

电 子 科 技 大 学

UNIVERSITY OF ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY OF CHINA

专业学位硕士学位论文

MASTER THESIS FOR PROFESSIONAL DEGREE



论文题目 谱域 OCT 成像系统关键技术研究

专业学位类别 工 程 硕 士

学 号 201722050514

作 者 姓 名 解晓晨

指 导 教 师 代志勇 副教授

分类号_____密级_____

UDC ^{注 1} _____

学 位 论 文

谱域 OCT 成像系统关键技术研究

(题名和副题名)

解晓晨

(作者姓名)

指导教师

代志勇

副教授

电子科技大学

成都

(姓名、职称、单位名称)

申请学位级别 **硕士** 专业学位类别 **工程硕士**

工程领域名称 **光学工程**

提交论文日期 **2020.06** 论文答辩日期 **2020.06**

学位授予单位和日期 **电子科技大学** **2020 年 06 月**

答辩委员会主席_____

评阅人_____

注 1：注明《国际十进分类法 UDC》的类号。

Research on Key Technologies of Spectral Optical Coherence Tomography Imaging System

A Master Thesis Submitted to
University of Electronic Science and Technology of China

Discipline: Master of Engineering

Author: Xiaochen Xie

Supervisor: Zhiyong Dai

School: School of Optoelectronic Science and Engineering

摘要

光学相干层析技术（Optical Coherence Tomography, OCT）基于低相干干涉原理，通过探测样品内部结构的后向散射光对其进行层析成像，具有非侵入式、高分辨率、成像速度快和易于与内窥镜等其它技术相结合的特点，适用于生物组织、古文字画、工业等多个领域进行无损检测。

本文的主要研究对象为谱域 OCT 系统，针对传统的谱域 OCT 系统因机械扫描引起的相位不稳定和成像速度受限等问题，设计研制了一套采用柱面镜产生线聚焦照明的谱域 OCT 系统，无需任何机械扫描直接对样品二维截面快速成像，并基于此系统进行成像实验，论文的主要研究工作如下：

1.对比分析现有 OCT 系统结构，深入研究了线聚焦照明谱域 OCT 系统成像原理，分析线聚焦谱域 OCT 系统的几个主要性能参数，以及影响系统性能和成像质量的因素。

2.设计搭建了线聚焦照明的谱域 OCT 系统，并对系统整体光路结构进行建模仿真。利用 ZEMAX 的序列模式对系统横向并行探测范围、样品经系统光路后成像质量进行仿真研究；利用 ZEMAX 非序列模式对系统的干涉性能、所探测干涉光谱进行仿真研究，分析设计系统的可行性，并为实验提供依据，最终通过平面反射镜对系统进行搭建。

3.建立了成像干涉光谱信号模型，提出了优化系统的数据处理算法。分别从去噪声、光谱重采样、光谱整形三个方面详细阐述了数据优化的方法，对比分析处理前后的数据图像，并基于 MATLAB 软件的 GUI 界面设计，开发了系统的软件模块，包括相机控制、干涉图像采集、数据处理及图像重建。

4.基于搭建的线聚焦谱域 OCT 成像系统，对反射镜面进行成像及优化处理，并通过点扩散函数（Point Spread Function, PSF）的峰值和半高宽进行分析计算，测得系统的轴向分辨率为 $11.72\ \mu\text{m}$ 、线照明中心成像深度为 $1\ \text{mm}$ 、并行横向探测范围为 $8\ \text{mm}$ 的性能参数，最后对硬币样品进行层析成像。

关键词：谱域 OCT，线聚焦照明，快速成像，优化处理

ABSTRACT

Optical coherence tomography (Optical Coherence Tomography, OCT) is based on the principle of low coherence interference, which can detect the backscattered light of the internal structure of the sample for tomography. It has the characteristics of non-invasive, high-resolution, fast imaging speed and easy to combine with other technologies such as endoscope. It is suitable for non-destructive testing of biological tissue, ancient Chinese calligraphy and painting, industry and other fields.

The main research object of this paper is spectral domain OCT. Aiming at the problems of phase instability and imaging speed limitation caused by mechanical scanning in traditional spectral domain OCT system, a set of spectral domain OCT system using cylindrical mirror to generate line focused illumination is designed and developed. The two-dimensional cross-section of the sample can be quickly imaged without any mechanical scanning The work is as follows:

1. By comparing and analyzing the existing OCT system structure, the imaging principle of the line focusing spectral domain OCT system is deeply studied. Several main performance parameters of the line focusing spectral domain OCT system are analyzed, as well as the factors affecting the system performance and imaging quality.

2. The spectral OCT system of line-focused lighting is designed and built, and the optical path structure of the system is modeled and simulated. Using the sequence mode of ZEMAX to simulate and analyze the lateral parallel detection range of the system and the imaging quality of the sample imaging through the optical path of the system. Using the non-sequence of ZEMAX mode to simulate the whole system. Through the simulation and analysis of the interference performance of the system and the detection of the interference spectrum, the feasibility of the designed system is illustrated, and the basis for the experiment is provided. Finally, we build the system through the plane mirror.

3. The interference signal model of imaging spectrum is established, and the data processing process of the optimized system is analyzed. The methods of data optimization are described in detail from three aspects: noise removal, spectral resampling and spectral shaping. The data images before and after processing are compared and analyzed. Based on the GUI interface design of MATLAB software, the software modules of the system are developed, including camera control, interference image acquisition, data processing and image reconstruction.

4. Based on the built-up line focused spectral OCT imaging system, the mirror surface is imaged and optimized. Through the peak value and half height width analysis of point spread function (PSF), the axial resolution of the system is $11.72\ \mu\text{m}$, the imaging depth of line illumination center is 1 mm, the parallel transverse detection range is 8 mm. Finally, a tomogram of the sample of the coin is obtained.

Key words: Spectral Domain OCT, line focused illumination, fast imaging, optimized procession

目 录

第一章 绪论	1
1.1 OCT 技术概述	1
1.1.1 OCT 成像技术简介	1
1.1.2 OCT 与其他医学成像技术比较	2
1.2 OCT 技术的分类及发展	4
1.3 OCT 技术的应用	8
1.4 本论文的研究意义和总体结构	8
第二章 线聚焦谱域 OCT 基本理论	10
2.1 线聚焦谱域 OCT 系统的成像理论	10
2.2 线聚焦谱域 OCT 系统的主要性能参数	12
2.2.1 横向系统分辨率和轴向视场	13
2.2.2 轴向系统分辨率	14
2.2.3 系统成像深度	15
2.2.4 横向视场	16
2.2.5 系统信噪比	16
2.2.6 成像速度	17
2.3 本章小结	18
第三章 线聚焦谱域 OCT 系统设计	19
3.1 线聚焦谱域 OCT 系统总体设计	19
3.2 系统各模块结构设计	21
3.2.1 光源模块	21
3.2.2 干涉仪	23
3.2.3 中继系统和光谱仪	24
3.3 系统的控制	28
3.4 本章小结	29
第四章 线聚焦谱域 OCT 系统结构建模	30
4.1 线光源照明及成像仿真分析	30
4.2 样品成像仿真分析	31
4.3 线聚焦谱域 OCT 系统光学成像仿真及分析	34
4.3.1 线聚焦谱域 OCT 系统干涉模拟	35

4.3.2 线聚焦谱域 OCT 系统成像干涉光谱模拟	38
4.4 本章小结	40
第五章 成像实验与数据分析	41
5.1 实验系统搭建	41
5.2 数据处理流程及具体方法	42
5.2.1 去背景噪声	42
5.2.2 干涉信号重采样	44
5.2.3 光谱整形	47
5.3 实验成像结果与分析	48
5.4 本章小结	55
第六章 总结与展望	56
6.1 总结	56
6.2 展望	56
致谢	58
参考文献	59
攻读硕士学位期间取得的成果	63

第一章 绪论

1.1 OCT 技术概述

光学相干层析成像（Optical Coherence Tomography, OCT）技术，是基于光的低相干干涉原理，获取样品的后向散射光，通过对干涉信号的解调与处理，重建得到样品的二维断层或三维立体结构图像，自 20 世纪 90 年代诞生以来发展迅速且日趋成熟。OCT 技术结合了低相干干涉技术、共焦显微术、外差探测技术和数字图像处理等多种技术^[1]，与 X 射线成像、核磁共振、超声成像等常用的生物医学成像技术相比，具有微米量级的高分辨率、非接触、无损伤、价格较低等优势，在临床、商业等领域具有很高的应用价值，因此受到了众多学者的广泛关注。随着对生物组织的在体成像需求，如何提高 OCT 系统的成像速度，成为其在临床使用中研究的关键，本论文基于此背景进行研究。本章介绍了 OCT 成像技术的原理与应用，研究了各种 OCT 技术结构原理并进行讨论，最后概述了本文的研究意义和整体结构。

1.1.1 OCT 成像技术简介

散射介质中的光子运动可以分为弹道光子、蛇形光子、漫散射光子三种情况^[2]。弹道光子未经散射，与入射光的方向相同，沿直线传播，遵循 Beer 指数衰减定律，保留了其原有的相干性；蛇形光子经历少数散射，在入射方向为轴的一个小角度范围传播，保留了光子的大部分特点和部分相干性；漫散射光子经过多次散射，基本失去相干性。光在生物组织中进行传播时，其光学特性因与生物组织的相互作用而发生变化，同时生物组织为一种高散射介质，光学特性不均匀，散射光大于吸收光，其后向散射光对应单次后向散射光、多次后向散射光和漫散射光三种形态。

OCT 技术的核心为迈克尔逊干涉仪，它利用低相干光源，采用相干门技术，选择具有良好相干性的单次后向散射光进行干涉，形成携带样品信息的干涉信号，最终被探测器采集，通过数据分析处理进行图像重建，得到样品的结构信息图像。如图 1-1 所示^[3]为 OCT 技术三维成像过程。由于低相干光源的相干长度短，需沿光束传播方向（Z 方向）移动参考臂改变光程差，称之为一次轴向扫描（A-Scan），得到样品表面一点不同深度的结构信息；进一步沿着 X 方向移动样品臂，对样品进行一维横向扫描（B-Scan），得到由多个 A-Scan 构成的样品剖面结构信息图；最后沿着 Y 方向移动样品臂对样品进行扫描（C-Scan），便可得到样品的三维结构信息图。该技术的轴向分辨率一般为 $10\text{ }\mu\text{m} \sim 15\text{ }\mu\text{m}$ ， $1\text{ }\mu\text{m}$ ^[4]甚至亚 μm ^[5,6]的超高分

分辨率也已被报道, 横向分辨率一般为几十微米, 在皮肤等生物组织中的成像深度约为 1~2 mm, 成像速度最快的系统按等效 A-Scan 扫描速率, 可简单地分类为“MHz-OCT”或“多 MHz-OCT”^[7]。

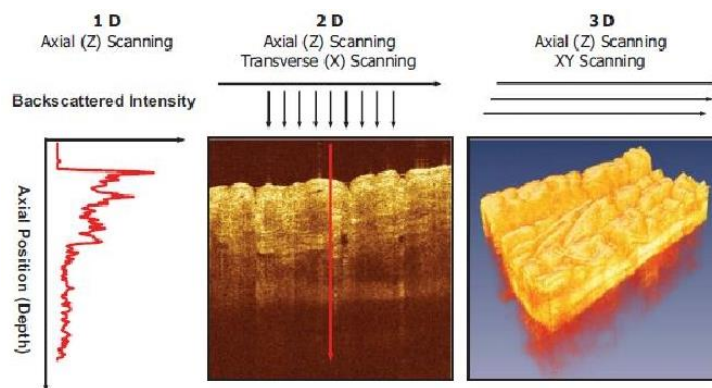


图 1-1 OCT 系统成像过程^[3]

1.1.2 OCT 与其他医学成像技术比较

随着人们对医疗健康的关注, 在确保人身安全的前提下, 研究者们不断地开创、改进信息传递方式, 提高图像显示质量, 涌现出了许多新型医学成像方式。将活体影像带入人们的视野, 为医生提供了更精确、更详细的组织信息, 为早期诊断、早期治疗提供了依据。常见的生物医学成像技术有: 超声成像技术、X 射线计算层析技术、磁共振成像技术、核医学成像技术测量信号和医学光学成像技术。

超声成像技术基于超声的物理特性对人体进行扫描, 通过探测并处理从人体返回的回声波信号获得人体组织器官图像。当某一频率超声波束入射到人体时, 由于人体组织器官不同的声学特性, 回波信号的不同物理参数 (振幅、能量等), 对应人体不同组织器官的信息, 并以波形、曲线或者图像的方式进行显示。超声成像技术已知的几种类型为^[8]: A 型超声诊断仪 (幅度调制型)、M 型超声诊断仪 (光点扫描型)、B 型超声诊断仪 (辉度调制型)、D 型超声诊断仪 (超声多普勒)。超声成像技术为非损伤检测, 但需要与人体有一定的接触性, 常用于眼科、妇产科等, 高频超声以及光声成像 (PAT) 能够在实现较大的 (数厘米) 成像深度的同时, 达到 100 微米左右的分辨率^[9,10]。

X 射线计算层析成像技术 (X-ray Computer Tomography, X-CT) 的出现, 解决了常规 X 射线成像技术出现的影像重叠问题, 有着医学影像和计算机相结合的里程碑式意义。人体不同组织对 X 射线具有不同的吸收效果, X-CT 成像技术通过 X 射线对人体进行断层扫描, 利用人体不同组织对 X 射线的不同吸收效果, 探测 X 射线在人体不同组织内的衰减系数, 通过计算机对探测信号的处理, 获得人体组

织结构图像。X-CT 成像技术扫描时间快、图像清晰，空间分辨率一般可达 1 mm 左右，但其成本高昂，辐射剂量较大，会对人体造成一定的伤害，孕妇等特定人群不宜进行此类检测。

核磁共振成像技术（Magnetic Resonance Imaging, MRI）利用核磁共振原理，检测的信号是生物组织中的原子核所发出的磁共振信号^[11]。此成像技术具有几十个 μm 的空间分辨率，与 X-CT 相比，MRI 中不存在射线源，对人体组织器官无辐射伤害，安全系数高，但不足之处是其成像速度慢，对某些病变组织敏感度较低^[12]，仪器成本较高，同时由于磁场强度大，不适用于心脏起搏器及铁磁性植入者。

核医学成像技术测量信号为放射性药物在人体内所放出的射线，通过对体内靶组织及靶器官引入参与体内代谢活动的各种示踪剂，以放射性浓度作为重建变量，获得组织功能间的吸收差异^[13]，并以此评价其功能。核医学成像与组织密度变化无关，主要取决于组织与脏器的功能状态，是一种功能影像，其分类包括：单光子发射计算层析成像（Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT）、正电子发射层析成像（Positron Emission Tomography, PET）。核医学成像技术与 CT、MRI 相比，能更早地发现和诊断某些疾病，但由于使用了放射性元素，无疑对人体会有有一定的伤害。

光学成像技术具有非接触、无损伤、高分辨等特点，在医疗领域受到广泛关注。光学相干层析成像于 20 世纪 90 年代提出并快速发展，通过干涉与共焦技术的结合，作为一种新型光学成像技术，探测并提取样品结构信息，对其进行光学切片成像，分辨率可达微米甚至亚微米量级，成像速度快，可实现活体的实时成像；OCT 技术通过透镜等将光束聚焦在样品上对其进行扫描，光波长一般为近红外光源，仪器的光功率为毫瓦量级；OCT 还可与激光扫描眼底镜技术、内窥镜技术等其他技术结合^[14,15]，实现多学科、多技术的融合，对疾病病变特征进行更精确、全面、高效的多功能检测；OCT 系统的价格适中，是一种极具应用价值、可实现对活体组织实时成像的无损光学成像技术。

表 1-1 罗列了几种常用的医学成像技术，由表可看出，OCT 相比于其他医学成像技术有其自身的优势。OCT 技术与超声成像技术类似，将探测的声波换为光波，但 OCT 具有明显的分辨率优势，并且在超声成像时，超声探头需要与人体有接触，而 OCT 技术可实现对活体的实时非接触性检测，具有更好的、更安全的检测体验；与 X-CT、MRI、PET 技术相比，OCT 成像技术具有更高的分辨率，X-CT 会产生较高的辐射能量，PET 技术成像前在人体引入放射性核素，都会对人体产生一定的损害，MRI 虽然对人体没有损害，但设备体积大，价格昂贵。随着光电器件

和计算机等设备的发展，OCT 技术呈现出向超高分辨率和多技术融合方向发展的趋势，在临床领域具有极高的开发和应用潜力。

表 1-1 常用医学成像技术的典型性能参数比较

成像方式	分辨率	成像速度	人体损害	成本
UI	>0.1mm	实时成像	无	较低
X-CT	0.7~2mm	快	有	高
MRI	>1mm	慢	无	高
PET	1~2mm	较快	有	高
OCT	2~10um	实时成像	无	较低

1.2 OCT 技术的分类及发展

OCT 技术根据其成像理论的不同，可以分为两类：时域光学相干层析成像（Time Domain OCT，TD-OCT）和傅里叶域光学相干层析成像（Fourier Domain OCT，FD-OCT），FD-OCT 根据光谱探测机制的不同，又可分为谱域 OCT（Spectral Domain OCT，SD-OCT）和扫频 OCT（Swept Source OCT，SS-OCT）。

D. Huang 等人基于低相干干涉原理提出时域 OCT 技术^[16]。如图 1-2 为时域 OCT 的典型结构，分束器将低相干光源的光分为两束，分别进入迈克尔逊干涉仪的两臂，经参考臂反射镜的反射和样品臂样品的后向散射，两臂光束原路返回并在分束器处汇合发生干涉，干涉信号携带样品信息，最终经光电探测器对干涉信号进行探测。由于宽度光源的相干长度很短，只有当光程差小于相干长度时，从两臂返回的参考光和样品光才可以发生干涉，所以想要获得样品不同深度的信息则需要参考臂中加入轴向扫描机制。

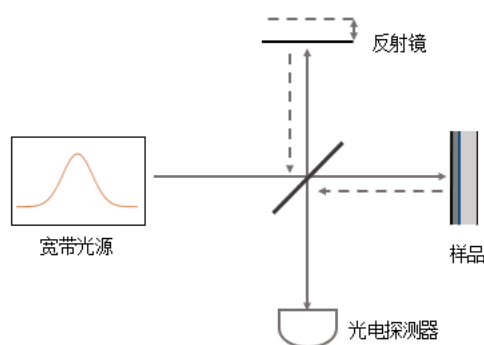


图 1-2 时域 OCT 结构原理图

OCT 技术发展的最初几年，研究学者们做了大量的工作改进扫描延迟线，如：线性平移反射镜^[17]、压电控制平行反射镜^[18]、旋转立方体^[19]和旋转微镜阵列^[20]等，

目前最常用的为美国 Fujimoto 小组提出的双通道快速扫描光学延迟线（Rapid scanning optical delay line, RSOD）技术^[21]，能够实现几百 Hz 的扫描速度，独立控制相速度和群速度。2007 年，Rollins 等人利用快速扫描光学延迟线所搭建的 OCT 系统，获得了 4 kHz 的轴向扫描速率，实现了对生物组织的快速成像^[22]。时域 OCT 中机械扫描机制的引入，使得其成像速度受到很大约束，限制了时域 OCT 的发展，因此，减少扫描机制的并行探测受到研究学者的关注，基于时域 OCT 原理发展出两类并行探测 OCT 结构：Linear OCT（L-OCT）和全场 OCT（Full-Filed OCT, FF-OCT）。

Linear OCT 的结构原理图如图 1-3 所示，该 OCT 结构用反射式衍射光栅代替时域 OCT 参考臂的反射镜，产生连续空间光学延迟的参考光，与样品光以不同的角度入射、重合并干涉，并将样品不同深度光与参考光的干涉图线性分布，通过柱面镜和线阵探测器代替点探测器探测干涉信号，实现轴向（Z 轴）的并行探测。

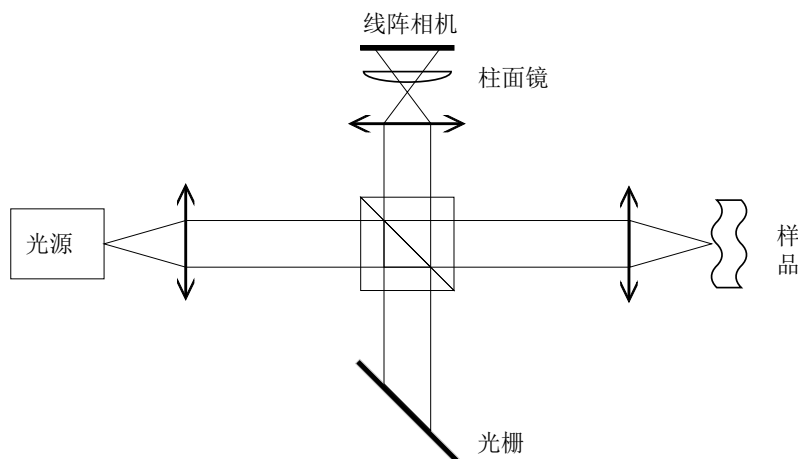


图 1-3 Linear OCT 结构原理图

第一台 Linear OCT 的成像深度仅为 $70\ \mu\text{m}$ ^[23]。2004 年，Linear OCT 系统以 CMOS（complementary metal-oxide-semiconductor transistor）线阵相机和掩膜版为探测器，将成像深度提升为 $1.1\ \text{mm}$ ^[24]。2009 年，Y. Watanabe 等人使用 InGaAs 高速相机，获取了人体活体手指 $2.6\ \text{mm}$ 深度成像，A-scan 成像速度达 $47\ \text{kHz}$ ^[25]。

全场 OCT 是基于横断面（X-Y 面）进行成像^[26]，如图 1-4 所示为 FF-OCT 结构原理图，该系统采用小圆斑照明样品，并结合面阵探测器进行探测，一次性获得断面的二维图像，不需要横向扫描。系统通过增加一维轴向机械扫描，便可获得样品的三维图像。FF-OCT 成像系统可以使用高数值孔径（NA）的物镜来获得高分辨率（ μm 甚至亚 μm 量级）。

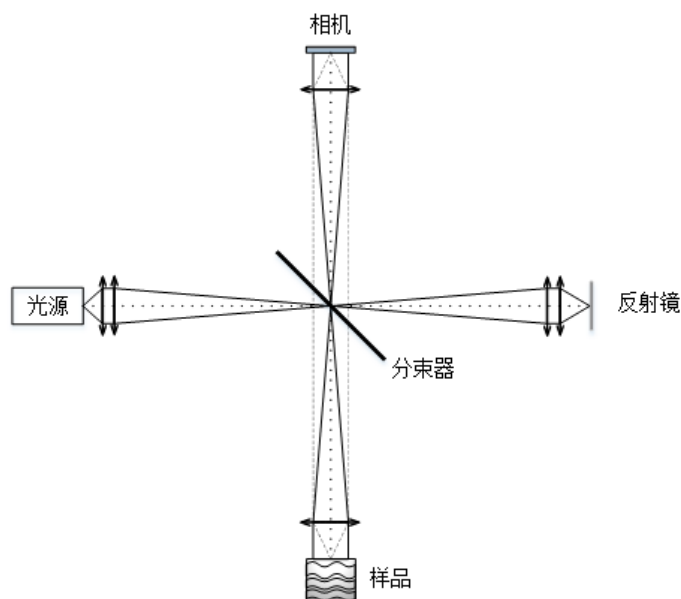


图 1-4 全场 OCT 结构原理图

1998 年, Beaurepaire 等人使用空间非相干的近红外发光二极管 (Light Emitting Diode, LED) 光源, 开发了轴向分辨率为 $8\ \mu\text{m}$ 的第一台全场 OCT^[27]。Grieve 等人用超高分辨率全场 OCT 装置实现了细胞级分辨率成像^[28], 该系统的轴向分辨率为 $0.7\ \mu\text{m}$, 横向分辨率 $0.9\ \mu\text{m}$ 。全场 OCT 的样品信息需要进行移相操作, 轴向扫描速度较慢, 因此系统成像帧频一般不超过 50 Hz。Latrive 和 Boccara 将全场 OCT 技术与内窥技术相结合, 使用刚性内窥镜探头演示了活体原位细胞水平成像^[29]。

1969 年, Wolf 提出了解决光学逆向散射问题的方法, 这一方法可以用来获得弱散射物体的结构分布。该理论指出, 在一级波恩近似下, 通过对物体散射光的振幅和相位的测量, 物体的散射势的三维分布可以得到重构, 从而将物体结构的傅里叶变换和测得的散射数据的傅里叶变换联系起来^[30]。傅里叶域 OCT 基于此理论, 无需机械扫描, 通过对探测的干涉光谱进行傅里叶变换, 实现样品深度信息的并行探测, 比 TD-OCT 具有更高的灵敏度和更快的成像速度。如图 1-5 所示为傅里叶域的扫频 OCT 的结构原理图。

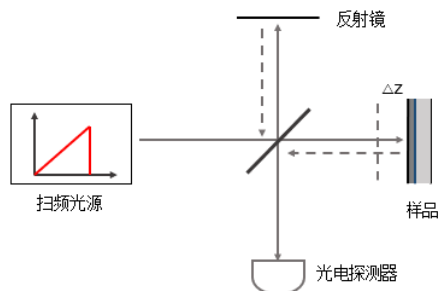


图 1-5 扫频 OCT 结构原理图

1995 年, A.F.Fercher 等人提出了谱域 OCT^[31]。谱域 OCT (Spectral Domain OCT, SD-OCT) 使用宽带光源, 利用快速光谱仪探测干涉光谱, 随着高速线阵 CCD (Charge Couple Device) 和 CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 的快速发展, SD-OCT 实现了 18 KHz、30 KHz 及 50 KHz 的 A-scan 扫描速度^[32]。为了更进一步提高 SD-OCT 系统的成像速度, 有研究者同时采用多个线阵高速相机, 成像速度可达兆赫兹^[33]。相比 SD-OCT, 1997 年 S. R. Chinn 等人提出了 SS-OCT^[34], 其核心为扫频光源, 结合平衡光电探测器在时序上实现对干涉光谱的探测, 它的研究主要集中在 1300 nm 波段, 而 SD-OCT 的研究主要集中在 800 nm 波段。

基于 SS-OCT 原理的并行探测装置, 为在 FF-OCT 装置中使用高速扫频激光源替换宽带低相干光源, 采用高速面阵相机, 对每个波长的二维干涉信号进行序列排序, 沿光谱方向进行一维傅里叶变换, 得到具有样品深度信息的三维图像。在 SD-OCT 中, 采用自由空间型迈克尔逊干涉仪装置, 使样品臂光束线聚焦照明样品, 在并行探测样品深度信息的同时, 结合线照明方式实现对样品的横向并行探测, 实现对样品直接二维成像。这里主要介绍线聚焦的谱域 OCT, 其结构原理如图 1-6 所示, 其中 1-6 (a) 为光谱探测方向投影图, 1-6 (b) 为横向并行成像方向的投影图。

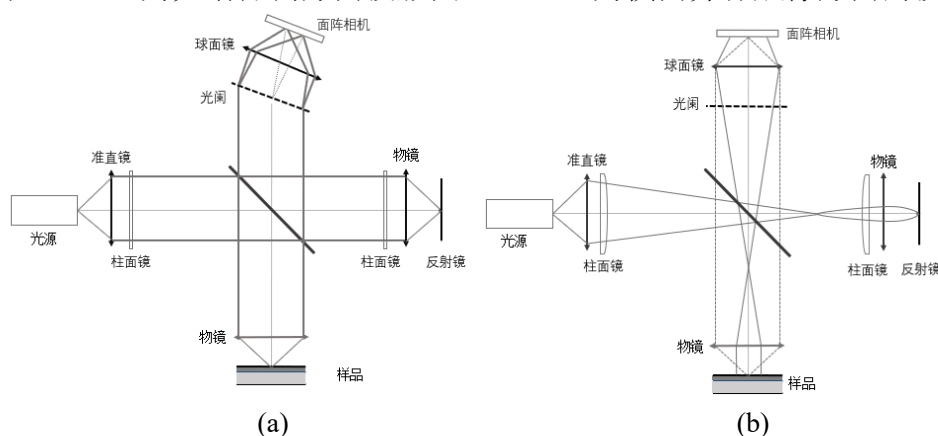


图 1-6 线聚焦谱域 OCT 系统结构原理图。(a) 光谱探测方向投影图; (b) 横向并行成像方向的投影图^[33]

1999 年, Zuluaga 和 Kortum 等人开发了第一台线聚焦谱域 OCT 系统^[35]。Grajciar 等第一个将线聚焦谱域 OCT 系统用于人眼活体测量, 该系统使用了 256×512 的面阵相机, 等效的 A-scan 速度为 768 Hz, 同时对 SLD 光源和空间非相干光的卤素灯进行对比, 验证了卤素灯能够有效抑制信号串扰问题^[36]。此后, 学者们使用像素更多、速度更快的相机, 实现了 19.2 kHz、51.5 kHz、512 kHz 等更快的等效 A-scan 速度。除了具有成像速度的明显优势外, 线聚焦谱域 OCT 技术的分

分辨率也在不断提高。Zhang 等人采用自适应光学 (Adaptive Optics, AO) 和线聚焦谱域 OCT 相结合的方法实现了视网膜成像, 该系统的轴向和横向分辨率分别可达 $5.7\text{ }\mu\text{m}$ 、 $3\text{ }\mu\text{m}$ ^[37]。Malay 等人使用超连续谱光源, 使得线聚焦谱域 OCT 的轴向分辨率甚至可达 125 nm ^[38]。ZAINEB AL-QAZWINI 等人通过使用鲍威尔透镜产生均匀线照明样品, 该系统的轴向分辨率和横向分辨率分别达 $2\text{ }\mu\text{m}$ 和 $6.2\text{ }\mu\text{m}$, 实现了对鸡心胚胎的活体成像, 系统 B-scan 采集速度高达每秒 5000 次^[39]。

1.3 OCT 技术的应用

OCT 技术具有非接触、无损伤、高分辨率的特点, 广泛应用于青光眼^[40]、视网膜疾病^[41]、老年黄斑^[42]等各种眼科疾病检查, 此外, 也可以对屈光度校正手术进行实时监控^[43]。目前, 各种商业化的 OCT 眼科仪器被广泛使用。德国卡尔蔡司公司于 1996 年首次发布商用眼科 TD-OCT 产品, 之后并发布了眼科 SD-OCT 产品, 2016 年, 蔡司首次获得美国 FDA 有关视网膜研究的 SS-OCT 系统审批许可。

与内窥镜技术相结合的内窥 OCT 技术 (Endoscopic OCT, E-OCT), 将 OCT 成像拓展到人体内部器官。自从 Tearney 等人提出 OCT 探头设计, 并将其应用于临床, 随着小型化和光纤技术的快速发展下, 成像扫描探头的设计结构更加灵活, 能够适应各种不同的环境和器官^[44]。目前, 内窥 OCT 探头主要有侧式内窥探头和前式内窥探头两种^[45], 在大内腔成像中主要使用侧式内窥, 而对于图像主导的生物活检, 前式内窥则更加适用。内窥 OCT 可实现对特定区域的高分辨成像, 在心血管系统、食道、胃和小肠以及胰腺管等方面具有广泛的应用。OCT 技术还可与其他技术相结合, 提高成像质量, 拓展成像功能, 如多普勒 OCT (Doppler OCT, D-OCT) 结合光学多普勒效应, 可用来获取血管的血流速度等信息; 偏振 OCT (Polarization-Sensitive OCT, PS-OCT) 通过探测组织的光学各向异性特征, 用于牙齿诊断、皮肤科等领域。

除生物医学领域, OCT 技术在工业测量、考古等方面也得到应用。如采用 OCT 技术可实现对印刷电路板的轮廓^[46]、陶瓷亚表面损伤^[47]、光学薄膜的膜层厚度^[48]等的测量, 以及基于 OCT 技术的无损伤、非接触优势, 在保护文物的同时, 可以对文物绘画^[49,50]等的鉴别与测定。

1.4 本论文的研究意义和总体结构

谱域 OCT 系统因其成像速度快、非侵入式、高分辨率等优势, 适用于生物组织、古文字画、工业等多个领域进行无损检测。传统的谱域 OCT 系统利用点光源

照明一次性获得样品深度结构信息，系统通过增加机械扫描进行二维成像，本文针对机械扫描引起的相位不稳定和成像速度受限等问题，设计研制了一套采用柱面镜产生线聚焦照明的谱域 OCT 系统，无需任何机械扫描对样品二维截面直接快速成像。本文主要研究内容包括以下四个方面：研究讨论了线聚焦谱域 OCT 成像原理性能及影响因素，设计并搭建 840 nm 波段线聚焦谱域 OCT 系统，从光路结构和数据信号处理两方面建模仿真分析系统，利用搭建的系统进行成像实验并测定系统性能。

本文的具体结构为：

第一章：概述了 OCT 成像原理，对比 OCT 技术与超声成像技术、X 射线计算层析技术、磁共振成像技术、核医学成像技术测量信号四种典型的医学成像技术的优缺点。对 OCT 系统的分类和应用进行简介，并对各种并行探测的 OCT 技术的原理结构和发展历程进行了详细的研究讨论。

第二章：基于谱域 OCT 系统的成像原理，阐述了线聚焦谱域光学相干层析成像系统的成像原理，分析了系统的轴向分辨率、横向分辨率、成像深度、横向成像范围和信噪比等主要性能参数，讨论了其影响因素。

第三章：首先介绍了线聚焦照明谱域 OCT 成像系统的总体设计方案，并从光源模块、干涉模块、中继系统和光谱仪四个模块进行详细分析设计，最后利用 MATLAB 的 GUI 界面设计进行编程，将系统相机控制、数据采集与处理的整体控制操作与显示集成于一个界面。

第四章：对线聚焦谱域 OCT 系统进行建模分析。利用 ZEMAX 序列模式对线聚焦照明质量及其所影响的系统横向视场，样品经过系统光路后的成像质量进行建模，仿真分析光路结构对线扫描样品成像质量与范围的影响因素。并在 ZEMAX 非序列模式下对系统的整体结构进行建模仿真，分析系统的干涉能力与探测到的干涉光谱，验证了该系统在光程差为 3 mm 范围内，具有良好的干涉能力，可得出清晰的干涉图，对后续的实验搭建提供参考依据。

第五章：搭建线聚焦谱域 OCT 系统进行成像实验并进行数据分析处理。根据系统成像原理，分析干涉光谱信号，从去除噪声、光谱重采样、光谱整形三方面对数据进行优化处理，并利用 MATLAB 编程建模分析干涉光谱信号并进行优化处理，最后对反射镜和硬币样品进行成像，并测得了系统的轴向分辨率、成像深度和横向并行探测视场范围等性能参数。

第二章 线聚焦谱域 OCT 基本理论

谱域 OCT 通过干涉信号的光谱分析获得样品的深度信息，相比于时域 OCT，其具有无需机械扫描，成像速度快，信噪比高等特点。采用线聚焦照明的谱域 OCT 实现对样品的横向并行探测，并结合传统谱域 OCT 点照明对样品轴向深度信息的并行探测，进一步提高了系统成像速度，适用于实时成像。本章在谱域 OCT 的理论基础上，介绍了线聚焦谱域 OCT 系统的成像原理，并对系统的主要性能参数及其影响因素进行详细讨论分析。

2.1 线聚焦谱域 OCT 系统的成像理论

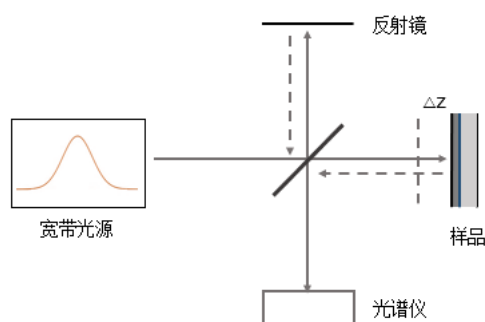


图 2-1 谱域 OCT 结构原理图

线聚焦谱域 OCT 是在 SD-OCT 的基础上采用横向并行探测。如图 2-1 为 SD-OCT 的结构图，主要由宽带光源、参考臂、样品臂和光谱仪四部分组成。SD-OCT 的核心为迈克尔逊干涉仪，宽带光源发出的低相干光经分束器分为两路，一路进入参考臂被平面反射镜原路返回，另一路进入样品臂经样品散射和反射后原路返回，两臂的返回信号在分束器处汇合并进行干涉，随后干涉光谱经光谱仪分光并由光电探测器接收，最后通过对干涉光谱的傅里叶变换获得样品的轴向结构信息。由于宽带光源的低相干性，SD-OCT 系统具有很好的层析特性，可假设样品由多层反射面构成，忽略样品色散，则干涉信号可以表示为：

$$I(k) = S(k) \left| a_R e^{i2kr} + \int_0^{\infty} a(z) e^{i2kz} dz \right|^2 \quad (2-1)$$

其中 $S(k)$ 为光源的功率谱密度， k 为光波波数， $k = 2\pi / \lambda$ ， r 为参考臂和样品臂到达同一参考面（如分束器）的光程， a_R 为参考臂的反射系数， $a(z)$ 为样品臂

距参考面 z 处的后向散射系数。

为简化分析，将两臂的参考面设为参考臂的平面反射镜处，只考虑信号的相对值，设 $a_R = 1$ ， $r = 0$ ，即 z 为样品臂相对于参考臂的光程差，则公式 (2-1) 可简化为：

$$\begin{aligned}
 I(k) &= S(k) \left| 1 + \int_0^{\infty} a(z) e^{i2kz} dz \right|^2 \\
 &= S(k) \left[1 + \int_0^{\infty} a(z) e^{i2kz} dz \right] \left[1 + \int_0^{\infty} a(z) e^{-i2kz} dz \right] \\
 &= S(k)(1 + A(k))(1 + A^*(k))
 \end{aligned} \tag{2-2}$$

其中 $A(k) = \int_0^{\infty} a(z) e^{i2kz} dz$ ，可看出，反应样品结构信息的 $a(z)$ 可由 $A(k)$ 的逆傅里叶变换得出，对公式 (2-2) 进行逆傅里叶变换可得：

$$\begin{aligned}
 FT^{-1}[I(k)] &= FT^{-1}[S(k)] \otimes FT^{-1}[(1 + A(k))(1 + A^*(k))] \\
 &= \Gamma(z) \otimes \{\delta(z) + a(z)\} \otimes \{\delta(z) + a(-z)\} \\
 &= \Gamma(z) \otimes \{\delta(z) + a(z) + a(-z) + AC(a(z))\}
 \end{aligned} \tag{2-3}$$

其中 $\Gamma(z)$ 为 $S(k)$ 的逆傅里叶变换。根据维纳辛钦定理^[51]， $\Gamma(z)$ 为光源的自相干函数的包络，其值大小决定了 OCT 系统的轴向分辨率。 $\delta(z)$ 当且仅当 $z=0$ 时，其值为 1，即表示该项在零光程差处为直流项。由实函数的逆傅里叶变换具有共轭对称性可知， $a(-z)$ 为样品深度 z 处反射系数 $a(z)$ 的镜像，两者关于零光程差位置对称。 $AC(a(z))$ 为样品不同深度信息的自相干项，大小与样品后向散射系数相关。

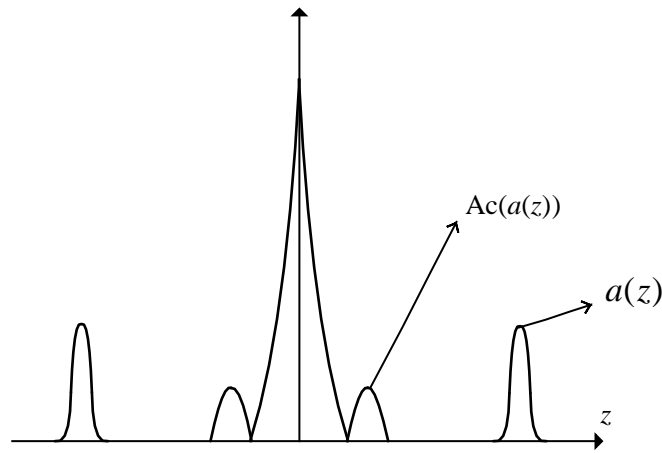


图 2-2 SD-OCT 系统干涉光谱傅里叶变换示意图

如图 2-2 所示为 SD-OCT 系统中对干涉光谱进行傅里叶变换后的信号示意图。其中 $AC(a(z))$ 在生物组织等高散射样品中，其后向散射系数远小于参考臂反射镜的反射系数，光强度相对较小。同时由于样品中层析结构间的光程差比两臂光程差小很多，因此这个信号的频率远小于其他信号，与 $\delta(z)$ 均位于零光程附近，为系统噪声，降低了图像的信噪比和对比度，可以采用光开关^[52]、扣除 A-scan 信号平均值^[53]等方法消除自相干项和直流项噪声。由于 $a(z)$ 和 $a(-z)$ 产生镜像，为避免信号的混叠，在成像过程中，一般将样品放置于零光程的一侧，此方法虽简单易行，但将成像范围减少了一半，对此，有研究学者提出了构造相应的虚部信号，以构建复数形式的干涉光谱信息消除共轭镜像^[54,55]。

当采用线聚焦照明样品时，可一次性探测得由多个 A-scan 信号组成的一幅 B-scan 图像的干涉光谱，其干涉信号可表示为：

$$\begin{aligned} I(k, y) &= L(y)S(k) \left| 1 + \int_0^{\infty} a(z, y) e^{i2kz} dz \right|^2 \\ &= L(y)S(k) \left[1 + \int_0^{\infty} a(z, y) e^{i2kz} dz \right] \left[1 + \int_0^{\infty} a(z, y) e^{-i2kz} dz \right] \end{aligned} \quad (2-4)$$

其中， $L(y)$ 为线照明分布函数， y 为线照明样品并行横向扫描方向，即传统谱域 OCT 的 B-scan 方向， y' 为探测器并行横向探测方向， y 和 y' 是成像关系， $a(z, y)$ 为样品二维截面不同位置处的反射率。将公式（2-4）对 k 进行逆傅里叶变换，得到：

$$\begin{aligned} i(z, y) &= L(y)\Gamma(z) \\ &\quad + L(y)[\Gamma(z) \otimes a(z, y)] \\ &\quad + L(y)[\Gamma(z) \otimes a(-z, y)] \\ &\quad + L(y)\{\Gamma(z) \otimes AC[a(z, y)]\} \end{aligned} \quad (2-5)$$

式中 $AC[a(z, y)]$ 为 z 方向的自相关。分析上式可知，第一项为直流项，第四项为样品的自相干项，两项均为噪声，需要消除，第二项为包含反应样品结构信息后向反射系数的互相关项，第三项为样品结构信息的镜像，是第二项的共轭项。

2.2 线聚焦谱域 OCT 系统的主要性能参数

线聚焦谱域 OCT 系统的性能，主要由系统分辨率（横向分辨率和轴向分辨率）、测量范围（横向视场和成像深度）、信噪比和成像速度评定，下面将对线聚焦谱域

OCT 系统的主要性能参数及影响因素进行分析。

2.2.1 横向系统分辨率和轴向视场

谱域 OCT 系统的横向分辨率是指焦平面的最佳横向分辨率，而不是平均横向分辨率。系统中采用线聚焦照明样品时，横向并行探测方向的光路利用成像关系实现多个 A-scan 同时探测，垂直于并行成像方向的光谱探测方向，其光路与点聚焦照明的谱域 OCT 一致。

对于横向并行探测方向，成像类似于普通光学显微成像系统，横向分辨率与样品臂的光束聚焦条件相关，即由受衍射极限限制的艾里斑半径定义，为：

$$\Delta x = \frac{0.61\lambda_0}{NA} \quad (2-6)$$

其中， λ_0 为光源的中心波长， $NA = \sin \alpha$ 为样品臂聚焦物镜的数值孔径， α 为物镜的孔径角。

对于光谱探测方向，点扫描的谱域 OCT 与共焦显微成像系统类似。其像面的光强分布即点扩散函数，可表示为：

$$I(v) = \left[\frac{2J_1(v)}{v} \right]^2 \quad (2-7)$$

其中， $J_1(v)$ 为一阶第一类贝塞尔函数， $v = 2\pi r \sin \alpha / \lambda_0$ 为横向归一化坐标， r 为与光轴的横向距离^[54]。以点扩散函数的半高全宽定义光谱探测方向的横向分辨率，可得：

$$\Delta x = \frac{0.37\lambda_0}{NA} \quad (2-8)$$

在共焦显微成像系统中，轴向不同位置的归一化光强为：

$$I(u) = \left[\frac{\sin(u/2)}{u/2} \right]^2 = \text{sinc}^2\left(\frac{u}{2}\right) \quad (2-9)$$

其中， $u = 8\pi z \sin^2 \alpha / \lambda_0$ 为轴向归一化坐标。随着与焦平面距离的增加，像平面的光强会逐渐减弱，光斑产生扩散，降低了轴向视场成像质量，以轴向响应的半高全宽定义轴向视场为：

$$FOV_{axial} = \frac{0.443\lambda_0}{1 - \cos \alpha} \approx \frac{0.884\lambda_0}{NA^2} \quad (2-10)$$

由上式可看出, 轴向视场与数值孔径 NA 成反比, 与光源的中心波长 λ_0 成正比, 和系统的横向分辨率相互制约。 λ_0 为光源特性不易改变, 可通过采用低数值孔径的方法来增大轴向视场, 但会造成系统横向分辨率的降低, 因此在系统设计过程中, 应根据实际成像需求综合考虑, 合理选择样品臂聚焦照明透镜。

2.2.2 轴向系统分辨率

OCT 系统的轴向分辨率指对样品轴向深度层析成像所能分辨的最小距离, 与横向分辨率互不影响, 轴向分辨率由宽带光源的低相干特性决定。考虑实际光源的强度分布近似为高斯曲线, 以具有高斯型的光谱光源为例, 归一化高斯函数 $S(k)$ 与轴向点扩散函数 $\Gamma(z)$ 的关系可表示为:

$$\Gamma(z) = e^{-z^2 \Delta k^2} \xleftrightarrow{F} S(k) = \frac{1}{\Delta k \sqrt{\pi}} e^{-\left(\frac{k-k_0}{\Delta k}\right)^2} \quad (2-11)$$

式中, k_0 为光源光谱的中心波数, Δk 为光谱强度下降为最高点的 $1/e$ 时的光谱半宽。 $S(k)$ 和 $\Gamma(z)$ 的傅里叶变换关系如图 2-3 所示, 系统的轴向分辨率为光源的相干长度, 也就是点扩散函数的半高全宽, 可表示为:

$$l_c = \frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta k} \approx 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (2-12)$$

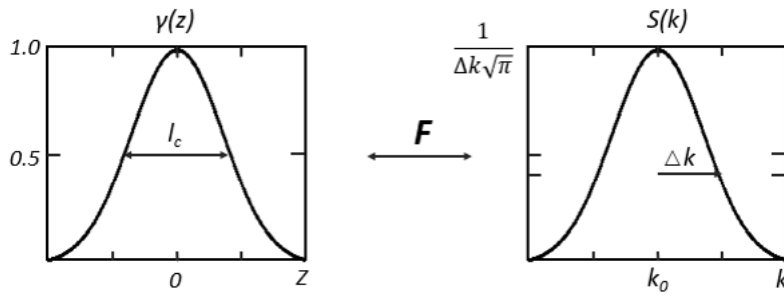


图 2-3 光源光谱与轴向分辨率关系

上式中, $\Delta \lambda$ 为以波长表示的光谱半宽。系统的轴向分辨率主要由光源的中心波长和光谱半宽决定, 可通过选取中心波长更长的光源, 或增宽光源光谱半宽来提高轴向分辨率。一般通过多个 SLD 光源的拼接增大光谱半宽, 但光谱范围的增大会增大系统的色散。由于干涉信号受光源光谱调制, 当光源具有非高斯型谱型时, 其

傅里叶变换重构图像会产生旁瓣效应,降低轴向分辨率,因此在实际成像中,应考虑通过光谱整形进行数据处理以提高系统轴向分辨率。

2.2.3 系统成像深度

谱域 OCT 系统的成像深度与光源波长、功率所能穿透样品的深度,样品对各光源波长的散射和反射特性有关,主要取决于光谱仪的光谱分辨率和光谱采样率。考虑光源光谱为近高斯型,采用光谱仪探测干涉光谱时,探测信号强度为干涉光强与光谱仪点扩散函数的卷积,傅里叶变换重建图像的 A-scan 信号受一个指数灵敏度下降因子调制,强度随深度增加而减弱,定义灵敏度下降为一半时的轴向深度为成像深度^[56],可表示为:

$$z_{6dB} = \frac{2 \ln 2}{\delta_r k} = \frac{\ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\delta_r \lambda} \quad (2-13)$$

式中, $\delta_r k$ 为波数表示的光谱分辨率, $\delta_r \lambda$ 为波长表示的光谱分辨率。

光谱仪通常利用光栅对宽带光谱在 λ 空间进行采样,假设 $\delta_s \lambda$ 为光谱采样率,由公式 (2-3) 可知,从干涉信号中获取样品结构信息时需要在 k 空间采样进行傅里叶变换,设 $\delta_s k$ 为以波数定义的光谱采样率,对 $k = 2\pi / \lambda$ 等式两边同时微分,可得

k 空间的采样间隔 $\delta_s k = \frac{2\pi \delta_s \lambda}{\lambda_0^2}$, 对应的采样频率为:

$$F(k) = \frac{1}{\delta_s k} = \frac{\lambda_0^2}{2\pi \delta_s \lambda} \quad (2-14)$$

由式 (2-2) 中 $real(A(k))$ 的余弦项可得波数 k 变化频率为:

$$f(k) = \frac{2z}{2\pi} = \frac{z}{\pi} \quad (2-15)$$

根据采样定理,系统所能恢复干涉信号中的最高频率为 $f(k) = F(k) / 2$, 计算可得光谱采样率决定的最大成像深度为:

$$z_{\max} = \frac{\lambda_0^2}{4\delta_s \lambda} \quad (2-16)$$

通过以上推导可知,光谱分辨率受限于光栅参数,增大光栅的有效线对数和通

光孔径可提高光谱分辨率,增大成像范围,但同时造成系统成本的增加。光谱采样率还与探测相机像素和汇聚透镜焦距有关,通过采用小尺寸像元相机或大焦距会聚透镜优化提高光谱采样率,增大成像深度,但相机像元的减小,使得探测到的光强减小,降低了信噪比,大焦距透镜的使用,会造成系统结构增大,不利于便携探测。

由式(2-5)可看出,线聚焦的谱域 OCT 系统干涉信号在通过傅里叶变换重建时,还受到横向线照明分布函数的调制,在高斯型光谱光源中,其线照明光强也具有高斯型分布,即探测到的干涉光强随着横向位置偏离中心而减弱,成像深度相应减小。

在实际成像中,相机的大小为有限宽度,且像元形状为矩形,因此探测干涉信号为干涉光谱与矩形函数的卷积,在傅里叶变换重建时,信号包络受 sinc 函数的调制,导致探测信号强度随深度增加而减小。同时,样品信号的傅里叶重建是为 k 空间,而实际光谱仪为在 λ 空间均匀采样,由两者的倒数关系可知,在对采集信号直接进行傅里叶变换会导致高频信号的缺失,系统灵敏度下降而减小成像深度,因此,采用合理的重建算法也可优化提高成像深度。此外,对于成像深度的影响,还应考虑共焦效应所定义的轴向视场 FOV_{axial} 。

2.2.4 横向视场

本论文采用线聚焦照明的谱域 OCT 系统,横向视场为区别于点扫描谱域 OCT 系统的一个特殊性能参数,并行探测方向的横向视场主要取决于聚焦于样品上的线照明长度和并行方向的物方视场。

并行探测的谱域 OCT 系统由柱面镜产生线聚焦照明,样品上的线照明长度取决于光源经过准直后的光束直径、柱面镜与样品臂聚焦透镜组合光路的放大率。在并行成像过程中,物方孔径限制了线照明的最大成像范围,由 2.1 节可知,样品线聚焦照明方向光强分布为高斯型,随着偏离横向中心距离越远,系统灵敏度和成像深度都会下降,因此一般使物方视场小于照明光路的线聚焦长度。同时最终的探测相机尺寸和系统从样品到相机的成像放大率也会影响并行探测的横向范围,可通过设计合理的光路结构来降低其影响。

2.2.5 系统信噪比

谱域 OCT 系统相对于时域 OCT 具有 20 dB-30 dB 的信噪比优势,即使在低光照和高速检测的情况下,信噪比也能达到 80 dB 以上。噪声主要为光子噪声和探测器噪声,其中光子噪声包括额外噪声和散粒噪声,一般情况下散粒噪声为主要构成。

谱域 OCT 系统利用多个探测像元同时接收干涉信号, 设 M 为探测像素数, 相应的, 散粒噪声被分散到每个探测单元, 为时域 OCT 的 $1/M$ 。谱域 OCT 系统在散粒噪声极限下, 可以获得最优化信噪比, 表示为:

$$SNR = \frac{\eta P_s \tau_i}{E_v} \quad (2-17)$$

式中, η 是探测器的量子效率, P_s 是样品臂返回的光功率, E_v 是光子能量, τ_i 是探测器积分时间。

对于线聚焦照明的谱域 OCT, 信噪比以 B-scan 形式给出, 可表示为:

$$SNR_{L-SD} = \frac{\eta P_s(y) \tau_i}{E_v} = \frac{\eta L(y) P_{s-total} \tau_i}{E_v} \quad (2-18)$$

由上式可看出, 样品的总后向反射功率受高斯型照明分布的调制。谱域 OCT 系统相比时域 OCT 系统, 信噪比与光源带宽无关, 提高轴向分辨率的同时不会造成灵敏度的降低。同时, 根据美国 ANSI 标准, 照明光强应符合安全标准, 主要受限于光能量密度, 采用线照明的谱域 OCT 系统将能量分散, 可以增大光源功率或提高相机积分时间的方法来增大探测器探测信号光功率, 提高信噪比。一般采用在提高光源功率的同时适当延长积分时间。

2.2.6 成像速度

谱域 OCT 系统的成像速度主要受限于图像采集和处理速度。点扫描的谱域 OCT 系统成像速度是用 A-scan 速率表示, 线聚焦照明的谱域 OCT 系统用 B-scan 速率表示, 为便于与点扫描谱域 OCT 对比, 通常将 B-scan 成像速度等效于 A-scan 速率表征, 例如, 使用像元为 1312×1082 的面阵相机, 其 B-scan 速率为 108 Hz, 其等效 A-scan 速度为 116.9 kHz。谱域 OCT 一般采用的光源中心波长为 800 nm-1300 nm, 普通硅基 CCD 相机的价格相对低, 但在此波段范围的光谱响应低, 而 InGaAs 近红外相机光谱响应高, 但会增大系统成本价格。同时面阵相机的最高帧频一般比线阵相机的行频低, 当两者的积分时间 τ_i 相当, 即线照明的 B-scan 与点照明的 A-scan 速率相当, $P_s(y)$ 与 P_s 功率也相当时, 采用线聚焦照明的谱域 OCT 具有明显的成像速度优势。同时在图像重建时, 例如对于一帧 1312×1082 图像, 需进行 1312 次重采样获得 1312×1082 个采样数据点, 其傅里叶变换所需处理的数据量很大, 因此, 如何优化数据处理算法也是提高成像速度的关键。

2.3 本章小结

本章基于传统点照明的谱域 OCT 理论，介绍了线聚焦照明的谱域 OCT 系统成像原理，分析了系统轴向与横向的分辨率、成像范围、信噪比和成像速度等性能参数，并对影响系统成像质量的因素及其相互关系进行分析讨论，为 SD-OCT 系统的设计搭建和后续干涉光谱信号的优化处理提供了理论依据。

第三章 线聚焦谱域 OCT 系统设计

上一章基于传统点扫描 SD-OCT 系统，介绍了线聚焦扫描的谱域 OCT 系统的成像理论，分析了表征系统成像质量的主要性能参数，并对其影响因素进行探讨。本章从光源、干涉仪、中继系统和光谱仪四个主要结构介绍了线聚焦谱域 OCT 系统的光路结构设计和系统控制，，并利用 MATLAB 软件对系统控制进行编程。

3.1 线聚焦谱域 OCT 系统总体设计

本论文采用线聚焦照明谱域 OCT 系统，从安全方面考虑，照明生物组织等样品时，其照明光强主要受限于光功率密度，而采用线聚焦可以分散照明样品，允许使用高功率光源。利用光经过柱面镜只在弧矢面内聚焦的光学特性产生线聚焦，如图 3-1 所示。

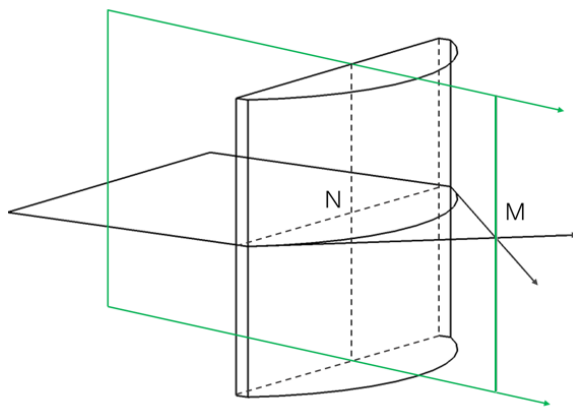


图 3-1 柱面镜成像原理

OCT 系统可分为自由空间型和光纤型。光纤型 OCT 系统结构便捷，但大部分光纤的双折射特性和光纤弯曲，造成光束偏振态的改变，引入色散，而若使用保偏光纤，在其中心波长附近，会变成多模光纤降低干涉。自由空间型 OCT 系统不仅可以避免以上缺陷，而且可以更加灵活地选取搭配光学器件，因此本课题采用自由空间型 OCT 系统。

自由空间型线聚焦谱域 OCT 系统的总体设计如图 3-2 所示，缩写 SLD 代表超辐射发光二极管光源（Superluminescent Diode, SLD），CL 代表柱面镜，L 代表球面透镜。该系统主要由光源、干涉仪、中继系统和光谱仪组成。超辐射发光二极管光源的光经过准直器扩束准直为平行光，柱面镜对平行光进行聚焦，形成线光源进入 50:50 的偏振不敏感分束器分为参考臂和样品臂光束，以线聚焦方式照明样品，

两臂分别经反射镜反射与样品后向反射和散射的光原路返回，在分束器处汇合并发生干涉，设计中继系统以对光束直径进行合理调整，增大进入光谱仪的光束直径，经过光谱仪中光栅色散分光为不同的光谱分量，经会聚透镜聚焦于面阵相机对干涉光谱进行探测，最终由计算机对采集到的数据进行处理与重构，获得样品的层析图像。

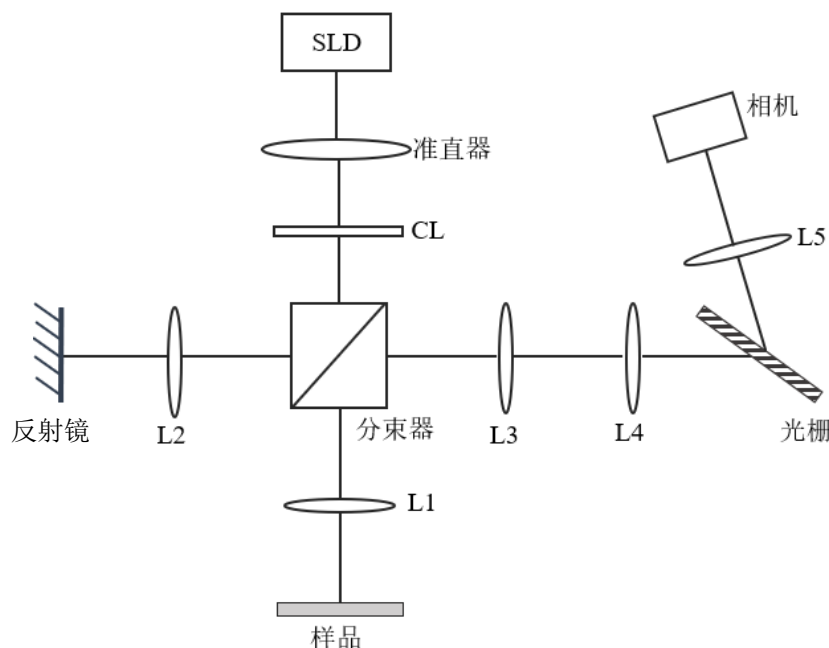


图 3-2 线聚焦谱域 OCT 成像系统整体设计

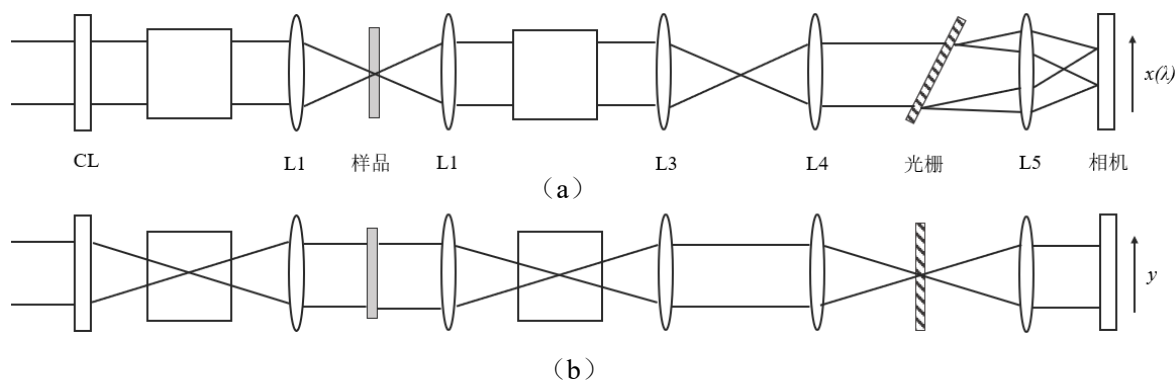


图 3-3 线聚焦谱域 OCT 系统俯视和侧视展开图。(a)并行探测成像光路；(b)为光谱干涉光路

图 3-3 为并行探测 (y - z 面) 和光谱干涉 (x - z 面) 的光路图。从样品到相机的成像光路采用 $4f$ 系统的级联，实现了光谱干涉的同时进行并行探测，如图 3-3 (a) 所示为并行探测成像光路，光栅和狭缝位于透镜的两个共同焦点处，即样品的共轭面，图 3-3 (b) 为光谱干涉光路，其与传统点扫描谱域 OCT 系统光路原理一致，

样品的深度信息通过点聚焦照明的干涉光获得，经过光谱仪分光后聚焦于相机进行检测。

3.2 系统各模块结构设计

3.2.1 光源模块

光源模块主要有宽带光源、准直器和柱面镜。

光源的选择对于 OCT 系统至关重要，在第二章的性能分析中可看出，系统的分辨率、成像范围和信噪比等关键性能参数都与光源参数有关，一般光源选择的主要参数为光源的功率、波长和带宽。

基于成像组织的弱后向散射，随着光源的功率的增大，对样品的穿透深度也会随之增大，但存在一个阈值，该阈值与样品耐受功率相关，如照射在人眼、人体皮肤等生物组织上时需要符合安全标准。同时，长波长会增大穿透深度，但对于照明最佳波长的选择，还应考虑样品的光学特性，不同的样品对于不同波长的散射、反射和吸收特性不同，影响 OCT 图像的对比度。生物组织对波长为 600 nm~1300 nm 之间的红外波段吸收少，通常被称为“组织天窗”，适合组织成像。此外，光源的光谱形状是影响系统的轴向分辨率一个重要因素。

由式（2-12）可得的系统轴向分辨率与中心波长和光源光谱带宽之间的关系，如图 3-4 所示。从图中可看出，光源的带宽越宽，系统的轴向分辨率越高，层析性能越好。带宽在 100 nm 以内，轴向分辨率随着带宽的增大提升显著，但当带宽达到 150 nm 并继续增大时，对于轴向分辨率的提升并没有显著效果，同时较大的带宽也会增加系统光学色散，在成像光路中需要注意补偿参考光和样品光之间的色散不匹配。

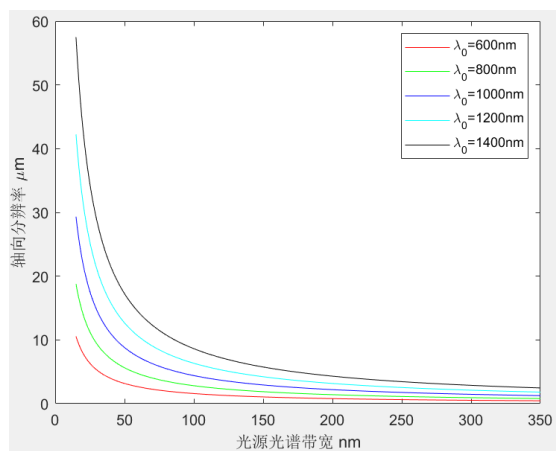
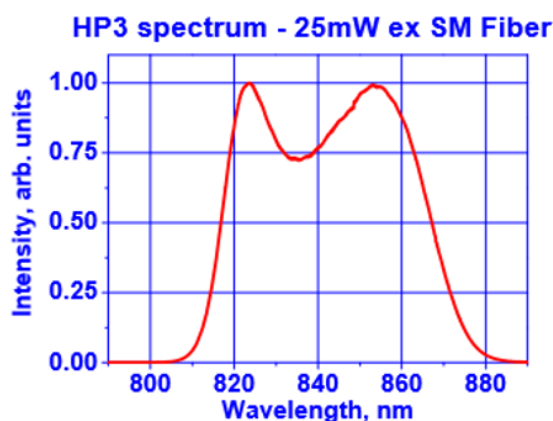


图 3-4 轴向分辨率与光源中心波长和带宽的关系

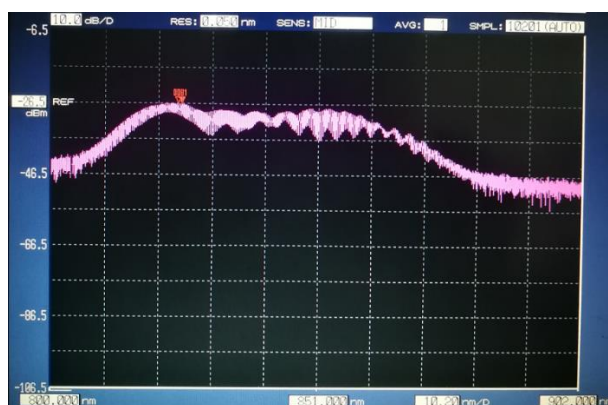
目前使用最为广泛的是超辐射发光二极管，是介于发光二极管和激光器之间，中心波长范围一般为 675 nm~1600 nm，带宽为 20 nm~70 nm，相干长度通常为 10 μm ~15 μm ，采用光源组合技术将多个 SLD 光源合并，可以实现更宽的光谱。锁模钛蓝宝石激光器谱宽可达上百纳米，中心波长 800 nm 左右，应用于高分辨、大范围成像，但此类光源需搭配泵浦激光，价格昂贵。ASE 光源光谱宽为几十纳米，中心波长在 1.3 μm ~1.6 μm ，功率达数十毫瓦，适用于谱域 OCT 系统。热光源的光谱较宽，空间非相干性可以抑制干涉信号串扰，并且价格低廉，也被用于谱域 OCT 成像，但其功率密度相对较低。

综合以上分析，我们选用了中心波长为 840 nm，光谱半高宽为 50 nm，带尾纤输出的 SLD 光源，光源光谱图如图 3-5 所示。由式 (2-12) 可得理论轴向分辨率为：

$$l_c = \frac{2\sqrt{\ln 2}}{\Delta k} \approx 0.44 \frac{840\text{nm}^2}{50\text{nm}} \approx 6.2\mu\text{m} \quad (3-1)$$



(a)



(b)

图 3-5 光源光谱图。(a) 光谱说明图；(b) 光谱实测图

准直器的作用是将光源输出光束准直为平行光,考虑参数涉及到传输带宽、中心波长和准直光斑大小三个因素。准直后的平行光束光斑直径、照明柱面镜和样品臂聚焦透镜组合光路的放大率,决定了线照明样品的长度,即系统横向并行探测的视场范围。本文选择的准直透镜中心波长为 830 nm , 透镜焦距为 $f=35\text{ mm}$, 准直光斑直径为 6.5 mm 。

柱面镜参数选择主要与焦距和传输波段有关,在谱域 OCT 中利用柱面镜产生线聚焦的方式时,最直接的方法就是在两臂加入子午面相互平行的相同柱面镜进行线场照明,但这种方法在实验的光路调节中具有一定的难度。最常用的就是在准直器的平行光束后加入柱面镜,形成线光源。本文选择有近红外涂层的柱面镜,焦距为 $f=50\text{ mm}$ 。

3.2.2 干涉仪

谱域 OCT 成像系统是利用样品臂和参考臂反射回的干涉光来获得样品结构信息,而干涉光是通过迈克尔逊干涉仪或马赫泽德干涉仪获得,如图 3-6 为可用于自由空间型 OCT 系统的几种干涉结构。

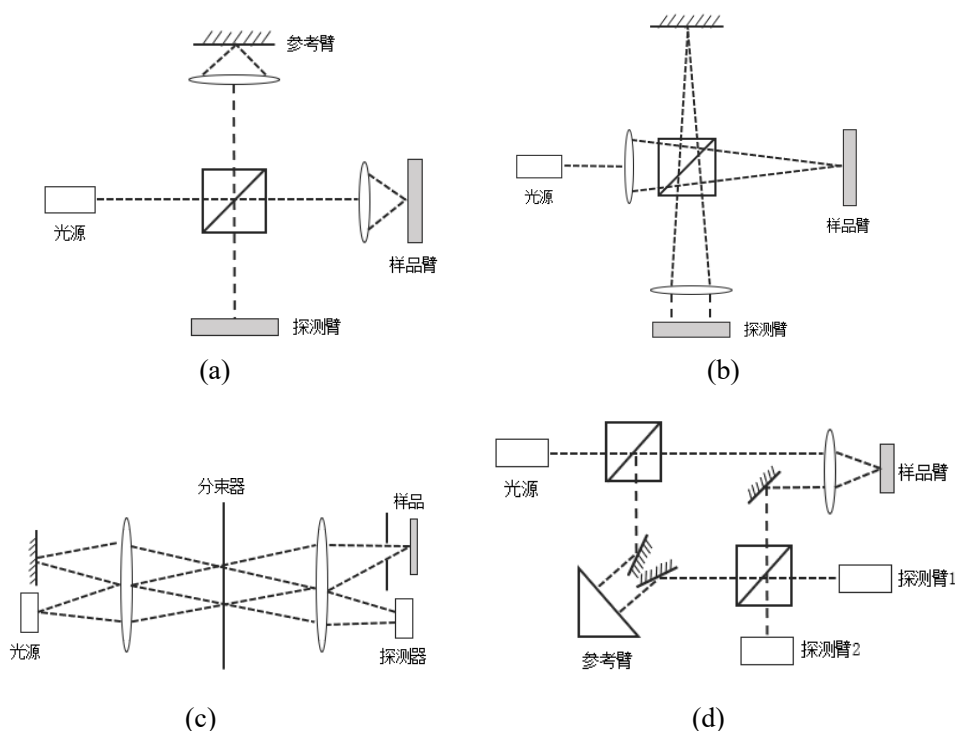


图 3-6 自由空间型 OCT 系统常用的干涉结构。(a) 迈克尔逊干涉仪的 Linnik 干涉构;
(b) 迈克尔逊干涉仪的 Michelson 干涉结构;(c) 紧凑型干涉结构;(d) 基于马赫泽德干涉仪干涉结构

图 3-6 (a) 为迈克尔逊干涉仪的 Linnik 干涉结构, 该结构要求在两臂分别使用一个聚焦物镜, 在聚焦物镜与反射镜和样品之间没有其他光学器件, 可以选择短焦距、大数值孔径透镜, 但两臂在空间的传播距离较长, 容易受实验周围环境的影响。图 3-6 (b) 为迈克尔逊干涉仪的 Michelson 结构干涉, 该结构只需一个聚焦物镜, 两臂的光路部分共路, 对外界环境干扰有一定抑制能力, 但聚焦物镜与反射镜和样品之间需要放置分束器, 因此需选择长焦距透镜, 限制了系统的横向分辨率, 且大孔径系统会引入较大的球差。图 3-6 (c) 为紧凑型干涉, 其所需光学器件少, 结构紧凑, 利于解决两臂散射和偏振不匹配问题, 适用于手持式扫描成像, 但在线聚焦大范围成像中不利于光学元件的灵活匹配。图 3-6 (d) 为基于马赫泽德干涉仪进行干涉, 其光路结构与调节稍复杂, 但在两臂汇聚处的分束镜处有两个干涉信号, 在一些应用中较为方便。

综上所述, 本文系统选用迈克尔逊干涉仪的 Linnik 结构干涉, 为了使两臂光束匹配进行干涉, 并控制系统光路成像时的球差和色差, 两臂选取同一参数的双胶合消色差透镜。另外, 对于生物组织等样品的后向反射光信号强度较弱, 两臂光强相差太大, 实验中需在参考臂中加入中性密度滤波片加以调节, 同时, 为了保证高斯型光束横向视场的灵敏度, 透镜通光孔径一般比照射在透镜前表面的光斑直径稍小, 最终选取型号为美国 Edmund Optics 公司的 #63-723, 透镜焦距为 $f=100\text{ mm}$, 有效通光孔径为 9 mm , 由(2-6)可得样品上线照明半宽为:

$$\Delta x = 0.61 \frac{\lambda_0}{NA} = 0.61 \times \frac{840}{\frac{6.5}{2/100}} \approx 15.8\mu\text{m} \quad (3-2)$$

3.2.3 中继系统和光谱仪

中继系统的设计目的是为增大干涉光束入射在光谱仪上的光斑直径, 从而提高光谱仪的分辨率, 进而增加系统成像深度。中继系统采用开普勒望远结构与样品臂和光谱仪中的聚焦透镜形成 $4f$ 系统, 使系统可以在两个方向上实现横向并行成像和光谱探测, 在光学透镜的选择中, 根据光谱仪的光谱分辨率, 主要考虑透镜的焦距, 使系统具有合适的放大率, 同时因系统使用的光学透镜较多, 还需考虑透镜的像差。中继系统两透镜的共焦点, 为了抑制杂散光, 通常会放入狭缝, 避免伪影的产生。最终选取的两透镜焦距分别为 $f_3=35\text{ mm}$, $f_4=200\text{ mm}$ 。

光谱仪的主要结构有光学准直元件、光栅、聚焦透镜和成像元件, 典型结构如图 3-7 所示。本文中的光学准直元件由中继系统代替, 产生平行光束入射光栅, 光栅将宽带光中不同的光谱分量以不同的角度出射, 最后干涉光谱由聚焦透镜会聚

在成像元件接收。光谱仪主要考虑光谱分辨率和光谱采样率两个参数。

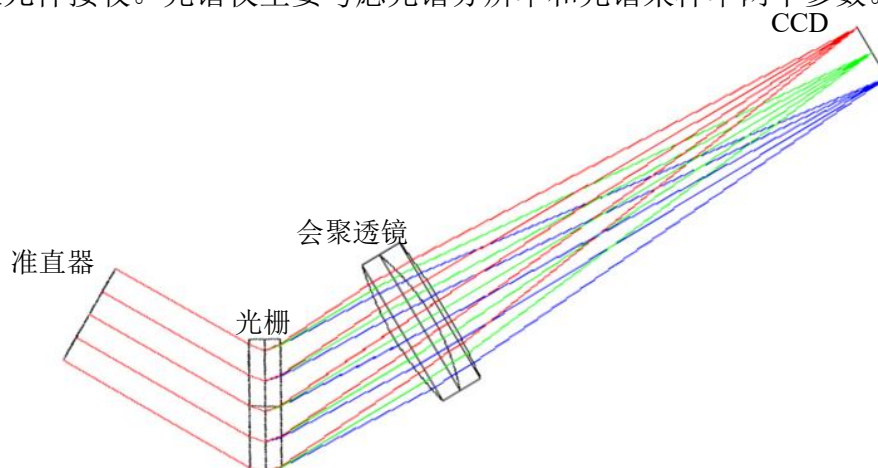


图 3-7 典型光谱仪结构图

假设准直后的平行光束直径为 D ，以 θ_0 角度入射光栅，不同波长经光栅衍射后的衍射角为 θ ，衍射级次为 m ，光栅的线对数为 d ，根据光栅方程：

$$d(\sin \theta_0 + \sin \theta) = m\lambda \quad (3-3)$$

可知中心波长的衍射角满足 $2d \sin \theta_0 = m\lambda_0$ 。对上式两边进行微分可得：

$$\frac{d\theta}{d\lambda} = \frac{m}{d \cos \theta} \quad (3-4)$$

当使用焦距为 f 的聚焦透镜对衍射光束进行会聚时，其焦点处的成像元件上线色散为：

$$\frac{dl}{d\lambda} = f \frac{d\theta}{d\lambda} = f \frac{m}{d \cos \theta} \quad (3-5)$$

由于宽带光源的波长范围不大，可以用中心波长的衍射角 θ_0 代替 θ ，光栅对不同波长的色散在成像元件上可认为均匀分布，根据瑞里判据，光栅的光谱分辨率为：

$$\delta_r \lambda = \frac{\lambda}{mN} = \frac{\lambda}{m(D / \cos \theta_0 d)} = \frac{\lambda \cos \theta_0 d}{mD} \quad (3-6)$$

其中 N 为平行光束照射光栅的刻线数。由此说明，光栅的光谱分辨率与波长、衍射级次和光斑范围的刻线数有关，衍射级次 m 一般取 1，为了增大光斑内的光栅

刻线数，尽量选取光栅刻线间距小的光栅。

常用的成像元件如 CCD、CMOS 等，都具有一定的尺寸大小，由像元大小和光栅线色散可得像素尺寸 p 决定的光谱采样率为：

$$\delta_s \lambda = p \frac{d\lambda}{dl} = \frac{pd}{mf(d/\cos\theta_0)} = \frac{pd \cos\theta_0}{mf} \quad (3-7)$$

由上式可知，为了提高光谱仪的光谱采样率，需选择长焦距的会聚透镜和像元较小的成像元件。但会聚透镜的衍射效应使得成像元件上的理想像点变为衍射光斑，大小可表示为 $2w = \frac{4\lambda f}{\pi D}$ ，当光斑大小比像元尺寸大时，会产生信号串扰，为达到最佳的光谱分辨率和衍射效率，设计光谱仪的分辨率略高于采样率，衍射光斑略小于光谱采样率，由此可得关系式为：

$$\begin{cases} \delta_r \lambda \leq \delta_s \lambda \Rightarrow p \leq \frac{\lambda f}{D} \\ 2w \leq p \Rightarrow p \leq \frac{4\lambda f}{\pi D} \end{cases} \Rightarrow \frac{\lambda f}{D} \leq \frac{\pi p}{4} \quad (3-8)$$

上式表明了光谱仪各器件间的参数关系，为光学元件的选择提供了依据。

首先选定光栅，除考虑光栅的通光孔径和刻线间距外，高的光栅衍射效率对于光谱仪的光学传输效率的提高至关重要，同时还需要了解光栅对于 s 和 p 偏振光的传输效率曲线，光束传输过程中，偏振态或各偏振强度的改变，也会对干涉光谱的强度探测产生影响。衍射光栅可分为透射式光栅和反射式光栅，两者都满足光栅方程，对光束的衍射遵循相同的规律，只是衍射光栅的入射光和衍射光位于光栅面的两侧，反射衍射光栅位于同一侧，但反射式刻线闪耀光栅对于两种偏振态的衍射效率有较大的差别。在本文中选用了 Wasatch photonics 公司的体相位全息光栅，中心波长为 840 nm，闪耀角为 $\theta_0 = 30.3^\circ$ ，刻线间距为 $d = 1/1200$ mm，如图 3-8 为光栅的衍射效率图，可看出，在所选光源的宽带光谱范围内，衍射效率变化不大。

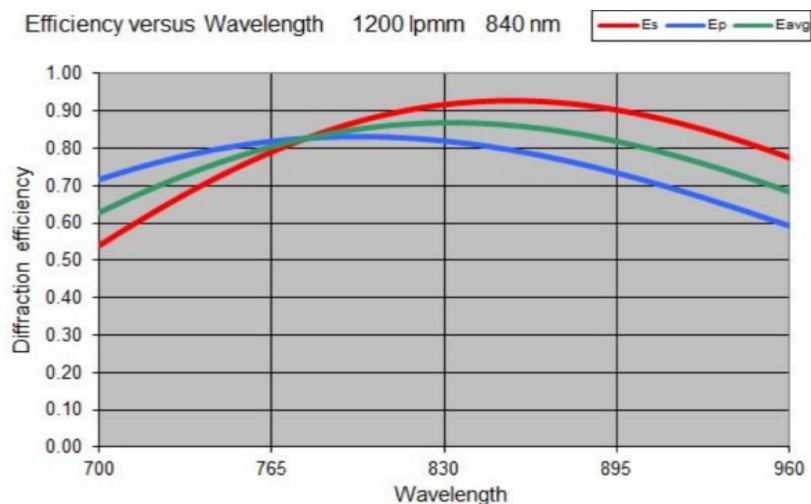


图 3-8 光栅波长衍射效率曲线

会聚透镜为焦距 $f=100\text{ mm}$ 的双胶合透镜，基于实验室的实际情况，实验搭建中选用的面阵相机为 WP-UC200M，其产品参数如表 3-1 所示，光谱响应曲线如图 3-9 所示，可看出相机对于可见光的响应度较高，实验中需用滤光片（Edmund Optics，#86-069）进行滤波，减少噪声。

表 3-1 相机产品参数

参数	参数值
像元数量	1920×1200
像元尺寸	5.86 微米
帧率	40 帧/秒
光谱响应	380nm~650nm
ADC 位数	12bit

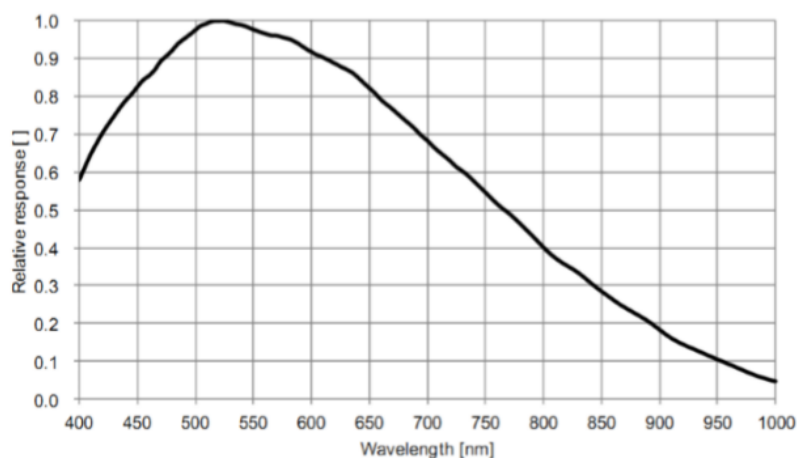


图 3-9 相机光谱响应曲线

根据所选仪器参数，可得衍射光斑大小为：

$$2w = \frac{1.22\lambda_0 f_{L5}}{D_g \cos \theta} = \frac{1.22 \times 840nm \times 100mm}{21.7mm \times \cos 30.3^\circ} \approx 5.5\mu m \leq p \quad (3-9)$$

光栅的光谱分辨率为：

$$\delta_r \lambda = \frac{\lambda_0}{mN} = \frac{\lambda_0 d}{mD_g} = \frac{840nm \times \frac{1}{1200} mm}{1 \times 21.7mm} \approx 0.032nm \quad (3-10)$$

光谱采样率为：

$$\delta_s \lambda = p \frac{d\lambda}{dl} = \frac{pd \cos \theta}{mf} = \frac{5.86\mu m \cdot \frac{1}{1200} mm \cdot \cos 30.3^\circ}{1 \times 100mm} \approx 0.042nm \quad (3-11)$$

系统的理论成像深度为：

$$z_{\max} = \frac{\lambda_0^2}{4\delta_s \lambda} = \frac{840^2 nm}{4 \times 0.042nm} \approx 4.2mm \quad (3-12)$$

3.3 系统的控制

线聚焦谱域 OCT 系统控制包括相机控制、数据采集和处理。面阵相机通过 USB 3.0 接口连接计算机，利用 MATLAB 软件编程调用控制面阵相机，并完成对干涉光谱的数据采集，同时基于 MATLAB 软件编程对干涉光谱信号进行优化处理显示，为使系统处理简洁、操作简单，基于 MATLAB 的 GUI 界面将数据采集窗口与数据处理窗口集成于一个界面操作显示，图 3-10 为利用 MATLAB 软件的 GUI 界面实现的系统控制界面。

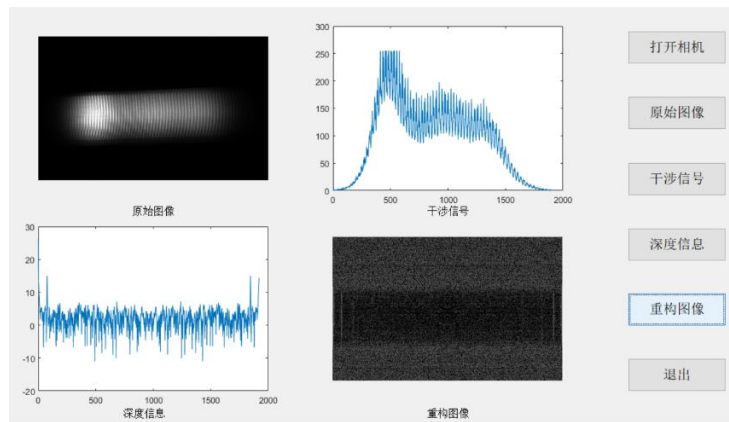


图 3-10 系统控制界面

3.4 本章小结

本章设计了一套中心波长为 840 nm 的线聚焦谱域 OCT 成像系统，并从宽带光源、干涉仪结构、中继系统和光谱仪四个方面对系统进行详细分析、设计和选择光学器件，根据器件参数计算得到该系统的理论轴向分辨率为 6.2 μm ，横向视场为 9 mm，成像深度为 4.2 mm，最后基于 MATLAB 软件的 GUI 截面对系统的控制界面做了介绍。

第四章 线聚焦谱域 OCT 系统结构建模

为了能够提高系统的成像质量，并为实际环境中的实验提供一定的理论指导，本章利用 ZEMAX 的序列和非序列模式，对上一章所设计系统的线聚焦照明成像、样品成像与整体系统进行建模仿真，分析系统光路成像质量，验证光路的可行性，并对实验搭建做出合理性指导，从而节约成本。

4.1 线光源照明及成像仿真分析

线聚焦谱域 OCT 系统利用柱面镜产生线光源照明样品，并经过成像光路成像于面阵相机，成像光路为从样品到相机的所有光路，包括样品臂，中继系统和光谱仪。线照明的半宽度越宽，说明光斑扩散越严重，降低了相机所探测到的光强度与横向分辨率，线照明长度是系统横向并行探测视场的主要影响因素，因此柱面镜与成像光路中光学元件通光孔径、焦距、对光线的聚焦能力等参数，严重影响系统并行探测方向的横向视场和横向分辨率，本节利用 ZEMAX 软件的序列模式，对照明样品的线聚焦光束及其成像光束进行仿真分析。

准直器输出的平行光束，经柱面镜和样品臂透镜线聚焦照明样品后原路返回，进入中继系统，经光谱仪会聚透镜缩放后成像于面阵相机。在 ZEMAX 序列模型中，光线严格遵循一定的序列次序通过每一个光学表面，并且只通过一次，因此在仿真建模光路中，利用相同的两个样品臂双胶合透镜来模拟实际光线的原路返回。仿真建模中光学元件的标注与第三章原理结构图相同，建模系统主要包括柱面镜、样品臂、中继系统和光谱仪中的会聚透镜，准直光束直径设置入瞳孔径为 6.5 mm，波长设置为 810 nm、830 nm、860 nm，根据第三章系统设计所选光学元件，输入镜面参数，如图 4-1 为线照明成像光路图。

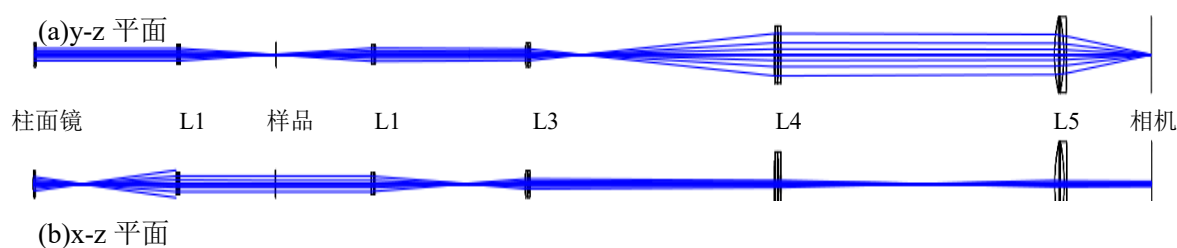


图 4-1 线聚焦照明成像

由上图可看出，平行光经柱面镜和样品臂会聚透镜后，在样品臂聚焦为沿 x 方向的线照明。根据系统光学设计可知，理论横向视场取决于样品臂中双胶合透镜的

有效通光孔径, 为 9 mm, 系统的放大率为 0.3, 计算得面阵相机处并行横向视场为 2.7 mm, 图 4-2 为样品位于焦点与离焦时样品表面与像面的线聚焦照明点列图, 由图 4-2(a)、(b)可以看出在样品表面和像面, 线聚焦能量集中的线长约为 9.4 mm, 2.9 mm。线照明点列图中心黑圈为显示的艾里斑, 放大至图片右上角, 样品焦点处艾里斑半径大小为 $6.499\text{ }\mu\text{m}$, 由图 4-2(a)可看出, 照明样品的三个波长都有很好的聚焦度, 照明半宽度约为 $13\text{ }\mu\text{m}$, 符合系统设计的并行横向分辨率 $15.8\text{ }\mu\text{m}$ 。调节样品离焦 2 mm 时, 由图 4-2(c)、(d)可看出光斑扩散明显, 线聚焦照明及成像的半宽度明显增大, 线照明半宽度大于 $15.8\text{ }\mu\text{m}$, 因此在层析成像实验中, 随着样品平面与焦平面的距离增大, 相机探测到的横向分辨率随之下降。

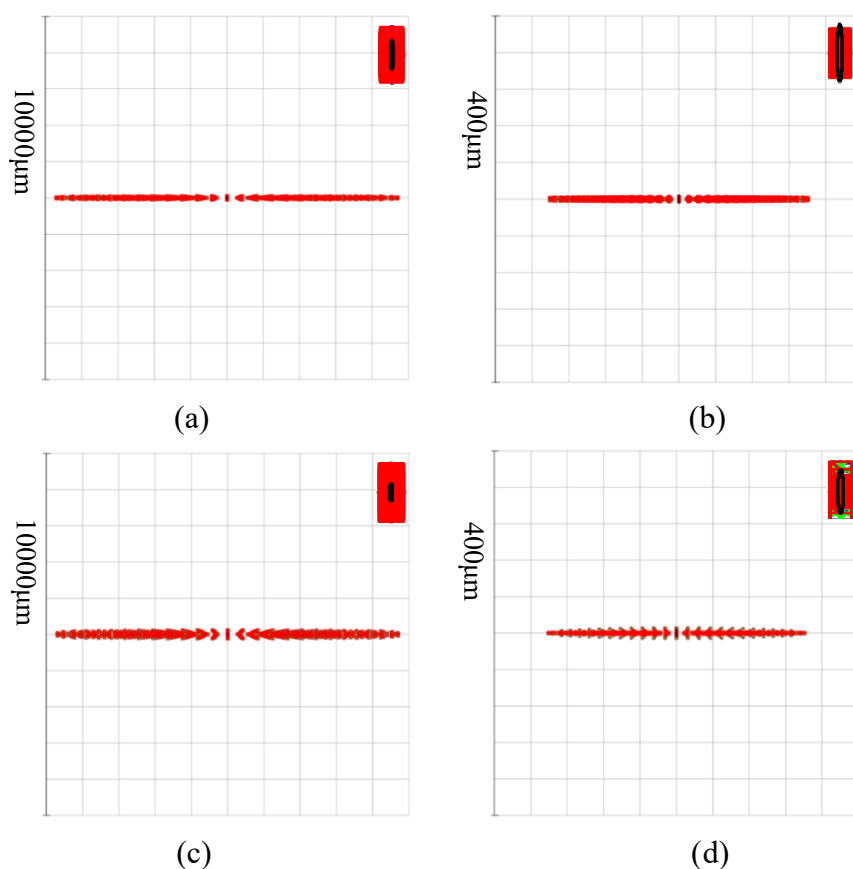


图 4-2 线聚焦照明点列图。(a) 焦点处样品表面线聚焦点列图; (b) 焦点处像面线聚焦点列图; (c) 离焦处样品表面线聚焦点列图; (d) 离焦处像面线聚焦点列图

4.2 样品成像仿真分析

成像光路中光学透镜的参数和成像质量, 对于线聚焦样品系统中信号串扰、成像分辨率等会产生影响, 本节通过 ZEMAX 的序列模式对线聚焦样品的后向散射光通过成像光路进行建模仿真, 并利用点列图进行成像分析。

理想成像中, 根据系统的放大率 0.3, 折合物方数值孔径为 0.0135, 根据公式 (2-6) 可得, 并行方向的横向分辨率为:

$$\Delta x = \frac{0.61\lambda_0}{NA} = \frac{0.61 \times 840}{0.0135} \approx 38\mu m \quad (4-1)$$

照明数值孔径为 0.0325, 由公式 (2-8) 可得光谱扫描方向的衍射受限分辨为:

$$\Delta x = \frac{0.37\lambda_0}{NA} = \frac{0.37 \times 840}{0.0325} \approx 10\mu m \quad (4-2)$$

在成像光路中, 为避免畸变和信号串扰, 线聚焦照明光在并行探测方向上要求是准直的, 经光栅衍射光束在光谱探测方向必须是准直的, 因此样品成像仿真光学系统设定在 y-z 平面, 即 y-z 平面为系统光谱探测方向, 通过 y、z 坐标调节系统光学元件的位置, 线照明样品沿 x 方向, 选择视场方式为物高, 在 x 视场设置样品轴上、0.3 视场、0.7 视场和边缘视场处物高, 图 4-3 为 9 mm 线聚焦照明样品成像光路仿真模型, 其中图 4-3 (a) 为光谱分光 (x-z) 方向, 将其绕 z 轴旋转 90° 如图 4-3 (b) 为线照明并行成像方向。

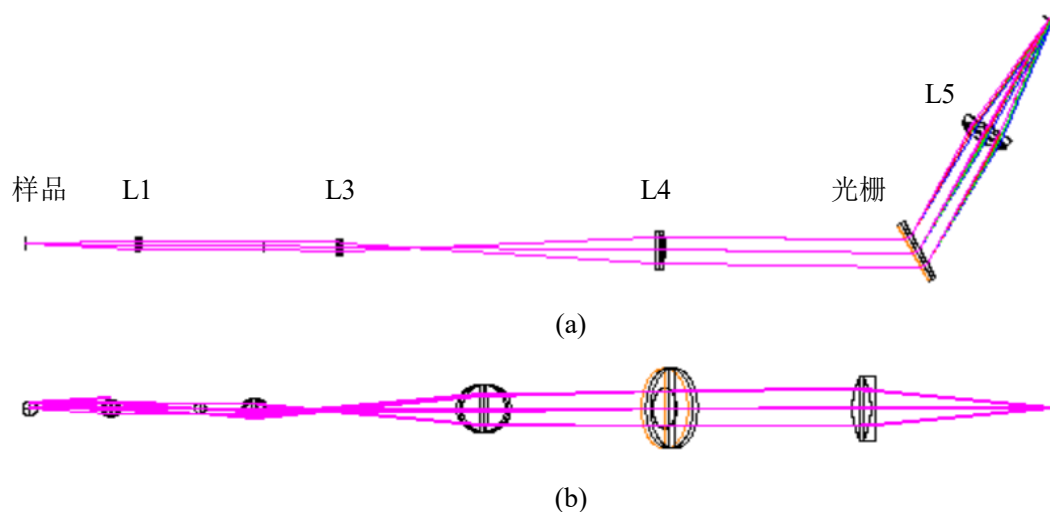
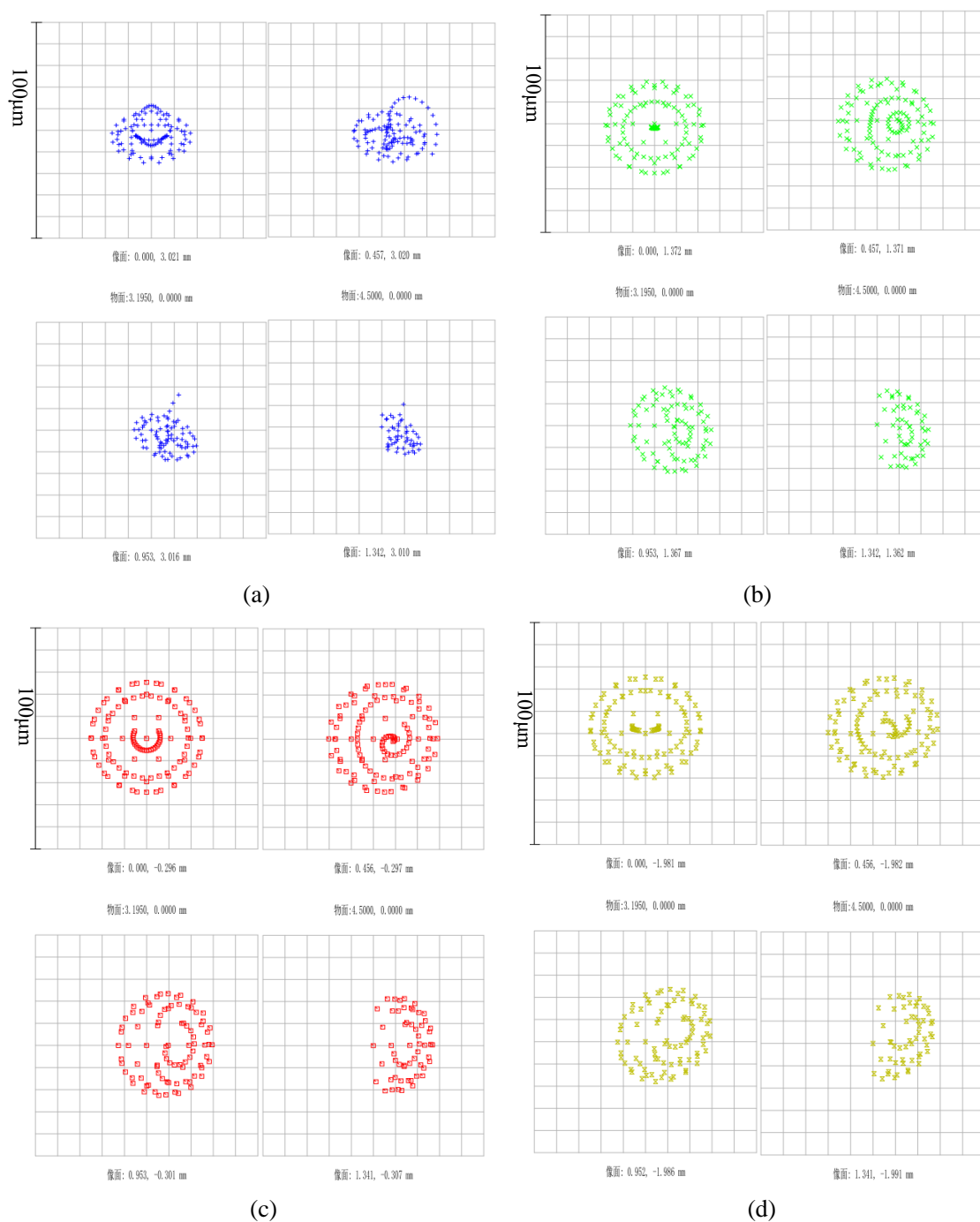


图 4-3 9mm 线聚焦照明样品成像光路图。(a) 光谱分光(x-z)方向; (b) 线照明并行成像方向

在成像光路的 4f 系统中, 双胶合透镜均为正光焦度, 存在一定的像面弯曲, 应将成像面调离焦平面位置, 以平衡各视场的成像质量, 为同时评估光谱分光和并行成像两个方向的成像质量, 选取了光源的 5 个特征波长, 即 819 nm, 831 nm, 843 nm, 855 nm, 867 nm。采用点列图 (Spot Diagram) 中的均方根 (Root Mean Square, RMS) 半径点列图描述各波长在不同视场的成像质量, 利用 ZEMAX 模拟物体, 通过计算, 将物体上若干个点经过实际系统后, 由于球差、慧差、像散、场

曲和畸变等像差的影响,成像为弥散斑的情况实际绘制出来,均平方根半径的值可以反映一个典型的弥散斑的大小,以定量的反映这个系统实际的斑点大小。



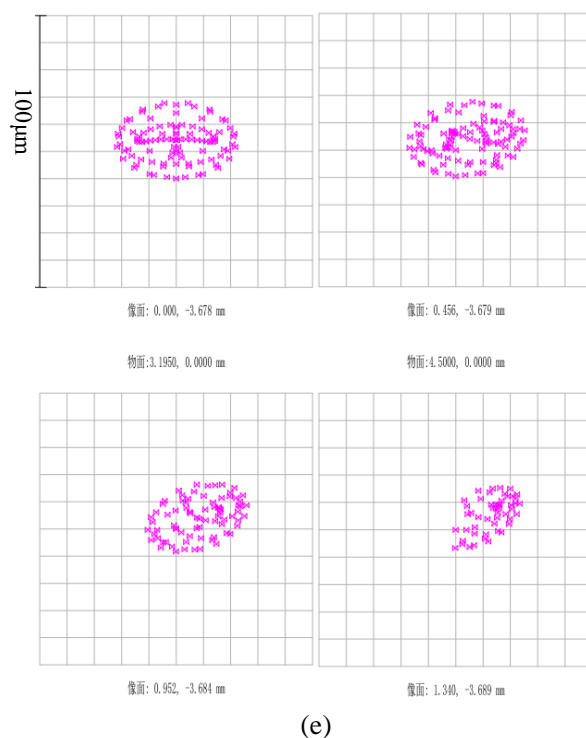


图 4-4 各波长在不同视场点列图。(a) 819 nm 波长在不同视场点列图；(b) 831 nm 波长在不同视场点列图；(c) 843 nm 波长在不同视场点列图；(d) 855 nm 波长在不同视场点列图；(e) 867 nm 波长在不同视场点列图

如图 4-4 为经过调焦后，5 个波长在不同视场的点列图。可以看出，5 个波长在各视场中，最大的 RMS 分别为 $11.904\ \mu\text{m}$ 、 $17.831\ \mu\text{m}$ 、 $21.294\ \mu\text{m}$ 、 $20.558\ \mu\text{m}$ 和 $16.836\ \mu\text{m}$ ，大于所选择相机像元大小，实际成像中会造成一定的信号串扰，降低光谱仪分辨率。根据阿贝余弦条件和系统总放大率 0.3 可估计，对应物面的并行成像横向分辨率约为 $39.68\ \mu\text{m}$ 、 $59.437\ \mu\text{m}$ 、 $70.98\ \mu\text{m}$ 、 $68.53\ \mu\text{m}$ 、 $56.12\ \mu\text{m}$ 。可以估计系统并形成像方向的横向分辨率的范围为 $39.7\ \mu\text{m}\sim 70.1\ \mu\text{m}$ ，考虑其理论值为 $38\ \mu\text{m}$ ，由系统像差引起的分辨率降低为可接受范围内。光谱扫描方向为共焦成像，横向分辨率将小于线照明的半宽度 $15.8\ \mu\text{m}$ 。

4.3 线聚焦谱域 OCT 系统光学成像仿真及分析

线聚焦谱域 OCT 系统的核心为迈克尔逊干涉仪，为了验证所设计光学系统对干涉光谱成像的合理性，本小节利用 ZEMAX 非序列模式，对系统的干涉能力和干涉后的光谱探测进行模拟分析，选取这种方式的原因为，使用 ZEMAX 序列模式的多重结构，至少需要 20~30 行透镜参数编辑，比较复杂，并且不能利用探测追迹光线。

4.3.1 线聚焦谱域 OCT 系统干涉模拟

当迈克尔逊干涉仪中样品臂和参考臂之间没有光程差时，探测器上无干涉图样，本系统仿真中，在两臂放置两个相同的平面反射镜，微倾斜样品臂平面反射镜，使两臂之间存在微小光程差，形成空气劈尖，构成等厚干涉条件，以定量的方式验证系统是否具有良好的干涉能力。

当平行光束垂直照射劈尖时，对于楔角边缘厚度为 e 的两个干涉光路光程差可表示为：

$$\delta = 2ne + \frac{\lambda}{2} \quad (4-3)$$

其中， n 是劈尖中介质的折射率。产生明暗相间条纹的条件为：

$$\begin{aligned} \text{明条纹: } \delta &= 2ne + \frac{\lambda}{2} = j\lambda, j = 1, 2, 3, \dots \\ \text{暗条纹: } \delta &= 2ne + \frac{\lambda}{2} = (j + \frac{1}{2})\lambda, j = 0, 1, 2, 3, \dots \end{aligned} \quad (4-4)$$

由上式计算可得，两个相邻暗条纹在楔角上对应的厚度差为：

$$\Delta e = \frac{\lambda}{2n} \quad (4-5)$$

Δe 为楔角厚度差。则干涉光中的亮条纹数可以表示为：

$$N = \frac{e}{\Delta e} = \frac{e}{\lambda/2n} = \frac{2nh}{\lambda} \quad (4-6)$$

式中 N 为一个楔角所对应的亮条纹数。在 ZEMAX 模拟干涉中，倾斜样品臂的平面反射镜，会产生两个互为对角的两个楔角，所以，仿真中探测上的亮条纹数 N' 为：

$$N' = 2N \quad (4-7)$$

系统的干涉仿真验证分析中，可在光谱仪前设置探测器，即双胶合透镜 L3 的后焦点处，因此干涉验证仿真模型中没有透镜 L4、L5 和光栅，光源采用高斯光源出射的平行光来代替准直器产生平行光束，设置光束大小为 6.5 mm，透镜的参数仍按所选取的光学元件进行设置，建模中透镜两面镀有 I99 增透膜，分束器一面镀

有 I50 膜，探测器选择矩形探测器，设置 x、y 方向半宽与像素参数，注意非序列中物体坐标位置的是相对于所选取的参考物，M 为平面反射镜，其他标注与图 3-2 相同，系统干涉模型如图 4-5 所示。

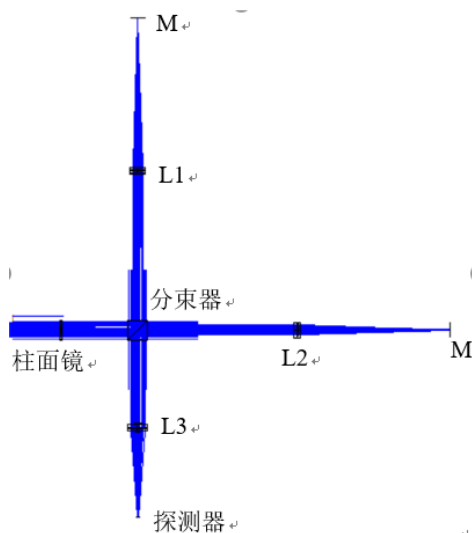
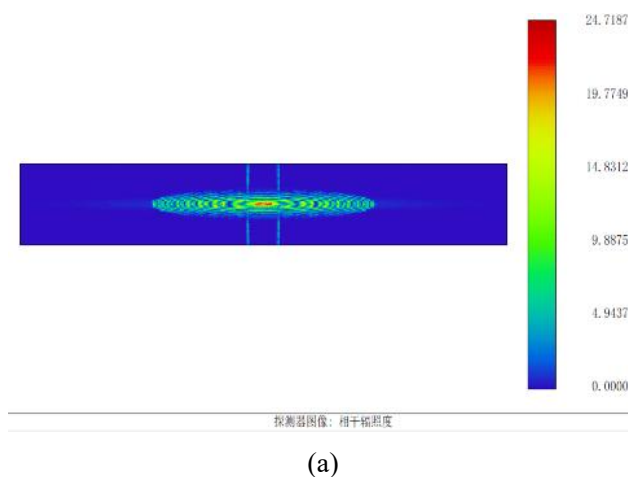
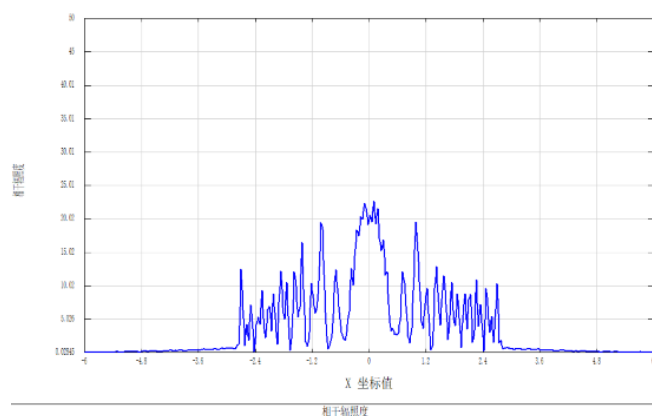


图 4-5 系统干涉仿真图

图 4-6 为干涉仪中两臂反射镜相互垂直时，探测器上系统相干照度的光斑图和强度图。所得结果均是在光滑度为 1，光源光功率为 1W，追迹光线为 10 万的条件下获得。从图中可看出，两臂理论光程差为 0，探测器上没有干涉条纹，由相干照明的强度图可看出，透镜 L3 焦点处的线聚焦长度约为 5.6 mm，根据样品臂透镜 L1 与中继系统透镜 L3 间焦距比产生的放大率可得，探测器处线聚焦的理论长度为 5.4 mm，从而进一步验证了系统并行成像横向视场的正确性。





(b)

图 4-6 光程差为零时相干图。(a) 相干照度图；(b) 相干强度图

本系统中，样品的线照明沿 x 方向，将样品臂的平面反射镜沿 x 轴微倾斜时，探测器上看到的明暗条纹，无法计算条纹数目，因此，将样品臂的平面反射镜沿 y 轴倾斜微小角度进行计算，当倾斜角度为 0.02° 时，计算可得亮条纹数为：

$$N' = 2N = \frac{2 \times 1 \times \sin(0.02) \times 4.5}{0.84 \times 10^{-3}} \times 2 \approx 8 \quad (4-8)$$

如图 4-7 为将样品臂平面反射镜沿 y 轴倾斜 0.02° 所得模拟图，条纹数目与理论基本一致，且干涉效果明显。

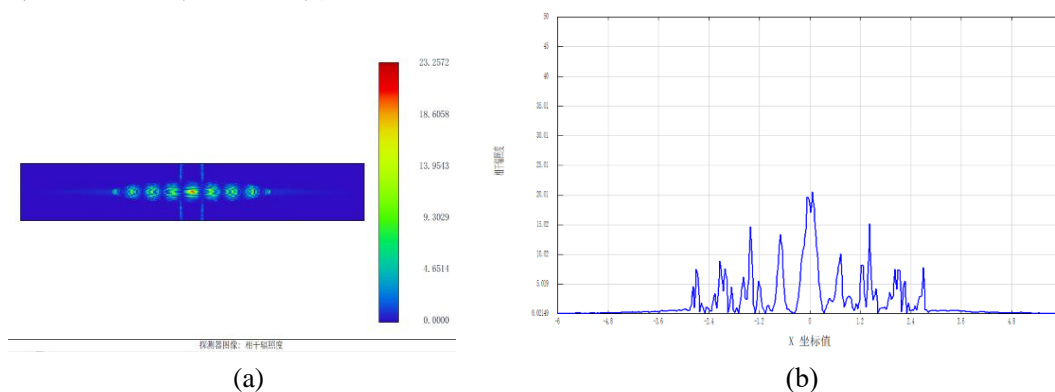


图 4-7 系统等倾干涉图。(a) 相干照度图；(b) 相干强度图

以上均为单波长仿真，实际光源为宽带光源，与线照明样品成像仿真相同，在 ZEMAX 波长设置中取半高宽中 819 nm, 831 nm, 843 nm, 855 nm, 867 nm 的 5 个特征波长，如图 4-8 为宽带光源的干涉模拟结果。可看出，由于系统的干涉效果仍非常明显，至此验证了设计系统具有良好的干涉能力。

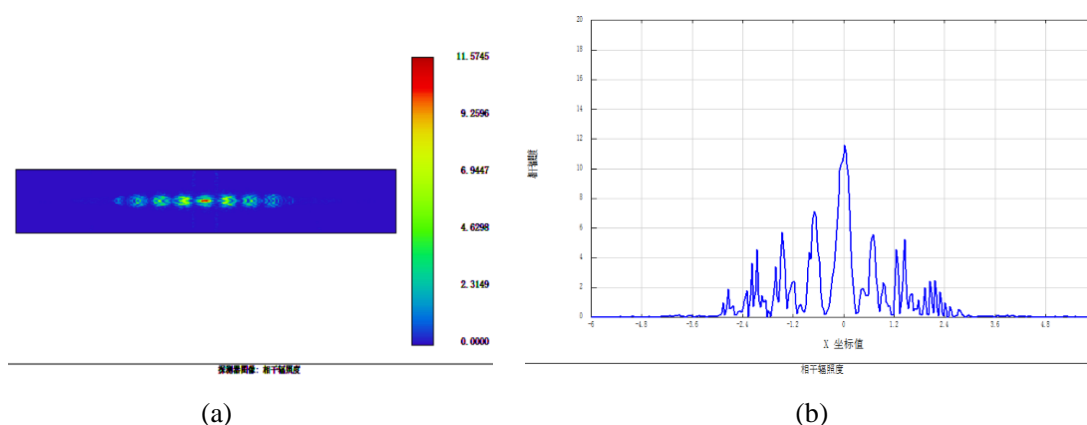


图 4-8 宽带光源等倾干涉图。(a) 相干照度图；(b) 相干强度图

4.3.2 线聚焦谱域 OCT 系统成像干涉光谱模拟

在线聚焦谱域 OCT 成像系统中，光谱仪中光栅的分光能力与相机的像元大小选型对干涉光谱探测和进行傅里叶变换的数据处理至关重要，因此，本节将干涉系统和光谱仪整体系统结合进行仿真，模拟线聚焦谱域 OCT 系统的干涉光谱，并进行分析

仿真系统中，光源输出平行光的设置与仿真验证干涉相同，其他光学元件参数依据第三章光学设计所选器件，光学元件标注与光路结构的原理如图 3-2 所示。采用平面反射镜来模拟层析成像中样品二维截面，并微移样品臂的平面反射镜与参考臂产生光程差。系统的成像干涉光谱模拟结构如图 4-9 所示。

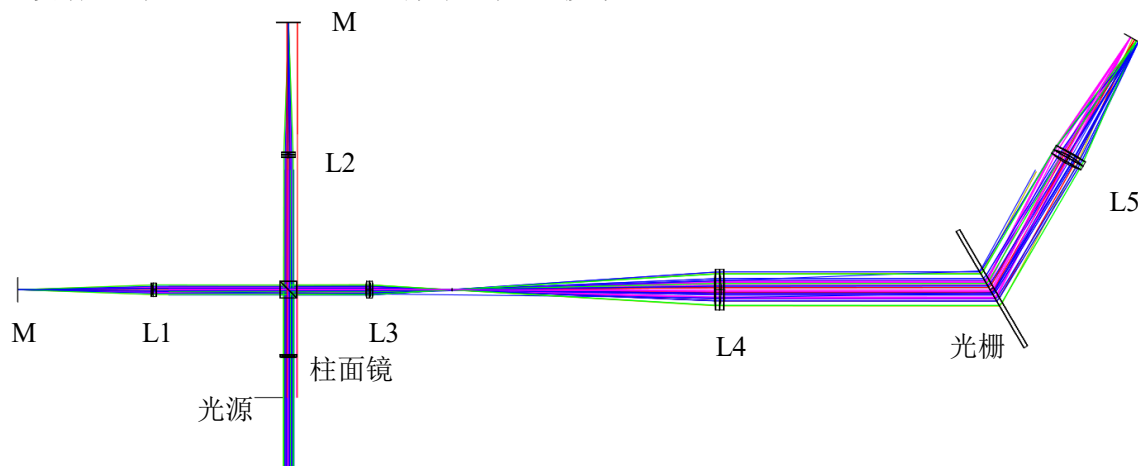


图 4-9 系统的成像干涉光谱模拟结构

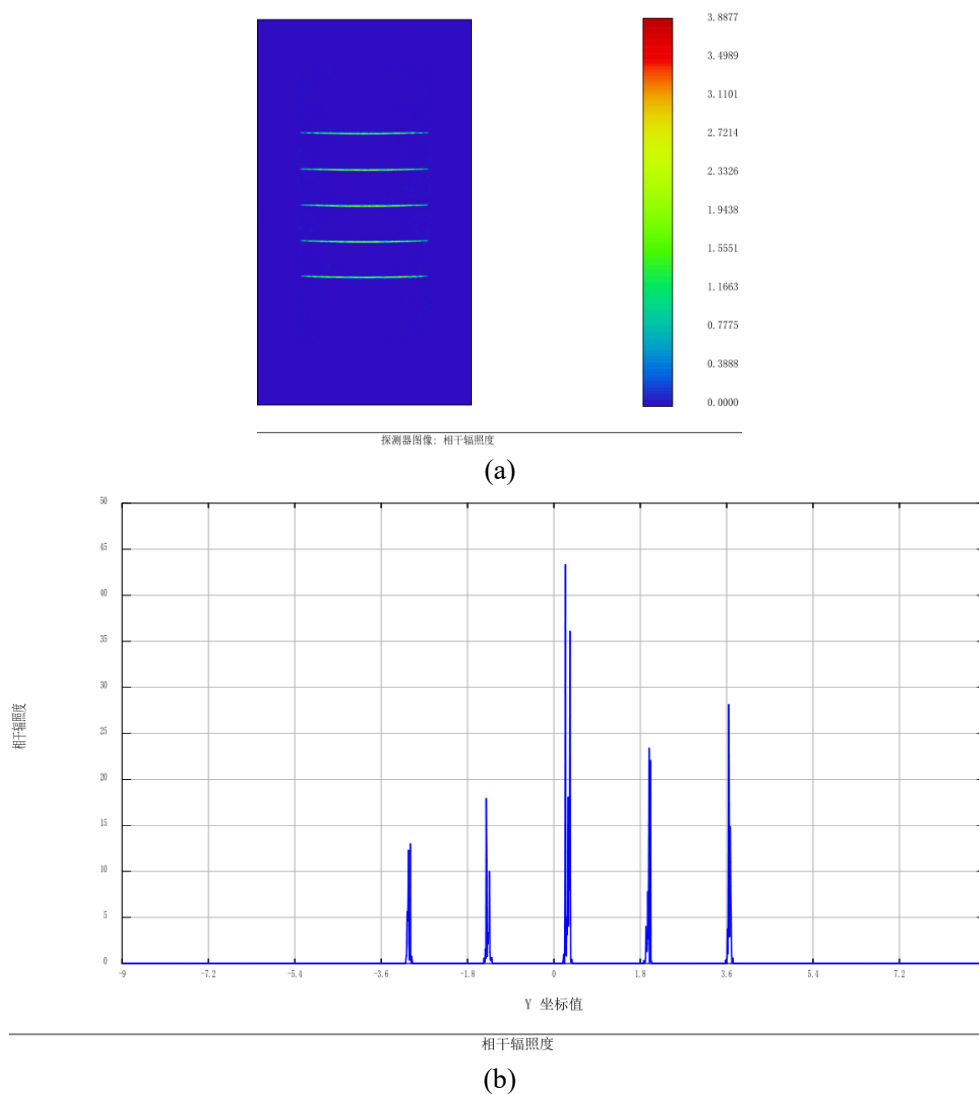


图 4-10 1mm 光程差处系统干涉光谱。(a) 干涉光谱图；(b)干涉光谱列截面图；(c) 1 mm 光程差处干涉光谱列截面图

如图 4-10 为两臂平面反射镜光程差相差 1 mm 时，矩形探测器处即实验中相机面接收到的干涉光谱图。由图 (a) 可以看出，光谱仪对横向并行探测方向并没有太大影响，所探测横向并行信号为一条明亮直线，因此实验中相机所探测到的干涉光谱应为沿波长分光方向明暗相间的干涉条纹。由图 (b) 可看出，当采用高斯光源进行建模仿真时，系统所接收的干涉光谱沿波长分光方向的强度受光源包络调制，呈高斯形分布，并且光谱仪对于 810 nm ~ 870 nm 的波长近似线性采样，且分布宽度约 6.8 mm，与理论线色散得宽度 7 mm 基本吻合。至此，验证了本设计采用线聚焦对干涉光谱探测设计的合理性。

4.4 本章小结

本章利用 ZEMAX 软件对系统的光路结构进行仿真分析，基于 ZEMAX 的序列模式对柱面镜线聚焦横向范围、样品经成像光路后的几何像差进行仿真分析，基于非序列模式对整个系统进行仿真，通过对系统的干涉能力、干涉光谱进行建模仿真，说明所设计系统的可行性。

第五章 成像实验与数据分析

线聚焦谱域 OCT 系统不需要机械扫描,可直接对样品二维断面成像,由上一章的仿真可知,系统光路中光学元件的调节影响了系统的分辨率、信噪比等性能。并且干涉信号中包含了直流项、镜像等干扰信号,需通过后续的数据处理,提高图像成像质量。本章首先介绍了实验搭建过程中的问题及处理方法,然后利用 MATLAB 软件建模分析干涉信号,提出数据处理方法及流程,最后基于搭建系统对反射镜、硬币等样品通过实验进行二维成像处理与分析,并测得系统性能参数。

5.1 实验系统搭建

通过系统的光路设计、光学元件选择与仿真,可得出各光学元件的摆放位置和调试方向,并根据所得的参数和需求,对系统进行搭建和调试。由于系统选用的为中心波长为 840 nm 的不可见近红外光源,为了方便光路调节,在实验调节光路中,采用红光光源辅助调节,整体光路调节可大致分为三个步骤:

1、红光调试确定光源模块、干涉模块、中继系统光学元件的相对位置

首先根据光路设计考虑实验台布局,确定光源系统位置与高度,可将准直器固定于光学平台螺旋孔中心,方便定标。利用红光光源聚焦透镜、光阑和导轨调节准直器光路水平,将导轨固定于光学平台,同时前后移动聚焦透镜与光阑,使得聚焦光斑始终刚好通过光阑中心,以使准直器的出射光束平行于光学平台。

根据系统光学结构设计与光学元件参数,确定干涉模块和中继系统的光学元件位置。光路调节中,确定每一个光学元件位置与高度前,在光路中放置一个光阑以便调节元件使其与准直器光束同轴。将干涉仪两臂的反射镜置于平移台上,方便之后微调以便寻找等光程点,并分别调节两臂反射镜的俯仰角,使入射光斑与反射光斑重合,光路原路返回,并在分束镜出射面观察调节两路光重合,得到完整干涉信息。

2、变换光源

由于光栅对于不同的波长衍射角度不同,光路调好后,换上实验 SLD 光源输出平行光,首先利用红外激光检测卡(上海科炎光电技术有限公司,HT582)对系统已搭建模块光学元件进行微调,使光路更好聚焦。

将光栅置于旋转台上,利用检测卡确定光谱仪器件位置与高度,连接相机于电脑显示,调节相机使其完整接收干涉光谱并位于像面中心,注意调节时使用光源的低功率,同时在实验中使用光纤衰减器和中性密度滤波片衰减光源光功率,以防损

坏相机。

3、等光程点与光谱仪调节

在寻找等光程的过程中，首先将两臂的光程差调整在 1 cm 范围内，然后通过平移台，对参考臂的反射镜进行微调，在透镜 L3 的前表面处放置荧光片，观察荧光片上光信号的强度，直至接收到的光信号相对强度最大，即为等光程位置。在红光光源光路调节的基础上，将旋转平移台旋转 30.3 度，并使系统光源准直光束入射光栅中心，调节光谱仪会聚透镜，利用面阵相机接收一级衍射光。

至此，完成了系统实验的光路调节，下图 5-1 为系统实物图。

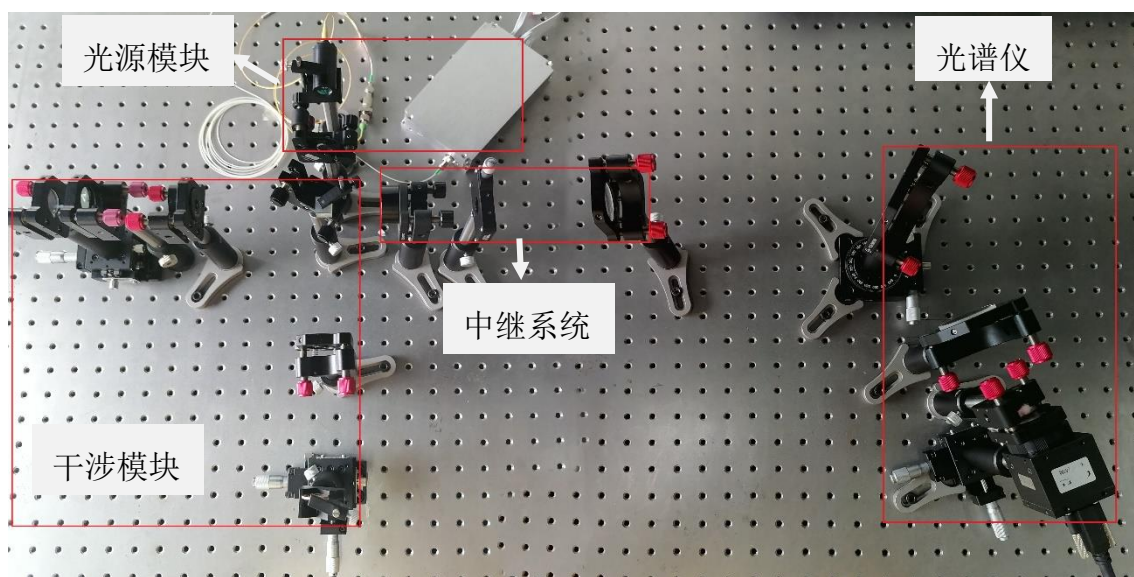


图 5-1 线聚焦谱域 OCT 系统实物图

5.2 数据处理流程及具体方法

线聚焦谱域 OCT 系统和传统点扫描谱域 OCT 系统的原理相同，只是采用线聚焦照明代替点照明，利用面阵相机代替线阵相机，一次性获得照明线上多个点的样品数据，因此，在后续的数据处理中可以采样相同的流程和方法，对数据进行优化处理提高样品二维图像的成像质量。

5.2.1 去背景噪声

由第二章的分析可知，探测信号中的噪声主要包括直流项（光源的背景噪声）和自相关项，这两项的存在，使得图像的信噪比降低，因此在进行傅里叶变换前，需要对噪声进行去除，常用的方法主要有以下三种：

- 1、遮挡光路法：分别遮挡样品臂和参考臂，单独测量两臂信号，即分别为直

流项和自相干项，从干涉光谱信号中减去这两项，剩余的采集信号即为干涉项。

2、数据平均法：由谱域 OCT 的探测信号表达式 (2-1) 可知，干涉信号是由一系列余弦分量叠加而成，而生物组织是多层不均匀的，因此信号余弦项为随机信号，对于一幅 B-scan 图像做平均余弦项结果趋于零，剩下的常数项即为噪声项，在每一个 A-scan 信号中减去平均值，即可去除噪声。

3、一步移相法：利用移相器同时采集两幅图像，其相位相差 π ，由公式 (2-1) 可得，移相后的图像干涉信号可表示为：

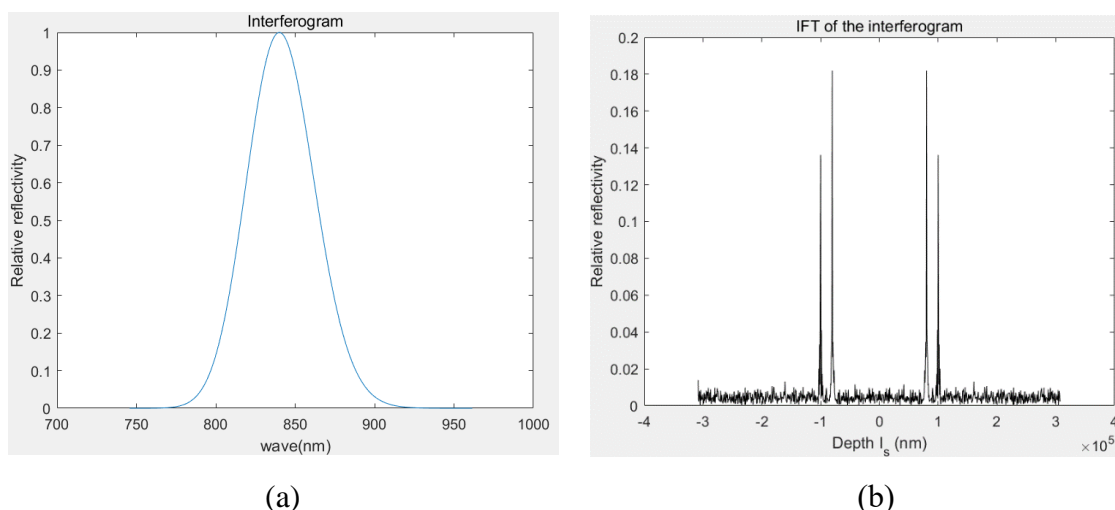
$$i_2(z, y) = L(y)\Gamma(z) \otimes \{\delta(z) - a(z, y) - a(-z, y) + AC[a(z, y)]\} \quad (5-1)$$

将移相前后两幅图像干涉信号相减可得：

$$i(z, y) - i_2(z, y) = L(y)\Gamma(z) \otimes [2a(z, y) + 2a(-z, y)] \quad (5-2)$$

由上式可看出，干涉信号中的噪声通过相减已被去除，并且样品结构信息增强为两倍。

利用 MATLAB 对上述三种去噪方法进行仿真，仿真光谱如图 5-2 (a)，去噪后的傅里叶变换结果如图 5-2 (b)、(c)、(d) 所示，可看出三种方法都可以去除信号噪声，光路遮挡法操作简单，运算步骤少，但每次的数据处理都需要重新标定背景噪声，不利于实时成像。数据平均法不需要任何额外的步骤，并且运算简单，效率较高。一步移相法运算简单，并且可增强信号强度，提高系统信噪比，但操作比较复杂，需要在系统中增加压电陶瓷等移相结构，增加了系统的复杂程度，不利于其与内窥镜等其他技术的结合。



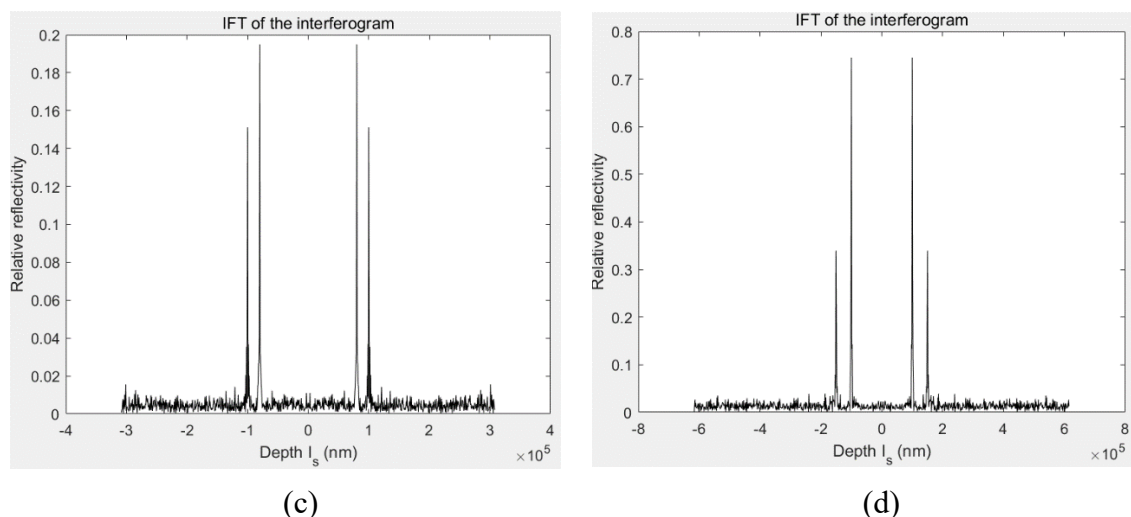


图 5-2 干涉光谱去噪仿真。(a)光源光谱；(b)遮挡光路法去噪；(c)数据平均法去噪；(d)一步移相法去噪

如果光源的光谱比较平滑，以上三种方法可以很好地去除噪声。而实际中的光源由于受各种因素调制，光谱曲线并不光滑，如图 3-5 (b) 所示，光谱曲线上有大量波动。干涉光谱信号包络受光源光谱的调制，在数据处理中光谱曲线波动易被误认为样品的结构信息，当样品成像深度大于 $500\text{ }\mu\text{m}$ 时，严重影响成像质量。因此，本实验中采用数据平均与除光谱法，对干涉光谱信号进行去噪处理。

5.2.2 干涉信号重采样

由前文分析可知，样品的深度结构信息可以通过对 k 空间的干涉光谱进行傅里叶变换得到，而光栅光谱仪在 CCD 上对干涉光谱的采样为 λ 空间均匀采样，如果直接对采集到的干涉信号进行傅里叶变换，则会导致光谱展宽，降低了图像分辨率和成像质量，因此，根据波长(λ)与波数(k)的关系，将干涉光谱信号映射到波数空间，在波数(k)空间进行插值重新采样后，对干涉光谱进行傅里叶变换。

干涉信号重采样的关键在于波长标定，常用的方法为利用校正光源进行波长标定，本文所使用的校正光源为汞灯 (HG-1, 闻奕光电)，如图 5-3 为其实物图。



图 5-3 汞氩灯光源

将校正光源光作为入射光引入系统光路，面阵相机记录光源的特征谱线所在的不同位置，根据光源的波长范围和滤波片传输波长范围（790 nm ~ 1650 nm），在 790 nm-870 nm 之间选取了汞氩灯四个特征波长。通过线聚焦照明谱域系统后，对相机探测光谱二维数据的对应列进行平均，得到特征谱线曲线如图 5-4 所示，特征谱线与所对应像素位置关系如表 5-1 所示。

表 5-1 汞氩灯特征谱线-像素对

特征波长 (nm)	811.53	826.45	842.46	852.14
像素位置	251	615	1008	1220

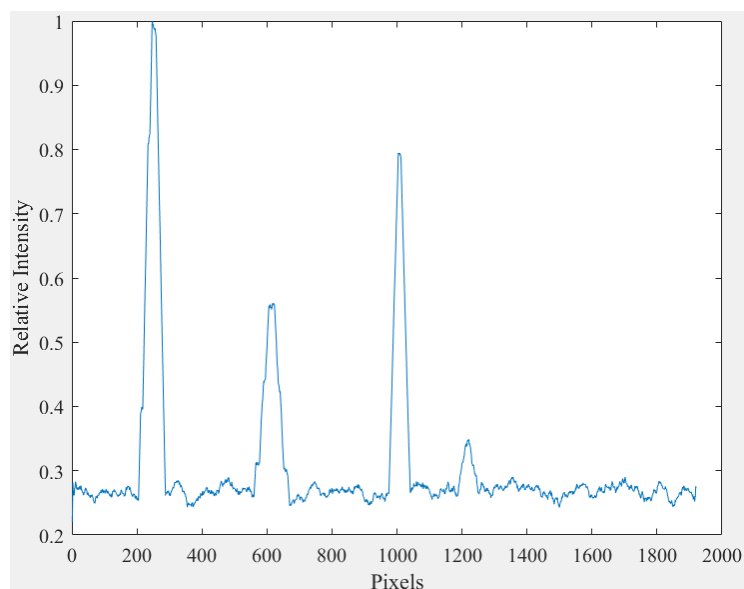


图 5-4 汞氩灯特征谱线与相机像素位置曲线

利用多项式拟合的方法来确定相机所有像元对应的波长，本文采用三次多项

式拟合，相机像素所对应的波长可表示为：

$$\lambda_n = \lambda_0 + c_1 n + c_2 n^2 + c_3 n^3 \quad (5-3)$$

式中 λ_n 为像素位置 n 所对应的波长， λ_0 为第一个像素所对应的波长， c_1 、 c_2 、 c_3 分比为一阶、二阶、三阶系数。波长标定的结果如图 5-5 所示，横坐标为各像元位置，纵坐标为波长。

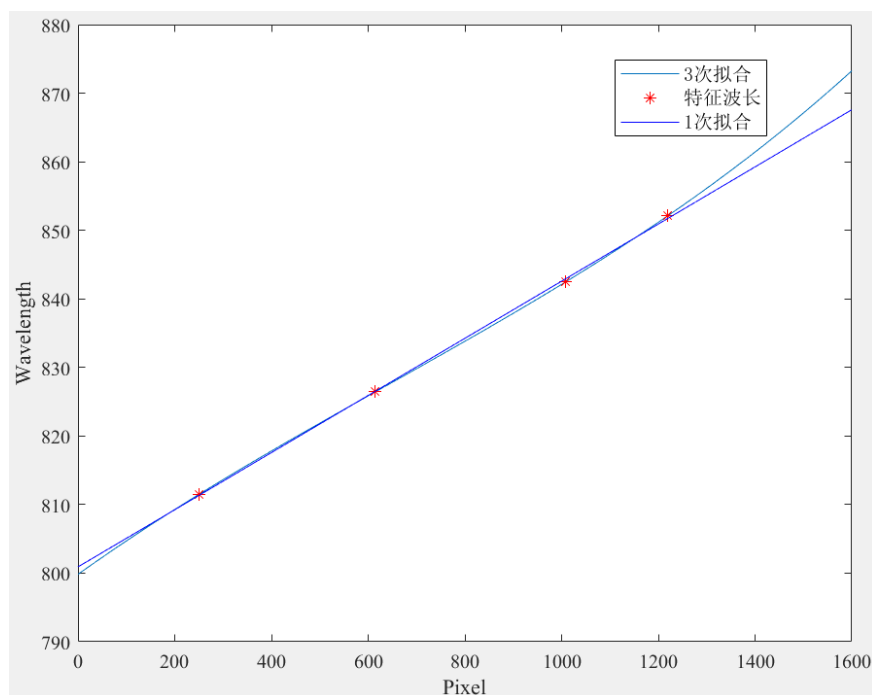


图 5-5 波长标定结果曲线

干涉信号的震荡频率非常高，因此样条插值等局部插值方法并不适用，依据标定结果，可通过补零插值和线性插值方法进行插值重采样^[57-58]。图 5-6 为干涉光谱重采样前后的傅里叶变换，从图中可看出，经插值后系统分辨率明显提高，数据的位置有一定的移动。

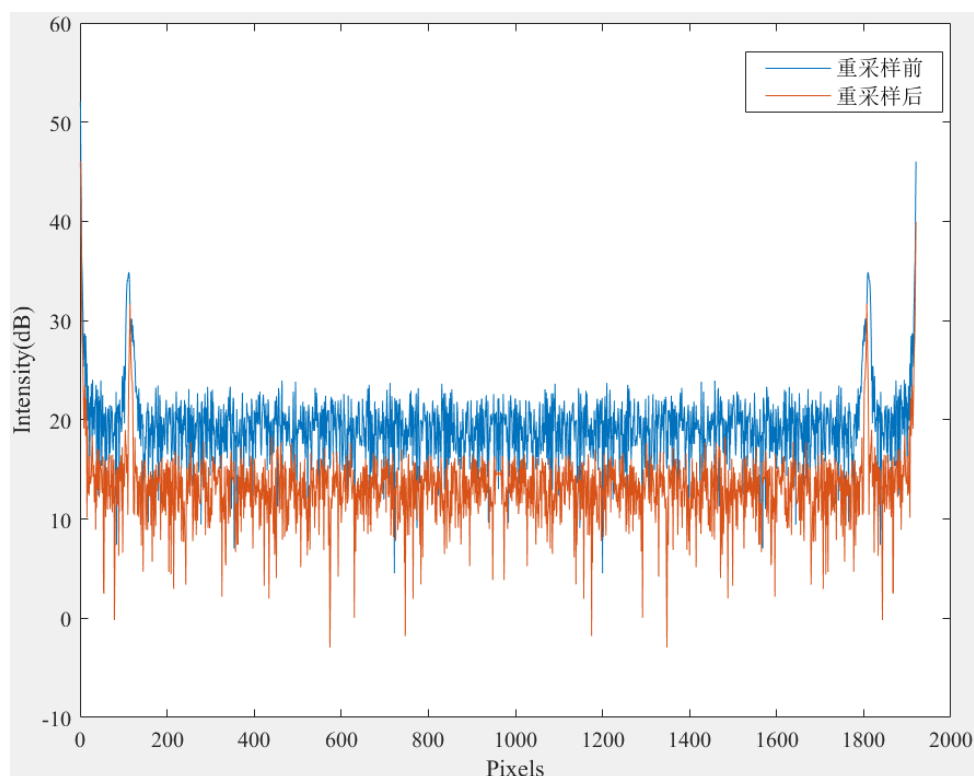


图 5-6 干涉光谱重采样前后的傅里叶变换

5.2.3 光谱整形

干涉信号受光源光谱包络调制,在进行傅里叶变换时,非高斯型光谱包络会导致光谱展宽,降低系统分辨率,影响成像质量,如图 5-7 所示为模拟高斯光源与非高斯光源及其傅里叶变换,可以看出,非高斯光源的傅里叶变换具有旁瓣效应,易造成图像假影。通常,谱域 OCT 系统采用多个 SLD 光源模块拼接增加光谱宽度,提高系统轴向分辨率,随之带来的问题为光源光谱包络不再具备高斯谱型,因此需要采用光谱整形的方法对图像出现的假影进行消除,提高成像质量。

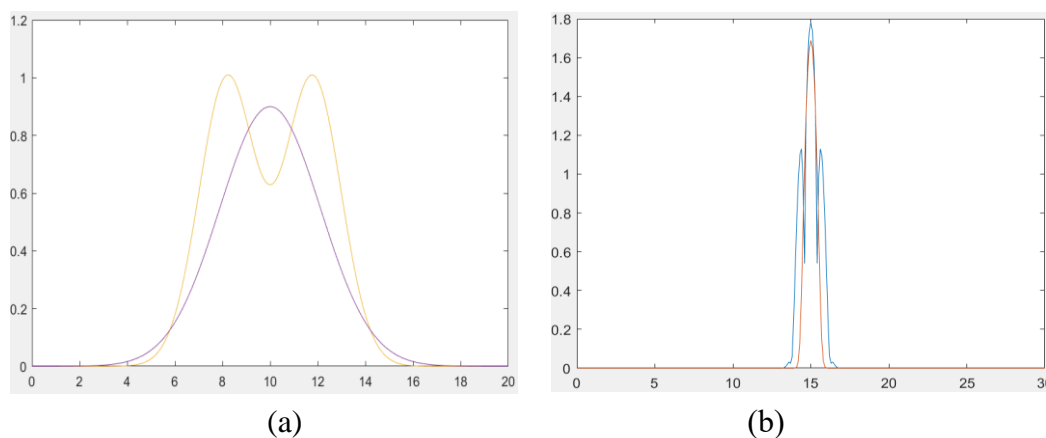


图 5-7 光谱曲线及傅里叶变换仿真。(a)高斯与非高斯光谱曲线;(b)光谱曲线的傅里叶变换

本文所采用的光源谱线为非高斯形，对搭建好系统的成像数据提取一行进行光谱整形处理，整形结果如图 5-8 所示，从图中可看出，通过整形，干涉信号傅里叶变换后图像的旁瓣效应明显减小。

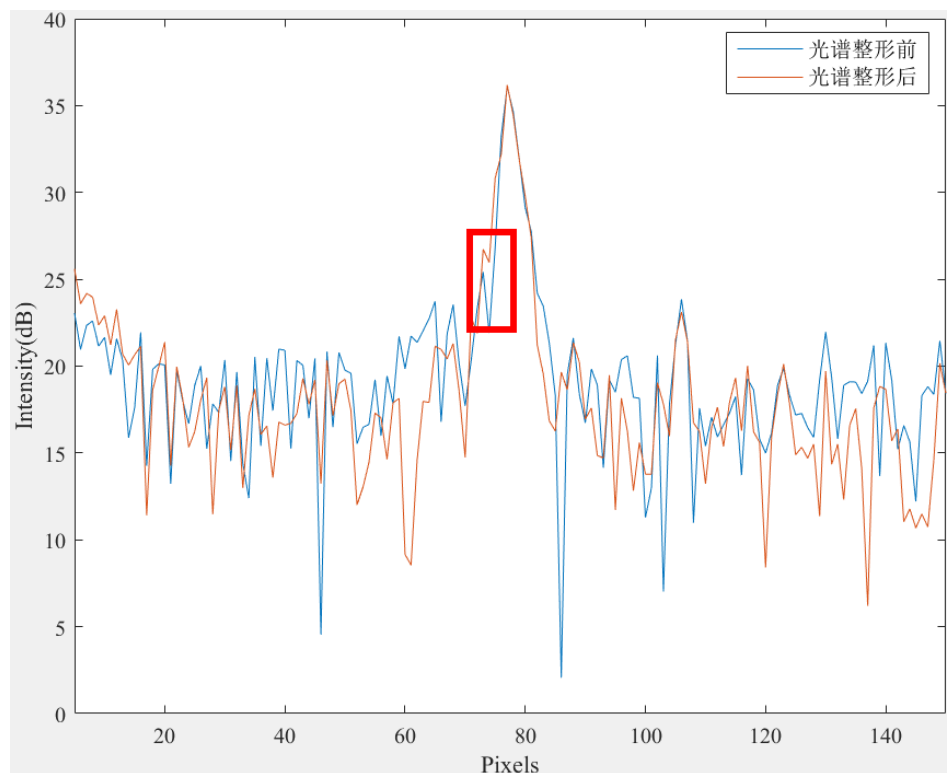


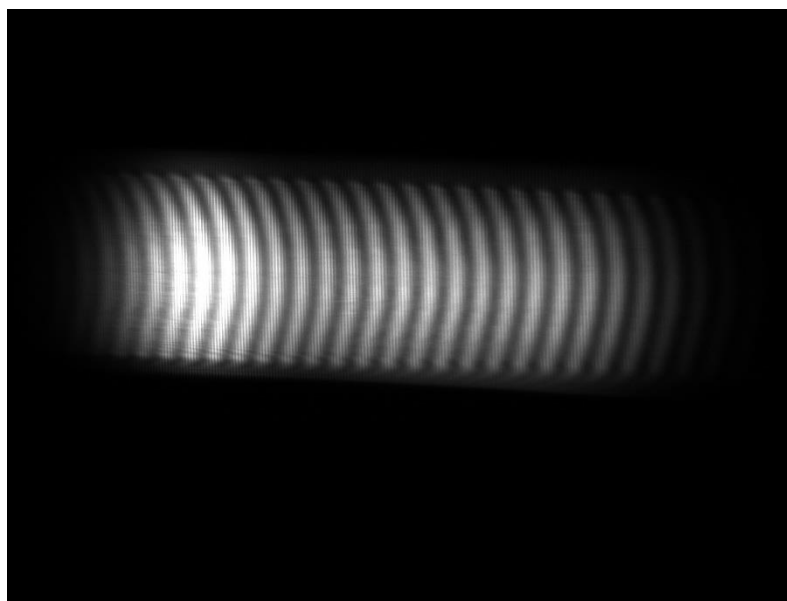
图 5-8 光谱整形前后干涉信号傅里叶变换

5.3 实验成像结果与分析

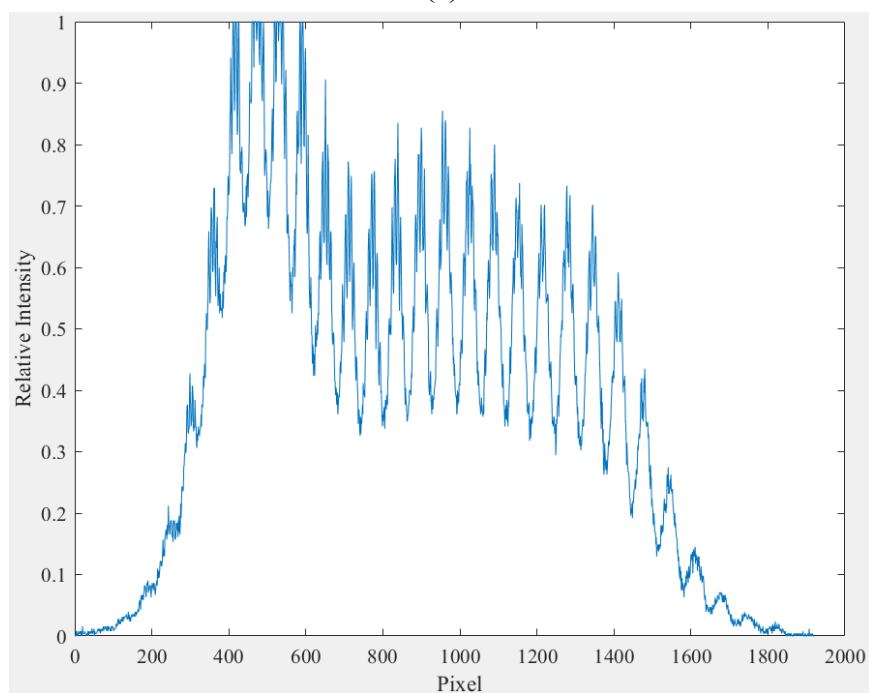
在线聚焦谱域 OCT 系统对样品成像前，首先对反射镜进行成像，寻找系统的零光程位置，以便在后续样品成像实验中，消除因镜像带来的信号串扰，进一步连续等间距地移动样品臂反射镜，对系统的成像进行验证，并测量系统的成像深度和轴向分辨率。

前后调节平移台，观察相机探测到的干涉图样，依据两臂的光程差增大时，干涉条纹间距变小，观察干涉条纹间距连续变大或变小，在同一方向调节样品臂反射镜至零光程附近，此时样品臂平移台的刻度显示为 5 mm。如图 5-9 所示为样品臂处于 5 mm 处的层析图像，其中图 5-9 (a) 相机拍摄的干涉光谱图，图 5-9 (b) 为取数据阵列第 600 行数据的干涉信号，其傅里叶变换如图 5-9(c)所示，图 5-9(d)、(e) 为光谱干涉信号分别采用除光谱法和数据平均法去噪重建的反射镜二维结构图，从图中可以看出，两者均很好地消除了背景噪声，反射镜重构结构信息清晰，但数据平均法仍有残余噪声，除光谱法几乎消除了所有噪声，同时也使得信号噪声

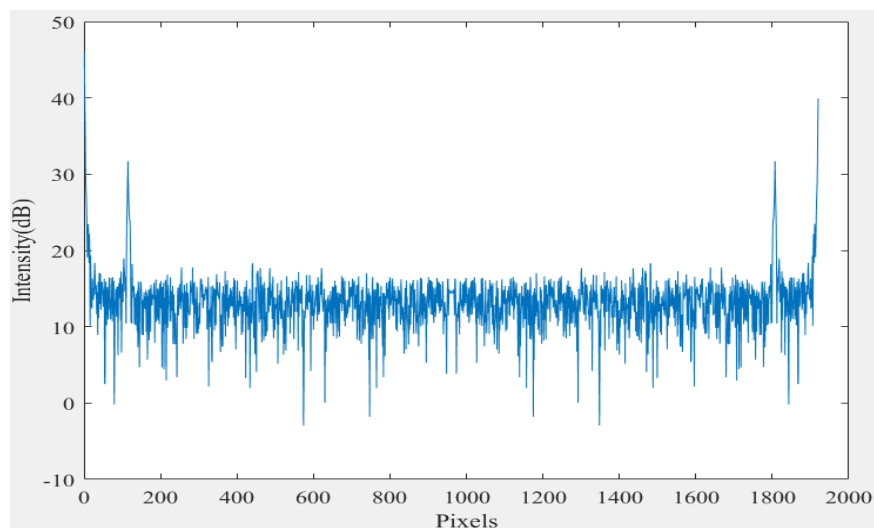
强度减小。因此，在样品的后向散射强度比较大时，可以选择除光谱法消除背景噪声。



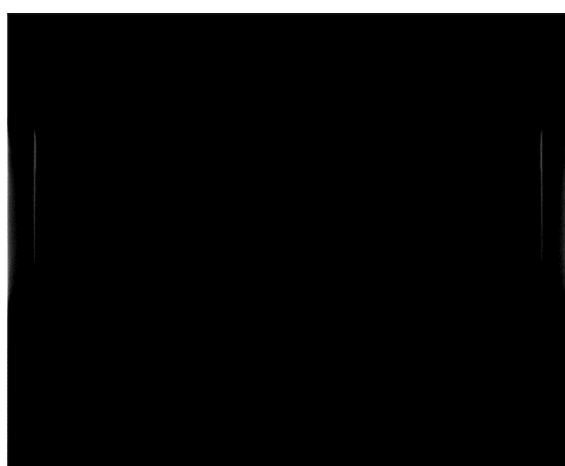
(a)



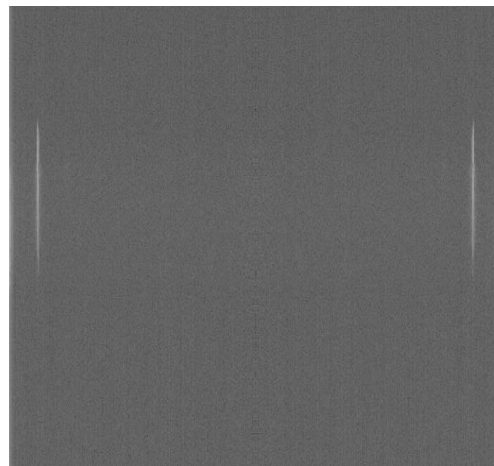
(b)



(c)



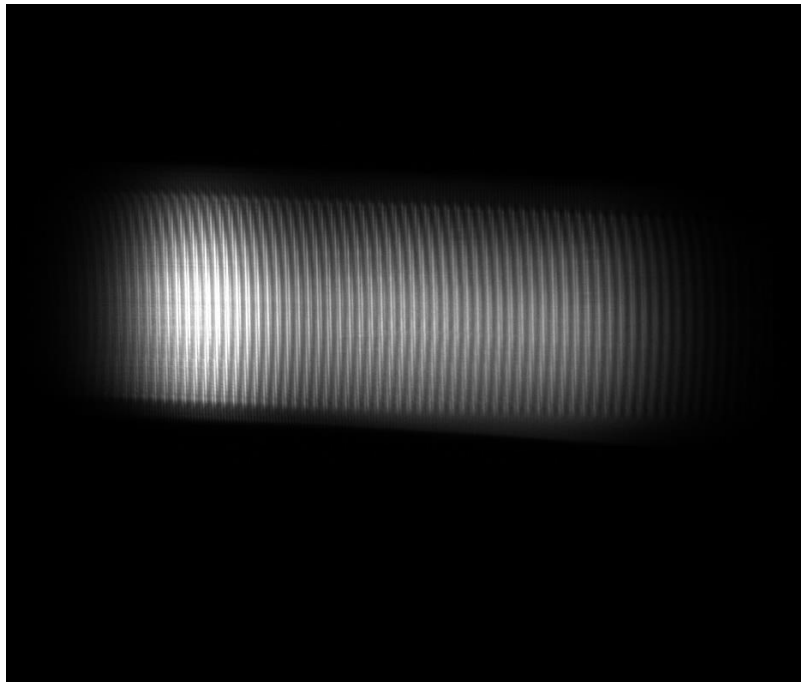
(d)



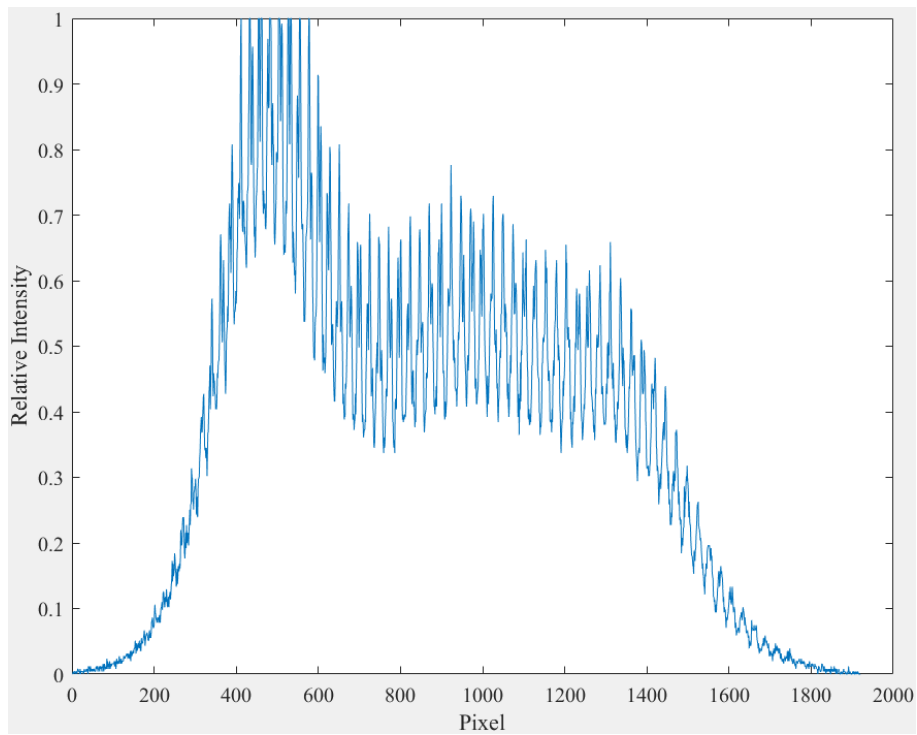
(e)

5-9 平移台 5mm 位置处层析分析。(a) 干涉光谱图；(b) 第 600 行数据干涉信号；
(c) 第 600 行干涉信号傅里叶变换；(d)除光谱法去噪反射镜重构二维结构图；(e) 数据平均法去噪反射镜重构二维结构图

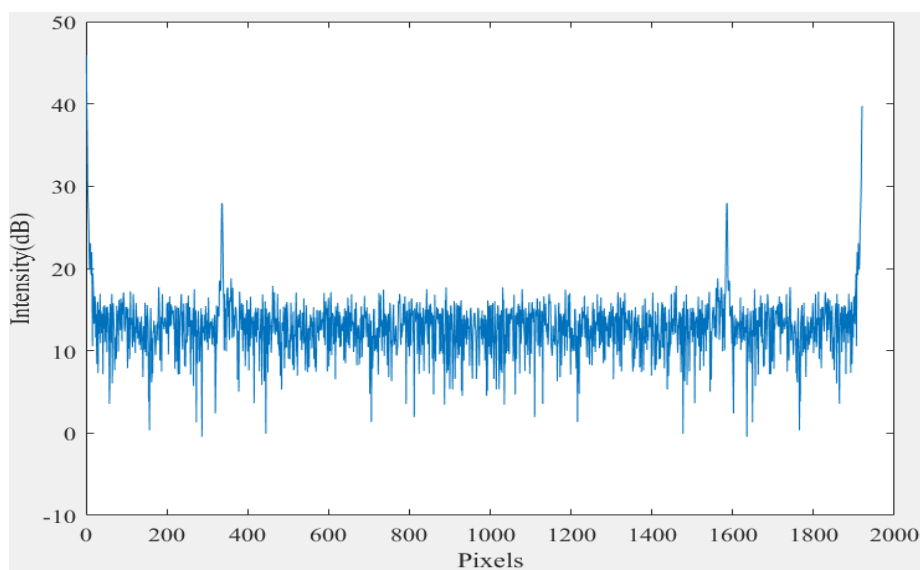
移动反射镜使光程增加 1 mm，可得层析图像如图 5.10，由干涉光谱图可看出，干涉条纹变密，条纹间距减小，从重构的反射镜结构图可看出，反射镜位置与零点的距离增大，且重构图像中结构清晰，说明本文所设计搭建的线聚焦谱域 OCT 系统可以对样品进行良好的层析成像。



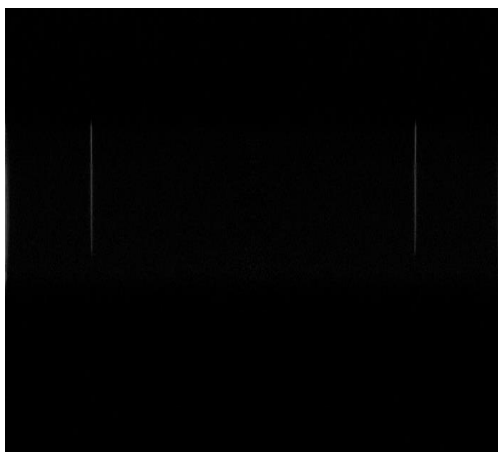
(a)



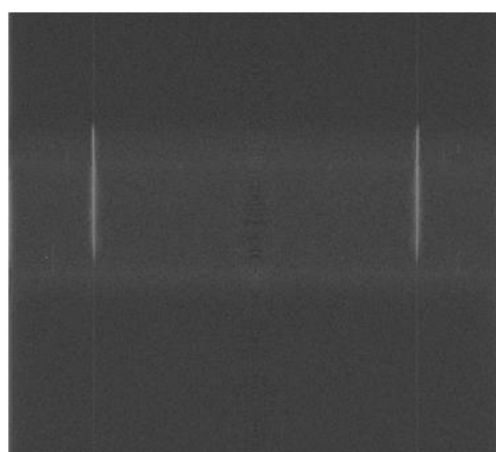
(b)



(c)



(d)



(e)

图 5-10 平移台 6 mm 位置处层析分析。(a) 干涉光谱图, (b) 第 600 行数据干涉信号; (c) 第 600 行干涉信号傅里叶变换; (d) 除光谱法去噪反射镜重构二维结构图; (e) 除光谱法去噪反射镜重构二维结构图

连续等间距移动反射镜, 每次平移距离为 $250\ \mu\text{m}$, 采集 13 个位置处的干涉光谱图像, 取每幅图像数据的第 600 行数据, 即线宽中心点数据, 画出其 PSF 曲线。系统的最大信噪比下降 3 dB 时对应的位置, 即为系统的成像深度, 如图 5-11 为在同一坐标图中画出 13 个不同位置处的 PSF 曲线, 从图中可以看出, 系统线照明中心处的成像深度为 1 mm。成像深度减小的主要原因为光谱仪灵敏度的下降, 由第四章样品线照明成像建模仿真可知, 衍射光斑大于相机像元, 从而引起 CMOS 各采集信号间的相互串扰, 降低了光谱仪的分辨率, 减小了系统的成像深度。

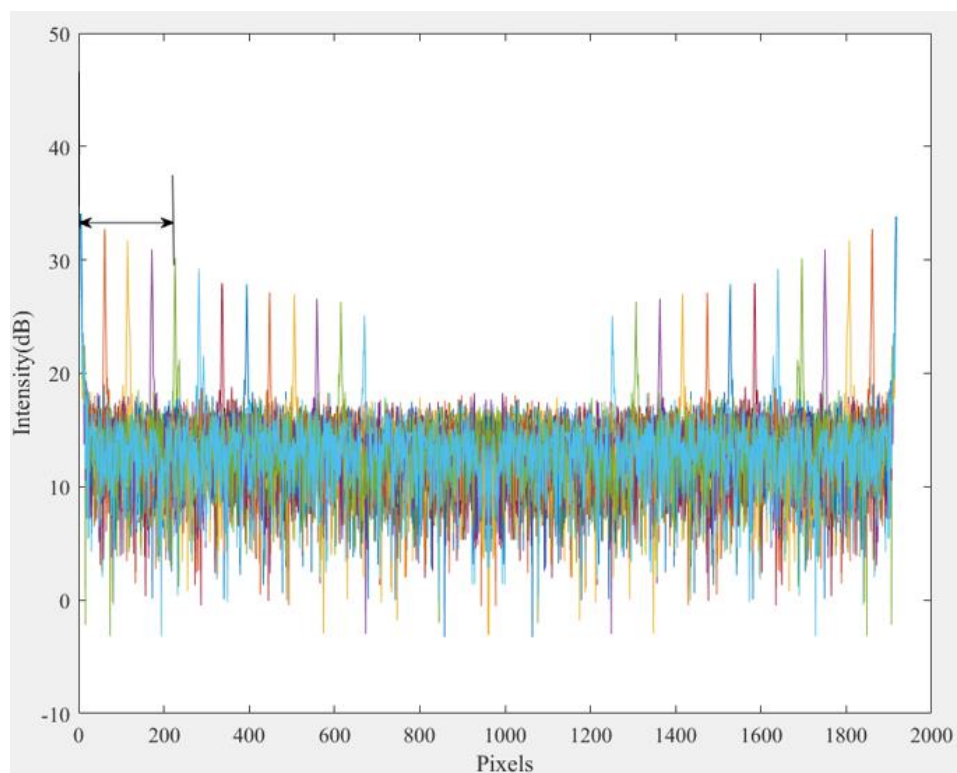


图 5-11 系统成像深度测量

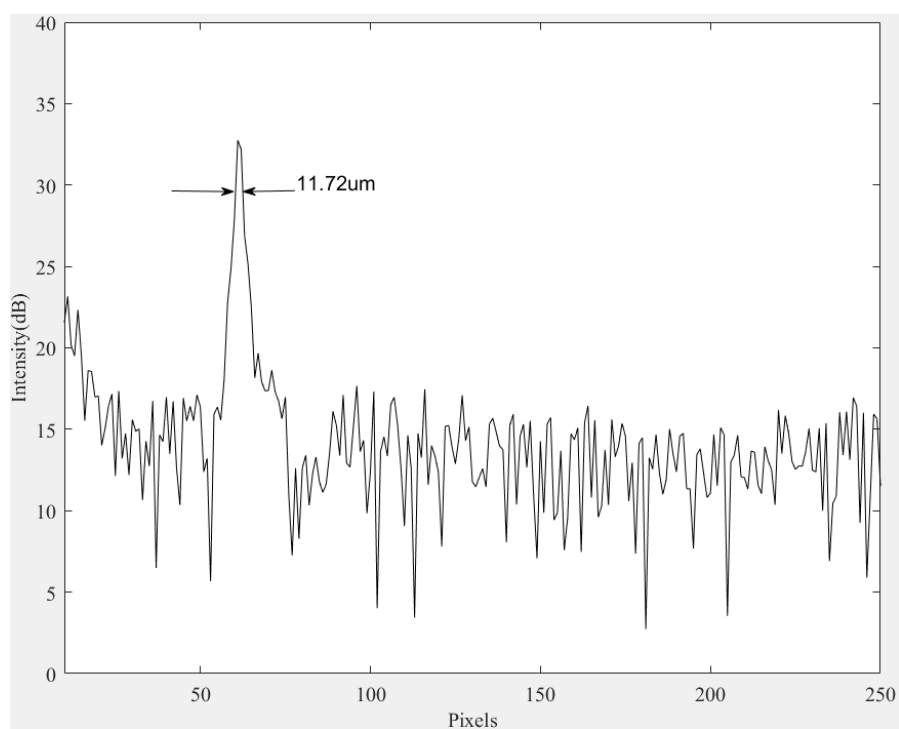


图 5-12 系统轴向分辨率

图 5-12 为灵敏度最高时的 PSF 曲线，其半高全宽反映了系统的轴向分辨为

11.72 μm ，大于理论计算的轴向分辨率 6 μm ，主要原因是空间各透镜的像差导致聚焦于相机面的衍射光斑大于艾里斑，衍射光斑大于像元尺寸，信号之间存在串扰，降低了图像信噪比和轴向分辨率。

对于重建的反射镜结构图像，取反射镜结构所在列的图像数据，画出列像素与反射镜反射光强值关系曲线，如图 5-13，根据像元尺寸大小与反射光强所在像素位置，计算可得线长度约为 2.4 mm，根据系统放大率 0.3，计算系统实际横向范围 8 mm，其与理论值 9 mm 的差距主要为透镜尺寸误差和夹持器对透镜通光孔径的遮挡。

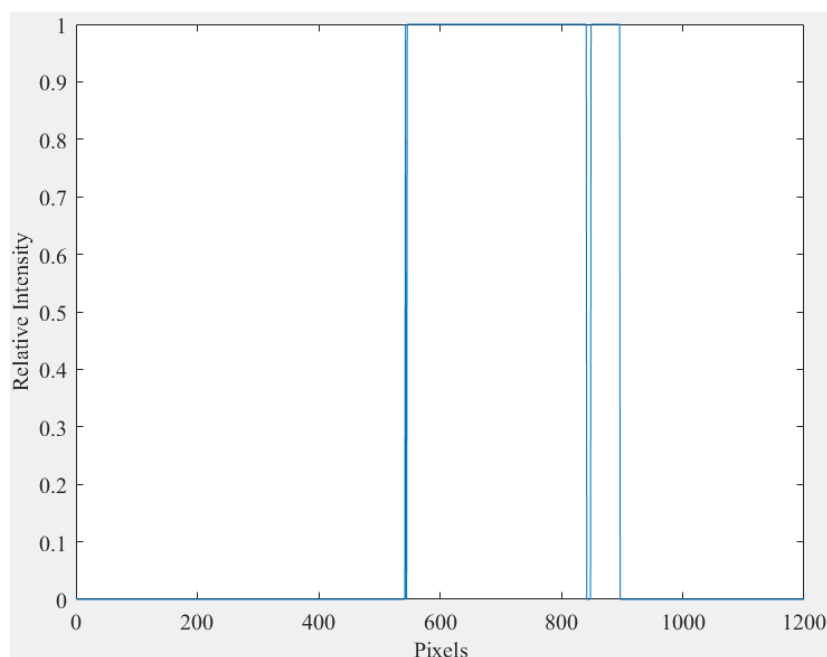


图 5-13 反射镜反射光强与像素位置关系曲线

在完成线聚焦谱域 OCT 成像系统的搭建与调试后，利用本系统对硬币进行成像，因硬币的后向散射强度相对于反射镜较小，经除光谱法去噪后重构信息中几乎看不见样品结构，如图 5-14 所示为样品实物图和采用数据平均法去噪的数据处理重构图。从图（b）中可以清晰分辨出硬币 13 条纹路中的 12 条，因线照明干涉信号受光源高斯谱型的调制，最边缘的照明光强相比中心较弱，导致边缘纹路丢失；从图（c）可以看出，中间区域由于凹陷散射系数低，重构亮度较两边较暗，两幅重构图正确且较清晰地重构了硬币照明区域。

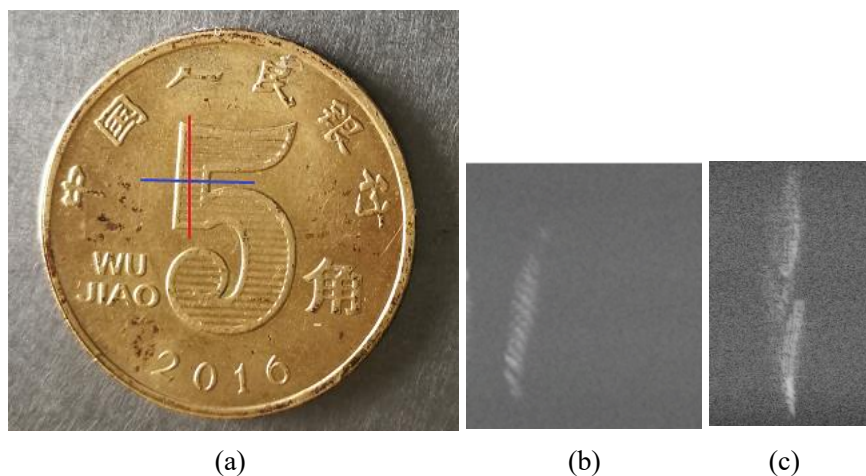


图 5-14 硬币线聚焦谱域 OCT 成像。(a)实物图；(b)红线区域硬币重构结构图；(c) 蓝线区域硬币重构图

5.4 本章小结

根据系统设计搭建了线聚焦 OCT 成像系统，对光谱干涉信号进行分析，从去噪声、光谱重采样、光谱整形三个方面进行数据优化处理，并利用 MATLAB 软件对信号优化处理进行仿真对比。利用系统对反射镜成像，测得系统的实际轴向分辨率为 $11.72\ \mu\text{m}$ ，成像深度为 $1\ \text{mm}$ ，系统成像的横向范围为 $8\ \text{mm}$ ，最后实现了对硬币样品不同区域的横向并行成像。

第六章 总结与展望

6.1 总结

本文的工作主要对线聚焦照明样品的谱域 OCT 系统展开研究,内容包括四个方面:线聚焦谱域 OCT 系统的成像原理,840 nm 波段线聚焦谱域 OCT 系统的设计搭建与光路仿真分析,样品结构信息的提取与优化,利用搭建的系统进行实验成像。本文的主要研究内容如下:

1.深入研究了线聚焦谱域 OCT 系统的成像原理,分析线聚焦谱域 OCT 系统的几个重要性能参数:横向分辨率、轴向分辨率、系统成像深度、横向视场、系统信噪比和成像速度,讨论了影响系统性能和成像质量的因素。

2.设计并搭建了线聚焦照明的谱域 OCT 系统。利用 ZEMAX 的序列模式对柱面镜线聚焦横向范围、系统光路的几何像差进行仿真分析,利用非序列模式对整个系统进行仿真,通过对系统的干涉、光谱仪的分光进行仿真分析,验证所设计系统的可行性,最终通过平面反射镜对系统进行搭建。

3.分析成像光谱干涉信号,优化系统的数据处理过程。仿真分析了遮挡光路法、数据平均法、一步移相法等不同去除背景噪声算法,对比分析了光谱重采样、光谱整形前后的数据处理结果。同时为了提高数据处理的简洁性,利用 MATLAB 软件的 GUI 界面设计,将所需处理显示的图像集成于一个界面。

4.对反射镜、硬币等样品进行实验成像。基于反射镜面成像验证了系统成像的正确性,并通过点扩散函数的峰值和半高全宽分析计算,测得系统的轴向分辨率为 $11.72\text{ }\mu\text{m}$,成像深度为 1 mm ,并行横向探测范围为 8 mm ,最后获得了硬币不同位置处的样品层析成像图。

6.2 展望

本课题设计并搭建了一套线聚焦照明谱域 OCT 系统,无需任何机械扫描即可对样品二维截面直接成像,但由于时间限制,所搭建的线聚焦谱域 OCT 成像系统仍有一些不足之处,结合本文的研究工作,对今后工作做出以下几点展望:

1.目前所搭建的系统可以对样品直接二维成像,在今后的研究工作中,可在系统中加入一维机械扫描结构,对样品及进行三维成像。

2.根据第五章的成像实验结果可看出,系统的性能参数与理论参数具有一定的差距,在今后的工作中,可从硬件和数据处理算法两方面进行研究,硬件上使用对近红外光响应度高、采集速度更快的面阵相机,数据处理算法方面,增加色散匹配、

灰度阈值设置等,研究处理效率更高的算法,在可以实现实时成像的同时提高系统成像质量。

3.进一步拓展系统的应用范围,可将系统与内窥镜、多普勒效应等相结合,用于对人体细胞结构和血液的绝对流速等的测量。

致谢

“人，生如夏花，一回首，便已是许多年...”，时光荏苒，研究生生涯即将结束，三年光阴，忽焉而去，过往太多故事，遇见的人，看到的风景，都见证了我的成长，是值得一生珍藏的宝贵经历。

在研究生期间的学习和工作中，首先感谢我的恩师代志勇副教授，代老师是一个诲人不倦，谦虚谨慎的人，在工作和学习上都给了我极大的帮助，让我很好的适应了研究生生活，同时代老师也为我提供了助教的工作，减轻了我的经济负担。代老师亦是一个刻己自责的人，严格要求自己的同时，也时刻提醒我们对待学习和科研要认真严谨，大胆假设，小心求证。在科研上，感谢代老师在项目上给予的支持，为我提供良好的科研环境，对于研究过程中遇到的许多阻碍为我提供了指导和建议。同时，还要感谢实验室的唐老师、邬洪亮老师、李保吉师兄和张洪师兄，感谢他们在我的实验过程中提供的帮助，同时，他们努力工作，敢于面对困难，在生活中和工作中始终保持着积极乐观的态度深深地影响着我，使我受益匪浅。感谢白云瑞师兄、申洪羽师兄、景强师兄和张虹辰师姐在学习上的指导和生活上的关心，感谢师妹陈秋兰在实验数据处理中提供的帮助，感谢好友胡雪蒙、刘杨、何伊玫、王超、王玉姣和韩于在这三年时光里的陪伴，一同学习成长，一同有哭有笑，不负韶华。

最后，感谢我的家人，家是心灵的港湾，在我志得意满时分享我的喜悦，在我怅然若失时给我安慰。感谢父母对我的生养和教育，感谢爱人的陪伴，你们是我奋斗路上最坚实的后盾。

参考文献

- [1] 倪秧.谱域光学相干层析成像技术及其眼科应用研究[D]. 杭州: 浙江大学,2017
- [2] S. A. Tereshchenko, V. M. Podgaetskii, N. S. Vorob"Ev, et al. Separate observation of ballistic and scattered photons in the propagation of short laser pulses through a strongly scattering medium[J]. Quantum Electronics, 1998, 28(9):831-834
- [3] D.Wolfgang, F. James G. Optical Coherence Tomography[M]. Springer International Publishing Switzerland, 2015,3-5
- [4] W. Drexler, U. Morgner, F. X. Kärtner, et al. Invivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 1999, 24(17):1221-1223
- [5] A. Dubois, L. Vabre, R. Lecaque, et al. Ultrahigh-resolution OCT using white-light interference microscopy[J]. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, 2003
- [6] G. Moneron, A. Dubois, C. Boccara. Stroboscopic ultrahigh-resolution full-field optical coherence tomography[J]. applied optics, 2004, 43(14):2874-83
- [7] T. Klein, R. Huber. High-speed OCT light sources and systems [Invited][J]. Biomedical Optics Express, 2017, 8(2):828
- [8] 黄伟. 1310 纳米高速扫频源光学相干层析成像技术的研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2016
- [9] E. Mace, G. Montaldo, I. Cohen, et al. Functional ultrasound imaging of the brain[J]. Nature Methods: 2011, 8(8): 662-664
- [10] L. V. Wang. Photoacoustic imaging and spectroscopy [M]. CRC press, 2009
- [11] 赵喜平. 核磁共振成像[M]. 北京: 科学出版社, 2004
- [12] 张延彬, 朱红霞, 张蓓蓓等. 实用医学影像诊断学[M]. 天津: 天津科学技术出版社, 2010, 30-45
- [13] 殷孔翔. 核医学成像技术及其放射性防护策略探讨[J]. 心电图杂志: 电子版, 2018, 7(04): 204-205
- [14] Derek Nankivil. Development of Swept Source Optical Coherence Tomography and Adaptive Optics Scanning Laser Ophthalmoscopy: Improved Imaging Speed and Handheld Applications: [D]. Sandler of North Carolina: Department of Biomedical Engineering of Duke University, 2016
- [15] C. P. Liang , J. Dong , T. Ford , et al. Optical coherence tomography-guided laser marking with tethered capsule endomicroscopy in unsedated patients[J]. Biomedical Optics Express, 2019, 10(3):1207
- [16] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, et al. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254:

1178–1181

- [17] D. L. Dickensheets, G. S. Kino. Silicon-micromachined scanning confocal optical microscope. J Microelectromech Syst 7: 38-47[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 1998, 7(1): 38-47
- [18] Y. Pan, E. Lankenou, J. Welzel, et al. Optical coherence-gated imaging of biological tissues[J]. Selected Topics in Quantum Electronics IEEE Journal of, 1996, 2: 1029-1034
- [19] J. Szydlo, N. Delachenal, R. Gianotti, et al. Air-turbine driven optical low-coherence reflectometry at 28.6-kHz scan repetition rate[J]. Optics Communications, 1998,154(1-3): 1-4
- [20] D. J. Campbell, P. A. Krug, I. S. Falconer, et al. Rapid scan phase modulator for interferometric applications[J]. 1981, 20(2): 335-42
- [21] A. M. Rollins, M. D. Kulkarni, S. Yazdanfar, et al. In vivo video rate optical coherence tomography[J]. Optics Express, 1998, 3: 219-229
- [22] M. W. Jenkins, D. C. Adler, M. Gargesha, et al. Ultrahigh-speed optical coherence tomography imaging and visualization of the embryonic avian heart using a buffered Fourier Domain Mode Locked laser[J]. Opt Express, 2007
- [23] M. Wosnitza. Optische Kohärenztomographie mit MOS-Zeilensensoren[J]. University of Applied Science Lübeck, Lübeck, 2000
- [24] J. Welzel, C. Reinhardt, E. Lankenau, et al. Changes in function and morphology of normal human skin: Evaluation using optical coherence tomography[J]. British Journal of Dermatology, 2004, 150(2): 220-225
- [25] Y. Watanabe, F. Sajima, T. Itagaki, et al. High-speed linear detection time domain optical coherence tomography with reflective grating-generated spatial reference delay[J]. Applied Optics, 2009, 48(18): 3401-3406
- [26] A. Dubois. Full-field optical coherence microscopy[J]. optics letters, 1998, 23(4): 244
- [27] E. Reaurepaire, A. C. Boccara. M. Lebec, et al. Full-field optical coherence microscopy[J]. Optical letter, 1998, 23(4): 244-6
- [28] G. Kate, P. Michel, D. Arnaud. et al. Ocular Tissue Imaging Using Ultrahigh-Resolution, Full-Field Optical Coherence Tomography[J]. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci, 2004, 45(11): 4126-4131
- [29] A. Latrive, A. Claude Boccara. In vivo and in situ cellular imaging full-field optical coherence tomography with a rigid endoscopic probe[J]. Biomedical Optics Express, 2011, 2(10): 2897-2904
- [30] A. F. FERCHER, C. K. HITZENBERGER, G. KAMP, et al. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. Optics Communications, 1995, 117(1):

- 43-8.
- [31] 吴彤. 扫频光学相干层析成像方法与系统研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2011
- [32] G. Haeusler, M. W. Lindner. Optical coherence tomography by spectral radar for the analysis of human skin[J]. 1998: 38-49
- [33] S. R. Chinn, E. A. Swanson, J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source[J]. Optics Letters, 1997, 22(5): 340
- [34] 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
- [35] F. Andrés. Zuluaga, Rebecca Richards-Kortum. Spatially resolved spectral interferometry for determination of subsurface structure[J]. Optics Letters, 1999, 24(8): 519-521
- [36] G. Branislav, P. Michael, F. Adolf. Fercher, et al. Parallel Fourier domain optical coherence tomography, measurement of the human eye in vivo[J]. Optics Express, 2005, 13(4): 1131-1137
- [37] Z. Yan, R. Jungtae, Ravi S. Jonnal, et al. Adaptive optics parallel spectral domain optical coherence tomography for imaging the living retina[J]. Optics Express, 2005, 13(12): 4792-4811
- [38] Malay, N. I. Mohammed, L. T. Fred, et al. High resolution line scan interferometer for solder ball inspection using a visible supercontinuum source[J]. Optics Express, 2010, 18(21): 22471-22484
- [39] Z. Al-Qazwini, M.Kalpesh, C. Nanguang. Ultrahigh-speed line-scan SD-OCT for four-dimensional in vivo imaging of small animal models[J]. Zaineb Al-Qazwini, Zhen Yu Gordon Ko, Kalpesh Mehta,等. Ultrahigh-speed line-scan SD-OCT for four-dimensional in vivo imaging of small animal models[J]. Biomedical Optics Express, 2018, 9(3):1216
- [40] O. Tan, G. Li, T. H. Lu, et al. Mapping of macular substructures with optical coherence tomography for glaucoma diagnosis[J]. 2008, 115(6): 949-956
- [41] A. C. Rogério, S. Mirian, A.S. Luiz, et al. Retinal assessment using optical coherence tomography[J]. Progress in Retinal & Eye Research, 2006, 25(3): 325-353
- [42] P. J. Rosenfeld, A. A. Moshfeghi, C. A. Puliafito. Optical coherence tomography findings after an intravitreal injection of bevaciz umab (Avastin®) for neovascular age-related macular degeneration[J]. Dkgest of the World Latest Medical Information, 2005, 36(4): 331
- [43] D. V. Palanker, M. S. Blumenkranz, D. Andersen, et al. Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery with Integrated Optical Coherence Tomography[J]. Science Translational Medicine, 2010, 2(58): 1-9
- [44] G. J. Tearney, S. A. Boppart, B. E. Bouma, et al. Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscopefor optical coherence tomography[J]. Optics Letters,1996,21(7): 543-545
- [45] Z. Yaqoob, W. Jigang, E. J. McDowell, et al. Methods and application areas of endoscopic optical

- coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2006, 11(6): 063001
- [46] Alarousu, Erkki, AlSaggaf, Ahmed, Jabbour, Ghassan E. Online monitoring of printed electronics by Spectral-Domain Optical Coherence Tomography[J]. Scientific Reports, 2013,3(1562): 1-4
- [47] M. Bashkansky, M. D. Duncan, M. Kahn, et al. Subsurface Defect Detection in Ceramics by High-Speed High-Resolution Optical Coherent Tomography[J]. Optics Letters, 1997, 22(1): 61-63
- [48] M. Shirazi, K. Park, R. Wijesinghe, et al. Fast Industrial Inspection of Optical Thin Film Using Optical Coherence Tomography[J]. Sensors, 2016, 16(10): 1598
- [49] Piotr, Targowski, Bogumiła, et al. The Application of Optical Coherence Tomography to Non-Destructive Examination of Museum Objects[J]. Studies in conservation, 2004, 49(2): 107-114
- [50] C. S. Cheung, M. Spring, H. Liang. Ultra-high resolution Fourier domain optical coherence tomography for old master paintings[J]. Optics Express, 2015,23(8): 10145-10157
- [51] L. W. Couch. Digital and Analog Communication Systems eBook: International Edition, 8/E[J]. 2001, 69(7): 858-859
- [52] J. Ai, L. V. Wang. Spectral-domain optical coherence tomography: removal of autocorrelation using an optical switch[J]. Appl. Phys. Lett., 2006, 88(11): 111115-111117
- [53] Wang, R K., Ma Z. A practical approach to eliminate autocorrelation artefacts for volume-rate spectral domain optical coherence tomography[J]. Physics in Medicine & Biology, 2006, 51(12): 3231-3239
- [54] L. Peng, A. Lin, L. Gongpu, et al. Extended imaging depth to 12 mm for 1050-nm spectral domain optical coherence tomography for imaging the whole anterior segment of the human eye at 120-kHz A-scan rate[J]. Journal of Biomedical Optics, 2013, 18(1): 016012
- [55] L. Pei, Z. Liping, N. Yang, et al. Angular compounding by full-channel B-scan modulation encoding for optical coherence tomography speckle reduction[J]. Journal of Biomedical Optics, 2016, 21(8): 086014.1-086014.6
- [56] 盛忠. 高分辨激光共焦/差动共焦样品扫描显微成像技术与系统[D]. 北京: 北京理工大学, 2017
- [57] 唐弢. 超高分辨谱域 OCT 系统研制及应用研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2017
- [58] R. A. Leitgeb, W. Drexler, A. Unterhuber, et al. Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2004, 12(10): 2156-2165

攻读硕士学位期间取得的成果