

## 综述

## 血流动力学数值仿真应用于心血管疾病的研究进展

岳帅<sup>1,2</sup>, 邵钧捷<sup>1,2</sup>, 周晶晶<sup>1,2</sup>, 闫浩杰<sup>1,2</sup>, 史树锦<sup>1,2</sup>, 蒋敏<sup>3</sup>, 张然<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>解放军总医院第一医学中心心血管内科, 北京 100853; <sup>2</sup>解放军医学院研究生院, 北京 100853; <sup>3</sup>解放军总医院第八医学中心呼吸与危重症医学部, 北京 100091

[中图分类号] R54 [文献标志码] A [DOI] 10.11855/j.issn.0577-7402.1434.2024.1115

[声明] 本文所有作者声明无利益冲突

[引用本文] 岳帅, 邵钧捷, 周晶晶, 等. 血流动力学数值仿真应用于心血管疾病的研究进展[J]. 解放军医学杂志, 2025, 50(2): 232-237.

[收稿日期] 2023-11-09 [录用日期] 2024-07-23 [上线日期] 2024-11-15

**[摘要]** 血流动力学数值仿真是结合流体力学、临床医学及计算机仿真技术的多学科交叉研究方法。它可通过计算获取流量、压力、阻力及管壁应力等数据资料, 进而对心血管系统血液流动进行客观、科学、量化的分析与测量。本文简要介绍了目前心血管系统数值仿真的主要建模方法与特点, 并综述了数值仿真在血管瘤、主动脉夹层、动脉粥样硬化、结构性心脏病、心力衰竭和心室辅助装置、心源性休克及体外膜肺氧合等领域的研究进展与潜在临床应用价值, 旨在促进临床医学与工程技术的深度融合, 为心血管疾病的精准诊疗提供创新方案。

**[关键词]** 血流动力学; 计算机模拟; 数值仿真; 心血管疾病

**Research advances in hemodynamic numerical simulation for cardiovascular diseases**Yue Shuai<sup>1,2</sup>, Shao Jun-Jie<sup>1,2</sup>, Zhou Jing-Jing<sup>1,2</sup>, Yan Hao-Jie<sup>1,2</sup>, Shi Shu-Jin<sup>1,2</sup>, Jiang Min<sup>3</sup>, Zhang Ran<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Cardiovascular Medicine, the First Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

<sup>2</sup>Graduate School of Chinese PLA Medical School, Beijing 100853, China

<sup>3</sup>Department of Respiratory and Critical Care, the Eighth Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100091, China

\*Corresponding author, E-mail: zhangran@plagh.org

This work was supported by the National Key Research and Development Program of China (2021YFC2701700, 2021YFC2701703)

**[Abstract]** Hemodynamics numerical simulation, a multidisciplinary research approach integrating fluid dynamics, clinical medicine, and computer simulation techniques, offers an objective and quantitative analysis of cardiovascular blood flow dynamics through calculating data such as flow rate, pressure, resistance, and wall stress. This review provides a comprehensive overview of the modeling methods and characteristics of numerical simulations within the cardiovascular system. Additionally, it also summarizes the research advancements and potential clinical applications of numerical simulations in the context of various cardiovascular diseases, including vascular aneurysms, aortic dissection, atherosclerosis, structural heart diseases, heart failure, ventricular assist devices, cardiogenic shock, and extracorporeal membrane oxygenation. The goal is to facilitate the deep integration of clinical medicine with engineering technologies, thereby fostering innovative solutions for the precise diagnosis and treatment of cardiovascular disease.

**[Key words]** hemodynamics; computer simulation; numerical simulation; cardiovascular disease

心血管疾病是最常见的慢性非传染性疾病, 全球每年约有1.7亿人因心血管疾病死亡<sup>[1]</sup>。我国心血管疾病现患者约为3.3亿, 且由于人口老龄化等原因, 心血管疾病的负担在持续增加<sup>[2]</sup>。心血管疾病的发生发展与血流动力学变化密切相关, 而人工瓣膜、血管支架及心室辅助装置等医疗器械可改变全

身或局部的血液流动形式, 在缓解疾病的同时可能增加出血及血栓形成等风险<sup>[3]</sup>。因此, 探究心血管疾病的血流动力学参数, 有助于全面理解循环系统疾病的病理生理学机制, 对于心血管疾病的预防、诊断及治疗有十分重要的价值, 且可促进医疗设备的研发、设计及升级改进。

**[基金项目]** 国家重点研发计划(2021YFC2701700, 2021YFC2701703)

**[作者简介]** 岳帅, 硕士研究生, 主要从事心血管重症医学方面的研究

**[通信作者]** 张然, E-mail: zhangran@plagh.org

数值仿真是研究心血管系统血流动力学的重要方法, 可通过精简、概括或类比人体心血管系统建立能够反映心血管系统病理生理特征的模型, 继而进行仿真实验。通过仿真可获取流量、压力、阻力及管壁应力等数据资料, 进而对心血管系统血液流动进行客观、科学、量化的分析及测量<sup>[4]</sup>。心血管系统仿真模型可分为动物模型、物理模型及数学模型, 而数值仿真将数学模型与计算机数据处理分析功能相结合, 已成为心血管系统血流动力学研究的重要手段。数值仿真具有可控、经济、非侵入性等优点, 可实现极端或异常条件下的仿真, 作为预研手段为真实研究打下坚实的基础。但是, 心血管系统数值仿真需耦合医学、力学、生物医学工程等多学科、多维度的复杂原理及机制, 仿真结果能否完全还原真实情况仍有待验证。本文对目前国内外心血管系统数值仿真的建模方法及特点进行简要介绍, 并对数值仿真在心血管疾病中的研究进展及临床应用综述如下。

### 1 循环系统数值仿真模型的建模方法及分类

在血流动力学数值仿真过程中, 需要根据研究内容、计算能力等因素选择不同的仿真模型及分析方法。目前, 运用于血流动力学数值仿真的模型主要有集总参数模型、有限元模型、键合图模型, 其中前两种较常用。

**1.1 集总参数模型** 集总参数模型是一种常用的人体血液循环系统的血流动力学数值模型, 在循环系统流体力学研究领域多指等效电路集总参数模型或集总参数电网络模型<sup>[5]</sup>, 是利用循环系统流体网络与电路网络在流动顺应性及阻力特征上存在等效相似性的原理而构建的。集总参数模型忽略血管分支的解剖形态等细节特征, 以零维方式实现计算机血流动力学仿真, 通过电网络中的电压、电流、电阻、电容及电感等电学元器件来分别模拟血压、血流量、血流阻力、血管顺应性及血流惯性, 从而实现血流

动力学仿真。

根据划分精细程度可将血管集总参数模型分为高度集总参数模型及精细集总参数模型。高度集总参数模型使用少数几个电器元件概括地构成动脉系统, 而精细集总参数模型由多个动脉段组成, 且各动脉均设置了独立的电学元件以模拟不同的血流参数, 较为有代表性的是由 Wang 和 Parker<sup>[6]</sup>建立的人体 55 段动脉树模型。在精细集总参数血管模型中加入心脏、肺循环等模块后, 就形成了闭环精细集总参数模型, 该模型可更加全面细致地仿真循环系统的血流动力学情况, 国内白净教授团队在 1998 年研发出一套闭环精细集总参数模型<sup>[7]</sup>; 在此基础上, 我国学者开展了大量工作对其进行完善及扩展, 近年来已将神经及内分泌调节加入到模型中, 从而可更加精准地模拟人体循环系统的真实状态。

**1.2 有限元模型** 有限元分析法是指将某一连续体离散化, 使之成为有限个相互关联的单元(有限元), 从而将复杂的结构及问题进行简化的分析方法<sup>[8]</sup>。有限元构建首先需要利用医学影像资料重建人体结构模型, 然后利用有限元分析方法划分网格, 设置参数及边界条件, 建立数学方程并进行计算。运用该方法建模及分析的仿真模型称为有限元模型, 它通常是包含解剖特征的三维立体高精度模型。根据模型构建方式的不同, 可将有限元模型分为参数简化模型、扫描模型及结合模型(表 1); 而根据分析介质不同可分为计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)模型及流体固体耦合(fluid structure interaction, FSI)模型(表 2)。

随着 ANSYS、FLUENT 等有限元分析计算软件的成熟及完善, 有限元模型凭借立体直观、适应性强的可视化分析优势, 已成为目前血流动力学数值仿真研究的热门方法。此外, 关于有限元模型的研究也在不断深入, 如 Sugiura 等<sup>[9]</sup>提出一种在基础医学及临床工作都可以应用的整合了多尺度及多物理场的有限元模型。但因受限于生理参数难以准

表 1 基于模型构建方式的有限元模型分类及特点

Tab.1 Classification and characterization of finite element models based on model construction methods

分类	建模方法	特点
参数简化模型	以既往文献中的结构参数作为数据来源构建三维模型, 继而进行有限元分析数值仿真	模型计算分析成功率高, 效率高, 但忽略了部分形态特点, 对结构走向及周边约束不完善, 无法进行患者特异性分析
扫描模型	应用计算机图像软件处理 CT、MRI 等断层医学影像数据集, 重建该解剖结构三维模型, 继而进行有限元分析数值仿真	高度还原解剖特征, 可实现个体化分析, 但难以进行系统性的对比评估
结合模型	在扫描模型的基础上应用外部网格控制等方法进行修正, 从而构建理想化的三维模型, 继而进行有限元分析数值仿真	仿真成功率及效率高, 能较高程度地还原解剖特征, 并可进行对比评估

CT. 计算机断层成像; MRI. 磁共振成像

表2 基于分析介质的有限元模型分类及特点

Tab.2 Classification and characterization of finite element models based on analytical objects

分类	建模方法	特点
CFD模型	将管壁、瓣膜等固体结构设定为刚性壁,仅考虑血液流动的计算流体动力学模型	计算量相对较小,但忽略了瓣膜、管壁等结构的形变,无法体现液体流动与固体解剖结构的相互作用
FSI模型	将管壁、瓣膜等固体结构设定为弹性壁,涉及固体力学及流体力学两个方面,并考虑了二者的相互作用	更接近真实的生理及物理规律,实现了精确数值仿真,但计算量大,仿真过程复杂,成功率较低

CFD. 计算流体力学; FSI. 流体固体耦合

确获得及计算量庞大等因素,有限元模型仅适用于局部血流动力学仿真,目前难以完成循环系统的整体模拟。

## 2 血流动力学数值仿真在心血管疾病中的应用

### 2.1 动脉瘤 血流动力学紊乱在动脉瘤的形成、生长及破裂过程中发挥了重要作用。既往的数值仿真研究提示,过低的壁面剪切应力及腔内血栓沉积易导致动脉瘤破裂<sup>[10]</sup>。低时间平均壁面剪切应力及高振荡剪切指数的组合同样与动脉瘤的生长及破裂有关<sup>[11]</sup>。一项纳入70例腹主动脉瘤患者的研究对CFD仿真数据进行空间模式分析,得到血流动力学信息数据并纳入预测模型,发现该模型明显提高了对腹主动脉瘤生长状态的预测性能<sup>[12]</sup>。Fonken等<sup>[13]</sup>提出的基于时间分辨三维超声的腹主动脉瘤FSI模型,改进了以往的建模资料忽略动脉瘤结构预应力的弊端,并凭借安全、快速等优势为个性化建模、纵向研究腹主动脉瘤的增长及破裂风险提供了新思路。目前,动脉瘤血流动力学数值仿真研究主要聚焦于时间平均壁面剪切应力、震荡剪切指数、内皮细胞活化潜能、相对停留时间等壁面剪切应力相关的血流动力学参数,学者们希望通过找到这些参数与动脉瘤生长及破裂的关系,从而更准确地筛选出高风险人群并及时进行干预。血管内覆膜支架植入是动脉瘤较常用治疗方法,但其晚期并发症较外科手术多。通过数值仿真可预测血管内支架展开构型、支架与管壁的接触牵拉情况,以及修复术前和术后的血管壁应力等,从而帮助临床决策。Hemmler等<sup>[14]</sup>开展的数值仿真研究表明,支架植入后在近端及远端锚定区域存在局部管壁应力增高,故有作者提出可使用更大尺寸的支架进行被动固定,从而减少远期并发症的产生。

### 2.2 主动脉夹层 在主动脉夹层进展及并发症的预测方面,血流动力学数值仿真发挥了重要作用。Bäumler等<sup>[15]</sup>创新性地提出了一个主动脉夹层综合数值模型[包括:(1)用于描述血管壁及夹层瓣动态形变的双向流固耦合作用;(2)避免主动脉壁的非生理扩张和夹层瓣拉伸的结构域预应力及外部组织支撑力;(3)限制主动脉平移运动的肋间动脉及腰椎动

脉;(4)根据不同材料特性独立定义的夹层瓣和血管壁弹性模量],且通过该模型证实夹层瓣的活动性会影响局部血流动力学。同样,关于FSI的研究显示,夹层瓣运动可引起涡流发展,且诱导的高剪切应力及撕裂周围的剪切速率有助于将活化的血小板进一步运输到邻近区域,从而加速血栓形成<sup>[16]</sup>。而高壁面剪切应力也更易于导致夹层的传导蔓延,连接到假腔的动脉通常会发生灌注不良<sup>[17]</sup>。一项关于患者特异性FSI仿真结合4D流动磁共振成像的研究发现,主动脉夹层假腔体积随着入口或出口撕裂的变小而减少,而假腔压差随着入口撕裂的减小而增加,随着出口撕裂的减小可变为负值<sup>[18]</sup>。额外的再入撕裂可通过真假腔之间的血流重新分配来改变解剖血流动力学,这有助于降低假腔内压力,可能会稳定主动脉夹层并逆转假腔扩张<sup>[19]</sup>。在动脉夹层的治疗效果方面,有学者通过覆盖撕裂入口处的方法来模拟主动脉内介入修复治疗,证实该治疗方式降低了假腔压力,可增强管壁稳定性且不影响侧支血流,提示其可降低假腔扩张及主动脉破裂等不良进展的风险<sup>[20]</sup>。

### 2.3 动脉粥样硬化 形态特征及生物力学环境对动脉粥样硬化斑块的发生发展起着重要作用;随着斑块增大或破裂,可能引起管腔狭窄或诱发血栓形成,从而阻碍血液流动、导致缺血<sup>[21]</sup>。而在冠状动脉粥样硬化斑块中,以纤维内膜为代表的各个结构成分的材料特性可能会影响应力结果<sup>[22]</sup>。Güvenir Torun等<sup>[23]</sup>为了研究冠状动脉粥样硬化不同成分的机械特性,开发了一个结合高频超声形变测量、基于磁共振的动脉成分表征及基于机器学习的高效贝叶斯优化技术的逆有限元建模途径,并对5条冠状动脉粥样硬化血管的10个横截面进行分析,测定了材料模型常数,建立了能反映人体冠状动脉粥样硬化血管纤维内膜及动脉壁力学特点的有限元模型。而通过对软斑、纤维斑块及钙化斑块这3类不同粥样硬化斑块进行三维建模及流固耦合分析,证实了不同斑块成分的形态及力学性能在决定斑块的脆弱性方面起着至关重要的作用<sup>[24]</sup>。Wang等<sup>[25]</sup>重建了2例患者的特异性颈动脉粥样硬化斑块三维模型并进行流固耦合分析发现,在近脂质斑块区域的高结构应力集

中可能导致斑块破裂, 而低时间平均壁面剪切应力、高震荡剪切指数及相对停留时间均出现在狭窄部位的下游, 是动脉粥样硬化的潜在易发区域。有学者通过磁共振影像资料识别并重建了颈动脉斑块组织成分的基线立体几何形状, 实时模拟动脉粥样硬化的进展过程, 进而预测狭窄进展区域, 可为患者预测最佳的随访筛查时间<sup>[26]</sup>。

**2.4 结构性心脏病** 结构性心脏病一般是指包括心脏瓣膜疾病及先天性心脏病等在内的任何与心脏及邻近心脏的大血管结构有关的疾病, 而对于结构性心脏病的数值仿真研究多聚焦于心脏瓣膜疾病。Kaiser等<sup>[27]</sup>建立了一种主动脉瓣流固耦合方法, 可为人工主动脉瓣的形态及材料特性设计提供参考。Trigui等<sup>[28]</sup>针对严重主动脉瓣狭窄, 采用CFD中的 $k-\omega$ 剪切-应力-传递一阶湍流模型进行数值仿真, 在狭窄附近发现了再循环区域, 且在舒张末期观察到通过狭窄的反向血流。在二叶主动脉瓣患者的数值仿真中发现, 与斜向高速血流撞击相关的壁面应力峰值、方向及时间进程的异常可能会先于主动脉扩张出现<sup>[29]</sup>。对单心室患者Fontan循环进行CFD仿真, 可实现与Fontan连接相关的能量损失及功率损失最小化的配置<sup>[30]</sup>。对于外科手术高危或有心外科手术禁忌证的瓣膜病患者, 经导管主动脉瓣植入术(transcatheter aortic valve implantation, TAVI)已经成为一种有效的微创治疗手段。一项纳入112例TAVI患者的数值仿真研究通过术前CT重建了包含房室传导系统的主动脉根部, 对接触压力及接触压力指数进行量化, 并对有/无新发传导异常的患者进行比较, 结果显示有新发传导异常的患者最大接触压力及接触压力指数明显增高<sup>[31]</sup>。而有学者建立了16件器械模型并分别模拟植入12例患者进行分析, 其结果表明大直径及短网孔可使器械与主动脉根部更好地贴合, 从而减少瓣周的反流<sup>[32]</sup>。针对TAVI后有无明显瓣膜周围反流的仿真研究提出, 数值仿真可识别TAVI后死亡风险较高的患者<sup>[33]</sup>。

**2.5 心力衰竭及心室辅助装置** Fox等<sup>[34]</sup>利用数值模拟对一种新型磁浮轴承的全人工心脏进行性能验证, 证实其可提供1.0~6.5 L/min的血流速率, 并使体循环及肺循环压力增高。一项双心室辅助设备仿真研究发现其可在心力衰竭状态下提供最高达5 L/min的循环支持, 适用于年龄较小的成人及儿童患者<sup>[35]</sup>。Ozturk等<sup>[36]</sup>运用多模态数值仿真技术证实, 搏动性左心室辅助装置可产生更接近于生理状态的血流, 并可降低左心室压力, 其中集总参数建模优化装置设计、CFD仿真可用于研究装置的压力及溶血性能, 并利用心脏的有限元建模来评估泵对动脉、左心房、左心室血流动力学及生物力学的影响。

Granegger等<sup>[37]</sup>的模拟研究表明, 30 ml无瓣脉冲泵可将心输出量提高1 L/min, 平均动脉压增高11%, 平均左心房压降低30%。多模态仿真同样被应用于左心耳封堵术对左心辅助装置血流动力学影响的研究中, 结果表明左心耳封堵可降低窦性心律及房颤患者的心房淤滞容积, 从而降低血栓的发生风险<sup>[38]</sup>。另有数值仿真研究表明, 左心房涡流会导致接受左心室辅助装置植入患者的左心室产生不对称血流, 使心室低速容积减少, 增加剪切应力及血液停留时间, 且心房的几何形状会对心室血流产生影响<sup>[39]</sup>。有研究对比了心房分流装置、左心室或心房辅助装置及无瓣膜脉动辅助装置的仿真性能, 发现心房分流装置可减少心输出量并将血流转移到肺循环, 而其他装置可增加心输出量, 同时可减少交感神经活动, 因此射血分数保留的心力衰竭患者从心房分流装置中受益最多<sup>[40]</sup>。

**2.6 心源性休克及体外膜肺氧合** 静脉-动脉体外膜肺氧合(veno-arterial extracorporeal membrane oxygenation, VA-ECMO)可提供全身灌注, 广泛应用于心源性休克, 但逆行血流会增加左心室后负荷。Broomé等<sup>[41]</sup>基于实时心血管数值模型证实VA-ECMO流量应尽可能保持在较低水平, 以满足循环辅助支持与左心室机械卸载的平衡。左心房压力的降低与压力卸载导管、Impella介入式人工心脏或房间隔造口的血流率呈线性相关, 首选的压力卸载位置是左心室, 因为它可避免肺循环及心室中的血液淤滞<sup>[42]</sup>。使用集总参数模型量化左心室机械卸载干预效果的研究发现, 主动脉内球囊反搏(intra-aortic balloon pump, IABP)仅能略微降低左心室后负荷, 而Impella可有效增强左室卸载<sup>[43]</sup>。而一项通过建立患者特异性主动脉、VA-ECMO及IABP的有限元模型并计算流固耦合力学响应的数值仿真研究显示, ECMO联合IABP可提高血流搏动指数及心脏、肾等脏器的血流量<sup>[44]</sup>。对于不同的插管策略, Ježek等<sup>[45]</sup>提出了双腔动脉插管, 并在仿真研究中证实其是一种可行的微创左心室减压方法, 但仍需进一步改进。有研究对比了股动脉插管、升主动脉插管及锁骨下动脉插管的仿真效果, 发现在股动脉插管模型中, 心脏及ECMO的血流对终末器官血管床的贡献不同, 在升主动脉插管及锁骨下动脉插管模型中血流分布更均匀<sup>[46]</sup>。Khodae等<sup>[47]</sup>对不同解剖特点的主动脉有限元模型进行分类后, 通过改变心脏及ECMO流量的相对比例来模拟心力衰竭的严重程度, 并采用集总参数模型对远端灌注边界条件进行精确的动态建模, 结果提示患者血管解剖结构改变了分水岭区域的位置及范围, 从而影响了差异性缺氧及血栓栓塞的风险, 可能是ECMO患者循环衰竭的关键因素。

### 3 局限性与挑战

数值仿真技术在心血管疾病研究及临床应用中发挥了重要作用,但仍存在一定的局限性。首先,在模型的准确性方面,一维或二维的数值模型无法完整体现心血管系统的解剖结构,仅能相对粗略地对血流动力学变化趋势进行分析;其次,精准的三维建模需要高保真的成像数据及详细的血管壁结构模型,图像采集及模型重建过程中不可避免的误差可能会影响计算结果的准确性。因此,对数值仿真的实验验证至关重要,比对数值仿真及实际观察的结果可评估仿真的准确性、可靠性及预测能力。

在大规模仿真及实际临床应用中,数值仿真的计算效率仍然是一个具有挑战性的问题。个体化精准模型构建需要耗费大量时间及人力成本,尤其是在涉及多耦合界面的FSI数值模拟时,因此,耦合方程的计算效率尚有优化空间。为了提高模拟速度并应对计算效率问题,引入机器学习技术是一种可行的途径,可实现个性化数值仿真,同时为优化计算效率提供了新的思路与方向。

人体循环系统具有多维动力学特征,且与其他器官之间存在复杂的相互作用。由于生理及病理过程的复杂性,目前通过数值仿真准确描述生理行为仍存在挑战。然而,数值仿真技术的不断更新与优化将会进一步缩小基于模型的理论研究结果与临床实践需求之间的差距。

### 4 总结与展望

心血管疾病生物医学研究促进了血流动力学相关研究的发展,多学科交叉的数值仿真技术凭借其快捷、量化及稳定的技术优势,被广泛应用于心血管疾病的研究中。由以系统辨识模型为代表的黑箱类模型开始,逐步发展过渡到可以类比血液流动的零维模型,再到能够个体化差异分析腔室结构的三维模型,数值仿真研究与解决的问题也逐步深入。通过数值仿真所获取的血流动力学数据,能够揭示血管瘤及动脉粥样硬化等疾病发生发展的力学过程,协助判断动脉夹层与结构性心脏病的治疗术式及植入器械的选择,加速了心力衰竭患者心室辅助装置与技术的研发与改进,且提出了改善应用体外膜肺氧合的心源性休克等患者的血流动力学状况的新思路。

受限于目前的技术手段,心血管系统数值仿真结果与临床应用实践仍存在一定差距,未来的研究应进一步细化心血管网络系统,优化建模数学模型,从而使其更接近于人体实际,利用不同数值模型的优势形成心血管系统耦合模型,尽量做到全域准确

快捷计算,并结合神经网络学习等人工智能技术进一步拓展数值仿真的临床应用场景。

### 【参考文献】

- [1] Benjamin EJ, Muntner P, Alonso A, *et al.* Heart disease and stroke statistics-2019 update: a report from the American Heart Association[J]. *Circulation*, 2019, 139(10): e56-e528.
- [2] 中国心血管健康与疾病报告编写组. 中国心血管健康与疾病报告2021概要[J]. *中国循环杂志*, 2022, 37(6): 553-578.
- [3] Plecash AR, Byrne D, Flexman A, *et al.* Stroke in patients with left ventricular assist devices[J]. *Cerebrovasc Dis*, 2022, 51(1): 3-13.
- [4] Wang TQ, Liang FY, Zhou ZQ, *et al.* Global sensitivity analysis of hepatic venous pressure gradient (HVP) measurement with a stochastic computational model of the hepatic circulation[J]. *Comput Biol Med*, 2018, 97: 124-136.
- [5] Li B, Wang H, Li GY, *et al.* A patient-specific modelling method of blood circulatory system for the numerical simulation of enhanced external counterpulsation[J]. *J Biomech*, 2020, 111: 110002.
- [6] Wang JJ, Parker KH. Wave propagation in a model of the arterial circulation[J]. *J Biomech*, 2004, 37(4): 457-470.
- [7] Li XS, Bai J, Cui SQ, *et al.* Simulation study of the cardiovascular functional status in hypertensive situation[J]. *Comput Biol Med*, 2002, 32(5): 345-362.
- [8] Kim J, Saitou K, Matuszak MM, *et al.* A finite element head and neck model as a supportive tool for deformable image registration [J]. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2016, 11(7): 1311-1317.
- [9] Sugiura S, Okada JJ, Washio T, *et al.* UT-heart: a finite element model designed for the multiscale and multiphysics integration of our knowledge on the human heart[J]. *Methods Mol Biol*, 2022, 2399: 221-245.
- [10] Zambrano BA, Gharahi H, Lim C, *et al.* Association of intraluminal thrombus, hemodynamic forces, and abdominal aortic aneurysm expansion using longitudinal CT images[J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(5): 1502-1514.
- [11] Boniforti MA, Bella LD, Magini R. On the role of hemodynamics in predicting rupture of the abdominal aortic aneurysm[J]. *J Zhejiang Univ-Sci A (Appl Phys & Eng)*, 2021, 22(12): 957-979.
- [12] Rezaeitalahmahalleh M, Lyu Z, Mu N, *et al.* Characterization of small abdominal aortic aneurysms' growth status using spatial pattern analysis of aneurysmal hemodynamics[J]. *Sci Rep*, 2023, 13(1): 13832.
- [13] Fonken JHC, Maas EJ, Nievergeld AHM, *et al.* Ultrasound-based fluid-structure interaction modeling of abdominal aortic aneurysms incorporating pre-stress[J]. *Front Physiol*, 2021, 12: 717593.
- [14] Hemmler A, Lutz B, Kalender G, *et al.* Patient-specific in silico endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: application and validation[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2019, 18(4): 983-1004.
- [15] Bäumlner K, Vedula V, Sailer AM, *et al.* Fluid-structure interaction simulations of patient-specific aortic dissection[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2020, 19(5): 1607-1628.
- [16] Chong MY, Gu B, Armour CH, *et al.* An integrated fluid-structure interaction and thrombosis model for type B aortic dissection[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2022, 21(1): 261-275.
- [17] Moretti S, Tauro F, Orrico M, *et al.* Comparative analysis of patient-specific aortic dissections through computational fluid dynamics

- suggests increased likelihood of degeneration in partially thrombosed false lumen[J]. *Bioengineering*, 2023, 10(3): 316.
- [18] Zimmermann J, Bäuml K, Loecher M, *et al.* Hemodynamic effects of entry and exit tear size in aortic dissection evaluated with *in vitro* magnetic resonance imaging and fluid-structure interaction simulation[J]. *Sci Rep*, 2023, 13(1): 22557.
- [19] Armour C, Guo BL, Saitta S, *et al.* The role of multiple re-entry tears in type B aortic dissection progression: a longitudinal study using a controlled swine model[J]. *J Endovasc Ther*, 2024, 31(1): 104-114.
- [20] Costache VS, Yeung KK, Solomon C, *et al.* Aortic remodeling after total endovascular aortic repair with multilayer stents: computational fluid dynamics analysis of aortic remodeling over 3 years of follow-up[J]. *J Endovasc Ther*, 2018, 25(6): 760-764.
- [21] 刘润民, 吴克寒, 杨高伟, 等. 血管细胞自噬功能失调在动脉粥样硬化发病机制中的研究进展[J]. *解放军医学杂志*, 2024, 49(10): 1201-1206.
- [22] Caballero R, Martínez MÁ, Peña E. Coronary artery properties in atherosclerosis: a deep learning predictive model[J]. *Front Physiol*, 2023, 14: 1162436.
- [23] Guvenir Torun S, Torun HM, Hansen HHG, *et al.* Multicomponent mechanical characterization of atherosclerotic human coronary arteries: an experimental and computational hybrid approach[J]. *Front Physiol*, 2021, 12: 733009.
- [24] Bennati L, Vergara C, Domanin M, *et al.* A computational fluid-structure interaction study for carotids with different atherosclerotic plaques[J]. *J Biomech Eng*, 2021, 143(9): 091002.
- [25] Wang J, Mendieta JB, Paritala PK, *et al.* Case report: evaluating biomechanical risk factors in carotid stenosis by patient-specific fluid-structural interaction biomechanical analysis[J]. *Cerebrovasc Dis*, 2021, 50(3): 262-269.
- [26] Mantzaris MD, Siogkas PK, Tsakanikas VD, *et al.* Computational modeling of atherosclerotic plaque progression in carotid lesions with moderate degree of stenosis[J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2021, 2021: 4209-4212.
- [27] Kaiser AD, Shad R, Hiesinger W, *et al.* A design-based model of the aortic valve for fluid-structure interaction[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2021, 20(6): 2413-2435.
- [28] Triguí A, Chiekh MB, Béra JC, *et al.* Experimental and numerical investigation of pulsed flows in a severe aortic stenosed model[J]. *Med Eng Phys*, 2021, 90: 33-42.
- [29] Piatti F, Sturla F, Bissell MM, *et al.* 4D flow analysis of BAV-related fluid-dynamic alterations: evidences of wall shear stress alterations in absence of clinically-relevant aortic anatomical remodeling[J]. *Front Physiol*, 2017, 8: 441.
- [30] Rijnberg FM, Hazekamp MG, Wentzel JJ, *et al.* Energetics of blood flow in cardiovascular disease: concept and clinical implications of adverse energetics in patients with a fontan circulation[J]. *Circulation*, 2018, 137(22): 2393-2407.
- [31] Rocatello G, El Faquir N, de Santis G, *et al.* Patient-specific computer simulation to elucidate the role of contact pressure in the development of new conduction abnormalities after catheter-based implantation of a self-expanding aortic valve[J]. *Circ Cardiovasc Interv*, 2018, 11(2): e005344.
- [32] Rocatello G, de Santis G, de Bock S, *et al.* Optimization of a transcatheter heart valve frame using patient-specific computer simulation[J]. *Cardiovasc Eng Technol*, 2019, 10(3): 456-468.
- [33] Dowling C, Gooley R, McCormick L, *et al.* Patient-specific computer simulation to predict long-term outcomes after transcatheter aortic valve replacement[J]. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 2022, 16(3): 254-261.
- [34] Fox C, Chopski S, Murad N, *et al.* Hybrid continuous-flow total artificial heart[J]. *Artif Organs*, 2018, 42(5): 500-509.
- [35] Horvath DW, Polakowski AR, Flick C, *et al.* Modeling of virtual mechanical circulatory hemodynamics for biventricular heart failure support[J]. *Cardiovasc Eng Technol*, 2020, 11(6): 699-707.
- [36] Ozturk C, Rosalia L, Roche ET. A multi-domain simulation study of a pulsatile-flow pump device for heart failure with preserved ejection fraction[J]. *Front Physiol*, 2022, 13: 815787.
- [37] Granegger M, Dave H, Knirsch W, *et al.* A valveless pulsatile pump for the treatment of heart failure with preserved ejection fraction: a simulation study[J]. *Cardiovasc Eng Technol*, 2019, 10(1): 69-79.
- [38] Ghodrati-Misek M, Schlöglhofer T, Gross C, *et al.* Left atrial appendage occlusion in ventricular assist device patients to decrease thromboembolic events: a computer simulation study[J]. *Front Physiol*, 2022, 13: 1010862.
- [39] Ghodrati M, Schlöglhofer T, Maurer A, *et al.* Effects of the atrium on intraventricular flow patterns during mechanical circulatory support[J]. *Int J Artif Organs*, 2022, 45(4): 421-430.
- [40] Granegger M, Gross C, Siemer D, *et al.* Comparison of device-based therapy options for heart failure with preserved ejection fraction: a simulation study[J]. *Sci Rep*, 2022, 12(1): 5761.
- [41] Broomé M, Donker DW. Individualized real-time clinical decision support to monitor cardiac loading during venoarterial ECMO[J]. *J Transl Med*, 2016, 14: 4.
- [42] Jelenc M, Jelenc B, Novak R, *et al.* Left ventricular venting in venoarterial extracorporeal membrane oxygenation: a computer simulation study[J]. *Int J Artif Organs*, 2022, 45(10): 841-848.
- [43] Donker DW, Brodie D, Henriques JPS, *et al.* Left ventricular unloading during veno-arterial ECMO: a simulation study[J]. *ASAIO J*, 2019, 65(1): 11-20.
- [44] Gu K, Guan Z, Lin X, *et al.* Numerical analysis of aortic hemodynamics under the support of venoarterial extracorporeal membrane oxygenation and intra-aortic balloon pump[J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2019, 182: 105041.
- [45] Ježek F, Strunina S, Carlson BE, *et al.* A simulation study of left ventricular decompression using a double lumen arterial cannula prototype during a veno-arterial extracorporeal membrane oxygenation[J]. *Int J Artif Organs*, 2019, 42(12): 748-756.
- [46] Ahmed Y, Lynch SR, Haft JW, *et al.* Patient-specific computational modeling of different cannulation strategies for extracorporeal membrane oxygenation[J]. *ASAIO J*, 2022, 68(11): e179-e187.
- [47] Khodae F, Nezami FR, Zampell BA, *et al.* Effect of anatomical variation on extracorporeal membrane oxygenation circulatory support: a computational study[J]. *Comput Biol Med*, 2022, 141: 105178.