

文章编号 1004-924X(2016)11-2658-07

基于声光调谐的扫频光源

陈明惠, 范云平, 张 浩, 陶建峰, 田 甜, 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:提出了一种利用声光调谐方法进行滤波的扫频光源来提高它的输出稳定性。阐述了实现光源稳定输出的原理和方法, 研究和分析了光源的相关参数。该系统采用声光调谐的方法代替机械滤波的方式。在一个环形腔内, 使用半导体光放大器(SOA)作为增益介质, 声光可调谐滤波器(AOTF)作为波长选择元件, 利用声光调谐的原理对腔内的光进行选频滤波。在 280 mA 的注入电流下, 得到了 1 294~1 368 nm 的扫频光源, 其中心波长为 1 328 nm, 半高全宽为 51 nm, 扫频速度为 3 731 Hz, 环形腔内直接输出的光功率为 1.14 mW。由于 AOTF 是电控制元件, 波长的调谐不需要机械移动部件, 故提高了系统的稳定性, 输出光谱的重复性也很好。实验显示: 通过这种方法获得的扫频光源输出稳定, 基本满足扫频相干层析成像系统对扫频光源工艺参数的要求。

关键词:扫频光源; 声光可调谐滤波器; 半导体光放大器; 无机械移动; 稳定输出

中图分类号: TN245; TN65 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20162411.2658

Swept source laser based on acousto-optic tuning

CHEN Ming-hui, FAN Yun-ping, ZHANG Hao, TAO Jian-feng, TIAN Tian, 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: A swept-source laser by using an Acousto-optic Tunable Filter(AOTF) was researched to improve the stability of the source output. The principles and method to implement output stability of the source were described, and corresponding parameters of the source were analyzed. An acousto-optic tuning was selected to replace the mechanical filtering to improve its output stability. A Semiconductor Optical Amplifier(SOA) was used as a gain medium and the AOTF was used as a wavelength-selected element in an internal fiber ring cavity. The acousto-optic interaction was used in the filtering of light in the cavity. With the SOA injection current of 280 mA, the continuous wavelength tuning range of the source is from 1 294 to 1 368 nm centered at a wavelength of 1 330 nm, and its sweep rate is 3 731 Hz, the full width at half maximum is 51 nm and the output power from the ring cavity is 1.14 mW. By using the electric control element AOTF, the system implements the electronic tuning without mechanical movement elements, so it shows good output stability and excellent spectral repetition. It concludes that the swept-source laser obtained by this method has a stable output and satisfies the requirements of the other parameters of the swept source optical coherence tomography.

Key words: swept-source; Acousto-optic Tunable Filter(AOTF); Semiconductor Optical Amplifier(SOA); non-mechanical movement; stable output

收稿日期: 2016-07-11; 修订日期: 2016-08-01.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(No. 61308115); 上海市自然科学基金资助项目(No. 13ZR1457900)

1 引言

新型激光技术的广泛运用促进了生物医学光学成像技术的发展^[1]。其中,光学相干层析成像(Optical Coherence Tomography, OCT)技术以其高分辨率、非接触式、无损伤、多信息等特点引起了国内外学者的广泛关注^[2-4]。目前,全球有超过 50 家公司生产 OCT 系统,超过一百个研究中心和实验室参与这项技术的研发,超过一千个关于 OCT 系统的工程解决方案已经获得专利,还有超过一万篇的科学报告^[5]。经过 20 多年的发展,OCT 技术已成功应用于眼科^[6-7]、肿瘤^[8]、心脏^[9]、内窥^[10]、皮肤^[11]等领域,同时也在艺术品^[12]、吸收光谱^[13]、血糖^[14]的检测等领域发挥着越来越多的作用。

传统的 OCT 技术分为时域 OCT 和傅里叶域 OCT,通常使用低相干光源作为系统的成像光源。近十年来,用于扫频 OCT 的扫频光源技术得到了快速发展。相比于传统的 OCT 系统,基于扫频光源的 OCT 系统在分辨率和成像速度上有了很大的提升,从而能够获得更好的分辨率和更快的成像速度。一个完整的扫频光源系统主要包括一个用于提供背景光增益放大的增益介质和一个用于频率调谐的滤波装置。目前,常见的扫频光源采用半导体光放大器配合一个光栅/旋转镜或者光纤型法布里-珀罗调谐滤波器构成一个环形腔来进行选频滤波,通过耦合器产生输出光源,得到的扫频光源的光谱范围通常在几十到一百多纳米,光源的扫频速度从几千赫兹到几兆赫兹,输出光功率从几毫瓦到几十毫瓦^[6]。但是此类分光元件在滤波过程中滤波元件的内部部件会发生机械移动,从而造成输出光源不稳定、重复性差等缺点。

一种解决的方法就是使用非机械式的滤波元件,滤波时部件不会发生机械移动,从而保证整个光源系统的输出稳定。声光调谐滤波器(Acousto-Optic Tunable Filter, AOTF)是一种基于声光效应的滤波元件,滤波过程中内部元件不需要进行机械移动而是通过声波调制来改变输出光的波长,从而实现不同光波长的稳定连续输出。

AOTF 结构固定,无活动部件,作为滤波元件具有体积小、重量轻、通光孔径和入射光孔径大、衍射效率高、可进行宽范围内的灵活快速调谐等优点,目前主要应用在光谱成像^[15]等领域。AOTF 的调节范围比较宽,频率的切换速度快,频率的调谐过程不需要部件的机械运动,相位稳定性高,发射波长由射频(Radio Frequency, RF)信号的频率决定,并且两者具有严格的线性关系,工作时能够根据需要任意、快速、准确地切换到特定的波长,但是 AOTF 扫频光源的扫频速度在 kHz 量级^[6],因此不能满足大多数医学 OCT 的要求。不过在相敏 OCT^[16]、线性域 OCT^[17]等的应用上,AOTF 被证明是最理想的滤波元件,其原因是线性域 OCT 的成像过程中部件运动会引起伪影,从而损坏图像质量,同时线性域 OCT 不需要非常快的扫频速度就能够获得较高分辨率的实时图像。相敏 OCT 的多普勒动态范围主要受限于装置的稳定性,而 AOTF 系统结构稳定,所以得到了很好的应用。本文提出了一种基于 AOTF 的宽带宽扫频光源,宽的调谐范围确保了高的轴向分辨率,无机械移动的调谐方式确保了光源的稳定输出,几千赫兹的扫频速度能够很好地满足部分医学 OCT 的应用需求。

2 实验原理与方法

为了实现光源输出稳定、重复性好的特点,这里采用声光调谐的方式对谐振腔内的光进行选频滤波。整个系统如图 1 所示,其中半导体光学放大器(Semiconductor Optical Amplifier, SOA)(型号:IPSAD1304-5110)产生的放大自发辐射光作为整个光源的背景光并提供激光放大所需要的增益介质,经过隔离器控制光运行的方向。从隔离器出来的光经过 AOTF(型号:1301-SY-12062)选频滤波,通过改变作用于声光晶体上的超声波的频率和振幅来改变衍射光的带宽和功率。滤波后的光经过一个光纤耦合器产生耦合输出光,另一部分光继续在环腔里放大,通过 SOA 补偿损失的能量,最终形成稳定的输出。偏正控制器主要用于控制光的偏振态使得输出的光功率最大。

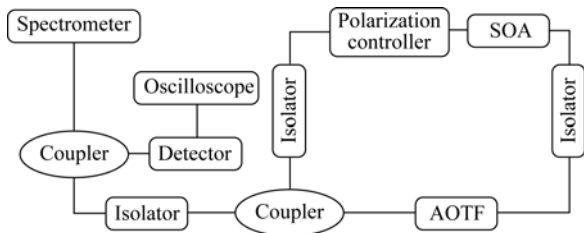


图 1 声光调谐扫频光源系统的结构图

Fig. 1 Schematic diagram of swept source laser based on AOTF

SOA 通过外界泵浦电流提供泵浦源,不同泵浦电流下 SOA 的自发辐射光的光谱如图 2 所示,可见 SOA 的泵浦电流越大,自发辐射光的光谱范围和强度越大。这是由于随着 SOA 注入电流的增加,SOA 的增益带宽会增加,但是当 SOA 的注入电流大于 280 mA 时,芯片温度过高会造成激光输出中断的现象。因此为了获得较宽的激光调谐范围,同时又能够获得长时间的稳定输出,本文选择在注入电流为 280 mA 时 SOA 的自发辐射光作为光源的背景光。

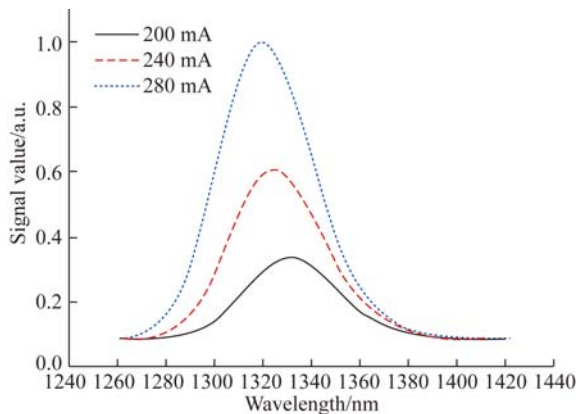


图 2 不同注入电流下 SOA 的自发辐射光谱范围

Fig. 2 Injection current versus wavelength of amplified spontaneous emission

这里所采用的 AOTF 的可调范围大于 SOA 的自发辐射光的范围。为了让 AOTF 保持最大的工作效率,AOTF 的工作范围需要与 SOA 的调谐范围相匹配。RF 信号的频率决定了 AOTF 的衍射波长,两者的关系如图 3 所示,其中方点是实验得到的数据,实线是拟合结果。AOTF 与 SOA 相匹配的工作频率为 98~105 MHz,在这

个调谐频率之外由于不存在 SOA 的放大自发辐射背景光或者衍射光强非常小,没有实际有效的衍射光输出。

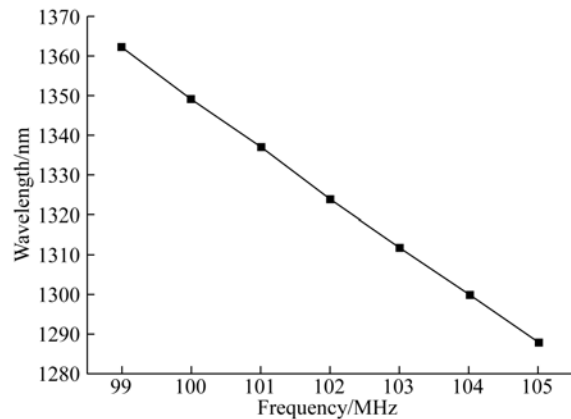


图 3 AOTF 的衍射光中心波长与 RF 信号频率的关系

Fig. 3 RF versus peak wavelength of a tuned spectrum of AOTF

从自发辐射光到扫频光源的输出大致要经过 4 个过程。首先由 SOA 产生自发辐射光并通过滤波器进行选频滤波,滤波器每次只能允许一种波长的光输出;然后此类波长的光返回 SOA 增益介质中进行增益放大,这一过程不改变此类光波的中心波长;接着此类光波继续经过滤波器并返回到增益介质中进行增益放大,此过程中滤波器的透射窗口保持不变;最后,当该波长的光经过若干次增益放大到达激光输出的阈值条件时,由耦合器输出。这种滤波方式下,只有当一束窄带宽的光在腔内多次往返到达激光输出阈值时,滤波器的透射窗口才会切换到下个波长,因此光源的最大扫频速度主要受到由自发辐射光到激光输出这段时间的限制,该时间主要取决于激光增益、饱和功率、泵浦电流以及光在腔内往返的时间^[18]。

3 实验结果

实验输出光源的特征主要通过光谱仪和示波器观察。将 AOTF 作为扫频光源的滤波器,光在谐振腔内往返一次的时间约为 60 ns。为了保证光在腔内多次增益达到激光输出的阈值,并且保证输

出光源具有较快的扫频速度,将扫频光源的时间间隔设置在 500 ns。图 4(a)为示波器的显示结果,其中大数值为前向扫描的部分,小数值为后向扫描的部分。造成这种差异的原因是 RF 信号的频移现象使得后向扫描期间滤波窗口和腔内多次振荡的衍射光的中心波长不完全匹配,从而减弱了后向扫描过程中的光功率^[19]。如图 4(b)所示,扫频光源的中心波长为 1 330 nm,光谱波段约为 1 294 ~ 1 368 nm,半高全宽为 51 nm,光源的瞬时线宽约为 7 nm,扫描线速度约为 279 850 nm/s(3 731 Hz),光功率约为 1.14 mW。

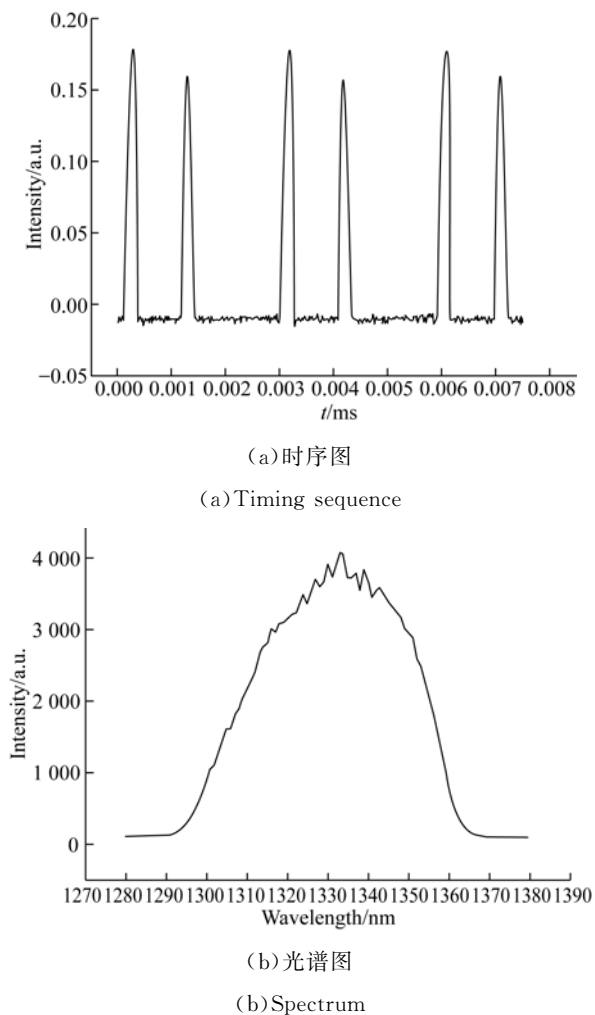


图 4 声光调谐扫频光源的时序图和光谱图

Fig. 4 Timing sequence and spectrum of swept source laser based on AOTF

为了研究 AOTF 作为调谐滤波器的工作特性,通过实验得到了 AOTF 在不同调谐状态下扫

频光源的光谱峰值功率和扫频速度,如图 5 所示。由图 5 可知,在一定的范围内,扫频光源的扫频速度与输出光功率成反比。理论上,作用于 AOTF 的射频信号的频率间隔越大,两次扫描的时间间隔越短,扫频速度越快,光功率越低。这是由于射频信号的频率间隔越大,在整个扫频范围内扫描的点越少,从滤波器透射的窄带宽的激光束越少,对于同一个滤波器,它的扫频速度就会增大,光功率则会越低;同样,射频信号的频率间隔越小,能够获得的扫描点越多,两次扫描时间间隔越短。在相同的时间内,滤波器透射窗口变化的次数就会越多,透射出的窄带宽的波长数就会越多,因而输出光源的扫频速度就会越快,但是由于窗口的透射时间较短,窄带宽的激光束在腔内往返的次数较少,因此耦合输出的光功率较低。然而当两次扫描的时间间隔小到一定值时,没有有效的激光输出,这是因为腔内的光束没有足够的时间建立振荡,能量较低,达不到激光输出的阈值。在实际应用中,需要根据不同的要求权衡输出光谱的峰值功率和光源扫频速度之间的关系。

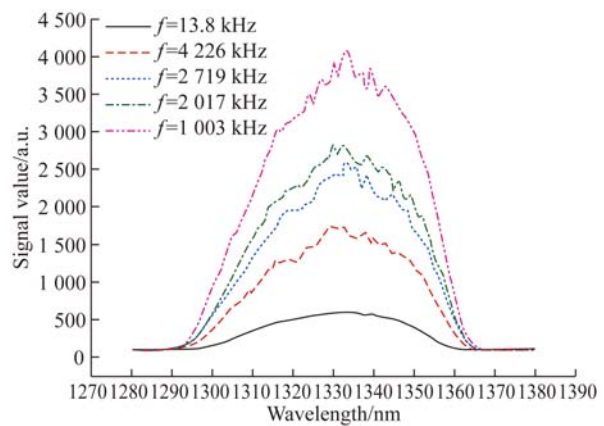


图 5 不同扫频速度下输出光源的光谱图

Fig. 5 Output spectra of swept source laser for different sweeping frequencies

用平面镜做样品,对所搭建的扫频光源系统的点扩散函数进行了测量,结果如图 6 所示。点扩散函数的半高全宽代表了系统的轴向分辨率,从点扩散函数可以得出系统的轴向分辨率约为 16.5 μm (在空气中),其理论计算值为 15 μm ,理论值与实验值接近。

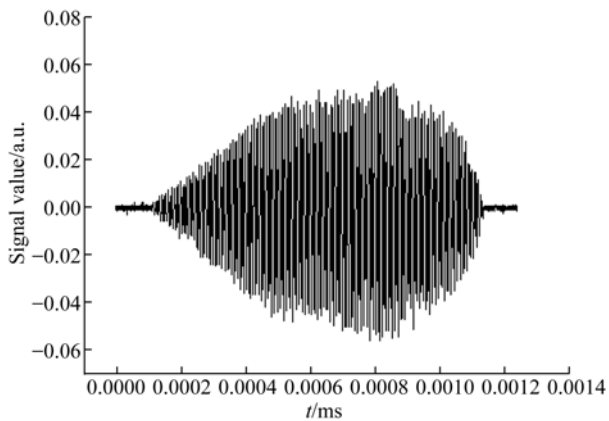


图 6 扫频光源系统的干涉图像

Fig. 6 Interference image of swept laser source

4 讨论

相对于其它滤波器的扫频光源,基于 AOTF 的扫频光源在扫频速度上没有优势。与其它短腔扫频光源一样,光源的扫频速度主要受限于激光输出的建立时间。另外,基于 AOTF 的扫频光源中用于传播声波的光子的非弹性散射会造成环形腔射频信号的频率偏移,由于滤波器的透射窗口由 RF 信号的频率决定,因此会使透射窗口与腔内窄带宽的激光束不完全对称,从而造成透射光功率的下降,同时这一不对称会随着激光在腔内往返次数的增加而叠加。综上可知,相比于其它类型的环形腔,基于 AOTF 的环形腔需要激光在腔内往返更多的圈数,大大降低了扫频光源的扫频速度。根据短腔扫频光源速度的制约因素,一种改进方法是通过技术手段缩短腔长,从而减少激光在腔内往返的时间来获得更快的扫频速度;另一种方法就是通过一定的手段减少腔内的损耗,或者换用信号增益系数更高的光放大器。这两种方法的目的都是尽量较少激光达到饱和需要在腔内往返的次数,从而提高扫频激光的速度。结合本文输出光源占空比较小(约为 30%)的特点,一种可行的间接方法是在腔外通过环形器将

一部分光分入光纤延时,使其刚好延迟输出光一个时间周期,陆续再分出一部分光延迟两个周期,从而使扫频速度提高至原来的 3 倍。

一个理想的扫频光源不仅要具有较快的扫频速度,同时还要具有一个较强的输出光功率,即窄的瞬时线宽。光源的瞬时线宽主要由滤波器的分辨率决定,同时也受到光纤色散等因素的影响。本文所选用的滤波器的分辨率没有优势,一种改进方法是采用瞬时线宽更窄的滤波器;另外也可以将一个具有窄瞬时线宽的滤波器与本文所采用的宽调谐光谱的滤波器进行组合,从而实现窄瞬时线宽和宽调谐范围的光谱输出。输出光源的光功率主要受到泵浦电流、SOA 的小信号放大系数以及腔内损耗的影响,目前常用的解决方法是在腔外再接一个 SOA,从而进一步放大光功率。

最后通过比较同一时间段多次测量得到的实验数据的差异性,发现实验数据的差值较小,光谱波形基本一致。另外还比较了不同时间段所测得的数据的差异性,发现不同时间段的数据差值也比较小,光谱的重合性也比较好。由此可知,声光调谐扫频光源的稳定性较好。

5 结论

本文根据声光调谐原理以及扫频光源的研制方法,提出了一套具有稳定输出的扫频光源。在 280 mA 的注入电流下,扫频光源的中心波长为 1 330 nm,扫频波段为 1 294~1 368 nm,半高全宽为 51 nm,扫频速度为 279 850 nm/s,环形腔内直接输出的光功率为 1.14 mW,扫频光源空气中的轴向分辨率约为 15 μm 。最后,通过分析光源的整体性能提出了相应的改进方法。结果表明:基于 AOTF 的扫频光源系统的输出稳定,对研发新型的 OCT 系统具有重要意义。

参考文献:

[1] 李相银. 激光原理技术及应用[M]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学出版社, 2004:422-430.

LI X Y. *The Principle of Laser Technology and Its Application* [M]. Harbin: Harbin Institute of Technology Press, 2004:422-430. (in Chinese)

[2] MANSOURI K, MEDEIROS F A, MARCHASE

- N, *et al.*. Assessment of choroidal thickness and volume during the water drinking test by swept-source optical coherence tomography [J]. *Ophthalmology*, 2013,120(12):2508-2516.
- [3] FERRARA D, MOHLER K J, WAHEED N, *et al.*. En face enhanced-depth swept-source optical coherence tomography features of chronic central serous chorioretinopathy [J]. *Ophthalmology*, 2013,121(3):719-726.
- [4] 陈明惠,李昊,范云平. 30 kHz 窄瞬时线宽扫频激光光源的研制 [J]. *中国激光*, 2016, 43(4):0416001.
- CHEN M H, LI H, FAN Y P. Development of 30 kHz repetition rate swept laser source with narrow instantaneous linewidth [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016,43(4):0416001. (in Chinese)
- [5] KOSTIN Y O, LADUGIN M A, LOBINTSOV A A, *et al.*. Semiconductor lasers with a continuous tuning range above 100 nm in the nearest IR spectral region [J]. *Quantum Electronics*, 2015,45(8):697-700.
- [6] MORENO J R, RUIZ-MEDRANO J, FLORES-MORENO I, *et al.*. Macular choroidal thickness profile in healthy population measured by swept-source optical coherence tomography [J]. *Retina*, 2015,35(10):3532-3542.
- [7] PAGNONI A, KNUETTEL A, WELKER P, *et al.*. Optical coherence tomography in dermatology [J]. *Giornale Italiano Di Dermatologia E Venereologia*, 2015,18(6):1526-1534.
- [8] 何卫红,何永红,李鹏,等. 眼底 OCT 成像系统的研制 [J]. *光学精密工程*, 2008, 16(3):438-443.
- HE W H, HE Y H, LI P, *et al.*. Development of imaging system for optical coherence tomography in ophthalmology [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(3):438-443. (in Chinese)
- [9] YONETSU T, KATO K, BOUMA B E, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Circulation Journal*, 2013,28(21):2049-2051.
- [10] FORD H D, TATAM R P. Characterization of optical fiber imaging bundles for swept-source optical coherence tomography [J]. *Applied Optics*, 2011,50(5):627-640.
- [11] LIEW Y M, MCLAUGHLIN R A, GONG P, *et al.*. In vivo assessment of human burn scars through automated quantification of vascularity using optical coherence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2013,18(6):400-404.
- [12] 曾楠,何永红,马辉. 用于玉石结构分析的光学相干层析技术 [J]. *光学精密工程*, 2008, 16(7):1335-1342.
- ZENG N, HE Y H, MA H. Imaging and analyzing subsurface morphologies of jade objects with optical coherence tomography [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008,16(7):1335-1342. (in Chinese)
- [13] STEIN B A, JAYARAMAN V, JIANG J Y, *et al.*. Doppler-limited H₂O and HF absorption spectroscopy by sweeping the 1,321-1,354 nm range at 55 kHz repetition rate using a single-mode MEMS-tunable VCSEL [J]. *Applied Physics B*, 2012,108(4):721-725.
- [14] 许全盛,冯曙,叶大田. 光学相干层析术无损检测血糖的测量效果评价 [J]. *光学精密工程*, 2010, 18(12):2688-2694.
- XU Q SH, FENG SH, YE D T. Evaluation of non-invasive detection of blood glucose using OCT [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(12):2688-2694. (in Chinese)
- [15] 赵慧洁,程宣,张颖. 用于火星探测的声光可调谐滤波器成像光谱仪 [J]. *光学精密工程*, 2012, 20(9):1945-1952.
- ZHAO H J, CHENG X, ZHANG Y. Design of acousto-optic imaging spectrometer for mars exploration [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(9):1945-1952. (in Chinese)
- [16] BIRNGRUBER R, HUTTMANN G. Imaging of photothermal tissue expansion via phase sensitive optical coherence tomography [J]. *SPIE*, 2012, 8213(1):82131S.
- [17] LEE S W, KIM B M. Line-field optical coherence tomography using frequency-sweeping source [J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2008,14(1):50-55.
- [18] 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.
- [19] HILLMANN D, BONIN T, LÜHRS C, *et al.*. Common approach for compensation of axial mo-

tion artifacts in swept-source OCT and dispersion in Fourier-domain OCT [J]. *Optics Express*, 2012, 20(6): 6761-6776.

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

[20] KODACH V M, FABER D J, LEEUWEN T G V. Wavelength swept Ti:sapphire laser [J]. *Optics Communications*, 2008, 281(19): 4975-4978.

通讯作者:



郑刚(1962—),男,浙江余姚人,博士,研究员,博士生导师,1982年于南京理工大学(原华东工程学院)获得学士学位,1985年于天津大学获得硕士学位,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和科研工作。E-mail: gangzheng@usst.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)