

文章编号 1004-924X(2006)06-1082-06

采用特殊镀膜分束器的 OCT 系统性能分析

郑羽^{1,2}, 李刚¹, 张泰石¹, 刘晶晶¹, 林凌¹
(1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072;
2. 天津工业大学 信息与通信工程学院, 天津 300160)

摘要: 基于共焦模式的 OCT 蒙特卡罗仿真模型, 研究了在 OCT 系统中高散射生物组织背向散射光的反射率。仿真结果表明: 表明对 OCT 成像有贡献的背向散射光强是样品臂入射光强的 $10^{-8} \sim 10^{-10}$, 这样微弱的有用信号限制 OCT 系统的成像速度、探测灵敏度、信噪比和图像对比度等系统的性能。为此设计了一种带有特殊镀膜分束器的 OCT 系统。采用这种结构的分束器, 第一, 在保证入射光对生物组织无热损伤的情况下, 可以尽量提高光源的输出功率, 改进之后的干涉仪可以使参考光衰减 4 个量级, 因此不会使光电探测器的输出轻易达到饱和状态。第二, 大幅度减小了参考光与信号光之间的能量差距, 图像干涉对比度大约提高 2 个数量级, 即使在高速成像的情况下, 仍然能够使 OCT 系统具备较高的成像质量。第三, 这种特殊结构的干涉仪可以使样品臂的入射光最强, 并将背向散射信号光因分束器反射的损失减少到最低程度, 从而使系统的信噪比提高了 6 dB, 并通过对样品的测试可以测得系统的探测灵敏度可以提高到 43 dB。

关键词: 特殊镀膜分束器; 信噪比; 信号灵敏度; 图像对比度

中图分类号: R318.5 **文献标识码:** A

Performance analysis of an optical coherence tomography system with special coating beam splitter

ZHENG Yu^{1,2}, LI Gang¹, ZHANG Tai-Shi¹, LIU Jing-Jing¹, LIN Ling¹

(1. School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 2. School of Information and Communication Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300160, China)

Abstract: OCT Monte-Carlo simulation model based on confocal mode is used to study the reflectivity of back-scattering light from high scattering tissue in OCT system, the simulation result shows that the intensity of useful back-scattering light for OCT imaging is about $10^{-8} \sim 10^{-10}$ of incidence light. The weak but useful signal limits the OCT imaging speed, detection sensitivity, signal-to-noise ratio and image contrast. Therefore, a new special coating beam splitter was devised. As a result, firstly by enhancing the output power of lamp-house to a large possible degree while being assure that tissues are not scathed, the new coating beam splitter causes the intensity of referential light to be reduced by four orders, and the output power of electrophotonic detector can not easily reach saturation. Secondly, the intensity gap between referential and signal beam is largely reduced, and image intervening

收稿日期: 2006-02-12; 修订日期: 2006-10-20.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 60174032)

contrast is increased by two orders. In spite of imaging at high speed, OCT system yet has qualified images. Thirdly, specially designed system renders sample arm with most intensive light and lessens the loss of back-scattering light to the least degree, therefore, signal-to-noise ratio improves by 6 dB and detection sensitivity of the system increases to 43 dB by actual sample test.

Key words: special coating beam splitter; signal-to-noise ratio; detection sensitivity; image contrast

1 引 言

光学相干层析成像 (Optical Coherence Tomography, OCT) 是 20 世纪近 10 年来发展起来的一种新型的医学成像技术^[1-3], 该技术当今由于其高分辨率成像的特点在医学和生物学领域得到日益广泛的应用, 因其无辐射、非侵入、高分辨率及高探测灵敏度等特点应用到了各种生物组织的成像^[4-5], 其首次和一系列成熟的应用是在眼科领域。光学相干层析成像可以进行生物组织内部微观结构的高分辨率横断面层析成像, 图像分辨率可达几个微米量级^[6], 是现有层析成像诊断技术的十倍。当前, OCT 的研究重点主要集中在如何提高系统的成像速度和成像质量, 并使之成为一种实用化的医疗诊断工具。

对于 OCT 系统而言, 并非所有的背向散射光都能转换成精确的 OCT 信号, 有很大一部分是影响 OCT 清晰成像的杂散光, 那么对 OCT 成像有正面影响的背向散射光在总的背向散射光中所占的比率是多少, 在以往的文献中, 一直没有明确的定论。为此, 本文将利用基于共焦模式的 OCT 蒙特卡罗仿真模型对此问题做一些分析, 通过对高散射生物组织的漫反射率分析, 生物组织的背向散射光也非常的弱, 通常只有入射光强的 $10^{-6} \sim 10^{-8}$ 。在 OCT 相干条件下, 只有部分背向散射光与参考光相干, 形成对 OCT 成像有实际意义的干涉信号, 这部分背向散射光是入射光的 $10^{-8} \sim 10^{-10}$ 。在 OCT 系统中, 如此微弱的信号光通过与参考光的相干作用, 达到光电探测器所能检测的范围。频域 OCT 普遍使用 CCD 探测阵列, 由于其固有的时间积分操作, 无法实现交流混合探测及锁模探测。缺少交流模式使得系统容易受到各种 $1/f$ 噪声的干扰, 而缺少窄带外差解调技术使得带宽依赖噪声的干扰加剧, 例如散粒噪声和过量噪声。因此, CCD 探测阵列必须具备极高的探测灵敏度和极低的噪声等效功率。

根据以上分析, 为了提高 OCT 系统的探测灵敏度、信噪比、成像速度和图像对比度等性能, 必须要尽可能提高生物组织的入射光强, 并减少背向散射光的损失。然而, 在通常情况下, 为了使探测器接收背向散射光的效率最佳, 分束器的透射率为 50% 的这种结构并不能使生物组织的入射光强最大化^[7], 此外, 本来就非常微弱的背向散射光还会因分束器的反射损失一半以上。因此本文设计了一种带有特殊镀膜的干涉仪结构, 来提高背向散射光的利用效率, 进而提高 OCT 系统的探测灵敏度、信噪比、图像对比度等性能, 此外, 只有提高背向散射光的利用效率, 才能降低光电探测器对信号光的响应时间, 达到 OCT 快速实时成像的目的。

2 基于共焦模式的 OCT 蒙特卡罗仿真模型

蒙特卡罗方法是一种统计模拟随机抽样方法, 可用于模拟在任意形状和结构的散射介质中光的传播过程。Yao 和 Wang 提出了传统的基于蒙特卡罗方法的 OCT 模型, 模拟 OCT 系统中光的多次散射对 OCT 信号的影响^[8]。该模型将背向散射相干光分为两种类型, 并在仿真模型里引入与参考镜位置相对应的相干层。与其它 OCT 仿真模型相比, 它不但适用于复杂结构的生物组织, 而且突出了 OCT 系统的相干特性, 从而使仿真结果更接近 OCT 系统的实验结果。

在传统的 OCT 蒙特卡罗仿真模型中, 入射光束被视为理想的无限窄细光束, 从坐标原点上垂直入射到组织内部。对于有限直径大小的圆光束, 可以通过无限窄细光束的光分布与实际光束轮廓的卷积来获得其在组织内部的光分布。然而, 在 OCT 系统中普遍采用共焦扫描方式 (如图 1 所示), 入射光束是聚焦的高斯光束。由于光子经过透镜之后, 沿着确定方向的直线入射到组织

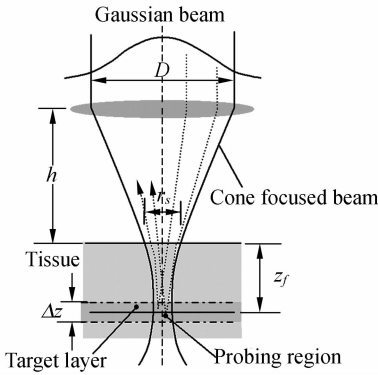


图 1 基于共焦结构的 OCT 系统蒙特卡罗模型

Fig. 1 Monte Carlo simulation model of OCT system based on confocal mode

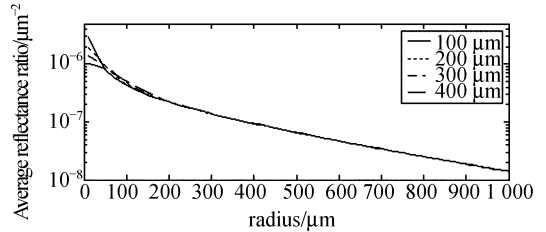
表面,因此每个光子包(或光子)在生物组织内传播的初始方向都是固定的,并且与光子入射位置密切相关。对于这种特殊的几何结构,无法继续应用常规的卷积方法来获取总的光分布。因此,为了使蒙特卡罗仿真模型与实际情况相符合,作者引入共焦显微镜结构和聚焦高斯光束的定义,此外还针对传统仿真模型在光子分类上的缺陷,做了必要的调整^[9]。

3 对 OCT 精确信号有贡献的背向散射光的漫反射率

利用上述模型,本文通过研究 OCT 相干条件和非相干条件下的漫反射率来研究生物组织对光的背向散射情况。漫反射率定义为光子在径向上单位面积的漫反射概率分布。假设入射光束为高斯光束,入射光子总量为 10^8 。样本透镜的数值孔径 $NA=0.4$,光源的中心波长 $\lambda_0=633$ nm,线宽 $\Delta\lambda=10$ nm。仿真对象为皮肤浅表组织^[10],探测深度分别为 $10\ \mu\text{m}$ 、 $200\ \mu\text{m}$ 、 $300\ \mu\text{m}$ 、 $400\ \mu\text{m}$ 。图 2 显示利用 OCT 蒙特卡罗仿真模型获得的径向分布漫反射率。

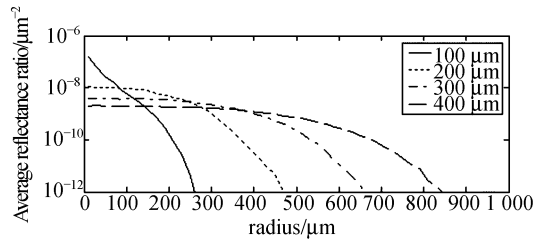
图 2(a)是不考虑 OCT 相干条件的漫反射率 $R_d(r)$,对于不同的探测深度,漫反射率 $R_d(r)$ 在 $160\ \mu\text{m}$ 的半径内有明显的区别,在更大的半径上相差不大。如图所示,OCT 系统的探测深度越大,漫反射率 $R_s(r)$ 的衰减越剧烈。在光轴中心部分,背向散射光强是入射光强的 $10^{-6}\sim 10^{-7}$ 。

图 2(b)是考虑 OCT 相干条件下的漫反射率 $R_d'(r)$,对于不同的探测深度,它们的差异很大,探测深度越浅,符合 OCT 相干条件的背向散射光越集中,越有利于 OCT 系统探测接收。随着探测深度增大,符合 OCT 相干条件的背向散射光沿半径向外扩散。如果只关心光轴中心部分的漫反射率,由图 2 观察可知,满足 OCT 相干条件的背向散射光强是入射光强的 $10^{-8}\sim 10^{-10}$ 。为此,一方面 OCT 系统必须选择灵敏度高、动态范围大的光电探测器;另一方面还必须对传统的干涉仪结构进行全新的设计,改进背向散射光的利用效率。



(a) 正常条件

(a) Normal condition



(b) 满足 OCT 相干条件

(b) Under the condition of OCT coherence

图 2 径向分布漫反射率

Fig. 2 Radial distribution of diffuse reflection on tissue surface

4 采用特殊镀膜分束器的干涉仪系统性能分析

根据以上对生物组织背向散射光反射率的分析,在 OCT 相干条件下,只有部分背向散射光与参考光相干,形成对 OCT 成像有实际意义的干涉信号,这部分背向散射光比一般条件下的背向散射光还要小 2~3 个数量级。在 OCT 系统中,

这样微弱的信号光通过参考光的放大作用,达到光电探测器所能检测的范围。此外,为了提高 OCT 系统的探测灵敏度,必须尽可能提高生物组织的入射光强,并减少背向散射光的损失。然而,在通常情况下,为了使探测器接收背向散射光的效率最佳,分束器的透射率 T_s 为 50%,这种结构并不能使生物组织的入射光强最大化,本来就非常微弱的背向散射光还会因分束器的反射损失一半以上。

从干涉对比度的角度分析,也必须尽量缩小参考光与信号光之间的差距。由 OCT 干涉原理可知,假设入射光波的电场振幅为 A ,在干涉仪的输出端光电探测器接收到的总强度如公式(1)所示:

$$I_p = I_s' + I_r + 2\sqrt{I_s' I_r} |\gamma_{sr}(\tau)| \cos(2\pi\nu_0\tau) = A^2 T_2 T_r R_s + A^2 T_s T_r R_r + 2AT_s T_r \sqrt{R_r R_s} \cdot |\gamma_{sr}(\tau)| \cos(2\pi\nu_0\tau), \quad (1)$$

干涉对比度如公式(2)所示:

$$V_1 = \frac{2\sqrt{R_r R_s} |\gamma_{sr}(\tau)|}{R_r + R_s}, \quad (2)$$

由公式(2)可以看出分束器的透射率或反射率并不影响干涉对比度,它只由参考镜 R_r 和组织样品的反射率 R_s 决定。假设参考光与信号光的等光程时,相干度 $|\gamma_{sr}(\tau)|$ 取得最大值。在这种情况下,只有当 $R_s \approx R_r$ 时,也就是说参与干涉的两路光的光强近似相等时,干涉对比度才能达到最大值。然而,在实际系统中由于受参考镜全反射的作用,参考光通常比较强,这也无疑将降低干涉输出的对比度,影响测量精度,同时容易使探测器达到饱和,因此还必须对参考光的光强做衰减处理。

采用双面特殊镀膜的分束器,并采用镀有高透射膜的参考臂反射镜($R_r' \approx 1\%$),如图 3 所示。分束器基片材料选用 K9 的光学玻璃,在光学玻璃的正面镀上增透介质膜,使透射率和反射率比为 99 : 1, $T_{s,ref} = T_{s,sig} = 99\%$, ref 指参考光 reference, sig 指信号光 signal,光学玻璃的背面在中心直径为 1 mm 的圆内镀上增透介质膜,使透射率和反射率比为 99 : 1,小圆之外镀上高反射系数的介质膜,使反射率透射率的比为 99 : 1, $R_{s,sig} = 99\%$ 。在光路设计中,光源发出的光经透镜组准直后,直径小于特殊镀膜分束器中心小孔,这样会避免光通过镀膜小孔产生的边缘效应,同时 99% 的光进入样品臂,1% 的光进入参考臂,然后通过光路的调整,使背向散射信号光由全反射区域反射,这样可以充分保证来自生物组织的背向散射光基本不受分束器反射率的影响,即信号光在分束器上的反射率 $R_{r,sig} \approx 0.99$ 。这样,参考光与信号光的光强对比度如公式(3)所示:

$$V_2 = \frac{2\sqrt{T_{r,ref} R_r' R_s} |\gamma_{sr}(\tau)|}{T_{r,ref} R_r' + R_s}, \quad (3)$$

令参考光部分的衰减系数 $r = T_{r,ref} R_s'$, 如果 $T_{r,ref} = 1\%$, $R_r' = 1\%$, 则 $r = 10^{-4}$ 。由此可知,这种带有特殊镀膜分束器的迈克尔逊干涉仪可以大幅度衰减参考光的强度,至少比普通迈克尔逊干涉仪小 4 个数量级。为了比较干涉仪改进前后在干涉对比度上的差异,将 V_2 与 V_1 相比,可得公式(4):

$$k = \frac{V_2}{V_1} = \frac{\sqrt{r}(R_r + R_s)}{\sqrt{R_s}(r + R_s)} = \frac{\sqrt{r}(1 + R_s)}{r + R_s}, (R_r \approx 1), \quad (4)$$

当 $r = 10^{-4}$, $R_s = 10^{-8}$ 时,干涉对比度大约提高 2 个数量级。

OCT 系统的一个显著特征就是它可以工作在量子噪声限附近,具有极高的探测灵敏度^[10-11]。探测灵敏度 S 通常用于衡量系统“最低可测”的信号能量值,这个值越低,灵敏度就越高。在本文中利用了蒙特卡罗仿真模型对高散射组织样品的反射率作了粗略评估,认为在 OCT 系统中,满足相干条件的背向散射光功率是入射光功率的 10^{-8} 或更小,系统必须具备很高的探测灵敏度。然而在实际系统中,直接估计组织样品的反射率是一件比较困难的事情,因此也不易准确地判断

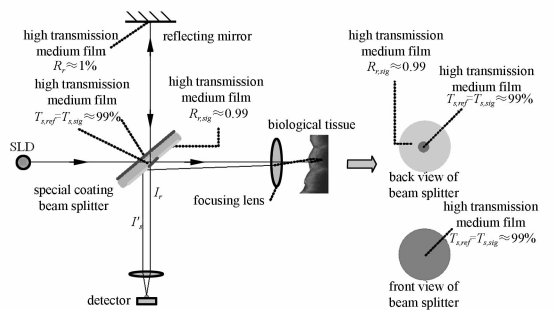


图 3 采用特殊镀膜分束器的 OCT 系统

Fig. 3 OCT system with special coating beam-splitter

鉴于以上两个方面的分析,必须对干涉仪做一些改进的设计,镀膜工艺采用光刻技术。在此

系统的探测灵敏度。在实际操作中,通常采用系统的信噪比来评估系统的探测灵敏度。

OCT 系统的信噪比 SNR 可以用下式表示:

$$\text{SNR} = 101g \frac{i_{s,\max}^2}{\sigma_n^2} = 101g \frac{i_{s,\max}^2}{\sigma_{re}^2 + \sigma_{sh}^2 + \sigma_{ex}^2} = 101g \frac{4\rho^2 P_{\text{signal}}}{\sigma_{re}^2 + \sigma_{sh}^2 + \sigma_{ex}^2}, \quad (5)$$

其中, $i_{s,\max}$ 是光电检测器上的最大平方光电流信号, ρ 是光电探测器的响应率, P_{signal} 为有效信号光功率。 σ_n^2 是由噪声引起的总的光电流变化, 它可以表示为由接收机噪声、散粒噪声和超强度噪声等随机噪声引起的光电流之和^[11]。

在标准 OCT 干涉系统中, 假设分束器是理想的, 它的透射率 T_s 和反射率 T_r 分别为 50%。在干涉仪输出端有用信号的光功率 P_{signal} 为:

$$P_{\text{signal}} = T_s T_r R_s P_{so} = 0.25 R_s P_{so}, \quad (6)$$

其中, R_r 是指参考镜的反射率, R_s 是指生物组织的反射率, P_{so} 是指光源的输出功率。

当采用带有特殊镀膜分束器的干涉仪后, 其干涉仪输出端有用信号的光功率 P_{signal}' 为:

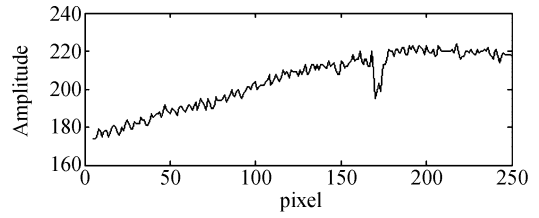
$$P_{\text{signal}}' = T_s T_r R_s P_{so} = 0.99 R_s P_{so}, \quad (7)$$

从公式(6)和(7)可以看出, 从样品返回的有效信号提高了 4 倍, 从而信噪比 SNR 提高了将近 6 dB。

5 成像结果的数据分析

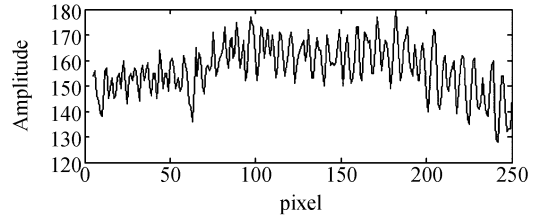
图 4(a)、(b) 分别是普通干涉仪结构和特殊干涉仪结构的成像结果, 显而易见, 采用特殊结构的干涉图在对比度上具有很大的改进。

由于本实验系统使用的探测器在灵敏度和动态范围等方面比较低 (Dalsa CA-D6 探测灵敏度 $13.1 \text{ V}/(\mu\text{J}/\text{cm}^2)$, 动态范围 54 dB), 因此系统的探测灵敏度也不会太高。采用这种带有特殊镀膜分束器的干涉仪, 对 3 层盖玻片进行了实验, 根据对输出图像的数据分析 (如图 5 所示), 粗略估计实验系统的探测灵敏度可以达到 43 dB 左右。目前, 每帧 500 个深度扫描的时域 OCT 只能实现 4~8 帧/s 的成像速度, 如果采用这种特殊结构的干涉仪, 结合高灵敏度的光电探测器, 降低微弱背向散射光的积分时间, 可以使成像速度提高 4 倍以上。



(a)改进前

(a) Before improvement



(b)改进后

(b) After improvement

图 4 改进前后干涉对比度的比较

Fig. 4 Comparison of the interference contrast before and after improvement

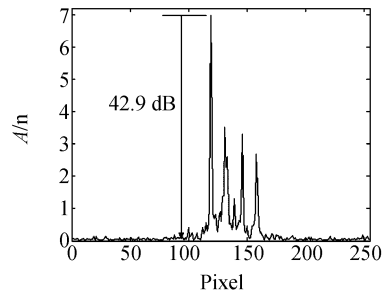


图 5 改进实验系统的探测灵敏度

Fig. 5 Detection sensitivity after improvement experiment system

6 结束语

本文设计了一种带有特殊镀膜分束器的 OCT 系统, 并对该系统的性能进行了分析。根据以上分析可知, 改进之后的干涉仪可以使参考光衰减 4 个量级, 因此不会使光电探测器的输出轻易达到饱和状态, 大幅度减小了参考光与信号光之间的能量差距, 图像干涉对比度大约提高 2 个数量级, 即使在高速成像的情况下, 仍然能够使 OCT 系统具备较高的成像质量, 同时这种特殊结

构的干涉仪可以使样品臂的入射光最强,并将背向散射信号光因分束器反射的损失减少到最低程度,从而使系统的信噪比提高了6 dB,并通过对

样品的测试可以测得系统的探测灵敏度可提高到43 dB。

参考文献:

- [1] FERCHER A F, HITZENBERGER C K. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]. *Journal of Optics Communications*, 1995, 5:43-48.
- [2] 骆清铭, 张益哲, 曾绍群, 等. 光学弱相干层析成像进展[J]. *CT理论与应用研究*, 2000, 9(4):1-6.
LUO Q M, ZHANG Y Z, ZENG S Q, *et al.* Advances in optical coherence tomography[J]. *CT Theory and Applications*, 2000, 9(4):1-6. (in Chinese)
- [3] 薛玲玲, 张春平, 王宇新. OCT技术在生物组织中的应用[J]. *激光杂志*, 2000, 1.
XUE L L, ZHANG CH P, WANG Y X. Application of OCT technique in bio-tissue[J]. *Laser Journal*, 2001, 1. (in Chinese)
- [4] FERCHER A F, DREXLER W, HITZENBERGER C K, *et al.* Optical coherence tomography - principles and applications[J]. *Reports on Progress in Physics*, 2003, 66:239-303.
- [5] TOMLINS P H, WANG R K. Theory, developments and applications of optical coherence tomography[J]. *Journal of Physics D-Applied Physics*, 2005, 38(15):2519-2535.
- [6] MANABU S, ICHIRO W. Fundamental characteristics of a synthesized light source for optical coherence tomography[J]. *Journal of Applied Optics*, 2005, 44(13):2471-2481.
- [7] FROSZ M H, JUHL M, LANG M H. *Optical coherence tomography system design and noise analysis*[R]. Roskilde, Denmark: Risø National Laboratory, 2001.
- [8] 胡海峰, 姚建铨. 利用 Monte Carlo 模拟技术研究 OCT 图像对比度[J]. *光学精密工程*, 2004, 12(1):94-99.
HU H F, YAO J Q. Application of monte carlo simulation technology in OCT imaging contrast [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2004, 12(1):94-99. (in Chinese)
- [9] WU K J, LI G. Effective detecting depth of OCT system in single layer scattering tissue[J]. *Journal of Tianjin University*, 2005, 38(8):706-710.
- [10] WOJTKOWSKI M, LEITGEB R, KOWALCZYK A, *et al.* In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, 7(3):457-463.
- [11] 佟首峰, 阮锦. CCD 图像传感器降噪技术的研究[J]. *光学精密工程*, 2000, 8(2):140-145.
TONG SH F, RUAN J. Noise reducing scheme on output signal of CCD [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2000, 8(2):140-145. (in Chinese)

作者简介:郑羽(1974—),男,天津人,博士研究生,研究方向为生物信息检测;E-mail:kpa_zy@163.com

李刚(1959—),博士,教授,从事信号检测与处理、生物医学工程的研究。Email:ligang59@tju.edu.cn