

# 基于自体动静脉内瘘特定患者的血流动力学分析

林清晶<sup>1</sup>, 陆春来<sup>2</sup>, 宋成利<sup>1\*</sup>, 郭宏波<sup>3</sup>, 职康康<sup>3</sup>, 冯欣伟<sup>3</sup>

<sup>1</sup>上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

<sup>2</sup>中国人民解放军海军第九零五医院, 上海

<sup>3</sup>上海长征医院血管外科, 上海

收稿日期: 2023年2月1日; 录用日期: 2023年3月3日; 发布日期: 2023年3月10日

## 摘要

目的: 建立自体动静脉内瘘(Arteriovenous fistulas, AVF)特定患者的理想模型, 运用计算流体动力学(Computational fluid dynamics, CFD)方法分析血流行为, 为医生的临床研究和诊断提供参考。方法: 采集临床数据, 作为建模和仿真的基础。采用牛顿血液模型, 设置速度-压力耦合边界条件进行仿真计算, 结果选取速度、流线、壁面剪切应力(Wall Shear Stress, WSS)图以及特定截面的平均速度与面积平均壁面剪切应力数值结果参与血流动力学的评估。结果: 对于流速与流线, 两模型的平均速度均由桡动脉上游逐渐向瘘管下游递减, 高速血流都分布于模型瘘管段的外侧, 而端侧模型中靠近吻合口的上游, 则集中于模型内侧。WSS的分布规律与流速和流线的分布大体相同, 端侧模型在所有结果中还观测到了不对称的分布。结论: 本研究证实了CFD方法在临床诊断上有一定参考价值, 端侧内瘘在实际情况下血流状况比端端内瘘更为复杂。

## 关键词

自体动静脉内瘘, 三维建模, 计算流体动力学, 血流动力学, 壁面剪切应力

# Hemodynamic Analysis of Arteriovenous Fistula in Specific Patients

Qingjing Lin<sup>1</sup>, Chunlai Lu<sup>2</sup>, Chengli Song<sup>1\*</sup>, Hongbo Guo<sup>3</sup>, Kangkang Zhi<sup>3</sup>, Xingwei Feng<sup>3</sup>

<sup>1</sup>School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

<sup>2</sup>Chinese 905th Hospital of the People's Liberation Army Navy, Shanghai

<sup>3</sup>Department of Vascular Surgery, Shanghai Changzheng Hospital, Shanghai

Received: Feb. 1<sup>st</sup>, 2023; accepted: Mar. 3<sup>rd</sup>, 2023; published: Mar. 10<sup>th</sup>, 2023

\*通讯作者。

文章引用: 林清晶, 陆春来, 宋成利, 郭宏波, 职康康, 冯欣伟. 基于自体动静脉内瘘特定患者的血流动力学分析[J]. 建模与仿真, 2023, 12(2): 892-900. DOI: 10.12677/mos.2023.122085

## Abstract

**Objective:** Establish ideal models of Arteriovenous fistulas (AVF) in specific patients, and use computational fluid dynamics (CFD) to analyze blood behavior to provide reference for doctors' clinical research and diagnosis. **Methods:** Collect clinical data as a basis for modeling and simulation. Newtonian blood models were used, and the velocity-pressure coupling boundary conditions are set for simulation calculation. In the results, the plot of velocity, streamline, Wall Shear Stress (WSS), as well as the average velocity and area average wall shear stress numerical results of specific sections were selected to participate in the hemodynamic evaluation. **Results:** For the velocity and streamline, the axial comparison shows that the average velocity of the two models gradually decreases from the PA segment to the VD segment. The cross-sectional comparison showed that the high-speed blood flow was distributed on the outside of the VD segment of the model, while the PA segment near the anastomosis in the end-to-side model was concentrated on the inside of the model. The distribution of WSS is roughly the same as the distribution of velocity and streamline, and the end-to-side model also observed asymmetric distribution in all results. **Conclusions:** This study confirms that the CFD method has some reference value in clinical diagnosis, and end-to-side fistula is more complicated in practice than end-to-end fistula.

## Keywords

Arteriovenous Fistula, Three-Dimensional Modeling, Computational Fluid Dynamics, Hemodynamics, Wall Shear Stress

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

血液透析(Hemodialysis, HD), 是终末期肾病(End stage renal disease, ESRD)患者的一种有效肾脏替代治疗办法。对于透析患者来说, 最重要的就是建立通畅、有效的血管通路[1]。常见的血管通路有: 临时性通路、半永久性通路和永久性通路。半永久性通路依赖于对患者植入中心静脉导管(Central venous catheter, CVC), 适用于中长期的透析。永久性的血管通路通常指建立动静脉内瘘, 包括自体动静脉内瘘(Arteriovenous fistulas, AVF)和移植血管内瘘。自体动静脉内瘘是目前应用最多、效果最好的透析用血管通路[2]。

血管吻合(Anastomosis), 是血管外科中常见的手术办法, 医生利用针线或吻合器将两段不同的血管进行吻合操作, 使之形成新的畅通血路。常见的血管吻合方式有端端吻合、端侧吻合和侧侧吻合三种。建立自体动静脉内瘘, 依赖于血管吻合的技术, 在临床上是将邻近的一根动脉与静脉进行吻合形成瘘口, 让原本的静脉中充盈动脉血, 使“静脉动脉化”, 以满足透析过程中的大流量要求[3]。经过众多临床研究与术后随访的反馈, 在三种吻合方式上, 采用桡动脉与头静脉行端侧吻合的方式进行造瘘, 在瘘口成熟后, 患者的血液透析通畅率较高, 血流量较大, 术后并发症发生率也较低, 是动静脉造瘘术中效果最佳的一种, 因此端侧吻合也作为指南的首选吻合方式而被推荐[4]。

然而, 针对不同吻合方式建立内瘘的效果, 医生大多通过术后随访反馈的结果进行统计分析, 缺乏计算与数值模拟这类理论层面的研究。因此, 也有很多学者关注到了运用计算流体力学(Computational

fluid dynamics, CFD)的方式, 将内瘘的血流动力学可视化、参数化, 由此为医生的诊断和患者的治疗提供更精确的服务。

本研究紧跟学者们的步伐, 根据从医院搜集到分别采用端端吻合和端侧吻合手术造瘘的特定患者, 采集内瘘节段的重要参数, 建立理想的三维模型, 借助计算机有限元分析软件, 对内瘘节段的血流进行仿真, 展现血管局部的血流动力学状况, 将仿真得到的速度、流线、壁面剪切应力(Wall shear stress, WSS)的分布结果以及几个特定截面采集的平均速度与面积平均壁面剪切应力(Area average wall shear stress, AWSS)数值结果进行对比分析, 从而评估模型的血流动力学行为。

## 2. 材料与方法

### 2.1. 数据采集

从上海九零五医院血液透析科采集 2 例特定患者数据。患者均选取上肢桡动脉与头静脉吻合建立自体动静脉内瘘, 并在瘘管成熟后长期稳定进行血液透析, 其中分别采用端端吻合、血流顺行的端侧吻合患者各 1 例, 患者均为男性, 年龄均在 60~70 岁间, 内瘘龄均为 3~4 年, 吻合口处无明显狭窄和其他血管并发症。

受到医院对患者数据的管控, 本文仅运用多普勒超声采集患者重要截面的血管内径, 得到建模的基础数据。表 1 展示了建立 CFD 模型时参考的内瘘节段各出入口以及吻合口的血管内径, 两个模型均采样了以吻合口为中心, 2 cm 为半径, 视野内血管较平滑段的内径大小。

Table 1. Data for patients

表 1. 患者数据

患者编号	吻合方式	血管内径(mm)			
		吻合口(A0)	桡动脉近端(PA)	瘘管(VD)	桡动脉远端(DA)
患者 1	端端	2.0	2.2	5.2	\
患者 2	端侧	1.8 × 4.5	2.5	4.4	1.9

### 2.2. 三维建模

根据上述患者数据, 利用计算机软件 SolidWorks 2016 (Dassault Systemes 子公司, 法国)建立理想的血管三维模型。在 x-y 平面上绘制血管中心线的走向, 以各位置的横截面内径为基准, 采用放样操作建模成型, 得到如图 1 所示的内瘘节段理想模型。为了后面更方便对模型进行描述, 模型的桡动脉近端(上游)标为 PA (Proximal radial artery), 桡动脉远端为 DA (Distal radial artery), 瘘管(下游)为 VD (Vein downstream), 吻合口为 A0, 仿真中各出入口则分别标示为 dd inlet、dd outlet、dc inlet、dc outlet 1、dc outlet 2。

### 2.3. 血流动力学仿真

将内瘘模型导入有限元分析软件 Workbench 19.2 (ANSYS 公司, 美国), 在 fluent 模块中完成仿真的前后处理设置, 对 CFD 模型进行完整心动周期的瞬态分析。假设血液为不可压缩的流体, 动力黏度设为 0.0035 Pa s [5], 血液密度统一置为 1040 kg/m<sup>3</sup> [6], 壁面当作无滑移的固壁处理[7]。两个低雷诺数的模型, 采用 SST k- $\omega$  湍流模型进行计算, 会彰显其优势。网格划分中均采用四面体非结构网格, 网格单元尺寸设为 0.2 mm, 插入了六层边界层, 保持边界层厚度不变, 统一设置总层高为 0.6 mm。

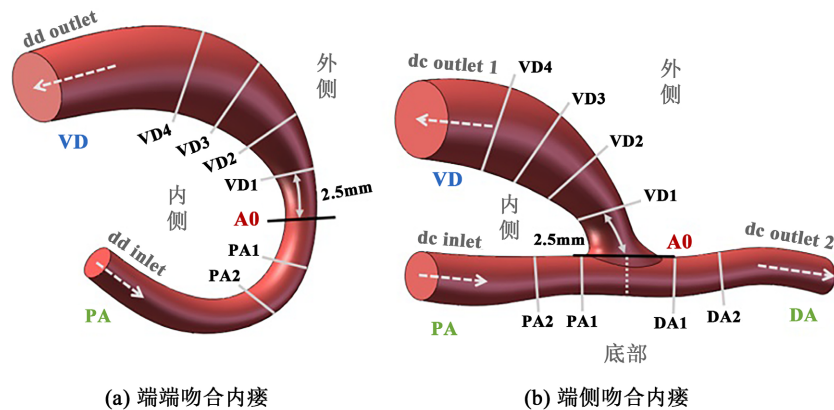


Figure 1. Ideal 3D model of fistula segments  
图 1. 内瘘节段的理想三维模型

设置速度 - 压力耦合边界条件, 选取了一个完整心动周期 0.8 s 中的 6 个特征值作为参考, 各出入口特征位置的体积流量变化曲线如图 2 所示, 各标示与图 1 相对应。dd inlet 和 dc inlet 分别设置入口中心线的速度变化特征值, 该值是基于血管内径和流量变化值转化得到, 出口 dd outlet 与 dc outlet 2 相对压力设为零, 而端侧模型中瘘管的 dc outlet 1 设置为速度变化出口。该设置参照了 Bogdan Ene-Iordache 等人的研究[8], 对于端侧吻合模型能够很好的对瘘管进行精确的流量分配, 本研究采集的端侧吻合患者中, 瘘管分流了桡动脉约 80% 的流量。

计算过程中, 设置了每个心动周期固定 40 个时间步, 每个时间步长 0.02 s。为了防止血流的初始瞬变, 仿真中共计算了两个完整心动周期, 结果只以第二周期为准。

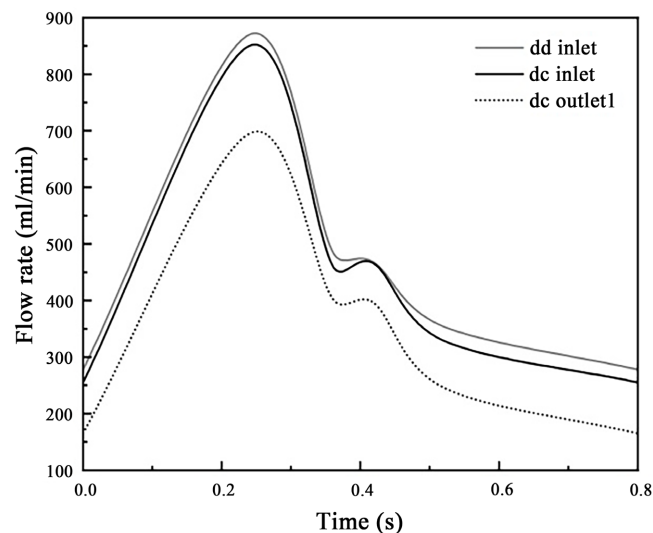


Figure 2. Volume flow curve for a cardiac cycle  
图 2. 一个心动周期的体积流量变化曲线

### 3. 仿真结果与分析

仿真的结果选取了两个模型的纵截面速度分布、流线分布和壁面剪切应力进行分析, 如图 3 所示; 数值模拟部分, 分别采集了几个特定横截面上的平均速度值和面积平均壁面剪切应力 AWSS 值绘制图线

进行分析,如图4所示。几个特定横截面标示于图1中,以吻合口A0为基准,桡动脉上游PA段选取了两个横截面PA1、PA2,瘘管下游VD段选取了四个截面VD1~VD4,端侧模型还在桡动脉远端DA段选取了两个截面DA1、DA2,每个相邻截面中心的直线距离为2.5 mm。

### 3.1. 流速与流线分布

图3中展示了入口速度峰值 $t = 0.24$  s时刻, x-y 纵截面上的速度分布图a1、b1,以及总体的流线分布图a2、b2,选取模型的纵截面是因为两个模型关于x-y平面呈现出对称性,而选取 $t = 0.24$  s时刻是由于该时刻能展现出一个心动周期内血流分布最明显的特征。

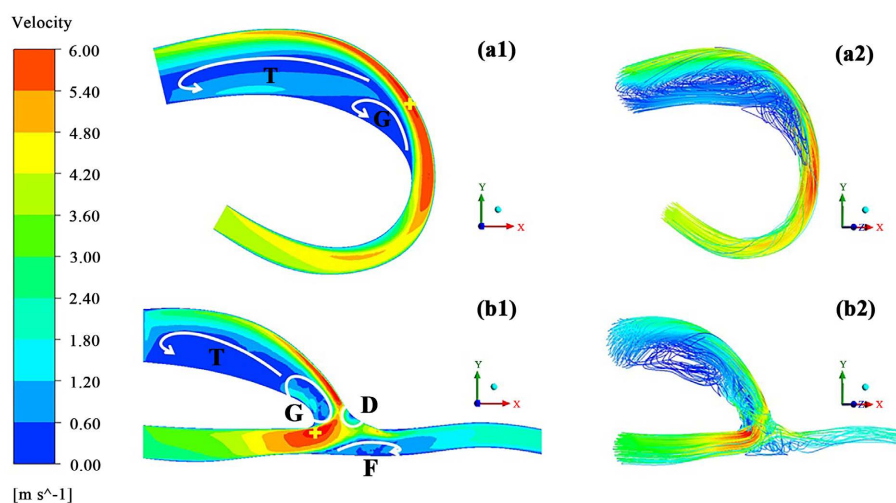


Figure 3. Velocity and streamline distribution at peak time of  $t = 0.24$  s

图3.  $t = 0.24$  s 峰值时刻的速度与流线分布图

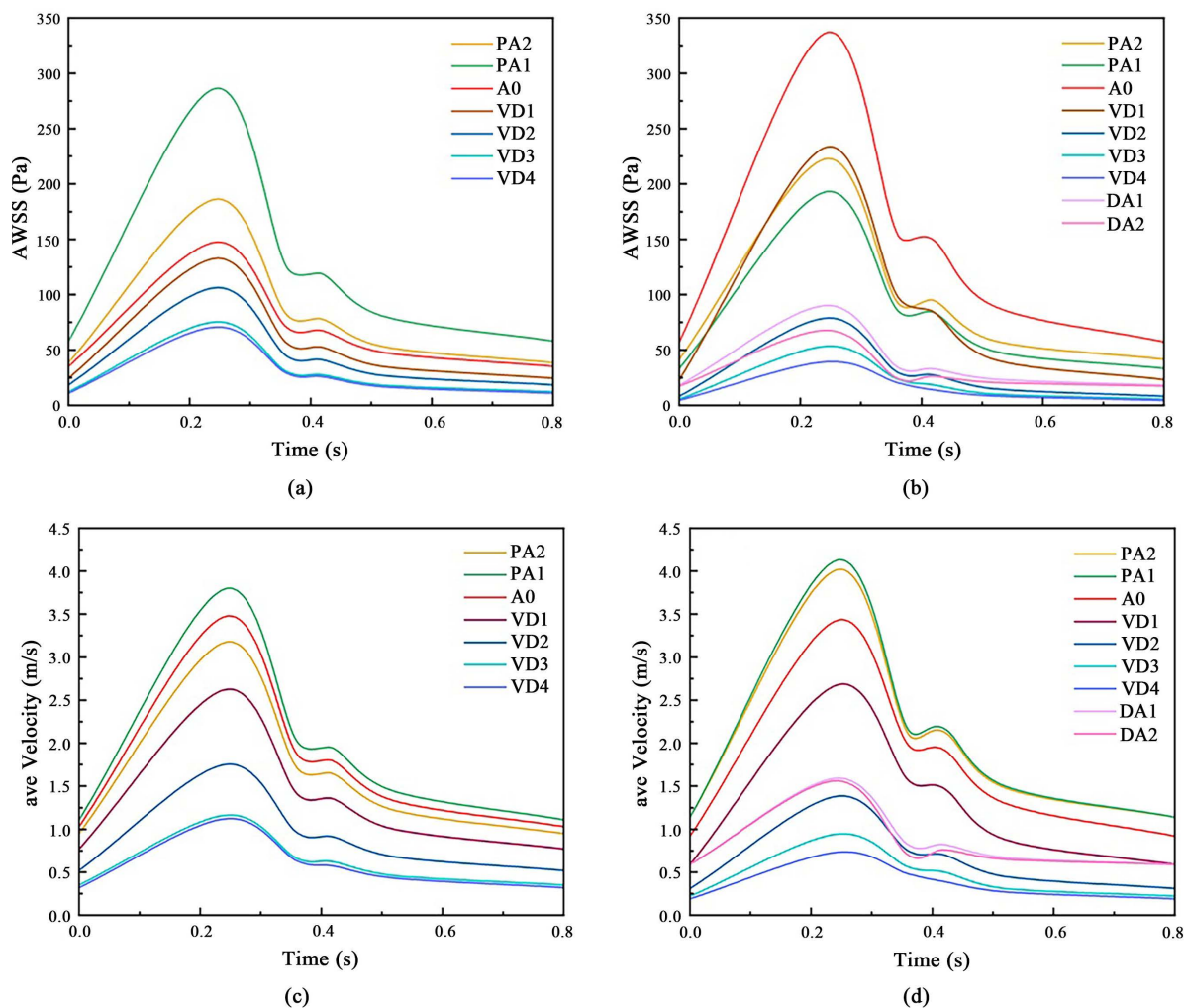
在图3的纵截面速度分布图a1、b1中,清晰展现了两模型横向的血流分布规律,仿真中红色的区域往往是最先引起关注的,结合三维的流线分布图得出以下结论:对于端端模型来说,中速且均匀的流束从PA段流向吻合口,在靠近吻合口的区域,流束开始集中并偏转向模型外侧流向VD段,最大速度位置出现在VD段距吻合口中心约5 mm的截面上,并在a1图中用黄色十字进行了标示。对于端侧模型的PA与VD段,血流的分布规律大体与端端模型相同,但在靠近吻合口5 mm范围的PA段出现了更大范围向内侧集中的流束,并且最大速度位置出现于PA段距吻合口中心垂直距离约2.5 mm的截面上,而比端端模型多出来的分流DA段,流束在经过吻合口的复杂流动后,以低于PA段速度的均匀流束流向桡动脉远端。两模型速度最大值均达到了近6 m/s,远高于仿真入口输入的流速值,这与血流的集中加速和模型内径在吻合口处相对于直段血管略窄的原因有关。

同时可以注意到, a1与b1图中出现了较多白色箭头或椭圆框标示出来的低速血流区域:两模型的VD段,血流与外壁面相撞,在瘘管内侧形成了大片血流停滞区T,并在a2和b2图中能观察到T区的低速涡旋中心;两模型的吻合口根部,由于血流在弯曲段流动受到壁面形状的限制,而产生朝向血管弯曲方向的回旋力,该力使得不稳定流动的血液在靠近内壁周围形成了较小的回流区G;端侧模型的吻合口外侧和桡动脉底部,血流在吻合口外壁面撞击,由原本集中的一束分离为向VD和向DA流动的两束,因此吻合口外侧形成了非常小的低速分离区D,该区域也是在目前的仿真研究中,常常被忽视的区域,而经过撞击流向DA的血流也会因为回旋力的作用,在模型底部形成一块较小的回流区F。

结合图4中各截面的速度曲线进行比较,可以发现血流在血管轴向的分布规律:总体来看,平均速

度呈现出 PA 段大于吻合口段大于 DA 段大于 VD 段的趋势, 较快的血流均集中在吻合口以及 PA 段靠近吻合口 5 mm 的区域内, 端侧模型分流了 20% 流量的 DA 段平均流速相当并高于大部分 VD 段截面, 而 VD 段在远离吻合口大于 2.5 mm 的各截面普遍呈现较低的平均流速水平。

事实上, 图 3 中流速与流线分布的横向对比结果与图 4 中各横截面流速数值曲线的轴向对比规律是相吻合的, 即使 VD 段外侧出现高速集中的血流, 模型内侧占据主导的大片低速血流区域 T 和 G 也会将平均流速的数值拉低, 进一步说明自动静脉内瘘模型的典型血流分布特征。



**Figure 4.** The average velocity and AWSS plot line of specific sections: (a) the average velocity of end-to-end fistula, (b) the average velocity of end-to-side fistula, (c) AWSS of end-to-end fistula, (d) AWSS of end-to-side fistula

**图 4.** 特定截面的平均速度与 AWSS 图线: (a) 端端内瘘平均速度, (b) 端侧内瘘平均速度, (c) 端端内瘘 AWSS, (d) 端侧内瘘 AWSS

### 3.2. 壁面剪切应力分布

图 5 展示了  $t = 0.24$  s 入口速度峰值时刻两模型的壁面剪切应力分布图, 为了更好结合血管病理性因素进行分析, 抽离了模型中小于 1 Pa 的低壁面剪切应力(Low wall shear stress, LWSS)等值面和大于 20 Pa 的高壁面剪切应力(High wall shear stress, HWSS)等值面进行呈现, 其余空缺的位置都是处于正常血管生理性水平( $1 \text{ Pa} < \text{WSS} < 20 \text{ Pa}$ )的区域。

总体来看, WSS 的分布图与图 3 所示的高速血流区域以及低速血流的停滞区域吻合得很好。HWSS 区域集中于整个 PA 段、吻合口段、VD 段外侧区域以及 DA 段除了桡动脉底部的区域; VD 段内侧的大片区域以及端侧模型桡动脉底部处于生理性水平而保持相对稳定; 小部分的 LWSS 区域在 VD 段的内壁面零散分布。

局部观察, 两模型的 VD 段分别在外侧壁面和内侧壁面出现了 HWSS 和 LWSS 区域, 并且外壁面的 HWSS 区域出现了极高的数值( $>200$  Pa)。一些研究表明[8] [9], 瘘管成熟前外侧壁面的 HWSS 是促进瘘管扩张重建的原因之一, 这也是人为造瘘增大瘘管流量来满足透析需求的目的所在, 但血细胞长时间暴露在 HWSS ( $WSS > 20$  Pa)下, 可能会增加溶血风险。而 Carroll 等人[10]的研究表明, 成熟的瘘管中会发现更高的 WSS 值, 并且说明了成熟瘘管依旧有持续扩张的趋势, 本文的研究也同样观察到了这一现象。同时 LWSS ( $WSS < 1$  Pa)区域可能引起血小板的聚集, 导致血栓形成和瘘管功能障碍[11]。因此, 选择更直的血管来建立动静脉内瘘, 一定程度上会降低血栓形成的风险。

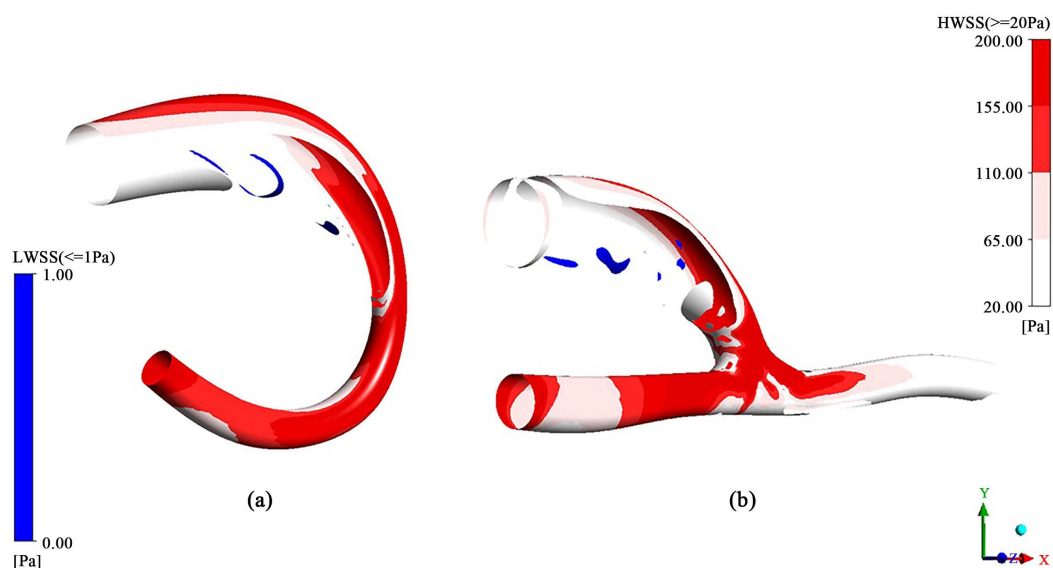


Figure 5. Wall shear stress distribution at the peak time of  $t = 0.24$  s

图 5.  $t = 0.24$  s 速度峰值时刻的壁面剪切应力分布图

在 CFD-Post 中借助软件自带的公式, 获取每个截面的面积平均 AWSS 变化值呈现于图 4 下半部分。横向比较两模型的 AWSS 图线, 端侧模型截面 A0 和 VD1 的 AWSS 值明显高于端端模型, 而其他 VD 段和 DA 段截面的 AWSS 值均低于端端模型; 纵向对比 AWSS 图线与速度图线, 端端模型的分布规律基本一致, 端侧模型中除了 A0 和 VD1 截面出现了极高的 AWSS 值, 其他截面的分布规律也基本与速度图线保持一致。

值得注意的是, 即使在两个模型均关于  $x$ - $y$  平面对称建立的前提下, 端侧模型中仍观测到了不对称分布的 WSS, 可见实际情况中, 经过吻合口双向分流的血液流动行为远比仿真模拟的结果更复杂。

#### 4. 讨论

由于实验条件的限制, 这项研究存在一定的局限性: 1) 瘘口建模方面, 如果能获取具有三维参数的彩超影像图, 并运用 mimics 进行三维重建, 可以得到更符合患者真实状况的 CFD 模型, 也会使仿真结果更精确而有说服力; 2) 仿真过程中, 没有考虑血管壁的灵活性, 以及血液的非牛顿流体特性, 虽然根

据一些研究者的观点,刚性管壁和牛顿血液模型的假设是合理的,但实际上血管管壁的灵活性和血流动力黏度随着流速的变化不应被忽视;3) 剪切震荡指数(oscillating shear stress, OSI)在评估动静脉内瘘中是一个常见的指标,比起单纯运用 WSS 的分布对血管进行评估,它能反映 WSS 在一个周期内方向的变化,能更精确的描述血流在局部区域往复的扰动行为。由于 fluent 软件中不可直接展示该指标的分布图,获取方式也较为困难,单纯运用 WSS 分布图与 AWSS 数值图线对模型进行描绘,也能初步对患者自体动静脉内瘘的血流动力学状况进行评估。

## 5. 总结与展望

本研究根据患者数据建立了端端吻合及端侧吻合的 CFD 模型各一例,模拟了一个心动周期内两种内瘘模型的血流动力学行为,结果中针对模型的速度、流线和壁面剪切应力的分布情况进行了对比分析,并采集了几个特定截面的平均流速与 AWSS 值进行数值模拟分析,得出以下结论:对于流速与流线的分布规律,端端吻合与端侧吻合内瘘的血流平均速度均从桡动脉上游逐渐向瘘管下游递减,瘘管段高速且集中的血流几乎都分布于外侧,而内侧则存在大片低速回流区;壁面剪切应力的分布与速度分布规律大体相同,HWSS 区域和 LWSS 区域分别与外侧的高速血流和内侧的低速回流区相对应,而在对称的端侧模型中观测到仿真结果不对称的分布,说明端侧吻合内瘘在实际情况下的血流状况比端端吻合内瘘更为复杂。

本研究的实验结果和结论可作为动静脉内瘘血流动力学相关研究的参考,同时本次研究也证实了 CFD 对于临床诊断有一定参考价值。一些研究表明[12],内瘘的失效给患者带来了更严重的并发症,适当的 CFD 方法有助于将 AVF 静脉部分发生复杂流动的路径可视化,并量化速度和剪应力,为肾科医生和内科医生提供可靠的工具,帮助他们更好地了解这些特定血管中的流体动力学,从而更快更好的制定出符合特定患者的治疗方案。

## 参考文献

- [1] Kanda, H., Hirasaki, Y., Iida, T., *et al.* (2017) Perioperative Management of Patients with End-Stage Renal Disease. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, **31**, 2251-2267. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2017.04.019>
- [2] Satta, E., Romano, C., Alfarone, C., *et al.* (2022) A Narrative Review on Arteriovenous Fistula for Hemodialysis. *Giornale italiano di nefrologia: organo ufficiale della Societa italiana di nefrologia*, **39**, 2022-vol4.
- [3] Bhuiyan, I., Misskey, J.D. and Hsiang, Y.N. (2022) The Arteriovenous Fistula and the History of a Forgotten Pioneer. *Journal of Vascular Surgery Cases, Innovations and Techniques*, **8**, 688-692. <https://doi.org/10.1016/j.jvscit.2022.06.022>
- [4] 金其庄, 王玉柱, 叶朝阳, 施雅雪. 中国血液透析用血管通路专家共识(第 2 版) [J]. 中国血液净化, 2019, 18(6): 365-381.
- [5] He, Y., Terry, C.M., Nguyen, C., *et al.* (2013) Serial Analysis of Lumen Geometry and Hemodynamics in Human Arteriovenous Fistula for Hemodialysis Using Magnetic Resonance Imaging and Computational Fluid Dynamics. *Journal of Biomechanics*, **46**, 165-169. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.09.005>
- [6] Daniel, J., Damian, O., Piotr, R., *et al.* (2017) Blood Flows in End-to-End Arteriovenous Fistulas: Unsteady and Steady State Numerical Investigations of Three Patient-Specific Cases. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, **37**, 528-539. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2017.05.006>
- [7] Perktold, K. and Rappitsch, G. (1995) Computer Simulation of Local Blood Flow and Vessel Mechanics in a Compliant Carotid Artery Bifurcation Model. *Journal of Biomechanics*, **28**, 845-856. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)95273-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)95273-8)
- [8] Ene-Iordache, B. and Remuzzi, A. (2012) Disturbed Flow in Radial-Cephalic Arteriovenous Fistulae for Haemodialysis: Low and Oscillating Shear Stress Locates the Sites of Stenosis. *Nephrology, Dialysis, Transplantation: Official Publication of the European Dialysis and Transplant Association*, **27**, 358-368. <https://doi.org/10.1093/ndt/gfr342>
- [9] Ene-Iordache, B., Semperboni, C., Dubini, G., *et al.* (2015) Disturbed Flow in a Patient-Specific Arteriovenous Fistula for Hemodialysis: Multidirectional and Reciprocating Near-Wall Flow Patterns. *Journal of Biomechanics*, **48**, 2195-2200.



- <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.013>
- [10] Carroll, G., McGloughlin, T.M., Burke, P.E., *et al.* (2011) Wall Shear Stresses Remain Elevated in Mature Arteriovenous Fistulas: A Case Study. *Journal of Biomechanical Engineering*, **133**, 9 p. <https://doi.org/10.1115/1.4003310>
- [11] Malek, A.M., Alper, S.L. and Izumo, S. (1999) Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis. *JAMA*, **282**, 2035-2042. <https://doi.org/10.1001/jama.282.21.2035>
- [12] Yan, Y., Ye, D., Yang, L., *et al.* (2018) A Meta-Analysis of the Association between Diabetic Patients and AVF Failure in Dialysis. *Renal Failure*, **40**, 379-383. <https://doi.org/10.1080/0886022X.2018.1456464>