

角膜缝合张力分析与缝合效果评价^①杨 洋^{②*} 王 璐^{*} 邓世靖^{**}

(* 北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191)

(** 北京市眼科研究所 北京 100005)

摘 要 根据角膜移植手术缝合的技术要求,建立了形状记忆合金(SMA)角膜缝线与角膜软组织作用的有限元模型,探究了缝线对粘弹性角膜的作用效果。按照缝线张力等要素与角膜组织最大变形的关系,建立了在临床手术中的缝合效果评价准则;根据缝线张力等要素对角膜组织最大应力的影响,进行了在微创方面的缝合效果评价。提出的缝合效果评价方法为角膜缝合操作提供了依据,为设计一种能够自成结的角膜缝线提供了研究基础。

关键词 角膜缝合, 缝线, 有限元模型, 张力分析, 评价

0 引言

角膜移植手术采用传统的缝线缝合方法存在诸多弊端^[1]。例如,医生在医学显微镜下难以精准地进行缝合操作;医生在进行缝合时会引起缝线张力不均匀,导致伤口愈合效果不佳。而角膜移植手术需采用微创缝合技术,在缝合时要求对器官软组织的创伤最小^[2]。由于采用传统缝合方法时,缝线张力的控制全凭医生的技术水平和临床经验,没有可靠的缝合效果评价供医生参考,很难做到创伤最小。所以,从微创缝合的角度研究角膜缝线张力对角膜组织的变形和应力的影响显得尤为迫切和必要。基于这一考虑,本文研究了形状记忆合金(SMA)缝线与角膜软组织的作用,进行了 SMA 角膜缝线的张力分析,给出了 SMA 缝线的缝合效果评价准则,为实用性 SMA 角膜缝线的设计和实现做了有益的基础性探索。

1 SMA 角膜缝线与角膜组织相互作用的有限元模型的建立

1.1 角膜缝线稳定时的曲线方程

首先确定缝线稳定时的曲线方程,然后按照曲线方程建立相应的几何模型,并选择合适的单元类

型。缝线的线径一般为 0.01mm。

缝线稳定时的曲线方程根据缝合时的路径规划来制定。如图 1 所示,缝合时的路径为半径 R' 的圆弧 $\widehat{AB}$, A 点为缝线刺入角膜的点,其坐标为 $A(x_1, y_1)$; B 点为缝线穿出角膜的点,其坐标为 $B(x_2, y_2)$; C 点为缝合路径的圆心位置,其坐标为 $C(x_0, y_0)$ 。

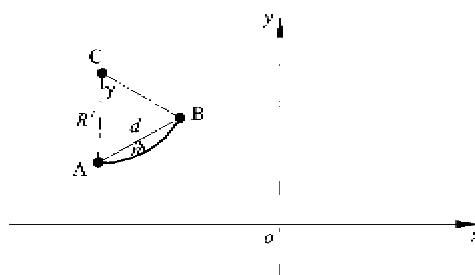


图 1 角膜缝线稳定时的曲线方程

根据圆的解析式可以得到缝线稳定时的曲线方程:

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 = R'^2 \quad (1)$$

其中, $x_1 \leq x \leq x_2, y_1 \leq y \leq y_2$ 。

1.2 缝线与角膜组织相互作用的有限元模型的建立

角膜是一种非线性粘弹性体,可以把角膜模型的求解问题归结为非线性的粘弹性问题。根据试验

① 国家自然科学基金(50675008)资助项目。

② 男,1962 年生,博士,教授,博士生导师;研究方向:显微外科机器人技术;联系人, E-mail: yang_mech@buaa.edu.cn (收稿日期:2012-03-01)

数据测得角膜的弹性模量为17.6MPa,泊松比为0.49。通过自下而上的方法建立角膜的有限元模型。

然后建立缝合线的有限元模型。由于有限元分析软件 ANSYS 中没有专门的绳索单元来模拟角膜缝线^[3],故需要对缝线进行一些假定。如图 2(a)所示,将缝线等分为 $n-1$ 段,每一段由两个节点和一根弹簧来模拟,每个节点具有沿 x, y, z 方向的自由度。假定忽略线的柔性,即两个相邻节点处的弹簧作用,把每一段进行刚化处理,就可以用二维杆件来近似模拟缝线。由于每个节点具有沿 x, y, z 方向的全自由度,故在每个节点处均可模拟缝线的弯曲变形。

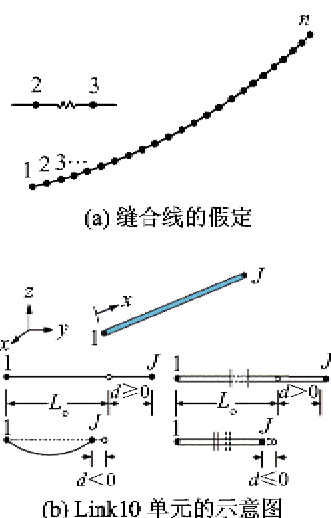


图2 角膜缝线的简化与 Link10 单元

考虑到 ANSYS 中的 Link10 单元^[4]是一个轴向仅受拉或仅受压的杆单元,也是具有双线性刚度矩阵的双线性连接单元,可以作为可离散的绳索单元。Link10 单元在每个节点上有 3 个自由度^[5]:沿节点坐标系 x, y, z 方向的平动,如图 2(b)所示。将角膜缝线划分为多个 Link10 单元,就能比较准确地模拟缝线的特性。

缝线的材料选择我们考虑选择形状记忆型钛镍合金 Ti-Ni-01^[6],其弹性模量 $E = 98\text{GPa}$,泊松比 $\mu = 0.25$,密度 $\rho = 6400\text{kg/m}^3$ 。Ti-Ni SMA 在达到其相变温度之前可以发生任意变形,当达到相变温度之后就回复到训练时的形状,这种特性称为形状记忆效应。除此以外,Ti-Ni SMA 还有良好的生物组织相容性^[7]。

缝线与角膜组织相互作用的模型如图 3 所示。

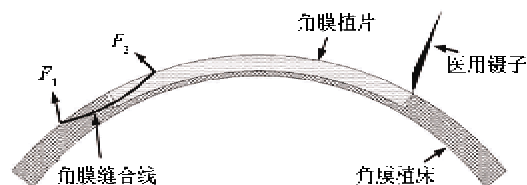


图3 缝线与角膜组织之间相互作用的模型

采用自底向上的方式建立角膜缝线与角膜相互作用的有限元模型。首先使用布尔减运算切去缝线占用的位置,然后重新建立角膜缝线模型,从而形成独立于角膜模型之外的缝线模型,如图 4 所示。

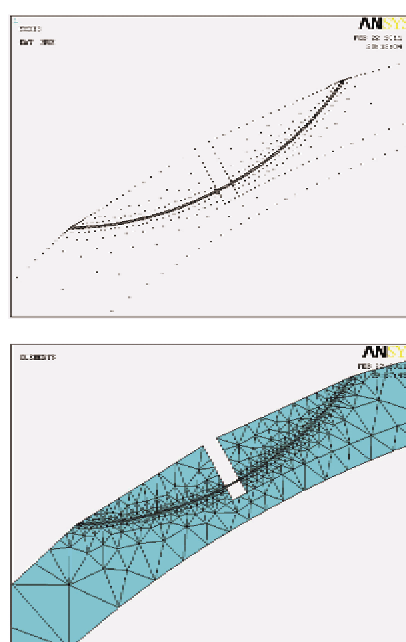


图4 角膜缝线与角膜相互作用的有限元模型的网格划分

使用布尔运算中的粘结命令将缝线的边界线和与其相接处的角膜边缘粘接起来^[8],它们在各自的边缘接触处的每一点均发生作用,一方的动作会带动另一方的跟随动作,故而可以模拟缝线在角膜中的变形。

2 角膜缝线的张力分析

2.1 角膜缝线张力的计算

由于角膜缝线的张力可以在正交坐标系上进行分解,对应的缝线张力的大小和方向可以表示为沿 x_i 轴方向的分力 F_{x_i} 和沿 y_i 轴方向的分力 F_{y_i} 。

由于缝线的中心线与 x_i 轴存在一定角度,求解加载力的值时比较复杂和繁琐。考虑将坐标系沿 z 轴旋转一定角度,使新坐标系的 y 轴与缝线的中心

线重合,以便于分析和计算。

如图 5(a)所示,坐标系 i 绕 z_i 轴逆时针旋转一个角度 α 得到坐标系 j 。坐标系 j 的 y_j 轴与缝线模型

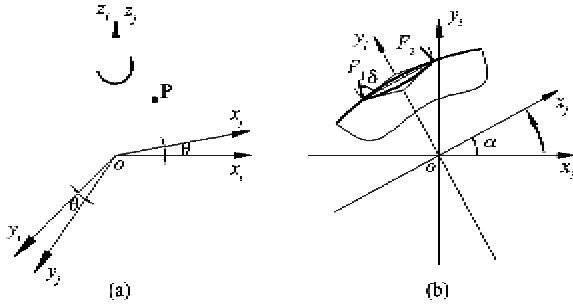


图 5 不同坐标系之间缝线张力的坐标转换

的中心线重合。根据旋转矩阵公式,得到 i 坐标系与 j 坐标系中沿 x, y, z 三个方向的缝线张力的换算关系,即:

$$\begin{bmatrix} F_{x_i} \\ F_{y_i} \\ F_{z_i} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_{x_j} \\ F_{y_j} \\ F_{z_j} \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} F_{x_j} \cos\alpha - F_{y_j} \sin\alpha \\ F_{x_j} \sin\alpha + F_{y_j} \cos\alpha \\ F_{z_j} \end{bmatrix} \quad (2)$$

接下来就可以在坐标系 j 中对缝线张力进行计算和分解。加载缝线张力时需要分别在角膜缝线的两侧尖端节点上施加力,施加于左侧节点的力为 F_1 ,施加于右侧节点的力为 F_2 ,且 $F_1 = F_2 = F$ 。在坐标系 j 中, F_1 与 x_j 轴之间的夹角为 δ 。

为了保证有效受力,需要满足 $\delta_0 \leq \delta \leq \delta_1$ 。根据正交分解定理,得到下式:

$$\begin{cases} F_{1x_j} = F_1 \cos\delta \\ F_{1y_j} = F_1 \sin\delta \\ F_{2x_j} = -F_2 \cos\delta \\ F_{2y_j} = F_2 \sin\delta \end{cases} \quad (3)$$

将式(3)代入式(2),利用三角函数诱导公式,结合 $F_1 = F_2 = F$,得

$$\begin{cases} F_{1x_i} = F \cos\delta \cos\alpha - F \sin\delta \sin\alpha = F \cos(\delta + \alpha) \\ F_{1y_i} = F \cos\delta \sin\alpha + F \sin\delta \cos\alpha = F \sin(\delta + \alpha) \\ F_{2x_i} = -F \cos\delta \cos\alpha - F \sin\delta \sin\alpha = -F \cos(\delta - \alpha) \\ F_{2y_i} = -F \cos\delta \sin\alpha + F \sin\delta \cos\alpha = F \sin(\delta - \alpha) \end{cases} \quad (4)$$

式中,已知量为 $\alpha = 29^\circ$,未知量为 F 和 δ 。

2.2 角膜缝线的张力分析

在进行角膜缝合手术时,缝合路径的跨距 d 、缝合路径深度 h 对角膜缝合的效果也会产生很大的影响。故而缝合路径跨距 d 、缝合路径深度 h 、缝线张力大小 F 以及 F 与 x_j 轴之间的夹角 δ 构成了使用缝线进行角膜缝合的四要素。由于这 4 个要素的取值范围比较广泛,故采用抽样的方法,均匀取值进行加载求解。

分别在角膜缝线模型中的进线处和出线处施加集中力载荷。根据临床经验,先试取 $d = 2.0\text{mm}$ 、 $h = 0.35\text{mm}$, F 均匀抽取 6 组数值, δ 均匀抽取 12 组数值进行分析。利用式(4)计算出每组数据对应的缝线张力值,加载求解后得到角膜缝线张力 F 、夹角 δ 与角膜组织最大应力之间的关系,如图 6 所示。

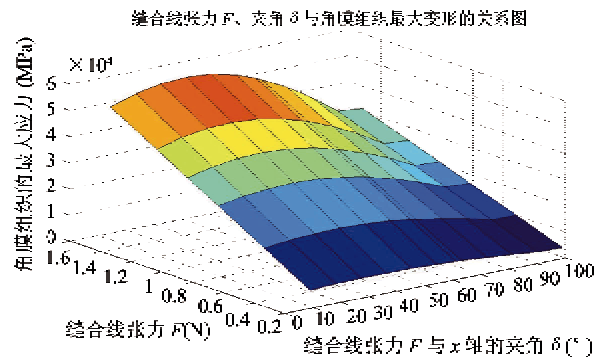


图 6 角膜缝线张力 F 、夹角 δ 与角膜组织最大应力之间的关系图

从图 6 中可以看出,角膜组织的最大应力与施加的缝线张力大小 F 呈线性关系,而对于给定的缝线张力值, F 与夹角 δ 对角膜组织的最大应力的影响呈现非线性关系。角膜组织的最大应力总体上随着夹角 δ 的增大而递减,但在出现拐点后随着夹角 δ 的增加而递增。由图可知,角膜组织的最大应力发生在 $\delta = 36^\circ$ 时。

在缝合手术中,角膜组织所受创伤要尽可能达到最小,更不能对其周围组织造成损伤。所以缝合时需要避开出现最大应力的位置,而当 $\delta > 36^\circ$ 时角膜伤口的重合面积不能满足缝合要求,故应保证 δ 的取值范围为 $9^\circ \leq \delta < 36^\circ$ 。

角膜缝线作用于角膜组织之后,角膜组织会挤压伤口周围的组织分别向中央靠拢。图 7(b) - (c) 示出了角膜伤口在不同缝线张力作用下的变形效果,其中阴影部分表示角膜伤口组织的变形量(即愈合度)。显然,图 7 中(b)和(c)所示的角膜伤口基本没有相互接触,将导致伤口组织的愈合时间

较长且比较容易引起炎症,缝合效果不是很理想。

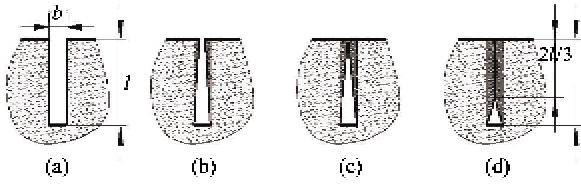


图7 伤口缝合效果示意图

图7(d)所示的缝合效果较为理想,也符合角膜移植手术临床要求,其重叠深度约为整个角膜伤口

深度的2/3,角膜伤口两侧的组织分别向中央挤压,对另一侧的角膜组织产生一定的预紧力,有助于伤口的顺利愈合。根据前文对角膜缝合钉和缝线的缝合效果的研究结果^[11],伤口在宽度方向上应保证两侧面相互接触,并存在一定的位移。

图8所示为角膜在缝线张力 $F=1.2\text{N}$ 作用下的应力图。当 $F=1.2\text{N}$, $\delta=27^\circ$ 时角膜伤口两侧角膜组织的重合面积能够占到伤口面积的2/3以上,且角膜伤口左右两侧节点处的最大变形分别为0.0520mm和0.0512mm,缝合效果较好。

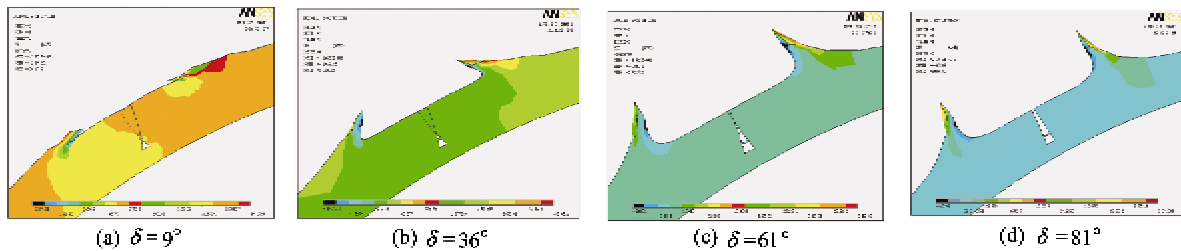


图8 角膜在缝线张力 $F=1.2\text{N}$ 作用下的应力图

故缝线张力 $F=1.2\text{N}$, F 与 x_j 轴之间的夹角 $\delta=27^\circ$ 时,即 F 与 x_i 轴之间的夹角 $\kappa=\alpha+\delta=56^\circ$ 时,缝合效果较好。

3 角膜缝合效果的评价

3.1 基于临床手术的角膜缝合效果评价

基于临床手术的缝合效果评价主要是针对角膜直观的缝合效果,按照角膜移植手术的临床技术要求提出来的。角膜伤口截面形状为矩形,角膜伤口重要的参考尺寸是角膜伤口的宽度 b 和深度 l 。对于板层缝合手术来说,角膜伤口的宽度约为0.1mm,深度约为0.4mm。

基于临床手术的缝合效果评价需同时满足如下条件:(1)角膜伤口在缝合时的组织重叠深度约为整个角膜伤口深度的2/3;(2)角膜伤口在保证两侧面相互接触的前提下,须各有一定的位移。

该评价与临床经验吻合,对角膜移植手术的实际手术操作有一定的指导意义。

3.2 基于微创的角膜缝合效果评价

基于微创的缝合效果评价则是针对缝合过程中角膜组织的应力变化,要求使最大应力值最小化,或者避开最大应力出现的位置^[9]。

根据最小总势能原理^[10],角膜组织受到缝线的

张力作用后的最大应力取最小值时能使角膜组织的变形满足应力边界条件,从而达到真实位移。而且为了使角膜组织材料免受硬性创伤,也应使角膜组织的最大应力值最小化。

通过上节的分析得知当 $F=1.2\text{N}$, $\delta=27^\circ$ 时角膜组织的最大应力值最小,缝合的效果也比较好。但不能忽略其他两要素的影响,即缝合路径跨距 d 和缝合路径深度 h 。当 $F=1.2\text{N}$, $\delta=27^\circ$ 时, d 在1.5~2.5mm之间均匀取7组数值, h 在0.25~0.40mm之间均匀取4组数值。

加载求解后,得到如图9所示的角膜组织的最大应力图,它反映了当 $F=1.2\text{N}$, $\delta=27^\circ$ 时,缝合路

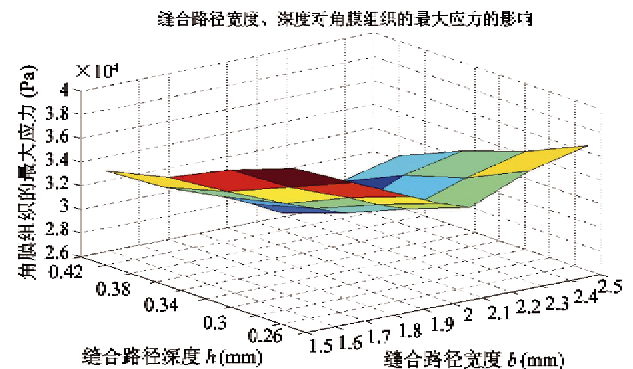


图9 缝合路径跨距 d 、缝合深度 h 与角膜组织最大应力的关系图

径跨距和深度对角膜组织的最大应力的影响。从图中可以看出,对于特定的缝合路径深度 h ,角膜组织的最大应力值随缝合路径跨距 d 呈近似抛物线关系,并在 $d=2.1\text{mm}$ 处出现最小值。对于特定的缝合路径跨距 d ,角膜组织的最大应力随缝合路径深度 h 的增加呈递减的趋势,但并非线性关系,且在 $h=0.4\text{mm}$ 时出现最小值。

综上所述,可知当 $F=1.2\text{N}$, $\delta=27^\circ$, $b=2.1\text{mm}$, $h=0.4\text{mm}$ 时,角膜组织的最大应力值最小。该结果也与临床经验相符合,据此得出基于微创的角膜缝合效果评价:

(1) 角膜组织在受力变形时应使最大应力值最小化,或者避开最大应力值出现的位置;

(2) 在进行缝合手术时可参考以下数值参数:缝合路径跨距 $b=2.1\text{mm}$,缝合路径深度 $h=0.4\text{mm}$,缝线张力大小 $F=1.2\text{N}$,缝合时 F 与 x_i 轴之间的夹角 $\kappa=56^\circ$ 。

4 结 论

(1) 建立角膜缝线的有限元模型并进行张力分析,有助于提出角膜缝合效果的评价方法。

(2) 利用坐标转换得出的缝线张力计算公式的运用提高了缝线张力分析的准确性,通过缝线张力分析可掌握缝线张力和缝合角度对角膜组织伤口的最大变形和最大应力的影响。

参考文献

- [1] Michael Zemlok. Coated surgical staples and an illuminated staple cartridge for a surgical stapling instrument. United States Patent: 985661A, 2007-11-16
- [2] 赵梅生,张忠君,马洪顺等. 人角膜黏弹性实验研究. 生物医学工程学杂志,2005,22(3):550-554
- [3] Pinsky P, van der Heide D, Chernyak D, et al. Computational modeling of mechanical anisotropy in the cornea and sclera. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2005, 31(1), 136-145
- [4] 杨洋,刘笑宇,符浩. 角膜移植中缝针刺入角膜的有限元仿真. 机械工程学报,2008,44(12):24-29
- [5] ANSYS, Inc. ANSYS Element Reference. Ninth Edition. Cononsburg, PA, USA: SAS, IP Inc, 1997
- [6] 华英杰,王崇太. NiTi 形状记忆合金在医学领域中的应用. 海南师范学院学报,2004, 17(1): 39-43
- [7] 魏东. 角膜移植机器人的设计与控制:[硕士学位论文]. 北京:北京航空航天大学,2006
- [8] 刘笑宇. 角膜移植缝合作业的力学建模与仿真:[硕士学位论文]. 北京:北京航空航天大学,2007
- [9] Fratzl P, Misof K, Zizak I. Fibrillar structure and mechanical properties of collagen. *Journal of Structural Biology*, 1997, 122(1), 119-122
- [10] 杨洋,刘笑宇. 缝针刺入角膜的力学建模与仿真. 自然科学进展,2008, 18(12): 1451-1458
- [11] 王璐,杨洋,孙繁新等. 基于形状记忆合金的角膜缝合钉的设计. 机械工程学报,2010, 46(5):105-109

Tensional analysis and suturing performance evaluation of the suture in corneal suturing

Yang Yang*, Wang Lu*, Deng Shijing**

(* School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191)

(** Beijing Institute of Ophthalmology, Beijing 100005)

Abstract

According to the technical requirements for the corneal suturing in cornea transplantation, a finite element model for the interaction of the SMA (shape memory alloy) suture for corneal suturing and the soft tissue of the cornea was built to explore the effect of the flexible suture on the viscoelastic cornea. Moreover, the influence of the suture tension on the maximum displacement and stress of the corneal tissue was analyzed. Subsequently, the suturing performance evaluating method for the clinical surgery with minimal trauma was put forward. The proposed suturing performance evaluating method can offer the reference information for suturing operations, which can lay a good foundation for the further research on the self-tying suture.

Key words: corneal suturing, suture, finite element model, tensional analysis, evaluation