

# 光学相干层析系统噪音分析(Ⅱ) ——时域 OCT 和频域 OCT<sup>\*</sup>

朱晓农<sup>1</sup>,毛幼馨<sup>2</sup>,梁艳梅<sup>1</sup>,贾亚青<sup>1</sup>,母国光<sup>1</sup>

(1 南开大学 现代光学研究所,光电信息技术科学教育部重点实验室,天津 300071)

(2 Medical Biophysics Department of the University of Toronto, Princess Margaret Hospital,  
Toronto, ON M5G 2M9, Canada)

**摘 要:**本文作为前文《光学相干层析系统噪音分析(Ⅰ)》的后续,对时域 OCT 和频域 OCT 的噪音和灵敏度进行了详细的分析和计算,证明与时域 OCT 系统不同,频域 OCT 系统的信噪比与光源带宽和纵向扫描深度无关,频域 OCT 系统可以在高速率图像采集的情况下仍然保持探测系统的大动态范围.

**关键词:**时域 OCT;频域 OCT;噪音分析;灵敏度;信噪比

**中图分类号:**O 434.12;R 318.51      **文献标识码:**A      **文章编号:**1004-4213(2007)03-0457-5

## 0 引言

一台光学相干层析(Optical Coherence Tomography, OCT)测试系统通常由宽带光源、迈克尔逊干涉仪、光束扫描装置、弱信号采集电路、图像处理与显示软件几大部分组成.随着 OCT 技术的不断发展,各种具有特殊针对性的专用 OCT 系统均已研制出来,如偏振敏感 OCT<sup>[1-2]</sup>,多普勒 OCT<sup>[3-4]</sup>,插分吸收 OCT<sup>[5]</sup>,傅里叶域 OCT<sup>[6]</sup>等.所有这些 OCT 系统都可归为两大类:即时域 OCT 和频域 OCT.时域 OCT 通过光学延迟线的快速变化来实现纵向深度扫描(即 A 扫描)<sup>[7]</sup>,而频域 OCT 则是通过测量干涉信号的光谱并对其进行快速傅里叶变换来获得纵向深度信息,不涉及直接物理位移型的 A 扫描<sup>[8-9]</sup>,它于 1995 年由 A. F. Fercher 提出<sup>[10]</sup>.

与《光学相干层析系统噪音分析(Ⅰ)》相衔接,本文主要分析和计算了时域和频域 OCT 系统的噪音,并给出时域和频域两类不同的 OCT 系统在散粒噪音极限下的典型噪音计算结果.

## 1 时域和频域 OCT 系统

时域和频域 OCT 系统的组成框图分别如图 1(a)和图 1(b).对时域 OCT 系统,不同深度的检测由参考臂光程的快速扫描来实现.这时前文的式(1)中  $I_P$  成为时间的函数.假定  $V_R$  代表参考臂的

群延时扫描速度,则  $\Delta t = 2V_R \times t$ ,带入文献[11]的式(1)中可得时域 OCT 信号的载频为  $f_0 = 2V_R/\lambda_0$ ,  $\lambda_0$  为光源的中心波长.显然,信号频宽  $\Delta f = 2V_R \Delta \lambda/\lambda_0^2 + 2\Delta V_R/\lambda_0$ .如果  $V_R$  为常量,则  $\Delta f/f_0 = \Delta \lambda/\lambda_0$ .

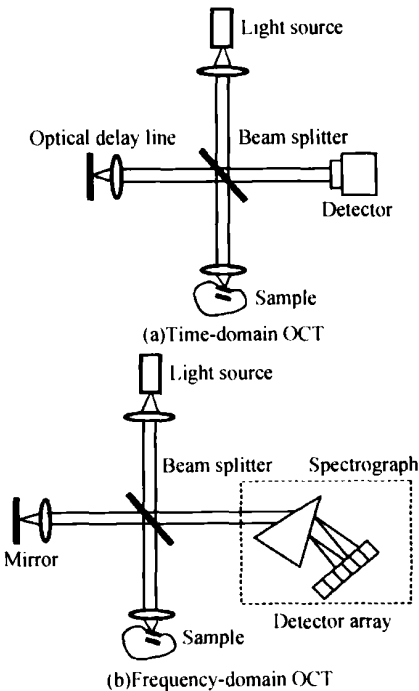


图 1 OCT 系统光路原理框图  
Fig. 1 Schematics of OCT systems

在频域 OCT 系统中,直接测量的是干涉信号的光谱,样品不同深度的信息则通过对所测光谱的快速傅里叶逆变换来得到.由于这种情况下,参考臂固定不动从而不涉及光程扫描,干涉信号是来自被测样品不同深度处的散射光与参考光相干叠加的结果.频域 OCT 的工作原理相当于通常傅里叶光

<sup>\*</sup>科技部重大基础研究前期研究专项基金(2002CCA01700)和教育部南开大学、天津大学科技合作基金资助  
Tel :022-23498752 Email :xnzhu@nankai.edu.cn  
收稿日期:2005-10-25  
(C)1994-2022 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

谱仪的反过程,即波数与深度构成傅里叶变换对.谱宽决定了纵向深度分辨率,而谱分辨率决定散射信号的最大深度.

由于时域和频域 OCT 系统实现深度探测或 A 扫描的方式全然不同,检测方法和信号处理过程不一样,因此两类 OCT 系统的噪音特性也不一样.本文将首先在第 3 节中详细讨论时域 OCT 系统的噪音,而后再在第 4 节中给出频域 OCT 系统的噪音分析与计算.

2 时域 OCT 系统噪音分析与计算

从《光学相干层析系统噪音分析(I)》中式(10)不难看出,OCT 系统的信噪比与样品散射光的功率  $P_s$  成正比,与电信号频宽  $B$  成反比,而与参考光的功率  $P_R$  却有比较复杂的依赖关系.进一步地说,OCT 系统的信噪比有可能出现三种极端情况,即

a)热噪音极限

$$SNR = \frac{2\alpha^2 P_R P_s}{k_B T} \frac{R_L}{B}$$
 (1)

这对应于光源功率低,或参考臂反射功率低,或探测器噪音大的情况.

b)散粒噪音极限

$$SNR = \frac{\alpha P_s}{e B}$$
 (2)

在这一情况下,OCT 系统的信噪比仅与信号光功率成正比(也就是与光源的功率成线性关系),而与参考光的强弱无直接关联.这正是通常 OCT 系统的最佳工作区域.

c)冗余强度噪音极限

$$SNR = \frac{P_s}{(1+V^2)P_R} \frac{3\Delta\nu}{B}$$
 (3)

这对应于在探测器上功率过高的情况.在这种情况下,增加光源的功率并不能改善 SNR.相反,降低参考光的功率却反而有助于提高系统的信噪比.此外,工作在冗余强度噪音极限系统的另一个显著特点是 SNR 与光源的频宽成正比,光源的频宽越宽,SNR 越大.由于  $P_s, P_R$  都正比于入射光功率,因此式(3)实质上给出的是一个与入射光强弱无关的量,它实际上代表了入射光功率趋于无限大时 OCT 系统 SNR 达到饱和极限的情况.

下面对实际情况下一台 OCT 系统的噪音进行一下估算.假定光源中心波长  $\lambda_0 = 1.5 \mu\text{m}$ ,输出功率  $P = 10 \text{ mW}$ ,光谱宽度  $\Delta\lambda = 80 \text{ nm}$ ,偏振度  $V = 1$ ,光电探测器的量子效率  $\eta = 0.65$ ,等效负载  $R_L = 1 \text{ k}\Omega$ ,温度  $T = 300 \text{ K}$ ,电信号频宽  $B = 100 \text{ kHz}$ .还假定参考光功率  $P_R = 1 \text{ mW}$ ,即等于光源输出功率的十分之一.将这些数据分别带入《光学相干层析系统

噪音分析(I)》中的式(6),(7)和(8)中,得到三种噪音的方均根电流:散粒噪音  $4.6 \times 10^{-9} \text{ A}$ ,冗余强度噪音  $7.3 \times 10^{-8} \text{ A}$ ,热噪音  $1.3 \times 10^{-9} \text{ A}$ .由此导出的可探测到的最小信号光功率( $SNR = 1$ )为  $4.3 \times 10^{-12} \text{ W}$ .如果假定最大的信号光功率为  $1 \text{ mW}$ ,则检测到的总光电流为  $1.1 \times 10^{-3} \text{ A}$ ,由前文式(10)得到  $SNR \approx 84 \text{ dB}$ .

如果能够设法使系统在散粒噪音极限下工作,并认为干涉信号的频宽  $\Delta f$  和载频  $f_0$  与光源的谱宽和中心波长满足  $\Delta f/f_0 = \Delta\lambda/\lambda_0$  的关系,探测电路的带宽  $B = 2\Delta f$ ,则由式(2)可得

$$SNR = \frac{\alpha P_s \lambda_0}{2e \Delta f_0} = \frac{\alpha P_s \lambda_0^2}{4e \Delta\lambda V_R}$$
 (4)

式中,  $V_R = (\lambda_0/2)f_0$  代表参考臂的群延时扫描速度.由式(4)可见,这一情况下 OCT 系统的信噪比与光源中心波长的平方以及光源的功率成正比,与光源的谱宽和群延时扫描速度成反比.由于 OCT 系统的纵向分辨率与光源的相干长度( $l_c \propto \lambda_0^2/\Delta\lambda$ )成反比,因此式(4)表明信噪比与纵向分辨率和图像采集速率是矛盾的量,从而必须折衷考虑.使用上一段中所给出的参量和  $V_R = 4 \text{ m/s}$ ,  $P_s = 1 \text{ mW}$ ,由式(4)不难得出  $SNR = 99.4 \text{ dB}$ .如果  $V_R$  提高 10 倍,即  $V_R = 40 \text{ m/s}$  则  $SNR$  将下降为  $89.4 \text{ dB}$ .式(4)说明在散粒噪音极限下,对同样大小的图像网格数,采集速率每增加一倍(即  $V_R$  增加一倍),信噪比下降 3 dB.换言之,如果需要保持 SNR 不变,那么采集速率提高一倍时入射光强必须随之增加一倍.

图 2 为根据《光学相干层析系统噪音分析(I)》中式(10)计算出的  $1.5 \mu\text{m}$  波段,信号功率为  $1 \text{ mW}$  的上述 OCT 系统的 SNR 随参考光功率的变化情况,图中还给出了相应的三种极限条件下的 SNR 值.图 2 中的结果充分表明,在散粒噪音极限下 SNR 与参考光功率无关;在热噪音极限下 SNR 与参考光功率成正比;而在冗余噪音占主导地位的情况下参考光功率越高 SNR 越低;对于一个无法工

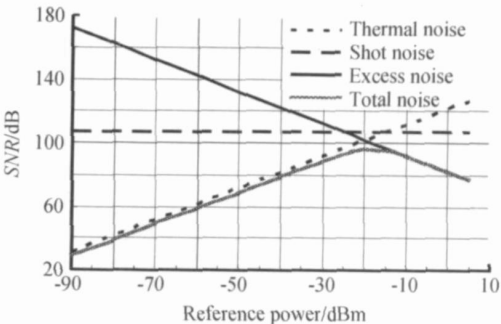


图 2 时域 OCT 系统 SNR 随参考光功率的典型变化曲线  
Fig. 2 Calculated typical SNR as a function of the reference power for a time domain OCT system

作在上述噪音极限下的 OCT 系统,存在最优的参考光功率.通过《光学相干层析系统噪音分析(Ⅰ)》中式(10)右方对参考光功率  $P_R$  求导,不难证明  $P_R$  的最优值等于

$$(P_R)_{\text{Opt}} = \sqrt{\frac{k_B T}{R_L} \frac{3\Delta\nu}{(1+V^2)\alpha^2}} \tag{5}$$

值得注意的是这一  $P_R$  的最优值与信号光的大小无关.将前面所引参量带入式(5)中可得  $(P_R)_{\text{Opt}} = 0.01 \text{ mW}$ ,与图 2 中所计算的结果(SNR 在  $P_R$  为  $-20 \text{ dBm}$  时有最大值)相一致.这时对应 SNR 的最大值为  $98 \text{ dB}$ .但如果  $P_R = 1 \text{ mW}$ ,则  $SNR = 82 \text{ dB}$ ,优化  $P_R$  的作用显而易见.

### 3 频域 OCT 系统噪音分析与计算

近几年得到高度重视的频域 OCT 技术通常是先对低相干光进行频域分解,而后分别测量不同频率成分光各自的干涉信号,然后再采用分立傅里叶变换来获得被测物质的纵向信息.频域 OCT 的优点在于它不需要参考臂的纵向扫描,并且它的信噪比与光源的带宽无直接关联.因此它不存在时域 OCT 的信噪比与纵向分辨率相矛盾的问题.实验结果表明频域 OCT 的信噪比即使在高速图像采集速度和较低的光源功率条件下也能达到高于  $100 \text{ dB}$  的水平<sup>[9,11]</sup>.这就避免了时域 OCT 的信噪比与图像采集速度之间的矛盾.因此,有人认为频域 OCT 的不断完善将会大大加快高速、高灵敏度和高分辨率 OCT 进入临床诊断阶段的进程<sup>[9]</sup>.

频域 OCT 系统实现光谱探测有两种截然不同的方法:第一种是在干涉仪之后利用光谱分光装置和阵列探测器(通常使用 CCD 阵列)进行光谱探测,如图 1(b);另一种是利用入射光源自身进行光谱扫描.前者简称谱域 OCT 或 SD-OCT<sup>[9,12]</sup>,而后者简称光学频域影像(OFDI)或扫描光源 OCT,即 SS-OCT<sup>[11,13]</sup>.两者统称频域 OCT 或者傅里叶域 OCT(FD-OCT).由于扫描光源 OCT 的光源谱宽和噪音特性比起宽带光源来说有很大区别,本文认为使用扫描光源的频域 OCT 的噪音将不能像谱域 OCT 那样直接与时域 OCT 相比较.考虑到扫描光源通常是窄线宽的并且相对而言有较高的谱功率密度,因此推断在两种频域 OCT 中,扫描光源 OCT 的噪音特性会进一步优于谱域 OCT.

在 SD-OCT 系统中,由于是对干涉信号进行光谱分解,则光电探测器阵列第  $i$  个单元所接收到的信号强度是光波数  $(k_m)$  的函数,即

$$S_i(k_k) = \frac{1}{2} \alpha \rho(k_m) [R_R + R_S + 2 \sqrt{R_R R_S}] \cdot$$

$$\cos(k_m \Delta l + \varphi_i)] \tag{6}$$

式(6)中,  $\rho(k_m)$  为光源谱密度,  $R_R, R_S$  分别为参考臂和样品臂的反射率,  $\varphi_i$  为第  $i$  个探测器的干涉相位差,  $\alpha, \Delta l$  如前所述,分别为探测器的响应率和干涉仪两臂之间的光程差.在理想情况下,光谱扫描要求具有均匀光波数采样间隔,即  $\delta k = \Delta k / M$ ,  $M$  为光谱采样数,  $\Delta k$  对应光源带宽,它与中心波长和波长表示的谱宽之间的关系为  $\Delta k = 2\pi \Delta \lambda / \lambda_0^2$ .显然,式(6)中的  $m \in \{1, M\}$ .被测样品的深度反射信息可以通过对式(6)进行分立傅里叶变换而得到,即

$$S(Z_n) = \sum_{m=1}^M S_i(k_m) \exp(-j k_m Z_n) \tag{7}$$

在  $Z$  域中,取样间隔为  $\delta z = \pi / \Delta k$ ,取像深度为  $\Delta Z_{\text{max}} = \pi / \delta k$ .由于  $S_i(k_m)$  是实数,式(7)所对应的等效 A 扫描  $S(+Z)$  和  $S(-Z)$  是复数共轭对.因此有效的扫描深度为  $\Delta Z_{\text{max}} = (1/2) \pi / \delta k$ ,或者可以表示为  $\Delta Z_{\text{max}} = \lambda_0^2 / (4\delta \lambda)$ , ( $\delta \lambda$  对应于  $\delta k$ ,为波长采样间隔).由此可见,频域 OCT 的纵向取像深度可由光源中心波长和波长采样间隔来确定.采样数  $M$  的确定方程为:  $M = 2 \Delta Z_{\text{max}} \Delta k / \pi$ .对谱域 OCT,等效 A 扫描的速率将取决于探测阵列的积分时间与频域  $k$  空间到深度  $Z$  空间傅里叶变换的时间之和.而对扫描光源 OCT 则为光源波长完成一个周期扫描的时间与频域  $k$  空间到深度  $Z$  空间傅里叶变换的时间之和.可以证明对高斯谱型的光源,频域 OCT 与时域 OCT 一样,轴向分辨率仍为  $4n^2 / \Delta k$ .

为简化分析,考虑在  $\Delta Z = n \lambda_m$  处( $n$  为正整数)放置一个反射镜来代替被测样品.由式(7)和(6)可导出这种情况下干涉信号的峰值为

$$S(Z_n = \pm \Delta Z) = \alpha \sqrt{R_R R_S} \sum_{m=1}^M \rho(k_m) = \alpha \sqrt{R_R R_S} S_{\text{FD-OCT}} \tag{8}$$

$S_{\text{FD-OCT}}$  是光源光谱密度对所有  $M$  个分量的和.可以认为式(28)是对  $M$  个波幅  $\alpha \sqrt{R_R R_S} \rho(k_m)$  的干涉叠加.为了求出频域 OCT 系统信噪比,必须将频域中的噪音转换到  $Z$  域中去.在式(6)给出的  $S_i(k_m)$  中,可以引入一项白光噪音项,其对应的噪音光电流的平均值为 0,标准偏差为  $\sigma(k_m)$ .在散粒噪音极限下,  $\sigma(k_k) = \sqrt{2e S_i(k_m) B_{\text{FD-OCT}}}$ ,其中  $B_{\text{FD-OCT}}$  是系统的噪音等效带宽.与式(28)相比较,  $Z$  域中每一个采样单元的噪音偏差  $\sigma_z$  便等于  $M$  个子噪音波振幅的非相干叠加,即

$$\sigma_z = \sqrt{\sum_{m=1}^M \sigma^2(k_m)} = \sqrt{2e \alpha R_R S_{\text{FD-OCT}} B_{\text{FD-OCT}}} \tag{9}$$

于是,频域 OCT 系统的信噪比可表示为

$$SNR_{\text{FD-OCT}} = \frac{S^2(Z_n)}{\sigma_z^2} = \frac{\alpha R_S S_{\text{FD-OCT}}}{2e B_{\text{FD-OCT}}} \tag{10}$$

与式(2)相比,并考虑到  $P_s = R_s S_{TD-OCT}$ , 对于谱型为高斯分布的光源, 因为  $S_{FD-OCT} = (1/2) M S_{TD-OCT}$ ,  $B_{FD-OCT} = B^{[14-15]}$ , 所以

$$SNR_{FD-OCT} = \frac{M}{4} S_{TD-OCT} \tag{11}$$

初看起来,与时域 OCT 相比,频域 OCT 中每一探测单元的信号强度平均减小  $M$  倍,而频宽即噪音同时也减小了  $M$  倍,因此频域 OCT 每一探测单元的噪音应该与时域 OCT 应该没有区别. 但是频域 OCT 在作傅里叶变换时涉及所有探测单元所对应的不同频率成分信号的求和,而这种求和对信号是干涉相加,对噪音却是强度相加,即噪音增加  $M$  倍而总信号峰值增加  $M^2$  倍. 由于傅里叶变换后  $Z$  空间的光密度分布是以零点为中心两边对称的,因此频域 OCT 系统最终的信噪比要高出时域 OCT 系统  $M/2$  倍. 在光源的谱型不是方形时,有效频宽将小于  $M$  倍的探测单元所对应的频宽. 频域 OCT 的信噪比需再乘上一个谱型因子. 对高斯分布的光谱该因子等于 0.5. 所以,式(11)表明只要  $M > 4$ , 频域 OCT 的信噪比将优于时域 OCT.

图 3 给出了根据式(6)~(11)计算的波长采样点数  $M$  不同的高斯光源情况下,光源带宽、纵向深度、光谱采样数、以及频域 OCT 的信噪比高于时域 OCT 信噪比的比值(以 dB 为单位)之间的对应关系(假定光源谱分布为高斯型,中心波长  $\lambda_0$  在  $1.5 \mu m$ ,  $SNR$  优胜值定义为  $SNR_{FD-OCT}/SNR_{TD-OCT}$ ). 由图 3 得出,当  $M=1\ 000$  时频域 OCT 的信噪比高出时域 OCT 24 dB.

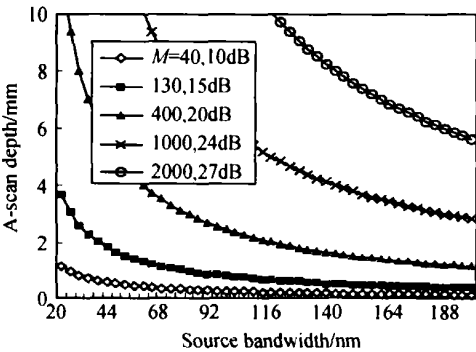


图 3 频域 OCT 比时域 OCT 的  $SNR$  优胜值与扫描深度和光源带宽的对应关系

Fig. 3 Relationship of A-scan depth with source bandwidth for different wavelength sampling number  $M$  and  $SNR$  advantage of FD-OCT over conventional TD-OCT

频域 OCT 的信噪比也可以用更普遍的表达式来代替,即

$$SNR_{FD-OCT} = \frac{\eta P_s}{h \nu f_A} \tag{12}$$

式中  $f_A$  为等效效应 A 扫描速率, 与前面讨论的时域

OCT 最小可探测的信号光功率即灵敏度导出的原理相同,频域 OCT 的灵敏度可以表示为

$$P_{Smin} = \frac{h \nu f_A}{\eta} \tag{13}$$

假定要求 OCT 的取像速度达到视频水平,如 30 幅/秒的速度,横向取样点在 500 左右,这样则要求纵向扫描(即 A 扫描)速率  $f_A = 15\text{ kHz}$ . 现在频域 OCT 技术已能够达到这一水平<sup>[9,11-12]</sup>. 由式(13)得到频域 OCT 的灵敏度为  $0.3 \times 10^{-14}\text{ W}$ . 而对于视频采样速率的时域 OCT 而言,探测器的带宽要求在 1 MHz 以上,取  $\Delta f = 5\text{ MHz}$ ,由《光学相干层析系统噪音分析(I)》中式(12)可得到时域 OCT 的灵敏度为  $100 \times 10^{-14}\text{ W}$ . 由此可见,在同样的采样速率条件下,频域 OCT 的灵敏度或信噪比可高出时域 OCT 300 倍 (25 dB).

4 结论

本文对时域和频域 OCT 的噪音和灵敏度进行了详细的分析和计算,证明与时域 OCT 系统不同,频域 OCT 系统的信噪比与光源带宽和纵向扫描深度无关. 因此,频域 OCT 系统可以在高速率图像采集的情况下仍然保持探测系统的大动态范围.

参考文献

[1] BOER J F, MILNER T E, GEMERT M J C, et al. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 1997, 22(12):934-936.

[2] OH J T, KIM S W. Polarization sensitive optical coherence tomography for photoelasticity testing of glass/epoxy composites [J]. *Opt Express*, 2003, 11(14):1669-1676.

[3] CHEN Z P, MILNER T E, DAVE D, et al. Optical doppler tomographic imaging of fluid flow velocity in highly scattering media [J]. *Opt Lett*, 1997, 22(1):64-66.

[4] CHEN Z P, MILNER T E, SRINIVAS S, et al. Noninvasive imaging of in vivo blood flow velocity using optical Doppler tomography [J]. *Opt Lett*, 1997, 22(14):1-3.

[5] SCHMITT J M, XIANG S H, YUNG K M. Differential absorption imaging with optical coherence tomography [J]. *J Opt Soc Am A*, 1998, 15(9):2288-2296.

[6] WOJTKOWSKI M, BAJRASZESKI T, TARGOWSKI P, et al. Real time in vivo imaging by high speed spectral optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 2003, 28(19):1745-1747.

[7] JIA Ya-qing, LIANG Yan-mei, MU Guo-guang, et al. Analysis of fast scanning system in optical coherence tomography [J]. *Chinese Journal of Laser Medicine & Surgery*, 2006, 15(1):62-65.

贾亚青, 梁艳梅, 母国光, 等. 医用 OCT 系统中快速扫描装置的原理和分析[J]. 中国激光医学杂志, 2006, 15(1):62-65.

[8] LEITGEB R, HITZENBERGER C K, FERCHER A F. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2003, 11(8):889-

894.

[9] YUN S H,TEARNEY G J,BOUMA B E,*et al*·High speed spectral domain optical coherence tomography at 1.3  $\mu$ m wavelength[J]·*Opt Express*,2003,**11**(26):3598-3604.

[10] FERCHER A F,HITZENBERGER C K,KAMP G,*et al*·Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]·*Opt Commun*,1995,**117**(5):43-48.

[11] YUN S H,TEARNEY G J,BOER J F,*et al*·High speed optical frequency domain imaging[J]·*Opt Express*,2003,**11**(22):2953-2963.

[12] NASSIF N A,CENSE B,PARK B H,*et al*·In vivo high-resolution video rate spectral domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve[J]·*Opt Express*,2004,**12**(3):367-376.

[13] WOJTKOWSKI M,SRINIVASAN V J,KO T H,*et al*·Ultrahigh resolution high speed Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation[J]·*Opt Express*,2004,**12**(11):2404-2422.

[14] BOER J F,CENSE B,PARK B H,*et al*·Improved signal-to-noise ratio in spectral domain compared with time domain optical coherence tomography[J]·*Opt Lett*,2003,**28**(21):2067-2069.

[15] CHOMA M A,SARANIC M V,YANG C,*et al*·Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]·*Opt Express*,2003,**11**(18):2183-2189.

Noise Analyses Of Optical Coherence Tomography Systems (Ⅱ)

——Fourier Domain And Time Domain OCT Systems

ZHU Xiao nong<sup>1</sup>,MAO You xin<sup>2</sup>,LIANG Yan -mei<sup>1</sup>,JI A Ya qing<sup>1</sup>,MU Guo guang<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>*Institute of Modern Optics ,Nankai University ,Key Laboratory of Optoelectronic Information Science and Technology ,Ministry of Education ,Tianjin 300071,China*)

(<sup>2</sup>*Medical Biophysics Department of the University of Toronto ,Princess Margaret Hospital ,Toronto ,ON M5G 2M9,Canada*)

Received date :2005-10-25

**Abstract** :Following "Noise analyses of optical coherence tomography systems (Ⅰ)" the noise and sensitivity issues involved in both time domain and Fourier domain OCT systems are analyzed .Detailed comparison of the main characteristics of these two types of OCT is presented .It proves that Fourier domain OCT system can maintain a larger dynamic range even under the circumstances of high speed image acquisition .

**Key words** :Time domain OCT ;Fourier domain OCT ;Noise analysis ;Sensitivity ;SNR



**ZHU Xiao nong** was born in Jiangsu ,China in 1957 .He received the Ph .D .degree in laser physics from the University of St .Andrews ,Scotland ,UK in 1991 .He did his postdoctoral research in Laval University ,Canada between 1993 and 1994 .Currently he is a guest professor and a supervisor of Ph .D .students of Nankai University .His main research interests include applications of ultra short pulse laser technologies and development of advanced solid laser systems .