

文章编号: 1004-7220(2025)05-1248-08

基于流固耦合仿真分析自体动静脉内瘘血流动力学

王帆^{1,2}, 郭金峰^{1,2}, 张程^{1,2}, 郭瑞欣³, 穆维娜^{1,2,4}, 孔祥杰^{1,2}

(1. 河北大学质量技术监督学院, 河北保定 071002; 2. 计量仪器与系统国家地方联合工程研究中心, 河北保定 071002;
3. 中国人民解放军总医院第五医学中心 普通外科, 北京 100071; 4. 保定市第一中心医院 超声医学科 河北, 保定 071002)

摘要:目的 研究自体动静脉内瘘 (autologous arteriovenous fistula, AVF) 血流动力学特征, 为降低其狭窄率提供理论依据。方法 针对 AVF 优化模型, 进行了基于双向流固耦合的仿真研究。通过分别模拟不同吻合角度模型在逆行 (汇流) 和顺行 (分流) 两种血流模式下的情况, 分析 1 个心动周期内不同时刻、不同吻合角度内瘘中血管流场与壁面剪切力 (wall shear stress, WSS) 的分布。结果 在汇流模式下, 60° 吻合角度模型 WSS < 1 Pa 的面积最小, 为 7.027 mm², 且 45°、60° 和 90° 吻合角度模型在涡流尺寸和强度上差异并不显著。在分流模式下, 45° 吻合角度模型 WSS < 1 Pa 的面积最小, 为 9.079 mm²。但 60° 吻合角度模型涡流强度和涡流分布面积最小; 此外, 60°、45° 吻合角度模型 WSS < 1 Pa 的面积仅差 2.661 mm²。结论 无论内瘘的流动模式是汇流还是分流, 建立 60° 吻合角度内瘘更有利于降低动静脉内瘘中血管狭窄的发生风险。

关键词: 自体动静脉内瘘; 血流动力学; 流固耦合仿真; 壁面剪切力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.05.022

Hemodynamic Analysis of Autologous Arteriovenous Fistula Based on Fluid-Structure Interaction Simulation

WANG Fan^{1,2}, GUO Jinfeng^{1,2}, ZHANG Cheng^{1,2}, GUO Ruixin³, MU Weina^{1,2,4}, KONG Xiangjie^{1,2}

(1. College of Quality and Technical Supervision, Hebei University, Baoding 071002, Hebei, China; 2. National & Local Joint Engineering Research Center of Metrology Instrument and System, Baoding 071002, Hebei, China; 3. Department of General Surgery, the Fifth Medical Center of the General Hospital of the Chinese People's Liberation Army, Beijing 100071, China; 4. Department of Ultrasound Medicine, Baoding No. 1 Central Hospital, Baoding 071002, Hebei, China)

Abstract: **Objective** To study the hemodynamic characteristics of autologous arteriovenous fistula (AVF) and provide a theoretical basis for reducing its stenosis rate. **Methods** Bidirectional fluid-structure interaction (FSI) simulations were conducted on a modified AVF model. Flow field and wall shear stress (WSS) distributions in the internal fistula at different periods and angles in a cardiac cycle were analyzed for retrograde flow (confluence) and anterograde flow (shunt) modes in models with varying anastomosis angles. **Results** Under confluence modes, the WSS < 1 Pa area in the 60° anastomosis angle model was the smallest (7.027 mm²), while the 45°, 60°, and 90° models showed no significant differences in eddy current size and intensity. Under shunt modes,

收稿日期: 2024-11-29; 修回日期: 2025-01-15

基金项目: 河北省高等学校科学技术研究项目 (QN2022106)

通信作者: 孔祥杰, 讲师, 硕士生导师, E-mail: kwty@163.com

the 45° anastomosis angle model had the smallest WSS<1 Pa area (9.079 mm²), but the 60° model exhibited the lowest eddy current intensity and distribution area. In addition, the difference in the WSS<1 Pa area between the 60° and 45° models was only 2.661 mm². **Conclusions** Under both confluence and shunt flow modes, establishing an AVF with 60° anastomosis angle is conducive to reducing the risk of vascular stenosis in arteriovenous fistula.

Key words: autologous arteriovenous fistula; hemodynamic; fluid-structure interaction simulation; wall shear stress

目前全球有超过 200 万终末期肾脏病 (end-stage kidney disease, ESKD) 患者需要进行肾脏替代治疗^[1-2]。其中,60%~70% 患者选择通过创建血管通路的方式来进行血液透析治疗^[3]。根据美国国家肾脏基金会肾脏病预后质量指南 (K/DOQI), 自体动静脉内瘘 (autologous arteriovenous fistula, AVF) 是 ESKD 患者首选的血管通路^[4]。尽管 AVF 相较于其他方式具有通畅率高、并发症少和费用低等优势,但其失败率也不容忽视。研究表明,血流动力学改变是血管通路失败的主要因素^[5-6]。

Lee 等^[7]使用了计算流体力学 (computational fluid dynamics, CFD) 方法评估不同吻合角度 (45°、90°和 135°) AVF 中的剪切应力分布。结果表明,最大吻合角度 (135°) 导致较大剪切应力区域的面积最小,这将有助于减少 AVF 失败。Stella 等^[8]重建了两位患者端到侧 AVF 模型,通过改变吻合角进行参数化研究,并评估特定几何构型 AVF 中血液流动由层流发展到湍流的过渡流。Carroll 等^[9]建立了两个端侧 AVF 的理想几何模型 (光滑静脉环和锐角) 并进行仿真,证明改变吻合口周围静脉的配置可以获得良好的血流动力学环境。Yang 等^[10]通过多名患者的特异性结构信息建立理想化 AVF 模型,研究血流动力学参数与吻合角之间的相关性,以及不同位置的血流动力学参数。Shembekar 等^[11]采用三维理想化几何形状,通过 (fluid-structure interaction, FSI) 仿真技术研究端对端 AVF 的局部血流动力学特征。结果显示,动脉床和动静脉瘘根部是内膜增生的易发区。与刚性壁面的对比表明,弹性壁面在模拟动静脉瘘中的非牛顿血流和搏动性血流方面具有重要性。万栋栋等^[12]提出一种基于真实颈动脉狭窄患者的双向 FSI 计算方法,用于分析不同类型颈动脉斑块在病变处的血流动力学参数以及斑块自身的变形和应力变化。对流体和

固体区域进行分析,有助于更好理解不同斑块类型对颈动脉病变处的影响。冉鹏等^[13]采用双向 FSI 方法对颈动脉血管内囊形瘤体和血液之间的相互作用进行有限元数值仿真研究。结果表明,囊形瘤体会干扰血管内血液正常流动,以及促进镜像瘤体产生。

通过回顾相关文献发现,有关动静脉内瘘的研究集中在传统的理想模型和患者特异性模型。传统的理想模型中静脉与动脉连接转弯处通常较为突兀,且吻合口连接处边缘锋利,不符合血管壁的弹性生理特性。而患者特异性模型则不利于研究内瘘共性的特征和规律,并且已经证实 AVF 吻合术中的流动模式对血管几何形状高度敏感^[9]。此外,血液在人体内实际的循环过程包含血管变形、血液和血管相互作用等力学现象^[14]。并且 AVF 吻合口角度和几何形状的选择在很大程度上取决于外科医生的个人专业知识和偏好。在先前对优化模型的研究中,通过与患者实际血流数据对比发现,优化模型较传统模型误差降低了 22%,验证了优化模型的合理性和必要性^[15]。为了进一步准确探究不同吻合角度对内瘘的影响,在更符合人体实际优化模型的基础上,本文对血液流经内瘘的情况进行 FSI 仿真分析,探究在 1 个心动周期内不同时刻、不同吻合口内瘘中的血流动力学参数。

1 理论基础及特性参数

1.1 血流动力学基本原理

在本研究中,假设血液为三维、等温、不可压缩的流体^[16-17]。流体流动通常可以通过连续性方程、纳维-斯托克斯 (Naive-Stokes) 方程以及总能量方程来描述,计算中应用的控制方程如下:

连续性方程为^[18]

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

动量方程为^[19]

$$\rho \left[\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right] + \nabla p - \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} = 0 \quad (2)$$

式中： \mathbf{u} 为速度矢量； t 为时间； p 为压力； ρ 为血液密度， $\rho = 1\,045 \text{ kg/m}^3$ ； $\boldsymbol{\tau}$ 为剪切应力。本文忽略了其他力带来的影响，如重力，因为其作用于动静脉内瘘的矢量方向取决于人的姿势。

本文采用双向 FSI 仿真，求解过程采用分离求解法，即流体域、固体域先各自进行求解，再通过耦合界面进行数据交换。其耦合控制方程如下：

$$\begin{cases} \boldsymbol{\sigma}_s \mathbf{n}_s = \boldsymbol{\sigma}_f \mathbf{n}_f \\ \mathbf{u}_s = \mathbf{u}_f \\ \mathbf{x}_s = \mathbf{x}_f \end{cases} \quad (3)$$

式中： \mathbf{n} 为单位法向矢量； $\boldsymbol{\sigma}$ 为应力； \mathbf{u} 为速度矢量； \mathbf{x} 为位移矢量；下标 s 和 f 分别为固体域和流体域。

本文对于涡结构的识别和可视化采用 Q 准则。 Q 准则基于速度梯度张量的特性，利用了流场中旋转与应变的对比。速度梯度张量可以分解为对称部分（代表应变率）和反对称部分（和涡量有关）。 Q 准则计算公式如下：

$$Q = \frac{1}{2} (\|\boldsymbol{\Omega}\|_F^2 - \|S\|_F^2) \quad (4)$$

式中： $\boldsymbol{\Omega}$ 为速度梯度张量的反对称部分； S 为速度梯度张量的对称部分。当 $Q > 0$ 时，该区域被判定为有涡结构存在；当 $Q < 0$ 时，则认为该区域没有明显的涡结构。

1.2 血管力学特性

血管力学性能对于维持人体正常的血液循环和生理功能至关重要。本文选择弹性模量与泊松比两个参数描述血管壁弹性，因为年龄区间为 51~60 岁患者居多，故设置血管壁弹性模量为 0.87 MPa，密度为 $1\,150 \text{ kg/m}^3$ ，泊松比为 0.45^[20]。

1.3 瞬态血流动力学参数

低壁面剪切力（wall shear stress, WSS）会影响血管内层的内皮细胞，并可能导致血管内膜增生和狭窄的形成^[21]。假设血管形状为圆柱形，则

$$\boldsymbol{\tau}_w = \mu \left(\frac{\partial u_z}{\partial r} \mathbf{e}_z + \frac{\partial u_\theta}{\partial r} \mathbf{e}_\theta \right) \quad (5)$$

式中： $\boldsymbol{\tau}_w$ 为壁面剪切力； u_z 和 u_θ 分别为长度方向与方位角方向血流速度； \mathbf{e}_z 和 \mathbf{e}_θ 分别为 z 和 θ 方向上的单位矢量。

2 数值仿真计算

2.1 AVF FSI 仿真模型

应用 ANSYS Workbench 2022 R1 进行 FSI 仿真。FSI 仿真中需要先对流体域进行建模，模型所需的主要参数为吻合角 α 、血管动脉直径 Φ_1 和静脉直径 Φ_2 。本研究通过与保定市第一中心医院超声科合作，使用空间分辨率为 0.1 mm 彩色多普勒超声诊断仪（GELOGIQ E9, GE 公司, 美国），获得 1 名建立 AVF 患者的相关数据作为参考。

相比于传统的理想模型，本文所采用的优化模型吻合口处呈现圆弧形，近心端动脉血管有一定的倾斜角度，以更好贴合真实动静脉瘘的形状。其中，桡动脉直径 $\Phi_1 = 3.7 \text{ mm}$ ，头静脉直径 $\Phi_2 = 3.9 \text{ mm}$ 。近心端动脉（proximal artery, PA）和远心端动脉（distal artery, DA）以及静脉长度约为各自直径的 10 倍，以保证血流的充分发展。

在流体域的基础上，构建平行于流体域外表面厚度 $t = 0.9 \text{ mm}$ 的固体域，并将流体域外表面和固体域内表面设为系统耦合面。流体域、固体域模型如图 1 所示（以 45° 为例）。FSI 仿真中建立 30°、45°、60° 和 90° 4 个吻合角度的 AVF 模型以探究不同条件下的血流动力学特性，吻合角度为头静脉内壁面与桡动脉近心端内壁面夹角。

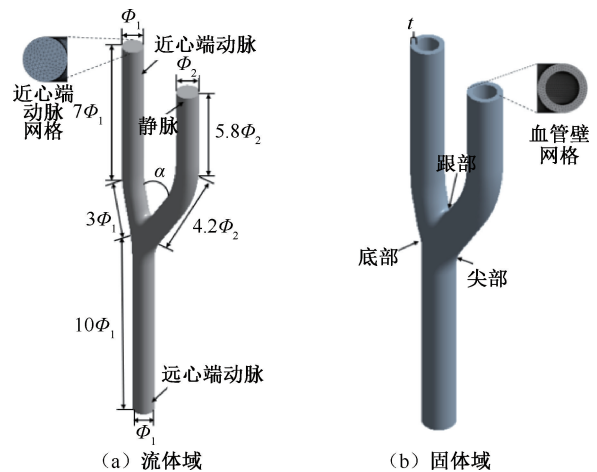


图 1 45°吻合角度 AVF 流固耦合模型

Fig. 1 FSI model of the AVF with an anastomosis angle of 45°

(a) Fluid domain, (b) Solid domain

FSI 仿真中，需要分别对流体域和固体域进行网格划分。结合本课题组流体域仿真研究中网格无关性验证结果，选择网格尺寸为 0.3 mm^[15]。网

格划分过程中,所有网格的尺寸统一设定为 0.3 mm,最终生成由四面体单元构成的三维网格结构。FSI 仿真中采用动网格的设置。在动网格区域设置流体域外表面为系统耦合,来完成流体域和固体域的数据传输任务。

2.2 AVF 中血流动力学模拟

对于端侧 AVF, DA 中可能存在两种类型的流动:当血液流向吻合口时为逆行,称之为汇流;当血液远离吻合口时为顺行,称之为分流。在流体域中,本文采用文献[22]中提供的汇流和分流头静脉血流量波形,通过对该波形进行缩放、傅里叶函数拟合以及相应变换得到入口速度边界条件。为开展非稳态模拟,在 PA 和 DA 入口位置施加具有脉动特性的充分发展抛物线速度分布。流体域的所有入口均定义为速度入口类型,出口设定为流出边界类型,而壁面则配置为无滑移壁面条件。动网格区域设置流体域外表面为系统耦合,来完成流体域和固体域的数据传输任务;为更直观看形变量,流体域和固体域出入口设置为静止面。网格重构方式采用光滑与重构两者相配合:光滑中采用扩散光滑,扩散系数设置为 1.5;重构中网格重构间隙设置为 1。流量的脉动周期为 1 s,采用隐式时间积分方案来解决时间相关的 Navier-Stokes 方程,设置时间步长为 1 ms 可实现准确度和计算时间之间的平衡^[23]。

本文假设血液密度恒定为 $1\ 045\ \text{kg/m}^3$,且将血液视为非牛顿流体。 Re 为头静脉的雷诺数,以心动周期内的时间平均值和(最小值~最大值)表示,内瘘中 Re 分布范围为 866(364~1 536),血液流动状态表现为层流,但在动静脉吻合口处易出现涡流。因此,选择过渡剪应力传输模型(shear stress transport, SST)^[24-25]并利用 Carreau 模型^[26]来表示血液的非牛顿流变学特性:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) [1 + \lambda \dot{\gamma}]^{\frac{n-1}{2}} \quad (6)$$

式中: μ_{∞} 和 μ_0 分别为无限剪切速率和零剪切速率下的渐近黏度, $\mu_{\infty} = 3.5\ \text{mPa}\cdot\text{s}$, $\mu_0 = 5.6\ \text{mPa}\cdot\text{s}$; λ 为时间常数, $\lambda = 3.313$; n 为幂律指数; $n = 0.356\ 8$ ^[25]。

本文收敛条件设置为残差值,残差值为 0.001。定义无量纲壁面距离

$$y^+ = \frac{\rho u_{\tau} y}{\mu} \quad (7)$$

式中: y 为壁面法线距离; ρ 为密度; u_{τ} 是近壁面摩擦速度。经计算,本文不同算例的 y^+ 值均在 0~5 范围内,满足计算模型要求。图 2 为分流情况下不同角度模型的 y^+ 值云图。

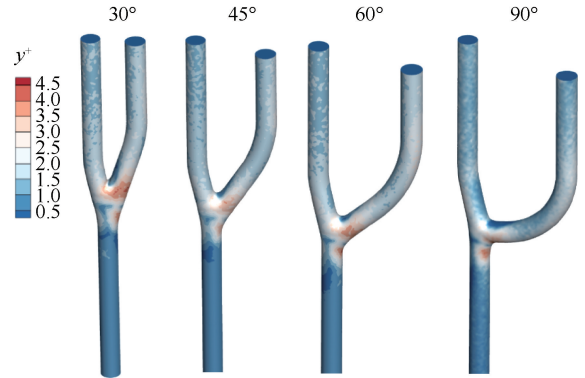


图 2 分流情况下不同吻合角度 AVF 模型 y^+ 值云图

Fig. 2 The y^+ value contour of AVF models with different anastomosis angles under anterograde flow condition

3 讨论

选取 4 个不同吻合口角度(30°、45°、60°和 90°)作为变量进行仿真研究。分别在分流比(DA:V)为 2:8 和汇流比(DA:PA)为 3:7 两种血流模式下进行 FSI 仿真。该流量比例来自 Sivanesan 等^[27]调查记录的大量患者手术前后的真实血流数据。随着吻合角度的增加,吻合角度的变化会影响血管壁所受的应力。适当的应力有助于维持血管壁的弹性和功能,但过高或过低的应力可能导致血管壁的损伤和病变。在正常动脉中,WSS 的生理幅度范围为 1~7 Pa。较低的王SS 可能会引起血管内膜增生,从而导致血管发生狭窄;而高于此范围的 WSS 可能会导致内皮细胞损伤。因此,通常认为“低剪切力”会诱发内膜增生形成,进而引发狭窄产生^[27]。涡流和湍流是内瘘汇流处常见的血流动力学现象,可能会导致血管壁的损伤和炎症反应,故减少这些现象对于保护血管健康非常重要。本文将 WSS 结果与流线分布结果相结合,探究不同血流模式下的最佳吻合角度。

综合考虑汇流和分流两种血流模式,并从两方面分析不同吻合角度对血流动力学参数的影响,即 AVF 模型 WSS 分布和剖面流线分布。所有的分析均在心动周期内的最大流量点处开展,即 0.25 s 处。

3.1 血流模式为汇流的情况(汇流比为3:7)

3.1.1 WSS分析 不同吻合角度模型局部放大的WSS分布如图3所示。观察收缩期剪切力分布,从吻合口总体来看,WSS<1 Pa分布面积随吻合角度增大而逐渐减小;而在吻合口底部,60°吻合角度模

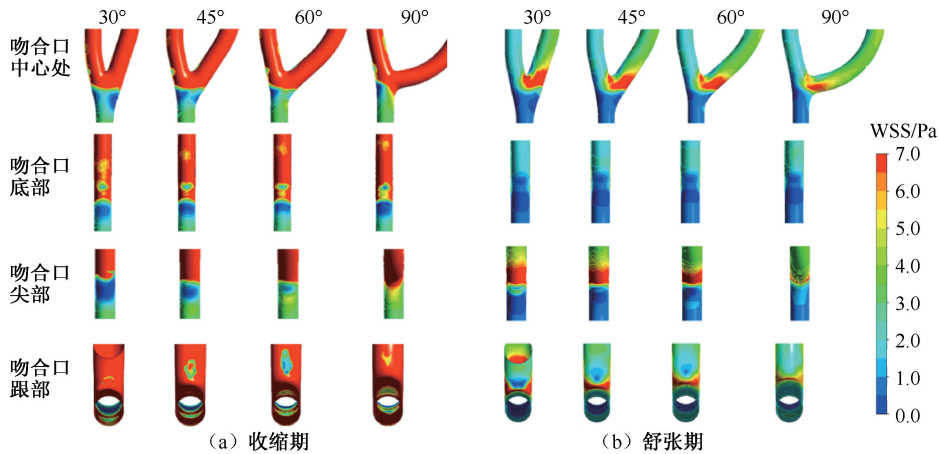


图3 汇流情况下不同吻合角度AVF模型剪切力分布

Fig. 3 WSS distributions of AVF models with different anastomosis angles under retrograde flow condition (a) At the systole stage, (b) At diastolic stage

观察舒张期的剪切力分布可知,从吻合口总体来看,WSS<1 Pa面积也随吻合角度增大而逐渐减小;而在吻合口底部,4个吻合角度模型WSS<1 Pa面积差别较小,其中60°吻合角度模型WSS<1 Pa面积最小,30°吻合角度模型WSS<1 Pa面积最大;而在吻合口尖部和跟部,WSS<1 Pa面积随角度增大而逐渐减小。

鉴于上述剪切力云图分析结果,为进一步对比不同吻合角度下剪切力的区别,提取了壁面上剪切力的最大和最小值。结果显示,不同吻合角度模型最大WSS随角度的增大而减小,WSS最小值差距很小;4个吻合角度模型中,60°吻合角度模型WSS<1 Pa的面积最小,为7.027 mm²,30°吻合角度模型WSS<1 Pa的面积最大,为25.614 mm²,二者差距较大(见表1)。

3.1.2 剖面涡结构及流线分布分析 对汇流情况下不同吻合角度模型的涡结构云图及流线分布进行分析,由流线分布图可以明显看出,4个吻合角度模型中,在吻合口底部,涡流区域面积相差较小,其中90°吻合角度模型具有较大面积的涡流存在;在吻合口跟部,涡流面积也相差较小,其中30°吻合角度模型具有较大面积的涡流存在,并在吻合口尖

型WSS<1 Pa面积最小,90°吻合角度模型WSS<1 Pa面积最大;而在吻合口尖部,WSS<1 Pa面积随角度增大而逐渐减小;而在吻合口跟部,30°吻合角度模型WSS<1 Pa面积最小,60°吻合角度模型WSS<1 Pa面积最大。

表1 汇流情况下不同吻合角度AVF模型壁面剪切力最大值和低剪切力区域面积

Tab. 1 Maximum values of WSS and area of low shear region of AVF models with different anastomosis angles under retrograde flow condition

参数	吻合角度/(°)			
	30	45	60	90
最大 WSS/Pa	89.282	76.581	76.472	62.810
最小 WSS/Pa	0.034	0.070	0.192	0.067
WSS≤1Pa 面积/mm ²	25.614	15.102	7.027	11.776

部也存在大面积涡流。总体来说,45°、60°和90°吻合角度模型在涡流尺寸和强度上区别并不大(见图4)。

3.2 血流模式为分流的情况(分流比为2:8)

3.2.1 WSS分析 不同吻合角度模型局部放大的WSS分布如图5所示。观察收缩期剪切力分布,从吻合口总体来看,4个吻合角度模型中WSS<1 Pa面积随吻合角度增大而逐渐增大;而在吻合口底部,WSS<1 Pa面积随吻合角度增大而逐渐增大;而在吻合口尖部,WSS<1 Pa面积随角度增大而逐渐减小;而在吻合口跟部,WSS<1 Pa面积随吻合角度增大而逐渐增大。

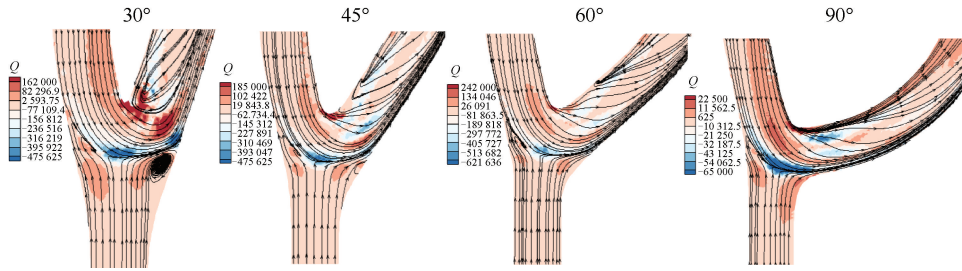


图4 汇流情况下不同吻合角度模型涡结构云图及流线分布

Fig. 4 Vortex structure cloud and streamlines of models with different anastomosis angles under retrograde flow condition

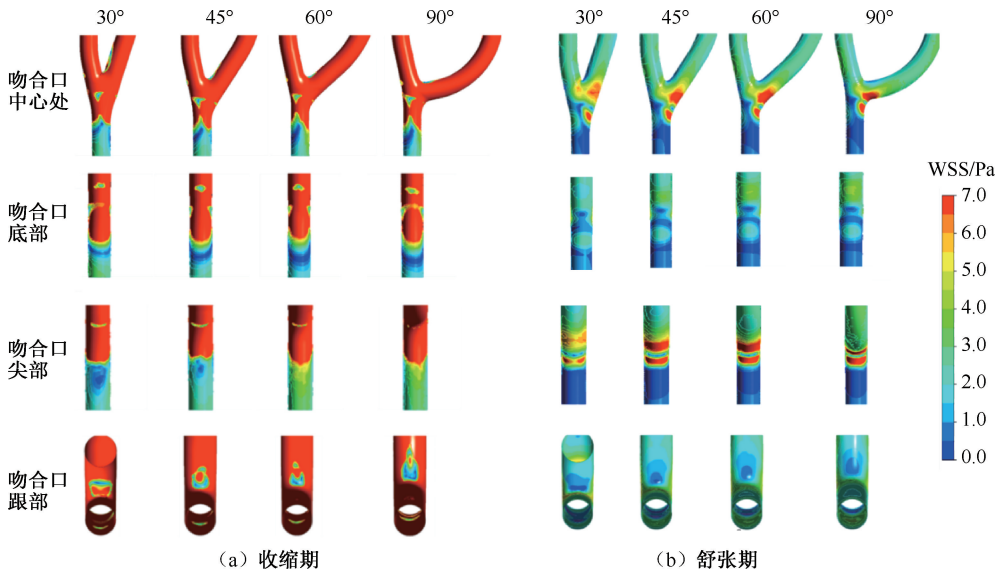


图5 分流情况下不同吻合角度模型剪切力云图

Fig. 5 WSS distribution of AVF with different anastomosis angles under anterograde flow condition

(a) At the systole stage, (b) At diastolic stage

然而观察舒张期的剪切力分布可知,在吻合口底部,4个吻合角度模型 WSS<1 Pa 面积随角度增大而逐渐增大;在吻合口跟部,WSS<1 Pa 面积随吻合角度增大而逐渐增大。

4个吻合角度模型中,90°吻合角度模型的 WSS 最大值最大,45°吻合角度模型 WSS 最大值最小;4个吻合角度模型 WSS 最小值差距很小,90°吻合角度模型 WSS<1 Pa 的面积最大,为 12.631 mm²;45°吻合角度模型 WSS<1 Pa 的面积最小,为 9.079 mm²。

3.2.2 剖面涡结构及流线分布分析 为进一步探究剪切力分布与流场的联系,对剖面流线分布进行分析。分流情况下,不同吻合角度的模型在吻合口底部和跟部都具有不同程度的涡流存在。在4个

表2 不同吻合角度 WSS 最大值和低 WSS 面积分布

Tab.2 Maximum values of WSS and area of low shear region of models with different anastomosis angles under anterograde flow condition

参数	吻合角度/(°)			
	30	45	60	90
最大 WSS/Pa	75.892	72.529	75.990	77.819
最小 WSS/Pa	0.037	0.012	0.008	0.023
WSS≤1 Pa 面积/mm ²	9.584	9.079	11.740	12.631

吻合角度模型中,在吻合口底部,30°吻合角度模型涡流强度和涡流分布面积最大,60°吻合角度模型涡流强度和涡流分布面积最小;在吻合口跟部,涡流面积相差较小。总体来说,60°吻合角度模型涡流强度和涡流分布面积最小(见图6)。

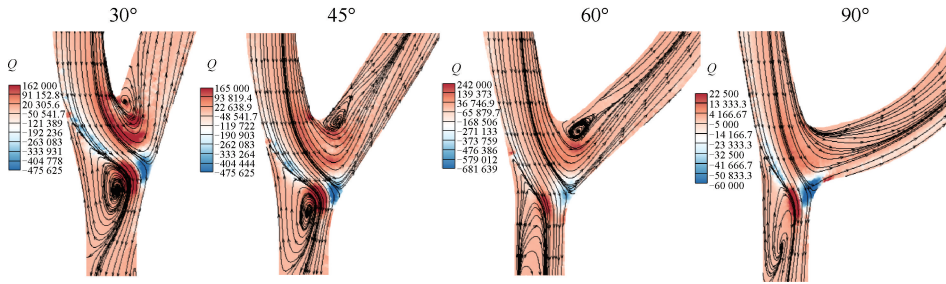


图6 分流情况下不同吻合角度模型涡结构云图及流线分布

Fig. 6 Vortex structure cloud and streamlines of models with different anastomosis angles under anterograde flow condition

4 结论

为了更加深入地探究血流动力学对 AVF 的影响,本文采用经优化且更符合人体生理特性的 AVF 模型,同时考虑血液在血管中的复杂流动特性及其与血管的相互作用。在优化模型的基础上进行 FSI 仿真,系统分析了不同流动模式及心动周期不同时刻下 4 种吻合角度(30°、45°、60°和 90°) AVF 模型的血管流场特征以及 WSS 分布。研究表明,在汇流模式下 60°吻合角度模型 WSS<1 Pa 的面积最小,且 45°、60°和 90°吻合角度模型在涡流尺寸和强度上差异并不显著。而在分流模式下,虽然 45°吻合角度模型 WSS<1 Pa 的面积最小,但 60°吻合角度模型涡流强度和涡流分布面积最小。值得注意的是,60°与 45°吻合角度模型在分流模式下 WSS<1 Pa 的面积差值仅为 2.661 mm²。综合评估在两种血流模式下血流动力学表现,建议选择 60°作为最佳吻合角度,可有效降低 AVF 血管狭窄的发生风险。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:王帆提出研究思路;郭金峰负责论文撰写以及仿真;张程负责数据处理以及理论分析;郭瑞欣负责图片处理以及理论分析;穆维娜负责解释数据以及提供必要数据;孔祥杰负责最终定稿。

参考文献:

[1] LEVIN A, TONELLI M, BONVENTRE J, *et al.* Global kidney health 2017 and beyond: A roadmap for closing gaps in care, research, and policy [J]. *Lancet*, 2017, 390 (10105): 1888-1917.

[2] COUSER WG, REMUZZI G, MENDIS S, *et al.* The contribution of chronic kidney disease to the global burden of major noncommunicable diseases [J]. *Kidney Int*, 2011, 80(12): 1258-1270.

[3] 2015 USRDS annual data report: Appendices [J]. *Am J Kidney Dis*, 2016, 67(3, Supplement 1): S391-S434.

[4] KDOQI clinical practice guideline and clinical practice recommendations for Anemia in Chronic Kidney Disease: 2007 Update of hemoglobin target [J]. *Am J Kidney Dis*, 2007, 50(3): 471-530.

[5] DIXON B S. Why don't fistulas mature? [J]. *Kidney Int*, 2006, 70(8): 1413-1422.

[6] ROY-CHAUDHURY P, SPERGER L M, BESARAB A, *et al.* Biology of arteriovenous fistula failure [J]. *J Nephrol*, 2007, 20(2): 150-163.

[7] LEE J, KIM S, KIM SM, *et al.* Assessing radiocephalic wrist arteriovenous fistulas of obtuse anastomosis using computational fluid dynamics and clinical application [J]. *J Vasc Access*, 2016, 17(6): 512-520.

[8] STELLA S, VERGARA C, GIOVANNACCI L, *et al.* Assessing the disturbed flow and the transition to turbulence in the arteriovenous fistula [J]. *J Biomech Eng*, 2019, 141(10): 101010.

[9] CARROLL J, VARCOE RL, BARBER T, *et al.* Reduction in anastomotic flow disturbance within a modified end-to-side arteriovenous fistula configuration: Results of a computational flow dynamic model: Reduction in AVF anastomotic flow disturbance [J]. *Nephrology*, 2019, 24 (2): 245-251.

[10] YANG CY, LI MC, LAN CW, *et al.* The anastomotic angle of hemodialysis arteriovenous fistula is associated with flow disturbance at the venous stenosis location on angiography [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020(8): 846.

[11] SHEMBEKAR S, ZODPE D, PADOLE P. Computational fluid-structure interaction simulation of hemodynamics of arteriovenous fistula [J]. *J Mech Med Bio*, 2023, 24(3):

- 362-369.
- [12] 万栋栋, 何鹏, 张武, 等. 颈动脉斑块的流固耦合数值模拟 [J]. 医用生物力学, 2023, 38(1): 116-122.
WAN DD, HE P, ZHANG W, *et al.* Fluid-structure interaction simulation of carotid plaque [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 116-122.
- [13] 冉鹏, 张焜林, 李闽旻. 基于双向流固耦合分析肿瘤对颈动脉血管发展及影响 [J]. 医用生物力学, 2024, 39(4): 699-705.
RAN P, ZHANG KL, LI MC. Analysis of development and influence of parent tumor on carotid artery based on two-way fluid-structure coupling method [J]. *J Med Biomech*, 2024, 39(4): 699-705.
- [14] 刘有军, 邓小燕. 心血管生物力学: 心血管疾病诊疗、预警的医工交叉解决方案 [J]. 生物医学工程学杂志, 2020, 37(6): 937-938.
- [15] WANG F, WANG BH, GUO JF, *et al.* Computational model-based hemodynamic comparisons of traditional and modified idealized models of autologous radiocephalic fistula [J]. *Int J Numer Methods Biomed Eng*, 2024, 40(10): e3856.
- [16] VAN CANNEYT K, MORBIDUCCI U, ELOOT S, *et al.* A computational exploration of helical arterio-venous graft designs [J]. *J Biomech*, 2013, 46(2): 345-353.
- [17] VAN TRICHT I, DE WACHTER D, TORDOIR J, *et al.* Comparison of the hemodynamics in 6 mm and 4-7 mm hemodialysis grafts by means of CFD [J]. *J Biomech*, 2006, 39(2): 226-236.
- [18] DJEBALI R, MEBAREK-LOUDINA F, RAJASHEKHAR C. Similarity solution analysis of dynamic and thermal boundary layers: Further formulation along a vertical flat plate [J]. *Phys Scr*, 2021, 96(8): 085206.
- [19] SWAIN K, MAHANTHESH B, MEBAREK-LOUDINA F. Heat transport and stagnation-point flow of magnetized nanoliquid with variable thermal conductivity, Brownian moment, and thermophoresis aspects [J]. *Heat Transf*, 2021, 50(1): 754-767.
- [20] 朱明娟, 常子奎. 生理及病理时血管顺应性、弹性模量改变的初步观察 [J]. 天津医药, 1991(12): 710-713.
- [21] JODKO DM, OBIDOWSKI DS, REOROWICZ P, *et al.* A two-stage model of an arteriovenous fistula maturation process [J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2020, 22(2): 139-153.
- [22] SIVANESAN S, HOW TV, BLACK RA, *et al.* Flow patterns in the radiocephalic arteriovenous fistula: An *in vitro* study [J]. *J Biomech*, 1999, 32(9): 915-925.
- [23] LI J, YOU Y, CHEN K. Applications of an eddy-viscosity eliminator based on sigmoid functions in reynolds-averaged navier-stokes simulations of sloshing flow [J]. *Chin Ocean Eng*, 2020, 34(4): 463-474.
- [24] JODKO D, OBIDOWSKI D, REOROWICZ P, *et al.* Blood flows in end-to-end arteriovenous fistulas: Unsteady and steady state numerical investigations of three patient-specific cases [J]. *Biocybern Biomed Eng*, 2017, 37(3): 528-539.
- [25] CHO YI, KENSEY KR. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows [J]. *Biorheology*, 1991, 28(3-4): 241-262.
- [26] SIVANESAN S, HOW T, BAKRAN A. Characterizing flow distributions in AV fistulae for haemodialysis access [J]. *Nephrol Dial Transplant*, 1998, 13(12): 3108-3110.
- [27] ROY-CHAUDHURY P, WANG Y, KRISHNAMOORTHY M, *et al.* Cellular phenotypes in human stenotic lesions from haemodialysis vascular access [J]. *Nephrol Dial Transplant*, 2009, 24(9): 2786-2791.

(上接第 1247 页)

- [11] 贾海波, 郑丽娟, 胡志雄, 等. 血压模拟器的计量校准与探索研究 [J]. 中国医疗设备, 2019, 34(11): 1-6.
- [12] 牛航舵, 袁思念, 朱子孚, 等. 微型无创血压测量与验证系统 [J]. 中国医疗器械杂志, 2022, 46(3): 278-282.
- [13] 李毅, 刘晓龙, 杨旸, 等. 利用光电容积描记法评估心血管系统功能研究进展 [J]. 医用生物力学, 2024, 39(2): 361-367.
LI Y, LIU XL, YANG Y, *et al.* Progress in functional assessment of the cardiovascular system using photoplethysmography [J]. *J Med Biomech*, 2024, 39(2): 361-367.
- [14] STEPHAN M, ALAN M. Technical evaluation of a simulator for accurate reproduction of oscillometric blood pressure pulses, providing traceability for automated oscillometric sphygmomanometers. [J]. *Biomed Phys Eng Express*, 2023, 9(6): 065003.
- [15] 邓小燕. 心血管生物力学专栏述评 [J]. 医用生物力学, 2023, 38(3): 417-419.
DENG XY. Commentary on the special column of cardiovascular biomechanics [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(3): 417-420.