

谱域光学相干层析系统中基于解卷积 方法的像质优化^{*}

王 凯¹⁾ 曾 焱¹⁾ 丁志华^{1)†} 孟 婕¹⁾ 史国华²⁾ 张雨东²⁾

1) (浙江大学光电信息工程学系, 现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

2) (中国科学院光电技术研究所, 成都 610209)

(2009 年 7 月 6 日收到; 2009 年 7 月 27 日收到修改稿)

谱域光学相干层析 (spectral domain optical coherence tomography, 简记为 SD-OCT) 系统的轴向点扩散函数 (point spread function, 简记为 PSF) 并不具备空不变特性, 无法直接应用于解卷积运算. 为实现 SD-OCT 系统成像质量基于解卷积算法的优化, 本文采用数值校正后的轴向扫描信号和轴向有效 PSF 来实施基于 Lucy-Richardson 算法的解卷积运算, 进而实现了 SD-OCT 系统中图像质量尤其是轴向分辨率的改善. 本文理论分析了 SD-OCT 系统中导致轴向有效 PSF 随成像深度增大而下降和图像模糊的因素, 阐述了利用解卷积算法实现图像质量优化的过程, 基于建立的 SD-OCT 系统实施了不同成像深度位置处 PSF 的标定, 并利用离散轴向位置处 PSF 的峰值拟合了轴向有效 PSF 的调制函数. 利用调制函数对所有轴向扫描信号进行数值校正, 然后根据轴向有效 PSF 进行解卷积算法. 典型样品的解卷积图像重建结果表明, 提出的解卷积方法能有效提高系统的轴向分辨率, 同时有效抑制系统灵敏度随成像深度增大而下降的趋势.

关键词: 谱域光学相干层析, Lucy-Richardson 解卷积, 有效点扩散函数

PACC: 4230L, 4230V, 8170G, 8750E

1. 引 言

光学相干层析成像 (optical coherence tomography, 简记为 OCT)^[1-5] 利用宽带光源的低相干特性, 实现组织内部结构的层析成像. 相比传统成像方式, 具有高分辨率、无损伤、非侵入、实时成像等许多优点. 传统的时域 OCT (time domain-OCT, 简记为 TD-OCT) 需要参考臂的光程扫描, 而谱域 OCT^[6,7] (spectral domain-OCT, 简记为 SD-OCT) 通过光栅和电荷耦合器件 (CCD) 构建的光谱仪来探测干涉光谱, 基于 Fourier 变换获取所有深度的信息, 无需参考臂的深度扫描, 信噪比和成像速度都得到了显著提高.

OCT 轴向分辨率主要由光源的带宽决定, 是 OCT 系统的重要技术指标. 目前通常采用宽带光源来提高 OCT 系统的轴向分辨率, 比如 Kerr 透镜锁模钛宝石激光^[8]、光子晶体光纤^[9]、合成光源等技术^[10,11], 但这些方法存在费用昂贵和系统复杂等缺

陷. 如果将 OCT 系统获得的图像看成样品的真实层析结构与系统轴向有效点扩散函数 (point spread function, 简记为 PSF) 卷积的结果, 则通过解卷积处理有望提高 OCT 系统的轴向分辨率^[12]. 为实现解卷积算法, 需要确定系统的轴向 PSF. 在 TD-OCT 系统中, PSF 通常是基于光谱仪测得的光源功率谱密度 (power spectral density, 简记为 PSD) 的 Fourier 变换来得到^[13], 或者通过测量平面镜干涉信号的包络来得到^[14]. 这些方法需要一个额外的光谱仪或者需要增加一次额外的测量. 在 SD-OCT 系统中, 基于快速光谱仪测量所得光谱信号的 Fourier 变换, 可以获得整个系统的有效轴向 PSF. 由快速光谱仪测得的有效轴向 PSF 包括了光源光谱分布、干涉仪与快速光谱仪的光谱传递函数的共同影响. 不过, 由于快速光谱仪中线阵 CCD 有限象元尺寸和不同色光聚焦斑之间的串扰会引起系统轴向灵敏度的下降^[15], 导致系统轴向 PSF 随着成像深度增加而下降. 因此, PSF 并不具备空不变特性, 无法直接应用于解卷积算法中. 为实现 SD-OCT 系统中基于解卷积算法

^{*} 国家高技术研究发展计划 (批准号: 2006AA02Z4E0, 2008AA02Z422) 和国家自然科学基金 (批准号: 60878057) 资助的课题.

[†] 通讯联系人. E-mail: zh_ding@zju.edu.cn

的轴向分辨率改善,本文采用数值方法来补偿 PSF 随成像深度增加而呈现的下降趋势. 经数值校正后的轴向扫描信号,其对应的轴向 PSF 具备了空不变特性,可以采用 Lucy-Richardson 算法^[16]进行解卷积操作,从而实现 SD-OCT 系统中成像质量尤其是轴向分辨率的优化. 本文理论分析了 SD-OCT 系统中导致轴向 PSF 随成像深度增大而下降和 OCT 图像模糊的因素,阐述了解卷积算法实现图像质量优化的过程,基于建立的 SD-OCT 系统实施了不同成像深度位置处 PSF 的标定,并基于离散轴向位置处 PSF 的峰值拟合了轴向 PSF 的调制函数. 利用 PSF 调制函数对所有轴向扫描信号进行数值校正,然后根据轴向有效 PSF 进行解卷积算法. 典型样品的解卷积图像重建结果表明,提出的解卷积算法能有效提高系统的轴向分辨率,同时有效抑制系统灵敏度随成像深度增大而下降的趋势.

2. 理论分析

2.1. 图像模糊的理论分析

SD-OCT 系统主要由宽带光源、Michaelson 干涉仪和快速光谱仪组成. 不失一般性,我们假定样品为多层反射体组成,则抵达快速光谱仪的线阵 CCD 上的干涉光谱可表达为

$$I(k) = s(k) \left[1 + \sum_n a_n^2 + 2 \sum_n a_n \cos(2k(z_r - z_n)) + 2 \sum_n \sum_{m \neq n} a_n a_m \cos(2k(z_n - z_m)) \right]. \quad (1)$$

(1) 式中,参考臂反射率已归一化, k 为波数, $s(k)$ 为系统 PSD, a_n 对应样品中第 n 层的反射系数, a_m 对应样品中第 m 层的反射系数, z_r 是参考臂的光程, z_n 是样品中第 n 层对应的光程, z_m 是样品中第 m 层对应的光程. (1) 式右边中括号内前两项、第三项和第四项依次为直流项、参考光与样品间的干涉项、样品自身的互相干项. 这里, $s(k)$ 可以表示成

$$s(k) = S_{\text{sour}}(k) \times h_{\text{syst}}(k). \quad (2)$$

(2) 式中, $S_{\text{sour}}(k)$ 为光源的 PSD, $h_{\text{syst}}(k)$ 为 SD-OCT 系统的光谱传递函数,由于干涉仪与光谱仪的光谱传递函数共同确定,即 $h_{\text{syst}}(k) = h_i(k) \times h_s(k)$. 这里, $h_i(k)$ 和 $h_s(k)$ 分别表示干涉仪和光谱仪的光谱传递函数.

对(2)式两边进行 Fourier 变换,可以得到

$$\text{FT}[s(k)] = \Gamma(z) * \xi(z). \quad (3)$$

其中, FT 代表 Fourier 变换, $*$ 代表卷积, $\Gamma(z)$ 是 $S_{\text{sour}}(k)$ 的 Fourier 变换,即光源的自相干函数, $\xi(z)$ 为 $h_{\text{syst}}(k)$ 的 Fourier 变换.

由于 CCD 象元有限尺度、光谱仪有限色散能力和光衍射效应的影响,线阵 CCD 上的干涉光谱经 CCD 采样后的信号应为

$$I_d = [\Pi(k) * B(k)] * I(k) = F(k) * I(k). \quad (4)$$

(4) 式中, $\Pi(k)$ 代表 CCD 的光谱采样函数, $B(k)$ 为不同色光间的串扰函数,二者的卷积代表光谱探测系统的响应函数,即 $F(k) = \Pi(k) * B(k)$. 如果 CCD 像素单元(尺寸为 p)上采集到的光谱的波数范围为 Δk , 那么 $\Pi(k)$ 可以定义为

$$\Pi(k) = \begin{cases} 0 & (|k| > \Delta k/2), \\ 1/2 & (|k| = \Delta k/2), \\ 1 & (|k| < \Delta k/2). \end{cases} \quad (5)$$

对由(4)式表示的 SD-OCT 系统探测光谱信号进行 Fourier 变换,并运用(1)式,可以提取样品结构信息,即

$$\begin{aligned} \text{FT}[I_d] &= \text{FT}[F(k)] \times \text{FT}[I(k)] \\ &= \text{FT}[F(k)] \times \{ \text{FT}[s(k)] \\ &\quad * [\delta(z) + \sum_n a_n^2 \delta(z) + 2 \sum_n a_n \delta(z \pm z_n)] \\ &\quad + 2 \sum_n \sum_{m \neq n} a_n a_m \delta(z \pm z_{nm}) \} \}. \end{aligned} \quad (6)$$

(6) 式中, z 代表样品的轴向位置, $z_n = z_r - z_n$ 代表参考臂和样品第 n 层之间的光程差, $z_{nm} = z_n - z_m$ 代表样品第 n 层和第 m 层之间的光程差. 光谱探测系统响应函数的 Fourier 变换 $\text{FT}[F(k)]$ 代表系统轴向 PSF 的调制函数 $\text{mod}(z)$, 它可以表示为^[17]

$$\begin{aligned} \text{mod}(z) &= \text{FT}[F(k)] \\ &= \text{sinc}(z\Delta k/2) \exp\left(-\frac{(a\Delta k/p)^2 z^2}{4\ln 2}\right). \end{aligned} \quad (7)$$

(7) 式中, a 是快速光谱仪中有效聚焦光斑大小. 由此可见,系统的轴向 PSF 在样品深度方向由于调制函数 $\text{mod}(z)$ 的存在并不具备空间不变性质,在一定成像范围内 $\text{mod}(z)$ 具有随成像深度增大而下降的趋势.

将(7)代入(6)式得到

$$\begin{aligned} \text{FT}[I_d] &= \text{sinc}(z\Delta k/2) \exp\left(-\frac{(a\Delta k/p)^2 z^2}{4\ln 2}\right) \\ &\quad \times \{ \text{psf}(z) * [\delta(z) + \sum_n a_n^2 \delta(z) \\ &\quad + 2 \sum_n a_n \delta(z \pm z_n)] \} \end{aligned}$$

$$+ 2 \sum_n \sum_{m \neq n} a_n a_m \delta(z \pm z_{nm})] \} \}. \tag{8}$$

(8) 式中, $\text{psf}(z) = \Gamma(z) * \xi(z)$, 是系统的轴向有效 PSF. 可以看出, 样品的真实结构信息不仅被系统点扩散函数所模糊, 同时在样品深度方向存在调制函数 $\text{mod}(z)$. 为了能应用解卷积算法, 我们需要先行标定 $\text{mod}(z)$, 确定不同成像深度对应的 $\text{mod}(z)$ 的值. 将(8)式两边除以 $\text{mod}(z)$ 后得到

$$\begin{aligned} \text{obs}(z) = & \text{psf}(z) * [\delta(z) + \sum_n a_n^2 \delta(z) \\ & + 2 \sum_n a_n \delta(z \pm z_{rn}) \\ & + 2 \sum_n \sum_{m \neq n} a_n a_m \delta(z \pm z_{nm})]. \end{aligned} \tag{9}$$

(9) 式表明: 经数值补偿后轴向扫描信号对应的轴向 PSF 具备了空不变特性, 可采用解卷积操作来实施图像质量的优化.

2. 2. 解卷积算法

为实现图像质量优化, 我们将(9)式写成以下形式:

$$\text{obs}(z) = \text{psf}(z) * \text{obj}(z). \tag{10}$$

这里, $\text{obs}(z)$ 代表重建的轴向深度扫描信号, $\text{obj}(z)$ 代表实际样品沿轴向的反射分布函数. 我们采用 Lucy-Richardson 反卷积算法, 其迭代过程为

$$\begin{aligned} \text{obj}^{(n+1)}(z) = & \text{obj}^{(n)}(z) \\ & * \left[\frac{\text{obs}(z)}{\text{obj}^{(n)}(z) \otimes \text{psf}(z)} * \text{psf}(z) \right]. \end{aligned} \tag{11}$$

式中 n 为迭代次数, 且 $\text{obj}_j^{(1)}(z) = \text{obs}(z)$, 将(11)式

离散后简化为

$$\text{obj}_j^{(n+1)} = \text{obj}_j^{(n)} \sum_i \frac{\text{obs}_i}{C_i} \text{psf}_{ij}, \tag{12}$$

$$C_i = \sum_j \text{obj}_j^{(n)} \text{psf}_{ij}. \tag{13}$$

通过(11)式的迭代解卷积运算, 使解卷积图像与理想的样品图像更加接近, 迭代的次数越多, 图像的细节恢复越好, 但随着迭代次数的增加, 图像进入收敛区域, 细节恢复的速度也会变得缓慢.

3. 实验验证

SD-OCT 系统结构如图 1 所示. 宽带光源 (SLD) 发出的低相干光, 中心波长为 835 nm, 光源半高全宽带宽为 40 nm, 对应的相干长度为 7.6 μm. 一个光纤型的偏振无关型光隔离器放置在光源后面以防止后向反射光返回光源. 光源发出的低相干光通过一个 50/50 的宽带耦合器分别进入参考臂和样品臂, 参考臂的光通过一个中性滤波片衰减, 样品臂的光通过一个一维振镜和一个聚焦透镜实现横向扫描. 从参考臂和样品臂返回的光在探测臂中被快速光谱仪探测. 研制的快速光谱仪由透射式光栅 (1200 lp/mm)、消色差透镜 ($f = 150$ mm)、高速线阵 CCD (2048 个像素, 每个像元大小 14 μm × 14 μm, 最大行频 29 kHz) 组成. 光谱仪的分辨率为每个像素 0.067 nm, 由光谱仪分辨率决定的最大成像深度为 2.56 mm.

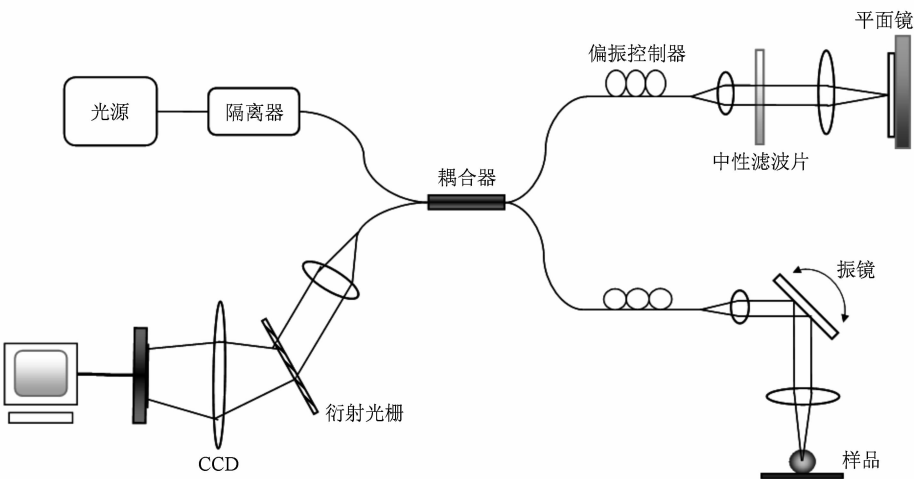


图 1 SD-OCT 系统结构图

为了在 SD-OCT 系统中运用解卷积算法,首先需要标定轴向 PSF 的调制函数 $\text{mod}(z)$. 把平面镜作为样品,分别将其置于光程差为 150,300,450,600,750,900,1050,1200,1350,1500,1650,1800,1950 μm 的一系列位置上,采集相应的干涉光谱信号. 对每个轴向位置分别采集 100 次轴向扫描信号并进行平均以消除噪声的影响,由此可以得到系统在不同成像深度处的 PSF,如图 2 所示. 依据(7)式,基于离散位置处 PSF 的峰值拟合出轴向 PSF 的调制函数 $\text{mod}(z)$,其最小二乘拟合结果如图 3 所示.

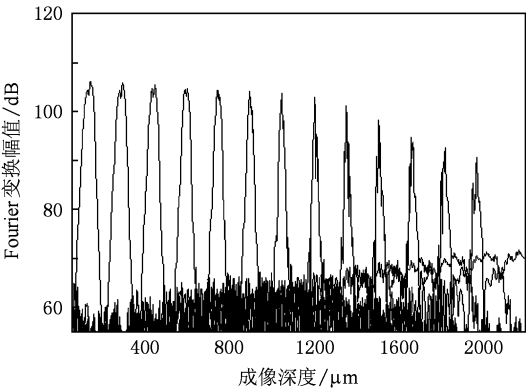


图 2 测量的轴向 PSF 下降曲线

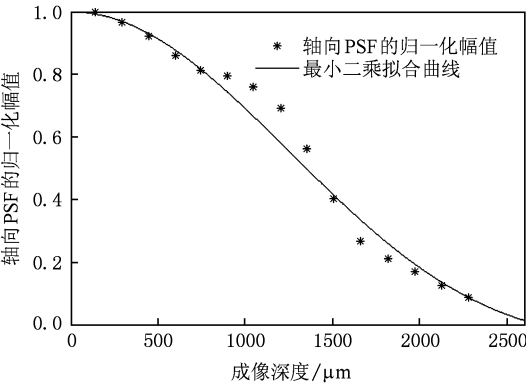


图 3 最小二乘拟合的 PSF 调制函数

将 SD-OCT 系统中来自参考臂的光挡住,利用快速光谱仪测量平面镜样品的光谱信号即为系统光谱响应信号,对其进行 Fourier 变换可得系统有效轴向 PSF. 归一化的系统光谱响应信号及有效轴向 PSF 分别如图 4、图 5 所示.

至此,我们可以利用 PSF 调制函数 $\text{mod}(z)$ 对所有轴向扫描信号进行数值校正,然后根据轴向有效

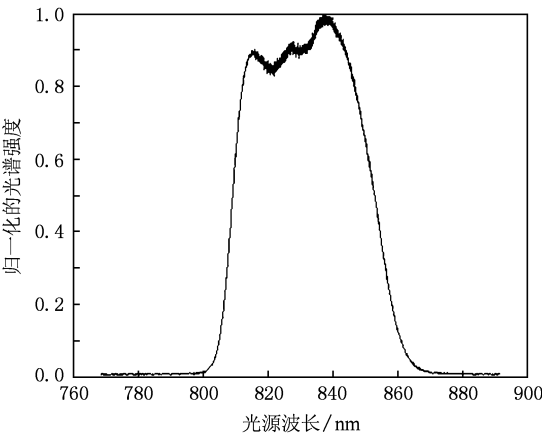


图 4 归一化的光谱响应曲线

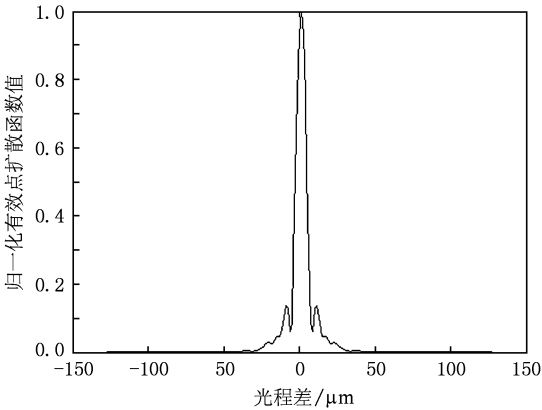


图 5 有效轴向点扩散函数

PSF 进行解卷积的迭代运算.

为了说明这种解卷积算法能提高系统的轴向分辨率,我们对反射镜样品处于不同光程差位置的信号进行了解卷积处理. 在每个光程差位置采集 100 次轴向扫描信号,平均之后利用 PSF 调制函数 $\text{mod}(z)$ 进行数值校正然后进行解卷积迭代运算. 图 6 为 32,64,96 和 128 次迭代次数下,光程差为 300 μm 反射镜信号解卷积前和解卷积后的结果,其中实线是解卷积前的信号,点划线是解卷积后的信号. 图 7 为 32,64,96 和 128 次迭代次数下,光程差为 1950 μm 的反射镜解卷积前和解卷积后的结果图,其中实线是解卷积前的信号,点划线是解卷积后的信号,由于解卷积后的信号边界的值在图中小于 20 dB,因此在图 6 和图 7 中都出现了截断. 从图 6 中可以看到,对放置在 300 μm 处的反射镜信号,没有进行解卷积算法前,其幅度峰值为 105.8 dB,

全值半宽为 $124.4\text{ }\mu\text{m}$,完成不同次数的迭代后,其幅度峰值分别为 108, 107.9, 107.8, 107.1 dB,全值半宽分别为 63.5,60.9,58.3,58.3 μm ,迭代后的幅度增加为 2 dB(对 64 次迭代),全值半宽减少 63.5 μm (对 64 次迭代),并且在 32 次迭代后就已经进入收敛区域,幅度峰值在更多次数的迭代中增加缓慢.相比之下,对放置在 $1950\text{ }\mu\text{m}$ 处的反射镜信号,没有进行解卷积算法前,其幅度峰值为 100.1 dB,全值半宽为 $76\text{ }\mu\text{m}$,完成不同次数的迭代后,其

峰值分别为 105.7, 107.3, 108.2, 108.9 dB,全值半宽分别为 53,49,46,46 μm ,迭代后的幅度随着迭代的次数增加(迭代次数为 64 时增加大于 7 dB),全值半宽减少 20 μm ,在 64 次迭代后幅度随着迭代次数的增加变得缓慢(增加 32 次迭代后幅度增加少于 1 dB),因此我们可以估计在 64 次迭代后进入收敛区域.由此可见,解卷积的方法不但提高了轴向扫描信号的幅度,并且有效地提高了系统成像的轴向分辨率.

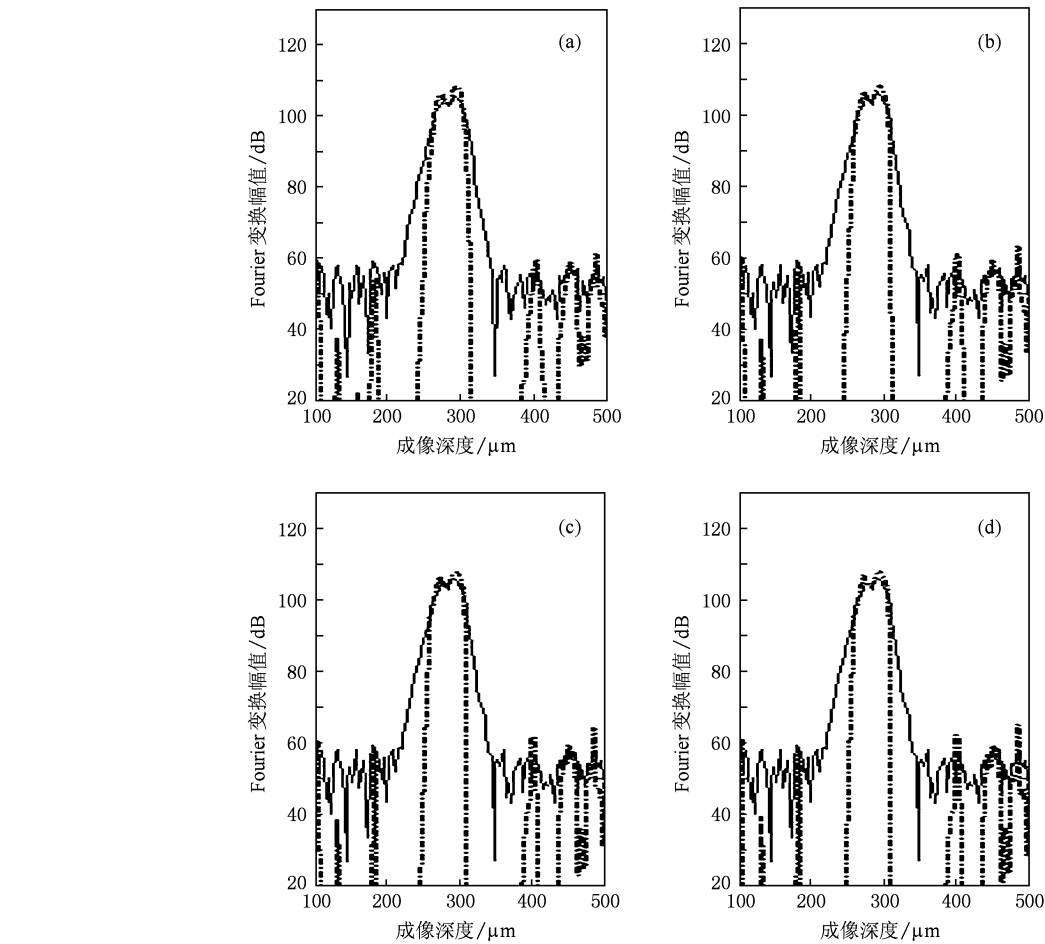


图6 300 μm 光程差处的反射镜样品在解卷积前和解卷积后的信号 实线是解卷积前的信号,点划线是解卷积后的信号,其中(a),(b),(c),(d)的迭代次数分别对应 32,64,96 和 128

同时经过解卷积运算后,不同轴向位置处(分别对应 150, 300, 450, 600, 750, 900, 1050, 1200, 1350, 1500, 1650, 1800, $1950\text{ }\mu\text{m}$)的系统 PSF 曲线如图 8 所示,其中 Lucy-Richardson 算法的迭代次数为 32 次.从图中可以看到,经过解卷积算法后,系统

的轴向 PSF 曲线在 $0\text{--}1600\text{ }\mu\text{m}$ 的范围内几乎不变,而在 $1600\text{--}2200\text{ }\mu\text{m}$ 的范围内峰值略有下降,大概为 3.5dB 左右,主要是由于在大光程差时系统的 PSF 调制函数 $\text{mod}(z)$ 的拟合误差和 Lucy-Richardson 算法在高频处的迭代误差引起的.

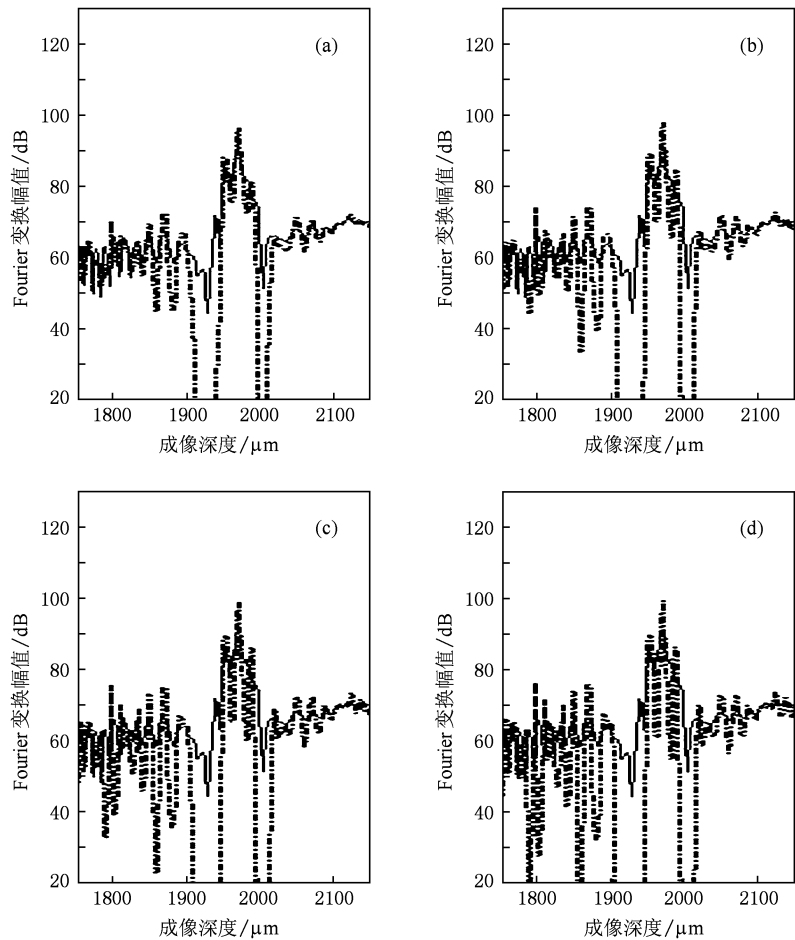


图 7 1950 μm 光程差处的反射镜样品在解卷积前和解卷积后的信号 实线是解卷积前的信号，点划线是解卷积后的信号，其中(a)，(b)，(c)，(d)的迭代次数分别对应 32,64,96 和 128

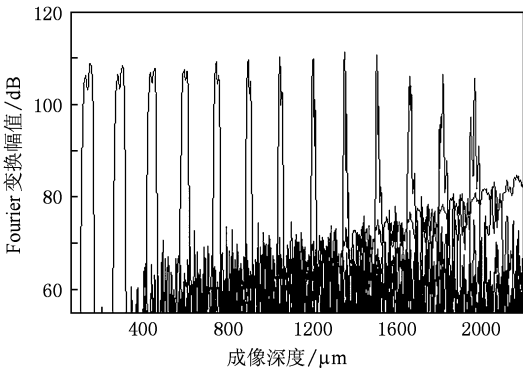


图 8 经过解卷积算法处理后的 PSF 曲线

为验证提出的解卷积方法在 SD-OCT 系统成像中应用的可行性,我们采用活的小虾作为样品进行了实验.图 9(a)是小虾的 OCT 原始成像,图 9(b)是对原始图像直接利用 PSF 调制函数数值校正后的

图像,图 9(c)为解卷积方法处理后的图像(10 次迭代).实验中,CCD 的积分时间为 50 μs ,对应的轴向扫描速度为 20 kHz,图像大小为 3 mm $\times$ 1.5 mm.对比结果表明:虽然对 PSF 调制函数进行数值校正后得到的图像相比原始图像,其深层信号得以放大,但同时也放大了噪声信号,并且噪声信号的放大是全局性的,即在整个成像深度范围内的噪声信号都得到了放大;而采用提出的解卷积方法处理后的图像不仅深层信号得以放大,并且放大的噪声也得到了抑制,特别是零光程差附近的噪声信号几乎被消除,而在大光程差处的噪声信号也得到了部分抑制,同时也提高了轴向分辨率,消除了图像模糊,使样品结构信息更加清晰.因此,本文提出的应用于 SD-OCT 系统的解卷积方法,不仅能提高图像的轴向分辨率,同时也能抑制信号灵敏度随成像深度增加而下降的趋势.

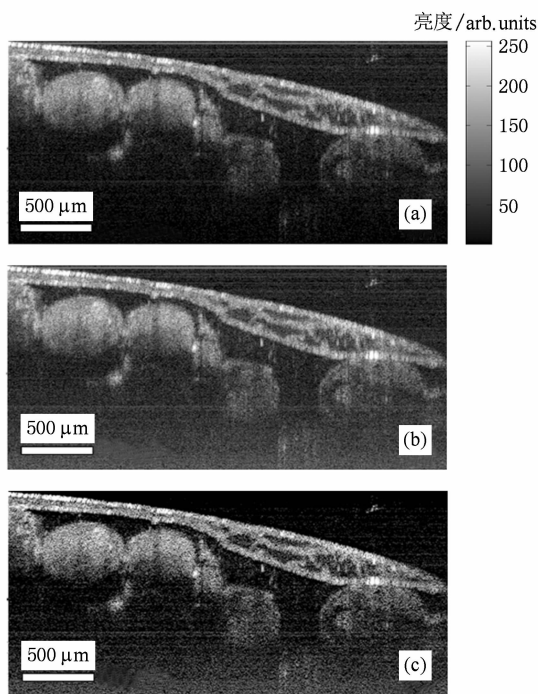


图9 小虾样品的 OCT 原始图像(a),对原始图像直接数值校正后的图像(b),基于本文提出的解卷积处理后的图像(c)

4. 结 论

本文理论阐述了 SD-OCT 中导致轴向 PSF 随成像深度增加而下降和 OCT 图像模糊的因素,给出了基于解卷积算法实现图像优化的理论公式,提出了一种能应用于 SD-OCT 系统的解卷积方法. 基于建立的 SD-OCT 系统实施了不同成像深度位置处 PSF 的标定,并基于离散轴向位置处 PSF 的峰值拟合了

轴向 PSF 的调制函数,利用 PSF 调制函数对所有轴向扫描信号进行数值校正. 经数值校正后的轴向扫描信号,其对应的轴向 PSF 具备了空不变特性,从而成功地将基于 Lucy-Richardson 算法的解卷积操作应用于 SD-OCT 系统的像质优化. 在体成像与重建结果表明,提出的解卷积方法能有效提高系统的轴向分辨率,同时有效抑制系统灵敏度随成像深度增大而下降的趋势.

[1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, Schuman J S, Stinson W G, Chang W, Hee M R, Flotte T, Gregory K, Puliafito C A, Fujimoto J G 1991 *Science* **254** 1178

[2] Yu X F, Ding Z H, Chen Y H 2006 *Acta Opt. Sin.* **26** 235 (in Chinese) [俞晓峰、丁志华、陈宇恒 2006 光学学报 **26** 235]

[3] Liang Y M, Zhou D C, Meng F Y, Wang M W 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 3246 (in Chinese) [梁艳梅、周大川、孟凡勇、王明伟 2007 物理学报 **56** 3246]

[4] Jia Y Q, Liang Y M, Zhu X N 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 3861 (in Chinese) [贾亚青、梁艳梅、朱晓农 2007 物理学报 **56** 3861]

[5] Yang Y L, Ding Z H, Wang K, Wu L, Wu L 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 1773 (in Chinese) [杨亚良、丁志华、王 凯、吴凌、吴 兰 2009 物理学报 **58** 1773]

[6] Wang K, Ding Z H 2008 *Chin. Opt. Lett.* **6** 902

[7] Yun S H, Tearney G J, Bouma B E, Park B H, de Boer J F 2003 *Opt. Express* **11** 3598

[8] Morgner U, Drexler W, Kartner F X, Li X D, Pitris C, Ippen E P, Fujimoto J G 2000 *Opt. Lett.* **25** 111

[9] Hartl I, Li X D, Chudoba C, Ghanta R K, Ko T H, Fujimoto J G, Ranka J K, Windeler R S 1999 *Opt. Lett.* **26** 608

[10] Schmitt J M, Xiang S H, Yung K M 1998 *J. Opt. Soc. Am. A* **15** 2288

[11] Sathyam U S, Colston B W, Da Silva L B, Everett M J 1999 *Appl. Opt.* **38** 2097

[12] Xiang J Y, Wu Z, Zeng S Q, Luo Q M, Zhang P, Huang D X 1999 *Acta Phys. Sin.* **48** 1831 (in Chinese) [向际鹰、吴震、曾邵群、骆清铭、张 平、黄德修 1999 物理学报 **48** 1831]

- [13] Liu Y H, Liang Y M, Mu G G, Zhu X N 2009 *J. Opt. Soc. Am. A* **26** 72
- [14] Paesl S, Ruy S Y, Choi J N E, Lee B H, Hong I K 2005 *Opt. Quant. Electron.* **37** 1225
- [15] Bajraszewski T, Wojtkowski M, Szkulmowski M, Szkulmowska A, Huber R 2003 *Opt. Express* **16** 4163
- [16] Ralston T S, Marks D L, Kamalabadi F, Boppart S A 2005 *IEEE Trans. Image Process* **14** 1254
- [17] Hu Z L, Pan Y S, Rollins A M 2007 *Appl. Opt.* **46** 8499

Imaging quality enhancement by deconvolution in spectral domain optical coherence tomography^{*}

Wang Kai¹⁾ Zeng Yan¹⁾ Ding Zhi-Hua^{1)†} Meng Jie¹⁾ Shi Guo-Hua²⁾ Zhang Yu-Dong²⁾

1) (State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Department of Optical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

2) (Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu 610209, China)

(Received 6 July 2009; revised manuscript received 27 July 2009)

Abstract

Deconvolution methods are not feasible in spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) system due to the linear space variant property of its axial point spread function (PSF). In order to improve the axial resolution and enhance the imaging quality of the SD-OCT system, a Lucy-Richardson algorithm based deconvolution method is implemented with the numerically compensated A-scan signals and the effective axial PSF in this paper. The main factors decreasing the value of PSF along the axial direction and blurring the images, as well as the deconvolution process, are theoretical studied. With the developed SD-OCT system, the axial modulation function of the PSF is retrieved by curve fitting of the measured peak values of the PSF at different axial positions. After compensating the A-scan signal with the modulation function, deconvolution is performed with the measured effective axial PSF. *In vivo* imaging on typical samples is conducted and reconstruction is done based on the deconvolution method. The comparing results demonstrate that the proposed deconvolution method not only enhances the axial resolution but also improves the depth dependent sensitivity fall-off in SD-OCT system.

Keywords: spectral domain optical coherence tomography, Lucy-Richardson deconvolution, effective point spread function

PACC: 4230L, 4230V, 8170G, 8750E

^{*} Project supported by the National High Technology Research and Development Program of China (Grant Nos. 2006AA02Z4E0, 2008AA02Z422) and the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60878057).

[†] Corresponding author. E-mail: zh_ding@zju.edu.cn