

基于环腔内光学缓存装置的高速扫频激光光源

方定江^{1,2}, 童杏林^{1*}, 张翠¹, 邓承伟¹, 汪鹏飞¹

¹ 武汉理工大学光纤传感技术国家工程实验室, 湖北 武汉 430070;

² 武汉理工大学理学院, 湖北 武汉 430070

摘要 傅里叶域锁模(FDML)技术可在保持扫频光源各项指标性能优越的前提下,将扫频速度提高至调谐滤波器的设计极限。为进一步提升 FDML 扫频激光光源的扫频速度,在激光谐振腔内引入光学缓存装置来实现对扫频光的备份。实验中基于环腔内光学缓存装置的扫频光源中心波长为 1310 nm,扫频范围为 95 nm,瞬时线宽为 0.1 nm,扫频速度翻倍提升至 202 kHz,平均输出光功率为 7.5 mW。利用光学缓存装置可将传统 FDML 高速扫频光源的扫频速度翻倍提升,对提升扫频光学相干层析成像(SS-OCT)系统的综合成像性能具有重要意义。

关键词 激光器; 光学相干层析成像; 扫频激光光源; 光学缓存装置; 傅里叶域锁模

中图分类号 TN212

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP57.011407

High-Speed Swept Laser Source Based on Optical Buffer Device Within Ring Cavity

Fang Dingjiang^{1,2}, Tong Xinglin^{1*}, Zhang Cui¹, Deng Chengwei¹, Wang Pengfei¹

¹ National Engineering Laboratory for Fiber Optic Sensing Technology, Wuhan University of Technology, Wuhan, Hubei 430070, China;

² School of Science, Wuhan University of Technology, Wuhan, Hubei 430070, China

Abstract Fourier domain mode locking (FDML) technology can improve the scanning speed to achieve the designed limit of a tunable filter while the swept laser source maintains superior performance of the various parameters. To further improve the sweep frequency of the FDML swept laser source, an optical buffer device is introduced into the optical cavity of the laser to back up the swept light. In our experiment, the center wavelength of the swept laser source based on the optical buffer device within the ring cavity is 1310 nm, the sweep frequency range is 95 nm, the instantaneous line width is 0.1 nm, the scanning speed is raised to 202 kHz, and the average output optical power is 7.5 mW. In this paper, the optical buffer device is used to markedly increase the scanning speed of the traditional FDML high-speed swept laser source. It is important to improve the comprehensive imaging performance of swept source optical coherence tomography (SS-OCT) systems.

Key words lasers; optical coherence tomography; swept laser source; optical buffer device; Fourier domain mode locking

OCIS codes 140.3460; 170.4500; 230.6080

1 引言

光学相干层析成像(OCT)技术是一种具有无损伤、高分辨率、非接触式、多信息特点的光学医学成像技术,在生物医学领域引起了国内外学者的广

泛关注^[1-4]。与其他 OCT 技术相比,扫频 OCT(SS-OCT)作为最新一代的 OCT 技术在成像速度、灵敏度及信噪比等方面都取得了巨大的进步^[5]。SS-OCT 系统的核心是输出波长随时间高速扫描的可调谐激光器^[6]。理想的扫频光源须具有高速扫描、

收稿日期: 2019-07-01; 修回日期: 2019-07-09; 录用日期: 2019-07-15

基金项目: 国家高技术研究发展计划(2015AA043505)、国家自然科学基金(61575148)、湖北省技术创新专项(2017ACA167)

* E-mail: tongxinglin@whut.edu.cn

宽扫频范围、窄瞬时线宽、高输出功率及线性输出^[7]的特点。自1997年美国 Fujimoto 小组研制出第一台 SS-OCT 系统以来,已发展出多种结构和类型的 SS-OCT 系统与扫频光源,扫频光源的扫频速度和带宽范围也得到了较大提升^[8-9]。

在 OCT 技术的发展历程中,最重要的几次变革所围绕的核心问题是系统的成像速度^[10]。快速成像的重要性在于能快速捕捉到生物组织结构的变化,避免出现伪影。SS-OCT 系统的成像速度取决于扫频光源的扫频速度。目前,基于调谐滤波器的扫频光源是最常见的一类快速扫频光源,其原理主要是构建各类调谐滤波器,并将其置于激光谐振腔内或腔外,调谐滤波器对输入光波长进行调谐,进而实现不同波长的振荡和稳定输出^[11-15]。针对扫频速度受单次环腔极限限制的问题,2006 年以来,Klein 等^[16]和 Zhang 等^[17]提出基于傅里叶域锁模(FDML)结构的扫频光源,选用光纤法布里-珀罗调谐滤波器(FFP-TF)作为波长选择元件,并在谐振腔内加入一定长度的光纤作为延迟线以延长谐振腔的长度,使得光子渡越周期与滤波器的调谐周期一致,在保持扫频激光器各项指标性能优越的前提下将扫频速度大幅度提高,直到接近 FFP-TF 本身的设计极限。然而,常见的调谐滤波器如 FFP-TF 均为机械扫描,其最大调谐速度受限,进而会限制扫频光源的扫频速度^[18-19]。因此,对于 FDML 结构的扫频光源,为进一步提升滤波器件的扫频速度,需要调节占空比。当占空比调节至 50% 以下时,可在扫频光源结构中使用光学缓存装置以提升扫频速度。

本文提出在激光环腔内引入光学缓存装置来实现对扫频光的备份。在一个调谐周期具有前向与后向扫描的过程中,通过调节调谐滤波器的驱动信号与直流偏置信号,可使这两个扫描过程在时序上形成的两个峰紧密相连。随后利用光学缓存装置将时域中相连的两个峰整体延时,再耦合输出扫频光,最终可实现扫频激光的光源扫频速度翻倍提升。

2 基本原理

扫频光源波长变化具有两个方向。如果波长随时间从短波长变为长波长,则扫描被称为“前向扫描”,从长波长变为短波长,则被称为“后向扫描”。扫频光源通常可以产生单向扫描,或者前向扫描和后向扫描交替的双向扫描。但扫频光源的速率过高会影响扫频范围、输出功率及光源稳定性等,同时也会影响机械装置及电子系统的性能。为突破普通扫

频光源在速度方面的技术瓶颈,Huber 等^[20]最早引入 FDML 思想来有效提高光源的速度。基于 FDML 技术的扫频光源结构如图 1 所示,核心器件包括 FFP-TF、腔内增益半导体光放大器(SOA)、腔外增强级 SOA、偏振控制器(PC)、隔离器(ISO)、延时光纤(delay fiber)和光耦合器(FC)。

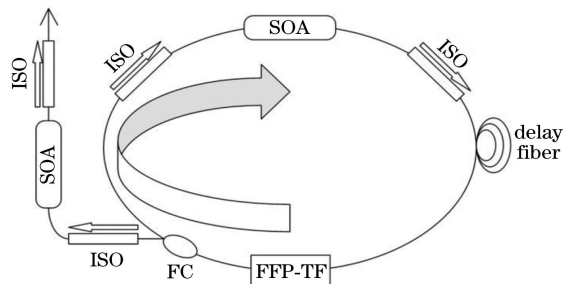


图 1 FDML 扫频光源结构示意图

Fig. 1 Schematic of FDML swept laser source

对于一般的扫频光源,它的环腔光程较短,因此腔内增益 SOA 发出的光在环腔中传输一周的时间很短,与调谐滤波器的驱动信号周期不一致,这会限制扫频速度的提高。而 FDML 技术弥补了这种缺陷,通过增加环腔的传输路径,使得激光通过环形谐振腔所需的时间与调谐滤波器的调谐周期相匹配^[20],其表示为

$$\frac{n}{f_{\text{filter}}} = \frac{L_{\text{cavity}}}{v}, \quad (1)$$

式中: n 是谐波次数; L_{cavity} 是激光谐振腔的长度; f_{filter} 是调谐滤波器的调谐频率; v 是介质中的光速。因此,FDML 扫频光源的扫频速度不再受各色光谱在腔内建立激光谐振的时间限制,而只受限于所用调谐滤波器的最大调谐速度。为进一步提高其扫频速度,需要调节占空比。当占空比调节至 50% 以下时,需在 FDML 扫频光源结构中引入光学缓存装置以提高光源的扫频速率,其中一种典型结构如图 2 所示。利用 FC1 将图 1 中 FDML 扫频光源的输出激光分为两路,其中一路激光进入延时光纤后再进入 FC2,另一路激光直接进入 FC2,两路激光再通过 FC2 耦合输出。

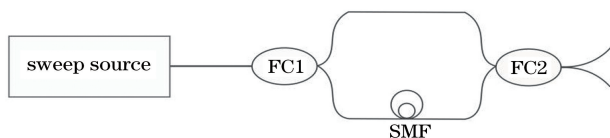


图 2 光学缓存装置结构示意图

Fig. 2 Structural schematic of optical buffer device

在激光环腔外增加光学缓存装置的基本原理如图 3 所示,一路激光通过光缓存装置后产生一定的

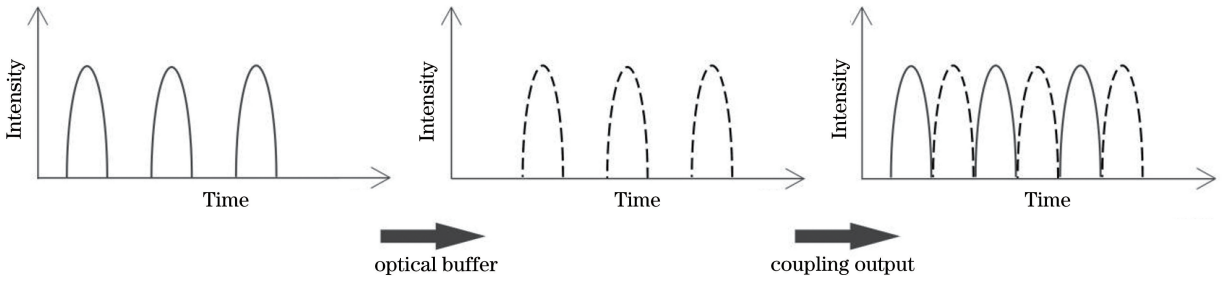


图3 环腔外光学缓存装置的原理

Fig. 3 Principle of optical buffer device outside ring cavity

延时,与另一路直接输出的激光进行耦合后,可翻倍提升输出扫频光的扫频速度。

由图3可知,利用环腔外光学缓存装置提升扫频光源的扫频速度应满足两个重要条件:1)进入光学缓存装置之前,扫频光占空比应低于50%;2)光缓存时间需要与扫频光源的扫频周期匹配。当调谐滤波器具有足够大的自由光谱范围时,可将扫频光单个扫描过程时序上形成的单个峰占空比调节降低至50%以下,进而实现图3所示的调谐过程。然而,该种光缓

存方式在激光环腔外引入了一定长度的延时光纤,这会带来较大损耗,降低了输出光功率。

为降低传统光缓存结构对扫频光输出功率的影响,本文提出一种环腔内光缓存调谐方式,如图4所示。首先使调谐滤波器一个调谐周期内前向扫描和后向扫描过程在时序上形成的两个峰紧密相连,然后通过光学缓存装置将两个时域中相连的峰整体延时,最后耦合输出扫频光,实现扫频光源扫频速度的翻倍提升。

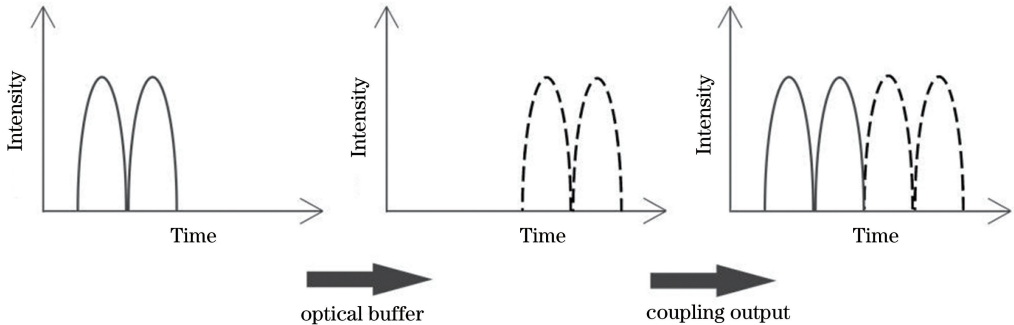


图4 环腔内光学缓存装置的原理

Fig. 4 Principle of optical buffer device within ring cavity

3 方法与实验

基于环腔内光学缓存装置的高速扫频光源如图5所示,该结构包括SOA、PC、ISO、FFP-TF、色散控制延迟线及多个FC。光源的中心波长决定了入射到样品组织内部光的吸收和散射强度,波长越长,散射越小,但吸收因子会越大。中心波长为1310 nm波段的光信号具有较低的散射和更强的组织穿透能力,本文根据实际应用需要,设计1310 nm波段的扫频光源。选用的FFP-TF(Lambda Quest)调谐频率为50.523 kHz;色散控制延迟线选用单模光纤(Corning Inc., SMF28e+),其在1310 nm波长处零色散;将1个SOA(Inphenix Inc., IPSAD1301)作为扫频光源的增益介质,驱动电流为280 mA,由于使用较长的色散控制延迟线会增加损

耗,本实验在光缓存装置后加入SOA(Inphenix Inc., IPSAD1301)进行光功率放大;SOA具有一定的偏振相关增益(PDG),故在环腔中使用PC细调光纤内光的偏振态,以得到最佳扫频光输出;环腔内ISO的使用是为了防止光纤中空间烧孔的产生,环腔外ISO是为了防止腔外增强级SOA的自发辐射光经分光比为50:50耦合器进入环腔内,对环腔内的扫频光造成激光噪声干扰。

根据(1)式可求得基波($n=0$)对应的色散控制延迟线长度为4 km。因此,本实验在环形谐振腔内选取两段长度均为2 km的色散控制延迟线 a 、 b 。两段延迟线之间利用第一个 1×2 光纤耦合器(分光比为80:20)连接,80%的光返回环腔内,另外20%的光耦合输出;激光经过FFP-TF后再利用第二个 1×2 光纤耦合器(分光比为80:20)将80%的光

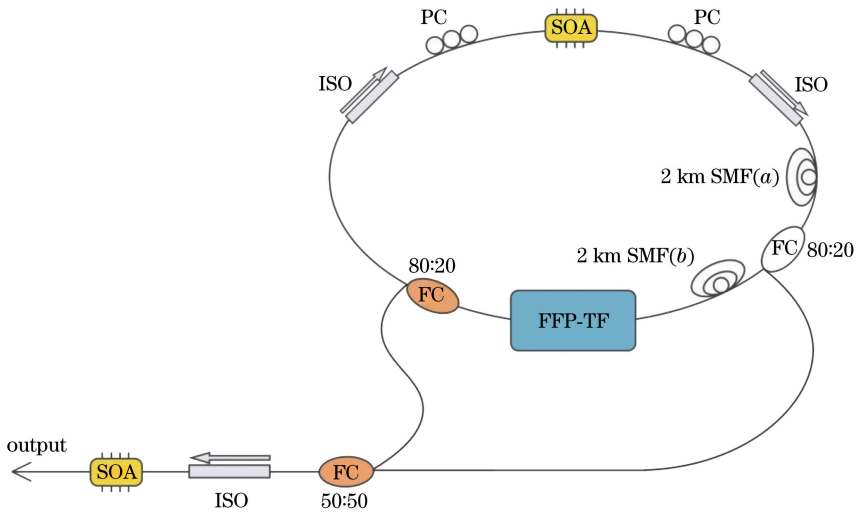


图5 基于环腔内光学缓存装置的扫频激光光源结构图

Fig. 5 Structural schematic of swept laser source based on optical buffer device within ring cavity

返回环腔内,另外20%耦合输出;将两个光纤耦合器的20%输出端与 1×2 光纤耦合器(分光比为50:50)的两个50%输入端连接,最后耦合输出。本实验中将延迟线 a 、 b 相连,作为FDML的4 km延时光纤,延迟线 a 具有环腔内光学缓存作用,能将两个时域中相连的峰整体延时 $1/2$ 个FFP-TF的调谐周期。基于环腔内光学缓存装置的高速扫频光源实物如图6所示。

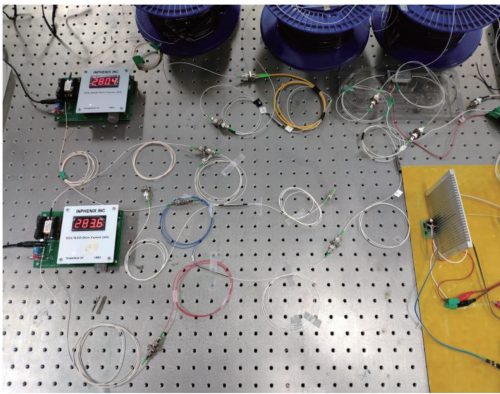


图6 基于环腔内光学缓存装置的扫频激光光源实物图

Fig. 6 Photograph of swept laser source based on optical buffer device within ring cavity

4 方法与实验

实验中选用正弦波函数电压驱动FFP-TF。正弦波驱动信号的频率为50.523 kHz。通过调节正弦驱动信号的幅值,可控制扫频范围,调节直流偏置信号可使一定大小的扫描范围整体偏移。通过对驱动信号幅值和直流偏置信号的调节,可在时序上调整扫

频光的光谱位置。从图7(a)可看出,在调谐滤波器的一个调谐周期内,前向扫描与后向扫描过程的时序光谱因SOA的非线性效应略有差异。图7(b)所示为调节直流偏置信号过程中扫频光时序图中光谱位置的变化。调节直流偏置直至时序图中相邻的两个峰贴合在一起,如图7(c)所示,可看出扫频光占空比约为50%,此时扫频光源的扫频速度达到101 kHz。

基于环腔内光学缓存结构的高速扫频光源在图7(c)的基础上将扫频速度翻倍,最终得到的扫频光扫频速度为202 kHz。图8为环腔内光学缓存的高速扫频光源的扫频光输出归一化时序图。

从图8可以看出,扫频光在时间横轴的 $-7.5 \sim 17.5 \mu\text{s}$ 范围内有完整的4个峰,对应于202 kHz的扫频速率。4个峰的编号分别为1、2、3和4,观察波形轮廓可知,3号峰是对1号峰的复制,4号峰是对2号峰的复制。1、2号峰源于图5右边的80:20光纤耦合器的20%输出端,3、4号峰源于图5左边的80:20光纤耦合器的20%输出端。3、4号峰的整体强度较1、2号峰低了近30%左右。由于3、4号峰经历了两个分光比均为80:20的光纤耦合器,沿环形腔传播过程中经过1次FFP-TF和2 km的延时光纤,故3、4号峰的强度理论上是1、2号峰强度损耗0.7 dB的基础上乘以80%,这与本实验得到的30%损耗基本吻合。

将环腔内光学缓存装置添加到FDML扫频光源的结构中,得到的扫频光源光谱如图9所示。基于环腔内光学缓存装置的扫频光源中心波长为1310 nm,扫频范围为95 nm,瞬时线宽为0.1 nm,扫频速度翻倍提升为202 kHz,平均输出光功率为7.5 mW。

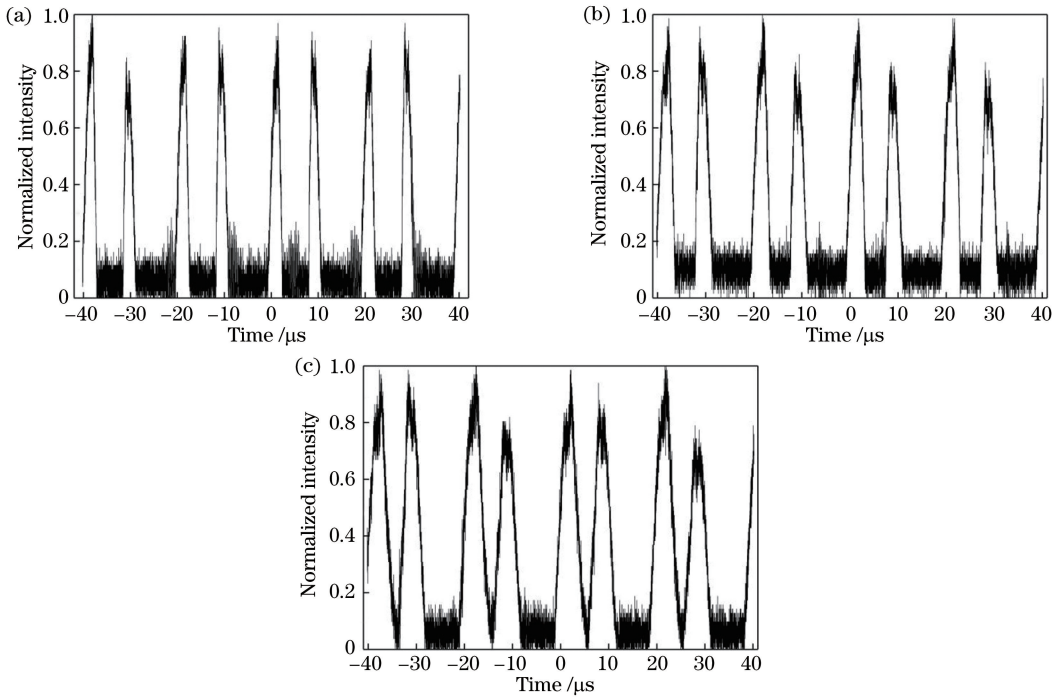


图 7 扫频光时序图的占空比调节。(a)原始扫频光时序图;(b)扫频光时序图的占空比调节过程;
(c)扫频光时序图的占空比为 50%

Fig. 7 Duty ratio adjustment of swept optical sequence diagram. (a) Original diagram of swept optical sequence;
(b) process of duty ratio adjustment of swept optical sequence diagram; (c) duty ratio of swept optical sequence
diagram is adjusted to 50%

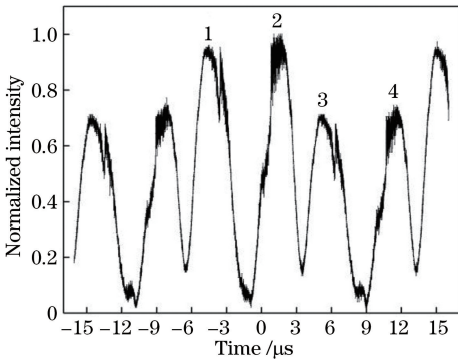


图 8 基于环腔内光学缓存装置的高速扫频光源的归一化光谱时序图

Fig. 8 Normalized spectral sequence diagram of high-speed swept laser source based on optical buffer device within ring cavity

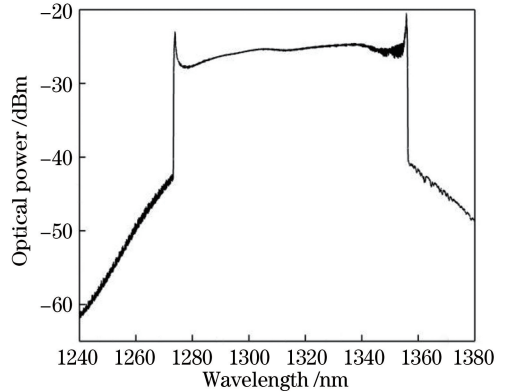


图 9 基于环腔内光学缓存装置的扫频激光光源光谱

Fig. 9 Spectrum of high-speed swept laser source based on optical buffer device within ring cavity

5 结 论

在 FDML 扫频光源的结构基础上,研制出基于环腔内光学缓存装置的高速扫频激光光源。该扫频光源的中心波长为 1310 nm,扫频速度为 202 kHz,扫频范围为 95 nm,平均输出光功率为 7.5 mW,瞬时线宽为 0.1 nm。在高速扫频光源的研制过程中,需要根据扫频光源的时序图严格调节占空比及前、

后向扫描过程的时间间隔。实验结果表明:对于 FDML 扫频光源,在调谐滤波器性能一定的情况下,引入环腔内光学缓存装置后扫频速度得到翻倍提升,扫频范围和瞬时线宽均未受到影响;由于多个光纤耦合器的使用,扫频光源的平均输出光功率略有下降,但仍在合理范围内。基于环腔内光学缓存装置的高速扫频激光光源可实现高速线性扫描,对提升 SS-OCT 系统成像速度具有重要意义。

参 考 文 献

- [1] Li P, Yang S S, Ding Z H, *et al.* Research progress in Fourier domain optical coherence tomography[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207011.
李培, 杨姗姗, 丁志华, 等. 傅里叶域光学相干层析成像技术的研究进展[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207011.
- [2] Song S Y, Li Z L, Gao Y H, *et al.* Swept source optical coherence tomography system for transdermal drug delivery imaging by microneedles[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(8): 0807001.
宋思雨, 李中梁, 高云华, 等. 用于微针经皮给药成像的扫频 OCT 系统[J]. 中国激光, 2018, 45(8): 0807001.
- [3] Xiong Q, Tong X L, Deng C W, *et al.* A novel Mach-Zehnder interferometer using eccentric-core fiber design for optical coherence tomography[J]. Sensors, 2018, 18(5): 1540.
- [4] Wang X, Li Z L, Nan N, *et al.* A method to improve sensitivity of swept source optical coherence tomography system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(8): 0807002.
王瑄, 李中梁, 南楠, 等. 一种提高扫频光学相干层析成像系统灵敏度的方法[J]. 中国激光, 2017, 44(8): 0807002.
- [5] Lu X Q. Development of wide bandwidth swept source with narrow instantaneous linewidth [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2014: 13-18.
卢锡清. 窄瞬时线宽的宽带扫频激光光源的研制[D]. 杭州: 浙江大学, 2014: 13-18.
- [6] Shen Y. The development and application of the recirculation loops swept source optical coherence tomography [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2015: 17-25.
沈毅. 环腔扫频光学相干层析成像系统研制和应用研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2015: 17-25.
- [7] Chen M H. Development of swept laser source for optical coherence tomography [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2011: 29-34.
陈明惠. 扫频激光光源的研制[D]. 杭州: 浙江大学, 2011: 29-34.
- [8] Lim H, de Boer J F, Park B H, *et al.* Optical frequency domain imaging with a rapidly swept laser in the 815-870 nm range[J]. Optics Express, 2006, 14(13): 5937-5944.
- [9] Xu R R. High-speed broad bandwidth swept source at 1 μm [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2015: 14-21.
徐荣荣. 宽带高速 1.0 微米波段扫频激光光源[D]. 成都: 电子科技大学, 2015: 14-21.
- [10] Drexler W, Liu M Y, Kumar A, *et al.* Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality [J]. Journal of Biomedical Optics, 2014, 19(7): 071412.
- [11] Ryu S Y, You J W, Kwak Y K, *et al.* Design of a prism to compensate the image-shifting error of the acousto-optic tunable filter [J]. Optics Express, 2008, 16(22): 17138-17147.
- [12] Huber R, Wojtkowski M, Taira K, *et al.* Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: design and scaling principles[J]. Optics Express, 2005, 13(9): 3513-3528.
- [13] Lee H S, Jung E J, Jeong M Y, *et al.* Broadband wavelength-swept Raman laser for Fourier-domain mode locked swept-source OCT [J]. Journal of the Optical Society of Korea, 2009, 13(3): 316-320.
- [14] Yun S H, Boudoux C, Pierce M C, *et al.* Extended-cavity semiconductor wavelength-swept laser for biomedical imaging[J]. IEEE Photonics Technology Letters, 2004, 16(1): 293-295.
- [15] Oh W Y, Yun S H, Tearney G J, *et al.* 115 kHz tuning repetition rate ultrahigh-speed wavelength-swept semiconductor laser[J]. Optics Letters, 2005, 30(23): 3159-3161.
- [16] Klein T, Wieser W, Eigenwillig C M, *et al.* Megahertz OCT for ultrawide-field retinal imaging with a 1050 nm Fourier domain mode-locked laser [J]. Optics Express, 2011, 19(4): 3044-3062.
- [17] Zhang J, Wang Q, Rao B, *et al.* Swept laser source at 1 μm for Fourier domain optical coherence tomography[J]. Applied Physics Letters, 2006, 89(7): 073901.
- [18] Yamashita S, Takubo Y. Wide and fast wavelength-swept fiber lasers based on dispersion tuning and their application to optical coherence tomography [J]. Photonic Sensors, 2013, 3(4): 320-331.
- [19] Marschall S, Klein T, Wieser W, *et al.* Fourier domain mode-locked swept source at 1050 nm based on a tapered amplifier[J]. Optics Express, 2010, 18(15): 15820-15831.
- [20] Huber R, Wojtkowski M, Fujimoto J G. Fourier domain mode locking (FDML): a new laser operating regime and applications for optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2006, 14(8): 3225-3237.