

文章编号:1004-4213(2011)03-0344-6

# 时域光学相干层析系统噪音分析和实验研究

许宽宏,梁艳梅,王静怡,王莹利,朱晓农

(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)

**摘 要:**本文从理论和实验上分析了存在拍频噪音时时域光学相干层析系统的噪音特性,给出了拍频噪音的具体估算方法.建立了描述一般时域光学相干层析系统实际噪音的简化模型,并给出了测量和寻找平衡探测光学相干层析系统最佳工作状态的方法.理论计算表明,平衡探测光学相干层析系统的信噪比受限于拍频噪音,理想情况下,最大信噪比可达 100 dB 左右;同时实验表明,如果实际的系统不能完全消除冗余噪音,其信噪比可能要比理论值小 10~20 dB.本文的主要结果将可直接用于时域光学相干层析系统工作状态的测试和诊断当中,对频域光学相干层析系统噪音性能的分析 and 优化也将有所裨益.

**关键词:**拍频噪音;时域;光学相干层析术;平衡探测

**中图分类号:**O434.12;R318.51

**文献标识码:**A

**doi:**10.3788/gzxb20114003.0344

## 0 引言

光学相干层析术<sup>[1]</sup> (Optical Coherence Tomography, OCT)是近十几年来发展起来的高准确度断层扫描成像技术.它将高灵敏弱光探测技术、图像处理与分析技术和迈克尔逊光学干涉原理相结合,利用宽带光波的低相干性来探测被测组织内部不同深度或界面的散射光信号.目前,OCT 技术已经发展成为一种全新的医疗影像诊断技术,已应用于各种眼底或视网膜疾病的诊断<sup>[2]</sup>、皮肤科癌变细胞的早期诊断<sup>[3]</sup>和牙科早期龋齿的诊断<sup>[4]</sup>等.

实际 OCT 系统需要对大动态范围的微弱信号进行测量,其测量过程极易受到各种噪音的影响.噪音的存在不仅会引入虚假信号,而且在某些情况下噪音本身会完全淹没需要探测的微弱信号,从而导致所获得的扫描图像变形或模糊.因此,噪音分析是 OCT 系统设计与研制中的一个重要环节且已经取得了丰硕的成果<sup>[5-9]</sup>.不过,目前对时域 OCT 系统的信噪比(包括灵敏度和动态范围)分析中大部分都集中于光路系统噪音的分析和优化,且并未充分考虑拍频噪音对系统信噪比的影响<sup>[6-9]</sup>.另外,提高 OCT 系统的信噪比不仅仅依赖于对光源和迈克尔逊干涉光路的优化,还依赖于光电转换、采集电路的优化设计和系统各个部分灵敏度和动态范围的匹配.同时,OCT 系统的工作环境也对系统信噪比有

很大影响.

本文在前期工作的基础上,进一步深入讨论拍频噪音对 OCT 系统信噪比的影响,并给出其估算方法.通过理论分析对实际 OCT 系统的信噪比进行分析和优化,找出实际 OCT 系统的最佳工作状态,从而最大限度地挖掘或提高实际 OCT 系统的性能.由于频域 OCT 系统在大多数情况下其信噪比与时域 OCT 系统的信噪比有一个与光谱采样数相关的简单关系<sup>[8]</sup>,所以本文给出的分析方法和主要结果也将在一定程度上适用于对频域 OCT 系统的信噪比的分析和优化.

## 1 时域光学相干层析系统噪音分析

通常,OCT 系统光路的核心部分是迈克尔逊干涉仪,其通过宽带光源的双光束干涉对光学延迟的敏感性实现相干门,获取层析即纵向分辨的信息.OCT 系统光电探测器的探测信号  $I_p$  由典型的双光束干涉原理所确定<sup>[6]</sup>,其干涉信号项产生的峰值电压  $V_g$  可以表示为

$$V_g = R \sqrt{2P_R P_{\text{coh}}} \cdot g_1 \quad (1)$$

式中  $R$  为探测器的响应因子(V/mW),其数值在 0~1 之间.  $P_R$  和  $P_{\text{coh}}$  分别为到达光电探测器上的相干参考光和信号光的光功率.  $g_1$  为信号放大器的放大率.在本论文所使用的系统中,  $g_1$  分别取 1、10、100 和 1000.

**基金项目:**国家自然科学基金(No. 60637020、No. 60677012)和天津市应用基础与前沿技术研究计划重点项目(No. 09JCZDJC18300)资助

**第一作者:**许宽宏(1984-),男,博士研究生,主要研究方向为光学相干层析术及飞秒激光技术. Email: kuanhong@yahoo. cn

**导师(通讯作者):**朱晓农(1957-),男,教授,主要研究方向为超短脉冲激光的应用及先进固体激光器的研制. Email: xnzhu@nankai. edu. cn

**收稿日期:**2010-09-21; **修回日期:**2010-11-12

OCT 系统的信噪比可以定义为以平面反射镜作为样品的峰值电压  $V_{\text{mirror}}$  和系统本底噪音  $V_{\text{noise}}$  的比值

$$\text{SNR} = 20 \log(V_{\text{mirror}}/V_{\text{noise}}) \quad (2)$$

图 1 为本论文所用的 OCT 平衡探测系统的原理图(FC为 50:50 光纤耦合器;PC为偏振控制

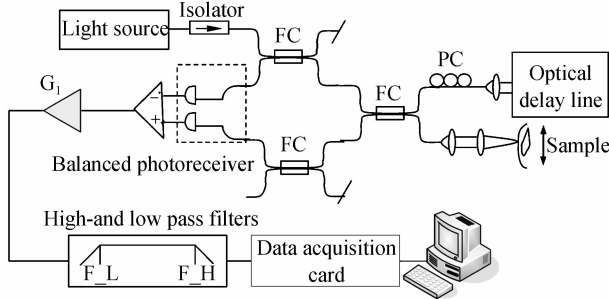


图 1 OCT 系统图

Fig. 1 The schematic of the OCT system under our investigation

器; $G_1$  为信号放大器),实际平衡探测 OCT 系统噪音  $V_{\text{noise}}$  可以表示为

$$V_{\text{noise}} = \Delta V_{\text{bal}} \cdot g_1 + V_{\text{FN}} + V_{\text{CN}} \quad (3)$$

式中  $\Delta V_{\text{bal}}$  为平衡光电探测器和光路引起的噪音电压,其和相应的噪音光功率  $\Delta P_{\text{bal}}$  的关系为  $\Delta V_{\text{bal}} = R \Delta P_{\text{bal}}$ ,  $V_{\text{FN}}$  为滤波电路引起的噪音电压,  $V_{\text{CN}}$  为外界干扰源附加在系统滤波电路之后的同轴传输电缆和数据采集卡上的噪音电压,它和系统所处的环境和周围干扰源(电机和电源等)对系统电路连接部分的影响程度有关。

在以往 OCT 噪音分析中,拍频噪音对非平衡探测 OCT 系统噪音光功率  $\Delta P_{\text{Michelson}}$  的影响并未进行充分讨论<sup>[6-9]</sup>. 一般情况下,  $\Delta P_{\text{Michelson}}$  的表达式可写为<sup>[10]</sup>

$$\begin{aligned} \langle (\Delta P_{\text{Michelson}})^2 \rangle = & \underbrace{(\text{NEP})^2 (\text{BW})}_{\text{热噪音}} + \\ & \underbrace{(2\text{BW} \cdot e/\alpha)(P_{\text{incoh}} + P_{\text{R}})}_{\text{散粒噪音}} + \\ & \underbrace{(\text{BW}\tau_{\text{coh}})(1 + \text{Pol}^2)(P_{\text{incoh}} + P_{\text{R}})^2}_{\text{冗余噪音}} + \\ & \underbrace{(\text{BW}\tau_{\text{coh}})(1 + \text{Pol}^2)2P_{\text{R}}P_{\text{incoh}}}_{\text{拍频噪音}} \end{aligned} \quad (4)$$

式中第一项为光电探测器的热噪音,其中 NEP (Noise-Equivalent Power) 为探测器的等效噪音功率(单位为  $\text{W}/\text{Hz}^{1/2}$ ),表征探测器可探测到的最小光功率;BW 为系统的带宽. 第二项为散粒噪音,  $e$  为电子电荷,  $\alpha$  为探测器的光电流响应因子 ( $\text{A}/\text{mW}$ ),  $P_{\text{incoh}}$  为由样品臂反射的杂散光. 第三项为冗余噪音,  $\tau_{\text{coh}}$  为光源的相干时间, Pol 为光源的偏振度 (Pol=0 代表非偏振光, Pol=1 则代表线偏振

光). 第四项为拍频噪音. 值得指出的是,第三项的括号平方项展开后所得到的交叉项也是拍频噪音,且表达形式和第四项相同. 但是第三项中的交叉项所表示的拍频噪音是由于光源的自混频引起的强度起伏噪音,而第四项则代表参考臂和样品臂的互混频引起的强度起伏噪音<sup>[11]</sup>.

对于采用平衡探测的 OCT 系统(如图 1),式(4)所描述的冗余噪音中的非交叉项可以被消除掉<sup>[12]</sup>,因此总的噪音功率可表示为

$$\begin{aligned} \langle (\Delta P_{\text{bal}})^2 \rangle = & \underbrace{(\text{NEP}_{\text{dual}})^2 (\text{BW})}_{\text{热噪音}} \\ & + \underbrace{(2\text{BW} \cdot e/\alpha)(P_{\text{incoh}} + P_{\text{R}})}_{\text{散粒噪音}} \\ & + \underbrace{(\text{BW}\tau_{\text{coh}})(1 + \text{Pol}^2)4P_{\text{incoh}}P_{\text{R}}}_{\text{拍频噪音}} \end{aligned} \quad (5)$$

式中,  $\text{NEP}_{\text{dual}}$  为 NEP 的  $2^{1/2}$  倍.

对拍频噪音分析和估算的关键是要确定  $P_{\text{incoh}}$  相对于样品臂反射光的大小. 首先假设

$$P_{\text{s}} = P_{\text{coh}} + P_{\text{incoh}} \quad (6)$$

$P_{\text{s}}$  为从样品臂返回的总的信号光功率. 在对大部分生物组织成像的过程中,相干光功率经过两个衰减过程:1)入射光从样品表面入射到组织的某一深度  $z$  时的衰减;2)被衰减的入射光从样品深度  $z$  处散射回样品表面的衰减. 这两个过程可以表示为

$$P_{\text{coh}} \approx P_0 \exp(-\mu_{\text{attn}} z) \mu_{\text{back}} l_{\text{coh}} \exp(-\mu_{\text{attn}} z) \quad (7)$$

式中:  $P_0$  为入射到样品表面的入射光功率;  $\mu_{\text{attn}}$  为样品对入射光的衰减系数,一般情况下可以认为是一个定值;  $\mu_{\text{back}}$  是样品在深度  $z$  处对光的反向散射系数. 通常,  $\mu_{\text{back}}$  是距离  $z$  的函数,但为了计算方便,在本论中,近似认为  $\mu_{\text{back}}$  是一个常量.  $l_{\text{coh}}$  是 OCT 光源的相干长度. 式中还假定  $\mu_{\text{back}} l_{\text{coh}}$  是一个远远小于 1 的量.

信号光  $P_{\text{s}}$  为在入射光传播路径上所有散射光的积分,在不考虑样品臂聚焦透镜的孔径效应的情况下,  $P_{\text{s}}$  可以表示为

$$\begin{aligned} P_{\text{s}} \approx & \int_0^{\infty} P_0 \exp(-2\mu_{\text{attn}} z) \mu_{\text{back}} dz = \\ & P_0 \mu_{\text{back}} / (2\mu_{\text{attn}}) \end{aligned} \quad (8)$$

由式(7)和式(8)可以获得  $P_{\text{s}}$  和  $P_{\text{coh}}$  的比率为

$$\frac{P_{\text{s}}}{P_{\text{coh}}} = \frac{\exp(2\mu_{\text{attn}} z)}{2\mu_{\text{attn}} l_{\text{coh}}} \quad (9)$$

生物组织样品对入射光的衰减系数的典型值为  $5/\text{mm}$ <sup>[10]</sup>, 本文所使用的 OCT 系统的光源的相干长度为  $30 \mu\text{m}$ , 探测深度  $1 \sim 1.5 \text{ mm}$ . 如果取探测位置  $0.5 \text{ mm}$  的值,则  $P_{\text{s}}$  和  $P_{\text{coh}}$  的比率为

$$\frac{P_{\text{s}}}{P_{\text{coh}}} = \frac{200 \mu\text{m}}{30 \mu\text{m}} \exp(5) = 989 \quad (10)$$

从式(10)可以看出,从样品散射的信号光中相干光所占的比例很小.即使当 $z=0$ (即样品表面)处在其所占比例取最大值时, $P_{\text{coh}}$ 也只是 $P_s$ 的近十分之一.一般情况下,所探测到的信号光功率 $P_s$ 为相干光功率 $P_{\text{coh}}$ 的100~1 000倍.所以,在计算拍频噪音的过程中,将认为 $P_s$ 和 $P_{\text{incoh}}$ 近似相等.

利用式(4)、(5)和(10)对图1所示的OCT系统的 $\Delta P_{\text{bal}}$ 和非平衡探测OCT系统噪音功率 $\Delta P_{\text{Michelson}}$ 分别进行估算.本文取相干时间 $\tau_{\text{coh}}=50$  fs(对应15  $\mu\text{m}$ 的相干长度),系统带宽 $\text{BW}=200$  kHz,探测器(New Focus 2117-FC)的等效噪音功率 $\text{NEP}_{\text{dual}}=0.4$  pW/Hz<sup>1/2</sup>(对非平衡探测, $\text{NEP}=0.28$  pW/Hz<sup>1/2</sup>),响应因子 $\alpha=0.35$  A/mW,光源偏振度 $\text{Pol}=0$ ,以及典型的对生物组织扫描所获得的信号光功率 $P_s=10^{-4}P_{\text{source}}$ ,而 $P_R$ 为光源功率 $P_{\text{source}}$ 的1/8.最终计算结果(假定 $V_{\text{FN}}, V_{\text{CN}}=0$ )绘于图2中.其中,虚线为非平衡探测OCT的噪音曲线.需要指出的是本文针对拍频噪音对非平衡探测OCT系统信噪比的影响亦做了计算和分析.结果表明,因为冗余噪音的存在,拍频噪音对非平衡探测OCT系统的信噪比影响可以忽略不计,其计算数值大约小于冗余噪音两个数量级.

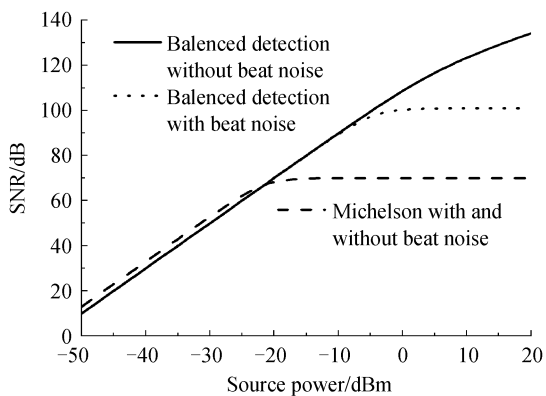


图2 时域OCT系统SNR随光源功率的变化曲线

Fig. 2 Calculated SNR curves as a function of source power

图2是以光源功率 $P_{\text{source}}$ 为自变量的系统信噪比变化曲线.虚线为非平衡探测OCT的噪音曲线(在这种情况下,拍频噪音比冗余噪音小两个数量级,其对噪音的影响可以忽略不计,因此图中考虑和不考虑拍频噪音时非平衡探测的噪音曲线归结为一条曲线),采用非平衡探测时,在功率比较低的情况下( $-50\sim-20$  dBm),散粒噪音占主导地位,当功率比较高时( $-20\sim20$  dBm),冗余噪音占主导地位,最大信噪比钳制在70 dB.实线和点状线分别为不考虑和考虑拍频噪音时对如图1所示的平衡探测系统信噪比随光源功率的变化曲线.采用平衡探测时,当光源功率比较小( $-50\sim-10$  dBm)的情况

下,实线和虚线重合,散粒噪音占主导地位.随着光源功率的提高( $-10\sim20$  dBm),拍频噪音占主导地位,其存在限制了系统信噪比的进一步提高.所以,对于平衡探测OCT来讲,其信噪比受限于系统的拍频噪音.这种情况下,让平衡探测系统工作于拍频噪音极限下将是OCT光路调整的重要目标.光源功率在 $-50\sim-20$  dBm范围内,非平衡探测OCT信噪比要比平衡探测OCT信噪比略高一些,这是因为平衡探测OCT中 $\text{NEP}_{\text{dual}}$ 是非平衡探测OCT中 $\text{NEP}_{\text{Michelson}}$ 的 $2^{1/2}$ 倍所导致的.

## 2 时域光学相干层析系统噪音实验

在以往的研究中,时域光学相干系统噪音的测量一般是将样品臂端的样品移去,这样测量出来的噪音只包含探测器的热噪音和由参考臂贡献的噪音,将由样品反射的非相干光贡献的噪音即拍频噪音忽略了.本文通过移动参考臂的光程,使得参考臂和样品臂的光程不匹配,这样测量出的噪音充分考虑了由样品中的随机散射引入的噪音对系统噪音的影响.由于不同的样品的最大背向散射率不同,所以系统对于不同样品的信噪比和动态范围的计算结果也有一定的差异.因此,在一般情况下,表征系统的信噪比一般用式(2)表示.根据图2中的结果,平衡探测OCT系统应工作在拍频噪音极限下,其光源功率应大于 $-10$  dBm.一般常用的OCT系统的光源功率大约在0到13 dBm之间,本文所使用的光源功率为10 dBm.

由式(1)~(3)可知,在其它条件不变的情况下,选择合适的 $g_1$ 值,会有效地抑制由外界干扰源附加在系统电路连接部分的噪音电压 $V_{\text{CN}}$ 和滤波电路引起的噪音电压 $V_{\text{FN}}$ ,从而获得更高的信噪比.图3为对如图1所示的实验系统选取不同的 $g_1$ 所得到的

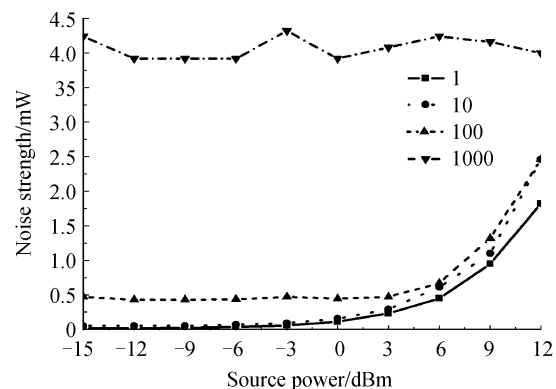


图3 四种不同信号放大倍率( $g_1$ )情况下OCT系统噪音强度随光源功率的变化曲线

Fig. 3 Measured noise strength as a function of source power with four different values of the signal amplification ratio ( $g_1$ )

系统噪音和光源功率的变化曲线。(注:为了对不同  $g_1$  取值情况下的噪音大小进行比较,当  $g_1 = 1, 10, 100$  或  $1\ 000$  时,本文对所测得的噪音电压信号(测量点位于带通滤波器与数据采集卡之间)分别进行了归一化处理。)

从图 3 可以看出,当  $g_1 = 1$  时,外部噪音(即式(3)中的第二和第三项)占主导地位,其大小为  $4\text{ mV}$  左右。在这种情况下,当增大  $g_1$  时,尽管 OCT 前端探测系统的噪音和有用信号均被放大,但通过将式(1)、(3)代入式(2)而不难看出,增大  $g_1$  可以有效地抑制  $V_{\text{CN}}$  及  $V_{\text{FN}}$  对系统信噪比的影响。因此在相同光源功率下,选择比较大的放大倍率将可以获得较高的系统信噪比。当  $g_1 = 10, 100$  或  $1\ 000$  时,在曲线的平坦区域可认为系统的噪音主要由外部噪音( $V_{\text{CN}}$  和  $V_{\text{FN}}$ )贡献;在曲线的非平坦区,则可认为系统的噪音主要是由前端噪音贡献。因此,对于同一放大倍率,选择比较高的光源功率,即使得噪音位于曲线的非平坦区,能更有效地抑制外部噪音对系统噪音的影响,从而获得更接近于理论值的信噪比;而在曲线的平坦区,外部噪音依然占据主导位置,所以在这一区域,仅仅通过提高光源的功率并不能有效消除外部噪音对系统整体信噪比的影响。

图 4 为实验测得的平衡探测时域 OCT 系统(如图 1)SNR 随光源光功率的变化曲线( $g_1 = 100$ )。从图中可以看出,实际测得的变化曲线和图 2 中理论模拟的黑色虚线有比较好的对应关系。在图 4 中,当光源功率大于  $3\text{ dBm}$  时,拍频噪音占据主导地位;当光源功率小于  $3\text{ dBm}$  时,外部噪音占据主导地位。而在理论模拟中,当光源功率大于  $-3\text{ dBm}$  时,拍频噪音占据主导地位。这是因为在实际的 OCT 系统中,外部噪音和热噪音表现出来的性质相同,都是和光源功率无关的量。因此,在实际的 OCT 系统中,因为外部噪音的存在,只有当光源功率比较高

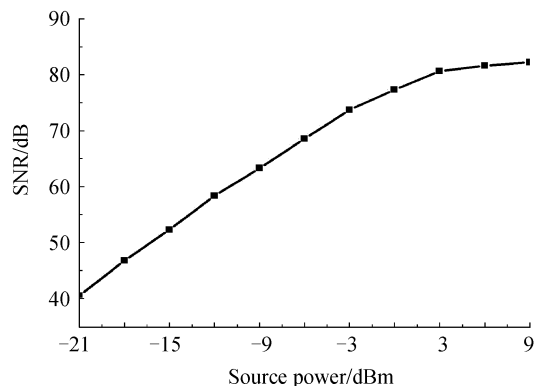


图 4 实验测得的平衡探测时域 OCT 系统 SNR 随光源光功率的变化曲线

Fig. 4 Measured SNR curve as a function of source power for the balanced OCT system

时,拍频噪音才能占据主导地位。由图 4 还可以看出,当拍频噪音占据主导地位时,系统信噪比要比图 2 中给出的理论值低约  $10\sim 20\text{ dB}$ 。这主要是由于在该平衡探测系统中未能将冗余噪音完全消除掉的结果。残留冗余噪音的存在导致了实际的平衡探测 OCT 系统的信噪比处在理论值和非平衡探测 OCT 系统信噪比之间。

文献[8]研究表明,如果 OCT 系统工作在散粒噪音极限下,则系统信噪比和参考光功率无关。若非平衡探测 OCT 系统不工作在散粒噪音极限下,则冗余强度噪音的存在使得参考光的反射光功率和光源光功率有一个最佳匹配值,这一最佳匹配值和信号光的大小无关<sup>[8-9]</sup>。在如图 1 所示的平衡探测系统中,如果冗余强度噪音确实能够得到完全消除,那么从理论上来说该系统将不存在这样一个最佳参考光功率匹配值。但是,因为实际平衡探测系统并没有将冗余噪音完全消除,所以,我们依然可以找到某一个最佳参考光功率值。在该最佳匹配光功率下,其信噪比最高。图 5 为实际测得的系统信噪比相对参考臂光功率的变化曲线。在测量中,固定样品臂反射光强为  $-41\text{ dBm}$ (即当光源功率为  $10\text{ dBm}$  时人体手指肚的反射光强)。由图 5 可以看出,在以人体皮肤作为样品的实验条件下,其最佳的反射光功率介于  $-6\text{ dBm}$  至  $-9\text{ dBm}$  之间。

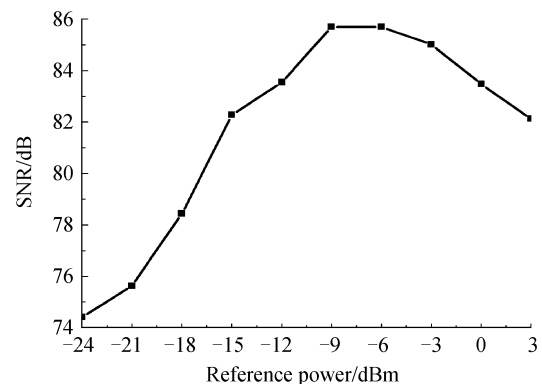


图 5 实验测得的平衡探测时域 OCT 系统 SNR 随参考光功率的变化曲线

Fig. 5 Measured SNR curve as a function of reference power for the balanced OCT system

在实际应用中,分析 OCT 系统的信噪比和动态范围时还应该考虑数据采集卡的信噪比和动态范围的影响。数据采集卡的信噪比可以简单地表示为

$$\text{SNR}_{\text{DA}} = 20 \log(R_{\text{DA}}/N_{\text{S}}) \quad (11)$$

式中,  $N_{\text{S}}$  表示数据采集卡最低有效位均方根(单位为  $\text{LSBrms}$ ),是衡量数据采集卡系统噪音的重要参量;  $R_{\text{DA}}$  为数据采集卡的 A/D 转换准确度。本文在实验中所使用的数据采集卡的 A/D 转换准确度为  $2^{14}$ ,  $N_{\text{S}}$  为  $0.6\text{ LSBrms}$ 。因此,其信噪比为  $88.7\text{ dB}$ 。

这一结果与实验中所获得的最大信噪比为 86 dB 接近一致. 由此说明, 在构建实际 OCT 系统时对数据采集卡有效 A/D 转换位数的选取也十分重要. 通常情况下, 数据采集卡的信噪比应该接近或略大于理论计算所得的整个光电探测系统的信噪比.

最后, 通过对某个实际 OCT 系统信噪比的分析, 可以很方便地估算出该系统对给定生物样品的探测深度. 根据式(2)、(9), 系统信噪比可以表示为

$$\text{SNR} = 10 \log \frac{P_s}{P_{\text{coh}}} = 10 \log \left[ \frac{\exp(2\mu_{\text{attn}} z)}{2\mu_{\text{attn}} l_{\text{coh}}} \right] \quad (12)$$

若生物样品的衰减系数  $\mu_{\text{attn}}$  为 5/mm, 系统信噪比 SNR 为 86 dB, 光源相干长度  $l_{\text{coh}}$  为 15  $\mu\text{m}$ , 则系统的探测深度  $z$  (即系统可探测到  $P_{\text{coh}}$  为最小时所达到的样品深度) 为 1.79 mm. 这一结果与相应的实验结果<sup>[13]</sup>有很好的—致性.

### 3 结论

本文理论分析和实验结果表明: 1) 时域 OCT 探测系统的整体噪音可以由式(3)来模拟; 2) 由于拍频噪音不能通过平衡探测的方法来消除, 因此拍频噪音是妨碍平衡探测 OCT 系统信噪比提高的一个主要限制因素, 其理论值为 100 dB 左右; 3) 采用平衡探测的 OCT 系统往往并不能完全消除冗余噪音对信噪比的影响, 这使得实际的平衡探测系统的信噪比落在理论(或理想)值和非平衡探测信噪比之间. 正是由于残余冗余噪音的存在, 对于不同的测试样品, 可以通过调整系统参考臂的反射光强来获得最佳信噪比; 4) 实际应用中, 当 OCT 系统中外界干扰源附加在系统电路连接部分的噪音和滤波电路的噪音较大时, 可以通过适当提高光电探测系统的放大倍率来有效抑制外部干扰源对系统总体噪音的影响. 在这种情况下, 要使得 OCT 系统工作在拍频噪音极限下, 则需要更高的光源功率.

#### 参考文献

[1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178-1181.

- [2] HEE M R, IZATT J A, SWANSON E A, *et al.* Optical coherence tomography of the human retina[J]. *Archives of Ophthalmology*, 1995, **113**(3): 325-332.
- [3] GLADKOVA N D, PETROVA G A, NIKULIN N K, *et al.* In vivo optical coherence tomography imaging of human skin: norm and pathology [J]. *Skin Research and Technology*, 2000, **6**(1): 6-16.
- [4] COLSTON B W, EVERETT M J, DA SILVA L B, *et al.* Imaging of hard- and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 1998, **37**(16): 3582-2585.
- [5] HE Yong-jiang, GAO Ying-jun, LI Kui, *et al.* Optical coherence tomography images processing[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(6): 1464-1468.  
何永健, 高应俊, 李逵, 等. 光学相干层析图像的处理研究[J]. 光子学报, 2009, **38**(6): 1464-1468.
- [6] FERCHER A F, DREXLER W, HITZENBERGER C K, *et al.* Optical coherence tomography—principles and applications [J]. *Rep Prog Phys*, 2003, **66**: 239-303.
- [7] ZHU Xiao-nong, MAO You-xin, LIANG Yan-mei, *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音分析 (I)—理论与计算[J]. 光子学报, 2007, **36**(3): 452-456.
- [8] ZHU Xiao-nong, MAO You-xin, LIANG Yan-mei, *et al.* Noise analyses of optical coherence tomography systems (II)—Fourier domain and time domain OCT systems [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(3): 457-461.  
朱晓农, 毛幼馨, 梁艳梅, 等. 光学相干层析系统噪音分析 (II)—时域 OCT 和频域 OCT [J]. 光子学报, 2007, **36**(3): 457-461.
- [9] ZHU X, LIANG Y, MAO Y, *et al.* Analyses and calculations of noise in optical coherence tomography systems [J]. *Frontiers of Optoelectronics in China*, 2008, **1**(3): 247-257.
- [10] HASKELL R C, LIAO D, PIVONKA A E, *et al.* Role of beat noise in limiting the sensitivity of optical coherence tomography[J]. *JOSA A*, 2006, **23**(11): 2747-2755.
- [11] YOSHINO T, ALI M R, SARKER B C. Performance analysis of low-coherence interferometry, taking into consideration optical beat noise[J]. *JOSA A*, 2005, **22**(2): 328-335.
- [12] TAKADA K. Noise in optical low-coherence reflectometry [J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1998, **34**(7): 1098-1108.
- [13] XU K H, LIANG Y M, ZHU X N. The enhancement effect of sodium chloride agent on the imaging depth and definition of optical coherence tomography[C]. *CLEO/PR*, Shanghai, China, 2009.

## Noise Analysis and Experimental Study of Time Domain Optical Coherence Tomography

XU Kuan-hong, LIANG Yan-Mei, WANG Jin-Yi, WANG Yin-Li, ZHU Xiao-Nong  
(Key Laboratory of Opto-electronic Information Science and Technology (Ministry of Education),  
Institute of Modern Optics, Nankai University, Tianjin 300071, China)

**Abstract:** The effect of beat noise in a time domain optical coherence tomography (OCT) system was investigated through theoretical analysis and their comparison with experimental data. It is shown that the best SNR of a fiber-based and balanced OCT system is about 100 dB, being restricted by the beat noise. And, the excess intensity noise may not be eliminated completely in a practical balanced OCT system, and this leads to a SNR value of 10~20 dB lower than the theoretically expected value. A simplified physical model that describes the overall noise of a time domain OCT system was established. By using such a model, the influence of the optical interferometer, signal filtering and amplifier circuits, the resolution of data acquisition system and the external electromagnetic interference source were analyzed on the overall signal-to-noise ratio of a practical optical coherence tomographic system, presenting a useful method to optimize the performance of the interested OCT system.

**Key words:** Beat noise; Time domain; Optical Coherence Tomography(OCT); Balanced detection