

文章编号: 1004-7220(2024)02-0339-07

胃肠微环境下吻合钉仿生表面对细菌黏附的微流场仿真

冯荣川^{1,2}, 胡亚辉^{1,2}, 马言^{1,2}, 张春秋^{1,2}, 刘淑红³, 刘帮⁴, 付蔚华⁴

(1. 天津理工大学 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384; 2. 机电工程国家级实验教学示范中心 (天津理工大学), 天津 300384; 3. 天津市骨植入物界面功能化与个性化研究企业重点实验室, 天津 300190; 4. 天津医科大学总医院 胃肠肛肠外科, 天津 300052)

摘要:目的 模拟在吻合钉植入人体以后,吻合钉表面与肠壁组织之间的微流场环境,研究其仿生疏水化表面对细胞外液流速和壁面处流体剪切力的影响,进而通过流场的变化调控细菌的黏附。**方法** 观察鲨鱼皮肤微结构,建立细菌在微流场环境中的简化二维运动模型。通过计算流体动力学数值仿真,模拟静态流场和动态流场中,细菌分别在光滑表面和微织构表面的运动,比较两种表面环境下细菌周围的流场特征和流体剪切力,分析流体剪切力影响细菌黏附的内在机制。**结果** 仿生微织构的加入增强了微流场内细胞外液的流速,在静态流场中流体对细菌的黏滞作用较小;动态流场中流体对细菌的推动作用更强;一定范围内的微坑宽度使微织构壁面所受流体剪切力更大。**结论** 吻合钉的仿生微织构表面,加快了细胞外液的流速,提高了微织构壁面和细菌所受流体剪切力,对细菌的附着有一定影响。研究结果为吻合钉抑菌表面的研究提供了理论依据。

关键词: 仿生鲨鱼皮肤结构; 吻合钉; 抑菌性; 细胞外液流速; 壁面剪切力

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.022

Bacterial Adhesion on Bionic Surface of Anastomotic Nail in Gastrointestinal Microenvironment: A Microflow Field Simulation

FENG Rongchuan^{1,2}, HU Yahui^{1,2}, MA Yan^{1,2}, ZHANG Chunqiu^{1,2}, LIU Shuhong³, LIU Bang⁴, FU Weihua⁴

(1. Tianjin Key Laboratory of the Design and Intelligent Control of the Advanced Mechatronical System, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 2. National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education (Tianjin University of Technology), Tianjin 300384, China; 3. Tianjin Key Laboratory of Bone Implant Interface Functionalization and Personalization Research Enterprise, Tianjin 300190, China; 4. Department of Gastrointestinal and Anorectal Surgery, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China)

Abstract: Objective To simulate the microflow field environment between the anastomotic nail surface and intestinal wall tissue after implantation and to study the effect of hydrophobic surfaces on the flow rate of extracellular fluid and the fluid shear force on the wall to regulate bacterial adhesion through changes in the flow field. **Methods** The microstructure of shark skin was observed, and a simplified two-dimensional (2D) movement model of bacteria in a microflow field was established. Using computational fluid dynamics (CFD)

收稿日期: 2023-08-06; 修回日期: 2023-09-13

基金项目: 国家自然科学基金项目(11672208, 81741141), 天津市企业重点实验室开放基金(SY-04-202301-004), 天津市研究生科研创新项目(服务产业专项)(2022SKYZ147), 天津理工大学2022年校级研究生科研创新实践项目(YJ2207), 天津理工大学研究生教学改革基金(ZDXM2207)

通信作者: 胡亚辉, 教授, 硕士生导师, E-mail: huyahuilg@126.com

numerical simulation, the movement of bacteria on a smooth surface and micro-textured surface in a static and dynamic flow field were simulated. The flow field characteristics around bacteria and the magnitude of fluid shear force under the two surface environments were compared, and the internal mechanism of the fluid shear force affecting bacterial adhesion was analyzed. **Results** The addition of the biomimetic microtexture enhanced the flow rate of the extracellular fluid in the microflow field, and the fluid had little viscous effect on the bacteria in the static flow field. The fluid in the dynamic flow field had a stronger pushing effect on the bacteria. The fluid shear force on the microtextured wall increased when the pit width was within a specific range. **Conclusions** The bionic micro-textured surface of the anastomotic nail can accelerate the flow rate of extracellular fluid, increase the fluid shear force of micro-textured walls and bacteria, and influence bacterial adhesion. These result provide a theoretical basis for studying bacteriostatic surfaces of anastomotic nails.

Key words: bionic shark skin structure; anastomotic nail; bacteriostasis; extracellular fluid flow rate; wall shear force

现代手术中,以钛合金为基础的吻合钉被广泛应用于胃肠手术中,在缩短手术时间的同时,作为植入物留存于人体内微环境中,可以达到促进手术切口愈合的作用。但手术切口愈合是一个多阶段的过程,由于胃肠手术后吻合口暴露在消化道管腔内,管腔内的细菌容易附着在吻合口处继发感染,进而影响吻合口的愈合^[1]。患者通过服用抗菌药物来达到预防手术切口感染的目的,但药物可能会对人体产生各种副作用^[2]。

研究表明,在漫长的进化中,动植物形成独特的集合形貌和体表特征来防止被各种微生物或有害物质附着^[3]。微米尺度上的局部力学效应对微生物沉降具有一定的抑制作用^[4]。周强等^[5]构建了仿生猪笼草叶笼表面显微结构模型,为基于猪笼草超滑功能的昆虫捕集滑板仿生设计制造提供了理论指导和技术参考。蔡芸等^[6]在血管支架内表面进行三角形和矩形微表面设计,流体速度增大,平均剪切力增加,使得血管内流体状态有所改善。Choi等^[7]设计了一种间距尺寸为微米级的仿鲨鱼皮肤,通过实验与仿真验证发现,微通道中流体的流速加快,微生物沉降率减少,表现出较强的抗生物污染性能。马言等^[8]以细胞外液为流体介质,建立仿树蛙指端微织构底面的平行平板流动腔,通过计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)数值仿真研究发现,微织构表面的剪切力波动大于光滑表面,并会随着织构高度、间距的增加与二维结构边长的减小而增强。Dundar等^[9]利用纳米压印技术制备的生物激发光催化鲨鱼皮肤表面使大肠杆菌的附着减少70%~85%,并且杀死了

85%~95%的大肠杆菌和金黄色葡萄球菌。Li等^[10]从鲨鱼皮肤得到灵感,通过双表面改性制备的仿生涂层具有良好的防污性能,对铜绿假单胞菌的抗菌率高(99.8%),对牛血清白蛋白(87%)和藻类(98.6%)黏附具有良好的抗黏附性。上述研究表明,具有仿鲨鱼皮肤的微结构表面能有效抑制细菌等微生物附着,但微生物与微流场间的相互作用对微织构抑菌性能内在影响仍有待研究。

目前,有关仿生微织构在人体微流场环境中对细菌等微生物黏附的影响值得深入探讨。本文设计仿鲨鱼皮肤微织构表面,简化为二维平面模型进行流体仿真,研究靠近微织构表面流场的流动特性,细菌在表面不同位置处所受流体剪切力的影响,周围流速的变化,以及微织构尺寸对流场产生的流体剪切力的影响。研究结果对设计植入物微纳表面,增强植入物抑菌性能,促进吻合口组织愈合,具有一定的理论依据和价值。

1 模型建立

1.1 仿生微织构表面几何模型

鲨鱼皮肤鳞片由长度规律分布的微脊紧凑排列形成[见图1(a)]。建立微织构三维模型[见图1(b)]。自然界中,鲨鱼皮肤的竖状微结构对其表面防污抗菌性产生较大影响,本文选择微坑与微脊交错结构最密集的地方作为剖面位置进行仿真研究,流体流动方向垂直于微织构时可以产生较大的流体剪切力变化^[11][见图1(b)]。建立二维微流场通道,长 $L=450\ \mu\text{m}$,宽 $H=100\ \mu\text{m}$ 。微脊为长方形,高 $h=3\ \mu\text{m}$,宽 $a=2\ \mu\text{m}$,微坑的宽度为 $2\ \mu\text{m}$ 。

考虑到胃肠道内大肠杆菌为最常见的细菌,以大肠杆菌为模拟对象进行仿真,通过观察大肠杆菌形貌,将大肠杆菌简化为微小杆状物体,头部长 $L_1 = 2 \mu\text{m}$,鞭毛长 $L_2 = 8 \mu\text{m}$,头部宽 $1 \mu\text{m}$,尾部宽 $0.5 \mu\text{m}$ ^[12]。由于大肠杆菌头部比尾部靠前且直径更大,故在流场中会受到更大的剪切力作用。将大肠杆菌与微织构通道结合起来,从而得到吻合钉表面与肠壁组织之间的微流场二维简化模型[见图 1(c)]^[13]。

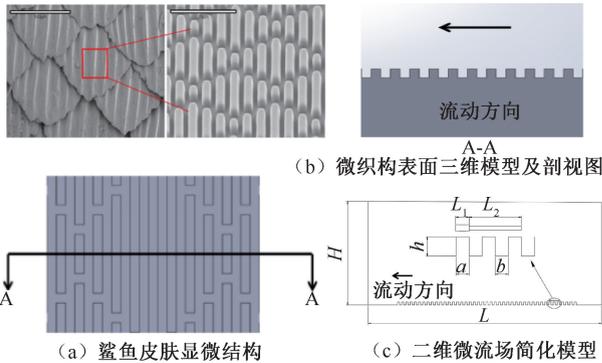


图 1 仿鲨鱼皮肤表面微结构设计

Fig. 1 Design of shark skin surface microstructure

(a) Microstructure of shark skin, (b) 3D model of skin surface, (c) Simplified model of 2D microflow field

1.2 控制方程

假设在人体微环境中忽略重力的影响,且在流场各处细胞外液的密度和黏度均不变,肠壁组织和吻合钉表面之间微环境中的细胞外液是一种黏性不可压缩牛顿流体,则连续方程以及直角坐标系下流体动量守恒形式的控制方程如下:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) \quad (2)$$

$$\rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right) = - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) \quad (3)$$

由于血液在毛细血管壁中心轴上的非正常平均渗透速度为 $0 \sim 10.9 \mu\text{m/s}$,故在动态流场中设定流场的入口速度为 $10 \mu\text{m/s}$ ^[14]。假设细胞外液密度 $\rho = 1003 \text{ kg/m}^3$,黏度 $\mu = 8 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ ^[15],微流场直径 $d = H = 100 \mu\text{m}$ (H 为微流场高度)。通过

$$Re = \rho v d / \mu \quad (4)$$

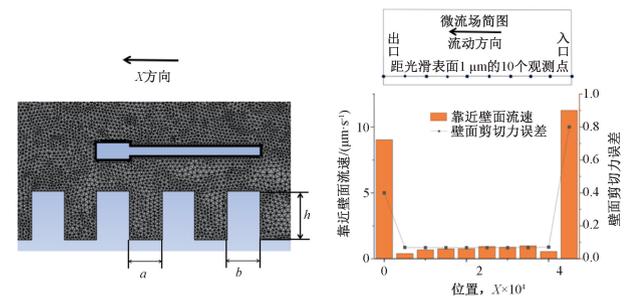
计算出无量纲雷诺数 $Re \approx 1.25 \times 10^{-4} \ll 1000$,故微流场的流动状态为层流。且吻合钉表面微织构尺寸相对于流场较小,故流体仍然为层流状态。

2 微流场仿真分析及结果

2.1 仿真参数设置及模型处理

2.1.1 仿真参数设置 在 Meshing 中进行模型网格划分,大肠杆菌和微结构相对于整体流场尺寸较小,故对微织构和大肠杆菌附近网格进行加密[见图 2(a)]。为确保仿真结果的准确性与网格无关性,分别采用 $(105, 115, 125, 135) \times 10^4$ 个网格对微流场进行仿真。当流体的流动状态达到稳定时,选取靠近微织构附近的流速作为参考标准,综合模拟精度和网格数量后,确定仿真网格数为 125×10^4 个。利用 Fluent 对流场截面二维模型进行数值仿真,采用二维双精度求解器进行速度与压力的耦合,入口边界条件设置为入口端速度,液体流动方向 (X 方向)的速度为 $10 \mu\text{m/s}$,出口边界条件为自由出流,壁面无滑移且忽略重力。流动模型选择为层流,流体材料参数按照 1.2 节中的密度和黏度设定。大肠杆菌在微织构表面和胃肠组织之间的细胞外液中游动速度设定为 $3 \mu\text{m/s}$ ^[16]。在仿真软件中利用动网格模拟大肠杆菌在微环境的自主游动,利用 Fluent 用户自定义函数 UDF 编译大肠杆菌的移动速度,加载到大肠杆菌和其周围网格上,周围网格在运动中不断更新,设置仿真步长和步数,获取流场趋于稳定时的各项参数^[17-18]。

2.1.2 仿真模型验证 为了验证仿真模型的准确性,对流场中的光滑表面进行验证,将距离壁面为



(a) 大肠杆菌及微织构附近网格划分 (b) 壁面剪切力误差百分比

图 2 微流场仿真模型建立与验证

Fig. 2 Establishment and verification of microflow field simulation model (a) Mesh generation model of E. coli and microtexture, (b) Percentage error of wall shear force

1 μm 的高度近似为壁面的流速和剪切力,在该高度上设置相距 50 μm 的 10 个观测点[见图 2(b)]。壁面剪切应力 τ 的计算公式如下:

$$\tau = \frac{6\mu Q}{H^2 w} = \frac{6\mu}{H} v_{\max} \quad (5)$$

式中: H 为微流场高度; w 为微流场的宽度; Q 为流量; v_{\max} 为最大流速。将计算得到的理论壁面切应力与监测点上壁面切应力的仿真值进行比较,得到壁面切应力误差百分比^[19]。

结果表明,除流场出入口误差变化较大,其余位置壁面剪切力误差变化不大,且误差均在 5% 左右,属于合理范围,证明该仿真合理可靠。由于肠壁组织与吻合钉之间环境复杂,细胞外液流动速度不均匀,故取流体速度为 0 的静态环境,以及速度为 10 $\mu\text{m}/\text{s}$ 的动态环境两种情况进行仿真分析。

2.2 结果

2.2.1 有无织构表面微流场速度矢量云图分析

通过 Fluent 稳态计算无微生物情况下,流场在恒定速度下稳定后的结果。在光滑表面上的流场中,速度矢量皆为平滑的直线[见图 3(a)]。而在流场中加入微织构后,其流场中最大流速相较于光滑表面流场增加了约 4%,微织构的加入也使其附近原始的流场方向发生改变,在微坑中形成旋涡[见图 3(b)]^[20]。

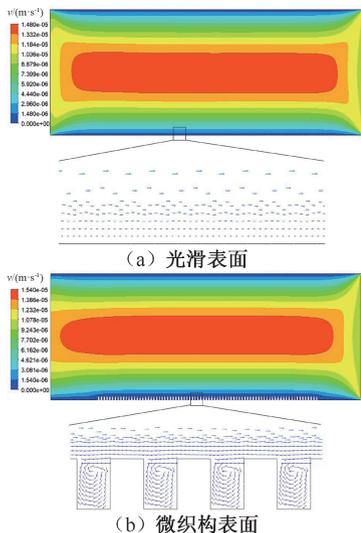


图 3 不同表面上流场速度分布云图及靠近壁面速度矢量
Fig. 3 Contour of velocity distribution and velocity vector near the wall in upstream field on different surfaces
(a) Smooth surface, (b) On microtexture surface

2.2.2 静态流场中 有无织构表面对大肠杆菌周围液流特性的影响 设置入口速度为 0 m/s ,自由出流,上下边界设置为壁面,出口边界同样设置为自由出流。在流体流速为 0 的静态流场中,对比大肠杆菌在光滑和微织构表面上周围流体的运动特性。在大肠杆菌上方流场的流动特性基本一致,但在大肠杆菌下方靠近壁面处,流场环境有明显不同。细菌在经过微结构时,由于细菌游动带动流体变化,通过速度矢量云图明显看出在微凹坑处流体形成了漩涡[见图 4(a)]。静态流场环境下仿真运行 100 步,细菌运动 10 s 后,下方 0.5 μm 处流体流速分布见图 4(b)。在光滑表面上,细菌下方平均流速为 1.2 $\mu\text{m}/\text{s}$;在微织构表面上,细菌下方平均流速为 1.75 $\mu\text{m}/\text{s}$ 。分析大肠杆菌下方所受流体剪切力,结果表明,头部由于尺寸原因受到更大的流体剪切力,大肠杆菌在静态流场运动时,光滑表面上细菌所受剪切应力相较于微织构表面更大,尤其是头部附近[见图 4(c)]。

2.2.3 动态流场中 有无织构对大肠杆菌周围液流特性的影响 设置入口边界流体速度为 10 $\mu\text{m}/\text{s}$,上下边界为壁面,出口边界为自由出流。当流场具有一定速度且方向与大肠杆菌游动方向一致时,在光滑表面上,细菌明显改变了近壁面附近的流动特性,由于细菌要减速才能完成附着,故靠近细菌周围的速度明显小于其他区域;在微织构表面上,流场较为复杂,由于流场本身的速度使得流体在微坑中形成顺流旋涡,同时细菌在经过微坑上时也会加剧顺流旋涡的形成。微坑中速度峰值差距约为 0.12 $\mu\text{m}/\text{s}$ [见图 5(a)]。可以看出,微织构表面上方速度较高区域明显多于光滑表面,壁面与细菌之间速度为 6 $\mu\text{m}/\text{s}$ 以上区域占比约 80%,而光滑表面占比约 50%。大肠杆菌在速度为 10 $\mu\text{m}/\text{s}$ 的流场中运动 10 s,细菌下方 0.5 μm 处流体的速度分布见图 5(b)。在光滑表面上,平均流速为 5.82 $\mu\text{m}/\text{s}$;而在微织构表面上,平均速度为 6.58 $\mu\text{m}/\text{s}$ 。通过速度矢量云图分析得知,微坑中不仅在流场本身流速下形成旋涡,且细菌的游动加剧了同向旋涡的形成。在微织构表面上,大肠杆菌下方所受流体剪切力更大。微织构表面上细菌所受剪切力各处均高于光滑表面,细菌头部所受剪切力最大[见图 5(c)]。

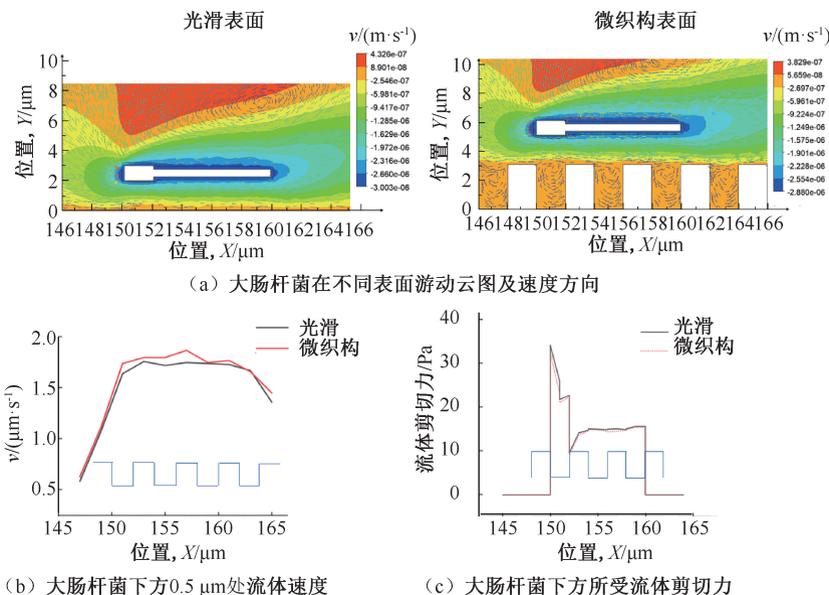


图4 静态流场中不同表面对大肠杆菌移动的影响

Fig. 4 Influence of different surfaces on the movement of *E. coli* in static flow field

(a) Contour and velocity direction of *E. coli* swimming on different surface, (b) Fluid velocity at 0.5 μm below *E. coli*, (c) Fluid shear forces under *E. coli*

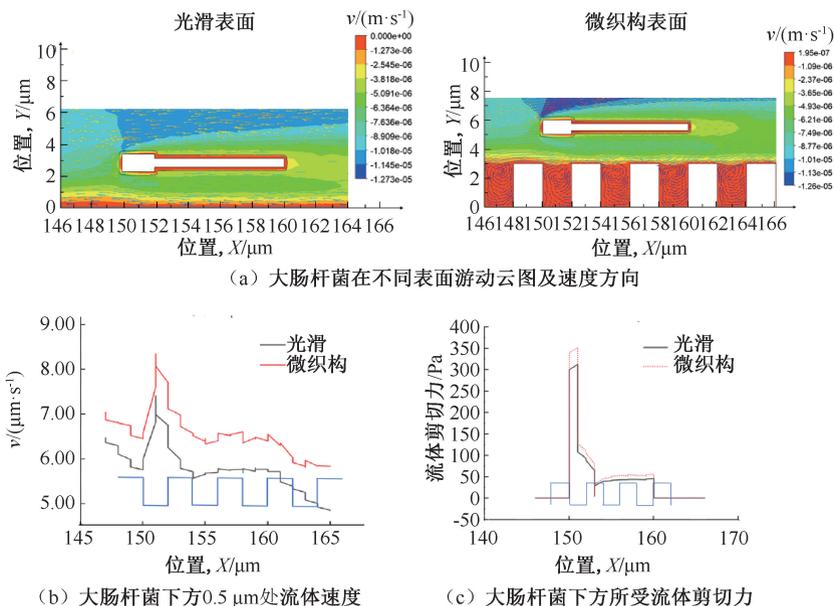


图5 动态流场中不同表面对大肠杆菌移动的影响

Fig. 5 Influence of different surfaces on the movement of *E. coli* in dynamic flow field

(a) Contour and velocity direction of *E. coli* swimming on different surface, (b) Fluid velocity at 0.5 μm below *E. coli*, (c) Fluid shear forces under *E. coli*

2.2.4 微坑宽度对于微坑壁面所受剪切力的影响 为了研究微结构表面中微坑宽度 b 对大肠杆菌黏附的影响,分别建立 $b = 2, 3, 4, 5, 6 \mu\text{m}$ 尺寸

的微结构在动态微流场中的模型[见图 6(a)]。观测微坑出口侧壁面所受流体剪切力结果发现,在微结构的深度 h 固定时,随着微坑宽度的增加,

出口侧壁面所受的流体剪切力也随之上升。拐点出现在距微坑底部 $2.75 \mu\text{m}$ 处,5 种尺寸微织构在此处所受流体剪切力相近。在微坑高度 $2.75 \mu\text{m}$ 以下的壁面,流体剪切力变化不明显;而在 $2.75 \mu\text{m}$ 以上的壁面,所受流体剪切力较大[见图 6(b)]。本文认为,对主流场有加速作用的旋涡随着微坑宽度的增加变得不明显,对主流场的加速作用降低。

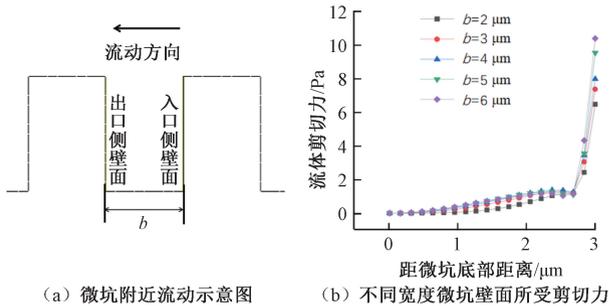


图 6 不同微坑宽度下出口侧壁面所受剪切力

Fig. 6 Shear force on exit side wall surface under five micropit widths (a) Schematic diagram of flow near microcrater, (b) Shear forces on the walls of pits with different widths

3 讨论

在静态流场中,大肠杆菌运动使流体在微凹槽中形成旋涡,旋涡上部切向速度为细菌运动方向,使得微织构表面上流速明显较高[见图 4(a)]。微织构表面上的平均速度明显大于光滑表面上[见图 4(b)]。因此,如果是在光滑结构与微织构复合的表面上,细菌将有 40% 的时间在微织构表面运动,60% 的时间在光滑表面运动,这与 Halder 等^[21]通过实验研究单个细菌在复合表面上的运动规律相同。在静态环境下,微织构表面上流体给予大肠杆菌的剪切力略小于光滑表面上流体[见图 4(c)]。因此,本文推测,细菌在通过静态流场时,带有微结构的表面有助于减小细菌所受细胞外液给予的流体剪切力(黏滞力),使其更容易通过流场。

在动态流场中,由于旋涡上方的流体加入了细菌与壁面之间的流场[见图 5(b)],故在微织构表面上速度明显高于光滑表面。细菌若要附着于吻合钉表面,必须进行减速,使得菌毛抓住壁面,而由于微织构表面上细菌与壁面之间较高流速的周期性变化,使得细菌难以控制自身游动,加大了其黏

附难度^[22]。在微结构流场中,大肠杆菌受到更大的剪切力[见图 5(c)],使得大肠杆菌不易选择附着点;同时,因为微脊使得剪切力具有周期性变化,同样迫使细菌较难控制自身的稳定游动,故微织构表面有利于防止细菌附着,降低患处感染率。

由于微凹坑内摩擦阻力影响,出口侧剪切应力低于入口处。大肠杆菌减速使用菌毛和分泌物进行附着,考虑到体型和受力的因素,微坑两侧壁面为最易附着的区域。大肠杆菌等细菌随着微坑内旋涡与壁面进行碰撞,若剪切力较小,会使得出口侧易于细菌黏附。在一定微坑高度下,分析改变微坑宽度对出口侧壁面流体剪切力的影响(见图 6)。比较 5 种尺寸微结构出口侧壁面的剪切力,最大值均在微坑和微脊交界处;而在一定高度下,宽度越大,坑内越不容易形成旋涡,出口侧壁面所受剪切力越大。因此,一定的微织构尺寸可以形成更大的流体剪切力和更合适的旋涡,抑制细菌附着^[23]。

4 结论

本文建立了大肠杆菌在具有仿鲨鱼皮肤微织构底面人体微流场中游动的二维模型,通过 CFD 数值仿真,分析大肠杆菌在距壁面一定距离时运动,光滑和微织构壁面对其速度和所受流体剪切力造成的影响。本文得到的结论如下:

(1) 具有仿鲨鱼皮肤微织构表面对人体微流场的流速有提高作用。流体在经过微织构时,会在凹坑中形成同向旋涡,加快主流场的流速。

(2) 静态流场中,微织构表面上大肠杆菌周围流体流速更大,且大肠杆菌受到更小的流体剪切力。细菌所受流体影响更小,能更快速地通过微结构表面。动态流场中,靠近微织构表面的流场呈现规律性的波动,相较于光滑表面,大肠杆菌周围流体的流速更大,且大肠杆菌受到更大的流体剪切力。大肠杆菌在周期性波动和速度更快的流场下,需要消耗更多动力去减速和靠近表面进行附着。

(3) 在微坑高度一致的情况下,微坑宽度越大,坑中形成的旋涡越不明显,对壁面的流体剪切力也越大。在一定微坑宽度下,不仅可以加快主流场的流速,也可以抑制细菌附着在微坑壁上。

以上结果在有限元仿真分析软件中实现,具有一定的理论价值,其具体应用有待进一步实验验证。

证。在人体微环境中,利用微织构提高吻合钉的抑菌能力具有一定可行性。本研究结果为今后选择更加合适的微观形貌来修饰吻合钉表面,从而减少胃肠道手术后吻合口部位感染的相关研究奠定了一定基础。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:冯荣川负责仿真模型设计和运行,论文撰写和修改;马言、刘邦负责研究指导和数据处理;胡亚辉、张春秋、刘淑红、付蔚华负责研究实施及论文审阅。

参考文献:

- [1] VANPRAAGH JB, DEWIT JG, OLINGA P, *et al.* Colorectal anastomotic leak: Transcriptomic profile analysis [J]. *Brit J Surg*, 2021, 108(3): 326-333.
- [2] 骆文辉,曾广,邹继波,等. 胃肠肿瘤患者手术部位感染情况及影响因素分析[J]. *现代诊断与治疗*, 2020, 31(15): 2413-2415.
- [3] KREMANOVIC M, BISWAS D, ALI H, *et al.* Hydrodynamics and surface properties influence biofilm proliferation [J]. *Adv Colloid Interfac*, 2021 (288): 102336.
- [4] SCHUMACHER JF, LONG CJ, CALLOW ME, *et al.* Engineered nanoforce gradients for inhibition of settlement (attachment) of swimming algal spores [J]. *Langmuir*, 2008, 24(9): 4931-4937.
- [5] 周强,周荣伟,王立新,等. 仿生光滑表面显微结构计算机仿真与设计[J]. *农业机械学报*, 2009, 40(9): 201-204.
- [6] 蔡芸,朱诗文,傅连东. 仿生表面织构参数对血管支架内血流动力学特性影响的仿真分析[J]. *机械设计与制造*, 2020(8): 117-120.
- [7] CHOI W, LEE C, YOO CH, *et al.* Structural tailoring of sharkskin-mimetic patterned reverse osmosis membranes for optimizing biofouling resistance [J]. *J Membrane Sci*, 2020(595): 117602.
- [8] 马言,胡亚辉,郑清春,等. 胃肠吻合钉织构表面对细胞外液流速与剪切力的影响[J]. *医用生物力学*, 2023, 38(4): 817-823.
- [9] MA Y, HU YH, ZHENG QC, *et al.* Effects of texture surface of gastrointestinal staples on extracellular fluid velocity and shear force [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(4): 817-823.
- [9] DUNDAR AF, KOLEWE KW, HOMYAK B, *et al.* Bioinspired photocatalytic shark-skin surfaces with antibacterial and antifouling activity via nanoimprint lithography [J]. *ACS Appl Mater*, 2018, 10(23): 20055-20063.
- [10] LI Y, ZHANG L, ZHANG C, *et al.* Bioinspired antifouling Fe-based amorphous coating via killing-resisting dual surface modifications [J]. *Sci Rep*, 2022, 12(1): 819.
- [11] LUO YH, LI X, ZHANG DY, *et al.* Drag reducing surface fabrication with deformed sharkskin morphology [J]. *Surf Eng*, 2016, 32(2): 157-163.
- [12] KOCH DL, SUBRAMANIAN G. Collective hydrodynamics of swimming microorganisms: Living fluids [J]. *Annu Rev Fluid Mech*, 2011, 43(1): 637-659.
- [13] 李春曦,薛全喜,张湘珊,等. 流场环境对微结构表面防微生物附着的影响[J]. *系统仿真学报*, 2019, 31(4): 687-695.
- [14] KARNIADAKIS G, BESKOK A, ALURU N. Micro flows: Fundamentals and simulation [J]. *Appl Mech Rev*, 2002(55): 76.
- [15] 丁光宏,沈雪勇,姚伟,等. 组织液定向流动的动力学机理与人体经络现象[C]//2005年上海市生物医学工程学会学术年会. 上海: [s.n.], 2005.
- [16] DARNTON NC, TURNER L, ROJEVSKY S. Dynamics of bacterial swarming [J]. *Biophys J*, 2010, 98(10): 2082-2090.
- [17] YANG H, WANG S, LI C, *et al.* Three-dimensional numerical simulations and antifouling mechanism of microorganisms on microstructured surfaces [J]. *Processes*, 2021, 9(2): 319.
- [18] AIADI K, MIRON S, RODRIGUEZ G, *et al.* CFD-based prediction of initial microalgal adhesion to solid surfaces using force balances [J]. *Biofouling*, 2021, 37(8): 844-861.
- [19] 姜伟元,李惜惜,覃开荣. 平行平板流动腔的合理设计和使用 [J]. *医用生物力学*, 1996, 11(2): 97-102.
- [19] JIANG WY, LI XX, QIN KR. Design and application of the flow chamber [J]. *J Med Biomech*, 1996, 11(2): 97-102.
- [20] 张程宾,陈永平,施明恒,等. 表面粗糙度的分形特征及其对微通道内层流流动的影响[J]. *物理学报*, 2009, 58(10): 7050-7056.
- [21] HALDER P, NASABI M, JAYASURIYA N, *et al.* An assessment of the dynamic stability of microorganisms on patterned surfaces in relation to biofouling control [J]. *Biofouling*, 2014, 30(6): 695-707.
- [22] HALDER P, NASABI M, LOPEZ FJT, *et al.* A novel approach to determine the efficacy of patterned surfaces for biofouling control in relation to its microfluidic environment [J]. *Biofouling*, 2013, 29(6): 697-713.
- [23] IONESCU AC, BRAMBILLA E, SIGHINOFI MC, *et al.* A new urinary catheter design reduces *in-vitro* biofilm formation by influencing hydrodynamics [J]. *J Hosp Infect*, 2021(114): 153-162.