

doi:10.3788/gzxb20164506.0611001

基于 FPGA 的快速全场光学相干层析方法

高万荣, 陈一丹, 刘畅, 张秋庭, 朱越

(南京理工大学 电光学院, 南京 210094)

摘要:针对全场光学相干层析术实用化时成像速度不高的问题,提出一种基于 FPGA 控制的相位调制快速全场光学相干层析系统成像方法. 首先用 FPGA 搭建电路以产生频率可调的高准确度正弦信号与脉冲信号, 然后利用所产生的信号作为调制频率, 采用四步移相法获取光学断层图像. 采用该方法对洋葱表皮细胞进行光学断层成像, 并与传统相移法及采用单片机调制方式获取的图像进行对比, 结果表明该方法不仅能提高成像质量, 且对高分辨率光学断层图像的采集时间从目前的 4 s(0.25 Hz) 减少到 0.03~0.05 s(20 Hz~35 Hz), 提高了系统的成像速度.

关键词:光电子学; 相干光学; 现场可编程门阵列; 全场光学相干层析术; 层析图像

中图分类号: TN247

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2016)06-0611001-6

FPGA-based Rapid Full Field Optical Coherence Tomography

GAO Wan-rong, CHEN Yi-dan, LIU Chang, ZHANG Qiu-ting, ZHU Yue

(Department of Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China.)

Abstract: In order to improve the imaging speed of full-field optical coherence tomography for practical applications, a phase modulation method for rapid full-field optical coherence tomography was proposed. The Field-Programmable Gate Array (FPGA) was used to build the circuits to generate accurate sinusoidal and pulse signals with adjustable frequency. The generated signals were then employed as modulation signals in four step phase shift method to obtain optical sectional images. Finally, the optical tomography images of onion cells were obtained and compared with the ones generated by traditional phase shift method and the single chip-based method. The results show that the method proposed not only can improve the image quality, but also can increase the imaging speed, the time required for reconstructing an optical tomographic image is reduced from 4 s(0.25 Hz) to 0.03~0.05 s(20 Hz~35 Hz).

Key words: Optoelectronics; Coherent optics; Field Programmable Gate Arrays (FPGA); Full-field optical coherence tomography; Tomographic image reconstruction

OCIS Codes: 110.4500; 170.6900; 180.3170; 170.388

0 引言

光学相干层析成像 (Optical Coherence Tomography, OCT) 由美国麻省理工学院的研究小组于 1991 年首次提出^[1], 它通过测量物体后向散射光的强度对物体进行断层成像, 是一种利用宽带光源的短相干长度来测量生物组织某一深度位置的后向散射光的成像方法. 该方法可通过扫描得到生物组织二维或三维结构图像, 具有非接触、无损伤、高分辨率等特点,

在生物医学方面有着广阔的应用前景^[2-4].

全场光学相干层析术 (Full-field Optical Coherence Tomography, FFOCT) 建立在 OCT 的基础上, 可对整个照明视场内样品任一深度的结构实现高分辨率光学断层成像. 该方法由法国物理化学实验室 (Ecole Supérieure de Physique et de Chimie Industrielles, ESPCI) 和法国高等工业物理化学学院等研究小组于 1998 年提出^[5]. FFOCT 的优点有^[6]: 1) 使用高数值孔径的显微物镜, 光束通过显微物镜对样品进行面聚焦

基金项目:国家自然科学基金 (Nos. 61275198, 60978069) 和国家大学生创新实验项目资助

第一作者:高万荣 (1961-), 男, 教授, 博士, 主要研究方向为生物医学光学. Email: wgao@njust.edu.cn

通讯作者:陈一丹 (1994-), 女, 本科生, 主要研究方向为全场 OCT. Email: 330715300@qq.com

收稿日期:2015-10-19; **录用日期:**2016-04-06

<http://www.photon.ac.cn>

照明,具有更高的横向分辨率;2)通过测量物体后向散射光的强度对物体进行断层成像,探测灵敏度高;3)与以往的荧光显微镜检查相比,无需标记和预处理;4)用卤钨灯或者氙弧灯作光源比激光光源更加安全便宜;5)可以同时获取二维组织图像而不需要光束扫描,平行检测的方法使其具有更快的成像速度;6)核心部分是干涉显微镜,较易实现;7)可以在三维空间上达到微米级的分辨率^[7],甚至可以分辨细胞边缘,对于疾病的早期诊断,如肿瘤细胞的发现有良好的指导作用^[8].

许多研究小组搭建并应用 FFOCT 对生物组织样本进行成像,但目前该技术的图像采集速度以及图像准确度仍不够高.在提高图像采集速度方面,日本山形大学曾采用基于移相法的双通道外差检测法^[9],用两台电荷耦合器件(Charge Coupled Device, CCD)分别接收,同时采集两幅干涉图,使得成像时间大为缩短,但系统使用的迈克尔逊干涉结构两臂不能独立调节,且双 CCD 的同步与采集信号的计算量很大;法国物理化学研究院采用偏振干涉法^[10-11],该方法采集速度快,但所使用的仪器非常复杂,由于利用的是偏振特性,该研究院采用的样品都被认为没有二色性;南京理工大学高万荣研究小组提出载频法^[12],可以实现更高的信噪比和更快的采集速度,比双 CCD 与光弹性双折射器件的方案容易处理,具有更好的生物医学应用潜力,但该方法采用单片机作为控制电路,控制方式不灵活,产生的信号准确度不高,频率较小且不可调,在信号频率的范围上也有一定的限制,从而对产生干涉的精确度以及图像的采集速度产生影响.

本文在载频法的基础上使用现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Arrays, FPGA)进行信号发生电路的设计与制作,提出了一种能够实现快速全场光学相干层析系统测量的方法.采集时间由 FPGA 发出的正弦信号的频率决定,在 CCD 的频率限制范围内可改变频率进行多次采集,灵活性较强,信噪比较高,采集速度快,易于处理和控制.

1 实验系统及成像原理

图 1 为 FFOCT 系统模型.该系统的核心部件为林尼克干涉仪,其原理为:光源经过照明系统后得到较为均匀的光束,光束经过分光棱镜(Beam Splitter, BS)的透射与反射之后分成两束光线,一束经反射镜和显微镜物镜后照射在样品上称为样品光,组成样品臂;另一束经显微镜物镜照射在参考反射镜上称为参考光.由样品后向散射回来的光与从参考镜表面反射回来的光成像到 CCD 的光敏面上.当参考光与带着生物组织信息的样品光之间的光程差小于光源的相干长度时,形成干涉图像,经透镜后由 CCD 探测器采集得到^[13].

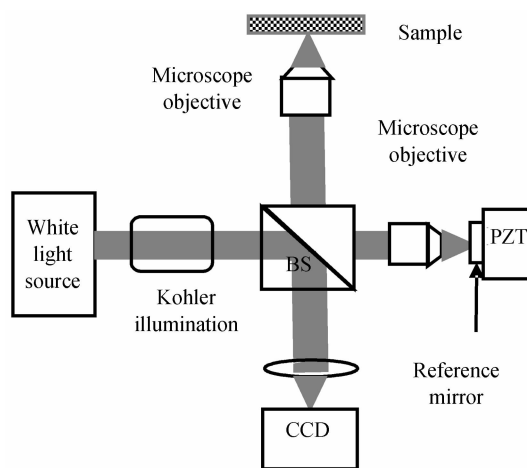


图 1 FFOCT 系统模型

Fig. 1 The Schematic of FFOCT system

实验使用的照明系统为科勒照明系统,光源为卤钨灯(12V/20W),光谱范围约为 200 nm,中心波长为 550 nm,理论轴向分辨率为 0.5 μm .面阵 CCD(Matrox Iris GT300, 640 pixels \times 480 pixels, 像元大小 7.4 μm \times 7.4 μm , 帧率为 110 fps)采集干涉信号^[14],电脑控制 FPGA 产生正弦信号对压电陶瓷(Piezoelectric, PZT)进行调制,同时晶体管-晶体管逻辑电路(Transistor-Transistor Logic, TTL)信号触发 CCD,使得移相、采集和处理数据简单快速.

在 FFOCT 系统中,最终获得的干涉图包含了被测表面的形貌信息,该信息可通过计算样品端出射光的位相信息来获得. FFOCT 的图像采集系统由 CCD、PZT 和触发信号组成. CCD 采集样品后向反射回来的光与参考光源的相干光.参考臂的相移由 PZT 控制.

载频法移相过程中 CCD 上每个像素点 $p(x, y)$ 在不同时刻采集到的信号 $I(x, y, t)$ 可表示为

$$I(x, y, t) = \bar{I}(x, y) + A(x, y) \cos [\varphi(x, y) + \psi \sin (2\pi ft + \theta)] \quad (1)$$

式中, $\psi \sin (2\pi ft + \theta)$ 表示 FPGA 制作的信号发生装置调制 PZT 的正弦信号, ψ 为幅值, θ 为初始相位. 为了得到更好的信噪比, 消除初始相位差的干扰, 需要计算产生的调制信号的幅值与相位. 每个周期内 CCD 采集四幅干涉图, 那么 CCD 每像素采集到的四分之一周期的振幅可表示为^[15]

$$E_p(x, y) = \int_{\langle p-1 \rangle T/4}^{pT/4} I(x, y, t) dt, p = 1, 2, 3, 4 \quad (2)$$

将式(2)的信号强度表达式按第一类 n 阶贝塞尔函数展开, 并对一幅图进行运算, 将正弦与余弦部分分离得到 Σ_s 与 Σ_c , 它们分别表示贝塞尔展开后的正弦与余弦部分, 即

$$\Sigma_s = -E_1 + E_2 + E_3 - E_4 = (4T/\pi) \Gamma_s A \sin \varphi \quad (3)$$

$$\Sigma_c = -E_1 + E_2 - E_3 + E_4 = (4T/\pi) \Gamma_c A \cos \varphi \quad (4)$$

式中, $E_1 \sim E_4$ 表示一个正弦信号在信号周期内 CCD

每像素获得的光强, T 表示正弦信号的周期, 令

$$\begin{aligned}\Gamma_s &= \sum_{n=0}^{+\infty} (-1)^n \frac{J_{2n+1}(\psi)}{2n+1} \sin[(2n+1)\theta] \\ \Gamma_c &= \sum_{n=0}^{+\infty} \frac{J_{4n+2}(\psi)}{2n+1} \sin[2(2n+1)\theta]\end{aligned}\quad (5)$$

式中, Γ_s 和 Γ_c 是后续推导中的两个中间参量, J_n 为第一类贝塞尔函数, 干涉信号的振幅 A 的正平方正比于 $\Sigma_s^2 + \Sigma_c^2$, 用 S 表示得到

$$S = \Sigma_s^2 + \Sigma_c^2 = [(4T/\pi)A]^2 [\Gamma_s^2 \sin^2 \varphi + \Gamma_c^2 \cos^2 \varphi]\quad (6)$$

由式(6)可知, 当 $\Gamma_s = \Gamma_c$ 时, 函数的后半部分为最大值, 正比于 Γ_c^2 , 且 S 与相位差 φ 无关, 无需考虑两臂之间的初始相位差对信号的影响. 而且 Γ 越大, 层析信号越强. 将式(6)代入式(5)计算得到 FPGA 制作的信号发生装置调制 PZT 的正弦信号幅值 ψ 和初始相位 θ , 即

$$\psi = 2.45, \theta = 0.96 \text{ rad}\quad (7)$$

将 ψ, θ 代入式(5)、(6), 优化以后得到

$$S = \Sigma_s^2 + \Sigma_c^2 = [(4T\Gamma/\pi)A]^2\quad (8)$$

此时, $\Gamma_s = \Gamma_c = \Gamma_{\max} = 0.405$, 且信号与初始两臂的相位差无关, 得到关于层析图干涉信号振幅 A 的平方.

在一个正弦信号周期中, CCD 采集四幅干涉图, 计算得到一幅断层图的振幅 $A(x, y)$ 为^[16]

$$\begin{aligned}A(x, y) &= [(I(x, y, 1) - I(x, y, 2) - I(x, y, 3) + \\ &I(x, y, 4))]^2 + [I(x, y, 1) - I(x, y, 2) + \\ &I(x, y, 3) - I(x, y, 4)]^2\end{aligned}\quad (9)$$

如图 2, FPGA 制作的信号发生装置连续发出 N 个调制信号对 PZT 进行调制, 则系统断层图的振幅 $A^*(x, y)$ 可表达为

$$\begin{aligned}A^*(x, y) &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \{ [I(x, y, 4i-3) - I(x, y, 4i-2) - \\ &I(x, y, 4i-1) + I(x, y, 4i)]^2 + [I(x, y, 4i-3) - \\ &I(x, y, 4i-2) + I(x, y, 4i-1) - I(x, y, 4i)]^2 \}\end{aligned}\quad (10)$$

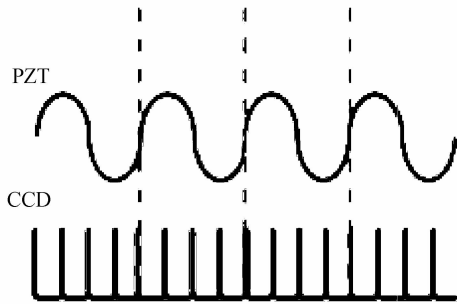


图 2 同步 CCD 与 PZT 的触发信号

Fig. 2 The synchronization signal of CCD and PZT

因此, 利用载频法实现信号的相位求解需要一个稳定且具有高准确度及高可控频率的信号发生装置. 利用 FPGA 作为实现电路, 使得频率可调, 所得的正弦

信号与脉冲信号准确度较高.

2 基于 FPGA 的电路原理、组成及设计

FPGA 是在可编程阵列逻辑 (Programmable Array Logic, PAL)、通用阵列逻辑 (Generic Array Logic, GAL)、复杂可编程逻辑器件 (Complex Programmable Logic Device, CPLD) 等可编程器件的基础上进一步发展的产物^[17]. 它是作为专用集成电路 (Application Specific Integrated Circuit, ASIC) 领域中的一种半定制电路而出现的, 既解决了定制电路的不足, 又克服了原有可编程器件门电路数有限的缺点. 选择 FPGA 开发板作为信号发生装置的主要原因是其具有较强的体系结构, 且逻辑单元的灵活性及集成度较高.

选择型号为 AX301 的开发板, 配套的开发软件为 Quartus II 11. 0. AX301 开发板使用的 FPGA 是 ALERA 公司的 CYCLONE IV 系列, 型号为 EP4CE6F17C8, 256 个引脚的 FBGA 封装. 实验要求利用 FPGA 产生一个正弦信号和一个同步的脉冲信号 (如图 2), 对开发板的功能性要求不高, 所以选择 AX301 开发板作为实验仪器在经济与能耗方面有很大优势. 同时, 采用一个高速 DA 芯片 AD9708, 7 阶巴特沃斯低通滤波器、幅度调节电路、信号输出接口以及 2 片高性能 145MHz 带宽的运放 AD8056 作为 ADDA 模块^[18], 使整个电路性能得到了最大限度的提升以获得更高的信号准确度.

实验利用直接数字频率合成器 (Direct Digital Frequency Synthesizer, DDS) 的原理^[19-20] 产生正弦信号以及脉冲信号. 该调制信号的信号发生电路主要由分频电路、相位累加器、波形存储器、D/A 转换器、低通滤波器组成. 为了得到频率可变的信号, 有利于实验时对信号的实时调整和测试, 设计实现了分频系数 M 可变的分频电路. 相位累加器由 N 位加法器和 N 位寄存器组成. 每来一个时钟信号 CLOCK, 加法器就将频率控制字与累加寄存器输出的累加相位数据相加, 相加的结果又反馈送至累加寄存器的数据输入端, 以使加法器在下一个时钟脉冲的作用下继续与频率控制字相加. 这样相位累加器在时钟作用下, 不断对频率控制字进行线性相位累加. 相位累加器输出的数据就是合成信号的相位, 溢出频率就是 DDS 输出的信号频率. 相位累加器的结果再与相位控制字相加, 结果作为波形存储器 (Read Only Memory, ROM) 的相位取样地址, 这样就可以通过改变相位控制字实现调相. 波形存储器中有生成好的波形抽样值, 可完成相位到幅值的转换. 原理及其对应波形如图 3、4.

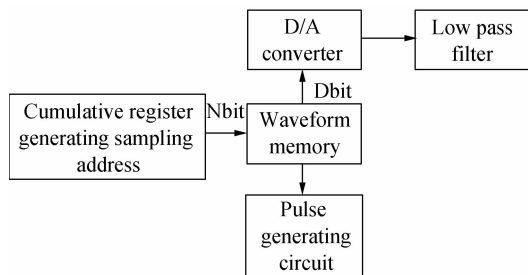


图3 直接数字频率合成器原理

Fig. 3 The principle of DDS

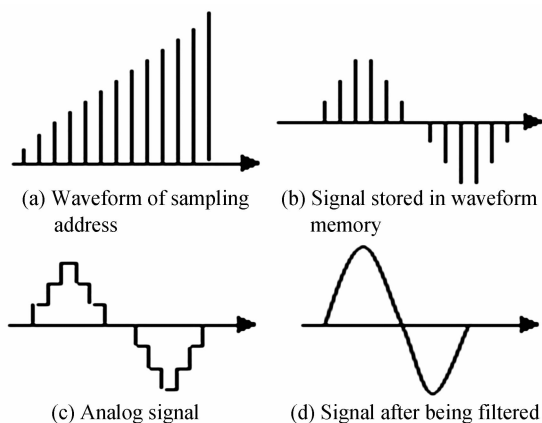


图4 直接数字频率合成器原理图对应波形

Fig. 4 The corresponding wave form of the principle of DDS

由于 CCD 可承受的信号频率有限,为了能够灵活控制产生的正弦信号与脉冲信号的频率,设计了一个可调节分频系数的分频模块,改变分频系数 M 即可调节信号频率. 由于 M 可能为奇数也可能为偶数,在编写程序时需分别讨论. 累加器部分由加法器和寄存器两个模块组成. 累加器在时钟 f_c 的控制下以频率控制字 K 为步长进行累加运算,产生所需的频率控制数据. 寄存器在时钟控制下,将加法器每次计算的结果寄存下来,再反馈回加法器进行下一次计算,从而实现累加功能. 同时寄存器在时钟的控制下把累加的结果送入相位控制模块^[20]. 要产生正弦信号,首先要建立正弦波形存储器,其采样数据由 Matlab 程序获得. 本文采集深度为 512, 宽为 8 位的正弦波形数据. 数据采集完毕后建立相应的 mif 文件,并利用 quartus 库里的 rom 建立一个完整的 sin 波形存储器. 要实现载频法,就要使得产生的脉冲信号在正弦的一个周期内出现四次,且分别出现在相应的零点与极值点. 利用 Verilog 语言的灵活性,根据采集的正弦波形数据编写相应的程序,使得在正弦波幅度(深度)达到零点与幅值的时候产生一个同步的脉冲. 由于实验过程中根据正弦波输出的幅度触发的脉冲频率不稳定,通过改进,利用输入的正弦波地址来触发脉冲,即将一个周期内的正弦波地址分成四部分,每部分地址的开头触发正弦,使信号更加稳定.

3 样品成像结果与分析

将设计完成的 20 Hz 的信号通过导线接入系统,提供给 CCD 和 PZT,进行实验. 实验采用洋葱表皮作为样品,采集得到的图像如图 5.

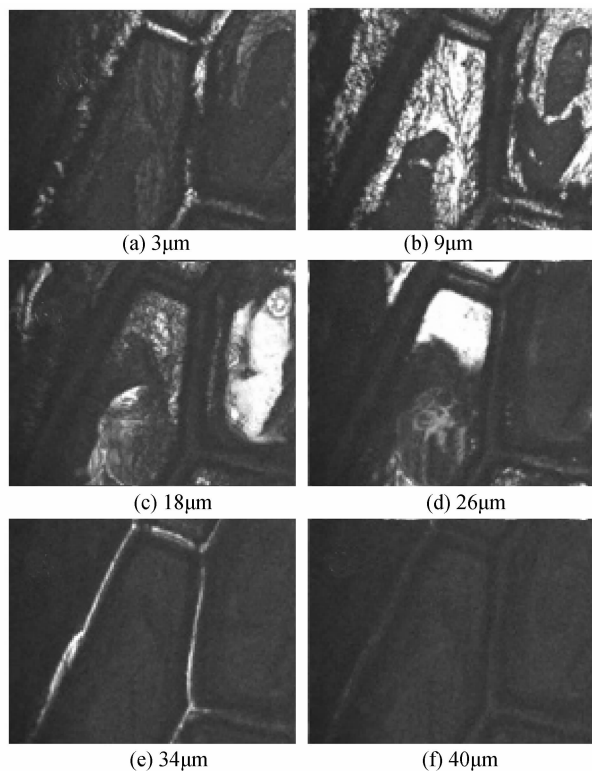


图5 利用 FPGA 载频法实现不同深度的洋葱表皮全场光学断层图像

Fig. 5 Full field optical tomography of onion skin at different depth using FPGA carrier frequency method

图 5 中 (a)~(f) 分别为在距离洋葱表面深度为 $3\ \mu\text{m}$ 、 $9\ \mu\text{m}$ 、 $18\ \mu\text{m}$ 、 $26\ \mu\text{m}$ 、 $34\ \mu\text{m}$ 、 $40\ \mu\text{m}$ 处的光学断层图像. 图像中可清晰地观察到所使用样品的细胞壁、细胞质、细胞核.

图 6(a) 和 (b) 给出了传统移相法和利用单片机调制的载频法得到的洋葱表皮细胞断层图. 成像中,系统的参量与图 5 完全相同. 可以看出,移相法所得断层图明显比载频法得到的图像模糊,噪点杂散分布. 利用单片机调制载频法得到的图像虽然也具有较清晰分明的细胞质与细胞壁,但利用 FPGA 载频法得到的不同深度的层析图(图 5)中可以看到更加清晰的细胞壁、细胞质甚至细胞核. 事实上,利用 FPGA 载频法获得一幅断层图时间为 $0.03\sim 0.05\ \text{s}$ ($20\sim 35\ \text{Hz}$),远小于目前用单片机载频法所得的 $4\ \text{s}$ ^[12] ($0.25\ \text{Hz}$),控制操作简便且更加灵活,免去了手动输入电压值的繁琐,实现较高的信噪比和更快的采集速度. 采集时间由 FPGA 发出的正弦信号的频率决定,正弦波的频率为 $f=50M/(512N)$, FPGA 板提供的晶振频率为 $50\ \text{MHz}$, N 为分频系数,可以通过灵活改变 N 来改变正弦波的频率.

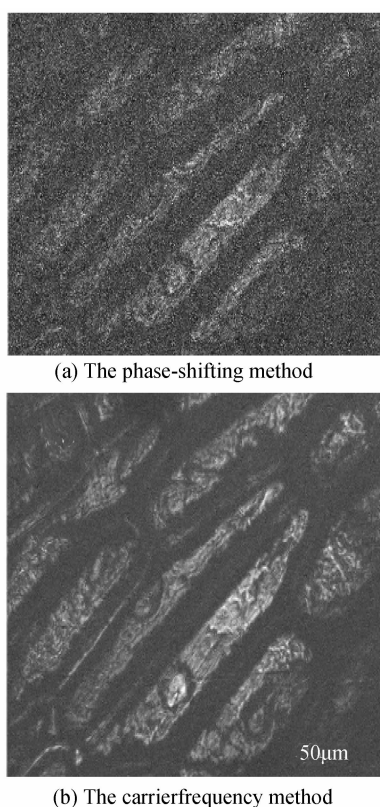


图6 不同方法得到的洋葱表皮细胞断层图

Fig. 6 The face image of onion cells with different methods

实验过程中将脉冲频率增大至 30 Hz, 在系统中也可以进行图像采集. 但是由于系统中计算机读写速度的限制, 刷新频率不够, 虽然可以在示波器上调出 CCD 最大可承受的脉冲频率 110 Hz, 计算机显示的图像采集速度却仍然维持在 30~35 Hz 左右. 故要想提高整个系统采集图像的速度, 还需要提高计算机的性能, 做出相应改进, 使得采集速度可以实时显示.

4 结论

本文提出并设计了一种基于 FPGA 的快速全场光学相干层析系统成像方法. 利用 FPGA 调制相位方式与传统移相法以及单片机调制方式对洋葱表皮细胞的成像对比, 结果表明 FPGA 调制相位方式所得的图像清晰度明显提高, 利用该系统使采集一幅高分辨率光学断层图像的时间从目前的 4 s(0.2 Hz) 减少到 0.03~0.05 s(20~35 Hz), 成像速度得到提高. 该方法操作简便, 灵活性较强, 对电路的修改和维护很方便, 免去了手动输入电压值的繁琐, 实现较高的信噪比和更快的采集速度. 该方法可用于手术期间对病人病情的快速诊断, 尤其是肿瘤细胞的诊断. 下一步的研究将尝试结合双 CCD 探测 FFOCT 系统的搭建, 进一步提高成像速度.

参考文献

[1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**: 1178-1181.

- [2] WANG Zhi-bin. Application of optical coherence tomography to distance measurement of optical surface[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2012, **20**(07): 1469-1474.
王志斌, 史国华, 何益, 等. 光学相干层析技术在光学表面间距测量中的应用[J]. *光学精密工程*, 2012, **20**(7): 1469-1474.
- [3] HU Yan, XIAO Jian-ming. Application of optical coherence tomography in the diagnosis and treatment of coronary artery disease patients with borderline lesions[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, **5**(34): 110-112.
胡艳肖践明. 光学相干断层成像技术在冠心病临界病变中的应用[J]. *光学学报*, 2014, **5**(34): 110-112.
- [4] LI Jiang-hua, HUANG Hai, TANG Zhi-lie, *et al.* Measurement of enamel mineral density by optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013(8): 182-187.
李江华, 黄海, 唐志列, 等. 光学相干层析成像对牙釉质矿密度的定量测量[J]. *光学学报*, 2013(8): 182-187.
- [5] MASTERS B R. Early development of optical low-coherence reflectometry and some recent biomedical applications[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1999, **4**(2): 236-247.
- [6] GAO W. Effects of temporal and spatial coherence on resolution in full-field optical coherence tomography[J]. *Journal of Modern Optics*, 2015, **62**(21): 1-11.
- [7] CHRISTOPH H, PETER T, PAK-WAI L, *et al.* Three-dimensional imaging of the human retina by high-speed optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2003, **11**(21): 2753-2761.
- [8] ZHANG Wei, LU Yi-ming, WU Lin-hui, *et al.* Hemoglobin diffuse optical tomography for breast tumor diagnosis: phantom experiment and in vivo evaluation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013(6): 222-230.
张伟, 卢奕名, 武林会, 等. 面向乳腺诊断的血氧扩散光学层析方法: 仿体实验与在体评估[J]. *光学学报*, 2013(6): 222-230.
- [9] AKIBA M, CHAN K P, TANNO N. Full-field optical coherence tomography by two-dimensional heterodyne detection with a pair of CCD cameras[J]. *Optics Letters*, 2003, **28**(10): 816-818.
- [10] DUBOIS A, VABRE L, BOCCARAA C, *et al.* High-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope[J]. *Applied Optics*, 2002, **41**(4): 805-812.
- [11] PARSA P, JACQUES S L, NISHIOKA N S. Optical properties of rat liver between 350 and 2200 nm[J]. *Applied Optics*, 1989, **28**(12): 2325-2330.
- [12] ZHU Yue, GAO Wan-rong, GUO Ying-cheng. Method of improving imaging quality of Full-field optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, **05**(5): 285-297.
朱越, 高万荣, 郭英呈. 提高全场光学相干层析系统成像质量的方法[J]. *光学学报*, 2015, **05**(5): 285-297.
- [13] 孔益. 基于全场光学相干层析术的生物样品高分辨光学断层成像研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2010.
- [14] ZHU Xiao-meng, GAO Wang-rong, ZHU Yue. Improved Köhler illumination-based full-field optical coherence tomography system[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, **34**(5): 0511002.
朱晓萌, 高万荣, 朱越. 使用改进型科勒照明系统的全场光学相干层析成像系统[J]. *光学学报*, 2014, **34**(5): 0511002.
- [15] YANG Liu, HONG Wei, WANG Chuan, *et al.* Flow velocity measurement based on speckle in optical coherence tomography[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2012, **39**(5): 127-131.
杨柳, 洪威, 王川, 等. 基于光学相干层析散斑的流速测量

- 方法[J]. 中国激光, 2012, **39**(5): 127-131.
- [16] AMAUD D, KATE G, GAEL M, *et al.* Ultrahigh-resolution full-field optical coherence tomography [J]. *Applied Optics*, 2004, **43**(14): 2874-2883.
- [17] YANG Hai-gang, SUN Jia-bin, WANG Wei. An overview to FPGA device design technologies[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2010, **32**(03): 714-727.
杨海钢, 孙嘉斌, 王慰. FPGA 器件设计技术发展综述[J]. 电子与信息学报, 2010, **32**(03):714-727.
- [18] ZHEN Jun-hong. AD9708 and its application in data acquisition system[J]. *Electronic World*, 2003(11): 44-45.
甄军红. AD9708 及其在数据采集系统中的应用[J]. 电子世界, 2003(11):44-45.
- [19] 蒋立平. 数字逻辑电路与系统设计[M]. 北京:电子工业出版社, 2008. 7. 1.
- [20] CHEN Yong-tai, PAN Zhi-lang. The design of DDS signal generator based on FPGA[J]. *The Application of Electronic Components*, 2007, (09): 75-76.
陈永泰, 潘志浪. 基于 FPGA 的 DDS 信号源设计[J]. 电子元器件应用, 2007, (09):75-76.