

光电工程

Opto-Electronic Engineering

中文核心期刊 中国科技核心期刊
Scopus CSCD

线聚焦谱域光学相干层析成像的分段色散补偿像质优化方法

杨建文, 黄江杰, 何益, 史国华

引用本文:

杨建文, 黄江杰, 何益, 等. 线聚焦谱域光学相干层析成像的分段色散补偿像质优化方法[J]. *光电工程*, 2024, 51(6): 240042.

Yang J W, Huang J J, He Y, et al. Image quality optimization of line-focused spectral domain optical coherence tomography with subsection dispersion compensation[J]. *Opto-Electron Eng*, 2024, 51(6): 240042.

<https://doi.org/10.12086/oe.2024.240042>

收稿日期: 2024-02-28; 修改日期: 2024-05-04; 录用日期: 2024-05-07

相关论文

Large-field objective lens for multi-wavelength microscopy at mesoscale and submicron resolution

Xin Xu, Qin Luo, Jixiang Wang, Yahui Song, Hong Ye, Xin Zhang, Yi He, Minxuan Sun, Ruobing Zhang, Guohua Shi
Opto-Electronic Advances 2024, 7(6): 230212 doi: [10.29026/oea.2024.230212](https://doi.org/10.29026/oea.2024.230212)

偏振激光照明对多层薄膜结构成像对比度影响

张子建, 王天义, 徐欣, 王吉祥, 张欣, 张若冰, 史国华, 叶虹
光电工程 2023, 50(7): 230089 doi: [10.12086/oe.2023.230089](https://doi.org/10.12086/oe.2023.230089)

光片荧光显微镜研究进展

张子建, 徐欣, 王吉祥, 叶虹, 张欣, 史国华
光电工程 2023, 50(5): 220045 doi: [10.12086/oe.2023.220045](https://doi.org/10.12086/oe.2023.220045)

光学相干层析技术在眼科手术导航方面的研究进展

李云耀, 樊金宇, 蒋天亮, 唐宁, 史国华
光电工程 2023, 50(1): 220027 doi: [10.12086/oe.2023.220027](https://doi.org/10.12086/oe.2023.220027)

更多相关论文见光电期刊集群网站 



<http://cn.ojournal.org/oe>



OE_Journal



Website



DOI: 10.12086/oe.2024.240042

线聚焦谱域光学相干层析成像的分段色散补偿像质优化方法

杨建文^{1,2}, 黄江杰^{1,2}, 何益^{1,2}, 史国华^{1,2*}

¹中国科学院苏州生物医学工程技术研究所, 江苏省医用光学重点实验室, 江苏苏州 215163;

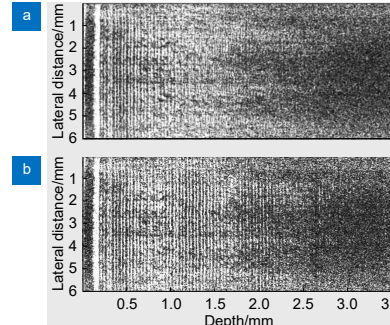
²中国科学技术大学生物医学工程学院(苏州), 生命科学与医学部, 安徽合肥 230026

摘要: 本研究中搭建了一套用于生物样品成像的线聚焦谱域光学相干层析(LF-SD-OCT)系统, 针对系统误差引起的轴向展宽和灵敏度衰减问题, 提出了一种分段色散补偿的方法, 对成像深度内的二阶和三阶色散相位进行了补偿, 并通过平面镜和透明胶带样品成像实验来验证该方法的有效性和可靠性。通过本文提出的分段色散补偿方法和其他成熟方法的联合应用, 系统在获得 57.2 kHz 的等效 A-scan 速率的同时, 轴向分辨率提升至 6.76 μm , 对胶带样品 2 mm 深度范围内及水果样品 0.3 mm 深度范围内进行了较清晰成像。实验结果表明, 该方法可以在兼顾处理效率的同时提高全深度轴向分辨率和灵敏度, 未来有望广泛实现线聚焦谱域光学相干层析的生物医学成像应用。

关键词: 线聚焦谱域 OCT; 色散补偿; 成像质量; 生物样品成像

中图分类号: O439

文献标志码: A



杨建文, 黄江杰, 何益, 等. 线聚焦谱域光学相干层析成像的分段色散补偿像质优化方法 [J]. 光电工程, 2024, 51(6): 240042
Yang J W, Huang J J, He Y, et al. Image quality optimization of line-focused spectral domain optical coherence tomography with subsection dispersion compensation[J]. *Opto-Electron Eng*, 2024, 51(6): 240042

Image quality optimization of line-focused spectral domain optical coherence tomography with subsection dispersion compensation

Yang Jianwen^{1,2}, Huang Jiangjie^{1,2}, He Yi^{1,2}, Shi Guohua^{1,2*}

¹Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China;

²College of Biomedical Engineering (Suzhou), Department of Life Sciences and Medicine, University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui 230026, China

Abstract: In this study, a line-focused spectral domain optical coherence tomography (LF-SD-OCT) system for imaging biological samples was built, and a data processing algorithm to improve the imaging quality was proposed to solve most of the problems of axial broadening and sensitivity attenuation caused by systematic errors. In particular, a segmented dispersion compensation method is proposed to compensate the second- and third-order

收稿日期: 2024-02-28; 修回日期: 2024-05-04; 录用日期: 2024-05-07

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (62075235); 国家重点研发计划项目 (2021YFF0700700); 中国科学院青年创新促进会项目 (2019320); 中国科学院战略性先导科技专项 (XDA16021304)

*通信作者: 史国华, shigh@sibet.ac.cn

版权所有©2024 中国科学院光电技术研究所

dispersion phases in the imaging depth. The effectiveness and reliability of this method are verified by the imaging experiments of plane mirrors and scotch tape samples. Finally, it is proved that this method can improve the full-depth axial resolution and sensitivity without affecting the image processing speed. The final system can achieve the axial resolution of $6.76 \mu\text{m}$ and an equivalent A-scan rate of 57.2 kHz , and clearly image the tape sample within 2 mm depth and the apple sample within 0.3 mm depth. In the future, it is expected to widely realize the biological imaging applications of line-focused spectral domain optical coherence tomography.

Keywords: line-focused spectral domain OCT; dispersion compensation; image quality; biological sample imaging

1 引言

光学相干层析技术 (Optical coherence tomography, OCT) 基于迈克尔逊干涉原理, 使用近红外光或可见光, 可以无损伤、非侵入式获取生物组织的高分辨断层图像, 广泛应用于生物医学领域^[1-3]。以光学手段最容易观察到的人体深部结构——眼球为例, OCT 技术扮演着十分重要的角色, 例如老年黄斑变性 (AMD) 发展中的脉络膜厚度变化^[4], 早期 AMD 中脉络膜毛细血管层的新生血管检测^[5], 角膜、前房、虹膜和晶状体等结构的高清成像^[6]、眼科手术导航^[7]等。

OCT 技术大致经历三个阶段, 即时域、谱域、扫频^[8-10]。时域 OCT 由于机械扫描的局限性逐渐被淘汰, 相比于扫频, 谱域的成像速度较慢, 但开发成本相对较低。谱域 OCT 的成像速度受到线阵相机行频的严格限制, 突破这一限制的方法目前主要有多台相机联用^[11-12]、光学解复用器替代光谱仪^[13]、条纹模式 OCT^[14]、空间—时分复用方法^[15]和线聚焦^[16]等。其中, 线聚焦谱域 OCT (LF-SD-OCT) 相比其他几种兼具开发难度和成本上的优势。LF-SD-OCT 在 1999 年首次被 Zuluaga 等人提出^[16], 发展至今在成像速度和分辨率上有了显著进步, 2019 年 Han 等^[17]实现了 4.8 MHz 的等效 A-scan 速率以及 $1.8 \mu\text{m}$ 轴向、 $5 \mu\text{m}$ 横向的超高分辨率, 对植物种子和离体角膜进行了成像。2022 年 Lawman 等^[18]实现了活体角膜组织 $1.7 \mu\text{m}$ 轴向分辨率, 精确测量了健康人体角膜鲍曼层平均厚度。陈志彦等^[19]搭建了迄今最大视场的 LF-SD-OCT 系统, 最大等效 A-scan 频率为 116.9 kHz , 用于平板玻璃中的缺陷检测。

LF-SD-OCT 系统因为减少了一维机械扫描, 使得由机械扫描引起的系统误差得以减少, 系统稳定性提高, 对高频扫描振镜和高速线阵相机的依赖性也得以降低。同时线聚焦的方式相比点聚焦还使得样品表面的聚焦能量得以分散, 照射安全更易实现。因此在成像速度和安全性要求较高的领域, 例如活体成像,

LF-SD-OCT 具有十分良好的应用前景。但是, LF-SD-OCT 系统一方面只能采用自由空间式布局导致部分环境影响不可避免, 另一方面聚焦线上相邻点之间容易存在信号串扰, 使得图像质量相比传统点聚焦方式存在一定差距, 且成像质量随深度增加衰减较为迅速^[20-21]。因此, 目前国内还没有将 LF-SD-OCT 成功应用于生物医学领域, 国际上也只有极少数较为成功的案例。本文在自主设计搭建 LF-SD-OCT 系统的基础上, 重点提出一种分段色散补偿方法, 结合迭代法波长分布标定、解卷积去噪等图像处理, 可以有效改善系统的分辨率和成像深度, 为 LF-SD-OCT 未来进一步应用于生物医学领域奠定基础。

2 理论推导

2.1 线聚焦谱域 OCT 基本原理

在 SD-OCT 系统中, 光源同一时刻发出的光分别经由参考臂和样品臂返回从而发生干涉, 而样品臂回光包含所有深度后向散射光, 因此获得的是一个多深度叠加后的相干光谱。干涉原理图如图 1 所示, 其中 $s(k, \omega)$ 为电场幅度, 是关于波数 k 和角频率 ω 的函数, z_r 和 z_s 分别为参考臂和样品臂光程, r_r 和 r_s 分别为参考臂和样品臂反射系数, E_r 和 E_s 分别为参考臂和样品臂返回的光场强度, ρ 为探测器响应度。对于任一固定深度位置而言, 相干波的强度与波数成周期稳定的正弦变化关系, 而这一正弦关系的频率则直接由该深度和参考臂之间的光程差大小决定。因此对叠加后的相干光谱进行频域分析, 直接可以得到样品各个深度的结构信息。

相机靶面探测到的信号强度可以表示为

$$I(k) = S(k) \left| a_r e^{i2kr} + \int_0^\infty a(z) e^{i2kz} dz \right|^2$$

$$\xrightarrow{a_r=1, r=0} I(k) = S(k) \left| 1 + \int_0^\infty a(z) e^{i2kz} dz \right|^2, \quad (1)$$

其中: $S(k)$ 是光源的功率谱密度, a_r 为参考臂的反射系数, k 为波数, r 为参考臂光程, z 为样品深度。为

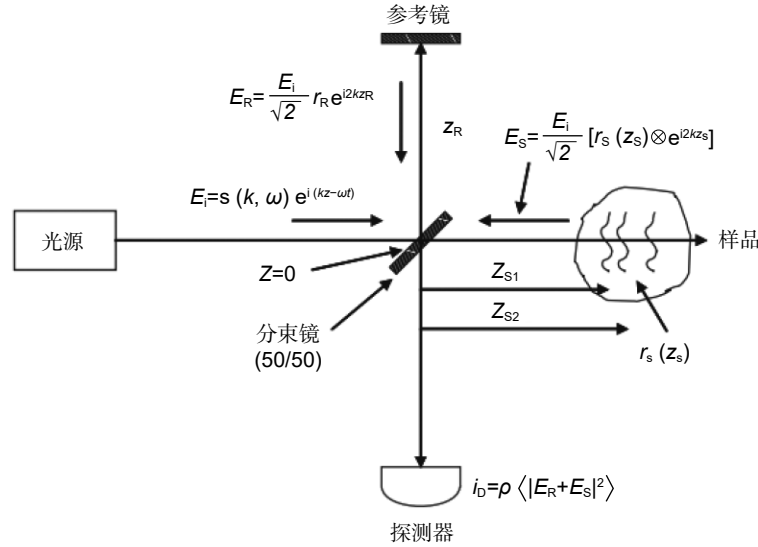


图 1 用于 OCT 的迈克尔逊干涉仪原理图^[22]
Fig. 1 Schematic of a Michelson interferometer used in OCT^[22]

方便计算取 $a_R=1, r=0$ 。当进行线照明时, 式 (1) 将经过一个线光源沿并行方向强度分布函数 $L(y)$ 的调制, 有:

$$I(k, y) = L(y)S(k) \left| 1 + \int_0^\infty a(z, y) e^{i2kz} dz \right|^2. \quad (2)$$

对 $I(k, y)$ 进行逆傅里叶变换 (IFFT) 得到:

$$i(z, y) = L(y)I(z) + L(y)[I(z) \otimes a(z, y)] + L(y) \cdot [I(z) \otimes a(-z, y)] + L(y)\{I(z) \otimes AC[a(z, y)]\}, \quad (3)$$

其中: 第一项为直流项, 第二项包含不同深度位置的结构信息, 第三项为第二项的共轭项, 第四项样品各深度之间干涉项, 即自相关项。第一、四两项均为固定的背景噪声可事先进行扣除。

2.2 谱域 OCT 的色散补偿

在 OCT 系统中, 由于两臂光路不一致将会造成色散失配, 导致相干包络的展宽和畸变从而影响成像质量^[23]。常用的软件色散补偿方式主要有多项式拟合法^[24]、自聚焦算法^[25]、迭代补偿算法^[26]等, 其中以迭代补偿算法应用最为广泛成熟。由谱域 OCT 的成像原理可知, 样品臂回光与参考光之间的相位差由波数和两臂相对光程差决定, 样品第 n 个深度位置与参考光之间的相位差可以表示为

$$\phi(k, z_n) = \beta_n(k) \cdot z_n, \quad (4)$$

其中: $\beta_n(k)$ 是第 n 个深度的有效传播系数, 将该系数在中心波长 k_0 处以泰勒级数形式展开, 则有:

$$\begin{aligned} \varphi(k, z_n) &= [\beta_n(k_0) + \beta_n(k_0)'(k - k_0) + \beta_n(k_0)'' \cdot \frac{(k - k_0)^2}{2!} + \beta_n(k_0)''' \cdot \frac{(k - k_0)^3}{3!} + \dots] \cdot z_n \\ &= \beta_n(k_0)z_n + \beta_n(k_0)'z_n \cdot (k - k_0) + \frac{\beta_n(k_0)''z_n}{2!} \cdot (k - k_0)^2 + \frac{\beta_n(k_0)'''z_n}{3!} \cdot (k - k_0)^3 + \dots, \quad (5) \end{aligned}$$

其中: 第一项为常数项, 第二项为线性项, 显然这两项在针对波数进行的频域分析中都不会引起展宽效应。更高次项忽略不计, 基于某深度样品点上的等波数重采样结果对相位曲线进行三次多项式拟合, 并在原始相位中扣除二阶、三阶高次项, 即可减少色散不匹配从而提高轴向分辨率。这一方法的准确性将受到硬件对准及环境因素的影响, 存在不可避免的误差。因此在拟合的基础上, 继续对高次项的系数在小范围内进行迭代, 引入一定的人为误差, 制定相应的评价函数来寻找系数的最优值, 可以使色散补偿效果更佳。

式 (5) 中 $\beta_n(k_0)''$ 和 $\beta_n(k_0)'''$ 与样品深度无关, 仅取决于样品本身的性质^[27], 而在常规 OCT 的成像深度范围内, 样品性质的变化可以忽略不计, 因此, 式 (5) 中二次项和三次项系数可以视作与成像深度线性相关, 可以由系数随深度变化的曲线得到任一深度位置对应的补偿系数。

3 实验系统和结果分析

3.1 线聚焦谱域 OCT 系统

LF-SD-OCT 系统如图 2 所示。系统使用二维阵列传感器获得单次记录内的完整层析图: 其中传感器

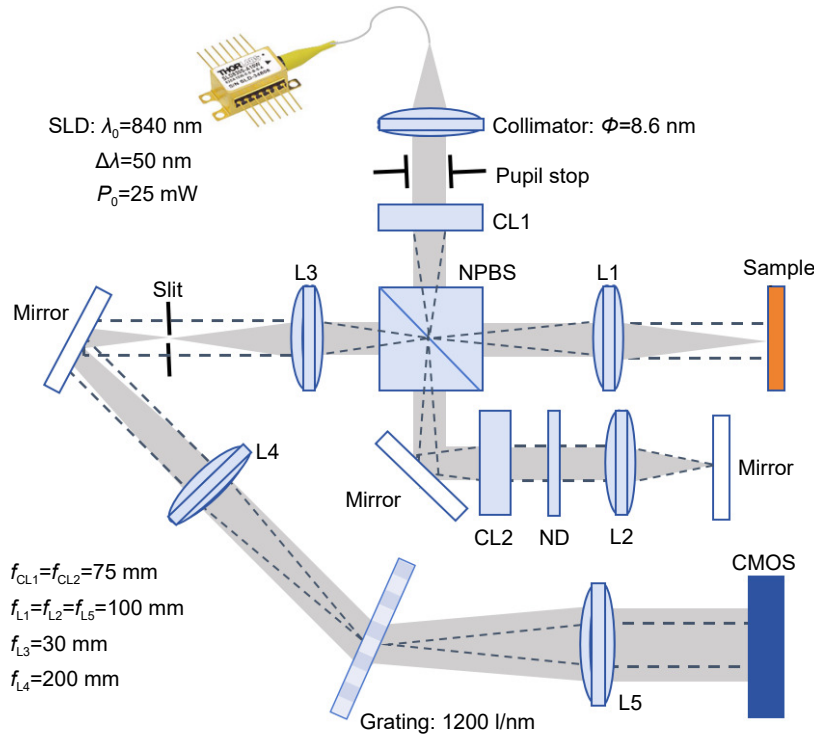


图 2 LF-SD-OCT 系统示意图
Fig. 2 LF-SD-OCT system

的水平坐标采集每个聚焦点位置的光谱信息，光路如图中灰色阴影所示；而垂直坐标采集线聚焦方向样品结构，光路如图 2 中虚线所示。

光源采用宽带超发光二极管 (SLD-37-HP3, SUPERLUM), 中心波长为 840 nm, 实际使用功率 30 mW, 半宽全宽 (FWHM) 带宽为 50 nm, 在空气中的理论轴向分辨率为 6.2 μm 。消色差圆柱透镜 CL1 用于产生聚焦线, 样品最终被一条聚焦线照亮。参考臂上的圆柱透镜 CL2 将光束重新准直, 并将其传递给放置在线性平移台上的参考镜。来自样品的背向散射光在分束器处重新汇合参考光束发生干涉, 并通过望远镜 (L3, L4) 传播到透射衍射光栅 (WP-1200/840-50.8, 1200 lines/mm, wasatch photonics), 并通过物镜 L5 聚焦到放置在样品共轭平面上的二维阵列传感器上。该传感器是 CMOS 相机 (MV-CH050-10CM, HIKROBOT), 与采集卡 (MV-GC1102IOL, HIKROBOT,

Camera Link, 6.8 Gbps) 连接, 正方形像素尺寸为 3.45 $\mu\text{m} \times 3.45 \mu\text{m}$ 。光谱干涉图经过波数变换和傅里叶变换即可得到单一截面深度结构, 因此, B 扫描速率即样品单个截面的成像速率由所采用的传感器的帧速率定义。相机单帧分别记录 2432 个水平或光谱像素和 260 个垂直像素, 在此设置下, 相机的最大帧速率为每秒 220 帧 (fps), 相当于最高 57.2 kHz 的轴向 A 扫描速率。

3.2 图像重建流程

图像重建流程大致如图 3 所示。系统标定中相机响应曲线来自厂商, 其余系统标定通过平面镜成像实验得到。其中相机相应补偿、等波数重采样、常规色散补偿、重整形、解卷积等处理方法都是目前谱域 OCT 中使用较为成熟的方法, 已被多项研究证明其有效性^[28-30]。本文结合系统实际情况, 在等波数重采

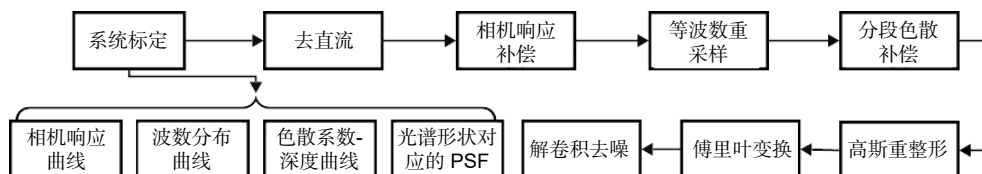


图 3 图像重建流程图
Fig. 3 Image reconstruction flow chart

样和色散补偿中添加了小范围迭代以修正部分系统误差, 同时通过对不同深度信息进行分段式的色散补偿以提高更深层位置的色散补偿效果, 最后基于较小的系统灵敏度滚降直接进行解卷积去噪操作。

3.2.1 波数分布标定及初步色散补偿

平面镜样品的干涉信号经过去直流、高斯重整形和傅里叶变换, 光程差约 0.65 mm, 深度处平面镜样品的线照明光斑中心点的重建结果如图 4 (a) 中蓝色曲线所示。波数分布标定通过两不同位置平面镜干涉信号的相位曲线求差得到^[28]。此方法得到的波数分布曲线会因为硬件误差而与真实值有所偏差, 一般可以通过引入额外标准光源的方式进行更加准确的标定, 但考虑到系统成本, 我们在此对曲线多次项系数进行小范围迭代, 以重建后图像的轴向半高宽作为评价指标, 从而得到重建效果更优的波数分布曲线, 基于该分布曲线重采样后的重建结果如图 4 (a) 中红色曲线所示。基于等波数重采样的结果对干涉信号相位曲线进行三次多项式拟合, 根据拟合结果进行高次项扣除从而补偿色散, 同样以轴向半高宽作为评价指标, 小范围迭代选择最合适的高次项系数, 并以该组系数对全深度内进行统一色散补偿。色散补偿后的重建结果如图 4 (a) 中绿色曲线所示。在 3 mm 深度范围内等间隔选取 15 个点进行上述操作, 处理前、重采样后、进一步色散补偿后的系统灵敏度滚降图如图 4 (b) 所示。从图 4 (a, b) 的重建结果对比中可以看到, 重采样及色散补偿后 3 mm 深度范围内的系统灵敏度均得到显著提升, 轴向展宽明显减轻, 最终在光程差 0.65 mm 的线照明中心位置, 处理前后系统轴向分辨率提高 20.3%, 达到 10.19 μm , 信号峰值提高 32%,

对应灵敏度提高约 2.28 dB。

3.2.2 分段色散补偿

从图 4 (b) 的结果中可以看到, 随深度增加灵敏度降低及轴向展宽非常显著, 显然对于此系统来说, 由于不同深度的色散参数存在差别, 使用统一的色散补偿系数导致大深度区域存在明显欠补偿, 导致图像整体效果不佳。

本文提出的分段色散补偿方法, 完整流程如图 5 所示。我们对 3 mm 深度范围内等间隔选取的 15 个不同深度点分别进行针对性的色散补偿, 即对相位曲线高次项进行扣除, 并在小范围内进行迭代寻优, 得到二阶和三阶补偿系数如图 6 所示。可以看到补偿系数随深度变化大致呈线性, 在个别点存在较大偏差, 原因可能是环境影响或迭代算法误差。剔除异常点后, 得到的拟合曲线如图 6 所示。基于拟合曲线重新得到各点对应的补偿系数, 基于此系列补偿系数对各点进行针对性补偿, 补偿后的系统滚降图如图 7 所示, 其中蓝色曲线为单一系数色散补偿结果 (同图 4(b)), 红色曲线为针对性色散补偿结果。从图 7 中可以看到, 针对性色散补偿之后系统大深度位置的轴向展宽显著减弱, 整个深度范围内的灵敏度显著提升, 灵敏度在 3 mm 深度位置仅衰减 8 dB 左右, 图 7 所示结果证明了补偿系数随深度变化曲线拟合的准确性和有效性。

一种对不同深度位置进行针对性色散补偿的方法已经被应用于点聚焦谱域 OCT 中^[29], 但是该研究中仅对二次项进行补偿, 而在我们的实验中发现三次项的补偿同样不可忽视。且这一方法需要对原始干涉信号中不同深度也就是不同频率分量的信息进行针对性处理, 这种信息划分一来将造成不必要的信息干扰或

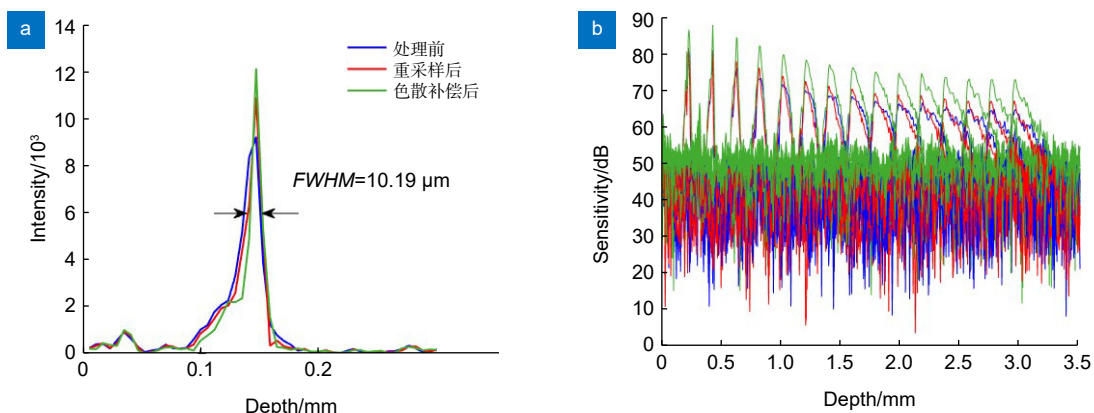


图 4 重采样和色散补偿前后对比图。(a) 轴向分辨率对比图; (b) 系统滚降对比图

Fig. 4 Comparison before and after resampling and dispersion compensation. (a) Comparison of axial resolution; (b) Comparison of system roll down

损失, 二来严重拖慢单帧数据的处理速度, 不利于将来系统成像速度的进一步提升。针对这一问题, 我们提出一种分段色散补偿的方法, 将 3 mm 深度范围均分为 4 个区域, 取用各区域中点位置对应的色散补偿系数对区域内进行色散补偿, 得到的系统滚降图如图 8 所示, 蓝色曲线为单一系数色散补偿结果, 红色曲线为分段色散补偿结果。从图 8 中可以看到, 分段色散补偿相比单一系数色散补偿, 大深度位置灵敏度降低及轴向展宽现象明显减弱, 全深度灵敏度和轴向分辨率明显提升, 3 mm 深度范围内没有太明显的过补偿或者欠补偿。

具体以光程差 (深度) 为 1.25、1.65、2.05 和

2.45 mm 位置反射镜样品为例, 单一系数色散补偿重建结果和分段色散补偿重建结果对比如图 9 所示。可以看到各分段中心附近位置的色散得到较好补偿, 如图 9 (a) 和 图 9(c), 轴向分辨分别提高至 10.98 μm 和 8.67 μm , 灵敏度分别提高 6.1 dB 和 8.6 dB。而分段位置补偿效果略微差, 如图 9 (b) 和 9(d), 轴向分辨仅提高至 36.05 μm 和 35.41 μm , 灵敏度分别提高 2.7 dB 和 4.7 dB。

单一系数色散补偿和分段色散补偿相比, 大深度范围 (2~3 mm) 内各点的轴向分辨率和灵敏度具体数值如表 1 所示。从表 1 中可以看到全深度灵敏度和轴向分辨率有不同程度提升, 整个深度范围内灵敏度滚降

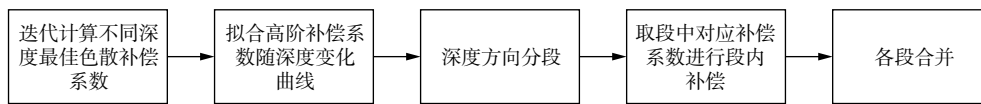


图 5 分段色散补偿流程图

Fig. 5 Subsection dispersion compensation flow chart

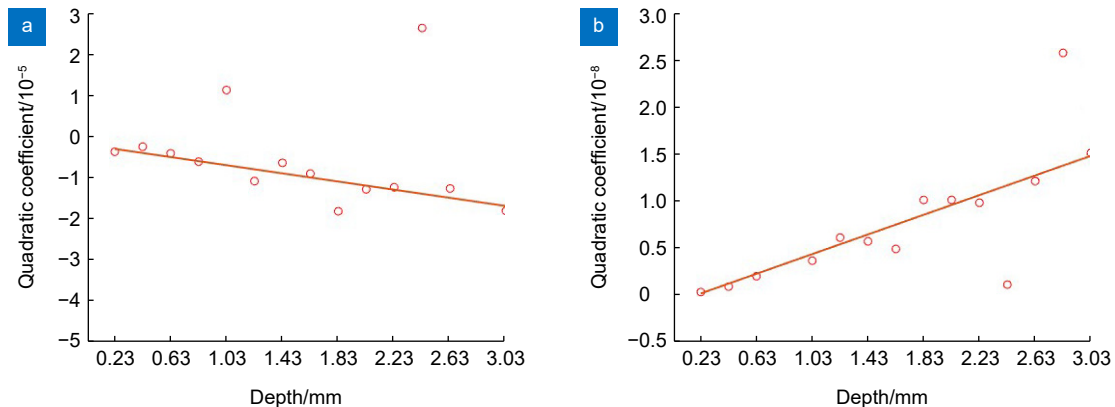


图 6 色散补偿系数随深度变化图。(a) 二次项系数; (b) 三次项系数

Fig. 6 Diagram of dispersion compensation coefficient with depth. (a) Quadratic coefficient; (b) Cubic coefficient

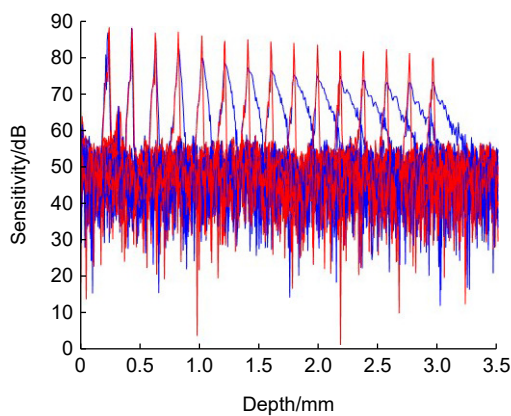


图 7 针对性色散补偿前 (蓝) 后 (红) 系统滚降对比图

Fig. 7 Comparison of system roll-down before (blue) and after (red) targeted dispersion compensation

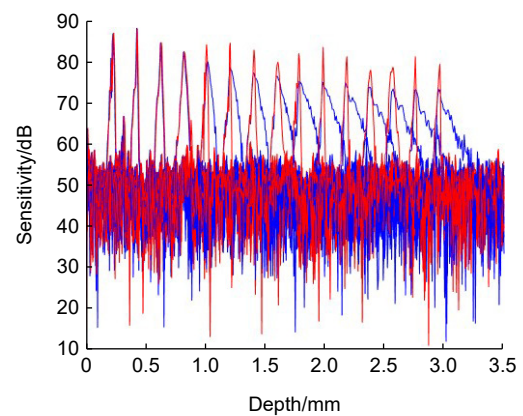


图 8 分段色散补偿前 (蓝) 后 (红) 系统滚降对比图

Fig. 8 Comparison of system roll-down before (blue) and after (red) subsection dispersion compensation

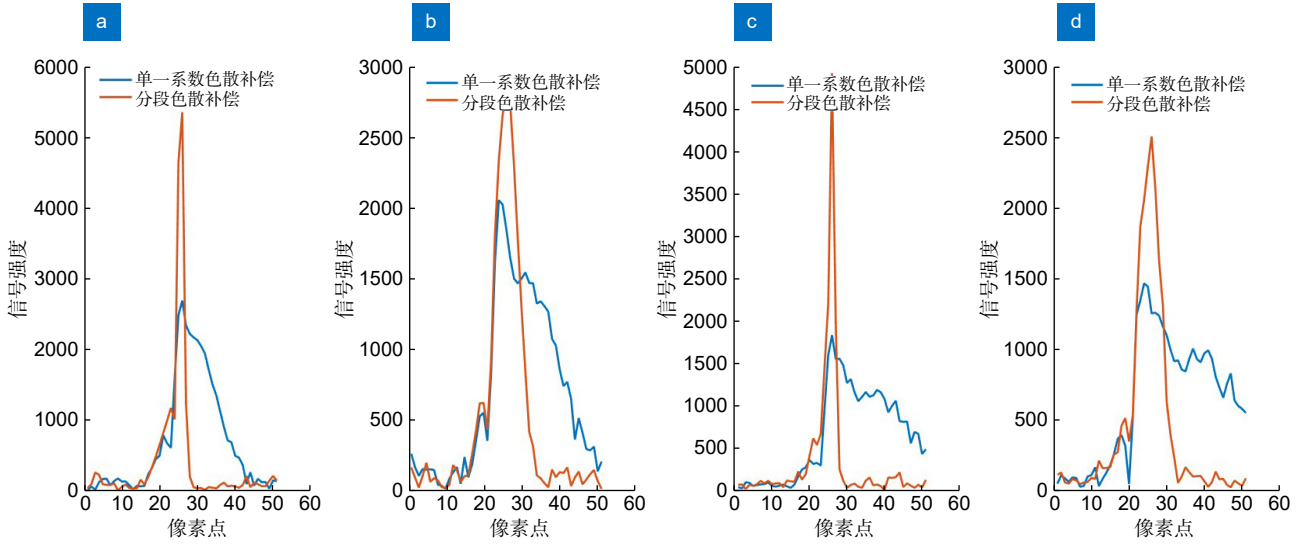


图 9 分段色散补偿前后成像结果对比图。(a) $\Delta z=1.25$ mm; (b) $\Delta z=1.65$ mm; (c) $\Delta z=2.05$ mm; (d) $\Delta z=2.45$ mm
 Fig. 9 Comparison of imaging results before and after segmented dispersion compensation.
 (a) $\Delta z=1.25$ mm; (b) $\Delta z=1.65$ mm; (c) $\Delta z=2.05$ mm; (d) $\Delta z=2.45$ mm

和轴向展宽均已被限制在可接受范围内, 15 个点中灵敏度最差的位置相比最高值也仅下降 11 dB 左右。分段色散补偿后最差轴向分辨和最低灵敏度大概在 2.65 mm 深度处取得, 约为 37.15 μm 和 76.3 dB, 仍然优于该位置单一系数色散补偿后的结果。

表 1 大深度位置灵敏度和轴向分辨对比
 Table 1 Comparison of sensitivity and axial resolution

OPD $\Delta z/\text{mm}$	Axial resolution/ μm	Sensitivity/dB
1.05	44.95→12.9	79.4→84.6
1.25	56.60→10.98	78.6→84.7
1.45	68.50→17.40	77.1→82.7
1.65	84.05→36.05	76.3→79.0
1.85	89.10→12.15	75.8→82.6
2.05	98.40→8.67	75.3→83.9
2.25	97.66→18.53	74.5→80.5
2.45	125.89→35.41	73.3→78.0
2.65	123.45→37.15	72.8→76.3
2.85	130.18→11.25	72.4→81.7
3.05	96.11→21.12	73.1→79.3

3.2.3 解卷积去噪

OCT 系统基于干涉信号重建出来的图像可以看作是样品真实结构信息与系统自身决定的点扩散函数之间的卷积结果^[30], 基于前述分段色散补偿结果, 直接进行 R-L 解卷积操作 (迭代次数为 5 次)。光程差 0.65 mm 处反射镜, 线照明中心位置解卷积前后的重建结果对比如图 10 所示, 处理前后该位置处轴向分辨率继续从 10.19 提高至 8.64 μm , 提高 15%, 信号

峰值提高 43%, 对应灵敏度提高约 3.1 dB。

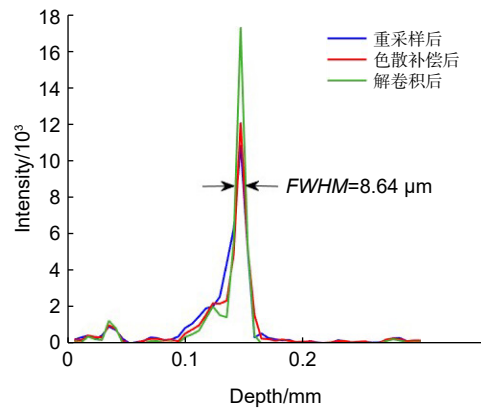


图 10 解卷积前 (蓝红) 后 (绿) 结果对比
 Fig. 10 Comparison of results before and after deconvolution

3.3 成像结果分析

图 11 (a) 为光程差约 0.375 mm 处平面镜样品最终成像结果, 其线照明中心位置的结果如图 11 (b) 所示。图 11 (b) 中蓝色曲线所示为重采样以后的结果, 红色曲线为进一步色散补偿和解卷积后的结果, 轴向分辨率最终为 6.76 μm 。而由光源光谱范围决定的理论轴向分辨率约为 6.2 μm , 考虑到光源实际输出带宽略低于理论值 50 nm, 同时探测器的轴向采样率为 5 μm , 综合考虑可以认为本系统最终实际轴向分辨率完全符合设计指标。

为验证分段色散补偿方法的实际效果, 对 3 mm 厚度的多层透明胶带样品成像结果对比如图 12 所示。

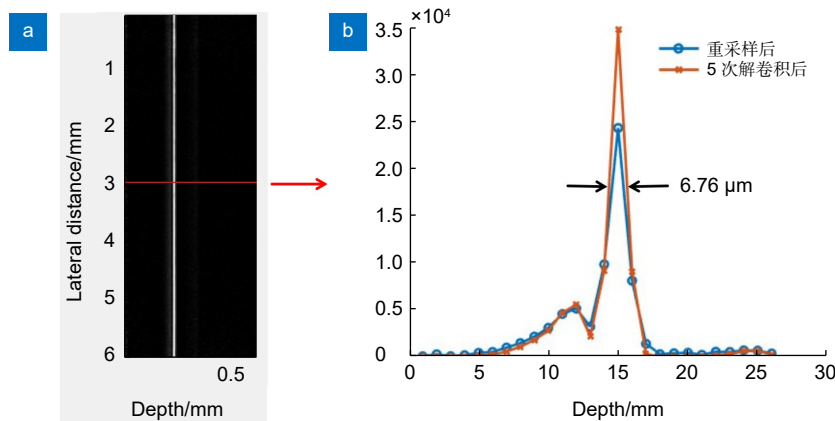


图 11 光程差约 0.375 mm 平面镜样品成像结果。(a) 平面镜样品成像结果; (b) 线照明中心位置轴向分辨率
 Fig. 11 Flat mirror sample imaging results ($\Delta z=0.375$ mm). (a) Flat mirror sample imaging results;
 (b) Axial resolution of focus line center position

图 12 (a) 是使用单一色散补偿系数进行全深度补偿以后的结果, 可以看到深层区域存在明显的欠补偿, 而图 12 (b) 显示分段色散补偿后更深位置的结构信息更好地被还原出来, 特别是 1 至 2 mm 深度范围内, 补偿前不可见的结构信息在补偿后变得清晰, 尽管由于光源功率有限, 并且线照明分散了照射功率, 更深层结构无法看到, 但整个深度范围内基本没有明显的过补偿或欠补偿, 证实了该算法的可行性。

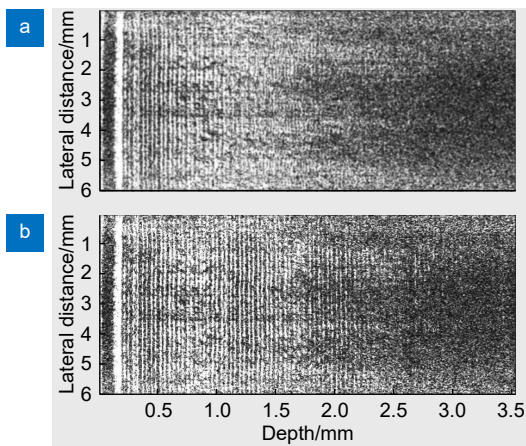


图 12 透明胶带成像结果。(a) 单一系数色散补偿后图像;
 (b) 分段色散补偿后图像
 Fig. 12 Scotch tape imaging results. (a) Image after single coefficient dispersion compensation; (b) Image after subsection dispersion compensation

进一步进行解卷积去噪, 最终 3 mm 厚度的多层透明胶带样品成像结果如图 13 所示。可以看到解卷积操作后的图像对比度明显增强, 图像噪点明显减少。成像结果中可以清晰看到 0~2 mm 范围内的清晰胶带分层, 在分段色散补偿的分段位置 (如图中红色箭头)

存在一定的过补偿或者欠补偿, 结构信息存在轻微轴向展宽, 这一问题同本文前面的讨论一致, 进行更加精细的分段可以解决这一问题。从胶带成像结果可以看到, 系统的极限成像深度约为 2.8 mm, 如图中蓝色箭头位置。

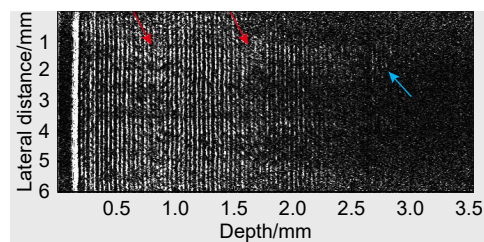


图 13 解卷积后透明胶带成像结果
 Fig. 13 Scotch tape imaging results after deconvolution

为验证本系统对于生物样品的实际成像效果, 对多种水果样品进行成像。图 14 分别为苹果表皮、梨表皮和橙子囊瓣表皮的成像结果。可以较清晰看到表皮分层和浅层果肉, 但是对于更深层果肉则基本不可见。尤其以橙子囊瓣样品为例, 对含水量较大的果肉, 成像能力十分有限, 推测为水对光的强衰减导致光源功率不足的问题进一步显现。对于苹果和梨样品, 成像深度约为 0.3 mm。

线聚焦谱域 OCT 相比点聚焦节省了一维扫描, 减少了系统对于高速扫描振镜和高速线阵相机的依赖, 因此成像速度有着较大的提升空间。在我们的系统中, 相机实际使用分辨率为 260×2432 , 在此设置下相机最高帧率为 220 f/s, 而在四段色散补偿和五次 R-L 解卷积的算法下, 计算机 (CPU i5-11400F, windows 11 22H2, Matlab R2019a) 每秒最多可处理 302 帧图像,

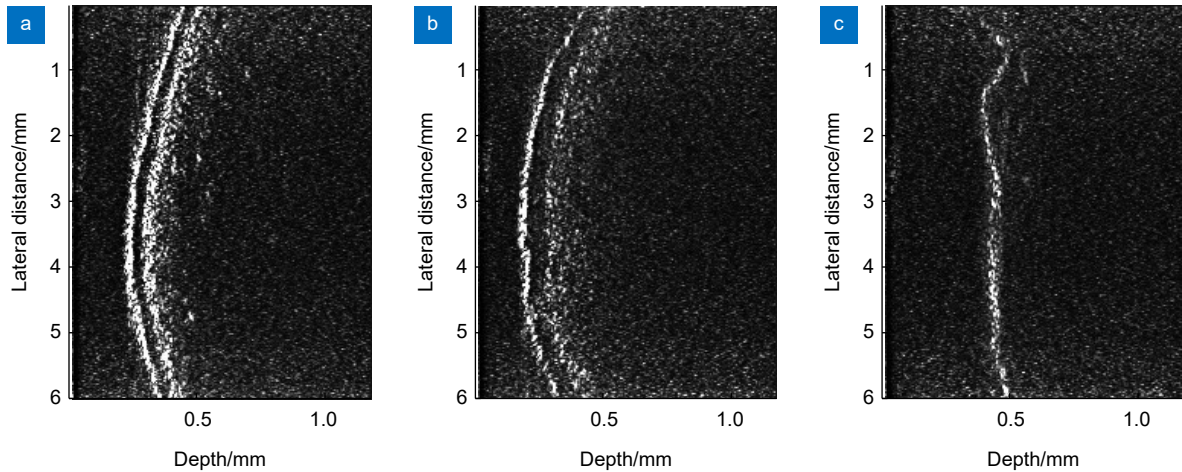


图 14 水果样品成像结果。(a) 苹果表皮; (b) 梨表皮; (c) 橙子囊瓣
Fig. 14 Fruits sample imaging results. (a) Apple skin; (b) Pear skin; (c) Orange sacculle

因此最高等效 A-scan 速率为相机限制下的 57.2 kHz。分段色散补偿的分段数会极大地影响单帧图像处理速度, 在我们的试验中分五段色散补偿时, 处理帧率降低至 188 f/s, 造成相机部分性能浪费。总体来讲, 分段色散补偿提供了一种兼顾效率和效果的方式来提高大深度区域的成像质量, 较谱域 OCT 中常用的单一系数色散补偿方式, 效果上优势显著, 效率上略有弱势, 但可以满足本研究中的实时处理需求。通过使用性能更优的相机, 或者改善光路硬件使得舍弃部分软件操作成为可能, 有望大幅提高此系统成像速度。

4 结论

本研究中搭建了一套可以用于生物样品成像的线聚焦谱域 OCT 系统, 并针对线聚焦谱域 OCT 比较严重的轴向展宽和灵敏度衰减迅速问题, 应用了一系列提升成像质量的数据处理算法, 包括迭代法波长分布标定、分段色散补偿、解卷积去噪。其中重点提出了一种分段色散补偿的方法, 对成像深度内的二阶和三阶色散相位进行了补偿, 可以较为高效地提高系统轴向分辨率和灵敏度。胶带成像实验显示, 该方法在全深度范围内没有明显的过补偿或欠补偿, 对 1 mm 深度以上的样品结构可以进行清晰还原。最终本系统可达到 $6.76 \mu\text{m}$ (理论值为 $6.2 \mu\text{m}$) 轴向分辨率, 57.2 kHz 的等效 A-scan 速率, 对胶带样品 2 mm 以上深度范围、及生物样品 0.3 mm 深度范围内进行了高轴向分辨成像。本研究已证明线聚焦谱域 OCT 在成像速度及开发成本上的巨大优势, 未来使用性能更优的光源、相机等核心部件及适当改良光路, 即可对后向散射光更

微弱的人体样品进行高速成像, 有望推动线聚焦谱域 OCT 广泛应用于国内生物医学成像领域。

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] Fujimoto J G. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution *in vivo* imaging[J]. *Nat Biotechnol*, 2003, **21**(11): 1361-1367.
- [3] Liu Y F, Su Y, Yao X T, et al. An optimization method of image processing for OCT non-invasive blood glucose detection[J]. *Laser Technol*, 2023, **47**(2): 178-184.
刘逸飞, 苏亚, 姚晓天, 等. OCT无创血糖检测图像处理最优化方法研究[J]. *激光技术*, 2023, **47**(2): 178-184.
- [4] Farazdaghi M K, Ebrahimi K B. Role of the choroid in age-related macular degeneration: a current review[J]. *J Ophthalmic Vis Res*, 2019, **14**(1): 78-87.
- [5] Choi W, Moulton E M, Waheed N K, et al. Ultrahigh-speed, swept-source optical coherence tomography angiography in nonexudative age-related macular degeneration with geographic atrophy[J]. *Ophthalmology*, 2015, **122**(12): 2532-2544.
- [6] Potsaid B, Baumann B, Huang D, et al. Ultrahigh speed 1050nm swept source / Fourier domain OCT retinal and anterior segment imaging at 100, 000 to 400, 000 axial scans per second[J]. *Opt Express*, 2010, **18**(19): 20029-20048.
- [7] Li Y Y, Fan J Y, Jiang T L, et al. Review of the development of optical coherence tomography imaging navigation technology in ophthalmic surgery[J]. *Opto-Electron Eng*, 2023, **50**(1): 220027.
李云耀, 樊金宇, 蒋天亮, 等. 光学相干层析技术在眼科手术导航方面的研究进展[J]. *光电工程*, 2023, **50**(1): 220027.
- [8] Fercher A F, Hitzinger C K, Kamp G, et al. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]. *Opt Commun*, 1995, **117**(1-2): 43-48.
- [9] de Boer J F, Cense B, Park B H, et al. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. *Opt Lett*, 2003, **28**(21): 2067-2069.

- [10] Choma M A, Sarunic M V, Yang C, et al. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2003, **11**(18): 2183–2189.
- [11] An L, Li P, Shen T T, et al. High speed spectral domain optical coherence tomography for retinal imaging at 500, 000 A-lines per second[J]. *Biomed Opt Express*, 2011, **2**(10): 2770–2783.
- [12] Kocaoglu O P, Turner T L, Liu Z L, et al. Adaptive optics optical coherence tomography at 1 MHz[J]. *Biomed Opt Express*, 2014, **5**(12): 4186–4200.
- [13] Choi D H, Hiro-Oka H, Shimizu K, et al. Spectral domain optical coherence tomography of multi-MHz A-scan rates at 1310 nm range and real-time 4D-display up to 41 volumes/second[J]. *Biomed Opt Express*, 2012, **3**(12): 3067–3086.
- [14] Wang R K, An L. Multifunctional imaging of human retina and choroid with 1050-nm spectral domain optical coherence tomography at 92-kHz line scan rate[J]. *J Biomed Opt*, 2011, **16**(5): 050503.
- [15] Seong D, Jeon D, Wijesinghe R E, et al. Ultrahigh-speed spectral-domain optical coherence tomography up to 1-MHz a-scan rate using space–time-division multiplexing[J]. *IEEE Trans Instrum Meas*, 2021, **70**: 4504108.
- [16] Zuluaga A F, Richards-Kortum R. Spatially resolved spectral interferometry for determination of subsurface structure[J]. *Opt Lett*, 1999, **24**(8): 519–521.
- [17] Han L, Hosseiaee Z, Tan B, et al. High resolution line-field SD-OCT with 2.5 kHz frame rate for cellular resolution imaging of biological tissue[J]. *Proc SPIE*, 2019, **10867**: 108672X.
- [18] Lawman S, Mason S, Kaye S B, et al. Accurate in vivo bowman's thickness measurement using mirau ultrahigh axial resolution line field optical coherence tomography[J]. *Transl Vis Sci Technol*, 2022, **11**(8): 6.
- [19] Shen Y, Chen Z Y, Qiu J R, et al. Research progress on parallel spectral domain optical coherence tomography technology[J]. *Chin J Lasers*, 2018, **45**(2): 0207004.
沈毅, 陈志彦, 邱建榕, 等. 并行谱域光学相干层析成像技术的研究进展[J]. *中国激光*, 2018, **45**(2): 0207004.
- [20] Nakamura Y, Makita S, Yamanari M, et al. High-speed three-dimensional human retinal imaging by line-field spectral domain optical coherence tomography[J]. *Opt Express*, 2007, **15**(12): 7103–7116.
- [21] Grajciar B, Lehareinger Y, Fercher A F, et al. High sensitivity phase mapping with parallel Fourier domain optical coherence tomography at 512 000 A-scan/s[J]. *Opt Express*, 2010, **18**(21): 21841–21850.
- [22] Drexler W, Fujimoto J G. *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*[M]. New York: Springer, 2008.
- [23] Hitzberger C K, Baumgartner A, Drexler W, et al. Dispersion effects in partial coherence interferometry: implications for intraocular ranging[J]. *J Biomed Opt*, 1999, **4**(1): 144–151.
- [24] Huang B J, Bu P, Wang X Z, et al. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation[J]. *Acta Opt Sin*, 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.
- [25] Marks D L, Oldenburg A L, Reynolds J J, et al. Autofocus algorithm for dispersion correction in optical coherence tomography[J]. *Appl Opt*, 2003, **42**(16): 3038–3046.
- [26] 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.
- [27] Diddams S, Diels J C. Dispersion measurements with white-light interferometry[J]. *J Opt Soc Am B*, 1996, **13**(6): 1120–1129.
- [28] Wang K, Ding Z H. Spectral calibration in spectral domain optical coherence tomography[J]. *Chin Opt Lett*, 2008, **6**(12): 902–904.
- [29] Pan L H, Li Z L, Wang X Z, et al. Depth-dependent dispersion compensation for optical coherence tomography[J]. *Acta Opt Sin*, 2017, **37**(5): 0511002.
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.
- [30] Liu Y H, Liang Y M, Mu G G, et al. Deconvolution methods for image deblurring in optical coherence tomography[J]. *J Opt Soc Am A*, 2009, **26**(1): 72–77.

作者简介



杨建文(1999-), 男, 硕士研究生, 主要从事谱域光学相干层析成像技术的研究。

E-mail: 2867025849@qq.com



【通信作者】史国华(1981-), 男, 博士, 研究员, 博士生导师, 担任国内外多个工程技术委员会学术委员, 是中科院青年创新促进会优秀会员, 曾4次荣获省部级科研奖励, 主要从事新型在体光学成像与检测方法的研究、研制和产业化相应的光学医疗仪器设备。

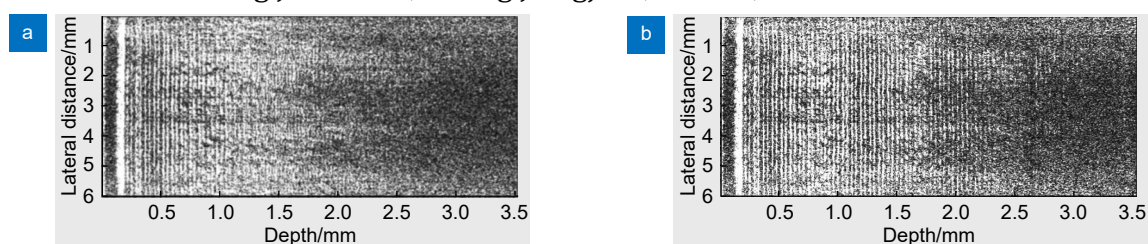
E-mail: shigh@sibet.ac.cn



扫描二维码, 获取PDF全文

Image quality optimization of line-focused spectral domain optical coherence tomography with subsection dispersion compensation

Yang Jianwen^{1,2}, Huang Jiangjie^{1,2}, He Yi^{1,2}, Shi Guohua^{1,2*}



Scotch tape imaging results

Overview: LF-SD-OCT was first proposed by Zuluaga and Kortum et al in 1999 and has since made significant advances in imaging speed and resolution. Compared with mainstream SD-OCT, LF-SD-OCT has advantages in system cost, imaging speed, and biosecurity, so it has a very good application prospect in areas with high imaging speed and security requirements, such as in vivo imaging. However, as the depth of LF-SD-OCT increases, the image quality deteriorates rapidly. At present, LF-SD-OCT has not been successfully applied in the biomedical field in China, and there are only a few successful cases in the international community.

In this study, we independently designed and built a line-focused spectral domain optical coherence tomography (LF-SD-OCT) system for imaging biological samples, and proposed data processing algorithms to improve imaging quality. We found that the dispersion parameters of different depth positions are quite different, and the unified dispersion compensation coefficient will lead to undercompensation or overcompensation in some regions. First, the curve of the dispersion compensation coefficient with depth is obtained by system calibration. Then, the original data is divided into four segments in the depth direction, and the dispersion compensation coefficient corresponding to the center position of each segment is used to compensate the second- and third-order dispersion phase in the segment. Subsequently, the segments are combined. The effectiveness and reliability of the proposed method are verified by using a flat mirror and scotch tape sample imaging. Finally, it is proved that the proposed method can improve the full-depth axial resolution and sensitivity while taking into account the image processing speed. After iterative wavelength distribution calibration, piecewise dispersion compensation, and deconvolution denoising, most of the axial broadening and sensitivity attenuation problems caused by systematic errors have been solved. The final system can achieve the axial resolution of 6.76 μm (theoretical value is 6.2 μm) and an equivalent A-scan rate of 57.2 kHz, and can image the tape sample within 2 mm depth and the apple sample within 0.3 mm depth.

This study has proved that line-focused spectral OCT has great advantages in imaging speed and development cost. In the future, further increase of light source power and appropriate improvement of the optical path can image human samples with weaker backscattered light, and it is expected that line-focused spectral OCT can be successfully applied to domestic biomedical imaging fields.

Yang J W, Huang J J, He Y, et al. Image quality optimization of line-focused spectral domain optical coherence tomography with subsection dispersion compensation[J]. *Opto-Electron Eng*, 2024, 51(6): 240042; DOI: [10.12086/oe.2024.240042](https://doi.org/10.12086/oe.2024.240042)

Foundation item: Project supported by National Natural Science Foundation of China (62075235), National Key Research and Development Program of China (2021YFF0700700), Youth Innovation Promotion Association, CAS (2019320), and Strategic Priority Research Program of the Chinese Academy of Sciences (XDA16021304)

¹Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou, Jiangsu 215163, China; ²College of Biomedical Engineering (Suzhou), Department of Life Sciences and Medicine, University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui 230026, China

* E-mail: shigh@sibet.ac.cn