

基于 LabVIEW 的力觉检测系统*

杨重骏¹, 黄金力², 薛 丽², 朱璧合², 谢 瑜²

(1. 厦门大学 公共卫生学院 福建 厦门 361102;

2. 厦门大学 航空航天学院 福建 厦门 361005)

摘要: 研究了手术过程中穿刺针与生物组织的相互作用力,对穿刺力进行了建模,搭建了生物软组织的力觉检测系统。检测系统由软、硬件 2 部分组成。其中,硬件平台采用了德国生产的高精度位移平台为穿刺针提供动力,利用压阻式力传感器进行力信号检测,并通过数据采集卡实时收集力信号。软件平台利用 LabVIEW 编程控制电机的运动和数据采集。利用平台进行了针穿刺实验,并利用 MATLAB 对实验数据进行了处理和分析,得出了穿刺力-位移曲线及其与影响因素的关系。

关键词: 力觉检测; 生物组织; 穿刺力; 建模; 数据处理

中图分类号: TP212/217 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-9787(2018)03-0088-03

Force detection system based on LabVIEW*

YANG Chong-jun¹, HUANG Jin-li², XUE Li², ZHU Bi-he², XIE Yu²

(1. School of Public Health, Xiamen University, Xiamen 361102, China;

2. School of Aeronautics and Astronautics, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: Interaction force between needle and biological tissue is studied. The puncture force is modeled. A force sensing detection system of biological soft tissues is built. The system consists of both hardware and software components. The needle is powered by high-precision displacement platform made in German. The piezoresistive force sensor is used for force signals detecting and the acquisition card is used to collect force signal in real-time. The LabVIEW is used to control motor movement and data acquisition. With experimental platform, the needle penetration experiment is carried out. MATLAB is used for experimental data processing and analysis, the puncture force-displacement curve is formed and the relationship between various factors and force-displacement curve is conducted.

Keywords: force detection; tissue; puncture force; modeling; data processing

0 引言

虚拟手术机器人是一个新兴的、涉及多种学科领域,包括机器人技术、生物组织建模、电机控制等,是当前国际上生物医疗器械领域的前沿课题^[1-5]。应用力觉反馈技术,医务人员可以在搭建的虚拟手术操作平台上感受到如真实手术一样的触感,使手术训练更加准确和真实,进而迅速提高手术技能^[6-8]。为了实现对手术操作的精确力反馈,需要对生物组织进行力学特性建模,精确穿刺模型可以帮助医生制定穿刺操作方案,设计机器人辅助手术控制单元,还可以为模拟手术训练设备奠定良好的基础^[9-14]。

本文以穿刺操作为研究内容进行穿刺力建模,获得穿刺力与针的位移之间的关系,建立生物组织的力学模型,并研究了力与有关影响因素的关系。

1 系统总体结构设计

如图 1 所示,选用德国 PI 公司设计制造的直流电机 (ML403.4DG-PWM) 线性位移平台,由计算机通过单通道直流电机控制器 C-863 进行控制,并通过 LabVIEW 电机控制程序对电机实现速度、位移的控制。电阻式应变传感器固定于电机上、安装于针尾处,可以实时采集力信号,通过数据采集卡 (NI ELVIS) 模块化平台将其转换为电压信号并储存,最后通过由计算机程序输出。

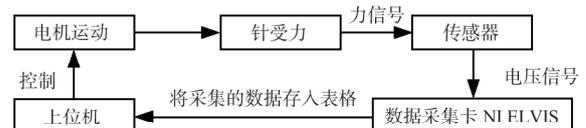


图 1 穿刺力测量过程

2 系统软硬件设计

在总体结构设计的基础上,搭建完成了力觉检测系统,

收稿日期: 2017-02-25

* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61403320, 61403322)

包括位移运动和力检测 2 个部分。电机与固定传感器的槽型结构通过螺钉连接,保证了传感器在实验测量中的稳定性。针固定在传感器上,在电机的带动下直线运动模拟穿刺行为。直线运动的最小增量位移为 0.2 μm,保证了穿刺过程中对位移控制的准确性和灵活性。随着针在生物组织中前进,受到的反馈力会被力传感器实时采集,并转换为电压信号传递给数据采集卡,最终通过计算机完成存储和输出。软件操作平台包括电机运动控制和力信号采集 2 个部分。在参数设置程序完成后 2 个模块可以同时运行,即在针穿刺行为开始的瞬间即采集实时的穿刺力信号,消除了由运行开始时间的微小差别带来的后续数据处理过程的误差。两个模块在分别编程后,用一个 While 循环,可以在程序运行过程中不断处理各种事件,实现功能。

3 穿刺力测量与数据处理

对于猪肝穿刺力的测量,选用了点胶针头和不锈钢穿刺针进行实验,并分别观察了在 2.5、1.5 mm/s 3 种穿刺速度下的力曲线。在穿刺力实验中,选用 6#、8#、12# 和 14# 不锈钢穿刺针,穿刺速度为 2.5 mm/s,穿刺过程如图 2 所示。将传感器输出的电压信号转换为力数据,即得到力随位移变化的信号,并以波形图为输出,由于原始的测量数据抖动很大,不便于进行深入分析讨论,需要对原始测量信号进行平滑处理,再对处理过的数据进行分析 and 建模。

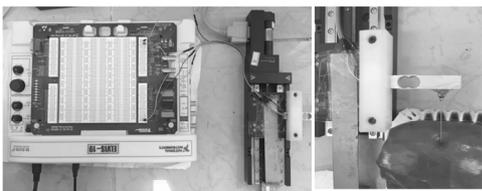


图 2 针穿刺力觉检测系统与猪肝穿刺过程

由于采集的力信号受到很大的噪声干扰,因此除了采集穿刺力的数据,又另外对环境参数进行了检测,即电机携带穿刺针做直线运动而不进行穿刺时采集信号。通过对原始信号和噪声信号进行快速傅立叶变换(fast Fourier transform, FFT),可以看出,噪声信号分布较为广泛,但相较于原始信号,干扰频率主要为高频分量。通过对信号的频谱分析可知,需要滤除原始信号中的高频分量,达到还原数据真实性和可靠性的目的。据此,设计了巴特沃斯低通滤波器,其特点是在通带内的频率响应曲线可以实现最大程度的平坦,而在阻带的曲线则能够逐渐下降为零。巴特沃斯滤波器的幅度平方函数可由式(1)表示

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{\omega}{\omega_c})^{2N}} \quad (1)$$

式中 N 为滤波器阶数; ω 为频率; ω_c 为 3 dB 的截止频率。阶数 N 的大小主要影响通带幅频特性的平坦程度和过渡带、阻带的幅度下降速度。

4 实验结果与数据分析

以图 3(a) 中力的突降为标志,可以明显看出,针刺破组织背膜的过程,实心点之后穿刺力发生了锐减,由 2.24 N 降至 0.77 N。随后,针刺入组织,受力不断增大。图 3 均为在 2.5 mm/s 的运动速度下的波形,差别在于点胶针的直径不同,按照图片的排列顺序,从上至下点胶针的直径依次减小,外径分别为 2.1、0.52、0.42 mm,对应地可以看出:刺破猪肝时的力依次为 2.24、0.89、0.75 N,其中橄榄色针头与橘色针头外径相差 1.6 mm,穿刺力相差 1.35 N,而由于橘色针和红色针的外径只相差 0.1 mm,因此,这两种针头穿刺力的比较并不十分明显,仅相差 0.14 N。除此之外,穿刺力-位移曲线趋势大致相同。

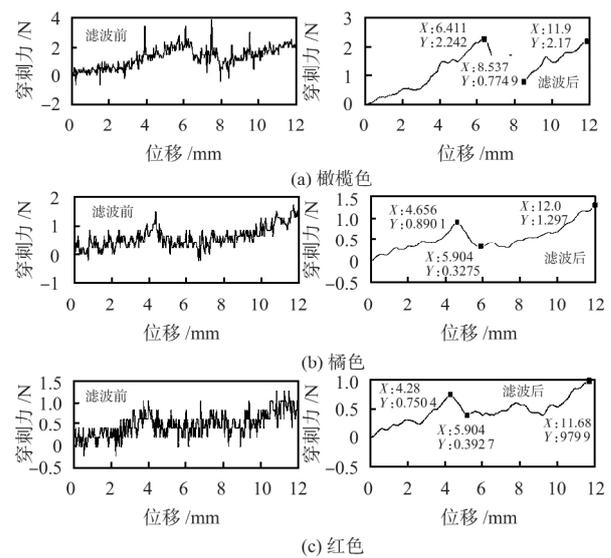


图 3 滤波前后不同点胶针的穿刺力

针穿刺入组织后,其受到的摩擦力大小与穿刺针和组织间的相对速度有关,因此,对同一针头在不同速度下的穿刺力进行测量和比较,可以发现,随着速度的减小,针刺入后所受穿刺力减小,选取的速度由上至下依次为 1、1.5、2.5 mm/s,针在组织中受力的峰值分别为 1.7、1.9、3.7 N。波形如图 4。

为了明确穿刺力的变化趋势和特点是否同样适用于其他动物组织,另外对猪肉进行了同样的实验操作。从图 5(a) 中可以看出,针穿刺猪肉的力变化过程与穿刺猪肝的过程大体类似,即在位移 10 mm 左右的位置发生一次力的突降,表示表面膜刺破,此后,穿刺力不断攀升直至刺出组织后下降。而且穿刺力随着针直径的增加而增大。

虽然穿刺猪肉与穿刺猪肝的力-位移曲线从总体趋势看大致接近,但对比两种实验材料在同样直径的穿刺针以相同穿刺速度的穿刺力-位移曲线可以发现:针与猪肉间的相互作用力略小于猪肝,而且穿刺猪肉过程出现的力的突降点也少于猪肝。这是由于猪肉与猪肝的组织结构不同造成的。

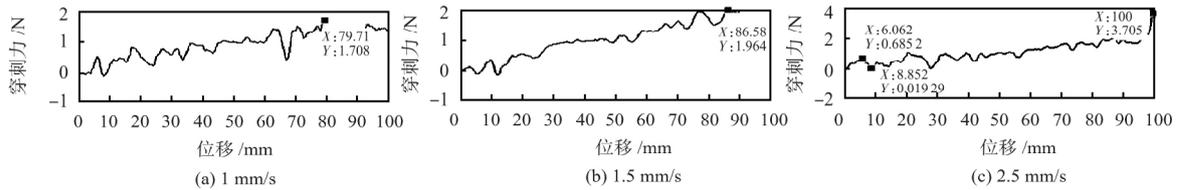


图 4 在不同穿刺速度下 14# 穿刺针穿刺猪肝的力曲线

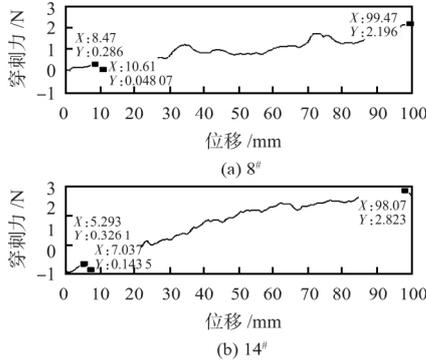


图 5 不同型号穿刺针穿刺猪肉力曲线

5 穿刺力模型的建立与分析

用 8# 穿刺针在穿刺速度为 2.5 mm/s 的条件下进行多组实验,利用 MATLAB 的曲线拟合工具箱对处理后的数据进行曲线拟合,分别利用二次函数和指数函数拟合预穿刺时猪肝组织的力-位移曲线,整理实验结果,如表 1 所示。

表 1 8# 穿刺针在穿刺速度为 2.5 mm/s 条件下穿刺力建模

穿刺对象	拟合函数	拟合系数	拟合效果
猪肝	$f(x) = ax^2 + bx + c$	$a = 0.0611$	$SSE = 0.06781$
		$b = -0.09901$	$RMSE = 0.01885$
		$c = 0.01711$	$R\text{-square} = 0.9605$
猪肝	$f(x) = (a + b)e^{cx} + d$	$a = 0.1951$	$SSE = 0.09005$
		$b = 0.07686$	$RMSE = 0.01913$
		$c = 0.2691$	$R\text{-square} = 0.9656$
		$d = -0.3077$	
猪肉	$f(x) = ax + b$	$a = 0.05045$ $b = -0.005422$	$SSE = 0.00115$ $R\text{-square} = 0.9985$

其中,误差平方和 SSE 计算的是拟合数据和原始数据对对应点的误差的平方和,SSE 越接近于 0,说明模型的选择和拟合越好,对数据的预测也越成功。均方根误差 (root mean square error, RMSE) 与 SSE 效果一样。确定系数 R-square 的正常取值范围为 [0, 1],越接近 1,则说明该方程的变量对 $f(x)$ 的解释能力越强,即该模型对数据拟合越好。通过比较穿刺猪肝的二次函数和幂函数两种模型发现,两种拟合方法的准确度相差较小,均可以作为穿刺猪肝时弹性力的拟合模型。而在准确度相差较小的条件下,从控制的角度来讲,二次函数更利于实现控制。

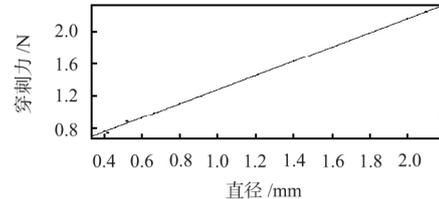
对于猪肉穿刺力建模时,由于选用不带皮的猪肉,因此,其纤维组织直接裸露在外面而且较为细软,穿刺过程中的变形较猪肝要小一些,故可认为是线弹性,利用一次方程进行建模。

由前述的数据分析可知,针的直径对穿刺力的大小有

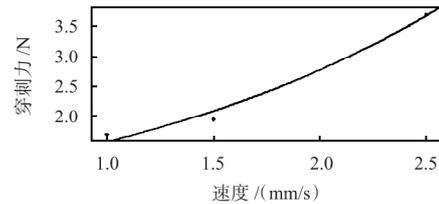
直接的影响,拟合得到的模型为

$$f(x) = 0.8737x + 0.4088 \quad (2)$$

SSE 为 0.001373, RMSE 为 0.03075, 确定系数为 0.999。穿刺力与直径的线性变化关系,如图 6(a) 所示。



(a) 穿刺力-直径线性模型



(b) 穿刺力-速度指数模型

图 6 穿刺力与直径及速度关系

除了直径对穿刺力的影响,对于破膜后的穿刺力来说,不同的速度对穿刺力的影响也比较明显,这是由于生物组织内部的粘弹性导致的,表现为穿刺速度对针轴的摩擦力产生影响。可以得到穿刺力随速度变化的指数增长模型

$$f(x) = ae^{bx} \quad (3)$$

图 6(b) 所示为穿刺力峰值随速度变化的拟合模型,模型系数为 $a = 0.09064, b = 0.5604$ 。拟合效果 SSE 为 0.03392, R-square 为 0.9713,可见该模型可以比较准确地拟合穿刺力与速度的关系。鉴于所选电机的直线运动最大速度为 2.5 mm/s,因此,对于更高速度下的穿刺力变化是否符合该指数模型还需要进一步地研究。

6 结论

1) 在穿刺的变形阶段,穿刺力主要由弹性力组成,即由于组织发生弹性形变而产生对针头的阻力。在穿刺阶段,穿刺力由摩擦力和剪切力构成,摩擦力与速度相关。

2) 对变形阶段的弹性力建模可以根据组织形变的大小而选择不同的模型,在较小形变时,弹性力可认为是穿刺位移的一次函数;当发生较大形变时,弹性力不再呈线性变化,与位移的关系可视为二次函数或是指数函数。

3) 穿刺针的直径对穿刺力有影响,表现为穿刺力随直径的增大而线性增大。

4) 速度对穿刺力的影响表现在穿刺阶段,穿刺力随速度呈现指数型增长。

(下转第 94 页)

3) 温度变异性试验结果证明: 传感器的输出电压与温度呈线性正相关, 其相关系数 $R^2 = 0.98417$;

4) 10 h 内多次测量最大差值为 0.0003 mol/L , 表明传感器的稳定性能良好。

5) 不同种类不同浓度的肥液样本下对传感器测量精确性, 试验结果表明: 最大测量误差为 9.8% , 测量精确性好, 可用于农业生产中对肥液浓度信息的实时检测。

参考文献:

- [1] 李加念. 橘园水肥一体化灌溉的自动控制系统[D]. 广州: 华南农业大学, 2012.
- [2] 李加念, 洪添胜, 冯瑞钰, 等. 基于模糊控制的肥液自动混合装置设计与试验[J]. 农业工程学报, 2013, 29(16): 22-30.
- [3] 徐雅洁. 营养液多组分检测的关键技术研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2011.
- [4] 邱雪峰, 薛美盛, 孙德敏, 等. 设施栽培中营养液成分的在线检测[J]. 农业工程学报, 2000(1): 83-86.
- [5] 张军军, 杨慧中. 一种磷酸根离子选择电极的测量与补偿[J]. 传感器与微系统, 2011, 30(4): 124-130.
- [6] 李加念, 李云青, 杨启良, 等. 肥液氮素浓度在线检测装置研制[J]. 农业工程学报, 2015, 31(5): 139-145.
- [7] 张晓飞, 杨定新, 胡政, 等. 基于电介质介电常数测量的油液在线监测技术研究[J]. 传感技术学报, 2008, 21(12): 2087-2091.
- [8] 肖建伟, 杨定新, 胡政, 等. 基于介电常数测量的新型在线

油液检测传感器[J]. 传感器与微系统, 2010, 29(4): 102-104.

- [9] 李加念, 洪添胜, 冯瑞钰, 等. 基于真有效值检测的高频电容式土壤水分传感器[J]. 农业工程学报, 2011, 27(8): 216-221.
- [10] 李加念, 贾闯. 电容式土壤水分传感器的电导变异性试验研究[J]. 传感器与微系统, 2014, 33(8): 41-43.
- [11] 席新明, Zhang Naiqian, 何东健. 基于介电特性的水中钾盐浓度检测[J]. 农业工程学报, 2012, 28(7): 124-129.
- [12] 武岳山, 于利亚. 介电常数的概念研究法[J]. 现代电子技术, 2007, 30(2): 177-179.
- [13] Domingo G M, Alvaro L L, Rilberto G H, et al. Fuzzy irrigation greenhouse control system based on a field programmable gate array[J]. African Journal of Agricultural Research, 2011, 6(13): 3117-3130.
- [14] Gieling T H, Janssen H, Van Straten G, et al. Identification and simulated control of greenhouse closed water supply systems[J]. Computers and Electronics in Agriculture, 2000, 26(3): 361-374.

作者简介:

马泽宇(1991-), 女, 硕士研究生, 主要研究方向为农业测控技术应用研究, E-mail: 1104090236@qq.com.

李加念(1983-), 男, 通讯作者, 博士, 副教授, 主要从事农业测控技术应用研究, E-mail: ljn825@163.com.

(上接第 90 页)

致 谢:

感谢福建省传感技术重点实验室和厦门市传感器技术重点实验室经费的支持。

参考文献:

- [1] 付玉锦, 原魁, 杜清秀, 等. 基于手术刀的虚拟外科手术系统的设计[J]. 中国体视学与图像分析, 2005, 10(2): 94-98.
- [2] 郭柏录. 主从异构手术机器人误差匹配性研究[D]. 天津: 天津大学, 2009.
- [3] 汤旭日. 心脑血管微创手术辅助装置的研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2009.
- [4] 宋卫国, 原魁. 用于触觉建模的生物组织切割特征多参数采集[J]. 系统仿真学报, 2006, 18(1): 204-206.
- [5] 陈孝凯, 徐晶晶, 曾庆军. 生物软组织力反馈触觉建模测试系统研制[J]. 传感器与微系统, 2009, 28(4): 76-78.
- [6] 胡中伟, 张璧. 生物软组织切割过程建模[J]. 中国机械工程, 2011(17): 2043-2047.
- [7] 尹航. 柔性针软组织穿刺相互作用建模与仿真研究[D]. 北京: 北京交通大学, 2013.
- [8] Okamura A M, Simone C, O'Leary M D. Force modeling for needle insertion into soft tissue[J]. IEEE Transactions on Bio-

medical Engineering 2004, 51(10): 1707.

- [9] Maurin B, Barbe L, Bayle B, et al. In vivo study of forces during needle insertions [C]// Perspective in Image-Guided Surgery, 2004: 415-422.
- [10] 宿志亮. 柔性针穿刺软组织的力学建模及变形测量[D]. 天津: 天津大学, 2013.
- [11] 赵新刚, 杨唐文, 韩建达, 等. 机器人辅助针穿刺技术[J]. 科学通报, 2013, 58(S2): 20-27.
- [12] 曾小兰. 基于虚拟裂纹扩展组织针穿刺的有限元仿真及分析[D]. 杭州: 浙江大学, 2013.
- [13] Misra S, Reed K B, Schafer B W, et al. Mechanics of flexible needles robotically steered through soft tissue[J]. International Journal of Robotics Research, 2010, 29(13): 1640-1660.
- [14] Majewicz A, Marra S P, van Vledder M G, et al. Behavior of tip-steerable needles in ex vivo and in vivo tissue[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2012, 59(10): 2705-2715.

作者简介:

杨重骏(1988-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向为生物医疗机器人。

黄金力(1981-), 男, 通讯作者, 工学学士, 工程师, 主要研究领域为机械制造, E-mail: jl@xmu.edu.cn.