

# 一种频域光学相干层析成像深度分辨率增强技术

郭 昕<sup>1,2</sup> 王向朝<sup>1,2</sup> 南 楠<sup>1</sup> 李中梁<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800

<sup>2</sup>中国科学院大学, 北京 100049

**摘要** 提出了一种基于光谱整形的频域光学相干层析成像分辨率增强技术。利用光源的自身谱形对探测的频域信号进行整形, 以获得深度分辨率更高的空域信号。理论分析和模拟结果表明, 对谱形为高斯型和非高斯型的光源, 使用该技术均可提高分辨率。

**关键词** 成像系统; 频域光学相干层析成像; 分辨率; 光谱整形

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201535.0311002

## A Depth Resolution Enhancement Technique in Fourier Domain Optical Coherence Tomography

Guo Xin<sup>1,2</sup> Wang Xiangzhao<sup>1,2</sup> Nan Nan<sup>1</sup> Li Zhongliang<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China

<sup>2</sup>University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

**Abstract** A depth resolution enhancement technique in Fourier domain optical coherence tomography based on spectral shaping is proposed. Employing the spectral shape of light source itself, the detected frequency domain signal is reshaped to obtain the spatial signal with higher resolution. The theoretical analysis and simulations results show that the proposed technique can enhance the resolution for Gaussian and non Gaussian light sources.

**Key words** imaging systems; Fourier domain optical coherence tomography; resolution; spectral shaping

**OCIS codes** 110.3175; 170.3880; 170.4500

## 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)技术<sup>[1]</sup>自产生以来得到了迅速发展,在时域OCT技术基础上发展出的频域OCT(FDOCT)技术,大幅提高了成像速度<sup>[2-6]</sup>。FDOCT直接探测的是频域干涉谱信号,因此在信号转换至空域时产生了镜像问题<sup>[7-8]</sup>,为此研究人员开发出了多种去镜像技术<sup>[7-13]</sup>;同时,这种直接探测频域干涉谱信号的方式也为处理光谱信号提供了便利,如可对探测到的频域信号直接应用光谱整形技术以提高成像的深度分辨率。典型的OCT光谱整形技术有两种:1)将非高斯型光源的谱形整形成高斯型<sup>[14]</sup>,这种方法可以减少信号旁瓣的影响,提高成像质量,但对原本为高斯型的光源不适用;2)通过循环迭代找到一种优化谱形<sup>[15]</sup>,这种方法可以获得很高的分辨率,但运算较复杂。本文提出了一种基于光谱整形技术的FDOCT深度分辨率增强技术,利用光源自身谱形改变频域信号,从而提高分辨率。该技术简便易行,且无论光源谱形原本是否为高斯型,均可提高分辨率。

收稿日期: 2014-09-04; 收到修改稿日期: 2014-10-13

基金项目: 国家自然科学基金(61205102, 61275207, 61474129, 61405210)、上海市科委(13441900500)

作者简介: 郭 昕(1981—),男,博士研究生,主要从事光学干涉与成像技术等方面的研究。

E-mail: guoxin00\_2001@163.com

导师简介: 王向朝(1957—),男,研究员,博士生导师,主要从事信息光电子技术等方面的研究。

E-mail: wxz26267@siom.ac.cn(通信联系人)

## 2 方法原理

FDOCT系统的频域信号可表示为<sup>[3,6]</sup>

$$a(k, z_n) = (R_r + R_n)a_0(k) + 2\sqrt{R_r R_n} a_0(k) \cos(2kz_{nr}), \quad (1)$$

式中  $R_r$  为参考镜反射率,  $R_n$  为深度  $z_n$  处样品的反射率,  $a_0(k)$  为光源谱形,  $z_n$  为测量的深度位置,  $z_r$  为参考镜位置,  $z_{nr} = z_n - z_r$ ,  $k = 2\pi/\lambda$ 。令

$$H(k) = a_0(k)^{-\alpha}, \quad (2)$$

式中  $H(k)$  为光谱整形因子,  $0 < \alpha < 1$ 。将因子  $H(k)$  乘上 FDOCT 信号  $a(k, z_n)$ , 得到新的频域信号  $a_b(k, z_n)$ ,

$$a_b(k, z_n) = (R_r + R_n)a_0(k)H(k) + 2\sqrt{R_r R_n} a_0(k)H(k) \cos(2kz_{nr}). \quad (3)$$

根据频域 OCT 的原理<sup>[3]</sup>, 需对频域信号做逆傅里叶变换以获得空域信号。对新的频域信号  $a_b(k, z_n)$  做逆傅里叶变换并取模得到改善的空域信号:

$$\begin{cases} A_B(z, z_n) = (R_r + R_n)A_0^{(0)}(z) + \sqrt{R_r R_n} [A_0^{(0)}(z - 2z_{nr}) + A_0^{(0)}(z + 2z_{nr})] \\ A_0^{(0)}(z) = \mathfrak{F}^{-1}\{a_0(k)^{1-\alpha}\} \end{cases}, \quad (4)$$

式中  $A_0^{(0)}(z)$  表示改善的空域扩展函数,  $\mathfrak{F}^{-1}$  表示逆傅里叶变换。这里的光源谱形  $a_0(k)$  可以为高斯型或非高斯型函数。特别地, 当  $a_0(k)$  为高斯型函数时, 空域信号  $A_B(z, z_n)$  可以表示为  $A_{BG}(z, z_n)$ ,

$$A_{BG}(z, z_n) = \frac{1}{\sqrt{1-\alpha}}(R_r + R_n)A_0^{1-\alpha}(z) + \frac{1}{\sqrt{1-\alpha}}\sqrt{R_r R_n} [A_0^{1-\alpha}(z - 2z_{nr}) + A_0^{1-\alpha}(z + 2z_{nr})], \quad (5)$$

式中  $A_0(z)$  表示高斯型光源  $a_0(k)$  的逆傅里叶变换的模。高斯型光源的改善后的空域信号深度分辨率  $z_{IBG}$  可以表示为

$$z_{IBG} = \sqrt{1-\alpha} \frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{\pi \Delta \lambda_0}, \quad (6)$$

式中  $\frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{\pi \Delta \lambda_0}$  为原来的深度分辨率<sup>[5]</sup>,  $\lambda_0$  为中心波长,  $\Delta \lambda_0$  为光源谱的半峰全宽。因为  $0 < \alpha < 1$ , 所以分辨率  $z_{IBG}$  比未改善的分辨率高。(6)式表示的分辨率是不受探测波数宽度限制时的结果, 当参数  $\alpha=1$  时, 谱形变为均匀分布, 若探测的波数宽度为  $\Delta k$ , 此时的空域扩展函数为  $\sin c[\Delta k z / (2\pi)]$ <sup>[15]</sup>。故分辨率的提高不会超过上述限制, 该限制也同样适用于后续讨论的非高斯型光源。

对更一般的情况, 将光源谱形表示为  $a_f(k)$ , 例如光源为双高斯型时,  $a_f(k) = a_{01}(k) + a_{02}(k)$ , 其中  $a_{01}(k)$ 、 $a_{02}(k)$  为两个中心有一定距离的高斯谱形。为了考虑谱形为  $a_f(k)$  的一般情况, 提出两个假设, 作为本文方法的前提, 这也是本文方法的限制条件。

1) 假设光源谱形  $a_f(k)$  的半峰全宽越大, 空域信号的深度分辨率越高。对于高斯型光源, 这是熟知的结论<sup>[5]</sup>。

2) 假设在  $k \in [k_{h+}, k_0 + \Delta k/2]$  区间, 光源谱形  $a_f(k)$  的值随着  $k$  增大而减小 ( $k_{h+}$ 、 $k_{h-}$  表示光源谱形两侧最边缘的半峰位置, 且  $k_{h+} > k_{h-}$ ,  $k_0$  表示中心波数,  $\Delta k$  表示探测的波数总宽度); 在  $k \in [k_0 - \Delta k/2, k_{h-}]$  区间,  $a_f(k)$  的值随着  $k$  增大而增大。也就是说, 光源谱形的两侧是逐渐衰减的。

令

$$\ln \frac{a_f(k)}{a_{F\max}} = -f(k), \quad (7)$$

式中  $a_{F\max}$  表示光源谱形的最大值。显然,  $a_f(k)/a_{F\max} \in [0, 1]$ , 于是有  $f(k) \geq 0$ 。图 1 为  $a_f(k)/a_{F\max}$  与  $f(k)$  的关系曲线, 这是一个简单的指数曲线, 对其中任意两点 (图 1 中标示的两个位置), 当  $f(k_2) > f(k_1)$  时, 有  $a_f(k_2) < a_f(k_1)$ 。在谱形  $a_f(k)$  半峰位置  $k_{h+}$  处,  $a_f(k_{h+})/a_{F\max} = 1/2$ , 由 (7) 式得  $f(k_{h+}) = \ln 2$ 。用  $k_{h\alpha+}$ 、 $k_{h\alpha-}$  表示谱形  $a_f(k)H(k)$  两侧最边缘的半峰位置, 且  $k_{h\alpha+} > k_{h\alpha-}$ , 有

$$\frac{a_f^{1-\alpha}(k_{h\alpha+})}{a_{F\max}^{1-\alpha}} = \frac{1}{2}. \quad (8)$$

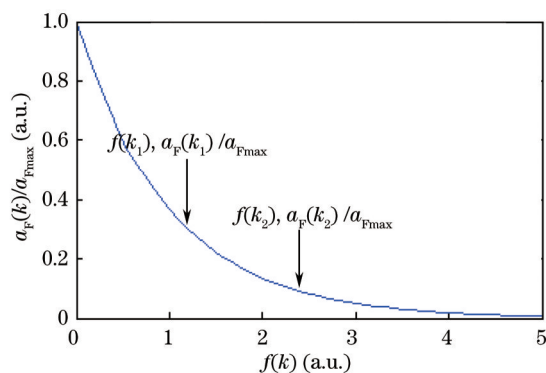


图 1  $a_F(k)/a_{Fmax}$  与  $f(k)$  的关系曲线  
Fig.1 Curve of  $a_F(k)/a_{Fmax}$  with  $f(k)$

将(7)式代入(8)式,有

$$f(k_{h\alpha+}) = \frac{\ln 2}{1 - \alpha}. \tag{9}$$

比较  $f(k_{h\alpha+})$  和  $f(k_{h+})$ , 由于  $0 < \alpha < 1$ , 有

$$f(k_{h\alpha+}) > f(k_{h+}). \tag{10}$$

根据(7)式并参考图 1, 当  $f(k)$  满足(10)式时,

$$a_F(k_{h\alpha+}) < a_F(k_{h+}). \tag{11}$$

基于假设 2), 当  $a_F(k)$  满足(11)式时, 可以得出

$$k_{h\alpha+} > k_{h+}. \tag{12}$$

同理可得

$$k_{h\alpha-} < k_{h-}. \tag{13}$$

根据(12)和(13)式以及假设 1)可知, 深度分辨率得到了提高。

### 3 模 拟

#### 3.1 高斯型光源的情形

首先模拟光源为高斯型时的情形, 设光源谱形的半峰全宽为 30 nm, 探测的频域信号宽度对应一个矩形窗口, 波数宽度约为光源半峰全宽的 4.3 倍。模拟的信号为满足(1)式的频域干涉信号, 该信号来自 500  $\mu\text{m}$  深度处的单层反射,  $\alpha=0.75$ 。A 和  $A_B$  分别表示分辨率增强前后的空域信号, 以各自零光程差处的直流信号强度为基准作归一化后可以方便地比较两者的分辨率, 结果如图 2 所示。由图 2(b)可知, 该深度处空域信号  $A_B$  的宽度更窄; 对图示的空域信号做三次样条插值后提取半峰全宽以比较分辨率, 提取的分辨率增强前后的半峰全宽分别约为 10.4  $\mu\text{m}$  和 5.5  $\mu\text{m}$ , 深度分辨率得到了提高。

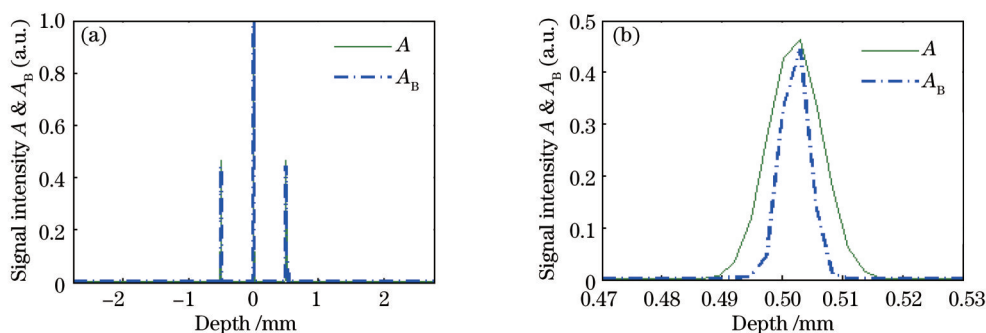


图 2 (a)分辨率增强前后的空域信号; (b)在 500  $\mu\text{m}$  深度处的空域信号

Fig.2 (a) Spatial signals before and after resolution enhancement; (b) spatial signals at depth of 500  $\mu\text{m}$

下面考虑散射系数为  $\mu_s$  的样品内近距离的两点。根据 OCT 单次散射模型,深度  $z_n$  处的散射强度可以表示为<sup>[16]</sup>

$$P_{sn} \propto \mu_b \exp(-2\mu_s z_n), \quad (14)$$

式中  $\mu_b$  为背向散射系数。模拟仍然使用前述的光源参数,模拟信号为满足(1)式的频域干涉信号并去掉直流项,样品反射率依(14)式衰减,散射系数  $\mu_s = 5 \text{ mm}^{-1}$ ,背向散射系数  $\mu_b = 0.3 \text{ mm}^{-1}$ ,折射率  $n = 1.35$ ,  $\alpha = 0.75$ ,待考察的两点在样品内的深度距离为  $10 \mu\text{m}$ 。对分辨率增强前后的空域信号  $A$  和  $A_B$ ,以各自零深度处的信号强度为基准作归一化,结果如图 3 所示。由图 3 可知,空域信号  $A_B$  的两点扩展函数的重叠部分更少;以图中两峰间谷的高度和两峰中较大峰高度作比较,信号  $A$  的比例约为  $2/3$ ,信号  $A_B$  的比例  $< 1/10$ ,空域信号  $A_B$  对靠近的两点的分辨能力更强。

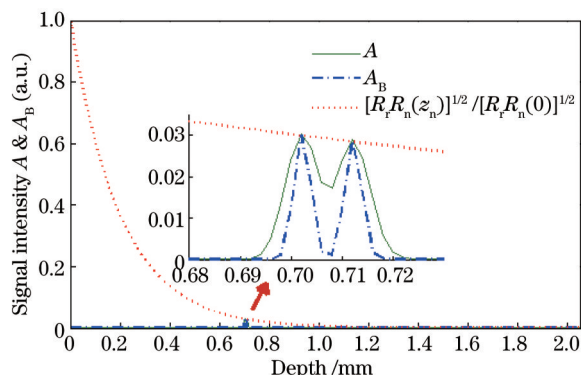


图 3 散射系数为  $5 \text{ mm}^{-1}$  的样品内距离为  $10 \mu\text{m}$  的两点的空域信号

Fig.3 Spatial signals of two positions with  $10 \mu\text{m}$  distance in a scattering sample with the scattering coefficient of  $5 \text{ mm}^{-1}$

### 3.2 非高斯型光源的情形

当光源为非高斯型时,设光源谱形  $a_F(k)$  是由两个高斯型所合成的双高斯型谱,其谱形如图 4 所示,探测的频域信号宽度对应一个与 3.1 节相同宽度的矩形窗口,波数宽度约为本次模拟的非高斯型光源谱形半峰全宽的 3.7 倍。模拟的信号为满足(1)式的频域干涉信号,该信号来自  $500 \mu\text{m}$  深度处的单层反射,  $\alpha = 0.75$ 。与前述高斯型光源的单层反射情形相同,以零光程差处的直流信号强度为基准归一化后结果如图 5 所示。 $A$  和  $A_B$  分别表示分辨率增强前后的空域信号。对图示的空域信号做三次样条插值后提取半峰全宽以比较分辨率,提取的分辨率增强前后的半峰全宽分别约为  $10.4 \mu\text{m}$  和  $7.3 \mu\text{m}$ ,可知分辨率得到了提高。

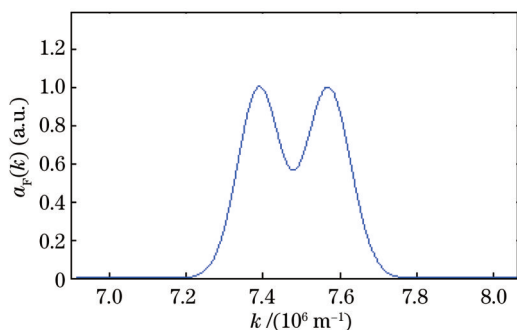


图 4  $a_F(k)$  光谱分布

Fig.4 Spectral distribution of  $a_F(k)$

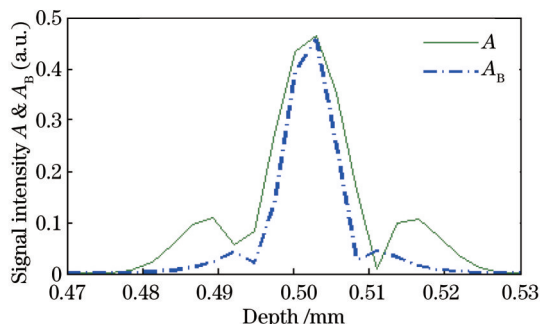


图 5 分辨率增强前后  $500 \mu\text{m}$  深度处的空域信号

Fig.5 Spatial signals before and after resolution enhancement at depth of  $500 \mu\text{m}$

考虑散射系数为  $\mu_s$  的样品内近距离的两点。使用光谱分布如图 4 所示的光源,模拟信号为满足(1)式的频域干涉信号并去掉直流项,考察方法和参数设置同高斯型光源在  $\mu_s = 5 \text{ mm}^{-1}$  的样品时的情形相同,  $A$  和  $A_B$  分别表示分辨率增强前后的空域信号,以  $A$  和  $A_B$  各自零深度处的信号强度为基准作归一化,结果如图 6 所示。由图 6 可知,空域信号  $A_B$  的两点扩展函数的重叠部分更少;以图中两峰间谷的高度和两峰中较大峰高

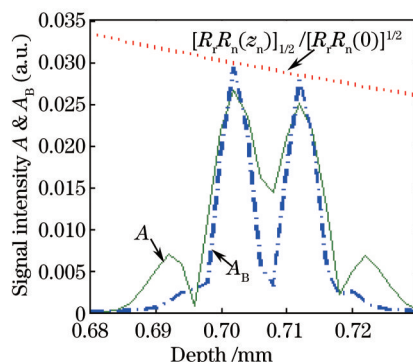


图 6 光源谱分布为  $a_r(k)$  时, 散射系数为  $5 \text{ mm}^{-1}$  的样品内距离为  $10 \mu\text{m}$  的两点的空域信号

Fig.6 Spatial signals of two positions with  $10 \mu\text{m}$  distance in a scattering sample with the scattering coefficient of  $5 \text{ mm}^{-1}$ , when the spectral distribution of light source is  $a_r(k)$

度作比较, 信号 A 的比例约为 1/2, 信号  $A_B$  的比例小于 1/6, 可见在非高斯型光源  $a_r(k)$  情形下, 空域信号  $A_B$  对靠近的两点的分辨能力更强。

### 3.3 参数选择

前文所述因子  $H(k)$  中的参数  $\alpha$  取值不同, 整形后的空域扩展函数也不相同。以前述的高斯型光源为例, 令  $\alpha$  取不同的值,  $500 \mu\text{m}$  深度处的原空域信号 A 和光谱整形后获得的空域信号  $A_B$  如图 7 所示。由图 7 可知, 随着  $\alpha$  取值的增大, 空域信号的半峰全宽逐渐减小, 分辨率提高, 但当  $\alpha$  取值在 0.9 以上时, 信号旁瓣已经有了明显的增强, 降低了深度方向的实际分辨能力。  $\alpha$  取值在 0.6~0.8 时, 能获得较好的分辨率增强效果, 信号旁瓣也相对较弱, 故  $\alpha$  更适宜在此范围取值。

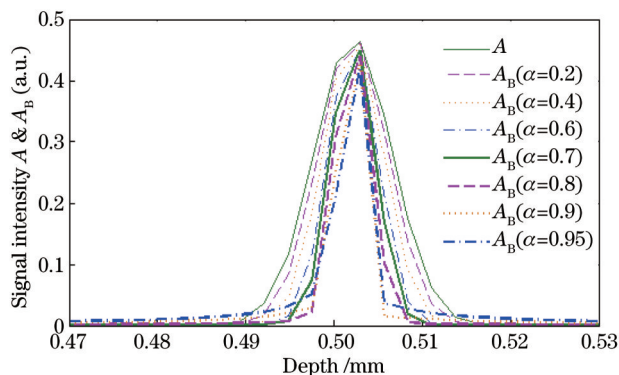


图 7 分辨率增强前的空域信号 A 和不同  $\alpha$  取值下的分辨率增强后的空域信号  $A_B$

Fig.7 Spatial signal A before resolution enhancement and spatial signals  $A_B$  after resolution enhancement with different values of  $\alpha$

此外, 光源的谱形不同, 改善后的空域信号也不同, 对不同的光源可根据具体谱形选择合适的  $\alpha$  值以获得更好的效果。并且, 实际应用中信号还会受到噪声的影响, 不同的光源和 OCT 系统所探测的噪声水平不同, 本文暂不对此进行讨论, 实际使用中探测的干涉谱会自然地携带噪声信号, 将包含噪声信号的谱形作为整形对象综合考虑, 可以选择出更符合所用系统的  $\alpha$  值。

## 4 结 论

提出了一种基于光谱整形技术的 FDOCT 深度分辨率增强技术。该技术利用光源自身谱形对干涉谱信号进行整形, 以提高空域信号的分辨率。分析和模拟表明, 无论光源是否为高斯型, 该技术均可有效提高深度分辨率, 对散射样品中深度相近的两点有更强的分辨能力。

### 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 A F Fercher, C K Hitzenberger, G Kamp, *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Opt Commun*, 1995, 117(1): 43–48.
- 3 M Wojtkowski, R Leitgeb, A Kowalczyk, *et al.*. *In vivo* human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography [J]. *J Biomed Opt*, 2002, 7(3): 457–463.
- 4 S H Yun, G J Tearney, B E Bouma, *et al.*. High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3  $\mu\text{m}$  wavelength [J]. *Opt Express*, 2003, 11(26): 3598–3604.
- 5 W Drexler, J G Fujimoto. *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications* [M]. Berlin: Springer, 2008. 1–45.
- 6 M A Choma, M V Sarunic, C Yang, *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2003, 11(18): 2183–2189.
- 7 A F Fercher, R Leitgeb, C K Hitzenberger, *et al.*. Complex spectral interferometry OCT [C]. SPIE, 1998, 3564: 173–178
- 8 M Wojtkowski, A Kowalczyk, R Leitgeb, *et al.*. Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging [J]. *Opt Lett*, 2002, 27(16): 1415–1417.
- 9 Y Yasuno, S Makita, T Endo, *et al.*. Simultaneous BM-mode scanning method for real-time full-range Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Appl Opt*, 2006, 45(8): 1861–1865.
- 10 P Bu, X Wang, O Sasaki. Full-range parallel Fourier-domain optical coherence tomography using sinusoidal phase-modulating interferometry [J]. *J Opt A: Pure Appl Opt*, 2007, 9(4): 422–426.
- 11 B Huang, P Bu, X Wang, *et al.*. Full-range parallel Fourier-domain optical coherence tomography using a spatial carrier frequency [J]. *Appl Opt*, 2013, 52(5): 958–965.
- 12 Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.*. Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for *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.
- 13 Nan Nan, Bu Peng, Li Zhongliang, *et al.*. Full-range Fourier domain Doppler optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation [J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(2): 0204001.  
南楠, 步鹏, 李中梁, 等. 正弦相位调制全深度频域多普勒光学相干层析成像技术[J]. *中国激光*, 2014, 41(2): 0204001.
- 14 R Tripathi, N Nassif, J S Nelson, *et al.*. Spectral shaping for non-Gaussian source spectra in optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 2002, 27(6): 406–408.
- 15 J Gong, B Liu, Y L Kim, *et al.*. Optimal spectral reshaping for resolution improvement in optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2006, 14(13): 5909–5915.
- 16 J M Schmitt, A Knüttel, R F Bonner. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry [J]. *Appl Opt*, 1993, 32(30): 6032–6042.

栏目编辑: 苏岑