

# 利用 Monte Carlo 模拟技术 研究 OCT 图像对比度

胡海峰<sup>1,2</sup>, 姚建铨<sup>1,3</sup>, 张帆<sup>1,3</sup>

- (1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院 激光与光电子研究所 教育部光电信息技术科学重点实验室, 天津 300072;  
2. 南开大学 天津大学 联合研究院, 天津 300072; 3. 华中科技大学 激光技术国家重点实验室, 湖北 武汉 430074)

**摘要:** 建立了光在生物组织中传播的模型, 利用 Monte Carlo 模拟技术快速计算和可移植性的优点, 研究了 OCT 图像对比度与显微物镜数值孔径、焦距深度、时间门参数的关系, 并给出它们的关系曲线。通过在所建立的模型基础上加入透镜透过率函数和光学传递函数, 弥补了以往程序只能模拟光在生物组织中传播行为的缺点。该模型不仅可以分析生物组织图像与生物光学特性的关系, 而且还可以指导 OCT 结构的完善和创新。模拟结果表明: 在构建 OCT 时, 参考臂与样品臂的这两个显微物镜的数值孔径越大, 生物组织的采样深度越浅, 处理信号的时间门宽度越小 (但时间门宽度不能小于激光脉冲时间), 混浊生物组织图像对比度越好。

**关键词:** 光相干层析术 (OCT); Monte Carlo 模拟; 生物组织; 光学特性; 图像对比度; 时间门

**中图分类号:** O435 **文献标识码:** A

## Application of Monte Carlo simulation technology in OCT imaging contrast

HU Hai-feng<sup>1,2</sup>, YAO Jian-quan<sup>1,3</sup>, ZHANG Fan<sup>1,3</sup>

- (1. *College of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University;  
Institute of Laser and Optoelectronics; Key Laboratory of Optoelectronic Information  
Technical Science, Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300072, China;*  
2. *Cooperated Institute of Nankai University and Tianjin University, Tianjin 300072, China;*  
3. *State Key Laboratory of Laser Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China*)

**Abstract:** The relationship between OCT imaging contrast and objective numerical aperture (NA), focus depth, time gate has been studied with interrelationship established using the model established for the propagation of light in bio-tissue and the Monte Carlo simulation technology. Other simulation programs can not be used to simulate any effect of optical components, such as microscope and time gate, on OCT images. The drawback of other simulation programs to simulate the light propagation in bio-tissue only has been overcome by adding some lens permeation ratio functions and optical transmission functions to the models established. This can be used to analyze the relationship between the bio-tissue images and the bio-optical properties, and to promote the perfection and innovation of OCT configuration. Simulation results show that, while OCT is constructed, the larger the objective NAs of reference arm and sample arm are, the shallower the sample depth of bio-tissue is, and the more narrow the time gate of processing signal is, but it can not be less than laser pulse time, the better the imaging contrast of turbid tissue is.

**Key words:** optical coherence tomography (OCT); Monte Carlo simulation; bio-tissue; optical properties; imaging contrast; time gate

## 1 引言

光学相干层析技术 (OCT) 最早发展应用于透明介质的研究, 如眼睛<sup>[1]</sup>, 该技术集成了共焦显微技术和白光相干技术的优点。1995 年以来, 光学相干层析技术 (OCT) 有了很大的改进, 应用领域扩展到非透明组织领域, 而且具有很高的成像精度<sup>[2-3]</sup>, 在传统医学检测所不能及的领域也表现出巨大的潜能<sup>[4]</sup>。但由于光在混浊介质中传播非常复杂, 所以该技术在混浊生物组织中的应用并不乐观。Yadlowsky<sup>[5]</sup>分析, 在一定深度多重反射变得非常明显是在高反射组织中很难取得大穿透深度的主要原因。

为了解释光在高反射媒质中是如何传播的, 许多科学家提出了各种各样的理论模型。Pan 指出与深度有关的反射信号和 OCT 信号之间有必然联系<sup>[6]</sup>, 但他这种论断有个缺点, 不能区分单次反射光和多次反射光对 OCT 信号的作用效果。Schmitt 和 Knuttel 建立起基于拓展了的 Huygens-Fresnel 原理的理论分析模型<sup>[7]</sup>, 在一定程度上解释了光在混浊介质中的传播行为。

建立理论分析模型进行模拟的方法, 对分析问题具有非常强的针对性, 这一方法已应用到物理学的许多领域, 如航空航天, 系统工程、科学管理、生物遗传、社会科学等学科领域<sup>[8-11]</sup>。Monte Carlo 模拟具有很大的灵活性和准确性, 在许多领域充分体现了它的独特功能和优越性。

在用 Monte Carlo 模拟方法模拟光在生物组织中传输的研究方面有许多专家和课题组做得比较好, 如 Lihong Wang, J. M. Schmit, V. V. Tuchin 等<sup>[9-11]</sup>, 他们探索了许多方法和准则来优化 Monte Carlo 模拟的过程。

本文分析了光是怎样在生物组织中传输的, 并建立了一个在样品臂中的生物组织的 Monte Carlo 模型, 分析数值孔径、焦深、时间门与 OCT 图像对比度的关系。

## 2 建立 OCT 样品臂的 Monte Carlo 模型

OCT 系统实际上是一个基于光纤的 Michelson

干涉仪, 利用低相干光源照明。该系统集成了共焦显微和白光相干的优点, 具有光纤仪器体积小, 方便实用的特点, 在临床医学应用上具有很大的潜力。

OCT 光源的光线被分成两束, 分别送到参考臂和样品臂。从参考臂和样品臂反射回来的光合在一起, 产生干涉信号。当然, 只有当这两束光的光程差在光源的相干范围内的时候才能形成干涉信号。通过处理这些干涉信号, 可以得到层析图 (生物组织切片图)。OCT 的信号可以表示为<sup>[16]</sup>:

$$I(l) = r_s r_r \text{Re}\{F\{S(\omega)\}\} \cos(\omega_0 t - \omega_p l), \quad (1)$$

其中  $I(l)$  是光电探测器处的光强,  $r_s, r_r$  分别是样品臂和参考臂返回的光强,  $\text{Re}\{F\{S(\omega)\}\}$  是光源功率谱的傅里叶变换的实部,  $\omega_0$  是光源的中心频率,  $t$  是延时,  $\omega_p = \omega_0 \times \frac{2l}{c}$ 。

信号光表示为  $I_{\text{signal}}$ , 背景噪声为  $I_{\text{noise}}$ , 所以对比度为

$$\text{Contrast} = \frac{I_{\text{signal}}}{I_{\text{total}}}, \quad (2)$$

### 2.1 生物组织的光学特性参数

光在每一层生物组织中传输都受如下几个参量影响: 空间量 (厚度, 体积量和微元量) 和组织光学特性参数 (折射率, 吸收系数  $\mu_a$  (1/cm) 和漫反射系数  $\mu_s$  (1/cm) 和组织各向异性参数  $g$ )。整体衰减系数  $\mu_T$  是吸收系数  $\mu_a$  (1/cm), 漫反射系数  $\mu_s$  (1/cm) 之和。平均自由程 (MFPL) 由整体衰减系数  $\mu_T$  决定:

$$\text{MFPL} = \frac{1}{\mu_T}, \quad (3)$$

### 2.2 建立组织分析模型

从图 1 可以很明显看出, 在样品臂中只有那些返回到光纤的光线才有可能对 OCT 信号起作用, 所以第 3 类光线可以被忽略。在组织中传播的光子要么被吸收, 要么继续传播。其中背向散射回来的信号光可以分为 2 类: 第 1 类和第 2 类 (图 1)。第 1 类因为不是从特定分析层回来的光, 所以不是所希望的信号。第 2 类光来自特定的分析层, 其中心深度与参考臂光程相等, 厚度  $Z$  可以由  $2n \cdot Z = L_c$  决定<sup>[9]</sup>,  $L_c$  是光源的相干长度。

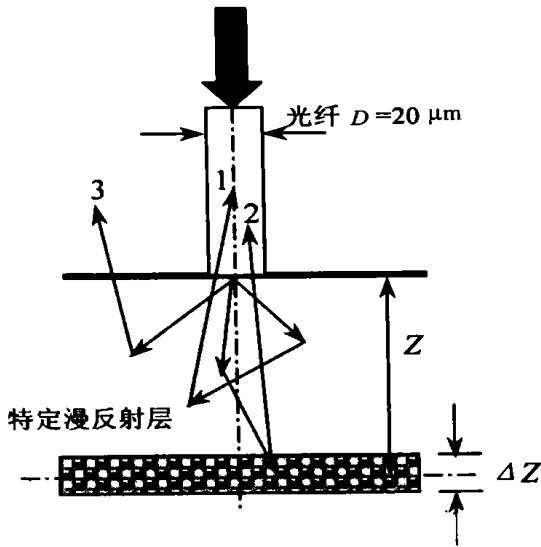


图 1 光子在混浊媒质中漫反射的原理图  
Fig. 1 Photon scattering in the turbid medium

图 2 是特定漫反射层和微元结构的原理图。初始光被归一化均匀地照射在样品上。图 2 (a) 描述了整个光束在生物组织中的传输状态。所要分析的微元 (volume elements) 是图 2 (b) 中粗实线包围着的那个部分, 厚度是  $Z$ , 距离表面的距离为  $Z$ 。微元 (volume elements) 划分方法见图 2 (c), 整个圆被分成  $N$  个具有完全宽度的同心圆环, 由里到外为  $1, 2, 3, \dots, N$  而且第  $i$  个圆环又被分为  $2i-1$  等分, 每一等份的面积与中心圆的面积相等。为了使初始化时光子束权重相等, 则定义每一个同心圆环宽度为  $r = r_0/N = z = Lc/2n$ 。

在组织中的光束简化为一个锥形, 如图 2 (a) 所示, 可以得到:

$$r = r_0 + |h - z| \tan(\arcsin \frac{NA}{n}),$$

$$(h - l/2n \leq z \leq h + l/2n), \quad (4)$$

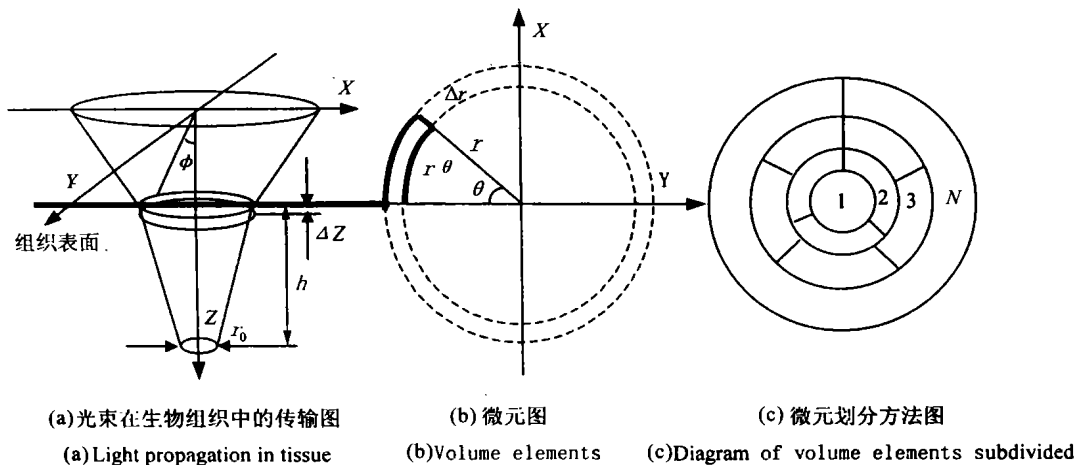


图 2 特定漫反射层和微元结构的原理图

Fig. 2 Schematic diagram of specific scattering layer and volume elements

其中  $NA$  为光纤的数值孔径,  $h$  为焦点距离生物组织表面的深度,  $Z$  为特定漫反射层中心距离生物组织表面的深度,  $r_0$  为焦点的半径,  $n$  为生物组织的折射率。

### 2.3 Monte Carlo 模拟的过程

本文 Monte Carlo 模拟的详细步骤可见 Lihong Wang 博士的文章<sup>[11]</sup>。该文模拟了整体漫反射率和穿透率, 漫反射率、穿透率与角度变化的关系, 能量强度与深度的关系。

Lihong Wang 博士所提供的程序<sup>[11]</sup>只能模拟

简单的多层组织中光传输状态, 为了模拟光在光学相干层析技术 (OCT) 的样品臂组织中的传输状态, 研究了数值孔径、焦深、时间门与 OCT 图像对比度的关系, 并对其进行了修改。在修改这个程序中, 加入了一些透镜透过率函数和光学传递函数, 弥补了 Lihong Wang 博士所提供的程序不能模拟光学器件 (如显微镜、时间门) 对 OCT 图像有何影响的缺点。

光子被归一化处理, 按照一定的权重被分为一序列的光子束, 然后追踪光子束所传播过的长度。

在模拟过程中, 没有进入到光纤的光子束被舍去 (如图 1 所示), 只有那些返回到光纤的光子束才能对 OCT 信号产生作用。

### 3 Monte Carlo 模拟的结果

模拟所用的光是中心波长为 820 nm, 带宽 (full-width-at-half-maximum (FWHM)) 为 25 nm 的 SLD, 其相干长度  $L_c = 26.9 \mu\text{m}$ 。光学参数: 样品臂的光纤直径  $D = 20 \mu\text{m}$ , 生物组织的折射率  $n = 1.5$ , 吸收系数  $\mu_a = 1.5 (1/\text{cm})$ , 漫反射系数  $\mu_s = 60 (1/\text{cm})$ , 整体衰减系数  $\mu_T = \mu_s + \mu_a = 1.5 + 60 = 61.5 (1/\text{cm})$ , 组织各向异性参数  $g = 0.9$ 。

为使模拟效果更好地符合实验条件, 在没有特定指出的条件下, 上述参数不变。

图 3 给出了第 1 类和第 2 类信号光的光强与传播深度  $Z$  变化关系的曲线, 能探测到光信号的区域只是光纤直径为  $20 \mu\text{m}$  的端面。从图 3 知, 在所探测到的光信号中, 单次反射光开始时占优势, 随着传播深度的增加, 多次反射光明显上升, 在光传播深度  $Z$  大约  $0.5 \text{ mm}$  的时候, 两类信号光的光强趋于相等, 以后多次反射光占统治地位。实际上, 两类信号光的光强相等点应该比  $0.5 \text{ mm}$  大一点, 这是由于多次反射的反射次数多, 和组织作用的次数也多, 然而造成多次反射的能量损耗比单次反射的能量损耗要大。

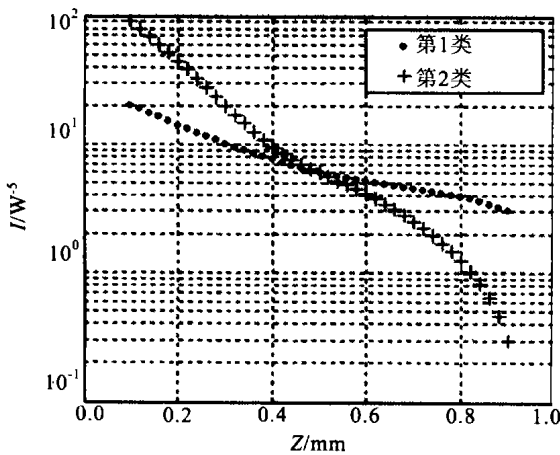


图 3 第 1 类光子和第 2 类光子随传播深度  $Z$  的变化关系

Fig. 3 Schematic diagram of intensity of class 1 and class 2 photons changing with depth

根据方程式 (2), 可以推导出对比度与组织

参数  $\mu_s, g$  的关系式:

$$\text{contrast}(g) = \frac{2\mu_s(1-g)}{\sin h[2\mu_s(1-g)]} \quad (5)$$

从上式可以看出, 对比度随着  $g$  变大而变大。在组织漫反射系数  $\mu_s$  和组织各向异性参数  $g$  不变的情况下, 图像的对比度随着光漫反射次数增加迅速下降。组织各向异性参数  $g$  增加虽然对图像的对比度有所改善 (如图 4 所示), 但是也给图像其他参数带来负面影响, 如成像精度的急剧恶化。图 4 是一种理想状态, 光从进入组织到接收过程中, 在不同漫反射次数的时候, 组织各向异性参数  $g$  与对比度的关系。

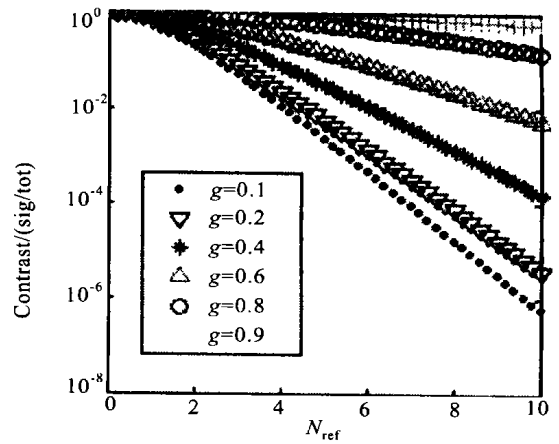


图 4 在不同的组织各向异性参数  $g$  情况下, 对比度与光反射次数的关系

Fig. 4 Relationship between contrast and scattering events under different  $g$

图 5 描述了对比度在不同的数值孔径 NA 下随着光漫反射次数变化的关系。从图 5 可以看出, 对比度随着数值孔径 NA 的增加而增加。在数值孔径不变的情况下, 图像的对比度随着光传播深度迅速下降。其实这和共焦显微技术有很大的关联。理论分析可见 Min Gu 的 “Principles of three-dimensional imaging in confocal microscopes”, 这本书中有详尽的分析。

与对比度有密切关系的还有时间门宽度 (time gate width)。为了判断光子是否从分析的特定层反射回来的, 采用了在共焦显微技术中广泛应用的时间门技术。时间门技术虽然不能直接区分到底是来自哪个深度的光子, 但能利用窗函数 (只与时间门的宽度和窗位置有关<sup>[13-14]</sup>) 来得

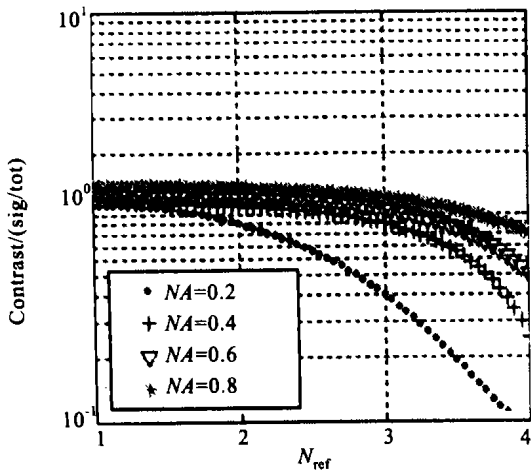


图 5 在不同的数值孔径 NA 的情况下，对比度随反射次数的变化关系

Fig. 5 Relationship between contrast and scattering events under different NA

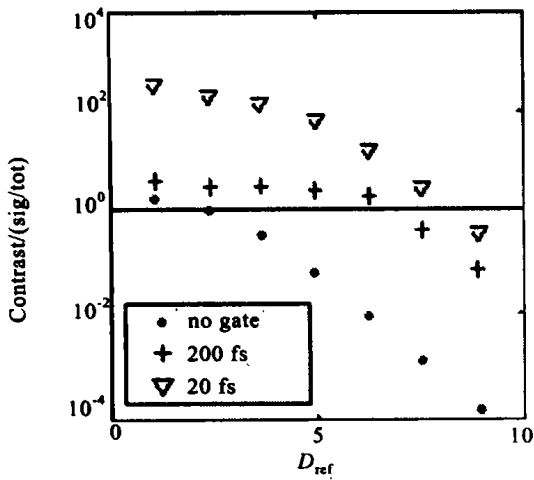


图 6 在几种时间门宽度的情况下，对比度随光穿透深度的变化关系

Fig. 6 Relationship between contrast and scattering events under different gate width

到接受光子传输时间。图 6 描述了在数值孔径 NA = 0.4 的情况下对比度与不同时间门宽度(单

位为 fs) 的关系。这里的对比度定义为在一个时间门中来自分析层的单次反射光与被接收到的多次反射光的比值。从图可以看出，对比度随着时间门宽度(单位为 fs) 减小而显著增加。

### 4 结 论

本文发展了 Monte Carlo 模拟方法，研究了 OCT 样品臂中组织图像的对比度，取得了很好的结果。模拟曲线表明：数值孔径、焦距深度、时间门与 OCT 图像对比度的关系和实际吻合。可以从中得到如下几个结论：

(1) 如果要获得高清晰对比度的图像，成像深度不能太大。当前 OCT 成像技术在透明组织方面的应用还比较成熟，而对混浊介质成像很不完善。这一切都是由于随着光子传播深度的增加，多次反射比较复杂，对图像质量影响非常严重。如果能准确分析出多次反射光在生物组织中传播的状态，OCT 的成像质量可以大大提高。

(2) 条件允许，OCT 的参考臂与样品臂的这两个显微物镜的数值孔径应该大一些。根据共焦显微技术的原理，这两个显微物镜数值孔径和色散等参数也都要匹配。提高显微物镜数值孔径不仅可以改善 OCT 图像的对比度，还可以提高 OCT 的纵向分辨率和横向分辨率<sup>[15]</sup>。

(3) 时间门的宽度应该小。当然，选取时间门宽度时也要考虑光源的性质，如相干时间和脉冲之间的间隔(连续波没有这个问题)。时间门宽度不能小于激光脉冲时间。

OCT 技术不断发展，大家在许多方面都达成共识，如：宽带的光源，优化的干涉仪的结构，快速扫描方法，合理的组织模型，合适的消噪措施<sup>[16]</sup>。

当前，场照明 OCT 正在兴起，这种设计结构对面场探测器 A-CCD 的消噪能力有很高的要求，有不少专家和课题组正在为此刻苦奋斗<sup>[17]</sup>。相信在不久的将来，OCT 技术无论是理论上还是结构设计上都会朝实用化的目标前进。

### 参考文献：

[1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254: 1178-1181.

[2] PALIAFITO C A, HEE M R, LIN C P, et al. Imaging of macular disease with optical coherence tomography [J]. *Ophthalmology*, 1995, 120: 1217-1229.

- [3] BREZINSKI M E, TEARNEY G J, BOUMA B E, *et al.* Optical coherence tomography for optical biopsy: Properties and demonstration of vascular pathology [J]. *Circulation*, 1996, 93: 1206-1213.
- [4] BREZINSKI M E, FUJIMOTO J G. Optical coherence tomography: high-resolution imaging in nontransparent tissue [J]. *Quantum Electronics*, 1999, 5 (4): 1185-1192.
- [5] YADLOSKY M J, SCHMITT J M, BONNER R F. Multiple scattering in optical coherence microscopy [J]. *Appl Opt*, 1995, 34: 5699-5707.
- [6] PAN Y T, BIRNGRUBER R, ROSPERICH O J, *et al.* Low-coherence optical tomography in turbid tissue: theoretical analysis [J]. *Appl Opt*, 1995, 34: 6564-6574.
- [7] SCHMITT J M, KNUTTEL A. Model of optical coherence tomography of heterogeneous tissue [J]. *J Opt Soc Am*, 1997, A14: 1231-1242.
- [8] 王建设. 空间光学遥感器轨道外热流的模拟 [J]. 光学精密工程 2000, 8 (4): 328-331.  
WANG J SH. Simulation of orbit external thermal flux of a space optical remote sensor [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2000, 8 (4): 198-203. (in Chinese)
- [9] YAO G, WANG L H. Propagation of polarized light in turbid media: simulated animation sequences [J]. *Optics Express*, 2000, 7 (5): 198-203.
- [10] PENG D Q, LI H, XIE SH S. Monte Carlo simulation in tissue optics [J]. *Journal of Optoelectronics*, 2003, 14: 106-110.
- [11] TUCHIN V V, UTZ S R, YAROSLAVSKY I V, *et al.* Tissue optics, light distribution, and spectroscopy [J]. *Opt Eng*, 1994, 33 (10): 3178-3188.
- [12] WANG L V, JACQUES S L, ZHENG L Q. Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissue [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1995, 47: 131-146.
- [13] HEE M R, IZATT J A, JACOBSON J M, *et al.* Femtosecond transillumination optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 1993, 18: 950-952.
- [14] SCHMIDT A, COREY R, SAULLNIER P. Imaging through random media by use of low-coherence optical heterodyning [J]. *Opt Lett*, 1995, 20: 404-406.
- [15] DUBOIS A, VABRE L. High-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope [J]. *Appl Opt*, 2002, 41 (4): 805-812
- [16] SCHMITT J M. Optical coherence tomography (OCT): a review [J]. *IEEE Journal of Selected Topic in Quantum Electronics*, 1999, 5 (4): 1205-1215.
- [17] 佟首峰, 阮锦, 郝志航. CCD 图像传感器降噪技术的研究 [J]. 光学精密工程, 2000, 8 (2): 140-146.  
TONG SH F, RUAN J, HAO ZH H. Noise reducing scheme on output signal of CCD [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2000, 8 (2): 140-146. (in Chinese)

作者简介: 胡海峰 (1978 - ), 男, 江西人, 硕士, 主要研究方向为光学成像;

姚建铨 (1939 - ), 男, 江苏人, 中国科学院院士, 主要研究方向为激光及非线性光学频率变换技术。