光电技术应用

**DOI**: 10.16818/j.issn1001-5868.2017.05.027

# 一种多样品臂扫频光学相干层析系统

# 娄帆,霍力

(清华大学 电子工程系 集成光电子学国家重点实验室,北京 100084)

摘 要: 报道了一种多样品臂扫频光学相干层析(OCT)系统,使用光开关将多路样品臂接入同一个扫频 OCT 成像系统,通过光开关的快速切换,实现了多路同时实时成像。设计并展示一 个双样品臂的成像系统,两路成像性能均与典型扫频 OCT 系统相当;通过两路实时成像结果相结 合,在仅使用少量额外硬件的情况下,实现了对成像视场的成倍扩展。

关键词: 多样品臂;扫频光学相干层析;光开关;视场扩展;实时成像

中图分类号: TN249 文献标识码: A 文章编号: 1001-5868(2017)05-0751-03

Swept-Source Optical Coherence Tomography System with Multiple Sample Arms LOU Fan, HUO Li

(State Key Lab. in Integrated Optoelectron. , Dept. of Electron. Engin. , Tsinghua University, Beijing 100084, CHN)

**Abstract:** A swept-source optical coherence tomography (SS-OCT) system with multiple sample arms was proposed and demonstrated. By connecting these sample arms and a typical SS-OCT system through an optical switch, which switched with a fast speed, multiple simultaneous real-time imaging was achieved. A prototype with two sample arms was presented. Both imaging performance is comparable to that of a typical SS-OCT system. By combining the results from two real-time operating arms, the multiplication of imaging field of view is realized with little additional hardware.

**Key words:** multiple sample arms; SS-OCT; optical switch; imaging field expansion; real time imaging

# 0 引言

光 学 相 干 层 析 (Optical Coherence Tomography,OCT)作为一种新型的光学成像技 术,因其非接触、无损伤、高灵敏度和高分辨率的特 点在生物医学检测、材料结构等诸多领域得到广泛 的应用。由于具有无需纵向扫描的优势,现在的 OCT系统大都采用傅里叶域的技术,主要包括使用 宽谱光源和分光计的谱域 OCT(Spectral-Domain OCT,SD-OCT)和使用快速扫频光源的扫频 OCT (Swept-Source OCT,SS-OCT)。相 较 于 谱 域 OCT,扫频 OCT 技术在成像速率与探测波段选择 上都具有较大优势。

OCT 技术的一个特点是其具有微米量级的空 收稿日期:2017-03-06. 间分辨率,但相应地,其最佳成像视场大小则通常为 若干毫米,当样品位于这一成像范围之外时,成像性 能会大幅下降。随着 OCT 技术的发展,这一大小 已经难以满足大部分 OCT 应用的需求,在不牺牲 成像分辨率与成像实时性的前提下扩展成像视场的 研究变得极具价值。Ravichandran 等人提出使用 两路样品臂与参考臂分别对薄样品上下表面进行成 像,实现了对样品深度上的完整成像<sup>[1]</sup>;Wang 提出 周期位移参考臂反射镜的方式获取信号相位,实现 了全深度成像,纵向视场范围翻倍<sup>[2]</sup>;Song 等人提 出使用广角透镜的方式扩展横向扫描范围,实现了 分米量级的横向视场范围<sup>[3]</sup>。

本文提出了一种多样品臂的扫频 OCT 系统, 通过光开关将多个不同位置、不同角度的样品臂接 入到 OCT 成像系统中,各样品臂近乎同步地进行

• 751 •

Oct. 2017

成像。相较于普通扫频 OCT 系统,该方案仅在样 品臂设计上有所区别,其余部分,包括成像处理算法 等,均可沿用原有系统。单个样品臂的成像性能与 普通扫频 OCT 相同,而通过多个样品臂成像结果 相结合,实现了对样品的大视场范围、多视角的实时 成像。

# 1 扫频 OCT 的成像视场范围

扫频 OCT 系统的基本结构如图 1 所示<sup>[4]</sup>。根据干涉理论有:

$$S(k) = R(k) \left| A(l)\cos(kD(l))dl \right|$$
(1)

其中, $k = 2\pi/\lambda$ 为探测光波数,S(k)为对应波数 k时探测器接收到的干涉信号强度,l为样品的深度 坐标,A(l)为与样品深度 l 处背向散射强度相关的 系数,反映了样品的结构信息,R(k)为光源强度系 数,D(l)为样品深度 l 处相对于参考臂反射镜的光 程差,一定程度上反映了样品的结构信息。考虑到 D(l)为单调连续函数,可将式(1)化为

$$S(k) = R(k) | B(D)\cos(kD) dD$$
(2)

由式(2)可知,探测光波数 k 与样品相对光程差 D为一对傅里叶变换对,通过获取干涉信号强度与探 测光波数的关系 S(k),经过傅里叶变换之后即可得 到样品结构信息 B(D)。



对于数字处理系统,我们一般使用快速傅里叶 变换(Fast Fourier Transformation,FFT)进行计 算,因此需要在波数空间对干涉信号强度进行采样。 根据 FFT 原理可知,在波数空间的采样密度  $\Delta k$  决 定了 OCT 系统在深度方向上的视场大小:

$$2D_{\max} = \frac{2\pi}{\Delta k} \tag{3}$$

超出最大视场的样品信息将以镜像干扰的形式混叠 在运算结果中,对成像性能造成影响。 另一方面,为了提升成像系统的横向分辨率,在 扫频 OCT 系统的样品臂会使用透镜对探测光进行 聚焦,这一做法虽然使得在透镜焦平面处有最佳的 横向分辨率与灵敏度,但在远离焦平面处,灵敏度会 迅速下降<sup>[5]</sup>。因此,存在一个在透镜焦平面附近的 最佳成像范围,当样品远离这一范围时,即便仍处于 成像视场中,其成像性能也会降低。

成像视场的横向范围相对较为简单,基本由 B-scan扫描的范围决定。但由于需要保证足够快的 扫描速率以实现实时扫描,同时扫描过程应尽可能 线性以降低图像失真,现有的一些扫描方案,包括电 控振镜、MEMS、多波束照射<sup>[6]</sup>等,都无法将这一范 围做到太大。

# 2 多样品臂扫频 OCT

完整的扫频 OCT 成像系统是一个相对比较复 杂而精密的系统,包括器件的参数、控制系统的协同 和信号的解算等均需要特别的设计,因此,对于一个 特定的扫频 OCT 成像系统,其往往具有一个固定 的、难以随意变更的成像视场区域,实际使用时需要 样品去匹配这一区域。当希望实现更大的成像范围 时,往往需要更换大量的器件,甚至于整个系统都可 能需要重新设计,这对于扫频 OCT 技术应用范围 的扩展来说是一个巨大的阻碍。特别地,当需要对 样品进行多视角的成像,并且各视角的成像结果需 要在时间上具有关联性时,传统的单样品臂的 OCT 成像系统显然难以满足。

为此我们提出了多样品臂扫频 OCT 成像系统。如图 2 所示,多个样品臂在空间上互相独立,并 通过光开关共享一个 OCT 成像系统。光开关由电 信号控制在各个样品臂之间进行循环切换,将各路 样品臂采集到的样品信息轮流送入成像系统进行解 算,得到对应的结构图像,用较少的硬件实现了扫频 OCT 成像视场范围成倍的扩展,且无需对原有系统 进行重新设计。各路样品臂在空间上相互独立,因 而可以对样品的不同位置、不同视角进行成像,能够 观察到样品更全面的信息。

从严格意义上讲,多样品臂扫频 OCT 的各路 样品臂并非同时成像,而是存在一个由光开关切换 速率决定的微小的时间差别;当光开关切换得足够 快时,这一时间差别相对于样品的变化而言足够小, 我们便可以认为成像结果是准同步的,从而可以对 成像结果进行诸如图像拼接、实时重建、运动分析等

• 752 •

关联分析。



图 2 多样品臂扫频 OCT 结构示意图

当光开关在样品臂之间切换时,需要保证各路 样品臂都具有最佳成像结果,即要求各样品臂的透 镜焦平面与对应于参考臂反射镜的等光程面之间的 距离相等。由于参考臂保持不动,因而只需保证各 路样品臂具有相同的光路长度即可。

## 3 双样品臂扫频 OCT 成像实验

双样品臂扫频 OCT 实验装置如图 3 所示,由扫 频光源、校准系统、干涉系统、参考臂、光开关、双路 样品臂,以及计算机控制与处理系统组成。



扫频光源使用Axsun商用扫频光源,中心波长 为1310 nm, 谱宽为110 nm, 扫频速率为100 kHz, 输出功率为 20 mW。光源输出光通过一个 99:1 的耦合器分路,其1%的功率接入校准系统,99%的 功率则接入干涉系统。校准系统由两路光程差固定 为3 mm的马赫-曾德尔干涉仪与平衡光电探测器组 成,探测器输出的干涉条纹信号用来对光源进行波 数标定。干涉仪使用集成平衡光电探测器的迈克尔 逊干涉仪(INT-MSB-1300B, Thorlabs Inc.),其样 品臂接口通过一个 $1 \times 2$ 的光开关(SXLT1 $\times 2$ -9N, Sercalo Inc.) 连接两路样品臂。高性能模拟输出卡 (PCI-1721,四通道 12 bit,10 MHz,研华科技)提供 控制信号控制光开关在两路样品臂之间进行切换, 切换周期为 10 ms。两路样品臂具有相同的光路长 度,互成 45°角对准同一样品,其成像视场有一定的 重合区,以方便图像后处理。校准信号与干涉信号

通过高速数据采集卡(ATS9870,双通道 8 bit, 1 GS/s,AlazarTech Inc.)采集进入计算机,经校准、 快速傅里叶变换、色阶调节后进行实时显示,单帧图 像大小 512×850×2,显示帧率 50 f/s。

图4展示了两路样品臂的点扩散函数和滚降结 果,从图中可以得到两路的纵向分辨率、6 dB 滚降 长度、灵敏度分别为 10.6 µm、10.2 µm,7.4 mm、 8.6 mm,106 dB、112 dB。图5 为手指皮肤成像经图 像拼接之后的结果,通过不同角度的两个样品臂成 像,成像视场得到了较大的扩展。图中的手指纵向 范围达到了 5.15 mm,超过了单个样品臂的最大成 像视场,而横向范围则扩展到了 7.21 mm。此外,通 过使用 45°角对侧边皮肤进行成像,使得整个皮肤 图像都是在样品臂透镜焦平面附近较小的范围内进 行成像,有效地降低了因远离焦平面所带来的成像 分辨率与灵敏度的恶化而导致的图像质量的下降。





两路样品臂对不同位置处的平面镜成像的 PSF 结果

图 5 双样品臂扫频 OCT 系统对手指皮肤成像的结果 (下转第 757 页)

• 753 •

图 4

Device Utilization Summary (estimated values)						
Logic Utilization	Used	Available				
Number of Slice Registers	1570	126800				
Number of Slice LUTs	1242	63400				
Number of fully used LUT-FF pairs	1158	1654				
Number of bonded IOBs	33	210				
Number of Block RAM/FIFO	3	135				
Number of BUFG/BUFGCTRLs	1	32				
Number of DSP48E1s	17	240				

#### 图 5 算法在 FPGA 中的占用资源情况

Detailed Reports	All values dis	splave	ed in nanose	conds (ns)		
B Translation Report						
- 🖹 Map Report	Clock to Setup	+	1estination	+	+	+
- E Place and Route Report	A Constant of the	1 57	cc:Rise  Src	:Fall  Src	Rise  Src:	:Fall!
- B Post-PAR Static Timing Report	Source Clock	Des	st:Rise Dest	:Rise   Dest	:Fall   Dest:	:Fall
- Power Report		+	+	+	+	+
Bitgen Report	clk	1	5.6651	1	1	
Secondary Reports		+		+	+	+

图 6 算法在 FPGA 中的最高工作频率

## 4 结论

本文对比分析了几种低照度环境下图像增强算 法的处理效果。针对图像增强算法不利于 FPGA 实现的问题,提出了一种改进的基于去雾的图像增 强算法架构,该架构不仅利于 FPGA 实现,而且针 对图像中灰度值较暗的区域进行了特殊的增强处 理,提升了暗区域的显示效果。仿真结果表明,本文 算法架构占用 FPGA 资源较少,图像增强处理效果 良好,能够很好地满足视频增强处理的实时性要求。

#### 参考文献:

 [1] 余 权,马胜前,马冬梅.保持图像亮度的自适应局部对比度 增强[J].计算机工程与应用,2015,51(7):160-164.
 Yu Quan, Ma Shengqian, Ma Dongmei. Adaptive local contrast

(上接第 753 页)

## 4 结论

利用光开关在两路样品臂之间快速切换,实现 了单扫频 OCT 系统对两个样品视场同步实时成 像。利用这一双样品臂扫频 OCT 系统,实现了对 单一样品的大视场、多视角成像,有效地扩展了扫频 OCT 成像系统的应用场景。这一方案仅需提供额 外的样品臂探头、合适的光开关以及一路光开关控 制信号,扫频 OCT 系统的其余部分均可沿用,是对 现有扫频 OCT 系统的一个有效的扩展。

### 参考文献:

 Ravichandran N K, Wijesinghe R E. Depth enhancement in spectral domain optical coherence tomography using bidirectional imaging modality with a single spectrometer[J].
 J. of Biomedical Opt., 2016, 21(7): 076005. enhancement with brightness preservation[J]. Computer Eng. and Appl., 2015, 51(7): 160-164.

[2] 田金生. 微光像传感器技术的最新进展[J]. 红外技术, 2013, 35(9): 527-534.

Tian Jinsheng. New development of low light level imaging sensor technology[J]. Infrared Technol., 2013, 35(9): 527-534.

- [3] Wang Y, Li T, Qiu Y. Image enhancement algorithm research based on the archives monitoring under low illumination [C]// IEEE 12th Inter. Conf. on Electron. Measurement & Instruments, 2015; 1270-1274.
- [4] Fu X Y, Zeng D, Huang Y. A fusion-based enhancing method for weakly illuminated images [J]. Signal Proc., 2016, 129 (C): 82-96.
- [5] 王小元,张红英,吴亚东. 基于视觉感知的低照度图像增强算法[J]. 计算机工程, 2013, 42(8): 249-254.
  Wang Xiaoyuan, Zhang Hongying, Wu Yadong. Lowillumination image enhancement algorithm based on visual perception[J]. Computer Eng., 2013, 42(8): 249-254.
- [6] He K, Sun J, Tang X. Single image haze removal using dark channel prior [C]//IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Rec., 2009: 1956–1963.
- [7] Dong X, Wang G, Pang Y. Fast efficient algorithm for enhancement of low lighting video[C]//Proc. of Inter. Conf. on Multimedia and Expo., 2011: 1-6.

### 作者简介:

王文革(1966一),男,工程硕士,高级工程师,主 要从事微电子器件、微信号处理与分析方面的研究。 E-mail: 1215636016@qq.com

#### 

- [2] Wang Ruikang K. In vivo full range complex Fourier domain optical coherence tomography[J]. Appl. Phys. Lett., 2007, 90(5): 054103.
- Song Shaozhen. Long-range and wide field of view optical coherence tomography for in vivo 3D imaging of large volume object based on akinetic programmable swept source [J]. Biomedical Opt. Express, 2016, 7(11): 4734-4748.
- Leitgeb R A, Drexler W, Unterhuber A, et al. Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography[J]. Opt. Express, 2004, 12(10): 2156-2165.
- [5] Wiener M, Fujimoto J G. Optical Coherence Tomography: Technology and Applications (Second Edition) [M]. New York: Springer, 2007.
- [6] Akcan B I. Non-moving scanner design for OCT systems[J]. Opt. Express, 2016, 24(25): 28459-28466.

## 作者简介:

娄 帆(1992一),男,硕士研究生,主要研究方 向为扫频 OCT 成像技术。 E-mail: flouan@163.com