

文章编号 1004-924X(2018)10-2355-08

## 双重滤波扫频光源的研制

陈明惠, 贾文字, 何锦涛, 秦显富, 郑 刚\*

(上海理工大学 教育部微创医疗器械工程中心, 上海 200093)

**摘要:**扫频光源是目前光学相干层析成像的关键部分,其光谱带宽和瞬时线宽分别影响着成像系统的轴向分辨率和成像深度。在单一滤波器中,这两者相互制约。针对这一情况,提出了一个利用两种滤波器组合优化的扫频光源系统。以双半导体光放大器并联作为增益介质,将声光可调滤波器(AOTF)和法布里-珀罗可调滤波器(FFP-TF)串联接入环形腔内进行双重滤波。其中 AOTF 的调谐范围和瞬时线宽均较宽,FFP-TF 与之相反,经同步匹配设置后,两者协调工作,能够发挥各自的优势。通过搭建系统,获得了中心波长为 1 316 nm 的扫频激光输出,其光谱是 1 235~1 380 nm,调谐范围是 145 nm,瞬时线宽小于 0.02 nm,扫频速度为 1.35 kHz,输出光功率为 0.48 mW。该扫频光源能够克服单一滤波器的固有缺陷,实现宽光谱带宽与窄瞬时线宽的有效统一,对成像综合性能的优化具有重要意义。

**关键词:**扫频光源;声光可调滤波器;法布里-珀罗可调滤波器;光谱带宽;瞬时线宽;同步匹配

**中图分类号:**TN248 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20182610.2355

## Development of swept source based on dual filtering

CHEN Ming-hui, JIA Wen-yu, HE Jin-tao, QIN Xian-fu, ZHENG Gang\*

(Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, University of Shanghai for  
Science and Technology, Shanghai 200093, China)

\* Corresponding author, E-mail: gangzheng@usst.edu.cn

**Abstract:** Swept source is a key component of optical coherence tomography; its spectral bandwidth and instantaneous linewidth directly affect the axial resolution and imaging depth of the imaging system. In a single filter, the two parameters are mutually exclusive. Here, a swept source system with two filters combined for optimization was proposed. Two semiconductor optical amplifiers in parallel were used as the gain medium. An acousto-optic tunable filter (AOTF) and a Fiber Fabry-Perot Tunable Filter (FFP-TF) were connected in series in a ring cavity. The tuning range and instantaneous linewidth of the AOTF were relatively wide, while those of the FFP-TF were comparatively narrower. Post synchronization and matching setting, the two filters worked in coordination with mutual advantage. The system delivers a swept output with a center wavelength of 1 316 nm. The spectral range is between 1 235–1 380 nm, while the tuning range, instantaneous linewidth, sweep speed, and output optical power are 145 nm, less than 0.02 nm, 1.35 kHz, and 0.48 mW, respectively. The swept light source can overcome the inherent defects of a single filter and achieve an effective compromise between the broad spectral bandwidth and narrow instantaneous linewidth. This is of great sig-

**收稿日期:**2018-06-12;**修订日期:**2018-07-25.

**基金项目:**国家自然科学基金青年科学基金资助项目(No. 61308115);上海市自然科学基金资助项目(No. 13ZR1457900);上海市科委产学研医项目(No. 15DZ1940400)

nificance for optimizing the overall imaging performance.

**Key words:** swept source; acousto-optic tunable filter; Fabry-Perot tunable filter; spectral bandwidth; instantaneous linewidth; synchronization and matching

## 1 引言

光学相干层析成像技术(Optical Coherence Tomography, OCT)<sup>[1]</sup>可以实现生物组织内部微米量级的实时、高分辨率的三维成像,且具有非侵入、非接触等优点<sup>[2-4]</sup>,是生物医学光学中一个重要的研究课题。目前,OCT技术已广泛应用于眼科临床诊疗<sup>[5]</sup>,同时在心脑血管、肿瘤、呼吸道等领域<sup>[6-9]</sup>也有重要的应用价值和前景。

近年来,OCT技术迅速发展,成像质量也不断提升。基于扫频光源的OCT系统因采用快速扫频激光光源,在时间序列上对光谱进行分光,相比传统的基于低相干光源的OCT系统,在成像速度与分辨率方面具有较大的优势<sup>[10]</sup>。目前,主流的扫频光源技术是将光学滤波器放置于激光谐振腔内或腔外对光谱进行调谐滤波后依次输出,包括光栅/扫描振镜<sup>[11-13]</sup>、光纤法布里-珀罗滤波器(Fiber Fabry-Perot-Tunable Filter, FFP-TF)<sup>[14-15]</sup>、微机电系统扫描显微镜<sup>[16-17]</sup>等滤波方式。但是对于这些滤波器而言,输出光的光谱带宽与瞬时线宽之间相互制约,即光谱带宽的提升与瞬时线宽的减小不能同时实现<sup>[18-19]</sup>。应用于OCT成像系统时,扫频光源的这两种性能参数直接影响了成像的轴向分辨率和成像深度,二者的关系使得轴向分辨率与成像深度之间相互抑制,限制了成像综合性能的提升<sup>[20]</sup>。

为了突破单一滤波器的这种缺陷,提出了在同一个环形腔内引入声光可调滤波器(Acousto-optic Tunable Filter, AOTF)和 FFP-TF 两种不同滤波器协调滤波的思路。以半导体光放大器(Semiconductor Optical Amplifier, SOA)作为腔内增益介质,将两滤波器依次串联接入腔内,通过同步匹配设置两者进行协调滤波。其中 AOTF 结构稳定、重复性好、衍射效率高且具有较宽的调谐范围,FFP-TF 光谱分辨率高、损耗低、连续性好。两者串联可以克服各自的缺点,实现宽光谱带宽与窄瞬时线宽的统一,兼顾成像的轴向分辨率和成像深度,能够较好地提升 OCT 成像的综合性能。

## 2 滤波器基本原理

### 2.1 AOTF 的基本原理

AOTF 是基于声光晶体反常布拉格衍射原理制成的分光器件,其结构如图 1 所示,通常由声光晶体、射频(Radio Frequency, RF)信号发生器、压电换能器和吸声体组成。RF 信号发生器产生 RF 驱动信号作用于压电晶体换能器上,激励出频率相对应的超声波并传入声光晶体,使其折射率发生周期性变化,类似于相位光栅,吸声器用于吸收超声波以防止反射。当满足布拉格衍射条件时,入射光在晶体内发生反常布拉格衍射,产生相互正交的衍射光,经过挡光板后只剩下 +1 级衍射光通过。在满足动量匹配的条件下,衍射光波长  $\lambda$  的表达式如下:

$$\lambda = \frac{v \cdot \Delta n}{f} (\sin^4 \theta + \sin^2 2\theta)^{\frac{1}{2}}, \quad (1)$$

其中:  $\Delta n = |n_e - n_o|$ , 为双折射引起的折射率差,  $v$  是声速,  $\theta$  是入射角,  $f$  是超声波频率。由式(1)可知,在其他条件一定的情况下, AOTF 调谐滤波后的衍射光波长与 RF 驱动信号的频率一一对应,成反比例关系,通过调谐 RF 信号频率即可实现输出波长的选择。

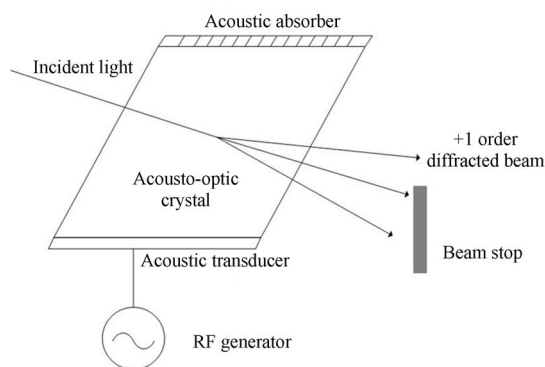


图 1 AOTF 结构简图

Fig. 1 Schematic diagram of AOTF

### 2.2 FFP-TF 的基本原理

FFP-TF 是一种基于 FP 标准具原理的滤波器件,其内部结构如图 2 所示。两根单模光纤固

定在玻璃套管中,相对的两端面均镀有高反膜且两者保持严格平行,中间间隙为空气介质,通过固定装置将光纤固定在压电陶瓷上。镀膜的两端面与中间的空气介质形成了一个 FP 腔,入射光在腔内多次反射形成多光束干涉,当相位差满足:

$$\Delta\varphi=2k\pi(k=0,\pm 1,\pm 2\cdots), \quad (2)$$

此时会形成相长干涉,具有极大透过率,其他波段则按爱理函数衰减。该结构内的入射光为正入射,两平行端面距离为  $d$ ,则光程差  $\delta$  为:

$$\delta=2n_1d, \quad (3)$$

其中  $n_1$  为空气介质的折射率。根据相位差与光程差的关系,联立式(2)和式(3)可知,通过 FP 腔的透过光波长  $\lambda_0$  满足:

$$2n_1d=k\lambda_0. \quad (4)$$

在  $n_1$  固定的情况下,透过光波长  $\lambda_0$  直接取决于两端面距离  $d$ 。通过函数信号发生器将驱动信号施加于压电陶瓷,使其产生机械形变,即可改变两端面的距离,进而实现对输出波长的调谐。通常施加周期性电信号(正弦波或锯齿波),可以达到波长的连续调谐。

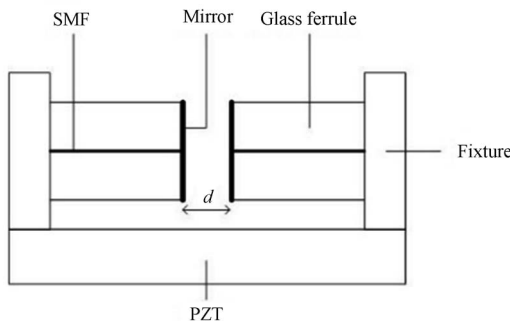


图 2 FFP-TF 结构简图

Fig.2 Schematic diagram of FFP-TF

### 3 扫频光源系统设计

选取宽调谐范围、宽瞬时线宽的 AOTF 和窄调谐范围、窄瞬时线宽的 FFP-TF 滤波器进行双重滤波,如图 3 所示。在环形腔内,以两个 SOA (IPSAD1301, IPSAD1304; InPhenix 公司) 并联作为增益介质,使用 AOTF (1301-SY-12062, Brimrose 公司) 与 FFP-TF (1310-336G0104-3.0, Micron Optics 公司) 进行双重滤波。其中, AOTF 结构稳定、重复性好、衍射效率高且具有较宽的调谐范围,可作为初调滤波; FFP-TF 精细

度高、透射窗口极小,能够在初调的基础上进行二次滤波,以获得更窄的瞬时线宽。经过同步设置后的双重滤波可以弥补单一滤波器的缺陷,获得精细度更高、轴向分辨率更高以及成像深度更大的扫频激光输出。

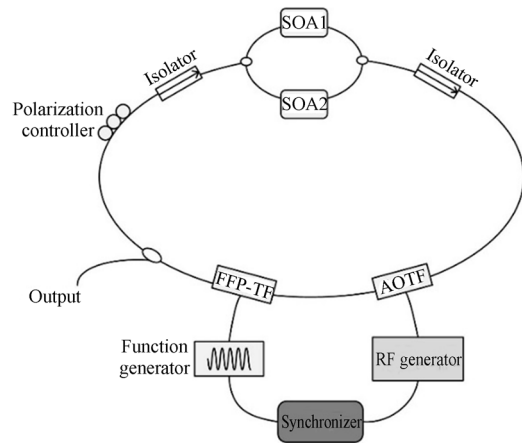


图 3 基于双重滤波的扫频光源系统结构

Fig.3 Layout of swept source system based on dual filtering

SOA 是环形腔内的增益介质,在外界泵浦电流下产生自发辐射光作为背景光。通过隔离器的自发辐射光依次经过同步装置控制下的 AOTF 与 FFP-TF 选频滤波,经光纤耦合器输出 10%; 另外 90% 通过偏振控制器与隔离器返回 SOA 放大补偿,再次通过同样的滤波窗口后回到环形腔内继续循环,经过多次增益放大之后,达到激光输出的阈值条件,形成稳定的激光输出。通过连续调谐双滤波器的滤波窗口,就能实现连续波段的激光输出,即扫频光源。由于单个 SOA 的背景光谱范围有限,会限制扫频光源的光谱带宽,因此选用自发辐射光谱分别为 1 235~1 345 nm 和 1 270~1 380 nm 的两个 SOA 通过光纤耦合器并联接入环形腔内充当增益介质。光隔离器用来保证光传播的单一方向,减少反向杂散光的干扰。偏振控制器通过控制光的偏振态使得 SOA 获得最佳增益。

滤波器的性能参数直接与系统的输出光特性相关。通常 AOTF 的调谐范围较大,瞬时线宽也较大,这里 AOTF 的工作波段为 1 200~1 700 nm,调谐范围是 500 nm,瞬时线宽为 5 nm 以上。FFP-TF 的调谐范围与其自由光谱范围、驱动信号频率、插入损耗等相关,通常在数十纳米左右,

瞬时线宽极窄。这里 FFP-TF 精细度为 5 578, 自由光谱范围是 100 nm, 瞬时线宽为 0.018 nm, 工作时调谐范围不超过 50 nm。经过 AOTF 的初步滤波后, 背景光谱范围缩小, 远远小于 FFP-TF 的自由光谱范围, 因此不会在同一窗口出现多个波峰输出的情况。由于 AOTF 对光谱的初步划分, 系统对 FFP-TF 的调谐范围要求很小, FFP-TF 可以在更高的驱动频率下工作, 插入损耗也得到减小, 能够同时提高调谐速度与输出光功率。通过两者的组合, 双重滤波可以达到 500 nm 的理论调谐范围, 其瞬时线宽也能稳定在 0.018 nm 左右。

为了保证系统具有稳定的波长输出, 两个滤波器要满足中心波长重叠且保持同步扫描。AOTF 由配套的 RF 信号发生器驱动, 因其工作模式固定, RF 频率随时间呈阶梯状改变, 对应的透射窗口也随之改变, 如图 4(a) 所示。在时间段  $t_1$  内, 滤波窗口保持不变, 环形腔内完成若干次增益放大达到激光输出的阈值条件, 完成指定波长的激光输出, 之后滤波窗口跳转至下一个波段, 开始下一段波长的输出。而 FFP-TF 由信号发生器产生的正弦信号驱动, 在  $t_1$  时段内, 包含了  $n$  个正弦周期, 其数值为 FFP-TF 与 AOTF 调谐速度之比, 当 RF 信号的频率切换时, 正弦信号的偏置电压也随之改变, 如图 4(b) 所示。由于正弦驱动信号的偏置电压与压电陶瓷的形变正相关, 即与透射波长正相关, 而 RF 信号的频率与透射波长成反比例关系, 因此两者成负相关。控制信号启动之前, 需要选取合适的初始 RF 频率和初始正弦偏置, 保证两滤波器的初始窗口吻合。在两控制信号同步启动后, RF 信号频率随时间阶梯下降的同时, 正弦信号的偏置电压保持阶梯上升, 这样便能在任意时刻保持两滤波窗口一致, 具体的匹配参数需要通过进一步的实验取得。

为保证两滤波器同步启动工作, 需要在两者的驱动信号间施加同步装置。根据 AOTF 的工作模式, 必须由 PC 端驱动 RF 信号, 因此两驱动

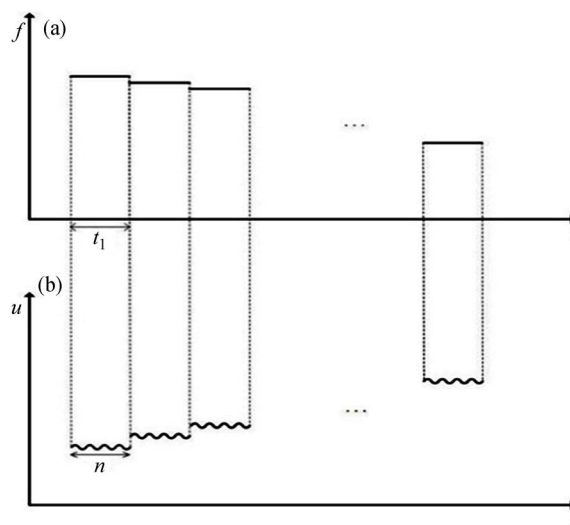


图 4 (a) RF 信号频率随时间的变化; (b) 正弦信号波形随时间的变化

Fig. 4 (a) Variation of RF signal frequency with time; (b) Variation of sinusoidal signal waveform with time

信号需要通过 PC 机桥接, 同步装置主要包括电平转换模块和触发程序, 其工作流程如图 5 所示。函数信号发生器在输出正弦驱动波形的同时, 它的 SYNC 端口会输出与波形同步的脉冲信号, 并且与 TTL 电平兼容, 将这种信号通过 MAX232 芯片转化成 RS232 电平后与 PC 机通信, 当触发程序识别后驱动 RF 信号发生器工作, 从而实现两个驱动信号的同步启动。在电平转换模块中, 选取 MAX232 芯片作为电平转换介质, 在相应的管脚之间接上对应的电容, 并设置好外围电路后, 将同步 TTL 电平的发送端、接收端分别连接至 MAX232 的 11、12 脚, 并将芯片的 13、14 脚通过 RS232 串口与 PC 机相连。通过电平转换, SYNC 端口能够与 PC 机之间实现通信。在 PC 端使用 C 语言编写触发程序, 当信号发生器启动时, 同步信号经电平转换后传输到串口, 触发程序识别到串口的高电平信号后, 触发 RF 信号。通过同步装置的连接, 能够使两滤波器同步工作, 保证双重滤波的稳定运行。

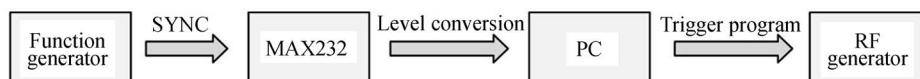


图 5 同步装置工作流程图

Fig. 5 Workflow of synchronizer

### 4 系统搭建与实验结果

为了观察扫频光源系统输出光的特性,将输出部分经耦合器一分为二,一部分连接至光电探测器转化为电信号,通过示波器可以观察输出波形特性;另一部分接入光谱仪,可获得输出光的光谱特性。

在将双滤波器串联工作之前,需要先分别搭建基于单滤波器的扫频系统,在获得各自参数特性的基础上,才能进一步实行匹配参数设置。首先把 AOTF 作为滤波器件接入环形腔内,通过 RF 信号的频率调节获得不同波长的扫频激光输出。经多次调谐实验可得,与 SOA 的光谱带宽匹配的 RF 信号有效范围大致在 97.5~109 MHz,其对应的衍射中心波长是 1380~1235 nm,两者的关系如图 6 所示。为了实现连续的调谐,RF 信号需要如上文图 4 一样随着时间阶梯性变化,若相邻两个频率的差值为  $\Delta f$ ,单个频率持续的时间为  $t_1$ ,通过控制变量分别单独改变这两个参数,观察它们对输出光特性的影响。根据实验结果可以发现,输出光的峰值功率与  $\Delta f$  成反比,与  $t_1$  成正比;而输出光的扫频速度与  $t_1$  成反比,与  $\Delta f$  成正比。因此在峰值功率与扫频速度相互制约的情况下,需要选择适当的  $\Delta f$  与  $t_1$  以兼顾这两种属性。

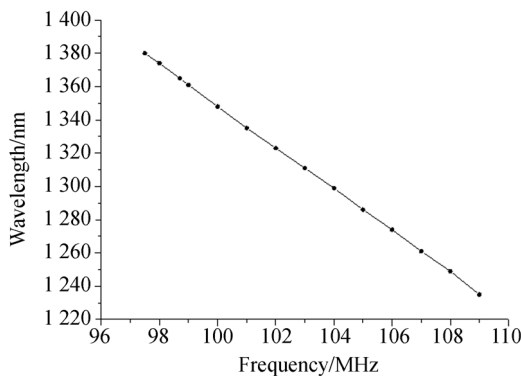


图 6 不同频率的 RF 信号对应的 AOTF 的衍射中心波长  
Fig. 6 Diffraction center wavelength of AOTF corresponding to different frequency RF signals

完成 AOTF 的参数研究后,将 FFP-TF 单独接入环形腔内进行调谐实验,观察输出光的变化。FFP-TF 由信号发生器产生的正弦信号控制,在信号幅值一定的情况下,改变直流偏置电压,输出

光中心波长随之改变,如图 7 所示。当偏置电压的取值为 1.9~7.8 V 时,可以获得相应波长的有效激光输出,超出该范围时则没有输出光,对应的中心波长是 1235~1380 nm。结合图 6 和图 7,可以获得在同一透射窗口时 RF 信号频率与正弦信号偏置电压的关系,如图 8 所示。在确定好 RF 信号的相关参数后,便能获得与之对应的正弦信号参数值。

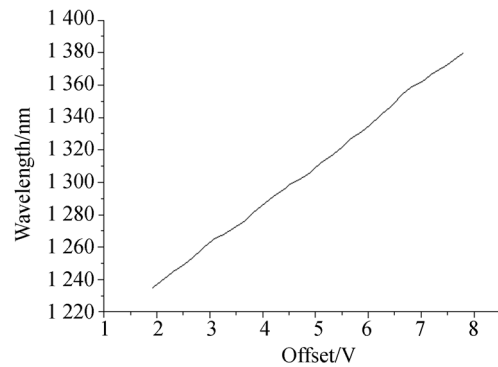


图 7 不同偏置电压对应的 FFP-TF 的透射中心波长  
Fig. 7 Transmissive center wavelength of FFP-TF corresponding to different bias voltages

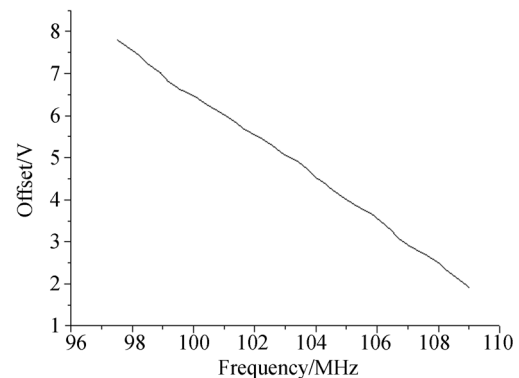


图 8 RF 信号频率与正弦信号偏置电压的关系  
Fig. 8 Variation of RF signal frequency with sine signal offset voltage

在完成两滤波器控制信号的参数匹配后,先设置好 RF 信号合适的工作波形,根据图 8 继而确定正弦信号对应的波形,由此实现两滤波器透射窗口的重合。将两滤波器依次接入环形腔内,并使用同步装置将两者的驱动设备相连,在函数信号发生器中载入预设的正弦波形,当输出开关启动时,通过同步装置触发预定的 RF 信号,此时两个滤波器保持着同样的窗口同步工作,即能完

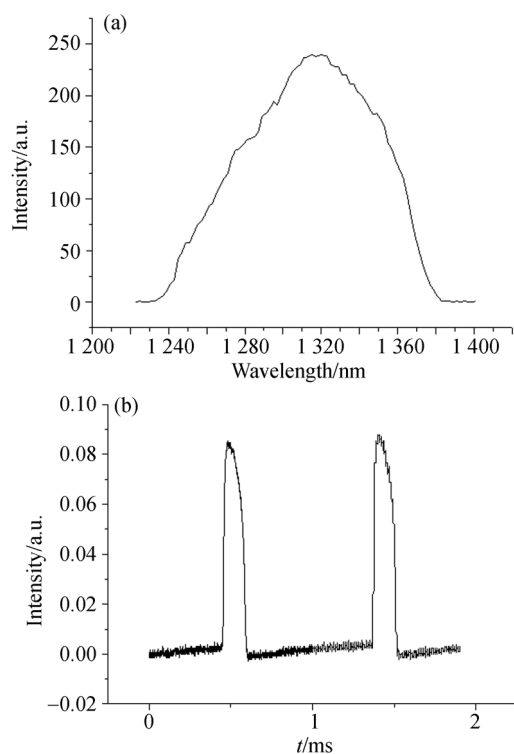


图 9 (a) 扫频光源的输出光谱图; (b) 扫频光源的时域波形图

Fig. 9 (a) Spectrum of swept source; (b) time domain waveform of swept source

成双重滤波的目标。通过光谱仪和光电探测器及示波器的采集,最终获得的扫频激光输出如图 9 所示,其中(a)是扫频光源的输出光谱,其光谱范围是 1 235~1 380 nm,半高宽约为 96 nm,中心波长为 1 316 nm,调谐范围是 145 nm;(b)是扫频光源的时域波形图,扫频速度为 1.35 kHz。通过光功率计测得输出光的功率为 0.48 mW。根据数值模拟分析,综合腔内色散、滤波器特性、增益介质、模式竞争等因素的影响,其瞬时线宽理论值小于 0.02 nm。由于 AOTF 的调谐范围较大,输出光的光谱带宽由 SOA 的背景辐射光决定,而瞬时线宽主要由 FFP-TF 决定。通过双滤波器的结合,可以充分发挥各自的优势,突破光谱带宽与瞬时线宽的限制,实现二者的同步提升。应用

#### 参考文献:

[1] DE BOER J F, LEITGE R, WOJTKOWSKI M.

于成像系统时,该光源在空气中的理论轴向分辨率为  $7.75 \mu\text{m}$ ,相干长度(最大成像深度)为 37 mm,而目前商品化的扫频 OCT 系统的空气轴向分辨率是  $5\sim 15 \mu\text{m}$ ,对应的成像深度是  $3.5\sim 12 \text{mm}$ 。由此可见,该扫频光源系统在保证较高轴向分辨率的同时,能够极大地提升成像深度。

鉴于实验中双重滤波的设计,最终输出激光的扫频速度取决于较慢的滤波器,即 AOTF。由于声光介质内光子的非弹性散射会使 RF 信号产生偏移,导致透射窗口与光束不匹配,加长了激光的建立时间,使得扫频速度受到限制。为了提高扫频速度,可以考虑使用技术手段尽可能缩短环形腔的腔长,减少激光在腔内的往返时间。同样,由于采用了双滤波器,随着光学元件的增加,光束经多次衍射、干涉加剧了腔内损耗,使得输出光功率较低。可以考虑在腔外再接一个光放大器进行功率放大。相对于目前市场上的商用扫频光源,实验光源在扫频速度、光功率等方面有所欠缺,但是宽调谐范围与窄瞬时线宽的并存是其他光源所不具有的特性,对于成像系统的轴向分辨率与成像深度的同步提升具有重要意义。

## 5 结 论

本文根据 AOTF 和 FFP-TF 两种滤波器的特点,设计了双重滤波的扫频光源系统,阐述了两种滤波器的工作原理,研究了双滤波器同步工作的控制方式,搭建了实验平台并获得了扫频光源的输出参数特性,其中心波长为 1 316 nm,光谱范围是 1 235~1 380 nm,调谐范围是 145 nm,瞬时线宽小于 0.02 nm,扫频速度为 1.35 kHz,输出光功率为 0.48 mW。通过两种滤波器的组合,该扫频光源能够兼具 AOTF 的宽光谱带宽以及 FFP-TF 的窄瞬时线宽两种优势,在保证轴向成像分辨率的同时扩展了成像深度,为 OCT 成像技术的优化提供了新的思路。

Twenty-five years of optical coherence tomography: the paradigm shift in sensitivity and speed provided by Fourier domain OCT [J]. *Biomed Opt Express*,

- 2017, 8(7): 3248-3280.
- [2] HILLMANN D, BONIN T, L HRS C, *et al.*. Common approach for compensation of axial motion artifacts in swept-source OCT and dispersion in Fourier-domain OCT [J]. *Opt Express*, 2012, 20(6): 6761-6776.
- [3] DHALLA A-H, NANKIVIL D, IZATT J A. Complex conjugate resolved heterodyne swept source optical coherence tomography using coherence revival [J]. *Biomed Opt Express*, 2012, 3(3): 633-649.
- [4] WOJTKOWSKI M. High-speed optical coherence tomography: basics and applications [J]. *Appl Opt*, 2010, 49(16):D30-D61.
- [5] GORA M, KARNOWSKI K, SZKULMOWSKI M, *et al.*. Ultra high-speed swept source OCT imaging of the anterior segment of human eye at 200 kHz with adjustable imaging range [J]. *Opt Express*, 2009, 17(17): 14880-14894.
- [6] CASTONGUAY A, LEFEBVRE J, POULIOT P, *et al.* Serial optical coherence scanning reveals an association between cardiac function and the heart architecture in the aging rodent heart [J]. *Biomed Opt Express*, 2017, 8(11):5027-5038.
- [7] TUCKER-SCHWARTZ J M, BEAVERS K R, SIT W W, *et al.*. In vivo imaging of nanoparticle delivery and tumor microvasculature with multimodal optical coherence tomography [J]. *Biomed Opt Express*, 2014, 5(6): 1731-1743.
- [8] AHN Y-C, KIM S W, HWANG S S, *et al.*. Optical imaging of subacute airway remodeling and adipose stem cell engraftment after airway injury [J]. *Biomed Opt Express*, 2014, 5(1): 312-321.
- [9] 秦玉伟. 润滑油膜厚度的光学相干层析成像测量 [J]. *光学精密工程*, 2017, 25(5):1142-1148.
- QIN Y W. Thickness measurement of lubricant film by optical coherence tomography [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2017, 25(5):1142-1148. (in Chinese)
- [10] CHOMA M A, SARUNIC 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.
- [11] WATANABE Y, SAJIMA F, ITAGAKI T, *et al.*. High-speed linear detection time domain optical coherence tomography with reflective grating-generated spatial reference delay [J]. *Appl Opt*, 2009, 48(18): 3401-3406.
- [12] LI K, CHASE C, QIAO P, *et al.*. Widely tunable 1060-nm VCSEL with high-contrast grating mirror [J]. *Opt Express*, 2017, 25(10): 11844-11854.
- [13] ZARA J M, YAZDANFAR S, RAO K D, *et al.*. Electrostatic micromachine scanning mirror for optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 2003, 28(8): 628-630.
- [14] ZHANG J, JING J, WANG P, *et al.*. Polarization-maintaining buffered Fourier domain mode-locked swept source for optical coherence tomography [J]. *Opt Lett*, 2011, 36(24): 4788-4790.
- [15] AVANAKI M R N, BRADU A, PODOLEANU A. Optimization of excitation of fiber Fabry - Perot tunable filters used in swept lasers using a phase-correction method [J]. *Appl Opt*, 2017, 56(12): 3378-3382.
- [16] LU C D, KRAUS M F, POTSAID B, *et al.*. Handheld ultrahigh speed swept source optical coherence tomography instrument using a MEMS scanning mirror [J]. *Biomed Opt Express*, 2014, 5(1): 293-311.
- [17] JOHN D D, BURGNER C B, POTSAID B, *et al.*. Wideband electrically pumped 1050-nm MEMS-tunable VCSEL for ophthalmic imaging [J]. *J. Lightwave Technol.*, 2015, 33(16):

- 3461-3468.
- [18] CAO J, WANG P, ZHANG Y, *et al.*. Methods to improve the performance of the swept source at 1.0  $\mu\text{m}$  based on a polygon scanner [J]. *Photon. Res.*, 2017, 5(3): 245-250.
- [19] HARIRI S, MOAYED A A, DRACOPOULOS A, *et al.*. Limiting factors to the OCT axial resolution for in-vivo imaging of human and rodent retina in the 1060nm wavelength range [J]. *Opt Express*, 2009, 17(26): 24304-24316.
- [20] 潘聪. 扫频 OCT 系统及其功能成像研究与应用 [D]. 杭州: 浙江大学, 2016.
- PAN C. *Research and Application of Swept Source Optical Coherence Tomography and Its Functional Imaging* [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2016. (in Chinese)

**作者简介:**

陈明惠(1981—),女,福建南靖人,博士,副教授,硕士生导师,2012年于浙江大学获得博士学位,主要从事生物医学光子学方面的研究。E-mail:cmhui.43@163.com

**通讯作者:**

郑刚(1962—),男,浙江余姚人,博士,研究员,博士生导师,1993年于华东工业大学获得博士学位,主要从事光学工程相关领域的教学及科研工作。E-mail:gangzheng@usst.edu.cn