

# 应用于组织力学性能分析的 光学印压系统研究

## Optical Indentation System for Analysis of the Mechanical Properties of Tissue

王立科<sup>1</sup>, 郑永平<sup>1</sup>,  
黄燕平<sup>1</sup>, 何永红<sup>2</sup>

1. 香港理工大学 医疗科技与资讯学系, 香港; 2. 清华大学深圳研究生院 光学检测与成像实验室, 广东深圳 518055

WANG Li-ke<sup>1</sup>, ZHENG Yong-ping<sup>1</sup>,  
HUANG Yan-ping<sup>1</sup>, HE Yong-hong<sup>2</sup>

1. Department of Health Technology and Informatics, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China; 2. Laboratory of Optical Imaging and Sensing, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen Guangdong 518055, China

**[摘要]** 本课题的目的是研究一种光学印压系统用于分析组织力学的性能。我们将压力传感器与光学相干层析(OCT)系统结合,分别测量印压过程中的印压力和形变。通过分析印压力和形变的曲线图,得到组织力学性能特征。初步的样品对比测试实验表明,本系统所得到的力学性能测试结果与传统的印压系统测试结果相比有很高的一致性。我们认为本系统在组织力学性能的研究中有很高的潜在应用价值。

**[关键词]** 印压; 组织力学性能; 光学相干层析

**Abstract:** An optical indentation system was developed in this study for assessment of the mechanical properties of tissue. Optical coherence tomography (OCT) was combined with a force sensor which was used to record the deformation and force during the indentation. The mechanical properties of tissue were calculated from the analysis of the force deformation relationship. The preliminary results on phantoms showed the high correlation between the elasticity obtained by this system and the standard indentation device. This system may have great potential of measuring the mechanical properties of tissues.

**Key words:** indentation; tissue mechanical properties; optical coherence tomography

[中图分类号] R445.1 [文献标志码] B

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2011.01.006

[文章编号] 1674-1633(2011)01-0022-03

### 0 前言

生物组织力学性能与它们的生理形态功能有着密切相关的联系。目前,印压测量法作为生物力学性能分析方法之一,已经被广泛应用于生物组织如皮肤,肌肉和骨头<sup>[1-2]</sup>的力学性能分析。由于其可定量分析以及易操作性,该方法在临床医学诊断中对于组织力学特征的提取发挥着巨大的作用。

在过去的20年中,印压系统有了很大的发展。然而,大部分系统都未能同时测量到生物组织的形变和被测组织厚度,其中厚度信息是一个反映组织力学性能的关键因素。为了解决这个问题,一种基于超声测试的印压系统可

以实现生物组织的形变和厚度的同时测量,从而提高了组织生物力学性能测量的准确性和方便性<sup>[3]</sup>。在印压过程中,系统通过跟踪组织中的超声回波,如来自肌肉与骨头交界面的回波,用来确定组织形变和厚度。这种便携式印压系统已经成功地应用于测量人体各种组织的力学性能,包括糖尿病足底组织,软组织,颈部组织纤维化的力学性能分析<sup>[4-6]</sup>。

类似于超声技术可以得到深度信息,光学相干层析是基于低相干干涉成像的原理可以实现对组织断层结构高分辨率的成像<sup>[7]</sup>。这种技术在组织力学性能的分析中也有潜在的用途。例如,空气印压与光学相干层析相结合,能够实现组织力学特性的非接触式测量,极大地提高了测量的实用性和安全性<sup>[8]</sup>。目前该系统正用于测量脚底软组织的力学性能<sup>[9]</sup>,作为糖尿病伤口力学性能的定量评估具有潜

收稿日期: 2010-11-01

基金项目: 香港研究资助局(PolyU5354/08E)和香港理工大学(J-BB69)支持。

通讯作者: 郑永平, 教授。

通讯作者邮箱: ypzhang@ieec.org

在优势。

本文主要介绍了一种结合细小印压头和光学相干层析的技术,运用成熟的计算模型,可以对组织力学性能进行定量测量。样品实验测试表明,该技术对生物组织力学性能的定量分析有着巨大的潜在作用,特别是测量厚度较薄的组织力学性能。

## 1 光学印压系统的设计

光学印压系统主要包括两个部分,一部分是用于形变测量的时域光学相干层析设备,另一部分是印压力测量的力学传感器。

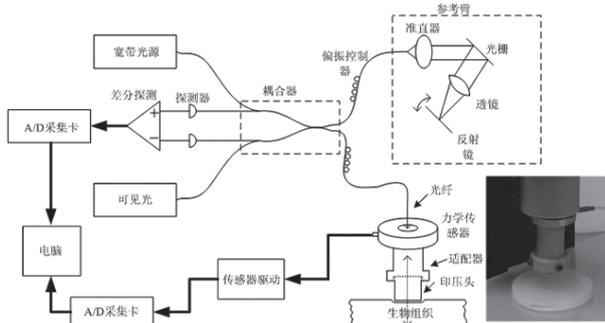


图1 光学印压系统结构图

如图1所示,力学传感器的一面连接光学探头,另外一面连接一个可以更换不同尺寸印压头的适配器,这样可以提供印压探头的使用方便性。力学传感器的中心为圆孔,印压头为透明的圆柱状,此设计可以使测试激光束很容易地透射进入组织内部。时域光学相干层析系统详细介绍请参照文献<sup>[10]</sup>。宽带激光经过单模光纤耦合进入 $2 \times 1$ 的耦合器,在通过一个 $2 \times 2$ 的耦合器后分成两路分别进入到参考臂和样品臂。参考臂基于快扫描延迟线实现深度信息的获取;信号探测采用外差探测技术从强烈背景信息中提取有用的干涉信号;为了便于光点指示,一路可见光作为引导光被引入到光路中。激光光源采用中心波长为 $1310\text{nm}$ ,带宽为 $50\text{nm}$ 的近红外宽带光源,系统的纵向分辨率可以达到 $16\mu\text{m}$ 。力学传感器(ELWF-B1-5L, Measurement Specialties, Inc, Hampton, VA, USA)的测量范围约为 $0.005\sim 25\text{N}$ ,其输出电信号由数字采集卡(DAQ, USB-6211, National Instruments, Austin, TX, USA)采集后输入到电脑处理。本系统的控制程序利用Labview(Labview 8.5, National Instruments, Austin, TX, USA)软件编写,可以实现印压力与形变信息的同步采集并进行离线数据处理。印压力的信息直接从数据采集卡的读数得到,形变信息通过跟踪在印压过程中样品边界光学信号的位移来计算获得。两个信息获取的同步频率为 $20\text{Hz}$ ,可以保证位移信号跟踪的稳定性。在位移信号提取中,应用了数字低通滤波和希尔伯特变换,以减少高频噪声的影响,并通过运用互相关算

法跟踪包络信号,从而实现了形变信息的提取。

## 2 样品力学性能测试

为了验证本系统的准确性,本系统与标准化的商业印压材料力学性能测试设备一起进行了样品力学性能的对比性测试实验。被测样品由两种低粘性度有机硅化学材料按照不同比例混合而成(Wacker M4648 and M4600, Wacker Chemicals Hong Kong Ltd., Hong Kong, China),样品的力学性能由两种材料不同的混合比例控制,这样可以模拟不同力学性能的生物组织。为了保证实验条件的一致性,所有被测样品都制作成直径为 $40\text{mm}$ 的圆柱状几何外形。本系统的印压测试探头安装在一个由步进电机驱动的平移台上,实现印压速度的精确自动控制,减少了人为干扰因素。在对比性实验中,两系统的印压速度和印压头的直径都是一致的,分别为 $6\text{mm/min}$ 和 $10\text{mm}$ 。最大印压力设定为 $3.5\text{N}$ ,用来控制印压加载和卸载这两个过程的转换。每个样品进行3次重复性的测试,每次测试包括三个周期,第一周期被视作预处理阶段,因而需要从计算中去除,仅保留后两个周期作为测试结果。图2所示为样品力学性能的实时测试曲线。

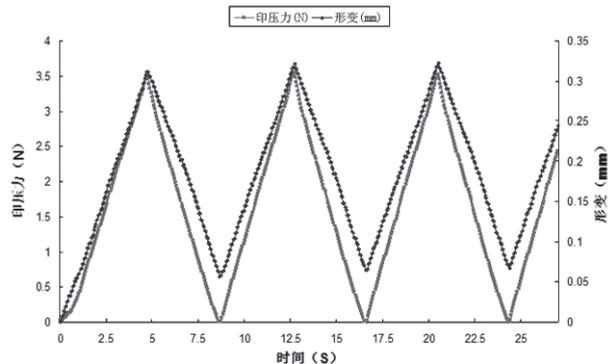


图2 样品力学性能测试曲线

## 3 数据分析

反映力学性能的杨氏模量根据大形变下印压模型公式得到<sup>[11]</sup>,如式(1):

$$E = \frac{(1-\nu^2)}{2a\kappa(\nu, a/h, \omega/h)} \cdot \frac{F}{\omega} \quad (1)$$

式中, $E$ 表示为组织的杨氏模量, $a$ 为印压头半径尺寸, $h$ 为被样品的厚度尺寸, $F$ 和 $\omega$ 分别为印压力和形变, $\nu$ 为泊松比, $\kappa$ 为一个修正因子。实验中,样品被认为是几乎不可压缩的,因此 $\nu$ 假定为一个恒定值 $0.45$ 。这样杨氏模量可以认为与印压力和形变的线性回归曲线的斜率成正比。每个样品的3次重复性测试结果取平均值,两种系统测试结果的显著性差异比较采用Pearson相关性进行分析(SPSS 17.0,

SPSS Inc., Chicago, IL, USA)。

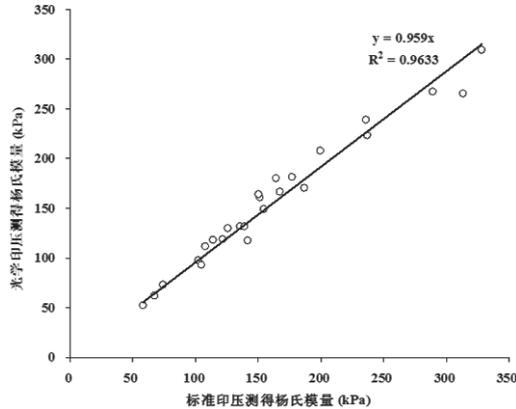


图3 两种印压测试的结果对比

#### 4 结果与讨论

实验测得样品的杨氏模量介于 50~300 kPa 之间。如图 3 所示,由本系统测试得到的结果与标准设备测试的结果有很高的一致性 ( $r=0.98, p<0.05$ )。这表明,该系统可以用来对组织力学性能进行精确地定量测试。

本文提出了一种新型的光学印压系统。一个通孔式的力学传感器与光学检测系统巧妙连接,组成了一套基于传统 OCT 技术的印压系统。该系统有着传统印压系统的性能,可以根据现有成熟的模型计算得到被测样品的力学性能,从而进一步丰富和充实了此类测试方法。同时,由于 OCT 技术本身具有的特点,同超声技术类似,可以同时测得厚度信息。此外,由于本系统的深度分辨率可以达到  $16\ \mu\text{m}$ ,这种微米级的精度在研究组织的结构方面具有极大的优势,因此对于印压系统来说,可以精确测量组织的形变,从而可以准确的得到力学性能,尤其是对于那些厚度较薄的组织,比如角膜、皮肤、软骨等。

印压系统的印压力是由力学传感器直接测得,形变信息是通过跟踪组织界面 OCT 信号的位移来间接获得。在实验之前被测组织的折射率系数需要提前确定,有了这个参数之后才可以换算出组织的深度信息。折射率的测量可以通过之前我们介绍的方法进行测试<sup>[10]</sup>。由于组织中包含了许许多多不同折射率系数的成分,这些成分在组织中的分布可能不均匀。在印压过程中,各种成分在组织中的分布有可能会发生一些细微的变化,这样就会导致被测位置处折射率的改变从而引起对形变测量的误差。本实验过程中,由于被测样品是由两种类组织化学材料的均匀混合而成,因此样品的折射率分布也是均匀的,在整个实验过程,折射率的变化都在误差范围内,此影响可以忽略。然而在组织的测试中,这种影响不能被忽略,以后需要研究组织在印压过程中折射率的变化。

目前,本系统的印压力和形变的采样频率是 20Hz,印

压速度为 6mm/min,并且数据通过后续离线处理得到,这些还不能满足临床测试的需要。以后的目标是提高采样频率,做到实时数据采集和处理,并且发展便携式的手持印压探头,为临床测试提供更大的便利。

#### 5 结论

生物组织的力学特性是组织行为的一种临床表现,对其力学性能的定量测量有着重要的临床意义。本研究提出了一种新型的光学印压系统,可以对组织的力学性能进行定量的测量。实验证明,此印压系统与传统印压系统的测量结果有很高的一致性,这为以后临床应用奠定了基础。本系统的特点是可以灵活地更换不同尺寸的印压头,能够对厚度较薄的组织进行精确测量。经过进一步的研究,我们期望本系统能够做到小型化、手持式、便携式,为组织力学性能的定量测量提供一种有效的手段。

致谢

该项目部分由香港研究资助局 (PolyU5354/08E) 和香港理工大学 (J-BB69) 资助。

[参考文献]

- [1] Zheng YP, Mak AFT, Leung AKL. State-of-the-art methods for geometric and biomechanical assessments of residual limbs: A review [J]. J Rehabil Res Dev, 2001, 38(2): 487-504.
- [2] 杜艳艳, 郑陆, 杨俊卿. 压痕试验法研究递增负荷训练对大鼠松质骨生物力学性能的影响 [J]. 首都体育学院学报, 2009, 21(4): 457-461.
- [3] Zheng YP, Mak AFT. An ultrasound indentation system for biomechanical properties assessment of soft tissues in vivo [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1996, 43(9): 912-918.
- [4] Zheng YP, Choi YKC, Wong Chan KS, et al. Biomechanical assessment of plantar foot tissue in diabetic patients using an ultrasound indentation system [J]. Ultrasound Med Bio, 2000, 26(3): 451-456.
- [5] 李进嵩, 黄晶, 邓辉胜, 等. 介入超声印压系统检测软组织力学特性实验研究 [J]. 中国医学物理学杂志, 2008, 25(2): 591-594.
- [6] Leung SF, Zheng YP, Choi CYK, et al. Quantitative measurement of post-irradiation neck fibrosis based on the young modulus-description of a new method and clinical results [J]. Cancer, 2002, 95(3): 656-662.
- [7] Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography [J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [8] Huang YP, Zheng YP, Wang SZ, et al. An optical coherence tomography (OCT)-based air jet indentation system for measuring the mechanical properties of soft tissues [J]. Meas Sci

下转第33页

线平行排列, 研究方向上的折射和反射现象可大大减少。在研究中, 我们发现, 相比股直肌, 在股中间肌的深度观察到的平面波形态更加均匀规整, 这可能与剪切波在股直肌深度受到从皮肤和筋膜两个界面反射回波的影响有关。所以最终我们选择了股中间肌作为研究目标。

在我们的结果中, 收缩水平超过 60% MVC 之后, 两组受试者剪切模量的标准差都有增大的趋势。这可能是由于, 在高收缩水平下, 随着剪切波速的增大, 所测时间延迟缩短, 时间分辨率受到帧频的限制, 对结果的影响相应增加。但也有可能是由于肌肉为了保持高水平的等长收缩, 其活跃程度本身的变化区间增加所致。我们还需要进行进一步的研究, 来确定这一偏差增长的趋势是由肌肉的固有属性引起的, 还是由测量系统的局限性造成的。

综上所述, 我们的研究结果表明, 股中间肌沿肌纤维方向上的剪切弹性模量与其相对等长收缩水平 (% MVC) 是正相关的。此外, 男性的肌肉硬度在同样的 % MVC 收缩水平上大于女性。这些结果有助于增进我们对肌肉功能和属性的进一步了解, 同时新的测量方法也提供了用于力量训练或者临床情况下肌肉评估的又一工具。我们进一步的目标是在肌肉收缩过程中实时提供肌肉的弹性值, 从而得到弹性声肌图 (sonomyography)<sup>[12-14]</sup>。

致谢

本研究由香港研究资助局 (PolyU 5331/06E) 和香港理工大学 (J-BB69) 资助完成。笔者同时向所有参加本研究的志愿受试者表示衷心感谢。

[参考文献]

- [1] Fung YC. Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissues [M]. 2nd ed. New York: Springer, 1993.
- [2] Zheng YP, Mak AFT, Lue B. Objective assessment of limb tissue elasticity: development of a manual indentation procedure [J]. J Rehabil Res Dev, 1999, 36(2): 71-85.
- [3] 徐军, 李捷, 马建军, 等. 帕金森病和脑血管病恢复期患者肌肉硬度的定量测定方法 [J]. 中国康复医学杂志, 1999, 14(1): 16-18.
- [4] Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography—a

quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues [J]. Ultrasonic Imaging, 1991, 13(2): 111-134.

- [5] Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, et al. Magnetic-resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves [J]. Science, 1995, 269(5232): 1854-1857.
- [6] Levinson SF, Shinagawa M, Sato T. Sonoelastic determination of human skeletal-muscle elasticity [J]. J Biomech, 1995, 28(10): 1145-1154.
- [7] Catheline S, Thomas JL, Wu F, et al. Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography [J]. IEEE T Ultrason Ferr, 1999, 46(4): 1013-1019.
- [8] Sandrin L, Catheline S, Tanter M, et al. Time-resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging [J]. Ultrasonic Imaging, 1999, 21(4): 259-272.
- [9] Chen SG, Urban MW, Pislaru C, et al. Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity [J]. IEEE T Ultrason Ferr, 2009, 56(1): 55-62.
- [10] Heers G, Jenkyn T, Dresner MA, et al. Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography [J]. Clin Biomech, 2003, 18(6): 537-542.
- [11] Sack I, Bernarding J, Braun J. Analysis of wave patterns in MR elastography of skeletal muscle using coupled harmonic oscillator simulations [J]. Magn Reson Imaging, 2002, 20(1): 95-104.
- [12] Zheng YP, Chan MMF, Shi J, et al. Sonomyography: Monitoring morphological changes of forearm muscles in actions with the feasibility for the control of powered prosthesis [J]. Medical Engineering & Physics, 2006, 28(5): 405-415.
- [13] Shi J, Zheng YP, Chen X, et al. Assessment of muscle fatigue using sonomyography: Muscle thickness change detected from ultrasound images [J]. Med Eng Phys, 2007, 29(4): 472-479.
- [14] Guo JY, Zheng YP, Huang QH, et al. Performances of one-dimensional sonomyography and surface electromyography in tracking guided patterns of wrist extension [J]. Ultrasound in Medical and Biology, 2009, 35(6): 894-902. 

上接第24页

Technol, 2009, 20(1): 1-11.

- [9] Chao CYL, Zheng YP, Huang YP, et al. Biomechanical properties of the forefoot plantar soft tissue as measured by an optical coherence tomography-based air-jet indentation system and tissue ultrasound palpation system [J]. Clin Biomech, 2010, 25(6): 594-600.
- [10] Wang SZ, Huang YP, Wang Q, et al. Assessment of depth and

degeneration dependences of articular cartilage refractive index using optical coherence tomography in vitro [J]. Connect Tissue Res, 2010, 51(1): 36-47.

- [11] Zhang M, Zheng YP, Mak AFT. Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation [J]. Med Eng Phys, 1997, 19(6): 512-517. 