

20 kHz 高分辨率扫频光学相干层析成像系统^{*}

殷大卫¹, 蔡元学^{1,2,3}, 舒顺林³, 姜春香³

(1. 天津科技大学 电子信息与自动化学院; 2. 天津科技大学 理学院 光子学与先进传感技术实验室, 天津 300457;
3. 天津博霆光电技术有限公司, 天津 300467)

摘要:【目的】为实现高速且高分辨率生物组织断层成像, 研制了一套基于扫频光源的光学相干层析成像(OCT)系统。【方法】以1310 nm中心波长的扫频激光光源为硬件基础, 运用LabVIEW编译的软件系统作为处理工具, 对动植物表皮样品均进行了测量实验。【结果】所研制的系统可以实现5 s内对100万个数据点的高速采集与处理, 横向和纵向分辨率均达到了10 μm的高清晰度光学成像, 且成像深度可达2.3 mm。【结论】所研制的OCT系统完全可以满足对生物组织断层的成像需求, 为临床医学的光学成像提供了更有力的硬件基础。此外, 该系统还具有体积小, 操作简单、可移植性强等特点。

关键词: 扫频光学相干层析成像; 数据处理; 数据采集; 成像

中图分类号: TN247

文献标志码: A

文章编号: 1672-6693(2023)02-0135-06

光学相干层析成像(optical coherence tomography, OCT)技术^[1]诞生于20世纪90年代。作为一种集非接触、高分辨率、瞬时性等特点于一身的新兴光学成像技术, 一经问世便引来各界广泛关注。它不仅很好地解决了传统医学成像技术存在的分辨率低、成像速度慢、对人体伤害性大等问题^[2-9], 还实现了在眼科、皮肤科等临床医学领域的光学层析成像^[10-12], 并在工艺品检测等材料科学领域带来了新突破^[13]。

OCT技术是基于低相干光干涉的成像技术, 根据系统测试方法主要分为时域OCT技术^[14]和频域OCT技术^[15]两类。时域OCT技术是通过直接测量样品臂和参考臂的干涉信号来获取深度信号; 而频域OCT技术是间接通过对光谱信号进行快速傅里叶变换(FFT)来实现样品深度信号的重建。二者相比^[16], 频域OCT技术具有更高的灵敏度和更快的成像速度而应用更为广泛^[17-20]。频域OCT技术又根据信号探测方法划分为谱域OCT技术和扫频OCT技术^[21]两类, 前者是基于高分辨率光谱仪来记录OCT信号的光谱信息, 再经过FFT变换得到被测样品的三维成像; 而后者除了拥有谱域OCT的快速成像特点外, 还通过扫频激光器拥有时域OCT系统的点探测优势^[22]。所以现在绝大多数情况采用扫频OCT系统。

实现更高的成像分辨率和更快的数据采集一直以来是OCT技术的研究重点。Fujimoto课题组^[23]采用扫频OCT技术与眼科手术显微镜相结合, 实现了3 s内对100万个数据点的采集, 证明了青光眼患者的视网膜血管位移病理发生于筛板前组织; 王向朝等人^[24]研制了一套血管内探头扫频OCT系统, 成像速度达每秒30帧, 探头末端直径仅为1 mm; 丁志华等人^[25]研制了视场参数为35 mm的并行谱域OCT系统, 提出了真伪缺陷识别算法与运动伪影校正算法。

本研究采用了1310 nm的扫频激光光源, Mach-Zehnder干涉仪^[26]以及高速数据采集卡等搭建了一套高分辨率的扫频OCT系统, 该系统具有高速采集、实时显示, 快速处理以及高分辨率成像等特点。本研究使用所搭建的系统实现了对猪皮、苹果果皮等样品的光学成像, 获得了较好的效果。

1 扫频OCT原理

扫频OCT的概念于1997年正式提出, 它是继时域OCT和谱域OCT后出现的又一个OCT新技术, 它的原

* 收稿日期: 2021-11-02 修回日期: 2022-12-07 网络出版时间: 2023-04-21T16:05

资助项目: 天津市教育委员会科研计划一般项目(No. 2017KJ028); 国家自然科学基金面上项目(No. 61405146); 天津市应用基础与前沿技术研究计划项目(No. 14CQNJC01700); 天津市中新生态城2019年度科技型中小企业升级专项项目

第一作者简介: 殷大卫, 男, 研究方向为光学相干层析成像, E-mail: dave0610@163.com; 通信作者: 蔡元学, 男, 教授, 博士, E-mail: yuanxue_cai@tust.edu.cn

网络出版地址: <https://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1165.n.20230420.1422.022.html>

理与光学频域测距技术^[27]互通,且兼备时域 OCT 和谱域 OCT 二者的优势,一经问世便引发人们强烈关注。后经各国研究小组在该领域的不断深入研究,现已成为 OCT 技术的中流砥柱。

扫频 OCT 系统通常使用波长扫描激光光源和光电平衡探测器相结合的方式,对系统所产生的干涉光谱进行测量,干涉光谱的强度如下所示^[28]:

$$I(K) = P_r + P_o \int_{-\infty}^{+\infty} r^2(z) dz + 2\sqrt{P_r P_o} \int_{-\infty}^{+\infty} r(z) \Gamma(z) \cos(2k(t)z + \varphi(z)) dz. \quad (1)$$

式中:等式右侧第 1 项 P_r 为参考臂返回到平衡探测器的光功率,即直流信号项;等式右侧第 2 项中 P_o 为入射到样品上的光功率, $r(z)$ 为样品深度方向上的反射系数幅度, $\int_{-\infty}^{+\infty} r^2(z) dz$ 为样品各层自身所返回以及各层彼此相互干涉所产生的光强,也即自相关项;等式右侧第 3 项中 $\Gamma(z)$ 为光源相干系数, $k(t)$ 是随时间变化的波数, $\varphi(z)$ 为样品深度方向的反射系数相位,该项整体为参考臂和样品臂各层相互干涉所产生的干涉光强,也就是所求的有效干涉光谱信号。下面对式(1)整体作 FFT 变换,则有:

$$F^{-1}[I(k)] = F^{-1}[S(k)] \otimes \{[\delta(z)] + [a(z) + a(-z)]/2 + f_{AC}[a(z) + a(-z)]/8\}.$$

式中: $S(k)$ 是光源功率谱的表达式, f_{AC} 为式(1)中自相关项作傅里叶变换后的结果。又根据维纳-辛钦定理可知,通过对系统已获取的干涉光谱信号采用 FFT 变换,便可以获得样品内部不同深度方向上的信息。

扫频 OCT 系统中的分辨率是决定系统实际效能的重要参数,而分辨率主要分为横向分辨率和纵向分辨率两种,二者相互独立。其中横向分辨率参数主要取决于系统的光学聚能能力,如物镜孔径的增大则对应着横向分辨率的减小;纵向分辨率又名轴向分辨率,顾名思义就是 Z 轴方向上的分辨率,它决定了样品成像在深度方向的成像能力,公式如下:

$$\Delta z = (2 \ln 2/\pi) (\lambda_o^2 / \Delta \lambda). \quad (2)$$

式中: λ_o 为扫频激光光源的中心波长, $\Delta \lambda$ 为光源光谱带宽的半峰全宽值。通过式(2)可以清晰地看到轴向分辨率的大小只和光源的中心波长和光谱宽度有关,所以可以通过增大光谱宽度来达到提高轴向分辨率的目的。但是过大的光谱带宽会使系统散射的影响也随之增大,所以除了在硬件上合理的选择光谱带宽外,也可以通过软件系统的算法优化来提高分辨率,如光谱整形等。

OCT 系统的成像深度决定了它的应用场景与范围,它主要与系统激光光源的波长、被测物自身的光学特性有关,同时还受到探测器等采集器件的影响,它的最大成像深度的计算公式如下:

$$Z_{max} = \lambda_o^2 / (4n\delta_\lambda).$$

式中: $\delta\lambda = \Delta\lambda/N_s$ 为干涉光谱信号采样点间的波长间隔,也就是光谱分辨率, N_s 是采样点数, n 为样品折射率。系统的光谱分辨率决定了成像深度, δ_λ 越小,相应的成像深度就越大。

除了系统的分辨率和成像深度外,信噪比也是衡量系统性能的一个重要指标。扫频 OCT 的信噪比通常可表示为:

$$R_{SNR} = F_s^2(z_o) / \langle F_n \rangle.$$

式中: F_s 为信号光电流 FFT 变换强度, F_n 为噪声光电流 FFT 变换强度。扫频 OCT 的信噪比本身是比较高的^[29],通常达到时域 OCT 的数十倍以上,采用了平衡探测器后可进一步有效的扩大信噪比优势。

2 扫频 OCT 系统

本研究所设计的扫频 OCT 系统如图 1 所示,系统的硬件部分主要采用扫频激光光源、成像干涉仪、数据采集卡等组成,软件部分则通过 LabVIEW 和 Matlab^[30]混合编程的形式来实现。由扫频激光光源产生的光波进入耦合器 1 被分为两路光路,其中一部分进入干涉仪(MZI)用于干涉光谱信号的标定,剩余部分通过耦合器 2,分别进入参考臂和样品臂。函数发生器产生 X 和 Y 方向的偏振控制信号,通过样品臂的扫描振镜对被测样品进行横向扫描。样品臂接收后向散射光与反射光,与参考臂所接收的参考光在耦合器 3 中汇合并发生干涉,然后经过光电平衡探测器(BPD)实现光电转换,信号最终由高速数据采集卡(ADC)采集,由软件部分继续完成后续的数据处理以及分析过程。

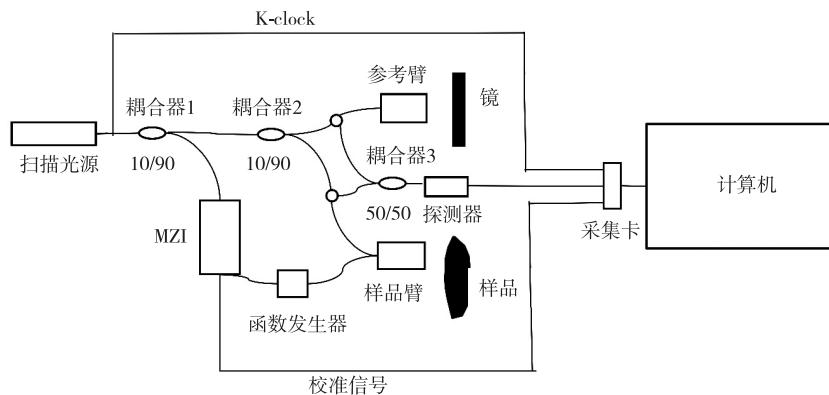


图 1 扫频 OCT 系统结构图
Fig. 1 Schematic diagram of SS-OCT system

2.1 硬件部分

系统的光源采用了中心波长为 1 310 nm 的扫频激光光源, 可以在 100 nm 的波长范围内无跳模工作, 同时扫频速率最高可达 200 kHz。该光源可以同时输出扫频触发信号和 K-clock 线性时钟周期信号, 而后一种信号有效地解决了系统在光谱标定时采样点在波数 K 空间非等间隔分布的问题^[31], 极大地提高了系统的处理精度和运行速度。

Mach-Zehnder 干涉仪是扫频 OCT 系统中的核心模块, 由样品臂和参考臂组成。其中参考臂固定不动, 而样品臂则负责采集被测样品光谱信息, 二者发生干涉并形成携带被测样品深度位置信息的干涉光谱, 由平衡探测器接收并实现光电转换, 最终进入数据采集卡进行后续的数据处理。

数据采集卡是采用 NI 公司的高速数据采集卡 ATS9371。该卡拥有 2 通道 12 位分辨率的高速采样机制, 最高可达 $1 \text{ GS} \cdot \text{s}^{-1}$ 采样率的两路模拟输入, 且数据传输最快可达 $6.8 \text{ GB} \cdot \text{s}^{-1}$, 可实现对检测数据的高速采集。

2.2 软件部分

系统的软件部分本文采用了基于 LabVIEW 的编程方式, 同时还应用了 Matlab 嵌入式编程的方案, 实现了对数据的采集、处理和分析。软件主要分为 3 个部分组成: 数据采集界面、数据处理界面以及图像显示界面。

数据采集界面作为 OCT 系统软件部分的第一个用户接口界面, 主要功能是实现数据采集以及相应的参数配置, 包括二维扫描的频率、振幅以及相应波形的设置、坏周期的设置、储存文件名及储存路径的设置等。同时界面还包括了实时的信号频域和时域图像显示模块, 为用户更直观的操作调节提供了便捷。

数据处理作为软件处理的核心模块因为要涉及到大量的数据运算, 本研究选择了调用数值计算能力更为强大的 Matlab 来完成。用户在数据处理前, 还可以根据自己的需求完成相应的选项配置, 如去直流、光谱整形、色散匹配等。软件部分的光谱图像处理有效地弥补了硬件检测阶段产生的缺失与不足, 极大地提高了计算结果的准确性, 同时还可以根据后续处理需求选择结果输出的形式, 如奇数或是偶数等。

图像显示界面分为 4 个部分, 由 A-Scan、B-Scan、C-Scan、3D-Scan 等 4 个界面构成, 而通常使用的是深度成像 B-Scan、二维成像 C-Scan 以及完整的 3 维成像 3D-Scan。通过对不同的成像图像分析, 可以获得被测样品不同纬度上的物理信息, 为后续数据分析提供了强有力的图像依据。

3 实验结果与分析

为了测试系统的成像能力, 分辨率以及运行速度等性能指标, 本研究首先选用了分辨率测试板作为检测样品, 分别对它进行二维成像以及三维成像(图 2)。通过观察所成图像可以清晰地目测到测试板上第 5 组第 5 个元素。经过分辨率标准级比对, 系统最终分辨率可达 10 μm, 且系统仅用时 5 s 便完成了对 100 万个数据点的扫描与采集, 最大信噪比可达 110 dB。该结果已完全满足大多数 OCT 需求。

为了进一步测试系统的成像深度, 本研究采用了单片厚度为 170 μm 的盖玻片, 通过多片叠加的样品形式来进行测试, 结果如图 3 所示。通过 B-Scan 对 13 片盖玻片实现了成像, 由此可以计算出系统成像深度大约是 2.21 mm, 可满足皮肤上皮层、真皮层以及皮下组织的成像检测需求。

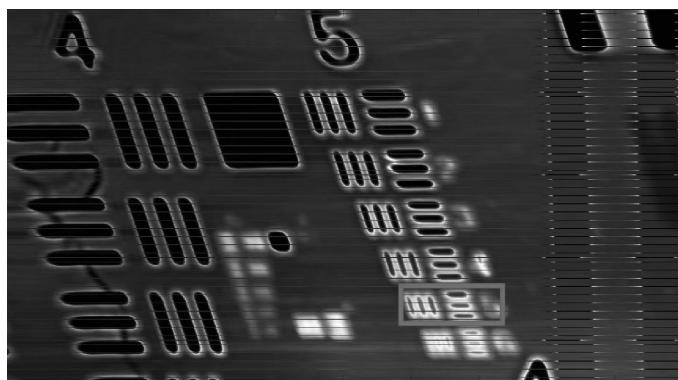


图 2 分辨率板的 OCT 图像

Fig. 2 OCT image of resolution board

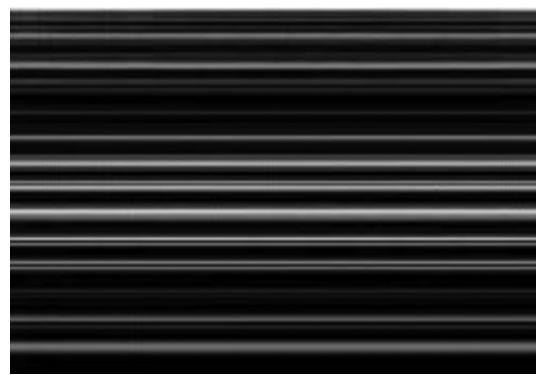


图 3 多层盖玻片叠加层析图

Fig. 3 Multi-layer cover slide chromatography

为了验证系统对实际样品的成像效果,本研究分别选取了不同的动植物样品即苹果果皮、大葱葱根以及猪皮进行成像实验,如图 4、图 5、图 6 所示。实际成像深度可达 2 mm 左右,且横向和深度图像都得以清晰复现,取得了较好的成像效果。

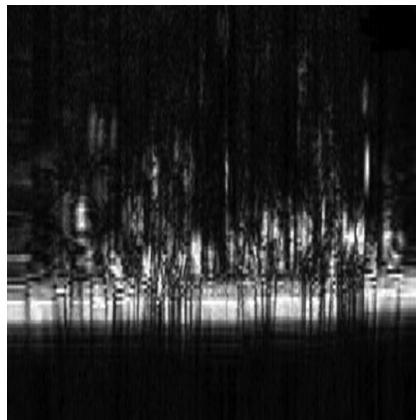


图 4 苹果果皮二维 OCT 图像

Fig. 4 OCT image of apple peel

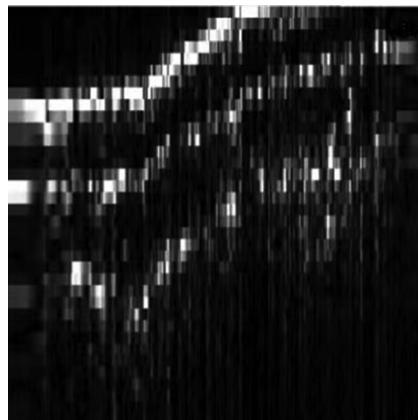


图 5 大葱葱根二维 OCT 图像

Fig. 5 OCT image of scallion root

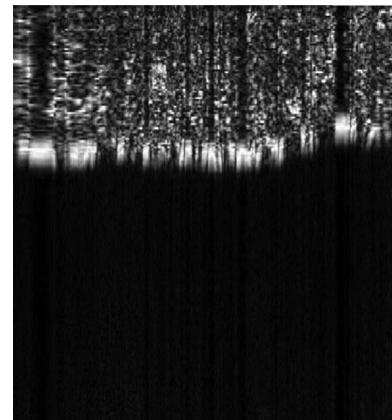


图 6 猪皮二维 OCT 图像

Fig. 6 OCT image of pig skin

4 结论

本研究设计了基于中心波长为 1 310 nm 扫频激光光源的高速三维 OCT 系统,该系统采用了 LabVIEW 为主导的软件处理模式,能够实现 20 kHz 的快速横向扫描,且横向和纵向分辨率均能够达 10 μm。同时,激光光源自带的 K-clock 光谱标定以及软件研发的去直流、光谱整形等操作都极大地提高了系统成像性能。应用该系统实现了对分辨率板、苹果果皮、大葱葱根以及猪皮的光学成像,获得了较为清晰的二维及三维层析图像,可以满足生物医学以及材料检测等领域的高分辨率扫频 OCT 需求(比如对耳内软骨的精细成像等)。本研究进一步优化了 OCT 系统,并有助于推动小型 OCT 系统的普及化,从而实现在更多场景中对样品高速且高分辨率的光学无损检测。

参考文献:

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] CULJAT M O, GOLDENBERG D, TEWARI P, et al. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2010, 36(6): 861-873.
- [3] GLOR F P, WESTENBERG J, VIEREN De E J, et al. Validation of the coupling of magnetic resonance imaging velocity measurements with computational fluid dynamics in a U bend[J]. Artificial Organs, 2015, 26(7): 622-635.
- [4] QIU R, ZHANG H, YANG B, et al. Dose estimation and shielding calculation for X-ray hazard at high intensity laser facilities

- [J]. Chinese Physics C,2014,38(12):82-87.
- [5] DANILOUCHKINE M G, WESTENBERG J J M, De ROOS A, et al. Operator induced variability in cardiovascular MR:left ventricular measurements and their reproducibility[J]. Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance,2005,7(2):447-457.
- [6] KAWAGUCHI Y, TAKAHASHI A, NAGAOKA T, et al. Retinal and choroidal hyperreflective foci on spectral-domain optical coherence tomographic images in a patient with retinitis pigmentosa accompanied by diabetic retinopathy[J]. American Journal of Ophthalmology Case Reports,2016,3:25-30.
- [7] KURODA M, HIRAMI Y, HATA M, et al. Intraretinal hyperreflective foci on spectral-domain optical coherence tomographic images of patients with retinitis pigmentosa[J]. Clinical Ophthalmology,2014,8(1):435-440.
- [8] ROISMAN L, ZHANG Q Q, WANG R K, et al. Optical coherence tomography angiography of asymptomatic neovascularization in intermediate age-related macular degeneration[J]. Ophthalmology,2016,123(6):1309-1319.
- [9] ZHANG Q, CHEN C L, CHU Z, et al. Automated quantitation of choroidal neovascularization:a comparison study between spectral-domain and swept-source OCT angiograms[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science,2017,58(3):1506-1513.
- [10] MILLER A R, ROISMAN L, ZHANG Q, et al. Comparison between spectral-domain and swept-source optical coherence tomography angiographic imaging of choroidal neovascularization[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science,2017,58(3):1499-1505.
- [11] LIN C L, KUO W C, YU J J, et al. Examination of ceramic restorative material interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography[J]. Dental Materials,2013,29(4):382-388.
- [12] MAKISHI P, THITTHAWEERAT S, SADR A, et al. Assessment of current adhesives in class I cavity: nondestructive imaging using optical coherence tomography and microtensile bond strength[J]. Dental Materials,2015,31(9):190-200.
- [13] LIN C L, KUO W C, CHANG Y H, et al. Examination of ceramic/enamel interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography[J]. Dental Materials,2014,30(8):910-916.
- [14] YOU Y J, WANG C, LIN Y L, et al. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography at 1.3 μm central wavelength by using a supercontinuum source pumped by noise-like pulses[J]. Laser Physics Letters,2016,13(2):025101.
- [15] LEHTINEN T, NAMMAS W, AIRAKSINEN J K E, et al. Feasibility and safety of frequency-domain optical coherence tomography for coronary artery evaluation:a single-center study[J]. The International Journal of Cardiovascular Imaging,2013,29:997-1005.
- [16] SAVINI G, BARBONI P, CARBONELLI M, et al. Comparison of optic nerve head parameter measurements obtained by time-domain and spectral-domain optical coherence tomography[J]. Journal of Glaucoma,2016,22(5):384-389.
- [17] BOER J F D, LEITGEB R, WOJTKOWSKI M. Twenty-five years of optical coherence tomography: the paradigm shift in sensitivity and speed provided by Fourier domain OCT[J]. Biomedical Optics Express,2017,8(7):3248-3280.
- [18] GARCIA-MARTIN E, SATUE M, FUERTES I, et al. Ability and reproducibility of Fourier-domain optical coherence tomography to detect retinal nerve fiber layer atrophy in Parkinson's disease[J]. Ophthalmology,2012,119(10):2161-2167.
- [19] ZHANG X, LOEWEN N, TAN O, et al. Predicting development of glaucomatous visual field conversion using baseline Fourier-domain optical coherence tomography[J]. American Journal of Ophthalmology,2016,29:37.
- [20] PAZOS M, DYRDA A A, BIARNÉS M, et al. Diagnostic accuracy of spectral SD OCT automated macular layers segmentation to discriminate normal from early glaucomatous eyes[J]. Ophthalmology,2017,124(8):1218-1228.
- [21] LI F, GAO K, LI X, et al. Anterior but not posterior choroid changed before and during Valsalva manoeuvre in healthy Chinese:a UBM and SS-OCT study[J]. British Journal of Ophthalmology,2017,101(12):1714-1719.
- [22] CHOUDHRY N, SINAI M J. Clinical applications and advantages of swept source OCT [M]//MICHALEWSKA Z, NAWROCKI J. Atlas of swept source optical coherence tomography. Cham:Springer,2017:9-22.
- [23] WANG B, LUCY K A, SCHUMAN J S, et al. Location of the central retinal vessel trunk in the laminar and prelaminar tissue of healthy and glaucomatous eyes[J]. Scientific Reports,2017,7(1):1-6.
- [24] LU Y, LI Z L, WANG X Z, et al. Development of 50 kHz intravascular swept source optical coherence tomographic system[J]. Chinese Journal of Lasers,2017,44(2):291-298.
- [25] LI P, YANG S S, DING Z H, et al. Research progress in Fourier domain optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers,2018,45(2):153-163.
- [26] GOODWIN E P, WYANT J C. Mach-Zehnder interferometer[J]. Mapan,2019,34(2):289-294.
- [27] DILAZARO T, NEHMETALLAH G. Optical frequency-domain reflectometry using multiple wavelength-swept elements of a DFB

- laser array[EB/OL]. (2017-02-20)[2021-11-02]. <https://spie.org/publications/proceedings/paper/10.1117/12.2252264?ssol=1>.
- [28] WU T,DING Z H. Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2009,36(2):503-508.
- [29] ADABI S,CONFORTO S,CLAYTON A,et al. An intelligent speckle reduction algorithm for optical coherence tomography images[C]//2016 4th International Conference on Photonics, Optics and Laser Technology. Rome:IEEE,2016;1-6.
- [30] SIMPSON R,DEVENYI G A,JEZZARD P,et al. Advanced processing and simulation of MRS data using the FID appliance (FID-A)-an open source,Matlab-based toolkit[J]. Magnetic Resonance in Medicine,2017,77(1):23-33.
- [31] XI J,LI H,LI J,et al. Generic real-time uniform K-space sampling method for high-speed swept-source optical coherence tomography[J]. Optics Express,2010,18(9):9511-9517.

20 kHz High Resolution Swept Frequency Optical Coherence Tomography Imaging System

YIN Dawei¹, CAI Yuanxue^{1,2,3}, SHU Shunlin³, JIANG Chunxiang³

(1. Department of Electronic Information, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300457;
2. Laboratory of Photonics and Advanced Sensing Technology, School of Science, Tianjin University of Science and
Technology, Tianjin 300457; 3. Tianjin Boting Photoelectric Technology Co., Ltd., Tianjin 300467, China)

Abstract: [Purposes] In order to realize the high-speed and high-resolution imaging of the biological tissue tomography, a set of optical coherence tomography imaging system is developed based on the swept. [Methods] The hardware of the system is based on the 1 310 nm center wavelength frequency Scanning laser source, and the software system compiled by LabVIEW is used as the processing tool to carry out experiments on the animal and plant epidermis. [Findings] The results show that the system can realize the high-speed acquisition and processing of 1 million data points within 5 s, achieve the high-resolution optical imaging of 10 μm , and the imaging depth can reach 2.3 mm, which can fully meet the imaging needs of biological tissue tomography. [Conclusions] In addition, the system also has the characteristics of small volume, simple operation and strong portability, which is enough to meet the optical imaging requirements of clinical biomedical scenes.

Keywords: frequency sweep optical coherence tomography; data processing; data acquisition; imaging

(责任编辑 许 甲)