

基于ANSYS的肠道仿真模型的建模与仿真

史阿柳, 黎 燕*

上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

收稿日期: 2025年11月12日; 录用日期: 2025年12月5日; 发布日期: 2025年12月12日

摘 要

肠道是食物与药物消化吸收的关键器官。随着美国食品药品监督管理局(FDA)取消动物实验作为临床前研究的强制要求, 建立高仿真的体外肠道模型成为研究肠道功能的重要方向。本研究构建了一种包含绒毛结构、支持流体剪切力及蠕动模拟的仿真模型。基于ANSYS Workbench平台, 利用Fluent分析绒毛高度、间距和入口流速对剪切应力的影响, 并通过流固耦合模拟探讨蠕动效应。结果显示, 绒毛高度增加会增强剪切应力并加剧流场不均; 而增大绒毛间距有助于改善流动特性、降低流体阻力, 从而有效调控剪切应力。同时, 剪切应力随流速线性上升, 但在蠕动作用下受到明显抑制, 并呈现压力阈值特征。

关键词

肠道仿真模型, 剪切应力, 绒毛, 流速, 蠕动

Modeling and Simulation of an Intestinal Model Based on ANSYS

Aliu Shi, Yan Li*

School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: November 12, 2025; accepted: December 5, 2025; published: December 12, 2025

Abstract

The intestine is a key organ responsible for the digestion and absorption of food and drugs. With the U.S. Food and Drug Administration (FDA) lifting the mandatory requirement for animal testing in preclinical studies, the development of highly biomimetic in vitro intestinal models has become a vital direction for investigating intestinal function. This study presents a simulation model that incorporates villus structures and supports both fluid shear stress and peristalsis simulation. Using the ANSYS Workbench platform, Fluent was employed to analyze the effects of villus height, spacing,

*通讯作者。

文章引用: 史阿柳, 黎燕. 基于 ANSYS 的肠道仿真模型的建模与仿真[J]. 建模与仿真, 2025, 14(12): 44-52.

DOI: 10.12677/mos.2025.1412657

and inlet flow velocity on shear stress, while fluid-structure interaction (FSI) simulations were conducted to explore the impact of peristalsis. The results indicate that increased villus height enhances shear stress and intensifies flow field heterogeneity, whereas wider villus spacing improves flow characteristics and reduces fluid resistance, thereby effectively modulating shear stress. Additionally, shear stress increases linearly with flow velocity but is significantly suppressed under peristaltic motion, exhibiting a distinct pressure threshold behavior.

Keywords

Intestinal Simulation Model, Shear Stress, Villi, Flow Velocity, Peristalsis

Copyright © 2025 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

肠道不仅是人体的主要消化吸收器官,还承担着屏障功能,影响营养物质的传输、药物吸收及微生物群落的稳定性。肠道解剖结构显示:其内壁有褶皱,这些褶皱的形状使食糜在小肠中呈螺旋状而不是直线运动,从而减缓了食糜的运动速度,为营养物质的充分吸收提供了所需的时间,褶皱中细小的毛发状的血管化突起,称为绒毛[1]。肠道几何模型一般在平面结构上仿生绒毛结构,绒毛的高度从 0.1 mm 至 1 mm 不等[2]-[9],在平面上均匀分布,结构呈现出上窄下宽的梯形结构。体内的生物细胞通常存在于动态流动的微环境中[10],灌流技术将培养基源源不断地输送到细胞培养的腔室中,可给细胞提供营养物质和氧气,同时消除代谢物质,流体持续流动产生的剪切应力能够促进肠道细胞更快分化[11][12]。另外,有研究表明人肠道长期缺乏机械腔刺激会影响肠道稳态[13],蠕动可以刺激肠上皮细胞的增殖和分化,增加细胞-基质相互作用[14]-[16]。因此,在体外模型中适当引入机械应力,可以更真实地反应体内的生理状态。肠道内的流体流动、剪切应力及机械刺激对于肠道细胞的增殖、分化以及功能维持起着重要作用[11]。传统的体外实验通常采用二维培养皿进行研究,但这种方式缺乏体内复杂的生理环境,难以准确再现肠道的动力学特性[17]。

近年来,随着生物医学工程和计算机仿真技术的进步,基于有限元方法(Finite Element Method, FEM)和流体动力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)的计算模型在生物系统仿真中发挥了重要作用[17]。通过流固耦合(Fluid-Solid Interaction, FSI)技术,可以同时考虑流体的流动特性和固体结构的变形响应,从而更真实地模拟肠道的蠕动效应及其对细胞生长和药物传输的影响。此外, FDA 在 2022 年 9 月取消了动物实验作为药物临床前试验的必要要求,进一步推动了高仿真体外模型的研究,以替代传统动物实验[18]。本研究借助 SolidWorks 工具建立了一种包含绒毛结构、可以实现流体剪切应力及蠕动环境模拟的肠道仿真模型。基于 ANSYS Workbench 平台,结合 Fluent 和 Mechanical 模块,通过调整绒毛几何参数(高度、间距)、流速及蠕动大小,定量分析这些变量对流体剪切应力的影响,以优化体外肠道模型的构建。

2. 方法

本研究利用 Fluent 作为流体动力学仿真软件,来模拟流体在肠道中的流动行为,分析流体的速度分布和剪切应力特性,并使用 SolidWorks 构建肠道模型。ANSYS Mechanical 则用于固体力学的模拟,在本实验中重点用于分析肠道结构在流体剪切应力作用下的变形与应力响应,评估肠道壁的结构变化和变形

情况。通过 **Fluent** 和 **Mechanical** 的流固耦合仿真, 能够同时考虑流体和固体之间的相互作用——流体的剪切应力会影响肠道结构的变形, 而固体的变形又会反馈到流体流动特性中。本研究流固耦合实验的具体步骤(流体动力学实验可忽略在 **Mechanical** 中的设置)为:

1) 肠道模型构建

蠕动的产生方式大部分是拉伸多孔膜, 通过多孔膜的变形, 同步拉伸培养于多孔膜上方的细胞, 从而促进细胞的拉伸[19]-[21]。如果采用这种模型, 细胞只能生长于多孔膜的两侧, 但是在真实的肠道中, 细胞分布在壁面上。因此, 本设计优化 Sara E. Rudolph 等人的肠道几何模型的正方体结构, 在此基础上对整个壁面进行拉伸, 仿真肠道壁面[22]。

2) 几何准备与域划分

采用 **Fluent** 和 **Mechanical** 有限元软件对肠道仿真模型的流体剪切应力进行分析。首先, 将在 **SolidWorks** 创建的 **.x_t** 格式文件导入 **DesignModeler** 中, 设置肠道几何模型的出入口, 然后使用“填充”功能将模型划分为流体域和固体域。

3) 网格划分

屏蔽固体域, 仅保留流体部分模型。使用 **Fluent** 求解器, 总体网格尺寸 **0.7 mm**, 为了确保计算结果的准确性, 在肠道壁面处设置网格尺寸为 **0.1 mm**, 采用偏度判断网格质量。网格划分后, 共有 **228,984** 个节点, **623,213** 个单元, 平均偏度值为 **0.25**, 偏度值越接近 **0** 表明网格质量越好[23]。使用传递连接符, 将几何模型传递到 **Mechanical** 中, 屏蔽流体域, 重新进行网格划分, 同样设置网格尺寸为 **0.7 mm**, 网格质量表现良好。

4) 边界条件设定

将 **ANSYS Meshing** 中划分的网格加载到 **Fluent 2022R1** 软件中, 对边界条件和材料进行设定。涉及的边界条件包括出入口、壁面的设置。采用速度入口、压力出口和无滑移静止壁面。在流速的设定上, 设置流速范围为 **1E-4 m/s** 至 **7E-4 m/s**, 步长为 **1E-4 m/s**。内部流体设定为 **DMEM** 流体材料。流动行为是由两个关键的流体特性——密度和动态粘度直接决定的。通常肠道细胞培养在添加 **10% FBS** (胎牛血清) 的 **Dulbecco 改良 Eagle 培养基(DMEM)** 中, 从文献中获取到该培养基的密度是 **1.0009 g/cm³**, 动态粘度 **0.93 mPa·s** [24]。在 **Fluent** 中设置动网格, 动网格区域选择壁面 **coupling wall**, 动网格类型设置为系统耦合, 即不参与系统耦合时, 区域运动默认为静止。以上是在 **Fluent** 中的边界条件以及材料设定, 只进行流体动力学模拟, 这些设定即可。若继续进行流固耦合实验, 研究固体变形对流体域的作用, 除了流体材料以外, 肠道模型的材料也需要进行设置以便在仿真时出现变形效果。为了达到蠕动效果, 该材料选择 **PDMS**, 在 **Mechanical** 的工程数据中添加材料属性, 泊松比 **0.499**, 杨氏模量 **2.05 MPa** [25]。在 **Mechanical** 设置流固耦合交界面并命名为 **Fluid Solid Interface**, 负载的设置范围为 **0 Kpa~20 Kpa**, 方向垂直真空入口向下, 即对入口处施加负压, 导致空心区域收缩, 带动流固耦合交界面向外拉伸, 从而实现蠕动的效果。另外, 需设置几何体的底面为固定支撑, 防止几何体跑飞。

5) 求解设定

对于恒定密度的牛顿流体的等温流动, 使用纳维 - 斯托克斯方程, 包括动量方程和连续性方程。压力速度耦合选择 **SIMPLE** 方案, 减少了每个时间步长的内部迭代。使用最小二乘单元的梯度方法进行梯度离散化, 二阶格式作为压力项离散, 二阶迎风格式作为密度项离散。在系统耦合界面设置数据传输, 为 **coupling wall** 和 **Fluid Solid Interface** 创建数据传输, 将 **Fluent** 中对流体域求解的结果通过耦合面把计算获得的相关物理量传递到固体部分进行固体域的计算。流体域和固体域的时间步长统一设置为 **0.1 s**, 结束时间为 **1 s**, 共 **10** 步。

3. 结果与讨论

3.1. 肠道绒毛高度

首先, 在相同流速 $1\text{E}-4\text{ m/s}$ 下, 观察不同绒毛高度(肠道绒毛高度分别为 0.4 mm 、 0.6 mm 、 0.8 mm 、 1 mm)肠道仿真模型的速度分布云图, 如图 1 所示。在绒毛高度较低(0.4 mm)时, 流体分布均匀, 最大速度 0.00024 m/s , 当绒毛高度增加至 1 mm 时, 最大速度达 0.00043 m/s 。随着绒毛增高, 近壁面速度梯度加剧, 形成明显的速度分层。当绒毛高度较低(0.4 mm)时, 流体和壁面交界处颜色过渡平缓, 反映能量分布均衡; 绒毛高度较高时(1 mm)出现尖锐色变, 显示能量局部聚集。流速梯度($\partial u/\partial y$)的非线性特征会直接决定剪切应力的大小和分布, 由牛顿粘性定律可知, 在牛顿流体中, 流体剪切应力 τ 与速度梯度成正比, 比例系数为动力粘度 μ 。

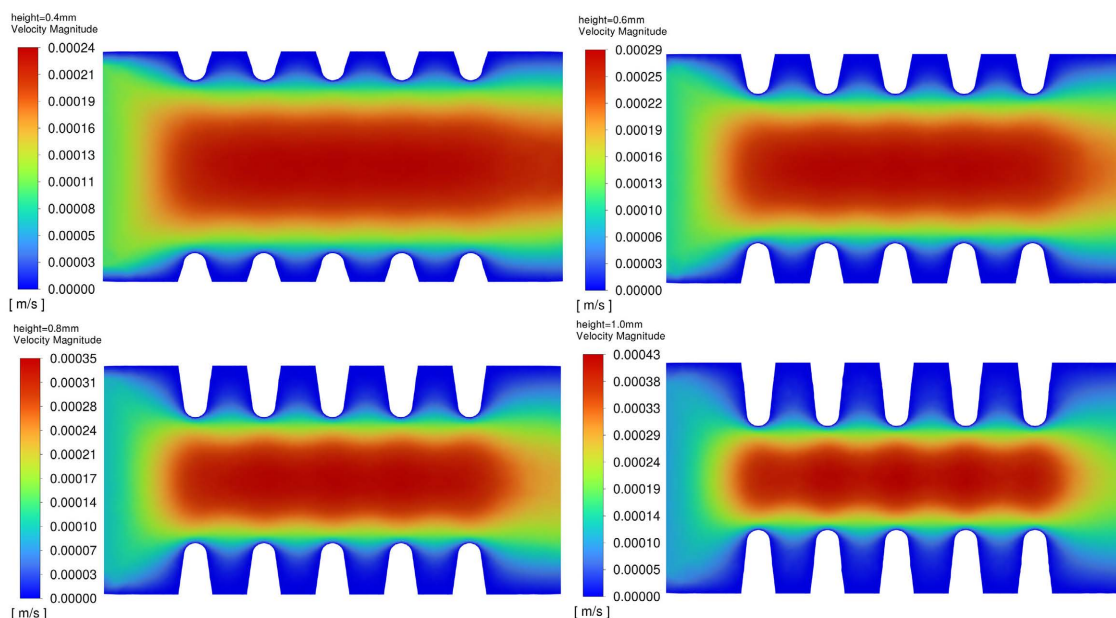


Figure 1. Velocity distribution cloud maps for villus heights of 0.4 mm , 0.6 mm , 0.8 mm , and 1 mm (unit: m/s)

图 1. 绒毛高度分别为 0.4 mm 、 0.6 mm 、 0.8 mm 、 1 mm 的速度分布云图(单位: m/s)

图 2 的剪切应力云图验证了上述关联性: 最大剪切应力始终集中在绒毛顶端(红色区域), 此处正是速度梯度 $\partial u/\partial y$ 最大的位置(对应图 1 中绒毛高度 1 mm 速度分布图的尖锐色变区)。这可能是因为流体流经绒毛顶端时, 由于几何曲率突变, 流线被迫急剧弯曲。根据边界层理论, 这种几何约束会在极小的空间范围内(如绒毛顶端微米尺度区域)产生极大的速度梯度($\partial u/\partial y$), 直接导致剪切应力显著增大。在绒毛周围平缓区域(图中蓝绿色部分), 流线曲率较小, 速度梯度随着壁面曲率的降低而降低。为了比较不同绒毛高度肠道仿真模型的剪切应力分布, 对比了绒毛高度分别为 0.4 mm 、 0.6 mm 、 0.8 mm 、 1 mm 的剪切应力分布云图, 如图 3 所示。随着绒毛高度的增加, 模型中的流体剪切应力值不断增加, 由 0.0125 dyn/cm^2 增加至 0.0311 dyn/cm^2 。

为了更深入理解绒毛高度对剪切应力分布的影响机制, 可从流体力学角度进行分析。随着绒毛高度增加, 肠道表面的局部曲率显著加大, 导致流体在流经绒毛顶端时流线发生剧烈弯曲, 根据边界层理论, 这种局部几何突变将引发极大的速度梯度($\partial u/\partial y$)。在牛顿流体中, 剪切应力 τ 与速度梯度成正比($\tau = \mu(\partial u/\partial y)$, 其中 μ 为流体动力粘度), 因此局部速度梯度的增强直接导致绒毛顶端的剪切应力增大。此外, 较高绒毛之间形成的微型通道更加狭窄, 促进了流体局部加速效应, 加剧了流体动能的不均匀分布。这

些物理机制共同作用, 导致整体剪切应力水平随绒毛高度的增加而升高。

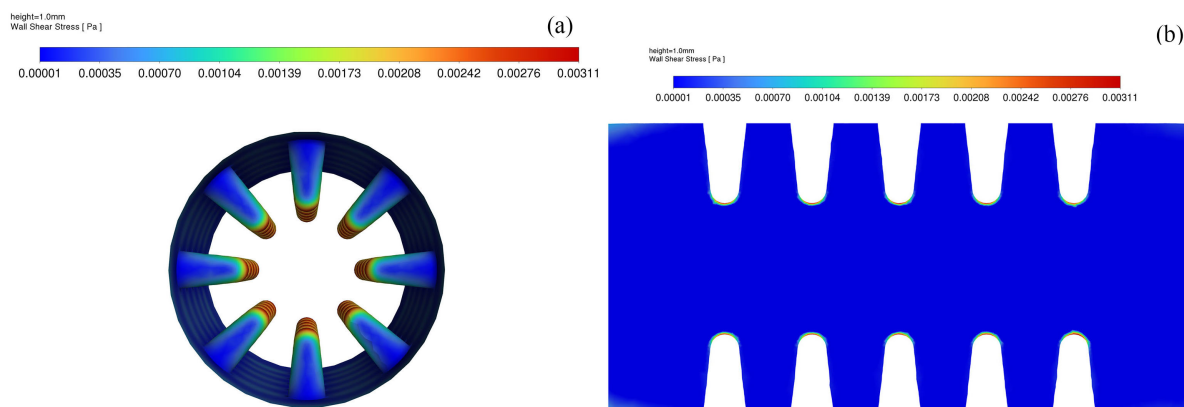


Figure 2. Shear stress distribution in the intestinal simulation model

图 2. 肠道仿真模型的剪切应力分布图

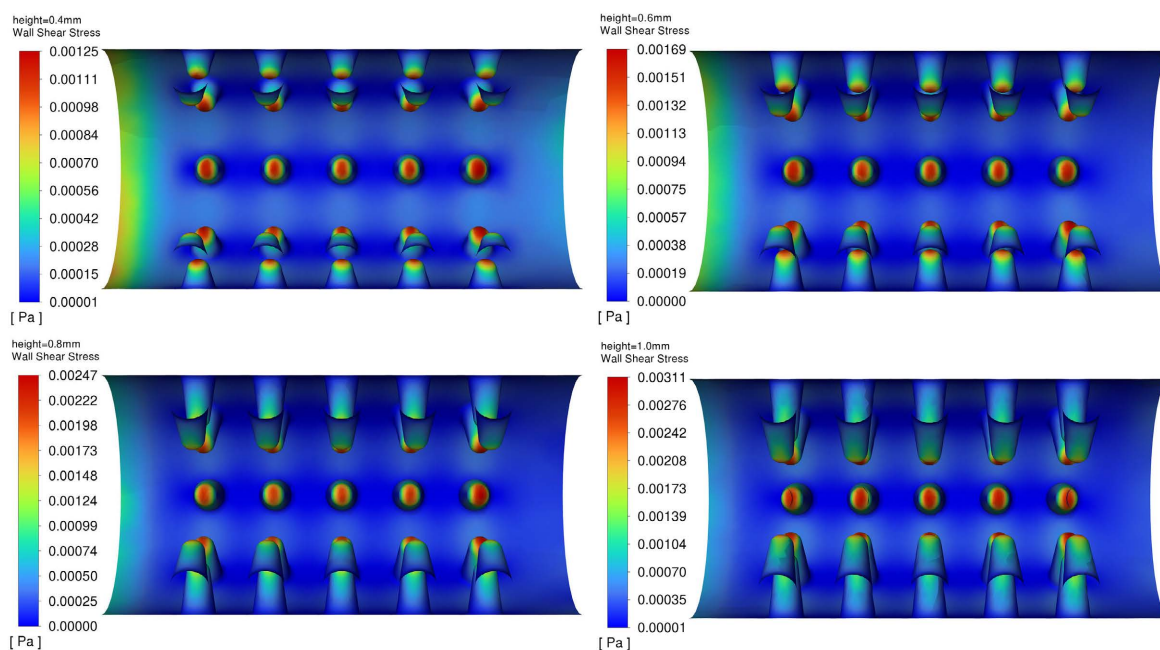


Figure 3. Wall shear stress distribution cloud maps for villus heights of 0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm, and 1 mm (unit: Pa)

图 3. 绒毛高度分别为 0.4 mm、0.6 mm、0.8 mm、1 mm 的壁面剪切应力分布云图(单位: pa)

3.2. 肠道绒毛间距

本小节探讨了绒毛间距对肠道芯片内流体剪切应力的影响, 分别调整绒毛间距为 30° 、 40° 、 50° 、 60° 和 70° , 保持横向间距不变。图 4 展示了入口流速为 $1\text{E}-4\text{ m/s}$ 时, 绒毛高度为不同绒毛间距下流体剪切应力值的变化情况, 发现绒毛间距对模型内流体力学特性的调控具有显著影响。当横向绒毛间距保持不变时, 绒毛间距越小, 绒毛排列越密集, 整体密度增大; 绒毛间距越大, 绒毛排列越稀疏, 整体密度减小。在绒毛间距较大的情况下, 流体剪切应力显著降低。

绒毛间距对剪切应力的调控机制主要源于绒毛排列密度对局部流动阻力的影响。当绒毛排列稠密(间距较小)时, 流体在穿越密集绒毛区时受到更大的摩擦阻力, 流动路径被严重限制, 造成局部速度梯度升

高, 进而提升剪切应力。相反, 随着绒毛间距增大, 流体通道变得更为通畅, 流动受阻减轻, 整体速度分布趋于均匀, 局部速度梯度下降, 导致剪切应力明显降低。这种现象与肠道流动中障碍物密度增加导致阻力增大的流体动力学规律一致, 说明适当调控绒毛间距可以有效调节肠道芯片内部的机械微环境。

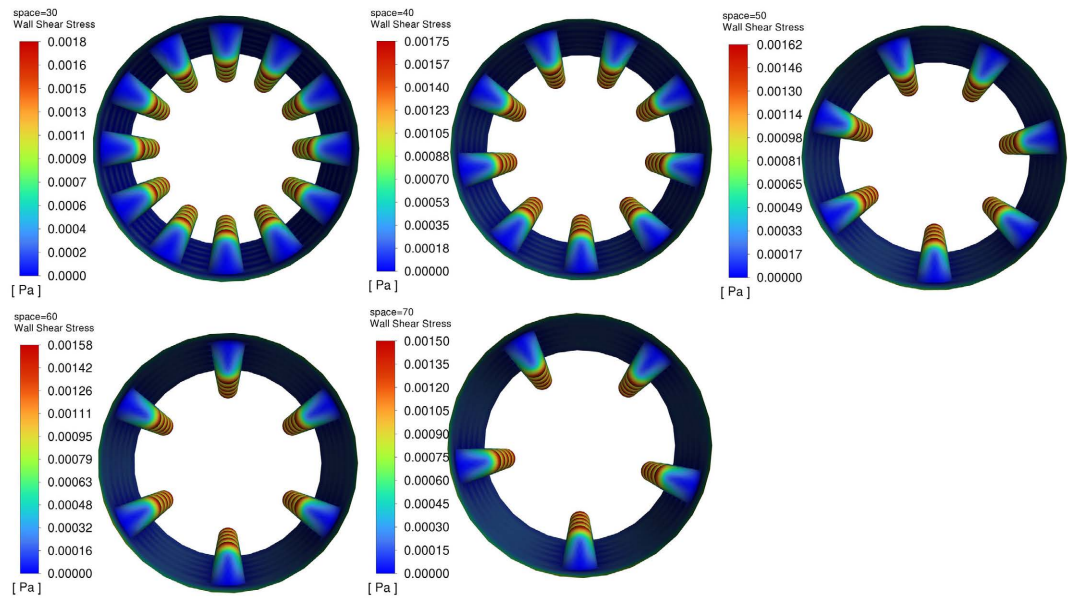


Figure 4. Cloud diagram of shear stress distribution under different villi spacing
图 4. 不同绒毛间距下剪切应力的分布云图

3.3. 流速

为了探究流速对肠道模型设计的重要性, 利用 Fluent 对不同速度下的液体流动进行模拟。模拟的结果显示(图 5), 流体速度与剪切应力之间呈正相关关系, 绒毛高度为 0.6 mm 恒定不变时, 即流体速度在 1E-4 m/s 至 7E-4 m/s 范围内增加时, 肠道模型内的流体剪切应力也相应增大。

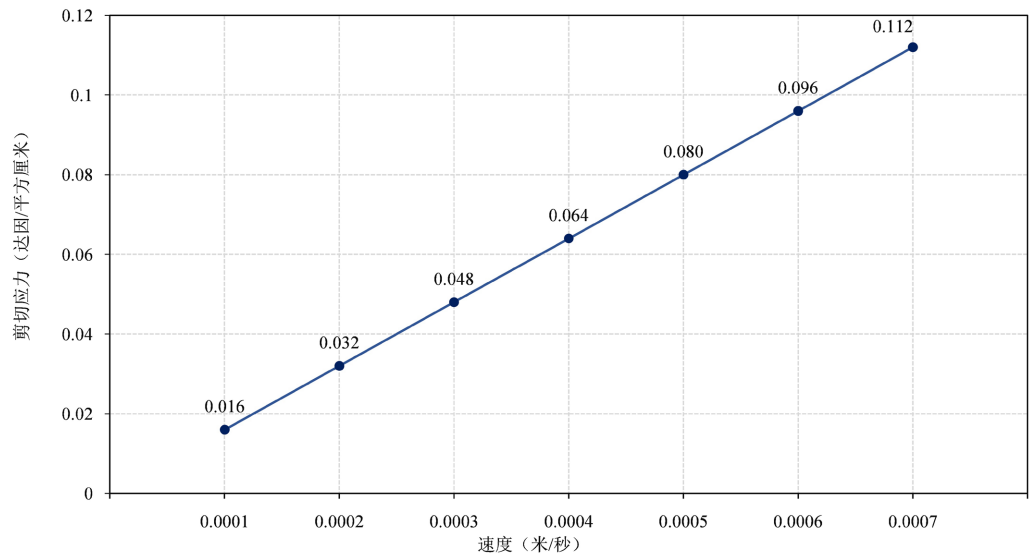


Figure 5. Relationship between flow velocity and shear stress
图 5. 流速与剪切应力关系图

基于牛顿粘性定律, 流体剪切应力 τ 与速度梯度($\partial u/\partial y$)成正比。速度梯度 $\partial u/\partial y$ 可近似表示为流速 u 与特征高度 h 的比值[26], 即 $\partial u/\partial y \approx u/h$ 。因此, 在绒毛高度一定的条件下, 流速 u 的增加将导致速度梯度线性增加, 从而剪切应力 τ 也呈线性增长。这一理论推导与仿真结果高度一致, 进一步验证了流速在调控剪切应力过程中的主导作用。

3.4. 蠕动

在实际生理环境中, 肠道蠕动是由环形肌和纵形肌的协调收缩所驱动, 压力波幅通常在 5~30 mmHg (约 0.66~20 kPa)之间, 频率约为 3~12 次/分钟。为模拟肠道蠕动效应, 本实验利用 Mechanical 软件通过从真空入口处施加压力, 研究蠕动对肠道模型内流体剪切应力的影响。在绒毛高度为 0.8 mm、绒毛间距为 60°的条件下, 设置入口流速 $1E-4$ m/s 并施加 0 至 20 kPa 负载(步长 5 kPa), 方向垂直于真空入口向上, 即对真空腔施加负压, 流固耦合区域出现显著变形(如图 6 所示)。绒毛结构向上凸起, 最大等效弹性应变从 0 线性增长至 $5.1E-4$ 。无负载时, 应变分布均匀, 无显著变形; 负载为 5 kPa 时, 出现局部应变集中(最大值 $1.35E-4$), 对应绒毛结构向上凸起变形; 当负载大于 5 kPa 时, 应变峰值增至 $5.1E-4$, 但应变分布模式与 5 kPa 时相似, 表明变形进入几何饱和阶段。PDMS 绒毛的初始变形直接导致流道高度 h 增加, 根据牛顿粘性定律, 在层流或者简单几何流动中, 速度梯度 $\partial u/\partial y$ 可近似为特征速度与特征高度的比值, 固体局部大变形可能导致流道高度 h 增加, 流速 u 不变, 特征速度与特征高度的比值下降, 从而引起剪切应力 τ 降低。图 7 描述了在一定范围内负载变化与流体剪切应力的关系, 后续负载增加, 应变分布模式不变, 表明变形能转化为材料内摩擦, 不再显著改变 h , 因此剪切应力维持稳定。

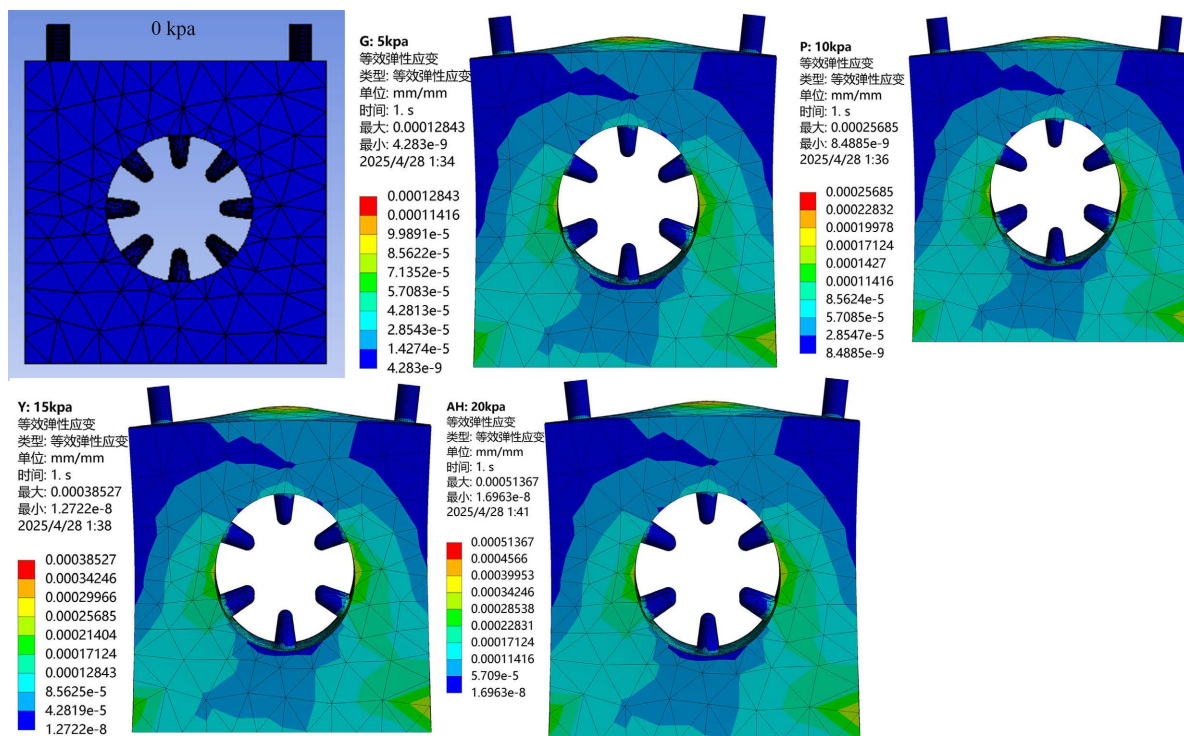


Figure 6. Effect of peristalsis on equivalent elastic strain

图 6. 蠕动对等效弹性应变的影响

蠕动对剪切应力抑制作用的机制主要体现在肠道变形引起的流道截面积变化。当施加负载后, 肠道壁面出现周期性扩张, 使得局部高度 h 增加, 根据连续性方程(守恒质量流量), 流体在截面积扩大的区域

流速降低，进而导致速度梯度($\partial u/\partial y$)下降，最终使剪切应力 τ 降低。此外，当负载超过一定阈值后，流道变形趋于饱和，流速和剪切应力变化趋于稳定，表明材料内部的非线性响应(如内摩擦)成为主要能量耗散机制。

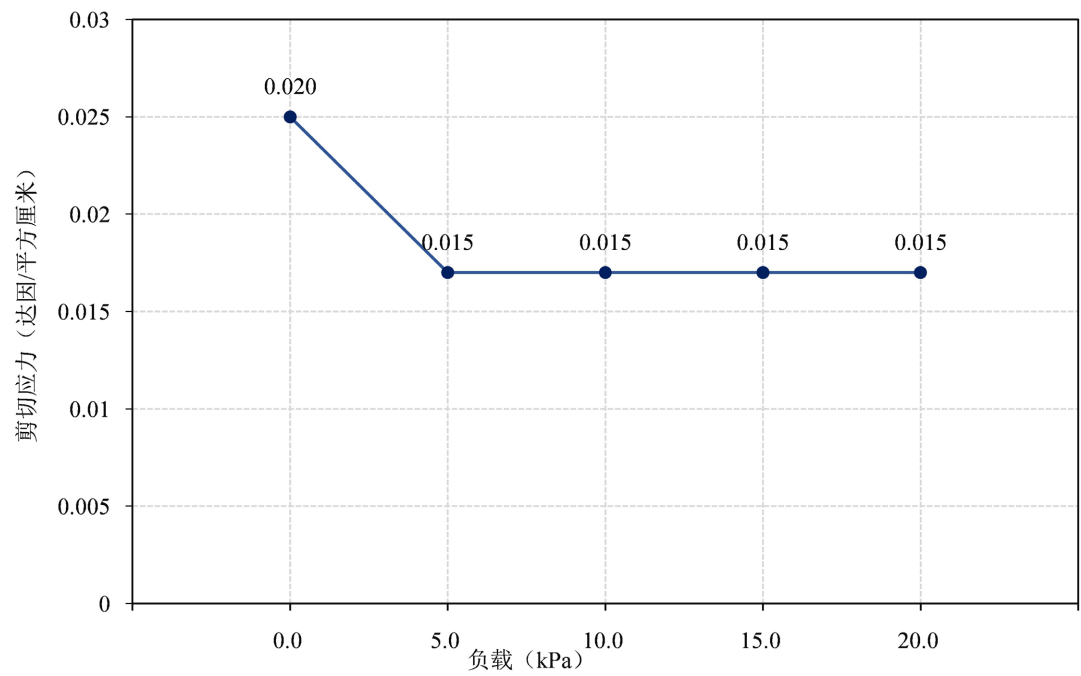


Figure 7. Relationship between peristalsis and fluid shear stress
图 7. 蠕动与流体剪切应力的关系

4. 结论

本研究建立了一种包含绒毛结构、支持流体剪切应力及蠕动模拟的肠道仿真模型，重点研究了肠道仿真模型中的关键结构参数、流体动力学参数和动态力学参数：绒毛高度、间距、流速以及蠕动对流体剪切应力的影响机制，研究结果显示这四个参数均会影响壁面剪切应力分布。绒毛高度的增加会增强流体流动的不均匀性，并增加剪切应力，而增大绒毛间距则能有效降低流动阻力，使剪切应力减小；流速的增加会促进剪切应力增加，蠕动则会降低剪切应力，且存在一定的阈值。这些发现为肠道仿真模型的仿生设计提供了定量化的参数优化依据，可模拟肠道生理剪切应力范围。本研究在蠕动建模中采用了简化的方法，未来研究需完善肠道芯片中动态力学环境的仿真，以提高生理相关性与预测准确性。

参考文献

[1] Volk, N. and Lacy, B. (2017) Anatomy and Physiology of the Small Bowel. *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America*, **27**, 1-13. <https://doi.org/10.1016/j.giec.2016.08.001>

[2] Rudolph, S.E., Longo, B.N., Tse, M.W., Houchin, M.R., Shokoufandeh, M.M., Chen, Y., et al. (2022) Crypt-Villus Scaffold Architecture for Bioengineering Functional Human Intestinal Epithelium. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, **8**, 4942-4955. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.2c00851>

[3] Nikolaev, M., Mitrofanova, O., Broguiere, N., Geraldo, S., Dutta, D., Tabata, Y., et al. (2020) Homeostatic Mini-Intestines through Scaffold-Guided Organoid Morphogenesis. *Nature*, **585**, 574-578. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2724-8>

[4] Taebnia, N., Zhang, R., Kromann, E.B., Dolatshahi-Pirouz, A., Andresen, T.L. and Larsen, N.B. (2021) Dual-Material 3D-Printed Intestinal Model Devices with Integrated Villi-Like Scaffolds. *ACS Applied Materials & Interfaces*, **13**, 58434-

- DOI: 10.12677/mos.2025.1412657 52 建模与仿真