

文章编号: 1001-4888(2024)03-0305-10

数字图像相关法的皮瓣减张缝合方法研究*

李华彬¹, 纪小刚^{1,2}, 孙榕¹, 温广全¹

(1. 江南大学 机械工程学院, 江苏无锡 214122; 2. 江苏省食品先进制造装备技术重点实验室, 江苏无锡 214122)

摘要: 为研究不同局部皮瓣缝合方式对皮瓣缝合应变的影响, 确定局部皮瓣缝合最佳方案, 开展了仿生皮肤缝合大变形场的实验测量与表征技术研究。首先, 搭建非接触全场应变测量系统, 获取准静态单轴拉伸实验下仿生皮肤材料的超弹性本构关系; 然后, 通过数字图像相关系统进行仿生皮肤缝合实验, 研究旋转、推进和换位3种缝合方式对伤口缝合后皮瓣缝合力的影响, 获取皮瓣缝合后的位移场和应变场, 分析了缝合线附近应变集中效应; 最后, 基于仿生皮肤材料 Mooney-Rivlin 超弹性本构关系, 定量求解皮瓣缝合区 Von Mises 等效应力。结果表明, 3种皮瓣缝合方式中旋转式缝合展现出最好的缝合性能, 缝合区最大应力最小, 且随着伤口直径增大, 最大应力减小; 皮瓣缝合后应力集中在伤口缝合线附近。本文还进一步讨论了缝合张力对伤口缝线周边区域应变集中的影响, 研究结果可为局部皮瓣整形缝合术前减张方案提供参考依据。

关键词: 皮瓣缝合; 数字图像相关法; 仿生皮肤材料; 生物力学; 缝合应力

中图分类号: Q66 **文献标识码:** A **DOI:** 10.7520/1001-4888-23-132

0 引言

皮肤损伤的外科重建需要有精准的方案, 以达到所需的创面愈合效果, 从而保持愈合后的正常生理功能^[1]。皮瓣缝合过程中产生的过度张力会导致恢复效果和功能不佳, 因此手术导致的皮肤变形和机械负荷一直是临床医学关注的问题^[2]。然而, 在实际临床手术中, 由于无法直接测量创面缝合变形产生的缝合应力, 所以外科医生主要依靠临床经验来评估缝合方案, 而严重依赖临床医生的主观意识和经验, 具有较大的偶然性。

近年来, 局部创面重建手术案例急剧增加, 如烧伤、擦伤、皮肤癌变、黑色素瘤以及局部整形等, 其治疗形式主要采用局部皮瓣切割手术^[3]。局部皮瓣因其具有与相邻皮肤相同的颜色、供血结构和相似的生理组织, 有利于局部伤口皮瓣的愈合, 是一种常用于局部创面皮肤损伤修复的手术方法。针对皮肤修复缝合方式, 国内外学者进行了相关研究^[4-7]。在实际临床中, 常用于局部创面修复手术缝合的方法有推进式、旋转式和换位式3种^[8-9], 术后皮瓣产生的缝合应力是影响伤口愈合的主要因素之一, 缝合线处的过度张力会导致皮瓣伤口并发症和伤口纤维化^[10-11]。为了选定适用于不同创面的修复手术方案, 优化创面缝合方法几何参数, 确定针对不同创面的最优实验方案, 需要获得皮瓣在缝合后的形貌变化及应力分布情况。

临床环境下皮瓣缝合过程的软组织力学性能无法通过传统的接触测量方式获得。随着非接触光学测量技术的发展, 数字图像相关法(Digital Image Correlation, DIC)得到了迅猛发展^[12-16]。DIC因其非接触、全场化、普适性等优点, 在软组织材料和医学生物力学测量领域运用广泛^[17]。如 GIBBONS

* 收稿日期: 2023-06-27; 修回日期: 2023-08-09

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

通信作者: 纪小刚(1977-), 男, 博士, 教授。主要从事逆向工程方向研究。Email: bhearts@jiangnan.edu.cn

等^[18]结合 DIC 技术,研究了皮瓣组织厚度和旋转角度对转位皮瓣内枢轴约束的影响。

本文基于自主搭建的 DIC 应变测量系统,以仿生皮肤材料为实验对象,针对不同缝合方式进行模拟皮瓣缝合实验,获取伤口缝合后的皮瓣应变场分布云图,以探究不同缝合方式对皮瓣整体应变的影响规律,优选局部皮瓣缝合最佳方案。本文还试图通过 DIC 系统,定量求解缝合部位应变集中点的最大应力,以为临床术前指导方案提供可靠的力学参考数据。

1 数字图像相关应变测量系统搭建

三维数字图像相关法是一种结合双目视觉系统进行形变测量的高精度非接触式测量技术。该方法

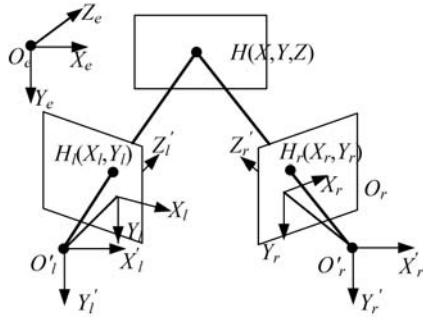


图1 双目视觉原理示意图^[15]

Fig.1 Schematic diagram of binocular visual principle^[15]

通过被测物表面散斑识别,获得被测物体形貌变化信息,分析变形前后图像区域的感兴趣灰度值信息进行匹配识别,进而获得被测物体表面三维位移和应变分布^[12,14]。

1.1 双目视觉系统及相机内外参数标定

双目视觉系统是一种立体几何成像技术,其原理是通过 2 个空间坐标已知的相机在不同方位同步拍摄被测对象几何信息,求解被测对象的三维空间坐标^[15],其原理示意图如图 1 所示。

双目成像系统主要包括世界坐标系 O_e 、相机坐标系 O' 和成像坐标系 O 。定义左相机坐标系为 O'_l , 成像坐标系为 O_l , 焦距为 f_l ; 右相机三维坐标系为 O'_r , 成像坐标系为 O_r , 焦距为 f_r 。根据双目相机成像规律,左相机坐标系 O'_l 与右相机坐标系 O'_r 间的空间转换关系可用转换矩阵 $[\mathbf{R} | \mathbf{T}]$ 表示为

$$\begin{bmatrix} X'_r \\ Y'_r \\ Z'_r \end{bmatrix} = [\mathbf{R} | \mathbf{T}] \begin{bmatrix} X'_l \\ Y'_l \\ Z'_l \\ 1 \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos\varphi\cos\theta & \sin\varphi\cos\theta & -\sin\theta \\ -\sin\varphi\cos\phi + \cos\varphi\sin\theta\cos\phi & \cos\varphi\cos\phi + \sin\varphi\sin\theta\sin\phi & \cos\theta\sin\phi \\ \sin\varphi\cos\phi + \cos\varphi\sin\theta\cos\phi & -\cos\varphi\cos\phi + \sin\varphi\sin\theta\sin\phi & \cos\theta\cos\phi \end{bmatrix}, \quad \mathbf{T} = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中: X'_l, Y'_l, Z'_l 为坐标系 O'_l 的三维坐标; X'_r, Y'_r, Z'_r 为坐标系 O'_r 的三维坐标; \mathbf{R}, \mathbf{T} 分别为两坐标系间的旋转矩阵和平移矩阵; θ, ϕ, φ 为左右相机坐标系的三坐标轴夹角分量; t_x, t_y, t_z 为两坐标系间的平移分量。

假定被测物世界坐标系与左相机坐标系重合,即 $H(X, Y, Z)$ 可表示为 $H'_l(X'_l, Y'_l, Z'_l)$, 基于式(1)可推导出点的三维坐标如下:

$$X = \frac{ZX_l}{f_l} \quad (2)$$

$$Y = \frac{ZY_l}{f_l} \quad (3)$$

$$Z = \frac{f_l(f_r t_y - X_r t_z)}{Y_r(r_7 X_l + r_8 Y_l + f_l r_9) - f_r(r_4 X_l + r_5 Y_l + f_l r_6)} \quad (4)$$

通过双目相机内外参数标定,确定左右相机空间转换关系和相机成像焦距 f , 可完成物体三维空间成像,进而通过 DIC 全场应变测量系统求解物体形变和应变信息。

1.2 立体匹配算法

在完成双目系统标定之后,即可通过双目成像技术确定被测物体空间三维坐标。由立体匹配相关函数算法,实时跟踪图像变形后散斑点位置信息,并基于相关算法匹配结果,确定运动后的散斑点坐标,

进而求解物体成像点的形变信息。其匹配算法原理如图 2 所示, $P(x_0, y_0)$ 为右相机图像参考子区任意点(对应于左相机子区图像点 $P_l(x_{l0}, y_{l0})$), 变形后在图像中选取若干相同子区进行匹配, 根据匹配相关系数的计算结果, 确定真实子区对应点 $P'(x'_0, y'_0)$, 进而确定点在 x 和 y 方向的位移。

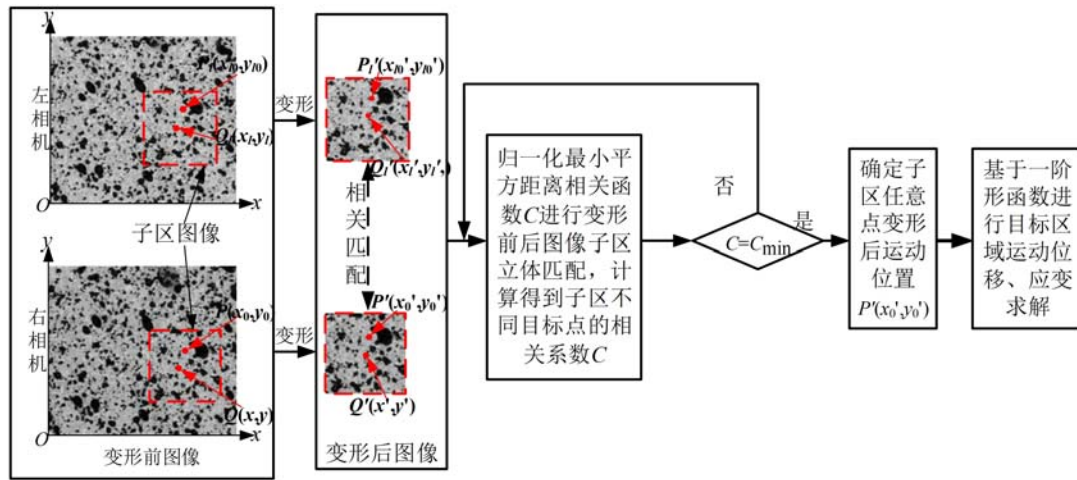


图 2 立体匹配原理流程图

Fig. 2 Flow chart of stereo matching principle

考虑到相关函数的选择应具备简单性、可靠性、抗干扰性, 本文选择归一化最小平方距离相关函数, 其表达式为

$$C = \sum \left[\frac{f - \bar{f}}{\sqrt{\sum (f - \bar{f})^2}} - \frac{g - \bar{g}}{\sqrt{\sum (g - \bar{g})^2}} \right]^2 \quad (5)$$

式中: f 为被测物体图像子区变形前的灰度值; g 为被测物体变形后图像子区的灰度值; \bar{f} 、 \bar{g} 分别为子区图像变形前后的平均灰度值。

对比变形前的图像子区, 变形后目标子区的中心位置和形状均会发生变化。变形前参考图像子区中心点 $Q(x, y)$ 与变形后目标图像子区点 $Q'(x', y')$ 之间存在一定的函数转换关系, 本文选用一阶形函数来描述, 其表达式为

$$\begin{cases} x' = x_0 + \Delta x + u + u_x \Delta x + u_y \Delta y \\ y' = y_0 + \Delta y + v + v_x \Delta x + v_y \Delta y \\ u_x = \frac{\partial u}{\partial x}, u_y = \frac{\partial u}{\partial y}, v_x = \frac{\partial v}{\partial x}, v_y = \frac{\partial v}{\partial y} \end{cases} \quad (6)$$

式中: Δx 和 Δy 为点 $Q(x, y)$ 到点 $P(x_0, y_0)$ 的初始坐标差; u 和 v 为参考子区中心在 x 、 y 方向上的运动距离; u_x 、 u_y 、 v_x 、 v_y 为图像子区的位移一阶导数。

基于上述相关函数的立体匹配算法原理, 即可通过构建的双目立体系统求解皮瓣缝合过程的三维形变信息, 结合 DIC 全场应变求解系统, 从而实现对皮瓣缝合形变位移及应变场的建立与观测。

2 皮瓣缝合应力表征

2.1 仿生皮肤材料力学参数获取方法

人造仿生皮肤材料因其易于使用、经济高效的性质和再现性, 且能够有效模拟深层皮下组织的应力和应变的生物力学条件, 常被用于研究人类皮肤组织临床医学和生物力学的实验中^[18-19]。考虑到缝合方式的运用场景及实验的可行性, 且无法获取真实皮肤材料, 因此选择仿生皮肤材料代替真皮进行皮瓣缝合实验^[20]。本文实验选用北京医教科技公司生产的用于肢体部位的商用仿生皮肤材料, 厚度为 2.5mm; 因其具有仿人体皮肤的非线性超弹性力学特性, 因此选用 Mooney-Rivlin 超弹性本构模型表征其应力应变关系^[21]。其二项式应变能密度函数及 Cauchy 应力与应变能密度函数之间的关系见式(7)和式(8):

$$W_M = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (7)$$

$$\sigma = 2(\lambda^2 - \lambda^{-1}) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (8)$$

式中: C_{10} 、 C_{01} 为需拟合参数; I_1 、 I_2 为应变不变量; λ 为伸长率。单轴拉伸中应变不变量 I_1 、 I_2 与伸长率 λ 关系为

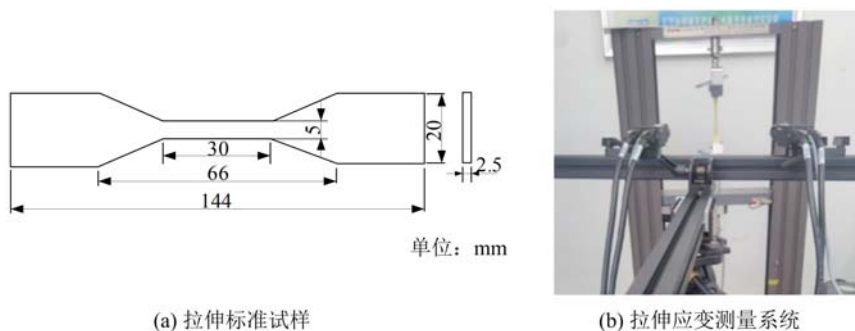
$$I_1 = \lambda^2 + 2\lambda^{-1} \quad (9)$$

$$I_2 = \lambda^{-2} + 2\lambda \quad (10)$$

由单轴拉伸实验中伸长率和真实应变的关系,联立式(7)~(10)得到该应变能模型下真实应力 σ 和应变 ϵ 的关系见式(11):

$$\sigma = 2(e^{2\epsilon} - e^{-\epsilon})(C_{10} + C_{01}e^{-\epsilon}) \quad (11)$$

参照国家标准 GB/T 528-2009 制作图 3(a)所示的拉伸试样,结合本课题组搭建的非接触全场应变测量系统(图 3(b)),使用 CTM2500 万能材料试验机(最大荷重 10kN;荷重精度 $\pm 0.01\%$;位移分辨率 $0.03\mu\text{m}$)对试样进行单轴拉伸实验。



(a) 拉伸标准试样

(b) 拉伸应变测量系统

图 3 仿生皮肤材料单轴拉伸实验

Fig. 3 Uniaxial tensile test of bionic skin materials

实验图像由 Point Grey 公司的中速相机 GTL-CL-22C5M 进行拍摄,使用 Correlated Solutions 公司的非接触全场应变测量系统 VIC-3D 对试件表面散斑信息进行识别分析,以获取拉伸试件表面的位移和应变场,并通过光学虚拟引伸计进行拉伸实验应变计算。

实验过程中,首先通过数据采集盒(Data Acquisition, DAQ)完成应变数据与试验机载荷信号同步采集;然后,通过应变分析软件采集到的应变信息,结合万能试验机的应力信息,获取试件准静态拉伸实验下的应力应变曲线;最后进行参数拟合,确定材料应力应变本构参数。为保证实验数据准确,避免数据偶然误差,进行 3 次重复拉伸实验。

此外,实验通过与未使用 DIC 虚拟引伸计的传统拉伸实验数据进行差异性对比,以确定搭建的 DIC 应变测量系统的准确性。

2.2 缝合应力定量求解

实际工程中,多轴应力状态下的强度计算难以通过考虑单一方向强度准则判断,往往受多个复杂应力共同影响。对于此类问题,采用等效应力准则将多轴应力响应等效转变为单一应力,是一条简单而有效的途径。如 Von Mises 等效应力准则,其应力函数表达式如下:

$$\sigma_s = \sqrt{\boldsymbol{\sigma}^T \mathbf{Q} \boldsymbol{\sigma}} \quad (12)$$

式中: σ_s 为三维等效应力; $\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3]^T$; $\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} 1 & -1/2 & -1/2 \\ -1/2 & 1 & -1/2 \\ -1/2 & -1/2 & 1 \end{bmatrix}$, $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ 为物体所受 3 个方向的主应力。

本文基于 DIC 子区形函数应变求解原理,结合皮瓣缝合材料超弹性应力应变本构关系(式(11)),根据材料力学中的平面应力状态求解方法,计算缝合点在 x 、 y 方向上的正应力,采用二维 Von Mises 应力等效准则,对皮瓣缝合作用下的缝合点进行等效应力求解。平面状态下的 Von Mises 应力函数表

达式如下：

$$\sigma_e = \sqrt{\boldsymbol{\sigma}^T \mathbf{Q}_e \boldsymbol{\sigma}} \tag{13}$$

式中： σ_e 为二维等效应力； $\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_x, \sigma_y]^T$ ； $\mathbf{Q}_e = \begin{bmatrix} 1 & -1/2 \\ -1/2 & 1 \end{bmatrix}$ ； σ_x, σ_y 为 x, y 方向上的正应力分量。

基于皮瓣缝合等效应力表征方法(式(13))，并考虑仿生皮肤材料为各向同性，结合其 Mooney-Rivlin超弹性本构关系，可对皮瓣缝合作用下的缝合点进行应力等效求解。

3 皮瓣缝合实验方案设计

3.1 缝合模型制备

目前，常用于局部创面皮瓣缝合术的方式有推进式、旋转式、换位式 3 种，缝合过程如图 4 所示。局部创面皮瓣缝合术主要用于局部皮瓣修复整形和非移植场合，通过对伤口进行剪切修复，并利用创面周边生理性能相近的皮瓣进行缝合，以提高术后创面愈合效果及改善伤疤^[22]。本文实验构建上述 3 种局部皮瓣缝合方案，结合 DIC 技术，以测量 3 种缝合方式下创面皮瓣缝合产生应变分布情况。

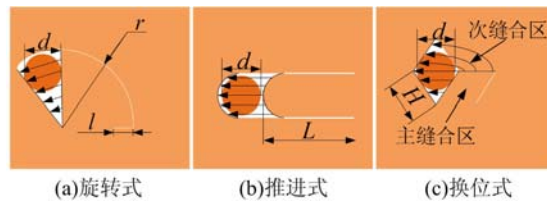


图 4 创面缝合示意图

Fig. 4 Wound suture diagram

基于 2.1 节仿生皮肤材料，以及考虑实验方案的可行性，本文建立平面下的局部创面缝合模型，以研究推进、换位和旋转 3 种皮瓣缝合方式对创面缝合下皮瓣应变的影响。缝合模型厚度为 2.5mm、整体尺寸为 150mm×150mm。为探究不同缝合伤口下各缝合方式对皮瓣缝应变影响，针对每种缝合方式，设计伤口直径 d 分别为 20mm、30mm 和 40mm 的 3 组缝合实验，模型结构几何参数见表 1。图 5 为实验制作的伤口直径 d 为 20mm 的缝合模型。

表 1 皮瓣缝合模型结构参数 (单位: mm)

Tab. 1 Structural parameters of flap suture model (unit: mm)

伤口直径 d	旋转缝合		推进缝合	换位缝合
	切口半径 r	切边长度 l	推进长度 L	菱边长度 H
20.0	50.0	10.0	50.0	25.0
30.0	75.0	15.0	75.0	37.5
40.0	100.0	20.0	100.0	50.0

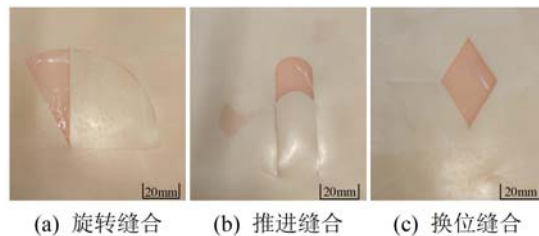


图 5 伤口为 20mm 的 3 种皮瓣缝合模型

Fig. 5 Three flap suture model with 20mm wound

3.2 缝合应变原位测量

搭建图 6 所示的皮瓣缝合实验平台，该平台包括缝合台、双目视觉平台和 DIC 应变测量系统。缝

合模型四周通过压板固定于缝合台,整个缝合实验台固定于双目视觉系统下。在此基础上,对双目相机内外参数进行标定,这是基于 DIC 法求解全场应变的前提。选用规格为 H95-00-5 的标定板进行相机标定,以获取双目相机内外部参数(主要有焦距、等效像素、主点位置、畸变率和左右相机空间转换参数等)。

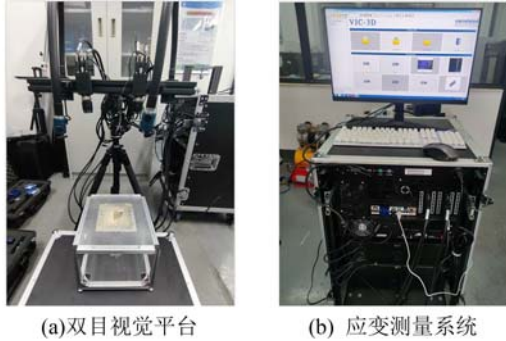


图6 DIC 应变测量系统

Fig. 6 DIC strain measurement system

具体实验步骤如下:(1)在缝合模型表面喷制哑光漆散斑,并通过双边压板固定于缝合平台上。(2)固定双目视觉平台位置,将三脚架调整到合适高度。(3)调整相机焦距,使2台相机光轴夹角呈约 30° ,视野重叠度达到95%。(4)依次按图4演示方法对皮瓣进行缝合实验,双目相机拍照记录整个缝合过程。(5)实验后通过 DIC 应变测量系统进行形变位移计算,进而求解皮瓣缝合应力应变信息。

对于换位缝合(图4(c)),考虑到在缝合过程中主缝合皮瓣存在覆盖次缝合皮瓣的问题,导致双目相机无法同时拍摄皮瓣整个缝合区域,且相关研究表明^[9],皮瓣缝合后该主缝合皮瓣应变远大于次缝合皮瓣,因此对于该缝合方式,主要计算右下侧主缝合区域缝合后的应变信息。

4 实验结果与分析

4.1 皮瓣缝合应变测量结果

图7~图9为3种皮瓣在不同伤口直径下缝合的 Von Mises 应变分布结果,由图可以看出,3种缝合方式下皮瓣应变集中均在皮瓣缝合线附近,且远大于皮瓣中间区域。旋转方式缝合线附近出现多处应变集中(图7(a)),且多为缝合钉缝合处,表明在皮瓣缝合拉伸作用下,缝合线附近承受着较大的张力,加上缝合钉的额外作用力,导致缝合皮瓣在缝合线附近产生较大应力。推进式缝合(图8(a))和换位式缝合(图9(a))存在同样现象,但应变集中点有所不同,推进式缝合应变集中在缝合线靠近伤口一侧,皮瓣两侧缝合线集中不明显;换位式缝合应变集中在左端缝合线处。

记录平行实验结果,以计算皮瓣缝合整体应变平均值。5组平行实验获取的整体皮瓣平均应变随伤口直径变化结果如图10所示,其中横坐标 d 为伤口直径,纵坐标为该尺寸下整体皮瓣的平均应变值。

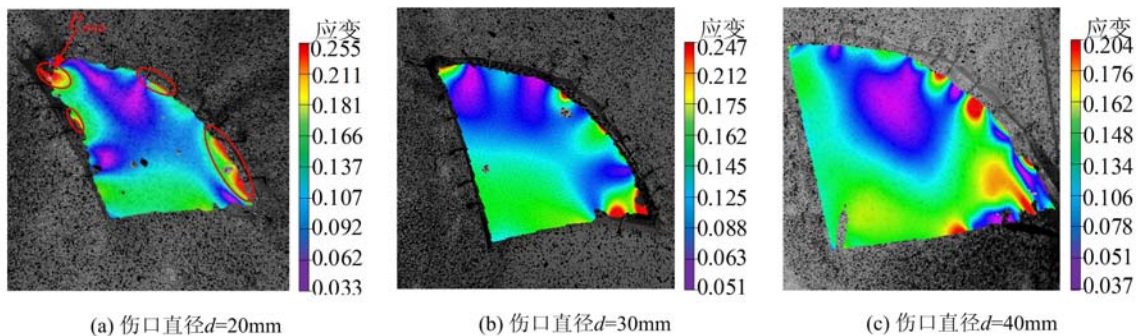


图7 旋转式缝合应变分布

Fig. 7 Strain distribution of rotary suture

选用专用于外科手术的缝合钉对皮瓣模型进行缝合,继而通过双目立体匹配原理和应变求解系统,获取目标区域的位移及应变信息。为减小实验误差,针对不同伤口直径 d 进行5次平行实验,并将5组实验结果取平均值,作为最终结果,以减小实验因随机误差带来的影响。此外,因仿生皮肤材料的蠕变和松弛特性,缝合后在一段时间内应力会衰减,而实验为记录皮瓣缝合后产生的最大应力变形,因此,在皮瓣完全缝合后第一时间拍摄最终缝合变形信息,以减小因应力松弛特性带来的影响。

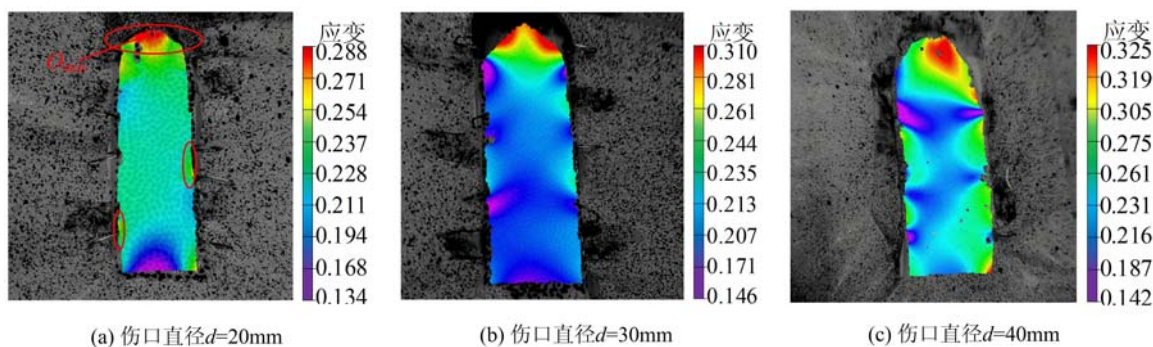


图 8 推进式缝合应变分布

Fig. 8 Strain distribution of propulsive suture

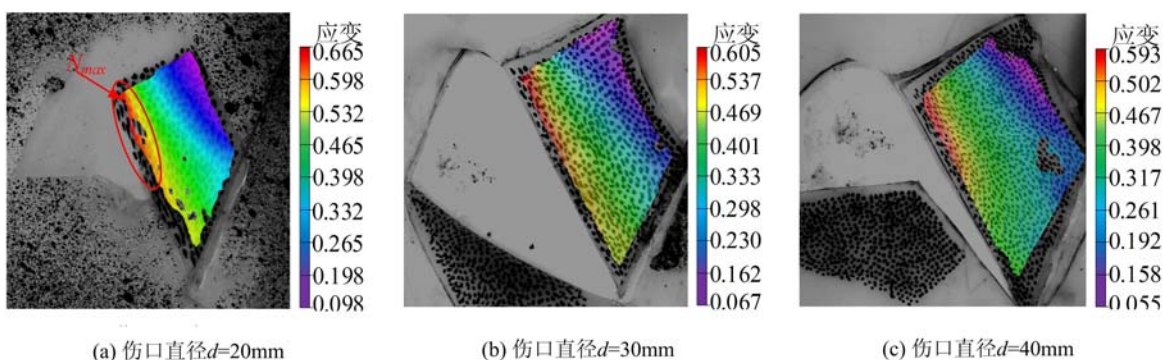


图 9 换位式缝合应变分布

Fig. 9 Strain distribution of transposition suture

由图 10 可以看出,对于同一伤口直径,旋转式缝合和推进式缝合下皮瓣出现的整体平均应变均小于换位式缝合,旋转缝合皮瓣的缝合应力最小,并展现出最好的缝合性能。随着伤口直径的增大,旋转缝合和换位缝合下皮瓣缝合后应力集中现象减小,整体平均应变呈下降趋势;推进皮瓣两侧缝合线处的应变集中增大,缝合皮瓣应变整体呈上升趋势。此外,由创面缝合应变结果可以看出,应变集中在伤口缝合线处,这与临床中缝合易产生伤口并发症和坏死的结果一致。

4.2 缝合应力计算结果分析

由 4.1 节缝合实验统计结果可知,3 种缝合方式下的皮瓣均在缝合线附近出现应变集中现象,且远大于皮瓣的整体平均应变。皮瓣缝合后的大应力集中严重影响术后皮瓣愈合效果,本文基于实验缝合材料的应力应变本构关系(式(11)),通过 2.2 节皮瓣缝合等效应力求解原理(式(13)),实现了对 3 种缝合方式下的最大应变点进行应力求解。

结合准静态单轴拉伸实验下的应力应变数据,选用 Mooney-Rivlin 二项式进行数据拟合,获得材料拉伸应力应变曲线,如图 11 所示。由图可以看出,3 组同步 DIC 应变系统的实验结果基本一致,且与传统拉伸实验下的结果差异很小,这反映了所搭建的 DIC 应变测量系统的可靠性。为减小实验误差,取 3 次同步 DIC 应变系统拉伸实验数据进行拟合,作为仿生材料模型(式(11))最终参数,其值为: $C_{10} = 0.815$, $C_{01} = -0.763$ 。

确定仿生皮肤材料超弹性应力应变关系后,通过式(11)计算 DIC 最大应变点处的应力 σ_x 、 σ_y ,然后由式(13)对缝合点 Von Mises 应力进行求解。统计各组实验皮瓣缝合线处的 Von Mises 应力值,对 5 组平行实验求平均值,应力计算统计结果如图 12 所示,图中横坐标 d 为伤口直径,纵坐标为该尺寸下皮瓣最大应变点的应力值。

皮瓣缝合应力计算结果表明,3 种伤口直径下,旋转式缝合均表现出明显优势,其缝合线处最大应力小于推进式缝合和换位式缝合。当伤口直径为 20mm 时,旋转式缝合下的皮瓣最大应力为 0.291 MPa,推进式缝合和换位式缝合下的皮瓣最大应力分别为 0.422MPa 和 1.725MPa。当伤口直径为

30mm 和 40mm 时,旋转式缝合下的最大应力分别为 0.258MPa 和 0.220MPa;换位式缝合下的最大应力分别为 1.460MPa 和 1.416MPa;推进式缝合下的最大应力分别为 0.514MPa 和 0.536MPa。由应力结果可知,随着伤口直径增大,旋转式缝合和换位式缝合方式下的最大应力减小,而推进式缝合下的最大应力增大。这是由于随着伤口直径增加,用于伤口缝合的皮瓣面积相对增加,舒展性增强,缝合线处应力集中现象减小,皮瓣缝合后应力分布相对均匀,最大应力较小;而在大伤口直径下,推进式缝合主要通过皮瓣纵向拉伸完成缝合,皮瓣端部应力集中明显,皮瓣横向拉伸较小,缝合后整体应力和最大应力呈上升趋势。

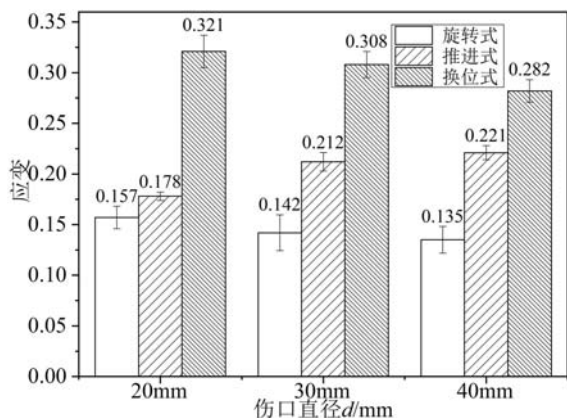


图 10 3 种伤口直径下的整体平均应变

Fig. 10 Overall average strain under three wound diameters

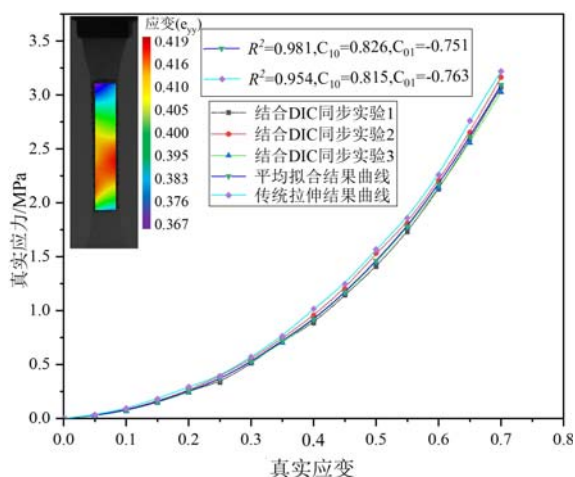


图 11 单轴拉伸应力应变曲线及 DIC 应变云图

Fig. 11 Uniaxial tensile stress-strain curve and DIC strain nephogram

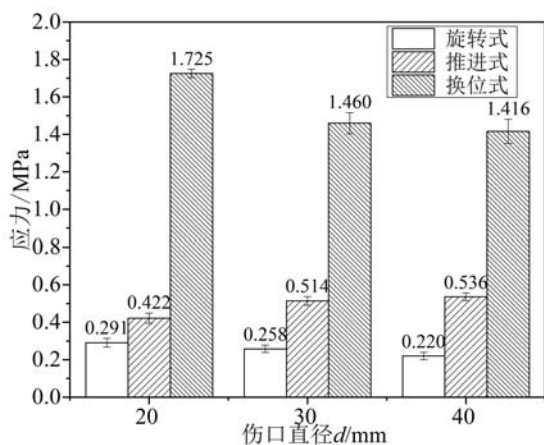


图 12 创面缝合平均最大应力测量结果

Fig. 12 Mean maximum stress for all skin models

由 4.1 节皮瓣整体平均应力统计结果,可以得出,相对于推进缝合和换位缝合,旋转缝合均体现出最好的缝合性能,且对大面积伤口下的局部皮瓣缝合,优势更为明显。

5 结论

本研究基于本课题组搭建的非接触全场应变测量系统,对仿生皮肤材料进行缝合实验,确立了仿生皮肤材料准静态单轴拉伸实验下的超弹性本构关系;进而通过皮瓣缝合应变测量实验,获取了局部皮瓣缝合下的位移和应变场;结合仿生材料本构关系,定量求解了皮瓣缝合场最大应力。得到以下结论:

(1) 皮瓣缝合应变集中在伤口缝合线附近,且远高于皮瓣缝合后皮瓣整体平均应变,表明皮瓣缝合产生的张力主要在皮瓣缝合线处。

(2) 当以皮瓣缝合面整体平均应变及最大应力为缝合性能指标时,旋转式缝合性能优于推进式和换位式。随着伤口直径增大,旋转式缝合在 3 种伤口直径下的最大缝合应力减小,分别为 0.291MPa、0.258MPa、0.220MPa。

本研究可为平面局部皮瓣缝合术前减张方案提供参考。此外,由于身体存在局部曲面部位(耳朵、指尖、鼻子等),且真实皮肤材料还表现出蠕变和应力松弛等黏弹性特性,考虑皮肤的黏弹性、厚度、各向异性,并与皮肤生物力学特性在体测量技术相结合,将可以得到更加准确的实验结果。

参考文献:

- [1] TSCHOI M, HOY E A, GRANICK M S. Skin flaps[J]. *Surgical Clinics of North America*, 2009, 89(3):643—658.
- [2] WONG V W, LEVI K, AKAISHI S, et al. Scar zones: region-specific differences in skin tension may determine incisional scar formation[J]. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 2012, 129(6):1272—1276.
- [3] MOYER J S, RUDY S, BOONSTRA P S, et al. Efficacy of staged excision with permanent section margin control for cutaneous head and neck melanoma[J]. *JAMA Dermatology*, 2017, 153(3):282—288.
- [4] 肖霞, 亢一澜, 邓卫林, 等. 仿生皮肤软材料大变形场的数字云纹实验[J]. *实验力学*, 2013, 28(1):1—9 (XIAO Xia, KANG Yilan, DENG Weilin, et al. Digital moiré measurement of large deformation field for bionic skin soft material[J]. *Journal of Experimental Mechanics*, 2013, 28(1):1—9 (in Chinese))
- [5] 周珂娇, 周玲艳, 徐秀丽, 等. 局部皮瓣修复对头面部非黑色素瘤皮肤癌一期切除术后患者的修复效果及美观满意度的影响[J]. *实用癌症杂志*, 2023, 38(3):485—487 (ZHOU Yujiao, ZHOU Lingyan, XU Xiuli, et al. Effect of local flap repair on repair effect and aesthetic satisfaction of patients after primary resection of head and face non melanoma skin cancer[J]. *The Practical Journal of Cancer*, 2023, 38(3):485—487 (in Chinese))
- [6] ELSHERBINY A, GRANT J H. Total palatal mobilization and multilamellar suturing technique improves outcome for palatal fistula repair[J]. *Annals of Plastic Surgery*, 2017, 79(6):566—570.
- [7] JIBBE A, TOLKACHJOV S N. An efficient single-layer suture technique for large scalp flaps[J]. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 2020, 83(6):e395—e396.
- [8] BUCHANAN P J, KUNG T A, CEDERNA P S. Evidence-based medicine: wound closure[J]. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 2016, 138:257—270.
- [9] STOWERS C, LEE T, BILIONIS I, et al. Improving reconstructive surgery design using gaussian process surrogates to capture material behavior uncertainty[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 118:104340.
- [10] OGAWA R, OKAI K, TOKUMURA F, et al. The relationship between skin stretching/contraction and pathologic scarring: the important role of mechanical forces in keloid generation [J]. *Wound Repair and Regeneration*, 2012, 20(2):149—157.
- [11] PATERNO J, VIAL I N, WONG V W, et al. Akt-mediated mechanotransduction in murine fibroblasts during hypertrophic scar formation[J]. *Wound Repair and Regeneration*, 2011, 19(1):49—58.
- [12] 张顺庆, 高晨家, 张龙. 数字图像相关技术在应力应变测量中的发展与最新应用[J]. *影像科学与光化学*, 2017, 35(2):193—198 (ZHANG Shunqing, GAO Chenjia, ZHANG Long. The development and latest applications of digital image correlation in stress and strain measurement[J]. *Imaging Science and Photochemistry*, 2017, 35(2):193—198 (in Chinese))
- [13] 张墨昊, 张江涛, 张梅, 等. 橡胶材料双轴拉伸大变形力学性能实验测试方法研究[J]. *实验力学*, 2021, 36(4):553—562 (ZHANG Mohao, ZHANG Jiangtao, ZHANG Mei, et al. Experimental measurement method for the mechanical property of rubber material under the large biaxial-tensile deformation[J]. *Journal of Experimental Mechanics*, 2021, 36(4):553—562 (in Chinese))
- [14] PAN B. Digital image correlation for surface deformation measurement: historical developments, recent advances and future goals[J]. *Measurement Science and Technology*, 2018, 29(8):082001.
- [15] 刘艳, 赵威, 李秋彤, 等. 基于数字图像相关法的扣件弹条模态特征识别试验研究[J]. *实验力学*, 2021, 36(6):804—816 (LIU Yan, ZHAO Wei, LI Qiutong, et al. Experimental study on the modal characteristics identification for the clip based on the digital image correlation[J]. *Journal of Experimental Mechanics*, 2021, 36(6):804—816 (in Chinese))
- [16] 邵新星, 陈振宁, 戴云彤, 等. 数字图像相关方法若干关键问题研究进展[J]. *实验力学*, 2017, 32(3):305—325 (SHAO Xinxing, CHEN Zhenning, DAI Yuntong, et al. Research progress of several key problems in digital image correlation method[J]. *Journal of Experimental Mechanics*, 2017, 32(3):305—325 (in Chinese))
- [17] 陈振宁, 邵新星, 吴家林, 等. 水转印数字散斑场用于人体颈动脉全场测量[J]. *光学学报*, 2017, 37(3):237—242 (CHEN Zhenning, SHAO Xinxing, WU Jialin, et al. Full-field deformation measurement of human carotid

- artery based on water transfer printing speckle patterns[J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(3):237–242 (in Chinese))
- [18] GIBBONS M S, GRUBER P J, SYED S, et al. Mechanical strain of the trilobed transposition flap in artificial skin models: pivotal restraint decreases with decreasing rotational angles[J]. *Dermatologic Surgery*, 2021, 47(1):30–33.
- [19] AHMADZADEH S M H, HUKINS D W L. Feasibility of using mixtures of silicone elastomers and silicone oils to model the mechanical behaviour of biological tissues[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2014, 228(7):730–734.
- [20] SPARKS J L, VAVALLE N A, KASTING K E, et al. 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.
- [21] 张良, 李忠华, 马新强. 橡胶 Mooney-Rivlin 超弹性本构模型的参数特性研究[J]. *噪声与振动控制*, 2018, 38(增刊 2):427–430 (ZHANG Liang, LI Zhonghua, MA Xinqiang. Study on parameter characteristics of rubber Mooney-Rivlin model[J]. *Noise and Vibration Control*, 2018, 38(Suppl. 2):427–430 (in Chinese))
- [22] LEE T, GOSAIN A K, BILIONIS I, et al. Predicting the effect of aging and defect size on the stress profiles of skin from advancement, rotation and transposition flap surgeries[J]. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2019, 125:572–590.

Study on digital image correlation method of skin flap suture reduction

LI Huabin¹, JI Xiaogang^{1, 2}, SUN Rong¹, WEN Guangquan¹

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

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

Abstract: To study the influence of different local skin flap suture methods on the strain of skin flap suture and determine the best scheme of local skin flap suture, the experimental measurement and characterization technology of bionic skin suture large deformation field were studied. Firstly, a non-contact full-field strain measurement system was established to characterize the hyperelastic constitutive relationship of bionic skin materials under quasi-static uniaxial tensile test. Then combined with digital image correlation system, bionic skin suture experiment was carried out. The effects of rotation, propulsion and transposition on the suture force of the skin flap after wound suture were studied. The displacement field and strain field of the skin flap after suture were obtained, and the strain concentration effect near the suture line was analyzed. Finally, the Von Mises equivalent stress in the suture area of skin flap was quantitatively solved based on the Mooney-Rivlin hyperelastic constitutive model of bionic skin material. The results show that rotation suture delivers the best performance among the three methods of skin flap suture, and the maximum stress in the suture area is the lowest, and the maximum stress decreases with the increase of the wound diameter. The stress concentration of skin flap suture mainly appears near the wound suture line. This paper further discusses the effect of suture tension on strain concentration in the peripheral area of wound suture, and the results of this study can provide a reference for reducing the tension of local skin flap before plastic suture.

Keywords: flap suture; digital image correlation; artificial skin material; biomechanics; suture strain