

考虑材料参数不确定性的皮肤伤口缝合力预测模型*

温广全¹, 纪小刚^{1,2}, 段玉顺¹, 邓霖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: 为快速、有效地评估缝合皮肤伤口所需的力,运用非线性有限元方法,对不同尺寸、不同材料参数皮肤伤口进行缝合力数值计算;以计算结果为样本,采用椭球基神经网络模型,构建了皮肤伤口缝合力预测模型;考虑到皮肤材料参数的不确定性会影响数值计算结果的可靠性,预测模型采用 Monte-Carlo 方法进行了皮肤材料参数的不确定性传播分析;最后,以猪皮为实验材料进行伤口缝合力预测分析与测量实验,验证了该方法的可靠性.结果表明,间断缝合椭圆形皮肤伤口,缝合点处所需缝合力按缝合针次呈先增后减趋势,峰值力发生在伤口中线前,40 mm×10 mm 伤口,缝合力峰值约为 1.7 N;40 mm×14 mm 伤口,缝合力峰值约为 2.5 N.受材料参数不确定性影响,缝合力预测结果最高有±0.6 N 的波动.构建预测模型的理论方法,为皮肤等生物软组织材料参数不确定性传播问题提供了有效的解决思路,同时为机器人手术缝合提供重要的力学参考信息.

关键词: 皮肤力学特性; 缝合力预测模型; 椭球基神经网络; 不确定性传播
中图分类号: O343.5 **文献标志码:** A **DOI:** 10.21656/1000-0887.430067

A Prediction Model for Skin Wound Suture Forces With Uncertain Material Parameters

WEN Guangquan¹, JI Xiaogang^{1,2}, DUAN Yushun¹, DENG Lin¹

(1. School of Mechanical Engineering, Jiangnan University, Wuxi, Jiangsu 214122, P.R.China;
2. Jiangsu Key Laboratory of Advanced Food Manufacturing Equipment & Technology, Wuxi, Jiangsu 214122, P.R.China)

Abstract: To evaluate the forces required for the suture of skin wounds quickly and effectively, the nonlinear finite element method was used to calculate the suture forces for skin wounds with different sizes and material parameters. With the calculated results as samples, the prediction model for skin wound suture forces was constructed by means of the EBF neural network model. Given the uncertain skin material parameters influencing the reliability of numerical results, the Monte-Carlo method was used to analyze the uncertainty propagation of skin material parameters. Finally, the prediction analysis and measuring experiment of wound suture forces were carried out with pig skin specimens to verify the reliability of the method. The results showed that, the suture force increases first and then decreases according to the suture point sequence, and the peak force occurs before the center of the wound. For a 40 mm×10 mm wound, the peak suture force is about 1.7 N, and that for

* 收稿日期: 2022-03-03; 修订日期: 2022-06-05

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”项目(JXQC-006)

作者简介: 温广全(1998—),男,硕士生(E-mail: wenguangquan163@163.com);

纪小刚(1977—),男,副教授,博士,硕士生导师(通讯作者. E-mail: bhearts@jiangnan.edu.cn).

引用格式: 温广全,纪小刚,段玉顺,邓霖.考虑材料参数不确定性的皮肤伤口缝合力预测模型[J].应用数学和力学,2023,44(4):441-449.

a 40 mm×14 mm wound is about 2.5 N. Influenced by the uncertainty of material parameters, the prediction results of suture forces fluctuate by as much as ±0.6 N. The proposed theoretical prediction model provides an effective solution to the problem of parameter uncertainty propagation for biological soft tissue materials such as skins, and makes an important mechanical reference for robotic surgical suture.

Key words: skin mechanics; prediction model for suture force; EBF neural network; uncertainty propagation

0 引言

皮肤伤口缝合作为临床医生的必备技能,是外科手术治疗的重要环节.随着科学技术的进步,机器人手术缝合技术得到快速发展^[1],拓展了外科医生的诊断治疗能力.对于机器人手术缝合过程,力觉信息对其缝合效果的影响至关重要^[2],了解闭合伤口所需缝合力对机器人缝合算法的开发具有重要的指导作用^[3].

近年来,数值仿真技术已成为研究皮肤等生物软组织力学响应的强大工具^[4],可有效地用于预测闭合伤口所需的力^[5].然而,皮肤等生物组织材料具有一定的特殊性及其复杂性^[6],材料模型往往难以与皮肤真实的力学响应完全匹配^[7].尽管现在各国学者提出了一些更为复杂,针对性更强的材料模型^[8-9],大大提高了模型的准确性和预测能力,但材料参数的确定依赖实验数据的准确性与多样性,且材料特性受年龄、性别、身体部位等因素影响具有较大的差异性^[10],这就造成数值计算过程存在输入材料参数的不确定性,如不加以考虑,可能会导致计算结果产生波动甚至偏离预期^[11].为了严格评估材料参数的不确定性对伤口缝合力预测结果的影响,亟需一套不确定性传播分析方法.

决策和优化过程中,不确定性传播分析在减少不确定性的影响方面起着关键作用,已被应用于解决科学和工程领域的各种现实问题^[12].然而,很少有针对皮肤组织数值计算不确定性问题的相关研究.为了得到可靠的伤口缝合力预测结果,如何在充分了解皮肤力学特性的基础上,量化影响皮肤伤口缝合数值计算结果的不确定性材料参数,进一步获取材料参数不确定性影响下皮肤伤口缝合力的概率统计信息,是亟需解决的问题.Monte-Carlo (MC)方法^[13]结合代理模型技术^[14]为此问题的解决提供了有效的思路.MC方法因构造简单,在不确定性传播分析中应用广泛^[15].而代理模型通过构建一个数学表达式来描述输入变量和输出响应之间的关系,只需要运行有限数量的仿真计算,便可得到宽泛参数空间下的预测结果,用于解决MC方法对计算资源需求大的问题^[16].同时通过使用光滑连续的插值函数,代理模型可以有效减少数值计算过程产生的噪声.常用的代理模型方法有响应面模型、Gauss过程回归和人工神经网络^[17]等.其中,人工神经网络方法具有近似复杂非线性函数的能力,极好的泛化能力,在预测材料的力学响应方面具有一定的优势^[18].

本文基于皮肤组织结构及力学特性,通过文献归纳及相关皮肤力学试验,获取了大量构建不确定性皮肤伤口缝合力预测模型所必需的力学参数信息.然后将椭圆基(elliptical basis functions, EBF)神经网络代理模型方法与有限元方法、MC方法相结合,构建出皮肤伤口缝合力预测模型.最后分析了皮肤材料参数的不确定性对计算结果的影响,并通过实验对预测结果进行验证,以期为机器人手术缝合提供可靠的力学参考数据.

1 皮肤伤口缝合力数值计算

1.1 皮肤材料本构模型

皮肤结构从上到下分为表皮层、真皮层和皮下组织,其中真皮层是主要承载层,由嵌在基质中的纤维网络组成.在力学上,皮肤表现出非线性的应力-应变响应特性,且在很小的外力下即可产生较大的变形,Holzapfel超弹性本构模型可以很好地描述其力学行为^[8-9].其应变势能函数为

$$U = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D} \left(\frac{(J^{\text{el}})^2 - 1}{2} - \ln J^{\text{el}} \right) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^N \{ \exp[k_2 \langle \bar{E}_\alpha \rangle^2] - 1 \}, \quad (1)$$

$$\bar{E}_\alpha \stackrel{\text{def}}{=} \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1). \quad (2)$$

应变能函数中 C_{10} , k_1 , k_2 , D , κ 是有限元分析的输入参数.其中, C_{10} 与材料的剪切模量相关,反应皮肤非胶原纤维部分的组织刚度; k_1 代表皮肤纤维的刚度模量; k_2 为无量纲参数,反应组织的非线性力学性能; D 与材料的体积模量相关,参数 κ ($0 < \kappa < 1/3$)描述了皮肤纤维方向的分散程度, $\kappa = 0$ 纤维完全对齐, $\kappa = 1/3$

纤维随机分布,材料呈各向同性.

1.2 皮肤伤口有限元模型

使用 ABAQUS 有限元分析软件对皮肤伤口进行建模计算.伤口轮廓如图 1 所示.皮肤组织被简化为 100 mm×100 mm 的平面,伤口形状被定义为纺锤形,尺寸由长短轴确定.长轴 a 固定为 40 mm,短轴 b 分别取 5 mm,10 mm,15 mm,20 mm,模型厚度 t 参考人体皮肤厚度范围^[4] 分别取 1.5 mm,2 mm,2.5 mm,3 mm,3.5 mm,4 mm.缝合间距取 5 mm,伤口共计需缝合 7 次,缝合点位置如图 1 所示.

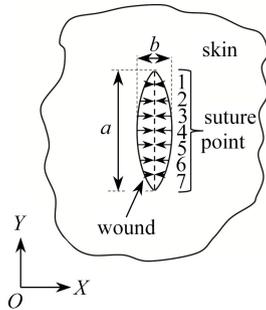


图 1 皮肤伤口轮廓

Fig. 1 The skin wound profile

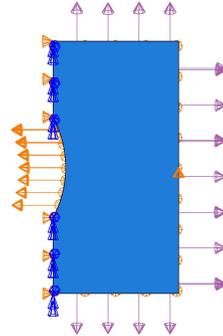


图 2 皮肤伤口有限元简化模型

Fig. 2 The simplified finite element model for the skin wound

考虑到模型的对称性,取伤口的二分之一进行分析.短轴 b 与厚度 t 排列组合,24 种伤口尺寸模型被创建.皮肤组织采用 Holzapfel 超弹性本构模型, $C_{10}, k_1, k_2, D, \kappa$ 是需要输入的材料参数.鉴于皮肤软组织通常被认为是近似不可压缩的^[19],同时为了保证所有输入参数的收敛, D 被固定为 0.2.在分析中,假设 $\kappa = 1/3$,皮肤表现为各向同性.虽然皮肤的确表现出各向异性,但纤维色散相对较大^[20],随机纤维色散是一种合理的近似.以往关于皮肤力学特性的研究^[10, 20],为人体皮肤本构模型参数 C_{10}, k_1, k_2 提供了合理的取值范围,归纳如表 1 所示.此外,由于活体皮肤正常情况下处于张力状态^[4],为得到皮肤组织中力学响应更真实的预测,分别在平面模型 X, Y 方向横截面上施加预应力 σ_x, σ_y ,取值参考文献[5],归纳如表 1 所示.为了模拟手术缝合过程,减少建模过程对分析结果的影响,模型统一采用八节点线性六面体单元,根据缝合间距统一单元尺寸为 5 mm.通过设置 7 个静力通用分析步,在伤口边缘节点处逐次施加线性位移约束,以模拟伤口的闭合.有限元简化模型如图 2 所示.有限元计算结果为 7 个分析步中,施加位移约束节点的反力,记为 $F_1 \sim F_7$,以此作为伤口缝合过程中缝合线对伤口边缘的缝合力.

表 1 人体皮肤材料参数取值范围

Table 1 Parameter value ranges of human skin materials

parameter	C_{10} /kPa	k_1 /kPa	k_2	σ_x /kPa	σ_y /kPa
value range	2.387~100.7	0.38~24 530	0.133~5 984.2	0~50	0~50

2 皮肤伤口缝合力预测模型构建

2.1 样本数据的获取

以尺寸及材料参数的不同组合得到的皮肤伤口缝合力数值计算结果,作为构建皮肤伤口缝合力预测模型的样本数据.考虑表 1 获取的材料参数可能存在误差,本文将表 1 的参数范围进一步扩展 20%,以便在较大参数范围内训练代理模型后,用来传播更小范围的、真实的参数联合概率分布信息.

为充分探索整个材料参数范围对输出结果产生的响应,采用优化拉丁超立方采样方法,创建了基于参数 $b, t, \sigma_x, \sigma_y, C_{10}, k_1$ 和 k_2 的 2 000 组不同组合,总共进行了 2 000 次仿真计算.本文首先随机抽取 1 400 组仿真数据用来构建代理模型,剩余 600 组数据用作验证数据集,以校验代理模型的拟合精度.

2.2 EBF 神经网络模型的构建

EBF 神经网络模型采用椭圆单元隐层和线性单元输出层,来描述输入变量和输出响应之间的关系.本文所构建的 EBF 神经网络模型基本结构如图 3 所示.其中输入层的 $x_1 \sim x_7$ 分别代表伤口尺寸 b, t 和材料参数

$\sigma_x, \sigma_y, C_{10}, k_1, k_2$, 输出层的 $y_1 \sim y_7$ 分别代表有限元输出结果 $F_1 \sim F_7$.

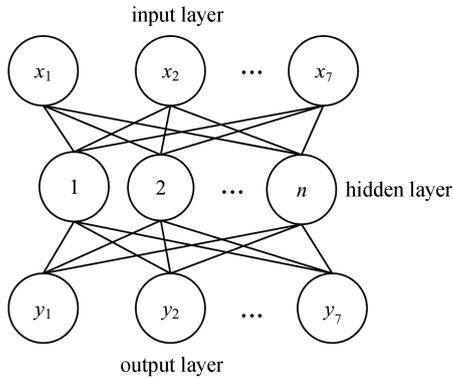


图3 EBF神经网络基本结构

Fig. 3 The basic structure of the EBF neural network

设输入层中变量个数为 N , 隐含层样本数为 n , 输出层响应变量个数为 M . 以待测点与样本点之间的 Mahalanobis 距离为自变量, 通过线性叠加构造出 EBF 神经网络模型, 其响应函数表达式如下:

$$F(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^n \alpha_i g_i(\mathbf{x}) + \alpha_{n+1}, \quad (3)$$

式中, $g_i(\mathbf{x})$ 为基函数, 由式(4)给出

$$g_i(\mathbf{x}) \equiv g(\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|_m), \quad i = 1, 2, \dots, N, \quad (4)$$

$$\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|_m = (\mathbf{x} - \mathbf{x}_i)^T \mathbf{S}^{-1} (\mathbf{x} - \mathbf{x}_i), \quad (5)$$

$$\mathbf{S} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\mathbf{x}_i - \boldsymbol{\mu})(\mathbf{x}_i - \boldsymbol{\mu})^T, \quad (6)$$

式中, $\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|_m$ 是待测点与样本点之间的 Mahalanobis 距离, \mathbf{S} 为多维随机变量的协方差矩阵, $\boldsymbol{\mu}$ 为样本中心点.

式(3)中 α_i 为权重系数, 通过求解式(7)线性方程组求得

$$\sum_{i=1}^n \alpha_i g_i(\mathbf{x}) + \alpha_{n+1} = y_i, \quad \sum_{i=1}^n \alpha_i = 0. \quad (7)$$

2.3 不确定性传播分析

构建好代理模型后, 除了无需在特定输入上重新进行有限元计算便可得到预测结果外, 还可以进行不确定性传播分析. 本文将采用 MC 方法进行皮肤伤口缝合力预测中的材料参数不确定性问题分析.

MC 方法也称统计试验方法, 是以概率统计理论为基础的一种数值计算方法. 其基本思想是, 当想要获取某个随机变量的期望值时, 可以采用抽样试验或随机模拟的方法, 得到这个随机变量的平均值, 以此作为问题的解.

本文实现步骤为:

1) 假设皮肤材料参数围绕实验测量或经验评估结果呈正态分布, 根据获取材料参数的可靠程度, 给出参数的不确定度. 本文统一设为 $\pm 10\%$.

2) 采用描述抽样方法, 抽取 10 000 个样本点, 通过代理模型快速得到缝合力输出响应结果. 需要强调的是, MC 方法统计结果的准确性非常依赖于样本数据的规模, 规模越大样本统计特性越优越, 因此, 在计算资源足够的情况下, 应抽取尽可能多的样本数据.

3) 对输出结果进行统计与分析, 分别计算出样本的均值 \bar{y} 和标准差 σ :

$$\bar{y} = \frac{\sum_{i=1}^Q y_i}{Q}, \quad (8)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^Q (y_i - \bar{y})^2}{Q - 1}}, \quad (9)$$

其中, Q 为抽样容量, $y_i (i = 1, 2, \dots, Q)$ 为样本输出变量的响应值.

4) 计算输出结果总体均值的置信区间:

$$\boldsymbol{\mu} \sim (\bar{y} - z_{\alpha/2} \sigma, \bar{y} + z_{\alpha/2} \sigma), \quad (10)$$

式中, $z_{\alpha/2}$ 为标准分数, 置信水平为 $100(1 - \alpha)\%$, α 通常取值 0.1 或 0.05.

3 案例分析

文献表明, 猪皮肤生理结构和力学特性与人体相似^[21]. 本文以普通家猪腹部皮肤组织为研究对象, 通过实验测量缝合伤口所需的力, 并与预测模型进行比较, 以验证模型的可靠性. 实验均在同一环境下进行, 未考

考虑温度、湿度等外在因素的影响。

3.1 皮肤材料参数获取

由于缺乏家猪皮肤的材料参数信息,本文设计了两个实验来进行评估。需要获取的材料参数有:皮肤本构模型参数和皮肤预应力参数。

图 4 给出了通过试验最终得到的真实应力-应变曲线。为获取皮肤本构模型参数,我们制作了图 4 所示的厚度为 3 mm 的板状皮肤拉伸试样,试样取自五个月大、重约 120 kg 的普通家猪腹部。使用 CTM2500 万能材料试验机(最大荷重为 10 kN,荷重精度为 $\pm 0.01\%$,精度等级为 0.5 级,位移分辨率为 $0.03 \mu\text{m}$)对试样进行单轴拉伸试验。试验采用楔形夹具,夹具与皮肤组织接触处有许多整齐的小齿,可以有效增大夹爪与皮肤组织之间的摩擦因数,避免试样在拉伸的过程中发生滑移。应变测量采用标距为 25 mm,量程为 25 mm 的引伸计。根据大变形后体积 V 不变的假设,即 $A_0L_0 = AL$,真实应力 $\sigma = F/A = FL/(A_0L_0)$;真实应变 $\varepsilon = \ln(L/L_0)$ 。其中, F 为拉伸载荷, A_0 , A 分别为试样初始及任一瞬时的横截面积, L_0 , $L(L = L_0 + \Delta L)$ 分别为初始标距和任一瞬时的标距。由真实应力-应变曲线拟合得到皮肤的本构模型参数为 $C_{10} = 24.22 \text{ kPa}$, $k_1 = 24 421 \text{ kPa}$, $k_2 = 369.7$ 。

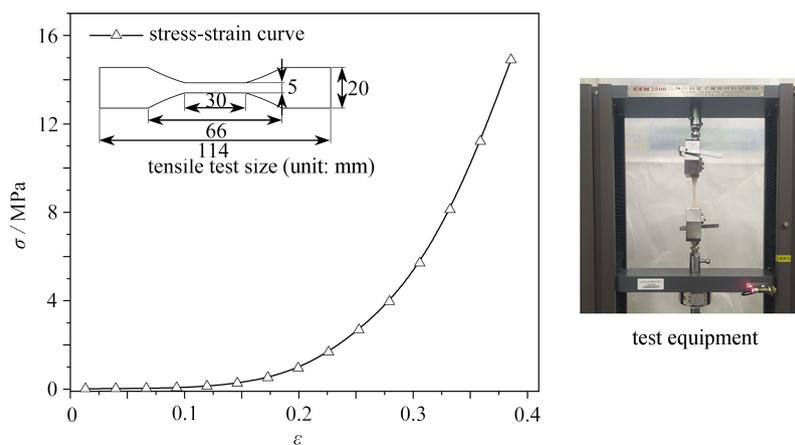


图 4 猪皮单轴拉伸试样尺寸、试验设备及应力-应变曲线

Fig. 4 Sizes, the test equipment and the stress-strain curve of the pig skin uniaxial tensile test specimen

为获取皮肤预应力信息,参考金属构件残余应力测量方法^[22],从普通家猪腹部切取 $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ 皮肤组织试样进行实验。由于预应力释放,切取的皮肤组织轮廓产生尺寸收缩。假设尺寸收缩是由皮肤预应力弹性释放造成的,并且皮肤横截面在预应力释放过程中产生等变形收缩。如果施加外力将变形后的皮肤组织恢复到切割前的状态,所得到的截面应力就等效于切割前该截面的预应力。基于此,采用弹性有限元方法,计算皮肤轮廓恢复到切割前的应力状态。具体步骤如下:

- 1) 在 ABAQUS 中以收缩后的试样尺寸建模,鉴于模型的对称性,取皮肤组织四分之一进行建模,并采用八节点线性六面体单元划分网格;
- 2) 本构模型参数采用上述单轴拉伸试验结果;
- 3) 模型边界施加对称约束并限制底面 Z 向位移,切割横截面上施加位移约束使试样尺寸变为初始尺寸 $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$,如图 5(a) 所示;
- 4) 计算得到的皮肤组织横、纵向预应力如图 5(b)、5(c) 所示,得出 σ_x 、 σ_y 估计值分别为 4.1 kPa 、 4.5 kPa 。

3.2 伤口缝合力测量

在普通家猪腹部分别设计了 $40 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 和 $40 \text{ mm} \times 14 \text{ mm}$ 、厚度为 3 mm 的各 3 组皮肤伤口;使用精度为 0.01 N,型号为 AIPLI-SF-10 的电子拉力计测量闭合伤口所需的力;采用单纯间断缝合合法闭合伤口,缝合线两端水平对齐,同时拉动两端缝合线,使伤口边缘沿中轴线紧密对齐;重复测量,记录均值与标准差,伤口尺寸及缝合力测量方法如图 6 所示,两种伤口缝合力测量结果如图 7 所示。其中横坐标 1~7 代表伤口的 7 个缝合点,其位置如图 1 所示,纵坐标为该点缝合力测量结果。

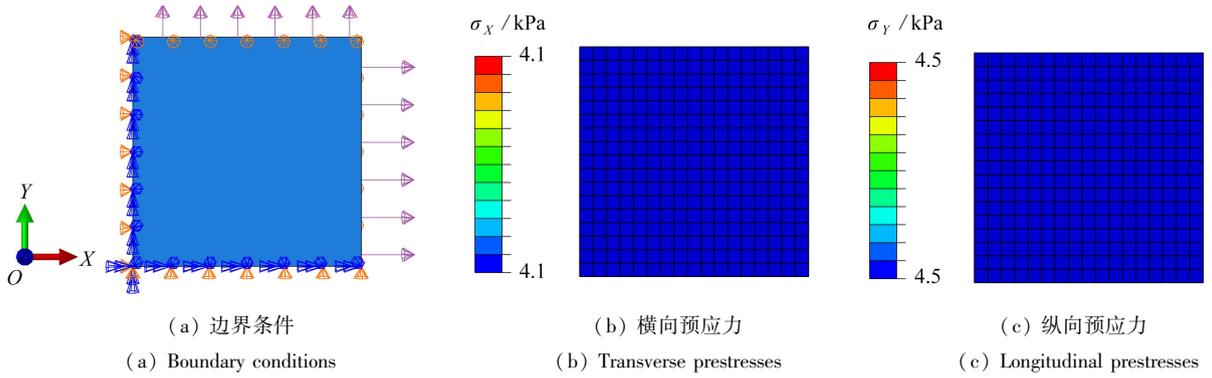


图5 皮肤组织预应力释放的反向模拟边界条件及计算结果

Fig. 5 Boundary conditions and calculation results of the reverse simulation of prestress release in the skin tissue



图6 伤口尺寸及缝合力测量方法

Fig. 6 Measurement of wound sizes and suture forces

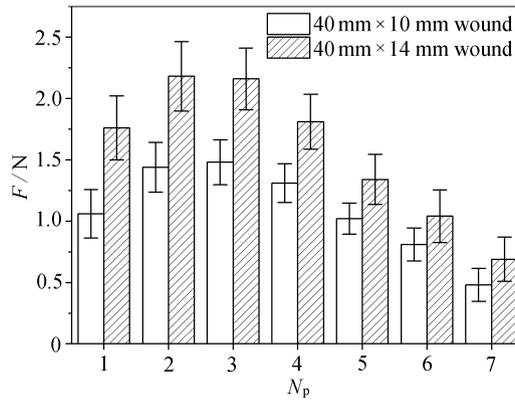


图7 伤口缝合力测量结果

Fig. 7 Wound suture force measurement results

注 为了解释图中的颜色,读者可以参考本文的电子网页版本,后同。

3.3 模型预测结果统计分析

材料参数取实验估计值时,40 mm×10 mm 伤口缝合力有限元计算结果如图8所示。其中图8(a)为伤口施加预应力后的初始状态,图8(b)—(h)为缝合过程。可以看出施加位移约束节点处,即缝合点处力最大,并且7个缝合点处缝合力大小按缝合针次依次呈先增高后逐渐降低趋势,缝合力大小在0~1.5 N之间,与图7实验测量结果接近。

构建的 EBF 神经网络模型需要进行校验,本文采用式(11)的决定系数 R^2 来评估所构建代理模型的拟合精度:

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}, \quad (11)$$

式中, n 为样本点数, y_i 为有限元计算结果, \hat{y}_i 为代理模型预测值, \bar{y} 为有限元计算结果均值, R^2 越接近 1, 表明预测结果与有限元计算结果均值拟合程度越好, 模型精度越高. 除采用 EBF 神经网络模型外, 本文亦采用了四阶响应面、RBF 神经网络模型来构建伤口缝合力预测模型, 以比较不同代理模型之间的优越性. 图 9 为利用验证数据集计算得到的 3 种代理模型所有输出变量 $y_1 \sim y_7$ 的 R^2 值. 结果显示, EBF 神经网络模型对样本数据的拟合精度明显优于其他两种模型, 且 R^2 值均在 95% 以上, 拟合精度较高, 可用于快速预测任意参数组合和一系列缺陷尺寸伤口缝合所需的缝合力.

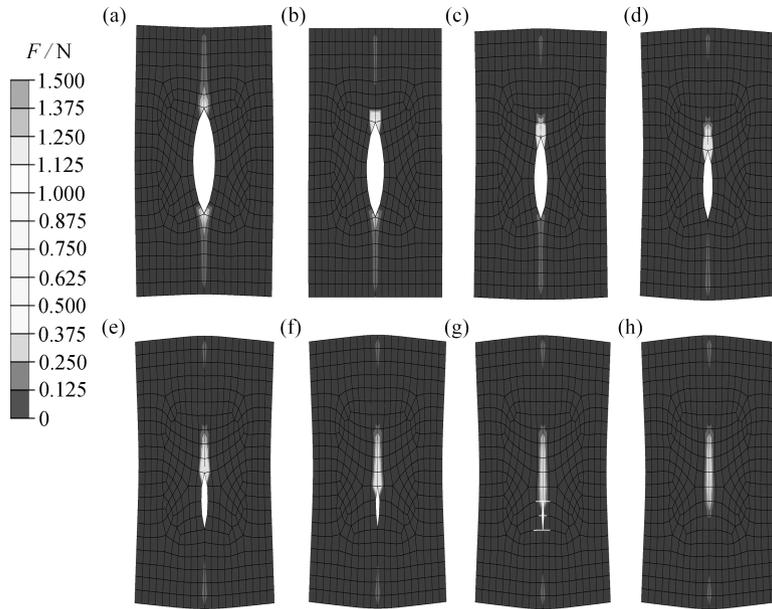


图 8 有限元模拟缝合过程

Fig. 8 The finite element simulation of the suture process

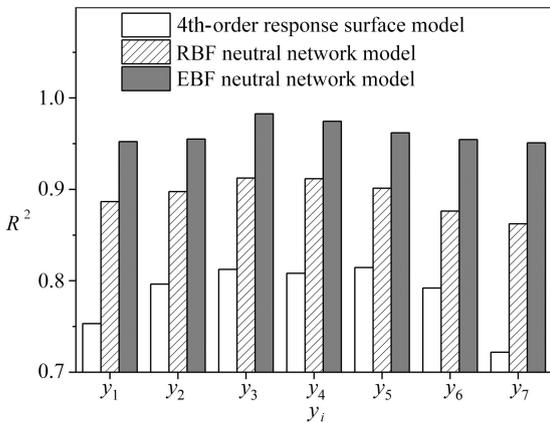


图 9 3 种代理模型拟合精度

Fig. 9 The fitting precision of 3 proxy models

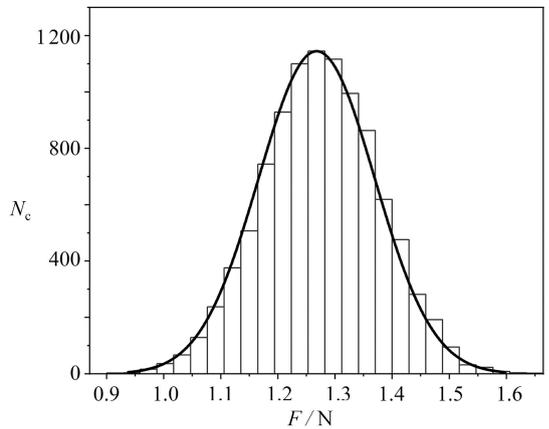


图 10 输出响应概率分布图

Fig. 10 The output the response probability distribution graph

输入测得的猪皮材料参数及伤口尺寸参数, 通过构建的皮肤伤口缝合力预测模型, 计算得到各输出变量的概率密度分布、均值以及标准差. 以 40 mm×10 mm 伤口中心节点处缝合力 F_4 的统计结果为例, 得到输出响应的概率分布, 如图 10 所示. 可以看出, 结果呈现出良好的正态分布, 表明参数样本具有良好的统计特性, 同时受材料参数不确定性影响, 伤口缝合力预测结果表现出较高的离散性.

模型预测结果与实验测量结果的对比如图 11 所示. 结果显示, 采用间断缝合椭圆形皮肤伤口, 所需缝合力呈先增后减趋势, 峰值力发生在伤口中线前. 40 mm×10 mm 伤口缝合力峰值约为 1.7 N; 40 mm×14 mm 伤口缝合力峰值约为 2.5 N. 受材料参数不确定性影响, 缝合力预测结果最大有 ±0.6 N 的波动, 随着所取置信水平的增大, 模型预测结果的置信区间变大, 绝大部分实验测量结果落在 95% 置信区间范围, 少数结果超出

这一范围,所有测量结果均落在90%置信区间范围,相比于单纯地进行一次仿真计算,考虑了参数的不确定性后得到的结果更加稳健可靠.从40 mm×14 mm伤口对比结果可以看出,对于建模尺寸外的伤口,预测模型亦有较好的预测效果.决策者可以根据不同的精度要求,选择相信不同置信水平对应的缝合力置信区间,作为机器人缝合算法的参考输入.

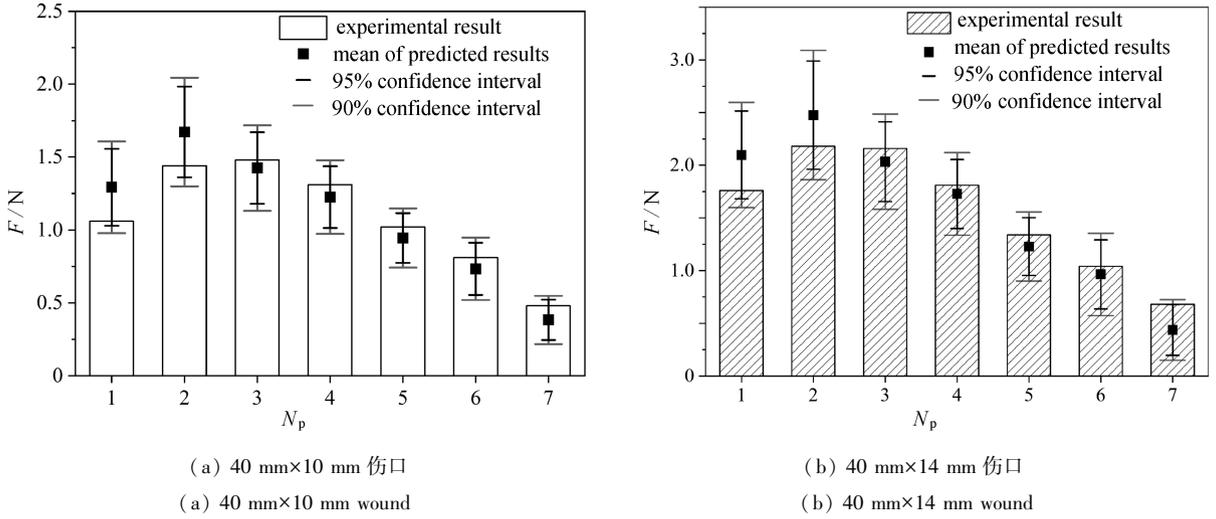


图 11 伤口缝合力预测结果与实验测量结果对比

Fig. 11 The prediction results of wound suture forces compared with the experimental results

4 结 论

本文应用有限元理论对皮肤伤口缝合过程进行力学仿真计算,并将代理模型方法及 MC 方法结合,得到了考虑皮肤材料参数不确定性的皮肤伤口缝合力预测模型.通过与普通家猪皮肤伤口缝合实验结果相比较,验证了模型的可靠性.

此外,皮肤材料实际上还表现出黏弹性、可压缩性、各向异性等材料力学特性,本文方法为分析皮肤等生物软组织数值仿真不确定传播问题提供了一般思路,额外考虑皮肤的黏弹性、可压缩性、各向异性,并与皮肤力学特性在体测试技术相结合,将得到更加准确的预测结果.同时该方法还可以扩展到更广泛的伤口尺寸及形状,期望能为机器人手术缝合算法的开发及术前指导提供参考依据.

参考文献 (References):

- [1] 付宜利, 潘博. 微创外科手术机器人技术研究进展[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2019, **51**(1): 1-15. (FU Yili, PAN Bo. Research progress of surgical robot for minimally invasive surgery[J]. *Journal of Harbin Institute of Technology*, 2019, **51**(1): 1-15. (in Chinese))
- [2] REILEY C E, AKINBIYI T, BURSCHKA D, et al. Effects of visual force feedback on robot-assisted surgical task performance[J]. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2008, **135**(1): 196-201.
- [3] JUNG W J, KWAK K S, LIM S C. Vision-based suture tensile force estimation in robotic surgery[J]. *Sensors*, 2020, **21**(1): 110.
- [4] PISSARENKO A, MEYERS M A. The materials science of skin: analysis, characterization, and modeling[J]. *Progress in Materials Science*, 2020, **110**: 100634.
- [5] CAPEK L, JACQUET E, DZAN L, et al. The analysis of forces needed for the suturing of elliptical skin wounds[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2012, **50**(2): 193-198.
- [6] 龚博, 林骥, 王彦中, 等. 细胞骨架与细胞外基质的力学建模与分析[J]. 应用数学和力学, 2021, **42**(10): 1024-1044. (GONG Bo, LIN Ji, WANG Yanzhong, et al. Mechanical modeling and analyses of cytoskeleton and extracellular matrix[J]. *Applied Mathematics and Mechanics*, 2021, **42**(10): 1024-1044. (in Chinese))
- [7] 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. (in Chinese)
- [8] HOLZAPFEL G A, GASSER T C, OGDEN R W. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models[J]. *Journal of Elasticity & the Physical Science of Solids*, 2000, **61**(1/3): 1-48.
- [9] GASSER T C, OGDEN R W, HOLZAPFEL G A. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations[J]. *Journal of the Royal Society Interface*, 2006, **3**(6): 15-35.
- [10] TONGE T K, VOO L M, NGUYEN T D. Full-field bulge test for planar anisotropic tissues, part II: a thin shell method for determining material parameters and comparison of two distributed fiber modeling approaches[J]. *Acta Biomaterialia*, 2012, **9**(4): 5926-5942.
- [11] PINAR A. Recent progress of uncertainty quantification in small-scale materials science[J]. *Progress in Materials Science*, 2020, **117**: 100723.
- [12] 陈鑫, 王刚, 叶正寅, 等. CFD 不确定度量化方法研究综述[J]. 空气动力学学报, 2021, **39**(4): 1-13. (CHEN Xin, WANG Gang, YE Zhengyin, et al. A review of uncertainty quantification methods for computational fluid dynamics[J]. *Acta Aerodynamica Sinica*, 2021, **39**(4): 1-13. (in Chinese))
- [13] FISHMAN G. *Monte Carlo: Concepts, Algorithms and Applications*[M]. New York: Springer, 1996.
- [14] 毛凤山, 陈昌富, 朱世民. 代理模型方法及其在岩土工程中的应用综述[J]. 地基处理, 2020, **31**(4): 295-306. (MAO Fengshan, CHEN Changfu, ZHU Shimin. Surrogate model method and its application in geotechnical engineering[J]. *Journal of Ground Improvement*, 2020, **31**(4): 295-306. (in Chinese))
- [15] 陈浩, 林震, 刘成诚, 等. 基于直接模拟蒙特卡洛方法的真空羽流不确定量化研究[J]. 推进技术, 2020, **41**(1): 73-84. (CHEN Hao, LIN Zhen, LIU Chengcheng, et al. Uncertainty quantification of vacuum plume simulations using direct simulation Monte Carlo method[J]. *Journal of Propulsion Technology*, 2020, **41**(1): 73-84. (in Chinese))
- [16] 李久辉, 卢文喜, 常振波, 等. 考虑参数不确定性的地下水污染源识别[J]. 中国环境科学, 2021, **41**(4): 1711-1722. (LI Jiuhui, LU Wenxi, CHANG Zhenbo, et al. Identification of groundwater contamination sources considering parameter uncertainty[J]. *China Environmental Science*, 2021, **41**(4): 1711-1722. (in Chinese))
- [17] 赵翔, 茹东恒, 王鹏, 等. 基于 NARX 神经网络方法的汽轮机转子关键部位应力预测[J]. 应用数学和力学, 2021, **42**(8): 771-784. (ZHAO Xiang, RU Dongheng, WANG Peng, et al. On the stress prediction of key components in steam turbine rotors based on the NARX neural network[J]. *Applied Mathematics and Mechanics*, 2021, **42**(8): 771-784. (in Chinese))
- [18] 周杰, 赵婷婷, 陈青青, 等. 基于 GoogLeNet 的混凝土微观模型应力-应变曲线预测[J]. 应用数学和力学, 2022, **43**(3): 290-299. (ZHOU Jie, ZHAO Tingting, CHEN Qingqing, et al. Prediction of concrete meso-model stress-strain curves based on GoogLeNet[J]. *Applied Mathematics and Mechanics*, 2022, **43**(3): 290-299. (in Chinese))
- [19] BENITEZ, J M, MONTANS, F J. The mechanical behavior of skin: structures and models for the finite element analysis[J]. *Computers & Structures*, 2017, **190**: 75-107.
- [20] ANNAIDH A N, BRUYERE K, DESTRADE M. Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012, **40**(8): 1666-1678.
- [21] SULLIVAN T P, EAGLSTEIN W H, DAVIS S C, et al. The pig as model for human wound healing[J]. *Wound Repair and Regeneration*, 2001, **9**(2): 66-76.
- [22] 王楠, 罗岚, 刘勇, 等. 金属构件残余应力测量技术进展[J]. 仪器仪表学报, 2017, **38**(10): 2508-2517. (WANG Nan, LUO Lan, LIU Yong, et al. Research progress on stress measurement technology for metal components [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017, **38**(10): 2508-2517. (in Chinese))