

单偏振半导体光放大器扫频光相干成像系统

尚怀赢^{1,2,3} 霍力¹ 吴远鹏¹ 娄采云¹

¹ 清华大学电子工程系信息科学与技术国家实验室, 集成光电子学国家重点实验室, 北京 100084
² 北京无线电计量测试研究所, 北京 100039
³ 计量与校准技术国家级重点实验室, 北京 100039

摘要 搭建完成了基于单偏振半导体光放大器扫频光源的光相干成像系统, 此系统可以实现高速光相干层析成像与光相干显微成像。系统中的扫频光源使用偏振相关的半导体光放大器作为放大单元, 该光放大器有着增益谱宽大、输出功率高的优点, 使得光源仅使用一个放大器即可获得合适的增益谱宽与输出功率, 并可采用傅里叶域锁模技术大幅提高其扫频速率。采用傅里叶域锁模技术时, 扫频光源输出功率达到 32 mW 左右, 有效扫描频率为 45 kHz, 输出光谱的中心波长为 1326 nm, 光谱宽度为 115 nm。利用系统进行高速光相干层析成像时, 横向分辨率为 9 μm , 纵向分辨率为 12.9 μm 左右, 灵敏度为 105 dB。利用系统进行光相干显微成像时, 可以清楚地看到洋葱内表皮细胞的结构。

关键词 相干光学; 傅里叶域锁模结构光源; 光相干层析; 光相干显微镜; 半导体光放大器

中图分类号 O436 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL201441.1102002

Optical Coherence Imaging System Based on a Polarization-Dependent Semiconductor Optical Amplifier-Enabled Swept Laser

Shang Huaiying^{1,2,3} Huo Li¹ Wu Yuanpeng¹ Lou Caiyun¹

¹ State Key Laboratory on Integrated Optoelectronics, Tsinghua National Laboratory for Information Science and Technology, Department of Electronic Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China
² Beijing Institute of Metrology & Measurement, Beijing 100039, China
³ National Key Laboratory of Metrology and Calibration Technology, Beijing 100039, China

Abstract As noninvasive biomedical imaging techniques, optical coherence tomography (OCT) and optical coherence microscopy have good application prospects in future. A swept-source imaging system based on a polarization-dependent semiconductor optical amplifier (SOA) enabled Fourier domain mode locked laser (FDML) is demonstrated, which can be used for the two imaging techniques mentioned above. The FDML with a polarization-dependent SOA generates ~ 32 mW output power at 45 kHz sweep rates, with a tuning range of 115 nm centered at 1326 nm. Because of the broad bandwidth and high saturation power of the polarization-dependent SOA, the laser has the advantage of simple structure. It uses only one SOA for operating with enough bandwidth and output power. Using the SOA-enabled FDML laser, an OCT system with axial resolution of ~ 12.9 μm , transverse spot size of 9 μm and sensitivity of 105 dB is achieved. The structure of the epidermal cells of onion can be observed by this imaging system.

Key words coherence optics; Fourier domain mode locked laser; optical coherence tomography; optical coherence microscopy; semiconductor optical amplifier

OCIS codes 110.4500; 110.0180; 110.1650

收稿日期: 2014-03-10; 收到修改稿日期: 2014-05-20

基金项目: 清华大学电子工程系传信基金

作者简介: 尚怀赢(1987—), 男, 硕士研究生, 助理工程师, 主要从事时频计量、光相干层析等方面的研究。

E-mail: shanghuaiying2010@163.com

导师简介: 霍力(1976—), 男, 副教授, 博士生导师, 主要从事超高速光电子学及生物光子学成像技术等方面的研究。

E-mail: lhuo@mail.tsinghua.edu.cn

1 引 言

光相干层析技术(OCT)是一种非侵入、无辐射和高灵敏度的成像方式^[1],且成像速度快,能够实现实时成像^[2]。利用光相干成像技术能够获得病变位置高分辨率的层析图像,使得这种技术在生物医学成像等领域有着很好的应用前景,特别是在眼科^[3]、皮肤科^[4]、心脑血管^[5]等的临床诊断中。最早的OCT系统称作时域OCT系统,第一套OCT系统在1991年由MIT的Huang等^[6]研制出。与时域OCT系统相比,由于获取A-scan成像数据时不需进行机械扫描,频域OCT系统在成像速率上有着明显的优势,频域OCT在系统灵敏度上也要优于时域OCT,灵敏度一般要高20~30 dB^[7]。在频域OCT中,谱域OCT比扫频OCT的分辨率高,而扫频OCT更便于向超高扫描速率发展。

2005年,MIT的Huber等^[8]提出了一种新型扫频光源,采用光纤Fabry-Perot(FP)调谐滤波器,FP滤波器插入损耗很低,容易操作维护简单,并且使得扫频光源瞬时线宽很窄。光源采用腔内谐振的环形腔结构,腔外的半导体光放大器(SOA)进一步对输出光进行光放大和谱整形。中心波长为1300 nm的扫频光源可达到20 kHz的轴向扫描速度,瞬时输出功率能达到45 mW,调谐范围为120 nm。Huber在2006年又研制出一种新型激光振荡机制,即傅里叶域锁模技术(FDML)。在短腔扫频光源中,每一个波长上激光振荡的建立需要可调谐滤波器在该波长上停留足够的时间,从而限制了扫频速率。FDML结构扫频光源在谐振腔内加入了一段色散管理的光纤延时线,能够使得一个大波长范围内的光在谐振腔内同时存在,在扫频输出时,扫描速率不再受光波起振建立时间的限制。这种FDML扫频激光的扫频速度达到290 kHz,中心波长为1300 nm,扫频范围为105 nm,平均输出功率为20 mW,成像深度达到7 mm^[9]。随后该小组又在此基础上研制了单向扫频的缓冲型FDML激光光源^[10],基于光缓存器件的扫频速率达到兆赫兹量级的FDML光源^[11]和相干长度得到扩展的FDML激光光源^[12],并实现了OCT成像应用。

国内在扫频激光光源领域做出突出工作的是电子科技大学的王平和浙江大学的陈明惠。张军等^[13]研制出窄瞬时线宽双波段FDML扫频光源,基于此光源可实现大成像深度光相干层析成像。该光源利用两个中心波长分别为1285 nm和1310 nm的SOA,以波分复用的方式生成双波段波长扫描,

在调谐范围约为50 nm时,瞬时线宽可窄达0.04 nm,光源扫频速率为50 kHz,平均输出功率大约为14 mW。也研制出了偏振保持的缓冲型FDML扫频光源,由于采用缓冲型结构,它的扫频速率是滤波器驱动频率的两倍为102 kHz,平均输出功率为12 mW。该光源的放大单元为偏振相关的SOA,利用法拉第转镜和偏振合束器实现环腔内的偏振控制,获得了很高的稳定性^[14]。国内浙江大学丁志华小组的陈明惠研究了基于FP滤波器的全光纤型环形腔扫频激光光源和基于光栅/多面镜调谐滤波器的短腔宽带快速扫频激光光源,并在两型光源中引入FDML结构。基于FP滤波器的全光纤型环形腔扫频激光光源中心波长为1320 nm,整个扫频范围为120 nm,扫频速率为8 kHz,平均功率输出9 mW^[15],引入FDML结构后,扫频范围为130 nm,平均输出功率为11 mW,扫频速率提高到48.12 kHz^[16];基于光栅/多面镜调谐滤波器的短腔宽带快速扫频激光光源中心波长为1312 nm,扫频范围为170 nm,扫频速率为50 kHz,平均输出功率为2 mW^[17],引入FDML结构后中心波长为1290 nm,扫频范围为108 nm,扫频速率为14.8 kHz,平均输出功率为3 mW^[18]。该小组也研制了基于组合型调谐滤波器的扫频激光光源,兼具光栅/多面镜调谐滤波器宽自由光谱范围和FP滤波器光谱分辨率高的优点,光源中心波长为1290 nm,扫频光谱范围为180 nm,瞬时线宽0.03 nm,扫频速率为23.3 kHz,平均输出功率为3 mW^[15]。

与Huber研制的光源和陈明惠研制的基于FP滤波器的光源相比,本文工作中的扫频光源选用偏振相关的SOA作为放大单元。由于引入的光纤延时线会带来波长相关的偏振旋转,在Huber和陈明惠研制的光源中,选用偏振无关的SOA作为放大单元。在环形腔内,偏振无关的SOA可以利用应变多量子阱结构来优化某些波长处较低的增益,以免某些波长处增益不足,激光腔内不能产生激射。在环形腔外,环形腔输出端加入起到第二级放大作用的SOA,来获得足够的输出功率。与偏振无关的SOA相比,偏振相关的SOA有着增益谱宽大,饱和输出功率高的优点。使用偏振相关的SOA搭建扫频光源时,可以选用输出端比例高的光耦合器,同时不必在腔外进行第二级放大,即可获得合适的增益谱宽和输出功率。与王平等^[19]研制的采用4个偏振控制器的双频FDML扫频光源相比,本文工作中的扫频光源仅采用一个偏振控制器来消除环形腔内

增益的波长相关性的影响,改善光源的输出波形,该方案实现方式较为简单,稳定性更好,插入损耗较小,有助于实现更高的输出功率。重点研究了此扫频光源方案在实际应用中的可行性,实际结果证明采用该方案的扫频光源结构简单、容易调谐、稳定性高、输出功率大,能够应用到光相干层析系统和光相干显微系统中。

在光相干层析技术的基础上拓展的光相干显微技术(OCM),能够兼具光相干层析技术成像深度大和共焦显微技术分辨率高的优点^[20]。在光相干显微系统中,将光相干层析系统中低数值孔径的样品臂探头的聚焦装置换作高数值孔径的显微物镜,光相干显微技术有着比传统共焦显微技术更深的成像深度。1994年,Izatt等^[21]在时域OCT的基础上搭建了首个OCM装置,之后又利用光相干显微系统对人类结肠粘膜标本进行了成像。

本文搭建完成了基于单偏振半导体光放大器扫频光源的光相干成像系统。扫频光源使用偏振相关的半导体光放大器作为放大单元。由于偏振相关的SOA有着大增益谱宽、高饱和输出功率的优点,光源环形腔中所使用光耦合器的输出端比例较高,同时腔外不需要进行第二级放大。在不采用FDML结构,扫频速率为1 kHz时,扫描频谱的中心波长是1319 nm,可调谐范围为120 nm,同时平均输出功率达34 mW;采用FDML结构后,能够工作在45 kHz的扫频速率下,中心波长是1326 nm,可调谐范围为115 nm,同时平均输出功率高达32 mW。系统获取干涉信号时,采用光纤型马赫曾德尔干涉结构和平衡探测的方法,利用马赫曾德尔干涉仪结构的校准装置实现了波数空间的线性校准,采集的信号经电脑处理进行成像。短腔情况下,扫频OCT系统纵向分辨率为11.7 μm ,横向分辨率为9 μm ,灵敏度为110 dB;采用FDML结构时,高速扫频

OCT系统纵向分辨率为12.9 μm ,横向分辨率为9 μm ,灵敏度为105 dB;在高速扫频OCT系统的基础上拓展而来的高速扫频OCM系统,能够完成对洋葱内表皮细胞等样品的观测。

2 主要研究内容与成果

2.1 单偏振SOA扫频光源与单偏振SOA-FDML结构扫频光源

单偏振SOA扫频光源的主体部分由一个集成有光隔离器的偏振相关的半导体光放大器、一个FP可调谐光滤波器和一个偏振控制器组成。其结构如图1所示。

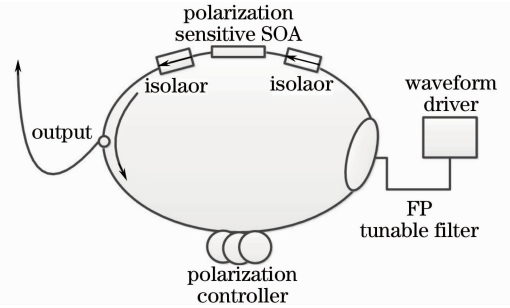


图1 基于单偏振半导体光放大器的扫频光源装置图
Fig.1 Schematic of the frequency swept laser based on a polarization dependent SOA

环形腔中的光耦合器分光比为3/7,在环形谐振腔里的一臂所占比例为30%。波形信号发生器由一个数字函数发生器和一个电流放大器组成。波形信号发生器产生电压信号加载到FP滤波器中的压电陶瓷上,进而使滤波器的透过频率随着电压不断变化。

光源扫频速率为1 kHz时,其频谱输出和时域输出波形如图2所示。扫描频谱的中心波长是1319 nm,可调谐范围为120 nm,同时平均输出功率达34 mW,时域输出波形为正向扫描和反向扫描两

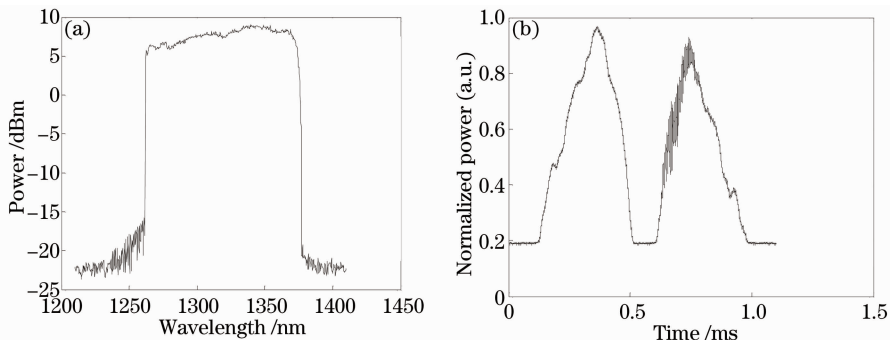


图2 扫频光源输出。(a) 输出光谱;(b) 光源扫频速率为1 kHz时域输出波形

Fig.2 Output of the swept laser. (a) Spectra; (b) normalized temporal intensity profiles at the driving frequency of 1 kHz

个部分。光谱通过光谱仪(ANDO AQ-6315B)测得;时域波形图通过将光源扫频信号利用光电探测器进行光电转换后,接入到数字式示波器中测得(Agilent DSO1024A, 200 MHz);输出功率为平均功率,通过光功率计(EXFO FVA-60B)直接测得。

采用 FDML 结构的单偏振 SOA 扫频光源的主体部分由一个集成有光隔离器的偏振相关的半导体光放大器、一个 FP 可调谐光滤波器、一段光延时线和 一个偏振控制器组成,光纤延时线为 4.5 km 的单模光纤。其结构如图 3 所示。

FDML 结构扫频光源的扫频输出光谱如图 4 (a)所示,中心波长为 1326 nm,频谱宽度为 115 nm。

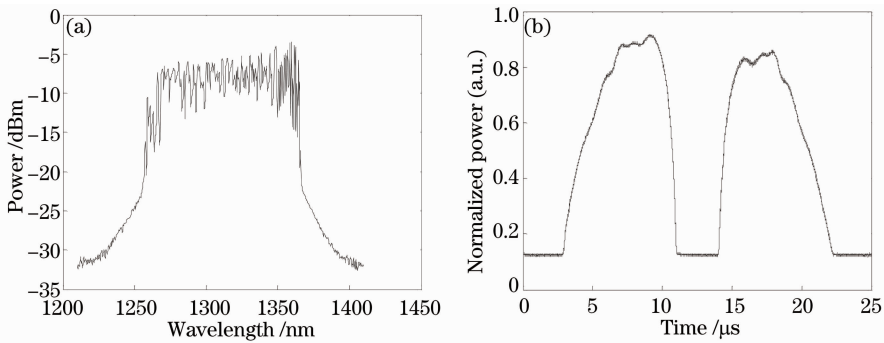


图 4 FDML 结构扫频光源输出。(a) 输出光谱; (b) 光源扫频速率为 45 kHz 时时域输出波形

Fig. 4 Output of the FDML swept laser. (a) Spectra; (b) normalized temporal intensity profiles at the driving frequency of 45 kHz

2.2 基于上述两种光源的光相干层析系统

基于单偏振 SOA 扫频光源的光相干层析系统的结构如图 5 所示,系统主要由光源、校准装置、主干涉装置和数据处理模块组成。

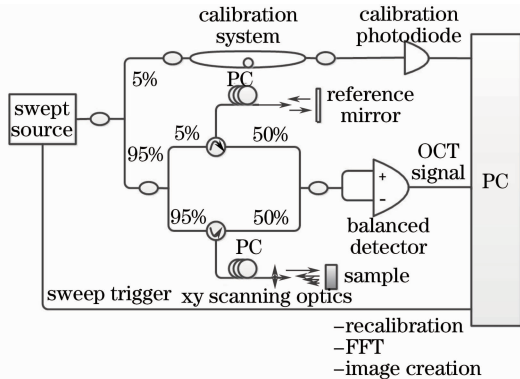


图 5 扫频光相干成像系统装置图

Fig. 5 Schematic diagram of the swept-source imaging system

光源输出的光通过分光比为 95/5 的耦合器分成两路,将 95% 光强的一路接入主干涉装置,5% 的一路接入校准装置。在主干涉装置中,光依然按照

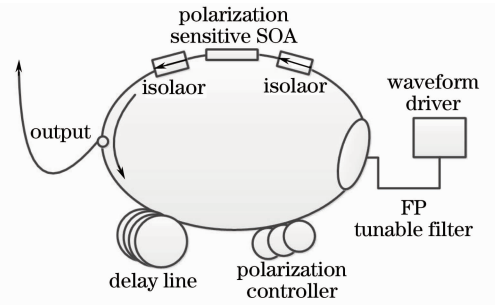


图 3 基于单偏振半导体光放大器的 FDML 结构扫频光源的装置图

Fig. 3 Schematic of the FDML frequency swept laser based on a polarization dependent SOA

光源扫频输出的时域波形如图 4(b)所示。

95/5 的比例被分为两路,95% 的一路经过环形器被送入样品臂,获得样品信息,5% 的一路经过环形器被送入参考臂,照射到平面镜上。样品臂的背向散射光和参考臂的反射光,再经过环形器进入到 50/50 的耦合器。50/50 的耦合器两个输出端分别接入平衡探测器的正负输入端,用其将光干涉信号转变为电压信号。用一块由信号发生器触发驱动的数据采集卡将 OCT 干涉信号的数据存储到电脑硬盘中。OCT 干涉信号经过校准之后,再进行傅里叶变换等来处理成像。

在扫频光相干层析系统中,波矢 k 与两臂光程差 d 是一对傅里叶变换对,得到等波矢间隔的平衡探测器的输出值,对其进行傅里叶变换可以得到样品不同深度反射系数的情况,也即得到了成像数据。而扫频光源 FP 滤波器的驱动电压为正弦信号,不随时间线性变化,所以需要 对采集到的数据进行波数校准。当两臂的光程差恒定为 d 时,干涉信号的极值点对应的波数之间间隔恒定为 $\pi/2d$ 。记录下校准装置输出的干涉信号,选出极值点作为校准点。在实验中,校准装置两臂的光程差是 3 mm。

作为光相干层析系统使用时,样品臂的聚焦装置为透镜组。自聚焦透镜的焦距为 15.5 mm,透镜组中透镜的焦距分别为 3、3、2.5 cm,这些参数的确定可以保证样品臂出射光斑的大小为 $9\ \mu\text{m}$ 左右。

利用系统成像时,当两个点的深度差小于点扩散函数的半峰全宽时,两个点便无法区分,可以用点扩散函数(PSF)的半峰全宽来确定系统纵向分辨率。OCT 系统的纵向分辨率可以通过在样品臂放置一个平面镜来测量。0.95 mm 深处的点扩散函数如图 6(b)所示(纵坐标为线性档)。点扩散函数的半峰全宽代表的系统纵向分辨率约为 $11.9\ \mu\text{m}$,这个值比理论值 $6.4\ \mu\text{m}$ 大,这是由于干涉信号波形不理想、校准过程不理想、数据处理过程带来误差以及未进行数值色散补偿计算等因素造成的。图 6(a)展示了不同深度的点扩散函数的情况,可以看到

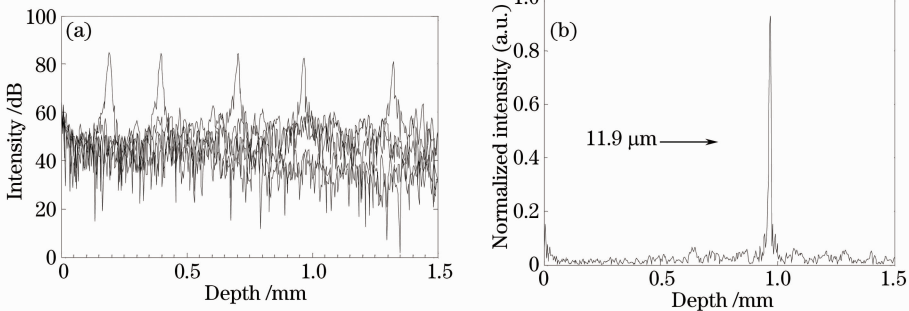


图 6 点扩散函数的情况。(a) 平面镜在不同位置处; (b) 平面镜在 0.95 mm 处
Fig. 6 PSFs of the SS-OCT system. (a) At different imaging depths; (b) at imaging depth of 0.95 mm

另外,系统的灵敏度为 110 dB。光相干层析系统的系统灵敏度指的是,系统能够探测到的功率最大的信号与系统能够探测到的功率最小的信号的功率之比。在样品臂放置平面镜,并在样品臂平面镜前放置 ND 滤光片,不断增加其衰减倍数,直到光相干层析系统所成的像中已经看不到样品臂的平面镜,此时滤光片的衰减倍数即为系统灵敏度。

利用该光相干层析系统,进行了手指皮肤的二维成像实验,结果如图 7 所示。本实验中,一幅 B-scan 的图像由 1024 个 A-scan 元素组成,截取了一幅 B-scan 图像的主要部分。在图像中,我们可以很清楚地看到手指表皮和真皮的层状结构,以及表皮与真皮之间的汗腺。图像中噪声较大的原因主要有三方面:1) 是目前探测端探头光耦合损耗较大;2) 是校准马赫曾德尔干涉仪与主干干涉仪之间光程差完全不匹配;3) 成像时图像处理算法目前较为简单,尚未采用更好的对比度增强算法。成像质量提高的工作目前在进行之中。

在大约 1 mm 深度处,点扩散函数的峰值有 6 dB 的衰减,显示了系统的滚降特性。由于采用正弦波驱动以及半导体光放大器增益随频率变化的关系,对不同波长而言扫频光源的单色性不同,通常采用点扩展函数的 6 dB 衰减距离作为扫频光源整体单色性或者相干性的度量方法。根据图 6(a)测得短腔扫频光源的 6 dB 衰减长度约为 1 mm,相干长度约为 2 mm,根据公式 $L_c = 0.44 \frac{\lambda^2}{n\Delta\lambda}$ [15] 计算出扫频光源的等效瞬时线宽约为 0.77 nm,其中 L_c 为相干长度, λ 为扫频光源中心波长, $\Delta\lambda$ 为等效瞬时线宽, n 为介质折射率(空气中取 1)。该结果略低于 Huber 报导的数值,与采用的耦合器输出耦合比较大有关。由于腔的损耗较大,因此输出激光中包含的自发辐射光比例增加,相干性降低。

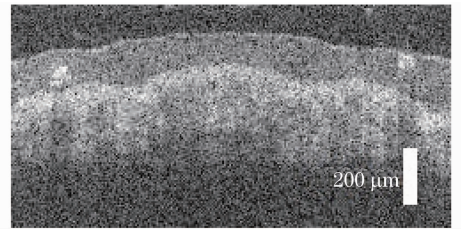


图 7 手指皮肤的 OCT 图像
Fig. 7 OCT images of human finger obtained by the SS-OCT system

当使用单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源时,光相干层析系统的点扩散函数情况如图 8(a)所示。1 mm 深处的点扩散函数如图 8(b)所示(纵坐标为线性档)。FDML 结构扫频光源的瞬时线宽约为 0.77 nm,点扩散函数的半峰全宽代表了系统的纵向分辨率约为 $12.9\ \mu\text{m}$,比理论值 $7\ \mu\text{m}$ 也要稍大。系统的灵敏度为 105 dB。短腔扫频光源灵敏度略好于 FDML 结构扫频光源,推断与其输出光功率更高有关。

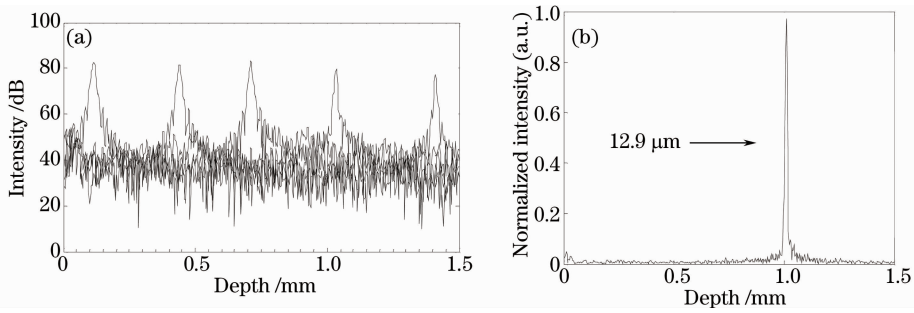


图 8 高速扫频 OCT 系统点扩散函数的情况。(a) 平面镜在不同位置处；(b) 平面镜在 1 mm 处
Fig. 8 PSFs of the high swept rate SS-OCT system. (a) At different imaging depths;(b) at imaging depth of 1 mm
利用该系统,进行了手指皮肤的二维成像实验,结果如图 9 所示。

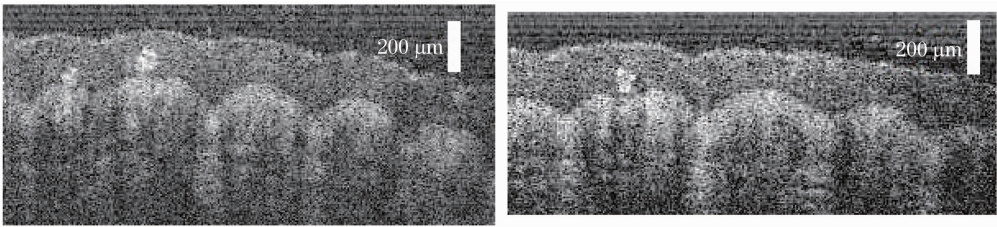


图 9 手指皮肤的 OCT 图像(高速扫频)

Fig. 9 OCT images of human finger obtained by the high swept rate SS-OCT system

2.3 基于单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源的光相干显微系统

扫频光相干显微系统是在扫频光相干层析系统的基础上拓展而来。共焦显微成像技术采用的镜头数值孔径较大,能够获得较高的横向分辨率,同时成像时对焦面以外的光有着较强的过滤作用^[22];光相干层析技术能够获得样品深度达几个毫米处的图像,同时作为低相干成像技术,成像时对于光程差超过相干长度的光有着很强的过滤作用。光相干显微技术结合了共焦显微技术和光相干层析技术成像的优点,既有较高的横向分辨率和纵向分辨率,又能得到样品有一定深度处的图像,对不透明的样品也可成像,对焦面外的光的抑制作用强于共焦显微技术^[20]。

将上一节基于单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源的光相干层析系统的样品臂的聚焦装置,由透镜组改为显微物镜,得到基于单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源的光相干显微系统。根据相关公式可得,使用 40× 的显微物镜时,扫频光相干显微系统横向分辨率为 1.2 μm,纵向分辨率为 3.1 μm,使用 10× 的显微物镜时,扫频光相干显微系统横向分辨率为 3.2 μm,纵向分辨率为 12.9 μm。

使用基于单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源的光相干显微系统对光纤芯进行成像,使用 40× 的显微物镜和 10× 的显微物镜对直径 125 μm 光纤芯成像的结果如图 10 所示。

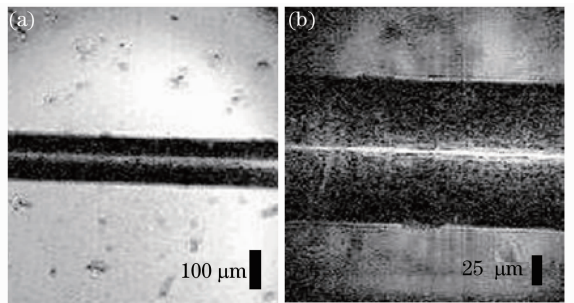


图 10 利用光相干显微系统得到的光纤芯图像。

(a) 10× 的显微物镜；(b) 40× 的显微物镜

Fig. 10 Images of a fiber core obtained by the SS-OCM system. (a) 10 times microscope; (b) 40 times microscope

由于洋葱内表皮细胞的细胞壁、细胞质、细胞核反射系数不同,利用光相干显微系统可以对其进行分辨。选用 40× 的显微物镜对洋葱内表皮细胞进行成像,与普通显微镜的观测结果对比,如图 11 所示。

3 结 论

对基于单偏振 SOA 扫频光源的光相干成像系统进行了实验研究,在基于单偏振 SOA 扫频光相干层析系统的基础上实现了高速扫频光相干层析系统和高速扫频光相干显微系统。

利用偏振相关 SOA 大增益谱宽和高输出功率的特点,采用傅里叶域锁模结构,大输出耦合比耦合

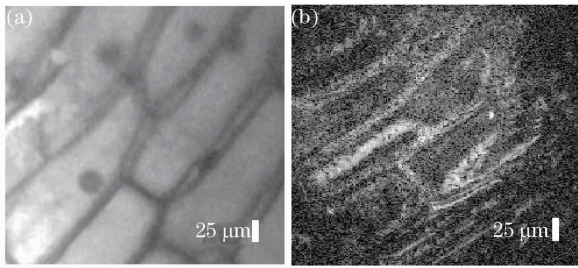


图 11 洋葱内表皮细胞成像结果。(a) 普通显微镜观测；
(b) 光相干显微系统观测

Fig. 11 Images of the skin cells of onion. (a) Obtained by an ordinary microscope; (b) obtained by the SS-OCM system

器,搭建完成了单偏振 SOA-FDML 结构的高速扫频光源。高速扫频光源扫描光谱的中心波长是 1326 nm,可调谐范围为 115 nm,同时平均输出功率达 32 mW,扫描频率达到 45 kHz。实验测得基于单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源的光相干层析系统纵向分辨率为 12.9 μm ,横向分辨率在 9 μm 以内,扫频速率为 45 kHz,系统灵敏度达到 105 dB。成像速率得到大幅提高,其他性能较低速情况并无大幅降低。利用该系统对手指皮肤成像,可以看清皮肤表皮和真皮的层状结构,也可分辨表皮和真皮之间的汗腺。

在上述基础上拓展得到高速扫频光相干显微系统,利用该系统对直径 125 μm 的光纤芯和洋葱内表皮细胞进行了成像,可以清楚分辨洋葱细胞的细胞壁和细胞核,成像结果验证了基于单偏振 SOA-FDML 结构扫频光源的光相干显微系统的成像能力。

参 考 文 献

- 1 G Ripandelli, A M Coppé, A Capaldo, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Seminars in Ophthalmology*, 1998, 13(4): 199–202.
- 2 M Wojtkowski, T Bajraszewski, P Targowski, *et al.*. Real-time in vivo imaging by high-speed spectral optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 2003, 28(19): 1745–1747.
- 3 M R Hee, J A Izatt, E A Swanson, *et al.*. Optical coherence tomography of the human retina [J]. *Archives of Ophthalmology*, 1995, 113(3): 325–332.
- 4 J Welzel. Optical coherence tomography in dermatology: a review [J]. *Skin Research and Technology*, 2001, 7(1): 1–9.
- 5 J Sanz, Z A Fayad. Imaging of atherosclerotic cardiovascular disease [J]. *Nature*, 2008, 451(1181): 953–957.
- 6 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178–1181.
- 7 J F D 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.
- 8 R Huber, M Wojtkowski, K Taira, *et al.*. Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT

- imaging: design and scaling principles [J]. *Opt Express*, 2005, 13(9): 3513–3528.
- 9 R Huber, M Wojtkowski, J G Fujimoto. Fourier domain mode locking (FDML): A new laser operating regime and applications for optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2006, 14(8): 3225–3237.
- 10 R Huber, D C Adler, J G Fujimoto. Buffered Fourier domain mode locking: Unidirectional swept laser sources for optical coherence tomography imaging at 370,000 lines/s [J]. *Opt Lett*, 2006, 31(20): 2975–2977.
- 11 T Klein, W Wieser, C M Eigenwillig, *et al.*. Megahertz OCT for ultrawide-field retinal imaging with a 1050 nm Fourier domain mode-locked laser [J]. *Opt Express*, 2011, 19(4): 3044–3062.
- 12 D C Adler, W Wieser, F Trepanier, *et al.*. Extended coherence length Fourier domain mode locked lasers at 1310 nm [J]. *Opt Express*, 2011, 19(21): 20930–20939.
- 13 Jun Zhang, Pinghe Wang, Zhongping Chen, *et al.*. Long imaging range optical coherence tomography based on a narrowline-width dual band Fourier domain mode-locked swept source [C]. *SPIE*, 2011, 7889: 78892P.
- 14 Jun Zhang, Joe Jing, Pinghe Wang, *et al.*. Polarization-maintaining buffered Fourier locked domain mode-locked swept source for optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 2011, 36(24): 4788–4790.
- 15 Chen Minghui. Development of Swept Laser Source for Optical Coherence Tomography [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2011. 13–15.
陈明惠. 扫频激光光源的研制 [D]. 杭州: 浙江大学, 2011. 13–15.
- 16 Chen Minghui, Ding Zhihua, Wang Cheng, *et al.*. Fiber Fabry-Perot tunable filter based Fourier domain mode locking swept laser source [J]. *Acta Phys Sin*, 2013, 62(6): 068703.
陈明惠, 丁志华, 王成, 等. 基于法布里-珀罗调谐滤波器的傅里叶域锁模扫频激光光源 [J]. *物理学报*, 2013, 62(6): 068703.
- 17 Chen Minghui, Ding Zhihua, Tao Yuanhao, *et al.*. Development of broad-band high-speed linearized swept laser source [J]. *Chinese J Lasers*, 2011, 38(2): 0204001.
陈明惠, 丁志华, 陶渊浩, 等. 宽带快速线性扫频激光光源的研制 [J]. *中国激光*, 2011, 38(2): 0204001.
- 18 Chen Minghui, Ding Zhihua, Wu Tong, *et al.*. Fourier-domain mode locking swept laser source [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, 31(6): 0614002.
陈明惠, 丁志华, 吴彤, 等. 傅里叶域锁模扫频激光光源 [J]. *光学学报*, 2011, 31(6): 0614002.
- 19 Y Takahashi, A Neogi, H Kawaguchi. Polarization-dependent nonlinear gain in semiconductor lasers [J]. *IEEE J Quantum Electron*, 1998, 34(9): 1660–1672.
- 20 J A Izatt, M R Hee, G M Owen, *et al.*. Optical coherence microscopy in scattering media [J]. *Opt Lett*, 1994, 19(8): 590–592.
- 21 J A Izatt, M D Kulkarni, H Wang, *et al.*. Optical coherence tomography and microscopy in gastrointestinal tissues [J]. *Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1996, 2(4): 1017–1028.
- 22 J T Fredrich. 3D imaging of porous media using laser scanning confocal microscopy with application to microscale transport processes [J]. *Physics and Chemistry of the Earth, Part A: Solid Earth and Geodesy*, 1999, 24(7): 551–561.

栏目编辑:张浩佳