

文章编号 1004-924X(2006)05-0929-05

# 用线性补偿算法和 CCD 响应补偿来 提高频谱 OCT 图像质量

张泰石<sup>1,2</sup>, 李 刚<sup>1</sup>, 郑 羽<sup>1</sup>, 林 凌<sup>1</sup>, 刘晶晶<sup>1</sup>

(1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;

2. 金日成综合大学 物理学院, 朝鲜)

**摘要:**在频谱光学相干析成像(频谱 OCT)系统中普遍使用的 CCD 采样的数据是波长的函数。CCD 对不同波长的信号具有不同的响应,而且图像重建进行的傅里叶逆变换所需要的数据是波数的函数,忽略这两个问题对频谱 OCT 成像质量的影响比较大。基于以上分析,提出了响应度补偿法和波长数据-波数数据转换线性补偿法,并对样品进行了实验验证。实验结果表明,该方法能够将 OCT 图像的信噪比(SNR)提高约 30%,明显改善了图像质量。

**关键词:**光学相干层析术; CCD 响应; 信噪比; 线性补偿; 频谱 OCT

**中图分类号:** O433.4; O436.1 **文献标识码:** A

## Improvement of spectral domain OCT image quality by linear interpolation and CCD response compensation

ZHANG Tae-Sok<sup>1,2</sup>, LI Gang<sup>1</sup>, ZHENG Yu<sup>1</sup>, LIN Ling<sup>1</sup>, LIU Jing-jing<sup>1</sup>

(1. School of Precision Instrument and Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072; 2. School of Physics, KIM IL SUNG University, D. P. R. Korea )

**Abstract:** Data collected by CCD camera is a function of wavelength in Spectral-Domain Optical Coherence Tomography (SDOCT) system. By consideration of a wavelength-depended response characteristics of CCD and the Fourier transform relationship between time (distance) and frequency (wave-number), the CCD data must be responsivity-compensated and resampled by linear interpolation in frequency space. Based on the above analysis, the CCD response compensation method and the linear interpolation arithmetic were suggested and tested by the sample imaging. Results show that signal-to-noise ratio (SNR) increases a 30% in proposed method and arithmetic mentioned above, and the OCT image quality is greatly improved.

**Key words:** Optical Coherence Tomography(OCT); CCD response; signal-to-noise ratio; linear interpolation; spectral-domain OCT

## 1 引言

光学相干层析成像技术(Optical Coherence Tomography)是一种新型的非接触无创成像技术,它可以为微米级生物组织成像<sup>[1]</sup>。该技术主要可以分成时域 TDOCT (Time-Domain Optical Coherence Tomography)和频谱 SDOCT (Spectral-Domain Optical Coherence Tomography)。最近几年,SDOCT 由于超高的分辨率和高速图像重建的优点而极受重视<sup>[2-6]</sup>,该技术不仅可以达到几微米级的空间分辨率,还能实现实时成像<sup>[7-9]</sup>。谱频域 OCT 系统无需轴向扫描,即可直接得到深度信息,由探测传感器阵列(CCD)检测到的干涉条纹的频率编码中含有待测样品的深度信息,通过傅里叶变换就得到被测对象的图像。

CCD 采集的数据为波长的函数,它对不同的波长的信号具有不同的响应,实际测试中必须考虑不同波长的响应度,并进行适当的补偿<sup>[10]</sup>。

由于图像重建进行的傅里叶逆变换不是基于波长相关的数据,而是基于波数相关的数据,所以波长相关的数据必须转换成波数相关的数据。而波长和波数之间存在非线性关系,所以可对实验数据做线性补偿。

本文对 CCD 进行了响应补偿,同时提出了一种波长数据→波数数据线性补偿法,并对样品进行了实验验证。

## 2 理论

SDOCT 的基本原理是基于部分相干干涉测量法,也就是宽带光的干涉,它的核心是迈克尔逊干涉仪和光谱仪。超亮发光二极管(SLD)发出的低相干光经分束棱镜分束,分别进入参考镜和被测对象中,被测对象的背向散射光与参考光干涉后,经光谱仪的光栅,干涉谱被探测阵列(如 CCD)所接收。

被 CCD 每个像素检测到的信号如公式(1)所示<sup>[11]</sup>。

$$I(k) = I_r(k) + 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n) + I_s(k), \quad (1)$$

其中  $I_r(k)$ ,  $I_s(k)$  分别为从参考镜和被测对象反

射的波数相关的光强, $k$  为波数。公式(1)右边的第二项表示被测对象的背向散射光与参考光之间的干涉, $\alpha_n$  为在被测对象的深度  $z_n$  位置的折射率的平方根。

为了重建图像进行对公式(1)的逆傅里叶变换,结果如公式(2)所示<sup>[12]</sup>。

$$FT^{-1}\{I(k)\} = \Gamma_{rr} + \sum_n \Gamma_m(\tau) + \sum_{n \neq m} \{\Gamma[\tau + (\tau_m - \tau_n)] + \Gamma[\tau - (\tau_m - \tau_n)]\} + \sum_n \{\Gamma[\tau + (\tau_r - \tau_n)] + \Gamma[\tau - (\tau_r - \tau_n)]\}, \quad (2)$$

其中  $m, n$  表示被测对象的不同深度, $\tau_{n,m}$  和  $\tau_r$  分别为样品臂在不同深度  $m, n$  和参考臂的光束传播时间, $\Gamma(\tau)$  为一阶电场相关函数。

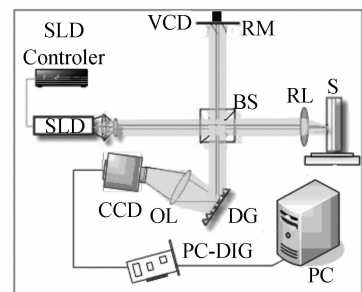
SDOCT 系统的信噪比如公式(3)所示<sup>[13]</sup>。

$$SNR_{SD} = \frac{\eta P_{\text{sample}} \tau_i}{E_v}, \quad (3)$$

其中  $\eta$  为光谱仪的效率, $P_{\text{sample}}$  为指向探测臂返回的样品臂光功率, $\tau_i$  为探测器的光积分时间, $E_v$  为光子能量。

## 3 实验设备

图 1 为试验装置框图。



SLD:超亮发光二极管;BS:分束棱镜;RM:参考镜;RL:参考臂透镜;S:样品;DG,衍射光栅;OL:物镜;VCD:音圈驱动器

图 1 SDOCT 系统的试验装置框图

Fig. 1 Experimental setup of SDOCT system

光源为超亮发光二极管(SLD),它的型号为 SLD-370-HP-TOW2-PD,SLD 电流控制器和温度控制器为 PILOT-4,最大的输出功率为 10 mW,光源中心波长是 830 nm,光源的带宽是

40 nm,其相干长度为 10 μm。超亮发光二极管 (SLD)发出的低相干光经分束棱镜分束,分别进入参考镜和待测样品中,待测样品的背向散射光与参考光干涉后,经光谱仪的光栅,干涉谱被高速图像采集系统接收。分束棱镜的分束比为 50 : 50,光栅线数为 1 200 l/mm,高速图像采集系统由 CCD 相机 CA-D6-0256W (8 位,256 \* 256 像素,帧速率为 955 frames/s)和低功耗数字图像采集卡 PC-DIG 构成的。使用了微位移平台来完成横向扫描,它的扫描范围为 50 mm。微调范围是 2.5 μm,最高精度范围是 0.01 μm。相移器采用音圈驱动器。

### 4 实验结果与讨论

本文以三层盖玻片为被测对象(样品)进行了实验验证。CCD 的各个像素接收到的干涉谱如图 2 所示。

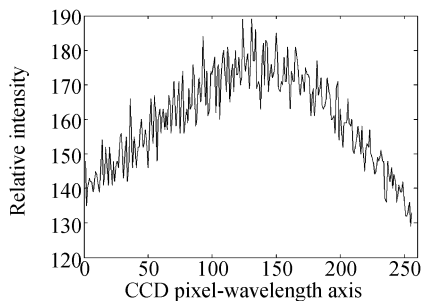


图 2 CCD 检测到的干涉谱

Fig. 2 Modulated spectrum read by CCD camera

每个像素对应一个波长(见图 4),由于 SLD 的波长宽度只有 40 nm,可以把 CCD 每一个像素对应的波长之间的间隔看成是线性的,如公式(4)所示。

$$\lambda_k = \lambda_1 + (k-1) \left( \frac{\lambda_N - \lambda_1}{N-1} \right), \quad (4)$$

其中,  $N$  为 CCD 的横向像素总数,  $k=1, 2, \dots, N$ ,  $\lambda_1 = \lambda_{\min}$ , 为宽带光源的最小波长,  $\lambda_N = \lambda_{\max}$  为宽带光源的最大波长。

一般的光敏传感器如 CCD 也对不同的波长的信号具有不一样的响应,本系统中所选用的 CCD 的响应谱如图 3 所示。

CCD 检测到的光强  $I_{\text{CCD}}$  与实际光强  $I$  之间关系如公式(5)所示。

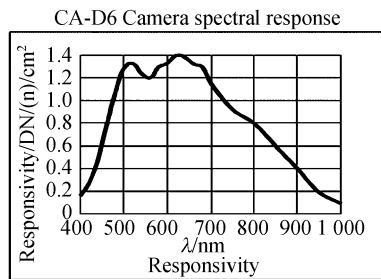


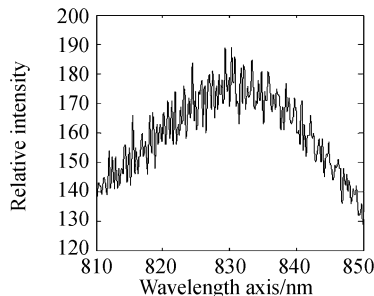
图 3 CCD 相机(CA-D6-0256W)的响应谱

Fig. 3 Responsive spectrum of CCD camera(CA-D6-0256W)

$$I = \frac{I_{\text{CCD}}}{R}, \quad (5)$$

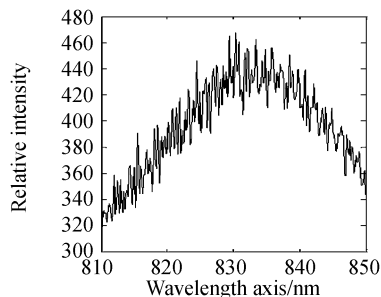
其中  $R$  为响应度。从图 3 得出,CCD 相机(CA-D6-0256 W)在 810~850 nm 的波长范围内响应度为 0.76~0.60 的线性变化。

图 4 展示了对 CCD 进行响应度补偿的结果,结果表明增加了响应补偿后信号的幅度。



(a) CCD 接收的干涉谱

(a) Modulated spectrum read by CCD camera



(b) 进行响应补偿后的干涉谱

(b) Modulated spectrum after response compensation

图 4 干涉谱图

Fig. 4 Modulated spectrum

为了重建图像要进行的傅里叶逆变换是时间(距离)空间和波数空间之间进行的(参考公式

(2)), 所以必须要把波长相关数据  $I(\lambda)$  转换成波数相关数据  $I(k)$ 。由于  $k_k' = 2\pi/\lambda_k$ ,  $k_k'$  是非线性的, 需要对实验数据做线性补偿。下边提出了一种线性补偿法。

首先, 把波数空间等分, 如公式(6)所示。

$$k_i = k_1 + (i-1) \left( \frac{k_N - k_1}{N-1} \right), \quad (6)$$

其中:  $k_1 = 2\pi/\lambda_N$ ,  $k_N = 2\pi/\lambda_1$ ,  $i = 1, 2, \dots, N$ 。

然后, 求出对应的波长  $\lambda_i' = 2\pi/k_i$ , 每个  $\lambda_i'$  和  $\{\lambda_k\}$  比较, 有三种可能性, 如公式(7)~(10)所示。

(1) 如果  $\lambda_i' = \lambda_k$ , 则

$$I(k_i) = I(\lambda_k), \quad (7)$$

(2) 如果  $\lambda_i' = \lambda_{k+1}$ , 则

$$I(k_i) = I(\lambda_{k+1}), \quad (8)$$

(3) 如果  $\lambda_k < \lambda_i' < \lambda_{k+1}$ , 则

$$I(\lambda_i') = I(\lambda_k) + \frac{(\lambda_i' - \lambda_k)}{(\lambda_{k+1} - \lambda_k)} [I(\lambda_{k+1}) - I(\lambda_k)], \quad (9)$$

$$I(k_i) = I(\lambda_i'). \quad (10)$$

图 5 给出了对图 4 进行线性补偿后波数相关的干涉谱。

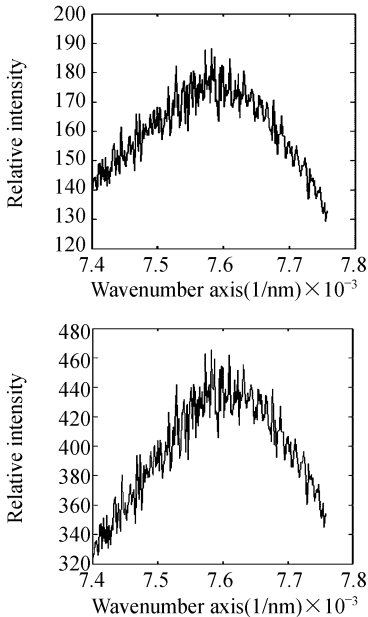
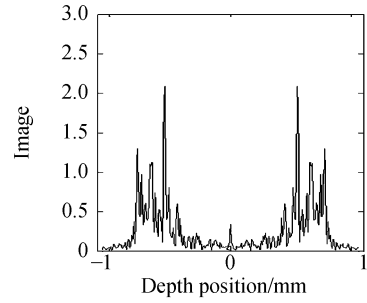


图 5 线性补偿后的波数相关干涉谱

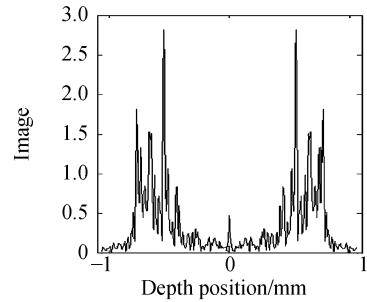
Fig. 5 Wave number-dependent modulated spectrum after linear interpolation

图 6 展示了三层盖玻片的 OCT 图像信号。补偿后, 直流项和盖玻片的位置信号有了明显的提高, 但是噪声的幅度几乎没变。由公式(3)计算

可知, 补偿后的信噪比约是补偿以前的 1.3 倍。



(a) 补偿前  
(a) Before compensation



(b) 补偿后  
(b) After compensation

图 6 三层盖玻片的 OCT 像信号

Fig. 6 OCT image signal of three sheets of glass

## 5 结 论

本文对 SDOCT 系统进行了研究, 分析了 CCD 响应度问题和将波长相关的数据转换成波数相关的数据的问题, 进行了实验验证。

本文得到的结论如下:

对于 SDOCT 系统而言, 由于光源的频谱较宽, 被测对象的深度信息被编码在由 CCD 检测的整个光谱的调制频率中, 所以必须考虑到 CCD 对不同波长的响应, 进行适当的补偿。

由于图像重建进行的傅立叶逆变换所需求的数据为波数的函数, 所以需要 CCD 采样的数据进行转换, 而波长和波数之间是非线性关系, 数据转换也要进行线性补偿。

本文提出的响应度补偿法和波长数据-波数数据转换线性补偿法是可行的, 明显提高了 OCT 图像的信噪比, 改善了 OCT 图像质量。

## 参考文献:

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] TERAMURA Y, SUEKUNI M, KANNARI F. Two-dimensional optical coherence tomography using spectral domain interferometry[J]. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.*, 2000, (2): 21-26.
- [3] YUN S, TEARNEY G, BOUMA B. High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3  $\mu\text{m}$  wavelength[J]. *Opt. Express*, 2003, (11): 3598-3604.
- [4] KO T, ADLER D, FUJIMOTO J, *et al.* Ultrahigh resolution optical coherence tomography imaging with a broadband superluminescent diode light source[J]. *Opt. Express*, 2004, (12): 2112-2119.
- [5] LEITGEB R A, DREXLER W, UNTERHUBER A, *et al.* Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2004(12): 2156-2165.
- [6] 胡海峰, 姚建铨. 利用 Monte Carlo 模拟技术研究 OCT 图像对比度[J]. *光学精密工程*, 2004, 12(1): 94-99.  
HU H F, YAO J Q. Application of Monte Carlo Simulation technology in OCT imaging contrast [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2004, 12(1): 94-99. (in Chinese)
- [7] ZVYAGIN A V. Fourier-domain optical coherence tomography: Optimization of signal-to-noise ratio in full space [J]. *Opt. Commun.*, 2004, (242): 97-108.
- [8] CENSE B, NASSIF N, CHEN T, *et al.* Ultrahigh-resolution high-speed retinal imaging using spectral-domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2004, 12: 2435-2447.
- [9] ANDERSEN P, THRANE L, YURA H. Advanced modelling of optical coherence tomography[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, 49: 1307-1327.
- [10] 陈迎娟, 张之江. CCD 像素响应不均匀性的校正方法[J]. *光学精密工程*, 2004, 12(2): 216-220.  
CHEN Y J, ZHANG ZH J. Correction of CCD pixel nonuniformity[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2004, 12(2): 216-220. (in Chinese)
- [11] HÄUSLER G H, LINDNER M W. Coherence radar and spectral radar - new tools for dermatological diagnosis [J]. *J. Biomed. Opt.*, 1998(3): 21-31.
- [12] GÄTZINGER E, PIRCHER M, LEITGEB R A, *et al.* High speed full range complex spectral domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2005(13): 583-594.
- [13] DE BOER J F, CENSE B, PARK B H, *et al.* Signal to noise gain of spectral domain over time domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2003, 28: 2067-2069.

**作者简介:**张泰石(1962—),男,朝鲜开城人,天津大学精仪学院物理电子学专业博士研究生,朝鲜金日成综合大学物理学院研究员,研究方向为光学测量及图像处理、激光器开发及应用等。E-mail: zhangtaesok@eyou.com  
李刚(1959—),博士,教授,天津大学精密仪器及光电子工程学院。Email: ligang59@tju.edu.cn