

文章编号: 0258-7025(2008)04-0635-06

# 光学相干层析系统的信噪比分析及优化

李 鹏 高万荣

(南京理工大学光电学院光学工程系, 江苏 南京 210094)

**摘要** 为提高光学相干层析(OCT)系统的信噪比(SNR),改进系统的探测灵敏度,保证系统的成像质量,从理论上详细分析了光学相干层析成像系统中的主要噪声源,建立了系统噪声的理论模型,分析了光学相干层析成像系统中的各个组成单元对系统信噪比的影响。建立了一套实用型的光学相干层析成像系统,对该探测系统中的噪声进行了测量,得到系统噪声的实验模型。然后对理论分析的结果进行一定的修正,并对实验系统进行优化,得到了 $16\ \mu\text{m}$ 的纵向分辨率, $-90\ \text{dB}$ 的探测灵敏度。

**关键词** 医用光学;光学相干层析;噪声分析;灵敏度;动态范围;信噪比

**中图分类号** R 318.51 **文献标识码** A

## Signal-to-Noise Ratio Analysis and Optimization of Optical Coherence Tomographic Imaging System

Li Peng Gao Wanrong

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

**Abstract** In order to increase the signal-to-noise ratio (SNR) and improve the detection sensitivity of the optical coherence tomographic (OCT) system, the main noise sources in the OCT system are analyzed in detail. A theoretical noise model is then proposed which may be used to analyze the effect of different parts of OCT system. Based on the theoretical results, the performance of an OCT imaging system is analyzed. Through measuring the noise level of the system, the experimental model of the system noise is obtained, and then it is used to correct the theoretical analysis results. Based on the above analysis, the imaging performance of the OCT device is optimized. The axial resolution of  $16\ \mu\text{m}$ , and the detection sensitivity of  $-90\ \text{dB}$  have been obtained.

**Key words** medical optics; optical coherence tomography; noise analysis; sensitivity; dynamic range; signal-to-noise ratio

## 1 引 言

光学相干层析术(OCT)主要是基于低相干干涉以及外差探测技术,具有非侵入性、高深度分辨率( $1\sim 15\ \mu\text{m}$ )、高动态范围( $>100\ \text{dB}$ )等特点<sup>[1~3]</sup>。光学相干层析根据生物组织折射率、吸收系数、散射系数、双折射等光学特性,可以对组织的结构或者功能实现二维或三维成像。对于人眼等透明组织,其探测深度可以达到 $2\ \text{cm}$ ,而对于皮肤等高散射性组织,其探测深度可以达到 $2\sim 3\ \text{mm}$ <sup>[2]</sup>。该技术可为临床医学所应用,为生物组织(人体)的在体、实时研

究提供一种新的高速、高分辨率、非侵入式的探测手段<sup>[4~6]</sup>。在光学相干层析系统中,从生物组织中反射回来的背向散射光是极其微弱的,同时在后续电路中会受到各种噪声的干扰。一般情况下,一个系统的信噪比(SNR)近似地与入射光功率成正比,与系统的带宽成反比<sup>[7,8]</sup>。但是,由于光学相干层析系统中低相干光源引发的额外噪声的影响<sup>[9,10]</sup>,随着入射到样品表面的光功率的增大,系统信噪比会趋于某一极限值。同时,入射到生物组织样品上的光功率的大小受到光源的最大发光功率以及生物组

收稿日期:2007-08-28;收到修改稿日期:2007-11-07

基金项目:江苏省六大人才项目基金(06-B-041)、江苏省高校青蓝工程基金、江苏省“333”工程基金、南京理工大学青年学者基金(Njust200302)、教育部留学回国人员基金和苏州大学重点实验室基金(KJS01002)资助课题。

作者简介:李 鹏(1984—),男,江苏人,博士研究生,研究方向为生物医学成像。E-mail:leepeng.95@gmail.com

导师简介:高万荣(1961—),男,陕西人,教授,博士生导师,研究领域为生物医学光学。E-mail:gaowangrong@yahoo.com

织所能承受的最大光功率的限制。对于实时成像的光学相干层析系统,其探测电路一般具有较大带宽<sup>[8]</sup>,而且系统的带宽还会受到参考臂扫描系统线性度的影响。为保证光学相干层析系统的探测灵敏度,国内外有不少学者对这一主题做了相关的研究<sup>[10,11]</sup>。

本文从理论上详细分析了光学相干层析系统中的主要噪声源,从工程设计的角度讨论了光学相干层析系统的各个组成单元的参数选择对系统信噪比的影响,初步建立了一套实用的光学相干层析的探测系统。

## 2 光学相干层析系统工作原理及信噪比的理论分析

### 2.1 工作原理

如图1所示,其主要的组成部分是一个光纤迈克耳孙干涉仪。光源发出的低相干光经过光纤耦合器(分光比为 $\gamma$ ,此处 $\gamma$ 定义为干涉仪参考臂端口的输出光功率与两个端口输出光功率之和的比值)后分成两束光,分别经干涉仪的样品臂和参考臂反射,这两束反射光在光纤耦合器处重新汇合并干涉,耦合器的输出由光电探测器探测,将光信号转换成电信号,再经过锁相放大器解调、模/数(A/D)采样后,送入计算机,由计算机完成图像的处理及显示。值得注意的是,在这种探测结构中有一部分光会重新返回到光源,造成光能利用率的降低。

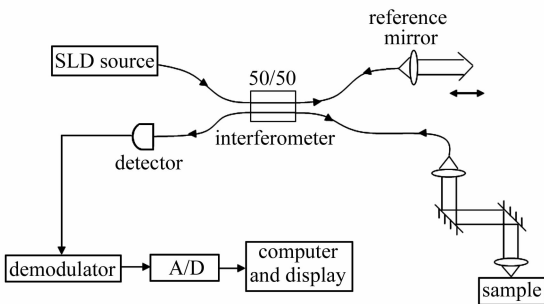


图1 光学相干层析系统结构示意图

Fig.1 Schematic of OCT system

探测器中的光电流  $I_d$  可以表示成<sup>[12,13]</sup>

$$I_d = \rho [P_r + P_s + P_x + 2 \sqrt{P_r P_s} \cos(2\pi f_r t)], \quad (1)$$

式中 $\rho$ 为探测器的响应, $P_r$ 为探测器接收到的来自参考臂的光功率, $P_s$ 为探测器接收到的来自样品臂中单次背向散射的光功率,即光学相干层析系统的信号光,这部分光与来自参考臂的光产生干涉信号, $P_x$ 为探测器接收到的来自样品臂的杂散光的光功

率,其主要由光纤的端面反射以及生物组织中经历了多次散射的漫射光构成, $f_r$ 为参考臂中的延迟线引入的多普勒频移,即光学相干层析信号的中心频率。

在探测器的输出中,信号部分  $I_s$  可以表示成

$$I_s = 2\rho \sqrt{P_r P_s} \cos(2\pi f_r t), \quad (2)$$

因此,信号平方  $I_s^2$  的时间平均  $\langle I_s^2 \rangle = 2\rho^2 P_r P_s$ ,与参考臂的光功率  $P_r$  相比,信号光功率  $P_s$  可以忽略不计,光电流  $I_d$  的平均值

$$I_{dc} \equiv \langle I_d \rangle = \rho(P_r + P_x). \quad (3)$$

### 2.2 噪声的理论模型

光学相干层析系统中主要的噪声有接收器噪声、散粒噪声、额外噪声和  $1/f$  噪声( $f$ 为光辐射的调制频率)以及量化噪声。接收器噪声是指在探测器部分出现的与入射光强大小无关的一些噪声,主要包括散粒噪声、热噪声、温度噪声、放大器噪声等<sup>[13]</sup>。该处的散粒噪声是指在无光照的条件下,由于热激发作用,随机产生电子所造成的起伏,这部分噪声存在于所有的光电探测器中,该噪声和入射光的强度无关,一般比较小,可以忽略。光电探测器有一个等效电阻,对于电阻材料,即使在恒定的温度下,其内部的自由载流子的数目及运动状态也是随机的,由此造成的起伏噪声称为热噪声,而由热噪声导致的光电流方差的大小  $\sigma_{th}^2$  可表示为<sup>[13]</sup>

$$\sigma_{th}^2 = 4k_B T B / R_{eff},$$

式中  $k_B$  为玻尔兹曼常量, $T$ 为电阻的热力学温度, $B$ 为探测带宽, $R_{eff}$ 为有效负载电阻。在探测器的热噪声  $\sigma_{th}^2$  中,有一部分参数难以正确估计,因此在实际计算中常通过探测器厂商提供的输入噪声电流或者噪声等效功率来估计接收器噪声  $\sigma_{re}^2$ 。

探测器中的散粒噪声是由热激发产生的。当用光功率稳定的单色光源发出的光照射探测器时,由于光的量子特性,每一瞬间到达探测器的光子数是随机的,因此光激发的载流子也是随机的,其光电事件的统计是一泊松过程,由此引起的光电流的变化即为散粒噪声  $\sigma_{sh}^2$ 。由于该处的散粒噪声是由光激发产生的,为区别于探测器中的散粒噪声,可称之为光子噪声,表示为<sup>[14]</sup>

$$\sigma_{sh}^2 = 2qI_{dc} B,$$

式中  $q$  为电子电荷。

如果使用的是宽带非相干光源,光源出射光功率不再是恒值,必须考虑探测器上入射光的经典强度的随机涨落,此时光电事件的统计是一玻色-爱因斯坦(Bose-Einstein)分布,光电流的变化由散粒噪声  $\sigma_{sh}^2$

和额外噪声  $\sigma_{\text{ex}}^2$  两部分组成, 额外噪声可表示为<sup>[15]</sup>

$$\sigma_{\text{ex}}^2 = (1 + V^2) I_{\text{dc}}^2 B / \Delta\nu,$$

式中  $V$  为光源的偏振度,  $\Delta\nu$  为光源的有效线型<sup>[16,17]</sup>, 当光源是高斯功率谱密度时有  $\Delta\nu = \sqrt{\pi/2\ln(2)} c \Delta\lambda_{\text{FWHM}} / \lambda_0^2$ ,  $c$  为真空中的光速,  $\Delta\lambda_{\text{FWHM}}$  为光源波长的半峰全宽(FWHM)带宽,  $\lambda_0$  为光源的中心波长。

$1/f$  噪声几乎存在于所有的探测器中, 主要出现在大约 1 kHz 以下的低频区域, 而且与光辐射的调制频率  $f$  成反比。实验发现, 探测器表面的工艺状态(缺陷或者不均匀等)对该噪声的影响较大。该噪声在低频时显著, 而在高频时一般可以忽略。对于光学相干层析系统, 只要参考臂以足够高的速度扫描, 光学相干层析信号就会被调制到数千赫兹的载波频率上, 通过带通滤波就可以将此噪声滤除。

模拟信号在数字化过程中, 样点的幅值如果落

在两相邻量化值之间, 就要舍入到相邻的一个量化值上, 这就引入了量化误差。可以通过选用量化位数多的模/数转化芯片, 以及在信号进行模/数转化之前先经过程控放大器放大等方式减小此噪声。

由此, 得到光学相干层析系统中总的噪声光电流的方差  $\sigma_i^2 = \sigma_{\text{re}}^2 + \sigma_{\text{sh}}^2 + \sigma_{\text{ex}}^2$ 。

### 2.3 信噪比的理论分析

令  $P_0$  为光源的光功率,  $P$  为样品臂中的入射光功率,  $R_r$  为参考臂中光学延迟线的反射率,  $R_s$  为样品臂中信号光功率和入射光功率  $P$  的比值, 即信号光对应的反射率, 而对于非相干的杂散光对应的反射率, 用  $R_x$  表示。由此,  $P = (1 - \gamma)P_0$ ,  $P_r = \gamma R_r P$ ,  $P_s = \gamma R_s P$ ,  $P_x = \gamma R_x P$ ,  $\langle I_s^2 \rangle = 2\rho^2 \gamma^2 P^2 R_r R_s$ ,  $I_{\text{dc}} = \rho\gamma P (R_r + R_x)$ 。定义系统的信噪比为干涉信号电流平方的时间平均  $\langle I_s^2 \rangle$  和系统中总的噪声光电流方差  $\sigma_i^2$  的比值

$$\text{SNR} = \langle I_s^2 \rangle / \sigma_i^2 = \frac{2\rho^2 (1 - \gamma)^2 \gamma^2 R_s R_r P_0^2}{B \{ 2\rho\gamma (1 - \gamma) \gamma (R_r + R_x) P_0 + [(1 + V^2) / \Delta\nu] \rho^2 (1 - \gamma)^2 \gamma^2 (R_r + R_x)^2 P_0^2 \} + \sigma_{\text{re}}^2}, \quad (4)$$

从(4)式很容易可以看出信噪比随着  $(1 - \gamma)\gamma$  的增大而增大, 当  $\gamma = 0.5$  时,  $(1 - \gamma)\gamma$  最大, 在设计光学相干层析非平衡探测系统时, 应尽量选用分光比为 0.5 的光纤耦合器, 从而减少返回到光源中去的光能。样品臂中杂散光部分  $P_x = (1 - \gamma)\gamma R_x P_0$  只在噪声项出现, 对于光学相干层析信号部分没有任何贡献。因此为了提高系统的信噪比, 设计光学相干层析系统时应尽量减小杂散光的反射率  $R_x$ , 主要通过减小光纤的端面反射来实现<sup>[18]</sup>。无论是耦合器的分光比  $\gamma$  还是样品臂中杂散光的反射率  $R_x$ , 都是为了提高系统中光源的利用率。

与  $(1 - \gamma)\gamma$  类似, 系统信噪比随  $P_0$  的增大而增大, 当  $P_0$  增大到使  $\sigma_{\text{ex}}^2 \gg \sigma_{\text{sh}}^2$ ,  $\sigma_{\text{ex}}^2 \gg \sigma_{\text{re}}^2$  后, 即额外噪声  $\sigma_{\text{ex}}^2$  成为系统噪声的主要成分, 系统信噪比趋向于某一极限值

$$(\text{SNR})_{\text{lim}} = \frac{2R_s R_r}{B[(1 + V^2) / \Delta\nu] (R_r + R_x)^2}, \quad (5)$$

而且, 将  $\text{SNR} = (\text{SNR})_{\text{lim}} / 2$  代入(4)式可以得到<sup>[10]</sup>

$$(1 - \gamma)\gamma (R_r + R_x) P_{0\text{lim}} = \frac{q + \{q^2 + [(1 + V^2) / \Delta\nu] (\sigma_{\text{re}}^2 / B)\}^{1/2}}{\rho[(1 + V^2) / \Delta\nu]}, \quad (6)$$

从(6)式可以看出, 对于  $R_r, R_x$  值越小的光学相干层析系统, 信噪比达到极值所需的入射光功率  $P_0$  越大。然而, 激光器所能发出的最大光功率以及生物

样品所能承受的最大光功率是受到一定限制的, 对于人眼, 一般不超过 1 mW; 而对于皮肤, 一般不能超过 10 mW。

当  $R_r$  取较小值时, 系统的噪声主要由接收器噪声构成, 此时系统信噪比随  $R_r$  的增大而增大; 当  $R_r$  取较大值时, 以至系统的噪声主要由额外噪声构成, 此时系统信噪比便随着  $R_r$  的增大而减小。可见, 在整个  $R_r$  值由小变大的过程中, 系统信噪比必定经历了一个最大值, 即通常所说的散粒噪声极限的情况。将(4)式中的信噪比看成  $R_r$  的函数, 将信噪比对  $R_r$  微分求导, 得到信噪比最大值时的  $R_r$  为

$$(R_r)_{\text{m}} = \left\{ R_x^2 + \frac{4k_B T / R_{\text{eff}}}{\rho^2 \gamma^2 (1 - \gamma)^2 [(1 + V^2) / \Delta\nu] P_0^2} + \frac{2qR_x}{\rho\gamma(1 - \gamma)[(1 + V^2) / \Delta\nu] P_0} \right\}^{1/2}, \quad (7)$$

由(7)式可见, 在入射光功率  $P$  足够大的情况下, 参数  $R_r$  近似等于  $R_x$ 。在选择系统各组成单元的参数时, 一般先确定入射到样品表面的最大光功率  $P$  以及最小的  $R_x$ , 可通过(7)式来确定  $R_r$  的值, 可以实现对系统信噪比的优化。

探测电路的带宽  $B$  可以表示为<sup>[8]</sup>

$$B = 2 \times 2\nu\Delta\lambda / \lambda_0^2, \quad (8)$$

式中  $\nu$  为参考臂延迟线的扫描速度, 探测电路的带宽  $B$  设为两倍的光学相干层析信号带宽。从(8)式

可以看出,参考臂扫描速度越高,探测带宽越大。因此,系统的信噪比和图像采集速度是一对矛盾的量,通常需要折衷处理,而通过采用基于光栅的快速扫描延时线,将延迟线的群速度和相速度分开独立控制,从而缓和这一矛盾<sup>[8,19]</sup>。此外,由于扫描装置的机械抖动导致扫描的非线性,在扫描过程中扫描速度有一定幅度的随机涨落,探测带宽  $B$  就会相应地出现大幅度的变化,这是高灵敏度探测系统不愿出现的情况。因此,在设计光学相干层析扫描系统时,应尽量提高扫描装置的稳定性,可选用带反馈控制的线性平移台<sup>[20]</sup>。

### 3 实 验

#### 3.1 实验装置

如图 1 所示,综合考虑光在生物组织中的散射以及吸收特性,选了一个中心波长  $\lambda_0 = 834 \text{ nm}$ , 光谱带宽  $\Delta\lambda_{\text{FWHM}} = 21 \text{ nm}$  的超辐射发光二极管作为该系统的低相干光源,同时忽略其偏振效应,即假定  $V = 0$ , 其在自由空间的相干长度为  $14.6 \text{ }\mu\text{m}$ 。光纤耦合器的分光比  $\gamma = 0.5$ , 入射到生物组织样品上的光功率  $P = 300 \text{ }\mu\text{W}$ , 样品臂中杂散光对应的反射率  $R_x = 0.017$ 。参考臂中,由步进电机带动一个三角棱镜以  $9.75 \text{ mm/s}$  速度完成纵向扫描。干涉仪的输出经过一个 Si 光电二极管探测,将光信号转换为电信号,其响应  $\rho = 0.5 \text{ A/W}$ , 输入噪声电流为  $1.65 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ 。探测器的输出再经过锁相放大器解调后得到了干涉信号的复包络,即信号  $2\rho\sqrt{P_r P_s}$ , 其中锁相放大器的工作状态为:  $f_r = 2\nu/\lambda_0 = 23.5 \text{ kHz}$ ,  $B = 2 \times 2\nu\Delta\lambda/\lambda_0^2 = 1.18 \text{ kHz}$ 。

#### 3.2 实验步骤及其结果

从噪声的理论模型可以看出,光学相干层析系统的噪声与探测器的平均输入光功率  $P_{\text{dc}}$  有如下关系:  $\sigma_{\text{theor}}^2 \propto P_{\text{dc}}^2 + P_{\text{dc}} + m$ , 如图 2 中实线所示,其中,  $m$  为常量,代表接收器噪声。实验关心的是信号和噪声的对比度,在没有噪声影响的情况下系统输出的直流分量  $I_{\text{dc}} \equiv \rho(P_r + P_x)$  应该是一个稳定的量,因此可以将该直流分量的随机起伏看作系统的

噪声,通过 Labview 软件对采集到的数据进行统计求方差,即可得到系统的噪声大小。

首先,考察光电探测器及其后续的信号处理电路对系统噪声的影响。将光源直接和探测器相连,调节光源光功率的输出,得到系统输出的噪声大小随光源输出光功率的变化关系曲线,如图 2 中带星号曲线所示。相对于理论分析,该曲线与  $y$  轴有一个较大的偏置,可见系统中与入射光强无关的噪声不仅是由接收器噪声构成的,在信号的放大、滤波以及采集部分还存在较大的附加噪声。

其次,考察扫描装置对系统中噪声的影响。此时样品臂中的样品用一个反射镜代替,步进电机带动参考臂的反射镜完成一次纵向扫描,可以得到一个简单的干涉信号,记录其中噪声分量的大小,得到系统噪声随着探测器的平均输入光功率  $P_{\text{dc}}$  的变化关系,如图 2 中带三角形曲线所示。通过三阶多项式拟合,得到系统噪声的实验模型:  $\sigma_i^2 = aP_{\text{dc}}^3 + bP_{\text{dc}}^2 + cP_{\text{dc}} + d$ , 其中  $a = 3.5 \times 10^{-13}$ ,  $b = -2.63 \times 10^{-11}$ ,  $c = 8.56 \times 10^{-10}$ ,  $d = 1.08 \times 10^{-8}$ 。

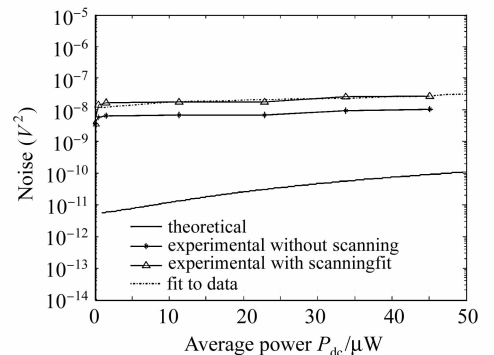


图 2 噪声随探测器平均入射光功率  $P_{\text{dc}}$  的变化  
Fig. 2 Noise plotted versus the average optical power  $P_{\text{dc}}$  for the OCT system

最后,考察该系统的灵敏度随参考臂反射率  $R_r$  的变化关系。定义光学相干层析系统的灵敏度是令  $\text{SNR} = 1$  时信号光对应的反射率  $R_s$ , 即系统最小可探测量  $R_{\text{min}}$ <sup>[16]</sup>。由于  $R_s$  最大值是 1, 系统的动态范围(Dynamic Range, DR)可表示为  $R_s$  的最大值 1 与最小可探测量  $R_{\text{min}}$  的比值。对于理论分析模型, 动态范围 DR

$$\text{DR} = \frac{2\rho^2 \gamma^2 R_r P^2}{B\{[(1+V^2)/\Delta\nu]\rho^2 \gamma^2 (R_r + R_x)^2 P^2 + 2q\rho\gamma(R_r + R_x)P\} + \sigma_{\text{re}}^2}, \quad (9)$$

从(9)式可以看出  $\text{DR} = 1/R_{\text{min}}$ , 可以得到该系统的动态范围随参考臂反射率  $R_r$  的变化, 如图 3 中实线

所示, 在  $R_r = 0.08$  时, 即散粒噪声极限附近, 系统动态范围达到最大值。但根据实验的噪声模型, 由于

探测器及其后续电路的噪声较大,系统动态范围随着参考臂反射率  $R_r$  单调递增,如图3中虚线所示。在将参考臂的反射率调到最大值后,样品臂的光路是一个衰减-40 dB的镜面反射,其他系统参数不变,在将参考臂的反射率调到最大后,得到了16  $\mu\text{m}$ 的纵向分辨率和-90 dB的探测灵敏度,如图4所示。

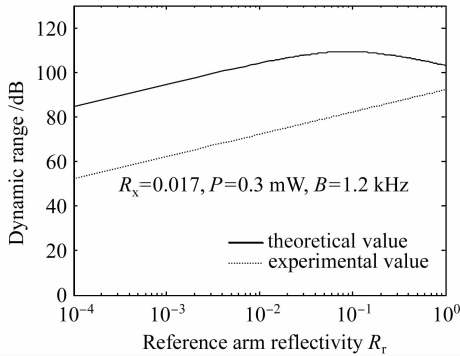


图3 系统动态范围随参考臂反射率  $R_r$  的变化

Fig. 3 Dynamic range plotted versus the reflectivity  $R_r$  of reference arm

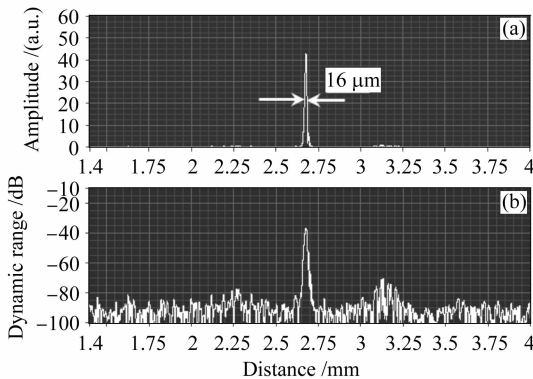


图4 相干解调滤波后的光学相干层析信号振幅(a)及系统动态范围(b)

Fig. 4 Amplitude of OCT signal after demodulated and filtered (a) and dynamic range of system (b)

## 4 结论

从理论和实验上详细分析了光学相干层析系统的各个组成单元的参数选择对系统信噪比的影响。理论分析得到了如下结论:1) 影响光学相干层析系统灵敏度的主要的噪声源有:散粒噪声、额外噪声以及接收器噪声;2) 光学相干层析系统的信噪比随着光源输出功率的增大最终趋向于某一极限值;3) 为了提高系统中光源的利用率,尽量选用分光比为0.5的光纤耦合器,同时减小样品臂中杂散光的反射率;4) 系统的信噪比和图像采集速度是一对矛盾的量,

通常需要折衷处理;5) 在确定系统各组成单元参数时,一般可以先确定入射到样品表面的最大光功率以及系统所能达到的最小杂散光的反射率,然后确定参考臂反射率,实现对系统信噪比的优化。但实验结果表明,由于探测器后续信号处理电路的附加噪声较大,系统的动态范围随参考臂的反射率单调递增,在将参考臂的反射率调到最大之后,得到了16  $\mu\text{m}$ 的纵向分辨率,-90 dB的探测灵敏度。

## 参考文献

- 1 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, **254**(22): 1178~1181
- 2 J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging [J]. *Nature Biotechnology*, 2003, **21**(11): 1361~1367
- 3 Huang Gang, Ding Zhihua, Wu Ling. Development of two dimensional scanning fiber probe excited by signal actuator [J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(3): 393~397  
黄刚,丁志华,吴凌. 单驱动二维扫描光纤探头研制[J]. *中国激光*, 2007, **34**(3): 393~397
- 4 Xu Xiangqun, Wu Liu. Influence of permeation characteristics of hyperosmotic agents on optical clearing of gastric tissue studied with near-infrared spectroscopy [J]. *Chinese J. Lasers*, 2005, **32**(5): 717~722  
徐向群,吴柳. 近红外反射光谱研究光透明剂渗透特性对胃组织光学透明的影响[J]. *中国激光*, 2005, **32**(5): 717~722
- 5 Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, Chen Yuheng *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2): 235~238  
俞晓峰,丁志华,陈宇恒等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制[J]. *光学学报*, 2006, **26**(2): 235~238
- 6 Li Dong, Ding Zhihua, Meng Jie. Double-grating rapid scanning optical delay line for dispersion compensation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(3): 505~509  
李栋,丁志华,孟婕. 双光栅快速扫描光学延迟线的色散补偿[J]. *光学学报*, 2007, **27**(3): 505~509
- 7 E. A. Swanson, D. Huang, M. R. Hee *et al.*. High-speed optical coherence domain reflectometry [J]. *Opt. Lett.*, 1992, **17**(2): 151~153
- 8 A. M. Rollins, M. D. Kulkarni, S. Yazdanfar *et al.*. In vivo video rate optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 1998, **3**(6): 219~229
- 9 W. V. Sorin, D. M. Baney. A simple intensity noise reduction technique for optical low-coherence reflectometry [J]. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 1992, **4**(12): 1404~1406
- 10 A. G. Podoleanu. Unbalanced versus balanced operation in an optical coherence tomography system [J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(1): 173~182
- 11 Zhu Xiaonong, Mao Youxin, Liang Yanmei *et al.*. Noise analyses of optical coherence tomography systems (I)—Theories and calculations [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(3): 452~456  
朱晓农,毛幼馨,梁艳梅等. 光学相干层析系统噪声分析(I)—理论与计算[J]. *光子学报*, 2007, **36**(3): 452~456
- 12 J. M. Schmitt. Optical coherence tomography (OCT): A review [J]. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 1999, **5**(4): 1205~1215
- 13 A. M. Rollins, J. A. Izatt. SNR analysis of conventional and optimal fiber-optic low-coherence interferometer topologies

- [C]. *SPIE*, 2000, **3915**:60~67
- 14 B. M. Oliver. Signal-to-noise ratios in photoelectric mixing [J]. *Proc. IRE*, 1961, **49**:1960~1961
- 15 H. Hodara. Statistics of thermal and laser radiation [J]. *Proc. IEEE*, 1965, **53**(7):696~704
- 16 A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [J]. *Rep. Prog. Phys.*, 2003, **66**(2):239~303
- 17 P. R. Morkel, R. I. Laming, D. N. Payne. Noise characteristics of high-power doped-fibre superluminescent [J]. *Electron. Lett.*, 1990, **26**(2):96~98
- 18 K. Takada, A. Himeno, K. Yukimatsu. Phase-noise and shot-noise limited operations of low coherence optical time domain reflectometry [J]. *Appl. Phys. Lett.*, 1991, **59**(20):2483~2485
- 19 G. J. Tearney, B. E. Bouma, J. G. Fujimoto. High-speed phase- and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(23):1811~1813
- 20 K. M. Yung, S. L. Lee, J. M. Schmitt. Phase-domain processing of optical coherence tomography images [J]. *J. Biomedical Optics*, 1999, **4**(1):125~136