

# 样品散射对频域光学相干层析成像光谱形状和深度分辨率的影响

郭 昕<sup>1,2</sup> 王向朝<sup>1,2</sup> 步 鹏<sup>3</sup> 李中梁<sup>1,2</sup> 南 楠<sup>1,2</sup> 黄炳杰<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> 中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800  
<sup>2</sup> 中国科学院大学, 北京 100049  
<sup>3</sup> 卡尔蔡司光学(上海)有限公司, 上海 200131

**摘要** 研究了样品散射性质对频域光学相干层析成像干涉谱信号和深度分辨率的影响。理论分析和模拟结果表明:样品散射使干涉谱信号的强度分布发生改变且向长波方向偏移,进而降低了成像的深度分辨率;样品的散射系数越大、深度越深,偏移越严重,深度分辨率降低越多;使用相应的校正函数可以提高深度分辨率。

**关键词** 生物光学;光学成像;光学相干层析成像;散射;分辨率

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS201434.0117001

## Effects of Scattering on Spectral Shape and Depth Resolution in Fourier Domain Optical Coherence Tomography

Guo Xin<sup>1,2</sup> Wang Xiangzhao<sup>1,2</sup> Bu Peng<sup>3</sup> Li Zhongliang<sup>1,2</sup>  
Nan Nan<sup>1,2</sup> Huang Bingjie<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China  
<sup>2</sup> University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China  
<sup>3</sup> Carl Zeiss Shanghai Co. Ltd., Shanghai 200131, China

**Abstract** The effects of scattering on interference spectral signal and depth resolution in Fourier domain optical coherence tomography are researched. The results obtained from theoretical analysis and simulation show that scattering of sample can change the measured spectral shape, which shifts to longer wavelength, and decrease the depth resolution of image. When the value of scattering coefficient is larger and the position in sample is deeper, the spectral signal will shift more seriously and the depth resolution will decrease more. The depth resolution can be improved by using the corresponding correction function.

**Key words** biotechnology; optical imaging; optical coherence tomography; scattering; resolution

**OCIS codes** 170.3880; 110.3175; 170.4500; 350.5730

## 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)的非侵入<sup>[1-2]</sup>等优势使其获得广泛应用。频域光学相干层析成像(FDOCT)是在此基础上发展起来的一种快速 OCT 成像技术<sup>[1]</sup>。FDOCT 技术探测干涉谱信号后,经

过傅里叶变换得到沿空间分布的样品结构信息<sup>[3-5]</sup>,即空域信号。因此,干涉谱信号的改变将影响 FDOCT 的空域信号,进而影响分辨率。相关的研究如光源的谱宽会影响成像的深度分辨率<sup>[6]</sup>,所以改进光源可以提高分辨率;又如参考臂不能平衡

**收稿日期:** 2013-07-29; **收到修改稿日期:** 2013-09-08

**基金项目:** 国家自然科学基金(61205102,61275207,60938003)、科技部国际科技合作专项项目(2011DFR10010)

**作者简介:** 郭 昕(1981—),男,博士研究生,主要从事光学干涉与成像技术等方面的研究。

E-mail: guoxin00\_2001@163.com

**导师简介:** 王向朝(1957—),男,研究员,博士生导师,主要从事信息光电子技术等方面的研究。

E-mail: wxz26267@siom.ac.cn(通信联系人)

样品臂的色散会影响干涉谱的相位<sup>[7]</sup>,进而影响分辨率,为此开发出了若干色散补偿技术<sup>[7-9]</sup>。然而,FDOCT的干涉谱信号不仅决定于测量系统内的因素,还受被测样品散射的影响,上述的研究均未通过分析样品散射性质对干涉谱形状的改变来研究其对FDOCT深度分辨率的影响。样品的背向散射光是OCT信号的来源<sup>[10]</sup>,样品散射性质使其对不同波长入射光的散射能力不一致,从而引起干涉谱包络在强度分布上的改变,即改变干涉谱包络的形状,最终影响成像的深度分辨率。本文基于OCT单次散射模型,通过理论分析和模拟,研究了被测样品的散射性质对FDOCT的干涉谱形状和深度分辨率的影响,为定量评估样品散射与FDOCT成像的关系,及开发相应的光谱整形技术,进而提高深度分辨率奠定了基础。

## 2 理论分析

FDOCT探测的谱域干涉信号可以表示为<sup>[4]</sup>

$$i_1(k, z_n) = 2i_0(k) \sqrt{\alpha_R} \sqrt{\alpha_s(k, z_n)} \times \operatorname{Re}\{\exp[-2jk(z_n - z_R)]\} = i(k, z_n) + i^*(k, z_n), \quad (1)$$

式中 $i_0(k)$ 为光源的功率谱密度函数, $z_n$ 和 $z_R$ 分别为样品内的深度位置和参考镜的位置, $\alpha_R$ 为参考镜的反射率, $\alpha_s(k, z_n)$ 为样品的等效反射率, $k = 2\pi/\lambda$ 。 $i(k, z_n)$ 是把余弦部分用负指数形式表示的复干涉信号,为便于讨论,以下均以 $i(k, z_n)$ 代替 $i_1(k, z_n)$ 作分析。为了研究样品散射对信号的影响,忽略系统因素引起的等效反射率变化,令

$$\alpha_s(k, z_n) = \alpha_{s0}(k_0, z_n) B^2(k, z_n), \quad (2)$$

式中 $k_0 = 2\pi/\lambda_0$ , $\lambda_0$ 为光源的中心波长, $\alpha_{s0}(k_0, z_n)$ 为样品对中心波长的等效反射率, $B^2(k, z_n)$ 表示样品在不同波长的等效反射率相对中心波长等效反射率的系数。空域信号可由(1)式的谱域干涉信号的逆傅里叶变换获得<sup>[4]</sup>,将(2)式代入(1)式并作逆傅里叶变换,得到空域信号

$$I(z, z_n) = \sqrt{\alpha_R} \sqrt{\alpha_{s0}(k_0, z_n)} W[z - 2(z_n - z_R)] * \mathcal{R}^{-1}[B(k, z_n)], \quad (3)$$

式中 $W(z)$ 为 $i_0(k)$ 的逆傅里叶变换, $\mathcal{R}^{-1}[B(k, z_n)]$ 为 $B(k, z_n)$ 的逆傅里叶变换,表示样品散射的波长差异对FDOCT空域信号的影响。从(3)式可以看到,受样品散射影响的空域点扩展函数可以表示为理想点扩展函数与系数 $B(k, z_n)$ 的逆傅里叶变换的卷积。系统的理想深度分辨率由光源的光谱带宽决

定<sup>[6]</sup>,由(3)式可知,测量的点扩展函数还受到样品散射性质的影响,深度分辨率与理想值存在偏差。

根据OCT的单次散射模型,深度 $z_n$ 处的散射强度可以表示为<sup>[11]</sup>

$$\alpha_s(k, z_n) \propto \mu_b \exp(-2\mu_s z_n), \quad (4)$$

式中 $\mu_s$ 为样品的散射系数, $\mu_b$ 为背向散射系数, $\mu_s = \rho\sigma_s$ , $\mu_b = \rho\sigma_b$ , $\rho$ 为散射颗粒的数密度, $\sigma_s$ 为散射截面, $\sigma_b$ 为背向散射截面。若背向散射概率为 $p_b$ ,有<sup>[11-12]</sup>

$$\sigma_b = p_b \sigma_s. \quad (5)$$

以瑞利散射的情况为例。瑞利散射是介质内颗粒与波长相比较小时发生的散射<sup>[12]</sup>。在组织内,亚细胞结构的尺寸远小于波长,当亚细胞结构主导组织的散射,就可能主要表现为瑞利散射<sup>[13]</sup>。这类散射可能发生在脂肪、肌腱、血管和心肌组织中<sup>[13]</sup>。瑞利散射有如下性质<sup>[12]</sup>:

$$\sigma_s \propto \frac{V^2}{\lambda^4} \propto k^4, \quad (6)$$

式中 $V$ 表示颗粒体积。将(2)、(4)、(5)、(6)式代入(1)式得

$$\begin{cases} i(k, z_n) = C \sqrt{\alpha_R p_b} i_0(k) \sqrt{pk_0^4} \exp(-pk_0^4 z_n) \times \exp[-2jk(z_n - z_R)] B(k, z_n), \\ B(k, z_n) = \left(\frac{k}{k_0}\right)^2 \exp[p(k_0^4 - k^4) z_n], \end{cases} \quad (7)$$

式中 $C$ 为比例因子, $p$ 为散射系数与 $k^4$ 的比例系数。(7)式即为考虑了样品散射影响的复干涉谱信号。干涉谱信号的包络 $|i(k, z_n)|$ 不仅包含光源的功率谱分布,还包含了不同深度处散射强度随波长变化的因子。 $B(k, z_n)$ 中的因子 $\exp[p(k_0^4 - k^4) z_n]$ 说明样品散射的影响具有深度累积性,深度较浅处影响较小,深度越深影响越大。将(4)~(6)式代入(3)式得

$$I(z, z_n) = C \sqrt{\alpha_R p_b} \sqrt{pk_0^4} \times \exp(-pk_0^4 z_n) W[z - 2(z_n - z_R)] * \mathcal{R}^{-1}\left\{\left(\frac{k}{k_0}\right)^2 \exp[p(k_0^4 - k^4) z_n]\right\}. \quad (8)$$

(8)式即为考虑了样品散射影响的深度 $z_n$ 处的空域信号。点扩展函数不仅由光源决定,还受因子 $\mathcal{R}^{-1}\left\{\left(\frac{k}{k_0}\right)^2 \exp[p(k_0^4 - k^4) z_n]\right\}$ 的影响,由于深度累积性,深度越深,分辨率偏离理想值越大。下面基于以上的理论分析,通过数值模拟进一步研究样品散射对FDOCT成像的影响。

### 3 数值模拟

#### 3.1 样品散射对干涉谱信号的影响

模拟的光源为高斯型光源,中心波长 $\lambda_0$ 为840 nm ( $k_0=7.48\times 10^6\text{ m}^{-1}$ ),半峰全宽 $\Delta\lambda_0=50\text{ nm}$ ,采样宽度为半峰全宽的2.6倍。模拟的样品为散射均匀的介质,对中心波长的散射系数 $\mu_{s0}$ 分别设为4、6、9  $\text{mm}^{-1}$ 。

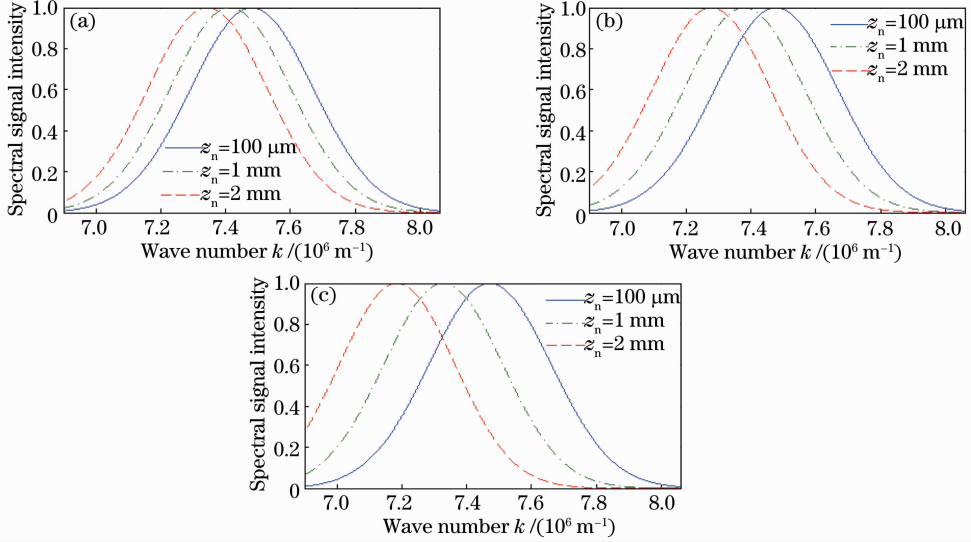


图1 不同样品散射系数下干涉谱信号的强度包络。(a)  $\mu_{s0}=4\text{ mm}^{-1}$ ; (b)  $\mu_{s0}=6\text{ mm}^{-1}$ ; (c)  $\mu_{s0}=9\text{ mm}^{-1}$

Fig. 1 Intensity envelopes of spectral signals under different scattering coefficients of sample. (a)  $\mu_{s0}=4\text{ mm}^{-1}$ ; (b)  $\mu_{s0}=6\text{ mm}^{-1}$ ; (c)  $\mu_{s0}=9\text{ mm}^{-1}$

由图1可以看到,样品介质的散射改变了干涉谱信号的形状。随着散射系数的增大和深度的增加,谱形不再关于中心波长对称,信号分布逐渐偏向长波方向。此外,由于分布的偏移,部分边缘的干涉谱信号移出了采样窗口,这也影响了探测到的干涉谱信号。图2以 $\mu_{s0}=9\text{ mm}^{-1}$ 为例,展示了随着深

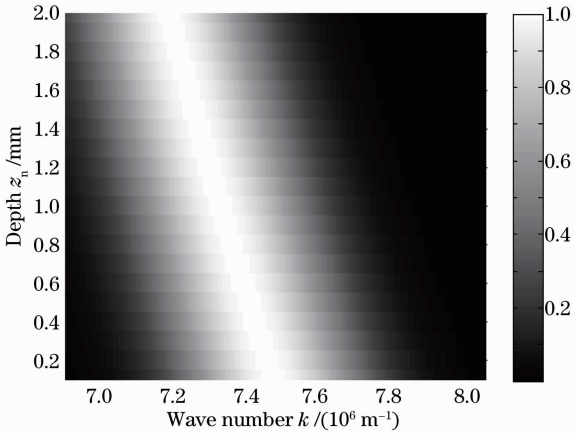


图2 不同深度干涉谱信号强度随波长分布的变化 ( $\mu_{s0}=9\text{ mm}^{-1}$ )

Fig. 2 Intensity distribution of spectral signal changing with wavelength at different depths ( $\mu_{s0}=9\text{ mm}^{-1}$ )

模拟的信号为满足(7)式的干涉谱信号。对三个散射系数的样品,各自提取0.1、1、2 mm深度的干涉谱信号(只提取干涉谱信号的包络,去掉了表示相位的余弦项)。不同深度的信号强度已做了归一化处理,结果如图1所示。

度的增加干涉谱信号强度随波长分布的变化过程,灰度条代表干涉谱信号的强度。

根据(7)式,将 $|i(k, z_n)|$ 对 $k$ 求导并令导数等于零,有

$$ki'_0(k) + 2i_0(k)(1 - 2pk^4 z_n) = 0. \quad (9)$$

图2中干涉谱信号的峰值位置随深度的变化应满足(9)式表示的 $z_n - k$ 曲线。对不同散射系数的介质计算 $z_n - k$ 曲线,结果如图3所示。由图3可知,干涉

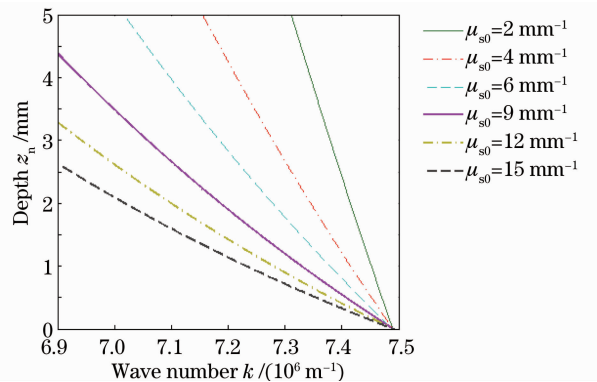


图3 不同散射系数介质的 $z_n - k$ 曲线

Fig. 3 Curves of  $z_n - k$  with different scattering coefficients

谱的峰值位置的偏移量随深度和散射系数的增加而逐渐增大,这一规律反映了干涉谱信号受散射性质影响程度的变化趋势。由于空域信号来自于干涉谱,所以空域信号的分辨率变化亦可能遵循这一规律,下一小节即就此进行了研究。

### 3.2 样品散射对深度分辨率的影响

提取各散射系数样品的空域信号,如图 4 所示。

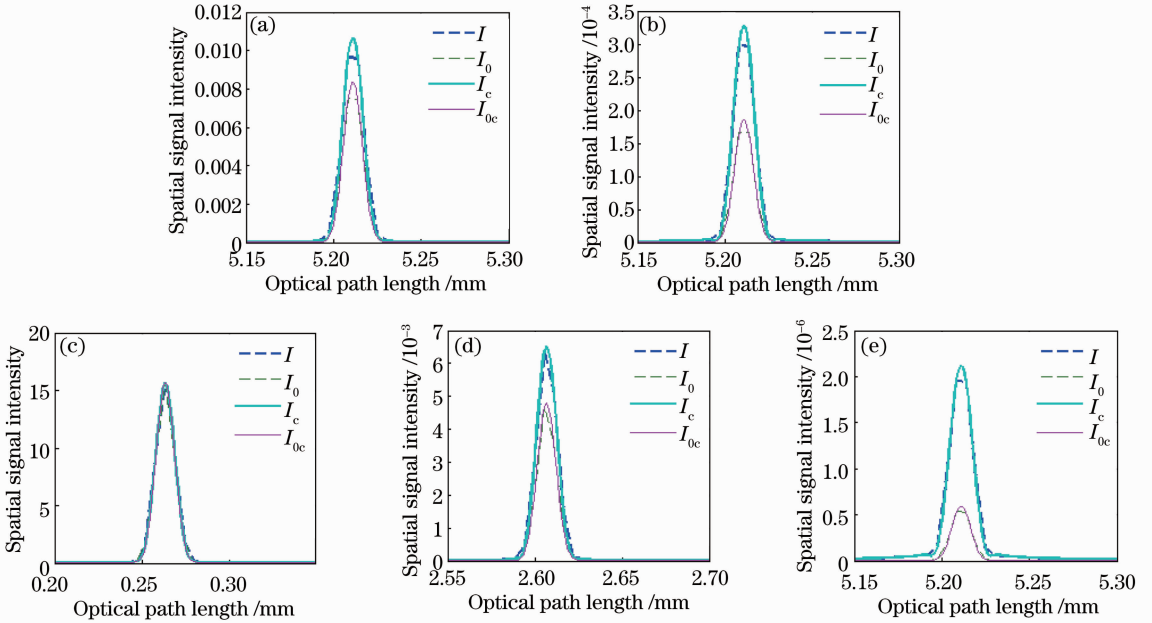


图 4 不同散射系数样品的空域信号。(a)  $\mu_{s0} = 4 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$ ; (b)  $\mu_{s0} = 6 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$ ;

(c)  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 100 \text{ }\mu\text{m}$ ; (d)  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 1 \text{ mm}$ ; (e)  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$

Fig. 4 Spatial signals with different scattering coefficients of sample. (a)  $\mu_{s0} = 4 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$ ; (b)  $\mu_{s0} = 6 \text{ mm}^{-1}$ ,

$z_n = 2 \text{ mm}$ ; (c)  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 100 \text{ }\mu\text{m}$ ; (d)  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 1 \text{ mm}$ ; (e)  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$

比较图 4(c)、(d)、(e) 可以看到,在深度较浅处,空域信号与理想信号几乎重合。随着深度的增加,散射影响逐渐增大,二者偏差越来越大。 $I$  比  $I_0$  信号更强,但信号半峰全宽更大,即分辨率更低。比较图 4(a)、(b)、(e) 可以看到,散射系数越大的样

品,  $I$  与  $I_0$  信号偏差越大。表 1 列出了以不同散射系数样品在相应深度处的空域插值信号提取的半峰全宽(方便起见,以往返光程计),用以表示深度分辨率的水平。

表 1 不同散射系数样品的空域信号的分辨率

Table 1 Resolutions of spatial signals with different scattering coefficients of sample

Scattering coefficient $\mu_{s0}/\text{mm}^{-1}$	4	6	9	9	9
Depth $z_n/\text{mm}$	2	2	0.1	1	2
Resolution of $I_{0c}/\mu\text{m}$	12.9	12.9	12.7	12.7	12.9
Resolution of $I_c/\mu\text{m}$	13.3	13.7	12.7	13.3	14.8
Broadening percentage / %	3	6	<1	5	15

由表 1 可以看到,随着散射系数和深度的增加,深度分辨率降低。产生该现象的原因是受  $B(k, z_n)$  的影响,当 FDOCT 系统参数已经确定,上述影响的程度即由样品的散射性质决定。图 5 给出了分辨率随深度和散射系数的分布,曲面  $R$  表示空域信号  $I_c$

的分辨率,曲面  $R_0$  表示不考虑散射的波长差异  $[B(k, z_n) = 1]$  时的空域信号  $I_{0c}$  的分辨率。曲面  $R_0$  较平坦,随着深度和散射系数的增加,深度分辨率基本不变;而在曲面  $R$  中,随着深度和散射系数的增加,深度分辨率逐渐增大。

### 3.3 校正函数

由前述的分析和模拟可知,样品散射会降低深度分辨率,但  $I$  比  $I_0$  的信号强度大,有利于样品深处的

成像,故下面的校正函数将保持后一性质。根据(8)式,并比较  $I$  与  $I_0$ ,可得空域校正函数  $b(z, z_n)$ :

$$b(z, z_n) = \frac{I_0(z, z_n)}{I(z, z_n)} \frac{\max[I(z, z_n)]}{\max[I_0(z, z_n)]} = \frac{W[z - 2(z_n - z_R)]}{W[z - 2(z_n - z_R)] * \mathcal{R}^{-1} \left\{ \left( \frac{k}{k_0} \right)^2 \exp[p(k_0^4 - k^4)z_n] \right\}} \times \frac{\max[I(z, z_n)]}{\max[I_0(z, z_n)]}. \quad (10)$$

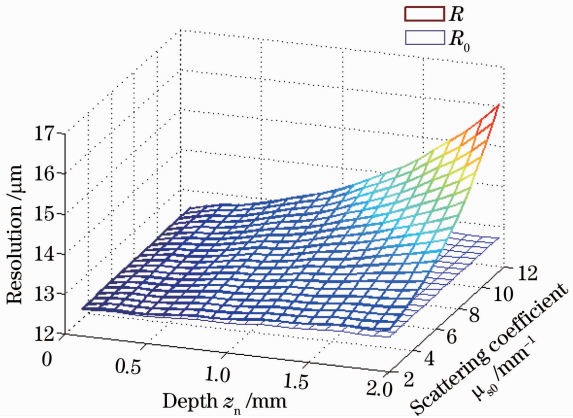


图5 分辨率随深度和散射系数的变化

Fig. 5 Resolution distribution changing with depth and scattering coefficient

图6显示了校正函数  $b(z, z_n)$  的曲线,其  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$ 。校正后的空域信号用  $I_b$  表示:

$$I_b(z, z_n) = I(z, z_n)b(z, z_n). \quad (11)$$

图7(a)、(b)显示了校正前后的空域信号  $I$  和  $I_b$  及其插值信号  $I_c$  和  $I_{bc}$ ,  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$ 。以插值信号提取其半峰全宽,校正前为  $14.8 \mu\text{m}$ (见表1),校正后为  $12.9 \mu\text{m}$ 。校正后信号维持了原空域信号的峰值强度。与未考虑散射影响的信号相比,增加了样品深处信号的强度;与未校正信号相比,提高了深度分辨率。

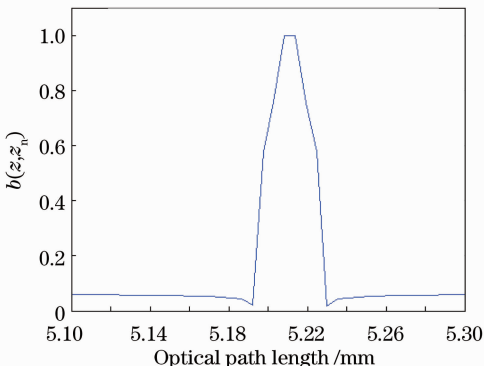


图6  $b(z, z_n)$  曲线,  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$

Fig. 6 Curve of  $b(z, z_n)$ ,  $\mu_{s0} = 9 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z_n = 2 \text{ mm}$

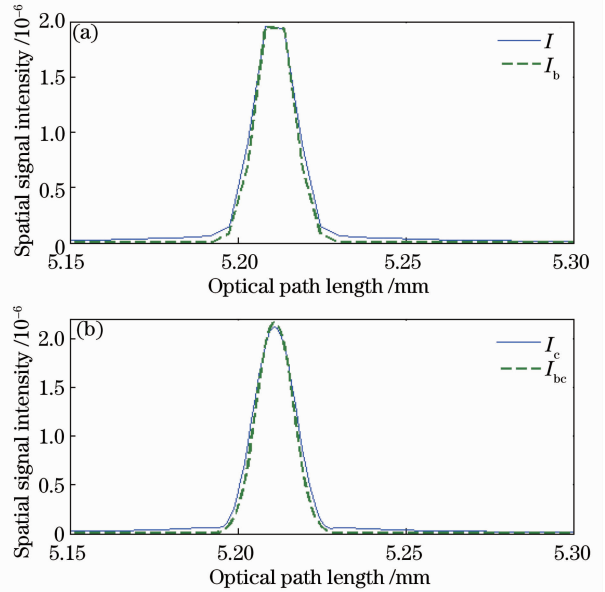


图7 校正前后的空域信号(a)  $I$  和  $I_b$  及(b) 其插值信号  $I_c$  和  $I_{bc}$

Fig. 7 Spatial signals before and after correction (a)  $I$  and  $I_b$ , and (b) their interpolated signals  $I_c$  and  $I_{bc}$

## 4 结 论

研究了样品散射性质对 FDOCT 的光谱形状和深度分辨率的影响。在瑞利散射情况下,通过分析和模拟得出:样品散射使探测的干涉谱信号发生形变,分布向长波方向偏移,且使成像的深度分辨率降低;样品的散射系数越大、深度越深,干涉谱信号的偏移越严重,深度分辨率越差;空域信号乘以相应的校正函数可以提高深度分辨率。上述研究为评估样品散射性质与 FDOCT 成像的关系,及开发相应的光谱整形技术,进而提高深度分辨率奠定了基础。

## 参 考 文 献

- 1 J G Fujimoto, W Drexler. Introduction to Optical Coherence tomography [M]. W Drexler, J G Fujimoto, Eds., Optical Coherence Tomography Technology and Applications. Berlin Heidelberg: Springer, 2008. 1-45.

- 2 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178–1181.
- 3 A F Fercher, C K Hitzenberger, G Kamp, *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Opt Commun*, 1995, 117(1-2): 43–48.
- 4 M Wojtkowski, R Leitgeb, A Kowalczyk, *et al.*. In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography [J]. *J Biomedical Opt*, 2002, 7(3): 457–463.
- 5 R Leitgeb, C K Hitzenberger, A F Fercher. Performance of Fourier domain versus time domain optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2003, 11(8): 889–894.
- 6 B E Bouma, G J Tearney. Optical Sources [M]. B E Bouma, G J Tearney, Eds., *Handbook of Optical Coherence Tomography*. New York: Marcel Dekker, 2002. 67–97.
- 7 A F Fercher, C K Hitzenberger, M Sticker, *et al.*. Numerical dispersion compensation for partial coherence interferometry and optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2001, 9(12): 610–615.
- 8 C K Hitzenberger, A Baumgartner, W Drexler, *et al.*. Dispersion effects in partial coherence interferometry: implications for intraocular ranging [J]. *J Biomedical Opt*, 1999, 4(1): 144–151.
- 9 Huang Bingjie, Bu Peng, Wang Xiangzhao, *et al.*. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(2): 0217002. 黄炳杰, 步 鹏, 王向朝, 等. 用于频域光学相干层析成像的深度分辨色散补偿方法[J]. *光学学报*, 2012, 32(2): 0217002.
- 10 J G Fujimoto. Optical Coherence Tomography: Introduction [M]. B E Bouma, G J Tearney, Eds., *Handbook of Optical Coherence Tomography*. New York: Marcel Dekker, 2002. 1–40.
- 11 J M Schmitt, A Knüttel, R F Bonner. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry [J]. *Appl Opt*, 1993, 32(30): 6032–6042.
- 12 A Ishimaru. Wave Propagation and Scattering in Random Media [M]. New York: IEEE, 1997. 9–40.
- 13 V Sankaran, J T Walsh, Jr., D J Maitland. Comparative study of polarized light propagation in biologic tissues [J]. *J Biomedical Opt*, 2002, 7(3): 300–306.

栏目编辑: 韩 峰