

# 人体皮肤在体手持式扫频光学相干层析系统

史伟松 高万荣 陈朝良

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

**摘要** 搭建了一台手持式扫频光学相干层析(SSOCT)系统对人体皮肤进行在体成像。对该系统的性能进行了详细的分析和讨论,并与实验室内现有的传统结构谱域光学相干层析(SDOCT)系统进行了对比,其中手持式SSOCT系统的灵敏度为101 dB,SDOCT系统的灵敏度为94 dB。通过一次样本模拟实验和两次人体不同位置皮肤成像的结果证明了手持式SSOCT系统的信噪比和成像深度都优于SDOCT系统。利用手持式SSOCT系统对人体胳膊内侧成像,体现了手持式SSOCT系统能够对任意位置皮肤成像的优越性。所有实验结果证明搭建的手持式SSOCT系统除了具有使用方便的优点外,还能够提供高质量的人体皮肤微观结构图像。

**关键词** 医用光学;扫频光学相干层析术;手持式;最大成像深度;信噪比;灵敏度

中图分类号 TN247 文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201535.1117001

## Handheld Swept Source Optical Coherence Tomography for Imaging Human Skin *in vivo*

Shi Weisong Gao Wanrong Chen Chaoliang

School of Electronic Engineering and Optoelectronic Technique, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China

**Abstract** A handheld swept source optical coherence tomography (SSOCT) system is described for imaging human skin *in vivo*. The performance of the system is analyzed in detail, and compared to the spectral domain optical coherence tomography (SDOCT) system in our laboratory. The results show that the sensitivity of the handheld SSOCT system and the traditional SDOCT system is 101 dB and 94 dB, respectively. A phantom experiment and two *in vivo* experiments on different human skin areas are carried out to demonstrate the better performance of the handheld SSOCT system in terms of signal to noise ratio (SNR) and the maximum imaging depth. The inner side of a human arm is imaged successfully with the handheld SSOCT system, which suggests that the handheld SSOCT system can image any position of human skin. All the results indicate that the handheld SSOCT system can not only be used to image skin anywhere conveniently, but also offer the structure images with high quality.

**Key words** medical optics; swept source optical coherence tomography; handheld; maximum imaging depth; signal to noise ratio; sensitivity

**OCIS codes** 170.1650; 030.1640; 040.1520; 140.3510; 230.1950

## 1 引言

光学相干层析术(OCT)<sup>[1]</sup>是近年来快速发展的一种生物医学光学成像技术,通过样品光和参考光的干涉来重构生物组织的断层图像。由于OCT技术具有采用近红外光照明、非侵入、快速成像、高空间分辨率以及高探测灵敏度等优势,该技术在材料科学<sup>[2]</sup>和生物医学<sup>[3-4]</sup>等领域得到了广泛的应用。

根据信号探测方式的不同,OCT主要分为时域光学相干层析术(TDOCT)<sup>[5]</sup>与傅里叶域光学相干层析术(FDOCT)<sup>[6]</sup>。其中,TDOCT通过机械扫描参考镜获得样品的深度信号,FDOCT系统则保持参考镜静止,利用探测器对宽带光源的

收稿日期: 2015-05-18; 收到修改稿日期: 2015-08-23

基金项目: 国家自然科学基金(61275198, 60978069)、南京理工大学毕业设计重点课题

作者简介: 史伟松(1994—),女,博士研究生,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: sws1994@163.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,博士,教授,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: wgao@njust.edu(通信联系人)

干涉光谱进行探测,然后通过傅里叶变换重构样品的深度信号。由于参考镜保持静止,FDOCT具有更高的相位稳定性,并且可以极大地提高成像速度<sup>[7]</sup>。FDOCT又可分为谱域OCT(SDOCT)<sup>[8-10]</sup>与扫频OCT(SSOCT)<sup>[11]</sup>。

在SDOCT系统中,通过光谱仪来探测干涉光谱,线阵CCD同时记录宽带光源的干涉光谱信号。SDOCT的成像范围主要由光谱仪的光谱分辨率决定,而光谱仪光谱分辨率由光栅的刻线数和CCD像素宽度所限制,因此很难进一步扩大成像范围。Wang<sup>[12]</sup>等提出在谱域OCT系统中可以通过像素平移的方法来增加成像深度。到目前为止,SDOCT系统在眼科、皮肤及血流成像等领域都有广泛的应用。An等<sup>[13]</sup>利用每秒 $5 \times 10^5$ 次A扫的高速SDOCT系统成功获取了人体视网膜成像;Xuan等<sup>[14]</sup>利用SDOCT方法对手指皮肤进行成像;Wang等<sup>[15]</sup>利用基于SDOCT系统的Doppler光学微血管造影术(OMAG)对老鼠大脑的血流分布进行了成像。

SSOCT系统结合了扫频光源和点探测技术,能够快速生成和SDOCT系统相同的干涉图。在SSOCT成像系统中,光谱分辨率由扫频光源的瞬时线宽决定,因而窄线宽的SSOCT比SDOCT更适用于深范围成像,如内窥、小动物成像、眼前节成像等<sup>[16]</sup>。另外,SSOCT成像速度主要决定于光源的扫频频率<sup>[17-19]</sup>,最高可实现几兆赫兹的纵向线扫描速度。与SDOCT相比,SSOCT没有光谱仪光栅对光能的损失,探测效率更高,并且在成像深度较大时不存在固有灵敏度损失的问题<sup>[20]</sup>。目前,SSOCT也被广泛应用于眼科、皮肤和血流成像等各方面。Dhalla等<sup>[21]</sup>利用SSOCT对人眼角膜和视网膜成像;Blatter等<sup>[22]</sup>利用SSOCT系统对皮肤进行成像并做病理分析;Mariamillai等<sup>[23]</sup>利用基于SSOCT系统的散斑方差光学相干层析术(SVOCT)方法重构出小鼠的血流分布。

随着OCT技术的发展,在医学领域中,手持式系统越来越受到医生的青睐。目前,国内外许多研究小组报道了手持式OCT系统的研究工作,如Chen等<sup>[24]</sup>利用2D微机电扫描系统搭建了手持式SSOCT应用于眼科检查;LaRocca等<sup>[25]</sup>将激光扫描眼底镜(SLO)技术与SDOCT技术相结合,利用手持式探针视网膜进行3D成像;Cheon等<sup>[26]</sup>利用手持式SSOCT实现了对视网膜高精度实时深度控制成像;Zhao等<sup>[27]</sup>将手持式TDOCT应用于酒色斑的临床诊断中;Wang等<sup>[28]</sup>则实现了利用手持式TDOCT系统对酒色斑的实时成像。

本文搭建了一套手持式SSOCT系统对人体皮肤进行在体成像,此处所述的手持主要是针对样品臂的手持化。将该系统的性能与实验室传统结构的SDOCT系统进行对比。其中,手持SSOCT系统在灵敏度和图像信噪比方面都优于SDOCT系统。结果证明,搭建的手持式SSOCT系统能够对人体皮肤进行有效成像。

## 2 原 理

如图1(a)所示,手持式SSOCT系统结构为光纤式迈克尔孙干涉仪。采用Axsun公司的扫频光源作为高速扫频光源,中心波长为1310 nm,带宽为106 nm,扫频速率为50 kHz。光源输出的光经过环流器接口1进入环

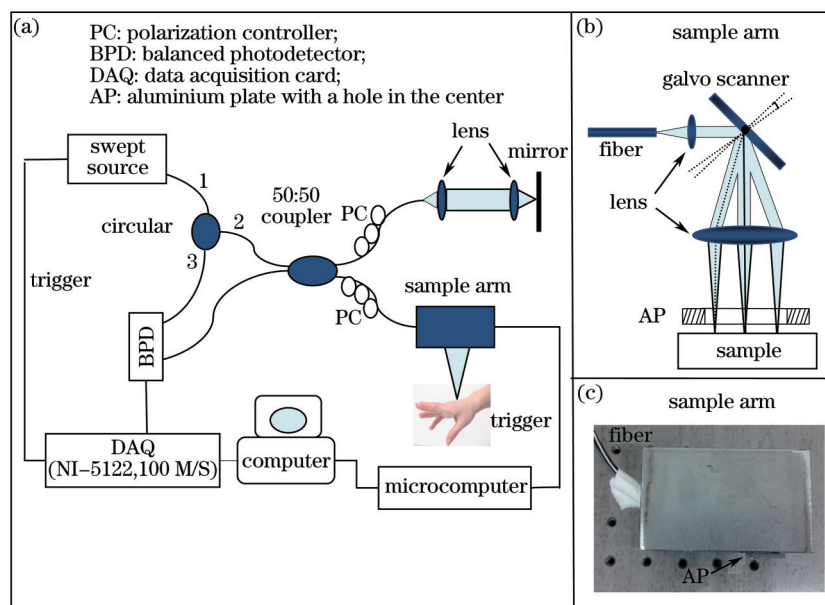


图1 (a) SSOCT系统示意图; (b) 样品臂示意图; (c) 手持式样品臂实物图

Fig.1 (a) Schematic of SSOCT system; (b) schematic of handheld sample arm; (c) photograph of handheld sample arm

流器,然后由接口2进入50:50光纤耦合器,耦合器将光分为两束分别进入参考臂和样品臂,参考臂出射的光先通过准直透镜准直,准直光由会聚透镜会聚到平面镜上再由平面镜反射回到光纤耦合器中;样品臂是一个可移动的小型探测臂,其外形为一个无盖长方体,大小为95 mm×55 mm×75 mm,探测臂的光路如图1(b)所示,实物图如图1(c)所示,光纤出射光先由准直透镜( $f=10$  mm)准直,准直光入射到3 mm×3 mm的扫描振镜上,光束经振镜反射后再由会聚透镜( $f=19$  mm)会聚到样品上。物镜下方焦点处有一个固定的中空铝板,其大小为25 mm×25 mm×3 mm,中空部分为直径为16 mm的圆,中空铝板下表面位于会聚透镜下方19 mm处,在手持成像过程中,该铝板可以确保样品表面保持在物镜焦面。样品的后向散射光再沿原路返回到耦合器中与参考臂返回的光发生干涉。干涉光由耦合器分为两束,一束通过环流器接口2进入环流器,然后从环流器接口3出射并进入平衡探测器的正输入端,另一束由光纤耦合器探测臂出射并进入平衡探测器的负输入端。平衡探测器将探测到的干涉光强信号转换成电信号之后,由数据采集卡(NI PCI-5122)进行采集,并且每次A扫信号由扫频光源输出的同步信号来触发采集,采集到的数据通过PCI总线传输到电脑进行数据处理。

根据干涉原理可知,光电探测器采集到的干涉光谱信号为

$$I(k_i) = 2\sqrt{p_r p_o} S(k_i) \int_{-\infty}^{\infty} r(z) \cos[2zk_i + \phi(z)] dz, \quad (1)$$

式中  $p_r$  与  $p_o$  分别为参考臂与样品臂返回到探测器的光功率,  $k_i$  为波数,  $z$  为样品深度,  $S(k)$  为光源的光功率,  $r(z)$  与  $\phi(z)$  分别为样品深度  $z$  的反射系数的反射率和相位。当扫频光源的波数扫描一个周期后,探测器便可采集到一次A扫完整的干涉光谱信号,用  $I(k)$  表示。从(1)式可知  $z$  与  $k$  是一个傅里叶变换对,因此,对采集到的信号进行傅里叶变换便可恢复出样品的深度信号。在傅里叶变换之前需要一些信号预处理,处理步骤如图3所示。由于快速傅里叶变换要求被变换的信号在自变量域中是均匀分布的,即干涉光谱信号采样点应在波数  $k$  空间均匀分布,而扫频光源在频扫过程中,波数的变化是非均匀的,因此采集卡采样的干涉光谱信号在波数域是非均匀的。所以首先利用相位拟合方法对系统进行波长标定获得数据  $\lambda$ , 然后利用数据  $\lambda$  对干涉信号  $I_j(k)$  进行基于插值法的重采样,从而获得在波数域均匀分布的信号  $I'_j(k)$ , 其中  $j$  为干涉信号采集过程中A扫的序号。对信号  $I'_j(k)$  进行希尔伯特变换获得复解析信号  $\Gamma'_j(k)$ , 该步骤的目的是去除结构图像中的复共轭像。再利用数值色散补偿方法对干涉信号进行色散补偿,使得SSOCT系统的纵向分辨率接近理论值,补偿色散后的信号表示为  $\Gamma''_j(k)$ 。最后对信号  $\Gamma''_j(k)$  进行逆傅里叶变换即可获得样品的结构图像。

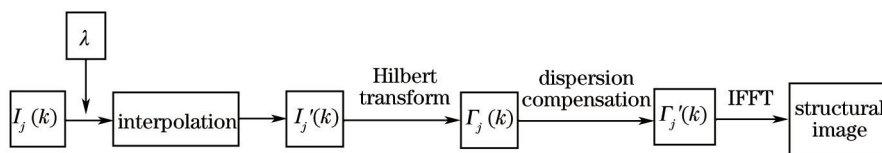


图2 信号处理过程示意图

Fig.2 Schematic of signal processing

与手持式SSOCT系统进行性能对比的SDOCT系统结构如图3所示,SDOCT系统结构为光纤式迈克尔孙

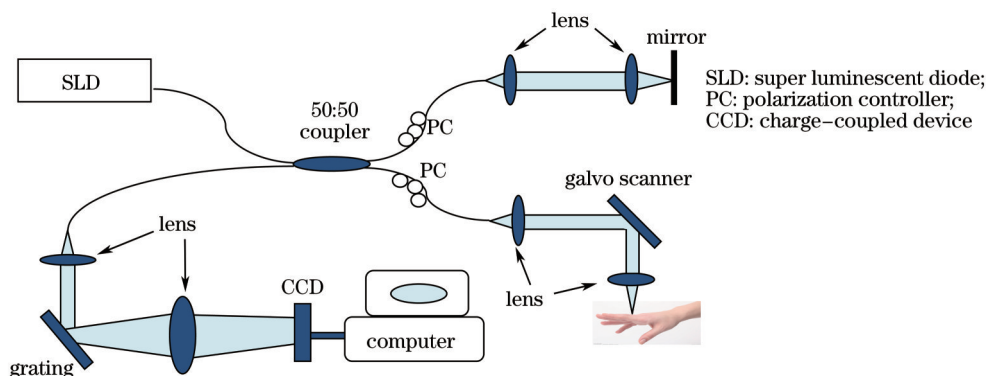


图3 SDOCT系统示意图

Fig.3 Schematic of SDOCT system

干涉仪。光源(中心波长为 830 nm,带宽为 50 nm)发出的光通过 50:50 的光纤耦合器并分为两束,一束光进入样品臂,样品臂由偏振控制器、光纤准直镜、扫描振镜和一个焦距为 30 mm 的双胶合消色差透镜构成,扫描振镜用于实现光束对样品的横向扫描,样品的后向散射光经原路返回到光纤耦合器;另一束光进入参考臂,光束先经过偏振控制器和准直透镜后变为平行光束,平行光束由会聚透镜会聚到平面镜上,平面镜再将光束反射回耦合器中与样品光发生干涉。干涉光由光纤耦合器出射后先通过准直镜准直,准直光经过光栅衍射分光后进入傅里叶透镜,傅里叶透镜将相同频率的光波会聚为一点并由 CCD 探测,转化为电信号传输至电脑进行数据处理。其信号处理过程与手持式 SSOCT 系统相同。

### 3 实验结果及讨论

#### 3.1 光谱标定

对 SDOCT 系统而言,CCD 像素对应不同的光谱分量,而 SSOCT 系统中,光电探测器不同时刻采集的信号对应不同的光谱分量。所以两个系统都可以用相位拟合法进行波长标定<sup>[29]</sup>。该方法步骤为:在样品臂放置一面平面反射镜,分别采集光程差为  $\Delta_1$  和  $\Delta_2$  的干涉信号。其中,  $\Delta_2 - \Delta_1 = 0.1$  mm。那么,初始相位可以表示为

$$\xi = 2\pi \times [2(\Delta_2 - \Delta_1)/\lambda_{\min}], \quad (2)$$

式中  $[ ]$  表示取不超过该值的最大整数,  $\lambda_{\min}$  为最小波长。将光程差为  $\Delta_1$  和  $\Delta_2$  时的干涉信号分别通过希尔伯特变换提取出相位信号,两相位信号之差表示为  $\Delta\phi(\lambda)$ ,再通过公式  $\lambda = 4\pi \times (\Delta_2 - \Delta_1) / [\Delta\phi(\lambda) + \xi]$  即可求得波长的分布数据。图 4(a)、(b)分别为手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统的标定结果。

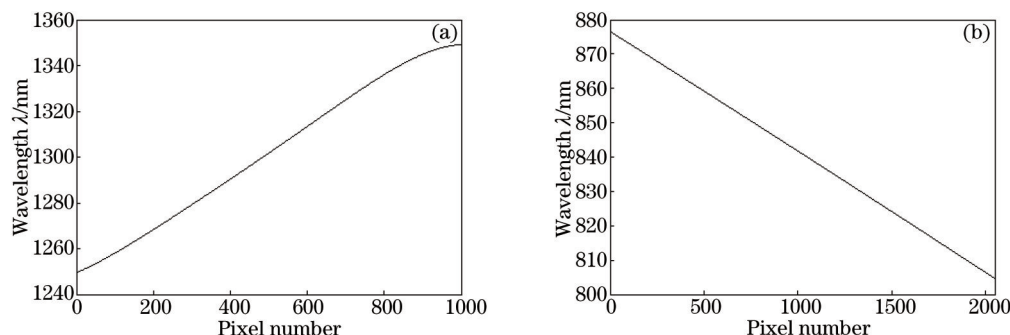


图 4 (a) 标定所得 SSOCT 系统的波长分布; (b) 标定所得 SDOCT 系统的波长分布

Fig.4 Wavelength distribution. (a) SSOCT system; (b) SDOCT system

#### 3.2 手持式 SSOCT 系统与传统结构 SDOCT 系统的性能对比

比较手持式 SSOCT 系统与台式 SDOCT 系统的性能参数,以说明设计的手持式 SSOCT 系统可以实现台式 OCT 系统的成像性能。其中,性能参数主要包括横向分辨率、轴向分辨率、最大成像深度以及系统灵敏度。

对手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统的横向分辨率、轴向分辨率与最大成像深度进行了理论值计算,横向分辨率<sup>[30]</sup>的计算公式为  $\Delta x = \frac{4\lambda_0 \cdot f}{\pi \cdot D}$ ,其中  $\lambda_0$  为光源中心波长,  $f$  为物镜焦距,  $D$  为光束直径;轴向分辨率<sup>[30]</sup>的计算公式为  $\Delta z = \frac{2 \ln 2 \cdot \lambda_0^2}{\pi \cdot \Delta\lambda}$ ,其中  $\Delta\lambda$  为光源带宽;最大成像深度<sup>[30]</sup>的计算公式为  $L = \frac{\lambda_0^2 N_s}{4n\Delta\lambda}$ ,其中  $N_s$  为光谱半峰全宽(FWHM)对应的采样点数,  $n$  为样品折射率。

再对手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统的灵敏度、轴向分辨率和成像深度进行实际值测定,并对两个系统的实际性能进行详细对比与分析。

系统灵敏度的测量方法<sup>[31]</sup>如下:衰减干涉臂信号使得光谱信号接近饱和值,将平面镜置于样品臂物镜焦点处,在样品臂中放置一块吸光度(A)值为 2 的中性滤波片,测得干涉信号。干涉信号经过图(2)所示的信号处理后,再将点扩散函数(PSF)峰值与背景噪声(噪声的标准差)的比值转化为信噪比,加上 20 A=40 dB,即为系统灵敏度数值。图 5(a)、(b)分别为手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统点扩散函数的峰值与噪声均方差的比值,测得手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统的灵敏度分别为 101 dB 和 94 dB。

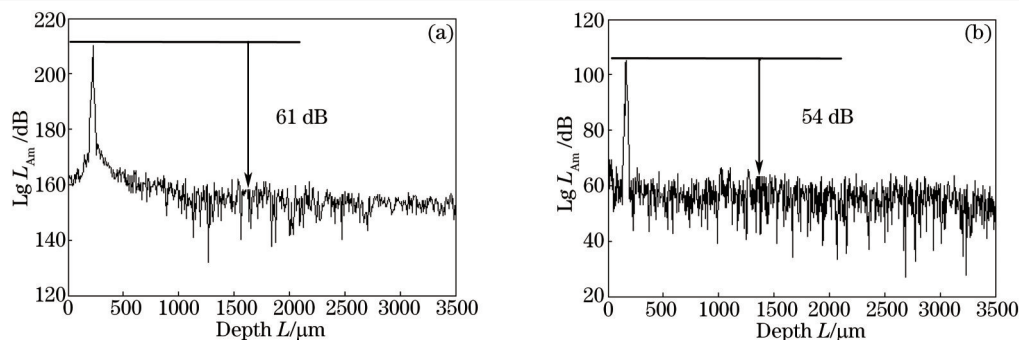


图5 灵敏度结果。(a) SSOCT系统; (b) SDOCT系统

Fig.5 Sensitivity results. (a) SSOCT system; (b) SDOCT system

系统轴向分辨率的测量方法参照文献[32],将平面镜作为样品,通过图2的信号处理方法重构系统的点扩散函数,将点扩散函数的FWHM作为系统纵向分辨率的测量值。点扩散函数的FWHM通过高斯拟合的方法得到。已知高斯分布公式为

$$f(x) = a \exp\left[-\frac{(x-b)^2}{c_1^2}\right], \quad (3)$$

将高斯拟合得到的  $c_1$  代入公式  $f_{FWHM} = 2\sqrt{\ln 2} c_1 = 1.665c_1$  则可以计算出该高斯分布的FWHM,即系统轴向分辨率。图6(a)、(c)分别为手持式SSOCT系统与SDOCT系统的点扩散函数,图中,蓝色为直接测量得到的点扩散函数,红色为一阶色散补偿后的点扩散函数,绿色为二阶色散补偿后的点扩散函数。图6(b)、(d)则分别为手持式SSOCT系统与SDOCT系统高斯拟合计算FWHM的曲线图,图中,星号表示测量数据,曲线表示拟合数据。经计算,手持式SSOCT系统实际轴向分辨率为  $7.9 \mu\text{m}$ ,与理论值  $7.1 \mu\text{m}$  基本吻合;SDOCT系统轴向分辨率为  $6.52 \mu\text{m}$ ,与理论值  $6.08 \mu\text{m}$  也基本吻合。

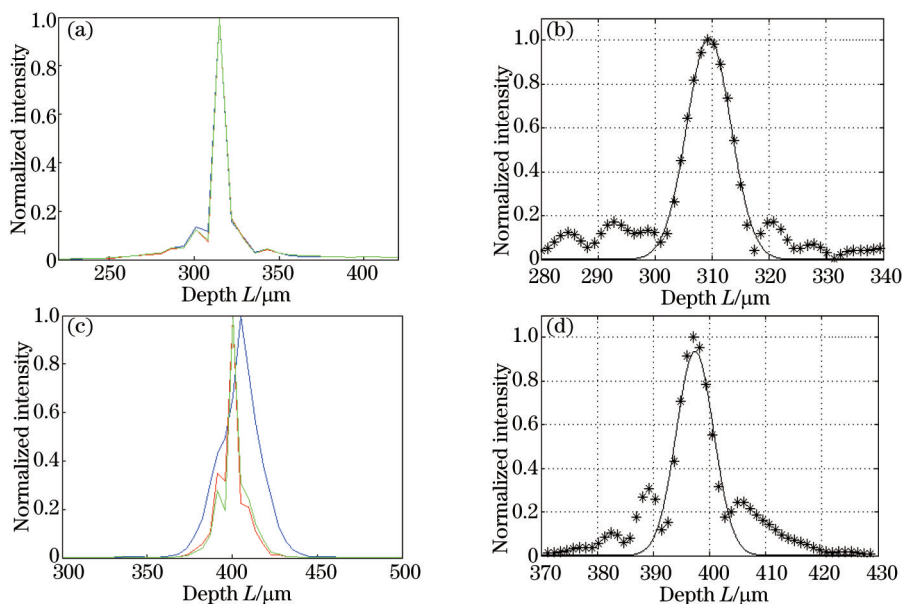


图6 (a) SSOCT点扩散函数; (b) SSOCT中高斯拟合计算FWHM的曲线图;

(c) SDOCT点扩散函数; (d) SDOCT中高斯拟合计算FWHM的曲线图

Fig.6 (a) PSF of SSOCT system; (b) Gaussian fitted plot used to calculate FWHM in SSOCT; (c) PSF of SDOCT system;

(d) Gaussian fitted plot used to calculate FWHM in SDOCT

系统的最大成像深度定义为当系统点扩散函数的峰值大于最大噪声的2倍时,则信号可分辨<sup>[33]</sup>。图7(a)、(b)分别为手持式SSOCT系统与SDOCT系统在空气中当成像深度达到最大时的点扩散函数,通过计算可得手持式SSOCT系统成像深度约为  $3.2 \text{ mm}$ ,SDOCT系统成像深度约为  $2.5 \text{ mm}$ 。

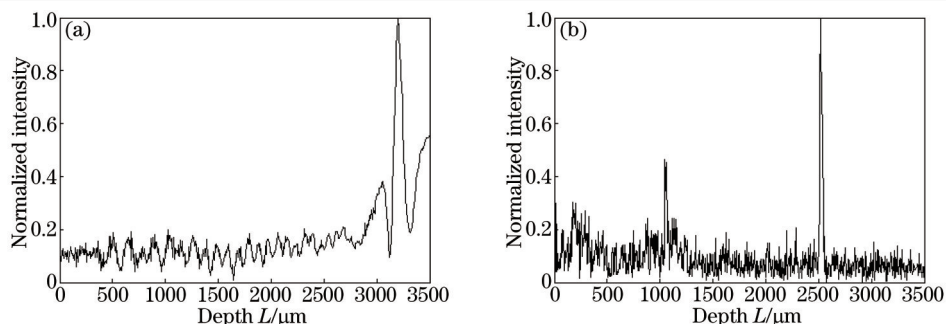


图7 在空气中达到最大成像深度时对应的点扩散函数。(a) SSOCT系统; (b) SDOCT系统

Fig.7 PSFs corresponding to maximum imaging depth in air. (a) SSOCT system; (b) SDOCT system

以上系统实际性能值与系统理论性能值对比如表1所示。手持式SSOCT系统采用的光源中心波长为1300 nm,传统结构SDOCT系统采用的光源中心波长为850 nm,光源中心波长的不同会导致光波在组织中的穿透深度不同。但是在系统性能方面,如空气中的成像深度、信噪比和灵敏度等,是以平面反射镜为样品,通过对比可以反映所搭建系统的实际性能。分析可知,SDOCT系统横向分辨率比手持式SSOCT系统高了近一倍,这是由两系统数值孔径(NA)相当,但中心波长不同所引起的;而在轴向分辨率方面,手持式SSOCT系统与SDOCT系统相当,且实际值与理论值基本吻合;在空气中的最大成像深度方面,无论是理论值还是实际值,手持式SSOCT系统最大成像深度远大于SDOCT系统;另外,手持式SSOCT系统灵敏度也远远高于SDOCT系统。

表1 SSOCT系统与SDOCT系统的性能参数对比

Table 1 Performance comparison of SSOCT and SDOCT systems

	Lateral resolution		Axial resolution		Imaging depth (in air)		Sensitivity
	Theoretical	Theoretical	Theoretical	Measured	Theoretical	Measured	Measured
	value / $\mu\text{m}$	value / $\mu\text{m}$	value / $\mu\text{m}$	value / $\mu\text{m}$	value /mm	value /mm	value /dB
SSOCT	12.2	7.1	7.9	7.9	4.1	3.2	101
SDOCT	6.4	6.1	6.52	6.52	3.4	2.5	94

### 3.3 模拟实验及结果

利用模拟实验进行手持式SSOCT系统与SDOCT系统的性能对比。实验样品为内径为300  $\mu\text{m}$ 的毛细玻璃管,毛细玻璃管中注入牛奶稀释液并且毛细玻璃管被固定在固体琼脂中。实验结果如图8所示,图8(a)、(b)分别为SSOCT与SDOCT系统成像结果图,对比两图可以看出,图8(a)中的成像深度远远大于图8(b)中的成像深度,该结果与理论值相符合。图8(c)中红色曲线和黑色曲线分别表示图8(a)和图8(b)中白色虚线对应区域的强度变化,红色曲线和黑色曲线的信噪比分别为74 dB和63 dB。对比两曲线可知,手持式SSOCT系统信噪比高于SDOCT系统。

信噪比<sup>[16]</sup>可通过评估一定区域 $\Omega_n$ 内强度信号的标准差测得,

$$\sigma_I = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{\Omega_n} (I - \bar{I})^2}, \quad (4)$$

式中 $\Omega_n$ 为无信号区域, $M$ 为无信号区域内像素点数, $I$ 为强度信号, $\bar{I}$ 为强度信号平均值。

$\Omega^*$ 区域内有效信号计算公式为

$$S = \sum_{\Omega^*} (I > \sigma_I) \times I, \quad (5)$$

式中 $()$ 代表二进制运算,当 $I > \sigma_I$ 时,返回值1;当 $I \leq \sigma_I$ 时,返回值0。因此, $S$ 代表了有效信号。信噪比计算公式为

$$R_{SN} = 20 \times \lg(S/\sigma_I). \quad (6)$$

值得一提的是,此处的信噪比只是表征了图像对比度,而不能够代表系统灵敏度准确值。

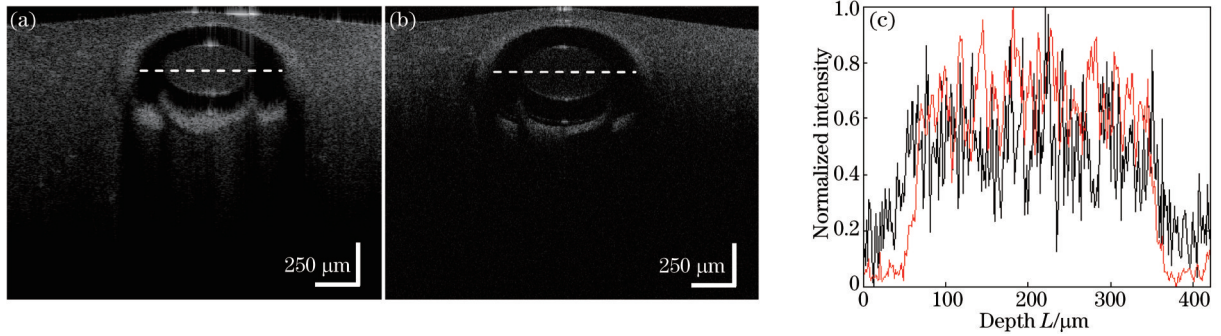


图 8 (a) (b)利用 SSOCT 系统和 SDOCT 系统对注入牛奶的毛细玻璃管的成像结果; (c) Fig. 8(a)、(b)中白色虚线对应的强度变化曲线  
 Fig.8 (a) (b) Structural images of glass capillary filled with milk obtained with SSOCT and SDOCT systems, respectively;  
 (c) intensity variation at the position marked with white dashed line in Fig. 8(a) and Fig. 8(b)

### 3.4 活体实验及结果

对人体皮肤进行成像从而比较手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统的性能。实验中对同一人右手第 4 只手指上靠近指甲根部的皮肤以及右手手掌皮肤成像,通过成像结果进行手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统的性能对比。结果如图 9 所示,图 9(a)为手指照片,图 9(d)为手掌照片,其中黑色线条标记的范围为成像区域,

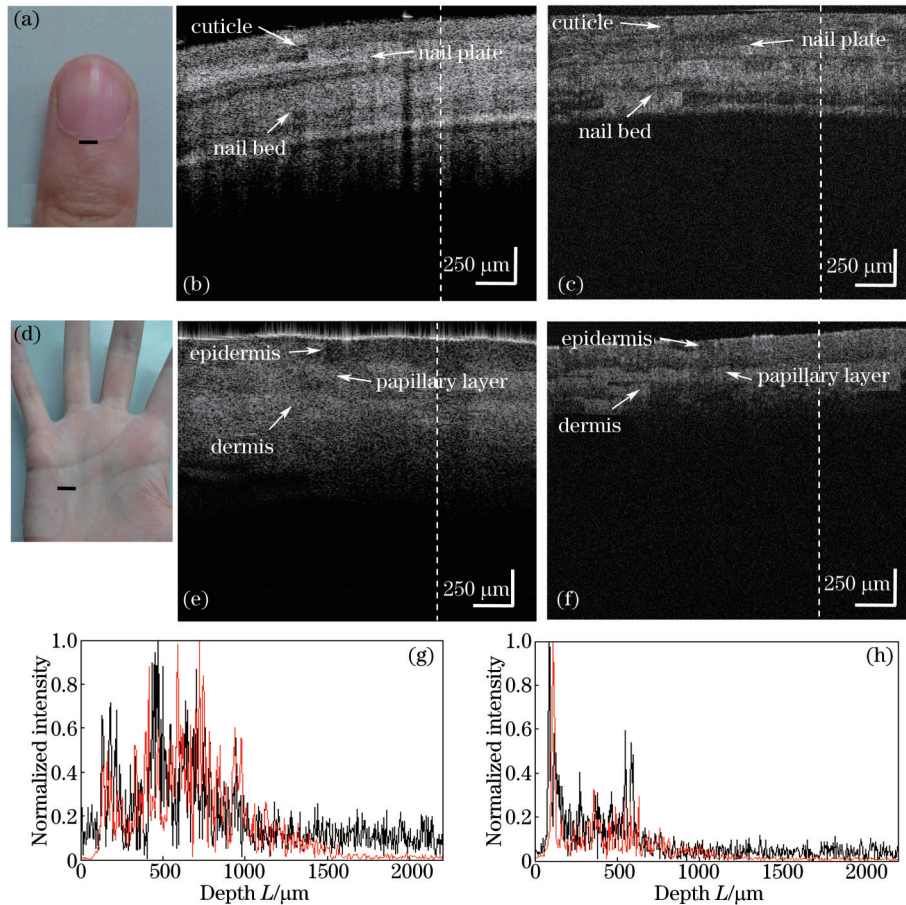


图 9 (a)用于成像的手指照片;(b)(c)利用 SSOCT 与 SDOCT 对图 9(a)中黑色直线所示区域成像的结构图像;(d)用于成像的手掌照片;  
 (e)(f)利用 SSOCT 与 SDOCT 对图 9(d)中黑色直线所示区域成像的结构图像;(g)图 9(b)、(c)中白色虚线对应位置处  
 强度随深度的变化曲线;(h)图 9(e)、(f)中白色虚线对应位置处强度随深度的变化曲线

Fig.9 (a) Photograph of the imaged finger; (b) (c) structural images at the position marked with black line in Fig. 9(a) obtained by SSOCT and SDOCT systems, respectively; (d) photograph of the imaged palm; (e) (f) structural images at the position marked with black line in Fig. 9(d) obtained by SSOCT and SDOCT systems, respectively; (g) variation in intensity with depth at the positions marked with white dashed line in Fig. 9(b) and Fig. 9(c); (h) variation in intensity with depth at the positions marked with white dashed line in Fig. 9(e) and Fig. 9(f)

长度约为 2 mm;图 9(b)、(c)分别为手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统对手指指甲根部的成像结果,图 9(e)、(f)分别为手持式 SSOCT 系统与 SDOCT 系统对手掌的成像结果;图 9(g)中红色曲线和黑色曲线分别表示图 9(b)、(c)中白色虚线对应位置处强度随深度的变化,红色曲线和黑色曲线的信噪比分别为 57 dB 和 24 dB;图 9(h)中红色曲线和黑色曲线分别表示图 9(e)、(f)中白色虚线对应位置处强度随深度的变化,红色曲线和黑色曲线的信噪比分别为 50 dB 和 23 dB。

另外,对于 SDOCT 系统而言,由于样品臂的局限性,在活体成像时很多部位无法成像,比如人体胳膊内侧;而对于手持式 SSOCT 系统而言,任意皮肤表面都可以进行成像。利用手持式 SSOCT 对人体胳膊内侧部位皮肤进行成像,结果如图 10 所示,图 10(a)中黑色线条标记的范围为成像区域,长度约为 2 mm。

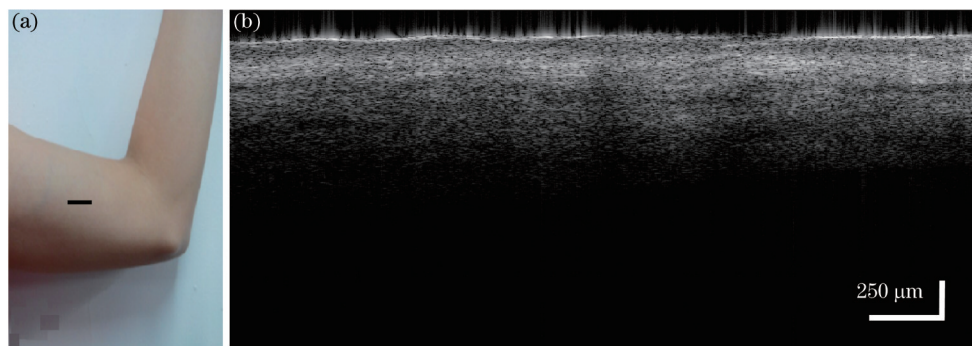


图 10 (a)用于成像的胳膊照片;(b)利用手持式 SSOCT 系统对黑色直线区域成像的结构图像

Fig.10 (a) Photograph of the imaged arm; (b) structural image at the position marked with black line in Fig. 10(a) obtained by SSOCT system

## 4 结 论

搭建了自行研制的手持式 SSOCT 系统,该系统纵向分辨率的测量值为  $7.9 \mu\text{m}$ ,与理论值  $7.1 \mu\text{m}$  基本吻合,在空气中最大成像深度为 3.2 mm,系统灵敏度为 101 dB。通过模拟实验与人体皮肤实验对手持式 SSOCT 系统性能与实验室传统结构的 SDOCT 系统性能进行比较,其中,手持式 SSOCT 系统的灵敏度与信噪比都高于 SDOCT 系统,所有实验结果都证明搭建的手持式 SSOCT 系统不仅具有使用方便的优点,还能提供高质量的皮肤微观结构图像。

## 参 考 文 献

- 1 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254: 1178-1181.
- 2 Yan Xin, Dong Junqing, Liu Weidong, *et al.*. Research on texture characteristics analysis of ancient glaze optical coherence tomographic image[J]. Chinese J Lasers, 2015, 42(5): 0508008.  
严 鑫,董俊卿,刘卫东,等.古代瓷釉光学相干层析图像的纹理特征分析研究[J].中国激光,2015,42(5):0508008.
- 3 Shi Boya, Meng Zhuo, Liu Tiegeng, *et al.*. Non-distorted imaging depth of optical coherence tomography system in human dental tissues [J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(2): 0217001.  
石博雅,孟 卓,刘铁根,等.OCT系统对人体牙齿组织的非失真成像深度的研究[J].光学学报,2014,34(2):0217001.
- 4 Su Ya, Meng Zhuo, Wang Longzhi, *et al.*. Correlation analysis and calibration of noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* with optical coherence tomography[J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(7): 0704002.  
苏 亚,孟 卓,王龙志,等.光学相干层析无创血糖检测中相关性分析及标定[J].中国激光,2014,41(7):0704002.
- 5 E A Swanson, D Huang, M R Hee, *et al.*. High-speed optical coherence domain reflectometry[J]. Opt Lett, 1992, 17(2): 151-153.
- 6 A F Fercher, C K Hitzinger, G Kamp, *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]. Opt Commun, 1995, 117(1-2): 43-48.
- 7 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.
- 8 G Häusler, M W Lindner. "Coherence radar" and "spectral radar" - new tools for dermatological diagnosis[J]. J Biomed Opt, 1998, 3(1): 21-31.
- 9 Zhang Xianling, Gao Wanrong, Chen Chaoliang, *et al.*. Extraction and compensation for depth-resolved phase error in spectral domain optical coherence tomography[J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0204002.  
张仙玲,高万荣,陈朝良,等.谱域光学相干层析成像中深度分辨相位误差提取及补偿[J].中国激光,2014,41(2):0204002.



- 10 Guo Xin, Wang Xiangzhao, Nan Nan, *et al.*. A depth resolution enhancement technique in Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(3): 0311002.  
郭 昕, 王向朝, 南 楠, 等. 一种频域光学相干层析成像深度分辨率增强技术[J]. *光学学报*, 2015, 35(3): 0311002.
- 11 F Lexter, C K Hitzenberger, A F Fercher, *et al.*. Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances[J]. *Appl Opt*, 1997, 36(25): 6548-6553.
- 12 Z G Wang, Z J Yuan, H Y Wang, *et al.*. Increasing the imaging depth of spectral-domain OCT by using interpixel shift technique[J]. *Opt Express*, 2006, 14(16): 7014-7023.
- 13 L An, P Li, T T Shen, *et al.*. High speed spectral domain optical coherence tomography for retinal imaging at 500,000 A-lines persecond [J]. *Biomed Opt Express*, 2011, 2(10): 2770-2783.
- 14 X Liu, M Kirby, F Zhao. Motion analysis and removal in intensity variation based OCT angiography[J]. *Biomed Opt Express*, 2014, 5(11): 3833-3847.
- 15 R K Wang, L An. Doppler optical micro-angiography for volumetric imaging of vascular perfusion *in vivo*[J]. *Opt Express*, 2009, 17(11): 8926-8940.
- 16 A Bradu, L Neagu, A Podoleanu. Extra long imaging range swept source optical coherence tomography using re-circulation loops[J]. *Opt Express*, 2010, 18(24): 25361-25370.
- 17 S H Yun, C Boudoux, G J Tearney, *et al.*. High-speed wavelength-swept semiconductor laser with a polygon-scanner-based wavelength filter[J]. *Opt Lett*, 2003, 28(20): 1981-1983.
- 18 W Y Oh, B J Vakoc, M Shishkov, *et al.*. >400 kHz repetition rate wavelength-swept laser and application to high-speed optical frequency domain imaging[J]. *Opt Lett*, 2010, 35(17): 2919-2921.
- 19 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.
- 20 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.
- 21 A-H Dhalla, T Bustamante, D Nanikivil, *et al.*. Dual-depth SSOCT for simultaneous complex resolved anterior segment and conventional retinal imaging[C]. *SPIE*, 2012, 8213: 82131G.
- 22 C Blatter, J Weingast, A Alex, *et al.*. *In situ* structural and microangiographic assessment of human skin lesions with high-speed OCT [J]. *Biomed Opt Express*, 2012, 3(10): 2636-2646.
- 23 A Mariampillai, M K K Leung, M Jarvi, *et al.*. Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature[J]. *Opt Lett*, 2010, 35(8): 1257-1259.
- 24 C D Lu, M F Kraus, B Potsaid, *et al.*. Handheld ultrahigh speed swept source optical coherence tomography instrument using a MEMS scanning mirror[J]. *Biomed Opt Express*, 2014, 5(1): 293-311.
- 25 F LaRocca, D Nankivil, S Farsiu, *et al.*. Handheld simultaneous scanning laser ophthalmoscopy and optical coherence tomography system [J]. *Biomed Opt Express*, 2013, 4(11): 2307-2321.
- 26 G W Cheon, Y Huang, J Cha, *et al.*. Accurate real-time depth control for CP-SSOCT distal sensor based handheld microsurgery tools [J]. *Biomed Opt Express*, 2015, 6(5): 1942-1953.
- 27 S Y Zhao, Y Gu, P Xue, *et al.*. Imaging port wine stains by fiber optical coherence tomography[J]. *J Biomed Opt*, 2010, 15(3): 036020.
- 28 T S Wang, C M Wang, N Y Huang. Handheld optical coherence tomography device for photodynamic therapy[J]. *Chinese Sci Bull*, 2012, 57(5): 450-454.
- 29 Chen Chaoliang, Gao Wanrong. Method of measuring dispersion and refractive index of transparent object based on spectral fiber low coherence interferometry[J]. *Chinese J Lasers*, 2013, 40(10): 1008005.  
陈朝良, 高万荣. 基于光谱光纤低相干的透射样品色散和折射率测量方法[J]. *中国激光*, 2013, 40(10): 1008005.
- 30 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.
- 31 R Leitgeb, C Hitzenberger, A Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2003, 11(8): 889-894.
- 32 Wang Ling, Zhu Hailong, Tu Pei, *et al.*. High-speed three-dimensional swept source optical coherence tomography system based on LabVIEW[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(7): 0704001.  
王 玲, 朱海龙, 涂 沛, 等. 基于 LabVIEW 的高速三维扫频光学相干层析成像系统[J]. *中国激光*, 2014, 41(7): 0704001.
- 33 A Dubois, L Vabre, A-C Boccara, *et al.*. High-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope[J]. *Appl Opt*, 2002, 41(4): 805-812.