

# 光学相干层析成像随深度变化的色散补偿方法

潘柳华<sup>1,2</sup>, 李中梁<sup>1,2</sup>, 王向朝<sup>1,2</sup>, 张向阳<sup>3</sup>, 南楠<sup>1</sup>, 陈艳<sup>1,2</sup>, 王瑄<sup>1,2</sup>, 卢宇<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学与光电技术实验室, 上海 201800;

<sup>2</sup>中国科学院大学, 北京 100049;

<sup>3</sup>江南大学理学院, 江苏 无锡 214122;

**摘要** 提出一种随深度变化的色散补偿方法,用以提升频域光学相干层析成像系统的纵向分辨率。该方法利用迭代算法计算出不同成像深度处的色散补偿系数,通过数值计算,得到色散补偿系数与成像深度的关系表达式,计算出各成像深度处的色散补偿系数,利用这些色散补偿系数消除相应深度位置处信号的高阶色散相位,从而有针对性地对系统中参考臂与样品臂的色散失配进行补偿,消除色散的展宽效应。理论推导和实验结果表明,光学相干层析成像系统中,随深度变化的色散补偿方法对各成像深度位置处的信号,包括成像深度较深位置处的弱信号,均可以进行有效的色散补偿,进而得到更多的样品结构信息。

**关键词** 成像系统; 医用光学; 光学相干层析成像; 图像处理; 色散补偿

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A

**doi:** 10.3788/AOS201737.0511002

## Depth-Dependent Dispersion Compensation for Optical Coherence Tomography

Pan Lihua<sup>1,2</sup>, Li Zhongliang<sup>1,2</sup>, Wang Xiangzhao<sup>1,2</sup>, Zhang Xiangyang<sup>3</sup>, Nan Nan<sup>1</sup>,  
Chen Yan<sup>1,2</sup>, Wang Xuan<sup>1,2</sup>, Lu Yu<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Laboratory of Information Optics and Optoelectronic Technology, 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>School of Science, Jiangnan University, Wuxi, Jiangsu 214122, China

**Abstract** A depth-dependent dispersion compensation method is presented to enhance the axial resolution in Fourier-domain optical coherence tomography. The dispersion compensation coefficients at different depths are calculated by an iterative algorithm, and a mathematical expression between the dispersion compensation coefficient and depth is obtained through numerical calculation. From the mathematical expression, the dispersion compensation coefficients at different depths are calculated to eliminate the high-order dispersion phase at different depths. The dispersion mismatch between the reference arm and sample arm is compensated and the broadening effect of dispersion is avoided. Theoretical derivation and experimental results in the optical coherence tomography systems show that the dispersion at different depths, including the deeper positions which have weaker signals, is effectively compensated by the depth-dependent dispersion compensation method and thus more structure informations of the sample are obtained.

**Key words** imaging systems; medical optics; optical coherence tomography; image processing; dispersion compensation

**OCIS codes** 110.3175; 170.3880; 170.4500; 180.1655; 100.6950; 260.2030

收稿日期: 2016-10-26; 收到修改稿日期: 2017-01-04

基金项目: 上海市科学技术委员会创新行动计划(15441905600)、广西高校光电信息处理重点实验室开放基金资助项目(KFJJ2016-04)

作者简介: 潘柳华(1987—),男,博士研究生,主要从事光学成像技术方面的研究。E-mail: panlh16@siom.ac.cn

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

E-mail: waz26267@siom.ac.cn

## 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是生物医学光学领域中一项重要的在体成像技术,具有高分辨率、非侵入性等特点<sup>[1-2]</sup>,目前已广泛应用于眼科、皮肤科、心血管科等临床诊断和病理研究中<sup>[3-6]</sup>。为了实现活体生物组织中亚细胞结构的高分辨率成像,超高分辨率 OCT 技术成为 OCT 领域的研究热点,而为了获得超高的分辨率,OCT 系统往往会使用宽光谱带宽的光源<sup>[7-8]</sup>,但宽光谱带宽光源发出的光在光学元件和样品的传输过程中,会引起 OCT 系统干涉臂之间的色散失配,导致系统输出光学相干包络的展宽和畸变,降低系统的分辨率,影响成像质量,因此,色散补偿是提高 OCT 系统分辨率及成像质量的关键技术。

目前用于 OCT 系统的色散补偿方法有很多种,主要分为硬件补偿和算法补偿两类。硬件补偿方法是通过在参考臂和样品臂中加入色散补偿元件,或者通过改变光栅的离焦量来调整参考臂的色散参数,实现参考臂和样品臂的色散匹配<sup>[9-11]</sup>。这类补偿方法需要额外的元件和设备,增加了系统的成本和复杂性,同时针对不同的样品,需要重新调整色散补偿器件。

与硬件补偿方法相比,算法补偿方法更为灵活,主要有解卷积算法<sup>[12]</sup>、多项式拟合法<sup>[13]</sup>、自聚焦算法<sup>[14]</sup>和迭代补偿算法<sup>[15]</sup>等。其中解卷积算法是将干涉信号与随深度变化的样品色散参数的卷积核进行逆卷积实现色散补偿,但前提是已知样品的结构和性质;多项式拟合法是对样品信号相位进行多项式拟合,去除二阶及以上的高阶色散相位,进行色散补偿,但样品中较深位置处的信号强度太弱,无法利用该方法进行色散补偿;自聚焦算法与迭代补偿算法均是利用统一的色散补偿系数对图像进行色散补偿,但对整幅图像来说,不同成像深度有着不同的色散参数,利用统一的色散补偿系数进行色散补偿会出现欠补偿或过补偿的效果。

本文在迭代算法的基础上,提出了一种随深度变化的色散补偿方法,用于提升 OCT 系统的纵向分辨率。该方法计算出样品各成像深度处的色散补偿系数,利用这些色散补偿系数补偿相应深度位置处信号中的高阶色散相位,实现色散匹配。通过理论推导,说明了该方法在原理上的可行性,最终通过实验,验证了该方法对样品不同深度位置的色散补偿效果。

## 2 理论分析

### 2.1 频域 OCT 系统的色散分析

频域 OCT 系统是通过探测样品的背向散射光对样品不同深度进行成像,光源发出的低相干光通过参考臂与样品臂分别照射到反射镜和样品上,从反射镜返回的参考光与从样品不同深度处返回的样品光进行干涉后,被高速 CCD 或光电二极管阵列所记录,若不考虑直流项,其干涉信号可表示为

$$S_{int}(k) = 2\text{Re}\left\{\sum_n \sqrt{I_n(k)} I_r(k) \exp[i\varphi(k, \Delta z_n)]\right\} = 2\text{Re}\left\{\sum_n \sqrt{I_n(k)} I_r(k) \exp\{i[k \cdot \Delta z_n + \phi(k, \Delta z_n)]\}\right\}, \quad (1)$$

式中  $k$  为波数,  $\text{Re}$  表示取复数的实部,  $I_n(k)$  为由样品第  $n$  层散射回的光强,  $I_r(k)$  为由反射镜返回的光强,  $\Delta z_n$  为样品第  $n$  层相对于参考臂反射镜的光程差,  $\varphi(k, \Delta z_n)$  为样品第  $n$  层散射光相对于参考光的相位差,包括高阶色散相位  $\phi(k, \Delta z_n)$ 。高阶色散相位的引入是导致干涉信号包络展宽和畸变,系统分辨率降低的主要原因,色散补偿的目的即为消除高阶色散相位。

第  $n$  层散射光相对于参考光的相位差  $\varphi(k, \Delta z_n)$  可以表示为

$$\varphi(k, \Delta z_n) = \beta_n(k) \cdot \Delta z_n, \quad (2)$$

式中  $\beta_n(k)$  是样品第  $n$  层处的有效传播系数,对于参考臂和样品臂中各光学元件已知的 OCT 系统来说,  $\beta_n(k)$  可以在光源中心波长对应的波数  $k_0$  附近作泰勒级数展开:

$$\beta_n(k) = \beta_n(k_0) + \beta_n'(k_0)(k - k_0) + \beta_n''(k_0) \frac{(k - k_0)^2}{2!} + \beta_n'''(k_0) \frac{(k - k_0)^3}{3!} + \dots = n_n(k_0) \cdot k_0 + n_{g,n}(k_0)(k - k_0) + \beta_n''(k_0) \frac{(k - k_0)^2}{2!} + \beta_n'''(k_0) \frac{(k - k_0)^3}{3!} + \dots, \quad (3)$$

式中  $n_n$  为样品第  $n$  层处的有效折射率,  $n_{g,n}$  为样品第  $n$  层处的有效群折射率,  $\beta_n''$  及  $\beta_n'''$  分别为样品第  $n$  层处的二阶有效色散系数及三阶有效色散系数,于是可得

$$\begin{aligned} \varphi(k, \Delta z_n) = & \beta_n(k) \cdot \Delta z_n = [n_n(k_0) \cdot k_0 + n_{g,n}(k_0)(k - k_0) + \beta_n''(k_0) \frac{(k - k_0)^2}{2!} + \\ & \beta_n'''(k_0) \frac{(k - k_0)^3}{3!} + \dots] \cdot \Delta z_n = n_n(k_0) \cdot k_0 \cdot \Delta z_n + n_{g,n}(k_0) \cdot \Delta z_n \cdot (k - k_0) + \\ & \frac{\beta_n''(k_0)}{2!} \cdot \Delta z_n \cdot (k - k_0)^2 + \frac{\beta_n'''(k_0)}{3!} \cdot \Delta z_n \cdot (k - k_0)^3 + \dots = \\ & n_n(k_0) \cdot k_0 \cdot \Delta z_n + n_{g,n}(k_0) \cdot \Delta z_n \cdot (k - k_0) + a_2 \cdot (k - k_0)^2 + a_3 \cdot (k - k_0)^3 + \dots, \end{aligned} \quad (4)$$

(4)式中  $a_2$  和  $a_3$  分别称为二阶色散补偿系数和三阶色散补偿系数,即

$$\begin{cases} a_2 = \frac{\beta_n''(k_0)}{2!} \cdot \Delta z_n \\ a_3 = \frac{\beta_n'''(k_0)}{3!} \cdot \Delta z_n \end{cases} \quad (5)$$

由于探测光到达样品第  $n$  层界面之前经过了不同的光学元件和样品结构,因此(2)~(5)式中各参数不是样品第  $n$  层处的真实参数,而是到达样品第  $n$  层处总光程折合成几何距离  $\Delta z_n$  后的平均参数。

### 2.2 迭代算法

迭代算法如图 1 所示,对系统获得的干涉信号去背景后得到信号  $S[k(x)]$ ,然后对信号  $S[k(x)]$  进行希尔伯特变换,求出信号  $S(k)$  的相位  $\varphi(k)$ ,利用不同的色散补偿系数  $a$  对信号相位  $\varphi(k)$  进行高阶色散相位消除,通过评价函数的判断来确定  $a$  的最优值,最终对补偿后的信号  $S[k(x)]$  进行傅里叶变换,得到轴向深度扫描的图像。

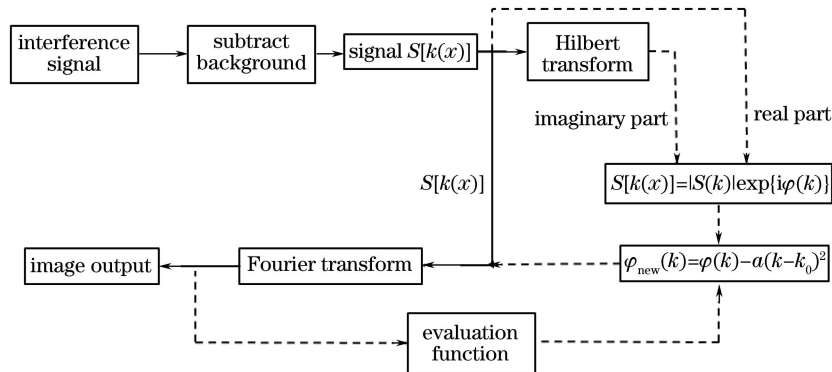


图 1 迭代算法

Fig. 1 Iterative algorithm

### 2.3 随样品深度变化的色散补偿方法

高阶色散会降低系统的纵向分辨率,其中二阶色散起主要作用,二阶色散会造成干涉信号包络展宽,信号峰值减小。因此,色散补偿主要目的就是消除干涉信号中存在的二阶色散相位,即(4)式中的  $a_2 \cdot (k - k_0)^2$  项。

样品第  $n$  层处的二阶有效色散系数,即(5)式中的  $\beta_n''(k_0)$  可表示为<sup>[16]</sup>

$$\beta_n''(k_0) = \frac{\lambda_0^3}{2\pi} \left( \frac{d^2 n_n}{d\lambda^2} \right), \quad (6)$$

由(6)式可知,  $\beta_n''(k_0)$  仅与样品本身的折射率性质有关,与成像距离无关。在生物组织的应用中,大多数 OCT 系统的轴向成像范围为  $0 \sim 3 \text{ mm}$ <sup>[17]</sup>,在成像范围内,生物组织的折射率变化不大,所以成像范围内可以忽略样品二阶有效色散系数  $\beta_n''$  的变化,此时从(5)式中可以看出,二阶色散补偿系数  $a_2$  与样品成像深度呈线性关系,因此,只要拟合出二阶色散补偿系数与样品成像深度的关系表达式,即可对样品不同成像深度处的相位进行有针对性的色散补偿。

随样品深度变化的色散补偿方法流程图如图 2 所示。利用光学相干层析成像系统对样品进行成像,获得原始干涉信号;对原始干涉信号进行迭代运算,得到若干不同成像深度处的色散补偿系数;并对这些色散补偿系数及其相应的成像深度进行数据拟合,得到色散补偿系数与成像深度的关系表达式;选取任意一个可

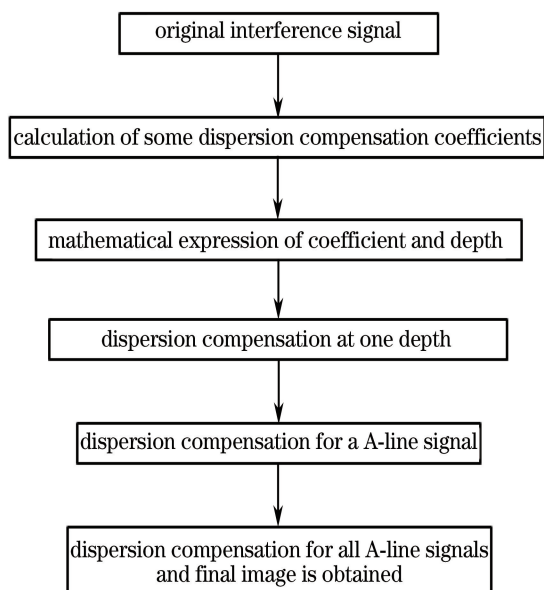


图 2 随深度变化的色散补偿方法流程图

Fig. 2 Flow chart of depth-dependent dispersion compensation method

探测的成像深度位置,利用色散补偿系数与成像深度的关系表达式,计算出该成像深度处的色散补偿系数,并对该成像深度处的信号进行色散补偿,得到该成像深度处色散补偿后的图像;对一个 A-line 信号中所有深度进行上一步的运算,得到一幅色散补偿后的 A-line 图像;对所有 A-line 信号进行上述的运算,得到一幅可探测深度范围内色散补偿的二维或三维图像。

### 3 实验系统与结果分析

以补偿对图像质量影响最大的二阶色散为例,通过实验验证色散补偿对图像质量的影响。图 3 为验证随样品深度变化的色散补偿方法所搭建的 OCT 实验系统。实验系统光源发出的光经  $2 \times 2$  光纤耦合器后分成参考光和样品光,参考光经准直器通过透镜照射到平面镜后返回,样品光经准直器通过扫描振镜和透镜照射到样品后返回,两路返回光在  $2 \times 2$  光纤耦合器中发生干涉并被光谱仪接收,光谱仪包含一个光栅、一个透镜和一个高速线阵 CCD,数据采集设备生成的脉冲信号,同步控制振镜转动和线阵 CCD 采集干涉信号,最终由计算机进行后续数据处理。

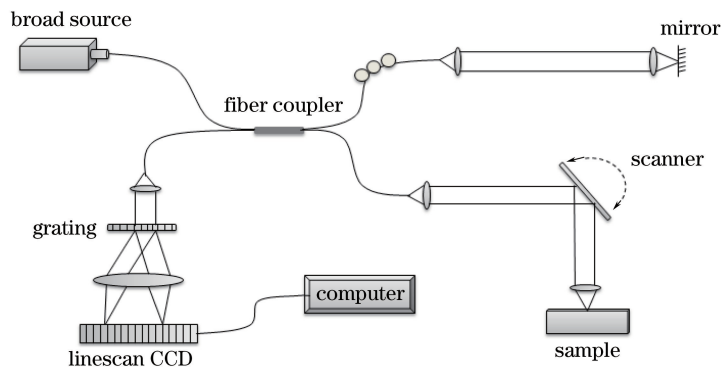


图 3 OCT 实验系统示意图

Fig. 3 Diagram of OCT experimental system

实验系统参考臂与样品臂中透镜焦距  $f=30$  mm,光谱仪中光栅的刻线密度为 1200 lp/mm,透镜焦距  $f=150$  mm,高速线阵 CCD 像素为 2048,数据采集设备为 DAQ 6259(National Instruments,美国)。系统光源为超辐射发光二极管(SLD),功率为 20 mW,其光谱如图 4(a)所示,中心波长为 835 nm,3dB 带宽为

55 nm。图 4(b)是以反射镜作为样品,在光程差为 1 mm 的位置处所测出的光源点扩展函数,从图中可以看出,实验系统在空气中的纵向分辨率为  $11 \mu\text{m}$ 。

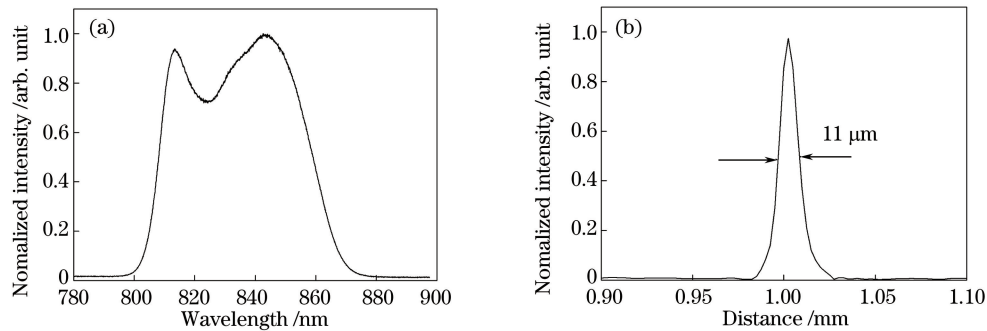


图 4 (a)实验系统光源的光谱曲线;(b)光源点扩展函数

Fig. 4 (a) Spectrum of the light source of the experimental system; (b) point spread function of the light source

### 3.1 盖玻片色散补偿实验

为验证随样品深度变化的色散补偿方法的色散补偿效果,制作四层盖玻片为样品 1,其中每两层盖玻片之间用胶带隔开,整个样品放在一个黑色的基底上,如图 5 所示。

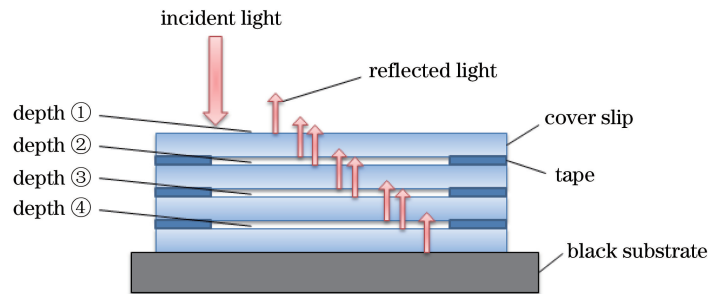


图 5 实验样品 1 示意图

Fig. 5 Schematic of sample 1

利用实验系统对样品 1 成像,取出图像中的一条 A-line 信号,对其进行单一系数的二阶色散补偿,分别使得深度①~④处色散补偿完好,补偿结果分别如图 6(a)~(d)所示,图中各深度位置反射峰的半峰全宽如表 1(a)~(d)所示。图 6(a)是样品 1 深度①处色散补偿完好的 A-line 信号,可以看出样品 1 的 8 个反射峰,图中测出的每层盖玻片实际厚度约为  $185 \mu\text{m}$ ,与千分尺多次测量后的平均厚度值一致,同时可以发现随着成像深度的增加,盖玻片的反射峰因色散而出现了展宽的现象,深度①处到深度④处反射峰的半峰全宽逐渐增大。图 6(b)是样品 1 深度②处色散补偿完好的 A-line 信号,此时深度②处反射峰半峰全宽达到最小值  $8 \mu\text{m}$ ,但与图 6(a)相比,深度①处反射峰有所展宽,半峰全宽达到  $17.5 \mu\text{m}$ ,深度③和深度④处反射峰半峰全宽虽有所减小,但未达到最小值。图 6(c)和(d)分别为深度③处和深度④处色散补偿完好时的 A-line 信号,此时图 6(c)深度③处反射峰半峰全宽为  $8 \mu\text{m}$ ,图 6(d)深度④处反射峰半峰全宽为  $8.3 \mu\text{m}$ ,同时图 6(c)和(d)中,深度①处和深度②处反射峰均有展宽的现象。从图 6(a)~(d)可以看出,同一样品不同深度处的信号需要的色散补偿不同。将适用于某一成像深度的色散补偿系数,用于比该成像深度更浅位置进行色散补偿,会出现过补偿现象,造成反射峰展宽,而用于比该成像深度更深位置进行色散补偿,则会出现欠补偿现象,色散补偿效果未能达到最佳。

对样品 1 的 A-line 信号进行随样品深度变化的色散补偿。取样品 1 深度①~④处的二阶色散补偿系数和成像深度进行数据拟合,计算出样品 1 二阶色散补偿系数和成像深度的数学表达式为

$$a_2 = 132.8 \cdot d - 42, \quad (7)$$

式中  $d$  为几何成像深度,单位为 mm。利用(7)式对样品 1 的信号进行随深度变化的色散补偿,补偿结果如图 6(e)所示,各深度位置反射峰的半峰全宽如表 1(e)所示。从补偿结果可以看出,经过随样品深度变化色散补偿后,样品 1 深度①~④处的反射峰半峰全宽在  $8.3 \mu\text{m}$  与  $8.7 \mu\text{m}$  之间,各深度位置都得到了有效的色散补偿。

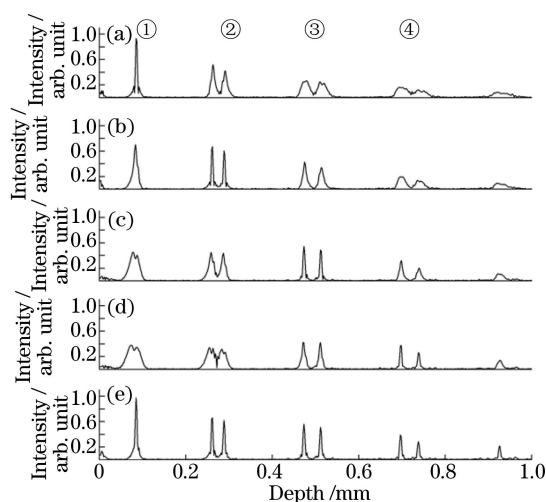


图 6 样品 1 的 A-line 信号。(a) 深度①处色散补偿后的信号;(b)深度②处色散补偿后的信号;  
(c)深度③处色散补偿后的信号;(d) 深度④处色散补偿后的信号;(e)随深度变化色散补偿后的信号

Fig. 6 A-line signal of sample 1. (a) Signal with dispersion compensation at depth ①;  
(b) signal with dispersion compensation at depth ②; (c) signal with dispersion compensation at depth ③;  
(d) signal with dispersion compensation at depth ④; (e) signal with depth-dependent dispersion compensation

表 1 图 6(a)~(e)中不同深度位置反射信号的半峰全宽

Table 1 Full width at half maximum of reflective signal at different depths in Fig. 6 (a)-(e)

Image	Full width at half maximum / $\mu\text{m}$			
	Depth ①	Depth ②	Depth ③	Depth ④
Fig. 6 (a)	8	13.75	35	48.75
Fig. 6 (b)	17.5	8	15	32.75
Fig. 6 (c)	38.75	20	8	14
Fig. 6 (d)	57.5	38.75	18	8.3
Fig. 6 (e)	8.3	8.5	8.5	8.7

### 3.2 白胶带色散补偿实验

为验证随深度变化色散补偿方法的色散补偿效果,制作 20 层白胶带为样品 2,其中白胶带为半透明乳白色胶带,其示意图如图 7 所示。

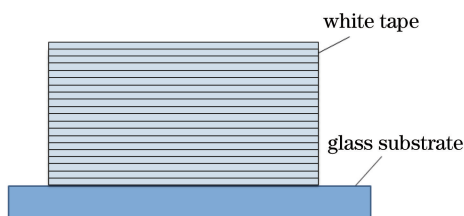


图 7 实验样品 2 示意图

Fig. 7 Schematic of sample 2

利用实验系统对样品 2 成像,随机取样品 2 中若干信号强度较强的深度位置,利用迭代法计算出这些深度位置相应的色散补偿系数,并拟合成直线,结果如图 8 所示。计算出样品 2 的二阶色散补偿系数与成像深度的数学表达式为

$$a_2 = 155.3 \cdot d - 17.1, \quad (8)$$

式中  $d$  为几何成像深度,单位为 mm。利用(8)式可以对样品 2 的信号进行随深度变化的色散补偿。

图 9 对比了没有经过色散补偿以及利用三种不同色散补偿方法进行色散补偿的样品 2 的 B-scan 图像。图 9(a)是未进行色散补偿的样品 2 的 B-scan 图像,图中样品 2 第 1~10 层胶带可清晰成像,第 10 层胶带以下由于色散无法分清各层结构。图 9(b)是利用单一二阶色散补偿系数 82 进行色散补偿后的样品 2 的

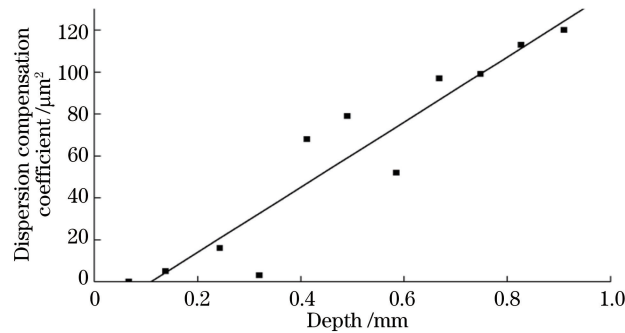


图 8 样品 2 中二阶色散补偿系数与成像深度的拟合直线

Fig. 8 Fitting line between the second order dispersion compensation coefficient and the depth of the sample 2

B-scan图像,从图中可以看出,深度 1 mm 附近的图像较为清晰,但由于过补偿效应,表面 1~5 层胶带的图像无法清晰地分辨。图 9(c)是利用多项式拟合法进行色散补偿后样品 2 的 B-scan 图像,图中可以看到 1~16 层胶带结构信息,但 17~20 层胶带由于信号强度太弱,无法收集足够的的数据,从而无法利用多项式拟合法进行色散补偿,因此图中很难分清胶带结构。图 9(d)是利用随深度变化的色散补偿方法进行色散补偿后样品 2 的 B-scan 图像,图中不仅可以分辨 1~16 层的胶带结构,还可以得到深度更深的 17~20 层胶带结构信息。可见,使用随深度变化的色散补偿方法,样品中不同深度处的信号都得到了较好的色散补偿。

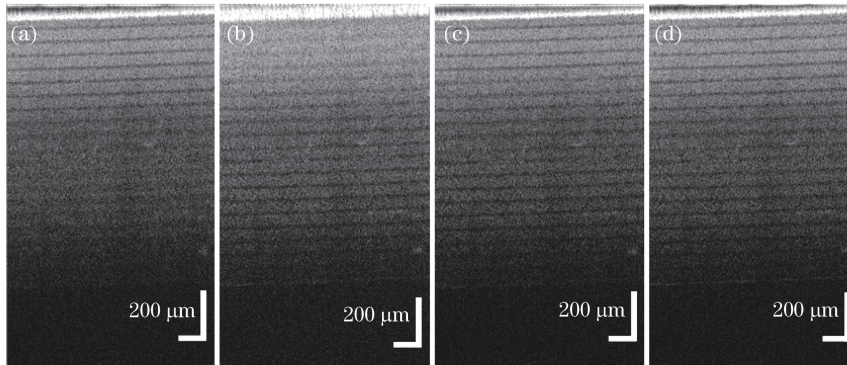


图 9 样品 2 的 B-scan 图像。(a)未进行色散补偿的图像;(b)使用单一色散补偿系数进行色散补偿后的图像;  
(c)使用多项式拟合法进行色散补偿后的图像;(d)使用随深度变化的色散补偿法进行色散补偿后的图像

Fig. 9 B-scan images of sample 2. (a) Image without dispersion compensation; (b) image with dispersion compensation using single dispersion compensation coefficient; (c) image with dispersion compensation through polynomial fitting method; (d) image with dispersion compensation through depth-dependent dispersion compensation method

## 4 结 论

提出了一种随样品深度变化的色散补偿方法,理论上推导得出了色散补偿系数与成像深度的关系表达式,利用该表达式可以对样品不同成像深度处的信号进行有针对性的色散补偿。使用随深度变化的色散补偿方法进行色散补偿后,在 4 层盖玻片构成的样品 1 的 A-line 信号中各深度处反射峰半峰全宽为  $8.3 \sim 8.7 \mu\text{m}$ ,在 20 层白胶带构成的样品 2 的 B-scan 图像中,不仅得到胶带 1-16 层的结构信息,还得到更深处的 17~20 层的结构信息,两组样品不同成像深度处的色散都得到了有效的色散补偿。该方法有望应用于 OCT 系统生物组织在体成像研究中的色散补偿。

## 参 考 文 献

- [1] Guo Xin, Wang Xiangzhao, Bu Peng, *et al.* Effects of scattering on spectral shape and depth resolution in Fourier domain optical coherence tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(1): 0117001.

- 郭 昕, 王向朝, 步 鹏, 等. 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[J]. 光学学报, 2014, 34(1): 0117001.
- [2] Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.* Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for vivo imaging of human skin[J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(7): 0704002.  
南 楠, 步 鹏, 郭 昕, 等. 三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J]. 中国激光, 2012, 39(7): 0704002.
- [3] Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254 (5035): 1178-1181.
- [4] Srinivasan V J, Wojtkowski M, Fujimoto J G, *et al.* *In vivo* measurement of retinal physiology with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2006, 31 (15): 2308-2310.
- [5] Wen X, Jacques S L, Tuchin V V, *et al.* Enhanced optical clearing of skin *in vivo* and optical coherence tomography in-depth imaging[J]. J Biomed Opt, 2012, 17(6): 066022.
- [6] Liu L B, Gardecki J A, Nadkarni S K, *et al.* Imaging the subcellular structure of human coronary atherosclerosis using micro-optical coherence tomography[J]. Nat Med, 2011, 17 (8): 1010-1014.
- [7] Unterhuber A, Povazay B, Hermann B, *et al.* Compact, low-cost Ti: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> laser for *in vivo* ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2003, 28(11): 905-907.
- [8] Povazay B, Bizheva K, Unterhuber A, *et al.* Submicrometer axial resolution optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2002, 27(20): 1800-1802.
- [9] Drexler W, Morgner U, Kärtner F X, *et al.* *In vivo* ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 1999, 24(17): 1221-1223.
- [10] Froehly L, Furfaro L, Sandoz P, *et al.* Dispersion compensation properties of grating-based temporal-correlation optical coherence tomography systems[J]. Opt Commun, 2009, 282(7): 1488-1495.
- [11] Rosa C C, Rogers and Podoleanu A G. Fast scanning transmissive delay line for optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2005, 30(24): 3263-3265.
- [12] Fercher A F, Hitzinger C K, Sticker M, *et al.* Numerical dispersion compensation for Partial Coherence Interferometry and Optical Coherence Tomography[J]. Opt Express, 2001, 9 (12): 610-615.
- [13] 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.
- [14] Marks D L, Oldenburg A L, Reynolds J J, *et al.* Autofocus algorithm for dispersion correction in optical coherence tomography[J]. Appl Optics, 2003, 42(16): 3038-3046.
- [15] Wojtkowski M, Srinivasan V J, Ko T H, *et al.* Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation[J]. Opt Express, 2004, 12(11): 2404-2422.
- [16] Diddams S and Diels J C. Dispersion measurements with white-light interferometry[J]. J Opt Soc Am B, 1996, 13(6): 1120-1129.
- [17] Fujimoto J G. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution *in vivo* imaging[J]. Nat Biotechnol, 2003, 21(11): 1361-1367.