

文章编号: 0253-2239(2005)03-324-7

低相干光断层扫描系统的噪声分析与研究*

毛幼馨^{1,2} 郭建平³ 梁艳梅¹ 贾亚青¹ 赵友博¹ 朱晓农^{1**}

1 南开大学现代光学研究所光电信息技术科学教育部重点实验室, 天津 300071

2 Medical Biophysics Department of the University of Toronto, Ontario Cancer Institute/Princess Margaret Hospital, Toronto, ON M5G 2M9, Canada

3 Spirent Communications of Ottawa, Canada K2V 1C7

摘要: 低相干光断层扫描, 是近十几年来发展起来集多种前沿科学和技术为一体的超高精度成像技术。介绍了该技术的理论原理及本实验室建立的基于时域线性调制和光纤迈克尔逊干涉仪的低相干光断层扫描系统并给出了初步的实验结果。重点对光源谱型和参考臂扫描速度不均匀性对系统输出信噪比的影响进行了理论模拟计算和实验研究。通过运用傅里叶频谱的分析方法, 从工程设计角度出发给出了基于实验结果的参量特性分析以及这些特性将会给实际光学相干层析系统测量结果带来的影响, 从而获得了低相干光断层扫描系统改进的方法。

关键词: 光学测量; 低相干光断层扫描; 时域线性调制; 相关; 信噪比

中图分类号: O438 文献标识码: A

Analysis of Noise Characteristics in an Optical Coherence Tomographic System

Mao Youxin^{1,2} Guo Jianping³ Liang Yanmei¹ Jia Yaqing¹ Zhao Youbo¹ Zhu Xiaonong¹

1 Key Laboratory of Optoelectronic Information Science and Technology, Ministry of Education of China, Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071

2 Medical Biophysics Department of the University of Toronto, Ontario Cancer Institute/Princess Margaret Hospital, Toronto, ON M5G 2M9, Canada

3 Spirent Communications of Ottawa, Canada K2V 1C7

Abstract: Optical coherence tomography (OCT) is a high resolution imaging technology developed in the recent years and based on many cutting-edge sciences and techniques. The principle is introduced, the OCT system based on time linear modulation and Michelson interferometer is given with its initial experimental results. The optical spectra of the light source and uneven scanning speed of reference delay line are emphasized by the simulation and experimental research. Using the FFT method, the analysis of parameter properties based on experimental results and their influence on practical coherence tomography is presented from the point of view of engineering designing, therefore the improved method is obtained.

Key words: optical measurement; optical coherence tomography; time-domain linear modulation; correlation; signal-noise rate

1 引 言

低相干光断层扫描是一种获得被测物质内部微

细断面结构的成像方法, 其图像是根据被测物质的反射或散射光与一束参考光干涉合成的信号而获得

* 科技部重大基础研究研究专项(2002CCA01700)和南开大学科研启动经费支持课题。

作者简介: 毛幼馨(1959~), 女, 浙江省人。现为加拿大安大略省肿瘤研究所和 Princess Margaret 医院研究员, 从事现代生物医学光学工程的研究和开发。E-mail: lmao@uhnres.utoronto.ca。

** 通信联系人。E-mail: xnzhu@nankai.edu.cn。

收稿日期: 2004-04-23; 收到修改稿日期: 2004-07-19

的^[1~4]。从理论上讲,任何受被测物质固有特性所影响的光信息的变化,包括幅值变化、相位变化、频率变化和偏振变化都能够被用来提取有用的信息从而形成低相干光断层扫描图像。低相干光断层扫描结合了光学与激光技术、超微信号检测技术、精密仪器工程和数字图像处理等多项技术,是继 X 光计算机断层扫描(XCT)和核磁共振成像(MRI)技术之后的又一重要的技术进展。1991 年 Huang 等^[5]首次利用低相干光断层扫描获得了人眼视网膜的细微结构和冠状动脉壁的结构成像,它的成像分辨力已经接近组织病理学的水平^[6]。除此以外,低相干光断层扫描在皮肤及乳腺癌早期诊断、心血管、消化系统及尿道疾病探查、牙科诊断等方面都有重要的应用^[7~9]。低相干光断层扫描的图像分辨力一般可达到 $1\sim 10\ \mu\text{m}^{[10]}$,是超声波的图像分辨力 $10\sim 100$ 倍。低相干光断层扫描成像不需要与被测物接触,这在临床生物体和病理检测中是一个非常重要的优点。除此之外,同共焦显微术相比,低相干光断层扫描的取像深度至少比共焦显微镜的取像深度高出 5 倍,对高散射组织(如皮肤),能达到 $1\sim 2\ \text{mm}$,而对弱散射组织(如眼体),能达到 $20\ \text{mm}^{[1]}$ 。

由于低相干光断层扫描的一个关键部分是大动态范围微弱信号的测量,因此低相干光断层扫描的测量信号极易受到各种噪声的干扰。噪声的存在会导致信号的虚假、扭曲和变形。因为低相干光断层扫描是要给出高分辨力高精度的图像,故而噪声问题是低相干光断层扫描系统必须面对而又必须解决的问题之一^[11,12]。本文的主要目的是分析光源和纵向扫描速度波动与系统信噪比之间的某些内在联系,并试图提出降低噪声,提高信噪比的方法,从而改善和优化低相干光断层扫描系统的性能。

2 低相干光断层扫描理论基础

在标准的散射或反射式低相干光低相干光断层扫描干涉测量系统中,干涉测量是由迈克耳孙干涉仪来实现的(如图 1)。宽带光源发出的光,经过分束器后分成两束光,一束射向样品,另一束射向参考反射镜。参考镜的反射参考光 $I_R(t)$ 与样品中各界面反射或散射回来的信号光 $I_S(t)$ 在分束器处相遇,当两束光的光程差小于或等于光源的相干长度时,它们将发生干涉。作为迈克耳孙干涉仪的输出,光电探测器所得到的是平均电流强度,可表示为

$$\bar{I}_E(\tau) = \bar{I}_S(t) + \bar{I}_R(t) + G_{\text{SR}}(\tau),$$

其中交流分量 $G_{\text{SR}}(\tau)$ 被称之为干涉项, τ 是两束光的光程差, $\tau = L_S - L_R$ 。

$$G_{\text{SR}}(\tau) = 2[\bar{I}_S(t)\bar{I}_R(t)]^{1/2} |\gamma_{\text{SR}}| \times \cos[\alpha_{\text{SR}} - \delta_{\text{SR}}(\tau)],$$

式中 $|\gamma_{\text{SR}}(\tau)|$ 代表两束光的复数相干度, α_{SR} 为初相位, $\delta_{\text{SR}}(\tau)$ 为样品和参考光束的相位差。如果参考端和样品端是完全相同的理想平面镜,迈克耳孙干涉仪的交流分量输出等于光源自相关函数 $\Gamma_{\text{source}}(\tau)$ 的实部的 2 倍:

$$G_{\text{SR}}(\tau) = 2\text{Re}[\Gamma_{\text{source}}(\tau)] = G_{\text{source}}(\tau).$$

当在样品端用生物组织代替理想平面镜时,并假设这一生物组织具有线性系统的特性,迈克耳孙干涉仪的交流分量输出等于光源自相关函数与生物样品的单位阶跃函数的卷积的 2 倍,或称之为互相关的实部:

$$G_{\text{SR}}(\tau) = 2\text{Re}[\Gamma_{\text{source}}(\tau) * h(\tau)].$$

因此,从信号检测和分析的角度来看,被测物质是一个具有特定频谱分布的滤波器,而低相干光断层扫描所检测的信号则是被测物质反射能的高频分量^[6]。

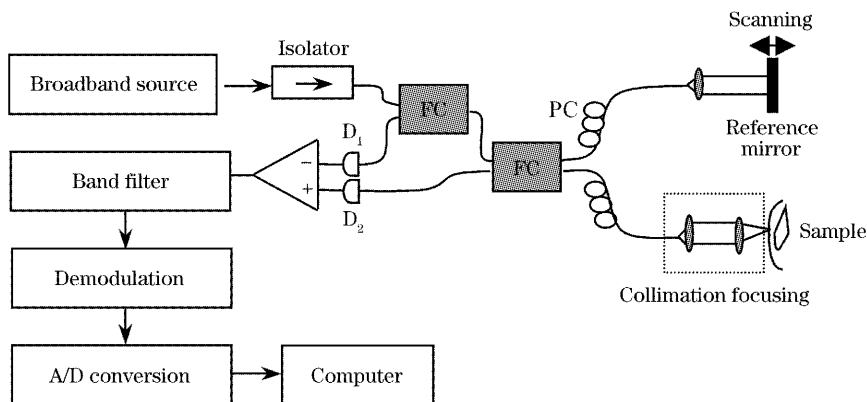


图 1 低相干光断层扫描系统实验装置图

Fig. 1 Schematic of OCT system

如果光源输出光的光谱形状是高斯分布的,则该光源的往返相干长度为^[8]

$$L_c = \frac{2(\ln 2)}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}, \quad (1)$$

其中 λ_0 是光源的中心波长, $\Delta\lambda$ 为光源光谱的半峰全宽(FWHM)。由于低相干光断层扫描系统是基于相干测量的原理,只有当来自样品臂与参考臂引起的光程差在光源的相干长度范围内时,才可探测到干涉信号,所以光源的相干长度决定了低相干光断层扫描系统的最高纵向分辨力,即最小轴向分辨距离。非高斯光源相干长度的计算方法将在本文的4.1中讨论。低相干光断层扫描的横向分辨力取决于照射在样品上的光斑大小^[1]。对具有高斯型空间分布的光源来说,最小横向分辨距离为

$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \frac{f}{d},$$

其中 f 和 d 分别是聚焦透镜的焦距和光斑的直径。

3 实验系统与测量结果

本实验室建立的由光纤迈克耳孙干涉仪组成的低相干光断层扫描系统框图如图1。宽带光源发出的光经过光隔离器,两个单模光纤耦合器分束后,分别串入偏振控制器,再采用准直镜准直,照在样品和参考镜上构成迈克耳孙干涉装置。光隔离器的作用是阻止任何反射光返回到光源从而防止由反馈光引起的光源输出不稳定的现象。偏振控制器是通过调节光的偏振态,使两路光的偏振态匹配,从而得到最佳干涉状态。在样品臂采用了一焦距为3 mm的聚焦透镜,以提高扫描图像的横向分辨力,横向最小分辨距离可以达到15 μm 。参考镜粘在一音圈上,采用国产信号发生器(TD1630A)输出信号,来控制音圈的前后移动,调整参考镜移动的幅度和频率,产生调制信号。样品臂则在 Newport 公司生产的二维精密扫描机构的控制下进行纵向和横向移动。两路干涉信号经过两个光电转换器后,进行差分放大、滤波、解调及模-数转换,然后输入计算机,获得扫描点的干涉强度信息。最后经过计算机处理,得到样品的二维扫描图像。采用两个光纤耦合器是为了使干涉光信号分两路输出到达两个光接收器。由于这两路光的直流部分接近相同,而交流(干涉)部分的信号相位相差180°,将这两个信号进行差分后,直流部分被抑制而交流干涉部分被增强,从而有利于下一步的信号处理,降低系统的噪声,增加输出信噪比。

我们使用了两种不同谱宽的光纤宽带光源作为

低相干光断层扫描的光源:即 EXFO 公司生产的光源(FLS-2300B型),其输出功率为29 mW,中心波长为1560 nm,半峰全宽为80 nm;JDS 公司生产的光源(BNS1415型),其输出功率为11 mW,中心波长为1550 nm,半峰全宽为35 nm。由高斯光源近似公式(1),可算出它们的往返相干长度分别为13 μm (EXFO 光源)和30 μm (JDS 光源)。用我们的低相干光断层扫描实验系统对透明介质进行了扫描。图2为三片160 μm 的玻片中间夹空气层的扫描结果。图2(a)和图2(b)分别为采用 EXFO 光源和 JDS 光源的扫描结果。

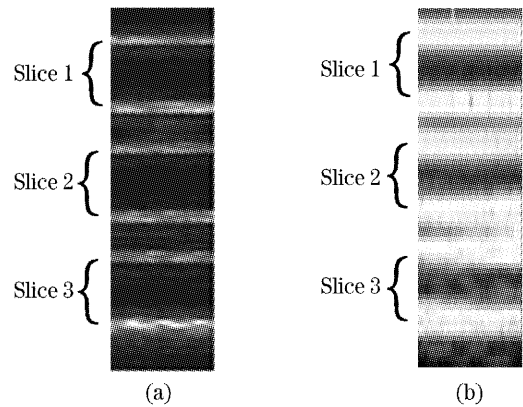


图2 玻片扫描结果。(a)EXFO 光源扫描结果, (b)JDS 光源扫描结果

Fig. 2 OCT images of slices. (a) The results of EXFO optical source, (b) the results of JDS optical source

从图中可以看出光源的相干长度直接影响扫描图像的分辨力。用相干长度短的 EXFO 光源可以清楚地扫描出玻片的上下界面。

4 数据分析与模拟

4.1 光源

从低相干光断层扫描的基本原理可知,光源的相干长度,中心波长和输出功率是低相干光断层扫描系统三个重要的参量。这三个参量对低相干光断层扫描系统的影响在很多文献中都有详细的描述^[1,5,6]。以下只对我们所采用的两种不同谱宽的光源进行分析比较。

图3(a)和图3(b)分别是由 ANDO(AQ-6315E)光谱分析仪测出的 EXFO 和 JDS 光源的光谱曲线。根据 Wiener-Khintchine 定理,光源的功率谱密度等于其自相关函数的傅里叶变换。自相关函数的半峰全宽对应于纵向最小可分辨距离。图3(c)和图3(d)分别给出了其相应的功率谱密度的反

傅里叶变换曲线 (IFFT), 即它们各自的自相关函数。这两个自相关函数接近于测量的干涉信号的包络曲线。

由于这两种光源的光谱曲线都不接近于高斯分布, 所以有两个问题值得讨论。

其一, 在它们的自相关曲线的主峰两侧都有次峰出现, 虽然次峰幅度与主峰幅度相比起来较小, 但在实际的信号测量中, 如果在主峰相近位置的样品

反射信号很小 (甚至小于主峰旁次峰的幅度值), 那么这一位置的信号就会被主峰信号旁的次峰所淹没, 或至少会造成两个信号的迭加。这很可能会给后续的图像处理过程带来虚假的信息。在我们实际测出的干涉信号中我们观察到了这种旁瓣现象 (见图 6)。使用信号的相位信息并结合数字处理技术也许能部分地消除这种旁瓣效应, 但是最理想的方法就是选择光谱曲线接近于高斯分布的光源。

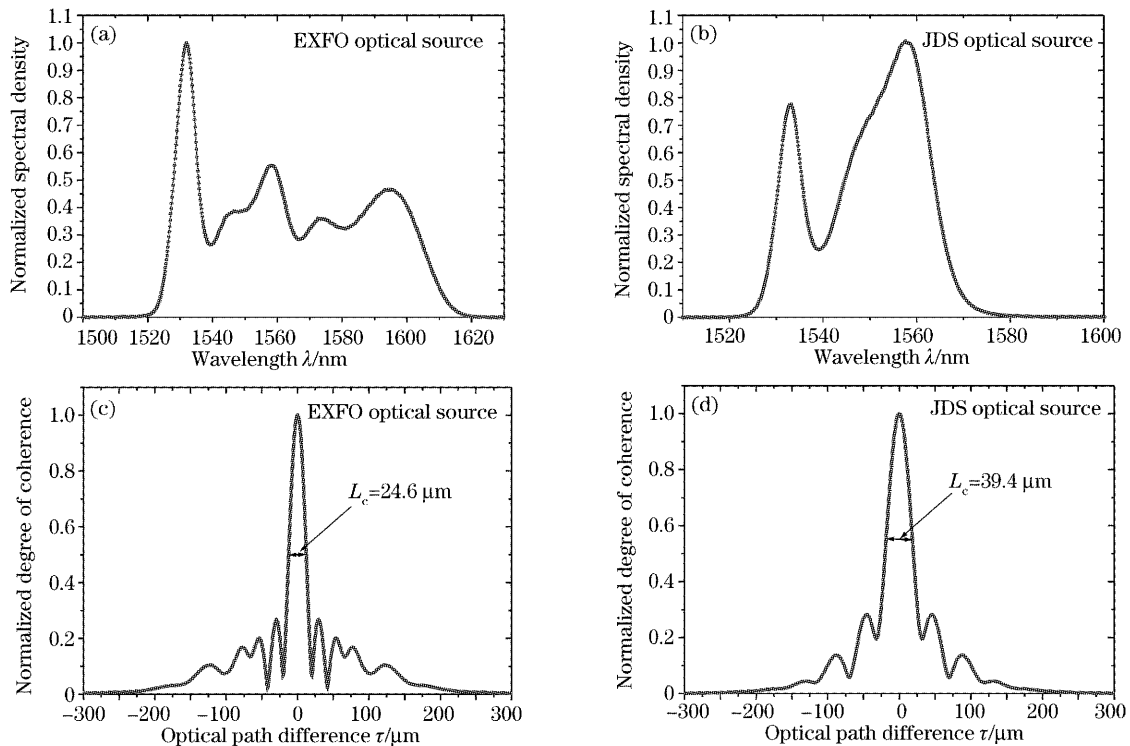


图 3 EXFO 和 JDS 两种宽带光源的实测功率谱和计算出的相应的自相关函数

Fig. 3 Real power spectrums and their calculated autocorrelation function of EXFO and JDS optical sources

其二, 当使用相干长度公式(1)来计算非高斯分布光源的相干长度时, 存在着一定的误差。表 1 列出了由相干长度公式(1)、快速傅里叶变换数值计算方法 [图 3(c) 和图 3(d)] 和实验测量得出的相干长度结果。相干长度的实验测量方法是: 探测器输出的干涉信号的半峰全宽干涉条纹周期数乘以 $\lambda/2$ 。通过比较可以看出, 对于 EXFO 和 JDS 两种光源, 由相干长度公式计算出的结果与快速傅里叶变换数值计算方法计算的结果相比有较大差别, EXFO 光源的差别更大一些。对于 JDS 光源实验测量得出的结果与快速傅里叶变换数值计算方法计算的结果比较接近。而对于 EXFO 光源则有差别。由于 EXFO 光源的光谱曲线在短波长端有一高峰, 其峰值接近于两倍的次峰值 [见图 3(a)], 因此, 在快速

傅里叶变换数值叠加计算中这一窄带高峰占了相当的比例, 结果相当于减小了整个带宽, 使得用快速傅里叶变换数值计算方法计算出的相干长度比较大。在实际系统中, 这一在短波长端的高峰会被某些系统元件的频谱响应所消弱, 因此, 实验测量得出的相干长度结果会比快速傅里叶变换数值计算的结果好。但仍然与高斯分布光源 (中心波长为 1550 nm, 带宽 30 nm) 相干长度公式的计算结果有差别。表一的第三列给出了理想高斯光源的计算结果, 使用快速傅里叶变换数值计算方法和用高斯近似公式计算出的结果几乎完全一致。证明了我们的快速傅里叶变换数值计算方法的可靠性。由于实验室没有理想的高斯光源与现有 OCT 系统连接, 所以没有给出相干长度测量值。

表 1 用于低相干光断层扫描系统的不同光谱形状的宽带光源的往返相干长度的理论计算与测试结果

Table 1 Round-trip coherent length of different OCT optical sources obtained by different methods

	EXFO optical source / μm	JDS optical source / μm	Gauss optical source / μm
Results from formula(1)	13.0	30.0	34.9
IFFT calculated results	24.6	39.4	35.2
Experimental results	17.0	36.0	~

4.2 参考臂扫描速度稳定性对信噪比的影响

时域低相干光断层扫描要求纵向扫描是一个恒定直线运动。干涉测量理论表明,当参考光束的时间延迟为时域线性调制时,其调制频率(或多普勒频移) f_d 正比于纵向扫描速度 v ,而反比于光源的中心波长 λ_0 ,即

$$f_d = 2v/\lambda_0, \quad (2)$$

因而参考臂扫描速度的不稳定会给干涉测量带来影响。为系统地分析这一影响,我们进行了计算机模拟。模拟分析表明其影响的程度主要取决于三个参量:参考臂扫描速度,参考臂扫描速度波动程度和单次扫描时间内的速度波动周期。如果考虑在单次扫描中扫描速度有一个波动百分比,如 1%~5%,并假设其波动具有正弦的特点,则波动扫描速度 v_i 可表示为

$$v_i(t) = v[1 + V_R \sin(2\pi t/T_{SRV})].$$

这里 V_R 是波动百分率或波动系数, T_{SRV} 是波动周期。

图 4 给出了三种情况下的模拟低相干光断层扫描平均电流强度的干涉测量结果。图 4(a)假设参考臂以恒定速度扫描,图 4(b)和图 4(c)假设参考臂以非恒定速度扫描。图 5(a)是理想情况下干涉测量电流的快速傅里叶变换频谱分布。在图中所示的频谱范围内,只有唯一的一条峰值谱线。由这条谱线的频率值并使用方程(2)可准确无误地计算参考臂扫描速度 v 。同时也可以看到理想情况下的背景噪声是零。

当参考臂以非恒定和低速度扫描时,如 10 mm/s或更低,分析发现波动周期与扫描速度之比 $R' = T_{srv}/v$ 是一个重要的参量。这一比值在 0 到 100 之间存在着一个敏感区,当 R' 落在这一敏感区时,速度波动对测量结果的影响远远大于其它各种情况。图 4(b)和图 5(b)显示了时域和频域的变化。在这一模拟运算中,假定 $V_R = 5\%$, $R' = T_{srv}/v = 10$ 。图 4(b)显示了由于扫描速度波动所引起的干涉信

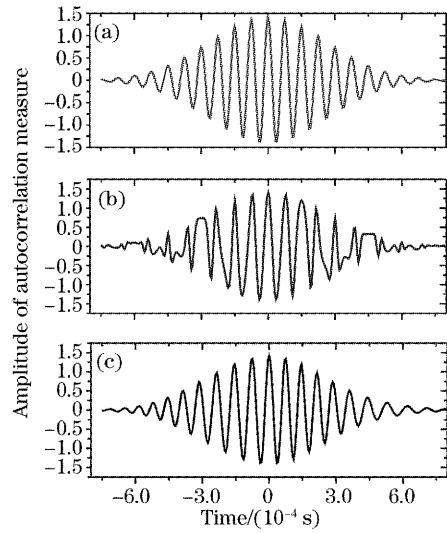


图 4 模拟产生的低相干断层扫描电流强度曲线
Fig. 4 Simulation curves of OCT current intensity

号的明显变化。而由图 5(b)可见,这种变化反映在频域中的则更加突出,除了幅值下降的 f_d 谱线以外还出现了其它几条与幅值相当的谐波“噪声谱线”。特别是有的“噪声谱线”和 f_d 主峰谱线彼此相邻。除非使用非常理想的窄带带通滤波器,否则绝大部分的“噪声谱线”将落在检测到的信号频带内,从而使信噪比大大降低。

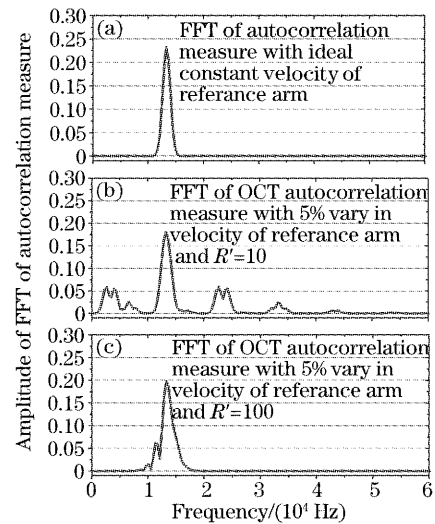


图 5 图 4 干涉信号数据所对应的 FFT 变换曲线
Fig. 5 Corresponding FFT transform curves of Fig. 4

当波动周期与扫描速度之比 R' 增加到 100 而其它参量不变时,速度波动所引起的测量误差在时域的干涉电流曲线图 4(c)上几乎难以辨认,与图 4(a)相比,唯一的区别是信号的相对幅值略小,其原因是速度波动频率在频域中占有了部分能量。这一点在图 5(c)的频域变化中得到反映。当参考臂扫描速度较高时,波动周期与扫描速度之比 R' 对

干涉测量的影响较小。只有当波动系数大于 10% 时,对干涉测量的影响才显而易见。

4.3 低频噪声对信号的影响

如果不采用电路方法滤波,测量数据中会包含相当大的低频和高频噪声,进而会影响系统的信噪比。图 6(a)是用本实验室的低相干光断层扫描系统滤波前测得的平均电流强度曲线。它既包括交流分量也包含直流分量。该曲线 Y 方向的不对称是由于测量数据的对数单位和噪声,X 方向的起伏是因为光源的非高斯分布所造成的旁瓣效应[见图 3(c)和图 3(d)]。图 6(b)是该数据的傅里叶变换,其 f_d 主峰谱线的频率值是 53.584 kHz。利用方程(2)可计算出参考臂扫描速度是 41.52 mm/s。 f_d

主峰谱线的左面是一组波动,从它们的波动幅度和相位[图 6(b)的上半部分]再根据上面的分析和模拟可以认为这是参考臂扫描速度非稳恒造成的。从图 6(b)还可以看出,测量数据中包含了相当的低频和高频噪声,低频噪声在几 kHz 到 40 kHz 频段之间占有相当的能量。曲线拟合表明低频噪声的变化趋势并非 $1/f$ 分布,其 e 指数拟合方程显示在图中。我们也可以使用数字带通滤波器的方法来抑制低频噪声和高频噪声,图 7 是采样数据经过快速傅里叶变换数字带通滤波器处理之后的傅里叶变换图谱,带通滤波器的带宽是 20 kHz 到 60 kHz。从图 7 中不难看出其背景噪声大大降低。

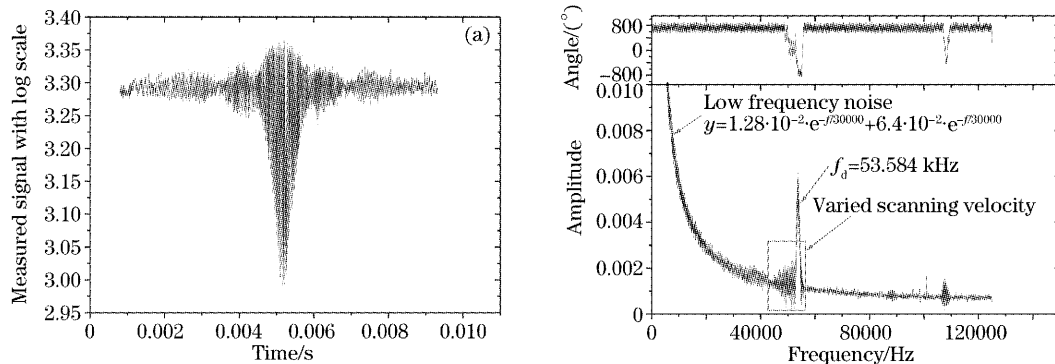


图 6 (a)实际测量的低相干断层扫描干涉信号电流强度曲线,(b) (a)中数据的 FFT 曲线

Fig. 6 (a) The curve of the current intensity signal of OCT interference, (b) FFT transform of the data given in (a)

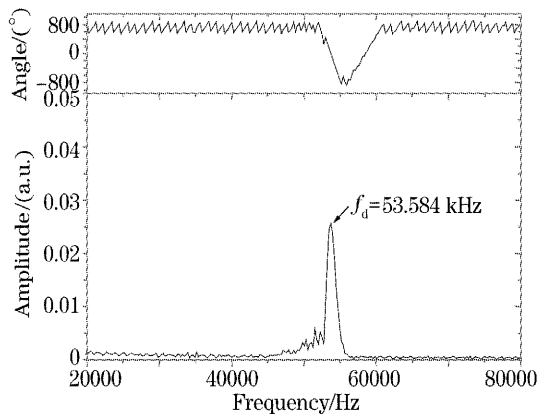


图 7 图 6(a)采样数据经过数字带通滤波器处理之后的傅里叶变换图谱

Fig. 7 FFT transform of the data given in Fig. 6(a) with a digital band pass filter employed

5 结 论

为了能够比较简捷而又系统地进行低相干光断层扫描研究,建立了以 1550 nm 光纤通信器件为基

础的时域低相干光断层扫描系统并取得了初步的实验结果。根据实验数据并结合计算机软件模拟对本实验室自己搭建的低相干光断层扫描系统的关键部分和参量,光源,参考臂扫描速度及信噪比,进行了深入的分析 and 探讨。为优化和完善低相干光断层扫描系统,提供理论和工程设计上的依据。FFT 和快速傅里叶变换分析表明,非高斯光源的旁瓣效应会给图像带来虚假的信息,当使用计算高斯光源的方法来计算非高斯光源的相干长度时存在着误差。参考臂扫描速度的不稳定会降低系统的信噪比进而给干涉测量造成不利影响。提高参考臂扫描速度是降低这种影响的方法之一。

低频噪声在被测信号中占有相当的能量,使用数字带通滤波器不仅能有效地抑制低频噪声和高频噪声而且能最大限度地获得等效噪声带宽进而提高系统的信噪比,它的优点在于可随着不同的多普勒调制频率来从软件上便捷地调整滤波器的通带位置和带宽,这对于低相干光断层扫描实验研究系统来

讲是比较方便的。进一步的工作包括优化电路及软件驱动程序,提高探测的速度以及选用其它高斯光源进行扫描探测等。

参考文献

- 1 J. M. Schmitt. Optical coherence tomography (OCT): a review[J]. *IEEE J. Selected Topics in Quant. Electron.*, 1999, **5**(4): 1205~1215
- 2 Zeng Shaoqun, Luo Qingming, Liu Xiande *et al.*. On the coherence transfer function of the optical coherence tomography system[J]. *Acta Optica Sinica*, 1996, **16**(3): 340~344 (in Chinese)
曾绍群, 骆清铭, 刘贤德 等. 光学相干层析系统相干传递函数研究[J]. *光学学报*, 1996, **16**(3): 340~344
- 3 Yuan Tao, Xue Ping, Zhan Yi *et al.*. Experimental research of optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, **19**(10): 1386~1389 (in Chinese)
袁 韬, 薛 平, 湛 一 等. 光学相干层析成像系统的实验研究[J]. *光学学报*, 1999, **19**(10): 1386~1389
- 4 Song Guijiu, Ren Hongwu, Zhang Lianying *et al.*. Experimental research on optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(4): 509~513 (in Chinese)
宋桂菊, 任宏武, 张莲英 等. 光学相干层析成像的实验研究[J]. *光学学报*, 2000, **20**(4): 509~513
- 5 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(22): 1178~1181
- 6 A. Unterhuber, B. Povazay, B. Hermann *et al.*. Compact, low-cost Ti : Al₂O₃ laser for in vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(11): 905~907
- 7 M. E. Brezinski, J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography: high-resolution imaging in nontransparent tissue [J]. *IEEE J. Selected Topics in Quant. Electron.*, 1999, **5**(4): 1185~1192
- 8 A. F. Fercher, W. Drexler, G. K. Hitzenberger *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications[J]. *Rep. Prog. Phys.*, 2003, **66**(2): 239~303
- 9 V. X. D. Yang, M. L. Gordon, Bing Qi *et al.*. High speed, wide dynamic range Doppler optical coherence tomography [J]. (Part I) *Opt. Express*, 2003, **11**(7): 794~809; (Part II) *Opt. Express*, 2003, **11**(14): 1650~1658; (Part III) *Opt. Express*, 2003, **11**(19): 2416~2424
- 10 W. Drexler, U. Morgner, F. X. Kärtner *et al.*. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 1999, **24**(17): 1221~1223
- 11 A. G. Podoleanu, D. A. Jackson. Noise analysis of a combined optical coherence tomography and a confocal scanning ophthalmoscope[J]. *Appl. Opt.*, 1999, **38**(10): 2116~2127
- 12 K. Takada. Noise in optic low-coherence reflectometry [J]. *IEEE J. Quant. Electron.*, 1998, **34**(7): 1098~1108