐外隆形成夹层。根据Stanford分型,AD可分为A、B两型,A型的破口常位于升主动脉,因靠近心脏,死亡率非常高,而B型主要位于胸主动脉附近,其危险程度相对较低;AD一旦破裂,其病情进展急骤,误诊率和

死亡率高<sup>[47]</sup>。在法医学鉴定中常常需要解决涉及AD的伤病关系分析,解释AD的形成机制和病理发生发展过程。目前,越来越多的研究人员认为,血流动力学的因素是AD形成、破裂的重要机制。2011年,杨晓冬<sup>[48]</sup>建立了主动脉弓AD有限元模型并进行初步的血流动力学分析,结果显示,剪应力导致AD可能性小,壁面压力与AD的形成具有显著相关的关系,但并没有解释破裂的机制问题。1999年,THUBRIKAR<sup>[49]</sup>通过ANSYS中的应变能密度函数仿真血管瘤形成AD的过程,发现血管内膜发生破裂总是沿着内膜周向破裂,进一步研究发现,当压力匀速增加时,主动脉的轴向应力增加,而周向应力增加不大,导致内膜由于轴向应力增大拉伸,发生周向的破裂。2011年,NATHAN等<sup>[22]</sup>模拟了16.0 kPa(120 mmHg)压力下主动脉的最大壁应力,证实了A、B型AD的好发部位(升主动脉窦管交界上方和主动脉弓处)的应力最大,已达内膜破裂阈值,但该研究为流体静力学分析,未考虑流体的动量效应和剪应力,没有排除局部应力不均匀的影响。2018年,PLONEK等<sup>[50]</sup>基于11例AD病例进行有限元分析验证,认为峰值壁压力可能成为预测AD的新指标。2013年,ZHANG等<sup>[51]</sup>研究急性B型AD的壁压纵向传播和组织错位灌注的机制,认为管腔的压差可能是组织灌注不良的一个重要因素。但是其研究的样本量小,且假定刚性血管壁,没有考虑血管的组织结构,仿真结果的说服力较小。2016年,SHI等<sup>[52]</sup>揭示了血管内膜的破裂位置和破裂大小对A型AD的血流动力学的影响,结果显示,入口撕裂越大,血管腔内流速越低,但破口形成的腔流流速却越高,而且入口撕裂位置也能显著改变AD的血流动力学特征。

主动脉夹层难以察觉,死亡率非常高,因其临床症状与急性心肌梗死非常类似,而常因为经验不足导致错鉴,因此,通过有限元法可以侧重研究主动脉夹层的形成过程以及探究伤病关系中的生物力学机制。

#### 2.4 交通事故血管损伤

根据国家统计局数据<sup>[53]</sup>统计,1997—2016年,全国共发生道路交通事故244 937起,造成63 194人死亡、258 532人受伤,直接财产损失13.8亿元。交通事故的法医学鉴定实践中,常遇到碰撞伤或者方向盘损伤导致胸腹部受压而压迫血管,血管供血不足或者破裂,甚至形成血栓、假性动脉瘤、动脉夹层等,由于交通事故错综复杂,其成伤机制、伤病关系分析极为复杂<sup>[54]</sup>。由于血流的存在,血管受到钝性外力作用后破裂的机制极为复杂,有观点认为是主动脉突然拉伸在薄弱点发生破裂,也有观点认为是由于暴力期间血压急剧升高,导致主动脉峡部的破裂。2005年,SHAH

等<sup>[55]</sup>利用LS-DYNA进行侧面碰撞和正面碰撞分析,发现主动脉峡部周围表现出最大的应力和应变。而2006年,SIEGEL等<sup>[56]</sup>认为,主动脉峡部破裂在机动车侧向碰撞中可以用杠杆原理来解释,即胸主动脉在受到胸部暴力碰撞时,这个杠杆系统的长臂是近端主动脉弓,短臂是远端降主动脉的主动脉峡部,支点为左锁骨下动脉,他们模拟了在26.66 kPa(200 mmHg)、53.32 kPa(400 mmHg)、66.65 kPa(500 mmHg)的主动脉内压力下,由于应力的放大作用,在短臂上产生足够大的应变,主动脉峡部发生破裂,这为汽车公司开发有效的汽车安全系统提供了很好的证据。RICHENS等<sup>[18]</sup>和NIKOLIC等<sup>[57]</sup>认为,主动脉血压、胸部的减速伤、胸部压迫是主动脉破裂的主要因素。LEE等<sup>[20]</sup>开发出更加逼真的主动脉有限元模型进行正面汽车碰撞分析,发现胸部在接触方向盘时,由于胸部的剧烈压迫,主动脉处血压急剧上升,由于胸部的减速运动,在主动脉峡部附近发生局部弯曲收缩,剪切应力增大进而导致内膜发生破裂。2012年,BELWADI等<sup>[58]</sup>基于真实侧面碰撞案例建立有限元模型并进行分析,结果显示,主动脉破裂前其压力达100~1 322 mmHg(13.33~176.22 kPa),最大主动脉纵向拉伸应变和 von Mises 应力都与胸部所受撞击力成正比,且重建的主动脉高应变区域与尸检数据高度匹配。2011年,BELWADI等<sup>[59]</sup>在之前众多研究的基础上,从不同的车辆撞击位置、方向、角度、速度以及车辆类型进行了16项有限元模拟。在所有分析中,主动脉高应变区域主要集中于主动脉峡部,当主要的力作用角度为270°时,胸主动脉压力最高。2021年,GRAVE-CAPISTRÁN等<sup>[32]</sup>建立整车正面碰撞的静态分析模型,并给驾驶员配备三点式安全系统,研究发现,在64 km/h的速度碰撞下受损最严重的是主动脉弓和降主动脉,其位移达14 mm,并基于简明损伤定级标准(abbreviated injury scale, AIS),将主动脉损伤程度评估为中度,该静态分析可以量化主动脉的位移程度和应力大小,使结果更加直观。

道路交通事故因其复杂性导致鉴定实践中疑难案件层出不穷,尤其涉及血管伤病关系分析的案件。法医学者通过有限元建模和生物力学分析来研究交通事故中血管的成伤机制和与死亡的因果关系,不但为法医学鉴定提供新思路,而且可以为车辆安全评估、安全设计、行人乘客保护等提供基础数据。

### 3 展望

由于传统研究方法以及医学伦理学限制,不可能在人体直接测量血管在外力作用下的响应情况,既往

对血管损伤的研究和鉴定始终停留于表象,鉴定中也以模棱两可的轻微、严重词语进行描述,难以对血管的损伤响应进行量化,对损伤的成伤机制难以深入分析,这种情况有望在运用有限元建模及生物力学分析后得到改善。有限元建模及生物力学分析在人体内部组织器官的应力分析和不同损伤场景响应模拟方面具有独特的优势,对于静态的压力下血管形变以及动态血流冲击下的血管动态响应所造成的血管损伤能进行直观、客观的数字化仿真。有限元血管建模及生物力学能够直观计算外力作用下的血管位移、形变响应,直观分析任意时间点组织应力、应变数据。有限元法已在某些欧美国家成为一种司法鉴定的辅助手段。随着医工交叉结合的发展,有限元理论及研究工具的不断完善,将促进解决法医学血管有限元建模、损伤生物力学机制问题,在包括交通事故重建在内的法医学损伤重建方面都将得到更深度的应用。

#### 参考文献:

- [1] STALLMEYER B, SCHULZE-BAHR E. Cardiovascular disease and sudden cardiac death: Between genetics and genomics[J]. *Eur Heart J*, 2015, 36(26): 1643-1645. doi:10.1093/eurheartj/ehv173.
- [2] 韩同伟,张春辉. 心脏性猝死,中国防治任务艰巨而繁重——访中国医学科学院阜外心血管病医院心脏内科学科带头人教授[J]. *中国医药导报*, 2010, 7(14): 2-3. doi:10.3969/j.issn.1673-7210.2010.14.002.  
HAN T W, ZHANG C H. Sudden cardiac death, China's prevention and treatment task is arduous and arduous -- Interview with Professor Hua Wei, Department of Cardiology, Fuwai Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences[J]. *Zhongguo Yiyao Daobao*, 2010, 7(14): 2-3.
- [3] 闵建雄. 法医损伤学[M]. 北京: 中国人民公安大学出版社, 2010: 207-214.  
MIN J X. Forensic traumatology[M]. Beijing: Chinese Public Security University Press, 2010: 207-214.
- [4] 陈忆九. 虚拟解剖技术的应用研究进展[J]. *法医学杂志*, 2014, 30(5): 360-366. doi: 10.3969/j.issn.1004-5619.2014.05.012.  
CHEN Y J. Research development and application of virtopsy[J]. *Fayixue Zazhi*, 2014, 30(5): 360-366.
- [5] RUDER T D, HATCH G M, THALI M J, et al. One small scan for radiology, one giant leap for forensic medicine -- Post-mortem imaging replaces forensic autopsy in a case of traumatic aortic laceration[J]. *Leg Med*, 2011, 13(1): 41-43. doi: 10.1016/j.legalmed.2010.10.003.
- [6] PHAN P K, VO A T N, BAKHTIARYDAVIJANI A, et al. In silico finite element analysis of the foot ankle complex biomechanics: A literature review[J]. *J Biomech Eng*, 2021, 143(9): 090802. doi: 10.1115/1.4050667.
- [7] DEVARAJ A K, ACHARYA K K V, ADHIKARI R. Experimental and finite element investigations on the biomechanical effects of meniscal tears in the knee joint: A review[J]. *J Biomim Biomater Biomed Eng*, 2021, 50: 1-14. doi: 10.4028/www.scientific.net/jbbbe.50.1.
- [8] 金山,冯雨欣,王玥涵,等. 医学有限元仿真实验系统研究[J]. *软件*, 2020, 41(9): 72-75. doi: 10.3969/j.issn.1003-6970.2020.09.020.  
JIN S, FENG Y X, WANG Y H, et al. Computer biomechanical modeling and simulation experimental system and its medical application research[J]. *Ruanjian*, 2020, 41(9): 72-75.
- [9] 崔红新,程方荣,王健智. 有限元法及其在生物力学中的应用[J]. *中医正骨*, 2005, 17(1): 53-55. doi: 10.3969/j.issn.1001-6015.2005.01.047.  
CUI H X, CHENG F R, WANG J Z. Finite element method and its application in biomechanics[J]. *Zhongyi Zhenggu*, 2005, 17(1): 53-55.
- [10] RAUL J S, DECK C, WILLINGER R, et al. Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice[J]. *Int J Legal Med*, 2008, 122(5): 359-366. doi: 10.1007/s00414-008-0248-0.
- [11] MARGULIES S S, THIBAUT K L. Infant skull and suture properties: Measurements and implications for mechanisms of pediatric brain injury[J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(4): 364-371. doi: 10.1115/1.1287160.
- [12] 李正东,邹冬华,刘宁国,等. 人体骨盆有限元模型的建立及其在法医学鉴定中的应用价值[J]. *法医学杂志*, 2010, 26(6): 406-412. doi: 10.3969/j.issn.1004-5619.2010.06.002.  
LI Z D, ZOU D H, LIU N G, et al. The finite element modeling of human pelvis and its application in medicolegal expertise[J]. *Fayixue Zazhi*, 2010, 26(6): 406-412.
- [13] DAVIDS N, MANI M K. Effects of turbulence on blood flow explored by finite element analysis[J]. *Comput Biol Med*, 1972, 2(4): 311-319. doi: 10.1016/0010-4825(72)90018-2.
- [14] DAVIDS N, MANI M K. A finite element analysis of endothelial shear stress for pulsatile blood flow[J]. *Biorheology*, 1974, 11(2): 137-147. doi: 10.3233/bir-1974-11205.
- [15] MOHAN D, MELVIN J W. Failure properties of passive human aortic tissue. II -- Biaxial tension tests[J]. *J Biomech*, 1983, 16(1): 31-44. doi: 10.1016/0021-

- 9290(83)90044-1.
- [16] TAYLOR C A, HUGHES T J, ZARINS C K. Finite element modeling of three-dimensional pulsatile flow in the abdominal aorta: Relevance to atherosclerosis[J]. *Ann Biomed Eng*, 1998, 26(6): 975-987. doi: 10.1114/1.140.
- [17] CUI Z Y, FAMAHEY N, DEPREITERE B, et al. On the assessment of bridging vein rupture associated acute subdural hematoma through finite element analysis[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(5): 530-539. doi: 10.1080/10255842.2016.1255942.
- [18] RICHENS D, FIELD M, HASHIM S, et al. A finite element model of blunt traumatic aortic rupture[J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2004, 25(6): 1039-1047. doi: 10.1016/j.ejcts.2004.01.059.
- [19] GAYZIK F S, BOSTROM O, ORTENWALL P, et al. An experimental and computational study of blunt carotid artery injury[J]. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, 2006, 50: 13-32.
- [20] LEE S H, KENT R. Blood flow and fluid-structure interactions in the human aorta during traumatic rupture conditions[J]. *Stapp Car Crash J*, 2007, 51: 211-233. doi: 10.4271/2007-22-0010.
- [21] BELLER C J, LABROSSE M R, THUBRIKAR M J, et al. Finite element modeling of the thoracic aorta: Including aortic root motion to evaluate the risk of aortic dissection[J]. *J Med Eng Technol*, 2008, 32(2): 167-170. doi: 10.1080/03091900600687672.
- [22] NATHAN D P, XU C, GORMAN J H, et al. Pathogenesis of acute aortic dissection: A finite element stress analysis[J]. *Ann Thorac Surg*, 2011, 91(2): 458-463. doi: 10.1016/j.athoracsur.2010.10.042.
- [23] SOUDAH E, NG E Y, LOONG T H, et al. CFD modelling of abdominal aortic aneurysm on hemodynamic loads using a realistic geometry with CT[J]. *Comput Math Methods Med*, 2013, 2013: 472564. doi: 10.1155/2013/472564.
- [24] 初博, 乔爱科. 搭桥术治疗 DeBakey III型主动脉夹层的流固耦合数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(4): 386-391. doi: 10.16156/j.1004-7220.2012.04.012.
- CHU B, QIAO A K. Fluid-structure interaction numerical simulation of bypassed DeBakey III aortic dissection[J]. *Yiyong Shengwu Lixue*, 2012, 27(4): 386-391.
- [25] 池繁武. 腹主动脉瘤的有限元分析[D]. 广州: 暨南大学, 2015.
- CHI F W. The finite element analysis of abdominal aortic aneurysm[D]. Guangzhou: Jinan University, 2015.
- [26] 蒋之森, 袁丁, 庞霖. 腹主动脉瘤生长过程的蠕变力学模型[J]. *生物化学与生物物理进展*, 2016, 43(5): 523-531. doi: 10.16476/j.pibb.2015.0332.
- JIANG Z S, YUAN D, PANG L. Creep model of the growth of abdominal aortic aneurysm[J]. *Shengwu Huaxue Yu Shengwu Wuli Jinzhan*, 2016, 43(5): 523-531.
- [27] KERMANI G, ASSARI S, HEMMASIZADEH A, et al. Characterizing the inhomogeneity of aorta mechanical properties and its effect on the prediction of injury[EB/OL]. (2016-10-10)[2021-10-25]. [https://ibrc.osu.edu/wp-content/uploads/2015/05/Abstract\\_2016Kermani.pdf](https://ibrc.osu.edu/wp-content/uploads/2015/05/Abstract_2016Kermani.pdf).
- [28] SHARZEHEE M, KHALAFVAND S S, HAN H C. Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal arteries under steady-state and pulsatile blood flow: A stability analysis[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2018, 21(3): 219-231. doi: 10.1080/10255842.2018.1439478.
- [29] 段晓杰, 左瑞雪, 汪剑鸣, 等. 基于计算流体力学的主动脉内血流仿真[J]. *计算机仿真*, 2019, 36(9): 236-239. doi: 10.3969/j.issn.1006-9348.2019.09.048.
- DUAN X J, ZUO R X, WANG J M, et al. Simulation of hemodynamic environment based on computational fluid dynamics[J]. *Jisuanji Fangzhen*, 2019, 36(9): 236-239.
- [30] MA Z W, JING L L, JIANG L B. Development and validation of an occupant biomechanical model for the aortic injury analysis under side impacts[J]. *MATEC Web Conf*, 2019, 256: 01001. doi: 10.1051/mateconf/201925601001.
- [31] WEI W, EVIN M, RAPACCHI S, et al. Investigating heartbeat-related in-plane motion and stress levels induced at the aortic root[J]. *Biomed Eng Online*, 2019, 18(1): 19. doi: 10.1186/s12938-019-0632-7.
- [32] GRAVE-CAPISTRÁN M A, PRIETO-VÁZQUEZ A Y, TORRES-SANMIGUEL C R. Aortic blunt trauma analysis during a frontal impact[J]. *Appl Bionics Biomech*, 2021, 2021: 5555218. doi: 10.1155/2021/5555218.
- [33] DANIELSEN K V, WIESE S, HOVE J, et al. Pronounced coronary arteriosclerosis in cirrhosis: Influence on cardiac function and survival?[J]. *Dig Dis Sci*, 2018, 63(5): 1355-1362. doi: 10.1007/s10620-018-5006-7.
- [34] WU H C, CHEN S Y, SHROFF S G, et al. Stress analysis using anatomically realistic coronary tree[J]. *Med Phys*, 2003, 30(11): 2927-2936. doi: 10.1118/1.1593635.
- [35] KARIMI A, NAVIDBAKHSH M, FAGHIHI S, et al. A finite element investigation on plaque vulnerability

- in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2013, 227(2): 148-161. doi:10.1177/0954411912461239.
- [36] 马燕山, 谢英花, 张会芬, 等. 局部狭窄股动脉的血流变化分析[J]. *解剖学杂志*, 2013, 36(5): 945-947. doi: 10.3969/j.issn.1001-1633.2013.05.020.
- MA Y S, XIE Y H, ZHANG H F, et al. Fluid dynamic analysis of fluid-structure interaction in narrow femoral artery[J]. *Jiepouxue Zazhi*, 2013, 36(5): 945-947.
- [37] 张振, 齐麟, 李伟, 等. 脑动脉瘤形成与破裂相关因素的研究进展[J]. *医药论坛杂志*, 2020, 41(8): 175-177.
- ZHANG Z, QI L, LI W, et al. Research progress on factors related to cerebral aneurysm formation and rupture[J]. *Yiyao Luntan Zazhi*, 2020, 41(8): 175-177.
- [38] RAGHAVAN M L, VORP D A. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: Identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability[J]. *J Biomech*, 2000, 33(4): 475-482. doi: 10.1016/S0021-9290(99)00201-8.
- [39] BORGHI A, WOOD N B, MOHIADDIN R H, et al. 3D geometric reconstruction of thoracic aortic aneurysms[J]. *Biomed Eng Online*, 2006, 5: 59. doi:10.1186/1475-925x-5-59.
- [40] KATO Y, MATSUMOTO T, KUMAGAI K, et al. Development of a method to construct three-dimensional finite element models of thoracic aortic aneurysms from MRI images[C]//*Proceedings International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality*. Hong Kong: IEEE, 2002: 131-136. doi:10.1109/MIAR.2001.930275.
- [41] 来志超, 孙晓宁, 古丽丹娜·沙艳, 等. 胸腹主动脉瘤的手术方式与外科治疗选择[J]. *中国血管外科杂志(电子版)*, 2018, 10(4): 233-236. doi: 10.3969/j.issn.1674-7429.2018.04.002.
- LAI Z C, SUN X N, GULIDANNA S Y, et al. Options of surgical methods for thoracoabdominal aortic aneurysm[J]. *Zhongguo Xueguan Waike Zazhi (Dianzi Ban)*, 2018, 10(4): 233-236.
- [42] GASSER T C, AUER M, LABRUTO F, et al. Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms: Model complexity versus predictability of finite element simulations[J]. *Eur J Vasc Endovascular Surg*, 2010, 40(2): 176-185. doi: 10.1016/j.ejvs.2010.04.003.
- [43] TIERNEY Á P, CALLANAN A, MCGLOUGHLIN T M. Use of regional mechanical properties of abdominal aortic aneurysms to advance finite element modeling of rupture risk[J]. *J Endovasc Ther*, 2012, 19(1): 100-114. doi:10.1583/11-3456.1.
- [44] GHAVAMIAN A, MOUSAVI S J, AVRIL S. Computational study of growth and remodeling in ascending thoracic aortic aneurysms considering variations of smooth muscle cell basal tone[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020, 8: 587376. doi: 10.3389/fbioe.2020.587376.
- [45] YAMAURA A, NAKAMURA T, MAKINO H, et al. Cerebral complication of antifibrinolytic therapy in the treatment of ruptured intracranial aneurysm. Animal experiment and a review of literature[J]. *Eur Neurol*, 1980, 19(2): 77-84. doi: 10.1159/000115131.
- [46] ALTUN G, CAKIROGLU Y, PULATHAN Z, et al. Renoprotective potential of exogen erythropoietin on experimental ruptured abdominal aortic aneurysm model: An animal study[J]. *Iran J Basic Med Sci*, 2020, 23(2): 271-276. doi: 10.22038/ijbms.2019.36215.8626.
- [47] 孙立志, 刘宁宁, 常谦, 等. 主动脉夹层的细化分型及其应用[J]. *中华外科杂志*, 2005, 43(18): 1171-1176. doi:10.3760/j.issn:0529-5815.2005.18.002.
- SUN L Z, LIU N N, CHANG Q, et al. The application of modified classification of the aortic dissection[J]. *Zhonghua Waike Zazhi*, 2005, 43(18): 1171-1176.
- [48] 杨晓冬. 主动脉夹层的血流动力学初步研究[D]. 北京: 中国人民解放军军医进修学院, 2010.
- YANG X D. The primary research of hemodynamics of the aortic dissection[D]. Beijing: Chinese People's Liberation Army Postgraduate Medical School, 2010.
- [49] THUBRIKAR P A. Wall stress as a possible mechanism for the development of transverse intimal tears in aortic dissections[J]. *J Med Eng Technol*, 1999, 23(4): 127-134. doi: 10.1080/030919099294177.
- [50] PLONEK T, ZAK M, RYLSKI B, et al. Wall stress correlates with intimal entry tear localization in Type A aortic dissection[J]. *Interact CardioVasc Thorac Surg*, 2018, 27(6): 797-801. doi: 10.1093/icvts/ivy158.
- [51] ZHANG Y, LU Q, FENG J, et al. A pilot study exploring the mechanisms involved in the longitudinal propagation of acute aortic dissection through computational fluid dynamic analysis[J]. *Cardiology*, 2014, 128(2): 220-225. doi:10.1159/000358041.
- [52] SHI Y, ZHU M, CHANG Y, et al. The risk of stanford type-A aortic dissection with different tear size and location: A numerical study[J]. *Biomed Eng Online*, 2016, 15(S2): 128. doi: 10.1186/s12938-016-0258-y.