

文章编号:1001-5078(2022)01-0076-08

· 光电技术与系统 ·

基于 LED 照明的线扫描频域 OCT 成像系统设计

何倩倩,殷晓可,周哲海

(北京信息科技大学 光电测试技术及仪器教育部重点实验室,北京 100192)

摘 要:光学相干层析成像技术(Optical Coherence Tomography, OCT)由于其非接触、无损伤、高分辨率等优点,在医学、生物学、材料学等领域有着广泛的应用,开发基于低成本光源照明且快速成像的 OCT 系统已经成为 OCT 技术发展的一个重要趋势。论文研究了一种基于 LED 照明的频域线扫描 OCT 成像系统,给出了系统的基本工作原理,进行了系统结构设计、理论计算和初步的实验验证,结果表明,相对于传统的 OCT 成像方法,该方法降低了成本,并进一步提高了成像速度,具有较大的潜在应用价值。

关键词:光学相干层析;LED 光源;频域 OCT;线扫描

中图分类号:TN29 文献标识码:A DOI:10.3969/j.issn.1001-5078.2022.01.013

Design of line scanning frequency domain OCT imaging system based on LED illumination

HE Qian-qian, YIN Xiao-ke, ZHOU Zhe-hai

(Key Laboratory of Optoelectronic Measurement Technology and Instrument, Ministry of Education,
Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100192, China)

Abstract: Optical Coherence Tomography (OCT) has been widely used in medicine, biology, materials and other fields. Developing a lower cost and higher imaging speed OCT system has become an important trend in OCT technology development due to its non-contact, non-invasive and high resolution advantages. A line scanning frequency domain OCT imaging system based on LED illumination is proposed in this paper, and its principle introduced in details. Through systematic structure designs, theoretical calculations and experimental verification are performed. The experimental results show that the proposed system reduces cost and has faster imaging speed compared with traditional methods, and has potential application value.

Keywords: optical coherence tomography; LED light source; frequency domain OCT; line scan

1 引 言

光学相干层析成像(Optical Coherence Tomography, OCT)技术自 20 世纪 90 年代提出以来,就因为非接触、非侵入、无损伤、高分辨率、高探测率等一

系列优点,在生物医学、物理学、材料学等领域获得了广泛应用^[1]。

随着 OCT 技术的不断发展和应用的日益广泛, OCT 技术也面临着一些挑战。一方面,需要进一步

基金项目:北京长城学者支持计划项目(No. CIT & TCD20190323);北京青年拔尖人才支持计划项目(No. Z2019042);2020 年度北京市实培计划项目资助。

作者简介:何倩倩(1993-),女,硕士研究生,主要研究方向为生物医学检测技术及仪器。E-mail:heqianqian123go@163.com

通讯作者:周哲海(1978-),男,工学博士,教授,博士生导师,主要研究方向为生物医学检测技术及仪器,微纳光学器件与系统,光电检测技术。E-mail:zhouzhehai@bistu.edu.cn

收稿日期:2021-03-17;**修订日期:**2021-05-07

提高成像速度,以满足动态成像要求,提高动态成像的质量;另一方面,需要进一步降低成像设备的成本,但同时保证一定水平的成像性能,使 OCT 成像系统可以在社区、偏远贫困地区也能被使用,满足中低端消费人群的使用需求^[2]。

面对这些挑战,近年来国内外的很多研究机构和公司也做了很多的研究工作,例如发展线扫描成像技术来提高成像速度^[3],相对于传统的一维单点式成像技术,线扫描成像技术在照明端形成一维线阵的照明,在接收端用二维面阵相机进行干涉信号的采集,这样在样品臂中无需对样品进行横向扫描,可以大大提高成像速度^[4]。另外,为了降低整个 OCT 的成本,很多研究机构和公司提出采用成本相对低、光谱带宽相对宽的 LED 照明光源代替传统的 SLD 光源,来降低成本,但关于这一方面的研究目前还仍有很多挑战。

论文提出了一种基于 LED 照明的频域线扫描 OCT 成像系统,进行了理论分析和系统设计,搭建了高分辨率的 CMOS 光栅光谱仪,模拟了平面反射镜成像时的干涉信号,并对平面反射镜、盖玻片、手指皮肤进行了成像实验,获得其二维层析图像,验证了该成像方法的可行性和有效性。相对于已有的方法,该方法在提高成像速度的同时降低了成本,并保持了较高的成像质量,体现出了较大的工程应用价值。

2 系统设计

OCT 技术利用宽带光源的低相干光干涉的理论来对样品进行层析扫描并成像,因为单色光源的光谱带宽窄,所以它的相干长度很长,即在很大范围的光程差内,两列单色波相汇合时都会产生干涉,而宽带光源的带宽较宽,因此其相干长度很短,只有当两臂的光程差在光源的相干长度范围内时,才会产生干涉。通过移动参考臂中的平面镜来匹配两臂之间的光程差,使其小于光源的相干长度,才可以获得低相干干涉信号^[5]。当干涉仪上出现最大强度的干涉信号时,此时将平面反射镜固定不动,参考臂位置被确定后,样品臂的长度就被确定了,此即为低相干干涉的探测原理。当参考臂的反射镜位置改变时,样品处于相干长度范围内的位置也会相应地发生改变,如此反复,样品信息就以“切片”的形式一层一层展现出来,此时, OCT 便实现层析成像,具体

原理如图 1 所示。

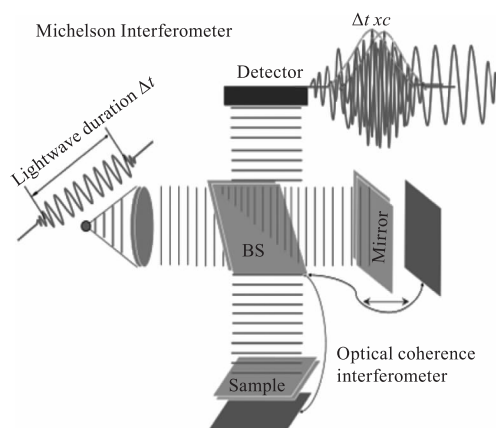


图 1 OCT 实现层析成像的原理示意图

Fig. 1 Schematic diagram of OCT tomography

评价 OCT 系统的主要性能指标包括横向分辨率、轴向分辨率、成像深度、灵敏度等^[6]。横向分辨率和轴向分辨率统称为图像分辨率,图像分辨率是评价二维层析图像质量的关键因素,提高图像分辨率是 OCT 技术研究的一个主要方向。目前,市场上的大部分产品的轴向分辨率都能达到 $5\text{ }\mu\text{m}$ 以上,横向分辨率可以达到 $10\text{ }\mu\text{m}$ 以上,比如,德国的蔡司 Stratus OCT 和日本拓普康 3D OCT-2000。成像深度即探测深度,市场上大多产品的成像深度在 2 mm 以上,比如德国的海德堡 OCT。OCT 系统的灵敏度用来描述样品中允许的最大信号衰减,这能与噪声区别开来。实际上,高灵敏度的 OCT 系统能提供更多对比度的图像。

图 2 是提出的基于 LED 照明的线扫描频域 OCT 成像系统的结构示意图,该系统依然采用迈克尔逊干涉结构。具体来说,采用 LED 作为照明光源,首先利用一套透镜组将 LED 光束整形为线扫描光束,然后经过一分束镜将光束分为两部分,分别进入参考臂和样品臂,从参考臂和样品臂反射回来的光束经过分束镜汇聚到一起,发生干涉,然后该干涉信号进入一个光谱仪探测系统中进行采集。这个光谱仪探测系统包括一个入射狭缝,光束从入射狭缝照射进入系统后,首先经过一个凹面反射镜,将光束会聚反射到光栅上,光束被光栅衍射,不同波长的光束衍射到不同方向上,这些不同方向衍射的光束又被另外一个凹面反射镜会聚反射到探测器上。探测器连接计算机,可以将获得的探测信号输入到计算机中,再进行数据处理,最终可以获得 OCT 的成像数据。

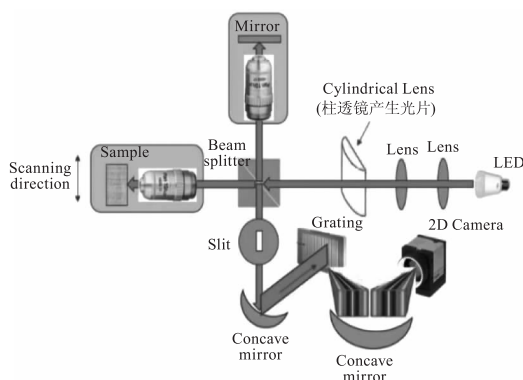


图 2 基于 LED 照明的线扫描频域 OCT 系统结构示意图

Fig. 2 Schematic diagram of line scanning frequency domain OCT system based on LED lighting

因此,整个系统主要包括四个部分,即 LED 光束整形系统、迈克尔逊干涉系统、光谱仪探测系统和数据处理系统。下面重点介绍一下 LED 光束整形系统、光谱仪探测系统和数据处理系统的设计。

2.1 LED 整形光路设计

系统采用 LED 作为照明光源。相对于 OCT 中常用的 SLD 光源,LED 光源价格便宜,而且具有能耗低、点亮速度快、寿命长等优点,光束具有良好的时间相干性,因此也可以被用于 OCT 系统中。特别地,LED 不属于激光,光谱也较宽,通常在 30 nm 左右,图 3 为轴向分辨率随光源中心波长和光谱带宽的变化曲线,由图 3 可知,光谱带宽越大,系统的轴向分辨率越高。但光源的带宽超过 150 nm 时,再增大光谱带宽对提高系统的轴向分辨率无明显帮助,还会导致光学器件的色散增大^[7]。因此,在 OCT 系统中使用 LED 作为照明光源有望提高 OCT 的成像质量。

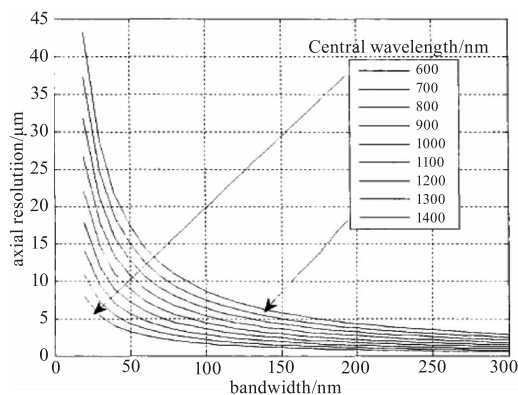


图 3 轴向分辨率随光源中心波长和带宽的变化

Fig. 3 Variation of axial resolution with central wavelength and bandwidth of light source

但是,LED 光源在光出射的方向上,光照度通

常会不断衰减,如果直接使用 LED 作为 OCT 系统的光源,成像质量较低,为此需要对 LED 发出的光束进行整形处理^[8]。又因为 LED 光源发出的相当于一个面光源,采用普通的透镜进行准直是非常困难的,因此,系统采用两个非球面透镜对 LED 光束进行准直,如图 4 所示。同时,为了使光束更为均匀,在两个非球面透镜之间加入了一块毛玻璃。经过这样的处理,可以得到强度均匀的准直光束。

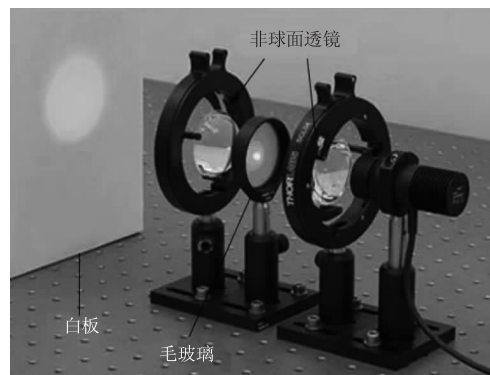


图 4 LED 光束准直的结构示意图

Fig. 4 Collimation structure of LED beam

在光束准直的基础上,如图 2 所示,系统利用一块柱透镜将平面光束聚焦为线光束,即作为线扫描光束,相应地,在探测器一端,用一个二维 CMOS 面阵相机代替传统的一维线阵相机。相对于传统的点扫描方式,这种线扫描方式对样品进行成像时,一次采集就可以得到样品二维的空间结构信息,无需样品臂的横向机械扫描,系统的成像速度被大大提高。另外,需要注意得是,由柱透镜聚焦后的光束被分束镜分成两部分,分别进入参考臂和样品臂,为了确保获得高的成像质量,需要调整光路使光束的焦线位于样品的表面和参考镜的表面,这样被样品散射回来的样品光和被参考镜反射回来的参考光在分光器处产生干涉,样品在焦线位置处的结构信息就被携带在干涉光中了,从而实现了样品二维结构信息的一次采集。

2.2 探测光谱仪结构设计

如图 2 所示,光谱仪系统主要包括一个入射狭缝、两块凹面反射镜、一块光栅以及一个成像 CMOS 相机。成像时,狭缝的方向要与线扫描光束的方向一致,以确保更好的收集干涉信号。两块凹面反射镜的作用相当于一块凸透镜,把入射光束会聚准直照射到衍射光栅上,将衍射光栅上衍射的光束会聚

到探测器的不同位置。光栅是光谱仪中的核心器件,主要的功能就是分光,光栅的周期、刻线数是影响光谱仪分辨率、焦色散、线色散等主要性能指标的关键参数。

光谱仪的线色散由如下公式计算:

$$\frac{dl}{d\lambda} = f \frac{d\theta}{d\lambda} = f \frac{mA}{d \cos\theta} \quad (1)$$

其中, f 为物镜焦距; θ 为衍射角; m 为衍射级次; d 为光栅的周期。通常情况下,凹面镜的曲率半径是其焦距的 2 倍。因此凹面反射镜的曲率半径影响光谱仪的角色散大小,曲率半径越大,角色散越高。同时,由上述公式可知,当在 θ 角较小的位置记录光谱时, $\cos\theta$ 的值几乎不随 θ 的变化而变化,当光谱级次 m 值一定时,则 $d\theta/d\lambda$ 基本不变,即光栅的色散程度是与波长的变化成线性关系的,而与波长没有关系。另外光栅光谱仪的分辨率由下式确定:

$$A = \frac{\lambda}{\delta\lambda} = mN \quad (2)$$

其中, m 为衍射级次; N 为光栅刻线总数。可见,光栅的刻线数越多,分辨率越高,但光栅也往往越大,成本越高。

2.3 数据处理及控制系统设计

频域 OCT 系统对样品成像时,获得二维层析成像的关键环节是数据处理过程。频域 OCT 系统数据处理过程为:光谱仪采集干涉光谱信号后,①根据 CMOS 每一个像素都对应着一定的波长值,完成干涉光谱信号到波数空间的转换。②在波数空间中,对干涉光谱进行均匀采样。③沿着波数方向,对干涉光谱数据做傅里叶反变换,得到待测样品的二维横断面结构信息,数据处理的流程如图 5 所示。

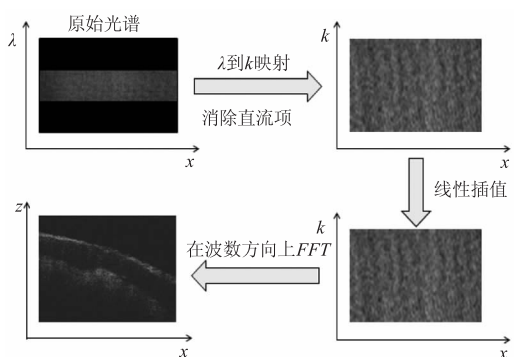


图5 谱域 OCT 系统的数据处理流程图

Fig. 5 Data processing flow of spectral domain OCT system

在上述系统基本数据处理过程的基础上,为快速开发和提高系统的方便性,我们选择在计算机上

使用 LabVIEW 软件开发平台进行数据处理。设计的数据处理系统运行流程为:①在运行程序前,用户能根据不同的样本和不同的扫描需求,可设置电控平移台和面阵 CMOS 相机的序列号及相关参数,以及保存原始实验数据的路径。②用户能直接观察面阵 CMOS 相机采集的原始光谱,实时调整电控平移台的移动步长,直到扫描达到理想状态。③使用层析重新构建运算方法获取样品的层析组成结构,并且把图像数据信息交换后自动显示在应用程序的前控制面板上。因为频域 OCT 的图像重新构建运算方法波及影响到很多的数学计算,把太多的重新构建运算方法集中到实时数据信息自动显示应用程序里,会直接影响系统的自动成像速率,增大硬件设施沉重压力。所以,在评测了上位机的真实运算分析综合水平后,将干涉光谱和一维深度图集成到 LabVIEW 软件中,线扫描频域 OCT 系统的软件 GUI 界面如图 6 所示。

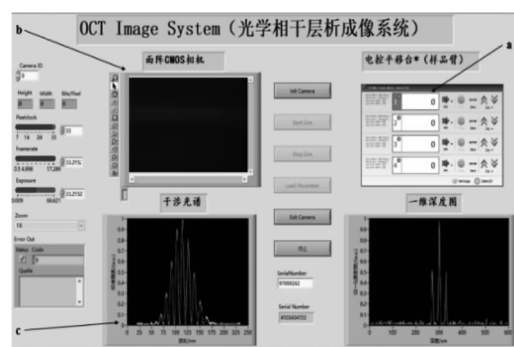


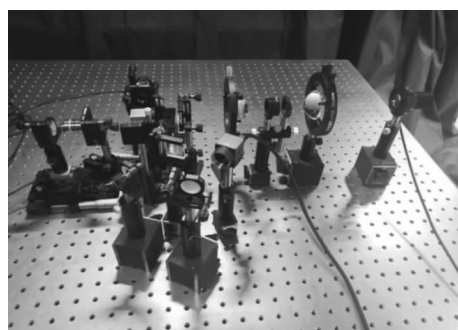
图6 系统软件 GUI 界面设计

Fig. 6 System software GUI interface design

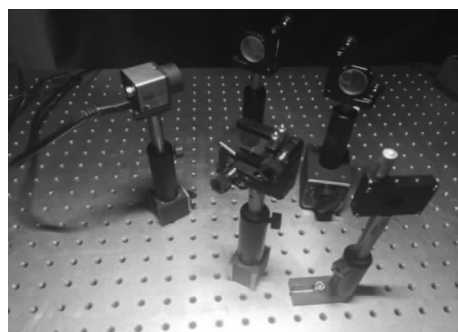
3 理论计算与实验验证

基于图 2 搭建了如图 7 所示的实验系统。其中,LED 光源的中心波长为 810 nm (Thorlabs),柱透镜的焦距为 50 mm;衍射光栅为平面反射光栅,光栅面积为 25 mm × 25 mm、刻线数为 1200 线/mm。探测器为 Thorlabs 公司生产的型号为 DCC3240N 的面阵 CMOS 相机,分辨率为 1280 × 1024。该面阵相机对近红外光谱敏感,与实验中使用的 LED 光源的波长范围相匹配,噪声低,具有高性能的 USB 3.0 接口、更快的帧率 (Free Run 模式下分别为 25.8 和 60.0 f/s) 和更低的触发延迟 (分别为 3 μs 和 20 μs)。

如果假定探测光谱仪的光谱级次 $m = 1$,光束中心波长 $\lambda = 810$ nm,光斑直径为 6 mm,则根据公式(1)和(2)可以计算出光谱仪的分辨率为 0.1125 nm。



(a) 系统整体结构图



(b) 光谱仪的局部结构图

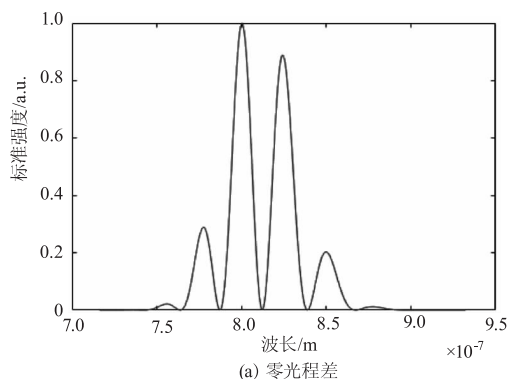
图 7 搭建的实验系统的实物图

Fig. 7 A physical picture of the experimental system built

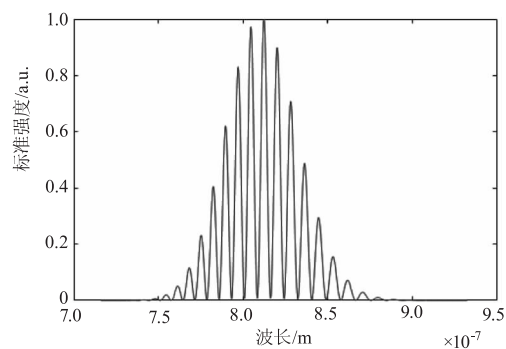
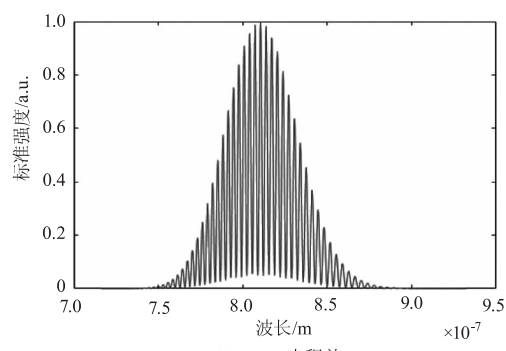
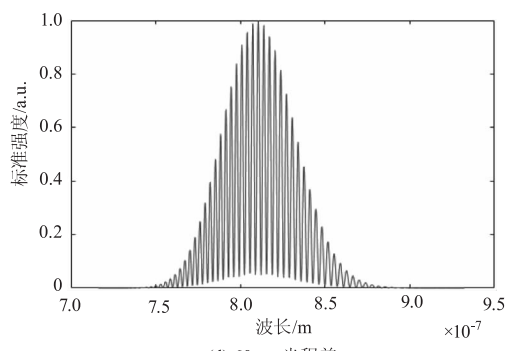
3.1 理论计算

以标准平面镜作为样品,并使用反射率相同的另一个标准平面镜作为参考镜,调节光路使样品光与参考光发生干涉。使样品臂光程每次改变 $20\text{ }\mu\text{m}$,连续改变 3 次,即样品臂的平面镜发生 $60\text{ }\mu\text{m}$ 的位移。用 MATLAB 模拟本文中所设计的频域 OCT 系统对平面反射镜每次位移成像时的干涉信号以及傅里叶变换后平面反射镜的一维深度图像。

如图 8 所示,样品臂平面镜每移动 $20\text{ }\mu\text{m}$,就获得 1 个干涉光谱,连续移动 3 次,得到 4 个不同光程差时的干涉光谱,由模拟结果可知,干涉光谱是余弦调制信号,并且各余弦调制信号的频率是不同的。光程差越大,干涉条纹越密,即干涉光谱频率变高^[9]。由于平面反射镜只有一层,所以在图 8 中模拟的干涉信号中只有一个余弦频率分量^[10]。



(a) 零光程差

(b) 20 μm 光程差(c) 40 μm 光程差(d) 60 μm 光程差图 8 样品臂平面镜每移动 $20\text{ }\mu\text{m}$ 时不同光程差对应的干涉光谱图Fig. 8 Interferometric spectra corresponding to different optical path differences when the sample arm plane mirror moves $20\text{ }\mu\text{m}$

分别对图 8 中的干涉光谱数据做傅里叶逆变换,得到不同光程差下的平面反射镜的一维深度图像,如图 9 所示。其中,横坐标为参考臂与样品臂之间的光程差,纵坐标为频域 OCT 信号的强度;散射势曲线中有四个可见的峰值,位于等光程点的峰值 2 和峰值 3 分别表示的是自相关噪声和直流噪声,峰值 1 表示平面反射镜的真实图像,峰值 4 表示平面反射镜的镜像。随着光程差的增加,散射光的强度逐渐变弱,反映在图 9 中就是散射势的峰值逐渐降低。

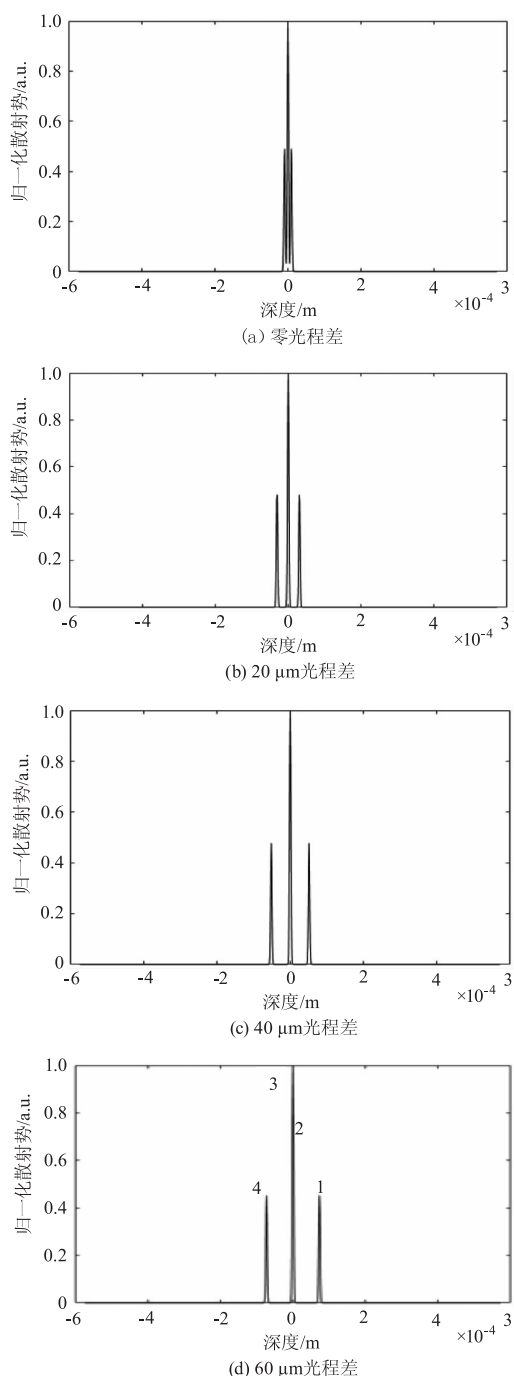


图9 样品臂平面镜每位移 $20\ \mu\text{m}$ 时不同光程差对应的一维深度图像

Fig. 9 One-dimensional depth images corresponding to different optical path differences when each plane mirror of the sample arm moves $20\ \mu\text{m}$

3.2 实验验证

首先,将平面反射镜作为样品,将其安装在样品臂的线性位移平台上,线性位移平台的位移是由软件控制的,调整参考臂的参考光路,使从平面反射镜后向散射回来的样品光与从参考镜反射回来的参考光在分光器处发生干涉,对平面反射镜成像的二维

层析图像如10所示。由于平面反射镜结构简单、反射系数高,样品光无法穿透而在其表面发生高强度反射,因此其二维层析图像表现为高强度的亮线。

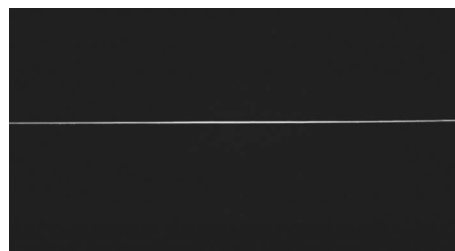


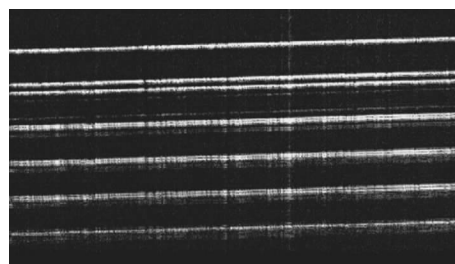
图10 平面反射镜的二维层析图像

Fig. 10 Two-dimensional tomographic image of a planar mirror

然后,将成像样品换成一层 $170\ \mu\text{m}$ 厚的盖玻片,图11(a)为得到的二维层析图像。由图11(a)我们可以清晰地看见盖玻片的上、下表面,对一层盖玻片的成像效果较为理想。进一步地,在对一层盖玻片成像实验的基础上,将五层 $170\ \mu\text{m}$ 厚的盖玻片进行堆叠,对其成像,调整迈克尔逊干涉仪的光路,将样品光束通过聚焦系统聚焦于盖玻片的第一层,并调节样品臂和参考臂的光程差使得参考臂位置与盖玻片第一层的光程差为零^[11],五层堆叠的盖玻片的二维层析图像如图11(b)所示。由结果看出,第一层和第二层盖玻片的成像效果很好,我们能清晰地看出第一层盖玻片和第二层盖玻片的上、下表面以及它们之间的分界位置,但随着成像位置与零光程位置的光程差的增大,光的强度在不断的衰减,第3~5层盖玻片之间的分界位置不能被分辨出来。



(a) 一层盖玻片的二维层析图



(b) 五层盖玻片的二维层析图

图11 盖玻片样品的层析成像

Fig. 11 Tomographic imaging of a cover glass sample

最后,使用搭建的频域线扫描 OCT 系统对手指皮肤成像,因为对手指成像是活体进行成像,手指在成像时会发生轻微的晃动,然而,由于二维 OCT 系统一次采集就能成像,采集速度快^[12],最后的二维层析图像中将不会出现模糊的现象,也不会有手指皮肤的镜像,这就体现了二维 OCT 系统相对于一维单点式 OCT 系统的优势。手指皮肤的二维层析图如图 12 所示。从图中可以看出手指皮肤中的真皮层、表皮层以及汗腺等结构,表明该成像系统具有较好的层析成像能力。

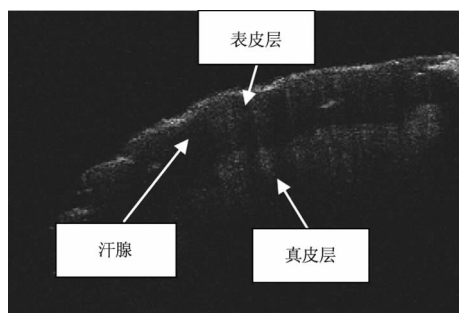


图 12 手指皮肤的层析成像

Fig. 12 Tomographic image of finger skin

4 结 论

论文提出了一种基于 LED 光源的线扫描频域 OCT 成像方法,介绍了其基本原理,进行了系统设计、理论计算和实验验证,证明了该方法的可行性和有效性。相对于已有的 OCT 成像方法,因为采用 LED 光源,所以降低了系统的整体成本,但通过光束整形技术,也使照明光源具有比较好的光束质量,确保了成像质量;同时,采用线扫描和二维面阵 CMOS 接收的方法,提高了成像速度。总体上,论文提出的 OCT 成像方法既降低了成本,还提高了成像速度,为未来发展高速低成本 OCT 的选择了一种解决方案。

同时,基于论文的研究结果,使用手机 LED 灯(加滤波片)作为 OCT 光源模块,有望进一步降低成本,发展低成本便携式 OCT,使 OCT 成像检测在广大的欠发达地区也能被广泛使用;另外,该系统也可以与传统的显微镜技术相结合去实现一个成像速度快、图像稳定性高、高分辨率的 OCT 系统。

参考文献:

[1] Huang Yaxiong, Yao Jianquan, Ling Furi, et al. Research on terahertz imaging technology based on coherence to-

mography[J]. Laser & Infrared, 2015, 45 (10): 1261 - 1265. (in Chinese)

黄亚雄,姚建铨,凌福,等. 基于相干层析的太赫兹成像技术研究[J]. 激光与红外, 2015, 45 (10): 1261 - 1265.

[2] Gao Feng. Research on key technologies of frequency sweep source coherence tomography system for human eye imaging[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2016. (in Chinese)

高峰. 应用于人眼成像的扫频源相干层析系统的关键技术研究[D]. 成都:电子科技大学, 2016.

[3] Chen Danyang, You Tengfei, Zhong Shuncong. Measurement of curvature radius of lens using two dimensional optical coherence tomography in frequency domain[J]. Journal of Huaqiao University: Natural Science Edition, 2015, 36(6): 636 - 639. (in Chinese)

陈丹阳,游腾飞,钟舜聪. 采用二维频域光学相干层析的透镜曲率半径测量[J]. 华侨大学学报:自然科学版, 2015, 36(6): 636 - 639.

[4] Yang Qiang, Zhu Lianqing, Fan Fan, et al. Signal extraction method of forward slice optical coherence tomography system[J]. Journal of the Optical, 2020, 40(7): 53 - 69. (in Chinese)

杨强,祝连庆,樊凡,等. 正向切片光学相干断层成像系统的信号提取方法[J]. 光学学报, 2020, 40(7): 53 - 69.

[5] Qin Yuwei. Experimental study on the accuracy of OCT detection in spectral domain[J]. Laser Magazine, 2018, 39(6): 47 - 51. (in Chinese)

秦玉伟. 谱域 OCT 检测精度实验研究[J]. 激光杂志, 2018, 39(6): 47 - 51.

[6] Hagag Ahmed M, Gao Simon S, Jia Yali, et al. Optical coherence tomography angiography: technical principles and clinical applications in ophthalmology. [J]. Taiwan Journal of Ophthalmology, 2017, 7(3): 115 - 129.

[7] Yang Yaliang. Study on full-field optical coherence tomography[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2008. (in Chinese)

杨亚良. 全场光学相干层析成像研究[D]. 杭州:浙江大学, 2008.

[8] Zhou Zhehai, Chen Jiatian, Huang Minsong, et al. Design and implementation of optical system for precipitation par-

- ticle spectrometer[J]. Laser & Infrared, 2016, 46(4): 486–491. (in Chinese)
- 周哲海, 陈家田, 黄敏松, 等. 降水粒子谱仪的光学系统设计及实现[J]. 激光与红外, 2016, 46(4): 486–491.
- [9] Qin Yuwei. Research on optical coherence tomography in spectral domain[J]. Laser Magazine, 2014, 35(5): 20–21. (in Chinese)
- 秦玉伟. 谱域光学相干层析测量技术研究[J]. 激光杂志, 2014, 35(5): 20–21.
- [10] Jiang Yuanyuan. Image processing and software development of optical coherence tomography system[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2011. (in Chinese)
- 江源源. 光学相干层析成像系统图像处理与软件开发[D]. 上海: 上海交通大学, 2011.
- [11] Huang Jiongli. Signal analysis and experimental research of optical coherence tomography in frequency domain[D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2008. (in Chinese)
- 黄炯力. 频率域光学相干层析技术信号分析与实验研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2008.
- [12] Sheng Shoumiao, Zhu Yongkai, Zhang Xueting. Design of endoscopic OCT probe based on GRIN lens[J]. Laser & Infrared, 2015, 45(6): 678–682. (in Chinese)
- 盛守苗, 朱永凯, 张雪婷. 基于 GRIN 透镜的内窥 OCT 探头设计[J]. 激光与红外, 2015, 45(6): 678–682.