

文章编号 1004-924X(2015)08-2149-09

穿刺针尖光纤力传感信号的小波变换分析

杨唐文^{1*}, 陈盼飞¹, 韩建达², 徐卫良^{2,3}

(1. 北京交通大学 信息科学研究所, 北京 100044;

2. 中国科学院 沈阳自动化研究所 机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 110016;

3. 奥克兰大学 机械工程系, 新西兰)

摘要: 经皮软组织穿刺过程中, 穿刺针尖会历经不同材料特性的器官组织, 受到复杂变化的作用力。为了测量针尖处的作用力并鉴定穿刺路径上不同层次的软组织, 研制了一种光纤力传感器, 并进行了力信号分析。首先, 基于法-珀干涉介绍了光纤力传感器的测量原理、光链路设计、及其与针的集成和标定方法。在穿刺力信号分析的基础上, 提出利用 Mallat 算法对力信号进行小波变换, 提取信号的特征模式, 界定软组织的各层边界。最后, 在猪的肝脏和肋条组织样本上进行了针穿刺实验验证。结果显示: 光纤力传感器的可测力为 0 至 3.20 N, 测量精度可达 0.01 N。得到的穿刺试验结果表明 Mallat 算法能够有效地区分软组织的类型。研制的光纤传感器满足穿刺力的测量范围、精度和可靠性等要求, 所提出的小波变换算法可用于软组织边界的界定, 有望用于机器人穿刺控制。

关键词: 光纤力传感器; 针穿刺; Mallat 算法; 分层软组织; 边界界定; 小波变换

中图分类号: TN253 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20152308.2149

Wavelet transform analysis of optic fiber force sensing signals at puncture needle tip

YANG Tang-wen^{1*}, CHEN Pan-fei¹, HAN Jian-da², XU Wei-liang^{2,3}

(1. Institute of Information Science, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China;

2. State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;

3. Department of Mechanical Engineering, University of Auckland, New Zealand)

* Corresponding author, E-mail: twyang@bjtu.edu.cn

Abstract: During a percutaneous soft tissue puncture, a puncture needle is inserted into the layered tissues with various material properties, and the interactive force at the needle tip occurs discriminately. To measure the force and identify the boundaries of the layered tissues in the puncture path, a fiber optic force sensor was fabricated, and the force data acquired with the sensor were analyzed. In terms of a Fabry-Perot interferometer, the measuring principle of the fiber optic sensor was presented, and its optical link, its integration into the needle and calibration approach were introduced. Then, based on the insertion force signal analysis, the force signals were decomposed via the Mallat

收稿日期: 2015-01-21; **修订日期:** 2015-03-20.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 61375109, No. 61273356); 机器人学国家重点实验室科研基金资助项目 (No. 2013-012)

algorithm into wavelets, and their patterns were recognized and used to identify the layered tissue boundaries. Finally, needle insertion tests were performed with the swine liver and belly tissue phantoms. The experimental results show that the working range of the force sensor is 0—3.20 N and the measuring resolution is under 0.01 N. Moreover, the insertion test results indicate that the Mallat algorithm is effective to the discrimination of layered tissues. It concludes that the fabricated fiber optic sensor meets the requirements of working range, accuracy and reliability to measure an insertion force. The proposed wavelet transform algorithm is able to identify the boundaries of the layered tissues and is expected to be used in the percutaneous control by a robot.

Key words: fiber optic force sensor; needle insertion; Mallat algorithm; layered tissue; boundary identification; wavelet transform

1 引言

近年来,现代外科经历了一场微创革新。微创外科(Minimally Invasive Surgery, MIS)通过小创口将手术器械送入人体内,完成对组织病变、畸形和创伤部位的切除、修复或重建等操作。穿刺是微创外科中的经典手术^[1]。通过影像和其他传感信息的引导,穿刺针经皮穿腔深入靶点,完成药物放置、活检、局部麻醉、近距离放射治疗等。目前,无论是医生操作还是机器人辅助,几乎所有的微创穿刺都缺乏触觉信息的直接参与。微创穿刺的针细长,医生对针与软组织相互作用的感受低,难以实现精确操控。在微创机器人外科(Minimally Invasive Robotic Surgery, MIRS)中,虽然机器人替代医生进行穿刺,克服了医生人为因素带来的风险^[2],然而,没有触觉力反馈对MIRS手术来说还是缺少安全保障的,尤其是在医学图像分析不准确的情况下更令人担忧。触觉可提供穿刺针在组织上的作用力信息,确保微创机器人控制的稳定性和鲁棒性,甚至可用来分析生物器官组织的刚性、弹性和韧性等力学特性,评估病变部位的大小和形状,区分组织类型。

在针上集成触觉力传感器存在诸多困难。首先是环境约束,穿刺针在体内穿行或切割组织,传感器自身必须满足生物相容性条件,防止体液渗入,而且在磁共振成像环境下还须具备电磁兼容特性。其次是集成困难,穿刺针细长,以进入体内部分为界,传感器可以集成在针尖、针轴及针尾。其中针尖是理想的测力位置,但空间十分窄小,使得传感器集成极具挑战性。常规的力传感器是很难集成到穿刺针上的,但人们认为光纤传

感是一种可行的技术途径。首先光纤直径在 100 μm 左右,适用于微型设计;其次,其信号抗电磁干扰,远程传输性能优越。此外,光纤传感器具有很高的测量精度和灵敏性^[3-4]。

近十年来,光纤力传感技术获得了较快的发展,其调制原理可分为强度、相位、波长、频率和偏振调制等。其中,光强调制的光纤传感器的原理和结构简单,广泛应用于微力传感器设计中^[5-8]。测力原理在 20 世纪 90 年代初就已提出^[5],目前其研究主要集中于传感器的集成设计和制造,例如光纤与弹性件振动隔离设计^[6]、弹性件的优化设计^[7]及 3D 打印制造^[8]等。多轴力/力矩测量需要多个弹性件、光探测器及多根光纤,使得传感器体积较大,且各轴力易耦合。在单点检测上,弹性件调制的光强传感器具有一定优势^[9],尤其是基于法-珀干涉(Fabry-Perot Interferometer, FPI)的光纤传感器^[10-12]在体积和灵敏度上则更具优势,而且加工更容易、成本更低。因此,本文基于 FPI 研制了一单轴单点光纤力传感器,用于测量穿刺过程中针尖处的力信号,并进行穿刺组织类型和边界分析。

穿刺力信号包含器官组织属性丰富的信息,这些信息对辅助穿刺机器人的控制极其重要,有必要提取和挖掘其隐含的各种特征模式。在模式分析领域,傅里叶变换是一种广泛采用的分析方法^[13],它属于频域分析法,可以得到信号的统计平均结果,但难以处理非平稳信号。短时傅里叶变换(Short Time Fourier Transform, STFT)^[14]通过加窗分析每一个时间间隔来确定该间隔存在的频率,从而实现局部优化,在一定程度上克服了经典傅里叶变换的缺点。但是,STFT 难以兼顾频率和时间分辨率的要求。小波变换^[15]是在

STFT 基础上形成的一类调和分析方法。小波变换利用长窗口提取信号的低频信息,用短窗口来提取信号的高频信息,可达到兼顾频率和时间分辨率的要求。小波变换最早用于地震、声音、图像等信号的分解和特征模式分析,确定不同频率信号出现的时间或频域。它在时域和频域都具有表征信号局部特征的性质,较好地解决了时域和频域分辨率的矛盾。本文利用 Mallat 快速算法^[16]对穿刺力信号进行小波变换以及特征提取和分析,从而界定软组织的各层边界。

2 光纤力传感器^[17]

2.1 光纤传感原理

FPI 传感器在轴向点力测量上灵敏度高,能很好地满足微创器械微型化集成设计的要求。这里利用 FPI 干涉设计制造了一类光纤力传感器,并将它集成在探针的尖端,从而实现穿刺力测量。

FPI 光纤传感器的重要部件是 FP 腔,如图 1 所示。其传感原理是:输入光束经光纤传输至 FP 腔,在两端镜面发生反射,生成存在相位差的两束反射光,引发相互干涉,再经光纤输出至光探测器。光探测器上信号的变化则反映了 FP 腔的长度变化,依此推导作用在腔上的外力。计算公式为:

$$I^{(r)} = 2RI^{(i)} \left[1 - \cos \left(\frac{4\pi}{\lambda}d + \pi \right) \right], \quad (1)$$

式中: $I^{(r)}$ 和 $I^{(i)}$ 分别为干涉光强和入射光强, λ 为入射光波长, d 为 FP 腔长, R 为镜面反射率。

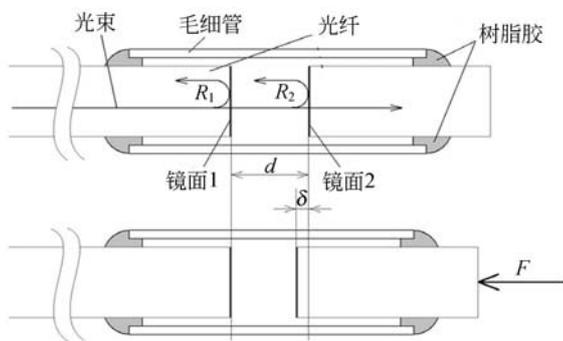


图 1 光纤传感器的 FP 腔

Fig. 1 FP cavity of a fiber optical sensor

2.2 光强信号的光链路设计

光纤传感器的光源和输出信号由光路链接,

如图 2 所示。光源发射的激光束经光隔离器后由端口 1 传输至 2:2 的光耦合器,分为两束强度相等的光束。其中一束经端口 3 通过光隔离器输出,另一束激光则经端口 4 输入至光纤传感器。光在传感器 FP 腔的两个镜面反射,输出反射光,经端口 4 再回到光耦合器。然后,由端口 2 输出至功率计,测量力传感器中产生的光强。光链路中,隔离器用来防止光路中的反射光返回光源,避免反射光干扰力的测量。光链路元件的实物如图 3 所示。

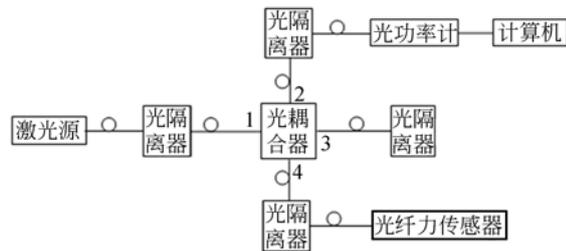


图 2 光纤传感器的光链路图

Fig. 2 Optic link of fiber optical sensor

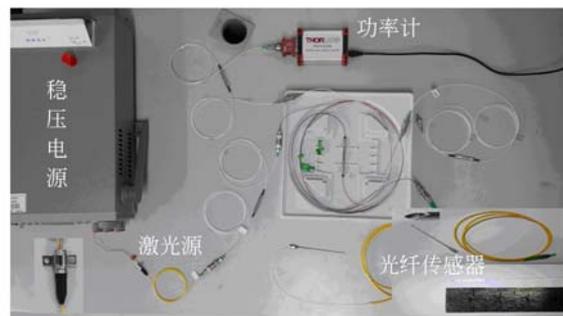


图 3 光链路实物图

Fig. 3 Components in optic link

2.3 光纤传感器的集成与标定

穿刺力的理想测量位置在针尖处,在该位置上可直接获得针与器官组织的相互作用关系,避免了针座处测力中不确定的摩擦力、挤压力的负面影响。这里把光纤力传感器集成到针的尖端内腔,如图 4 所示,以测量靠近针尖处的穿刺力。穿刺力作用使得针尖产生形变,导致粘附在针腔壁的光纤力传感器的 FP 腔长发生变化,进而改变光功率计的输出信号。因此,通过测量该输出信号即可建立针尖形变与针尖上力的关系。

理论上,若输出光强已知,则由式(1)可以计算 FP 腔长,即穿刺针尖的形变;然后,可按材料力学理论计算作用在针尖上的实际穿刺力。但

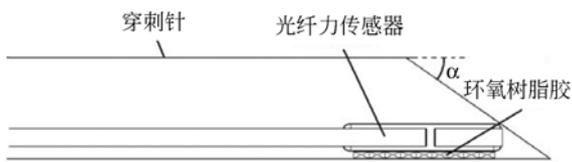
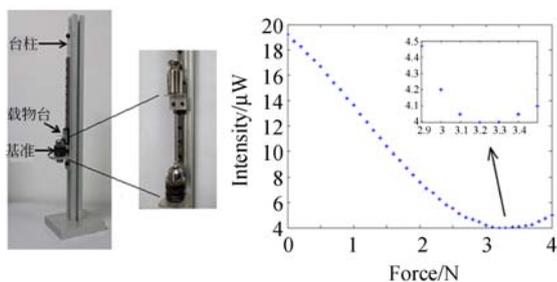


图 4 光纤传感器与穿刺针的集成

Fig. 4 Fiber optic sensor integrated into a needle

是,这个计算过程中存在一些不确定的因素:一是作用在针尖上的力呈局部不均匀分布;二是光纤传感器通过环氧树脂胶结在针壁上,难以精确获得作用在针轴上的力与传感器光纤上的力的传递关系。这些因素会影响穿刺力计算的准确性,加大了从光强信号推导针尖上穿刺力的难度。



(a) 平台

(b) 数据

(a) Calibration setup

(b) Acquired data

图 5 光纤力传感器标定

Fig. 5 Calibration of fiber optic force sensor

本文利用图 5 所示的平台,通过标定方法来建立光强信号与针尖力之间的关系,得到了反映输出光强与穿刺力非线性关系的三次多项式:

$$I^{(\mu)} = 0.459 3 f^3 - 1.506 5 f^2 - 4.606 4 f + 19.218 2. \quad (2)$$

文中经过大量数据统计分析,确定了所研制的光纤力传感器的测量范围为 $0 \sim 3.20$ N,分辨率为 0.01 N。

3 穿刺力信号的小波分析

3.1 穿刺力信号特点

穿刺力与器官组织的结构有关,力信号在很大程度上反映了器官组织的特点。图 6 为猪肝的穿刺力信号,整个过程基本可划分为三个阶段:在第一个阶段,随着进针位移的增加,肝脏形变增大,在针尖刺穿肝脏外膜之前,穿刺力逐渐增加。

一旦超过肝脏外膜所能承受的阈值时,针尖进入肝脏,针尖上的穿刺力瞬间骤减。此外,从图中还能看到当针刺穿外膜时,整个针尖并不是马上全部刺入组织之中,而是进入穿刺过程的第二个阶段,即针尖继续与外膜相互作用,作用在针尖上的力逐渐增加,直至整个针尖刺穿外层膜。这两个穿刺过程比较短,而一旦整个针尖刺穿外膜进入肝脏内部,作用在针尖上的力会陡减,且力信号波动的幅值大于针尖前端刺穿外层膜时的幅值。此后,穿刺进入第三个阶段。

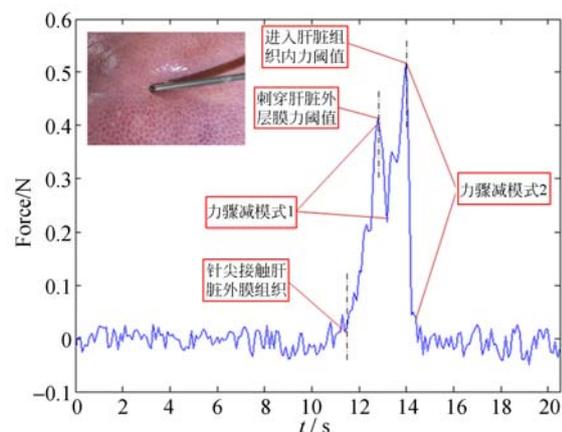


图 6 穿刺力数据分析

Fig. 6 Analysis of insertion force data

观察上述三个阶段可知,针尖上的穿刺力发生了陡峭的变化,有着显著的信号特征,形成了可识别的模式。通常,信号快变意味着一种模式的发生,对应信号的高频成分。进行模式分析时,要求时窗小,频窗大,使时频分析窗处在高频端的位置。小波变换即是这样的一个模式分析工具,即通过伸缩平移母小波得到的小波基,分解或重构穿刺力的时变信号,将信号投影到小波基构成的空间,从而获得小波基展开所产生的小波系数。这些系数反映了穿刺力信号在不同尺度下与小波基之间的相关性。小波系数越大,说明穿刺力信号与某一个位置某一频率小波基的相关性越大,小波变换系数的能量分布越集中,那么,组织内部或者组织之间的层次模式就越明显。

3.2 小波变换算法

3.2.1 小波变换基本公式

这里令光纤力传感器测量得到的信号 $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$,其小波变换可定义为希尔伯特空间下

的内积,即有:

$$WT_f(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad a \neq 0, \quad (3)$$

式中: $\psi(t)$ 为母小波函数; $\psi_{a,b}(t)$ 为母小波缩放和平移得到的小波基,其计算公式为:

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (4)$$

其中: a 为尺度因子, b 为时间因子。尺度因子 a 对母小波 $\psi(t)$ 做缩放,而位移 b 确定信号分析的位置,即时间中心。当 $a > 1$ 时, a 越大,频域宽度越大;当 $a < 1$ 时, a 越小,频域宽度越窄。这样, a 和 b 决定了信号分析的时频宽度和中心位置,如图 7 所示。

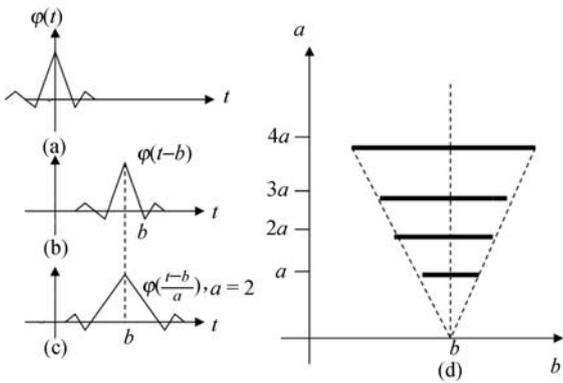


图 7 小波基参数 a 和 b 控制的分析范围。(a) 母小波;(b) $b > 0, a = 1$;(c) b 不变, $a = 2$;(d) 分析范围
Fig. 7 Wavelet parameters a and b and their variation scope. (a) Mother wavelet; (b) $b > 0, a = 1$;
(c) $b = \text{constant}, a = 2$; (d) Variation range

信号 $f(t)$ 也可以由小波系数和小波函数实现重构,即有:

$$f(t) = \sum_{a,b} \psi_{a,b}(t) \cdot WT_f(a, b). \quad (5)$$

3.2.2 Mallat 算法

小波分析中小波函数构造是开放的,信号在无限维函数空间分解,这无形中增加了信号分析的困难。Mallat 算法将小波和信号处理结合起来,在有限多分辨空间下对信号进行金字塔式的分解与重构。它反映了小波的多分辨率特性,是一种通用的正交小波分析与综合的快速算法。

多分辨率分析空间由一组嵌套的子空间序列 $\{V_j\}_{j \in \mathbb{N}}$ 组成,如图 8 所示。假设原始信号的频率空间为 V_0 ,经第一级分解后得到两个子空间,即

低频的 V_1 和 高频的 W_1 ;第二级分解后, V_1 又分解成低频的 V_2 和 高频的 W_2 。依次类推,整个子空间的分解过程可记为:

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j, \quad (6)$$

其中:符号 \oplus 表示两个子空间的“正交和”;对于二阶采样, V_j 代表与分辨率 2^{-j} 对应的多分辨率分析子空间,是 V_{j-1} 下反映信号概貌的低频子空间,即穿刺力信号的尺度函数空间; W_j 是 V_j 的正交补空间,是 V_{j-1} 下信号的高频子空间,表述了不同尺度下信号细节上的差异。

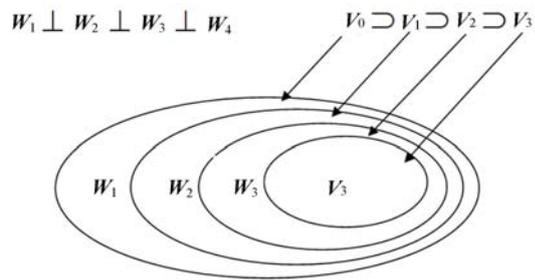


图 8 嵌套的多分辨率子空间

Fig. 8 Nested multi-resolution subspace

这样,两个子空间覆盖了信号的整个频谱。由 Riesz 基存在条件可知, V_j 子空间存在唯一函数 $\phi(t) \in L^2(\mathbb{R})$,使得:

$$\phi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \phi(2^{-m}t - n) \quad (m, n \in \mathbb{N}), \quad (7)$$

其中: $\phi_{m,n}(t)$ 是 V_j 的标准正交基; $\phi(t)$ 为尺度函数,是信号的低通逼近部分。

根据式(6),尺度函数加上小波函数得到上一级的尺度函数。利用双尺度关系,任何一个子空间下的尺度函数 $\phi(t)$ 都可由其自身的二倍分辨率来表示,即:

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k) \phi(2t - k), \quad (8)$$

式中序列 $\{h(k)\}$ 为尺度函数系数。

同样地,在多分辨正交子空间 W_j 内存在唯一序列 $\{g(k)\}$,使得小波函数 $\psi(t)$ 也满足双尺度关系,即:

$$\psi(t) = \sqrt{2} \sum_{k=-\infty}^{\infty} g(k) \psi(2t - k). \quad (9)$$

经过扩张和平移,式(8)可进一步写成:

$$\phi_{j,m}(t) = \phi(2^j t - m) = \sqrt{2} \sum_k h(k - 2m) \phi(2^{j+1} t - k). \quad (10)$$

式(9)可写成:

$$\psi_{j,m}(t) = \sqrt{2} \sum_k g(k-2m) \phi(2^{j+1}t - k). \quad (11)$$

由此可知,尺度与小波函数的构造归结为它们的系数 $\{h(k)\}$ 和 $\{g(k)\}$ 的设计。

式(6)定义了尺度函数为两个子空间的映射和,即有:

$$\sum_{-\infty}^{\infty} C_{j,k} \phi_{j,k}(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} C_{j+1,k} \phi_{j+1,k}(t) + \sum_{-\infty}^{\infty} D_{j+1,k} \psi_{j+1,k}(t). \quad (12)$$

代入式(8)可得:

$$\phi_{j+1,m}(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k-2m) \phi_{j,k}(t). \quad (13)$$

如果尺度函数是正交的,进一步有:

$$\langle \phi_{j+1,m}, \phi_{j,k} \rangle = h(k-2m), \quad (14)$$

类似地有:

$$\langle \psi_{j+1,m}, \phi_{j,k} \rangle = g(k-2m). \quad (15)$$

整理式(12)、(14)和(15)可得:

$$C_{j+1,m} = \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_{j,k} h(k-2m), \quad (16)$$

$$D_{j+1,m} = \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_{j,k} g(k-2m), \quad (17)$$

$$C_{j,k} = \sum_{m=-\infty}^{\infty} h(k-2m) C_{j+1,m} + \sum_{m=-\infty}^{\infty} g(k-2m) D_{j+1,m}. \quad (18)$$

其矩阵形式为:

$$\begin{cases} C_{j+1} = \mathbf{H}C_j \\ D_{j+1} = \mathbf{G}C_j \end{cases}, j=0,1,\dots,J, \quad (19)$$

$$C_j = \mathbf{H}^* C_{j+1} + \mathbf{G}^* D_{j+1}, j=J,J-1,\dots,1,0, \quad (20)$$

式中: \mathbf{H}^* 、 \mathbf{G}^* 分别是 \mathbf{H} 和 \mathbf{G} 的共轭转置矩阵,且有:

$$\mathbf{H} = [H_{m,k}]_{-\infty}^{\infty}$$

$$\mathbf{G} = [G_{m,k}]_{-\infty}^{\infty}$$

其中: $H_{m,k} = h(k-2m)$, $G_{m,k} = g(k-2m)$ 。

至此,完成了小波分解和重构的 Mallat 算法推导。式(19)为 Mallat 分解计算,式(20)为重构计算。穿刺力信号的处理需要较高的实时性,且能够有效提取特征信号。考虑到特征信号对应着力信号中的高频成分,所选用的小波应具有较好的紧支撑和对称性。这里采用 Haar 小波计算尺度和小波函数系数,因为 Haar 小波在时域是紧支撑的,是具有对称性、有限支撑的正交小波,满足快速检测的实时性要求;同时,Haar 小波是阶

跃信号,具有瞬变穿刺力信号的近似特性。

4 穿刺实验与结果

如前所述,穿刺针在不同层次的软组织中穿行时,针尖力信号的频率成分是不同的。小波变换可以在大范围上观察穿刺力平缓变化的低频平均信息,在小范围上观察穿刺力快速变化的高频细节信息。本文用猪的肝脏和肋条组织进行穿刺实验,采集针尖穿刺力信号并做小波变换,在不同尺度下分解力的信号,得到不同的小波系数。那么,根据不同尺度下小波系数最大模值的位置可以界定各层组织间的边界。

4.1 穿刺力数据采集系统

穿刺实验中的交互界面通过 VC++ 的 MFC 工具设计实现,如图 9 所示。在此界面上,可以实现穿刺力数据的实时采集、曲线绘制等功能,选择不同小波算法进行穿刺力信号的在线分析。在信号采集前,需在界面上设置光波长、采样频率、穿刺距离、初始速度等参数,勾选分层识别。

实验中的穿刺样本为分层较好的新鲜猪肝脏和肋条组织。本文先对猪肝进行了穿刺实验,采集了穿刺过程中针尖的力信号数据,并且自动提取信号小波变换后的特征信息,其个数和位置即为组织的分层数和边界。

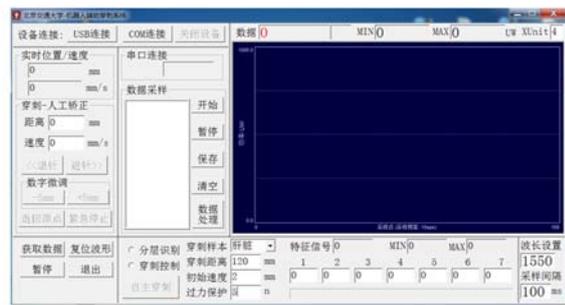


图 9 穿刺系统图形用户界面

Fig. 9 GUI for insertion system

4.2 实验数据分析

4.2.1 猪肝穿刺

猪肝穿刺实验采用新鲜的样本,光纤力传感器在穿刺针尖处实时采集力信号数据,经过小波变换获得穿刺力变化的特征模式,依此进行肝脏的组织结构分析。

图 10 给出了猪肝穿刺力信号的原始数据以及小波变换的分析结果。由图 10(a)可以看出,穿刺过程中针尖挤压导致肝脏变形,在针尖没有刺入肝脏之前,针尖力逐渐增大,在达到某一临界值时刺入肝脏外膜,穿刺力产生第一个瞬降。此时的针尖并未完全进入组织内部,继续推进,穿刺力再增大,直至完全刺透肝脏外膜进入内部,肝脏变形恢复,穿刺力也由另外一个临界值迅速减小。在穿刺针进入肝脏内部后,由于其内部构造(如血管、空腔、韧带)的不均匀性仍会导致针尖力在一定的范围内波动。图 10(b)给出了穿刺力信号小波变换后的细节小波基系数值,幅值大的系数横坐标反映针尖受力瞬变的时刻,也反映了组织分层的位置。正负幅值反映了针尖穿刺力是瞬时增大或是减小。经过小波变换,当信号小波系数幅值超过设定的某个阈值时,此时信号为可识别的模式,再结合肝脏组织的结构则可以分析和界定组织的类型和边界。特别地,尺度部分通过滤除原始数据中的波动,可以有效地排除某些时间位置处的细节波动干扰。

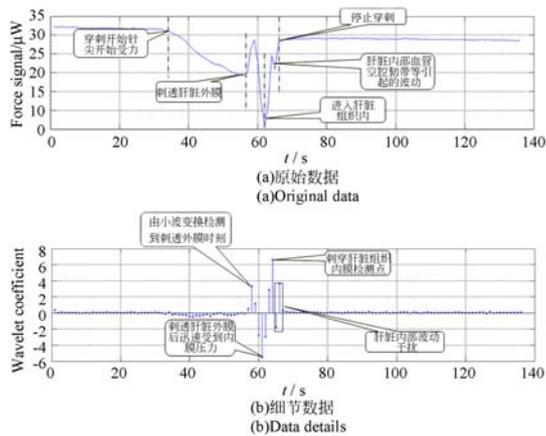


图 10 猪肝组织穿刺力信号和小波分析

Fig. 10 Insertion force signals of swine liver and its wavelet analysis

4.2.2 肋条组织穿刺

肋条组织具有更复杂的分层结构,如图 11 所示。同样地,通过对肋条穿刺的力信号数据进行小波变换,可以分析肋条组织穿刺的力信号特征信息,界定各层软组织的边界。

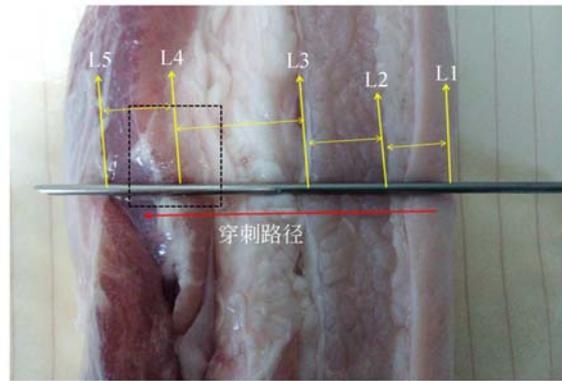


图 11 猪的肋条组织穿刺

Fig. 11 Insertion of swine belly

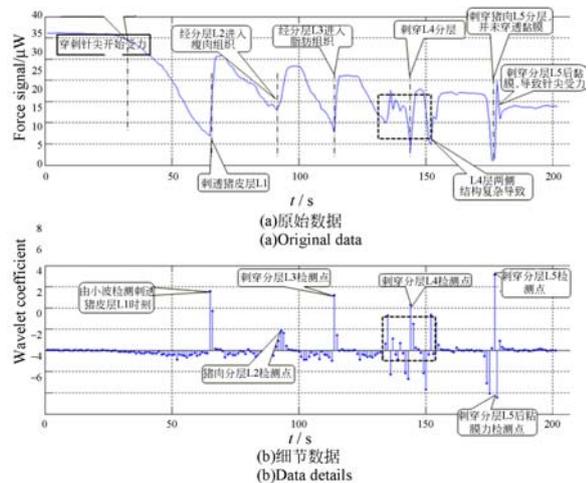


图 12 猪的肋条组织穿刺力信号和细节系数

Fig. 12 Force signals of insertion into swine belly and its detailed wavelet coefficients

猪的肋条组织结构由皮肤、皮下脂肪、肌肉等软组织组成。针尖在穿刺过程中经过组织分界处时,受力的瞬时变化如图 12 所示,形成了比较明确的可识别的特征模式。与猪肝穿刺不同的是,在猪肋条的 L4 层处,由于组织之间有一层白色黏膜,针尖在到达黏膜层时,会在特征模式发生的同时产生另外两个突变。这类分层组织结构会对小波数据分析产生较大的干扰。同时,在图 12(b)也能看到 L4 分层检测点两边产生了较多杂乱且幅值较大的数据点,这些点的数值甚至会超出预先设定的阈值,不利于界定组织边界。这种情况下,尺度函数却能保留原信号的整体走势,消除了上述干扰,如图 13 所示,可用作边界界定的参考。

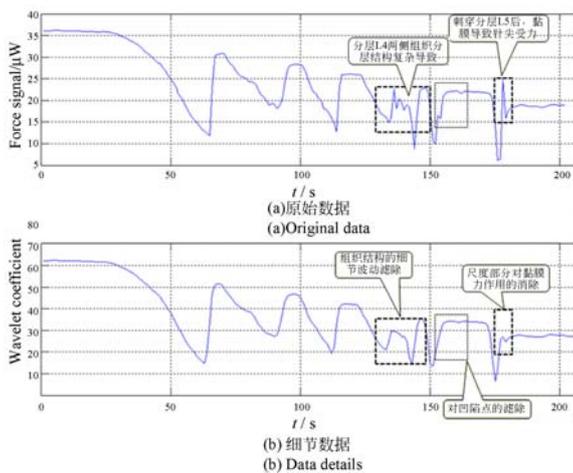


图 13 猪的肋条组织穿刺力信号和尺度系数

Fig. 13 Force signals of insertion into swine belly and its scale wavelet coefficients

参考文献:

- [1] 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, 58:20-27.
ZHAO X G, YANG T W, HAN J D, *et al.*. A review on the robot-assisted needle puncture technology [J]. *Chin. Sci. Bull.*, 2013, 58:20-27. (in Chinese)
- [2] OKAMURA A, MATARIC M J, CHRISTENSEN H I. Medical and health-care robotics: achievements and opportunities [J]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2010, 17(3): 26-37.
- [3] UDD E, SPILLMAN W. *Fiber Optic Sensors: An Introduction for Engineers and Scientists* [M]. 2nd ed. . New Jersey: John Wiley & Sons Inc., 2011.
- [4] 龙亮, 钟少龙, 徐静, 等. 微型光纤磁传感器设计与制作[J]. 光学精密工程, 2013, 21(9): 2294-2302.
LONG L, ZHONG SH L, XU J, *et al.*. Design and fabrication of micro fiber-optic magnetic sensor [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(9): 2294-2302. (in Chinese)
- [5] HIROSE S, YONEDA K. Development of optical 6-axial force sensor and its signal calibration considering non-linear interference [C]. *Proceedings of International Conference on Advanced Robotics, Tokyo, Japan*, 1990: 46-53.
- [6] TADA M, KANADE T. Design of an MR-compatible three-axis force sensor [C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, Alberta, Canada, 2005: 2618-2623.
- [7] SU H, FISCHER G S. A 3-axis optical force/torque sensor for prostate needle placement in magnetic resonance imaging environments [C]. *Proceedings of the 2nd Annual IEEE International Conference on Technologies for Practical Robot Applications*, Woburn, Massachusetts, USA, 2009: 5-9.
- [8] KESNER S B, HOWE R D. Design principles for rapid prototyping forces sensors using 3-D printing [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2011, 16(5): 866-870.
- [9] POLYGERINOS P, SENEVIRATNE L D, ALTHOEFER K, *et al.*. Triaxial catheter-tip force sensor for MRI-guided cardiac procedures [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2013, 18(1): 386-396.
- [10] PINET E. Fabry-Perot fiber-optic sensors for physical parameters measurement in challenging conditions [J]. *Journal of Sensors*, 2009: 1-9.
- [11] LIU X, IORDACHITA I, HE X, *et al.*. Miniature fiber-optic force sensor based on low-coherence Fabry-Perot interferometry for vitreoretinal microsurgery [J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(5): 1062-1076.
- [12] 梁艺军, 刘俊锋, 张巧萍, 等. 环形腔全光纤 F-P 干涉仪的声发射检测实验研究[J]. 光学精密工程, 2009, 17(8): 1825-1831.

5 结 论

本文基于 FP 干涉原理研制了一种集成在穿刺针尖的光纤力传感器。利用 Mallat 算法对力信号进行小波变换, 提取信号的特征模式, 界定软组织的各层边界。小波变换将穿刺力信号分解为反映低、高频特征的尺度和细节小波基, 通过检查这些小波基的系数模值, 确定针尖穿行在各层组织间力信号变化的位置, 实现组织边界及类型的鉴定。测试结果表明, 光纤力传感器可测量 0~3.20 N 的力信号, 测量精度可达 0.01 N, 基本满足穿刺力测量及稳定性要求。在猪肝和肋条组织上进行穿刺实验进一步证明了所提出的小波变换信号分析方法能有效地实现分层软组织边界的界定, 将来有望用于机器人穿刺的控制。

- LIANG Y J, LIU J F, ZHANG Q P, *et al.*. Ring cavity all fiber F-P interferometer used in detection of acoustic emission [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009, 17(8): 1825-1831. (in Chinese)
- [13] BRACEWELL R N. *The Fourier Transform and its Applications* [M]. 3rd Edition. McGraw Hill, 2000.
- [14] GRIFFIN D W, LIM J S. Signal estimation from modified short-time Fourier transform [J]. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 1984, 32(2): 236-243.
- [15] RIOUL O, VETTERLI M. Wavelets and signal processing [J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 1991, 8(4): 14-38.
- [16] MALLAT S. *A Wavelet Tour of Signal Processing* [M]. 2nd Edition. Academic Press, 1999.
- [17] YANG T W, ZHU H F, HAN J D, *et al.*. Identification of tissue types and boundaries with a fiber optic force sensor [J]. *Science China (Information Sciences)*, 2014, 57(12):120206(7).

作者简介:



杨唐文(1971—),男,江西泰和人,副教授,1995年于哈尔滨工程大学获得学士学位,2001年于东南大学获得博士学位,主要从事机器人学、触觉传感技术的研究。E-mail:twyang@bjtu.edu.cn



陈盼飞(1989—),男,河南周口人,硕士研究生,2012年于河南师范大学获得本科学位,主要从事模式识别、触觉感知技术的研究。E-mail:chenpanfei88@163.com

(版权所有 未经许可 不得转载)