

文章编号: 1004-7220(2023)04-0817-07

胃肠吻合钉织构表面对细胞外液流速与剪切力的影响

马言^{1,2}, 郑清春^{1,2}, 张春秋^{1,2}, 张墨雄³, 付蔚华³, 胡亚辉^{1,2}

(1. 天津市先进机电系统设计及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. 天津医科大学总医院 胃肠肛肠外科, 天津 300052)

摘要:目的 研究胃肠微环境中的吻合钉表面微织构的几何参数变化对细胞外液流速与壁面处剪切力的影响规律,为吻合钉织构化表面对细胞黏附的促进作用提供理论依据。方法 将吻合钉表面微织构结构引入到平板流动腔底面,应用 ANSYS Fluent 建立平板流动腔的二维模型并进行网格划分,研究不同高度、边长、间距参数的织构化底面的平板流动腔中细胞外液流速与壁面处剪切力数值,并对数据进行处理分析。结果 吻合钉表面微织构的引入增强了平板流动腔内细胞外液的流速,且合适的微织构几何参数的引入可以增大微织构微脊处的壁面处剪切力。微凹坑内的细胞外液流速较低且会形成漩涡,微织构高度、间距的增加以及边长的减小可以增强微凹坑内漩涡的强度。结论 通过控制微织构的参数可以改变细胞外液流速与壁面处剪切力,进而促进细胞的黏附。

关键词: 仿生六边形棱柱; 吻合钉; 平板流动腔; 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.1004-7220.2023.04.027

Effects of Texture Surface of Gastrointestinal Staples on Extracellular Fluid Velocity and Shear Force

MA Yan^{1,2}, ZHENG Qingchun^{1,2}, ZHANG Chunqiu^{1,2}, ZHANG Zhaoxiong³, FU Weihua³, HU Yahui^{1,2}

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

Abstract: Objective To study the effect of geometric parameters of micro-texture on the surface of staples in gastrointestinal microenvironment on extracellular fluid velocity and wall shear force, so as to provide theoretical references for promotion of the textured surface of staples on cell adhesion. **Methods** The micro-texture structure on the surface of staples was introduced into the bottom surface of flat plate flow chamber. The two-dimensional (2D) model of flat plate flow chamber was established by ANSYS fluent and meshed. In gastrointestinal microenvironment, the extracellular velocity and wall shear force of flat plate flow chamber with different height, side length and spacing parameters were simulated, and the data were processed and analyzed. **Results** The introduction of micro-texture on the surface of staples enhanced the flow velocity in plate flow chamber, and the appropriate geometric parameters of micro-texture could increase wall shear force at the micro-ridge of micro-texture. The extracellular fluid velocity in micro-pits was low and vortices would be formed. The increase in micro-texture height, spacing and the decrease in side length could enhance the intensity of vortices in

收稿日期: 2022-07-25; 修回日期: 2022-08-20

基金项目: 国家自然科学基金项目(11672208, 81741141), 天津市医学重点学科(专科)建设项目(TJSYXZDXK015303078101015), 天津市科技特派员项目(22YDTPJC00400)

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

micro-pits. **Conclusions** The extracellular fluid velocity and wall shear force can be changed by controlling parameters of micro-texture, thus promote the adhesion of cells.

Key words: bionic hexagonal prism; anastomotic nail; plate flow chamber; extracellular fluid velocity; wall shear force

吻合器缝合被广泛应用于外科手术中用来替代原有的手术线缝合,起到了提高手术效率的作用。但是在其临床应用过程中还是会发现有吻合口瘘、吻合部分感染等不良现象^[1]。吻合口愈合是一个多阶段过程,涉及多种细胞及分泌的相关蛋白的共同作用^[2]。而吻合钉作为植入物留存在吻合口微环境中,一定会对组织愈合产生作用。因此,需要通过改进吻合钉的物理机械性状,改变吻合口微环境,促进细胞黏附从而促进组织愈合^[3]。

研究表明,在植入物表面构建微结构可以使其表现出良好的生物学性能^[4],而树蛙可以附着在光滑表面行走正是依靠其指端的六边形微结构^[5]。Xie等^[6]在聚氨酯体(casting polyurethane elastomers, CPUE)表面上制备了仿生六边微角柱,发现微结构形成的通道尺寸参数会对表面的黏附能力产生影响。Drotlef等^[7]通过模拟树蛙指端的微结构表面,发现其可以承受较大的剪切力并具有足够的机械稳定性,且无论在干燥或者湿润的条件下均有良好的黏附能力。在胃肠微环境中,由于仿生结构化吻合钉表面的引入,会改变细胞外液的流动速度及其表面受到的剪切力。蔡芸等^[8]在血管支架内表面进行仿生微表面设计,使得血管内流体状态得到了改善,边界层流体的速度增大,平均剪切力增大。同时,在吻合钉表面加工微结构可以使得细胞会感受到力学刺激,从而促进细胞的黏附生长,以加速组织愈合^[9]。潘雨平等^[10]通过在平行平板流动腔内对细胞施加流体剪切力刺激,显著促进了白细

胞在血小板上的黏附。Dumas等^[11]在钛表面制备3种仿生织构,在织构表面生长的细胞形态发生了改变。不同表面类型的织构,细胞局部黏附的数量与分布不同,且与抛光的钛表面相比微织构钛表面的细胞扩散的速度更快。

目前,有关结构化表面对细胞外液流速与壁面处剪切力影响的相关研究较少,其影响规律还有待进一步揭示。本文将一种仿生六边微型织构引入到平板流动腔底部表面,将其简化为二维模型后进行流体仿真,分析在胃肠微环境中不同尺寸参数织构的吻合钉表面对细胞外液流速与剪切力的影响规律,以及对细胞黏附的影响效果。研究结果对设计吻合钉表面微织构、促进吻合钉生物相容性具有一定的理论依据和应用价值。

1 材料和方法

1.1 材料

计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)、制造和工程分析集成建模软件NX(Siemens PLM Software公司,美国);大型通用有限元分析软件中CFD商业软件FLUENT(ANSYS公司,美国),管理软件计算机辅助设计软件CAD(AUTODESK公司,美国)。

1.1.1 树蛙指端表面结构分析 观察树蛙指端表皮上的微观结构^[12](见图1)。本课题组前期研究发现,树蛙指端表面六边形棱柱织构的占比最高,且树蛙脚掌有很好的黏附能力^[5]。因此,本文设计了一种仿树蛙指端的六边形织构。

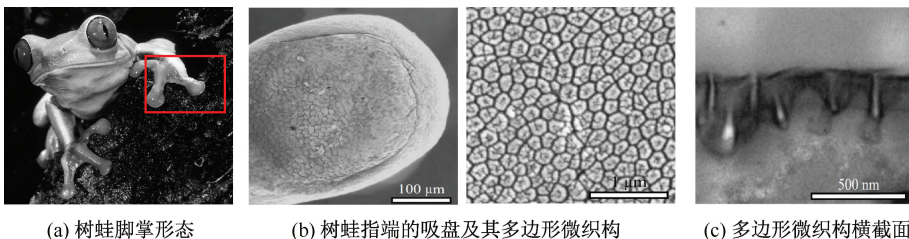


图1 树蛙指端结构微观结构

Fig. 1 Microstructure for fingertip structure of tree frog (a) Morphology of tree frog's sole, (b) Sucker and polygonal microtexture of finger tip of tree frog, (c) Polygonal microtexture cross section

注:图1(a)红框部分为树蛙指端的吸盘。

1.1.2 平行平板流动腔二维物理模型 根据流体剪切力加载装置[见图 2(a)],建立平行板流动腔主体部分几何模型[见图 2(b)].其主体是 1 个高度(H)远小于横向宽度(W)和纵向长度(M)的扁平腔室,一般需要满足 $M/H > 10$,高度(H)通常不超过 1 mm,本研究中 $H = 0.5$ mm.在流动腔室底部构建仿生六边形微织构,为了简化模型,将三维织构表面沿着中部截开,获得引入微织构的平板流动腔主

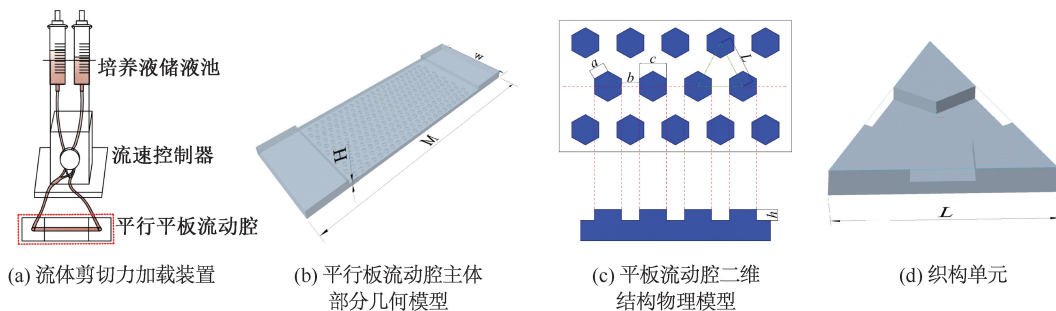


图 2 平板流动腔底部微织构仿真模型建立

Fig. 2 Establishment of micro texture simulation model at the bottom of flat plate flow chamber (a) Fluid shear loading device, (b) Geometric model for main body of parallel plate flow chamber, (c) Physical model for two-dimensional texture of flat plate flow chamber, (d) Textural unit

1.2 实验方法

1.2.1 仿真控制方程 由于胃肠微环境中的细胞外液在体内流动的过程中是一种微尺度流动状态,且流体区域是连续的,所以可以用流动腔内流体流动进行模拟。假设细胞外液的密度和黏度是恒定的,且处于稳定层流流动时不考虑重力的影响。因此,可用连续方程与直角坐标系下流体动量守恒形式的控制方程表示:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (2)$$

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

$$\rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right) = - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) \quad (4)$$

式中: u 为沿 x 方向的流体速度分量; v 为沿 y 方向的流体速度分量; ρ 为流体密度; p 为流体的压强; μ 为流体的黏度。

假定胃肠微环境中的细胞外液是一种黏性不可压缩牛顿流体^[13],且由于血液在毛细血管壁中心轴上的非定常平均渗透速度在 $0 \sim 10.9 \mu\text{m/s}$ 之间^[14],故设定平板流动腔的入口速度为 $10 \mu\text{m/s}$ 。

体部分的二维结构[见图 2(c)].分别设置六边形微织构边长为 a ,间距为 b ,边长为 c ,高度为 h .将微织构划分为三角形织构单元,织构单元边长为 L [见图 2(d)]. L 计算方法如下:

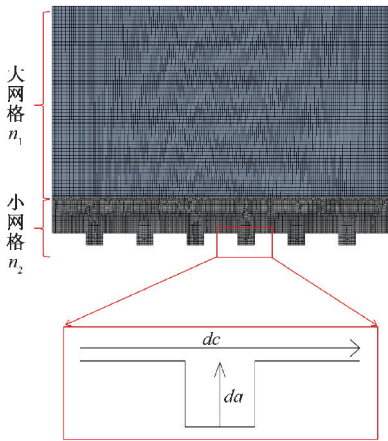
$$L = \sqrt{3}a + b \quad (1)$$

以其边长作为目标进行后续分析,当二维模型中部有两个微织构单元时,取两个单元上仿真结果的平均值。

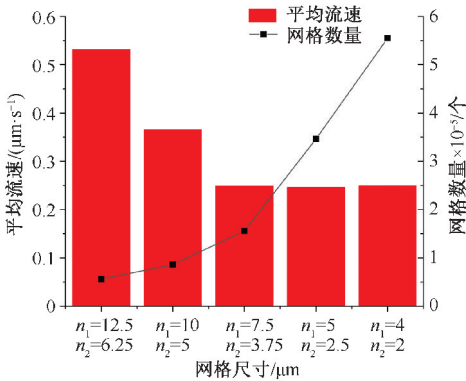
设定流体密度 $\rho = 1\,003 \text{ kg/m}^3$,黏度 $\mu = 8 \text{ mPa} \cdot \text{s}$ ^[15].计算无量纲雷诺数 $Re \approx 6 \times 10^{-4}$,即流体流动状态为层流状态,且满足矩形平板流动腔的使用条件^[16].吻合钉表面微米级的微织构参数对毫米级平板流动腔中流体的雷诺数影响较小,流体仍为层流状态。对平板流动腔二维模型进行计算流体动力学(computer fluid dynamics, CFD)数值仿真,采用二维双精度求解器进行速度与压力的简单耦合,动量方程采用二阶迎风模拟器,设定壁面为无滑移固定壁面。

1.2.2 模型网格划分 在分析平板流动腔底部壁面附近的流速与剪切力规律时,网格的划分对模型求解的速度与精度都有很大的影响,故本文对有限元模型进行了网格无关化研究。仿真时选取的平板流动腔二维结构剖面大小为 $1.0 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$,对底部壁面附近的网格进行加密,称为小网格 n_2 ,其余部分称为大网格 n_1 .设置微凹坑中心处距离微凹坑底部垂直方向上的细胞外液流速为 v_{dc} ,微织构单元上部的细胞外液流速为 v_{dc} ,微织构单元上部的壁面剪切力为 τ_{dc} [见图 3(a)].因为壁面处的流体流速为 0,故将 $dc = 1 \mu\text{m}$ 处近似为壁面处的流速与剪

切力。对比网格数量与平均流速发现,随着网格数尺寸的缩小, $dc=1\ \mu\text{m}$ 处平均流速的仿真值逐步趋于稳定,而平板流动腔二维结构模型的网格数量随着网格尺寸的减小而逐渐增加[见图3(b)]。当大网格边长为 $7.50\ \mu\text{m}$,小网格边长为 $3.75\ \mu\text{m}$ 时,壁面上的平均流速已经稳定。但为了保证微织构凹坑内的网格质量,本文选择大网格边长为 $5\ \mu\text{m}$ 、小网格边长为 $2.5\ \mu\text{m}$ 的模型。



(a) 平板流动腔二维模型网格划分



(b) 网格数量与平均流速对比

图3 网格无关化

Fig. 3 Mesh independence (a) Mesh generation for two-dimensional model of flat plate flow chamber, (b) Comparison between grid number and average velocity

1.2.3 仿真模型的验证 为验证仿真模型准确性,以光滑表面的平板流动腔模型为例,各个位置(X_1)的距离为 $0.1\ \text{mm}$ 。理论壁面切应力的计算公式如下:

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

式中: τ 为壁面切应力; H 为平板流动腔的高度; M 为平板流动腔的宽度; Q 为流量; v_{\max} 为最大流速。将得到的流速 v 代入式(5),与 $dc=1\ \mu\text{m}$ 处各个位置剪切力仿真值 τ_{dc} 进行比较。结果表明,剪切力的误差值除了在平板流动腔入口处有较大波动外,其余位置均处于合理范围,且误差值在4%左右,证明该模型仿真结果可靠(见图4)。

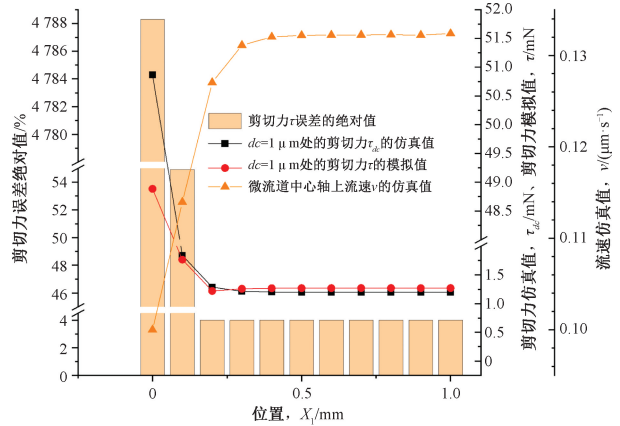
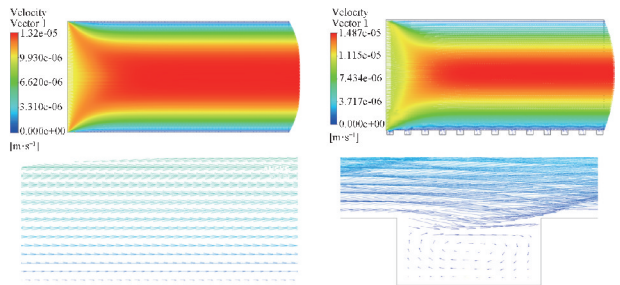


图4 误差值分析

Fig. 4 Error value analysis

1.2.4 速度矢量云图分析 在表面光滑的平板流动腔中,速度矢量线为平滑的直线[见图5(a)]。在光滑的平板流动腔底面加入 $b=30\ \mu\text{m}$ 、 $c=50\ \mu\text{m}$ 、 $h=20\ \mu\text{m}$ 的微织构后,最大速度较光滑表面增加了约20%,且因为微织构的加入使得原始的流动方向发生改变[见图5(b)]。



(a) 光滑表面平板流动腔速度矢量及其局部放大图

(b) 微织构表面速度矢量图及其局部放大图

图5 平板流动腔内速度分布

Fig. 5 Velocity distributions in flat plate flow chamber

(a) Velocity vector diagram of flat plate flow chamber with smooth surface and its local enlargement, (b) Velocity vector diagram of micro textured surface and its local enlargement

1.2.5 微织构尺寸参数设计 通过观察自然界中

生物并参照树蛙指端上六边形棱柱结构^[5],得出其多边形棱柱单元的边长约 25 μm ,相邻多边形棱柱由宽 30 μm 、深 20 μm 左右的窄沟槽隔开,沟道间由流动的液体填充。故在平行平板流动腔底部上设计六边形微织构,其高度 h 、边长 a 、间距 b 、二维结构边长 c 参数^[17]见表 1。

表 1 微织构参数单因素变量仿真设计

Tab.1 Single factor variable simulation design of micro-textural parameters

参数	1	2	3
$a/\mu\text{m}$	28.9	9,14,29,43,58	14.4
$b/\mu\text{m}$	30	30	15,30,45,60,75
$c/\mu\text{m}$	50	15,25,50,75,100	25
$h/\mu\text{m}$	15,18,20,22,25	20	15

注: a 、 b 、 c 、 h 分别为边长、间距、二维结构边长、高度。

再使用归一化坐标 X_e 表示各个位置的速度:

$$X_e = \frac{X - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \quad (6)$$

2 微织构参数对细胞外液流速与壁面剪切力的影响结果

2.1 微织构参数对微凹坑中心处距离微坑底部垂直方向上细胞外液流速分布的影响

微织构高度 h 增加会促进微织构产生相对封闭的流动区域,导致凹坑中下部的流速减少而中上部的流速增加[见图 6(a)]。随着微织构的二维结构边长 c 增加,凹坑内的流速逐渐减小;且随着 c 减小,流速在微凹坑中下部减小的趋势会更加明显[见图 6(b)]。控制织构高度 $h = 15 \mu\text{m}$,随着微织构间距 b 增加,凹坑内的流速会呈现明显的梯度化增加,且因为织构高度 h 较低,在微凹坑下部不会出现流速减小的趋势[见图 6(c)]。

2.2 微织构参数对微织构单元上部 1 μm 处细胞外液流速分布的影响

随着微织构高度 h 增加,平板流动腔内 $dc = 1 \mu\text{m}$ 处各个位置的速度不断减小,但当 $h > 15 \mu\text{m}$ 时,这一现象将变得不明显[见图 6(d)]。当 $h = 15 \mu\text{m}$ 时,微脊附近的流速低于光滑平面流速,其余参数的微织构流速均大于光滑表面。随着微织构边长 c 增加,平均流速分布不断减小;且当边长 c 过大时,在微脊表面处的流体流速会小于光

滑表面[见图 6(e)]。随着微织构间距 b 增加,平均流速分布会有显著的增加[见图 6(f)]。

2.3 微织构参数对微织构单元上部 1 μm 处壁面剪切力分布的影响

随着织构高度 h 增加,微织构表面的流体剪切力逐渐增大[见图 6(g)]。随着微织构边长 c 增加,微脊处的流体剪切力逐渐减小,甚至可以在任意位置都小于光滑表面的壁面剪切力[见图 6(h)]。当微织构边长 $c < 25 \mu\text{m}$ 时,微脊中心处的流体剪切力会大于光滑表面。随着微织构间距 b 增加,微脊处的流体剪切力也将逐渐增加[见图 6(i)]。

3 讨论

细胞外液的流动速度随着测量位置与凹坑底部距离(da)的增加整体呈增大趋势,同时微凹坑内部的流速远小于凹坑上部,且在凹坑的中下部随着测量位置的增高流速会有下降的趋势[见图 6(a)~(c)]。这是因为细胞外液在流入微凹坑内部的过程中产生了顺时针的漩涡,与凹坑内部原始流动产生了抵消现象,使得凹坑中下部的细胞外液速度进一步减小。当微织构高度较低且细胞外液以较低的速度流经微织构,使得织构内部难以形成封闭的微流区域,进而难以形成漩涡。而漩涡的形成会产生一定吸附作用,使得进入漩涡的细胞更容易接触到微凹坑的底部,从而促进了细胞的黏附^[18]。

与光滑表面相比,有仿生结构底面的平板流动腔中,细胞外液因克服阻力而损失的能量更小,导致平均流速较光滑表面的更大[见图 6(d)~(f)]。这是因为微织构高度 h 的增加将减少微凹坑表面对流体的摩擦阻力,使得微脊处的流速增加而不利于细胞黏附。当 $dc = 1 \mu\text{m}$ 时在微脊处的速度与光滑表面相似,而微凹坑处细胞外液流速会突然增加。这是由于在微凹坑处由于距离壁面较远,会使得壁面的黏性阻力突降,从而使得流速突增^[19],微织构二维结构边长 c 的增加将会增强这一现象,而随着其间距 b 的增加则相反。

壁面剪切力的变化集中在微脊区域,并在微脊与微凹坑交界处发生突变,不同尺寸参数微织构的剪切力最小值均出现在微脊中心处,最大值均出现在交界处[见图 6(g)~(i)]。随着与微脊边缘的接近,剪切力会逐渐增大,但在微凹坑处剪切力会突

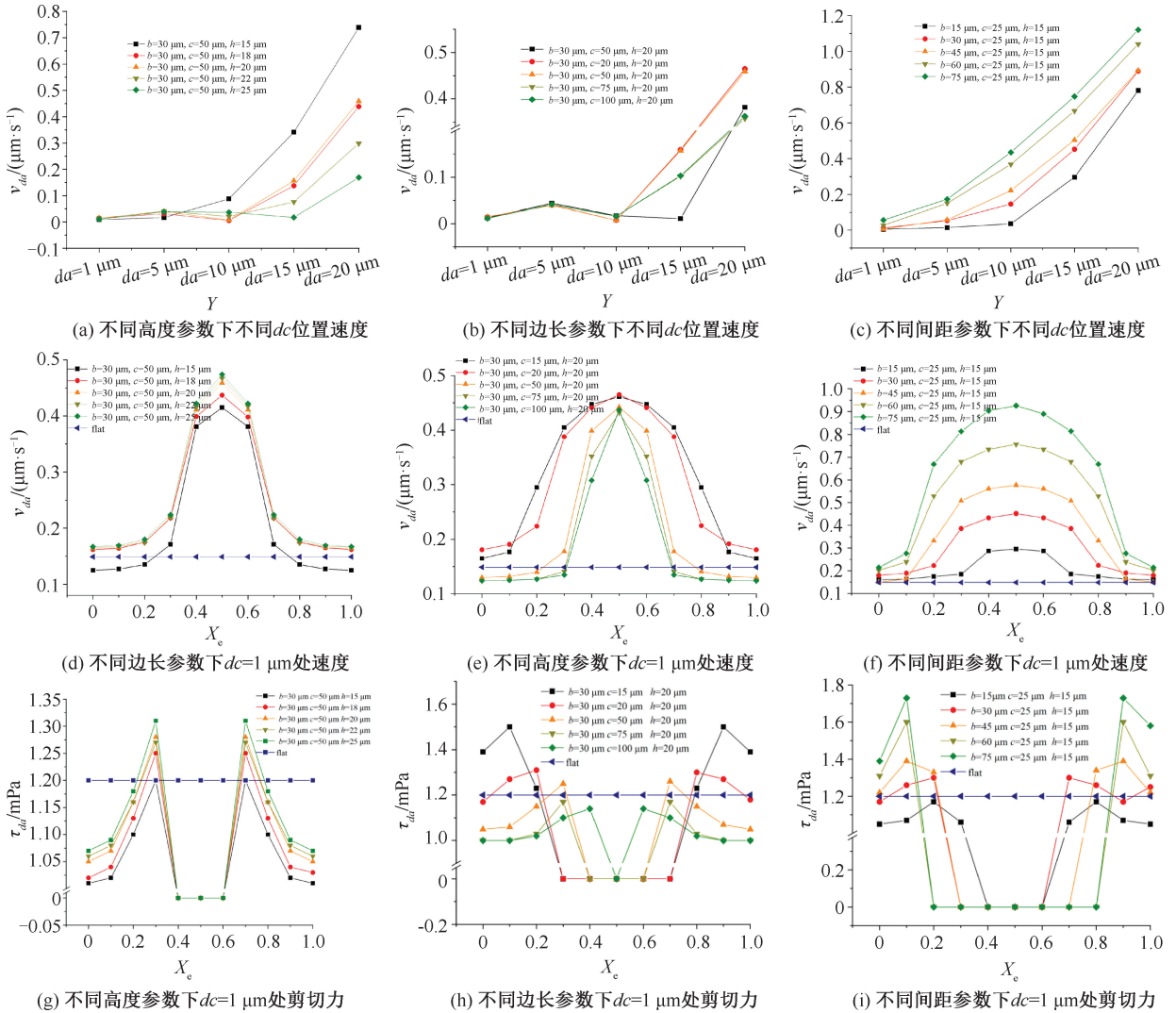


图6 微结构参数对流动特性的影响

Fig. 6 Effects of micro-structure parameters on flow characteristics (a) Velocity at different positions of da under different altitude parameters, (b) Velocity at different positions da under different side length parameters, (c) Velocity of da at different positions under different spacing parameters, (d) Velocity at $dc = 1\ \mu\text{m}$ under different side height parameters, (e) Velocity at $dc = 1\ \mu\text{m}$ under different side length parameters, (f) Velocity at $dc = 1\ \mu\text{m}$ under different side spacing parameters, (g) Shear force at $dc = 1\ \mu\text{m}$ under different height parameters, (h) Shear stress at $dc = 1\ \mu\text{m}$ under different length parameters, (i) Shear force at $dc = 1\ \mu\text{m}$ under different spacing parameters

然变为0。这是因为在微凹坑上部距离壁面较远,剪切力会突然消失,这就造成了壁面剪切力的波动,且微结构表面的剪切力波动大于光滑表面,并会随着结构高度 h 、间距 b 的增加与二维结构边长 c 的减小而增强。已经有研究证实了细胞外部受到的外部机械应变等可以诱导细胞分化、增殖^[20-21]。通过改变微结构的尺寸参数会加强细胞感受到的周期性的剪切力刺激,从而促进细胞黏附生长^[22],引起细胞产生生化反应应答。因此,较大的微凹坑

尺寸将促进细胞在微凹坑内黏附,进而加速吻合钉吻合端愈合。

通过计算,可以得到三维六边形微结构边长 a 与二维微结构边长 c 的关系为 $a = \sqrt{3}c$,故单位面积下的三维六边形微结构与简化后的四边形结构相比边长更长^[13],微凹坑面积更大,可以储存更多细胞外液,容纳更多的细胞。本文结果说明,仿树蛙指端的六边形微结构具有更好的生物学性能。通过简化的二维结构探求微结构尺寸参数对六边形微结构

壁面处的流速与剪切力的影响规律,研究其对细胞的黏附作用是可行的。

4 结论

本文建立了具有仿生六边形微织构底面的平行平板流动腔二维模型,通过 CFD 数值仿真的方法,分析不同高度 h 、边长 a 与间距 b 微织构的吻合钉表面对流速与壁面剪切力的影响,得到以下结论:

(1)微织构上部流速分布与剪切力分布会随着织构高度、间距的增加而增加,随着微织构边长的增加而减少。

(2)在微织构凹坑内部的流体流速显著小于凹坑外部,微织构高度增高会促进微凹坑内产生漩涡,随着织构高度、边长增加与间距的减少,漩涡强度会得到加强。同时,较大的微凹坑尺寸将促进细胞进入微凹坑内部,以促进细胞的黏附。

(3)利用 CFD 数值仿真方法研究织构流动特性对吻合钉表面细胞黏附的影响是可行的,研究结果为今后进一步开展相关研究奠定了一定基础。

参考文献:

[1] BAKER RS, FOOTE J, KEMMETER P, et al. The science of stapling and leaks [J]. *Obes Surg*, 2004, 14 (10): 1290-1298.

[2] VAN PRAAGH JB, DE WIT JG, OLINGA P, et al. Colorectal anastomotic leak: Transcriptomic profile analysis [J]. *Brit J Surg*, 2021, 108(3): 326-333.

[3] BAI J, YIN L, LU Y, et al. Preparation, microstructure and degradation performance of biomedical magnesium alloy fine wires [J]. *Prog Nat Sci*, 2014, 24(5): 523-530.

[4] ZHANG Z, LI Y, ZHANG T, et al. Titanium implants modified by laser microtexturing enhance the bioactivity of gastric epithelial cells and fibroblast cells [J]. *J Appl Biomater Func*, 2021, 19(6): 49-51.

[5] 杨小洋. 吻合钉表面微纳织构润湿性与生物性能研究 [D]. 天津: 天津理工大学, 2022.

[6] XIE J, LI M, DAI Q, et al. Key parameters of biomimetic patterned surface for wet adhesion [J]. *Int J Adhes Adhes*, 2018, 82(1): 72-78.

[7] DROTLEF DM, STEPIEN L, KAPPL M, et al. Insights into the adhesive mechanisms of tree frogs using artificial mimics [J]. *Adv Funct Mater*, 2013, 23(9): 1137-1146.

[8] 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.

[9] 杨焕, 韩标, 郭勇. 载荷作用下骨细胞分泌因子对成骨细胞和破骨细胞的调节 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 824-828.

YANG H, HAN B, GUO Y. Regulation of osteoblasts and osteoclasts by secretory factors derived from osteocytes under mechanical loading [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36 (5): 824-828.

[10] 潘雨平, 冯晶晶, 蒋笑嫣, 等. 流体动力学环境中嗜中性粒细胞在固定血小板上的滚动黏附 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(1): 43-48.

PAN YP, FENG JJ, JIANG XY, et al. Adhesive rolling of neutrophils on the immobilized platelets under flows [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(1): 43-48.

[11] DUMAS V, GUIGNANDON A, VICO L, et al. Femtosecond laser nano/micro patterning of titanium influences mesenchymal stem cell adhesion and commitment [J]. *Biomed Mater*, 2015, 10(5): 55002.

[12] FEDERLE W, BARNES WJP, BAUMGARTNER W, et al. Wet but not slippery: Boundary friction in tree frog adhesive toe pads [J]. *J R Soc Interface*, 2006, 3(10): 689-697.

[13] 曾焯, 刘肖珩, 赖怡, 等. 不同流速条件下平行平板流动腔底面剪应力分布的数值模拟与分析 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2010, 27(4): 785-789.

[14] 沈烨良. 基于计算机软件的组织间隙流动数值模拟 [D]. 上海: 复旦大学, 2009.

[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 [J]. *自然科学进展*, 2005, 15(1): 63-72.

[16] 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.

JIANG WY, LI XX, QIN KR. Design and application of the flow chamber [J]. *J Med Biomech*, 1996, 11(2): 97-102.

[17] 吕延军, 方重阳, 邢志国, 等. 仿生织构图案的设计、加工及应用的研究进展 [J]. *表面技术*, 2021, 50(2): 112-122.

[18] 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.

[19] KRALOVIC M, VJACLOVSKY M, KESTLEROVA A, et al. Electrospun nanofibers as support for the healing of intestinal anastomoses [J]. *Physiol Res*, 2019, 68(4): S517-S525.

[20] HAO J, ZHANG YL, JING D, et al. Mechanobiology of mesenchymal stem cells: Perspective into mechanical induction of MSC fate [J]. *Acta Biomater*, 2015, 20(8): 1-9.

[21] HANSON AD, MARVEL SW, BERNACKI SH, et al. Osteogenic effects of rest inserted and continuous cyclic tensile strain on hASC lines with disparate osteodifferentiation capabilities [J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37 (5): 955-965.

[22] CHANG YY, SHAO YK, LIU YC, et al. Mechanical strain promotes osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells on TiO₂ nanotubes substrate [J]. *Biochem Biophys Res Co*, 2019, 511(4): 840-846.