

## 基于空域脉冲宽度的高效色散补偿方法

徐玉帅, 蔡怀宇\*, 王露桐, 汪毅, 陈晓冬

天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072

**摘要** 提出一种应用于光学相干层析成像(OCT)的色散补偿方法,目的是抑制点扩散函数的轴向展宽并提高系统的信噪比。基于信号空域脉冲随色散的退化性质,构建出信号空域脉宽平方对二阶色散平方的线性方程组,然后将色散增量引入原始信号得到新的信号,并代入方程组即可求解出原始信号的二阶色散,进一步构建补偿相位对原始信号进行色散校正。将该方法应用在点扩散函数修正和生物组织图像的色散补偿中,实验结果表明:点扩散函数的峰值信噪比提高 5.11 dB,在效果相近的情况下,所提方法比迭代法快 5 倍,比分数阶傅里叶变换(FrFT)法快 50 倍。校正后图像的轴向分辨能力和对比度得到提高,生物样品的结构特征更加清晰。

**关键词** 光学相干层析成像; 色散补偿; 二阶色散; 空域脉冲宽度

**中图分类号** O436 **文献标志码** A

**DOI:** 10.3788/AOS231227

## 1 引言

光学相干层析成像(OCT)是一种基于低相干干涉原理的生物医学成像技术,1991年由Huang等<sup>[1]</sup>首次提出,具有非接触、无损伤和高分辨的特点<sup>[2]</sup>。基于生物组织的后向散射特性<sup>[3-4]</sup>,OCT可以提供生物组织的横断面图像,广泛应用于眼科、皮肤科等领域的医学诊断。为了达到 $\mu\text{m}$ 级的层析分辨率,OCT系统一般采用宽带光源,但宽带光会引入色散效应,参考臂与样品臂之间的色散失配将导致干涉光谱信号的啁啾和空域脉冲信号的畸变<sup>[5]</sup>,进而在成像中产生伪影和模糊<sup>[6]</sup>,影响最终成像质量,实际的OCT系统往往需要进行色散补偿来校正色散失配。

常用的OCT色散补偿方法有硬件补偿和算法补偿两种方式。硬件方法通常在参考臂中加入色散介质来补偿色散<sup>[7-8]</sup>,或者通过光栅<sup>[9]</sup>、相位扫描延迟线<sup>[10-11]</sup>、声光调制器<sup>[12]</sup>、双光纤拉伸器<sup>[13]</sup>等色散补偿器件来调整色散量,成本和复杂性较高,补偿度也有限。相比之下,算法补偿更为灵活有效。在常用的色散补偿算法中:解卷积算法<sup>[14]</sup>和共轭变换补偿法<sup>[15]</sup>可以直接进行色散补偿,但需要对介质的色散有先验认识;空域脉冲退化法<sup>[16]</sup>通过测量插入色散介质前后的反射信号的空域脉宽变化来估计单层均匀样品的色散,但该方法操作较繁琐,并且只能对变化的色散量进行测量,无法评估系统色散;多项式拟合法<sup>[17-18]</sup>通过提取信号的相位进行拟合得到色散,但对弱信号的补偿效果不佳;自聚焦算法<sup>[19]</sup>、迭代法<sup>[20-21]</sup>和基于分数阶傅里叶变

换的色散补偿算法<sup>[22-23]</sup>结合先验知识在特定范围内通过穷举搜索确定色散量,可以达到较好效果。

目前在众多的色散补偿算法中,迭代法是工程上应用最普遍的方法。但迭代法需要手动选取色散搜索区间并构建评价函数,通过在色散区间内连续取值对原信号进行补偿,以评价函数取得最大值时对应的色散为最佳补偿色散。迭代法在合适的搜索区间中表现较好,但区间太小时色散得不到充分补偿,区间太大又会导致运算量随之增大,因此往往需要结合系统反复评价找到最优区间,实现运算量和补偿精度的平衡。基于分数阶傅里叶变换(FrFT)的色散补偿方案仍沿袭搜索策略,区别在于它将色散映射为FrFT中的最优阶参数,将对色散的搜索转化为对最佳阶参数的搜索,因而将搜索区间变换到(0.9, 1.1),但FrFT的运算量明显大于傅里叶变换(FFT),要实现高精度的色散补偿需要付出更多的时间。

为了弥补传统遍历搜索思路的不足,提高色散补偿算法的工程实用性,本文基于空域脉冲随色散的退化性质提出一种高效色散补偿算法。所提算法利用OCT信号空域脉冲宽度与二阶色散的数值关系,构建空域脉冲宽度平方对色散平方的线性方程组,求解得到系统二阶色散估计值并进一步实现对含色散OCT信号的色散补偿。该算法无须手动调整色散区间,运算量小,可弥补传统搜索策略在自适应性和运算效率上的不足。与传统空域脉冲退化法相比,所提算法避免了硬件设备上色散增量的引入,简化了操作步骤,并且弥补了其难以测量系统色散的局限性。

收稿日期: 2023-07-05; 修回日期: 2023-08-21; 录用日期: 2023-08-28; 网络首发日期: 2023-09-08

通信作者: \*hycail@tju.edu.cn

## 2 色散补偿算法原理

### 2.1 色散理论

频域 OCT 通过探测样品臂和参考臂的干涉信号成像,不考虑直流项和自相干项,其光谱干涉信号<sup>[24]</sup>可以表示为

$$I(\omega, z) = S(\omega) \sqrt{R_s(z) R_r} \exp[i\phi(\omega, z) + i\phi_{\text{sys}}(\omega)], \quad (1)$$

式中: $S(\omega)$ 为光源的功率谱密度函数; $z$ 为两干涉臂的光程差; $R_s(z)$ 和 $R_r$ 分别是样品臂和参考臂的反射率;相位函数包括样品相位 $\phi(\omega, z)$ 和系统色散相位 $\phi_{\text{sys}}(\omega)$ 两部分,本研究暂时只考虑系统色散的补偿。将相位函数在中心频率 $\omega_0$ 处进行泰勒展开<sup>[17,20]</sup>:

$$\phi_{\text{sys}}(\omega) = \frac{1}{2} \beta_2 \cdot (\omega - \omega_0)^2 + \frac{1}{6} \beta_3 \cdot (\omega - \omega_0)^3 + \dots, \quad (2)$$

式中:二阶项为二阶色散 $\beta_2$ 引起的附加相位;因三阶及以上的高阶色散不会显著影响干涉信号<sup>[15,24-25]</sup>,暂不予考虑。二阶项会引入随光谱变化的额外相位,导致光谱域信号的啁啾和空域脉冲的展宽<sup>[5]</sup>。光源功率谱密度函数 $S(\omega)$ 一般为高斯型,将高斯包络的半峰全宽作为脉冲宽度的度量,含色散的空域脉冲宽度 $(l_{\text{disp}})$ <sup>[25-26]</sup>可表示为:

$$l_{\text{disp}} \propto l_c \cdot \sqrt{1 + \frac{\beta_2^2}{4\sigma^2}}, \quad (3)$$

式中: $l_c$ 为光源的理论纵向分辨率; $\sigma$ 为高斯光源的标准时间宽度。由式(3)可知:二阶色散越大,空域脉冲展宽越严重。Parseval定理表明傅里叶变换前后信号的能量守恒<sup>[27]</sup>,因此色散相位在导致空域脉冲展宽的同时也会使其峰值下降,在图像中即表现为纵向分辨率和信噪比同时降低。

### 2.2 色散线性方程组的构建与求解

由式(3)易得到空域脉冲宽度的平方 $l_{\text{disp}}^2$ 与二阶色

散系数的平方 $\beta_2^2$ 满足严格的线性变化关系,据此可构建出二者间的线性函数式:

$$l_{\text{disp}}^2(\beta_2^2) = k \cdot \beta_2^2 + b, \quad (4)$$

式中: $k$ 和 $b$ 为未知量。设原始待校正信号的脉冲宽度平方为 $l_{\text{disp}}^2(\alpha_0^2)$ , $\alpha_0$ 为未知色散,则该线性函数中有3个未知量,因此需要多组色散数据来求解未知色散。在硬件上构建色散数据较为繁琐,且容易受到光源稳定性或者环境的影响引入其他变量,因此所提方法基于待校正信号在数值上构建出多组色散数据,可以直接求解出待校正信号中的色散,其具体步骤如下:

人为确定3个已知二阶色散增量 $\alpha_i(i=1,2,3)$ ,构建二阶附加色散相位 $\phi_{\text{add}}(\omega, \alpha_i)$ ,分别加载到待校正信号中生成新的色散光谱信号,除了色散增量之外的其他条件保持不变。分别测量各新信号的空域脉冲宽度 $l_{\text{disp}i}$ ,代入方程组:

$$l_{\text{disp}i}^2 = k \cdot (\alpha_0 + \alpha_i)^2 + b, \quad i=1,2,3. \quad (5)$$

进一步推导,有

$$\begin{cases} \alpha_0 = \frac{(\alpha_1^2 + \alpha_2^2) - A(\alpha_2^2 + \alpha_3^2)}{2(\alpha_1 - \alpha_2) - 2A(\alpha_2 - \alpha_3)} \\ A = \frac{(l_{\text{disp}1}^2 - l_{\text{disp}2}^2)}{(l_{\text{disp}2}^2 - l_{\text{disp}3}^2)} \end{cases} \quad (6)$$

由此即可得到系统色散 $\alpha_0$ 。上述过程涉及3个参数 $\alpha_1$ 、 $\alpha_2$ 和 $\alpha_3$ ,选择时需要遵循以下原则:1)3个色散的取值应尽量大,这样可以使脉冲有一个可观的展宽,则测量脉冲宽度时误差较小;2)3个色散值之间应该保持一定差别,以提高式(6)中 $A$ 的准确性。

### 2.3 色散补偿算法流程

所提算法流程如图1所示,可分为色散提取(实线所示)与色散补偿(虚线所示)两部分。首先通过构建和求解线性方程组来得到待校正信号的色散估计值,然后构建色散补偿相位对原始待校正信号进行色散补偿,具体步骤如下:

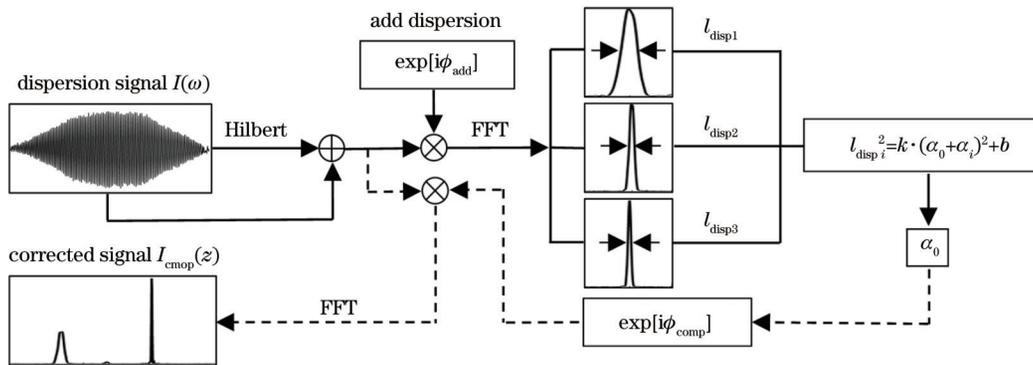


图1 所提算法流程图

Fig. 1 The flow diagram of the proposed algorithm

1) 对频域 OCT 采集到的原始光谱强度实信号 $I(\omega)$ 进行希尔伯特变换,得到光谱复信号;

2) 设置不同大小的色散增量 $\alpha_i(i=1,2,3)$ 并构

建附加相位 $\exp\left[i\frac{1}{2}\alpha_i(\omega - \omega_0)^2\right]$ ,分别将附加相位与

原始光谱复信号相乘得到新的光谱信号,进一步通过

FFT 得到对应的空域脉冲,将其半峰全宽对应的像素宽度作为脉冲宽度的测量值  $l_{disp i}$ ;

3) 代入并求解线性方程组,得到原始信号的色散  $\alpha_0$ ;

4) 构建二阶相位补偿项  $\phi_{comp}$  并对光谱干涉信号  $I(\omega)$  进行色散校正,通过 FFT 得到校正后的空域脉冲信号  $I_{comp}(z)$ 。

### 3 实验与分析

#### 3.1 实验系统

为了验证所提算法的有效性,搭建如图 2 所示的扫频 OCT 系统。扫频光源的中心波长为 1060 nm,带宽为 100 nm。扫频光源发出的光经过隔离器进入 90/10 耦合器分成两束,10% 的光进入样品臂,参考臂为干涉提供一定功率参考光以及色散的粗匹配。样品光与参考光最终在 50/50 耦合器中发生干涉,干涉信号由平衡探测器进行光电转换后送入计算机处理。在对人眼视网膜进行成像时需要去掉透镜 L6。

#### 3.2 色散提取准确性验证实验

在初始硬件系统已经完成色散粗匹配的前提下,通过迭代法在较大色散区间内进行精细搜索,确定系统的初始色散为  $680 \text{ fs}^2$ ,作为初始参考真值以备后续准确性验证。相同前提条件下,分别在参考臂中通过添加色散介质的方式额外引入  $1267 \text{ fs}^2$ 、 $2688 \text{ fs}^2$ 、

$4500 \text{ fs}^2$  的色散(色散介质的厚度和色散系数均已知),与初始值相加得到实际色散值。在不同的预置色散下采集信号,然后使用所提算法估计信号中的色散值,并与实际色散值进行比较。

所提算法的参数选择如下:选取  $\alpha_1$  为  $2 \times 10^4 \text{ fs}^2$ ,这是一个比较大的色散值,可以让待校正信号的空域脉冲有一个明显的展宽; $\alpha_2$  的取值为  $\alpha_1/5$ ; $\alpha_3$  的取值为  $\alpha_2/10$ 。估计色散值与实际值的比较结果见表 1。可见色散估计值与实际色散值相对误差均在 10% 范围内。

表 1 色散估计值与实际色散值的比较

Table 1 Comparison of estimates of dispersion and truth of dispersion

Sequence	Truth of dispersion / $\text{fs}^2$	Estimates of dispersion / $\text{fs}^2$	Relative error / %
1	680	702	3.2
2	1947	2065	6.1
3	3368	3486	3.5
4	5180	5200	0.4

使用色散估计值对 4 种情况下的系统点扩散函数进行校正,结果如图 3 所示,可见:色散越大,空域脉冲展宽越严重,信号峰值越小,脉冲能量越弥散;使用所提算法对含色散信号进行校正后,空域脉冲展宽得到有效抑制,信号峰值显著增大,脉冲能量分布更加紧凑。

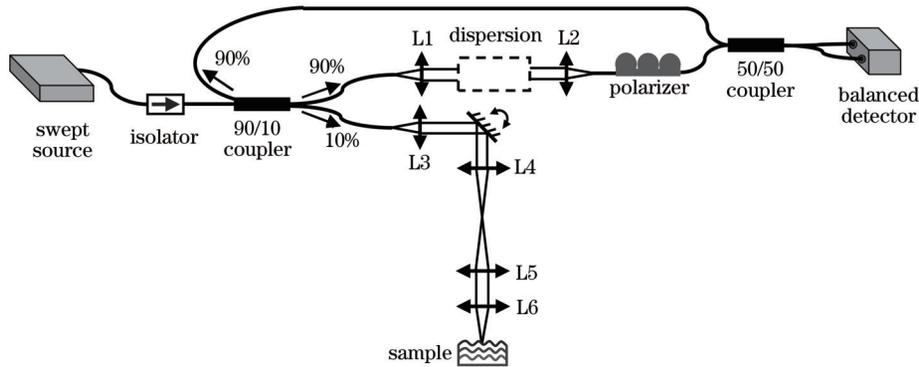


图 2 OCT 系统光路图

Figure 2 Optical path diagram of OCT system

#### 3.3 生物组织色散补偿实验

为了说明所提算法的有效性,在参考臂中引入任意的色散,分别对新鲜葡萄果肉和活体人眼视网膜进行 OCT 成像并进行色散校正。成像时,在葡萄果肉表面涂抹甘油以降低表面的反射,在对视网膜成像时将激光入射功率降低到 1.9 mW 以下,符合激光安全使用标准<sup>[28]</sup>与伦理要求。其 OCT 图像及其补偿结果如图 4 和图 5 所示。

由图 4 可见,经色散校正后,沿着深度方向(图中纵向),内部组织由模糊变得清晰,整幅图像的能量由弥散变得集中。为了便于观察分析,选取 3 个感兴趣

区域(ROI)进行对比。未进行色散补偿时:ROI I 中的表面甘油层在纵向上展宽,产生低灰度的伪影;ROI II 中的果肉组织变成较大的长斑,影响其周围结构组织的分辨;ROI III 中果肉网格状结构也变得模糊。色散补偿后:果肉表面的甘油层变成一条细而亮的线,与内部组织的界限更加分明,果肉中的长斑在纵向上变得紧凑,内部的网格状结构也清晰可见,图像质量得到有效提升。

从图 5 可以看出,经色散校正后,视网膜的分层更加明显,整幅图像的对比度得到提高。对于未进行色散补偿的视网膜图像:ROI I 中不同反射特性的视网

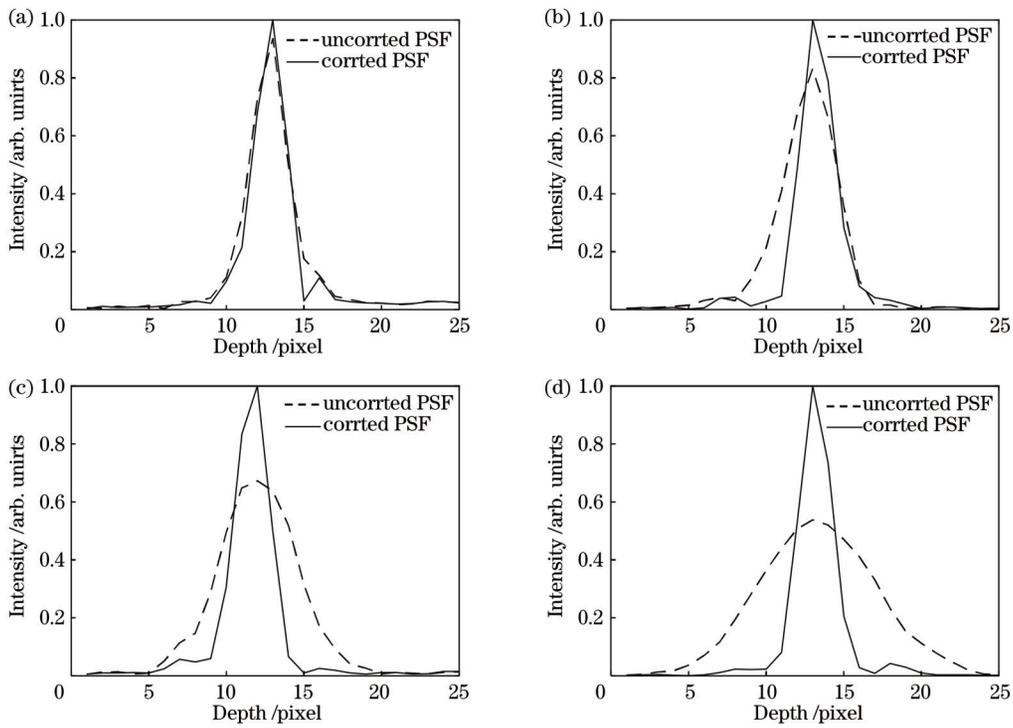


图 3 对系统点扩散函数的色散补偿结果。(a)~(d)分别对应实际色散值为  $680 \text{ fs}^2$ 、 $1947 \text{ fs}^2$ 、 $3368 \text{ fs}^2$  和  $5180 \text{ fs}^2$  的情况  
 Fig. 3 Dispersion compensation results for the system point spread function. (a)~(d) Correspond to actual dispersion of  $680 \text{ fs}^2$ ,  $1947 \text{ fs}^2$ ,  $3368 \text{ fs}^2$ , and  $5180 \text{ fs}^2$ , respectively

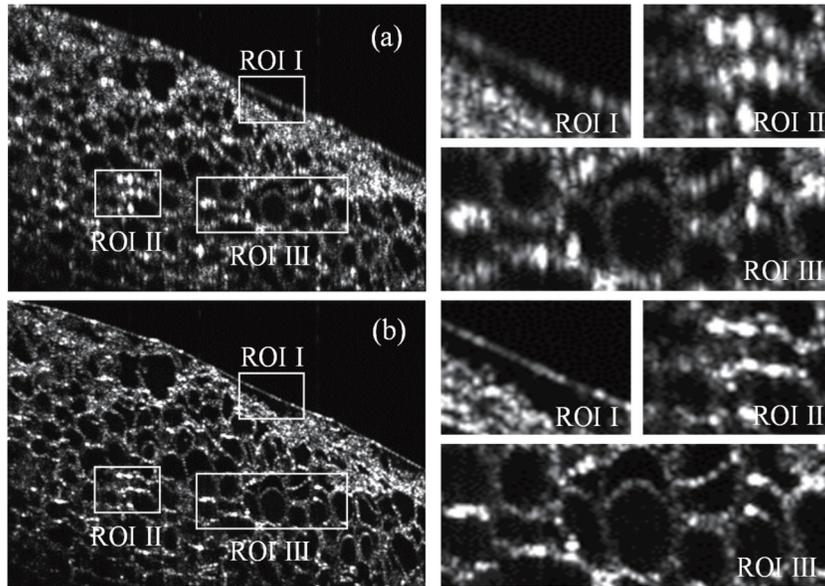


图 4 葡萄果肉 OCT 图像色散补偿结果。(a)未补偿图像;(b)所提算法补偿结果  
 Fig. 4 Dispersion compensation results of OCT images of grape pulp. (a) Uncompensated images; (b) the compensation results of the proposed algorithm

膜层的分界不清晰,在视觉上有拖影现象;ROI II 中的高反射条带也出现展宽和模糊;ROI III 中的脉络膜层呈现出低灰度的能量弥散状态。色散补偿后:视网膜层边界变得锐利,高反射条带变细变亮,脉络膜组织的面积缩小、亮度增加,能量在纵向上更加聚集,视觉效果明显增强。

### 3.4 算法比较实验

为了定量评价所提算法的性能,分别使用迭代法、FrFT法和所提算法对同一系统点扩散函数进行色散补偿。

#### 3.4.1 评价指标

为了比较不同算法的色散补偿效果,定义如下指标:1)EI,为已校正信号的半峰全宽与为未校正信号的

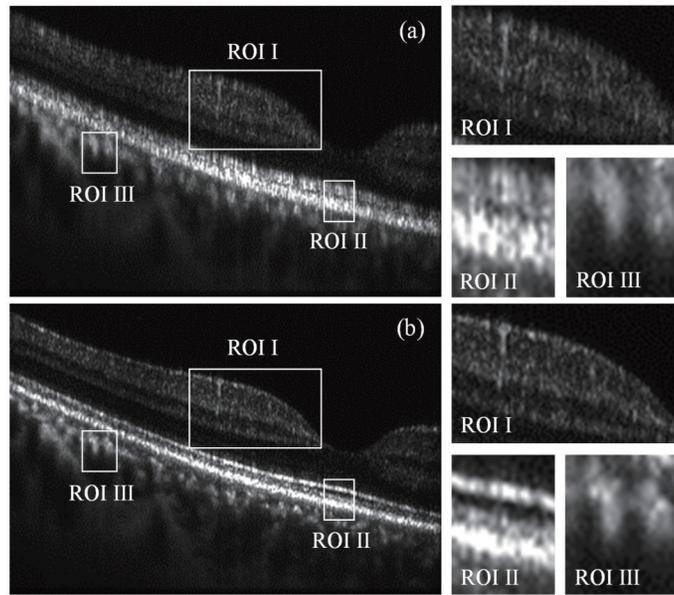


图5 人眼视网膜OCT图像色散补偿结果。(a)未补偿图像;(b)所提算法补偿结果

Fig. 5 Dispersion compensation results of human retinal OCT images. (a) Uncompensated images; (b) the compensation results of the proposed algorithm

半峰全宽之比, EI 值越小, 反映出色散补偿算法对纵向分辨率的提升能力越强, 所用系统的理论 EI 值是 0.26; 2)  $\Delta$ SNR, 为色散校正前后峰值信噪比的增量,  $\Delta$ SNR 反映色散补偿算法对信噪比的提升能力; 3) 算法耗时, 为算法进行单次补偿的运算时间。计算机配置如下, Intel(R) Core(TM) i5-9400F CPU @ 2.90 GHz, RAM 16.0 GB。

#### 3.4.2 算法参数选取

不同算法的参数设置如下: 迭代法的搜索区间为  $(-1.5 \times 10^4, 1.5 \times 10^4)$   $\text{fs}^2$ , 该区间长度约为待补偿信号的色散量的 3 倍, 是综合考虑系统中可能出现的色散量后的选择。FrFT 法的阶参数搜索区间确定为  $(0.9, 1.1)$ , 是文献[22]给出的经验值。迭代法和 FrFT 法均以空域脉冲的峰值大小作为评价标准。所提算法参数选择同第 3.2 节。

#### 3.4.3 结果比较

不同算法的色散补偿效果比较结果如表 2 所示。从表 2 可以看出, 所提算法在耗时小于 1 ms 的情况下, 使系统点扩散函数的峰值信噪比增加 5.11 dB, EI 值下降为 0.28。当其他两种算法的耗时与所提算法接近时, 其对系统的信噪比和纵向分辨率提升有限, 说明迭代次数太少导致算法失效; 当其他两种算法的补偿精度与所提算法接近时, 其耗时明显增加。这表明, 所提算法在保持补偿精度的同时保持了较小的运算量, 其运算速度比同等补偿精度下的迭代法提高了 5 倍, 比 FrFT 法提高了 50 倍。

## 4 结 论

提出一种基于脉冲宽度的高效色散补偿算法, 该算法无须对系统色散有先验认识, 无须手动选取色散

表 2 不同算法的色散补偿效果比较

Table 2 Comparison of dispersion compensation effects of different algorithms

Algorithm	Iterations	$\Delta$ SNR / dB	EI	Time / ms
Iteration algorithm	5	1.92	0.57	<1
	50	5.01	0.28	>5
FrFT algorithm	5	0	1	<10
	40	4.91	0.28	>50
Proposed algorithm		5.11	0.28	<1

搜索区间, 是一种利用信号自身信息进行色散补偿的算法, 能较为准确地估计系统中的色散, 在补偿效果相近的情况下, 其速度比迭代法提高了 5 倍, 比 FrFT 法提高了 50 倍, 表现出运算效率上的优势。对葡萄果肉图像和人眼视网膜图像进行了色散补偿, 补偿后图像中的纵向展宽模糊得到抑制, 图像对比度得到增强, 更加清晰地显示了生物组织的结构特征与细节信息。

但是所提算法也存在一些不足之处: 首先, 其只适用于补偿二阶色散, 这是由算法的原理决定的, 而高阶色散的存在会使脉冲产生其他影响, 比如三阶色散令空域脉冲产生非对称畸变等<sup>[25]</sup>, 要实现高阶色散的校正, 需要进一步研究空域脉冲畸变与高阶色散的数值关系; 其次, 其只补偿了系统色散, 暂未考虑样品色散, 样品色散与样品的结构和深度有关, 因此图像中会存在部分欠补偿的残余色散, 实现深度适应的样品色散补偿是所提算法后续研究的方向。目前深度适应的样品色散补偿算法往往需要逐深度提取层信号依次进行校正<sup>[23, 29]</sup>, 因此较为耗时, 而所提算法较高的运算效率为实现深度依赖的色散补偿提供了有利条件。

## 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] 文志博, 刘开元, 蒋慎益, 等. 生物组织大深度定量光学成像[J]. *光学学报*, 2022, 42(17): 330-350.  
Wen Z B, Liu K Y, Jiang S Y, et al. Large-depth quantitative optical imaging of biological tissues[J]. *Acta Optica Sinica*, 2022, 42(17): 1717001.
- [3] 屈慧, 汪毅, 姜世良, 等. 纯随机相位板散斑去相关光学相干层析成像[J]. *光学学报*, 2023, 43(1): 0111002.  
Qu H, Wang Y, Lou S L, et al. Speckle decorrelation optical coherence tomography using pure random phase plate[J]. *Acta Optica Sinica*, 2023, 43(1): 0111002.
- [4] 田浩颖, 汤丰锐, 高万荣, 等. 动态散射光测量在全场光学相干层析技术中的应用[J]. *中国激光*, 2022, 49(5): 0507202.  
Tian H Y, Tang F R, Gao W R, et al. Review on dynamic scattered light measurement in full-field optical coherence tomography[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2022, 49(5): 0507202.
- [5] Hitzenberger C K, Baumgartner A, Drexler W, et al. Dispersion effects in partial coherence interferometry: implications for intraocular ranging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1999, 4(1): 144-151.
- [6] Jeon M, Kim J, Jung U, et al. Full-range k-domain linearization in spectral-domain optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2011, 50(8): 1158-1163.
- [7] Drexler W. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2004, 9(1): 47-74.
- [8] Asaka K, Ohbayashi K. Dispersion matching of sample and reference arms in optical frequency domain reflectometry-optical coherence tomography using a dispersion-shifted fiber[J]. *Optics Express*, 2007, 15(8): 5030-5042.
- [9] Froehly L, Furfaro L, Sandoz P, et al. Dispersion compensation properties of grating-based temporal-correlation Optical Coherence Tomography systems[J]. *Optics Communications*, 2009, 282(7): 1488-1495.
- [10] Rosa C C, Rogers J, Podoleanu A G. Fast scanning transmissive delay line for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2005, 30(24): 3263-3265.
- [11] 李栋, 丁志华, 孟婕. 双光栅快速扫描光学延迟线的色散补偿[J]. *光学学报*, 2007, 27(3): 505-509.  
Li D, Ding Z H, Meng J. Double-grating rapid scanning optical delay line for dispersion compensation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, 27(3): 505-509.
- [12] Xie T Q, Wang Z G, Pan Y T. Dispersion compensation in high-speed optical coherence tomography by acousto-optic modulation[J]. *Applied Optics*, 2005, 44(20): 4272-4280.
- [13] Iyer S, Coen S, Vanholsbeeck F. Dual-fiber stretcher as a tunable dispersion compensator for an all-fiber optical coherence tomography system[J]. *Optics Letters*, 2009, 34(19): 2903-2905.
- [14] Fercher A F, Hitzenberger C K, Sticker M, et al. Numerical dispersion compensation for Partial Coherence Interferometry and Optical Coherence Tomography[J]. *Optics Express*, 2001, 9(12): 610-615.
- [15] Zhang W X, Zhang X, Wang C M, et al. Conjugate transformation for dispersion compensation in optical coherence tomography imaging[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2019, 25(1): 17839550.
- [16] Photiou C, Pitris C. Tissue dispersion measurement techniques using optical coherence tomography[J]. *Proceedings of SPIE*, 2017, 10053: 100532W.
- [17] 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.  
Huang B J, Bu P, Wang X Z, et al. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(2): 0217002.
- [18] 姜盼秋, 汪平河. 谱域光学相干层析系统的色散补偿技术研究[J]. *光电工程*, 2021, 48(10): 12-20.  
Jiang P Q, Wang P H. Research on dispersion compensation technology for SD-OCT system[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2021, 48(10): 12-20.
- [19] Marks D L, Oldenburg A L, Reynolds J J, et al. Autofocus algorithm for dispersion correction in optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2003, 42(16): 3038-3046.
- [20] 潘柳华, 李中梁, 王向朝, 等. 光学相干层析成像随深度变化的色散补偿方法[J]. *光学学报*, 2017, 37(5): 0511002.  
Pan L H, Li Z L, Wang X Z, et al. Depth-dependent dispersion compensation for optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(5): 0511002.
- [21] 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]. *Optics Express*, 2004, 12(11): 2404-2422.
- [22] Lippok N, Coen S, Nielsen P, et al. Dispersion compensation in Fourier domain optical coherence tomography using the fractional Fourier transform[J]. *Optics Express*, 2012, 20(21): 23398-23413.
- [23] Liu D, Ge C B, Xin Y, et al. Dispersion correction for optical coherence tomography by the stepped detection algorithm in the fractional Fourier domain[J]. *Optics Express*, 2020, 28(5): 5919-5935.
- [24] 陶淘. 光学相干层析成像系统中色散现象研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2006: 10-11, 36-37.  
Tao T. Study on dispersion phenomenon in optical coherence tomography system[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006: 10-11, 36-37.
- [25] 章文欣. OCT 成像中的色散优化[D]. 北京: 清华大学, 2019: 28-29.  
Zhang W X. Dispersion optimization in OCT imaging[D]. Beijing: Tsinghua University, 2019: 28-29.
- [26] 林林, 高应俊, 龙炳昌, 等. 光学相干层析成像色散补偿研究[J]. *光子学报*, 2010, 39(6): 1099-1103.  
Lin L, Gao Y J, Long B C, et al. Dispersion compensation in optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, 39(6): 1099-1103.
- [27] 管致中, 夏恭恪, 孟桥. 信号与线性系统[M]. 4 版. 北京: 高等教育出版社, 2004.  
Guan Z Z, Xia G K, Meng Q. Signal and linear system[M]. 4th ed. Beijing: Higher Education Press, 2004.
- [28] American national standard for safe use of lasers: ANSI Z136.1—2007[S]. Orlando: Laser Institute of America, 2007.
- [29] Bian H Y, Gao W R. Wavelet transform-based method of compensating dispersion for high resolution imaging in SDOCT[J]. *Proceedings of SPIE*, 2014, 9236: 92360X.

# Efficient Dispersion Compensation Method Based on Spatial Pulse Width

Xu Yushuai, Cai Huaiyu\*, Wang Lutong, Wang Yi, Chen Xiaodong

*Key Laboratory of Opto-Electronics Information Technology of Ministry of Education, School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China*

## Abstract

**Objective** Optical coherence tomography (OCT) is a pivotal biomedical imaging technique based on the low coherence interference principle. It facilitates the production of tomographic scans of biological tissues, extensively applied to medical fields such as ophthalmology and dermatology. However, the pursuit of heightened axial resolution compels OCT systems to harness broadband light sources, and it is an approach that inadvertently introduces dispersion effects and gives rise to imaging artifacts, blurring, and consequently diminished image quality. Therefore, it is necessary to conduct dispersion compensation in OCT systems. While hardware-based compensation techniques are plagued by increased costs and complexity, their efficacy remains limited, which spurs the exploration and application of more flexible dispersion compensation algorithms. However, commonly employed algorithms based on search strategies suffer from suboptimal adaptability and concealed computational intricacies. Thus, we introduce an innovative dispersion compensation algorithm established based on the concept of spatial pulse degradation resulting from dispersion. The algorithm integrated into frequency domain OCT system experiments eliminates the requirements for manual dispersion range adjustments. Meanwhile, it features notable computational efficiency to offset the shortcomings of conventional search strategies in adaptability and computational efficacy. The proposed method is proven to be instrumental in enhancing the engineering practicality of OCT systems and improving the quality of tomographic images.

**Methods** We propose an efficient dispersion compensation algorithm grounded in spatial pulse degradation due to dispersion and apply it to frequency domain OCT system experiments. The algorithm consists of two parts including dispersion extraction and compensation. By adopting the principle that dispersion causes widening spatial pulse, the algorithm estimates the dispersion of the signal to be corrected and subsequently applies compensation. A linear equation establishes the relationship between the square of spatial pulse width and the square of second-order dispersion. Additional dispersion phases are generated numerically and integrated into the original spectral signal to yield new dispersion signals. After transformation to the spatial domain, these signals' spatial pulse widths are measured. By substituting these pulse width values into the equation set, the second-order dispersion of the original signal can be calculated. Finally, a dispersion compensation phase is constructed and incorporated into the original spectral signal's phase for dispersion correction.

**Results and Discussions** To validate the efficacy of this algorithm, we devise a swept source OCT (SS-OCT) system for data collection. The method is applied to correct dispersion in the point spread function (PSF) of the system and biological tissue images. The experimental results show that the algorithm's dispersion estimates exhibit a relative error of less than 10% when compared to actual dispersion values in different dispersion conditions (Table 1). After implementing this algorithm for dispersion compensation, notable enhancements are observed in the system's peak signal-to-noise ratio and axial resolution. In scenarios of similar correction efficiency, this algorithm surpasses the commonly employed iterative method by a factor of 5 in terms of speed and outpaces the fractional Fourier transform method by a remarkable 50-fold (Table 2). Furthermore, after applying dispersion compensation, the image quality is notably improved. The grape flesh image boundaries exhibit enhanced sharpness, with significantly enhanced internal tissue clarity and more concentrated image energy (Fig. 4). Additionally, human retinal images display clearer layer differentiation, accompanied by image contrast improvement (Fig. 5). These results collectively prove the algorithm's efficacy in enhancing image quality.

**Conclusions** We introduce a novel high-efficiency dispersion compensation algorithm grounded in spatial pulse width. The algorithm mitigates axial broadening in PSF and enhances the system's signal-to-noise ratio. Notably, the algorithm's strength lies in its independence from prior knowledge about system dispersion or manual dispersion search interval selection. It accurately estimates system dispersion, and when compared with other search strategy-based algorithms, it demonstrates superior computing efficiency and achieves comparable compensation efficacy. The dispersion compensation experiments conducted on grape pulp and human retinal images yield effective results. The algorithm suppresses axial broadening blur, amplifies image contrast, and elucidates intricate structural features within biological tissues. These outcomes underscore the algorithm's capacity to proficiently rectify dispersion issues in OCT systems,

thereby enhancing visual image quality. Nevertheless, certain limitations deserve consideration. Primarily, the algorithm's applicability is confined to addressing second-order dispersion, and higher-order dispersion tackling necessitates further exploration into the numerical relationship between spatial pulse distortion and higher-order dispersion. Furthermore, the algorithm exclusively addresses system dispersion, ignoring sample dispersion intricacies tied to specific sample structures and depths. Future research should explore depth-adaptive sample dispersion compensation, and leverage the algorithm's high computational efficiency to potentially enable depth-dependent dispersion compensation.

**Key words** optical coherence tomograph; dispersion compensation; second-order dispersion; spatial pulse width