

DOI:10.11784/tdxbz202409009

动静脉内瘘血管钙化与血流动力学参数的关系研究

袁德奎¹, 宁慧慧², 王喆³, 王耀宏⁴

(1. 天津大学水利工程智能建设与运维全国重点实验室, 天津 300072; 2. 天津大学机械工程学院, 天津 300350;
3. 天津医科大学第二医院肾脏病血液净化科, 天津 300211; 4. 天津大学应用数学中心, 天津 300350)

摘要: 动静脉内瘘(AVF)是血液透析患者首选的血管通路. AVF 钙化是术后常见的并发症之一, 其会引起 AVF 功能障碍、降低 AVF 的存活率、导致手术失败, 然而关于 AVF 钙化的机制以及血流动力学的改变对 AVF 钙化的影响的研究并不充分. 研究血流动力学参数与 AVF 钙化之间的关系, 可为早期预测钙化位置提供依据. 本文基于计算机断层扫描技术获得的患者 AVF 数据, 用 MIMICS 17 软件重构了患者血管的三维几何模型, 并对得到的三维几何模型的表面进行了光滑处理; 用快速傅里叶变换对相应的多普勒超声图像数据进行处理, 取前 11 阶重构得到的流速作为桡动脉进出口流速; 根据以上基础, 用计算流体动力学模拟软件 ANSYS Fluent 中基于不可压缩非牛顿流体的雷诺平均的 Navier-Stokes 方程求解血管内的流场. 对数值模拟结果进行处理和计算, 得到血管壁面剪切应力 τ_w 分布图、振荡剪切指数 I_{os} 、平均剪切应力 τ_a 和相对停留时间 t_{RR} . 对以上指标与病人实际钙化区域进行对比和分析的结果表明: 在 I_{os} 值较高且 τ_a 值较低的区域, 血管壁更倾向于钙化, 综合 I_{os} 和 τ_a 这 2 个指标可判断血管壁某区域是否倾向于发生钙化; t_{RR} 可以作为描述动脉粥样硬化问题的单一指标, 但在预测钙化发生位置的问题中并没有表现出更强的相关性, 仅可以辅助 I_{os} 和 τ_a 预测钙化出现的范围.

关键词: 动静脉内瘘; 血管钙化; 壁面剪切应力; 振荡剪切指数; 平均剪切应力; 相对停留时间
中图分类号: R692.5 **文献标志码:** A **文章编号:** 0493-2137(2025)10-1076-07

Correlation Between Vascular Calcification and Hemodynamic Parameters in Arteriovenous Fistulas

Yuan Dekui¹, Ning Huihui², Wang Zhe³, Wang Yaohong⁴

(1. State Key Laboratory of Hydraulic Engineering Intelligent Construction and Operation, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 2. School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350, China;
3. Department of Kidney Disease and Blood Purification, The Second Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300211, China;
4. Center for Applied Mathematics, Tianjin University, Tianjin 300350, China)

Abstract: Arteriovenous fistulas (AVFs) are the primary vascular access for patients undergoing hemodialysis. AVF calcification is one of the most common postoperative complications, which can cause AVF dysfunction, reduce AVF survival rates, and lead to surgical failure. However, research on the mechanism of AVF calcification and the impact of hemodynamic factors contributing to it is not sufficient. Investigating the relationship between hemodynamic parameters and AVF calcification can provide a basis for early prediction of calcification sites. This study employs patient AVF data obtained through computed tomography to reconstruct a detailed three-dimensional geometric model of blood vessels. MIMICS 17 software was used to smooth the surface of the modeled geometry. Doppler ultrasound image data were analyzed using fast Fourier transform, reconstructing the flow velocity based on the first 11 orders to define the radial artery inlet and outlet flow velocities. On this basis, the flow field inside blood vessels was solved using the Navier-Stokes equations based on Reynolds averaged incompressible non-Newtonian fluids in the

收稿日期: 2024-09-07; 修回日期: 2025-01-21.

作者简介: 袁德奎 (1972—), 男, 博士, 研究员.

通信作者: 袁德奎, dkyuan@tju.edu.cn.

基金项目: 天津市教委科研计划项目 (2022KJ254).

Supported by the Scientific Research Program of Tianjin Municipal Education Commission, China (No. 2022KJ254).

computational fluid dynamics simulation software ANSYS Fluent. The numerical simulation results were processed and calculated to obtain the distribution map of wall shear stress τ_w , oscillatory shear index I_{OS} , time-averaged wall shear stress τ_a , and relative residence time t_{RR} on the vascular walls. The comparison and analysis of these indicators with the actual calcified areas of patients showed that in areas with high I_{OS} values and low τ_a values, the vascular wall is more prone to calcification. By combining I_{OS} and τ_a measurements, identifying certain areas of the vascular wall prone to calcification is possible. t_{RR} can be used as a single indicator to describe atherosclerosis; however, it shows a weaker correlation for predicting the location of calcification. Instead, t_{RR} primarily complements I_{OS} and τ_a to predict the extent of calcification.

Keywords: arteriovenous fistula; vascular calcification; wall shear stress; oscillatory shear index; time-averaged wall shear stress; relative residence time

自体动静脉内瘘(arteriovenous fistula, AVF)是通过手术将患者自身的动脉末梢和静脉连接后形成的通路, AVF的建立可以增加静脉中的血液流量. 血液透析患者在自体 AVF 术后会出现较多并发症, 如血栓形成、动脉瘤样扩张、AVF 钙化等. 钙化是指血管内膜脂质和钙质异常沉积的现象, 会导致血管的弹性降低和血管狭窄. AVF 钙化包括术前流入动脉钙化和术后吻合口、流出静脉或其他 AVF 区域钙化. 在 AVF 建立后, 血流方向的明显变化会导致血管内局部出现湍流. 内皮细胞感知到血管内压力变化后, 会促进炎症基因的表达^[1]. 在 AVF 成熟的过程中, 静脉血流量、血压和血管壁的剪切应力显著增加; 血流量的增加会扩大静脉腔的直径, 促进血管的代偿性向外重塑^[2]. AVF 钙化会导致血管的顺应性降低和硬度增加, 促进内皮功能障碍, 影响 AVF 的功能, 导致手术失败. 最近的一项研究表明, AVF 功能障碍组的血管钙化程度明显高于对照组, 表明血液透析患者的血管钙化与 AVF 功能障碍之间存在相关性^[3]. 关于 AVF 钙化的机制尚未得到充分研究, 尤其与血流动力学结合的研究比较缺乏. 从生物学角度看, 血管钙化常发生于动脉粥样硬化晚期^[4], 而动脉粥样硬化与血管内血流动力学环境有关^[5].

壁面剪切应力(wall shear stress, WSS) τ_w 与动脉粥样硬化有密切关系. Ku 等^[6]发现在 τ_w 较低的区域, 动脉粥样硬化外壁突出更明显, 并且内膜的厚度和 τ_w 的值之间负相关. 血管内皮细胞(endothelial cells, EC)感知 τ_w 的变化, 将机械信号转为生物信号^[3]. 异常的 τ_w 值会驱动内皮增加基质金属蛋白酶 13(matrix metalloproteinase-13, MMP-13)含量, 造成细胞死亡, 降解细胞外基质; 诱导血管发生破坏性重构; 改变内皮的通透性和水力导电性^[7]. 内皮通透性的降低导致低密度脂蛋白(low density lipoprotein, LDL)等颗粒在内皮处积累, 从而引起动脉粥样硬化^[8]. τ_w 与动脉粥样硬化之间的关系为研究血流动力学参数对其他血管相关疾病的影响提供了

思路.

Boniforti 等^[9]证实内皮通透性与多种血流动力学参数之间的相互作用有密切关系. Himburg 等^[8]发现高振荡剪切指数(oscillatory shear index, OSI)值 I_{OS} 和低平均剪切应力(time-averaged wall shear stress, TAWSS)值 τ_a 会降低血管壁的通透性, 首次提出了相对停留时间(relative residence time, RRT) t_{RR} 的概念, 从数学上推出了 t_{RR} 的公式, 将 I_{OS} 和 τ_a 联系起来^[8]. t_{RR} 值越高代表血液内颗粒在血管壁附近停留的时间越长. 颗粒的停留会诱导脂质的交换和巨噬细胞的聚集, 从而加速动脉粥样硬化^[10]. 此后有多项研究^[11]表明 t_{RR} 可以作为判断内皮通透性高低和是否发生动脉粥样硬化的唯一指标.

AVF 的建立会改变血管的几何形状和血流的方向, 造成血流的紊乱, 进而改变血管内的血流动力学环境. 复杂的血管几何形状会出现低的 τ_a 和高的 I_{OS} . 基于动脉粥样硬化的相关研究成果, 推测 t_{RR} 也可以作为预测 AVF 钙化的指标, 但其预测的准确性有待考察.

本研究基于患者 AVF 的 CT 数据, 重构了患者 AVF 的三维几何模型; 对患者多普勒超声数据进行处理, 获得动脉进、出口流速. 在此基础上, 用计算流体动力学模拟软件 ANSYS Fluent 求解 Navier-Stokes 方程, 对患者血管内血液流动进行数值模拟. 根据模拟结果计算出 τ_w 、 I_{OS} 、 τ_a 、 t_{RR} 等血流动力学参数, 探究 AVF 钙化与以上参数之间的关系.

1 AVF 三维几何模型的建立

用计算机断层扫描技术(computed tomography, CT)获得切片厚度不超过 1.5 mm 的 500 组患者 AVF 的 CT 数据, 其中每组二维 CT 数据由冠状面、矢状面和横断面 3 个面(图 1)的信息构成. 将获得的患者 CT 数据导入医学影像处理软件 MIMICS 17 合成三维几何模型.

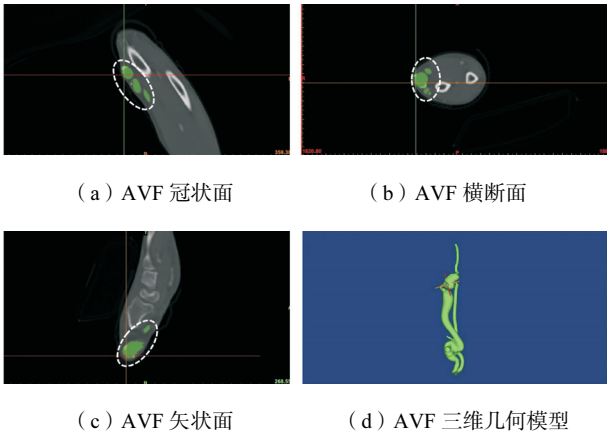
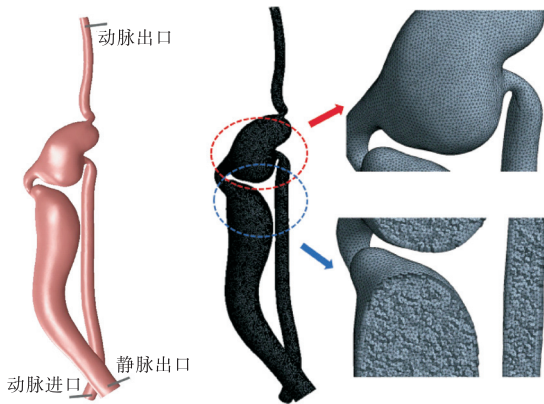


图 1 一组 AVF 的 CT 原始数据及合成的三维模型

Fig.1 Set of AVF CT raw data and synthesized 3D model

用 ANSYS Workbench 软件将光滑处理后的三维 AVF 几何模型划分为四面体单元,如图 2 所示. 根据平板边界层公式估算了边界层的厚度和层数. 经过试算和网格无关性检验, 设置单元最大边长不超过 0.2 mm、0.4 mm 和 0.6 mm 3 种划分方案. 计算结果显示 3 种网格划分方案下的流速和压强相似, 最终将模型划分为 5 001 191 个单元, 共 1 436 583 个节点, 单元最大边长不超过 0.4 mm.



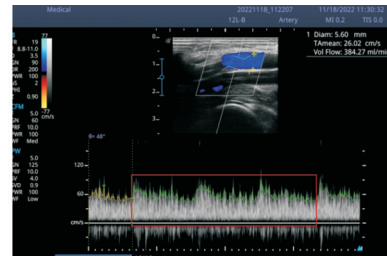
(a) 光滑处理后的几何模型 (b) 网格划分总体图和局部细节

图 2 光滑处理后的几何模型及网格划分方案

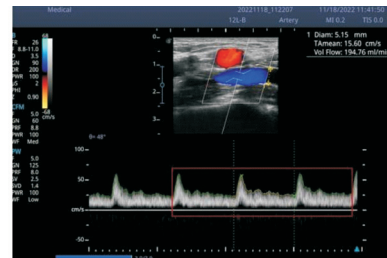
Fig.2 Smoothed geometric model and its associated mesh partitioning scheme

桡动脉进口和桡动脉出口处用从多普勒超声图像中提取的较完整的 3 个心动周期的流速作为边界条件(图 3), 静脉出口采用自由出流边界条件. 在实际计算时, 用傅里叶变换^[12]对实测的流速进行了低通滤波, 过滤高频振荡, 以由前 11 阶波形重构的流速作为桡动脉进口和桡动脉出口的边界条件, 并对进、出口流量进行了匹配, 遵循流量守恒. 桡动脉进口和桡动脉出口处实测流速和重构流速的对比如图 4 所示. 从图中可看出, 重构流速一方面适当光滑

了实测流速, 另一方面还能很好地在定量上保持了实测流速的特征. 因此, 使用重构流速可在边界条件不失真的前提下改善计算的稳定性.

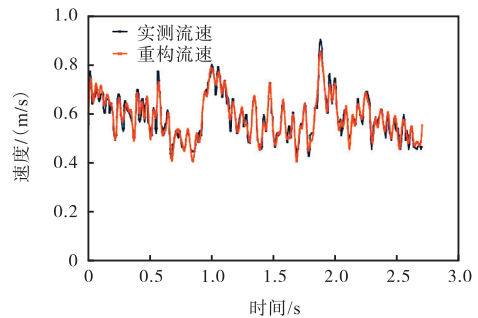


(a) 桡动脉进口流速

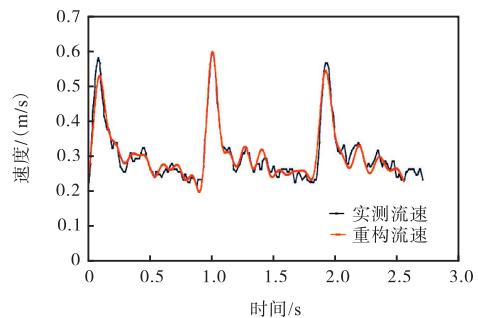


(b) 桡动脉出口流速

图 3 患者桡动脉进、出口流速的多普勒超声图像
Fig.3 Doppler ultrasound images of the radial artery inlet and outlet flow velocities in patients



(a) 桡动脉进口流速



(b) 桡动脉出口流速

图 4 桡动脉进、出口流速重构前后对比
Fig.4 Comparison of the radial artery inlet and outlet flow velocities before and after reconstruction

血管壁的弹性对于本研究中 AVF 涉及到的血管壁上的剪切应力影响不显著^[13], 本研究将血管壁定

义为刚性壁面. 本研究采用计算流体动力学模拟软件 ANSYS Fluent 中基于不可压缩非牛顿流体的雷诺平均的 Navier-Stokes 方程求解血管内的流场. 估算结果显示, 动脉进口流速最大时刻 AVF 内部分区域的雷诺数超过 10 000, 符合湍流特征. 湍流模型用 SST $k-\omega$ 模型, 湍流模型的参数设置可参考 ANSYS Fluent Theory Guide 4.1 ~ 4.4^[14]. 考虑到血液的本构关系对于流速分布, 以及 τ_a 、 I_{OS} 和 t_{RR} 等指标的计算结果有比较大的影响^[9], 本文将血液定义为不可压缩的非牛顿流体, 密度为 $1\ 060\ \text{kg}/\text{m}^3$, 非牛顿流体模型采用 Carreau 模型, 即

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + \lambda \dot{\gamma}]^{\frac{n-1}{2}} \quad (1)$$

式中: $\dot{\gamma}$ 为剪切率; λ 为时间常数, $\lambda = 3.313\ \text{s}$; n 为幂律指数, $n = 0.3568$; μ_0 为零剪切黏度, $\mu_0 = 0.065\ \text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s})$; μ_{∞} 为无限剪切黏度, $\mu_{\infty} = 0.003\ 5\ \text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s})$. 数值模拟的时间步长为 $0.005\ \text{s}$, 计算 5 个心动周期, 共 $4.25\ \text{s}$.

本研究用 τ_w 、 τ_a 、 I_{OS} 和 t_{RR} 等指标来描述流体的动力学特性. τ_a 代表了时间平均剪切应力, 计算公式为

$$\tau_a = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt \quad (2)$$

式中 T 为心动周期. I_{OS} 计算公式^[15]为

$$I_{OS} = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\int_0^T \tau_w dt}{\int_0^T |\tau_w| dt} \right) \quad (3)$$

I_{OS} 是一个标量, 取值范围为 $0 \sim 0.500$. 当血流单向流动, τ_w 不发生方向改变时, I_{OS} 为 0 ; 当血流周期性(往复)流动, τ_w 的方向发生周期性变化时, I_{OS} 最大为 0.500 ^[16]. 大量研究证实 I_{OS} 可以表示血流在血管中的震荡程度. t_{RR} 的计算采用 Himburg 等^[8]给出的计算公式, 即

$$t_{RR} \sim [(1 - 2I_{OS}) \tau_a]^{-1} \quad (4)$$

t_{RR} 值的大小代表了血液中颗粒在血管壁附近的停留时间, 与血管发生动脉粥样硬化有密切关系.

2 数值模拟结果

一个心动周期内流速最大时刻(图 4(a)中 $1.880\ \text{s}$ 对应流速)血管内的流线图如图 5 所示. 从图中可看出, 吻合口的建立明显改变了血液的流动方向. 血液刚进入动脉时流线总体平行, 流动规则(图 5 中区域 1); 在吻合口处(图 5 中区域 2)流线混乱. 在

压差的作用下, 血流从动脉喷射入静脉, 形成一股指向与瘘口相对的壁面的射流; 由于射流与周边流体的剪切, 在射流两侧形成两个明显的涡旋. 可以推测, 瘘口处混乱的流动和涡旋会增加血流及其携带的物质在此处的停留时间. 一个心动周期内其他时刻的流线分布与最大时刻的流线分布相似, 但相应的流量和流速会有不同程度的减小.

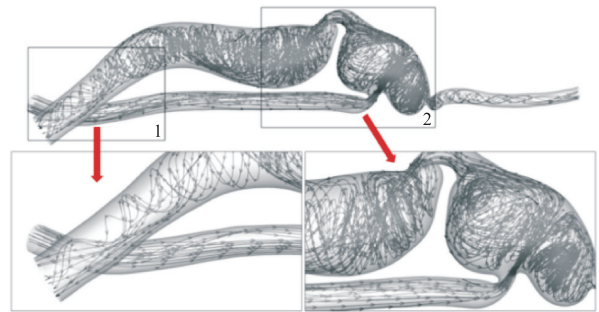
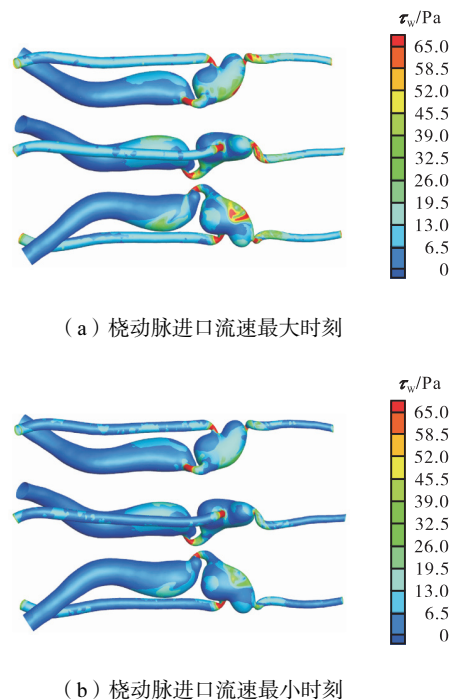


图 5 一个心动周期内桡动脉进口流速最大时刻的流线图

Fig.5 Streamline diagram of the maximum radial artery inlet velocity during a cardiac cycle

图 6 展示了一个心动周期内流速最大和流速最小时刻(图 4(b)中 $2.115\ \text{s}$ 对应流速) τ_w 的空间分布图. 从图中可看出, 在动静脉吻合口、动脉流出端和静脉流出端狭窄处等位置 τ_w 值较高. 动静脉吻合后



(a) 桡动脉进口流速最大时刻

(b) 桡动脉进口流速最小时刻

图 6 一个心动周期内桡动脉进口流速最大和最小时刻 τ_w 分布

Fig.6 τ_w distribution of the maximum and minimum radial artery inlet velocities during a cardiac cycle

血流的方向发生突变, 血流冲击吻合口正对静脉壁, 此处出现 τ_w 的最大值. 对比两个时刻的计算结果, τ_w 的值随动脉进口流速的增大而增大, 但是 τ_w 的整体空间分布模式几乎不变.

图 7 展示了 I_{OS} 、 τ_a 和 t_{RR} 的计算结果. I_{OS} 为无量纲的标量, 用于反映血流的振荡程度. 本研究中 I_{OS} 的计算结果范围为 0 ~ 0.450, 最大值为 0.450, 平均值为 0.008. I_{OS} 在吻合后的静脉侧壁和静脉流出端的扩张处表现出较高的值, 这些区域可能发生钙化. 通过对比图 7(a) 和 (d), 这些区域与实际钙化区域相符; 而在吻合口正对的静脉壁上则出现了较低的 I_{OS} 值, 这些区域不容易发生钙化, 实际情况与该预测不符. τ_a 的计算结果范围从 0 Pa 到 78.0 Pa, 最大值为

78.0 Pa, 平均值为 20.3 Pa. τ_a 在吻合后的静脉侧壁出现较低值, 此处可能发生钙化. 对比图 7(b) 和 (d), 该区域与实际钙化区域相符; 但在吻合口正对的静脉壁上则出现较高的 τ_a 值, 但此处没有发生钙化, 实际情况与该预测不符. 综上所述, 仅凭 I_{OS} 或 τ_a 单个指标无法充分解释异常值的位置与实际钙化位置之间的关系; 两指标结合, 在 I_{OS} 高且 τ_a 低的区域、 I_{OS} 低且 τ_a 高区域, 如吻合口的静脉侧壁、静脉扩张区、吻合口正对的静脉壁, 均可能发生钙化. 对比 τ_w (图 6)、 I_{OS} 和 τ_a 3 个指标的分布情况, 在高 I_{OS} 和低 τ_a 的区域, t_{RR} 值较高, 这与 t_{RR} 的定义(式(4))一致. t_{RR} 的取值范围从 0 Pa^{-1} 到 25 Pa^{-1} . 在动静脉吻合后的静脉侧壁、静脉狭窄前后段、静脉扩张区和静脉流出端, t_{RR} 值较大. 对比图 7(c) 和 (d) 发现, 以上 4 个区域中动静脉吻合后的静脉侧壁、静脉狭窄前后段、静脉扩张区与实际钙化区域有部分区域相符, 但也存在偏差.

3 分析与讨论

血液透析是终末期肾脏病患者重要肾脏替代治疗方式. AVF 是维持性血液透析患者首选的血管通路, 与其他血管通路相比, 该方式的血管通路寿命更长、并发症风险更低、便于患者生活. 临床上, AVF 出现功能障碍会导致 AVF 成熟失败, 减少 AVF 使用寿命, 影响患者进行血液透析.

血管钙化作为血液透析患者常见的并发症之一, 大量研究已经证实其与血流动力学环境有关. I_{OS} 值高的区域血流紊乱, 血液中颗粒停留的时间长, 是动脉粥样硬化的高危区. 而血管钙化发生于动脉粥样硬化晚期, 因此推测 AVF 钙化同样与血流动力学环境有关.

AVF 钙化主要发生在动静脉吻合口以及静脉流出道^[17], 这与本研究中 CT 检查获得的实际钙化的位置相符. AVF 钙化与众多因素有关, 比如患者钙和磷代谢紊乱、AVF 使用时间以及 AVF 术后血流动力学的局部变化. Kapun 等^[18]发现 LDL 水平高的患者更易发生内瘘栓塞. τ_w 的变化会影响 EC 细胞内基因的表达^[7], 引起血管重塑, 降低血管对 LDL 的通透性, 而高水平的 LDL 和钙和磷代谢紊乱会促进血液内脂质和钙磷的沉积, 导致内膜增厚和血管钙化, 可能造成内瘘栓塞.

根据图 7 展示的 I_{OS} 和 τ_a 计算结果, 在吻合口正对的静脉壁上 τ_a 出现较大值; 吻合后静脉侧壁上, I_{OS} 出现较大值. 在静脉流出端直径扩张形成的瘤样扩

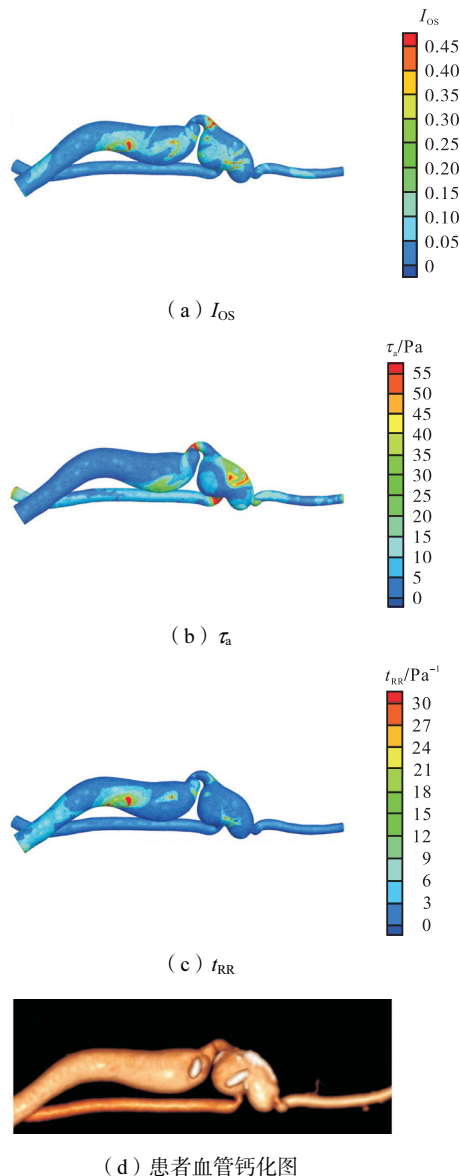


图 7 I_{OS} 、 τ_a 、 t_{RR} 和实际钙化图的对比
 Fig.7 Comparison of I_{OS} , τ_a , t_{RR} , and actual calcification maps

张, 部分区域符合 I_{OS} 高且 τ_a 值低, 另有部分区域两者均出现较高值. 这与之之前 Thiagarajan 证实高 I_{OS} 和低 τ_a 并不总是同时出现的结论一致^[19]. I_{OS} 和 τ_a 需要结合分析以便预测 AVF 钙化可能出现的位置; 预测的位置与实际钙化图对比显示, 部分区域并未发生钙化, 这是因为血管钙化与多种因素有关, 如动静脉内瘘建立的时间、血压等, 血流动力学只是其中一个影响因素, 并不是绝对影响因素. I_{OS} 和 τ_a 均可能预测 AVF 发生钙化的区域, 因此本研究中考量了综合 I_{OS} 和 τ_a 两个指标的参数 t_{RR} . 根据 t_{RR} 的计算结果, 动脉进口和动脉出口处的 t_{RR} 值较小, 几乎为 0, 不易发生钙化; 吻合后的静脉侧壁和静脉扩张区 t_{RR} 值偏高, 这两个区域可能发生钙化, 与实际钙化发生区域重合, 但 t_{RR} 值高的区域面积和实际钙化面积有差异; t_{RR} 最大值出现位置与实际钙化位置也有偏差. t_{RR} 在预测 AVF 钙化可能出现的区域的问题中没有在预测冠状动脉粥样硬化可能出现的区域的问题中表现好, 可能是由于受血管位置不同(冠状动脉在心脏处, 本文所研究的 AVF 在手臂处)、血管直径不同等因素的影响. I_{OS} 和 τ_a 单个指标均无法准确预测钙化的位置, 但两指标结合使用, 可较为准确地预测钙化可能发生的位置. 高 t_{RR} 值区域与实际钙化区域存在差异, 因此该指标仅可用来预测钙化可能出现的范围.

4 结 语

本研究基于患者真实的 CT 图像建模, 通过 ANSYS Fluent 软件获得患者血管内的流场特性, 用数值的方法计算 τ_w 、 τ_a 、 I_{OS} 和 t_{RR} . 分析计算结果, 动静脉吻合口和静脉流出扩张处 t_{RR} 值较高的区域, τ_a 值较小, I_{OS} 较大, 血液流动紊乱, 可能出现钙化, 与实际情况相符. 本研究证实了高的 I_{OS} 值和低的 τ_a 值并不总是同时出现在相同区域; t_{RR} 较高的区域与实际钙化区域之间有相关性; t_{RR} 在 AVF 钙化问题中仅可辅助 I_{OS} 和 τ_a 预测钙化可能出现的位置. 因此通过综合分析 I_{OS} 、 τ_a 和 t_{RR} 出现异常值的区域, 可为早期预测 AVF 钙化可能出现的位置提供依据. 由于血管具有 3 层结构, 细胞构成和生物特性有差异, 因此在未来的研究中应对血管壁模型进行细化, 引入弹性血管壁模型, 以得到更真实的结果.

参考文献:

- [1] Li Y N, He Y, Falzon I, et al. Dynamic remodeling of human arteriovenous fistula wall obtained from magnetic resonance imaging during the first 6 months after creation[J]. *Kidney International Reports*, 2022, 7(8): 1905-1909.
- [2] Davis M J, Earley S, Li Y S, et al. Vascular mechanotransduction[J]. *Physiological Reviews*, 2023, 103(2): 1247-1421.
- [3] Zhang F, Yu J, Li G L, et al. The risk factors for arteriovenous fistula dysfunction in maintenance hemodialysis patients: A cross-sectional study[J]. *Hemodial International*, 2024, 28(2): 170-177.
- [4] Benitez J, Fontanarosa D, Wang J, et al. Evaluating the impact of calcification on plaque vulnerability from the aspect of mechanical interaction between blood flow and artery based on MRI[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2021, 49: 1169-1182.
- [5] Meng H, Tutino V M, Xiang J, et al. High WSS or low WSS? Complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth, and rupture: Toward a unifying hypothesis[J]. *American Journal of Neuroradiology*, 2014, 35(7): 1254-1262.
- [6] Ku D N, Giddens D P, Zarins C K, et al. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress[J]. *Arteriosclerosis*, 1985, 5(3): 293-302.
- [7] Sun N, Wood N B, Hughes A D, et al. Fluid-wall modelling of mass transfer in an axisymmetric stenosis: Effects of shear-dependent transport properties[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2006, 34: 1119-1128.
- [8] Himburg H A, Grzybowski D M, Hazel A L, et al. Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability[J]. *American Journal of Physiology—Heart and Circulatory Physiology*, 2004, 286: 1916-1922.
- [9] Boniforti M A, Vittucci G, Magini R. Endovascular treatment of intracranial aneurysm: The importance of the rheological model in blood flow simulations[J]. *Bioengineering*, 2024, 11(6): 522.
- [10] Hashemi J, Patel B, Chatzizisis Y S, et al. Study of coronary atherosclerosis using blood residence time[J]. *Frontiers in Physiology*, 2021, 12: 625420.
- [11] Lee S W, Antiga L, Steinman D A. Correlations among indicators of disturbed flow at the normal carotid bifurcation[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2009, 131(6): 25-29.
- [12] 杨丽娟, 张白桦, 叶旭桢. 快速傅里叶变换 FFT 及其

- 应用[J]. 光电工程, 2004, 31(增 1): 1-3.
- Yang Lijuan, Zhang Baihua, Ye Xuzhen. Fast Fourier transform and its applications[J]. Opto-Electronic Engineerin, 2004, 31(Suppl 1): 1-3(in Chinese).
- [13] Fan T, Zhou Z, Fang W, et al. Morphometry and hemodynamics of coronary artery aneurysms caused by atherosclerosis[J]. Atherosclerosis, 2019, 284: 187-193.
- [14] America Fluent Inc. ANSYS fluent theory guide [EB/OL]. <https://ansyshelp.ansys.com>, 2024-09-17.
- [15] Kumar N, Khader S A, Pai R, et al. Fluid structure interaction study of stenosed carotid artery considering the effects of blood pressure[J]. International Journal of Engineering Science, 2020, 154: 103341.
- [16] Marcinnò F, Vergara C, Giovannacci L, et al. Computational fluid-structure interaction analysis of the end-to-side radio-cephalic arteriovenous fistula[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2024, 249: 108146.
- [17] Hu K, Guo Y, Li Y, et al. Oxidative stress: An essential factor in the process of arteriovenous fistula failure[J]. Frontiers in Cardiovascular Medicine, 2022, 9: 984472.
- [18] Kapun S, Zibar L. How to predict thrombosis of arteriovenous fistule?[J]. Acta Medica Croatica, 2008, 62(1): 9-13.
- [19] Trenti C, Ziegler M, Bjarnegård N, et al. Wall shear stress and relative residence time as potential risk factors for abdominal aortic aneurysms in males: A 4D flow cardiovascular magnetic resonance case-control study [J]. Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, 2022, 24(1): 1-12.

(责任编辑: 王晓燕)