

基于差分相位解析的复频域多普勒 光学相干层析成像技术

陈红琴¹, 南楠², 张茜², 陈子阳¹, 蒲继雄^{1*}, 佐佐木修己^{1**}, 王向朝²

¹华侨大学信息科学与工程学院福建省光传输与变换重点实验室, 福建 厦门 361021;

²中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学与光电技术实验室, 上海 201800

摘要 基于正弦相位调制的全深度复频域光学相干层析成像技术, 具有镜像抑制效果好、速度灵敏度高、能在信噪比最高的零光程差位置附近成像的优点, 在多普勒成像领域得到了一系列应用。然而, 该技术不适用于运动速度较高的样品。为此, 提出一种基于差分相位解析的复频域多普勒光学相干层析成像技术。对二维干涉谱信号进行傅里叶变换得到干涉层析信号后, 利用相邻干涉层析信号的差分相位重建复层析信号, 对其进行相位解调, 得到全深度层析图像和多普勒图像。仿真和实验结果表明, 该技术能降低高速运动对时间频谱各分量展宽的影响, 得到更加准确的多普勒相移和更大的速度探测范围。

关键词 医用光学; 光学相干层析成像; 多普勒成像; 差分相位; 正弦相位调制

中图分类号 O438.2

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201939.1111002

Complex Frequency Domain Doppler Optical Coherence Tomography Based on Phase Difference Resolved Technology

Chen Hongqin¹, Nan Nan², Zhang Xi², Chen Ziyang¹, Pu Jixiong^{1*},
Osami Sasaki^{1**}, Wang Xiangzhao²

¹ Fujian Provincial Key Laboratory of Light Propagation and Transformation, College of Information Science and Engineering, Huaqiao University, Xiamen, Fujian 361021, China;

² Laboratory of Information Optics and Optoelectronic Technology, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China

Abstract The full-range complex frequency domain optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation has the advantages of good effect on suppression of the mirror image and high velocity sensitivity with the highest signal-to-noise ratio (SNR) near the zero-path difference position. It has been widely utilized in the field of Doppler imaging. However, this technology is not suitable for the sample with high-speed motion affected by phase demodulation. In this paper, we present a novel approach, *i. e.*, the complex frequency domain Doppler optical coherence tomography, based on phase difference resolved technology. After obtaining the interference tomography signal by Fourier transform of two-dimensional interference spectrum signal, and using the differential phase of the adjacent tomography signal to reconstruct the complex tomography signal, we obtain the full-range tomography images and Doppler images after sinusoidal phase demodulation. It is shown from the simulation and experimental results that this technique can reduce the broadening of the signal spectrum due to high-speed motion, so that more accurate Doppler phase shift and larger velocity detection range can be obtained.

Key words medical optics; optical coherence tomography; Doppler imaging; phase difference; sinusoidal phase modulation

OCIS codes 110.3055; 170.4500; 120.5050; 120.5060

收稿日期: 2019-05-22; 修回日期: 2019-06-17; 录用日期: 2019-07-24

基金项目: 国家自然科学基金(11674111, 61575070)、教育部新世纪优秀人才支持计划(2018J06017)、华侨大学研究生科研创新基金

* E-mail: jxpu@163.com; ** E-mail: osamija@gmail.com

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是一种高分辨、无损、实时成像的生物学成像技术^[1]。1995年, Fercher等^[2]提出频域OCT技术(FD-OCT),该技术无需深度扫描,较时域OCT更具灵敏度和成像速度的优势。1997年以来,研究者们将多普勒原理和OCT技术相结合,提出可以同时获得在活体内高分辨率组织结构图像和样品内运动信息的多普勒光学相干层析成像技术(DOCT)^[3-5]。2002年, Leitgeb等^[6]提出了频域DOCT技术(FD-DOCT),并将相位解析算法应用于FD-DOCT。基于频域相位解析的DOCT引起了研究人员的广泛关注。此外,研究者们也提出了多种流速提取算法,以获得更准确的血管位置图像或者血流流速图像,如相位方差法^[7]、多普勒谱带宽(标准差)法^[8]等。

FD-DOCT技术的发展提高了多普勒成像的灵敏度和成像速度^[9],但是FD-DOCT存在复共轭镜像问题,使得可利用的成像深度减半。为了解决这个问题,研究者们提出了复频域全深度OCT技术^[10-11],通过重建复干涉谱信号,并对其进行傅里叶变换,获得全深度的层析图像。随着复频域OCT技术的提出,各种功能成像技术有所拓展^[12-14]。复频域OCT技术主要通过移相干涉术^[15]和外差干涉术^[16]两种方法来重建干涉谱条纹。移相干涉术易受移相精度和色差的影响;外差干涉术不需要精确移相,更适合于动态物体的成像。外差干涉术的常用方法为B-M扫描法,即在横向扫描的同时引入相位调制^[17-18]。相较于线性相位调制,正弦相位调制^[19-23]容易实现高速扫描,可以使被测样品始终处于零光程差附近灵敏度最高的区域,抗噪能力强。基于正弦相位调制的复频域多普勒OCT技术^[24]能够实现全深度探测,可以得到比普通频域多普勒OCT更高的速度探测灵敏度;但是,被测生物样品的高速运动会使干涉谱频谱展宽(混频),当时间频谱超过滤波带宽时,会导致样品高速运动信息的遗失。Jaillon等^[25]提出了抛物线B-M扫描技术,引入抛物线相位调制,用差分信号重建复层析信号,再进行频域滤波得到多普勒图像,这种技术可以很好地消除共轭镜像,但是在抛物线调制过程中,系统的灵敏度和信噪比会随着样品与零光程差距离的增加而降低。为了克服频谱展宽对正弦相位调制解调的限制,本文提出一种基于差分相位解析的正弦相位调制复频域多普勒OCT技术。

2 基本原理

2.1 传统正弦相位调制的复频域多普勒OCT技术

正弦相位调制的复频域OCT技术^[24],通过改变正弦相位调制的振幅和相位,可以使样品运动的频谱信息主要分布在以基频和倍频中心展开的频谱分量中,利用带通滤波器提取基频和倍频频谱分量即可获取样品的信息。根据采样定理,如果样品轴向速度引起的频移使得基频和倍频的频率成分展宽的宽度超过带通滤波器带宽的最大值,则各频率成分将无法被准确区分,从而导致样品运动信息被滤出,无法获得完整的多普勒信息。多普勒OCT技术的速度探测灵敏度取决于相邻A-Line信号在同一深度位置处相位差的计算精度和准确性。传统技术利用正弦相位解调后同一横向位置相邻的A-Line信号计算多普勒相移,然而正弦解调后相邻A-Line信号的采样间隔减小,导致速度探测灵敏度受到限制。

因此,样品达到轴向速度极限时,如体内测量视网膜血流时,基于传统正弦相位调制的复频域多普勒OCT技术无法得到准确的多普勒信息。

2.2 差分相位解析技术原理

提出一种差分相位解析技术,以克服上述传统正弦相位调制的复频域多普勒OCT技术存在的限制。图1为基于差分相位解析的正弦相位调制复频域多普勒OCT技术的信号处理流程。图1(a)中,带有正弦相位调制的二维干涉谱信号可表示为

$$I(k, t) = I_0(k) + 2S(k) \times \sum_n \sqrt{R_s R_R} \cos\{2k[z_n(t) + a \cos(2\pi f_c t + \theta)]\}, \quad (1)$$

式中: k 为光源波数, $k = 2\pi/\lambda$, λ 为光源光谱的波长; $I_0(k)$ 为干涉谱信号中的直流项和样品内部的自相关项; $S(k)$ 为光源光谱密度函数; R_s 为待测样品第 n 层反射面的反射率; R_R 为参考镜的反射率; t 为探测光束扫描到被测样品不同横向探测点所对应的时间; a 为参考镜正弦相位调制的振动振幅; θ 为参考镜初始相位; f_c 为参考镜正弦振动的频率; $z_n(t) = z_0 + b \cos(2\pi f_s t + \theta_0)$ 为待测样品随时间的振动, z_0 为待测样品振动的初始位置, b 为待测样品的振动幅度, f_s 为待测样品的振动频率, θ_0 为待测样品振动的初始相位。(1)式右边第1项代表了OCT干涉信号的直流分量和样品内部的自相关项,这一项能在正弦相位调制过程中被消除;第2项

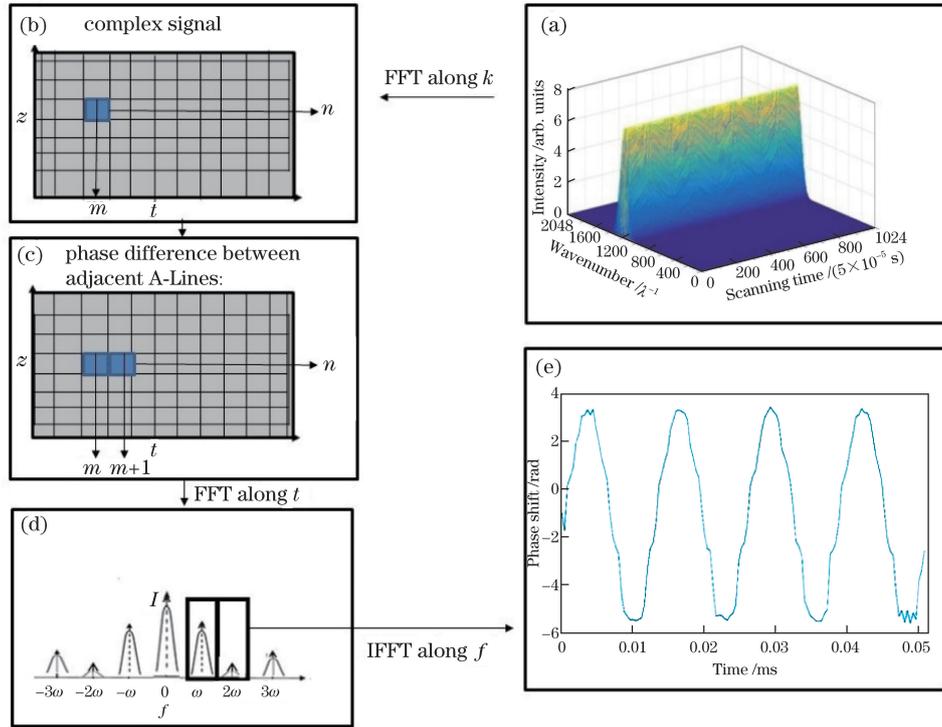


图 1 差分相位解析技术的处理流程示意图。(a)二维干涉谱信号;(b)二维复层析信号;
(c)二维复层析信号的相位差分;(d)重建复层析信号的时间频谱;(e)多普勒信息

Fig. 1 Diagram of the process of differential phase resolution. (a) Two-dimensional interference signal; (b) two-dimensional complex tomography signal; (c) phase difference of two-dimensional complex tomography signal; (d) temporal domain spectrum of complex tomography signal; (e) Doppler information

表征了干涉信号的互相干项受样品轴向运动的影响。

图 1(a)中二维干涉谱信号沿着波数(k)域作快速傅里叶变换(FFT),得到二维复层析信号,如

图 1(b)所示,即从波数域转换到空间域,横向轴为时间(t)轴,纵向轴为空间域的深度。二维复层析信号 $I(z, t)$ 可表示为

$$I(z, t) = \mathcal{F}_k [I(k, t)] = \mathcal{F}_k [I_0(k)] + 2 \sum_n \sqrt{R_s R_R} \Gamma(z) \otimes \delta\{z - [z_n(t) + a \cos(2\pi f_c t + \theta)]\} \times \exp\{i2k_0\{z - [z_n(t) + a \cos(2\pi f_c t + \theta)]\}\} + 2 \sum_n \sqrt{R_s R_R} \Gamma(z) \otimes \delta\{z + [z_n(t) + a \cos(2\pi f_c t + \theta)]\} \exp\{-i2k_0\{z + [z_n(t) + a \cos(2\pi f_c t + \theta)]\}\}, \quad (2)$$

式中: \mathcal{F}_k 表示沿波数 k 作傅里叶变换; $\Gamma(z)$ 表示光源光谱密度函数沿波数的傅里叶变换; \otimes 表示卷积; δ 为狄拉克函数; k_0 为光源光谱的中心波长对应的中心波数。等式右边第 1 项为直流分量;第 2 项为互相干项,反映被测样品内部的信息;第 3 项是探测器采集到的实数干涉谱信号在进行傅里叶变换后产生的厄米共轭项,即共轭镜像。提取(2)式二维层析信号 $I(z, t)$ 中第 2 项的相位,对探测器相邻采集时间间隔 Δt 的相位逐一作差,得到相邻采集时间的相位差,即

$$\Delta\varphi_m = -2k_0(\Delta z + \Delta s_m), \quad (3)$$

式中: Δz 为样品运动的差分项; Δs_m 为正弦调制的

差分项。二者可分别表示为

$$\Delta z = b \cos(\omega_0 t_m + \theta_0) - b \cos(\omega_0 t_{m-1} + \theta_0), \quad (4)$$

$$\Delta s_m = a \cos(\omega_c t_m + \theta) - a \cos(\omega_c t_{m-1} + \theta), \quad (5)$$

式中: t_m 为探测光束扫描到被测样品第 m 个横向扫描点时的信号采集时间。图 1(c)、(d)中 $m = 1:M$, M 为一帧干涉谱的 A-Line 数, Δt 表示探测器采集相邻两个信号的时间间隔,由探测器的信号采样频率决定, $\Delta t = \frac{1}{f_s}$, f_s 为 CCD 的采集频率; $\omega_c = 2\pi f_c$ 为参考镜正弦振动的角频率, $\omega_0 = 2\pi f_0$ 为样品振动的角频率。将(3)式与(2)式中的振幅相位重构成新

的包含相位差的二维差分层析信号[图 1(c)],表达式为

$$I_{N1}(z, t) = 2 \sum_n \sqrt{R_S R_R} \Gamma(z) \otimes \delta\{z - [z_n(t) + a \cos(\omega_c t + \theta)]\} \times \exp[-i2k_0 \Delta z_n(t) + i2k_0 a_D \cos(\omega_c t + \theta_D)], \quad (6)$$

式中: $a_D = 2a \sin\left(\frac{\omega_c \Delta t}{2}\right)$; $\theta_D = \theta - \frac{\omega_c \Delta t}{2} + \frac{\pi}{2}$ 。

差分相位解析技术在正弦相位解调前用差分相位重构复层析信号,此时,相邻 A-Line 信号的采样间隔是正弦相位解调后采样间隔的数倍。因此,在正弦相位解调前获取差分相位可以提高同一深度位置处相位差的计算精度和准确性,从而提高速度探测灵敏度。(6)式重建的二维层析信号依然是正弦相位调制的,新的调制幅度为 a_D ,初始相位为 θ_D 。基于正弦相位解调步骤解调后,去除(6)式中正弦调制引入的相位;利用带通滤波器提取图 1(d)中重建复层析信号频谱中的基频分量和倍频分量,分别沿着频谱方向(f)作快速傅里叶逆变换(IFFT),即得到仅含样品信息的层析信号和多普勒信号,如图 1(e)所示。其中,含有样品运动信息的层析信号可以表示为

$$I_A(z, t) = \sum_n \Gamma\{z - [z_n(t) + a \cos(\omega_c t + \theta)]\} \times \exp[-i2k_0 (\Delta z_n(t))], \quad (7)$$

式中: $\Delta z_n(t) = z_n(t_m) - z_n(t_{m-1})$ 。(7)式中的振幅即为全深度 A-Line 图像,反映了样品的结构信息;(7)式中的相位为多普勒相移,反映了样品的轴向运动速度。

对由样品轴向运动引起的相移进行差分处理有两个优点:1)提取出了仅包含多普勒频移部分的相位,这是因为多普勒频移量较样品相移的频移量要小得多,降低了样品轴向运动引起的正弦相位调制时间频谱的展宽程度;2)无需再根据公式计算多普勒相移。上述理论分析证明,差分相位解析技术有望克服传统正弦相位调制的复频域多普勒 OCT 技术的限制,降低由样品轴向运动引起的正弦相位调制时间频谱的展宽程度,且无需根据公式计算多普勒相移,提高了相邻 A-Line 信号在同一深度位置处相位差的计算精度和准确性。

3 仿真分析

利用 MATLAB 软件进行计算机仿真。如图 2 所示,模拟一个振动样品的二维干涉谱信号,其中,

λ 为光源光谱的波长, λ^{-1} 为波数。该信号含有 1024 个 A-Line,波数域采样点数为 2048。模拟光源为一个高斯分布的宽带光源(中心波长 840 nm,带宽 50 nm),CCD 采集频率 f_s 为 20 kHz,相邻 A-Line 的时间间隔为 $\frac{1}{f_s}$ 。正弦调制频率 f_c 设为 CCD 采样频率 f_s 的 1/8,即 2.5 kHz,对应中心波长的调制深度为 2.63 rad。模拟样品沿光束探测方向进行正弦运动,表示为 $z_0 + b \cos(2\pi f_0 t + \theta_0)$ 。样品振动频率 f_0 是正弦调制频率的 1/32,即 78.125 Hz。样品的振动幅度为 b ,样品振动幅度的大小决定样品轴向运动速度的范围,样品振动的初始位置 $z_0 = 20 \mu\text{m}$,样品振动的初始相位 $\theta_0 = 0$ 。

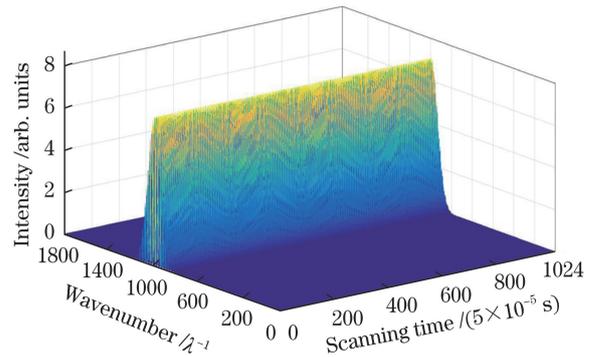


图 2 模拟干涉信号示意图

Fig. 2 Schematic of simulated interference signal

对图 2 中的干涉谱信号作傅里叶变换,将波数域(K 域)转换成空间域(Z 域)后即得到 A-Line 信号。图 3 为静止的样品在横向扫描到 t_0 时刻的单个 A-Line 信号,横坐标代表样品的深度位置,纵坐标代表样品反射回来的光强。图 3 中位于中央零光程位置的峰值代表直流分量,左右对称分布着物体反射界面的峰值及其复共轭镜像。

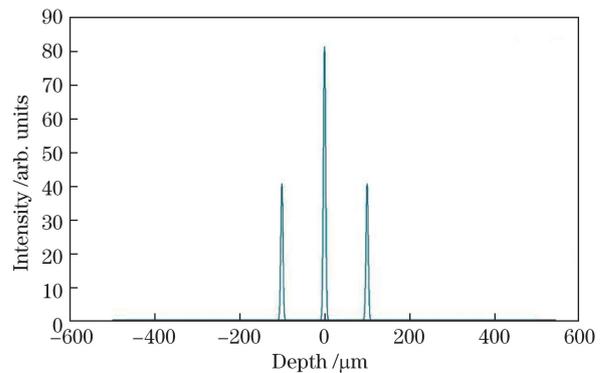


图 3 模拟干涉信号的单个 A-Line 信号

Fig. 3 Single A-Line signal of the interference signal in simulation

图 4 为图 3 中的干涉信号经傅里叶变换后得到的干涉信号时间频谱,样品的干涉信息分布在零频分量两侧的峰值信号中,样品信息的频谱主要分布在以基频和倍频为中心展开的分量中。

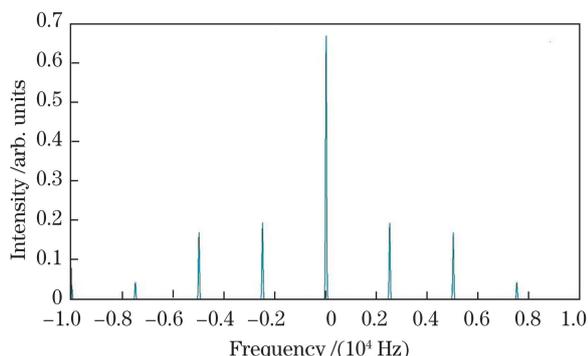


图 4 模拟静止样品干涉信号的时间频谱

Fig. 4 Temporal frequency spectrum of the interference signal with static sample in simulation

图 5 中(a)和(b)分别为以 $0.2 \mu\text{m}$ 和 $4.5 \mu\text{m}$ 的振幅进行正弦运动时样品的时间频谱。可以看出,样品的高速运动会使干涉信号的时间频谱展宽,且速度越大,频谱展宽越严重。当样品运动振幅为 $4.5 \mu\text{m}$ 时,频谱展宽超过滤波器带宽的最大值,各频谱成分发生混叠,无法区分出不同的频谱成分分量。

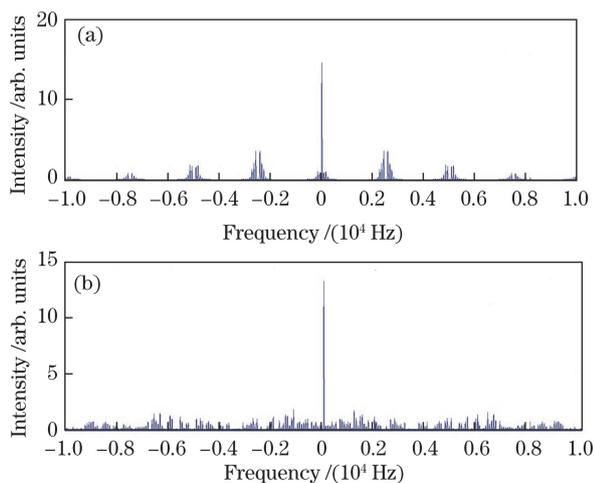


图 5 不同运动振幅模拟运动样品干涉信号的时间频谱。

(a) $0.2 \mu\text{m}$; (b) $4.5 \mu\text{m}$

Fig. 5 Temporal frequency spectra of the interference signal with different moving amplitudes of moving sample in simulation. (a) $0.2 \mu\text{m}$; (b) $4.5 \mu\text{m}$

利用提出的差分相位解析技术,对图 5 中样品的干涉信号进行处理,得到重建结构层析信号的频谱(图 6)。图 6(a)和(b)分别为以 $0.2 \mu\text{m}$ 和 $4.5 \mu\text{m}$ 振幅进行正弦运动的样品的时间频谱,在图 5(b)

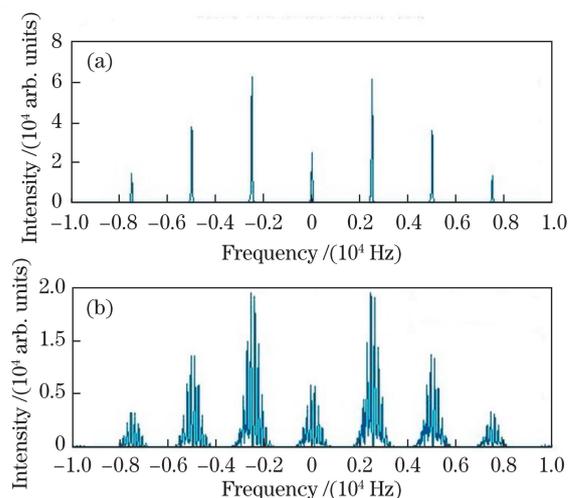


图 6 不同运动振幅模拟运动样品重建层析信号的时间频谱。(a) $0.2 \mu\text{m}$; (b) $4.5 \mu\text{m}$

Fig. 6 Temporal frequency spectra of new complex tomography signal with different moving amplitudes of moving sample in simulation; (a) $0.2 \mu\text{m}$; (b) $4.5 \mu\text{m}$

中,由于混叠而无法区分的频率分量在图 6(b)中可以明确区分,说明所提出的技术降低了高速运动对频谱的展宽(混频)。

图 7 为对图 5(b)中样品利用不同技术进行镜像消除的全深度 A-Line 信号。将其与图 3 中静止样品的 A-Line 信号相比,图 7(a)中的直流分量被

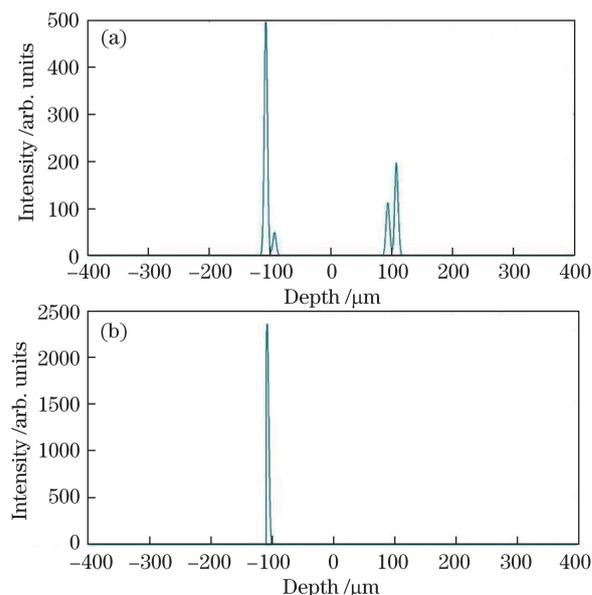


图 7 模拟运动样品的全深度 A-Line 信号。(a)利用传统技术处理;(b)利用差分相位解析技术处理

Fig. 7 Full-range A-Line signals with moving sample in simulation. (a) With traditional technology; (b) with phase difference resolved technology

去除,复共轭镜像得到一定的抑制,但仍然存在镜像残留。这是由于样品的高速运动使干涉信号的时间频谱展宽,如图5(b)所示,各频谱分量混叠的同时,真实信号与镜像信号也发生重叠,导致镜像消除效果受到影响。图7(b)中仅含物体反射界面的峰值,镜像被彻底消除。可以看出,所提出的方法降低了高速运动对镜像消除效果的影响。

利用提出的差分相位解析技术及传统方法计算不同样品运动的多普勒相移 $\Delta\Phi$ (图8),图中虚线为样品运动引起的多普勒相位理论值,实线为对仿真信号进行处理后的样品多普勒相移,横坐标为时间,纵坐标为多普勒相移。如图8(a)、(b)所示,经过差分相位解析技术处理后,样品振幅为 $2\ \mu\text{m}$ 时得到的多普勒相移曲线和理论曲线基本重合,局部误差来源于计算时初始相位和调制深度等参数理论解的精确度。样品运动振幅为 $4.5\ \mu\text{m}$ 时,仿真所得多普

勒相移曲线和理论值在相位从 2π 到0变化的部分不再重合。这是因为此处样品运动引入的相移为最大值,随着样品正弦运动振幅的增大,引入的相移也增大,但由于密集采样率不足,在极值点附近的差分相位不再趋近于0,故而无法得到准确相移值。在实验中,可以通过对干涉谱信号进行全局插值等来增加信号点并减小误差。差分相位解析技术的最大可测振幅为 $4.5\ \mu\text{m}$ 。如图8(c)所示,当样品运动振幅为 $0.2\ \mu\text{m}$ 时,经过传统技术处理后,计算所得的多普勒相移仿真曲线和理论曲线基本重合;如图8(d)所示,当样品运动振幅为 $0.9\ \mu\text{m}$ 时,经过传统技术计算所得的多普勒相移仿真曲线和理论曲线出现较大偏差,这说明传统方法的最大可测运动振幅为 $0.9\ \mu\text{m}$ 。以上仿真结果表明,差分相位解析技术较传统技术增大了样品的最大可测运动振幅,且能更真实地还原样品的运动信息。

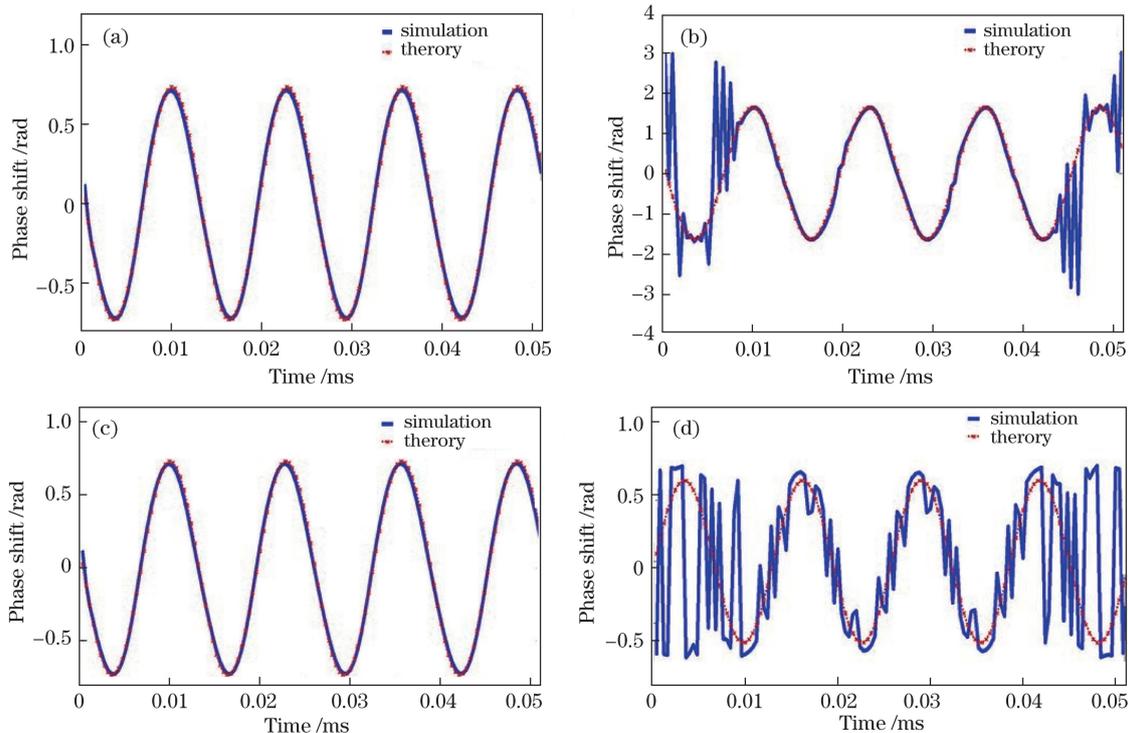


图8 样品运动的多普勒相移。(a) $b=2\ \mu\text{m}$,差分相位解析技术;(b) $b=4.5\ \mu\text{m}$,差分相位解析技术;
(c) $b=0.2\ \mu\text{m}$,传统方法;(d) $b=0.9\ \mu\text{m}$,传统方法

Fig. 8 Doppler phase shifts of moving sample. (a) $b=2\ \mu\text{m}$, with phase difference resolved technology; (b) $b=4.5\ \mu\text{m}$, with phase difference resolved technology; (c) $b=0.2\ \mu\text{m}$, with traditional technology; (d) $b=0.9\ \mu\text{m}$, with traditional technology

以上仿真分析表明,应用所提出的技术可以有效抑制由样品运动引起的频谱展宽对相位解调的影响,提高基于正弦相位调制的复频域多普勒OCT技术的速度探测范围。

4 实验装置与实验结果分析

4.1 实验装置

实验采用光纤型全深度复频域多普勒OCT系

统,系统光路如图 9 所示。该系统由宽带光源、迈克尔孙干涉仪、光谱仪三部分组成。宽带光源(超辐射发光二极管,SLD)发出中心波长为 840 nm、带宽为 50 nm 的光,经 50/50 光纤耦合器分束为两路,分别射入干涉仪的参考臂和样品臂中。参考臂端耦合器输出的光经准直后照射到参考镜上,参考镜固定在压电陶瓷驱动片(PZT)上,沿着光轴方向作正弦运动,从而在干涉信号中引入正弦相位调制。参考臂光路中置入中性密度滤波片和色散补偿片,分别用来衰减参考光的强度和补偿两臂光路中的色散差异。样品臂端耦合器输出的光经准直后照射到二维

扫描振镜,再经透镜聚焦在样品上。参考镜反射光和样品背向散射光通过光纤耦合器发生干涉,干涉后的信号耦合进光栅光谱仪中。光谱仪包括准直镜、光栅、聚焦镜,以及线阵 CCD 相机 4 部分。进入光谱仪的干涉光经准直后以特定角度照射在反射式光栅上,光栅对不同波长的光以不同衍射角出射,聚焦到线阵 CCD 相机上。相机探测的干涉谱信号经采集卡采集和计算机处理,获得被测样品的结构信息和运动信息。系统的纵向分辨率由光源带宽决定,为 $6.2 \mu\text{m}$;横向分辨率由探测光斑大小决定,为 $17.5 \mu\text{m}$ 。

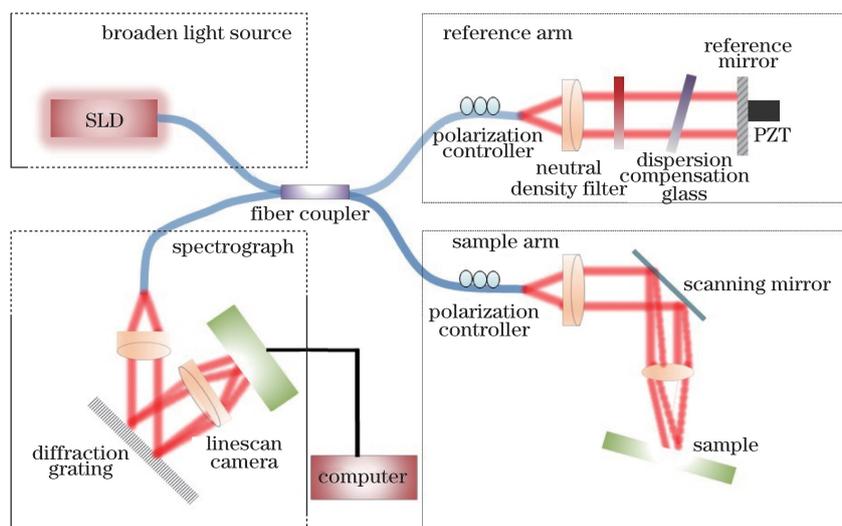


图 9 光纤复频域多普勒 OCT 光学系统示意图

Fig. 9 Schematic of fiber complex frequency domain Doppler OCT optical system

实验中,CCD 的线读出速率为 20 kHz;振镜横向扫描距离为 2 mm,包含 1024 个 A-Line,组成一幅与深度方向平行的二维图像(B-Scan)。压电陶瓷在参考臂引入正弦运动的调制角频率设为 CCD 采样频率的 1/8,即 2.5 kHz,与中心波长的调制深度 2.63 rad 相对应。CCD 采集到的干涉谱信号由图像采集卡采集并送入计算机。在计算机上控制 LabVIEW 程序使数据采集卡和图像采集卡的时序同步,以保证一个正弦相位调制周期内 CCD 相机可以采集 8 帧频域干涉条纹,且每次采集到的 B-Scan 中第一帧所对应的正弦相位调制的初始相位一致。

待测样品如图 10(a)所示,由一个硅片和扬声器组成,其中,扬声器固定在实验平台上,硅片样品固定在扬声器的橡皮胶中心。用信号发生器生成的正弦电压信号驱动扬声器,使硅片作正弦振动。将正弦信号的频率固定为正弦调制频率的 1/32,即 78.125 Hz。利用扬声器振动的 OCT 图像计算扬声器的振幅,通过对扬声器的振动幅度与驱动电压幅

值进行线性拟合,得到扬声器的振动幅度与驱动电压幅值的关系[图 10(b)]。

4.2 实验结果分析

应用上述系统对振动的样品进行多普勒成像实验。通过给待测样品施加相应的驱动电压,使样品的振动幅度近似为 $11.554 \mu\text{m}$,经过不同处理方法得到的 A-Line 信号、多普勒相移和时间频谱分别如图 11 和图 12 所示。

如图 11(a)所示,未去镜像的 A-Line 信号中的样品界面反射峰值和共轭镜像关于零光程差位置呈对称分布,干涉信号经传统技术处理后,A-Line 信号无法分辨样品界面的反射峰值和共轭镜像。这是因为包含不同速度分量的 A-Line 信号的位置在频域里被移到了不同位置,光谱移动量的变化表现为 A-Line 信号的展宽,各时间频谱分量混叠,如图 12(c)所示,从而无法准确提取出基频分量和倍频分量中完整的样品结构信息,真实信号与镜像信号相重叠。此时,镜像抑制比为 -8 dB 。同时,正弦

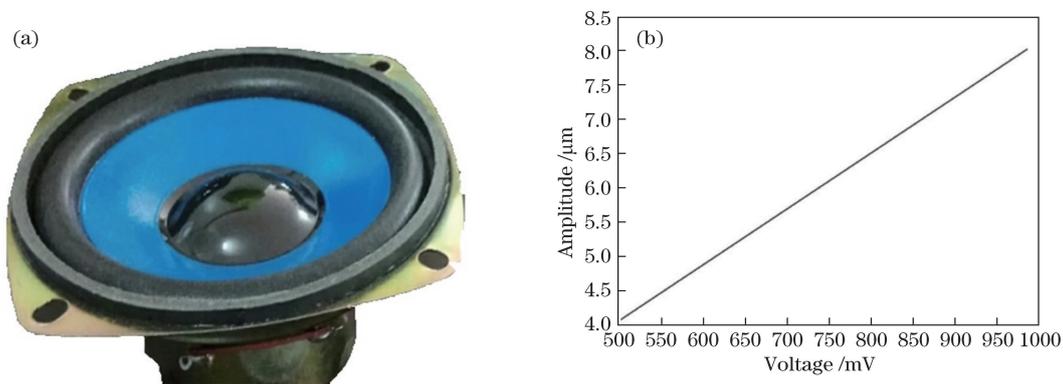


图 10 待测样品。(a)待测样品实物图;(b)样品正弦振动的幅度与正弦驱动信号电压幅值的关系
Fig. 10 Sample to be detected. (a) Physical picture of sample to be detected; (b) relation between amplitude of sinusoidal movement of sample and amplitude of sinusoidal signal

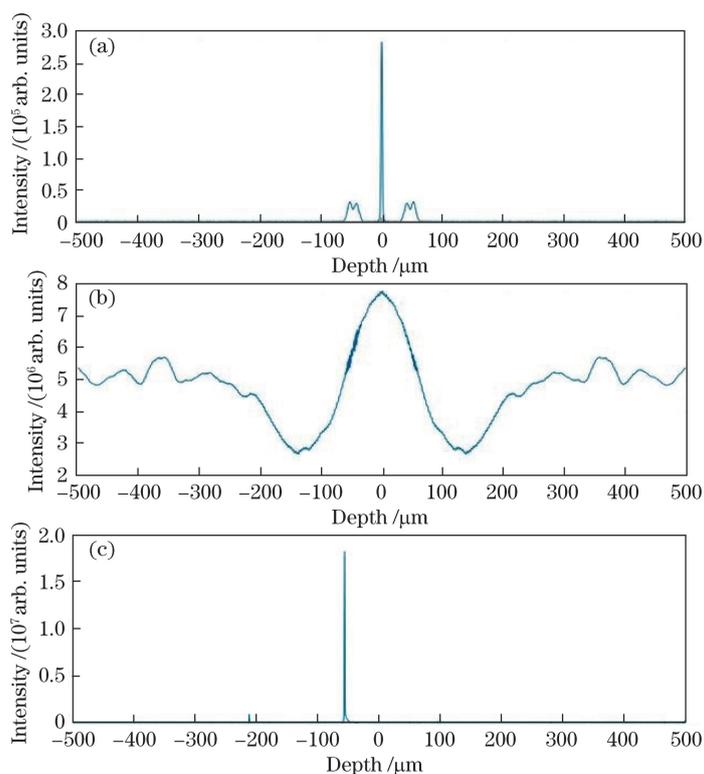


图 11 运动样品的 A-Line 信号。(a)未去镜像;(b)传统技术去镜像;(c)差分相位解析技术去镜像
Fig. 11 A-Line signals of moving sample. (a) With mirror image; (b) traditional technology to overcome the mirror image; (c) using the phase difference resolved method to overcome the mirror image

相位解调的不准确导致样品运动信息遗失,无法得到完整的多普勒相移[图 12(a)]。

然而,干涉信号经过差分相位解析技术处理后[图 11(c)],重建复层析信号的 A-Line 信号中,关于零光程差对称的共轭镜像被去除,此时镜像消除比为 74 dB。如图 12(d)所示,各频谱分量得以区分,可以准确地提取基频分量和倍频分量。此时,能得到较准确的多普勒相移[图 12(b)]。经过计算可得,样品运动速度范围为 $-7.344\sim 4.484$ mm/s。由

此可见,所提出的差分相位解析技术降低了高速运动对镜像消除效果和频谱展宽(混频)的影响,得到了较完整的多普勒相移,且具有较传统技术更大的可测速度范围。

为了定量分析差分相位解析技术对样品运动速度的检测能力,对具有不同正弦振动幅度的样品施加对应的驱动电压。图 13 给出了不同振幅的样品经过差分相位解析技术处理后所得的多普勒相移和时间频谱,其中,图 13(a)、(b)的样品正弦振动幅值

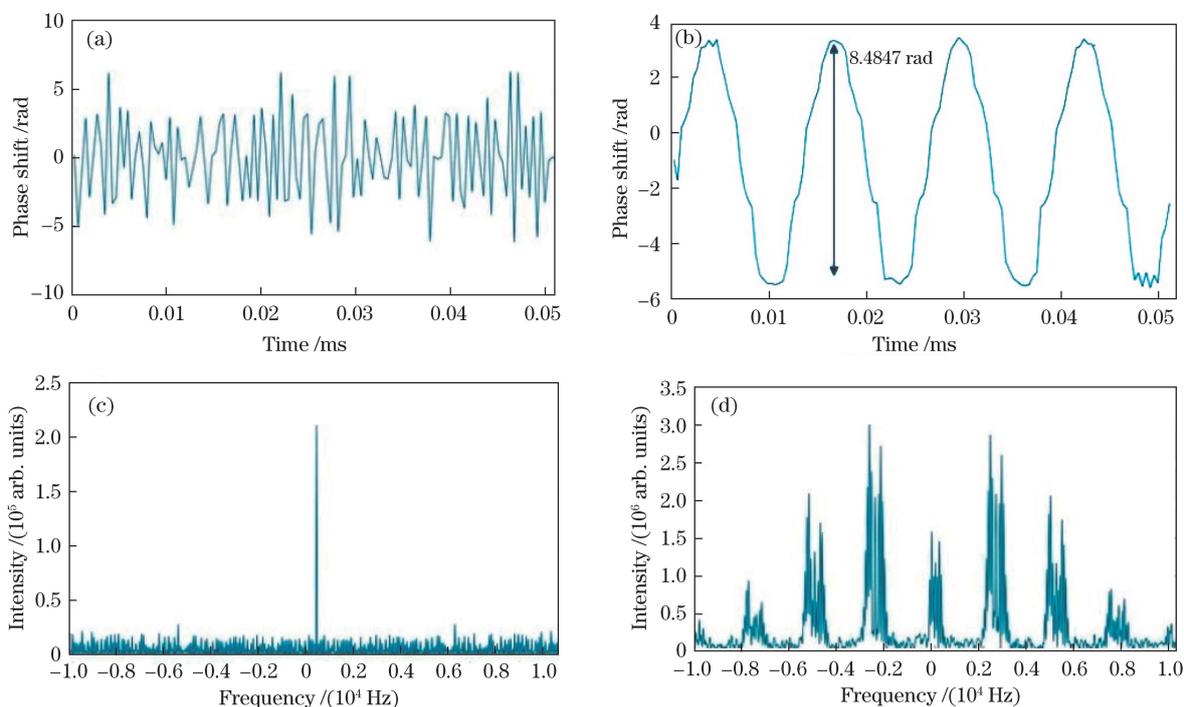


图 12 实验样品的多普勒相移和时间频谱。(a)传统技术,多普勒相移;(b)差分相位解析技术,多普勒相移;
(c)传统技术,时间频谱;(d)差分相位解析技术,时间频谱

Fig. 12 Doppler phase shift and the temporal frequency spectrum of sample in experiment. (a)Traditional technology with the Doppler phase; (b) phase difference resolved technology with the Doppler phase; (c) the temporal frequency spectrum of traditional technology; (d) temporal frequency spectrum of phase difference resolved technology

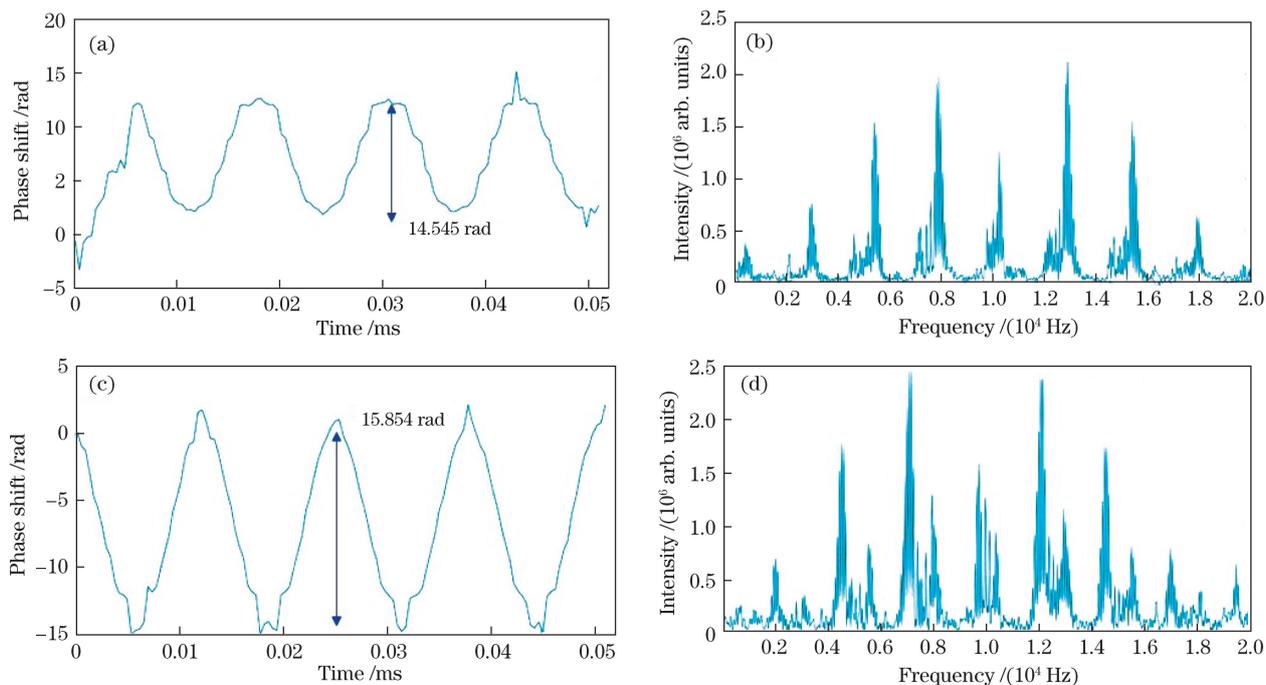


图 13 实验样品经差分相位解析技术的多普勒相移和时间频谱。(a) $b=19.80 \mu\text{m}$,多普勒相移;
(b) $b=19.80 \mu\text{m}$,时间频谱;(c) $b=21.59 \mu\text{m}$,多普勒相移;(d) $b=21.59 \mu\text{m}$,时间频谱

Fig. 13 Doppler phase shifts and temporal frequency spectra of sample in experiment with phase difference resolved method. (a) Doppler phase shift with $b=19.80 \mu\text{m}$; (b) temporal frequency spectrum with $b=19.80 \mu\text{m}$; (c) Doppler phase shift with $b=21.59 \mu\text{m}$; (d) temporal frequency spectrum with $b=21.59 \mu\text{m}$

为 $19.80\ \mu\text{m}$, 图 13(c)、(d) 的样品正弦振动幅值为 $21.590\ \mu\text{m}$ 。对多普勒相移和时间频谱的展宽情况进行对比, 可以看出, 样品运动振幅为 $21.590\ \mu\text{m}$ 时的各频谱分量较 $19.80\ \mu\text{m}$ 时各频谱分量的展宽程度更大, 并更接近带宽滤波器的最大带宽。

表 1 为利用差分相位解析技术计算出的多普勒相移的频率、峰峰值, 及其相对应的运动振幅和运动速度范围。表 1 中 Case 1、Case 2、Case 3 的样品运动频率固定为 $78.125\ \text{Hz}$, 分别给予 $12, 16, 20\ \mu\text{m}$ 的驱动电压。从表 1 可以看出, 多普勒相移的频率与样品预设运动频率一致, 样品运动的频率得到准确地还原。根据差分相位解析技术的理论解, 可以通过样品多普勒相移的峰值计算出相对应的样品振

表 1 差分相位解析技术计算出的多普勒相移、运动振幅和速度范围

Table 1 Doppler phase shift, movement amplitude, and range of speed calculated by phase difference resolved method

Case	Estimated amplitude / μm	Estimated frequency /Hz	Peak-peak value /rad	Amplitude / μm	Range of speed /($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$)	Frequency /Hz
Case 1	12	78.125	8.4847	11.554	[-7.344, 4.484]	78.12
Case 2	16	78.125	14.545	19.800	[2.507, 16.949]	78.12
Case 3	20	78.125	15.854	21.590	[-19.679, 1.516]	78.12

5 结 论

在基于正弦相位调制的全深度复频域多普勒 OCT 技术的基础上, 提出了一种差分相位解析技术。该技术具有两个关键点: 1) 采用正弦相位调制, 保证了重建的复层析信号仍然是正弦相位调制的; 2) 在沿着时间域作傅里叶变换之前, 得到横向扫描点的差分相位。通过理论研究验证了所提出的差分相位解析技术的可行性。该技术适用于提取活体生物组织的内部动态信息。仿真结果表明, 该技术能得到准确的多普勒相移和去镜像效果。通过对高速振动的样品进行成像实验, 发现利用该技术能准确地还原样品的运动情况, 使正弦相位调制的多普勒 OCT 系统获得更高的镜像抑制比和更大的速度探测范围。

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, Hitzinger C K, Kamp G, *et al.* Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. Optics Communications, 1995, 117(1/2): 43-48.
- [3] Chen Z P, Zhang J. Doppler optical coherence tomography[M]//Optical coherence tomography. Cham: Springer, 2015: 1289-1320.
- [4] Wang X J, Milner T E, Chen Z P, *et al.* Measurement of fluid-flow-velocity profile in turbid media by the use of optical Doppler tomography[J]. Applied Optics, 1997, 36(1): 144-149.
- [5] Chen Z P, Milner T E, Srinivas S, *et al.* Noninvasive imaging of *in vivo* blood flow velocity using optical Doppler tomography[J]. Optics Letters, 1997, 22(14): 1119-1121.
- [6] Leitgeb R, Schmetterer L F, Wojtkowski M, *et al.* Flow velocity measurements by frequency domain short coherence interferometry[J]. Proceedings of SPIE, 2002, 4619: 16-21.
- [7] Park B H, Pierce M C, Cense B, *et al.* Real-time fiber-based multi-functional spectral-domain optical coherence tomography at $1.3\ \mu\text{m}$ [J]. Optics Express, 2005, 13(11): 3931-3944.
- [8] Zhao Y H, Chen Z P, Saxer C, *et al.* Doppler standard deviation imaging for clinical monitoring of *in vivo* human skin blood flow[J]. Optics Letters, 2000, 25(18): 1358-1360.
- [9] Nan N. Research on complex Fourier domain Doppler optical coherence tomography[D]. Shanghai: University of Chinese Academy of Sciences, 2014: 19-30.

南楠. 复频域多普勒光学相干层析成像技术研究

- [D]. 上海: 中国科学院大学, 2014: 19-30.
- [10] Zhang J, Nelson J S, Chen Z P. Removal of a mirror image and enhancement of the signal-to-noise ratio in Fourier-domain optical coherence tomography using an electro-optic phase modulator[J]. *Optics Letters*, 2005, 30(2): 147-149.
- [11] Bachmann A, Leitgeb R, Lasser T. Heterodyne Fourier domain optical coherence tomography for full range probing with high axial resolution[J]. *Optics Express*, 2006, 14(4): 1487-1496.
- [12] Gao Y, Li Z L, Zhang J H, *et al.* Automatic measurement method for corneal thickness of optical coherence tomography images[J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0311003.
高阳, 李中梁, 张建华, 等. 光学相干层析成像图像中角膜厚度的自动测量方法[J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0311003.
- [13] Pan L H, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Depth-dependent dispersion compensation for optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2017, 37(5): 0511002.
潘柳华, 李中梁, 王向朝, 等. 光学相干层析成像随深度变化的色散补偿方法[J]. *光学学报*, 2017, 37(5): 0511002.
- [14] Chen Y, Li Z L, Nan N, *et al.* Speckle noise reduction in Fourier domain polarization-sensitive coherence tomography by split-spectrum [J]. *Acta Optica Sinica*, 2018, 38(8): 0811004.
陈艳, 李中梁, 南楠, 等. 偏振频域光学相干层析成像中散斑噪声降低方法[J]. *光学学报*, 2018, 38(8): 0811004.
- [15] Vargas G, Chan E K, Barton J K, *et al.* Use of an agent to reduce scattering in skin[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1999, 24(2): 133-141.
- [16] Guo X, Bu P, Wang X Z, *et al.* Scattering imaging of skin in Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Optics Communications*, 2013, 305: 137-142.
- [17] Wang R K, Jacques S L, Ma Z H, *et al.* Three dimensional optical angiography[J]. *Optics Express*, 2007, 15(7): 4083-4097.
- [18] Fercher A F, Leitgeb R, Hitzenberger C K, *et al.* Complex spectral interferometry OCT [J]. *Proceedings of SPIE*, 1999, 3564.
- [19] Zhang K, Huang Y, Kang J U. Full-range Fourier domain optical coherence tomography imaging probe with a magnetic-driven resonant fiber cantilever [J]. *Optical Engineering*, 2011, 50(11): 119002.
- [20] An L, Wang R K. Use of a scanner to modulate spatial interferograms for *in vivo* full-range Fourier-domain optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2007, 32(23): 3423-3425.
- [21] Wang B F, Wang X Z, Li Z L, *et al.* Sinusoidal phase-modulating laser diode interferometer insensitive to intensity modulation for real-time displacement measurement with feedback control system[J]. *Optics Communications*, 2012, 285(18): 3827-3831.
- [22] Bu P. One-shot parallel complex Fourier-domain optical coherence tomography using a spatial carrier frequency[J]. *Optical Engineering*, 2008, 47(5): 050502.
- [23] Yasuno Y, Makita S, Endo T, *et al.* Simultaneous B-M-mode scanning method for real-time full-range Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2006, 45(8): 1861-1865.
- [24] Nan N, Wang X Z, Bu P, *et al.* Full-range Fourier domain Doppler optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation[J]. *Applied Optics*, 2014, 53(12): 2669-2676.
- [25] Jaillon F, Makita S, Yabusaki M, *et al.* Parabolic BM-scan technique for full range Doppler spectral domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2010, 18(2): 1358-1372.