

Theoretical Design of the Full-Field OCT Based on Infrared Light

Yiming Wang¹, Ting Wang¹, Chuang Wu², Ning Tian^{1*}

¹College of Physics Science and Technology, Shenyang Normal University, Shenyang Liaoning

²Experimental Teaching Center, Shenyang Normal University, Shenyang Liaoning

Email: 18640553363@163.com, *tiann517@aliyun.com

Received: Oct. 23rd, 2017; accepted: Nov. 3rd, 2017; published: Nov. 10th, 2017

Abstract

In order to obtain the high-quality images, this work improved the traditional full-field optical coherence tomography (full-field OCT) which was based on the Michelson interferometer and visible light. Unlike the common light used in the most OCT, this paper design to substitute the halogen lamp with the infrared light. This design could improve the resolution and the detecting depth, and could achieve the noninvasive optical imaging. This paper provided a practical way for the noninvasive live-cell imaging based on the full-field OCT.

Keywords

Infrared Light, Full-Field Optical Coherence Tomography, Biological Tissue

基于红外光源的全场OCT理论设计

王一鸣¹, 王 婷¹, 吴 闯², 田 宁^{1*}

¹沈阳师范大学物理科学与技术学院, 辽宁 沈阳

²沈阳师范大学实验教学中心, 辽宁 沈阳

Email: 18640553363@163.com, *tiann517@aliyun.com

收稿日期: 2017年10月23日; 录用日期: 2017年11月3日; 发布日期: 2017年11月10日

摘 要

设计改良了一套基于迈克尔逊干涉仪和可见光源的全场光学相干层析成像(全场OCT)系统, 以获得高质量的全场OCT图像。不同于大多数全场OCT所使用的光源, 本系统以改进的卤钨白炽灯为红外光源, 理

*通讯作者。

论上不仅提高了全场OCT系统的分辨率和成像深度, 并且对拍摄的生物组织样品做到了无损成像。为实现对活体细胞的高分辨率光学相干层析成像提供了切实可行的方法。

关键词

红外光源, 全场光学相干层析, 生物组织

Copyright © 2017 by authors and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

光学相干层析(optical coherence tomography, OCT)成像技术的核心实际上是一个迈克尔逊干涉仪[1], 其利用宽带光源的低相干性, 通过测量从生物组织或材料内部不同深度的后向散射光和参考光的干涉光强来得到样品内部微观结构的层析图像。OCT 是基于光学方法制作出的生物传感器, 具有非接触、无损伤, 高分辨率, 成本低, 快速成像和实时监测等优点。OCT 技术有着广泛的应用, 目前已应用于眼科, 皮肤科, 心血管, 消化道, 呼吸系统, 口腔和牙齿组织, 以及活体细胞的观察[2]-[8]。

全场光学相干层析成像(FF-OCT)系统是 OCT 技术的一个分支。对于全场 OCT 系统而言, 光源的选择非常重要, 光源的中心波长越长, OCT 系统的纵向分辨率就越高, 成像深度也越深。我们设计的红外光源的中心波长为 1000 nm, 高于目前广泛运用的各种光源, 可以提高系统的纵向分辨率和成像深度。另外, 一般光源照射生物样品, 尤其是波长 500 纳米以下的蓝紫光, 对生物样品有很大的杀伤性, 能够损伤 DNA 结构。而在 600~1300 纳米之间的近红外光谱范围内, 生物组织具备良好的透光性, 对光的吸收小, 且近红外技术能够实现真正意义上的无损检测。所以, 本文设计的近红外光源, 理论上可以实现对生物组织的无损成像, 这就消除了在活体探测过程中对生物样品的光损伤, 适于对活体组织或细胞长时间的观察。

2. 全场 OCT 装置

如图 1 所示, 在两条臂中加入了两个相同的显微物镜。这种干涉仪又叫做 Linnik 干涉显微系统。通过本文设计的红外光源发出的光穿过透镜 1 后经分束镜被分为两束, 分别射向参考臂和样品臂, 随后投射在两个相同型号的显微物镜的后焦面上。从两臂反射回的光发生干涉, 干涉信号由探测器接收。参考臂由压电陶瓷(piezoelectric ceramics, PZT)调制, 通过控制 PZT 的电压来控制位移量的变化, 使参考臂进行移动。需要观察的生物组织样品则在活细胞培养系统中放置。样品臂由步进电机做纵向扫描, 则可获得样品三维信息。

3. 系统组成

3.1. 光源

本文选用卤钨白炽灯作为热辐射红外光源。首先卤钨白炽灯作为热光源, 具有低时间相干性和低空间相干性, 这样既保证了高分辨率, 又在很大程度上抑制并行探测中出现的空间串扰(cross-talk), 从而降低了图像的散斑噪声。而且相比于其他 OCT 系统中所使用的光源, 如超辐射发光二极管(the superluminescent diode, SLD)、超快激光器等, 其价格十分便宜, 能够降低 OCT 系统的成本。本文设计的红外光源

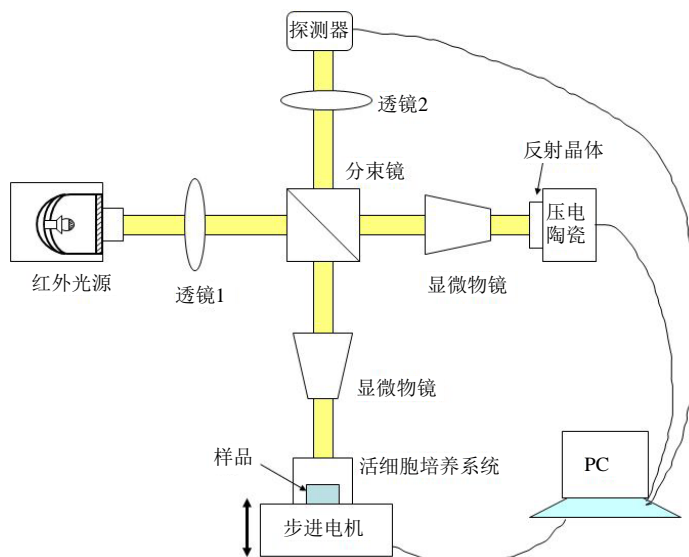


Figure 1. Schematic diagram of full-field OCT
图 1. 全场 OCT 装置示意图

由卤钨白炽灯、聚光反射镜、滤光片组成。发光面处于聚光镜的焦点上，光束成平行光。如图 2 所示。OCT 图像的纵向分辨率主要与光源的中心波长和带宽有关。

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}$$

其中， λ_0 是光源的中心波长， $\Delta \lambda$ 是光源的带宽。

图 3 为卤素灯与本文设计的红外光源光谱对比图。红外光源其中心波长为 1000 nm，带宽为 150 nm。

理论纵向分辨率为： $\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} = 2.9 \mu\text{m}$ 。而如全场 OCT 系统中一般用到的中心波长为 600~700 nm，带宽 150~300 nm 的光源，纵向分辨率为 0.7~1 μm [9]。由此可见，本文设计的光源大大提高了纵向分辨率。

3.2. 透镜

一般的 OCT 系统使用的都是可见光，所以该系统的透镜也都是针对可见光的，这明显不符合本文红外光源的需求。所以本文设计使用了菲涅尔透镜作为传统透镜的替代品。菲涅尔透镜简单的说就是在透镜的一侧有等距的齿纹，通过这些齿纹可以达到对制定光谱范围的光带通(反射或折射)的作用。与传统透镜相比，菲涅尔透镜具有重量轻，材料来源丰富、成本低、制作方便、厚度薄等特点[10]。

3.3. 分束镜

中心波段为可见光波段的分束镜亦不能满足本套系统的要求，我们设计使用红外分束镜来将从光源处接收到的红外光分为两束，分别进入参考臂和样品臂。

3.4. 探测器

由于在红外波段对生物样品进行成像，二维探测器也需从以 Si 为基底的 CCD 转换为探测红外波段的以 InGaAs 为基底的 CCD，与此同时，系统的成像深度也得到了提高[11]。

本文设计的全场 OCT 系统相关光学参数见表 1。

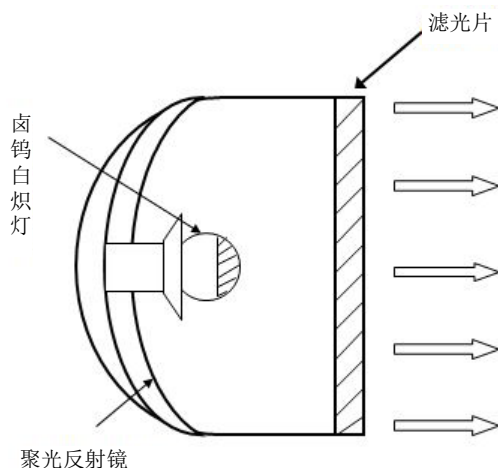


Figure 2. Structure chart of infrared light composed of tungsten halogen lamps

图 2. 由卤钨白炽灯组成的红外光源结构图

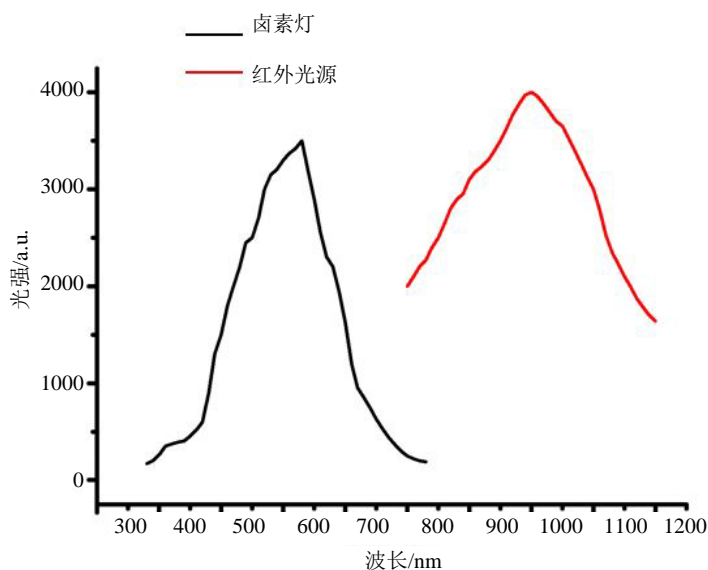


Figure 3. Spectra of Halogen lamp and infrared light designed in this paper

图 3. 卤素灯与本文设计的红外光源光谱对比图

Table 1. Optical parameters of our designed full-field OCT

表 1. 本文设计的全场 OCT 系统相关光学参数

中心波长	带宽	理论纵向分辨率
1000nm	150nm	2.9 μ m

4. 结论

本文主要针对全场 OCT 系统装置的光源进行了改良研究, 设计了以卤钨白炽灯作为红外光源的全场 OCT 成像系统。理论上提高了该系统成像的分辨率和探测深度, 并且做到了对生物样品的无损成像, 为主要应用于生物组织活体成像的全场 OCT 系统的改进提供了切实可行的方法。

基金项目

辽宁省自然科学基金(2015020715), 沈阳师范大学优秀人才支持计划(BS201433), 沈阳师范大学自主科研计划(L201514)和沈阳师范大学博士启动计划(51600209)资助。

参考文献 (References)

- [1] Hu, B., Jiang, X.F., Shi, X.H., *et al.* (2016) Application of Full-Field Optical Coherence Tomography for Cell Imaging. *Chinese Journal of Quantum Electronics*, **33**, 437-443.
- [2] De CastroAbege, A.H., De Carlo, T.E., Duker, J.S., Bauman, C.R. (2015) Optical Coherence Tomography Angiography Compared to Fluorescein Angiography in Branch Retinal Artery Occlusion. *Ophthalmic Surgery Lasers & Imaging Retina*, **46**, 1052-1054. <https://doi.org/10.3928/23258160-20151027-12>
- [3] Mamalis, A., Ho, D. and Jagdeo, J. (2015) Optical Coherence Tomography Imaging of Normal, Chronologically Aged, Photoaged and Photodamaged Skin: A Systematic Review. *Dermatologic Surgery*, **41**, 993-1005. <https://doi.org/10.1097/DSS.0000000000000457>
- [4] 刘小宁, 杨跃进, 吴永健, 等. 光学相干断层成像方法评价冠状动脉介入治疗术后即刻药物洗脱支架贴壁情况[J]. 中国循环杂志, 2013, 28(5): 356-359.
- [5] Yoo, H., Kim, J.W., Shishkov, M., *et al.* (2011) Intra-Arterial Catheter for Simultaneous Microstructural and Molecular Imaging *In Vivo*. *Nature Medicine*, **17**, 1680-1684. <https://doi.org/10.1038/nm.2555>
- [6] Fard, A.M., Vacas-Jacques, P., Hamidi, E., *et al.* (2013) Optical Coherence Tomography—Near Infrared Spectroscopy System and Catheter for Intravascular Imaging. *Optics Express*, **21**, 30849-30858. <https://doi.org/10.1364/OE.21.030849>
- [7] Shimada, Y., Sadr, A., Burrow, M.F., *et al.* (2010) Validation of Swept-Source Optical Coherence Tomography(SS-OCT) for the Diagnosis of Occlusal Caries. *Journal of Dentistry*, **38**, 655. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.004>
- [8] Zheng, J., Lu, D., Chen, T., *et al.* (2012) Label-Free Subcellular 3D Live Imaging of Preimplantation Mouse Embryos with Full-Field Optical Coherence Tomography. *Journal of Biomedical Optics*, **17**, 0705031-0705033. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.7.070503>
- [9] Dubois, A., Moneron, G., Grieve, K., *et al.* (2004) Three-Dimensional Cellular-Level Imaging Using Full-Field Optical Coherence Tomography. *Physics in Medicine & Biology*, **49**, 1227-1234. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/7/010>
- [10] 姚叙红, 朱林泉, 薛忠晋. 菲涅尔透镜提高太阳能利用效率的研究[J]. 红外, 2009, 30(3): 30-34.
- [11] Sacchet, D., Moreau, J., Georges, P., *et al.* (2008) Simultaneous Dual-Band Ultra-High Resolution Full-Field Optical Coherence Tomography. *Optics Express*, **16**, 19434-19446. <https://doi.org/10.1364/OE.16.019434>

知网检索的两种方式:

1. 打开知网页面 <http://kns.cnki.net/kns/brief/result.aspx?dbPrefix=WWJD>
下拉列表框选择: [ISSN], 输入期刊 ISSN: 2160-7567, 即可查询
2. 打开知网首页 <http://cnki.net/>
左侧“国际文献总库”进入, 输入文章标题, 即可查询

投稿请点击: <http://www.hanspub.org/Submission.aspx>
期刊邮箱: app@hanspub.org