

30 kHz窄瞬时线宽扫频激光光源的研制

陈明惠 李 昊 范云平

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

摘要 搭建了一个中心波长为1340 nm、扫频速度为30 kHz的光纤型窄瞬时线宽扫频激光光源,光源相位和光强稳定性高,扫频范围为10 nm,半峰全宽为6 nm,瞬时线宽小于0.018 nm,输出平均光功率为9.1 mW。实验扫频激光光源在傅里叶域锁模技术的基础上,使用精密度为5578、窄透射窗口的法布里-珀罗滤波器(FFP-TF)作为调谐滤波器,以腔内增益介质的自发辐射为背景光,经过单模长光纤后,到达FFP-TF并对腔内的激光进行调谐滤波,最后稳定地输出窄瞬时线宽的扫频激光。讨论了影响光源瞬时线宽的因素。搭建的窄瞬时线宽扫频激光光源具有极高的精密度和稳定性,可直接应用于对分辨率要求比较高的高速分子光谱学、分子吸收光谱学等领域。

关键词 光学设计; 光学相干层析术; 扫频激光光源; 窄瞬时线宽; 傅里叶域锁模; 法布里-珀罗调谐滤波器

中图分类号 R445.9

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201643.0416001

Development of 30 kHz Repetition Rate Swept Laser Source with Narrow Instantaneous Linewidth

Chen Minghui Li Hao Fan Yunping

*School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology,
Shanghai 200093, China*

Abstract An all-fiber 30 kHz repetition rate swept laser source at a center wavelength of 1340 nm with narrow instantaneous linewidth is built for swept source optical coherence tomography. The phase and the intensity of the swept source are stable. The scanning range of the swept source is 10 nm, the full width at half maximum is 6 nm, the instantaneous linewidth is less than 0.018 nm and the average output power is 9.1 mW. Based on the Fourier-domain mode locking, the swept laser source uses a Fabry-Perot interferometer tunable filter (FFP-TF) with finesse of 5578 and narrow transmission window. Spontaneous emission of the gain medium is used as background light, and passes through the long dispersion managed delay line into the FFP-TF. After filtering and parameter matching, the system can resonate and produce an ultra-stable swept laser. The factors influencing the instantaneous linewidth of the swept source are discussed. The swept laser source shows high finesse which makes it suitable for high-speed molecular spectroscopy and molecular absorption spectroscopy.

Key words optical design; optical coherence tomography; swept laser source; narrow instantaneous linewidth; Fourier domain mode locking; Fabry-Perot interferometer tunable filter

OCIS codes 220.4830; 030.1640; 170.1650; 170.4500

1 引言

光学相干层析成像(OCT)能够提供非侵入式、对人体无损害的诊断图像,在探测深度和横向扫描上具有高分辨率、高灵敏度以及实时快速成像的优点,可以应用于不同的光学成像领域:1)宏观成像领域,即可以通过肉眼或者较低的放大倍率观察到的领域;2)内窥镜成像领域,对放大倍率要求在中低等;3)显微成像领

收稿日期: 2015-08-20; 收到修改稿日期: 2015-12-02

基金项目: 国家自然科学基金(61308115)、上海市自然科学基金(13ZR1457900)、上海高校青年教师培养资助计划(ZZSLG12017)、医学光电科学与技术教育部重点实验室开放课题(JYG1212)

作者简介: 陈明惠(1983—),女,博士,副教授,主要从事生物医学光学等方面的研究。E-mail: cmhui.43@163.com

域,即通过使用放大倍率达到 OCT 微观分辨率极限的微观成像领域,可被用来评估原位组织和细胞的功能和形态^[1-6]。

扫频激光光源的研究主要可以分为两大类:一是延展脉冲 OCT(SP-OCT),利用带宽较宽的脉冲光源,将光输入到长光纤内,使其发生色散和时间上的延迟输出,达到滤波的目的,但是由于使用的超连续脉冲光有显著的噪声,造成 SP-OCT 的灵敏度较差^[7];二是现在较为普遍的基于各类调谐滤波器的扫频激光光源,光学滤波器放入激光谐振腔内或者腔外,如电光调制器^[8]、光栅扫描电子显微镜^[9-11]、光纤法布里-珀罗滤波器(FFP-TF)^[12]和较新出现的微电机系统扫描电子显微镜^[13-15],将输入的光进行调谐滤波后依次输出。

本文基于之前的研究^[16],设计了一套输出窄瞬时线宽激光的扫频激光光源平台,通过降低扫频激光光源的输出光谱带宽,达到了光源输出窄瞬时线宽扫频激光的目的。以助推式光学放大器(BOA)为腔内的增益介质,引入长光纤,使用窄带宽的法布里-珀罗滤波器作为光学调谐滤波器,用半导体光放大器(SOA)作为腔外光功率增强单元,最终得到窄瞬时线宽的扫频激光光源,光源的光谱分辨率极高。扫频光源系统使用精细度更高、透射窗口更窄的滤波器。通过研究滤波器特性,采用电压放大器改变加载至滤波器的电压,使搭建的扫频激光光源的瞬时线宽从亚纳米提高到 10 pm 量级。窄瞬时线宽的扫频光源的噪声低,输出光功率比宽带宽的扫频光源更容易达到超稳定状态,而且光源具有高精度和高灵敏度等特点,可以直接应用于高速分子光谱学、分子吸收光谱学等领域^[17]。

2 系统方案设计

搭建的窄瞬时线宽输出的扫频激光光源,选用具有较窄自由光谱、高精度度和较窄带宽的法布里-珀罗滤波器作为调谐滤波器,设计的系统如图 1 所示。

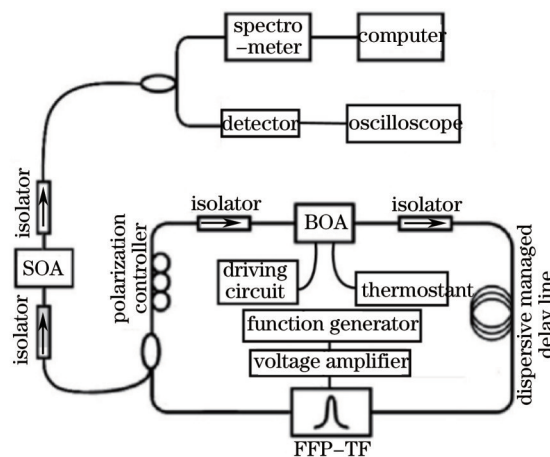


图 1 基于 FFP-TF 的窄瞬时线宽扫频光源结构图

Fig.1 Layout of swept source with narrow instantaneous linewidth based on FFP-TF

长光纤长度为 6849 m, FFP-TF 的精细度为 5578, 与之前搭建的精细度为 2000 的扫频系统滤波器相比^[16], 精细度提高了 2 倍以上。FFP-TF 的透射窗口带宽由 0.103 nm 提升为 0.018 nm, 自由光谱范围为 100.4 nm, 减小了近 85 nm。搭建的窄瞬时线宽的扫频激光光源能够高稳定、低噪声地输出扫频激光, 虽然系统的分辨率降低, 但具有极高的精细度, 瞬时线宽小于 0.018 nm, 对空气中的物质有较好的响应灵敏度, 能够较好地应用于环境检测领域^[18]。

通过信号发生器(33210A, Agilent 公司)产生正弦信号, 加载到 FFP-TF 两端, 通过调节滤波器的扫频频率和偏置电压, 可以调制滤波器的扫描范围和扫描速度。由于信号发生器电压最大只能调节到 10 V, 所以需要使用电压放大器调节滤波器的透射窗口范围大小。采用助推光学放大器 BOA(BOA1036S, Thorlabs 公司)作为腔内增益介质, 中心波长为 1351 nm, 带宽为 100 nm。除了 BOA 的驱动电路外, 还额外使用了恒温器, 以保证 BOA 在恒温状态下持续稳定地输出激光, 不会因运行时间长、温度过高而中断激光输出。扫频激光光源的自发辐射背景光来自于腔内作为增益介质的 BOA, BOA 两端使用光隔离器保证光的单向传播, 并使用偏振控制器控制环形谐振腔内光的偏振态, 经过单模的长光纤后, 光到达 FFP-TF, 对腔内的激光进行调谐

滤波,最后稳定地输出扫频激光。BOA是单程行波放大器,对单色和多波长信号的性能都比用SOA更好。由于BOA只放大一种偏振态,最适合应用于已知输入光偏振态的情况。如果输入光的偏振态未知或者有波动,则需要用SOA。BOA的增益、噪声、频宽和饱和功率均优于SOA,这是由于设计的特点使得SOA对偏振不敏感。偏振控制器是为了使输出光和输出光的偏振状态保持一致,环形腔输出端使用耦合比为90:10的单模光纤耦合器,滤波后使90%的光经过偏振控制器后,返回BOA内继续谐振,只有10%的光经过腔外的SOA放大后最终输出。SOA两端隔离器的使用是为了使输出的激光单向传播,以免造成反向杂散光的影响。激光输出后使用耦合器,使40%的光经过光电探测器后转换成电信号,可利用示波器查看输出光谱信号,60%的光进入光谱仪内,可用光谱图查看。

扫频光源系统谐振过程大致可以分为4个阶段:1)起始阶段,光从自发辐射产生,经过滤波器后形成一份中心波长不同的光束;2)被滤出的光返回到BOA增益介质中进行增益放大,每一份光都会被放大;3)光经过BOA增益放大后,再次到达滤波器,此时滤波器的透射窗口恰好调节到该波长的位置,使光能够低损耗地通过滤波器;4)该波段的波长经过第2)和第3)阶段的增益放大后,到达激光的阈值条件时从耦合器输出到SOA处再进行进一步的放大后最终输出激光。在扫频激光光源的一个扫频周期内,由于FFP-TF的特性,不同时刻激光输出的瞬时线宽不同。根据所设计的扫频激光光源系统,FFP-TF的透射波长在一个周期内的变化如图2所示。

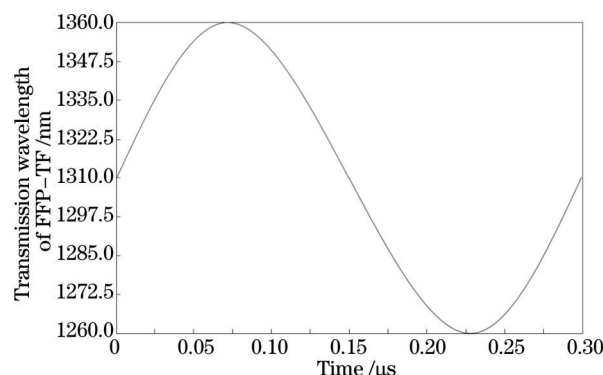


图2 一个周期内FFP-TF的透射波长模拟图

Fig.2 Transmission wavelength of FFP-TF in one cycle

3 实验结果

用光谱仪和示波器测量搭建的基于FFP-TF窄瞬时线宽扫频激光光源的输出光源数据。在环形谐振腔内加入长光纤后,根据环形谐振腔的总长度和光子渡越周期相匹配原理,光子渡越周期与滤波器的调谐周期需要互相匹配。因为一个周期内FFP-TF分为前周期扫描和后周期扫描,即在滤波器的一个扫描周期内,输出的扫频激光光源已经经历了两个扫描周期,设定扫频激光光源的扫描频率为30 kHz,则加载至FFP-TF的正弦波信号频率为15 kHz,这样环形腔内的光子渡越周期才与滤波器的调谐周期相匹配,才能较明显地提高输出光功率。要得到窄瞬时线宽扫频激光,加载到FFP-TF的偏置电压为9.5 V,偏置电压的峰峰值为0.5 V,用耦合比为40:60的光纤耦合器将谐振腔内60%的光输出到光谱仪中,测量扫频激光光源的输出光谱,光谱图如图3(a)所示。40%的光通过光电探测器接入示波器中,观察到的结果如图3(b)所示。

从图3(a)可以看出,中心波长为1340 nm时,扫频激光光源的输出光谱范围约为1335~1345 nm,带宽为10 nm。当加载至FFP-TF的正弦波信号频率为15 kHz时,示波器显示扫频激光光源的输出时序图为梳状,说明输出光源为扫频光源,扫描频率为29.73 kHz,在示波器上横坐标表示时间,纵坐标以电压值表示检测到的光信号强度。

瞬时线宽决定了扫频OCT的成像深度,该扫频光源对应成像范围为44 mm。要得到窄瞬时线宽的扫频激光光源,需要研究影响光源瞬时线宽的因素,对于扫频激光光源的机制才能有更深入的了解,同时也能拓展扫频激光光源的应用前景。目前的研究认为影响扫频激光光源瞬时线宽的因素主要有光纤色散^[19]、所用滤波器的带宽^[18]和滤波器的调频周期与光子渡越周期的匹配程度^[20-22]。

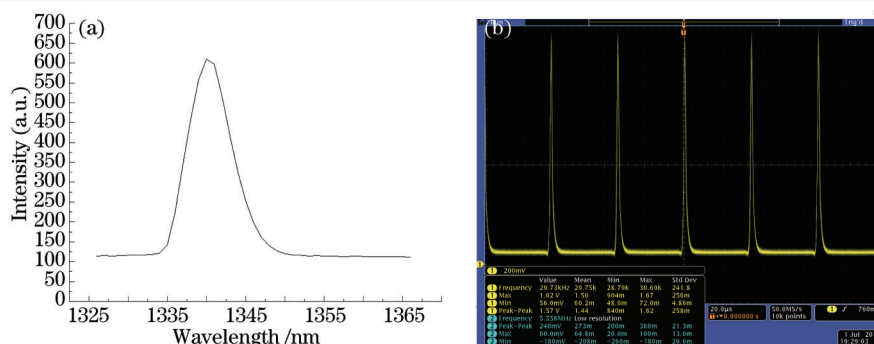


图3 (a) 扫频光源输出光谱图; (b) 扫频光源在示波器上的时序图

Fig.3 (a) Spectrum of the swept source; (b) oscilloscope sequence diagram of the swept source

选用G652D的光纤作为延迟线,该光纤在1310 nm波长处为零色散,确保了该波段的光在谐振腔中传播时受到的色散影响可以减至最小,保证了光源最终能输出窄瞬时线宽的光,各个波长单次环圈的时间差 $\Delta\tau$ 可以表示为

$$\Delta\tau = (\lambda - 1310)^2 \times 0.086 \times L, \quad (1)$$

式中 λ 为光波长,光纤色散斜率为 $0.086 \text{ ps} \cdot \text{km}^{-1} \cdot \text{nm}^{-2}$, L 为环形谐振腔的总腔长, $L=6860 \text{ m}$,光纤在1310 nm波段为零色散。扫频激光光源的扫频范围为1335~1345 nm,代入(1)式可得1335 nm的光波单次环圈时间差为0.37 ns,1345 nm的光波单次环圈时间差为0.72 ns,所以在实际运行分析中需要考虑色散对光源造成的影响。

在实际运行中,光源输出的平均瞬时线宽与滤波器的带宽会有一些偏差,扫频光源最终实际得到的平均瞬时线宽比滤波器的瞬时线宽窄,主要是因为傅里叶域锁模的模式竞争所导致,扫频激光输出的瞬时线宽要优于滤波器的带宽。

所设计的扫频激光光源系统理论扫频频率为30 kHz,即扫频周期为30 μs ,信号发生器将正弦波信号加载至FFP-TF,FFP-TF的中心波长为1310 nm,自由光谱范围为100.4 nm,即设定扫频激光光源的扫频范围为1260~1360 nm。为了探究一个扫频周期内光源瞬时线宽的变化,选取1310、1335、1360 nm三个波长的光波进行理论分析。因为色散的影响,三个波长的光在谐振腔内的传播速度各不相同,波长为1310 nm时光波速度最快,波长为1360 nm时光波速度最慢。1310 nm波长与FFP-TF的中心波长相等,所以该波段的光子渡越一圈的周期与FFP-TF的调谐周期相等,此时光通过滤波器的损耗较小,光谱的瞬时线宽比较窄。

1335 nm的光波在传播过程中由于色散产生了时延,当该波段的光再次返回滤波器时,会与FFP-TF的透射窗口波长有轻微的不匹配,而且在滤波器调谐到1335 nm波长位置时,FFP-TF滤波器透射窗口的变化速率相对比较大,即当1335 nm的光波再次达到FFP-TF时,滤波器的透射窗口可能与该波段相差比较大,所以造成光谱的瞬时线宽较宽。

虽然波长为1360 nm的光波传播速度最慢,色散造成的时延现象比1335 nm波段明显,但此时FFP-TF的透射窗口刚好调谐到极大值,滤波器透射窗口的变化率最小,所以这个波段的光波渡越周期与滤波器调谐周期相差会比较小,使得在滤波器调谐峰值位置光谱的瞬时线宽又会变窄。三个波段的输出瞬时线宽模拟示意图如图4所示。

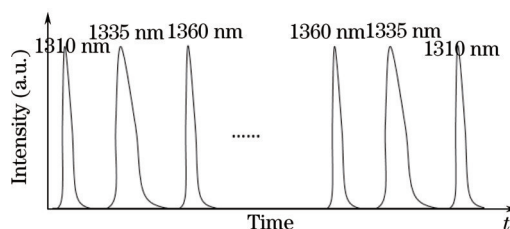


图4 不同波长光波输出瞬时线宽模拟示意图

Fig.4 Schematic of instantaneous linewidth at different wavelength

要解决一个周期内各波段光波瞬时线宽不一致的问题,可以使用变化率在上升沿和下降沿的斜率都相同的三角波信号代替正弦波信号驱动FFP-TF。在扫频频率较低的情况下,使用三角波驱动FFP-TF的效果

可能会优于使用正弦波,而在扫频速度比较高的扫频光源系统中,使用三角波驱动 FFP-TF 的改善效果可能不会很明显。

4 结 论

提出了窄瞬时线宽扫频激光光源的设计,阐述了其工作原理和理论输出结果,完成了系统搭建,采集了系统最终输出光谱的实验数据。详细分析了影响扫频光源瞬时线宽的因素,发现扫频激光的瞬时线宽随着所引入的长光纤中色散的增加而增加,FFP-TF 的带宽变大也会造成瞬时线宽的增加。在一个扫描周期内,光源的瞬时线宽在各个时刻并不完全相同,呈现周期性的变化。搭建的窄瞬时线宽扫频激光光源,无论在快速成像的扫频 OCT 领域,还是在微观检测领域,都具有较重要的应用前景。

参 考 文 献

- 1 Jia M Y, Cui S S, Chen X Y, *et al.*. Image reconstruction method for laminar optical tomography with only a single Monte-Carlo simulation [J]. Chinese Optics Letters, 2014, 12(3): 031702.
- 2 Su Y, Yao X S, Meng Z, *et al.*. Effect of temperature on noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* using optical coherence tomography [J]. Chinese Optics Letters, 2014, 12(11): 111701.
- 3 Wang Ling, Tu Pei, Shi Ran, *et al.*. Quantitative evaluation of three-dimensional bio-printed hydrogel scaffolds by optical coherence tomography[J]. Chinese J Lasers, 2015, 42(8): 0804003.
王 玲, 涂 沛, 石 然, 等. 光学相干层析成像技术用于三维生物打印水凝胶支架结构的定量评价研究[J]. 中国激光, 2015, 42(8): 0804003.
- 4 Zhang Xianling, Gao Wanrong, Chen Chaoliang, *et al.*. Extraction and compensation for depth-resolved phase error in spectral domain optical coherence tomography[J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(2): 0204002.
张仙玲, 高万荣, 陈朝良, 等. 谱域光学相干层析成像中深度分辨相位误差提取及补偿[J]. 中国激光, 2014, 41(2): 0204002.
- 5 Bian Haiyi, Gao Wanrong, Zhang Xianling, *et al.*. Reconstruction method based on the detected matrix for spectral-domain optical coherence tomography[J]. Acta Optica Sinica, 2014, 34(2): 0211003.
卞海溢, 高万荣, 张仙玲, 等. 基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法[J]. 光学学报, 2014, 34(2): 0211003.
- 6 Fercher A F, Drexler W, Hitzinger C K, *et al.*. Optical coherence tomography – principles and applications[J]. Reports on Progress in Physics, 2003, 66(2): 239–303.
- 7 Moon S, Dy K. Ultra-high-speed optical coherence tomography with a stretched pulse super-continuum source[J]. Optics Express, 2006, 14(24): 11575–11584.
- 8 Okabe Y, Sasaki Y, Ueno M, *et al.*. 200 kHz swept light source equipped with KTN deflector for optical coherence tomography[J]. Electronics Letters, 2012, 48(4): 201–202.
- 9 Yun S H. Extended-cavity semiconductor wavelength-swept laser for biomedical imaging[J]. Photonics Technology Letters, 2004, 16(1): 293–295.
- 10 Yun S H, Boudoux C, Tearney G J, *et al.*. High-speed wavelength-swept semiconductor laser with a polygon-scanner-based wavelength filter[J]. Optics Letters, 2003, 28(20): 1981–1983.
- 11 Goldberg B D. Miniature swept source for point of care optical frequency domain imaging[J]. Optics Express, 2009, 17(5): 3619–3629.
- 12 Huber R. Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: Design and scaling principles[J]. Optics Express, 2005, 13(13): 3513–3528.
- 13 Liu A Q, Zhang X M. A review of MEMS external-cavity tunable lasers[J]. Journal of Micromechanics & Microengineering, 2007, 17(1): R1–R13.
- 14 Totsuka K, Isamoto K, Sakai T, *et al.*. MEMS scanner based swept source laser for optical coherence tomography[C]. SPIE, 2010, 7554: 75542Q.
- 15 Vuong B, Sun C, Harduar M K, *et al.*. 23 kHz MEMS based swept source for optical coherence tomography imaging[C]. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011: 6134–6137.
- 16 Chen Minghui, Ding Zhihua, Wang Cheng, *et al.*. Fiber Fabry-Perot tunable filter based Fourier domain mode locking swept laser source [J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(6): 068703.
陈明惠, 丁志华, 王 成, 等. 基于法布里-珀罗调谐滤波器的傅里叶域锁模扫频激光光源[J]. 物理学报, 2013, 62(6): 068703.

- 17 Kraetschmer T, Sanders S T. Ultrastable Fourier domain mode locking observed in a laser sweeping 1363.8–1367.3 nm[C]. Conference on Lasers & Electro-Optics, 2009: 1–2.
- 18 Kraetschmer T. Hyperspectral laser for spectroscopic measurements in the near-infrared[D]. Madison: University of Wisconsin-Madison, 2009.
- 19 Biedermann B R, Wieser W, Eigenwillig C M, *et al.*. Dispersion, coherence and noise of Fourier domain mode locked lasers[J]. Optics Express, 2009, 17(12): 9947–9961.
- 20 Kashchenko A A. Stability of CW solutions of the FDML laser[J]. P. g. demidov Yaroslavl State University, 2014, 21(3): 35–54.
- 21 Zhi Z, Qin W, Wang J, *et al.*. 4D optical coherence tomography-based micro-angiography achieved by 1.6-MHz FDML swept source[J]. Optics Letters, 2015, 40(8): 1779–1782.
- 22 Sergio C, Ignacio F M, Montero J A, *et al.*. Direct comparison of spectral-domain and swept-source OCT in the measurement of choroidal thickness in normal eyes[J]. British Journal of Ophthalmology, 2014, 98(3): 334–338.

栏目编辑: 吴秀娟