

缝针刺入角膜组织的力学模型^①

轩新想^② 杨 洋 王 哲 邓世靖* 刘笑宇

(北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191)

(*首都医科大学北京眼科研究所 北京 100730)

摘 要 首先通过分析缝针刺入角膜组织过程中的力学行为,将缝针与角膜组织之间的相互作用力分解为表面接触力、摩擦力和切割力。根据修正的 Karnopp 摩擦模型,进行了正弦加载的摩擦力提取实验。根据摩擦力-时间变化曲线,得到了针刺角膜的摩擦力模型。其次,基于针刺角膜过程中表面接触力的实验结果,通过二次曲线拟合方法建立了表面接触力模型。最后,根据针刺角膜的力-位移关系和摩擦力模型,得到了对应的切割力模型。此研究为手术机器人进行角膜缝合精细作业提供了依据。

关键词 角膜缝合, 针轴力, 力学建模

0 引 言

角膜移植手术是一种对精度要求很高的显微外科手术,手术中对缝针力度的控制是否适当,会对手术效果产生很大影响。为满足手术作业精细性要求,需要对缝针与角膜组织接触过程中的相互作用进行分析,以便在手术机器人作业时,能更好地控制缝针轨迹和力度。缝针刺入角膜组织的过程是一个刚性物体(缝针)和软组织(角膜)接触的相互作用过程。DiMaio^[1]在这方面做了先驱性的工作。通过计算机视觉观察机器人夹持缝针刺入软组织的过程及根据力传感器反馈的缝针受力(以下简称针轴力)的变化和软组织的变形程度。DiMaio 估计了接触力沿针轴变化的趋势;Kataoka^[2]开发了一种用于识别缝针刺入软组织过程中针轴所受变形力的专用工具,但没有给出针与组织接触过程中的力变化模型。上述研究都没有给出较系统的力学模型,并且都是针对胃等含有丰富血管组织的软组织,这与角膜组织不含血管的构造是有较大区别的。

本文首先通过对缝针刺入角膜组织过程中力变化行为的分析,总结出针轴力在缝针刺入过程中的变化规律,依此规律把缝针在不同阶段受到的力分解为表面接触力、摩擦力和切割力,然后,通过对正弦加载摩擦力提取实验数据的分析,得到了用修正的 Karnopp 模型^[3]表示的摩擦力-速度关系,最后设

计了针刺角膜实验,根据对实验数据的分析,得到了表面接触力的非线性弹簧模型和二次拟合方程模型,并在已知摩擦力的基础上,通过对 0.8mm 轴径缝针以 1mm/s 速度刺入角膜的过程的实验曲线进行分析,得到了此条件下的切割力大小。此研究为手术机器人缝合作业时力度控制和轨迹规划提供了重要依据。

1 缝针刺入角膜组织的力学行为

缝针刺入软组织的力学过程描述如下:缝针开始接触软组织后,表面接触力的大小经过稳定持续上升后达到峰值,当缝针刺破软组织表面的瞬间,角膜的变形迅速回复,其值呈迅速下降的趋势,随后针轴力的变化主要与摩擦力、切割力和内部弹性有关。表面接触力发生在细胞单元被破坏之前,摩擦力和切割力发生在细胞单元被刺破之后。

如图 1 所示,缝针刺入角膜的过程主要可分为 3 个阶段:角膜刺破前的接触阶段,上表面刺破后针尖的穿行阶段和下表面刺破后针轴的穿行阶段。刺破过程中针轴力的表现是:经过一个稳定上升阶段后达到一个峰值,其后急剧下降,之后又缓慢上升,最终稳定在一个定值。

通常,由传感器采集到的针轴力是一系列相关力的总和,在概念上虽然无需加以区分,但在做缝针刺入角膜的作业时需要进行分解,以使机器人操作

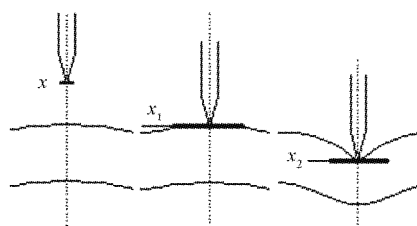
① 国家自然科学基金(50675008)资助项目。

② 男,1982 年生,硕士;研究方向:显微外科机器人技术;联系人, E-mail: xuanmx817@163.com
(收稿日期:2008-07-03)

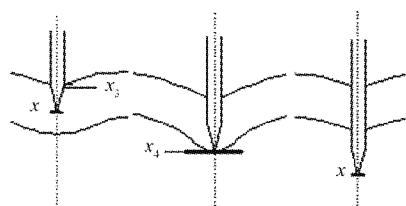
器能够施加合适的力。图 1 中,建立了以针轴线为坐标轴的坐标系,并定义 x 为针尖位移: x_1, x_2, x_4 为缝针刺入角膜临界状态时的位移,其中 x_1 为针尖刚接触角膜上表面的位移, x_2 为缝针刺破角膜上表面时的位移, x_4 为缝针刺穿角膜下表面时的位移, x_3 为缝针刺破角膜上表面后,角膜表面回复后的位移。3 个临界位移把针轴力分为 4 个阶段,各阶段力的大小和性质各不相同。这里我们只考虑缝针末端位移从 x_1 至 x_4 阶段缝针力的变化情况,依据分析,针轴力可看作表面接触力、摩擦力和切割力的线性之和,即

$$f_a(x) = f_d(x) + f_f(x) + f_c(x) \quad (1)$$

其中, f_a 是缝针刺入角膜组织过程中的针轴力; f_d 是缝针刺破角膜组织前,角膜弹性变形引起的表面接触力; f_f 是缝针刺破角膜上表面后,针轴表面和针尖与角膜组织接触引起的摩擦力; f_c 是造成角膜破损的切割力; x 是针尖的位移。式(1)中,各力的单位是牛顿(N),位移的单位是毫米(mm)。



(a) 缝针刺入角膜前的角膜变形



(b) 缝针刺入角膜后的角膜变形

图 1 缝针刺入角膜时的角膜变形

同时,上述方程也可按角膜上表面被刺破前后针轴力的不同,改写如下:

$$f_a(x) = \begin{cases} f_d(x) & x_1 < x < x_2 \quad t < t_{hc} \\ f_f(x) + f_c(x) & x_3 < x < x_4 \quad t_{hc} < t < t_{lc} \end{cases} \quad (2)$$

式中, t 为对应针尖位移为 x 时的时间; t_{hc} 为缝针刺破角膜上表面时的时间; t_{lc} 为缝针刺破角膜下表面时的时间,其余参数意义与单位与式(1)相同。根据以上分析,下面分别讨论 3 个分力数学模型的形式。

2 摩擦力模型

摩擦力发生在缝针刺入角膜之后,表现为沿针的轴向方向分布的阻力,它与生物组织的黏性有关,并且会随着速度的改变而有所不同。对于具有黏弹性特点的生物组织,目前还没有能准确描述其摩擦力性质的力学模型,为此我们采用了 Allison 等人^[4]提出的修正 Karnopp 摩擦模型来近似描述角膜组织的摩擦力行为,如图 2 所示。

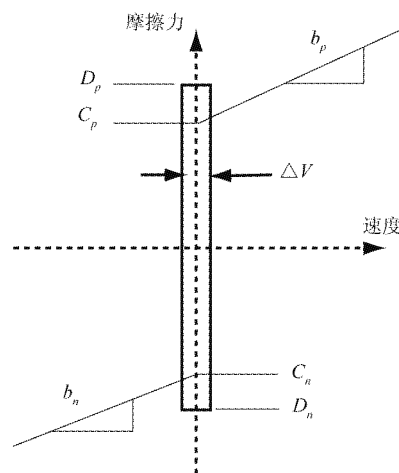


图 2 Karnopp 摩擦模型

该模型描述的摩擦力的显著特点就是当接触表面相对速度大于某一值时,摩擦力会随着速度的增大而增大,当相对速度小于临界速度时会出现“黏着”现象,表现为摩擦力不再随速度呈非线性变化,其性质也由动态摩擦转换为静态摩擦。通过分段函数描述,建立该模型的数学方程为

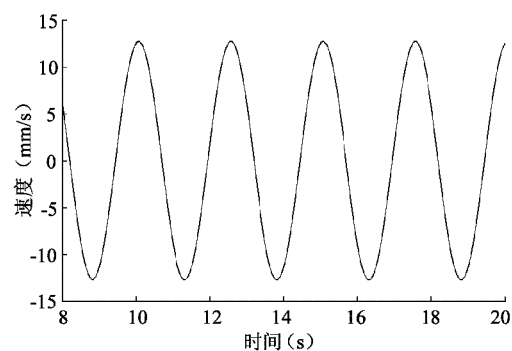
$$f_f(\dot{x}, F_a) = \begin{cases} C_n \operatorname{sgn}(\dot{x}) + b_n \dot{x} & \dot{x} \leq -\Delta v/2 \\ \max(D_n, F_a) & -\Delta v/2 < \dot{x} \leq 0 \\ \min(D_p, F_a) & 0 < \dot{x} < \Delta v/2 \\ C_p \operatorname{sgn}(\dot{x}) + b_p \dot{x} & \dot{x} \geq \Delta v/2 \end{cases} \quad (3)$$

其中, C_p, C_n 分别为正、负动态库仑摩擦力,单位是 N; b_p, b_n 分别为正、负阻尼系数,单位是 Ns/mm; D_p 和 D_n 为带状区域的正、负最大静态摩擦力,单位是 N。 $\dot{x}$ 为缝针位移对时间的导数,近似表示缝针和角膜组织之间的相对速度,单位是 mm/s; $\Delta v/2$ 为临界速度,如果缝针与组织间相对速度 $\dot{x}$ 小于该值,则认为其速度为 0; F_a 是作用于系统的非摩擦力因素的总和,单位是 N。

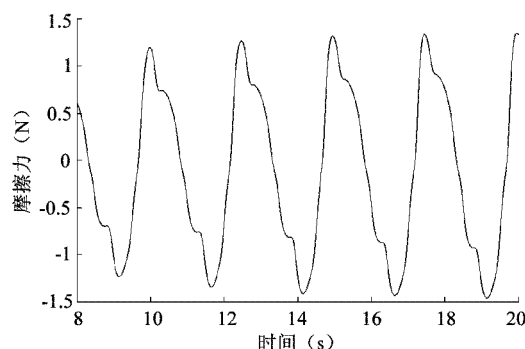
为正确地获得摩擦力和阻尼系数等一系列模型

参数,在 Instron 5848 Micro Tester 实验机上单独进行了摩擦力提取实验。实验时,用两片硬塑料片将角膜切片夹住并固定在实验台的固定器上。将实验机夹具上的缝针对准塑料中央的小孔,手动控制它穿过角膜切片,并到达缝针的中央位置,这时给缝针施加外载,使其按正弦规律做往复运动。每组实验,缝针只在同一个刺破孔处运动,由于不切割新的组织,也不经过组织表面弹性变形阶段,且由于缝针质量微小,在忽略其惯性力的情况下所得测量力即可认为是缝针与角膜组织的摩擦力。

下面以直圆弧 8×80 针(直径为 0.8mm)的实验数据为例说明摩擦力模型系数的求解过程。该组实验数据是在 0.4Hz 振频和 5mm 振幅的正弦加载条件下得到的,为便于分析,将记录的摩擦力测量数据用 MATLAB 生成曲线如图 3 所示。



(a) 速度-时间响应



(b) 摩擦力-时间响应

图 3 速度和摩擦力在正弦加载下的时间响应

如图 3 所示,在 0.4Hz 振频和 5mm 振幅的正弦外载下,当速度值处于某范围时,出现“黏着效应”,摩擦力开始变为静态摩擦。此时的速度就是临界速度 $\Delta v/2$,这与上述的理论极为吻合。图 4 描绘的是经过 10 次循环加载得到的摩擦力-速度循环曲线,进一步说明了这样的事实。

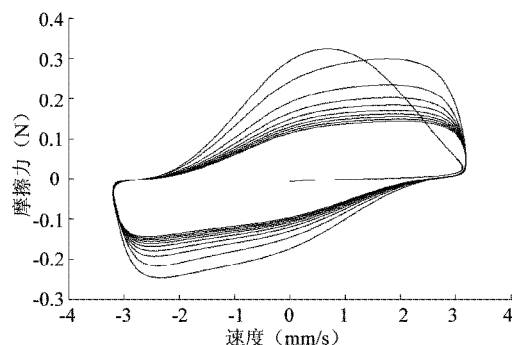


图 4 摩擦力响应的速度循环曲线

经过 MATLAB 软件的统计计算得到临界速度 $\Delta v/2 = 0.84\text{mm/s}$,这就是说当缝针在扎入角膜过程中的相对速度小于该值时,针轴受到的摩擦力为静态摩擦力,由计算得到,此时的静摩擦力很小,因此公式(3)中静摩擦力部分近似为零。为了进一步推导其余参数,取出一个周期内的摩擦力-时间曲线如图 5 所示。

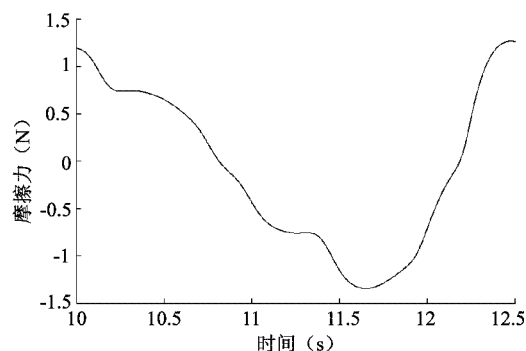


图 5 一个周期内的摩擦力-时间曲线

从图 5 可以看出,在正弦外载下,一个周期内的摩擦力并不表现为规则的正弦曲线规律。而是在位移 0 处表现出黏滞现象。并且可以发现,往复过程中的力学行为也不尽相同,即扎入和拔出过程中的力-位移曲线表现出不同的对应关系。经分析,造成这种现象的原因是角膜组织相对于夹板有相对滑移,且缝针扎入和拔出过程中角膜的应力状态也不相同。

尽管摩擦力曲线表现出这种不规则现象,但可以用最小二乘法消除^[4],并通过拟合求解得到 C_p 和 C_n , b_p 和 b_n 等模型参数如下: $C_p = -0.3714\text{ N}$, $b_p = 0.1171\text{Ns/mm}$, $C_n = 0.4906\text{ N}$, $b_n = 0.0382\text{ Ns/mm}$ 。

根据以上分析,在忽略静摩擦力的情况下,可得角膜针刺摩擦力的修正 Kamopp 摩擦模型:

$$f_f(\dot{x}) = \begin{cases} 0.4906\text{sgn}(\dot{x}) + 0.0382\dot{x} & \dot{x} \leq -0.84 \\ 0 & -0.84 < \dot{x} \leq 0 \\ 0 & 0 < \dot{x} < 0.84 \\ -0.3714\text{sgn}(\dot{x}) + 0.1171\dot{x} & \dot{x} \geq 0.84 \end{cases} \quad (4)$$

根据该摩擦力模型得到的摩擦力曲线与测量得到的摩擦力曲线对比图如图 6 所示。

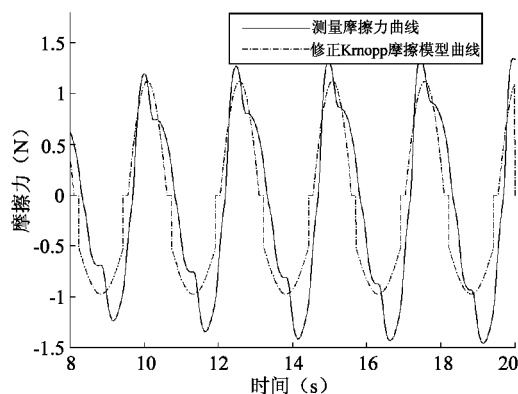


图 6 测量摩擦力与修正 Karnopp 摩擦力曲线比较

可以看出,依该方法拟合求解得到的模型参数绘制的摩擦力曲线与实际测量得到的摩擦力曲线变化趋势相同,且在取值范围内绝大部分数值接近或一致,只在缝针速度较高时存在一定的差异。高速阶段的差异的原因可能是公式(3)中的速度指的是缝针与组织间的相对速度,而计算时用的是缝针的绝对速度。由于刺破点附近的组织在缝针运动时存在着非线性变形,使得缝针绝对速度与缝针与组织间的相对速度存在一定的误差。

3 表面接触力和切割力模型

3.1 针刺角膜实验

针刺角膜实验系统由实验机、手术缝针、新鲜眼球样品和固定台等组成,如图 7 所示。实验机采用中科院力学所的微力材料实验机——Instron 5848 Micro Tester,它的载荷分辨率为 50mN,位置精度为 1nm。实验样品采用保有组织活性的新鲜猪眼球 20 个。实验前,把眼球嵌入固定器皿内,并使眼球相对于工作台静止。实验时,通过自制的针柄夹持器把缝针固定在实验机上,夹持器带动缝针沿竖直方向移动,其行程为 100mm,速率为 0.3 ~ 25mm/s。

值得注意的是,为了保证实验的真实性和一致性,实验前,需向因失水而造成眼压小于正常范围^[5] (11 ~ 21mmHg)的眼球的玻璃体腔内注射生理盐水

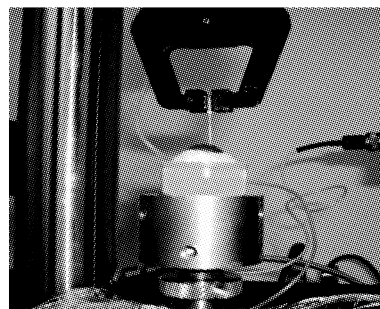


图 7 针刺角膜实验

直至眼压达到 17mmHg。

由于角膜移植手术的缝针大都采用 0.2mm 直径的针柄,因此,这里把国产 2 号针作为主要研究对象。临床手术研究表明,手术缝针扎入器官组织的速度一般为 0.4 ~ 15mm/s。这里对刺入速度为 1mm/s 的实验结果进行分析。将相同条件下 10 个眼球试样的数据进行统计处理后,用 Matlab 描绘的针轴力-位移关系曲线如图 8 所示。

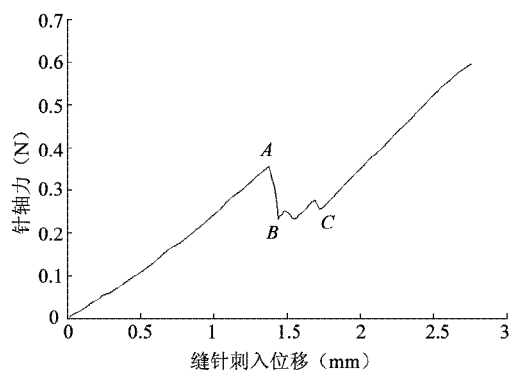


图 8 针轴力-位移关系曲线

图 8 显示缝针刺入眼角膜的过程可分为 3 个阶段。第一个阶段为缝针开始接触角膜表面至角膜表面被刺破前,即 O-A 段。在此阶段中,由于未刺破角膜表面,因而针轴力完全表现为表面接触力,且随位移增加而增大。相关研究^[6]表明,该阶段的针轴力-位移曲线呈现出二次非线性的关系。然而,实际测量发现这种关系并不明显。在近似计算时,可以把 O-A 段曲线按照线性变化来处理,其斜率为 0.264 N/mm。其中,在 A 点处,表面接触力达到最大,为 0.366 N,对应的位移为 1.42mm。缝针刺入角膜组织后,针尖的受力曲线急剧下降至 B (1.46, 0.239),此时角膜的形变表面也开始回复。B-C 阶段由于缝针刚刺入角膜,组织的颤动使得由摩擦阻力和切割力的合力组成的针轴力表现出明显的不稳定波动。从 C 点开始,针轴力呈现出稳定线性上升

的趋势。经过计算,该段的斜率为 0.321N/mm 。根据实验结果,下面分别对缝针的表面接触力和切割力进行建模。

3.2 表面接触力和切割力模型

3.2.1 表面接触力模型

表面接触力发生在缝针接触角膜表面直至刺破的过程中,它是角膜自身的变形引起的变形抗力。由于角膜材料的黏弹性,它在受到外部载荷的作用下存在着一定的顺应性。对于缝针刺入角膜过程来说,这种顺应性表现在当缝针接触角膜之后,需要经过相当长的一段位移才能将角膜刺破,刺破之后针轴的受力会突然下降,并且角膜的变形迅速回复。其表达式为

$$f_d = \begin{cases} 0 & x < x_1 & t < t_{hc} \\ f(x) & x_1 \leq x \leq x_2 & t < t_{hc} \\ 0 & x > x_3 & t > t_{hc} \end{cases} \quad (5)$$

这里 $f(x)$ 是一维准静态弹性力,其余参数意义与单位同公式(1)、(2)。

根据生物软组织的共性特征知,生物体在承受外载时表现为非线性的大变形特征。Diego 等人^[7]在研究注射人腿的力学模型时首先提出了使用非线性弹簧模型模拟该过程,其表达式为

$$f(x) = \frac{x}{ax + b} \quad (6)$$

式中 x 是与原点相关的弹簧长度的差分,这里取缝针刺入角膜的位移,单位是 mm 。参数 a, b 与所测量的生物组织变形有关。

为了进行相关的数据拟合,进行了 3 组缝针刺入眼球的微小力测量,得到的结果如图 9 所示。图中的曲线选取从缝针接触角膜的上表面开始直至刺破该表面的部分,其中加粗的实线代表平均化后的曲线部分,而虚线则是选取的几组实验数据。其中平均化曲线的峰值为 0.366N ,对应的位移为 1.42mm 。

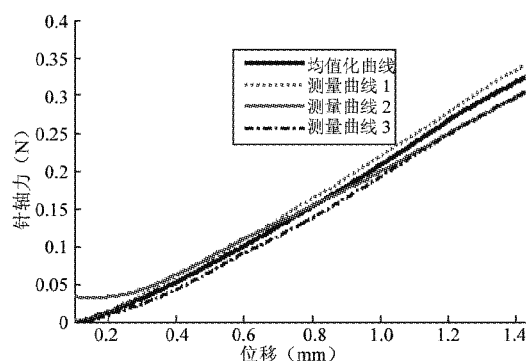


图 9 表面接触力-位移关系曲线

用 MATLAB 软件对实验数据拟合求解得到公式(6)中参数 a, b 的值: $a = (-0.8800) 1/\text{N}$, $b = 5.8817\text{mm}/\text{N}$ 。

经实际拟合发现,除了 Diego 等人提出的非线性弹簧模型,二次多项式也能拟合该曲线,且拟合效果更好一些。因此,引入二次曲线方程

$$f(x) = a_1x + a_2x^2 \quad (7)$$

式中, a_1, a_2 分别为一次和二次项系数,单位分别是 N/mm 和 N/mm^2 。 x 为缝针刺入角膜的位移,单位是 mm 。

同样用 MATLAB 软件对实验数据拟合求得 $a_1 = (0.1283 \pm 0.0110)\text{N/mm}$, $a_2 = (0.0700 \pm 0.0029)\text{N/mm}^2$ 。其中,参数 a_1 反映了组织的弹性力在小变形阶段的线性变化趋势。

图 10 反映了两种接触力模型拟合曲线与均化测量曲线的拟合效果对比,可以看出,两种力模型的拟合曲线均能较好地反映接触力的变化,且二次曲线的拟合效果更好一些。

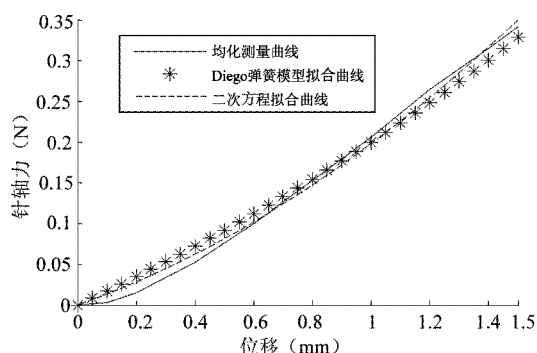


图 10 两种接触力模型曲线与均化测量曲线比较

3.2.2 切割力模型

切割力发生在缝针刺入角膜上表面至针尖穿出角膜下表面的过程中,一般认为切割力包括缝针刺入组织过程中针刃部撕裂组织处的抵抗力和针尖端处组织弹性刚度引起的力。理想情况下,切割力与组织深度无关,可以看成是一个恒定的力。其数学模型为

$$f_c = \begin{cases} 0 & x < x_2 & t < t_{hc} \\ f_c & x_3 < x < x_4 & t > t_{hc} \end{cases} \quad (8)$$

上式中,各参数和参数单位同公式(1)、(2)。

在针尖刺破角膜的瞬间,表面接触力迅速下降,转变为摩擦力和切割力的合力。因此为了得到切割力 f_c ,我们只需将角膜被刺破后测量得到的针轴力减去之前运算得到的摩擦力即可。以下图为例说明

其计算过程,该图是轴径为 0.8mm 的缝针以 1mm/s 的速度刺入角膜组织时的针轴力-位移曲线图。

在摩擦力模型一节已经得出这一轴径下的摩擦力-速度关系,再根据正弦加载下速度和位移的关系,可以得到对应速度为 1mm/s 位移处的摩擦力大小,缝针刺破组织后,角膜回复变形约为 0.05 ~ 0.1mm 之间,这样根据计算可以得到缝针刺入角膜组织一定位移处的摩擦力大小,进而由该位移处的测量力减去该摩擦力,即得切割力,通过多点取均值得到这一针径和速度下的切割力大小约为 0.1252N,即 $f_c = 0.1252\text{N}$ 。

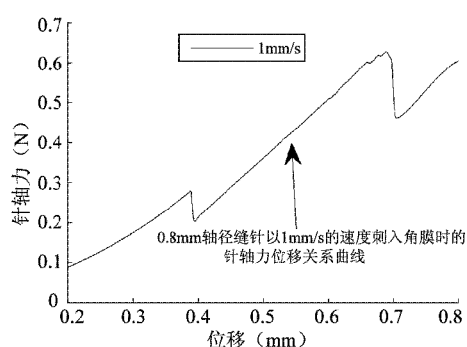


图 11 切割力的提取

4 结 论

本文首先对缝针刺入角膜组织过程中的力学行为进行了分析,总结出针轴力在缝针刺入过程的变化规律,依此规律将缝针针轴在不同阶段受到的力分解为表面接触力、摩擦力和切割力。其次,为了建立各分力的数学模型,设计了正弦加载的摩擦力提取实验和不同速度不同针径下针刺角膜实验。通过对摩擦力提取实验的数据分析,得到了用于表达缝针刺入角膜组织过程中摩擦力的修正的 Karnopp 摩

擦模型表示。同时,对针刺角膜实验数据进行了分析,并依据分析对表面接触力和切割力进行了拟合求解,得到了表面接触力的非线性弹簧模型和二次曲线模型,并对两种力学模型的拟合效果进行了比较。在假定切割力为常量的前提下,依据已知的摩擦力,给出了 0.8mm 轴径缝针以 1mm/s 速度刺入角膜过程中的切割力大小。

进一步的工作可以将本文得到的力学模型用于手术机器人作业的力度控制研究,这对于机器人进行角膜缝合作业规划和控制具有重要意义。

参考文献

- [1] DiMaio S P, Salcudean S E. Needle insertion modeling and simulation. In: Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Washington, D. C., USA, 2002. 2098-2105
- [2] Kataoka H, Washio T, Chinzei K, et al. Measurement of tip and friction force acting on a needle during penetration. In: Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Tokyo, Japan, 2002. 216-223
- [3] Karnopp D. Computer simulation of stick-slip friction model in dynamical systems. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1985, 107(1): 00-103
- [4] Allison M O, Christina S, Mark D O. Force modeling for needle insertion into soft tissue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(5): 1707-1716
- [5] Vaughan D. General Ophthalmology. 15th edition. New York, McGraw-Hill, 1999
- [6] Simon P D, Salcudean S. Needle insertion modeling and simulation. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 2003, 19(5): 864-873
- [7] Diego d' A, Remis B, Christian L. A haptic interface for a virtual exam of the human thigh. In: Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation, San Francisco, CA, USA, 2000

Force modeling for needle insertion into corneal tissue

Xuan Xinxiang, Yang Yang, Wang Zhe, Deng Shijing*, Liu Xiaoyu

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

(* Research Institute of Beijing Ophthalmology, Capital Medical University, Beijing 100730)

Abstract

The mechanical behavior of needle puncturing corneal tissue was analyzed, and the interactive forces between the needle and corneal tissue were resolved into three components, the surface contact force, the friction force and the cutting force. Then a sine loading testing was done based on the modified Karnopp friction model. With the relationship between friction and time, a friction model was established. Then the contact force model was obtained by the quadratic curve fitting from the testing results of surface contact force during needle puncturing tissue. Finally, the cutting force model was concluded according to the testing curve and the friction force model. The research results can be used in fine manipulation during corneal-grafting surgery.

Key words: cornea suturing, needle axial force, force modeling