

文章编号: 1004-7220(2024)06-1204-08

人工肝弯曲形中空纤维反应器内传质动力学

王子恒^{1,2}, 许少锋¹, 余一帆³, 王子辰³, 张学昌¹(1. 浙大宁波理工学院 机电与能源工程学院, 浙江 宁波 315100; 2. 浙江理工大学 机械工程学院, 杭州 310018;
3. 浙江大学 机械工程学院, 杭州 310027)

摘要:目的 研究弯曲形中空纤维反应器对人工肝传质动力学的影响,为新型反应器结构优化设计和临床操作参数提供依据。**方法** 采用数值模拟方法,建立三维弯曲形中空纤维反应器计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)模型,通过K-K方程和达西定律综合考虑反应器内的对流传质与扩散传质,并分析弯曲数量和弯曲幅度对传质行为的影响。**结果** 弯曲形反应器内由于离心力作用会产生Dean涡,促进管程内溶质再混合进而增强扩散传质,同时弯曲形反应器跨膜压大进而增强对流传质,即Dean涡和大的跨膜压共同提高了溶质的清除速率。弯曲数量为0、3、6、9、12且弯曲幅度为1 mm时,胆红素的清除速率分别为113.44、117.95、121.89、129.89、140.57 mL/min;弯曲幅度为0.5、1.0、1.5、2.0 mm且弯曲数量为3时,胆红素的清除速率分别为113.44、115.45、117.95、120.16、123.14 mL/min。**结论** 弯曲形中空纤维反应器有助于提高人工肝的毒素清除效率。

关键词: 人工肝; 中空纤维反应器; Dean涡; 跨膜压; 传质动力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.06.027

Mass Transfer in a Curved Hollow Fiber Bioreactor for Artificial Liver

WANG Ziheng^{1,2}, XU Shaofeng¹, YU Yifan³, WANG Zichen³, ZHANG Xuechang¹(1. School of Mechatronics and Energy Engineering, NingboTech University, Ningbo 315100, Zhejiang, China;
2. School of Mechanical Engineering, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310018, China; 3. School of Mechanical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Abstract: Objective To study the effect of a curved hollow-fiber bioreactor on the mass transfer in an artificial liver to provide references for the optimal design of new bioreactor structures and operation parameters for clinical treatment. **Methods** A computational fluid dynamics (CFD) model of a hollow fiber bioreactor was established using numerical simulation. The diffusion and convection mass transfer in the hollow fiber bioreactor were considered by the K-K equation and Darcy's law. The effects of the bending count and bending amplitude on the mass transfer behavior in a hollow fiber bioreactor were analyzed. **Results** Dean vortices were generated in the curved hollow fiber bioreactor owing to the centrifugal force. This promoted solute remixing in the tube and thereby, diffusion mass transfer. Meanwhile, the higher transmembrane pressure in the curved hollow fiber bioreactor also promoted convection mass transfer. Consequently, the Dean vortices and high transmembrane pressure increased the solute clearance rate. When the bending counts were 0, 3, 6, 9, and 12 and the bending amplitude was 1 mm, the bilirubin clearance rates were 113.44, 117.95, 121.89, 129.89, and 140.57 mL/min

收稿日期: 2024-07-06; 修回日期: 2024-07-27

基金项目: 浙江省自然科学基金重点项目(LZ21A020001), 宁波市青年科技创新领军人才资助项目(2024QL023)

通信作者: 许少锋, 副教授, 硕士生导师, E-mail: shaofengxu@nit.zju.edu.cn

respectively. When the bending amplitudes were 0, 0.5, 1.0, 1.5, and 2.0 mm and the bending count was three, the bilirubin clearance rates were 113.44, 115.45, 117.95, 120.16, and 123.14 mL/min, respectively.

Conclusions The curved hollow fiber bioreactor improved the toxin removal efficiency in the artificial liver.

Key words: artificial liver; hollow fiber bioreactor; Dean vortices; transmembrane pressure; mass transfer

肝炎是全球最重要的公共卫生问题之一。据2021年世界卫生组织报道,全球约有2.96亿慢性乙肝感染者^[1],而目前我国慢性乙肝病毒感染者约有8600万例^[2]。因此,对人工肝的研究具有重大社会效益。了解中空纤维反应器内毒素溶质的传质行为,对人工肝的治疗和指导反应器设计具有重要意义。

数值模拟技术已成为生物医学领域重要研究手段^[3-4],计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)已被广泛应用于中空纤维反应器传质研究。Ho等^[5]提出了一种中空纤维反应器传质数学模型,发现提高流速、纤维膜筛分系数与填充密度可以提高溶质的清除速率。Sekino等^[6]基于不可逆热力学的双层膜数学模型分析了溶质的对流量和扩散通量。Zia等^[7]建立了二维轴对称几何模型,发现管程与壳程流速的增加能够降低浓度极化效应。Khanafar等^[8]利用多孔介质模型对中空纤维反应器进行模拟分析,发现反应器内压降随着雷诺数的增加而增加,且在达西数较小的条件下压降显著增加。Sorrell等^[9]建立了人工肝中空纤维反应器传质的数学模型,研究乙酰氨基酚肝和氧气的传质行为,并假设溶质在管程以对流和扩散的方式进行,但在纤维膜内和壳程都只考虑了扩散传质。事实上,对流传质也会发生在壳程和纤维膜区域。Leypoldt等^[10]通过改变中空纤维的形状,实现了高通量传质。Yamamoto等^[11]研究发现,中空纤维反应器护套挡板锥形结构设计可以提高传质性能。由此可见,中空纤维反应器的结构显然会影响其内传质行为。

综上所述,人工肝中空纤维反应器的传质动力学研究均基于直形中空纤维管,弯曲形中空纤维管对溶质清除造成的影响并不清楚,缺乏新型反应器的结构设计。本文采用CFD方法,结合达西(Darcy)定律与K-K方程,研究弯曲幅度和弯曲数量对传质动力学的影响,为中空纤维反应器的优化设计和临床治疗提供理论指导。

1 材料与方法

1.1 反应器结构与CFD模型

图1所示为弯曲形中空纤维反应器的结构示意图。忽略制造公差,中空纤维管束通常均匀排布。假设所有中空纤维管直径相同,取单个代表性单元,代表性单元包括反应器的管程区域、纤维膜厚区域以及反应器的壳程区域,3个区域的半径分别为中空纤维管的内侧半径、中空纤维管的外侧半径、壳程半径,虚线以外的壳程流动对虚线内的流动无影响。患者血液在管程内流动,营养液(本文以水替代)在壳程内流动,溶质以对流扩散的作用穿过纤维膜。两者在中空纤维反应器内的流动方向相反,呈现逆流式流动,进而产生纤维膜两侧的压力差,同时还能保证管程与壳程之间的浓度梯度一直保持着最大值,有利于促进反应器内溶质清除。

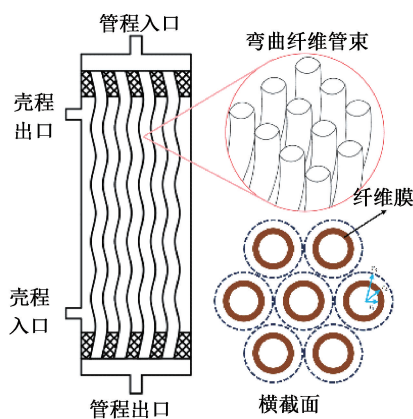


图1 弯曲形中空纤维反应器结构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the curved hollow fiber bioreactor

根据代表性单元可以构建CFD几何模型。图2(a)所示为弯曲中空纤维反应器CFD模型,边界条件如下:管程和壳程入口均采用速度入口边界,管程和壳程出口均采用压力出口边界,膜厚区域两侧也即中空纤维管内壁和外壁为内部边界

(interior), 壳程外表面为对称边界(symmetry), 两端面膜厚区域(图中灰色区域)为壁面边界, 采用多孔介质模型描述纤维膜膜厚区域的传质行为。图 2(b) 给出了弯曲形中空纤维管结构参数。图 2(c) 所示为 CFD 几何模型对应的网格划分。通过改变弯曲数量和弯曲幅度两个变量, 探究弯曲形中空纤维反应器内胆红素溶质的清除速率, 并与直形中空纤维反应器胆红素溶质的清除速率进行对比, 直形、弯曲形中空纤维反应器的 CFD 模拟采用相同的边界条件。

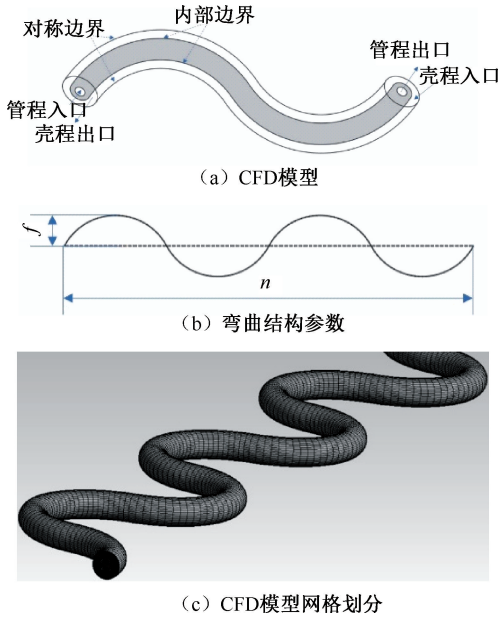


图 2 弯曲中空纤维反应器流动传质 CFD 模型

Fig. 2 CFD model for mass transfer study of curved hollow fiber bioreactor (a) CFD model, (b) structure parameters, (c) Mesh division of CFD model

注: 图 2(b) 中 f 为弯曲幅度; n 为弯曲数量, $n=2$ 。

1.2 控制方程

对于本文中空纤维反应器内的传质动力学研究, 假设以下因素: ① 流体为不可压缩牛顿流体; ② 流动状态为层流、等温下的流动; ③ 恒定的物理和化学性质; ④ 忽略重力造成的影响, 不考虑浓度极化的影响。

管程和壳程的连续性方程如下^[12]:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = \frac{S_v}{\varepsilon} \quad (1)$$

式中: (u, v, w) 为速度矢量; S_v 为流体跨膜产生的

对流源相; ε 为纤维膜的孔隙率。

管程和壳程的动量守恒方程如下^[13]:

$$\begin{aligned} u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = \\ - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \tau_{11}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{21}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{31}}{\partial z} \right) + S_i \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = \\ - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \tau_{12}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{22}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{32}}{\partial z} \right) + S_i \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = \\ - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \tau_{13}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{23}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{33}}{\partial z} \right) + S_i \end{aligned} \quad (4)$$

式中: p 为压力; τ 为剪切力; ρ 为密度; S_i 为中空纤维膜产生的阻力源相。

对于中空纤维反应器的管程以及壳程内的溶质浓度, 其方程为^[13]:

$$u \frac{\partial C_b}{\partial x} + v \frac{\partial C_b}{\partial y} = D_s \left(\frac{\partial^2 C_b}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 C_b}{\partial y^2} \right) + \frac{S_r}{\varepsilon} \quad (5)$$

式中: C_b 为溶质浓度; D_s 为溶质扩散系数; S_r 为膜表面所产生的溶质源相。方程描绘了管程以及壳程之间的质量交换至关重要。对于溶质源相由

$$S_r = J_s / \Delta \delta \quad (6)$$

方程来确定。式中: J_s 为溶质跨膜通量; $\Delta \delta$ 为纤维膜厚度。

多孔膜内的传质行为可根据 Kedem 和 Katchalsky 提出的 K-K 方程来进行描述^[14]。K-K 方程的成立建立于流体介质连续性理论的基础上, 本文采用的纤维膜的膜孔径为 39.5 nm, 此条件下流动是连续的。对于传统的 K-K 方程忽略了管程和壳程两侧的质量传输阻力, 因此用总传质系数取代溶质渗透率来修正 K-K 方程, 其表达式为^[15]:

$$J_v = L_p \Delta p - \sigma RT \Delta C \quad (7)$$

$$J_s = (1 - \sigma) C_m J_v + K_0 \cdot \Delta C \quad (8)$$

式中: J_v 为溶液穿过膜的对流速度; L_p 为多孔膜的水力渗透率; Δp 为穿过多孔膜的压力差; ΔC 为膜两侧的浓度差; σ 为溶质的反射系数; R 为气体常数; T 为绝对温度; J_s 为穿过多孔膜的溶质通量; C_m 为多孔膜的孔内平均溶质浓度; K_0 为溶质扩散穿过多孔膜的总传质系数。在上述参数中, 膜的水力渗

透率 L_p 是膜的固有参数, 仅与膜的孔径有关, 而溶质的反射系数和溶质穿过膜总传质系数与膜孔直径以及溶质分子大小有关。Anderson 等^[16-17] 描述了孔径与颗粒尺寸之间的关系:

$$\sigma = \left(1 - \left(1 - \frac{r_s}{r_p} \right)^2 \right)^2 \quad (9)$$

式中: r_p 为多孔膜上膜孔半径; r_s 为溶质分子的斯托克斯半径; 对于小颗粒, 当膜孔半径约 20 nm 或更大时, σ 非常小可忽略^[22]。因此, 式(7)可以进一步简化为:

$$J_v \approx L_p \cdot \Delta p \quad (10)$$

在数值模拟中, 通常采用圆形管道孔来模拟膜孔。因此, 为了考虑中空纤维膜孔的曲率, 在本文的数值模型中耦合了弯曲孔隙扩散模型 (TPDM) 修正溶质的跨膜运输。TPDM 中水力渗透系数 L_p 和扩散渗透率 K_0 计算公式表达式分别为^[18]:

$$L_p = \frac{r_p^2 \varepsilon}{8\eta\mu\Delta\delta} \quad (11)$$

$$K_0 = D_0/\delta \quad (12)$$

$$D_0 = D_s F(q) S_D/\psi \quad (13)$$

$$F(q) = (1 - 2.1050q + 2.0865q^3 - 1.7068q^5 + 0.72603q^6)/(1 - 0.75857q^5) \quad (14)$$

$$S_D = (1 - q)^2 \quad (15)$$

$$q = r_s/r_p \quad (16)$$

式中: D_0 为溶质在多孔膜的有效扩散率, D_s 为溶质的体积扩散率。摩擦因数 $F(q)$ 用来描述溶质分子与多孔膜的膜孔壁面之间的摩擦; S_D 为在扩散作用下溶质在纤维膜中的空间位阻因子; ψ 为纤维膜膜孔的弯曲因子。

对于不同的物质扩散系数是不同的, 模拟所使用的生物材料的扩散系数计算表达式为^[19]:

$$D = 1.62 \times 10^{-4} (\text{MW})^{-0.552} \quad (17)$$

式中: MW 为相应溶质的分子量。本文尿素的分子量为 584.66 Da, 斯托克斯半径 $r_s = 0.5 \text{ nm}$ ^[20]。

中空纤维膜是一种多孔介质, 在 CFD 模拟中, 多孔介质模型是通过在多孔区域以动量源项的形式引入额外的流动阻力描述的, 通过在多孔介质区域的动量方程中引入一个动量源相, 以此描绘多孔介质对流动阻力产生的影响。该源相由两部分组成, 即黏性损失项 (Darcy) 和惯性损失项, 其方程

式为:

$$S_i = - \left(\sum_{j=1}^3 D_{ij} \cdot \mu \cdot v_j + \sum_{j=1}^3 C_{ij} \frac{1}{2} \rho \cdot |v| \cdot v_j \right) \quad (18)$$

式中: S_i 为第 i 个 (x, y 或 z 方向) 动量方程中的源项; $|v|$ 为速度的绝对值; μ 为黏度; 增加的源相有助于描写多孔介质单元动量梯度, 在单元上产生一个与流体速度成正比的压力降。

对于简单、均匀的多孔介质, 可将上述方程简化为

$$S_i = - \left(\frac{\mu}{\alpha} \cdot v_i + C_2 \frac{1}{2} |v| \cdot v_i \right) \quad (19)$$

式中: α 为多孔介质的渗透率, $1/\alpha$ 为黏性阻力系数; C_2 为惯性阻力系数。忽略对流加速项与扩散项, 可以用 Darcy 定律描绘多孔介质的流动:

$$\nabla p = - \frac{\mu}{\alpha} \mathbf{v} \quad (20)$$

模型计算完成后, 通过对管程出口的浓度分布进行面积分求出管程出口的平均浓度, 可以通过计算中空纤维管程进出口溶质的平均浓度确定中空纤维反应器清除速率。清除速率的计算公式为^[21]:

$$CL_s = \frac{Q_{B,in} \bar{C}_{s,in}}{\bar{C}_{s,out}} \quad (21)$$

式中: $Q_{B,in}$ 为管程入口流速; $\bar{C}_{s,in}$ 为管程入口溶质平均浓度; $\bar{C}_{s,out}$ 为管程出口溶质平均浓度。

2 结果

2.1 几何参数选取

本文采用 ANSYS-FLUENT 软件对上述数值模型进行求解, 并采用用户自定义函数 (user define function, UDF) 对中空纤维反应器内溶质的跨膜传质动力学行为进行修正。在 CFD 模拟中使用的一些参数 (如 r_1, r_2, r_3), 根据 Islam 等^[22] 通过实验测定得到。因为人体内正常胆红素浓度范围为 3.7~17.1 $\mu\text{mol/L}$, 考虑到患者血浆中胆红素浓度的升高, 故本文模拟所采用的胆红素的浓度为 0.1 mmol/L。本文模拟采用的各类参数如表 1 所示。

2.2 网格划分敏感性测试

为保证求解准确, 采用 O 剖的方法处理几何模型, 网格均采用六面体网格进行划分, 同时对纤维

表 1 中空纤维反应器传质 CFD 模拟的具体参数

Tab. 1 Specific parameters for the simulation of hollow fiber bioreactor

模拟参数	值
纤维长度, L/mm	54
纤维管内径, r_1/mm	0.1
纤维管外径, r_2/mm	0.145
纤维壳程半径, r_3/mm	0.210
管程入口流量, $Q_{B,\text{in}}/(\text{mL}\cdot\text{min}^{-1})$	300
壳程入口流量, $Q_{D,\text{in}}/(\text{mL}\cdot\text{min}^{-1})$	500
胆红素浓度, $C_{\text{in}}/(\text{mmol}\cdot\text{L}^{-1})$	0.1
纤维管数量, N	12 000
孔隙率, ε	0.1
纤维膜膜孔直径, d_p/nm	39.5
纤维膜膜孔弯曲因子, ψ	2.27

膜区域以及纤维膜与管程或壳程交界处进行加密。为排除网格数量对模拟结果的影响,分别采用不同数量的网格对直形中空纤维反应器与弯曲形中空纤维反应器模拟计算,并对比不同网格数量下管程出口处胆红素的平均浓度。

表 2 给出了不同网格数量下直形中空纤维反应器与弯曲形中空纤维反应器管程出口的胆红素平均浓度,以及不同网格数量管程出口平均浓度的相对误差。随着网格数量的加密,直形和弯曲形中空纤维反应器管程出口平均浓度逐渐趋向于稳定。其中,286 500 和 613 700 个网格数量下直形中空纤维反应器管程出口平均浓度相对误差为 0.81%;966 000 和 1 945 800 个网格数量下弯曲形中空纤维反应器管程出口平均浓度的相对误差为 1.05%。为节约计算资源同时保证求解的精度,直形和弯曲形中空纤维反应器网格数量分别采用 286 500、966 000 个网格。

表 2 不同网格数量时胆红素在管程出口处平均浓度的相对误差

Tab. 2 Percentage errors of the average concentration of bilirubin at the outlet of hollow fiber tube with different numbers of grids

反应器	单元数量	平均浓度	相对误差/%
直形	138 000	6.09×10^{-5}	
	286 500	6.18×10^{-5}	1.46
	613 700	6.23×10^{-5}	0.81
弯曲形	469 200	5.57×10^{-5}	
	966 000	5.66×10^{-5}	1.60
	1 945 800	5.72×10^{-5}	1.05

3 讨论

3.1 弯曲形与直形中空纤维反应器内传质分析

本文发现,弯曲形中空纤维反应器管程或壳程入口压力最大,并沿轴向逐渐降低,管程与壳程区域之间形成跨膜压,跨膜压促使流体穿过纤维膜产生对流传质。同时,管程与壳程之间也存在胆红素浓度差,也会发生扩散传质。胆红素浓度沿径向逐渐降低,且径向浓度降低得更快。在壳程入口处胆红素浓度为 0,而壳程出口处具有较高浓度,表明胆红素已经穿过纤维膜从管程输送到壳程[见图 3(a)]。

直形中空纤维反应器内压力和胆红素浓度分布,模拟参数同弯曲形一样。直形中空纤维反应器内压力降比弯曲形的小,也即弯曲形的纤维膜两侧跨膜压比直形的跨膜压大,说明弯曲形的对流传质更强。胆红素传递主要发生在中空纤维反应器的管程入口处以及壳程出口处,但胆红素清除效果较弯曲形的差些[见图 3(b)]。其中,直形和弯曲形中空纤维反应器胆红素清除率分别为 113.44、129.89 mL/min。

在弯曲形中空纤维反应器横截面内形成了两漩渦,也即 Dean 漩渦[见图 4(a)]。这是因为流体在弯管内流动时产生离心力,离心力会推动中心的流体流向外侧壁面;同时外侧壁面的流体也会沿壁面流向内侧壁面,从而产生 1 对双旋流即 Dean 漩渦。Dean 漩渦有助于管程内的溶质混合均匀,从而促进中空纤维反应器管程内的扩散传质,也即提高了溶质清除效果。而直形中空纤维反应器内由于没有离心力作用,未产生 Dean 漩渦,只有跨膜压导致的对流速度[见图 4(b)]。

3.2 弯曲数量和弯曲幅度对胆红素溶质清除速率的影响

本文结果表明,弯曲数量为 0、3、6、9、12 且弯曲幅度为 1 mm 时,中空纤维反应器内胆红素的清除速率分布为 113.44、117.95、121.89、129.89、140.57 mL/min。随着弯曲数量的增加,中空纤维反应器内胆红素清除速率逐渐提升。一方面是因为弯曲数量的增加,进而增加了纤维膜的面积,这增加了溶质的对流通量又增加了溶质的扩散通量;另一方面由于弯曲数量的增加,纤维的曲率半径随

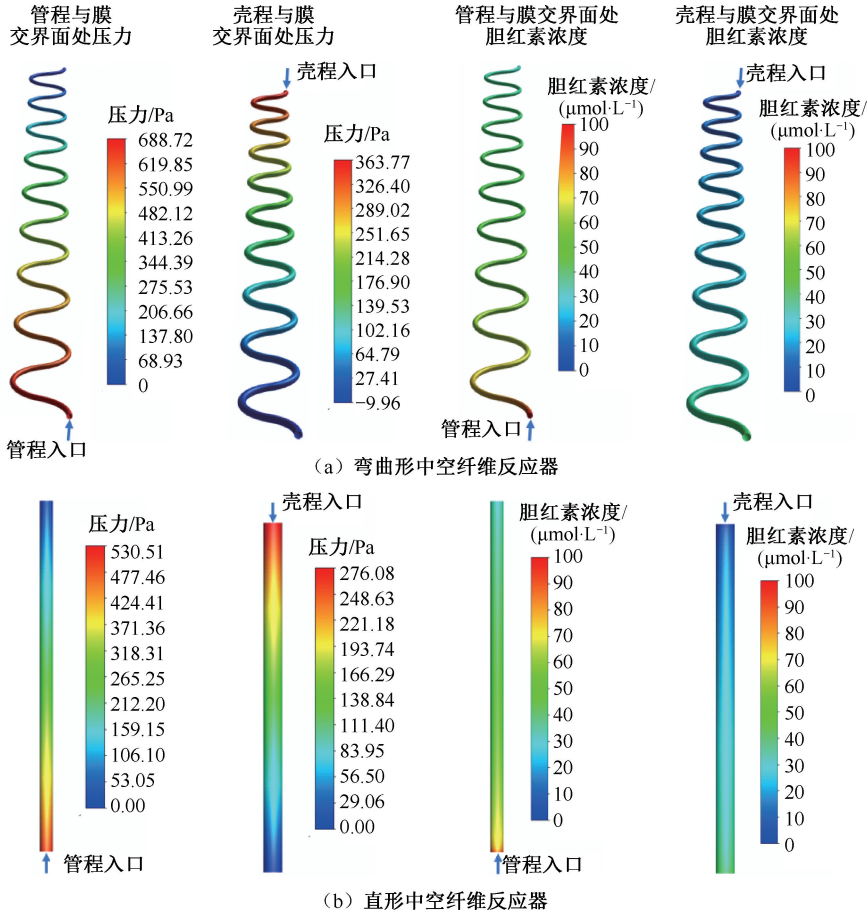


图3 中空纤维反应器压力和胆红素浓度分布

Fig.3 Distributions of pressure and bilirubin concentration in hollow fiber bioreactor

(a) The curved hollow fiber bioreactor, (b) The straight hollow fiber bioreactor

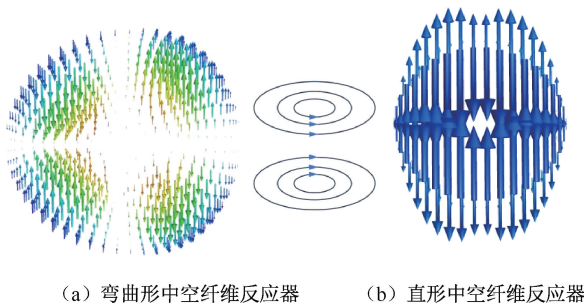


图4 中空纤维反应器管程内横截面处速度矢量图

Fig.4 Velocity vector diagram at cross section of the hollow fiber bioreactor (a) The curved hollow fiber bioreactor, (b) The straight hollow fiber bioreactor

弯曲幅度为0、0.5、1.0、1.5、2.0 mm 且弯曲数量为3时,中空纤维反应器内的胆红素的清除速率分别为113.44、115.45、117.95、120.16、123.14 mL/min。随着弯曲幅度的增加,中空纤维反应器内胆红素的清除速率也随之增加,这是因为弯曲幅度的增加进而增加了弯曲形中空纤维的曲率半径,从而提高了Dean数,促进了管程内溶质的混合,从而提高了胆红素的清除速率[见图5(b)]。

4 结论

本文提出一种新的弯曲形人工肝中空纤维反应器结构,采用CFD方法研究反应器内胆红素传质动力学。结果表明,同传统直形中空纤维反应器相比,弯曲形中空纤维反应器内会产生Dean涡,Dean涡有助于中空纤维反应器内溶质的混合进而促进

之减小,进而增加了Dean数,促进了管程内的Dean涡的产生,从而使得中空纤维反应器内的溶质清除速率得到提升[见图5(a)]。

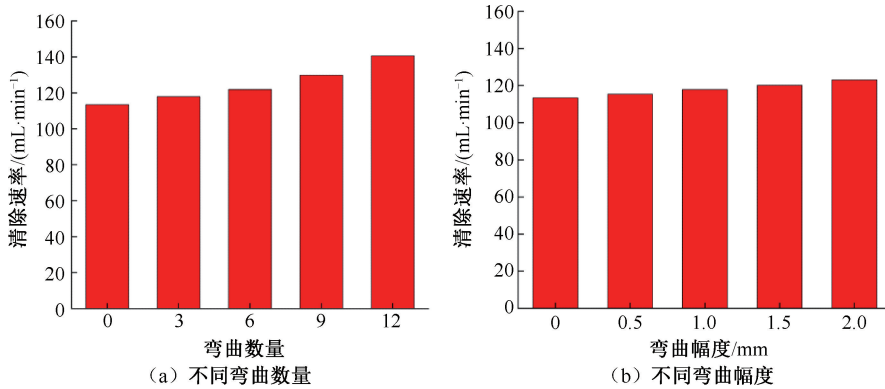


图5 不同条件下胆红素清除速率

Fig. 5 Bilirubin clearance rates under different conditions (a) With different bending counts, (b) At different bending amplitudes

注:弯曲数量为0表示直形中空纤维反应器。

扩散传质,且弯曲形产生的跨膜压更大,提高了对流传质,因此,弯曲形中空纤维反应器比直形中空纤维反应器清除溶质的效率更高。弯曲数量的增加可以明显增加胆红素清除速率,而弯曲幅度的增加也可以增加胆红素清除速率。研究结果可以为新型人工肝生物反应器的优化设计提供参考价值。实际上纤维膜是弹性材料,未来研究可以将纤维膜弹性变形考虑到数值模型中。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:王子恒负责数值模拟分析和撰写论文;许少锋负责论文整体设计和润色;余一帆负责资料收集和分析;王子辰负责数值模型建模;张学昌负责论文指导和检查。

参考文献:

- [1] 李盼盼, 张凯悦, 呼欣怡, 等. 中药防治乙型病毒性肝炎作用机制研究进展[J]. 中南药学, 2024, 22(2): 466-472.
 - [2] 胡钰玲, 李晓阳, 尧捷, 等. 慢性乙型肝炎中医证型与现代医学诊断的相关性研究进展[J]. 中医药导报, 2023, 29(12): 96-101.
 - [3] 汪波, 韩阳, 齐楠. 建立基于浸入边界有限元法的三维静脉瓣流固耦合数值模型[J]. 医用生物力学, 2024, 39(1): 40-45.
- WANG B, HAN Y, QI N. Three-dimensional fluid-structure interaction model of venous valve based on immersed boundary/finite element method [J]. J Med Biomech, 2024, 39(1): 40-45.
- [4] 张红萍, 赵川榕, 王贵学. 血管生物力学与力学生物学研究进展[J]. 医用生物力学, 2024, 39(1): 17-23.

ZHANG HP, ZHAO CR, WANG GX. Advances in vascular biomechanics and mechanobiology [J]. J Med Biomech, 2024, 39(1): 17-23.

- [5] HO CD, TU JW, CHEN YH, *et al.* Two-Dimensional Theoretical analysis and experimental study of mass transfer in a hollow-fiber dialysis module coupled with ultrafiltration operations [J]. Membranes, 2023, 13(8): 702.
- [6] SEKINO M. Performance analysis and design for an asymmetric membrane of a hollow fiber hemodiafilter with a two-layer membrane model[J]. Chem Eng Res Des, 2023(198): 259-267.
- [7] ZIA ULLAH S, MUHAMMAD, SOHAIB Q, *et al.* CFD simulation of osmotic membrane distillation using hollow fiber membrane contactor: Operating conditions and concentration polarization effects [J]. Chem Eng Res Des, 2023(197): 984-996.
- [8] KHANAFER K, COOK K, MARAFIE A. The role of porous media in modeling fluid flow within hollow fiber membranes of the total artificial lung [J]. J Porous Media, 2012, 15(2): 113-122.
- [9] SORRELL I, SHIPLEY RJ, REGAN S, *et al.* Mathematical modelling of a liver hollow fiber bioreactor [J]. J Theor Biol, 2019, 475: 25-33.
- [10] LEYPOLDT JK, CHEUNG AK, CHIRANANTHAVAT T, *et al.* Hollow fiber shape alters solute clearances in high flux hemodialyzers [J]. Asaio J, 2003, 49(1): 81-87.
- [11] YAMAMOTO K, MATSUDA M, HIRANO A, *et al.* Computational evaluation of dialysis fluid flow in dialyzers with variously designed jackets[J]. Artif Organs, 2009, 33(6): 481-486.
- [12] DING W, HE L, ZHAO G, *et al.* Double porous media

- model for mass transfer of hemodialyzers [J]. *Int J Heat Mass Tran*, 2004, 47(22): 4849-4855.
- [13] LU J, LU WQ. A numerical simulation for mass transfer through the porous membrane of parallel straight channels [J]. *Int J Heat Mass Tran*, 2010, 53(11-12): 2404-2413.
- [14] CONSOLO F, FIORE GB, TRUSCELLO S, *et al.* A Computational model for the optimization of transport phenomena in a rotating hollow-fiber bioreactor for artificial liver [J]. *Tissue Eng Part C-Me*, 2009, 15(1): 41-55.
- [15] CURCIO E, BARBIERI G, De BARTOLO L, *et al.* Diffusive and convective transport in HF membrane reactors for biomedical applications [J]. *Desalination*, 2006, 199(1-3): 135-137.
- [16] ANDERSON JL, MALONE DM. Mechanism of osmotic flow in porous membranes[J]. *Biophys J*, 1974, 14(12): 957-982.
- [17] ANDERSON JL. Configurational effect on the reflection coefficient for rigid solutes in capillary pores [J]. *J Theor Biol*, 1981, 90(3): 405-426.
- [18] YAMAMOTO K, HAYAMA M, MATSUDA M, *et al.* Evaluation of asymmetrical structure dialysis membrane by tortuous capillary pore diffusion model [J]. *J Membrane Sci*, 2007, 287(1): 88-93.
- [19] PRESTON BN, COMPER WD, HUGHES AE, *et al.* Diffusion of dextran at intermediate concentrations [J]. *J Chem Soc*, 1982, 78(4): 1209.
- [20] DING W, ZOU L, SUN S, *et al.* A new method to increase the adsorption of protein-bound toxins in artificial liver support systems [J]. *Artif Organs*, 2014, 38(11): 954-962.
- [21] MAGALHAES HLF, GOMEZ RS, LEITE BE, *et al.* Investigating the dialysis treatment using hollow fiber membrane: A new approach by CFD [J]. *Membranes*, 2022, 12(7): 710.
- [22] ISLAM MS, SZPUNAR J. Study of dialyzer membrane (Polyflux 210H) and effects of different parameters on dialysis performance [J]. *O J Neph*, 2013, 3(3): 161-167.

(上接第 1159 页)

- [38] BEELEN A, SARGEANT AJ. Effect of prior exercise at different pedalling frequencies on maximal power in humans [J]. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1993, 66(2): 102-107.
- [39] SCHMAUßER M, HOFFMANN S, RAAB M, *et al.* The effects of noninvasive brain stimulation on heart rate and heart rate variability: A systematic review and meta-analysis [J]. *J Neurosci Res*, 2022, 100(9): 1664-1694.
- [40] HAGGER MS, WOOD CW, STIFF C, *et al.* Self-regulation and self-control in exercise: The strength-energy model [J]. *Int Rev Sport Exerc Psychol*, 2010, 3(1): 62-86.
- [41] KLASS M, DUCHATEAU J, RABEC S, *et al.* Noradrenaline reuptake inhibition impairs cortical output and limits endurance time [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2016, 48(6): 1014-1023.
- [42] ROBERTSON CV, MARINO FE. A role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination [J]. *J Appl Physiol*, 2016, 120(4): 464-466.
- [43] MURAVEN M, BAUMEISTER RF. Self-regulation and depletion of limited resources: Does self-control resemble a muscle? [J]. *Psychol Bull*, 2000, 126(2): 247-259.
- [44] ANGIUS L, HOPKER J, MAUGER AR. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance [J]. *Front Physiol*, 2017(8): 90.