

一种提高扫频光学相干层析成像系统灵敏度的方法

王 瑄^{1,2}, 李中梁^{1,2}, 南楠¹, 步扬^{1,2}, 陈艳^{1,2},
潘柳华^{1,2}, 卢宇^{1,2}, 曾爱军^{1,2}, 王向朝^{1,2*}

¹中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学与光电技术实验室, 上海 201800;

²中国科学院大学, 北京 100049

摘要 提出了一种提高扫频光学相干层析成像(SSOCT)系统灵敏度的方法。在 SSOCT 系统中,当平衡探测器前耦合器的分束比不是 50%:50%时,会在探测的干涉信号中引入直流偏置,从而影响系统的灵敏度。分析了干涉信号中引入直流偏置时耦合器分束比对系统灵敏度的影响,证明了通过调节耦合器的分束比并增加参考臂能量的方法可以提高系统的灵敏度。基于实验中 SSOCT 系统各器件的参数,对系统的灵敏度进行了数值模拟,模拟结果证明了所提方法的有效性,灵敏度测试实验结果表明应用所提方法后系统的灵敏度提高了 2.3 dB。

关键词 医用光学; 扫频光学相干层析成像; 分束比; 直流偏置; 灵敏度

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201744.0807002

A Method to Improve Sensitivity of Swept Source Optical Coherence Tomography System

Wang Xuan^{1,2}, Li Zhongliang^{1,2}, Nan Nan¹, Bu Yang^{1,2},
Chen Yan^{1,2}, Pan Liuhua^{1,2}, Lu Yu^{1,2}, Zeng Aijun^{1,2}, Wang Xiangzhao^{1,2}

¹Laboratory of Information Optics and Optoelectronic Technology, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China;

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract A method to improve the sensitivity of swept source optical coherence tomography (SSOCT) system is proposed. In the SSOCT system, when the splitting ratio of the coupler before the balanced detector, is not 50%:50%, the DC bias in the detected interference signal will affect the sensitivity of the system. In this study, the influence of the splitting ratio of the coupler on the sensitivity is theoretically analyzed when the DC bias is introduced into interference signal, and it is proved that the sensitivity can be improved by the method of adjusting the splitting ratio and increasing the reference arm's energy. Based on the parameters of the devices of the SSOCT system in the experiment, the sensitivity of the system is numerically simulated. The numerical simulation results prove the effectiveness of the proposed method, and the experimental results show that the sensitivity is improved by 2.3 dB after the proposed method is applied.

Key words medical optics; swept source optical coherence tomography; splitting ratio; DC bias; sensitivity

OCIS codes 170.3880; 110.3175; 170.4500

收稿日期: 2017-03-29; 收到修改稿日期: 2017-04-19

基金项目: 上海市科学技术委员会创新行动计划(15441905600)、广西高校光电信息处理重点实验室开放基金(KFJJ2016-04)

作者简介: 王 瑄(1989—),男,博士研究生,主要从事光学成像技术方面的研究。E-mail: dwwangxuan@163.com

导师简介: 曾爱军(1975—),男,研究员,博士生导师,主要从事偏振光技术与光电检测技术等方面的研究。

E-mail: aijunzeng@siom.ac.cn

* 通信联系人。E-mail: wxz26267@siom.ac.cn

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是一种类似超声的生物医学成像技术。它通过测量样品背向散射光或反射光来获得生物组织的横切面图像和三维图像,具有非侵入、分辨率高、可在体成像等优点^[1-3],目前已广泛应用于眼科、皮肤科和心血管内科等的临床诊断和研究上^[4-8]。

早期的 OCT 系统主要以时域 OCT 为主。为了提高 OCT 系统的成像速度,研究人员提出了频域 OCT 系统。与时域 OCT 相比,频域 OCT 具有更高的灵敏度^[9-11]。灵敏度反映了 OCT 系统对弱信号的探测能力。灵敏度越高,系统探测弱信号的能力越强,样品的成像深度越大,从而能够获得更多的样品结构信息。因此,提高灵敏度可使 OCT 系统获得更多的样品结构信息^[12]。

目前,提高 OCT 系统灵敏度的方法主要是设计不同的系统结构,以增加干涉信号的强度。这些方法主要分为两种方式:一是直接提高样品返回的能量;二是采用不同的探测和采集方法,以提高样品臂返回能量的利用率。前者可以通过设计不同的光路来提高样品臂返回的能量,如在样品臂中使用环形器以减小样品返回能量的损耗^[13]。此外,也可以通过增加光源能量来提高入射光能,但样品的照射能量需符合美国国家标准学会(ANSI)制定的激光安全规则^[14]。对于一些高散射性质的样品,即使提高光源能量,返回的能量也是很微弱的^[15]。因此,研究人员提出了改变干涉信号探测和采集的方式^[12,16-17]来提高样品臂返回能量的利用率。Kuo 等^[16]采用双光谱仪探测了频域 OCT 的干涉信号,由于耦合器的两个输出端口具有 $\pi/2$ 的相位差^[18],探测的两个干涉信号相减后既抑制了背景噪声(大约 30 dB)和样品的自相关伪迹,又消除了随机强度噪声,获得了散粒噪声极限的探测结果,系统的灵敏度提高了 3.5 dB。de Boer 等^[17]采用双探测器和双通道来获取干涉信号,由于平衡探测器前耦合器的分束比具有不均匀性,对两个通道的干涉信号用补偿函数进行补偿后,相对强度噪声至少降低了 11 dB,在整个探测深度范围内的灵敏度提高了 5~8 dB。这类使用双探测器的方式可以有效提高系统的灵敏度,但需要增加额外的硬件,从而增加了系统的成本和复杂性。

本文提出了一种提高扫频光学相干层析成像(SSOCT)系统灵敏度的方法,该方法针对 SSOCT 系统中因平衡探测器前耦合器分束比不理想而引起平衡探测时的直流分量问题,通过调节平衡探测器前耦合器的分束比,使两个输出端口的分束比尽可能相同,从而减小了平衡探测器输出信号中的直流分量;再根据灵敏度随参考臂能量变化的趋势,通过增加参考臂能量提高了系统的灵敏度。理论分析和数值模拟证明了该方法的可行性,经实验验证,该方法可使系统的灵敏度得到有效提高。

2 原 理

2.1 耦合器分析

图 1 是典型的光纤耦合器示意图。假设耦合器的分束比为 $r_1:r_2$, $r_1+r_2=1$,若端口 3 与端口 1 的能量比为 r_1 ,则端口 4 与端口 1 的能量比为 r_2 ,端口 3、端口 4 与端口 2 的分束比分别为 r_2 和 r_1 。此外,对于耦合器的同一输入端口,另一侧两个输出端口的信号具有 $\pi/2$ 的相位差^[18]。

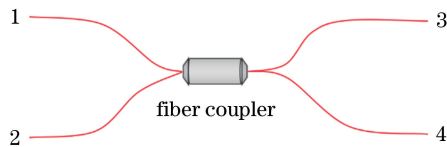


图 1 光纤耦合器示意图

Fig. 1 Schematic of fiber coupler

若端口 1 和端口 2 的输入光分别为参考臂和样品臂返回的光,设两臂光程差产生的相位为 ϕ ,则端口 1 和端口 2 输入的信号可以分别表示为:

$$E_{\text{ref}} = E_r \exp(-i\omega t), \tag{1}$$

$$E_{\text{sam}} = E_s \exp(-i\omega t) \exp(-i\phi), \tag{2}$$

式中 E_{ref} 和 E_{sam} 分别为参考臂和样品臂返回光的电场强度, E_r 和 E_s 为振幅, ω 为时间上的角频率, t 为时

间, i 为虚数单位。则耦合器端口 3 和端口 4 的输出信号可分别表示为:

$$E_3 = \sqrt{r_1} E_r \exp(-i\omega t) + \sqrt{r_2} E_s \exp(-i\omega t) \exp(-i\phi) \exp(-i\pi/2), \quad (3)$$

$$E_4 = \sqrt{r_2} E_r \exp(-i\omega t) \exp(-i\pi/2) + \sqrt{r_1} E_s \exp(-i\omega t) \exp(-i\phi), \quad (4)$$

式中 r_1 和 r_2 分别为端口 3 和端口 4 与端口 1 的能量比。

平衡探测器两个输入端口接收到的光强为:

$$I_3 = \langle E_3 E_3^* \rangle = r_1 P_r + r_2 P_s - 2\sqrt{r_1 r_2} P_r P_s \sin \phi, \quad (5)$$

$$I_4 = \langle E_4 E_4^* \rangle = r_2 P_r + r_1 P_s + 2\sqrt{r_1 r_2} P_r P_s \sin \phi, \quad (6)$$

式中 P_r 和 P_s 分别为参考臂和样品臂返回的能量, $P_r = |E_r|^2$, $P_s = |E_s|^2$; E_3^* 和 E_4^* 分别为 E_3 和 E_4 的共轭。

平衡探测器先将两个输入的光能量转化为电流, 两个电流差分后经高速互阻放大器变成电压信号, 最后由数据采集卡采集该电压信号。平衡探测器中的两个光电二极管相同, 因此可以先将两个信号 I_3 和 I_4 进行差分运算, 然后再将差分结果转化为电流, 最后经高速互阻放大器转化为电压信号。 I_4 和 I_3 的差分结果可表示为:

$$I_4 - I_3 = (r_2 - r_1)(P_r - P_s) + 4\sqrt{r_1 r_2} P_r P_s \sin \phi. \quad (7)$$

在实际应用中, 参考臂返回的能量远大于样品臂返回的能量, 即 $P_r \gg P_s$ 。故(7)式可简化为:

$$I_4 - I_3 = (r_2 - r_1)P_r + 4\sqrt{r_1 r_2} P_r P_s \sin \phi, \quad (8)$$

该式忽略了样品内部的自相干信号。等式右边第一项为直流项, 表现为背景噪声; 第二项为干涉项。

2.2 系统的信噪比和灵敏度

OCT 系统的信噪比为探测的干涉信号强度与噪声强度的比值。由于噪声的随机特性, 信噪比在一个周期内的平均值为零^[18], 因此常用噪声的标准差或方差来表示噪声的强度, 信噪比 R 可以表示为:

$$R = \langle i_s^2 / \sigma_n^2 \rangle, \quad (9)$$

式中 i_s 为干涉信号经光电转换后得到的信号电流, σ_n 为无干涉信号时噪声电流的标准差, 符号 $\langle \rangle$ 表示对时间取平均值。

若将系统的信噪比用分贝 (dB) 表示, 则系统的灵敏度可以表示为:

$$S = R + A, \quad (10)$$

式中 A 为样品臂中加入的衰减量, 用分贝表示。由于灵敏度与信噪比的变化趋势相同, 为了方便叙述, 下文的推导中统一用信噪比表述。

根据 2.1 节的推导, 平衡探测器获得的电流可以表示为:

$$\langle i_s \rangle^2 = \left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 \langle 4\sqrt{r_1 r_2} P_r P_s \sin \phi \rangle^2 = \left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 8r_1 r_2 P_r P_s, \quad (11)$$

式中 η 为探测器的响应率, q 为电子电荷, h 为普朗克常量, ν 为光子频率。

忽略数据采集卡的量化噪声和冗余电子噪声, 以及耦合器、连接法兰等引起的损失后, SSOCT 系统的噪声标准差可以表示为^[19]:

$$\langle \sigma_n^2 \rangle = \left\{ \left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 P_{NEP}^2 + 2 \frac{\eta q^2}{h\nu} (P_r + P_s) + \left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 N_{RIN} [R_{CMRR} (P_r^2 + P_s^2) + 4\sqrt{r_1 r_2} P_r P_s] \right\} \frac{2W}{N_s}, \quad (12)$$

式中等号右边第一项为探测器噪声, 用噪声等效功率 P_{NEP} 表示; 第二项为散粒噪声, 它与参考臂、样品臂的能量有关; 第三项表示光源输出波动产生的相对强度噪声 N_{RIN} , R_{CMRR} 为探测器的共模抑制比; W 为探测器的带宽; N_s 为扫频光源在每个扫描周期内的采样点数。需要说明的是, 式中等号右边第一项只是探测器噪声的最小值, 其实际值大于该值。

在 SSOCT 系统中, 相对强度噪声的典型值是 $-145 \text{ dB} \cdot \text{Hz}^{-1}$ (3.163×10^{-15}), 采用双平衡探测方式得到的相对强度噪声值会再降低 $15 \sim 30 \text{ dB}$ 。共模抑制比的值一般大于 25 dB (3.163×10^{-3})。可见, 相对强度噪声的值远小于其它两项噪声的值。在 SSOCT 系统中, 探测器噪声和散粒噪声起主导作用。另外, 参考臂返回的能量远大于样品臂返回的能量, 即 $P_r \gg P_s$, 故系统的噪声标准差可以表示为:

$$\langle \sigma_n^2 \rangle = \left[\left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 P_{\text{NEP}}^2 + 2 \frac{\eta q^2}{h\nu} P_r \right] \frac{2W}{N_s}. \quad (13)$$

则系统的信噪比为:

$$R_{\text{SSOCT}} \approx \frac{\left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 8r_1 r_2 P_r P_s}{\left[\left(\frac{\eta q}{h\nu} \right)^2 P_{\text{NEP}}^2 + 2 \frac{\eta q^2}{h\nu} P_r \right] \frac{2W}{N_s}} = \frac{1}{\frac{P_{\text{NEP}}^2}{P_r} + 2 \frac{h\nu}{\eta}} \cdot \frac{8P_s}{W} N_s r_1 r_2. \quad (14)$$

在 SSOCT 系统中, P_r 通常为几十微瓦。此时, 探测器噪声至少是散粒噪声的 3~5 倍, 在系统噪声中占据主导地位, 故而系统的信噪比可表示为:

$$R_{\text{SSOCT}} \approx \frac{P_r}{P_{\text{NEP}}^2} \cdot \frac{8P_s}{W} N_s r_1 r_2. \quad (15)$$

由(8)式可知, 探测的电流可以表示为 $i = \eta [(r_2 - r_1) P_r + 4\sqrt{r_1 r_2 P_r P_s} \sin \phi]$ 。设 $i_0 = \eta (r_2 - r_1) P_r$, 则 i_0 为耦合器的分束比之差引入的直流偏置电流, 其与参考臂的能量 P_r 成正比。 $4\eta\sqrt{r_1 r_2 P_r P_s} \sin \phi$ 为干涉信号的电流, 当 $\sin \phi = 1$ 时, 可获得干涉信号的最大电流 $i = i_0 + 4\eta\sqrt{r_1 r_2 P_r P_s}$ 。当干涉信号的最大电流等于最大可探测电流 i_{max} 时, 参考臂的能量 $P_{r,\text{DC}}$ 可以表示为:

$$P_{r,\text{DC}} = \frac{(i_{\text{max}} - i_0)^2}{16\eta^2 r_1 r_2 P_s}. \quad (16)$$

式中的最大可探测电流 i_{max} 由数据采集卡的最大探测幅度决定, 则含有直流偏置时的信噪比可以表示为:

$$R_{\text{SSOCT}} \approx \frac{N_s}{WP_{\text{NEP}}^2 \eta^2} \frac{(i_{\text{max}} - i_0)^2}{2}. \quad (17)$$

假设 $r_2 > r_1$, 当 r_2 减小至 r_1 时, 直流偏置为 0, 即 $i_0 = 0$, 则参考臂的能量 $P_{r,0}$ 可以表示为:

$$P_{r,0} = \frac{i_{\text{max}}^2}{16\eta^2 r_1 r_1 P_s}, \quad (18)$$

而直流偏置为 0 时的信噪比可以表示为:

$$R_{\text{SSOCT},0} \approx \frac{N_s}{WP_{\text{NEP}}^2 2\eta^2} \frac{i_{\text{max}}^2}{2} \frac{r_2}{r_1}. \quad (19)$$

因此, 直流偏置为 0 的信噪比 $R_{\text{SSOCT},0}$ 与含有直流偏置时的信噪比 $R_{\text{SSOCT},\text{DC}}$ 的比值可表示为:

$$\frac{R_{\text{SSOCT},0}}{R_{\text{SSOCT},\text{DC}}} = \frac{i_{\text{max}}^2}{(i_{\text{max}} - i_0)^2} \frac{r_2}{r_1}, \quad (20)$$

由于 $i_0 > 0$, 且 $r_2 > r_1$, 因此 $R_{\text{SSOCT},0}$ 大于 $R_{\text{SSOCT},\text{DC}}$, 即消除直流偏置后提高了系统的信噪比。

2.3 方 法

为获得弱信号样品的层析图像, 需要提高系统的灵敏度, 即尽可能获得大的信噪比。系统中平衡探测器前耦合器的分束比在波长扫描范围内一般不能达到理想值(50%:50%), 因此探测干涉信号时会产生直流偏置。根据 2.2 节的分析可知直流偏置会降低系统的灵敏度。

在实际应用时, 由于直流偏置的存在, 探测到的干涉信号如图 2(a) 所示。此时, 受直流项的影响, 干涉信号的探测范围变小。假设耦合器的分束比为 $r_1:r_2$, 且 $r_2 > r_1$, 在耦合器的分束比为 r_2 的出射端口加入一个衰减器, 调节该衰减器使 r_1 和 r_2 尽量相等, 则直流偏置会相应减小, 如图 2(b) 所示。此时 $r_1 \times r_2$ 也会减小, 从而使得信噪比降低, 但直流项的减小增大了可探测的动态范围。此时如果增加参考臂的能量, 使干涉信号的最大值增大直至达到 i_{max} , 如图 2(c) 所示, 则可以获得比原来更大的探测范围。这样, 使平衡探测器前耦合器的分束比尽可能相等, 并通过增加参考臂的能量来增大探测的动态范围, 就可以提高系统的信噪比。

另外, 在扫频光源的波长扫描范围内, 耦合器的分束比不是理想值(50%:50%); 而且干涉信号会受到光谱形状的调制, 这也会影响耦合器的分束比。在实验中, 当只探测参考臂的能量时, 调节衰减器将采集的信号幅度保持在零位置附近, 即可认为消除了直流偏置。

基于以上的理论分析, 下面通过实验进一步验证平衡探测器前耦合器的分束比对系统灵敏度的影响。

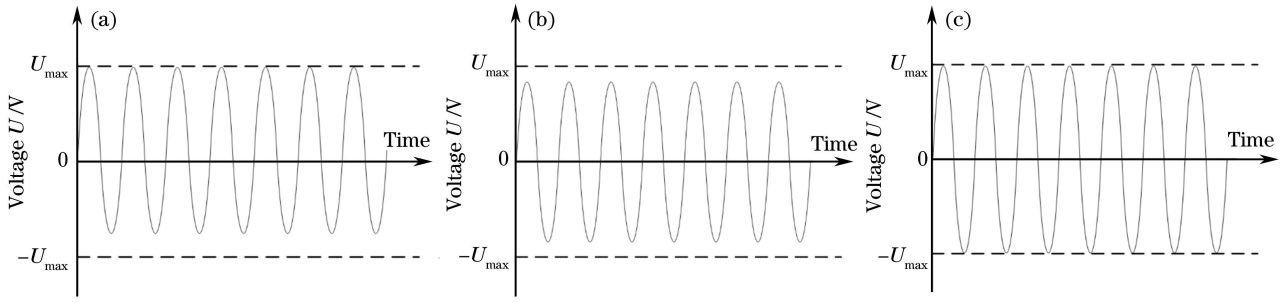


图 2 (a)含直流偏置的干涉信号;(b)消除直流偏置后的干涉信号;(c)调节分束比并增加参考臂能量后采集的干涉信号
Fig. 2 (a) Interference signal with DC bias; (b) interference signal without DC bias; (c) acquired interference signal by adjusting splitting ratio and enhancing power of reference arm

3 实验与结果

图 3 是 SSOCT 系统的示意图。扫频光源的扫频速率为 100 kHz,中心波长为 1050 nm,带宽为110 nm。扫频光源的光经第一个耦合器后分为两路,其中 20%的光进入样品臂,80%的光进入参考臂。进入样品臂的光依次经准直器、二维扫描振镜和透镜后聚焦到样品上,二维扫描振镜通过振镜控制板卡(NI)实现对样品的扫描。进入参考臂的光依次经过准直器、可变光阑、4f 透镜系统及准直器后输出,光路中加入可变光阑是为了调节参考臂的能量。样品散射或反射的光与参考臂的光在分束比为 50%:50%的耦合器中发生干涉,并分成两路进入平衡探测器的正负端口。高速数据采集卡(DAQ)对平衡探测器输出的干涉信号进行高速采集,并传输到计算机中,数据经计算机处理后即可获得样品的层析结构图像。

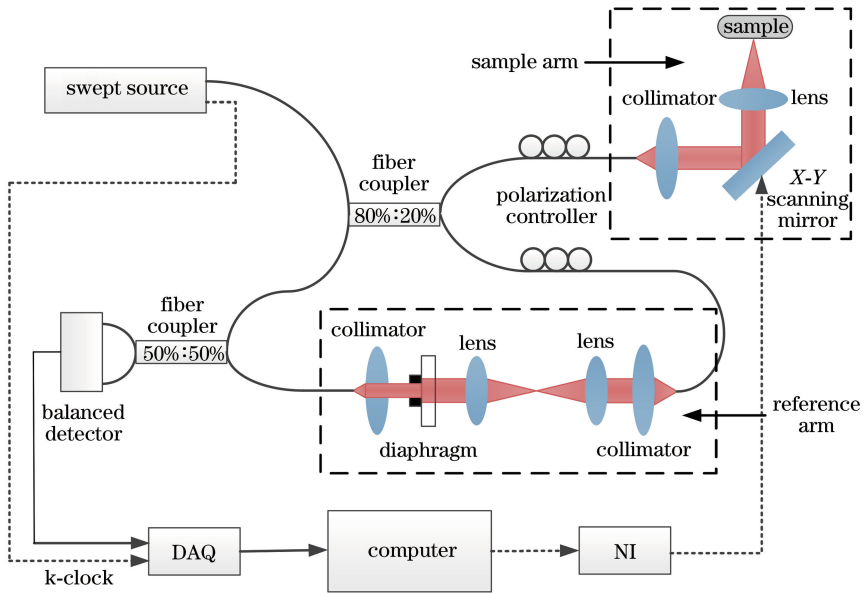


图 3 SSOCT 系统示意图
Fig. 3 Schematic of SSOCT system

3.1 数值模拟

根据 2.2 节的分析,对上述 SSOCT 系统的灵敏度进行了数值模拟。在波长扫描范围内,不考虑光源谱形对分束比的影响,即光源带宽内的光在 50%:50%耦合器中的分束比不变。模拟的参数分别为 $N_{\text{RIN}} = 3.16 \times 10^{-15} \text{ Hz}^{-1}$, $\eta = 0.8 \text{ A} \cdot \text{W}^{-1}$, $W = 100 \text{ M}$, $P_{\text{NEP}} = 6.99 \text{ pW} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$, $R_{\text{CMRR}} = 3.16 \times 10^{-3}$, $A = 38 \text{ dB}$, $N_s = 1280$, P_s 为 $0.32 \mu\text{W}$ 。假设分束比为 50%:50%时参考臂的能量为 $40 \mu\text{W}$,则最大信号电流 $i_{\text{smax}}^2 = 2P_r P_s$ 。当分束比从 40%:60%变化至 50%:50%时,应用所提方法前后参考臂能量和信噪比的变化曲线如图 4 所示。横坐标表示的是分束比中较小的值,纵坐标表示的是应用所提方法前后系统的参考臂能量和信噪比。

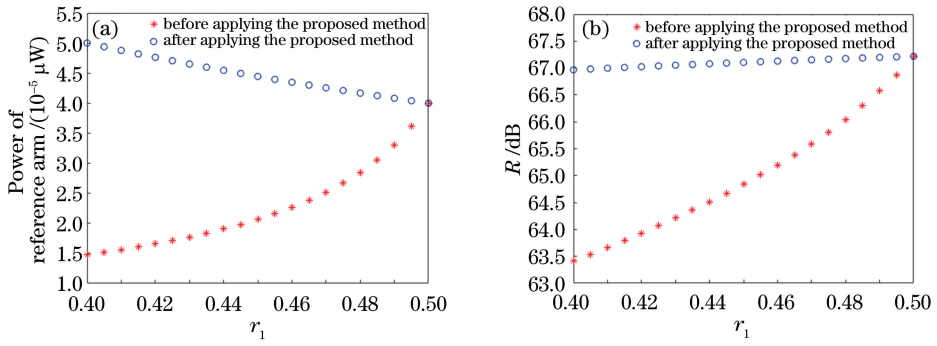


图 4 当分束比从 40%:60%变化至 50%:50%时,应用所提方法前后(a)参考臂能量和(b)信噪比的变化曲线
Fig. 4 Variations in (a) power of the reference arm and (b) signal to noise ratio before and after applying the proposed method when splitting ratio changes from 40%:60% to 50%:50%

从图 4 可以看出,当探测器探测的干涉信号中存在因耦合器分束比不理想而引入的直流偏置时,由于直流偏置的存在,参考臂的能量较小,系统的信噪比也较小。应用所提方法后,由于平衡探测器前耦合器的分束比不理想而引入的影响减小,可以增加参考臂的能量,进而提高系统的信噪比。分束比越接近 50%:50%,参考臂能量的增量和信噪比的增量均越小。当分束比为 50%:50%时,系统的信噪比达到最大值,约为 67.5 dB;与分束比为 40%:60%时的信噪比相比,约提高了 4 dB。这与 2.3 节的结论一致。

3.2 灵敏度测试

通过计算样品干涉信号峰值与没有样品时噪声的标准差之比可获得灵敏度:

$$S = 20\lg\left(\frac{M_{\text{signal}}}{N_{\text{noise}}}\right) + A, \quad (21)$$

式中 M_{signal} 为样品干涉信号的峰值, N_{noise} 为噪声的标准差, A 为样品臂中加入的衰减量,用 dB 表示。

在实验中,以平面镜作为样品进行成像,并在系统的样品臂中加入 38 dB 的衰减。根据文献[20]的方法找出系统干涉信号的最大值及其位置,然后计算该位置系统噪声的标准差,利用(21)式计算系统的灵敏度。

应用本文提出的方法对系统进行调整,消除直流项。当只有参考臂的光被平衡探测器探测到时,测量平衡探测器前耦合器两个输出端口的能量,并在能量高的端口中加入衰减器。调节衰减器降低能量,直至采集卡采集的信号中直流偏置为 0。当样品臂和参考臂发生干涉时,调节光阑增加参考臂的能量,直至探测器的输出达到饱和电压,此时测得的灵敏度即为应用所提方法后的系统灵敏度。

应用所提方法前后系统的灵敏度如表 1 所示。从表 1 可以看出,调节衰减器后信号的最大值变大,噪声标准差也增大,但是噪声标准差增大对灵敏度的影响小于信号增大的影响。因此,所提方法提高了系统的灵敏度,灵敏度提高了 2.3 dB。

表 1 应用所提方法前后系统的信号峰值、噪声标准差、参考臂能量和灵敏度

Table 1 M_{signal} , N_{noise} , power of reference arm and sensitivity of the system before and after applying the proposed method

| Condition | M_{signal} | N_{noise} | Power of reference arm / μW | Sensitivity / dB |
|-----------|---------------------|--------------------|--|------------------|
| Before | 0.931×10^7 | 4833.7 | 18 | 100.1 |
| After | 1.12×10^7 | 5230.7 | 45 | 102.4 |

4 结 论

提出了一种提高扫频光学相干层析成像系统灵敏度的方法,分析了平衡探测器前耦合器分束比及参考臂能量对系统灵敏度的影响,并根据实际系统中各器件的参数对 SSOCT 系统的灵敏度进行了数值模拟。模拟结果表明,平衡探测器前耦合器分束比之差越大,应用所提方法后参考臂功率的增量越多,系统灵敏度的增量越大。以反射镜作为样品,测得应用该方法前后系统的灵敏度提高了 2.3 dB,验证了该方法的有效性。

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] Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.* Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for *vivo* imaging of human skin[J]. *Chineses J Lasers*, 2012, 39(7): 0704002.
南楠, 步鹏, 郭昕, 等. 三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J]. *中国激光*, 2012, 39(7): 0704002.
- [3] Guo Xin, Wang Xiangzhao, Bu Peng, *et al.* Effects of scattering on spectral shape and depth resolution in Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(1): 0117001.
郭昕, 王向朝, 步鹏, 等. 样品散射对频域光学相干层析成像光谱形状和深度分辨率的影响[J]. *光学学报*, 2014, 34(1): 0117001.
- [4] 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.
- [5] Park B H, Cense B, Bouma B E, *et al.* *In vivo* human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2004, 29(5): 480-482.
- [6] Wen X, Jacques S L, Tuchin V V, *et al.* Enhanced optical clearing of skin *in vivo* and optical coherence tomography in-depth imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(6): 066022.
- [7] Jang I K, Bouma B E, Kang D H, *et al.* Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2002, 39(4): 604-609.
- [8] Liu L, Gardecki J A, Nadkarni S K, *et al.* Imaging the subcellular structure of human coronary atherosclerosis using micro-optical coherence tomography[J]. *Nature Medicine*, 2011, 17(8): 1010-1014.
- [9] Choma M A, Sarunic M V, Yang C, *et al.* Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2003, 11(18): 2183-2189.
- [10] Boer J F D, Cense B, Park B H, *et al.* Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2003, 28(21): 2067-2069.
- [11] Leitgeb R, Hitzenberger C K, Fercher A F. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2003, 11(8): 889-894.
- [12] Kang J, Wei X, Li B, *et al.* Sensitivity enhancement in swept-source optical coherence tomography by parametric balanced detector and amplifier[J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(4): 1294-1304.
- [13] Rollins A M, Izatt J A. SNR analysis of conventional and optimal fiber optic low-coherence interferometer topologies [C]. *SPIE*, 2000, 3915: 60-67.
- [14] Winkler J. American national standard for safe use of lasers[J]. *Neuroscience Research*, 2007, 66(1): 22-29.
- [15] Schmitt J M, Knüttel A, Bonner R F. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry[J]. *Applied Optics*, 1993, 32(30): 6032-6042.
- [16] Kuo W C, Lai C M, Huang Y S, *et al.* Balanced detection for spectral domain optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2013, 21(16): 19280-19291.
- [17] Chen Y, de Bruin D M, Kerbage C, *et al.* Spectrally balanced detection for optical frequency domain imaging[J]. *Optics Express*, 2007, 15(25): 16390-16399.
- [18] Frosz M H, Juhl M, Lang M H, *et al.* Optical coherence tomography: system design and noise analysis [M]. Roskilde: Risø National Laboratory, 2001.
- [19] Yun S H, Tearney G J, de Boer J F, *et al.* High-speed optical frequency-domain imaging[J]. *Optics Express*, 2003, 11(22): 2953-2963.
- [20] Nankivil D, Dhalla A H, Gahm N, *et al.* Coherence revival multiplexed, buffered swept source optical coherence tomography: 400 kHz imaging with a 100 kHz source[J]. *Optics Letters*, 2014, 39(13): 3740-3743.