

分形互锁设计的皮肤缝合界面拉伸破坏行为研究

徐林龙¹ 纪小刚^{1,2*} 李华彬¹ 江昊¹

1.江南大学机械工程学院,无锡,214122

2.江苏省食品先进制造装备技术重点实验室,无锡,214122

摘要:为研究缝合皮肤术后伤口界面的几何结构对创面拉伸破坏行为的作用机制,开展了基于分形互锁机制的皮肤缝合界面拉伸破坏行为研究。参考 Koch 互锁模型对皮肤界面进行分形设计,对直线及正弦中心线分布的界面构建等效力学模型;结合数值模拟和数字图像相关法对制备的各类缝合结构进行拉伸试验研究,聚焦分析了二阶齿皮肤缝合结构的渐进破坏行为,同时进一步探究了齿尖角度、分形阶数及中心线分布形式对该结构拉伸性能的影响规律;最后,以拉伸强度为评价指标,构建了各敏感因素的参数映射模型。研究表明,二阶齿界面的破坏行为表现为载荷由两侧齿向中间齿界面层传递,导致二级齿的均匀脱落。较小的齿尖角度以及较高的分形阶数均会提高皮肤界面的拉伸性能,同时正弦中心线分布使结构拥有较大的拉伸强度。研究结果可为后续提高临床缝合术后皮肤创面愈合率提供参考。

关键词:皮肤切口;缝合界面;界面力学;数字图像相关法

中图分类号: TB34; TP391.73

DOI: 10.3969/j.issn.1004-132X.2025.07.006

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Research on Tensile Failure Behaviors of Skin Suture Interfaces with Fractal Interlock Design

XU Linlong¹ JI Xiaogang^{1,2*} LI Huabin¹ JIANG Hao¹

1.School of Mechanical Engineering, Jiangnan University, Wuxi, Jiangsu, 214122

2.Jiangsu Key Laboratory of Advanced Food Manufacturing Equipment Technology, Wuxi, Jiangsu, 214122

Abstract: In order to study the mechanism of the geometric structure of the wound interfaces on the tensile failure behaviors of the skin sutures, a fractal interlocking mechanism was developed based on the tensile failure behaviors of the skin suture interfaces. The fractal design of skin interface was carried out according to Koch interlock model, and the equivalent mechanics model was constructed for the interface with linear and sinusoidal center line distribution. Combined with numerical simulation and digital image correlation method, the tensile tests were carried out on the prepared suture structures, focusing on the progressive destructive behaviors of second-order tooth skin suture structures, and the effects of tooth sharp angle, fractal order and center line distribution on their tensile properties were further explored. Finally, taking tensile strength as the evaluation index, the parameter mapping model of each sensitive factor was constructed. The results show that the failure behaviors of the second order tooth interface are manifested as the load transfer from both sides of the tooth to the interface layer of the middle tooth, resulting in the uniform loss of the second order tooth. Smaller tooth angle and higher fractal order may improve the tensile properties of the skin interfaces, and the distribution of sinusoidal centerlines may make the structure have greater tensile strength. This paper may provide relevant reference for improving the healing rate of skin wound after clinical suture.

Key words: skin incision; suture interface; interface mechanics; digital image correlation method

0 引言

创面缝合手术过程中为了促进伤口愈合^[1-2]以及术后疤痕的美观^[3-4],临床上越来越多地使用医用黏合剂配合皮下可吸收缝合线来对患者创面进行缝合,然而此种缝合方法会导致患者伤口在

术后初期受到外部力时由于没有缝线容易产生一定的撕裂。为了增强缝合伤口的力学性能,医生通过在伤口边缘设计锯齿形辅助切口^[5-7]来提高伤口的抗拉性能。

皮肤伤口刚度的增大来源于临床所设计的缝合界面通过闭合伤口几何形状来更好地分配外部载荷。LI等^[8]探讨了三角形和矩形两种缝线几何形状和数值复合模型,模型特征在于单一重复

收稿日期:2024-05-24

基金项目:国家自然科学基金(52175234,51105175);江苏省“六大人才高峰”项目(JXQC-006)

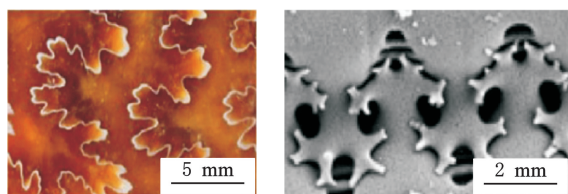
波,以预测刚度、强度和局部应力分布情况来评估变形和失效机制的变化,得出三角形几何结构在载荷传递、刚度、强度、能量吸收和疲劳方面优于矩形几何结构的结论。HUANG 等^[9]评价了垂直颈阔肌皮瓣的三种不同切口设计的效果,研究结果表明,MacFee 切口美观效果最好,T 形切口术后颈部瘢痕更加明显,MacFee 或围裙式切口可用于修复较大的颊黏膜和口底缺损,而 T 形切口可用于修复较小的口内缺损,尤其是舌侧面缺损。朱恒光等^[10]探讨了一种全新的保乳手术切口,与传统以病灶为中心的梭形皮肤切口进行比较,全新手术皮肤切口是将肿瘤体表投影处距肿瘤 1~2 cm 范围的皮肤作为梭型切口,结果表明全新切口在术后复发、转移、生存率方面均优于传统梭形皮肤切口。

多尺度分级互锁结构广泛存在于自然界中,并且具有轻质^[11-12]和优越的机械性能^[13-14]。例如,羽轴的分级结构具有良好的刚度/重量比^[15],海螺壳的三层分层层状结构是一种坚韧的身体盔甲^[16-17],以及白尾鹿颅缝的分层多波长模式^[18]能够承受和传递负荷,吸收能量,同时适应可持续发展。此外,在基础工业工程领域,修正的 M-B 分形接触模型^[19]与齿轮接触应力分形理论^[20]可提高凸体极限接触载荷,也为分级互锁结构表面接触分析提供了参考。以上卓越的分形性能为临床缝合切口分形互锁结构的设计提供了灵感来源。基于此,本文选用仿皮肤材料设计不同几何形状的分形缝合结构,采用硅胶倒模成形工艺对所设计的缝合结构进行制备,利用数值模拟与数字图像相关(digital image correlation, DIC)全场应变测量系统相结合的方法分析缝合结构拉伸过程中的形态变化,深入探究缝合结构的齿尖角度、分形阶数及中心线分布形式与其拉伸性能的关系,确定皮肤分形缝合切口的最佳几何参数,可为皮肤创面缝合术前方案提供参考。

1 缝合界面的分形设计与力学模型构建

1.1 缝合界面的设计与制备

由脆性组分通过分级和类分形界面结合而成的结构在生物材料中广泛存在。这些结构有一个不规则的相互交叉形态,如在自然界中化石菊石的缝合互锁和硅藻的连接环带,如图 1 所示。受自然界生物材料启发,同时考虑皮肤缝合界面的结构特点以及制备的可行性,设计了锯齿形分形互锁的皮肤缝合界面几何结构以提高临床缝合初期伤口的拉伸强度。

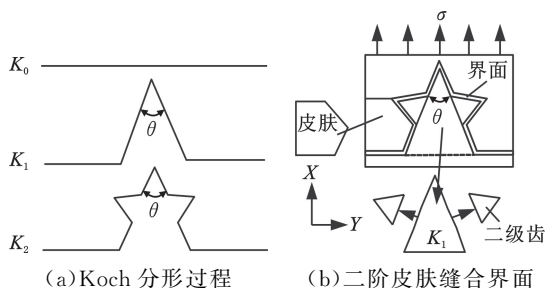


(a) 菊石缝合互锁 (b) 硅藻连接环带

图 1 仿生分形界面示意图

Fig.1 Schematic of biomimetic fractal interface

图 2a 描述了锯齿形界面基于 Koch 分形的自相似分形过程,它是通过迭代函数系统生成的,迭代次数定义为 N 。在第一次迭代中,单位长度的未分形锯齿界面 K_0 被分成三个相等的部分,其中中心部分被两条 $1/3$ 单位长度的直线代替。这两条线段与被替换的线段一起可以形成等边三角形。在中心部分替换后,可以获得一阶分形的锯齿形缝合界面 K_1 。通过重复先前从 K_0 到 K_1 的操作,将 K_1 每一侧的中间线段替换为两条等长且夹角为 60° 的线段,可以在 K_1 的基础上获得二阶分形的锯齿形缝合界面 K_2 。本文专注于一个层次的缝合界面与统一的分形互锁设计,即分形仅在单个牙齿上进行,以形成具有代表性的皮肤缝合界面,如图 2b 所示,在全局坐标系 $X-Y$ 中,二阶分形的皮肤缝合界面黏合区域受面内远场牵引,其结构由 1 个一阶齿和 2 个二级齿以及相应的反齿组成。施加在外部皮肤的拉伸载荷经过皮肤层传递到界面层。



(a) Koch 分形过程 (b) 二阶皮肤缝合界面

图 2 分形皮肤缝合界面示意图

Fig.2 Schematic diagram of the fractal skin suture interface

在此基础上,本文设计的皮肤缝合结构包括一阶锯齿形以及二阶锯齿形界面,如图 3a、图 3b 所示。同时为探究中心线效应对缝合界面拉伸性能的影响,本文还设计了正弦中心线的二阶锯齿形界面,如图 3c 所示。皮肤缝合界面的几何表征包括如下参数:齿尖角 θ 、齿高 h 、齿数 n 和中心线形状。图 3 中, θ 为三角形齿的顶角, h 为三角形的高度, n 为齿的数量, A 为中心线的幅度,其中 $A=0$ 表示直线中心线分布的缝合界面,而 $A \neq 0$ 则表示正弦中心线分布的缝合界面。

人工硅胶因其使用方便、经济高效和再现性

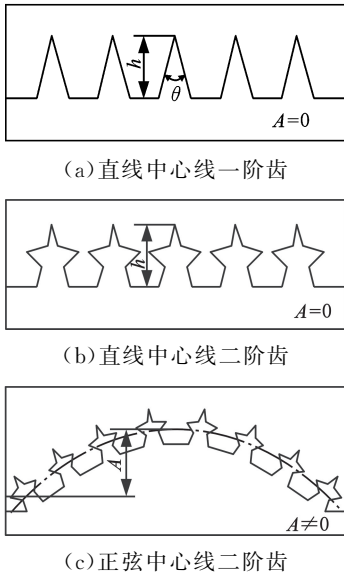


图 3 分形互锁缝合界面几何模型

Fig.3 Geometric model of fractal interlock stitching interface

良好,且材质弹性与生物组织相似,被广泛用于皮肤组织医学和生物力学的实验研究中^[21-22]。考虑试验场合及制备的可行性,皮肤材料选用 Silicon 公司制作的仿人体硅胶,该人工硅胶具有良好的弹性韧性,可以较好地表征人体创面皮肤。

考虑硅胶的凝固成形,选用聚乳酸(PLA)材料打印制作相应缝合结构的成形模具,所设计的模具壁厚为 2.5 mm,底高为 1 mm,整体尺寸为 92.5 mm×57.5 mm×4 mm。待缝合结构模具制作完成后,分别将仿皮肤材料的 a、b 液称重按质量比为 1:1 进行混合搅拌,得到混合均匀的肤色混合物,并将其注入模具中固化 6 h。皮肤材料凝固完全后取出,皮肤上下部分用合成胶水粘接以制作各缝合结构试样,该胶水的主要成分是羧甲基纤维素,是生物组织中分布最广的多糖之一。试样整体尺寸为 90 mm×55 mm×3 mm,胶水层宽度约为 0.2 mm。3D 打印绿色夹头便于后续拉伸试验夹具对试样的夹取,所制作的各试样如图 4 所示。本文以齿尖角度-锯齿阶数-中心线的方式对各试样统一编号,如表 1 所示,其中 L 表示直线中心线,S 表示正弦中心线。



图 4 皮肤缝合界面试样图

表 1 实验试样编号

Tab.1 Test sample number of experiment

试样组态	第一阶齿尖角/(°)	中心线类型
30°-1-L	30	Line(A=0)
45°-1-L	45	Line(A=0)
60°-1-L	60	Line(A=0)
30°-2-L	30	Line(A=0)
45°-2-L	45	Line(A=0)
60°-2-L	60	Line(A=0)
30°-2-S	30	Sine(A≠0)
45°-2-S	45	Sine(A≠0)
60°-2-S	60	Sine(A≠0)

1.2 几何互锁界面的力学分析模型

临床中医用黏合剂配合可吸收缝合线完成对皮肤创面的缝合后,伤口处会逐渐产生疤痕以及新的生物组织。作为两侧皮肤的主要连接机制,愈合初期阶段伤口处形成的界面层提供支撑以及分配载荷来满足日常生活的需要,因此,伤口愈合初期更高的界面刚度在伤口受准静态力时能够更好地增生疤痕促进伤口愈合。为分析皮肤缝合界面载荷传递特性,忽略粘接层的影响,讨论了界面几何互锁引起的荷载传递。由于拔出过程中两个实体部分存在几何干涉,压应力在第二级齿中产生,如图 5a 所示。通过调整第二阶齿的局部变形来调节干扰,第二阶齿的局部变形受面内远场牵引力的支配,因此,在齿的每一侧上产生接触力,接触力可分解为法向力和逆拉方向作用的摩擦力。为平衡这些接触力,沿 Y 轴方向的拔出力 N 可表示为

$$N = N_{2L} + N_{2R} \tag{1}$$

$$N_{2L} = F_{2L} (\sin \beta_{2L} + \mu_{2L} \cos \beta_{2L}) \tag{2}$$

$$N_{2R} = F_{2R} (\sin \beta_{2R} + \mu_{2R} \cos \beta_{2R}) \tag{3}$$

$$\beta_{2L} = 90^\circ - \frac{\theta}{2} - \frac{\theta_{2L}}{2} \tag{4}$$

$$\beta_{2R} = 90^\circ - \frac{\theta}{2} - \frac{\theta_{2R}}{2} \tag{5}$$

式中: N_{2L} 、 N_{2R} 分别为直线中心线界面(L 界面)的左侧和右侧第二阶齿的斜面拉力; F_{2L} 、 F_{2R} 分别为 L 界面的左侧和右侧第二阶齿斜面上的法向力; μ_{2L} 、 μ_{2R} 分别为左侧和右侧第二阶齿表面的摩擦系数; θ_{2L} 、 θ_{2R} 分别为 L 界面的左侧和右侧第二阶齿的齿尖角; β_{2L} 、 β_{2R} 分别为 L 界面的左侧和右侧第二阶齿的斜面与加载方向(Y 轴)之间的角度。

在正弦中心线的分级缝合界面中的载荷传递比直线中心线的情况更加复杂。如图 5b 所示,在拔出过程中,除在第二阶齿的表面处由几何干涉引起的接触力之外,在第一阶齿的表面上也产生了接触力。此时,为平衡这些接触力,沿着 Y 轴方向的拔出力 N' 可表示为

$$N' = N'_1 + N'_{2L} + N'_{2R} \tag{6}$$

$$N'_1 = F_1 (\sin \beta_1 + \mu_1 \cos \beta_1) \tag{7}$$

Fig.4 Sample diagram of skin suture interface

$$N'_{2L} = F'_{2L} (\sin \beta'_{2L} + \mu_{2L} \cos \beta'_{2L}) \quad (8)$$

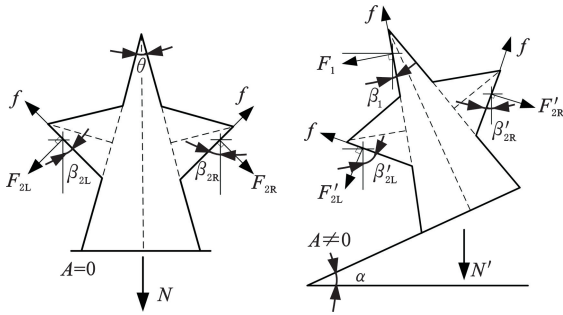
$$N'_{2R} = F'_{2R} (\sin \beta'_{2R} + \mu_{2R} \cos \beta'_{2R}) \quad (9)$$

$$\beta_1 = \left| \alpha - \frac{\theta}{2} \right| \quad (10)$$

$$\beta'_{2L} = 90^\circ - \frac{\theta}{2} - \frac{\theta'_{2L}}{2} + \alpha \quad (11)$$

$$\beta'_{2R} = 90^\circ - \frac{\theta}{2} - \frac{\theta'_{2R}}{2} - \alpha \quad (12)$$

式中： N'_1 为正弦中心线界面(S 界面)第一阶齿的倾斜表面上的拔出力； N'_{2L} 、 N'_{2R} 分别为 S 界面的左侧和右侧第二阶齿的斜面拉力； F_1 为 S 界面的法向力； μ_1 为第一阶齿表面处的摩擦因数； β_1 为第一阶齿的斜面与加载方向之间的角度； β'_{2L} 、 β'_{2R} 分别为 S 界面的左侧和右侧第二阶齿的斜面与加载方向(Y 轴)之间的角度； θ'_{2L} 、 θ'_{2R} 分别为 S 界面的左侧和右侧第二阶齿的齿尖角； α 为齿根的倾斜角，表明结构的几何干涉也受角度 α 的影响。



(a) 直线中心线二阶齿界面模型 (b) 正弦中心线二阶齿界面模型

图 5 二阶齿缝合界面模型

Fig.5 Second order tooth suture interface model

对于 $A \neq 0$ 的缝合界面，几何干涉主要发生在第二阶齿，第一阶齿的根部承受拉伸载荷，而靠近缝侧的一阶齿由于两侧受力的差异，将承受拉伸混合载荷。

2 皮肤缝合结构破坏行为的数值模拟

2.1 基材力学性能本构参数

参照国家标准，使用 PLA 材料 3D 打印哑铃状模具，并通过倒模工艺制备仿皮肤材料的拉伸试样，以测定其力学性能参数，试样尺寸见图 6。为防止出现实验误差，使用 CTM2500 万能试验机对三个相同尺寸的仿皮肤样条进行三次单轴拉伸试验，设置拉伸速率为 50 mm/min。由于试样的断裂伸长率超过 20%，属于大变形范畴，故应当将拉伸试验获得的载荷-位移曲线转化为真实应力-真实应变数据。根据大变形后体积不变的假设得到试样的真实应力、真实应变分别为

$$\sigma_z = \frac{F}{S} = \frac{FL}{S_0 L_0} = \frac{F(L_0 + \Delta L)}{bhL_0} \quad (13)$$

$$\epsilon_z = \int_{L_0}^L \frac{dl}{l} = \ln\left(\frac{L}{L_0}\right) = \ln\left(1 + \frac{\Delta L}{L_0}\right) \quad (14)$$

式中： F 为试验机拉伸载荷； S_0 为试样初始横截面积； S 为拉伸后试样横截面面积； L_0 为拉伸试样初始标距； L 为拉伸后的标距； ΔL 为试验机的位移值； b 、 h 分别为皮肤试样的宽度和厚度。

如图 6 所示，获得的三次皮肤拉伸试样的真实应力-应变响应误差较小，故对第二次试验曲线进行初步拟合以探明试样的力学性能。将拉伸试验时的真实应力-应变数据传输到 ABAQUS 中，根据输入的试验数据采用最小二乘法自动识别与计算本构模型的类别及相应参数。通过识别解析发现三阶 Ogden 本构模型与材料的试验数据高度吻合，最终得到仿皮肤材料拟合参数如表 2 所示，其中， G_1 、 G_2 、 G_3 为材料 Ogden 三阶模型的剪切模量， α_1 、 α_2 、 α_3 为材料对应的应变硬化系数。

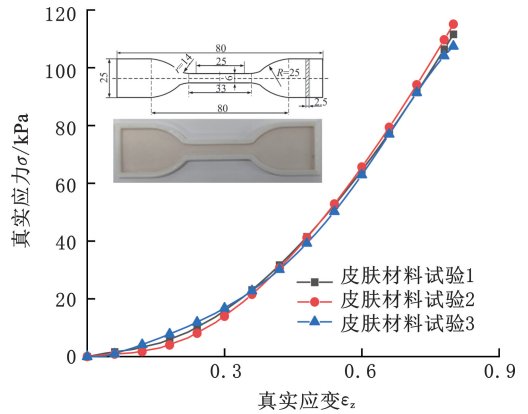


图 6 拉伸试样真实应力-应变曲线

Fig.6 True stress-strain curve of tensile specimen

表 2 皮肤材料力学参数

Tab.2 Mechanical parameters of skin materials

系数	G_1	α_1	G_2	α_2	G_3	α_3
数值	-1.01	-1.08	0.32	-0.022	0.72	-1.31

缝合界面中的粘接层采用粘接单元模拟，粘接单元的响应受牵引-分离定律的支配。本研究采用典型的双线性牵引-分离关系。在没有损伤的情况下，初始响应是线性的，粘接层的弹性刚度也呈线性下降趋势。使用二次名义应力准则定义损伤，其表达式如下：

$$\left(\frac{\sigma_n}{T_n}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_s}{T_s}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_t}{T_t}\right)^2 = 1 \quad (15)$$

其中， σ_i ($i=n, s, t$) 分别为法向 n 、第一剪切方向 s 和第二剪切方向 t 上的牵引力； T_n 、 T_s 、 T_t 分别为相应的法向强度、第一剪切强度和第二剪切强度，本试验采用的生物合成胶中 $T_n = 16.23$ MPa、 $T_s = T_t = 0.32$ MPa，一旦满足失效起始准则，界面材料的刚度就开始逐渐降低。Benzeggagh-Kenane(B-K) 断裂准则用来定义最终的损伤状态，在该状态下粘接单元达到最大分离。生物合成胶^[23]中 B-K 断裂准则使用的法向强度 $\tau_n = 92$

MPa, 剪切强度 $\tau_s = \tau_t = 98 \text{ MPa}$, 使用的对应方向上的临界断裂能为 $G_n = 0.46 \text{ mJ/mm}^2$, $G_s = G_t = 0.9 \text{ mJ/mm}^2$ 。

2.2 数值模型的建立

基于上述皮肤材料以及胶层材料的力学本构参数, 对不同皮肤缝合界面结构进行数值仿真分析, 在 ABAQUS 中建立与试验试样相同尺寸的缝合模型。皮肤采用各向同性的三阶 Ogden 超弹性本构模型来定义材料属性, 胶层单元采用二次名义应力准则来定义。

图 7 显示了 $30^\circ\text{-}2\text{-L}$ 的有限元模型和边界条件。有限元模型由实体单元和界面单元组成, 八节点六面体单元 (C3D8R) 用于模拟皮肤缝合部分, 粘胶单元 (COH3D8R) 插入两个缝合部分之间。实际缝合时黏合剂成膜厚度不宜过大, 以免创面两侧皮肤无法充分吸收影响其粘接效果, 因此本文将黏合剂层的厚度设置为 0.2 mm 。上皮肤模型的底表面通过“系”约束与黏合剂层的上表面完全连接, 下皮肤的上表面与黏合剂层的底面之间同样施加“系”约束。将有限元模型上下宽度均为 5 mm 的长方体空间内所有单元全自由度分别耦合到 RP-1 和 RP-2 点, 对 RP-1 点施加位移来模拟单轴拉伸试验, RP-2 点完全固定约束。

2.3 二阶齿界面的渐进破坏行为

根据上述缝合界面数值模型的建立方法, 研究不同齿尖角度下皮肤缝合结构的界面损伤过程。图 8 显示了最大主应变随着外部载荷的增大而沿着界面集中分布的响应行为, 其中同一排中的四幅图用于描述同一齿尖角度 θ 在不同应变水平下的变形过程, 而同一列中的三幅图比较不同结构在相同应变水平下的变形状态。模拟结果表明, 随着外部载荷逐渐传递到粘接界面层, 损伤首先从两侧的边缘齿界面层开始产生, 当达到单元破坏应变时, 力向中间齿界面层传递。由于几何不连续性, 第二阶齿的自由边缘齿缺乏外部约束, 导致结构两侧产生翘曲。加载结束时, $30^\circ\text{-}2\text{-L}$ 试样的失效主要发生在两侧的边缘齿, $45^\circ\text{-}2\text{-L}$ 和 $60^\circ\text{-}2\text{-L}$ 试样的失效主要由于牙齿均匀脱出。通过对比分析不同齿尖角度的界面层破坏过程可以发现, 当损伤向中间齿界面层传递时, $30^\circ\text{-}2\text{-L}$ 试样因其较小的齿尖角度使得各齿之间的机械互锁性能优于较大的齿尖角度试样, 进而两侧齿持续受载产生较大的翘曲, 而 $45^\circ\text{-}2\text{-L}$ 和 $60^\circ\text{-}2\text{-L}$ 模型由于具有较差的机械互锁性能, 持续受载时界面层各个第二阶齿之间处于均匀脱离齿间的互锁状态。

对于正弦中心线的试样, 数值计算的最大主应变分布如图 9 所示。与直线中心线二阶齿结构的应变集中位置相同, 正弦中心线的试样损伤首先出现在两侧边缘齿, 达到最大损伤效应后向中间齿传递, 因此, 两侧齿中黏合剂层首先受到损害, 中间的第二阶齿由于机械互锁效应导致齿脱出会产生较大的应变。对比直线中心线二阶齿界面可以发现, 正弦中心线二级齿由于中心线弯曲使其两侧斜角 β'_{2L} 和 β'_{2R} 的值不同, 施加在单个牙

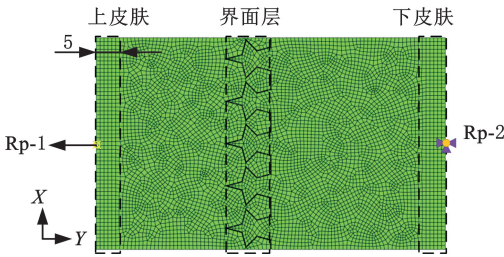


图 7 $30^\circ\text{-}2\text{-L}$ 结构有限元模型

Fig.7 Finite element model of $30^\circ\text{-}2\text{-L}$ structure

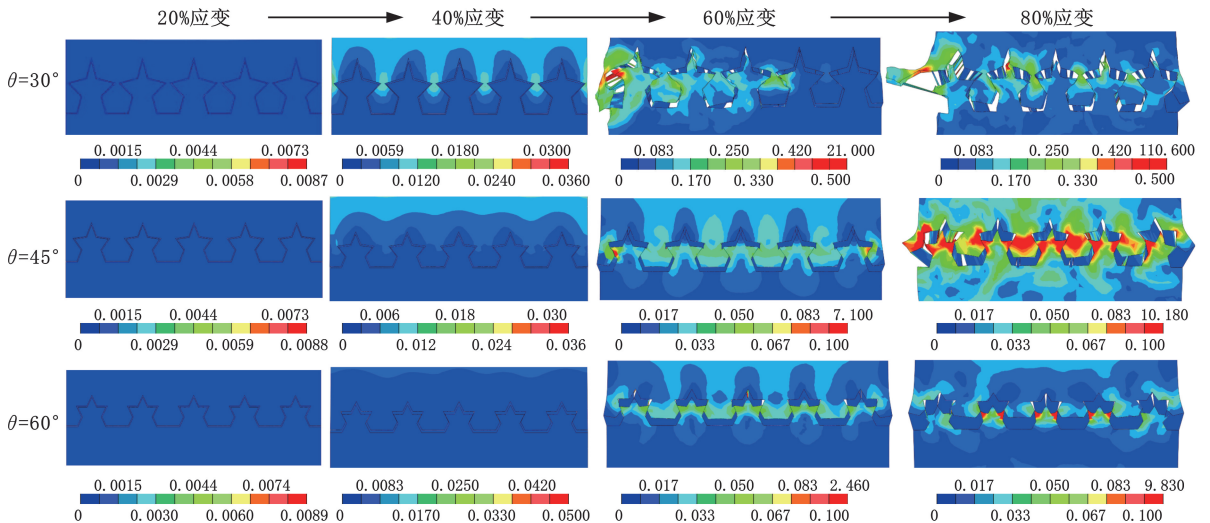


图 8 直线中心线各结构应变分布结果

Fig.8 Strain distribution results of each structure in linear center line

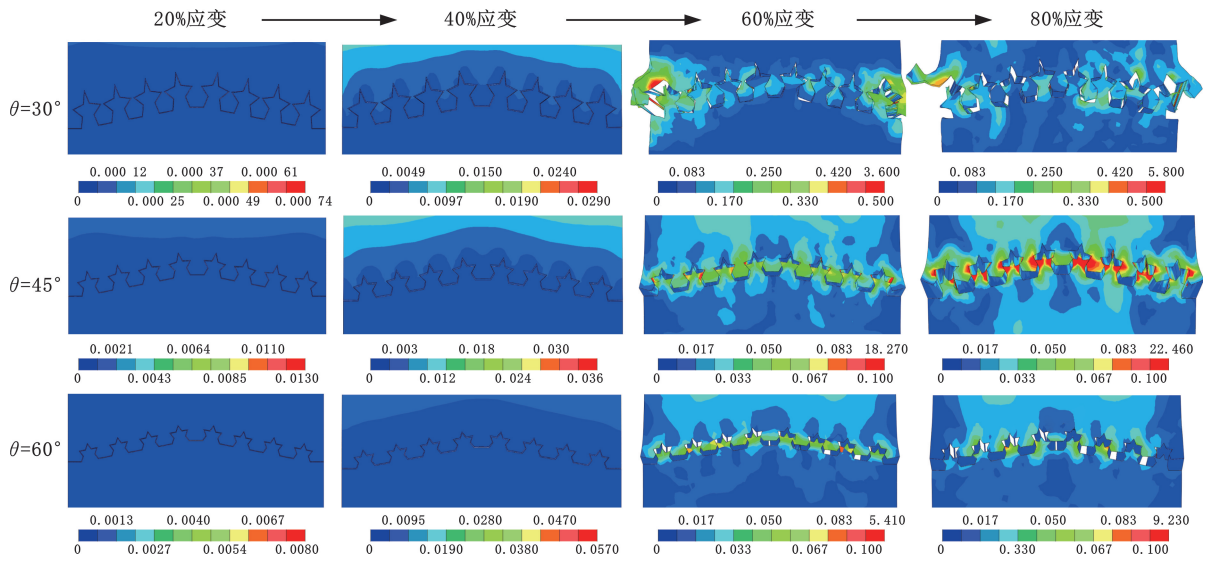


图 9 正弦中心线各结构应变分布结果

Fig.9 Strain distribution results of each structure in sinusoidal center line

齿两侧的力不对称,导致沿界面的应力分布不均匀,中心线上不同位置的齿可能会相继屈服。正由于沿中心线的不均匀应力分布,导致模型受外部载荷过程中,通过分形诱导接触和机械互锁使皮肤缝合界面获得了额外的断裂韧性。数值模拟结果表明,对于二阶缝合界面,齿尖角度和中心线配置会影响其破坏过程和承载能力。通过控制参数可以优化缝合界面的力学性能。

3 缝合界面拉伸性能敏感因素的影响研究

3.1 DIC 系统搭建与应变求解验证

数字图像相关(DIC)是一种基于双目成像系统的非接触全场应变测量技术,其原理是在试件表面制作随机散斑作为相机跟踪识别载体,通过高速相机连续拍摄试件变形过程来跟踪识别散斑运动,获取试件运动过程的位移变形信息,进而得到试件表面应变分布。

为获取皮肤缝合结构拉伸变形后的全场应变信息,本文通过单轴拉伸结合 DIC 全场应变测量系统对各缝合结构进行拉伸破坏行为研究,搭建图 10 所示的 DIC 全场应变测量系统,它主要由双目视觉拉伸平台(图 10a)和全场应变测量系统(图 10b)组成,其中双目视觉拉伸平台主要包括 CTM2500 万能材料试验机、曼富图三脚架、Point Grey 双目相机和一组无温单色补光灯,全场应变测量系统包括 VIC-Snap 相机采集软件、VIC-3D 应变求解系统和 DAQ 数据同步采集盒。图 10c 所示为 VIC-3D 应变求解系统中的虚拟求解器,通过捕捉拉伸过程中随机散斑的位置变化可以得到缝合界面表面应变分布状态。基于上述搭建的

DIC 全场应变测量系统,采用 CTM2500 万能试验机对皮肤试样进行单轴拉伸,每个试样拉伸至 30 mm 停止。双目视觉拉伸平台用于捕捉皮肤试样拉伸过程中的形貌变化,随后利用 VIC-3D 应变求解系统对试样数据进行求解分析。



(a) 双目视觉拉伸平台 (b) 全场应变测量系统



(c) 虚拟求解器

图 10 DIC 全场应变测量系统

Fig.10 DIC full-field strain measurement system

图 11 显示了 30°-2-L 试样随外部载荷增大的变形和渐进破坏过程,与数值模拟结果一致,由结构拉伸至位移为 6 mm 时的应变分布云图(图 11a)可以看出,损伤首先在两侧齿的粘胶层中产生,边缘齿层胶合单元达到最大破坏应变时胶合失效产生,力从两侧向中间齿传递,由于二级齿几何干涉存在机械互锁,导致缝合处的变形继续增加,直到中间齿粘胶层断裂界面解除互锁状态,如图 11b~图 11d 所示。值得注意的是,30°-2-L 试样组态的应变分布是相对对称的,在受外界持续载荷作用的过程中,应变不会随机分布,其破坏行

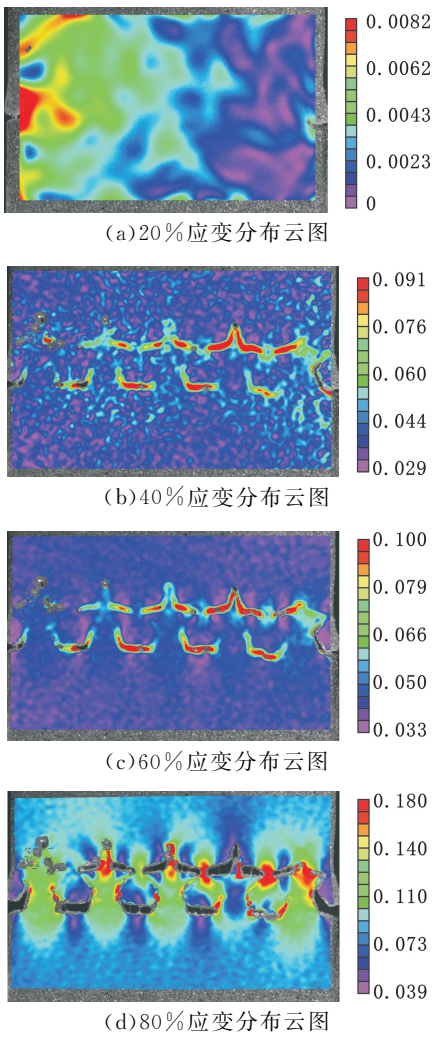


图 11 30°-2-L 试样界面破坏过程

Fig.11 Interface failure process of 30°-2-L sample

为表现为两侧齿的翘曲以及中间齿的均匀脱出。

3.2 齿尖角度的影响分析

在完成各个皮肤试样的单轴拉伸试验后,同步 DIC 捕捉拉伸过程中试样的形貌变化以及试验机应力-应变曲线信息。各个试样组态的皮肤缝合界面应力-应变曲线响应如图 12 所示。不同的齿尖角将导致不同的齿面倾角和不同粘接层上的接触面积,这将进一步影响界面处的正应力和剪应力之比,从而影响粘接层的承载能力。从图 12 中可以看出,各构型的皮肤缝合结构拉伸刚度随着齿尖角度的增大而呈现逐渐减小的趋势。对于所研究的缝合结构,齿尖角度越小,不仅承载载荷越大,而且结构能够承受更大的变形,这样的力学性能对皮肤缝合界面十分重要。究其原因较小的齿尖角使得黏合剂层与皮肤间的接触面积增大,从而导致具有相对较高的抵抗外部载荷的能力。

图 13 展示了 DIC 应变测量系统获取的直线中心线二阶齿各缝合结构拉伸至 24 mm 位移时

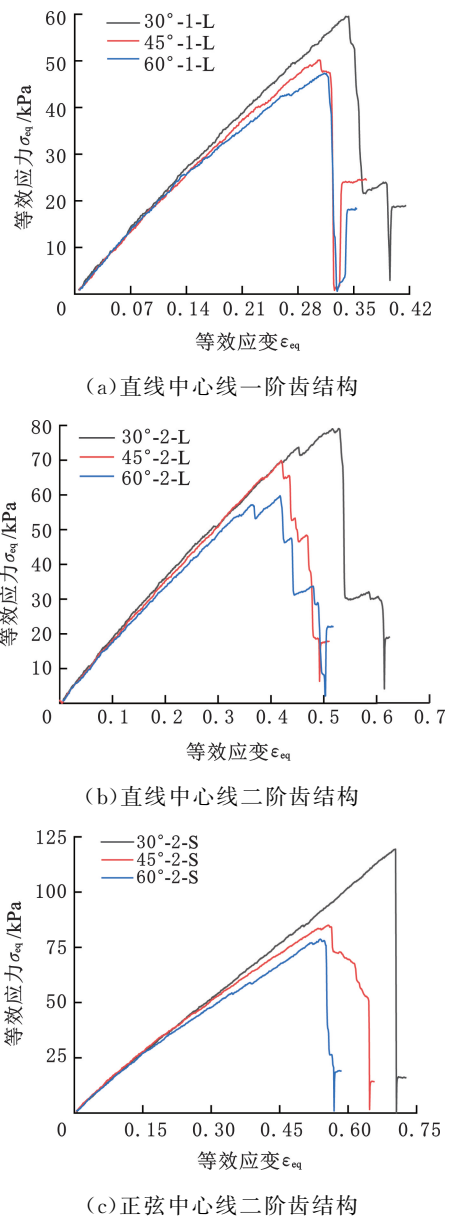
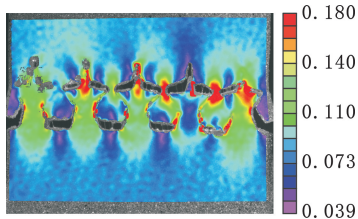


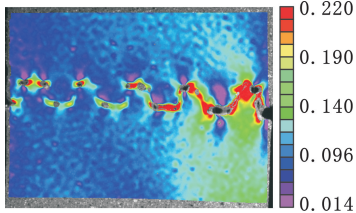
图 12 各缝合结构单轴拉伸应力-应变曲线

Fig.12 Uniaxial tensile stress-strain curves of each stitched structure

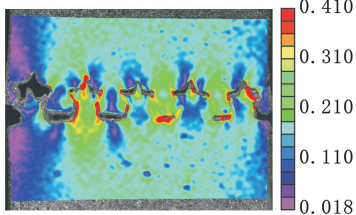
的应变分布云图,对比三种齿尖角度缝合结构应变云图可以看出,拉伸至相同位移下, $\theta = 30^\circ$ 时结构整体表面应变较小,各齿间呈现互锁状态,最大应变为 0.18,出现在中间二级齿粘接层处; $\theta = 60^\circ$ 时缝合结构的最大应变最大(为 0.41),且 $\theta = 45^\circ$ 和 $\theta = 60^\circ$ 时两侧齿已经开始脱落,相对于 $\theta = 30^\circ$ 时的缝合结构表现出较差的机械互锁性能。这与上述应力-应变曲线响应分析一致,较小的齿尖角度使得更多的皮肤受粘接层连接,从而可以抵抗更大的外部载荷。此外,当 $\theta = 60^\circ$ 时,由于结构整体互锁性能较差,并且模型的制作和载荷方向存在一定误差,使得该结构未等中间第二阶齿产生互锁反应,左侧边缘粘接界面层便率先失效,进而导致边缘第二阶齿脱落。



(a) 30°-2-L 试样 80%应变分布云图



(b) 45°-2-L 试样 80%应变分布云图



(c) 60°-2-L 试样 80%应变分布云图

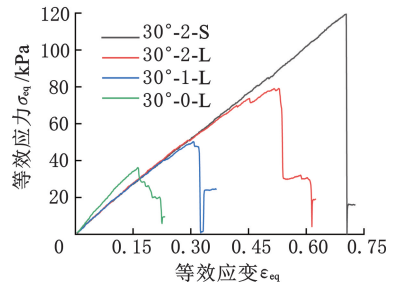
图 13 各二阶齿结构表面应变分布 DIC 计算结果

Fig.13 DIC calculation results of strain distribution on the surface of each second-order tooth structure

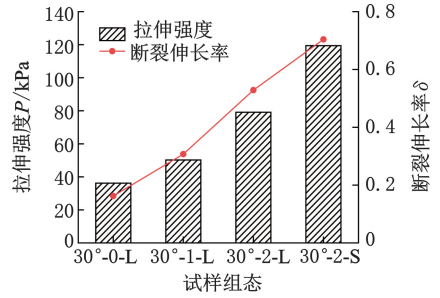
3.3 锯齿分形阶数的影响分析

为研究分层阶数对缝合界面失效过程和承载能力的影响,本节考虑具有相同的一阶齿尖角 $\theta=30^\circ$ 的分形缝合结构。图 14a 比较了 $A=0$ 下 K_0 、 K_1 、 K_2 三种分级顺序结构以及 $A\neq 0$ 下 K_2 结构的应力-应变曲线,其中 K_0 表示未分形的直线平坦缝合界面。对于 $A=0$ 的配置,缝合结构随着分形阶数的增加可呈现更优的拉伸性能,其中 K_2 结构表现出最高的拉伸强度, K_0 结构在界面受载初期拥有更佳的抗变形能力,然而 K_0 结构的拉伸强度以及断裂伸长率均远小于分形后的锯齿缝合结构,如图 14b 所示。此外,对于 $A\neq 0$ 的配置,结构可表现出最佳的抗拉能力,但应力-应变曲线显示出第二阶齿在达到峰值形变后载荷会突然减小,即结构显示出脆性断裂行为,而直线中心线二阶齿显示出延性断裂行为。比较三个分形等级顺序,未分形与一阶分形缝合界面的峰值载荷处于较低水平,这是由于平坦界面及一阶分形界面缺乏几何互锁性能导致的,而具有直线中心线的二阶分形缝合界面不仅具有高拉伸强度,而且具有较好的延展性。

为直观地表征锯齿分形阶数对皮肤缝合界面拉伸变形的影响规律,比较了 DIC 求解系统分析



(a) 各分形结构单轴拉伸曲线



(b) 各分形结构拉伸性能表征

图 14 各分形结构拉伸性能数据图

Fig.14 Tensile properties data of each fractal structure 得到的直线中心线一阶锯齿形结构以及二阶锯齿形结构拉伸至 24 mm 位移时的应变分布情况。结合图 13a 及图 15 可以看出,二阶齿界面结构整体表面应变较小,最大应变为 0.18,出现在中间齿粘接层处;一阶齿下缝合结构的最大应变较大(为 0.43)。分析缝合结构表面应变分布特征可知,第一阶齿皮肤缝合结构缺少第二阶齿间的机械互锁性能,仅靠齿间粘接层连接导致锯齿脱落速度快于第二阶齿缝合结构的锯齿脱落速度。这表明锯齿界面的分形结构能够较好地抵抗外部载荷。

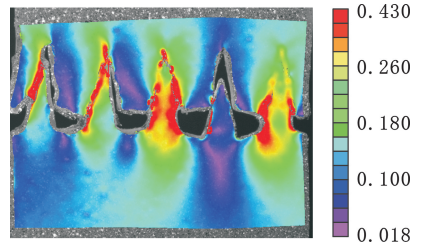


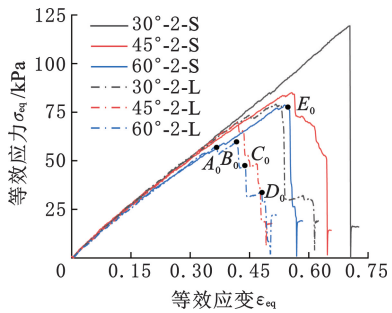
图 15 30°-1-L 试样 80%应变分布云图

Fig.15 Cloud image of 80% strain distribution of 30°-2-L sample

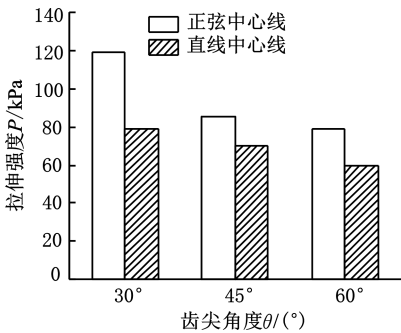
3.4 中心线效应的影响分析

图 16a 比较了 $A=0$ 及 $A\neq 0$ 各试样实验测量的应力-应变曲线,可以看出,各个齿尖角度下正弦中心线分布的皮肤界面具有更好的拉伸性能,而直线中心线分布的缝合结构表现出一定的延展性。分析比较齿尖角为 60° 下两种结构的力学响应, 60° -2-S 试样在载荷达到断裂点 E_0 后界面迅速破坏,而 60° -2-L 试样在载荷达到初始断

裂点 A_0 后依然展现出抵抗外部载荷的能力, 经过 B_0 、 C_0 、 D_0 三点峰值载荷后完全破坏。由图 16b 可以看出, 各缝合结构的拉伸强度在 59.76~119.39 kPa 范围内, 且随着齿尖角度的增大, 拉伸强度减小, 正弦中心线对皮肤缝合界面的抗拉性能影响显著, 与数值模拟结果一致。由于中心线弯曲, 左右倾斜角的值不同, 因此施加在缝合结构两侧的力不对称, 在某一侧倾斜角度可能小于休止角度, 导致相邻的两个齿可能会滑动, 界面会受到压剪载荷。而在另一侧倾斜角度可能大于休止角度, 从而导致自锁, 正弦中心线上的局部互锁结构使得其承受更大的外部载荷。



(a) 各结构单轴拉伸曲线

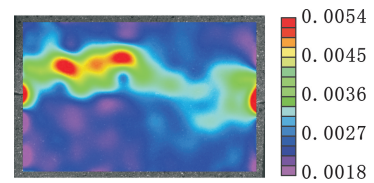


(b) 各结构拉伸强度

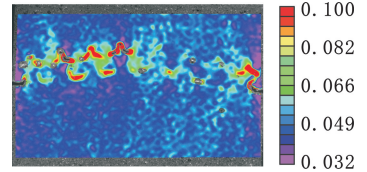
图 16 各二阶齿结构实验数据

Fig.16 Experimental data of each second-order tooth structure

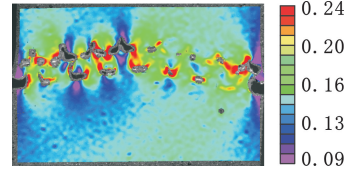
图 17 所示为 30° -2-S 以及 60° -2-S 结构单轴拉伸下的应变分布情况, 与上述直线中心线缝合结构类似, 该类结构同样展现出损伤从两侧齿向中间齿传递的破坏过程。拉伸至 26 mm 位移时, $\theta=30^\circ$ 结构表面的最大应变较小, 最大为 0.24; $\theta=60^\circ$ 结构表面的最大应变较大, 最大为 0.719。与直线中心线二阶齿结构相比, 由于正弦中心线弯曲导致施加在缝合结构两侧的力不对称, 局部的自锁使得沿界面的应力分布是不均匀的, 正弦中心线上不同位置的齿可能会相继屈服, 而沿中心线的不均匀应力分布使结构通过分形诱导接触和机械互锁获得了额外的拉伸强度。



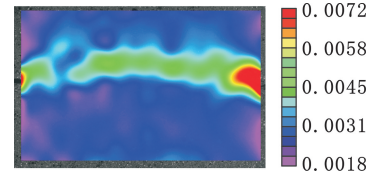
(a) 30° -2-S 试样 20% 应变分布云图



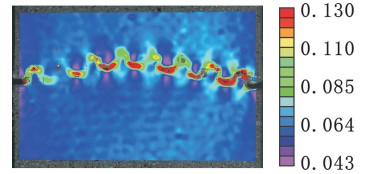
(b) 30° -2-S 试样 60% 应变分布云图



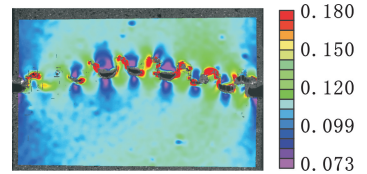
(c) 30° -2-S 试样 80% 应变分布云图



(d) 60° -2-S 试样 20% 应变分布云图



(e) 60° -2-S 试样 60% 应变分布云图



(f) 60° -2-S 试样 80% 应变分布云图

图 17 各正弦中心线结构表面应变分布 DIC 计算结果

Fig.17 DIC calculation results of strain distribution on the surface of each sinusoidal centerline structure

4 分形缝合界面拉伸强度的参数映射模型

基于上述分形互锁皮肤界面拉伸性能敏感因素影响规律研究, 以实现提高皮肤缝合界面拉伸性能为目标, 综合考虑影响界面拉伸性能的多个因素及其作用机制, 确定缝合界面性能最佳的结

构为较小齿尖角度的正弦中心线二阶锯齿形结构。在创面愈合初期,直线中心线的二阶齿结构因其良好的延展性可以促进伤口愈合,考虑到临床实际皮肤的游离切割难度受创面部位、创面边缘皮肤损伤程度等一系列因素影响,对临床易切割的创面可采用正弦二阶齿形界面,而在切割难度较大的实际手术中可采用直线中心线分布的二阶齿界面。

为映射各参数对皮肤缝合界面力学性能的影响程度,分别计算试验所得各缝合结构的拉伸强度。如图 18 所示,中心线效应对皮肤界面结构拉伸强度的影响显著,其中 2-S 结构界面有最大的拉伸强度。此外,较小的齿尖角度对缝合结构的拉伸强度也有所增大作用。进一步表明界面结构性能最佳的参数为较小齿尖角度的正弦中心线二阶锯齿形结构。在临床实际皮肤伤口缝合术后,伤口受外界载荷作用下锯齿分形互锁结构有着明显的优势,更利于提高创面愈合率。

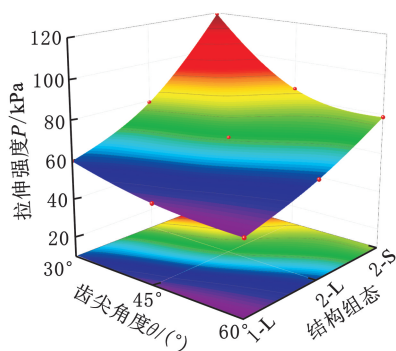


图 18 各参数与拉伸强度映射关系

Fig.18 Mapping relationship between each parameter and tensile strength

5 结论

1)考虑分形皮肤缝合界面结构的特点,设计了不同齿尖角度的直线中心线一阶齿、二阶齿以及正弦中心线二阶齿缝合结构,并利用仿皮肤材料制备了各种类型的皮肤缝合结构试样。

2)二阶齿皮肤缝合界面的拉伸破坏行为表现为损伤从两侧齿粘接层逐渐向中间齿界面层传递,载荷传递过程中,二级齿处于机械互锁状态直至中间齿界面层失效或二级齿脱出。正弦中心线二阶齿拥有更好的拉伸强度,但其延展性能弱于直线中心线二阶齿的延展性能。

3)皮肤缝合结构的拉伸性能受齿尖角度、分形阶数以及中心线分布形式共同作用,各类型缝合界面抗拉性能均随着齿尖角度的增大呈现下降趋势,同时分形阶数的增加以及正弦中心线效应

有利于提高缝合界面的拉伸强度。

4)考虑影响分形皮肤缝合界面拉伸性能的敏感因素,可以通过微小的参数变化精确控制术后缝合伤口的愈合需求。此外,所提出的缝合界面分析模型及方法可以作为设计各种界面的重要工具,用于特定应用中的优化设计。

参考文献:

- [1] JIANG L P, WANG Q B. Clinical Application of Medical Adhesive in Endovascular Embolization Treatment of Peripheral Pseudoaneurysm[J]. Journal of Clinical Imaging Science, 2024, 14(2): 1-7.
- [2] 朱雪红, 杨海明. 医用粘合剂体表切口封闭性能研究[J]. 中兽医学杂志, 2023(11):25-27.
ZHU Xuehong, YANG Haiming. Study on Sealing Performance of Body Surface Incision of Medical Adhesive[J]. Chinese Journal of Veterinary Medicine, 2023(11):25-27.
- [3] HANNELOR H, DIMTRI B, TANJA D, et al. Patients' Experiences with the Application of Medical Adhesives to the Skin: a Qualitative Systematic Review Protocol [J]. BMJ Open, 2023, 13(6): e073546-e073546.
- [4] 陈玉琴, 王晓萍, 张曦木. 用于皮肤伤口愈合的仿生天然产物的医用粘合剂研究进展[J]. 中国医疗美容, 2023, 13(1):49-52.
CHEN Yuqin, WANG Xiaoping, ZHANG Ximu. Research Progress of Medical Adhesives with Bionic natural Products for Skin Wound Healing[J]. Chinese Medical Cosmetology, 2023, 13(1):49-52.
- [5] 林栋梁, 许振东, 黄金龙, 等. 自制医用胶带对手汗症术后皮肤切口愈合及瘢痕的影响[J]. 中国卫生标准管理, 2023, 14(14):111-114.
LIN Dongliang, XU Zhendong, HUANG Jinlong, et al. Effect of Self-made Medical Tape on Skin Wound Healing and Scar after Operation for Skin Hidrosis[J]. Chinese Journal of Health Standard Management, 2023, 14(14):111-114.
- [6] MEHRAN P, SHAHNAM A, MAHMOOD K, et al. Pyloromyotomy in Hypertrophic Pyloric Stenosis: a Comparative Study between Supraumbilical Curved Skin Incision and Standard (Right Upper Quadrant) Skin Incision; Study in a Resource Limited Setting[J]. Open Access Surgery, 2020, 13:79-83.
- [7] QUIRING K, LORIO M P, LEON J F R, et al. Patient Perceptions of Paramedian Minimally Invasive Spine Skin Incisions[J]. Journal of personalized medicine, 2023, 13(6):1-11.
- [8] LI Y, ORTIZ C, BOYCE M C. Stiffness and

- Strength of Suture Joints in Nature[J]. Physical Review E, 2011, 84:062904.
- [9] HUANG L, GAO X, SU T, et al. Vertical Platysma Myocutaneous Flap Reconstruction for Oral Defects Using Three Different Incision Designs: Experience with 68 Cases [J]. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2018, 47(3):324-329.
- [10] 朱恒光, 武彪, 曾锦生, 等. 弧形辅助放射状皮肤切口联合腺体瓣转移技术在乳腺癌保乳手术中的应用[J]. 实用癌症杂志, 2014, 29(5):577-579.
ZHU Hengguang, WU Biao, ZENG Jinsheng, et al. Application of Arc-shaped Assisted Radial Skin Incision Combined with Glandular Flap Transfer Technique in Breast Conserving Surgery for Breast Cancer[J]. Journal of Applied Cancer, 2014, 29(5):577-579.
- [11] DIEGO B L, JINGJIE Y, ANNA T, et al. Multi-scale Modeling of Silk and Silk-based Biomaterials: a Review [J]. Macromolecular Bioscience, 2019, 19(3):1-9
- [12] LIU Z, ZHANG Z, RITCHIE O R. Interfacial Toughening Effect of Suture Structures[J]. Acta Biomaterialia, 2020, 10(2):1-26.
- [13] BERMEJO R, DANIEL R, SCHUECKER C, et al. Hierarchical Architectures to Enhance Structural and Functional Properties of Brittle Materials [J]. Advanced Engineering Materials, 2017, 19(4):1-15.
- [14] WEI H, DAVID R, JAE-YOUNG J, et al. Multi-scale Toughening Mechanisms in Biological Materials and Bioinspired Designs[J]. Advanced materials, 2019, 31(43):1-37.
- [15] SULLIVAN N T, HUNG T, VELASCO-HOGAN A, et al. Bioinspired Avian Feather Designs [J]. Materials Science Engineering C, 2019, 10:1-46.
- [16] GU G X, TAKAFFOLI M, BUEHLER M J. Hierarchically Enhanced Impact Resistance of Bioinspired Composites[J]. Advanced Materials, 2017, 29(28):1-7.
- [17] JIA Z, WANG L. 3D Printing of Biomimetic Composites with Improved Fracture Toughness [J]. Acta Materialia, 2019, 17(3):1-36.
- [18] GAO C, LI Y. Mechanical Model of Bio-inspired Composites with Sutural Tessellation [J]. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 2018, 12(2):1-28.
- [19] 陈立锋, 李奇, 蔡志华, 等. 考虑两粗糙面分形特性的接触模型[J]. 中国机械工程, 2015, 26(20):2740-2745.
CHEN Lifeng, LI Qi, CAI Zhihua, et al. Contact Model Considering Fractal Characteristics of Two Rough Surfaces [J]. China Mechanical Engineering, 2015, 26(20):2740-2745.
- [20] 陈奇, 赵韩, 黄康, 等. 分形理论在齿轮接触应力分析中的应用研究[J]. 中国机械工程, 2010, 21(9):1014-1017.
CHEN Qi, ZHAO Han, HUANG Kang, et al. Application of Fractal Theory to Gear Contact Stress Analysis [J]. China Mechanical Engineering, 2010, 21(9):1014-1017.
- [21] 周磊, 王世斌, 李林安, 等. 皮肤力学的研究进展 [J]. 实验力学, 2020, 35(6):955-969.
ZHOU Lei, WANG Shibin, LI Linan, et al. Advances in Skin Mechanics [J]. Journal of Experimental Mechanics, 2020, 35(6):955-969.
- [22] SPARKS J L, VAVALLE N A, KASTING K E. Use of Silicone Materials to Simulate Tissue Biomechanics as Related to Deep Tissue Injury [J]. Advances in Skin & Wound Care, 2015, 28(2):59-68.
- [23] CAO Y, WANG W, WANG J, et al. Experimental and Numerical Study on Tensile Failure Behavior of Bionic Suture Joints [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2019, 9(2):40-49.

(编辑 胡佳慧)

作者简介:徐林龙,男,2000年生,硕士研究生。研究方向为逆向工程、界面力学等。发表论文1篇。E-mail:xulinlong2202@163.com。纪小刚*(通信作者),男,1977年生,教授。研究方向为逆向工程、计算机辅助设计技术、柔弹性材料增材制造。发表论文40余篇。E-mail:bhearts@jiangnan.edu.cn。

本文引用格式:

徐林龙,纪小刚,李华彬,等.分形互锁设计的皮肤缝合界面拉伸破坏行为研究[J].中国机械工程,2025,36(7):1442-1452.
XU Linlong, JI Xiaogang, LI Huabin, et al. Research on Tensile Failure Behaviors of Skin Suture Interfaces with Fractal Interlock Design [J]. China Mechanical Engineering, 2025, 36(7):1442-1452.