

基于 LabVIEW 的高速三维扫频光学相干层析成像系统

王 玲 朱海龙 涂 沛 吴开华

(杭州电子科技大学生命信息与仪器工程学院, 浙江 杭州 310018)

摘要 研制了一套高速三维扫频光学相干层析(SS-OCT)成像系统。该系统基于快速扫频激光技术,轴向扫描速率可达 50 KHz。为了缩短开发周期,系统软件部分采用 LabVIEW 和 Matlab 混合编程,实现了模块化设计,主要包括时序控制、数据采集、数据处理和图象重建,界面友好并方便维护。系统基于 K 线性时钟触发的数据采集模式,无须额外的光谱标定,可以实现实时等波数间隔的干涉光谱信号采样。实验测得系统的轴向分辨率为 $8.9 \mu\text{m}$,灵敏度在整个成像深度范围保持在 100 dB 以上。系统可以实现二维 OCT 图像的实时显示和 1.8 s 内三维 OCT 图像的采集。利用研制的 SS-OCT 系统,成功获得了手指和苹果果皮的在体二维和三维图像。三维 OCT 图像可以显示出指纹特征,而在二维手指图像上很难看到。

关键词 医用光学; 光学相干层析成像; LabVIEW; K 线性时钟

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201441.0704001

High-Speed Three-Dimensional Swept Source Optical Coherence Tomography System Based on LabVIEW

Wang Ling Zhu Hailong Tu Pei Wu Kaihua

(College of Life Information Science and Instrument Engineering, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China)

Abstract The self-developed high-speed three-dimensional swept optical coherence tomography (SS-OCT) system is reported. Based on fast swept laser technology, the system can realize high speed axial scan (A-scan) rate of 50 KHz. In order to shorten the development cycle, the system software is based on LabVIEW combining with Matlab. Which achieves modular design including timing control, data acquisition, data processing and image reconstruction. The system has a friendly interface and is easy to maintain. It utilizes an external clock uniform in K-space as triggers synchronously generated by the swept source—a K-trigger mode for data acquisition so that a uniform data sampling in K-space is enabled without any other linear wavenumber re-calibration. Actually measured axial resolution of the system is $8.9 \mu\text{m}$. The system sensitivity is experimentally determined to be above 100 dB in the whole depth range. This SS-OCT system is capable of realtime display of two-dimensional OCT and can obtain three-dimensional OCT with a measurement time of 1.8 s. Vivo human finger segments and apple peel tissue are investigated two- and three-dimensionally. The three-dimensional OCT volumes clearly show the structures of the fingerprint which are difficult to be observed in two-dimensional OCT images.

Key words medical optics; optical coherence tomography; LabVIEW; K-clocked

OCIS codes 170.3880; 170.4500

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)技术利用低相干光

干涉原理,可以获得被测样品在体无损的断层层析图像^[1]。OCT 技术自诞生以来发展非常迅速,国外

收稿日期: 2013-10-23; 收到修改稿日期: 2014-02-10

基金项目: 国家自然科学基金(61108083, 81371695)

作者简介: 王 玲(1980—),女,博士,副教授,主要从事生物医学光学成像方面的研究。E-mail: lingw@hdu.edu.cn

如美国、日本等国家都有研究小组进行了 OCT 成像系统的研究^[2-5]。国内的 OCT 技术研究起步也较早,几乎与国际同步,清华大学光学检测与成像实验室^[6]、浙江大学现代光学仪器实验室^[7-8]、天津大学光学工程实验室^[9]等单位都投入了很大的技术力量,成功地研制出了多套 OCT 系统,并且对算法进行了研究和改进,在很多领域得到了应用。由于 OCT 具有空间分辨率高、无辐射、非侵入、成像速度快、探测灵敏度高等特点,因此 OCT 技术在生物医学成像^[3,5,10-12]、工艺品检测^[13-14]等领域有着广泛的应用,具有广阔的发展前景。

扫频 OCT 系统结合扫频光源和点探测技术,快速生成和谱域 OCT 系统相同的干涉图,具有谱域 OCT 快速成像的特点,同时兼备时域 OCT 的点探测优势^[15]。扫频 OCT 在成像深度较大时不存在固有灵敏度损失的问题,因此已成为 OCT 技术的研究重点之一。现有的扫频 OCT 系统一般都存在体积庞大、成本较高、软件开发周期长且不易升级和维护等缺点。因此,为了将扫频 OCT 技术更好地推向临床应用,开发一套小型化、成本低、易于操作和维护的系统十分必要^[16-17]。LabVIEW 软件基于图形化语言的虚拟仪器软件开发平台,具有数据采集、数据分析、信号发生、信号处理、输入输出控制等功能,是公认的标准数据采集和仪器控制软件,具有经济、灵活、维护和升级方便等优点^[18-19]。扫频 OCT 系统需要复杂的时序控制、数据采集及处理模块,并且根据不同的应用需求其扫描模式、数据采集方式及处理算法会有非常大的不同,这对系统的控制及软件处理部分有较高的要求。因此在系统软件上,本系统采用 LabVIEW 软件,并与其他语言混合编程,具有友好的可视化界面,可以实现模块化设计,相对于传统的代码式软件开发,缩短了软件的开发周期,提高了系统的稳定性和可靠性,便于升级和维护。

在扫频 OCT 中,轴向分辨率除了和光源光谱带宽密切相关外,还与干涉光谱信号的采集方式有关。扫频 OCT 通过对干涉光谱信号的快速傅里叶变换(FFT)实现从光谱空间到深度空间的变换,而 FFT 要求信号在自变量域内均匀分布,也就是在 FFT 之前,干涉光谱信号应该在波数空间均匀分布^[20]。但是,一般情况下扫频光源输出的光并不具备波数和时间的严格线性关系,直接采集的干涉光谱信号在波数空间也不是均匀分布的,这种采样的非线性若直接进行 FFT 处理,将导致轴向分辨率的

下降。因而,光谱标定是确保系统轴向分辨率和成像质量的关键,也是扫频 OCT 技术的研究热点^[21-22]。实验中采用的扫频光源能同步输出 K 线性时钟,系统基于 K 线性时钟触发模式来采集数据,所以不需要额外的光谱标定即可得到等波数间隔分布的干涉光谱信号,这种基于硬件的光谱标定方法非常适合高速扫频 OCT 系统中的实时标定。

本文采用中心波长为 1310 nm 的扫频激光光源,建立了一套基于 LabVIEW 软件的高速扫频 OCT 系统。扫频光源的扫描频率为 50 kHz,结合高速二维光束扫描可以快速实现三维 OCT 图像的采集。详细介绍了用 LabVIEW 软件实现系统的时序控制、数据采集及数据处理的过程,并将其用于人体手指皮肤和苹果果皮的扫描和三维成像,取得了较好的效果。

2 实验系统

2.1 系统结构与简介

扫频 OCT 的系统框图如图 1 所示,主要包括扫频激光光源(中心波长为 1310 nm,扫频速率为 50 KHz,平均功率为 22 mW)、成像干涉仪、扫描控制系统、数据采集和处理系统。

马赫曾德干涉仪是扫频 OCT 系统的核心,光源采用 AXSUN 公司的扫频激光光源,从扫频光源输出的光首先通过偏振控制器,进入一个 1×2 的耦合器(10/90),输出的光被分成两路,10%的光进入参考臂,90%的光进入样品臂。其中样品臂由偏振控制器,准直镜, X/Y 扫描振镜(Cambridge Technology, Cambridge, MA),扫描物镜(5×, LSM03-5, Thorlabs)组成,从而实现聚焦光束对样品的二维横向扫描。参考臂和样品臂的偏振控制器主要是为了实现两臂的偏振态匹配。由参考臂和样品臂返回的光在 2×2 的耦合器(50/50)中汇合,最后通过平衡探测器进行光电转换,将干涉光谱信号输入到数据采集卡(ATS9350,双通道,12 bit 精度,500 MS/s)。光束的扫描由函数发生器卡(PCI-6711,4 通道 12 位高速模拟输出)产生两路扫描振镜驱动信号和一路同步信号来实现。扫频光源同时还会产生 K 线性时钟信号,将其连接到数据采集卡上,无须进行额外的光谱标定即可进行等波数间隔的数据采集。数据采集卡的通道 A 采集干涉光谱信号,通道 B 作为预留通道。便于今后功能的扩展,将采集到的信号通过 PCI 总线传输到 PC 机端,PC 机端通过数据处理和图像重建,可以实时显示样

品的层析图像。由于扫频光源的扫描频率为 50 kHz,系统可以以 50 kHz 的 A-scan 获得二维

OCT 采样,并且对于 $300 \times 300 \times 512$ voxels 的三维 OCT 成像,采样速度可以达到 1.8 s/volume。

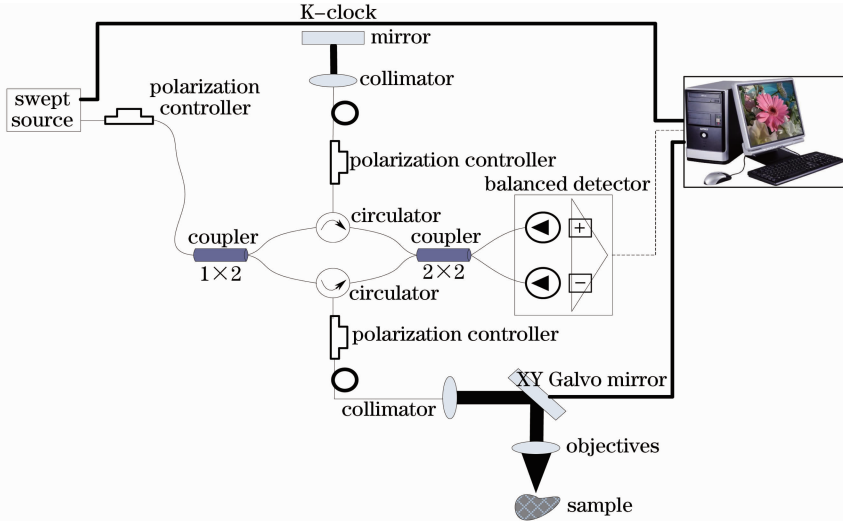


图 1 扫频 OCT 系统示意图

Fig. 1 Schematic of swept source OCT system

2.2 系统时序控制

时序控制主要包括硬件同步时序和数据采集时序。图 2 是时序控制的示意图。光源产生的扫频光源触发信号(swept source trigger signal)与通用接口总线(GPIB)接口卡相连,通过 GPIB 接口卡给出扫描触发信号(sweep trigger)来控制函数发生器卡 DAQmx 实现样品横向扫描和光源触发的时序同步。函数发生器卡 DAQmx 产生振镜驱动信号(Galvo scanning drive signals)以实现样品 x 和 y 方向的横向扫描,同时产生同步信号(Galvo scanning synchronization signal),该同步信号与扫频光源触发信号用与门芯片相连,给出数据采集的同步触发信号(data acquisition trigger signal)与数

据采集卡(ADC)的触发时钟端口相连以此来实现数据采集的同步。另一方面,光源输出的 K 线性时钟作为数据采集卡(ADC)的外部时钟使得其工作在 K 时钟触发模式下,从而实现 OCT 干涉信号的等波数间隔分布采集,并在 PC 机端进行数据处理和图像重建。实现函数发生器卡的输出工作,需要在 LabVIEW 程序框图中选择模拟输出通道,AO0 和 AO1 作为振镜扫描驱动信号的输出口,AO2 作为同步信号的输出口,三路信号都是通过 LabVIEW 软件中的基本函数发生器 VI 来产生的。整个时序控制程序设计由一个“while”主循环和一个“case”结构组成。“while”循环可以保证程序的连续运行,“case”结构包含了“true”和“false”分支。

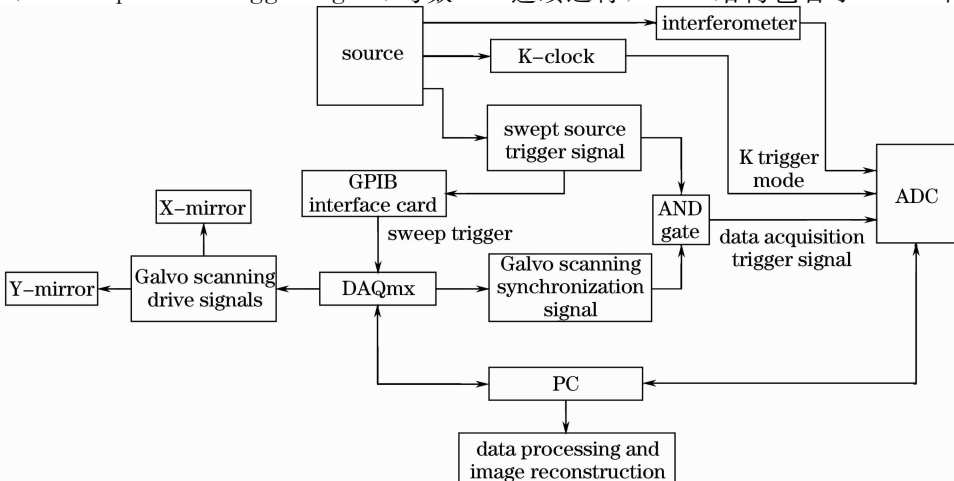


图 2 系统时序控制

Fig. 2 Sequential control of system

当“case”处于“true”条件框时,程序调用 DAQmx API 函数,依次执行创建虚拟通道、定时等 VI,然后等待触发信号。系统采用下降沿触发方式,当函数发生器卡接收到下降沿触发信号后,程序进入准备输出信号的 while 循环框,开始读取模拟通道中的任务,连续稳定地输出驱动信号和同步信号。

2.3 样品扫描

系统的样品扫描和数据采集是同步进行的,采样二维高速光束扫描来实现样品的横向扫描。图 3 是系统样品扫描的示意图,其中图 3(a)表示光源在 z 轴方向连续扫描,通过扫描光源的波长扫描和傅

立叶变换来实现 z 轴即轴向扫描。轴向扫描的同时,光源在 x 轴方向上移动,这样就可以完成一个 x 轴的扫描,构成了 $x-z$ 二维横断面图像,然后再进行 y 轴的扫描,从而构成三维扫描。 y 轴的扫描是由多个 x 轴扫描堆积而成的。图 3(b)为投影到 xoy 平面上的扫描示意图,横向和纵向两点间的距离表示横向分辨率。 X 振镜和 Y 振镜同时扫描,而 X 振镜扫描速度远大于 Y 振镜,由于系统横向分辨率是微米量级的,且 Y 方向线性关系的斜率很小,所以可以近似看成 X 振镜扫描完一次,扫描的点是在同一水平方向,没有倾斜。

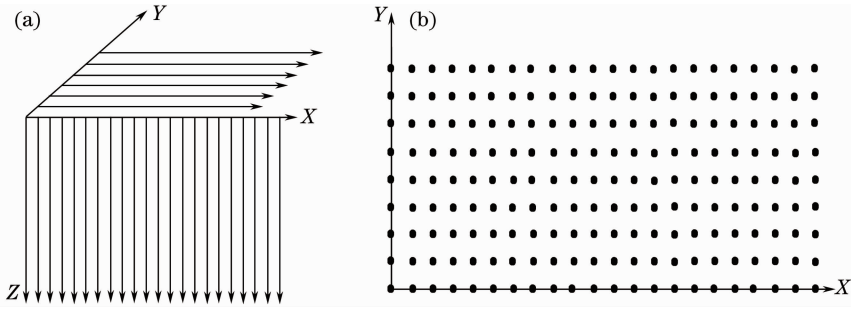


图 3 光束扫描示意图。(a) 三维扫描;(b) 投影到平面上的扫描示意图

Fig. 3 Schematic of laser beam scanning. (a) 3D scanning; (b) scanning diagram projected to the plane

系统采用 PCI-6711 函数发生器卡来产生 X 振镜和 Y 振镜的驱动电压,驱动电压和光束扫描角的关系为 $0.5 \text{ V}/(^{\circ})$,当光束扫描角比较小($<10^{\circ}$)时, X 振镜和 Y 振镜的驱动电压可分别近似表示为

$$V_X = \frac{\Delta x \times L_1}{2 \times f \times S_{\text{count}_1}} \times \frac{180}{\pi} \times 0.5, \quad (1)$$

$$V_Y = \frac{\Delta x \times L_2}{2 \times f \times S_{\text{count}_2}} \times \frac{180}{\pi} \times 0.5, \quad (2)$$

式中 $\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \times \frac{f}{d}$ 表示横向分辨率, λ 表示扫描光源

中心波长, f 表示聚焦透镜的焦距, d 表示光束直径, L_1 和 L_2 分别表示快轴线数和慢轴线数, S_{count_1} 和 S_{count_2} 表示每个横向点的重复次数和每个横向帧的重复次数。

X 振镜和 Y 振镜的扫描周期可分别表示为

$$T_X = \frac{1}{V_A} \times n \times S_{\text{count}_1} \times 2, \quad (3)$$

$$T_Y = \frac{T_X \times L_2}{S_{\text{count}_2}} \times 2, \quad (4)$$

式中 V_A 表示 A-scan 的扫描速率, n 表示每个 B-

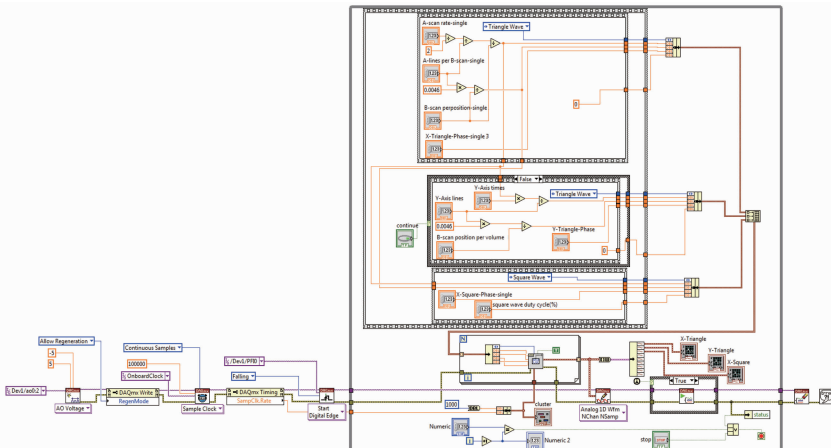


图 4 扫描和控制模块程序

Fig. 4 Scan and control module program

scan 中 A-scan 的线数,乘以 2 表示系统只采集驱动信号上升沿部分的数据,而周期是包括上升沿和下降沿。扫描控制部分的程序如图 4 所示。

系统运行时可以根据需求在 LabVIEW 软件前面板上设置相关参数,确定 X 和 Y 振镜扫描驱动信号的幅值和周期。扫描控制部分的程序设计主要由一个“while”循环组成,当接收到触发信号后,程序就进入“while”循环框。程序将各路输出信号的类型、幅值、周期、占空比等内嵌在一个平铺顺序执行框,保证每组参数全部计算完后再执行下一步。每组参数分别被捆绑成一个数组,三路输出信号以数组形式输入到基本函数发生器 VI。Y 振镜驱动信号部分还包含了一个“case”结构框,在前面板点击“Continue”可以选择连续扫描模式。基本函数发生器 VI 依据信号类型和参数创建相应的输出波形,然后通过 DAQmx 写入函数,采用多通道多采样模式,执行 DAQmx 开始任务 VI,使任务处于运行状态,实现样品的横向扫描。

2.4 数据采集和保存

系统所用高速数据采集卡的最高采样率为 500 MS/s,扫频光源的扫频速率为 50 KHz,其对应的两个触发信号之间的时间间隔为 $20 \mu\text{s}$,根据计算可以实现每个周期进行 10000 个采样点的采集。系统实际运行时采用了扫频光源输出的 K 线性时钟,基于 K 线性时钟触发模式可以很容易得到等波数间隔的干涉光谱信号。在同样的扫频带宽下,每个 A-scan 采样点数不同会产生不同的光谱采样分辨率,而光谱采样分辨率直接影响了系统的成像深度,依据奈奎斯特采样定律,系统深度测量范围的一半可表示为^[23]

$$Z_{\max} = \frac{\lambda_0^2}{4n\delta\lambda}, \quad (5)$$

式中 $\delta\lambda = \Delta\lambda/N_s$ 表示干涉光谱信号采样分辨率, $\Delta\lambda$ 表示扫频激光光源光谱带宽的半峰全宽值,系统中 $\Delta\lambda$ 的值为 102.6 nm。在基于 K 线性时钟触发的数据采集模式下每个 A-scan 可以采集 1024 个等波数间隔数据点,对应空气介质中系统理论成像深度为 4.2 mm,完全可以满足生物样品或者工艺品检测对成像深度的要求。

根据系统设计的要求,要实现采集到的信号进行实时采集、数据保存和显示等功能,程序的前面板框图如图 5 所示,该部分的后台程序主要基于 ATS 采集驱动软件包。

程序设计主要由一个“while”循环和一个“case”结构内嵌一个平铺顺序结构框组成,平铺顺

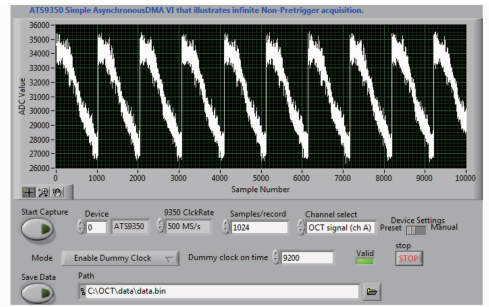


图 5 数据采集和保存模块

Fig. 5 Data acquisition and preservation module

序框包含了板卡设置更新、采集设置、创建数据保存文件、开始采集、获取缓存和停止采集等 VI。ATS 数据采集子 VI 负责系统的数据采集,并将采集到的数据传递给主程序,主程序接收到数据后,实现数据的存储和显示。运行 LabVIEW 软件后,程序首先调用“while”循环外的设备基本参数设置子 VI,当用户在前面板上点击“Start Capture”按钮,“while”循环里面的“case”结构处于“true”条件框,程序执行平铺式顺序结构框。数据采集时,程序依次创建虚拟信道、定时延迟、配置缓冲区大小和控制任务 VI 等创建采集任务,并将采集任务捆绑至移位寄存器,提供给下一状态分支使用。当光束扫描驱动信号处于三角波的上升沿时,系统进入采集状态,读取程序不断地从缓存中读取数据,并将数据添加到主程序上。主程序则不断从队列中取出数据,实时显示在前面板的波形图上,用户可以很清晰地观察到采集结果。

2.5 数据处理及三维重建

信号采集到以后,会包含一些噪声信号,如果直接进行图像重建就会影响分辨率和图像质量,因此首先要对数据进行处理,主要包括光谱整形,直流项信号减除、傅立叶变换等步骤,数据处理模块的前面板如图 6 所示。程序执行前需要根据采集要求在 LabVIEW 软件前面板上设定合适的参数。程序执

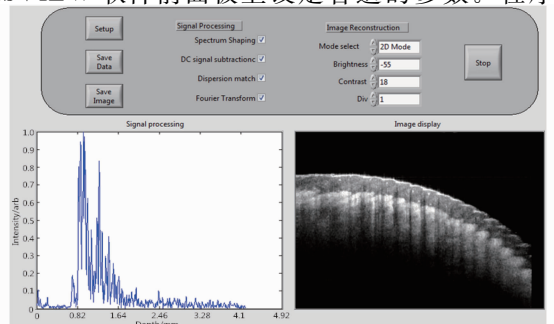


图 6 数据处理和图像重建模块

Fig. 6 Data processing and image reconstruction module

行后可以在前面板上选择数据处理方法,处理后的数据会显示在数据面板上,同时可以将样品横断面图或者三维重建后的图像显示在面板上。数据采集结束后,可以选择保存采集到的数据和图像。

扫频光源输出的光谱形状是非高斯型的,这会影响系统的分辨率和图像质量,光谱整形可以消除其对扫频 OCT 成像的不利影响。50/50 的光纤耦合器会产生分光不均匀现象,平衡探测器有非对称性,这些情况都可能会使图像包含参考光剩余的背景信号,可以通过减除直流项来减除干涉光谱信号中的背景信号,从而消除低频共模噪声项。每个 A-scan 的采样点数为 1024,由于实数干涉光谱信号傅立叶变换后的厄米共轭傅立叶逆变换后产生的单个 A-scan 信号仅包含 512 个数据点。系统的数据处理和三维成像是 LabVIEW 软件中利用 ActiveX 技术与 Matlab 软件混合编程来实现的,VI 运行结果与 Matlab 软件运行结果一致,而且 VI 运行时不会出现 Matlab 软件编程环境,不会干扰前台的工作,避免造成程序的崩溃,VI 运行结束后 Matlab 软件会自动关闭,给程序的运行带来很大的方便。扫频 OCT 系统在保存数据的同时,也可以保存一系列二维灰度图像。

3 实验结果及分析

3.1 轴向分辨率和灵敏度

分辨率是评判一套 OCT 系统性能的重要技术指标,分辨率越高,图像就越清晰。在不考虑其他因素的前提下,OCT 系统轴向分辨率主要取决于所用光源的相干长度。实验中,采用测单层平面镜的点扩散函数和它的半峰全宽值来测试轴向分辨率,系统的测试结果如图 7 所示,轴向分辨率约为

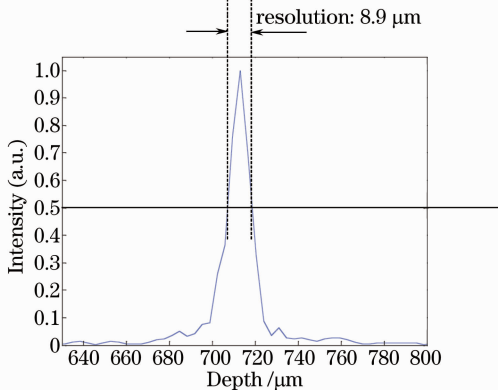


图 7 在深度为 710 μm 处实测的轴向分辨率
Fig. 7 Measured longitudinal resolution at the depth of 710 μm

8.9 μm ,与将有关参量代入公式 $\delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{n \Delta \lambda}$ 计算得到的理论值 7.4 μm 相比基本吻合。

在 OCT 系统中,一般用点扩展函数的对数值来表示系统灵敏度。采用一块 -47 dB 的部分平面反射镜为样品,当照射到样品上的光功率为 2.8 mW 时可测得系统的灵敏度为 110 dB,而在散粒噪声极限下系统的灵敏度为 117 dB。系统灵敏度损失可能是由系统干涉仪光束耦合损失、探测器噪声等原因引起的。

系统灵敏度和深度的依赖关系如图 8 所示。系统采用基于 K 线性时钟触发的数据采集方式实现等波数间隔光谱采样,可以看出在整个成像深度范围,单一平面镜的点扩展函数都没有明显展宽,而系统灵敏度都保持在 100 dB 以上,在接近最大成像深度处时(4 mm 左右)仅下降了 3 dB,说明这种基于硬件的光谱标定方法取得了良好效果。随着成像深度的增加,系统灵敏度略有下降可能是由于有限的光源相干长度引起干涉信号呈现深度衰减而引起的。

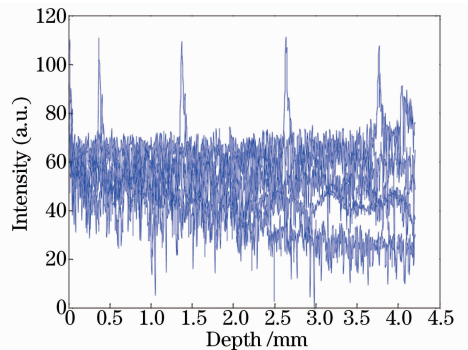


图 8 系统不同深度处的点扩展函数
Fig. 8 Point spread functions obtained at several different depth positions of the system

3.2 成像结果

OCT 被称为“光学活检”,可以非侵入无损伤对生物组织进行活体检测,实验选用人体手指皮肤和苹果果皮作为样品,对手指皮肤表面进行了二维扫描。图 9 是该系统对人体手指皮肤组织成像得到的二维和三维光学相干层析成像图像,其中图 9(a)是二维 OCT 图像,从中可以很清晰地分辨出手指皮肤的角质层、上皮层、真皮乳突层、真皮层和皮下组织层;图 8(b)是经过三维重建后的图像,手指表皮纹路清晰可见,可以看出手指的指纹特征,也可以对其旋转,更形象直观地看到手指皮肤组织的各层结构。图 10 是苹果果皮作为样品采集到的图像,图 10(a)是果皮的二维 OCT 图像,图 10(b)是通过三

维图像重建后的结果。

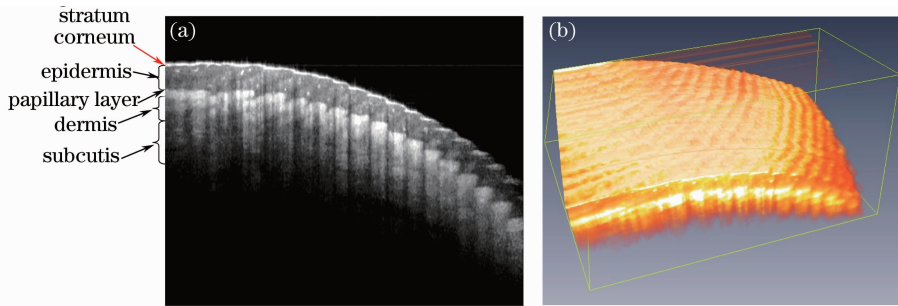


图 9 人体手指皮肤。(a) 二维 OCT 图像;(b) 三维 OCT 图像

Fig.9 Human finger skin. (a) 2D OCT image; (b) 3D OCT image

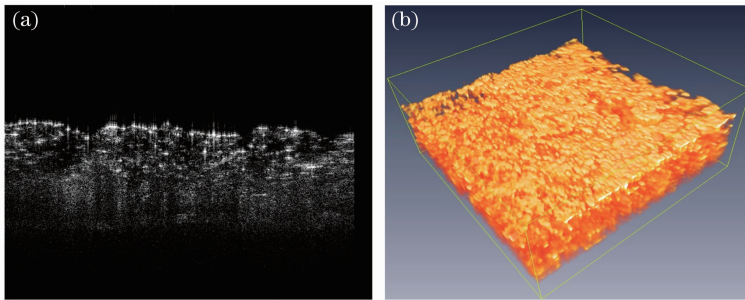


图 10 苹果果皮。(a) 二维 OCT 图像;(b) 三维 OCT 图像

Fig.10 Apple peel. (a) 2D OCT image; (b) 3D OCT image

4 结 论

提出基于 LabVIEW 软件的高速三维扫频 OCT 系统,系统采用中心波长为 1310 nm 的扫频光源,扫频速率为 50 KHz,可以实现二维 OCT 图像的实时显示和 1.8 s 内三维 OCT ($300 \times 300 \times 512$ voxels)图像的采集。实际测得的系统轴向分辨率为 $8.2 \mu\text{m}$,接近理论分辨率 $7.4 \mu\text{m}$ 。系统采用基于 K 线性时钟触发的数据采集方式从硬件上直接实现了干涉光谱信号的等波数间隔采样,从而确保了系统的轴向分辨率和灵敏度在整个成像深度范围保持良好效果,实验测得系统灵敏度从零光程 110 dB 到成像深度 3.8 mm 处仅下降了 3 dB,完全满足绝大多数生物医学成像应用。系统的控制及软件处理部分采用模块化设计,用 LabVIEW 软件编程可以满足方便操作和容易升级扩展的需要,缩短软件开发周期。利用此套系统,得到了人体手指皮肤和苹果果皮的在体二维层析图和三维图像。三维 OCT 图像可以显示出指纹特征,而在二维手指图像上很难看到。

参 考 文 献

1 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.

2 J F de Boer, B Cense, B H Park, *et al.*. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2003, 28(21): 2067-2069.

3 Y Yasuno, Y J Hong, S Makita, *et al.*. In vivo high-contrast imaging of deep posterior eye by 1-microm swept source optical coherence tomography and scattering optical coherence angiography[J]. Opt Express, 2007, 15(10): 6121-6139.

4 Youxin Mao, Costel Flueraru, Shoude Chang, *et al.*. High-quality tissue imaging using a catheter-based swept-source optical coherence tomography systems with an integrated semiconductor optical amplifier[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2011, 60(10): 3376-3383.

5 Gangjun Liu, Wangcun Jia, Victor Sun, *et al.*. High-resolution imaging of microvasculature in human skin *in-vivo* with optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2012, 20(7): 7694-7705.

6 Duan Lian, He Yonghong, Zhu Rui, *et al.*. Development of a spectrum domain in 3D optical coherence tomography system[J]. Chinese J Lasers, 2009, 36(10): 2528-2533.

段 炼, 何永红, 朱 锐, 等. 三维谱域光学相干层析成像系统的研制[J]. 中国激光, 2009, 36(10): 2528-2533.

7 Wang Ling, Ding Zhihua, Shi Guohua, *et al.*. Fiber-based optical coherence tomography imaging system with rapid scanning optical delay line as phase modulator[J]. Chinese J Lasers, 2008, 35(3): 472-476.

王 玲, 丁志华, 史国华, 等. 基于快速扫描延迟线相位调制的光纤型光学相干层析系统[J]. 中国激光, 2008, 35(3): 472-476.

8 Wu Tong, Ding Zhihua. Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system[J]. Chinese J Lasers, 2009, 36(2): 503-508.

吴 彤, 丁志华. 20 KHz 扫频光学相干层析系统[J]. 中国激

- 光, 2009, 36(2): 503—508.
- 9 Cao Cong, Meng Zhuo, Wang Longzhi, *et al.*. Novel fiber-based cross-polarized optical coherence tomography imaging system[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(1): 0104002.
曹 聪, 孟 卓, 王龙志, 等. 新型全光纤交叉偏振光学相干层析成像系统[J]. 中国激光, 2013, 40(1): 0104002.
- 10 A D Aguirre, J Sawinski, S W Huang, *et al.*. High speed optical coherence microscopy with autofocus adjustment and a miniaturized endoscopic imaging probe[J]. Opt Express, 2010, 18(5): 4222—4239.
- 11 S Makita, F Jaillon, M Yamanari, *et al.*. Comprehensive in vivo micro-vascular imaging of the human eye by dual-beam-scan doppler optical coherence angiography[J]. Opt Express, 2011, 19(2): 1271—1283.
- 12 J Enfield, E Jonathan, M Leahy, *et al.*. In vivo imaging of the microcirculation of the volar forearm using correlation mapping optical coherence tomography[J]. Biomed Opt Express, 2011, 2(5): 1184—1193.
- 13 Zeng Nan, He Yonghong, Ma Hui, *et al.*. Pearl detection with optical coherence tomography[J]. Chinese J Lasers, 2007, 34(8): 1140—1145.
曾 楠, 何永红, 马 辉, 等. 应用于珍珠检测的光学相干层析技术[J]. 中国激光, 2007, 34(8): 1140—1145.
- 14 K Wiesauer, M Pircher, E Götzinger, *et al.*. En-face scanning optical coherence tomography with ultra-high resolution for material investigation[J]. Opt Express, 2005, 13(3): 1015—1024.
- 15 M Choma, M Sarunic, C Yang, *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2003, 11(18): 2183—2189.
- 16 A M Zysk, F T Nguyen, A L Oldenburg, *et al.*. Optical coherence tomography: a review of clinical development from bench to bedside[J]. J Biomed Opt, 2007, 12(5): 051403.
- 17 R Hamdan, R G Gonzalez, S Ghostine, *et al.*. Optical coherence tomography: from physical principles to clinical applications[J]. Archives of Cardiovascular Diseases, 2012, 105(10): 529—534.
- 18 Rumege. Using hierarchical state machines in LabVIEW[J]. LabVIEW Technical Resource, 2005, 12(3): 18—23.
- 19 Lin Huizhen, Gao Yingjun, Jin Chongxing. Controlling system for optical coherence tomography based on LabVIEW [J]. J Applied Optics, 2011, 32(3): 452—455.
林惠珍, 高应俊, 金重星. 基于 LabVIEW 的光学相干层析成像控制系统[J]. 应用光学, 2011, 32(3): 452—455.
- 20 C Dorrer, N Belabas, J P Likforman, *et al.*. Spectral resolution and sampling issues in Fourier-transform spectral interferometry [J]. J Opt Soc Am B, 2000, 17(10): 1795—1802.
- 21 J Xi, L Huo, J Li, *et al.*. Generic real-time uniform K-space sampling method for high-speed swept-source optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2010, 18(9): 9511—9517.
- 22 T Wu, Z Ding, L Wang, *et al.*. Spectral phase based k-domain interpolation for uniform sampling in swept-source optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2011, 19(19): 18430—18439.
- 23 Y Yasuno, V Dimitrova, S Makita, *et al.*. Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for in vivo investigation of human anterior eye segments [J]. Opt Express, 2005, 13(26): 10652—10664.

栏目编辑: 韩 峰