

文章编号:1004-7220(2015)06-0535-05

基于悬臂梁模型的针挠曲预测

高德东, 朱 侗, 王 珊, 赵广伟

(青海大学 机械工程学院, 西宁 810016)

摘要: **目的** 分析针穿刺组织过程中的挠曲量和穿刺针受力情况,提高针穿刺精度。**方法** 搭建包括工业相机、步进电机和光源等组成的测量设备。用针轴直径分别为 1.3、0.9、0.6 mm 的穿刺针进行针穿刺软组织实验,利用力传感器得到不同穿刺速度(5、10 和 15 mm/s)下的穿刺力,通过数字图像处理得到穿刺针的挠曲量。在分析针受力的基础上,构建预测针挠曲量的悬臂梁模型。**结果** 利用悬臂梁模型对直径为 1.3、0.6 mm 穿刺针在 5 mm/s 速度下的挠曲量进行预测,其绝对误差小于 0.5 mm,相对误差小于 10%。**结论** 所建模型能够实现对针穿刺挠曲的预测,可以为机器人辅助柔性针穿刺路径规划和避障运动提供参考。

关键词: 机器人辅助针穿刺; 穿刺力; 针挠曲; 悬臂梁

中图分类号: TP 242.3, R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.06.535

Needle deflection prediction based on projecting beam model

GAO De-dong, ZHU Tong, WANG Shan, ZHAO Guang-wei (*School of Mechanical Engineering, Qinghai University, Xining 810016, China*)

Abstract: **Objective** To analyze deflection and forces of needle insertion and improve the inserting accuracy. **Methods** The measuring equipment was constructed with industrial camera, stepping motor and light source. The experiment of needle insertion into soft tissues was conducted with puncture needles having different diameters (1.3, 0.9, 0.6 mm), and the inserting forces at different puncture speeds (5, 10 and 15 mm/s) were measured by the force sensor. The needle deflection was obtained by digital image processing method. Based on the analysis of needle inserting forces, a projecting beam model was structured to predict the needle deflection. **Results** The deflections of puncture needles with diameters of 1.3 and 0.6 mm at puncture speed of 5 mm/s were predicted by using the projecting beam model. The absolute error was less than 0.5 mm, and the relative error was less than 10%. **Conclusions** The proposed model can predict the needle deflection effectively, which will provide references for the robot-assisted needle insertion.

Key words: Robot-assisted needle insertion; Insertion force; Needle deflection; Projecting beam

针穿刺是一种普遍应用的微创手术(minimally invasive surgery, MIS)过程,一般活检、局部麻醉和近距离放射都需要针穿刺到特定靶点(病灶点),其中大多数的特定靶点都集中于软组织器官(如前列腺、肝脏、肾等)^[1-2]。近年来,机器人辅助针穿刺技术得到日益增多的关注。针穿刺过程的成功与否取

决于穿刺针是否能够精确到达靶点位置^[3]。针穿刺过程非常容易导致靶点周围的软组织损坏或变形^[4-5],从而引发严重的并发症^[6]。同时,在穿刺过程中穿刺针也会因为针尖几何形状和软组织力学性能^[7]等原因产生挠曲,大大降低针穿刺的精度。近年来,已有学者开展相关研究,例如:利用针尖几何

收稿日期:2015-04-11; 修回日期:2015-05-22

基金项目:国家自然科学基金项目(51165040),青海省自然科学基金项目(2015-ZJ-906)。

通信作者:高德东,副教授, E-mail: gaodd@qhu.edu.cn。

形状和摩擦力预测针挠曲^[7-8],提出针穿刺路径的虚拟弹簧模型^[9]等,然而在大量实验测量数据基础上对针挠曲进行建模计算的研究鲜有报道。

为了使针穿刺结果更加精确,本文在实验测量的基础上,分析针穿刺挠曲量和穿刺针受力情况,并构建预测穿刺过程中针挠曲量的悬臂梁模型。该模型计算简单,能够实现针穿刺过程中针挠曲量的预测。

1 材料与方法

1.1 实验材料

选用一种目前国内外研究制备生物软组织假体最常用的高分子材料—聚乙烯醇 (polyvinyl alcohol, PVA) 水凝胶^[10]作为本次针穿刺实验的组织假体。

1.2 实验装置

实验所使用的穿刺针轴直径分别为 1.3、0.9、0.6 mm,针尖形状均为单斜面针尖。穿刺实验动力由 ML01.4A1 精密运动平台 (普爱纳米位移技术 (上海) 有限公司) 提供,精度为 0.25 μm 。利用 Nano17 六分量力/力矩测量系统 (ATI 公司,美国) 测量穿刺力,测量精度为 25 mN。图像采集系统由 Baumer 相机 (TXG12Cm, 德国)、Computar 镜头 (H0514-MP2, 日本) 和 Ose 背光源 (BT-200 * 300 W, 东冠科技 (上海) 有限公司) 等组成。

利用针夹持器夹持穿刺针针座,组织容器盒放置组织假体。针在针夹持器的固定以及丝杠的驱动下沿直线以不同速度运动。六分量力/力矩测量系统中的力传感器安装在针夹持器尾部与滑块之间,用以测定实验过程中的针穿刺力。运动平台由微位移直流电机驱动器控制。相机和背光源通过支架固定在实验台上,通过两个摄像头,记录针体穿刺过程中的针轨迹。实验装置如图 1 所示。

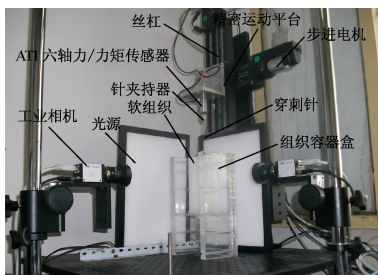


图1 实验装置

Fig.1 Experimental setup

1.3 实验过程

实验主要研究针的直径和穿刺速度对针挠曲的影响。由于穿刺速度由 0 mm/s 加速至实验要求速度需经历一段位移,故将针尖的初始位置设置在距离组织表面 10 ~ 30 mm 范围以内,以保证针尖在接触组织表面时速度达到要求的恒定值。控制针尖以恒定速度刺入并穿透组织假体,针尖的进给量为 60 mm,然后再以相同的速度拔出组织回到原点。每组穿刺实验做 3 次,测量针的挠曲量。

研究发现,在穿刺后阶段,穿刺速度越大,穿刺力越大^[5,11]。然而临床研究表明,穿刺时放慢进针速度,可以提高静脉穿刺成功率,降低复针率,减少患者痛苦^[12]。在现阶段经皮肝脏穿刺手术中,穿刺速度一般为 10 ~ 15 mm/s^[11]。并且现有的进针机构大多采用夹持针体根部形式,对针体根部施加作用力以实现进针运动。由于柔性穿刺针本身材料易变形,若进针速度过快,针在还未刺入组织时就会在组织外发生严重变形。因此,选择在 5 ~ 15 mm/s 速度范围内开展柔性针穿刺实验。先采用不同直径 (1.3、0.9、0.6 mm) 的针以相同的速度进行针穿刺实验,再用相同直径的针以不同的速度 (5、10、15 mm/s) 进行针穿刺实验。

具体实验步骤如下:① 将所有柔性针根部用钳子切断,放入针夹持器上。② 把制备好的 PVA 水凝胶放入组织容器盒中。调整水凝胶在容器盒中的高度,直至针尖正好对上假体为止。③ 将摄像头光源打开,对准假体。设置穿刺速度为 5 mm/s,将穿刺距离设置为 60 mm,开始穿刺。穿刺结束之后,利用摄像机拍下的假体照片计算针的挠曲量。④ 重复上述步骤,每一次实验改变相关参数。⑤ 导出所有实验的力-位移以及针挠曲数据。

2 实验数据分析

利用制作好的穿刺用 PVA 水凝胶进行穿刺实验,使用 Matlab 软件对针挠曲相关数据进行整合,通过挠曲-位移曲线获得针轴直径和穿刺速度对针挠曲的影响规律。实验过程中,可以得到每个瞬间穿刺针的受力。利用摄像机拍摄整个过程,通过数字图像处理技术进行数据化,即可得到针的挠曲。

以穿刺方向为轴、与穿刺方向正交的针弯曲方向为轴建立坐标系,以针尖初始刺入软组织假体的

刺入点为原点。选取下针 60 mm 后针尖在轴方向位移作为针的挠曲量(见图 2)。

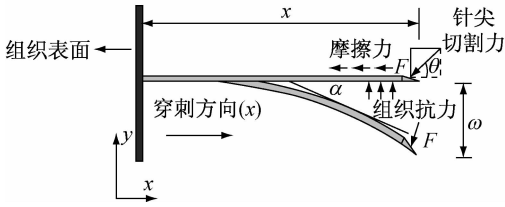
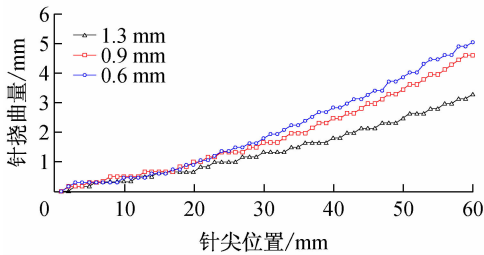


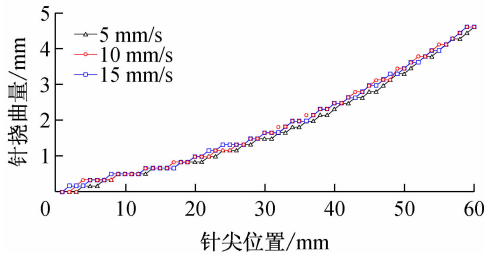
图 2 针的挠曲与受力示意图

Fig. 2 Diagram of needle deflection and forces on the needle

用直径分别为 1.3、0.9、0.6 mm 穿刺针以 10 mm/s 速度进行穿刺实验,测量数据,获得穿刺针挠曲量[见图 3(a)]。再用直径为 0.9 mm 穿刺针分别以 5、10 和 15 mm/s 速度进行穿刺实验,测量数据,获得穿刺针挠曲量[见图 3(b)]。当穿刺速度相同时,针轴直径越小,针挠曲量越大;采用相同穿刺针,穿刺速度不同,针挠曲量几乎相同。实验结果表明,在一定速度范围内,穿刺速度对针挠曲量没有影响。



(a) 不同针轴直径



(b) 不同穿刺速度

图 3 穿刺实验针挠曲量

Fig. 3 Needle deflections in the puncture test (a) With puncture needle of different diameters, (b) At different puncture speeds

3 针挠曲悬臂梁预测模型

3.1 针穿刺受力分析

Okamura 等^[13]建立的切割力学模型将针穿刺

过程分为预穿刺(pre-puncture)阶段和穿刺后(post-puncture)阶段。在预穿刺阶段,因为组织膜为弹性,穿刺力随着针尖刺入的深度增加稳定上升直到刺破组织膜,在刺破组织膜的瞬间,穿刺力迅速下降。预穿刺阶段穿刺力主要表现为组织抗力。穿刺后阶段受力的情况要复杂许多。针尖刺入组织后,针轴以及针尖与组织内部接触,由于针尖部分对软组织的破坏作用,此处软组织的应力值达到最大^[14-15];针体对软组织不产生破坏作用,只有针轴和软组织之间的摩擦,故此处软组织的应力与针尖相比较小^[16]。因此,穿刺力可以看作是针尖对组织的切削力与组织和针轴之间摩擦力的合力。由此可知,在针穿刺过程中,穿刺力方程为^[17]:

$$F = F_{\text{stiffness}} + F_{\text{friction}} + F_{\text{cutting}} \quad (1)$$

式中: $F_{\text{stiffness}}$ 为组织抗力; F_{friction} 为摩擦力; F_{cutting} 为切削力。

F_{friction} 存在于预穿刺阶段和穿刺后阶段。预穿刺阶段 F_{friction} 主要为静摩擦力,当 $F_{\text{cutting}} > F_{\text{friction}}$ 时,可以认为针开始刺入组织。由于组织表面光滑,针尖的接触面积很小, F_{friction} 很小,故予以忽略。

Okumura 等^[13]发现,采用二项多项式拟合组织抗力的效果比较好,故利用二次项模型定义 F_{friction} 。在穿刺后阶段, F_{friction} 与针尖轴方向位移的二次函数关系为:

$$F = \alpha_1 x + \alpha_2 x^2 \quad (2)$$

式中: α_1 和 α_2 为待定系数; x 为穿刺过程中针尖在 x 轴方向上的位移。 F_{cutting} 只存在于穿刺后阶段。当组织给定时,设定 F_{cutting} 为恒定。

用直径分别为 1.3、0.9、0.6 mm 的穿刺针以 10 mm/s 速度进行穿刺实验,测得的力-位移曲线如图 3 所示。随着针轴直径的增大,穿刺后阶段穿刺力递增。根据上述分析,针轴直径、穿刺力和针挠曲之间存在着某种函数关系,故构建悬臂梁模型对针穿刺过程中针挠曲量进行预测。

3.2.1 准静态过程 因为针穿刺过程中针的位置和约束条件在不断变化,为便于实时控制,将针穿刺过程分为若干离散的段,穿刺时间分为若干时间片。在某个时间片,柔性针刺入软组织。这个离散化的过程称为准静态^[9]。

3.2 悬臂梁预测模型的构建

3.2.2 悬臂梁预测模型的构建 如前分析,穿刺针

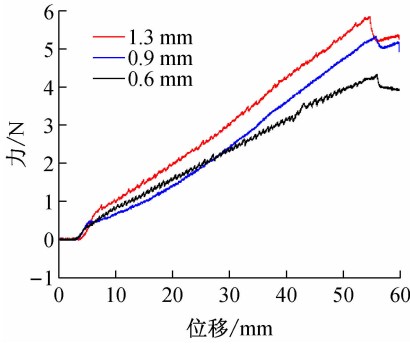


图4 不同针轴直径穿刺实验力-位移曲线

Fig. 4 Insertion force-needle displacement in puncture test with puncture needles of different diameters

沿 x 轴方向受力平衡, y 轴方向受力不平衡, 故穿刺针可以视为一个悬臂梁(见图2)。在准静止状态下, 将针的刺入点看作梁的支撑点^[18]。利用悬臂梁模型可以计算和预测穿刺针的挠曲量。

穿刺后阶段穿刺针在任意位置 x 的挠曲量可由以下方程来计算:

$$\left. \begin{aligned} \omega &= Fx^3/(3EI) \\ I &= d^4/64 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

式中: ω 为针的挠曲; F 为针尖所受软组织作用的 y 轴方向的合力; E 为针的弹性模量; I 为针的惯性矩; x 为针在软组织内的位置; d 为针的直径。

假设穿刺后阶段任意时间内, 针体各个方向都受到等值的组织抗力影响, 依据图2, 作用于穿刺针上的力满足以下方程:

$$\left. \begin{aligned} F_x &= F_{\text{friction}} + F_{\text{cutting}} \cos \theta \\ F_y &= F_{\text{cutting}} \sin \theta \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

式中: F_y 即为式(3)中软组织作用于针段沿 y 方向的合力 F , 其与式(4)中 F_x 和 F_{friction} 的关系满足方程

$$F = (F_x - F_{\text{friction}}) \tan \theta \quad (5)$$

而方程(5)中 F_{friction} 已由式(2)中给出, 故针尖 y 向合力 F 也可表示为:

$$F = (F_x - \alpha_1 x - \alpha_2 x^2) \tan \theta \quad (6)$$

则悬臂梁模型中针挠曲量可由以下方程进行计算和预测:

$$\left. \begin{aligned} \omega &= (F_x - \alpha_1 x - \alpha_2 x^2) x^3 \tan \theta / (3EI) \\ I &= d^4/64 \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

利用式(7)可以计算和预测穿刺后阶段针在任意位置 x 的挠曲量, 进而预测穿刺路径。

3.3 F_{friction} 方程参数的确定

将式(3)与(5)联立, 即可得到关于 F_{friction} 的方程:

$$F_{\text{friction}} = F_x - \frac{3\omega EI}{x^3 \tan \theta} \quad (8)$$

利用式(8)以及实验中测得的穿刺力和针挠曲, 即可分离出 F_{friction} 。

利用最小二乘法拟合式(2)中参数 α_1 和 α_2 。通过拟合得到的参数值分别为: $\alpha_1 = 265.2 \mu\text{N}/\text{m}$, $\alpha_2 = -3.771 \mu\text{N}/\text{m}^2$ 。由 F_{friction} 的数据与拟合曲线可知, 拟合效果很好, 拟合度 $R^2 = 0.9879$ (见图4)。

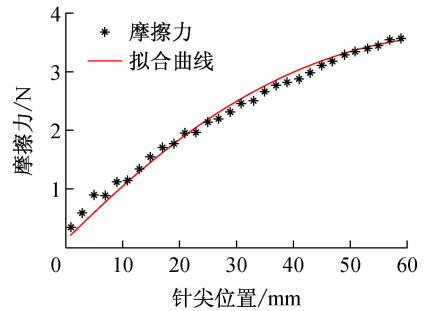


图5 摩擦力的二项拟合曲线

Fig. 5 Friction force vs. fitting model with a second-order polynomial

4 结果

为了验证悬臂梁模型预测的可靠性, 对穿刺过程中针挠曲量进行检验计算。使用直径分别为1.3、0.6 mm 穿刺针(弹性模量 200 GPa, 针尖斜角 15°), 以速度 5 mm/s 进行穿刺实验, 选取穿刺力和针挠曲量数据, 利用建立的悬臂梁预测模型对针挠曲量进行预测和检验。实测和预测挠曲量对比结果如图6所示。误差分析结果如表1所示。

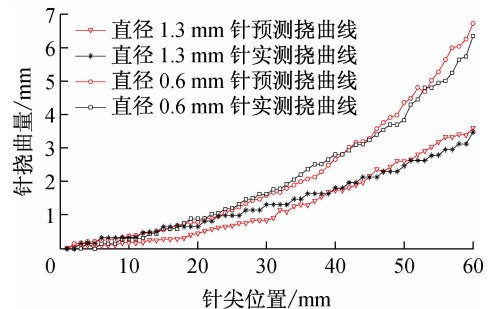


图6 穿刺针实测、预测挠曲量对比结果

Fig. 6 Comparison of actual and predictive needle deflections in puncture test

表1 误差分析结果

Tab.1 Results of the error analysis

针轴直径/ mm	预测位移/ mm	实际位移/ mm	绝对误差/ mm	相对误差/ %
1.3	3.604 9	3.478 7	0.126 2	3.63
0.6	6.733 6	6.295 2	0.438 4	6.96

从检验结果可以得知,两次实验的绝对误差均小于0.5 mm,相对误差控制在10%以内。因此,悬臂梁预测模型可以较好实现对穿刺实验中针挠曲量的预测。

5 结语

本研究开展了针穿刺PVA水凝胶假体组织实验,利用力传感器和摄像机,运用数字图像处理技术,记录并分析针体在穿刺过程中的受力情况和针挠曲情况。结果表明,穿刺速度相同时,针轴直径越小,穿刺力越小,针挠曲量越大;采用相同穿刺针,在一定范围内,穿刺速度越大,针挠曲几乎相同。同时,构建了针穿刺挠曲悬臂梁预测模型。检验实验结果表明,该模型有效且可行,可以对针挠曲量进行实时计算和预测,能够为机器人辅助柔性针穿刺路径规划和避障运动提供参考。

参考文献:

- [1] Misra S, Macura K, Ramesh K, et al. The importance of organ geometry and boundary constraints for planning of medical interventions [J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(2): 195-206.
- [2] Abolhassani N, Patel R, Moallem M. Needle insertion into soft tissue: A survey [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(4): 413-431.
- [3] Alterovitz R, Goldberg K, Okamura A. Planning for steerable bevel-tip needle insertion through 2D soft tissue with obstacles [C]//Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona: IEEE, 2005: 1640-1645.
- [4] Mahvash M, Dupont PE. Fast needle insertion to minimize tissue deformation and damage [C]// Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Kobe: IEEE, 2009: 3097-3102.
- [5] Mahvash M, Dupont PE. Mechanics of dynamic needle insertion into a biological material [J]. *IEEE Trans Biomed*

Eng, 2010, 57(4): 934-943.

- [6] Fazal I, Karsiti MN. Needle insertion simulation forces v/s experimental forces for haptic feedback device [C]//Proceedings of 2009 IEEE Student Conference on Research and Development. Serdang: IEEE, 2009: 128-131.
- [7] O'Leary MD, Simone C, Washio T, et al. Robotic needle insertion: Effects of friction and needle geometry [C]// Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Taipei: IEEE, 2003: 1772-1780.
- [8] Misra S, Reed KB, Douglas AS, et al. Needle-tissue insertion forces for bevel-tip steerable needle [C]//Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Scottsdale: IEEE, 2008: 224-231.
- [9] 高德东, 郑浩峻, 姚望, 等. 基于虚拟弹簧模型的柔性针穿刺仿真研究[J]. *计算机工程*, 2010, 36(18): 273-278.
- [10] 汪焰恩, 魏庆华, 杨明明, 等. PVP/PVA水凝胶力学性能分子动力学模拟[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(2): 99-104. Wang YE, Wei QH, Yang MM, et al. Molecular dynamics simulation on mechanical properties of PVP/PVA [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(2): 99-104.
- [11] Heverly M, Dupont P, Tiedman J. Trajectory optimization for dynamic needle insertion [C]// Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona: IEEE, 2005: 1658-1663
- [12] 张小群, 范爱凤, 贾爱琴. 浅静脉显露方法和穿刺速度对成功穿刺的影响[J]. *中国实用护理杂志*, 2004, 20(1): 2-3.
- [13] Okamura AM, Simone C, O'Leary MD. Force modeling for needle insertion into soft tissue [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2004, 51(10): 1707-1716.
- [14] Mooer J, McGill C, Zhang Q, et al. Blade oblique cutting of tissue for investigation of biopsy needle insertion [J]. *Trans NAMRI/SME*, 2009, 37: 49-56.
- [15] 门玉涛, 刘海英, 李江, 等. 组织工程软骨修复软骨缺损区域后的力学特性分析[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(2): 195-200. Men YT, Liu HY, Li J, et al. Mechanical properties of instantly repaired articular cartilage defects by tissue engineering [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 195-200.
- [16] 齐迎春, 丛茜, 齐欣. 仿生减阻针头穿刺过程中力学行为分析[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(4): 427-431. Qi YC, Cong Q, Qi X. Mechanical behavior of bionic drag reduction needle during puncturing process [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(4): 427-431.
- [17] Abolhassani N, Patel R, Moallem M. Needle insertion into soft tissue: A survey [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(4): 413-431.
- [18] Abolhassani N, Patel R, Ayazi F. Minimization of needle deflection in robot-assisted percutaneous therapy [J]. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg*, 2007, 3(2): 140-148.