

食管胃底静脉曲张个体化计算流体力学：牛顿与非牛顿模型比较

杨红鱼*, 董慧敏*, 郭立#

昆明医科大学第二附属医院放射科, 云南 昆明

收稿日期: 2026年4月12日; 录用日期: 2026年5月6日; 发布日期: 2026年5月13日

摘要

目的: 构建肝硬化食管胃底静脉曲张血流动力学模型, 比较牛顿流体与非牛顿流体模型在不同边界条件下的模拟差异。方法: 选取1例典型肝硬化食管胃底静脉曲张患者, 基于Fluent软件设置5种血液粘度模型, 开展计算流体力学仿真, 并利用Python对门静脉主干、门静脉左支、门静脉右支、食管胃底静脉、脾静脉及肠系膜上静脉等区域的血流动力学参数进行统计分析。结果: 不同血液粘度模型对门静脉系统血流动力学参数的预测存在显著影响。与各非牛顿流体模型相比, 牛顿流体模型整体表现为低估TAWSS、高估OSI与RRT, 并预测出更强的局部流动扰动及螺旋流结构。结论: 在肝硬化门静脉高压患者的个体化血流动力学评估中, 建议优先采用能够反映剪切稀化特性的非牛顿流体模型。

关键词

肝硬化, 门静脉高压症, 食管胃底静脉曲张, 计算流体力学

Individualized Computational Fluid Dynamics of Esophagogastric Varices: Comparison of Newtonian and Non-Newtonian Models

Hongyu Yang*, Huimin Dong*, Li Guo#

Department of Radiology, The Second Affiliated Hospital of Kunming Medical University, Kunming Yunnan

Received: April 12, 2026; accepted: May 6, 2026; published: May 13, 2026

*共同一作。

#通讯作者。

文章引用: 杨红鱼, 董慧敏, 郭立. 食管胃底静脉曲张个体化计算流体力学: 牛顿与非牛顿模型比较[J]. 临床医学进展, 2026, 16(5): 868-880. DOI: 10.12677/acm.2026.1651883

Abstract

Objective: To construct a hemodynamic model of esophagogastric varices in liver cirrhosis and compare the simulation differences between Newtonian and non-Newtonian fluid models under various boundary conditions. **Methods:** A patient with typical cirrhotic esophagogastric varices was selected. Five blood viscosity models were configured using Fluent software to perform computational fluid dynamics simulations. Hemodynamic parameters in regions including the main portal vein, left portal vein, right portal vein, esophagogastric varices, splenic vein, and superior mesenteric vein were statistically analyzed using Python. **Results:** Different blood viscosity models had significant effects on the prediction of hemodynamic parameters in the portal venous system. Compared with the non-Newtonian models, the Newtonian model generally underestimated TAWSS, overestimated OSI and RRT, and predicted stronger local flow disturbances and helical flow structures. **Conclusion:** In individualized hemodynamic assessment of patients with cirrhotic portal hypertension, it is recommended to prioritize non-Newtonian fluid models that can capture shear-thinning characteristics.

Keywords

Liver Cirrhosis, Portal Hypertension, Esophagogastric Varices, Computational Fluid Dynamics

Copyright © 2026 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

食管胃底静脉曲张(Esophagogastric Variceal, EGV)是肝硬化门静脉高压常见的侧支循环。近年来,计算流体力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)的血流动力学分析逐渐被应用于门静脉系统研究,但牛顿流体模型和非牛顿流体模型对门静脉系统血流动力学参数的预测影响目前尚无定论。本研究采用计算流体力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)技术构建肝硬化食管胃底静脉曲张模型,比较不同血液粘度模型对门静脉系统血管的影响,为个体化模型的建立提供指导。

2. 材料与方法

2.1. 三维模型构建

选取 1 例肝硬化门静脉高压伴食管胃底静脉曲张患者,将其门脉期 CTA 影像导入 Mimics 21.0 软件和 3-Matic 软件构建门静脉系统三维实体模型。

2.2. 有限元模型

2.2.1. 网格划分

ANSYS Fluent Meshing 中在血管壁面生成 5 层边界层网格,体网格采用四面体单元离散,以充分捕捉复杂几何形态及分叉、迂曲结构。网格质量评估显示最小正交质量大于 0.2,满足计算精度要求。

2.2.2. 物理假设与控制方程

为建立门静脉系统血流动力学数值模型,作如下假设:血液为不可压缩流体,密度为 1060 kg/m^3 ;血

管壁视为刚性壁面, 满足无滑移边界条件; 血流处于层流状态。基于上述假设, 血流运动满足不可压缩流体的连续性方程与 Navier-Stokes 方程。

2.2.3. 边界条件设置

入口边界条件采用质量流量入口(Mass Flow Inlet)形式, 出口边界条件采用流量分配的方式进行设置。在 ANSYS Fluent 2022R1 中进行瞬态求解, 压力 - 速度耦合采用 SIMPLE 算法, 计算时长覆盖 3 个心动周期。

2.3. 血液粘度模型设计

血液为典型非牛顿流体, 呈现剪切稀化特征[1]-[3]。为评估不同粘度假设对血流动力学预测的影响, 本研究分别采用牛顿流体模型及四种非牛顿模型(Power-Law, Carreau, Cross, Quemada)进行对比分析。各模型参数设置详见表 1, 动力粘度随剪切率的变化趋势如图 1 所示。

2.4. 评价指标与统计分析

本研究重点分析时间平均壁面剪切应力(Time-Averaged Wall Shear Stress, TAWSS)、振荡剪切指数(Oscillatory Shear Index, OSI)及相对停留时间(Relative Residence Time, RRT)、血液流线及局部归一化螺旋度。根据解剖结构, 将模型划分为门静脉主干、门静脉左支、门静脉右支、食管胃底静脉、脾静脉及肠系膜上静脉六个区域。对于每种粘度模型, 在各区域内导出全部数据点的血流动力学参数, 计算其均值与标准差。比较不同粘度模型间的差异时, 采用配对 t 检验或 Wilcoxon 符号秩检验, 以 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。采用箱线图对各区域血流动力学参数分布进行可视化分析。统计分析采用 Python 完成。

Table 1. Parameter settings for the blood rheological models

表 1. 各血液粘度模型中的参数设置

模型	参数
牛顿流体模型	$\mu = 0.00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$
Power-law 模型	$K = 0.01467$ $n = 0.7755$
Carreau 模型	$\mu_0 = 0.056 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ $\mu_\infty = 0.00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ $\lambda = 3.131 \text{ s}$ $n = 0.3568$
Cross 模型	$\mu_0 = 0.0364 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ $\mu_\infty = 0.00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ $\gamma_c = 2.63 \text{ s}^{-1}$ $n = 1.45$
Quemada 模型	$\mu_F = 0.0012 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ $\phi = 0.45$ $K_0 = 4.33$ $K_\infty = 2.07$ $\gamma_c = 1.88 \text{ s}^{-1}$

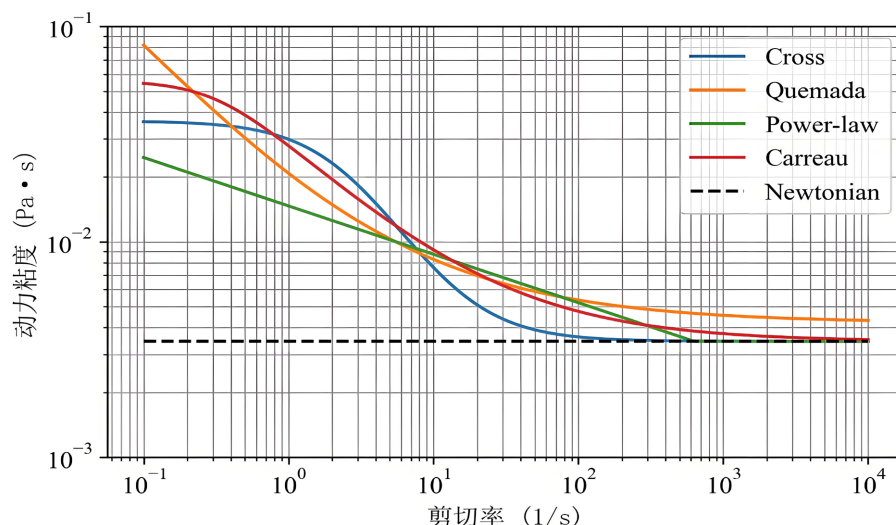


Figure 1. Relationship between blood dynamic viscosity and shear rate for different blood rheological models

图 1. 各血液粘度模型中血液动力粘度与剪切率的关系

3. 结果

3.1. 时间平均壁面剪切应力

不同血液粘度模型预测的 TAWSS 空间分布基本一致,但数值存在差异,其中牛顿模型预测的 TAWSS 值明显偏低(图 2)。各血管区域 TAWSS 均值与标准差见表 2。以牛顿模型为基准,采用 Wilcoxon 符号秩检验比较各非牛顿模型与牛顿模型的差异。结果显示,各非牛顿模型预测的 TAWSS 值与牛顿模型相比均存在显著差异($P < 0.001$)。门静脉主干与食管胃底静脉区域的 TAWSS 分布箱线图如图 3 所示,牛顿模型整体低估了 TAWSS 水平。

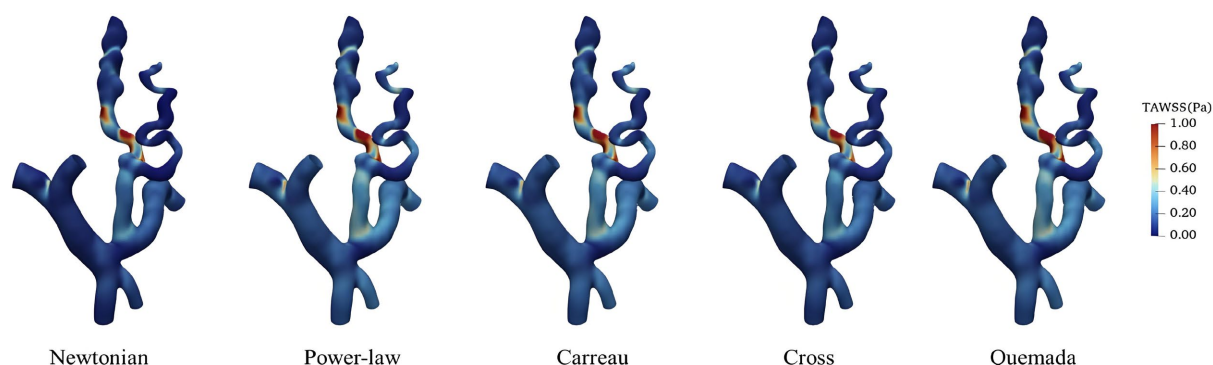


Figure 2. TAWSS distribution predicted by different blood rheological models

图 2. 不同血液粘度模型预测得到的 TAWSS 分布

Table 2. TAWSS values (Pa) in different venous segments predicted by various blood rheological models

表 2. 各血液粘度模型预测的不同静脉段的 TAWSS 值(Pa)

区域	统计值	牛顿模型	非牛顿模型			
			Power-law	Carreau	Cross	Quemada
门静脉主干	Mean	0.088	0.150	0.148	0.119	0.144
	SD.	0.026	0.037	0.034	0.025	0.036

续表

门静脉左支	Mean	0.088	0.154	0.151	0.120	0.147
	SD.	0.035	0.042	0.038	0.029	0.041
门静脉右支	Mean	0.079	0.133	0.130	0.101	0.127
	SD.	0.055	0.073	0.066	0.050	0.072
肠系膜上静脉	Mean	0.082	0.171	0.165	0.124	0.161
	SD.	0.016	0.023	0.021	0.016	0.022
脾静脉	Mean	0.115	0.180	0.173	0.137	0.173
	SD.	0.041	0.060	0.056	0.043	0.058
食管胃底静脉	Mean	0.184	0.264	0.255	0.211	0.266
	SD.	0.229	0.260	0.253	0.224	0.281

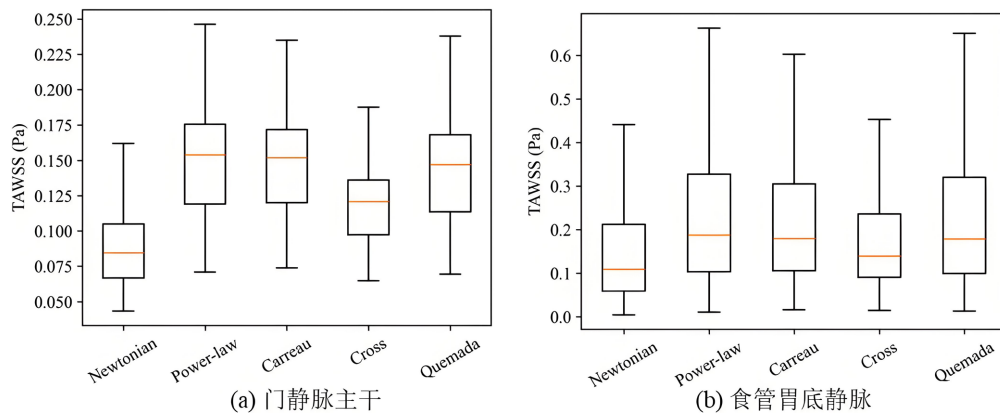


Figure 3. Boxplots of TAWSS values in the main portal vein and the esophagogastric
图 3. 门静脉主干与食管胃底静脉 TAWSS 值箱线图

3.2. 振荡剪切指数

不同血液粘度模型预测的振荡剪切指数(OSI)空间分布如图 4 所示。与牛顿模型相比,所有非牛顿模型均显示出显著更低的 OSI 值($P < 0.001$)。各血管区域 OSI 的均值与标准差汇总于表 3。图 5 展示了门静脉主干及食管胃底静脉曲张区域 OSI 分布的箱线图,结果表明牛顿模型始终高估了 OSI 水平。

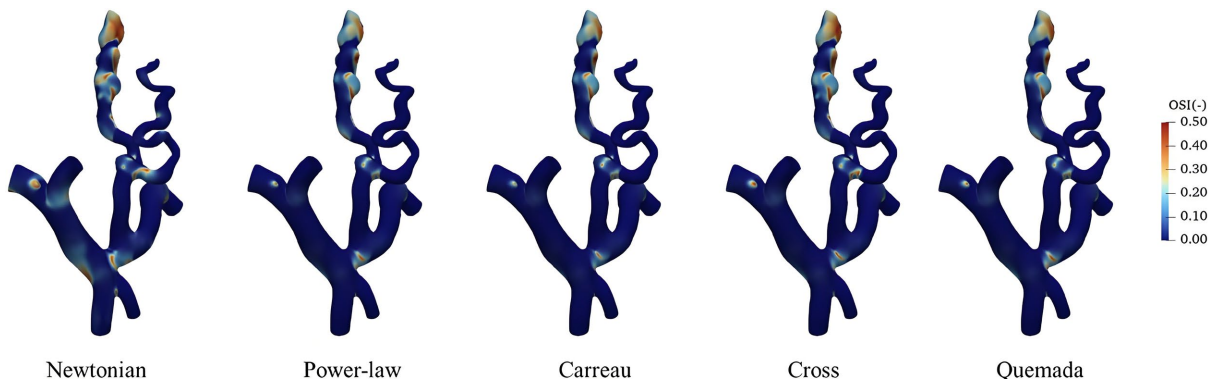


Figure 4. OSI distribution predicted by different blood rheological models
图 4. 不同血液粘度模型预测得到的 OSI 分布

Table 3. OSI values in different venous segments predicted by various blood rheological models
表 3. 各血液粘度模型预测的不同静脉段的 OSI 值

区域	统计值	牛顿模型	非牛顿模型			
			Power-law	Carreau	Cross	Quemada
门静脉主干	Mean	0.039	0.010	0.007	0.010	0.011
	SD.	0.060	0.021	0.016	0.020	0.023
门静脉左支	Mean	0.033	0.004	0.003	0.005	0.005
	SD.	0.063	0.009	0.007	0.011	0.011
门静脉右支	Mean	0.111	0.030	0.026	0.043	0.035
	SD.	0.128	0.059	0.052	0.079	0.065
肠系膜上静脉	Mean	0.018	0.002	0.001	0.003	0.002
	SD.	0.021	0.002	0.002	0.003	0.002
脾静脉	Mean	0.049	0.024	0.023	0.031	0.026
	SD.	0.077	0.037	0.035	0.050	0.041
食管胃底静脉	Mean	0.053	0.033	0.034	0.042	0.034
	SD.	0.099	0.082	0.084	0.092	0.084

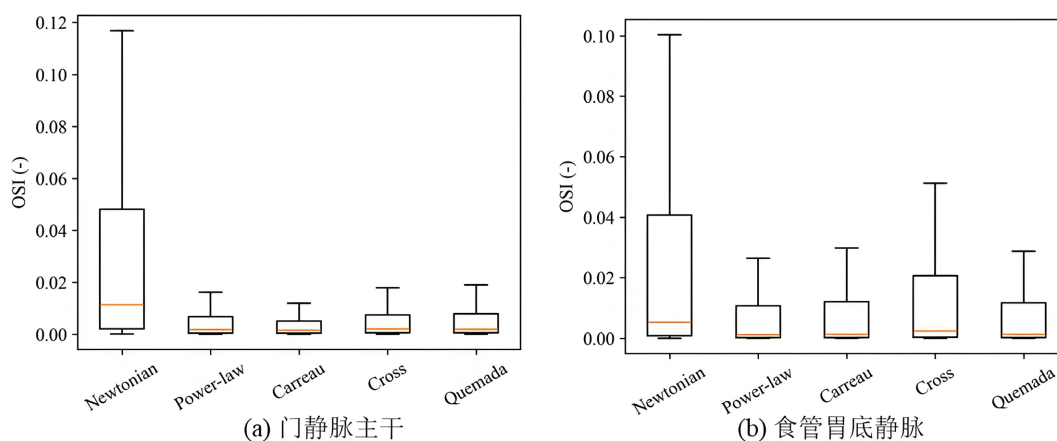


Figure 5. Boxplots of OSI values in the main portal vein and the esophagogastric varices
图 5. 门静脉主干与食管胃底静脉 OSI 值箱线图

3.3. 相对停留时间

不同血液粘度模型预测的 RRT 空间分布存在明显差异(图 6)。牛顿模型在血管迂曲弯折处(如脾静脉与肠系膜上静脉交汇处、食管胃底静脉交汇处)显著高估了 RRT 值。各血管区域 RRT 均值与标准差见表 4。

各非牛顿模型预测的 RRT 值与牛顿模型相比均存在显著差异($P < 0.001$)。门静脉主干与食管胃底静脉区域的 RRT 分布箱线图如图 7 所示, 牛顿模型整体高估了 RRT 水平。

3.4. 血液流线

图 8 展示了不同血液粘度模型在一个心动周期内五个时间点的血流流线分布。在血流量相对较低的阶段($t = 0.12$ s 至 0.34 s), 脾静脉与肠系膜上静脉汇合处可见轻微流线弯曲及局部扰动; 在血流量较高的阶段($t = 0.46$ s), 血流更为稳定, 未见明显回流或复杂漩涡结构。

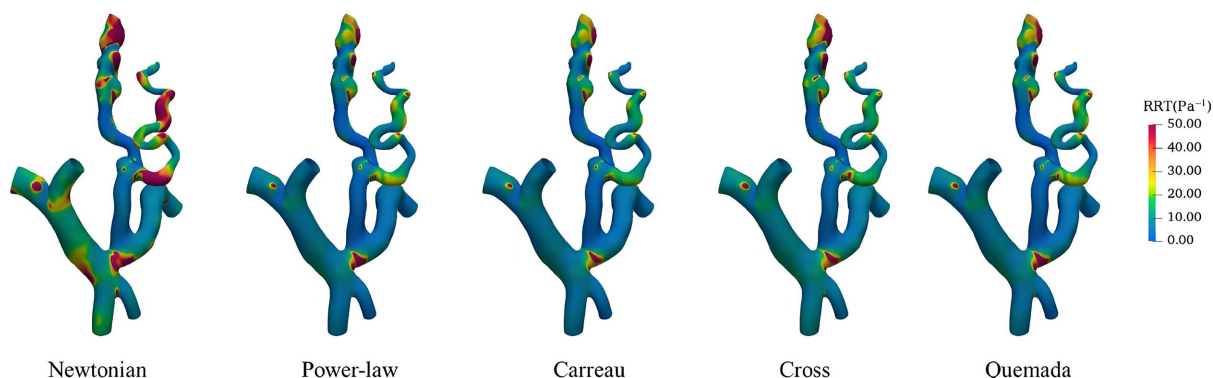


Figure 6. RRT distribution predicted by different blood rheological models

图 6. 不同血液粘度模型预测得到的 RRT 分布

Table 4. RRT values (Pa⁻¹) in different venous segments predicted by various blood rheological models

表 4. 各血液粘度模型预测的不同静脉段的 RRT 值(Pa⁻¹)

区域	统计值	牛顿模型	非牛顿模型			
			Power-law	Carreau	Cross	Quemada
门静脉主干	Mean	14.256	7.358	7.297	9.042	7.702
	SD.	6.917	2.374	2.078	2.361	2.490
门静脉左支	Mean	15.256	7.141	7.120	9.010	7.514
	SD.	8.791	2.178	1.928	2.384	2.324
门静脉右支	Mean	40.784	11.560	10.943	15.519	12.323
	SD.	97.348	13.475	10.476	18.675	14.052
肠系膜上静脉	Mean	13.146	5.989	6.181	8.260	6.364
	SD.	2.980	0.834	0.818	1.134	0.915
脾静脉	Mean	13.533	6.844	7.001	9.070	7.192
	SD.	16.866	3.438	3.251	4.816	3.753
食管胃底静脉	Mean	22.941	11.232	10.356	11.591	11.116
	SD.	60.145	39.424	22.973	17.511	24.927

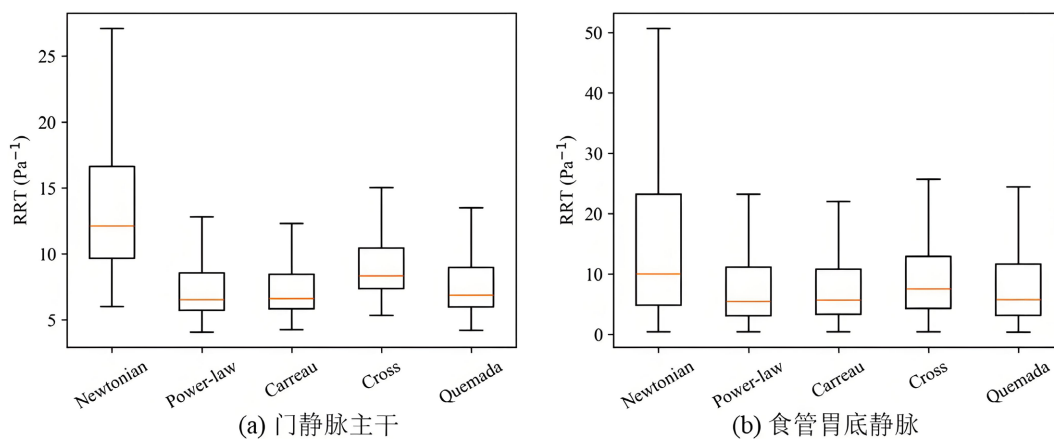
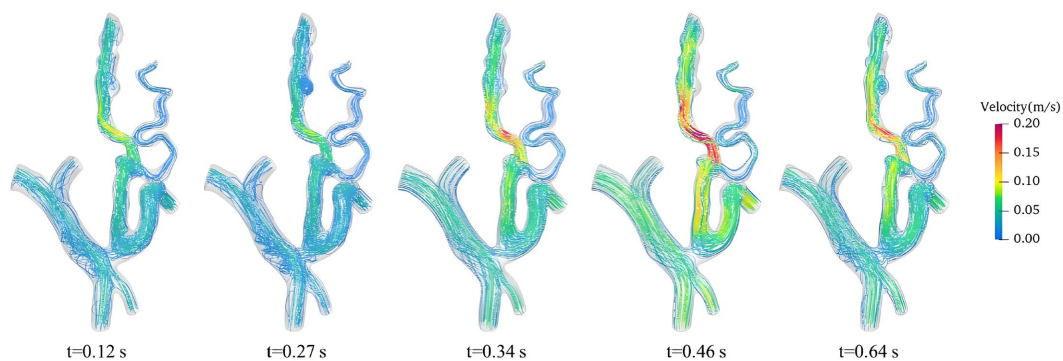
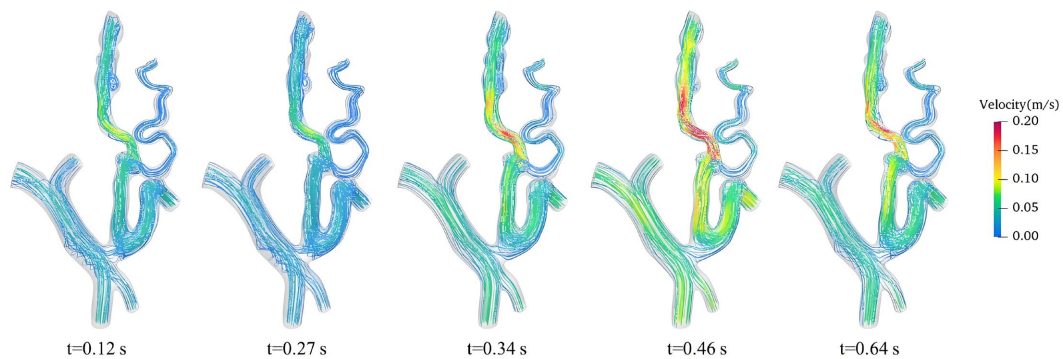


Figure 7. Boxplots of RRT values in the main portal vein and the esophagogastric varices

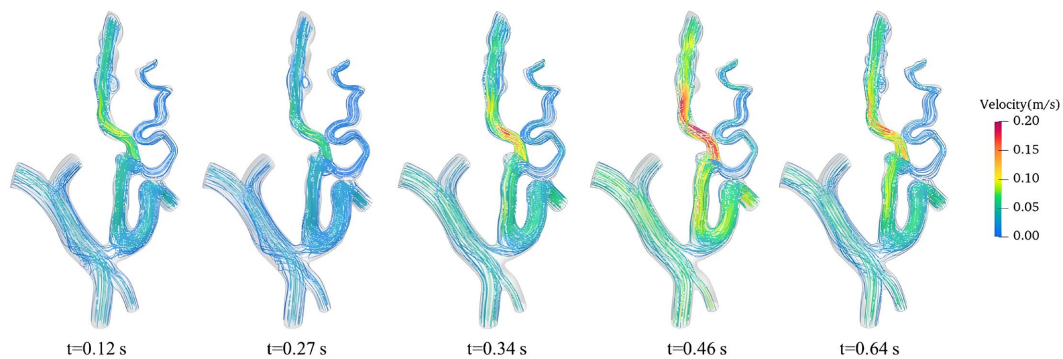
图 7. 门静脉主干与食管胃底静脉 RRT 值箱线图



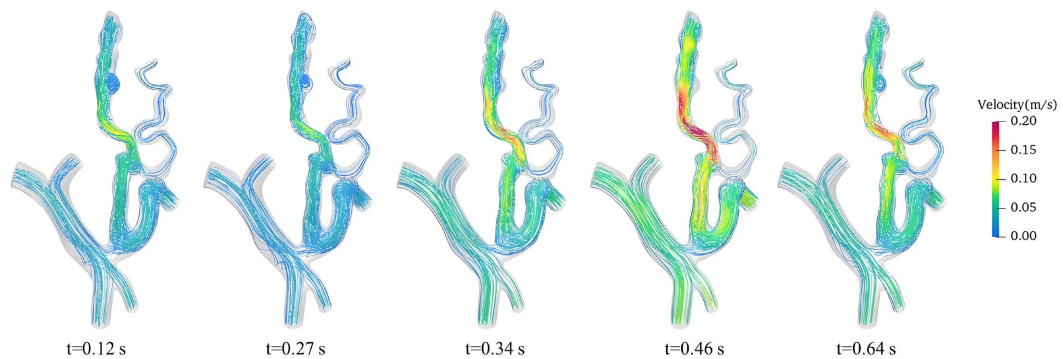
(a) 牛顿模型



(b) Power-law 非牛顿模型



(c) Carreau 非牛顿模型



(d) Cross 非牛顿模型

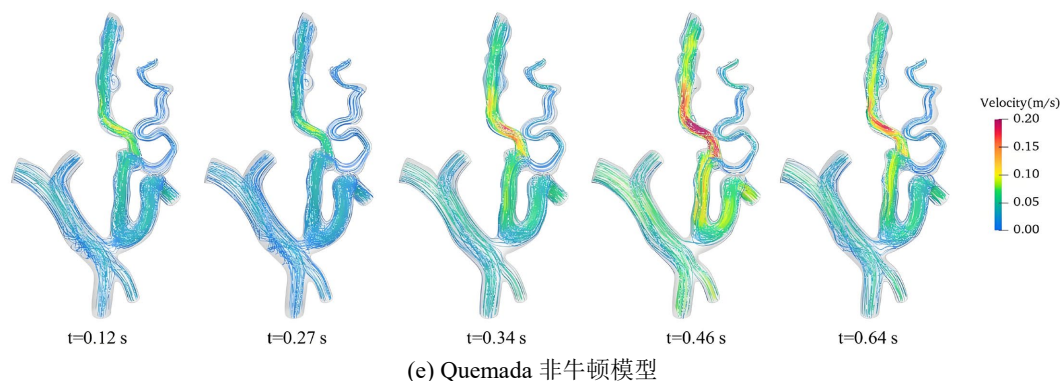


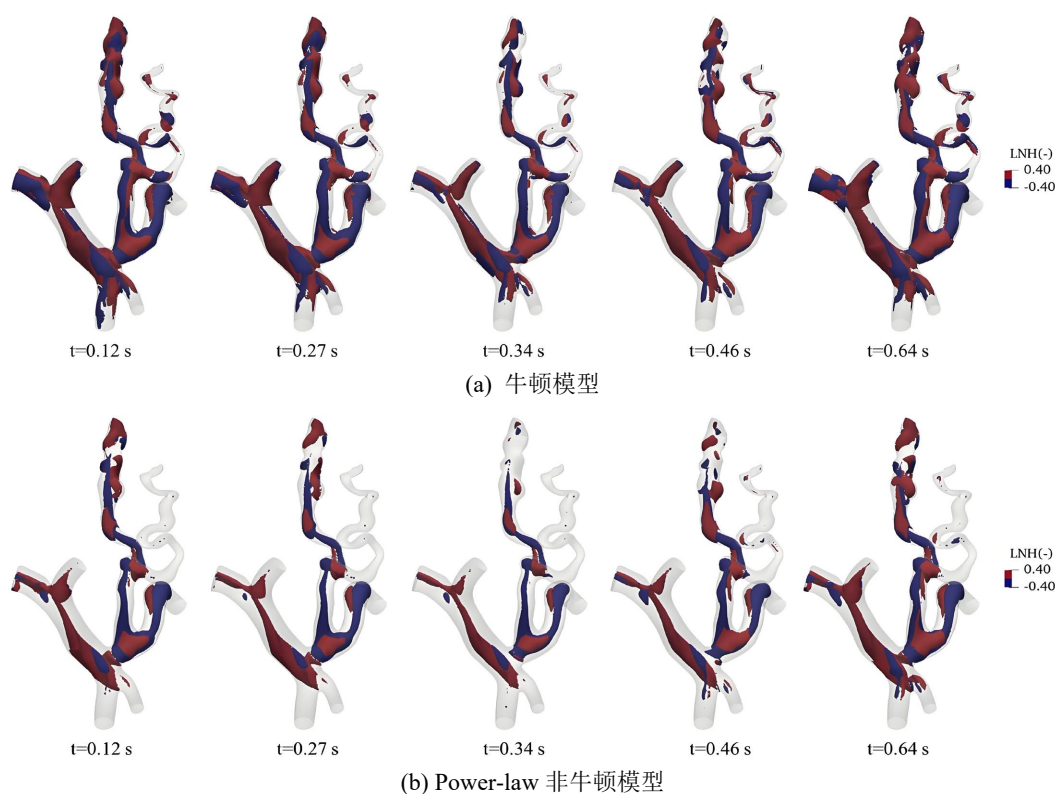
Figure 8. Blood flow streamlines predicted by different blood rheological models
图 8. 不同血液粘度模型预测的血液流线

对比不同模型发现, 非牛顿流体模型预测的血流扰动程度整体低于牛顿模型。例如, 在 $t = 0.12\text{ s}$ 、 0.27 s 及 0.46 s 时, 牛顿模型在肠系膜上静脉、脾静脉与门静脉主干交汇处预测出较为明显的流线扰动, 而非牛顿模型的流线分布则更为平滑。

在正常生理条件下, 门静脉系统的血流主要由脾静脉及肠系膜上静脉汇入门静脉主干, 随后沿肝门方向流动, 并在门静脉分叉处分流进入门静脉左支与门静脉右支。当肝硬化导致门静脉高压并形成侧支循环时, 门静脉主干向肝门方向的血流受到一定程度的阻碍, 部分血液可通过侧支循环分流至食管胃底静脉, 从而形成门体静脉侧支循环通路。

3.5. 局部归一化螺旋度

不同血液粘度模型预测的心动周期内五个时刻的局部归一化螺旋度($\text{LNH} = \pm 0.4$)等值面如图 9 所示。



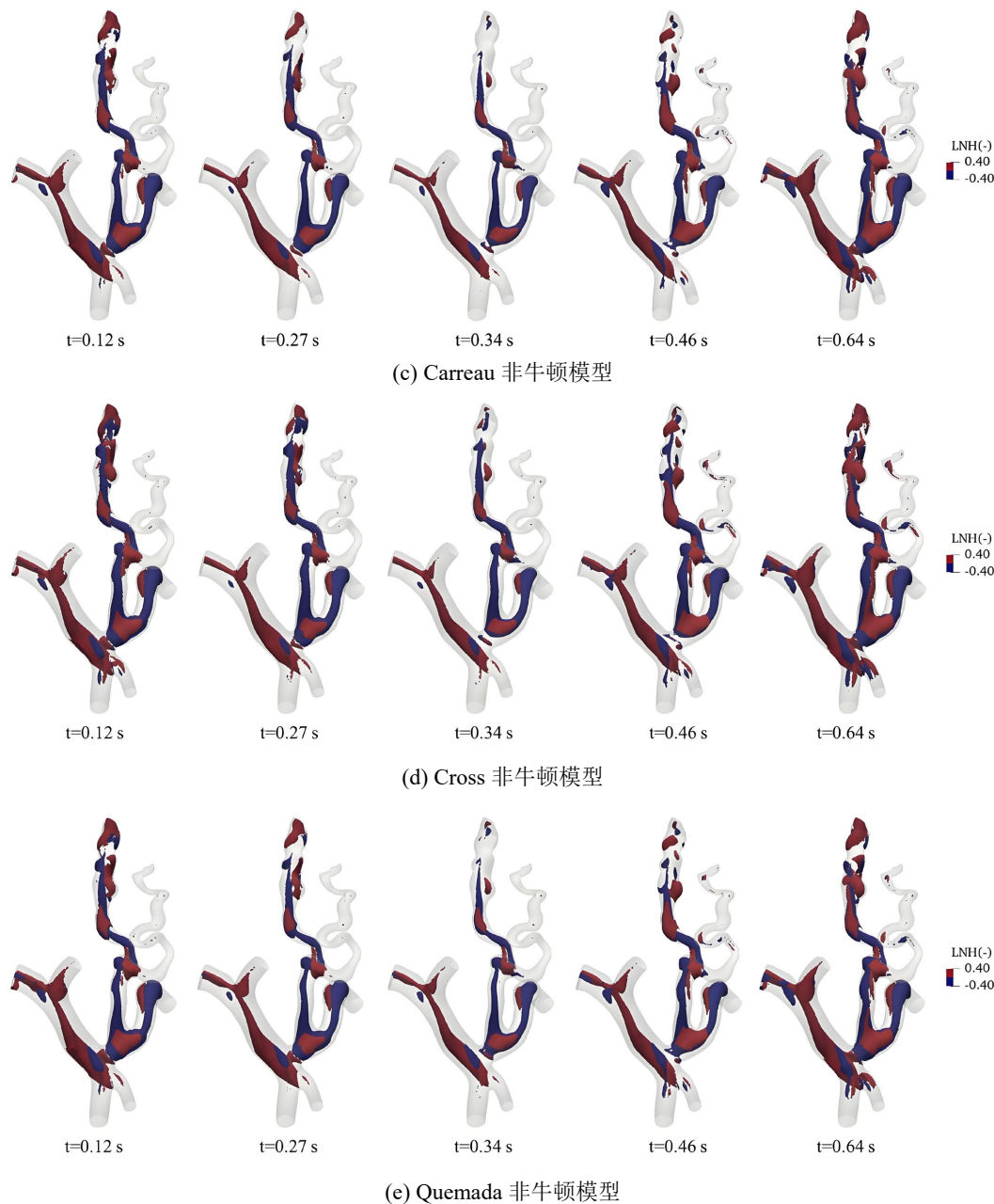


Figure 9. LNH isosurfaces ($\text{LNH} = \pm 0.4$) predicted by different blood rheological models

图 9. 不同血液粘度模型预测的 LNH 等值面 ($\text{LNH} = \pm 0.4$)

LNH = ± 0.4 等值面主要分布于门静脉主干及较粗迂曲的食管静脉区域。与各非牛顿模型相比, 牛顿流体模型预测的等值面面积明显更大, 表明牛顿模型下螺旋流动结构的范围更广。

4. 讨论

本研究结果表明, 与非牛顿模型相比, 牛顿模型预测的 WSS 水平整体偏低, 而 OSI 与 RRT 值则呈现系统性偏高。从临床角度来看, WSS 是调控血管内皮功能及血管重塑的重要血流动力学指标, 较低的 WSS 水平与内皮功能障碍、血管扩张及静脉曲张的形成与发展密切相关[4] [5]。OSI 则反映局部血流的振荡特征, 较高的 OSI 提示血流方向频繁变化, 这种复杂流动模式可能促进炎症反应、血管壁重塑及血

栓形成[6][7]。RRT 综合反映了剪切应力大小及其振荡程度, 高 RRT 区域通常提示血流滞留, 与内皮功能紊乱及血栓形成风险增加相关[8][9]。因此, 在门静脉系统模拟中采用牛顿流体假设, 可能导致对血管壁所受血流刺激的评估产生偏差, 并系统性高估局部血流滞留及流动不稳定的程度, 从而影响对静脉曲张进展及血栓形成风险的判断。

在局部流动结构方面, 牛顿模型与非牛顿模型表现出明显差异。流线分析显示, 在肠系膜上静脉、脾静脉与门静脉主干交汇处, 牛顿模型在多个时间点(如 $t = 0.12\text{ s}$ 、 0.27 s 及 0.46 s)均预测出较为明显的流线扰动, 而非牛顿模型预测的流线分布则相对平滑且一致。此外, 牛顿模型预测的 $\text{LNH} = \pm 0.4$ 等值面面积明显大于非牛顿模型, 表明在牛顿模型下螺旋流动结构的范围更广。上述差异可能归因于血液的剪切稀化特性。非牛顿模型能够准确描述血液在低剪切率区域表观粘度升高的现象, 这种高粘度有助于抑制局部速度梯度及流动振荡, 从而减弱血流扰动程度及三维旋转结构的强度。相反, 牛顿模型采用恒定粘度假设, 在低剪切率区域会低估实际粘度, 从而放大流动不稳定性。这一机理也可解释前述 RRT 分布差异的原因——牛顿模型由于低估了局部粘度, 导致对血流滞留程度的预测值偏高。

血液粘度特性是影响血流动力学模拟结果的重要因素。血液在微观结构上由红细胞、白细胞、血小板及血浆等组成, 其流动行为表现出明显的剪切稀化特征, 即表观黏度随剪切率的增加而降低。在计算流体力学模拟中, 血液粘度模型的选择直接影响血流速度分布、WSS、OSI 及 RRT 等关键指标的预测结果[10]。

多项研究证实了不同粘度模型对血流动力学参数的影响。Liu 等人[11]在脑动脉狭窄模型中发现, 不同粘度模型会导致壁面剪切应力及压力比出现显著差异。Mendieta 等人[12]指出, 当关注低 TAWSS 区域时, 牛顿假设会造成较大误差。Wen 等人[13]发现, 两种模型预测的局部归一化螺旋度和壁面剪切应力分布存在显著差异, 且非牛顿模型预测结果与患者随访报告吻合度更高。He 等人[14]证实, 非牛顿模型预测的血流动力学更接近临床实际测量值。在动脉和静脉血流的数值研究中, 牛顿模型通常预测更高的局部速度、涡量及回流强度, 而非牛顿模型则表现出更高的壁面剪切应力水平[10], 与本研究结论一致。

尽管非牛顿模型的重要性已被证实, 但在门静脉系统的血流动力学研究中, 许多数值模拟仍然采用牛顿流体假设[15]。这一方面由于牛顿模型计算形式相对简单, 另一方面部分研究认为在较大血管中牛顿模型能够提供相对合理的近似结果。例如, Ho 等人[16]在 TIPS 术后的血流动力学分析中使用了牛顿流体模型。Xiong 等人[17][18]在门静脉高压患者的门体压力梯度预测研究中均采用牛顿流体模型, 结果表明 CFD 模拟预测的 PCG 值与临床有创测量值显著相关, 提示牛顿模型能够相对准确地预测门静脉系统压力值。此外, 部分研究使用牛顿模型对比了支架放置位置对 TIPS 术后血流动力学的影响[19][20]。

然而, 门静脉系统的血流速度通常低于动脉系统, 局部剪切率范围处于剪切稀化效应较为明显的区间。因此, 血液非牛顿特性在该系统中可能更加显著[10]。近年来, 越来越多的研究倾向于采用非牛顿流体模型。Moura [21]基于门静脉模型发现, 血液粘度模型的不确定性会导致血管剪切力的不确定性, 进而影响血栓形成后静脉破裂风险的评估。Ho 等人[22]在个体化门静脉模型中对比了牛顿与 Carreau 模型, 发现病理低流量条件下非牛顿模型中升高的血液粘度会导致显著的血流动力学差异, 但该研究仅关注了血流速度与壁面剪切应力两个指标。

门静脉系统血流速度较低, 局部剪切率范围处于剪切稀化效应显著区间, 因此血液非牛顿特性在该系统中尤为突出。若在门静脉高压或 TIPS 术后血流动力学评估中沿用牛顿流体假设, 可能产生以下偏差: ① 系统性低估 WSS, 从而低估血管壁实际承受的血流刺激; ② 系统性高估 OSI 与 RRT, 夸大局部血流紊乱与滞留程度; ③ 夸大螺旋流动结构的范围, 影响对复杂流动模式的理解。上述偏差可能误导对侧支循环形成倾向、静脉曲张进展风险以及支架植入后血管重塑程度的判断。因此, 本研究建议: 在涉及低流速、复杂流动模式的门静脉系统个体化模拟中, 尤其是在评估血栓形成风险或血管重塑倾向

时, 应优先采用能够反映剪切稀化特性的非牛顿流体模型。

本研究存在以下局限性: ① 样本量有限, 结果仅适用于趋势分析, 尚不足以全面反映门静脉高压患者的血流动力学特征; ② 计算模型基于 CTA 影像重建, 假定血管壁为刚性, 未考虑血管壁弹性及流固耦合作用; 流体模型基于连续介质假设, 未纳入血液微观结构对其黏度特性的影响; 后续研究将扩大样本量并开展多中心纵向随访, 结合更多临床指标优化血流动力学模型, 进一步探讨牛顿与非牛顿流体模型在门静脉系统血流动力学预测中的差异。

参考文献

- [1] Errill, E.W. (1969) Rheology of Blood. *Physiological Reviews*, **49**, 863-888. <https://doi.org/10.1152/physrev.1969.49.4.863>
- [2] Chien, S. (1970) Shear Dependence of Effective Cell Volume as a Determinant of Blood Viscosity. *Science*, **168**, 977-979. <https://doi.org/10.1126/science.168.3934.977>
- [3] Chien, S., King, R.G., Skalak, R., Usami, S. and Copley, A.L. (1975) Viscoelastic Properties of Human Blood and Red Cell Suspensions. *Biorheology*, **12**, 341-346. <https://doi.org/10.3233/bir-1975-12603>
- [4] Abrashev, H., Abrasheva, D., Nikolov, N., Ananiev, J. and Georgieva, E. (2025) A Systematic Review of Endothelial Dysfunction in Chronic Venous Disease—Inflammation, Oxidative Stress, and Shear Stress. *International Journal of Molecular Sciences*, **26**, Article No. 3660. <https://doi.org/10.3390/ijms26083660>
- [5] Zhou, J., Li, Y. and Chien, S. (2014) Shear Stress-Initiated Signaling and Its Regulation of Endothelial Function. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, **34**, 2191-2198. <https://doi.org/10.1161/atvbaha.114.303422>
- [6] Chiu, J. and Chien, S. (2011) Effects of Disturbed Flow on Vascular Endothelium: Pathophysiological Basis and Clinical Perspectives. *Physiological Reviews*, **91**, 327-387. <https://doi.org/10.1152/physrev.00047.2009>
- [7] Dong, M., Chen, M., Zhang, Y., He, X., Min, J., Tan, Y., et al. (2024) Oscillatory Shear Stress Promotes Endothelial Senescence and Atherosclerosis via STING Activation. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, **715**, Article ID: 149979. <https://doi.org/10.1016/j.bbrc.2024.149979>
- [8] Peiffer, V., Sherwin, S.J. and Weinberg, P.D. (2013) Does Low and Oscillatory Wall Shear Stress Correlate Spatially with Early Atherosclerosis? A Systematic Review. *Cardiovascular Research*, **99**, 242-250. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvt044>
- [9] Hyodo, R., Takehara, Y., Ishizu, Y., Nishida, K., Mizuno, T., Ichikawa, K., et al. (2024) Evaluation of 4D Flow MRI-Derived Relative Residence Time as a Marker for Cirrhosis Associated Portal Vein Thrombosis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, **60**, 2592-2601. <https://doi.org/10.1002/jmri.29357>
- [10] Lynch, S., Nama, N. and Figueroa, C.A. (2022) Effects of Non-Newtonian Viscosity on Arterial and Venous Flow and Transport. *Scientific Reports*, **12**, Article No. 20568. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-19867-1>
- [11] Liu, H., Lan, L., Abrigo, J., Ip, H.L., Soo, Y., Zheng, D., et al. (2021) Corrigendum: Comparison of Newtonian and Non-Newtonian Fluid Models in Blood Flow Simulation in Patients with Intracranial Arterial Stenosis. *Frontiers in Physiology*, **12**, Article ID: 782647. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.782647>
- [12] Mendieta, J.B., Fontanarosa, D., Wang, J., Paritala, P.K., McGahan, T., Lloyd, T., et al. (2020) The Importance of Blood Rheology in Patient-Specific Computational Fluid Dynamics Simulation of Stenotic Carotid Arteries. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, **19**, 1477-1490. <https://doi.org/10.1007/s10237-019-01282-7>
- [13] Wen, J., Wang, J., Peng, L., Yuan, D. and Zheng, T. (2023) Hemodynamic Analysis of Hybrid Treatment for Thoraco-abdominal Aortic Aneurysm Based on Newtonian and Non-Newtonian Models in a Patient-Specific Model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, **26**, 209-221. <https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2053683>
- [14] He, F., Wang, X., Hua, L. and Guo, T. (2023) Non-Newtonian Effects of Blood Flow on Hemodynamics in Pulmonary Stenosis: Numerical Simulation. *Applied Bionics and Biomechanics*, **2023**, Article ID: 1434832. <https://doi.org/10.1155/2023/1434832>
- [15] Wu, X., Xiao, H. and Ma, L. (2025) The Application of Computational Fluid Dynamics in Hepatic Portal Vein Haemodynamics Research: A Narrative Review. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, **15**, 2605-2620. <https://doi.org/10.21037/qims-24-1593>
- [16] Ho, H., Sorrell, K., Peng, L., et al. (2013) Hemodynamic Analysis for Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt (TIPS) in the Liver Based on a CT-Image. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **32**, 92-98. <https://doi.org/10.1109/tmi.2012.2219882>
- [17] Xiong, Z., Wang, X., Yan, Y., Liu, Z., Luo, X. and Zheng, T. (2024) A New Computational Fluid Dynamics Based

- Noninvasive Assessment of Portacaval Pressure Gradient. *Journal of Biomechanics*, **167**, Article ID: 112086. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112086>
- [18] Xiong, Z., Wang, X., Yan, Y., Liu, Z., Luo, X. and Zheng, T. (2024) A Streamlined Controlled-Expansion Covered Tapered Stent for TIPS in the Treatment of PHT. *Journal of Biomechanics*, **163**, Article ID: 111937. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.111937>
- [19] Yin, K., Wang, X. and Zheng, T. (2022) Computational Hemodynamic Analysis for Optimal Stent Position in the Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt Procedure. *Journal of Biomechanics*, **143**, Article ID: 111303. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2022.111303>
- [20] Yang, L., Zhang, Y. and Wang, T. (2024) Hemodynamic Comparisons of Different Shunt Positions and Geometrical Model Simplification Strategies in the Simulation of Transjugular Intrahepatic Portosystemic Shunt (TIPS). *Scientific Reports*, **14**, Article No. 31486. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-82954-y>
- [21] Moura, J.P.C.R.S.E. (2011) Analysis and Simulation of Blood Flow in the Portal Vein with Uncertainty Quantification. Instituto Superior Técnico, Universidade Técnica de Lisboa.
- [22] Ho, H., Bartlett, A. and Hunter, P. (2012) Non-Newtonian Blood Flow Analysis for the Portal Vein Based on a CT Image. In: Yoshida, H., *et al.*, Eds., *Abdominal Imaging. Computational and Clinical Applications*, Springer, 283-291. https://doi.org/10.1007/978-3-642-33612-6_30