

# 影响双干涉仪串联手持式 FFOCT 系统成像特性的主要因素分析

李冉, 高万荣\*, 唐逸枫

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

**摘要** 报道一个改进的基于双干涉仪串联的手持式全场光学相干层析成像(FFOCT)系统。该系统中迈克耳孙干涉仪作补偿干涉仪, 菲佐干涉仪作探测干涉仪, 并在原有的系统基础上增设了一个平面反射镜以改变系统光路, 便于样品的水平放置。分析了反射镜与其他系统主要元件的角度偏移对系统成像质量和系统补偿距离的影响。所获得的结果对手持式 FFOCT 系统的设计具有重要的指导意义。

**关键词** 全场光学相干层析术; 成像系统; 角度偏差; 误差分析

中图分类号 O436

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP221765

## Main Factor Analysis for Imaging Performance of Hand-Held Full-Field Optical Coherence Tomography System with Dual Interferometers

Li Ran, Gao Wanrong\*, Tang Yifeng

School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science & Technology,  
Nanjing 210094, Jiangsu, China

**Abstract** In this study, we report an improved hand-held full-field optical coherence tomography (FFOCT) system based on a combination of double interferometers. The system uses a Fizeau interferometer for detection and a Michelson interferometer for compensation. The initial system was modified by the addition of a plane mirror to alter its optical path and to make it easier to arrange samples horizontally. The analysis was conducted on how the system's imaging quality and compensation distance were affected by the angle deviation between the mirror and other key components of the system. The obtained results are useful for the design and optimization of the hand-held FFOCT system.

**Key words** full-field optical coherence tomography; imaging system; angle deviation; error analysis

## 1 引言

光学相干层析术(OCT)是一种目前多用于生物系统的无创纵向断面光学断层成像的技术<sup>[1]</sup>。该技术基于低相干光干涉原理,通过采集生物组织的后向散射光与参考光发生低相干干涉的信息以获得生物组织的深度信息,结合扫描方式进行层析成像<sup>[2]</sup>。它具有低损、非侵入、高分辨率、高成像速度、高探测灵敏度的特点,可实现对生物组织不同深度的层析成像。OCT 目前主要应用于眼科、牙科、心血管、皮肤科等方面的临床诊断<sup>[3-4]</sup>。由于成像原理的不同,OCT 被分为时域 OCT、频域 OCT 和全场 OCT。相比于其他的 OCT,

全场 OCT 可以直接获得样品的二维结构,只需经过样品臂的轴向扫描即可获得样品的三维结构信息,从而更快地三维成像<sup>[2]</sup>。

全场光学相干层析技术(FFOCT)的前身来源于光学相干显微技术(OCM),是在时域 OCT 的基础上,采用低相干照明光源、一对代替普通物镜的显微物镜和面阵 CCD 相机来实现一次性平面结构检测从而获得层析图像的系统<sup>[5-9]</sup>。该技术适用于医学内窥镜<sup>[10]</sup>。相比于传统内窥镜和超声成像技术,FFOCT 可非侵入地观察活体组织,成像深度较传统内窥镜深,能保证较高的分辨率。

Fercher 等<sup>[11-12]</sup>基于部分激光干涉测量法,结合两

收稿日期: 2022-06-05; 修回日期: 2022-06-11; 录用日期: 2022-06-20; 网络首发日期: 2022-06-28

基金项目: 中央高校基本科研业务费专项资金(30920010003)、国家自然科学基金(61275198, 60978069)

通信作者: \*wgao@njjust.edu.cn

种干涉仪,设计使用法布里-珀罗标准具作为补偿干涉仪的串联结构测量眼内距离。1992年,Hitzenberger等<sup>[13-14]</sup>优化了法布里-珀罗标准具的系列结构,使用常规的迈克耳孙干涉仪代替了法布里-珀罗干涉仪作为补偿干涉仪;为了补偿光程差,将其中一臂连接到一个位移平台上,使参考臂和测量臂空间分离,然后测量了角膜的厚度。2008年,杨亚良等<sup>[15]</sup>提出了适合内窥成像的共光路型的FFOCT系统,采用迈克耳孙干涉仪进行光程补偿,并使用菲佐干涉仪作为传感探头,对镀有银膜的反射镜进行系统成像,结果表明,改进的系统减少了系统成像对外界干扰的敏感性,更适合内窥成像。2014年,朱晓萌等<sup>[16]</sup>提出了一种使用改进型Köhler照明系统的FFOCT系统,基于Linnik干涉仪结构,对传统FFOCT系统进行了改良。2021年,Tang等<sup>[17]</sup>提出了一个基于双干涉仪结构的手持式FFOCT系统,并采用了升级的Köhler照明系统,通过对洋葱表皮、虾壳等成像,分析了部分系统组件偏差对系统成像质量的影响。

本文采用双干涉仪的结构,对基于迈克耳孙干涉仪和菲佐干涉仪的手持式FFOCT系统进行部分改进。在起初的FFOCT系统结构设计中,为了验证系统的成像性能,样品常常是垂直放置的,因此样品必须要很薄,否则固定不稳定。若要FFOCT系统应用于实际的临床手术间的快速诊断,一个关键的问题是如何解决厚样本的水平放置问题。因此,在本工作中,在样本光路中添加了反射镜,可以实现厚样本的水平放置。之后继续分析新增加的光学元件的偏差对系统的影响,并结合系统中原有的一系列元件的误差影响,进行了对相关成像质量和所需补偿距离的影响分析。结果表明,实验系统中元件误差对成像影响最大的是迈克耳孙干涉仪中的平面反射镜,其余两个元件,即反射镜和分束器的误差影响相对较小。

## 2 实验系统

本实验系统是一个基于双干涉仪的手持式FFOCT系统,其原理图如图1所示。

该FFOCT系统选用大宽带的高强度光纤非相干光源(OSL1, Thorlabs公司,美国),采用柯勒照明系统以提供均匀照明,迈克耳孙干涉仪作为补偿干涉仪,菲佐干涉仪作为探测干涉仪<sup>[17]</sup>,更容易实现系统的小型化,也使该系统更容易保证高灵敏度和高空间分辨率。

OSL1的光具有550 nm的中心波长和250 nm的带宽,光通过一个升级的Köhler照明系统进入迈克耳孙干涉仪。迈克耳孙干涉仪作为补偿干涉仪,它的两个臂装有完全相同的平面镜,其中一臂为参考臂,另一臂的平面镜与压电转换器(PZT)相连接,提供相位调制,然后把它们都放在电动线性平移台上(LNR502E TravelMax, Thorlabs公司)来调节光程和补偿整个系

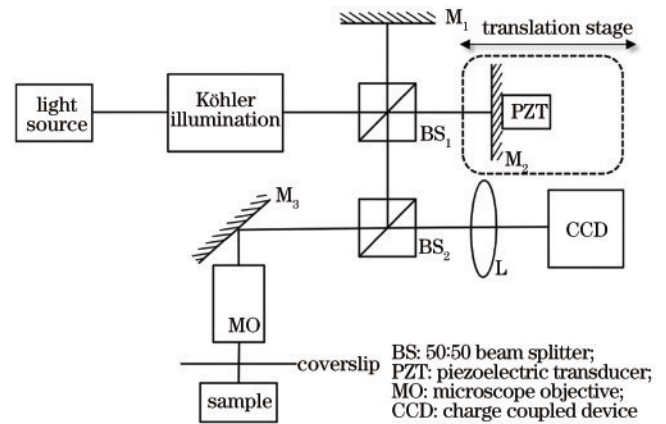


图1 FFOCT系统示意图

Fig. 1 Schematic of FFOCT system

统的光程差。光由双臂的平面镜反射,然后由第二个分束器反射后进入探测臂。探测臂采用菲佐干涉仪结构,该结构包括一个显微镜物镜(10×/0.3NA)、一个反射镜、一个盖玻片和样品。光分别从盖玻片和样品反射回来,然后传输至第二个分束器和透镜L。最后,干涉信号由区域CCD捕获,获得相应的样品结构信息。

该系统的手持探针部分原先包括一个显微镜物镜、盖玻片和测试样品,本文对其进行了一定的改进,增设了一个反射镜,该反射镜处于物镜之前,第二分束器之后,调整了未加反射镜时的样品摆放位置,将其由竖直摆放转变为水平摆放。这样既更便于样品的放置,又使样品的放置更为稳定,增加了系统的稳定性,便于手持式FFOCT系统的使用。改进后的FFOCT系统的视场范围最大为300 μm×230 μm,系统的理论分辨率为0.5 μm×0.7 μm。

## 3 反射镜、分束器和平面镜的角度偏移的影响

相比于传统的FFOCT系统,所设计的系统具有更多的光学组件,在菲佐干涉仪系统之后样品之前增加了一反射镜M<sub>3</sub>。增加反射镜的目的是可以水平放置样品,这样既增加了系统的稳定性,也使样品的放置更加方便。理想情况下,放置的反射镜M<sub>3</sub>与光轴方向的夹角为45°,在系统中其他光学组件不存在角度偏差时,系统中的两个光学信号的光程差可以通过调节迈克耳孙干涉仪的补偿距离得到调节,从而满足光程差小于相干长度的成像条件。但在实际情况中,无法避免反射镜或其他光学组件存在的角度偏差,此时随着角度偏差的增加,成像深度和所需要的补偿距离、最终的成像分辨率都会受到影响。

CCD所探测到的干涉光强度<sup>[18]</sup>可以表示为

$$I(\delta) = \exp\left[-\left(\frac{2(\delta - \delta_s)}{\Delta l}\right)^2\right] \cos\left[\frac{2\pi}{\lambda_0}(\delta - \delta_s)\right], \quad (1)$$

式中:  $\Delta l$  是光源的相干长度, 本系统中使用的光源的中心波长为 550 nm, 带宽为 250 nm, 所以可知相干长度  $\Delta l$  为 1.21  $\mu\text{m}$ ;  $\delta - \delta_s$  表示系统光路的光程差;  $\cos\left[\frac{2\pi}{\lambda_0}(\delta - \delta_s)\right]$  表示光源经过系统后的干涉输出。可以用高斯函数来表示系统的条纹可见度  $V^{[6]}$ , 表达式为

$$V = \left[ - \left( \frac{2(\delta - \delta_s)}{\Delta l} \right)^2 \right] \quad (2)$$

系统中光程差满足条件:

$$|\Delta| \leq \Delta l \quad (3)$$

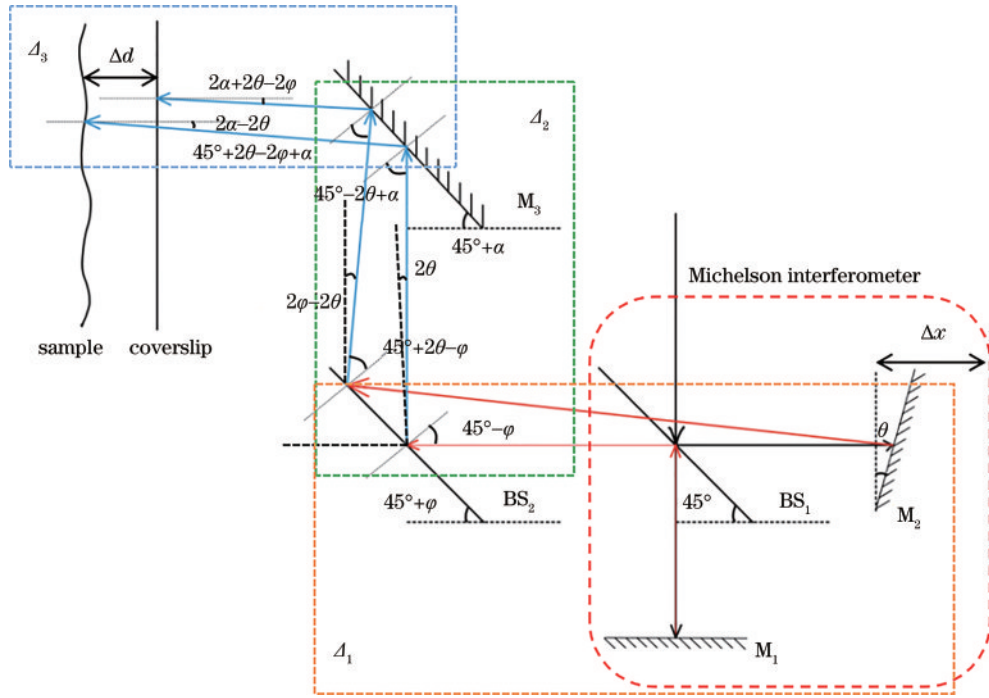


图 2 反射镜  $M_3$ 、分束器  $BS_2$  和平面镜  $M_2$  都存在角度偏移时的系统光路示意图

Fig. 2 Schematic of the optical path of the system when the mirror  $M_3$ , beam splitter  $BS_2$ , and plane mirror  $M_2$  have orientation deviation

第一部分的光路示意图如图 3 所示。其中平面镜  $M_2$  的偏移角度为  $\theta$ , 第二个分束器  $BS_2$  的偏移角度为  $\varphi$ , 补偿距离为  $\Delta x$ ,  $BS_2$  中心到零光程点 ( $M_1$ ) 的距离为  $x$ , 最终可得该部分光信号的光程差为

$$\Delta_1 = I_1 - I_2 = \Delta x + \frac{\Delta x + x}{\cos 2\theta - \frac{\sin 2\theta}{\tan(45^\circ + \varphi)}} - x \quad (5)$$

第二部分的光路示意图如图 4 所示。其中第二个分束器  $BS_2$  的偏移角度为  $\varphi$ , 反射镜  $M_3$  的偏移角度为  $\alpha$ , 反射镜  $M_3$  到第二个分束器  $BS_2$  的距离为  $d_2$ , 两个光信号在第二个分束器  $BS_2$  上的反射点之间的轴向距离为  $d_1$ , 由图 4 可求得

$$d_1 = \frac{\Delta x + x}{\cos 2\theta - \frac{\sin 2\theta}{\tan(45^\circ + \varphi)}} \cdot \sin 2\theta \quad (6)$$

### 3.1 反射镜 $M_3$ 、分束器 $BS_2$ 和平面镜 $M_2$ 的角度偏差对系统的影响

在实际实验时, 系统处于非理想情况, 一般会出现反射镜  $M_3$ 、第二分束器  $BS_2$  和平面镜  $M_2$  都存在一定角度偏差的情况, 如图 2 所示。将系统的光程差分为三部分来研究; 第一部分为迈克耳孙干涉仪到第二个分束器  $BS_2$  之间的光程差  $\Delta_1$ ; 第二部分为从第二个分束器  $BS_2$  到反射镜  $M_3$  之间的光程差  $\Delta_2$ ; 第三部分为从反射镜  $M_3$  到样品及其反射回的光信号间的光程差  $\Delta_3$ 。最终整个系统的光信号间的光程差为

$$\Delta = \Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 \quad (4)$$

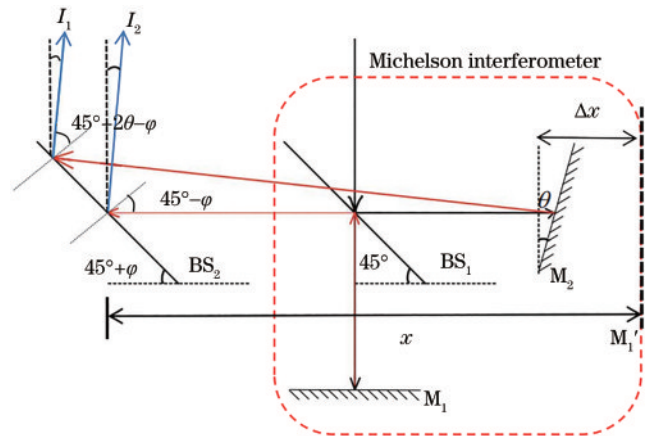


图 3 迈克耳孙干涉仪部分的角度偏差分析示意图

Fig. 3 Schematic of orientation deviation analysis of Michelson interferometer part



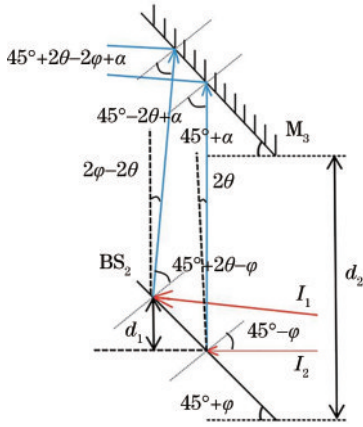


图 4 第二分束器到反射镜部分的角度偏差分析示意图  
Fig.4 Schematic of orientation deviation analysis from the second beam splitter to the mirror

最终得到第二部分的光程差为

$$\Delta_2 = I_1 - I_2 = d_2 \left[ \frac{1}{\cos(2\theta - 2\varphi) - \frac{\sin(2\theta - 2\varphi)}{\tan(45^\circ + \alpha)}} - \frac{1}{\cos 2\theta + \frac{\sin 2\theta}{\tan(45^\circ + \alpha)}} \right] \quad (7)$$

第三部分的光路示意图如图 5 所示。其中光信号  $I_1$  和  $I_2$  在反射镜  $M_3$  上的反射点之间的轴向距离为  $d_3$ ，光信号  $I_1$  在反射镜  $M_3$  上的反射点到盖玻片的距离为  $d_4$ ，样品的成像深度为  $\Delta d$ ，求得

$$\Delta_3 = I_1 - I_2 = \frac{d_4}{\cos(2\alpha + 2\theta - 2\varphi)} - \frac{\Delta d + d_3 + d_4}{\cos(2\alpha - 2\theta)} \quad (8)$$

由图 3 和图 4 可求得

$$d_3 = \frac{d_1 \cdot \cos(45^\circ + \alpha)}{\sin(45^\circ + \varphi)} + d_2 \left[ \frac{1}{\cot 2\theta + \tan(45^\circ + \alpha)} - \frac{1}{\cot(2\varphi - 2\theta) + \tan(45^\circ + \alpha)} \right] \quad (9)$$

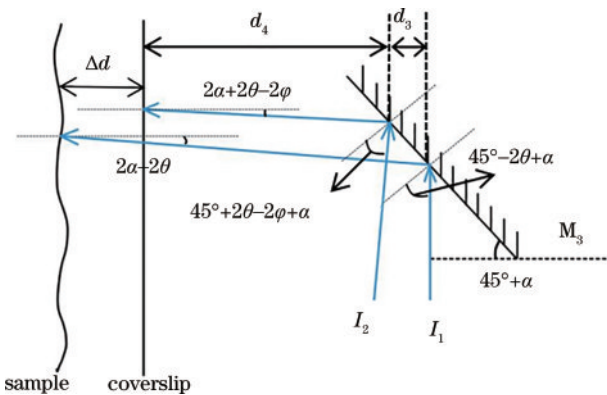


图 5 样品与反射镜  $M_3$  部分角度偏移分析示意图  
Fig.5 Schematic of partial orientation deviation analysis between sample and mirror  $M_3$

最终,将式(5)、(7)、(8)代入式(4),即可得到当反射镜、分束器和平面镜都存在一定的角度偏差时系统光信号的总光程差。

### 3.2 反射镜 $M_3$ 的角度偏差对系统可见度的影响

在获得系统总光程差的基础上,首先研究在只有反射镜  $M_3$  有一定角度偏差,其他光学组件皆处于标准位置的情况下反射镜角度偏移的影响。假设反射镜  $M_3$  相对于标准位置的角度偏差为  $\alpha$ ,平面镜  $M_2$  到零点处的距离(即迈克耳孙干涉仪对系统的补偿距离)为  $\Delta x$ ,从盖玻片到样品的平均距离为  $\Delta d$ ,如图 6 所示,则整个系统中两个光信号的光程差为

$$\Delta = 2\Delta x - \frac{2\Delta d}{\cos 2\alpha} \quad (10)$$

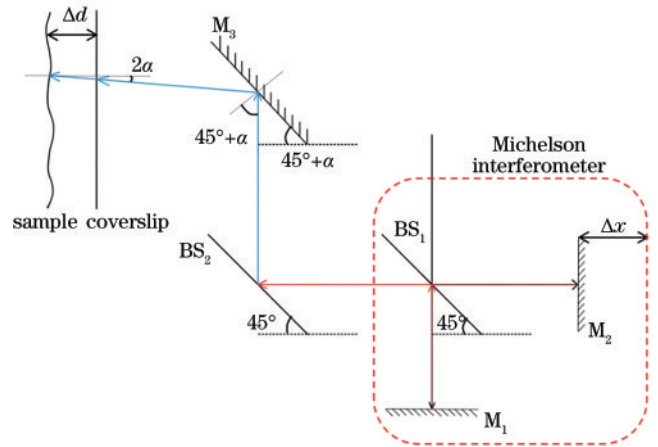


图 6 只有反射镜  $M_3$  存在角度偏差时的系统光路示意图  
Fig.6 Schematic of system light path when only the mirror  $M_3$  has an orientation deviation

从式(10)可得,系统光程差成像深度和补偿距离间不是简单的对应关系,它们的值与反射镜的偏移角度也有关系,在研究角度偏差和成像深度对系统可见度的影响时,取  $\Delta x = \Delta d$ 。

图 7 显示了只有反射镜  $M_3$  有偏移角度时系统可见度的变化。图 7(a)表示在不同偏移角度下,系统可见度随成像深度增加的变化情况;图 7(b)表示在不同成像深度下,系统可见度随反射镜偏移角度增加的变化情况。图 7(a)中,采用  $1^\circ$ 、 $3^\circ$ 、 $5^\circ$ 、 $7^\circ$ 、 $10^\circ$  偏移角度作为参考项,可以得到,随着偏移角度的增大,成像深度的增加对可见度的影响变大;图 7(b)中,分别采用了  $1, 5, 10, 20, 30 \mu\text{m}$  成像深度作为参考项,最终可以看出,随着成像深度的增加,角度偏移对可见度的影响变大。最终可以得到结论:当反射镜的偏移角度大于  $5^\circ$  时,要想获得较好的系统可见度,成像深度就不可大于  $25 \mu\text{m}$ ;为了确保在更大的成像深度时仍可以获得更好的成像,反射镜的偏移角度要控制在  $1^\circ$  以内。

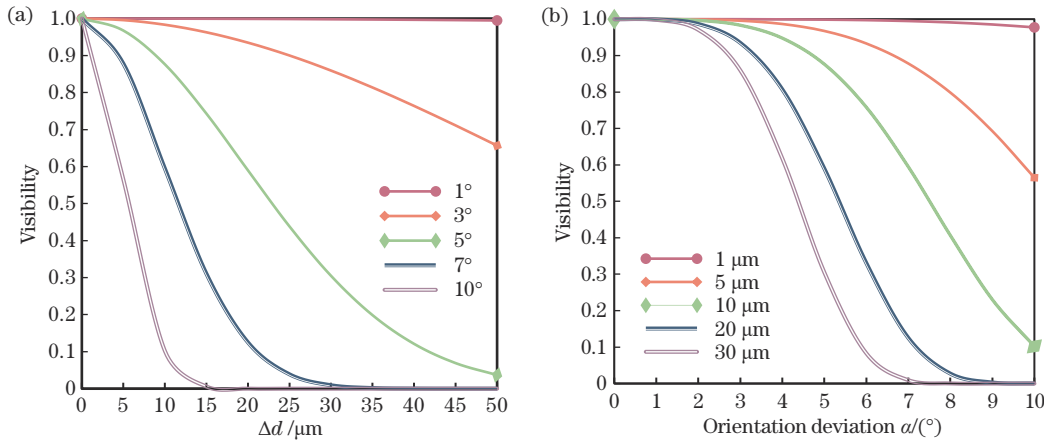


图 7 反射镜  $M_3$  的偏移角度的影响。(a) 在不同偏移角度下, 系统可见度随成像深度增加的变化情况; (b) 不同成像深度下, 系统可见度随反射镜偏移角度增加的变化情况

Fig. 7 Influence of the orientation deviation of the mirror  $M_3$ . (a) Change of system visibility with the increase of imaging depth under different orientation deviations; (b) change of system visibility with the increase of mirror orientation deviation at different imaging depths

### 3.3 反射镜的角度偏差对补偿距离的影响

在图 1 所示的系统中, 因为存在角度偏移, 所以对于样品, 在同样的成像深度  $\Delta d$  下, 所需要的补偿距离  $\Delta x$  也会因为偏移角度  $\alpha$  的存在而不同。将式 (10) 代入式 (1), 将其展开, 可得到  $\Delta x$  的取值范围:

$$\frac{\Delta d}{\cos 2\alpha} - 0.605 \leq \Delta x \leq 0.605 + \frac{\Delta d}{\cos 2\alpha}. \quad (11)$$

通过一定的计算, 得到不同成像深度  $\Delta d$  下所需要的补偿距离  $\Delta x$  的范围与偏移角度  $\alpha$  的关系, 如图 8 所

示, 可知在同一成像深度下, 补偿距离  $\Delta x$  会随偏移角度  $\alpha$  的增大而增大。

表 1 总结了不同成像深度下, 角度偏差引起的补偿距离范围的最大最小值相对标准值的误差与角度偏差的关系。由表 1 可知, 对于同样的偏移角度  $\alpha$ , 所需补偿距离的最大值与标准值的相对误差会随成像深度的增大而增大, 而所需补偿距离的最小值与标准值的相对误差会随成像深度的增大而减小。

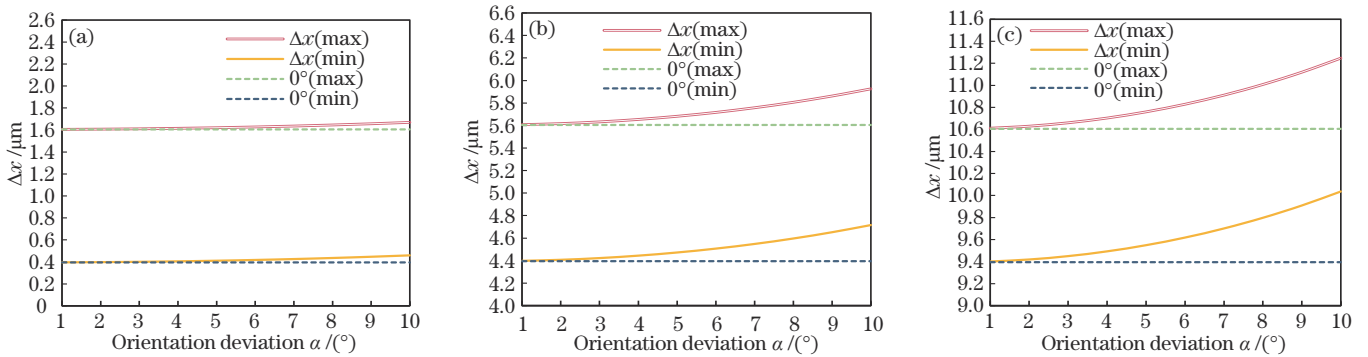


图 8 不同成像深度下, 补偿距离的范围与角度偏差的关系。(a)  $\Delta d = 1 \mu\text{m}$ ; (b)  $\Delta d = 5 \mu\text{m}$ ; (c)  $\Delta d = 10 \mu\text{m}$

Fig. 8 Relationship between the compensation range and the orientation deviation at different imaging depths. (a)  $\Delta d = 1 \mu\text{m}$ ; (b)  $\Delta d = 5 \mu\text{m}$ ; (c)  $\Delta d = 10 \mu\text{m}$

表 1 不同成像深度下, 角度偏差引起的补偿距离范围的最大最小值相对标准值的误差与角度偏差的关系

Table 1 Relation between the orientation deviation and relative error that between the maximum and minimum value of the compensation range caused by the orientation deviation and the standard value at different imaging depths

$\alpha / (^\circ)$	Relative error of $\Delta x_{\text{max}} / \%$			Relative error of $\Delta x_{\text{min}} / \%$		
	$\Delta d = 1 \mu\text{m}$	$\Delta d = 5 \mu\text{m}$	$\Delta d = 10 \mu\text{m}$	$\Delta d = 1 \mu\text{m}$	$\Delta d = 5 \mu\text{m}$	$\Delta d = 10 \mu\text{m}$
1	0.037977837	0.054375047	0.057477065	0.154315007	0.069345197	0.064879646
2	0.152143177	0.217832114	0.230259123	0.618202025	0.277804095	0.259914635
3	0.343194977	0.491371934	0.519403996	1.394501108	0.626652944	0.586299029
4	0.612309793	0.876679053	0.926692332	2.487992957	1.118040066	1.046042808

续表

$\alpha / (^\circ)$	Relative error of $\Delta x_{\max} / \%$			Relative error of $\Delta x_{\min} / \%$		
	$\Delta d = 1 \mu\text{m}$	$\Delta d = 5 \mu\text{m}$	$\Delta d = 10 \mu\text{m}$	$\Delta d = 1 \mu\text{m}$	$\Delta d = 5 \mu\text{m}$	$\Delta d = 10 \mu\text{m}$
5	0.961159586	1.376147311	1.454654536	3.905471229	1.755018356	1.642002273
6	1.391937326	1.992916511	2.106609532	5.655846605	2.541592046	2.377923799
7	1.907391170	2.730921345	2.886716481	7.750285640	3.482779099	3.258502212
8	2.510868189	3.594954009	3.800040966	10.20238847	4.584691063	4.289455502
9	3.206368997	4.590742409	4.852637662	13.02841074	5.854632811	5.477618138
10	3.998614964	5.725046402	6.051652067	16.24753675	7.301225275	6.831055899

### 3.4 其他情况时的系统光程差分析

进行反射镜  $M_3$  的误差分析后,通过分情况的方法计算系统光程差来比较不同元件误差对系统的影响。

第一种情况,即当只有平面镜  $M_2$  有误差时,即  $\varphi = \alpha = 0^\circ$ ,将其代入式(4),可得到此时系统的光程差为

$$\Delta = \Delta x + \frac{\Delta x + x}{\cos 2\theta - \sin 2\theta} - x + 2d_2 \left( \frac{1}{\cos 2\theta - \sin 2\theta} - \frac{1}{\cos 2\theta + \sin 2\theta} \right) - 2 \frac{\Delta d + d_3}{\cos 2\theta}, \quad (12)$$

其中,

$$d_3 = d_1 = \frac{\Delta x + x}{\cos 2\theta - \sin 2\theta} \cdot \sin 2\theta. \quad (13)$$

第二种情况,即当只有第二分束器  $BS_2$  有误差时,即  $\theta = \alpha = 0^\circ$ ,代入式(4),可得此时系统光程差为

$$\Delta = 2\Delta x - \frac{2\Delta d}{\cos 2\varphi}. \quad (14)$$

对比式(14)和式(10),可以发现,第二分束器  $BS_2$  有误差时系统的光程差与反射镜  $M_3$  有误差时的系统光程差一致,其对系统条纹可见度的影响同理,有误差时对补偿距离的要求也与反射镜  $M_3$  基本一致。

第三种情况,当其他两个元件都存在误差,而第二分束器  $BS_2$  不存在角度偏差即  $\varphi = 0^\circ$  时,对系统光程差进行下列分析。此时系统光程差  $\Delta$  为

$$\Delta = \Delta x + \frac{\Delta x + x}{\cos 2\theta - \sin 2\theta} - x + d_2 \left[ \frac{\cos(45^\circ + \alpha)}{\sin(45^\circ - \alpha - 2\theta)} - 1 \right] + \frac{d_4}{\cos(2\alpha + 2\theta)} - \frac{\Delta d + d_2 + d_3}{\cos 2\alpha}, \quad (15)$$

其中,

$$d_1 = \sqrt{2} \cdot \sin 2\theta \cdot \frac{\Delta x + x}{\cos 2\theta - \sin 2\theta}, \quad (16)$$

$$d_3 = \frac{d_2}{\cot 2\theta - \cot(45^\circ - \alpha)} + 2\cos(45^\circ + \alpha) \cdot \frac{\Delta x + x}{\cot 2\theta - 1}. \quad (17)$$

第四种情况,当只有迈克耳孙干涉仪中的平面镜  $M_2$  不存在角度偏差即  $\theta = 0^\circ$  时,对系统光程差进行下列分析。此时系统光程差  $\Delta$  为

$$\Delta = 2\Delta x - \frac{2\Delta d}{\cos(2\alpha - 2\varphi)}. \quad (18)$$

分析不同关键元件对系统成像参数影响后,可以得出,三种主要元件反射镜  $M_3$ 、第二分束器  $BS_2$  和平面镜  $M_2$  中,误差对系统影响最大的是迈克耳孙干涉仪中的平面镜  $M_2$ ,其余两个元件的误差对系统成像性能的作用十分相似,且较平面镜  $M_2$  小。因此在实际实验的应用中,首先要注意系统中迈克耳孙干涉仪部分的误差情况,先进行平面镜  $M_2$  的相关调试工作,保证它有极小的误差后,再进行其他元件的调试和后续的样品成像等工作。

## 4 实验结果

为了验证理论分析,采用图1所示的小型化 FFOCT 系统进行样品成像。选择结构相对平滑的样本,用幻灯片的形式快速滑动多组图像,来讨论角度偏差。主要选择洋葱进行成像。相比于其他样品,洋葱的表面相对平滑、结构清晰、层次丰富,并且它的干涉信号更容易从其他条纹组中区分出来。图9分别为洋葱的显微图像和洋葱表面以及在  $10 \mu\text{m}$  和  $15 \mu\text{m}$  深度下的光学断层正面图像。图9(b)~(d)中洋葱细胞壁

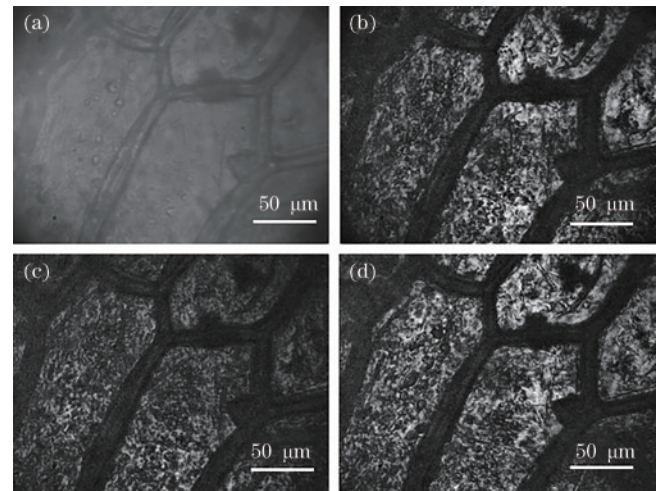


图9 洋葱成像。(a)洋葱表面的显微图像;(b)~(d)成像深度分别为0,10,15  $\mu\text{m}$  的洋葱层析图

Fig. 9 Imaging of onions. (a) Microscopic image of onion surface; (b)~(d) en face images of onion at depths of 0, 10, 15  $\mu\text{m}$ , respectively



的结构清晰可见,从图 9(b)和图 9(d)中可以观察到正在有丝分裂的洋葱核。这些结果表明,所设计的小型化 FFOCT 系统可以在相同光源照明下获得实际分辨率相同的正面图像,同时表明改进后的小型化 FFOCT 系统具有对细胞的层析成像能力,并且仍具有较高的分辨率和成像深度。

## 5 结 论

对基于迈克耳孙干涉仪和菲佐干涉仪串联的 FFOCT 系统进行了优化,双干涉仪结合的结构更便于系统的小型化,同时以调整系统光路为目的增设了反射镜。系统光源的相干长度为  $1.2\ \mu\text{m}$  并且配有  $0.3\text{NA}$  的显微物镜,空间分辨率为  $0.5\ \mu\text{m}\times 0.7\ \mu\text{m}$  (轴向 $\times$ 横向)。分析了反射镜、平面镜和第二个分束器的误差对系统成像的影响,并进行了比较,系统中反射镜和分束器的误差影响较小,偏移角度控制在  $1^\circ$  内即可,成像质量受迈克耳孙干涉仪中平面镜误差的影响相对更大。同时,反射镜的误差也会相应影响成像所需的补偿距离。结合误差分析,有利于在实验时对系统的调试与对相关参数的计算与验证。最后利用小型化 FFOCT 系统对洋葱进行了成像,验证了该 FFOCT 系统成像的分辨率、成像深度和稳定性。

本文对手持式 FFOCT 系统的优化既保留了其原有特性,同时增加了系统稳定性,更便于系统的成像。针对系统的改变,进行了相应成像性能参数的分析,便于实验时对系统的调试、对系统成像质量的研究与后续系统的优化。

## 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] 朱越. 全场光学相干层析术关键技术研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2018: 39-40.  
Zhu Y. Research on key technology in full-field optical coherence tomography[D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2018: 39-40.
- [3] Fercher A F. Optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 1996, 1(2): 157-173.
- [4] Vabre L, Dubois A, Boccara A C. Thermal-light full-field optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2002, 27(7): 530-532.
- [5] Gao W R. Image contrast reduction mechanism in full-field optical coherence tomography[J]. Journal of Microscopy, 2016, 261(3): 199-216.
- [6] Gao W R. Fourier spectrum analysis of full-field optical coherence tomography for tissue imaging[J]. Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 2015, 471(2179): 20150099.
- [7] Gao W R. Effects of temporal and spatial coherence on resolution in full-field optical coherence tomography[J]. Journal of Modern Optics, 2015, 62(21): 1764-1774.
- [8] Gao W R, Zhu Y. Fractal analysis of *en face* tomographic images obtained with full field optical coherence tomography[J]. Annalen Der Physik, 2017, 529(3): 1600216.
- [9] Zhu Y, Gao W R, Zhou Y, et al. Rapid and high-resolution imaging of human liver specimens by full-field optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2015, 20(11): 116010.
- [10] 杨亚良. 全场光学相干层析成像研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2008: 99-109.  
Yang Y L. Full-field optical coherence tomography[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2008: 99-109.
- [11] Fercher A F, Mengedocht K, Werner W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light[J]. Optics Letters, 1988, 13(3): 186-188.
- [12] Fercher A F, Hitzenberger C, Juchem M. Measurement of intraocular optical distances using partially coherent laser light[J]. Journal of Modern Optics, 1991, 38(7): 1327-1333.
- [13] Hitzenberger C K. Méasurement of corneal thickness by low-coherence interferometry[J]. Applied Optics, 1992, 31(31): 6637-6642.
- [14] Hitzenberger C K, Drexler W, Fercher A F. Measurement of corneal thickness by laser Doppler interferometry[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science, 1992, 33(1): 98-103.
- [15] 杨亚良, 丁志华, 孟婕, 等. 适合于内窥成像的共路型光学相干层析成像系统[J]. 光学学报, 2008, 28(5): 955-959.  
Yang Y L, Ding Z H, Meng J, et al. Common path optical coherence tomographic system suitable for endoscopic imaging[J]. Acta Optica Sinica, 2008, 28(5): 955-959.
- [16] 朱晓萌, 高万荣, 朱越. 使用改进型科勒照明系统的全场光学相干层析成像系统[J]. 光学学报, 2014, 34(5): 0511002.  
Zhu X M, Gao W R, Zhu Y. Improved Köhler illumination-based full-field optical coherence tomography system[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(5): 0511002.
- [17] Tang Y F, Gao W R. Effects of orientation deviation of a beam splitter and a reference mirror on the stability of a two-interferometer-based handheld FFOCT imaging probe[J]. Applied Optics, 2021, 60(20): 5942-5952.
- [18] Bamford K, James J, Barr H, et al. Optical radar detection of precancerous bronchial tissue[J]. Lasers in Medical Science, 2000, 15(3): 188-194.