

# 基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法

卞海溢 高万荣 张仙玲 陈朝良

(南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094)

**摘要** 频域光学相干层析成像技术是一种新型的医学成像技术,其传统的图像重构算法主要是基于傅里叶变换。但这种重构算法的主要缺陷在于其纵向分辨率随着深度位置的变化而明显下降。为了使频域光学相干层析成像系统的纵向分辨率在整个成像深度内基本保持不变,提出了一种基于观察矩阵的图像重构法,并用该法重构了平面镜以及皮肤信号。结果表明,这种图像重构法能够使频域光学相干层析成像系统保持纵向分辨率不变。与文献报道相比,这种方法在保持系统简单性的同时,还保持了高的纵向分辨率,并在成像深度范围内使得纵向分辨率基本保持不变。

**关键词** 成像系统;频域光学相干层析成像;纵向分辨率;矩阵;图像重构

中图分类号 O436.1 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS201434.0211003

## Reconstruction Method Based on the Detected Matrix for Spectral-Domain Optical Coherence Tomography

Bian Haiyi Gao Wanrong Zhang Xianling Chen Chaoliang

(Department of Optical Engineering, School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China)

**Abstract** Spectral domain optical coherence tomography (SDOCT) is a new biological imaging technique. The traditional reconstruction method in SDOCT is based on Fourier transform. One disadvantage of this method is that the axial resolution of the system decreases with the increase of the imaging depth. A new reconstruction method is proposed which has the capability of maintaining the axial resolution over the all imaging depth. To prove the accuracy of this method, the cross-sectional images of the mirror and skin are obtained. The results demonstrate the effectiveness of the method. Compared with the methods reported, the new method has the advantage of not increasing the complexity of the system while having an almost constant axial resolution over the imaging depth.

**Key words** imaging systems; spectral domain optical coherence tomography; axial resolution; matrix; image reconstruction

**OCIS codes** 110.4500; 030.1640; 070.2025; 110.6980

## 1 引 言

光学相干层析成像技术(OCT)<sup>[1-5]</sup>是一种无接触、无损伤、高分辨率、高灵敏度的深度分辨的光学成像技术。它已经被广泛应用于生物医学成像领域,例如眼科<sup>[6]</sup>、皮肤科等<sup>[7]</sup>。自 1991 年 Huang 等<sup>[1]</sup>首次用这项技术对人眼视网膜及冠状动脉壁的显微结构进行成像以来,OCT 一直是国内外生物医学成像和无损检测等领域的研究热点。频域光学相干层析成像技术(SDOCT)<sup>[8-10]</sup>通过对频域干涉信

号的逆傅里叶变换来获得被测样品的层析图。相对于时域 OCT 技术,SDOCT 不需要在深度方向进行扫描,具有成像速度快和灵敏度高的特点,使其对生物组织的高分辨率实时在体成像成为了可能。但是 SDOCT 的图像重构的传统算法是傅里叶变换,傅里叶变换要求信号被均匀采样。在 SDOCT 中干涉光谱在波长域是均匀采样的,但是在波数域是非均匀采样的,所以当用逆傅里叶变换将信号从波数域转换到深度域时,信号的非均匀采样将导致系统的

收稿日期: 2013-07-18; 收到修改稿日期: 2013-10-07

基金项目: 国家自然科学基金(61275198,60978069)

作者简介: 卞海溢(1988—),男,博士研究生,主要从事光学相干层析成像方面的研究。

E-mail: bianhaiyi@163.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,博士,教授,主要从事生物光学方面的研究。E-mail: wgao@njjust.edu.cn(通信联系人)

点扩展函数随着深度的变换而展宽。目前用于保持点扩展函数在成像深度范围内不变的方法主要有重采样<sup>[6]</sup>、滤波算法<sup>[10]</sup>、同时利用光栅和色散棱镜的方法<sup>[11]</sup>、解卷积算法<sup>[12-13]</sup>等。重采样需要用标准光源进行光谱标定,与同时利用光栅和色散棱镜的方法一样增加了系统的代价以及复杂性,而对解卷积算法来说,由于信号在空间并不满足不变性,通过解卷积算法重构的图像效果不是太好。

本文提出了一种基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法,用于保持全深度范围内纵向分辨率不变。此方法主要是通过对平面镜的深度扫描(A-scan)来获得在不同深度处的干涉光谱矩阵。对于一个固定的频域光学相干层析成像系统,每次通过衍射光栅分光后落在 CCD 各个像素上的光波长或是波数都是一样的,所以尽管信号在波数域没有均匀采样,点扩展函数在全深度范围内依然保持不变。相比于其他方法,此方法要求对 SDOCT 系统进行一次深度扫描来获得整个系统的观察矩阵。利用这种方法对平面镜以及皮肤进行图像重构,验证了该算法的准确性。

## 2 原 理

### 2.1 SDOCT 的原理

SDOCT 系统主要由迈克耳孙干涉光路以及带

有线阵 CCD 的高分辨率仪组成。光源发出的低相干光通过  $2 \times 2$  的光纤耦合器分光后,一路经参考镜反射后进入光纤,另一路经显微物镜聚焦后射入样品,经样品后向散射后进入光纤与参考光发生干涉,干涉信号经衍射光栅分光后经聚焦透镜聚焦到 CCD 上,得到干涉光谱<sup>[14]</sup>,其系统结构如图 1 所示。其中所用超辐射发光二极管 (SLD) 光源型号为 SUPERLUM 公司的 BLM-S-840-B-I-20,光栅型号为美国 Wasatch Photonics 公司的 VPHG 全息衍射光栅,准直器为 Thorlabs 公司的 AC254-060-B-ML,光栅后面的聚焦透镜的焦距为 150 mm,光纤耦合器的分光比为 50:50。

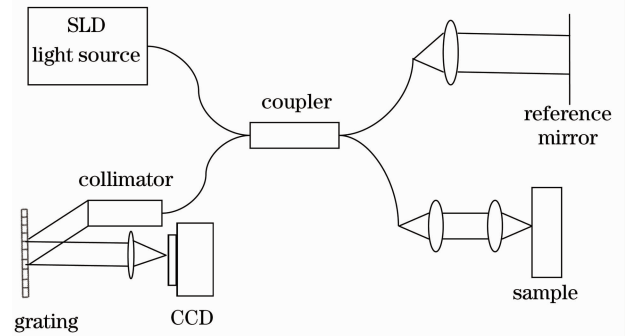


图 1 SDOCT 系统结构图

Fig. 1 System of SDOCT

线阵 CCD 得到的干涉光谱信号具有以下形式:

$$I_D(k) = \frac{\rho}{4} [|S(k)|^2 (R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] + \frac{\rho}{2} \left\{ |S(k)|^2 \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} \{ \cos[2k(z_R - z_{S_n})] \} \right\} + \frac{\rho}{4} \left\{ |S(k)|^2 \sum_{n \neq m=1}^N \sqrt{R_{S_n} R_{S_m}} \{ \cos[2k(z_{S_n} - z_{S_m})] \} \right\}, \quad (1)$$

式中  $\rho$  为光电转换系数,  $R_R$  为参考镜的反射系数 (为了更简单地说明问题,这里假设  $R_R = 1$ ),  $R_{S_n}$  为第  $n$  层样品的反射系数,  $k$  为光源的波数,  $z_R$  是参考臂的光程,  $z_{S_n}$  是第  $n$  层样品的光程,  $S(k)$  是光源的光谱。

为了更简单地讨论 SDOCT 的信号重构问题,这里忽略了(1)式中的直流项(第一项)与自相关项(第三项),并且(1)式中的所有常数系数都用  $R(z)$  来代替,所以(1)式可以写成

$$I_D(k) = R(z) \sum_{n=1}^N \cos(2kz_n). \quad (2)$$

从(2)式可以看出  $I_D(k)$  与  $R(z)$  互为傅里叶变换对,对(2)式进行逆傅里叶变换可以得到

$$\mathcal{F}^{-1}[I_D(k)] = R(z) \otimes \sum \delta(z - z_n). \quad (3)$$

但是傅里叶变换要求对信号均匀采样,在 SDOCT 中,光谱仪被用来获得干涉信号的光谱,分光主要是依靠衍射光栅来进行的。衍射光栅的光谱分辨率由下式决定:

$$\delta\lambda = \lambda / (mN), \quad (4)$$

式中  $\lambda$  为中心波长,  $m$  为衍射级次,  $N$  为光栅刻线数。所以光谱仪采集的信号在波长域是均匀的,考虑到波长与波数成反比关系,从而光谱信号在波数域是非均匀采样的。而离散傅里叶变换的算法是通过

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j) \exp[-2\pi(j-1)(k-1)/N] \quad (5)$$

来计算的,在时频域都是等间隔采样的,所以在 SDOCT 中对干涉光谱直接进行傅里叶变换将引起点扩展函数随着深度的变换而展宽。

## 2.2 基于观察矩阵的方法原理

(2)式也可表示成下列形式<sup>[15]</sup>：

$$\begin{bmatrix} I(k_1) \\ I(k_2) \\ \vdots \\ I(k_N) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(2k_1z_1) & \cos(2k_1z_2) & \cdots & \cos(2k_1z_N) \\ \cos(2k_2z_1) & \cos(2k_2z_2) & \cdots & \cos(2k_2z_N) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \cos(2k_Nz_1) & \cos(2k_Nz_2) & \cdots & \cos(2k_Nz_N) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R(z_1) \\ R(z_2) \\ \vdots \\ R(z_N) \end{bmatrix}. \quad (6)$$

干涉光谱可以看成是跟系统有关的矩阵与和样品有关的反射率矩阵的乘积,所以定义下列矩阵  $\mathbf{D}$  为系统的观察矩阵:

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \cos(2k_1z_1) & \cos(2k_1z_2) & \cdots & \cos(2k_1z_N) \\ \cos(2k_2z_1) & \cos(2k_2z_2) & \cdots & \cos(2k_2z_N) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \cos(2k_Nz_1) & \cos(2k_Nz_2) & \cdots & \cos(2k_Nz_N) \end{bmatrix}. \quad (7)$$

从(7)式中可以看到观察矩阵的每一列就是线阵 CCD 采集到的一个深度的光谱信号,所以观察矩阵  $\mathbf{D}$  的每一列实际上就是 CCD 采集到的不同深度处的干涉光谱信号。为了得到系统的观察矩阵,在样品臂放的样品是平面镜,通过深度扫描得到不同深度处的干涉光谱信号,假设平面镜在各个深度处的反射率是一样的,所以在(4)式中右边第二项为全 1 矩阵,左边的矩阵是 CCD 所测得的干涉光谱,通过在深度方向进行深度扫描,得到  $\mathbf{D}$  矩阵中的每一行,组成观察矩阵  $\mathbf{D}$ 。对于给定的 SDOCT 系统,观察矩阵  $\mathbf{D}$  是基本不变的。在矩阵  $\mathbf{D}$  中虽然波数  $k$  是非均匀采样的,但每次采集到的干涉光谱都是非均匀采样的,波数  $k$  的分布都是一样的。这样就避免了傅里叶变换算法中的时频均匀采样但实际信号却没有均匀采样的问题。得到观察矩阵后,对观察矩阵进行求逆或者得到其相位信号构建复信号来重构 SDOCT 图像。

## 3 实验结果

### 3.1 观察矩阵的确定

搭建了图 1 所示的实验系统。为了确定观察矩阵,在参考臂利用步进电机来进行深度扫描 A-scan 获得不同深度处的干涉光谱。从而得到系统的观察矩阵  $\mathbf{D}$ 。所获得的平面镜深度扫描的二维(2D)图

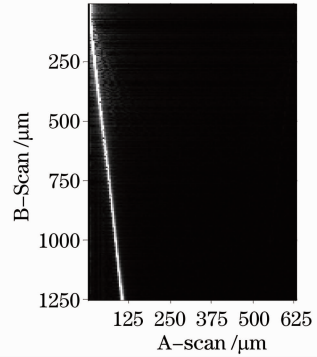


图 2 平面镜深度扫描后的傅里叶重构二维图  
Fig. 2 Tomography of the mirror with A-scan

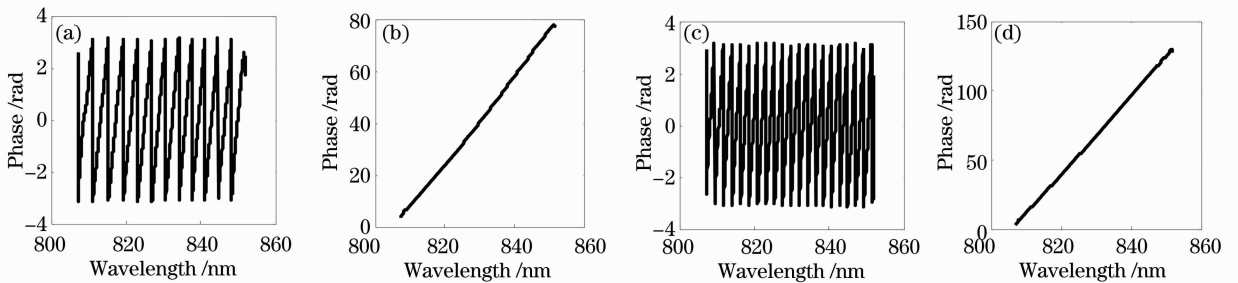


图 3 A-Scan 不同深度处的相位解包信号和包络相位信号

Fig. 3 Unwrapped and wrapped phase signal of different depths with A-scan

如图 2 所示。为了进行图像重构,需要得到平面镜在各个不同深度处的相位信号以构建复信号,在不同深度处的包络相位和解包相位信号如图 3 所示,图 3 中分别画出了光程差为  $93.75 \mu\text{m}$  和  $156.25$

$\mu\text{m}$  下的包络相位和解包相位信号。

通过对观察矩阵  $\mathbf{D}$  进行希尔伯特变换可以得到不同深度处的相位信息,通过相位信息将余弦观察矩阵转变成复矩阵  $\mathbf{E}$ :

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} \exp(i2k_1 z_1) & \exp(i2k_1 z_2) & \cdots & \exp(i2k_1 z_N) \\ \exp(i2k_2 z_1) & \exp(i2k_2 z_2) & \cdots & \exp(i2k_2 z_N) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \exp(i2k_N z_1) & \exp(i2k_N z_2) & \cdots & \exp(i2k_N z_N) \end{bmatrix}. \quad (8)$$

### 3.2 平面镜深度扫描信号的重构

采用上面的方法得到复矩阵后,要重构 SDOCT 的图像就需要干涉光谱信号。本文重构了平面镜的深度扫描信号,所重构的图像如图 4 所示。其中图 4(a)是利用观察矩阵算法(扫描步长为  $3.75 \mu\text{m}$ )重构的平面镜深度扫描(扫描步长为  $0.625 \mu\text{m}$ )的图像,图 4(b)跟图 4(a)的不同之处在于图 4(b)是利用扫描步长为  $0.625 \mu\text{m}$  的观察矩阵重构扫描步长为  $3.75 \mu\text{m}$  的信号,由于要恢复的信号采集一次步进电机所走的距离相当于观察矩阵信号采集时步进电机走五步的距离,所以图 4(b)中并不能恢复出整个深度

方向上的信号。图 4(c)是将平面镜深度扫描(扫描步长为  $3.75 \mu\text{m}$ )的干涉光谱直接通过逆傅里叶变换所得到的图像,图 4(d)是重采样后的图像,所谓重采样是指通过对 CCD 采得的光谱信号进行光谱标定,然后对干涉光谱进行光谱校正,对校正后的干涉光谱进行逆傅里叶变换。从图中可以明显看出矩阵算法重构的图像明暗变化不明显,直线的宽度也没有图 4(c)和(d)宽,所以基于观察矩阵的图像重构算法的灵敏度以及点扩展函数变化不明显,而直接进行傅里叶变换是随着深度的变化点扩展函数展宽了。点扩展函数是通过平面镜成像后的一维干

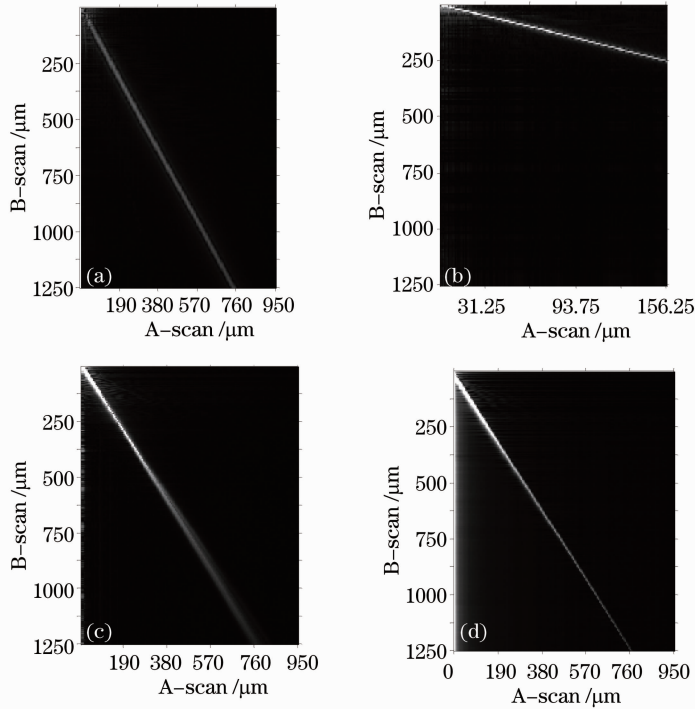


图 4 不同算法处理的平面镜深度扫描信号图。(a)和(b)是基于不同扫描步长的观察矩阵算法重构的图像;(c)是基于传统傅里叶变换重构的图像;(d)是基于重采样重构的图像

Fig. 4 Tomography of mirror reconstructed with different methods. (a) and (b) are based on the detected matrix method with different scanning distances; (c) is based on the traditional Fourier transform; (d) is based on the Fourier transform with resampling the signal

涉光谱进行傅里叶变换后得到的响应函数,对于不均匀的介质而言,由于色散的存在,故点扩展函数会随着深度而改变。而对于传统的 SDOCT,由于干涉光经过光栅分光在 CCD 上,这种分光在波长域是均匀采样的,而波长与波数成反比关系,所以在波数域是非均匀采样的。利用离散傅里叶变换来处理这种非均匀采样的信号也会引起点扩展函数的展宽。

本实验中 SDOCT 系统所用光源的中心波长为 840 nm,光源的谱宽为 50 nm,所以系统的理论分辨

率为  $6.2 \mu\text{m}$ 。图 5 获得了不同算法重构图像后的点扩展函数,可以看出利用观察矩阵算法所重构的图像在  $600 \mu\text{m}$  成像深度内点扩展函数基本保持不变,而直接进行傅里叶变换进行重构图像效果比较差,在  $600 \mu\text{m}$  内点扩展函数从  $11.4 \mu\text{m}$  展宽到  $125.4 \mu\text{m}$ ,展宽了近 11 倍。利用光谱标定,对干涉光谱进行重采样后,在  $600 \mu\text{m}$  内点扩展函数也基本保持不变,但是纵向分辨率没有基于观察矩阵算法的纵向分辨率好。

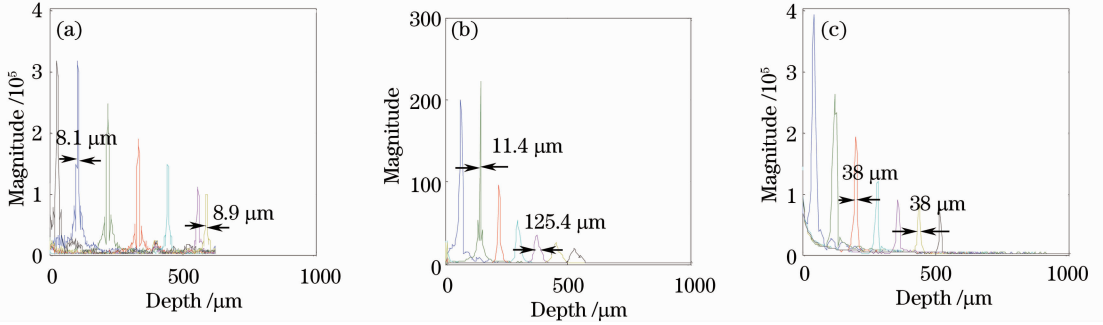


图 5 不同算法的各深度处的点扩展函数。(a)基于观察矩阵算法的点扩展函数;(b)傅里叶变换的点扩展函数;(c)重采样后的点扩展函数

Fig. 5 Point spread functions of different depths reconstructed with different methods. (a) Based on the detected matrix; (b) based on the Fourier transform; (c) based on the Fourier transform with resampling the signal

### 3.3 芒果皮图像重构

利用搭建的频域 OCT 系统,对芒果皮进行了断层成像,对所获得的数据利用傅里叶变换和观察矩阵方法进行了图像重构,所得到的结果如图 6 所

示,图 6 (a) 是经过傅里叶变换后重构的图像,图 6 (b) 是经过观察矩阵重构的图像,明显经过傅里叶变换重构的图像基本看不到芒果皮的内部结构,而经过观察矩阵重构的图像却能清晰地看到芒果更

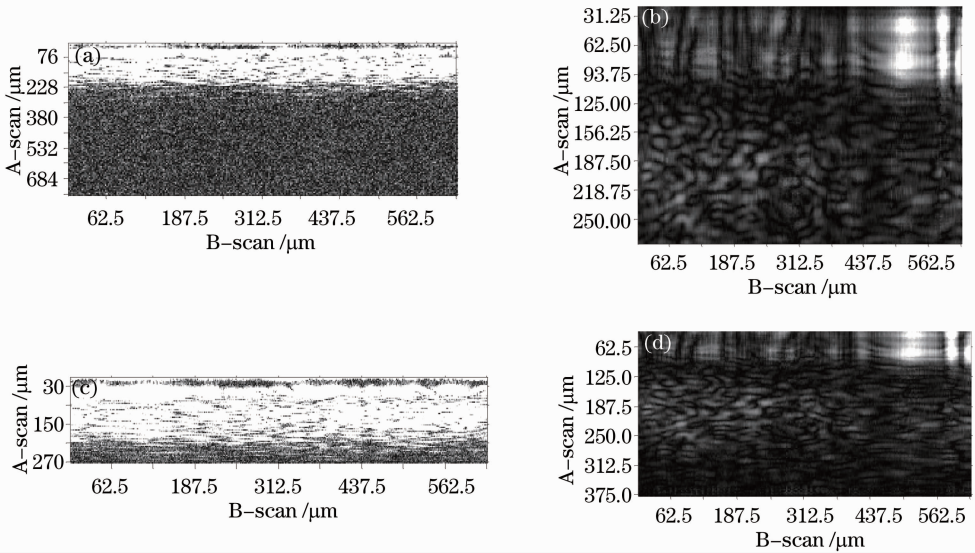


图 6 芒果的断层层析图。(a)通过傅里叶变换重构的图像;(b)以  $0.625 \mu\text{m}$  为扫描步长的观察矩阵重构的图像;(c)图(a)的缩放图;(d)以  $1.25 \mu\text{m}$  为扫描步长的观察矩阵重构的图像

Fig. 6 Tomography of mango. (a) Based on Fourier transform; (b) based on the detected matrix with the scanning distance of  $0.625 \mu\text{m}$ ; (c) scale-up of (a); (d) based on the detected matrix with the scanning distance of  $1.25 \mu\text{m}$

多的细节成分。图 5(a)和(b)在 A-scan(Y 轴)方向上的差别主要是由于两图中 Y 轴上相邻两点所代表的距离不一样,图 5(a)是经过傅里叶变换重构的图像,经对平面镜成像进行深度标定后得到相邻两点的距离约为  $3.89 \mu\text{m}$ ,而图 5(b)是经过步进电机扫描的,其相邻两点的距离也就是扫描步长(可人为控制,最小步长为步进电机的步长  $0.625 \mu\text{m}$ )约为  $0.625 \mu\text{m}$ 。相比两张图,基于观察矩阵的方法重构的图像能够看到傅里叶变换重构的图像所看不到的细节。图 5(c)是将图 5(a)放大到图 5(b)同样的尺度进行观察,发现图 5(c)模糊不清,图 5(d)是以  $1.25 \mu\text{m}$ 为扫描步长的观察矩阵,相比于图 5(b)虽然其能显示的成像深度变大了,但是其显示细节的能力也变弱了。通过对比这四张图,发现基于观察矩阵的图像重构方法能够显示更多的细节成分,例如本次实验中能够清楚地看到芒果内部的纤维结构,而直接通过离散傅里叶变换重构的图却看不到,尽管将其缩放到与观察矩阵重构的图像同样的尺度,也看不到纤维结构。而且相对于直接进行傅里

叶变换,基于观察矩阵的图像重构方法其步长是可以调节的。对比图 5(c)和(d),发现图 5(c)中到深度  $270 \mu\text{m}$ 以后在深度方向上已经没有信号了,而在图 5(d)中可以清楚地看到直至深度为  $375 \mu\text{m}$ 处还可见纤维状结构。但是对比图 5(b)和(d),可以发现当用不同步长的观察矩阵来重构图像时,步长越小,其能显示细节的能力越强,但是能显示的成像深度也就越短,相反步长越长,其细节的显示能力越弱,但可以显示的成像深度越长。

### 3.4 人体皮肤重构

利用搭建的 SDOCT 系统对人体手掌进行了成像。图 7 分别显示了基于观察矩阵算法、直接离散傅里叶变换(DFT)算法以及差值后离散傅里叶变换算法所得到的人体手掌的在体图像。图 7(a)是基于观察矩阵算法得到的人体手掌的断层图,图 7(b)和(c)是基于直接傅里叶变换和插值傅里叶变换得到的人体手掌的断层图,图 7(d)是图 7(a), (b)和(c)中的汗腺(SD)部分。图像由 500 个深度扫描信号组成,CCD 的曝光时间为  $50 \mu\text{s}$ 。

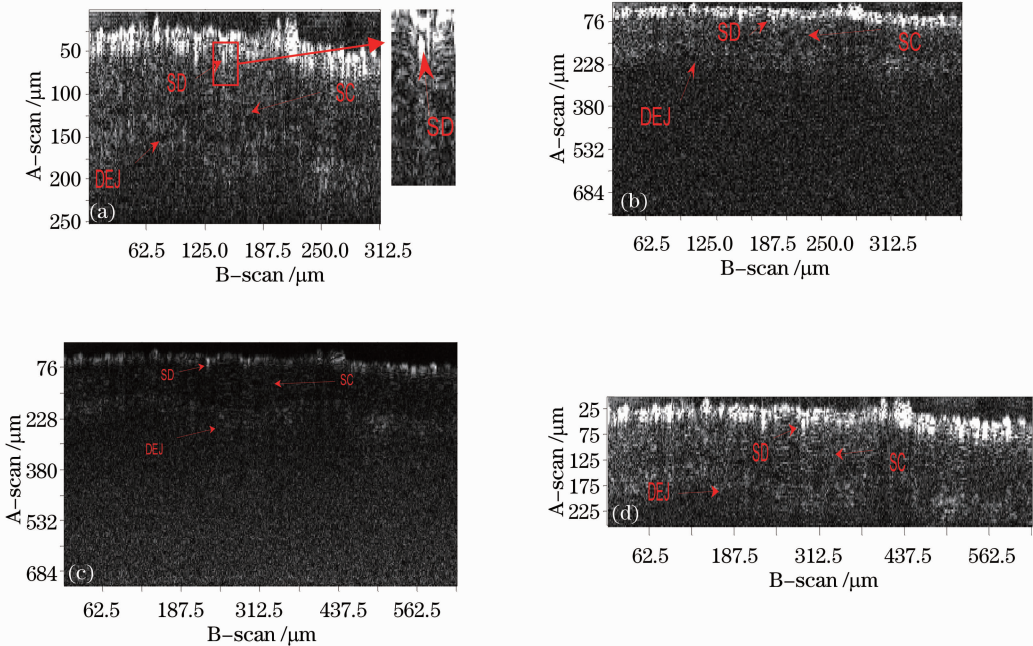


图 7 人体手掌的在体 OCT 图像。(a)基于观察矩阵法;(b)基于直接 DFT 方法;(c)基于插值后 DFT 方法;(d)图(b)的缩放图。SC:角质层,SD:汗腺,DEJ:真皮-表皮连接处<sup>[16]</sup>

Fig. 7 Tomography of the palm. (a) Based on the detected matrix; (b) based on Fourier transform; (c) based on the Fourier transform with resampling the signal; (d) scale-up of (b). SC: the stratum corneum, SD: the sweat gland, DEJ: the dermal epidermal junction<sup>[16]</sup>

从图 7 中可以看出基于观察矩阵算法重构的图像的对比度比直接离散傅里叶变换以及插值后的离散傅里叶变换重构的图像的对比度好,傅里叶变换

重构图像在  $228 \mu\text{m}$ 以后分不清信号和噪声了,而基于观察矩阵的方法重构图像在  $250 \mu\text{m}$ 处还能分清信号和噪声,但是由于图 7(a)用步进电机(步进

两步)进行一次 A-scan 时的扫描步长是  $1.25 \mu\text{m}$ , 即其纵坐标的间隔为  $1.25 \mu\text{m}$ , 而图 7(b)和(c)中通过平面镜进行深度标定后得到的间隔为  $3.89 \mu\text{m}$ , 所以图 7(a)中的皮肤表面比图 7(b)和(c)中的表面粗, 图 7(a)中相邻两层之间的距离也比图 7(b)和(c)宽。对比图 7(a)和(d), 发现图 7(a)中的皮肤表面的细节和汗腺比图 7(d)中的效果稍好一点, 但不明显。

## 4 结 论

提出一种基于观察矩阵的图像重建算法, 解决了频域光学相干层析成像系统中的纵向分辨率随深度位置变化的问题, 在很大的成像深度范围内保持纵向分辨率不变。不同扫描步长的观察矩阵对于重构的图像的影响在于其可恢复的成像深度以及对于图像细节方面的显示。观察矩阵的步长越小, 可显示的细节成分越多, 但是可恢复的成像深度却变短了。该方法把光谱仪中 CCD 采集到的干涉光谱信号直接进行矩阵相乘, 而不需要重采样图像重建算法中的光谱标定和插值。

利用搭建的 SDOCT 系统, 通过对不同深度的平面镜成像, 比较不同深度处对平面镜成像获得的点扩展函数的半峰全宽, 结果表明基于观察矩阵方法重构的点扩展函数在  $600 \mu\text{m}$  的成像范围内保持约  $8 \mu\text{m}$  的纵向分辨率, 而基于传统的离散傅里叶变换在同样的成像深度范围内其纵向分辨率从  $11.4 \mu\text{m}$  变到  $125.4 \mu\text{m}$ , 半峰全宽展宽将近 11 倍, 重采样算法虽然能够保持纵向分辨率  $38 \mu\text{m}$  基本不变, 但是相对于基于观察矩阵的方法其分辨率比较低。所以相比于传统的图像重建算法, 基于观察矩阵的图像重建算法能够有效地改善系统纵向分辨率随深度变化而展宽的缺陷。而且通过对芒果以及皮肤的成像表明, 基于观察矩阵的方法重构的图像能够显示更多的细节, 如芒果的纤维状结构。

## 参 考 文 献

- 1 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178–1181.
- 2 R Leitegeb, C K Hitzenberger, A F Fercher. Performance of

- Fourier domain versus time domain optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2003, 11(8): 889–894.
- 3 Huang Bingjie, Bu Peng, Wang Xiangzhao, *et al.*. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(2): 0217002. 黄炳杰, 步鹏, 王向朝, 等. 用于频域光学相干层析成像的深度分辨色散补偿方法 [J]. *光学学报*, 2012, 32(2): 0217002.
- 4 Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.*. Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for *in vivo* imaging of human skin [J]. *Chinese J Lasers*, 2012, 39(7): 0704002. 南楠, 步鹏, 郭昕, 等. 三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像 [J]. *中国激光*, 2012, 39(7): 0704002.
- 5 Chen Chaoliang, Gao Wanrong. Method of measuring dispersion and refractive index of transparent object based on spectral fiber low coherence interferometry [J]. *Chinese J Lasers*, 2013, 40(10): 1008005. 陈朝良, 高万荣. 基于光谱光纤低相干的透射样品色散和折射率测量方法 [J]. *中国激光*, 2013, 40(10): 1008005.
- 6 Maciej Wojtkowski, Rainer Leitgeb, Andrzej Kowalczyk, *et al.*. *In vivo* human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography [J]. *J Biomed Opt*, 2002, 7(3): 457–463.
- 7 T Gambichler, V Jacdicke, S Terras. Optical coherence tomography in dermatology: technical and clinical aspects [J]. *Arch Dermatol Res*, 2011, 303(7): 457–473.
- 8 A F Fercher. Optical coherence tomography [J]. *J Biomed Opt*, 1996, 1(2): 157–173.
- 9 N Nassif, B Cense, B Park, *et al.*. *In vivo* high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve [J]. *Opt Express*, 2004, 12(3): 367–376.
- 10 B Hofer, B Povazay, B Hermann, *et al.*. Signal post processing in frequency domain OCT and OCM using a filter bank approach [C]. *SPIE*, 2007, 6443: 64430O.
- 11 Z Hu, A M Rollins. Fourier domain optical coherence tomography with a linear-in-wavenumber spectrometer [J]. *Opt Lett*, 2007, 32(24): 3525–3527.
- 12 K Wang, Z Ding, T Wu, *et al.*. Development of a non-uniform discrete Fourier transform based high speed spectral domain optical coherence tomography system [J]. *Opt Express*, 2009, 17(14): 12121–12131.
- 13 Zhang Xianling, Gao Wanrong, Bian Haiyi, *et al.*. Self-spectral calibration for spectral domain optical coherence tomography [J]. *Opt Eng*, 2013, 52(6): 063603.
- 14 Gerd Häusler, Michael Walter Lindner. Coherence radar and spectral radar: new tools for dermatological diagnosis [J]. *J Biomed Opt*, 1998, 3(1): 21–31.
- 15 Chunmin Zhang, Xiaohua Jian. Wide-spectrum reconstruction method for a birefringence interference imaging spectrometer [J]. *Opt Lett*, 2010, 35(3): 366–368.
- 16 Wang Kai. Development of Spectral Domain Optical Coherence Tomography [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2010. 王凯. 谱域光学相干层析成像方法与系统研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2010.

栏目编辑: 李志兰