

迈克耳孙扫频线聚焦光学相干层析系统的光学设计

常颖, 崔庆丰, 朴明旭

长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022

摘要 提出了基于迈克耳孙干涉仪的扫频线聚焦光学相干层析(OCT)系统的光学设计。在照明系统中引入非球面光束整形透镜组,并利用柱透镜组使光束在样品处实现线聚焦,从而减少系统的扫描维数,达到高速成像的目的。调整非球面整形透镜组的参数以实现高斯光束的整形。在投影系统中,对近红外波段选取不同材料组合以达到消色差目的,完成了两种投影系统的设计,远心光路的结构减小了系统的误差。在 Zemax 非序列中,将参考臂和样品臂通过分束镜并进行光线追迹,验证了该 OCT 系统具备干涉能力。结果表明,设计的 OCT 系统能够实现高速、高品质成像。

关键词 几何光学; 光学相干层析; 光学系统设计; 激光光束整形; 非球面透镜设计

中图分类号 R318.51

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201838.0608002

Optical Design of Michelson Interferometer Based Line-Field Swept Source Optical Coherence Tomography System

Chang Ying, Cui Qingfeng, Piao Mingxu

College of Optical Engineering, Changchun University of Science and Technology,
Changchun, Jilin 130022, China

Abstract An optical design is proposed for the Michelson interferometer based line field-swept source optical coherence tomography (OCT) system. An aspheric lens group for beam shaping is utilized in the illumination system and a cylindrical lens group is used for the line focus of beams, thus the scanning dimension is reduced and the goal of high-speed imaging is realized. The shaping of Gaussian beam is obtained via adjustment of the parameters of the aspheric lens group. In the projection system, the telecentric structure can reduce the system errors, the combination of different materials can be selected to correct chromatic aberration in the near infrared wave band, and the design of two systems is completed. In the Zemax non-sequential mode, the illumination and projection channels are combined by a beam splitter and the ray tracing is done. The interference performance of this OCT system is confirmed. The results show that the designed OCT system can be used for the realization of high-speed and high-quality imaging.

Key words geometric optics; optical coherence tomography; optical system design; laser beam shaping; aspheric lens design

OCIS codes 080.3620; 170.4500; 140.3300; 080.4225

1 引 言

近年来,在组织形态学和病理学领域,光学相干层析(OCT)技术是最具潜力的非侵入、无接触的在体实时成像技术之一。随着 OCT 技术的发展^[1-3],国内外研究重点主要是如何提升 OCT 系统的性能

参数^[4],如轴向分辨率^[5],横向分辨率,成像速度^[6],对比度^[7],灵敏度^[8]等,以及如何改进 OCT 系统的图像处理^[9]及算法^[10]。其中,在高速 OCT 成像、高速高精扫描机构、高强度宽带光源、成像深度以及高对比度的成像模式等领域取得了很多成就。

本文针对高速 OCT 成像进行了光学系统设计

收稿日期: 2017-10-11; 收到修改稿日期: 2018-01-04

基金项目: 国家重大科技专项高分专项(51-H34D01-8358-13/16)

作者简介: 常颖(1992—),女,硕士研究生,主要从事光学系统设计方面的研究。E-mail: 1577972740@qq.com

导师简介: 崔庆丰(1954—),男,博士,教授,博士生导师,主要从事光学设计和衍射光学方面的研究。

E-mail: qf_cui@163.com(通信联系人)

计。典型的 OCT 光学系统主要有以下两类：时域 OCT 和频域 OCT。OCT 的基本原理为入射光被半反半透镜分为两部分，分别进入参考臂和样品臂；为获取样品的深度信息，两束光在干涉仪出口处发生干涉，干涉信号被光电探测器接收并转化为电信号，通过带通滤波、检包络、模数转换等后续处理被送入计算机。对于点聚焦模式，时域 OCT 需要横向和纵向两个方向扫描，其中横向扫描的目的在于获得一系列相邻的一维图像，从而组成二维图像；纵向扫描则利用只有光程差在相干长度内的光才能发生干涉的原理，通过沿轴移动参考镜使参考光与样品中不同深度的反射光发生干涉，从而获得样品不同深度的信息。频域 OCT 不同于时域 OCT，要获得二维图像只需横向扫描，省去了纵向扫描机构，从而系统得到简化。频域 OCT 充分利用光源的宽光谱性质，以干涉信号的光谱分析代替时域方法中的纵向扫描。频域 OCT 主要有两种实现方法：一是光谱 OCT，光源为宽带光源，利用光谱仪取代普通探测器作为探测元件对干涉信号进行光谱分析；二是扫频 OCT^[11]，使用可调谐光源，在宽带光源范围内快速调节并产生窄带光，用光电探测器检测不同

波长光的干涉信号，从而实现光谱分析。

本文所设计的系统主要基于扫频 OCT 的基本结构，把点聚焦模式变成线聚焦模式并使线光斑能量均匀化，利用高速线探测器实现实时断层图像扫描，从而在获取二维图像的前提下省去横向扫描部分，即实现静态扫描，使得整个系统可以在静态下工作，提高了精度，简化了结构。

2 基本原理及设计

2.1 OCT 系统的结构及参数指标

OCT 系统核心组成部分即干涉仪的结构示意图如图 1(a)所示，其中 F_{BC} 表示光束准直器反射焦距， F_{L1} 表示投影系统前置镜组焦距， F'_{L2} 表示投影系统后置镜组焦距， F'_{CL} 表示柱透镜组焦距；准直器(BC)结构及参数如图 1(b)所示，其中 RFL 表示反射焦距，PFL 表示母焦距。依据光在多数生物组织中穿透深度的特性及规律，选择组织(主要包括水、血液等)对光吸收比较小的一段近红外光谱区域，该区域被称为近红外诊断窗口^[12]。光源采用可调谐激光光源，并与光纤相连，可调谐激光光源的具体参数见表 1。

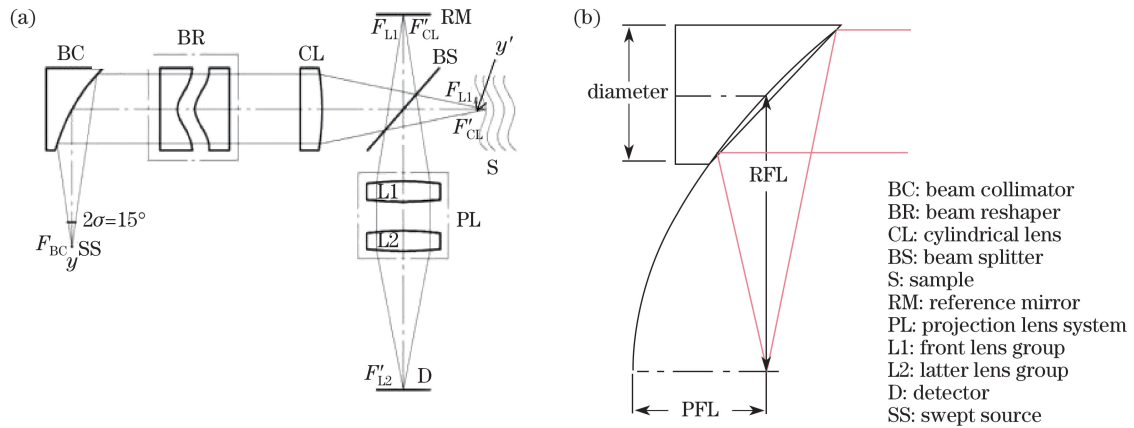


图 1 结构示意图。(a)干涉仪；(b)准直器

Fig. 1 Structural diagram. (a) Interferometer; (b) collimator

表 1 光源参数

Table 1 Specifications of light source

Parameter	Value
Resolution /pm	5
Sweep speed / $(\text{nm}\cdot\text{s}^{-1})$	1-100
Stability of resolution /pm	$\leq \pm 5$
Peak value of output power /dBm	$\geq +13$
Full tuning range of output power /dBm	$\geq +10$
Stability of output power /dB	± 0.01

在照明系统(样品臂)一路中，光纤末端直径为

$y=0.01\text{ mm}$ ，光源孔径角 $2\sigma \approx 14.46^\circ$ ，因此，准直器的孔径角为 $A = \sin \sigma \approx 0.126$ 。实验中使用的准直器如图 1(b)所示，面型为抛物面，半径为 33 mm，RFL 为 33 mm，PFL 为 16.5 mm。根据孔径角 $A = 0.126 \approx 0.13$ ，可得通光口径为 8.5 mm，边缘口径为 8.9 mm，像方孔径角和柱透镜组后焦距分别为 $A'_{CL} \approx 0.1$ ， $F'_{CL} = 55\text{ mm}$ ，设计要求照射在样品上的线光斑长度为 $y' = 8.5\text{ mm}$ 。在投影系统(参考臂)一路中，投影系统的放大倍率 $\beta = l/y' = 12.8/8.5 = 1.5$ ，设投影系统的物方孔径角 $A_{L1} = A'_{CL} \approx 0.1$ ，则

投影系统的像方孔径角 $A'_{L2} = A_{L1}/\beta = 0.1/1.5 = 0.067$ 。线探测器的像元尺寸为 $12.5 \mu\text{m} \times 250 \mu\text{m}$ ，像元数为 1024×1 ，由此可得该探测器光敏感区域长度为 $l = 12.8 \text{ mm}$ 。根据像元宽度尺寸可知，照明系统中照射在样品上的线宽 $L_w < 0.25/1.5 = 0.167 \text{ mm}$ 。为了减小误差，应设计成双远心光路。同时，为了提高系统的整体性能，投影系统像质需要达到以下要求：在系统使用波段范围内，由色差所导致的焦点偏移应小于系统的轴向分辨率（约为 $12.6 \mu\text{m}$ ），调制传递函数(MTF)应接近衍射极限。

2.2 照明系统(样品臂)的设计

激光的能量通常呈高斯分布，然而，在生物医学成像领域，能量的非均匀分布将导致能量集中度很高，使得边缘区域成像不清晰，导致无法得到准确的干涉信息，从而激光在该领域的应用受到限制。为了解决这一问题，高斯光束需转换成能量呈均匀分布的平顶光束，与其他方式相比，非球面整形方法以其高能量利用率和低成本等优势成为一种有效的方案。通常，非球面整形器用来实现高斯光束能量均匀化^[13]。在设计过程中，除添加两个非球面透镜外，为了满足线型光斑的要求，还要使用两片柱透镜。对于非球面整形器的设计，先要用 ZPL 宏语言批量添加操作数，再适当修改透镜间距以获得呈凹陷分布的光束，这样，光束经过柱透镜后可得到近似平顶的能量分布，照明系统整形原理如图 2 所示，其中 I 表示光强。设计得到的凹陷状和均匀化的能量分布如图 3(a) 所示，其中第一个图是准直后的光经过非球面透镜组后的能量分布图，第二个图是光再经过柱透镜组后最终得到的均匀化的能量分布图。

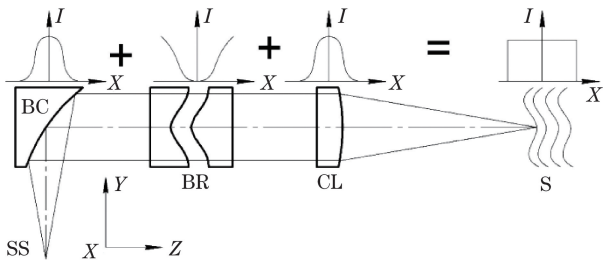


图 2 照明系统(样品臂)的结构示意图
Fig. 2 Structural diagram of illumination system (sample channel)

非球面整形器的设计通常有两种方案^[14]：开普勒型和伽利略型。对于开普勒型，由于结构中有两个平凸透镜且凸面相对，因此，平行光入射后两透镜之间必有一个会聚点，如果入射光能量很大，则周围

空气会发生电离，导致光能损失，鉴于这种情况，选择平凹和平凸透镜相结合的伽利略结构，这样可以避免轴上产生会聚点。利用 Zemax 软件对照明系统进行设计，设计的结构如图 3(b) 所示，其中 FL 表示第一个透镜，SL 表示第二个透镜。非球面整形器中第一个透镜是用来把高斯光束转换成能量呈均匀分布的光束，第二个透镜是用来准直来自前一个透镜的光束，使其平直出射，调整二者间距即可获得平直出射的凹陷型光束，平凸非球面透镜相对于两个凸的非球面来说加工简单、成本低。非球面整形器的两个非球面透镜均是 10 阶偶次非球面，二次曲面系数分别为 -0.943 和 -1.175 ，后两个柱透镜用来实现线型光斑，准直器的二次曲面系数为 -1 ，所有透镜材料为 Schott 玻璃库的 Lak28 型。

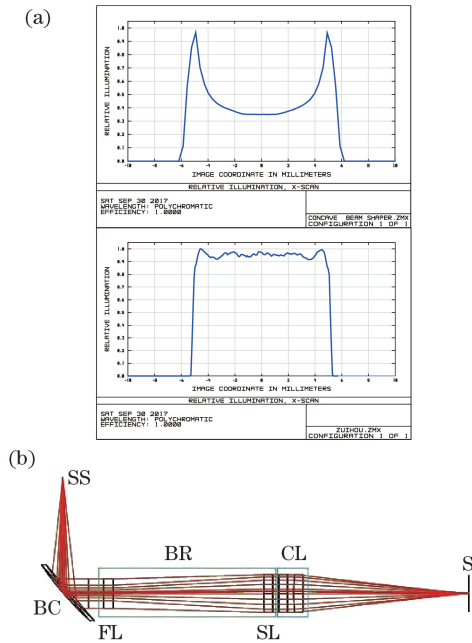


图 3 (a) 相对照度图；(b) 照明系统示意图
Fig. 3 (a) Relative illumination diagrams;
(b) schematic of illumination system

如图 4 所示，对有/无非球面整形器的照明系统的相对照度和光斑形状及大小进行了比较。可以看出，对于有非球面整形器的系统，其平顶光能量均匀度在 90% 左右，线型光斑能量集中的宽度为 0.17 mm ，基本达到 0.167 mm 的要求；对于无非球面整形器的系统，其能量集中在线型光斑的中心。另外，对于 OCT 系统而言，轴向分辨率和横向分辨率是基本的性能参数，其中，轴向分辨率为

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{1.31^2}{0.06} \approx 12.6 \mu\text{m}, \quad (1)$$

式中光源的中心波长 $\lambda = 1.31 \mu\text{m}$, 半峰全宽 (FWHM) $\Delta\lambda \approx 0.06 \mu\text{m}$ 。

横向分辨率取决于照明系统中的光学参数:

$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \cdot \frac{f}{D} = \frac{4 \times 1.31}{\pi} \cdot \frac{55}{8.5} \approx 10.8 \mu\text{m}, \quad (2)$$

式中 D 为投射在透镜组上的光束口径大小, f 为柱透镜组的有效焦距。另一个重要参数为系统成像深度, 成像深度受限于采样点数、光谱 FWHM、中心波长及激光在样品中的折射率, 每个轴向扫描

的采样点数与系统成像深度成正比, 对于一个选定的数据采集卡来说, 扫频速度越小, 采集到的点数越多, 即可实现更大的成像深度, 但这会牺牲速度; 相反, 大的扫频速度会使采样点减少, 从而牺牲成像深度, 因此实际搭建系统时要根据具体情况进行选择。对于高速扫频光源, 则需高速数据采集卡来实现一定成像深度。综上所述, 含有非球面整形器的照明系统设计已达到相关参数要求。

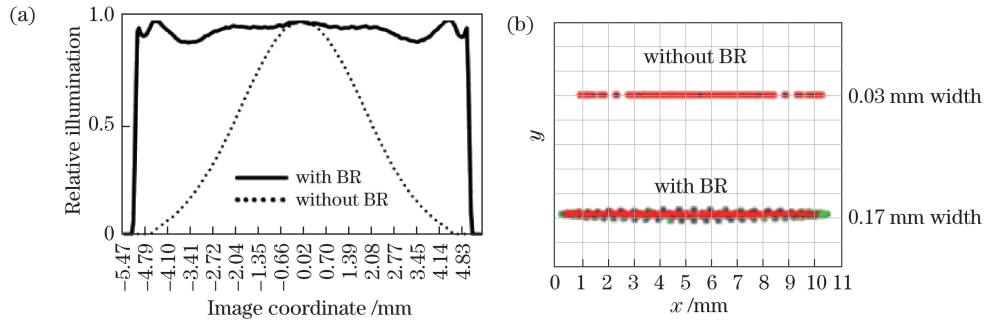


图 4 (a) 水平方向相对照度图; (b) 两个系统的点列图

Fig. 4 (a) Horizontal relative illumination; (b) spot diagrams of two systems

2.3 投影系统(参考臂)的设计

投影系统应将已得到的线型光斑放大至原来的 1.5 倍, 并同时满足焦点色偏移不超过系统轴向分辨率(约为 $12.6 \mu\text{m}$)。为满足以上要求, 需重新考虑材料的色散性质, 而光学材料的色散性质主要用阿贝数和相对部分色散系数来衡量。透镜材料应在近红外波段对阿贝数和相对部分色散系数进行选择, 而二者通常定义在可见光波段, 对近红外波段并不适用。综上, 根据系统需求, 对阿贝数和部分色散的定义进行补充说明并给出焦点位移定义^[15], 即

$$V = \frac{n_{1.31} - 1}{n_{1.26} - n_{1.36}}, \quad P = \frac{n_{1.31} - n_{1.36}}{n_{1.26} - n_{1.36}}, \quad \frac{\Delta\varphi}{\varphi} = \frac{\Delta P}{\Delta v}, \quad (3)$$

式中 V 为阿贝数, n_x 为波长 x ($1.26, 1.31, 1.36 \mu\text{m}$) 处的材料折射率, P 为材料部分色散系数, $\Delta\varphi$ 为系统光焦度的差值, ΔP 为材料部分色散系数的差值, Δv 为材料阿贝数的差值, φ 为系统光焦度。由(3)式可知, 焦点位移的大小取决于透镜材料间部分色散系数和阿贝数的差值。为了得到较小的焦点位移, ΔP 要小, 而 Δv 应尽可能大, 故选择了几种材料, 并根据(3)式计算出相应的阿贝数和部分色散值, 如图 5 所示。图 6 中给出了 6 透镜系统和 8 透镜系统的结构图及焦点位移图。在 6 透镜系统中, 两种材料 ΔP 的值小而 Δv 大, 达到了较好的消色差效果,

最大焦点位移为 $6.472 \mu\text{m}$; 8 透镜系统选用了三种材料, 通常选择三种材料是为了使其相对位置构成面积较大的三角形^[16], 在本系统中, 由于所选 Schott 玻璃库中的透镜材料 N-PK52A 和 SF4 或 SF6 组合都基本符合 ΔP 小而 Δv 大的要求, 因此没有运用面积原理, 而是三种材料交错使用, 即 N-PK52A 分别与 SF4 和 SF6 组合以达到消色差目的, 8 透镜系统的设计最终达到了最大焦点位移为 $12.116 \mu\text{m}$, 也符合要求。

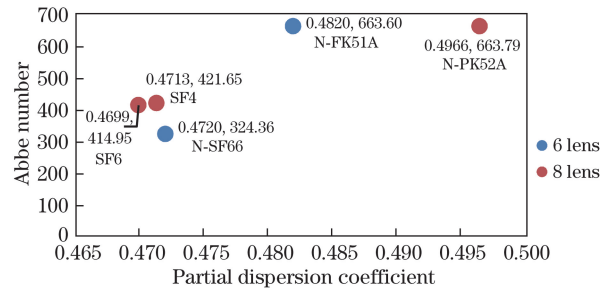


图 5 所选透镜材料的阿贝数及部分色散系数

Fig. 5 Abbe number and partial dispersion coefficients of selected lens materials

两个系统在结构上都实现了双远心光路。对于 8 透镜系统, 其近轴光线在前后组透镜间是基本平行的, 这意味着更换前/后组透镜焦距可以达到改变整个系统近轴垂轴放大率的目的, 因为系统焦距等于后组焦距与前组焦距的比值^[17]。对于消色差,

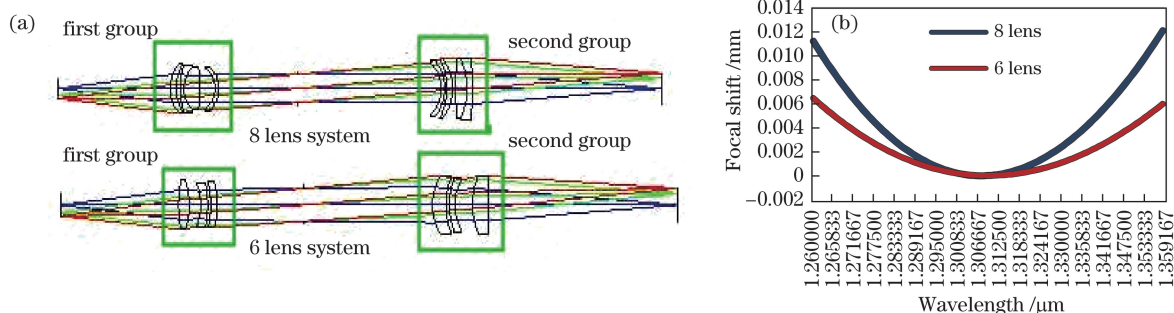


图 6 6 透镜及 8 透镜系统。(a)结构图;(b)焦点位移图

Fig. 6 6 and 8 lens systems. (a) Structural diagram; (b) focal shift diagram

6 透镜组选择的材料更满足消色差条件,即 ΔP 小而 Δv 大,但是材料 N-SF66 的折射率很高(接近 2),价格很贵;8 透镜材料间 ΔP 相差稍大,但所使用的是较为普遍的 SF6 和 SF4。综合多方面因素,6 透镜系统长度和色差以及透镜形状更合理,最终选择 6 透镜系统作为投影系统。

3 系统组合设计及干涉结果模拟

一方面,在 Zemax 序列模式里按上述参数对照明系统和投影系统进行设计,另一方面,通过加入半反半透镜,采用 Zemax 非序列将以上两个系统合并。由于用多重组态的方法建立整个系统比较复杂,而且不能设置探测器进行光线追迹,因此选择非序列模式。含/不含非球面整形透镜组 OCT 系统的三维图如图 7 所示,其中 M 表示平面反射镜,D 表示探测器,RM 表示参考反射镜,“/”表示“或者”。从图中可以看出,这两个系统尺寸相近,半反半透镜与两路平面反射镜的距离相等,以保证之后进行等厚干涉模拟时可直接对样品反射镜实现微小倾斜,

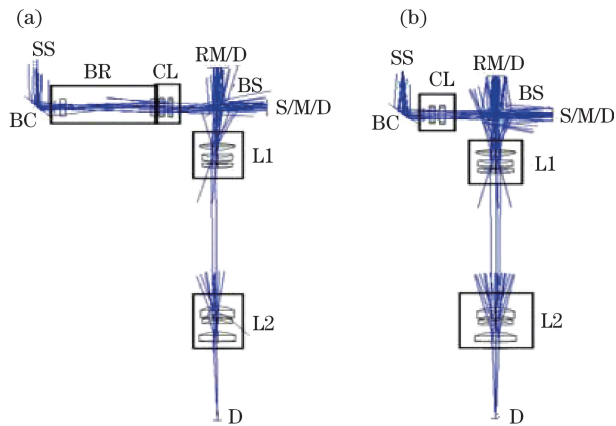


图 7 OCT 系统的三维结构示意图。(a)含有非球面透镜;
(b)不含有非球面透镜

Fig. 7 Three dimensional structural diagram of OCT system.
(a) With aspheric lens; (b) without aspheric lens

进而获得较小的光程差。

为了分析含有和不含有非球面整形器的 OCT 系统的区别并验证系统是否具有干涉能力,两臂之间需存在微小的光程差,这个光程差可以通过使样品臂平面反射镜略微倾斜而获得,这样,样品处反射镜与参考平面反射镜的位置是近似垂直的,从而形成了两个空气楔角,构成了等厚干涉的条件。由于线型光斑是沿 X 方向照射在样品上的,如果样品反射镜沿 X 轴倾斜,最后干涉仪出口的线探测器上得到的干涉条纹只是明纹或暗纹,无法计算个数,故选择使样品平面反射镜沿 Y 轴倾斜微小角度以清晰观察等厚干涉条纹。通常,只针对一个空气楔计算干涉条纹个数^[18],而该设计需要计算两个空气楔。当楔角较小时,会产生方向平行于棱边的明暗相间的条纹,对于楔角边缘一个确定的厚度 h ,其条纹公式为

$$\text{bright fringe: } 2nh + \frac{\lambda}{2} = j\lambda \quad (j = 1, 2, \dots), \quad (4)$$

$$\text{dark fringe: } 2nh + \frac{\lambda}{2} = (2j + 1) \frac{\lambda}{2} \quad (j = 1, 2, \dots), \quad (5)$$

式中 n 为楔角的折射率, λ 为中心波长。因此,条纹个数可依据(4)式或(5)式进行推导,这里选择暗条纹公式进行推导,两个相邻的暗条纹在楔角上对应的高度差为

$$\Delta h = \frac{\lambda}{2n}, \quad (6)$$

两个楔角的亮条纹个数为

$$\frac{h}{\Delta h} = \frac{h}{\lambda/2n} = \frac{2nh}{\lambda} = N, \quad (7)$$

$$N' = 2N, \quad (8)$$

式中 N 为一个楔角的条纹个数, N' 为两个楔角的条纹个数。据此,当楔角为 0.05° 时,可由(7)~(8)式

计算出亮条纹个数,即

$$N' = \frac{2nh}{\lambda} \cdot 2 = \frac{2 \times 1 \times \sin(0.05/180 \times \pi) \times 4.5}{1.31 \times 10^{-3}} \times 2 \approx 12. \quad (8)$$

观察含有和不含非球面透镜组的 OCT 系统的线探测器上的干涉条纹,结果如图 8(a)所示。光源功率设置为 1 W,追迹 100 万条光线。图 8(b)所示是两系统条纹对应的相干强度图。从图 8 可以看

出,含有非球面透镜组的系统边缘条纹对比度和亮度比较好,有利于后续图像的处理,而不含非球面透镜系统的边缘条纹强度较差。但是,从图 8(b)可以看出,同一角度两系统得到的条纹个数相同,与计算所得到的结果基本相同。至此,完成了基于迈克耳孙干涉仪的扫频线聚焦 OCT 系统的光学设计,同时与传统的含非球面整形器的 OCT 系统进行了对比,并在 Zemax 非序列模式下验证了所设计的 OCT 系统具备干涉能力。

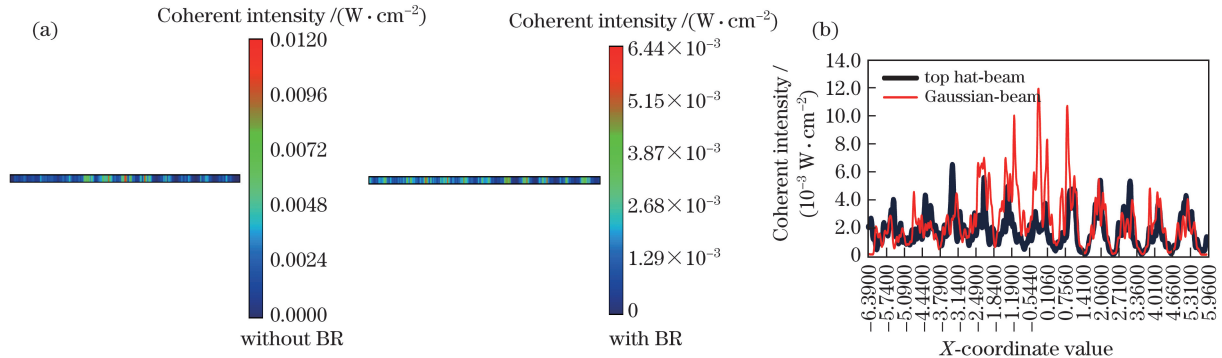


图 8 不含与含非球面透镜组的 OCT 系统。(a)干涉条纹图;(b)条纹相干强度图

Fig. 8 OCT systems without and with aspheric lens. (a) Interference fringes; (b) coherence intensity diagram of fringes

所设计的系统主要用来实现二维成像,而三维成像应用也较广泛,若以所提方案为基础完成三维成像,需在样品臂中添加一维扫描反射镜,扫描镜需添加在准直光路中,且为了避免像面是曲面,选择物镜前扫描系统。据此,扫描镜将放置非球面透镜组后柱透镜组前,之后仍采用一片半反半透镜与另一臂结合,扫描反射镜扫描角度以样本尺寸参数为依据,利用 Zemax 多重结构完成设计,线探测器需更换为相应尺寸的面探测器。

4 结 论

在 OCT 系统的样品臂中引入非球面整形透镜组,从 X 方向的相对照度图中可以看出,高斯光束经过非球面透镜组转化成能量呈凹陷型分布的光束,再经过柱透镜组后成功转化成能量呈均匀分布的平顶光束,同时,通过使用柱透镜将点聚焦模式转换成了线聚焦模式,从而避免使用机械扫描结构,减小了误差。投影系统的设计表明,在近红外波段,两种或三种不同材料的组合都可以很好校正色差。通过在 Zemax 非序列里组合两臂进行光线追迹,并不含有非球面整形透镜组的 OCT 系统进行了比较,较好地完成了紧凑、无机械扫描结构的 OCT 系统的光学设计,干涉现象与理论计算相符,验证了系统具备干涉能力。设计结果表明,对于高速高品质

成像的 OCT 系统,扫频光源、线聚焦模式以及非球面整形透镜组的引入是可行有效的。

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] Fercher A F, Mengedoht K, Werner W. Eye length measurement by interferometer with partially coherent light[J]. *Optics Letters*, 1988, 13(3): 186-188.
- [3] Fujimoto J G, De Silvestri S, Ippen E P, *et al.* Femtosecond optical ranging in biological systems[J]. *Optics Letters*, 1986, 11(3): 150-152.
- [4] Drexler W, Liu M Y, Kumar A, *et al.* Optical coherence tomography today: Speed, contrast and multimodality[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, 19(7): 071412.
- [5] Stephan A B, Brett E B, Costas P, *et al.* *In vivo* cellular optical coherence tomography imaging[J]. *Nature Medicine*, 1998, 4(7): 861-865.
- [6] Daniel J F, Branislav G, Tilman S, *et al.* Line-field parallel swept source MHz OCT for structural and functional retinal imaging[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(3): 716-719.
- [7] Hee M R, Huang D, Swanson E A, *et al.* Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging[J]. *Journal*

- of the Optical Society of America B, 1992, 9(6): 903-908.
- [8] Wang X, Li Z L, Nan N, *et al.* A method to improve sensitivity of swept source optical coherence tomography system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(8): 0807002.
王瑄, 李中梁, 南楠, 等. 一种提高扫频光学相干层析成像系统灵敏度的方法[J]. 中国激光, 2017, 44(8): 0807002.
- [9] He Q Y, Li Z L, Wang X C, *et al.* Automated retinal layer segmentation based on optical coherence tomographic images[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(10): 1011003.
贺琪欲, 李中梁, 王向朝, 等. 基于光学相干层析成像的视网膜图像自动分层方法[J]. 光学学报, 2016, 36(10): 1011003.
- [10] Yao X L, Ji K H, Liu G P, *et al.* Blood flow imaging by optical coherence tomography based on speckle variance and Doppler algorithm[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(3): 031702.
姚辛励, 季琨皓, 刘桂鹏, 等. 基于散斑方差和多普勒算法的光学相干层析术血流成像[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(3): 031702.
- [11] Gurov I P, Margaryants N B, Pimenov A Y. Line-field swept-source optical coherence tomography system for near infrared spectral region[J]. Scientific and Technical Journal of Information Technologies Mechanics and Optics, 2016, 16(1): 54-60.
- [12] Smith A M, Mancini M C, Nie S M. Bioimaging: Second window for *in vivo* imaging[J]. Nature Nanotechnology, 2009, 4(11): 710-711.
- [13] Hoffnagle J A, Jefferson C M. Design and performance of a refractive optical system that converts a Gaussian to a flattop beam[J]. Applied Optics, 2000, 39(30): 5488-5499.
- [14] Dickey F M, HoLswade S C. Laser beam shaping: Theory and techniques[M]. New York: Marcel Dekker Inc, 2000: 34-37.
- [15] Shepard R H, Sparrold S W. Material selection for color correction in the short-wave infrared[C]. SPIE, 2008, 7060: 70600E.
- [16] Kingslake R. Lens design fundamentals[M]. Burlington: Academic Press, 1978: 84-85.
- [17] Gao X Y, Xiao Z X, Wu S R. Design of an infinite image distance achromatic microscope objective based on OSLO[J]. Optics & Optoelectronic technology, 2006, 4(4): 4-7.
高兴宇, 萧泽新, 伍世荣. 基于 OSLO 的无限远像距消色差显微物镜的设计[J]. 光学与光电技术, 2006, 4(4): 4-7.
- [18] Zhang X H. The number of equal thickness interference fringes on the discussion[J]. Journal of Langfang Teachers College (Natural Science Edition), 2011, 11(6): 56-57.
张晓红. 关于等厚干涉条纹数目的讨论[J]. 廊坊师范学院学报(自然科学版), 2011, 11(6): 56-57.