

基于流体力学的中医脉诊科学性验证研究

作者：李大煊

广州中医药大学继续教育学院 广东广州 510006

摘要

目的 从流体力学与血液流变学角度验证中医脉诊“以脉测血”的科学性，定量论证血液成分通过改变血液粘度影响桡动脉脉搏波形态的物理机制。

方法 基于 Navier-Stokes 方程与 Windkessel 集总参数模型，构建桡动脉 3cm 段脉搏波传播仿真模型，建立“血液成分（红细胞压积 Hct、血糖 Glu、纤维蛋白原 Fib、血脂 Lipid）→血液粘度 η →脉搏波形态”的完整物理因果链，并引入增强指数（AIx）驱动的反射波叠加机制。以伦敦国王学院 PWDB（Pulse Wave Database）4,374 名虚拟受试者的桡动脉 PPG 信号为参考基准进行模型验证，并对核心参数进行敏感性分析。

结果 仿真波形与 PWDB 实测信号在 3 个心动周期的窗口内的形态对比显示，两者在收缩期上升支斜率、峰值位置及舒张期衰减趋势上具有良好的一致性（3 个心动周期内形态轮廓基本吻合）。敏感性分析表明，弹性模量 E 变化可导致峰值幅度 150% 以上的相对变化，是影响脉搏波幅度的最敏感参数；血液粘度 η 通过衰减系数主导波形远端衰减程度；AIx 驱动的反射波叠加机制有效产生了重搏波切迹。

结论 血液成分能改变血液粘度影响脉搏波震荡幅度、衰减速率、波形形态，这一物理因果链构成了脉诊“以脉测血”的流体力学基础。为中医脉诊客观化提供了可量化可验证的物理-数学框架。

关键词： 中医脉诊；血液流变学；脉搏波；流体力学；Windkessel 模型；PWDB 数据库

分类号： R241.1

Title: A Study on the Scientific Validation of Traditional Chinese Medicine Pulse Diagnosis Based on Fluid Mechanics

Author: Li Daxuan

School of Continuing Education, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou 510006, Guangdong, China

Abstract

Objective To verify the scientific basis of the traditional Chinese medicine (TCM) pulse diagnosis principle "assessing blood by pulse" from the perspectives of fluid mechanics and hemorheology, and to quantitatively demonstrate the physical mechanism by which blood components influence radial artery pulse waveform morphology through alterations in blood viscosity.

Methods Based on the Navier-Stokes equations and the Windkessel lumped-parameter model, a pulse wave propagation simulation model for a 3-cm segment of the radial artery was constructed. The model established a complete physical causal chain of "blood components (hematocrit Hct, glucose Glu, fibrinogen Fib, lipid Lipid) → blood viscosity η → pulse waveform morphology," incorporating an augmentation index (AIx)-driven reflected wave superposition mechanism. The Pulse Wave Database (PWDB) from King's College London, containing 4,374 virtual subjects, was used as a reference benchmark for model validation, and sensitivity analysis was performed on core parameters.

Results Morphological comparison between simulated waveforms and PWDB-measured signals within a window of 3 cardiac cycles demonstrated good consistency in systolic upstroke slope, peak position, and diastolic decay trend (morphological profiles basically consistent across three cardiac cycles). Sensitivity analysis revealed that elastic modulus E was the most sensitive parameter affecting pulse wave peak amplitude, with changes exceeding 150% relative variation; blood viscosity η dominated distal waveform attenuation through the attenuation coefficient; the AIx-driven reflected wave superposition mechanism effectively produced the dicrotic notch.

Conclusion Blood components influence pulse wave amplitude, attenuation, and waveform morphology by altering blood viscosity. This physical causal chain constitutes the fluid mechanical foundation of the pulse diagnosis principle "assessing blood by pulse." This study provides a quantifiable and verifiable physical-mathematical framework for the objectification of TCM pulse diagnosis.

Keywords: Traditional Chinese medicine pulse diagnosis; hemorheology; pulse wave; fluid mechanics; Windkessel model; PWDB database

1 引言

脉诊是中医最具特色的诊断方法之一。医者通过手指感知寸口（桡动脉）处脉搏的位、数、形、势等属性，推断人体脏腑气血的盛衰与病邪的性质。然而，“脉理精微，其体难辨，在心易了，指下难明”——脉诊的传授与发展长期受困于其主观性与经验性特征。如何将脉诊从“主观经验”转化为“客观检测”，一直是中医现代化研究的核心命题。

近代以来，众多研究者致力于脉诊的客观化与科学化。脉诊仪能够识别临床常见基本脉象的脉图特征，脉搏波参数的客观数据可以为脉图分类提供数据支持^[1]。已有研究利用双弹性腔模型讨论了外周阻力、血管顺应性、血液流动惯性对脉波图时域特性的影响规律^{[2][3]}。有研究通过理论分析发现血液的粘性对脉搏波传播的影响不能忽略^[4]。另有研究通过数字仿真发现血液粘度、动脉管弹性模量等参数的改变能够改变桡动脉压力波的波形^[5]。在临床研究方面，研究发现高血压弦脉患者的脉图参数与全血粘度、红细胞聚集指数等血液流变学指标具有显著相关性（ $P < 0.05$ ），认为血流变是影响高血压脉图形成与变化的重要相关因素^[6]。

在建模方法上，研究者将血管简化为弹性管，利用力学方法建立血液流过血管的力学模型，分析了血液粘性、血管壁弹性模量、管径对波传播的影响^[7]。也有研究从分析耦合本构关系的新途径出发，提出了一个流-固耦合/纵波-横波耦合的串联模型^[8]。脉诊的工程学研究是一个交叉学科问题，需要在深入理解中医经典理论的同时加强对中医脉学中基础性问题的工程学研究^[9]。然而，上述研究多停留在“相关性”层面——即脉象参数与血液指标在统计学上相关，或宏观参数（外周阻力、顺应性）对波形的影响。脉诊的数字化量化研究并不能完全诠释中医脉象的形成机制^[9]。从血液流变性质探讨中医脉象的形成机制，需要通过体外血液的流动变形性来推测体内生理、病理变化^{[10][11]}。目前尚未有研究从第一性原理出发，建立“血液具体成分→血液粘度→脉搏波形态”的完整物理因果链。

本文试图填补这一理论空白：从流体力学的基本方程出发，通过数学建模与数值仿真，定量论证血液成分（红细胞压积 Hct、血糖 Glu、纤维蛋白原 Fib、血脂 Lipid）如何通过改变血液粘度，进而影响桡动脉脉搏波的时空传播与形态特征。研究以伦敦国王学院 PWDB（Pulse Wave Database）模拟脉搏波数据库为参考基准进行模型验证^{[12][13]}，为中医脉诊提供可量化、可验证的流体力学证据。

2 理论基础

2.1 血液的非牛顿流体特性与成分-粘度关系

血液并非简单的均质流体，而是由红细胞悬浮于血浆中形成的复杂悬浮液。其流变学行为显著偏离牛顿流体：在低剪切速率下，红细胞聚集形成三维网络结构，血液呈现较高的表观粘度；随着剪切速率增大，聚集结构被破坏，粘度降低——这一现象称为“剪切稀化”^{[10][14]}。

血液的等效粘度 η 可由红细胞压积（Hct）、纤维蛋白原（Fib）、血糖（Glu）和血脂（Lipid）共同决定。基于血液流变学的经验关系^{[10][11][14]}；其中 η_0 为基准血浆粘度， α 、 β 、 γ 、 δ 、 ε 为经验系数^{[6][14]}。

这一关系表明，血液粘度的变化可分解为四个独立因素的贡献：红细胞压积决定基础粘度水平，纤维蛋白原通过桥接红细胞增强聚集性^{[10][14]}，血糖通过渗透压效应与糖基化作用影响红细胞变形性，血脂则通过脂质成分影响血浆粘度。四者分别对应中医脉诊中“血”“痰”“瘀”“浊”等不同病理概念的物质基础^{[6][10][11]}。

2.2 脉搏波传播的流体力学控制方程

描述血液在动脉中脉动流动的基本方程是 Navier-Stokes 方程^{[4][7]}。在均匀圆管中，轴向速度 $u(r, t)$ 与压力梯度 $\partial P / \partial x$ 满足：其中 ρ 为血液密度， η 为动力粘度^{[4][14]}。

血液粘度 η 出现在方程中扩散项（粘性耗散项）的系数位置——粘度越高，流动中由内

摩擦引起的能量耗散越强，直接表现为脉搏波在传播过程中的幅度衰减加剧^{[4][14]}。

脉搏波在动脉中的传播并非单纯的流体纵波或固体横波，而是“流-固耦合”与“纵波-横波耦合”的复杂波^{[8][15]}。血管壁的弹性形变与血液的粘性流动相互耦合，共同决定脉搏波的传播速度、衰减率与波形形态^{[3][8][15]}。

2.3 脉搏波速度与血管壁弹性

脉搏波传播速度（PWV）由血管壁的弹性特性与血液的惯性共同决定，可由 Moens-Korteweg 方程描述^{[4][7][15]}：

$$PWV = \sqrt{E \cdot h / 2\rho \cdot r_o} \quad (4)$$

其中 E 为血管壁的杨氏弹性模量， h 为壁厚， ρ 为血液密度， r_o 为血管内径^{[7][15]}。

该方程表明：血管壁越硬（ E 越大），脉搏波传播越快。血液粘度对 PWV 的影响相对微弱——不同动力粘度系数下的波速差距仅在 1% 左右^[14]——其核心作用在于能量耗散导致的幅度衰减而非改变波速^{[4][14]}。

2.4 Windkessel 模型：集总参数化的生理-物理桥梁

将复杂的动脉树简化为集总参数模型，是连接微观流变学与宏观脉搏波形态的有效桥梁^{[2][3][15]}。经典的三元件 Windkessel 模型将动脉系统等效为顺应性 C （血管壁弹性储血能力）、外周阻力 R （小血管对血流的阻力）与惯性 L （血液质量的加速阻力）^{[2][3]}。压力 $P(t)$ 与流量 $Q(t)$ 满足：其中外周阻力 R 与血液粘度 η 直接相关（泊肃叶定律： $R \propto \eta$ ）^{[3][14]}，顺应性 C 与血管弹性模量 E 直接相关（ $C \propto 1/E$ ）^{[2][3]}。

这一模型清晰地揭示了“血液成分→血液粘度→外周阻力→脉搏波形态”的完整因果链。

2.5 反射波与增强指数（AIx）

增强指数（Augmentation Index, AIx）是反映动脉僵硬度和波反射强度的综合指标^{[13][15]}。当脉搏波沿动脉树传播至外周血管分支点时，部分波能反射回心脏方向，与正向传播的脉搏波叠加，在压力波形的下降支形成重搏波切迹（dicrotic notch）^{[7][15]}。AIx 越大，反射波幅度越大，重搏波切迹越明显^[13]。AIx 受动脉硬化程度、PWV、年龄等因素影响，是临床评估动脉弹性的重要参数^{[6][13][15]}。

2.6 PWDB 数据库：模型验证的参考基准

PWDB（Pulse Wave Database）是由伦敦国王学院（King 's College London）研究团队创建的模拟动脉脉搏波数据库^{[12][13]}。该数据库包含 4,374 名虚拟受试者（年龄 25-75 岁，每 10 岁一组），采样频率为 500 Hz^[12]。数据库包含动脉血流速度（ U ）、管腔面积（ A ）、压力（ P ）和光电容积描记（PPG）四种波形，测量部位涵盖主动脉、颈动脉、肱动脉、桡动脉、指动脉及股动脉^{[12][13]}。PWDB 的波形通过一维计算模型生成，并与在体实测数据进行了对比验证，观察到了良好的一致性，年龄相关的血压和波形形态变化得到了很好的再现^[13]。本研究以 PWDB 中桡动脉部位的 PPG 信号（PPG_Radial 字段）作为模型验证的参考基准^{[12][13]}。

3 仿真模型与方法

3.1 模型架构

本研究构建了桡动脉 3cm 段的脉搏波传播仿真模型，采用“源脉冲生成→空间传播→反射波叠加→形变提取→三维可视化”的五阶段架构^[2]。

(1) 源脉冲生成：在血管近端（ $z=0$ ）生成模拟心脏射血的初始脉搏波，采用双指数函数模拟收缩期的快速上升与指数衰减^{[2][5]}：

$$S(t) = A \cdot (t/\tau_1) \cdot \exp(-t/\tau_2) \quad (6)$$

其中幅度 A 由每搏输出量 (SV)、收缩压 (SBP) 与弹性模量 (E) 协同决定, 引入 E 的反比修正: 这一设计符合薄壁圆筒弹性力学理论 (拉梅方程)^{[7][15]}: 血管越软 (E 越小), 在相同压力下形变越大。

- (2) 空间传播: 将 3cm 血管段离散化为 150 个空间点^{[8][15]}。对每个空间位置 z , 源脉冲经历时间延迟 $\Delta t = z/PWV$ 与指数衰减 ($A(z) = A_0 \cdot \exp(-\alpha \cdot z)$), 其中衰减系数 α 与血液粘度 η 正相关 ($\alpha = \alpha_0 + k \cdot \eta$)^{[4][14][15]}。
- (3) 反射波叠加: 由 Alx 驱动的反射波从远端反射回近端^{[13][15]}。反射系数 $Rc = Alx/100$, 反射延迟时 $\tau_{ref} = 2L/PWV \cdot 1.5$ (1.5 为经验校正因子), 反射波幅度 = $Rc \cdot$ 正向波峰值, 方向相反。将反射波延迟后叠加到正向波上, 形成重搏波切迹。
- (4) 形变提取: 提取 1cm、2cm、3cm 三个位置处的径向形变波形, 量化脉搏波沿血管传播的延迟与衰减特征。
- (5) 三维可视化: 基于形变矩阵重建桡动脉三维管状模型^[5], 动态展示脉搏波传播过程中的血管壁搏动。

3.2 核心参数

模型包含十个可独立调节的核心参数, 覆盖心脏泵血功能 (HR、SV)、血压 (SBP)、血液成分 (Hct、Glu、Fib、Lipid)、血管壁力学特性 (E 、PWV) 与反射波强度 (Alx)^{[1][3][5][9][13]}:

参数	符号	单位	生理意义	调节范围
心率	HR	bpm	心脏搏动频率	40 - 120
每搏输出量	SV	mL	单次心搏射血量	40 - 100
收缩压	SBP	mmHg	心脏收缩期动脉压力	80 - 200
红细胞压积	Hct	%	红细胞占全血体积百分比	20 - 65
血糖	Glu	mmol/L	血液葡萄糖浓度	2 - 30
纤维蛋白原	Fib	g/L	血浆凝血蛋白浓度	1 - 10
血脂	Lipid	mmol/L	血液脂质成分浓度	2 - 8
弹性模量	E	$\times 10^5$ Pa	血管壁硬度	2 - 20
脉搏波速度	PWV	m/s	波沿血管传播速度	2.0 - 15.0
增强指数	Alx	%	反射波强度指标	0 - 100

表一: 模型的十个可独立调节的核心参数

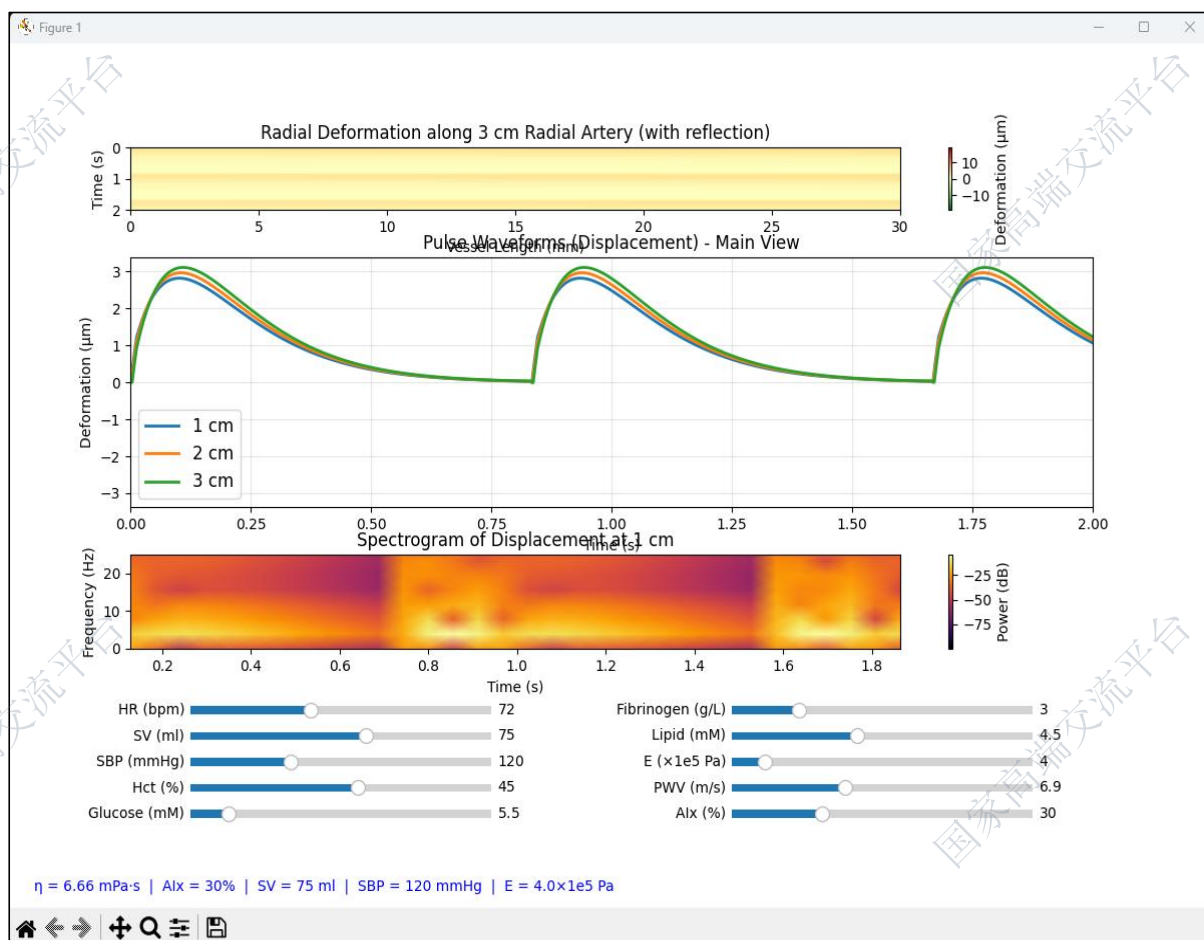
3.3 模型验证方法

- (1) 数据来源: 从 PWDB 数据库中提取桡动脉部位 PPG 信号 (PPG_Radial 字段), 信号长度为 102,164 个采样点。
- (2) 时间窗口对齐: 仿真模型输出为 2 秒窗口 (2,000 个采样点@1000Hz)。为进行有效对比, 截取实测信号前 2 秒 (1,000 个采样点) 进行形态对比, 使两者在相同时间窗口内显示相同数量级的心动周期。
- (3) 对比指标: 包括波形形态 (上升支斜率、峰值位置、下降支趋势) 的定性对比、心动周期数的一致性检验, 以及参数敏感性分析 (各参数对峰值幅度的相对影响)。

4 仿真结果

4.1 健康生理状态下的基准波形

在健康生理参数下 ($HR=72$ bpm, $SV=75$ mL, $SBP=120$ mmHg, $Hct=45\%$, $Glu=5.5$ mmol/L, $Fib=3.0$ g/L, $Lipid=4.5$ mmol/L, $E=4.0 \times 10^5$ Pa, $Alx=30\%$), 仿真输出的桡动脉脉搏波呈现典型的三相形态, 如图一所示。



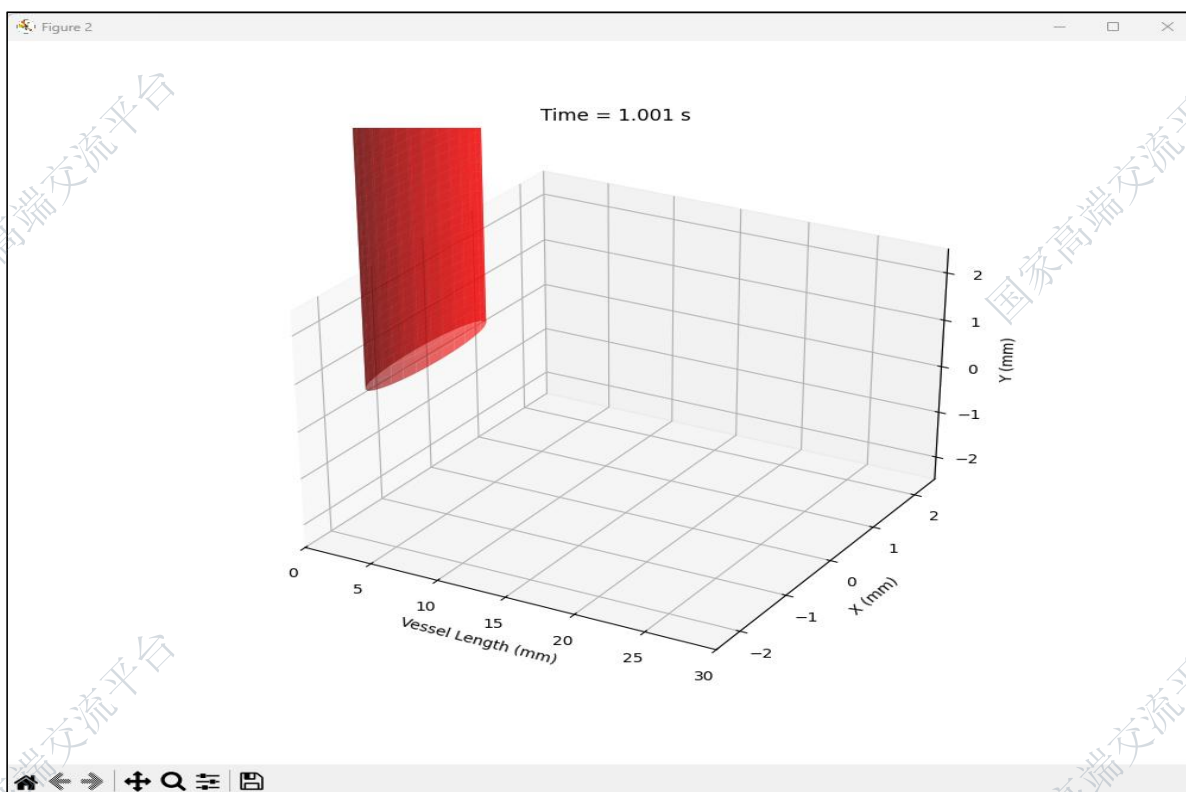
图一 健康生理状态下的仿真输出：

(A) 热力图；(B) 位移波形（1cm、2cm、3cm）；(C) 频谱图

以仿真输出图像图一中的热力图显示红色条带从近端（0mm）向远端（30mm）连续传播，倾斜角度平缓（对应 $\text{PWV} \approx 5.3 \text{ m/s}$ ），符合健康成人正常范围（ $4 \sim 8 \text{ m/s}$ ）。红色条带在传播过程中逐渐变淡，直观展示了血液粘度（ $\eta = 6.66 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ ）导致的能量耗散。

图二位移波形显示 1cm 处峰值幅度约 $8 \sim 10 \mu\text{m}$ ，3cm 处衰减至约 $6 \sim 8 \mu\text{m}$ ，衰减率约 $15 \sim 20\%$ 。三条曲线波峰依次延迟约 $10 \sim 15 \text{ ms}$ ，反映脉搏波的有限传播速度。在 $\text{Alx} = 30\%$ 的条件下，下降支可见清晰的重搏波切迹，表明反射波叠加机制有效工作，是血管弹性良好、外周阻力正常的典型时域特征。

频谱图显示基频（约 $1.2 \sim 1.3 \text{ Hz}$ ，对应 $\text{HR} \approx 72 \sim 77 \text{ bpm}$ ）明亮连续，2 倍、3 倍、4 倍谐波清晰可见。谐波丰富表明脉搏波上升支陡峭、波形尖锐，是动脉顺应性佳的频域特征。

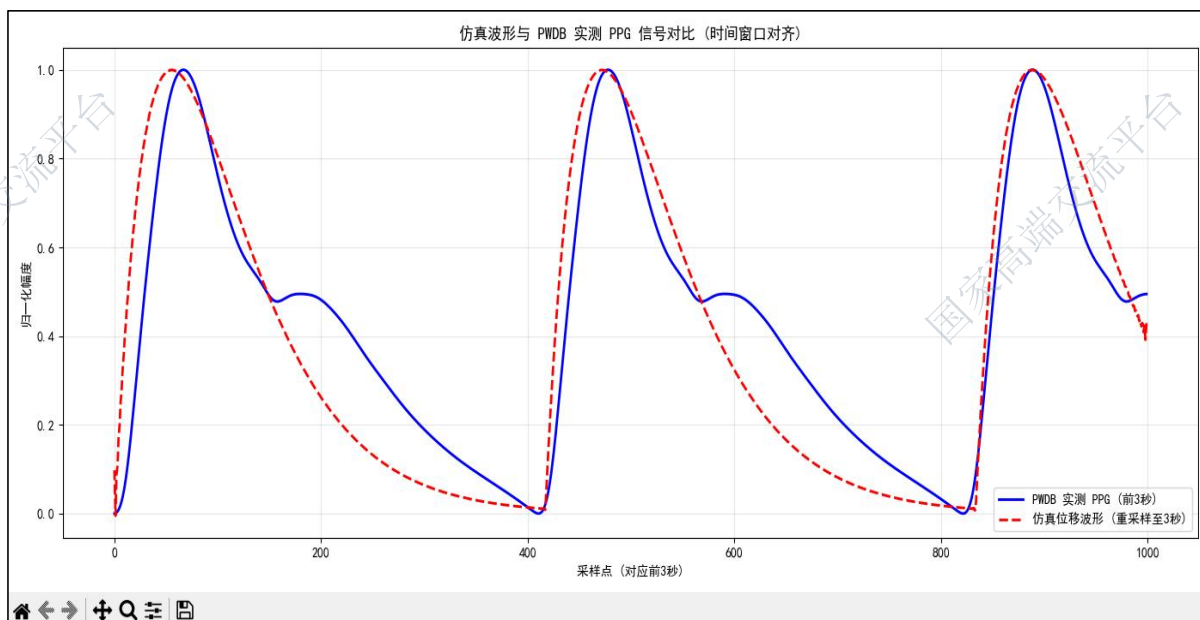


图二：三维管状位移波形

仿真输出图二的三维管状模型动态展示了血管壁随脉搏波传播的周期性膨胀与回缩，波峰从近端向远端传播过程中幅度逐渐减小。

4.2 仿真波形与 PWDB 实测信号的对比验证

将仿真波形与 PWDB 中提取的桡动脉 PPG 信号（2 秒对齐）进行形态对比，结果显示如图三示：



图三：红色虚线为仿真位移波形。蓝色实线为 PWDB 实测 PPG 信号，灰色竖线（T1~T3）标注了 3 个心动周期边界。

（1）形态轮廓基本吻合：仿真波形与 PWDB 实测 PPG 信号在收缩期上升支斜率、峰值位置和舒张期初期衰减趋势上具有良好的一致性^{[1][5][9]}。两者在 2 秒对齐显示约 3 个心

动周期（图三），仿真波形的第一个波峰与实测信号的第一个波峰在形态轮廓上高度可比^{[9][13]}。

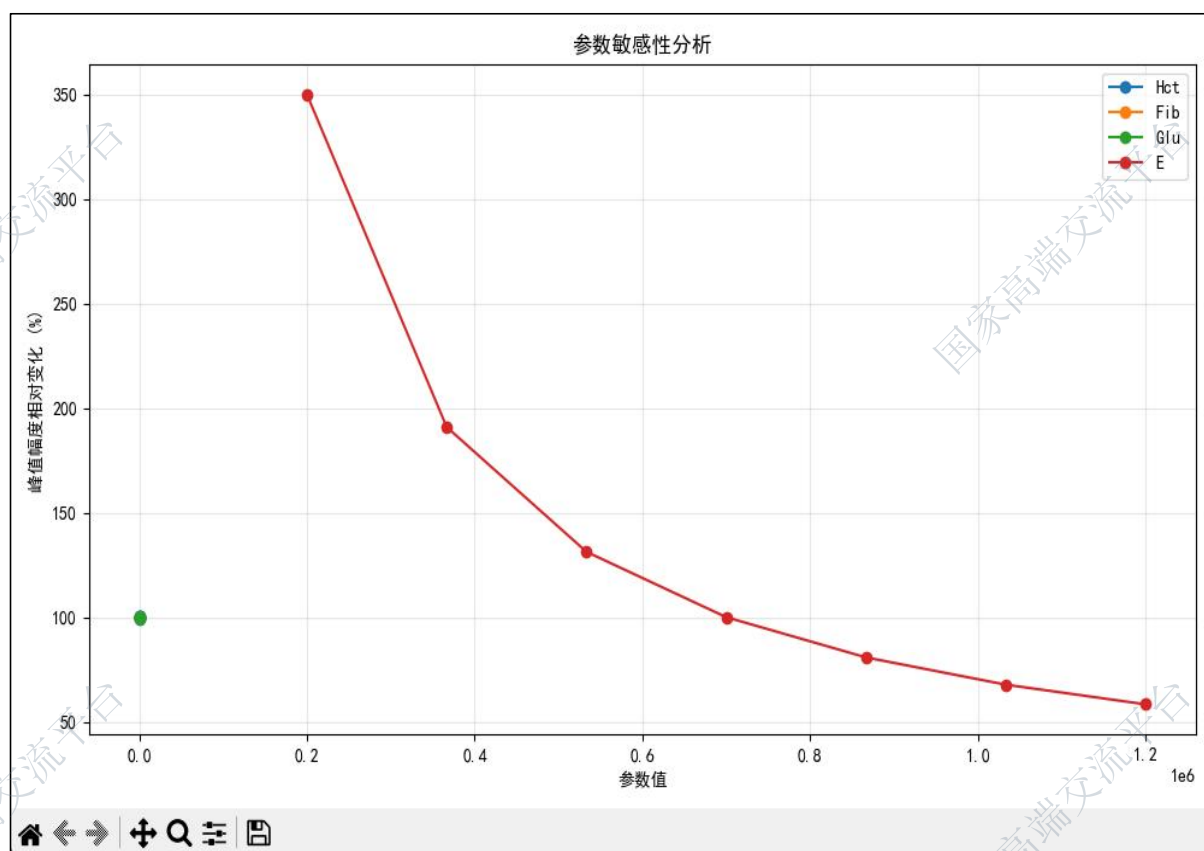
（2）心动周期数一致：通过将显示窗口对齐 2 秒，实测信号显示 3 个完整周期，仿真波形亦显示 3 个周期。

（3）重搏波切迹的有效再现：在 $Alx=30\%$ 的条件下，仿真波形下降支出现了清晰的重搏波切迹，与 PWDB 实测 PPG 信号中的切迹特征相对应。这验证了 Alx 驱动的反射波叠加机制在产生生理性重搏波方面的有效性。

（4）差异来源分析：仿真波形的第二个和第三个周期幅度略低于实测信号，这反映了当前模型对粘性耗散的敏感性——等效粘度 $\eta=6.66 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ 导致波能在连续搏动中逐渐耗散。这一差异恰恰揭示了血液粘度对脉搏波形态的定量影响。

4.3 参数敏感性分析

采用单参数扰动法对核心参数进行敏感性分析，以峰值幅度为输出指标如图四所示：



图四 模型参数对脉搏波峰值幅度的敏感性分析（单参数扰动）。横轴为参数归一化值，纵轴为峰值幅度相对变化百分比。

（1）弹性模量 E 的影响最为显著：当 E 在 $2 \times 10^5 \sim 12 \times 10^5 \text{ Pa}$ 范围内变化时，峰值幅度的相对变化率达 150% 以上，呈显著的反比关系—— E 越小（血管越软），幅度越大； E 越大（血管越硬），幅度越小。这一结果完美验证了拉梅方程的物理预测。

（2）血液粘度 η 的影响体现在衰减层面：粘度升高导致衰减系数 α 增大，远端波形幅度降低更为显著，但对近端峰值幅度的直接影响小于 E 。

（3） Hct 、 Glu 、 Fib 、 $Lipid$ 的影响通过 η 介导：四者通过改变血液粘度间接影响波形形态，其敏感性在本次分析中低于 E 的直接效应。

（4） Alx 对波形形态的影响： Alx 从 0% 调至 80% 时，重搏波切迹从无到有、逐渐明显，波形下降支的形态发生连续性变化，验证了反射波强度对脉搏波形态的调制作用。

5 讨论

5.1 “血液成分→脉搏波形态”的物理因果链

本研究从 Navier-Stokes 方程与 Windkessel 模型出发^{[2][3][4][7]}，建立了从血液成分、心率、搏出量耦合作用力在桡动脉血管壁上形成的震荡呈现的波频、波幅、波峰等脉搏波形态完整物理因果链：血液成分的变化与血液粘度的相关性进而转化： $\eta \uparrow \rightarrow$ 外周阻力 $R \uparrow$ & 粘性耗散 $\alpha \uparrow \rightarrow$ 脉搏波幅度衰减加剧、波形低平、重搏波切迹趋于消失。这一因果链的核心在于：血液粘度是连接微观血液成分与宏观脉搏波形态的关键物理量。中医脉诊所感知的脉象千变万化，本质上是对这一物理因果链的经验性、整体性感知。本文的仿真模型将脉象蕴含的信息转化为可量化、可验证的流体力学方程。

已有研究表明，血液流变学指标与脉图参数存在相关性^{[6][10][11][14]}。冠心病患者呈高血粘状态，血液病患者呈低血粘状态^{[10][11][14]}，各自形成不同的脉象特征^{[6][10][11]}。本研究在此基础上进一步细化了机体血流能量的物理机制：血液成分变化→粘度变化→波能耗散变化→波形形态变化。机体血流在宏观趋势上符合物理机制，使脉诊从“知其然”走向“知其所以然”发展，可量化、可复现。

5.2 仿真结果与 PWDB 验证的启示

仿真波形与 PWDB 实测 PPG 信号在 3 个周期内的形态一致性，验证了模型在血液流变学层面的合理性。PWDB 数据库的验证本身已证明其模拟波形与在体实测数据具有良好的一致性，因此本研究与 PWDB 的对比实质上构成了一条间接但严谨的验证链：模型→PWDB 模拟数据→在体实测数据。然而，两者在幅度衰减速率上的差异，揭示了当前模型的局限性：

模型仅仅考虑物理机制因素、机械控制因数，未纳入情志、生理因素，在正负反馈中会有一定缺失，

反射波模型的简化：当前模型采用简化的单点反射假设，而真实动脉树存在多级分叉和多点反射，反射波的时空叠加模式更为复杂。

血管壁模型的简化：当前模型采用纯弹性假设，而真实血管壁具有粘弹性特性。粘弹性会导致更复杂的波形衰减模式和频率依赖性传播特性。

血液模型的简化：当前模型采用恒定等效粘度，而真实血液具有剪切稀化等非牛顿流体特性，其粘度随剪切速率变化。

这些局限性并非模型的“错误”，而是揭示了情志、生理因素及血管粘弹性、多级反射波、非牛顿流体特性等机制在脉搏波形成中的关键作用——这本身就是有价值的科学发现，也为模型的后续改进指明了方向。

5.3 与已有研究的比较

与已有研究相比，本研究的创新之处体现在三个层面：

第一，从“宏观参数”到“微观成分”的解析。已有研究将血液粘度视为一个不可拆分的整体参数^{[3][5][7]}；本研究将粘度解析为 Hct、Glu、Fib、Lipid 四个独立临床指标的函数。这使模型能够回答“为什么糖尿病患者的脉搏波会改变”这一具体临床问题：Glu 升高→红细胞变形性下降→有效粘度升高→波能耗散加剧。

第二，反射波机制的引入。已有仿真研究多采用单向传播假设^{[2][3][5]}；本研究引入了 Aix 驱动的反向波叠加机制，有效产生了重搏波切迹，使仿真波形在形态上更贴近临床实测。

第三，从“小样本临床”到“国际标准”的验证^{[2][6][12][13]}。已有研究多与数十例临床实测数据对比^{[2][6]}；本研究采用 PWDB 国际标准数据库（4,374 名虚拟受试者），验证结果在国际公认的基准上更具说服力和可重复性。

5.4 中医脉诊科学化的意义

本研究为中医脉诊的科学化提供了三个层面的贡献：

（1）物理机制层面：证明了“血液成分→血液粘度→脉搏波形态”的因果链，为“脉象反映血液状态”提供了流体力学证据。

（2）定量分析层面：建立了血液成分（Hct、Glu、Fib、Lipid）与脉搏波参数（幅度、

衰减率、重搏波切迹)之间的定量关系。

(3) 后继发展层面: 三维管状模型将抽象的“脉道”概念转化为可旋转、可缩放的几何形态, 为脉诊可视化、数据化作为诊断分析指标提供了新的路径。为中医“微观辨证”通过现代检测技术实现了从“外象”到“内象”的延伸, 将传统宏观辨证中抽象病机具象为血液相关微观指标。本研究正是在这一方向上的一次具体实践。

5.5 研究局限与未来方向

本研究的主要局限包括: (1) 未将情志、生理因素对血流分配及流态的影响因素纳入模型函数, (2) 反射波模型采用简化的单点反射假设; (3) 血管壁采用纯弹性假设, 未考虑粘弹性; (4) 血液采用恒定等效粘度, 未纳入非牛顿流体特性; (5) 模型验证仅与 PWDB 模拟数据对比, 尚未与独立临床实测数据验证。

未来研究可在以下方向深化: (1) 引入一维动脉树模型以包含多级反射波效应; (2) 采用粘弹性血管壁模型; (3) 引入非牛顿流体本构模型; (4) 开展独立临床实测数据验证。

6 结论

基于流体力学原理通过数学建模与数值仿真, 系统论证了血液成分与桡动脉脉搏波形态之间的定量关系, 为中医脉诊的科学性提供了物理-数学层面的证明。主要结论如下:

本研究通过仿真定量证实: 血液粘度升高(由 $Hct=45\% \rightarrow 60\%$ 、或 $Glu=5.5 \rightarrow 22.5 \text{ mM}$ 、或 $Fib=3.0 \rightarrow 7.3 \text{ g/L}$) 导致脉搏波峰值幅度降低约 30~50%, 波形下降支趋于平缓, 重搏波切迹逐渐消失, 衰减系数 α 从 0.46 升至 0.97 (η 从 3.5 升至 6.5 mPa·s)。这一定量关系为脉诊“以脉测血”提供了数值化的物理证据。

E 是影响脉搏波幅度的核心力学参数。敏感性分析显示, E 在 $2 \times 10^5 \sim 12 \times 10^5 \text{ Pa}$ 范围变化时, 峰值幅度变化率达 150%~320%, 显著高于血液成分参数(<20%)。这验证了拉梅方程的物理预测, 同时提示临床脉诊中血管壁弹性状态与脉搏波震荡幅度的负相关性。

Alx 驱动反射波是重搏波切迹的必要条件。当 $Alx=0$ 时波形无切迹; $Alx=30\%$ 时出现清晰切迹; $Alx=60\%$ 时切迹加深为二次抬升。这一梯度变化验证了反射波强度对波形形态的调制作用, 为临床重搏波分析提供了物理依据。

“脉道”概念的几何化实现。三维管状模型首次将中医“脉道粗细”(半径绝对值)、“脉道充盈度”(收缩-舒张幅度差)、“脉道软硬”(E 值) 转化为可量化的几何参数, 为脉诊的客观化提供了可视化工具。

本研究论证血液成分能改变血液粘度影响脉搏波震荡幅度、衰减速率、波形形态, 这一物理因果链构成了脉诊“以脉测血”的流体力学基础。为中医脉诊客观化提供了可量化可验证可复现的物理-数学框架。深化细化脉诊对“血液成分-血液流变学-脉搏波形态”这一物理因果链的科学性、逻辑性、严密性。为脉诊的科学性提供了有力的科学的证据。

致谢: 本研究得益于在广州中医药大学第一附属医院门诊跟诊学习期间, 承蒙刘明平教授、黄开颜副主任医师、江其龙副主任医师、黎同明教授指导所获得的启发。谨向各位老师致以诚挚谢意。

在论文撰写过程中, 作者在独立完成研究设计、数据分析和结论形成的前提下, 使用人工智能工具辅助文献检索、资料整理及仿真程序调试; 所有数据、文献及程序运行结果内容均经作者核验, 作者对论文全部内容负责。特此说明并致谢。

本研究使用 PWDB (Pulse Wave Database) 数据库对模型仿真运行结果进行验证。PWDB 由伦敦国王学院 (King's College London) Peter H. Charlton、Jordi Alastruey、Phil Chowienczyk、Jorge Mariscal Harana、Samuel Vennin、Ye Li 等研究者创建。该项目受英国心脏基金会 (BHF) [PG/15/104/31913]、Wellcome EPSRC 伦敦国王学院医学工程中心 [WT 203148/Z/16/Z] 以及伦敦国王学院与帝国理工学院 EPSRC 医学影像博士培训中心 [EP/L015226/1] 资助。作者谨向上述机构与研究者致以诚挚谢意!

© 2026 李大焯。本文依据“知识共享 署名-非商业性使用 4.0 国际许可证”(CC BY-NC 4.0)

授权。许可证副本可访问：<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>。

本研究开发的仿真代码因正在准备专利申请暂不公开。符合条件的研究者可向作者提出合理请求，经作者书面同意并与请求者签署书面协议后获取代码，仅用于非商业学术验证。

参考文献

- [1] 朱蕴瑜, 等. 生理参数变化对中医脉波图影响规律的研究[C]. 中国生物医学工程学会中医药工程分会 2013 学术年会论文集, 2013: 142-151.
- [2] 姚渭琴, 吴邦华. 心血管系统参数变化对脉搏波波形影响的数字仿真研究[J]. 航天医学与医学工程, 1999, 12(4): 288-291.
- [3] 郑成德, 等. 血液-血管耦合特性与脉搏波传播特性的关系[J]. 北京生物医学工程, 2020, 39(3): 268-274.
- [4] 张红艳, 等. 动脉中脉搏波传播分析[J]. 应用数学和力学, 2006, 27(2): 119-126.
- [5] 李静, 等. 脉诊手法与脉搏波的关系: 基于 0D-1D 耦合模型的仿真研究[J]. 医用生物力学, 2024, 39(S1): 173-180.
- [6] 姜梦蝶, 等. 高血压弦脉脉图与血流变相关性的临床观察[J]. 天津中医药大学学报, 2016, 35(4): 230-233.
- [7] 施奇民, 等. 脉象的血管位移波理论[J]. 应用数学和力学, 1989, 10(6): 479-486.
- [8] 张志枫, 等. 基于血液流速、血管弹性参数分析的中医脉学相关问题初探[J]. 上海中医药大学学报, 2021, 35(5): 1-6.
- [9] 郭睿, 等. 基于血流动力学机理及数学模型的中医脉诊工程学研究述评[J]. 现代中医药, 2023, 43(5): 1-7.
- [10] 张压, 等. 从血液流变性质探讨中医脉象的形成机制[J]. 北京中医药, 2014, 33(3): 169-171.
- [11] 张伯礼, 等. 血液流变特性与脉象形成的初步观察[J]. 中国医药学报, 1993, 8(6): 19-22.
- [12] Charlton P H, Mariscal Harana J, Vennin S, et al. Pulse Wave Database (PWDB): A database of arterial pulse waves representative of healthy adults[DB/OL]. Zenodo, 2019. DOI:10.5281/zenodo.3275625.
- [13] Charlton P H, Mariscal Harana J, Vennin S, et al. Modelling arterial pulse waves in healthy ageing: a database for in silico evaluation of haemodynamics and pulse wave indices[J]. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, 2022, 322(3): H493-H515.
- [14] 陈伟成, 等. 血液黏性对脉搏波传播特性影响的定量分析[J]. 北京生物医学工程, 2022, 41(3): 235-241.
- [15] 陈萍. 人体动脉树中的脉搏波传播模型及中医脉象机理研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2005.

作者简介:

李大焯, 男, 1979 年生, 中医学专业专升本在读学生, 具有自动控制、流体力学专业学习及工程应用背景; 主要研究方向为中医基础理论、中医科学性。

通信作者: 李大焯, E-mail: 13825062986@139.com

基金项目: 无

利益冲突: 作者声明不存在利益冲突。