

光学相干层析术中的图像处理研究

陈 炜¹, 薛 平², 陈颢延²

(1 北京航空航天大学电子工程系, 北京 100083);

(2 清华大学现代应用物理系, 北京 100084)

摘 要 超辐射发光二极管 (SLD) 和超短脉冲飞秒激光是光学相干层析 (OCT) 的理想光源。实验中, SLD 光源的边峰效应, 造成了 OCT 图像的模糊, 本文采用一阶近似的方法, 对图像进行了处理, 获得了清晰的层析组织结构图; 文中还提出出现边峰的原因是器件本身所致, 模拟结果与实验相符。

关键词 光学相干层析; 图像处理; 模拟计算

中图分类号: TN911.73; TN911.74

文献标识码: A

1 引 言

光学相干层析术 (Optical Coherence Tomography, 简称 OCT)^[1] 是一种近年来发展迅速的新型成像技术, 它将新发展的光学技术与超灵敏探测技术结合起来, 加上现代计算机图像处理方法, 成为一门新兴的层析成像诊断技术。由于该方法能获得微米量级的空间分辨率, 而且给出了动态时间分辨图像^[2,3], 还有其造价低, 结构简单, 不会对人体造成损伤等优点, 可望在医学领域的诊断或疗效监测等方面, 获得全面的临床应用。因此, 对 OCT 技术开展研究, 将为生物医学领域提供一种新的重要的诊断手段。

2 实验结果与讨论

目前, OCT 技术主要应用于生物医学领域, 对于光的生物医学应用, 波长的选择很重要。结合生物组织的光学特性^[4,5] 和光纤化 OCT 系统对光源的特殊要求: 需具有较宽的频谱宽度、输出功率高、稳定性好、易于耦合, 波长为 850 nm 的超辐射发光二极管 (SLD) 和超短脉冲飞秒激光是能满足这些要求的理想光源。

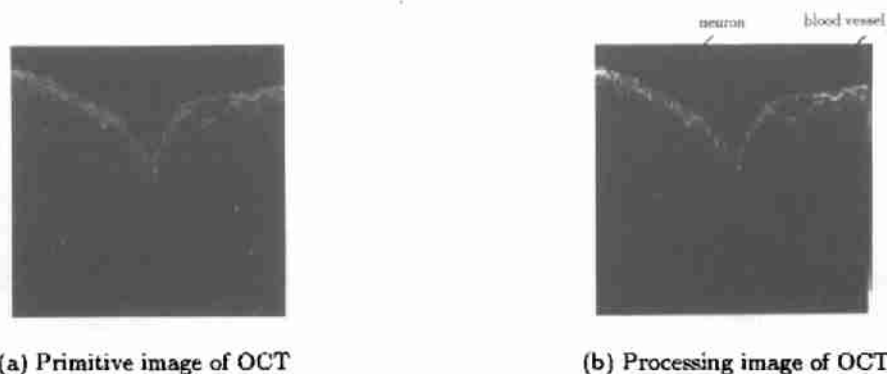


Fig.1 OCT image of monkey brain, size: 2 mm×1.2 mm

我们已建成以 SLD 为光源的光纤化光学相干层析成像系统, 并成功地获取了生物组织等样品的层析图像。但是, 在测量这套 OCT 系统的纵向分辨率时, 信号随光程差分布曲线在非等光程点会出现相干信号峰^[6], 在进行实际成像过程中, 通过减少系统两臂光纤的扭曲, 平衡所受应力, 将子相干峰和主相干峰的强度之比调至最小, 通常为 0.001, 尽管如此, 得到的 OCT 图像仍出现明显的边峰效应, 造成了图像的模糊, 很难观察组织的结构细节并判断其穿透深度, 如图 1(a) 所示。由于子、主峰的强度比 (记为 Q) 较小, 且相对位置保持不

变。因此采用较为简便的方法,即一阶近似来对所得图像进行处理。具体步骤为:将整个数据文件乘以系数 Q 后分别前移、后移 $360\text{ }\mu\text{m}$,再与原数据文件相减,就可基本消除光源边峰对图像造成的影响,处理后的结果如图 1(b) 所示。图 1(a) 中显示的是猴脑组织切片样品的实验测量结果,这里采用的是波长为 850 nm 的 SLD,近红外光从图片的上方入射,在图 1(b) 中脑部表皮附近的神经元和血管等结构清晰可见,穿透深度达 0.5 mm 。

原先我们认为是光纤的双折射性质造成了光源边峰的存在。但实验中将超短脉冲激光引入该系统,在同样的条件下,其纵向分辨率曲线并未出现子峰。分析原因,我们认为是 SLD 器件本身所致。作为连续光源的 SLD,在较强功率输出时,是可能有多模存在的。

设 SLD 光源的光谱分布为高斯型的线偏振光。振幅表达式可写为:

$$A = A_0 \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{2\tau_\nu^2} - i\left(2\pi\nu_0 t - \frac{2\pi}{c}\nu_0 l\right)\right]. \quad (1)$$

式中 A 是振幅, ν 和 ν_0 分别是光的频率和中心频率, l 是光程, τ_ν 是振幅光谱分布均差值, c 是光速。

设光源的光谱分布由主单模上叠加一系列多模组成,每个子模式仍然是高斯分布,而这一系列多模的包络也是高斯分布,且与主单模的分布形式相同,则光的光强光谱分布可以写成:

$$I = \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{\tau_\nu^2}\right] \left\{ A_s \sum_{k=0}^N \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_{0k})^2}{\tau_{\nu k}^2} + A_m\right] \right\}. \quad (2)$$

式中 τ_ν 和 $\tau_{\nu k}$ 分别对应包络和每个模式的分布, N 是子模式的数目, ν 和 ν_{0k} 是整个包络和每个模式的中心频率,可以推得相干信号为:

$$\begin{aligned} \tilde{I} = & 2A_m \sqrt{\pi\tau_\nu} \exp\left[-\left(\frac{\pi\tau_\nu}{c}\right)^2(l_1 - l_2)^2\right] \cos(\Delta\omega t + \phi_0) + 2A_s \sum_{k=1}^N \sqrt{\frac{\tau_\nu^2 \tau_{\nu k}^2}{\tau_\nu^2 + \tau_{\nu k}^2}} \pi \exp\left[-\frac{(\nu_0 - \nu_{0k})^2}{\tau_\nu^2 + \tau_{\nu k}^2} - \right. \\ & \left. \frac{\tau_\nu^2 \tau_{\nu k}^2 \pi^2}{(\tau_\nu^2 + \tau_{\nu k}^2)c^2}(l_1 - l_2)^2\right] \cdot \cos\left[\frac{2\pi}{c}\left(\frac{\tau_{\nu k}^2}{\tau_\nu^2 + \tau_{\nu k}^2}\nu_0 + \frac{\tau_\nu^2}{\tau_\nu^2 + \tau_{\nu k}^2}\nu_{0k}\right)(l_1 - l_2) + \Delta\omega t + \phi_0\right]. \end{aligned} \quad (3)$$

按公式 (3),利用自编的程序对上述过程进行了模拟计算。图 3 是模拟图 2 所示光谱分布的连续光在等光程点附近的相干信号分布,相干信号对光程差的分布半高宽为 $23\text{ }\mu\text{m}$,与计算结果^[6]相同,可见多模光源并不影响系统的分辨率。

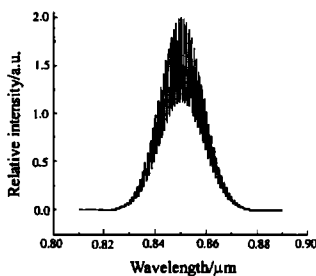


Fig.2 Spectrum simulation of multimode distributing light

central wavelength: 850 nm , bandwidth: 20 nm ,
superposing 50 moduli (interval: 1 nm , bandwidth: 0.5 nm)

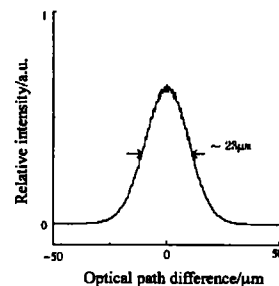


Fig.3 Simulation of interfere signal

模拟较长光程差范围内的相干信号,发现在非等光程点也有相干信号,各峰间的距离与光波长和光谱分布中子模式的间距 $\delta\lambda$ 有关,相干信号峰的包络宽度与子模式的波长半宽有关,经多次改变 λ 和 $\delta\lambda$ 等参数进行模拟,可得它们分别等于 $\lambda^2/\delta\lambda$ 和 $\lambda^2/\delta\lambda_k$ 。这样如果光谱模式分布包络足够宽、子模式半宽较大而间距足够小,则相干信号分辨率峰的边带就有可能落在相干信号峰包络的外边,从而消除边带,效果与较宽单模产生的结果一样。通过模拟光谱含有多模子峰的光源(图 4),形成相干位置曲线如图 5 所示。所得结果与实验所测^[6]相符。

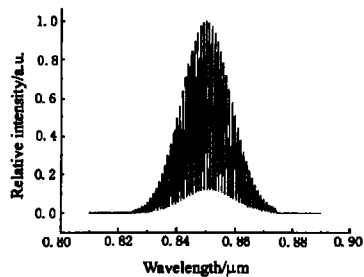


Fig.4 Spectrum simulation of multimode distributing light
central wavelength: 850 nm, bandwidth: 20nm,
superposing 50 moduli (interval: 1 nm, bandwidth: 0.5 nm)

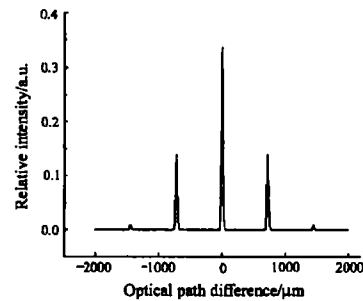


Fig.5 Simulation of coherence signal

3 结 论

通过简单的一阶近似的处理方法,可以基本消除 SLD 光源边峰效应而造成的 OCT 图像的模糊,获得组织样品的深层结构信息,提高图像的分辨能力;增加图像的清晰度;模拟计算结果表明,实验中 OCT 系统的纵向分辨曲线在非等光程点出现相干信号的原因,是由于采用的超辐射发光二极管光源在较强功率输出时,是多模存在的。模拟结果与实验测量相符。

致谢: 北京中日友好医院提供了动物组织样品,作者感谢与该院有关专家的有益讨论。作者还要感谢李家明院士在工作中给予的帮助。本文工作得到国家教委“211”工程、清华大学激光单原子分子测控研究中心和清华大学青年基金资助。

参 考 文 献

- 1 Huang D, Swanson E A, Lin C P *et al.* Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178~1181
- 2 Tearney R T, Brezinski M E, Bouma B E *et al.* In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography [J]. *Science*, 1997, 276(5321): 2037~2039
- 3 Tearney G T, Boppart S A, Bouma B E *et al.* Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 1996, 21(7): 543~545
- 4 Anderson R R, Parrish J A. The optics of human skin [J]. *J. Invest. Derm.*, 1981, 77(1): 13~18
- 5 Parsa P, Jacques S L, Nishioka N S. Optical properties of rat liver between 350 and 220 nm [J]. *Appl. Opt.*, 1988, 28(12): 2325~2330
- 6 陈 炜, 薛 平, 陈庭延等. 不同光源的光学相干层析成像系统比较 [J]. *量子电子学报*, 2000, 17(4): 360~364

Imaging Processing Research of Optical Coherence Tomography

Chen Wei¹, Xue Ping², Chen Dieyan²

(1 Department of Electrical Engineering, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083);

(2 Department of Modern Applied Physics, Tsinghua University, Beijing 100084)

Abstract The superluminescent diode (SLD) and ultrashort laser are the ideal light source for OCT. In this paper, a simple method was used to eliminate the edge effect of SLD, and obtain clear image of Tomography Structure. The reason of the edge effect of SLD is multimode distribution when it work in the high output power. The theoretical simulating results are agreed with that of experimental measurement.

Key words optical coherence tomography; imaging processing; simulating