

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*

陈明惠¹⁾ 丁志华²⁾ 王成¹⁾ 宋成利^{1)†}

1) (上海理工大学医疗器械与食品学院, 教育部微创医疗器械工程中心, 上海 200093)

2) (浙江大学光电信息工程学系, 现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

(2012年8月31日收到; 2012年9月27日收到修改稿)

报道了一个光纤型 1300 nm 波段的傅里叶域锁模 (Fourier domain mode locking, FDML) 扫频激光光源, 用于扫频光学相干层析成像技术 (optical coherence tomography, OCT) 成像. 本实验扫频激光光源采用包含增益介质、调谐滤波器和延迟线组成的长腔激光谐振腔以及光功率增强单元. FDML 扫频激光光源具有快速和高度稳定运转模式, 相位稳定性好. 基于法布里 - 珀罗调谐滤波器 (fiber Fabry-Perot tunable filter, FFP-TF) 的 FDML 扫频激光光源扫频范围为 130 nm, 半高全宽为 70 nm, 输出平均功率是 11 mW. 与基于 FFP-TF 的短腔的扫频光源做了对比研究, FDML 扫频光源速度从短腔的 8 kHz 提高到了 48.12 kHz, 对应生物组织 OCT 成像轴向分辨率为 7.8 μm , 比短腔的减小了 1.9 μm .

关键词: 光学相干层析技术, 扫频激光光源, 傅里叶域锁模, 法布里 - 珀罗调谐滤波器

PACS: 87.64.M-, 42.55.-f, 42.60.Fc, 42.79.Ci

DOI: 10.7498/aps.62.068703

1 引言

光学相干层析成像技术 (optical coherence tomography, OCT) 是一种微米级分辨率的成像技术, 通过测量散射光的振幅和回波时延, 从而获得生物样品内部层析结构信息^[1-5]. OCT 技术发展经历了时域 OCT, 谱域 OCT 和扫频 OCT 等三代技术的发展^[6-8]. 最新一代扫频 OCT 技术成像质量关键取决于扫频激光光源的参数指标, 如扫频速度、瞬时线宽、调谐范围和输出功率等.

用于扫频 OCT 的扫频激光光源出现至今十几年来, 得到极大关注并迅速发展^[9]. 扫频激光光源的实现大都是由增益介质的自发辐射光经调谐滤波器实现在时间轴上光谱成分分开, 在谐振腔内振荡形成激光输出, 得到周期性的时间编码的激光光谱. 调谐滤波方法主要有声光可调滤波器^[10], 光纤法布里 - 珀罗调谐滤波器 (fiber Fabry-Perot tunable

filter, FFP-TF)^[11,12]、法布里 - 珀罗电光调制器^[13]、光栅&扫描振镜调谐滤波器^[14]、光栅&旋转多面镜调谐滤波器^[15-17]、光栅&微电机系统扫描镜 (MEMS scanner mirror) 调谐滤波器^[18]、超结构光栅分布式布拉格反射器^[19]. FFP-TF 作为选频滤波元件有很多优势, 可以实现极细微的调制, 瞬时线宽可达到皮米量级, 插入损耗也很低. 为了减少成像过程中环境干扰和样品移动导致的图像失真, 快速成像一直是追求目标. 提高扫频光源的扫频速度有三种技术方法, 一是缩短腔长, 提高光环绕谐振腔一圈的时间; 二是采用傅里叶域锁模 (Fourier domain mode locking, FDML) 技术, 大大增加腔长, 谐振腔内引入几千米的长光纤为光学延迟线; 三是腔外时间延迟技术, 扫频激光输出后分出一部分激光经过延时, 刚好延时扫频光谱扫描的一个时间周期, 可提高一倍的速度. 缩短腔长法需要改进的小型的光纤组件, 包括调谐滤波方法, 耦合器等都有特殊的要求和限制, 不能使用常规产品. 腔外时间

* 博士启动基金和国家自然科学基金 (批准号: 51175345) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: csong@usst.edu.cn

延迟技术适用于扫频光占空比低的情况, 并且光功率损失很大, 扫频速度的提高也有限. FDML 技术突破短腔单次环腔极限最大扫频速度的限制, 且同时又不牺牲调谐范围、瞬时线宽和光功率等参数.

本文报道了基于 FFP-TF 的 FDML 快速扫频激光光源, 增益介质采用光纤型半导体光放大器 (semiconductor optical amplifier, SOA). FFP-TF 在它的谐振频率工作, 自由光谱范围达到最理想状态, 从而可得到比较宽的扫频范围, 当然扫频范围也受到 SOA 自发辐射光谱的限制. FDML 技术实现了各色光谱在谐振腔内同时振荡, 使各色光谱成分传播到调谐滤波器时刚好是对应光谱成分通过的窗口, 可以实现高速扫频. 实验对短腔和长腔的 FDML 扫频光源做了对比研究, 对两者光源参数性能以及 SOA 阈值, 扫描频率和功率等关系都进行了理论和实验研究.

2 方法与系统

短腔扫频光源的增益介质发出的放大自发辐射光经调谐窄带滤波器滤出的色光反馈回到增益介质, 只有滤波窗口内的光谱成分在谐振腔内振荡, 直到放大输出. 不同于传统短腔扫频光源, FDML 扫频光源采用了光子渡越周期与调谐周期相匹配的长腔谐振技术. 所有扫描范围内的光谱成分都光学存储在长腔谐振腔内. 延迟线插入腔内, 使得光子渡越周期 (光在腔内传输一圈的时间) 与滤波器的调谐周期匹配, 如 (1) 式所示:

$$\frac{L_{\text{cavity}}}{V} = mT_{\text{filter}}, \quad (1)$$

式中 L_{cavity} 是激光振荡腔的腔长, V 是在介质中的光速, m 是整数, 代表谐波次数, T_{filter} 是调谐滤波器的调谐周期. 这种基于几千米的长光纤的色散控制延迟线的 FDML 技术, 经滤波器滤出的窄带色光在腔内传输一圈到滤波器时, 刚好是滤波器调谐了一个周期又到该窄带色光通过位置处. 所有波长模式的光谱同时在谐振腔内形成谐振, 依次通过调谐滤波器并由耦合器输出扫频激光, 从而得到了准连续模式输出. FDML 光源的扫频速度只受限于滤波器的最大调谐速度, 因此可实现高速扫频.

由于锁模运转, 所以 FDML 扫频光源的相位稳定性得到很好的改善. 传统的锁模激光器所有纵模模式以固定的相位锁定, 在一个固定重复频率产生序列的短脉冲. FDML 扫频光源所有纵模模式以不

同相位关系锁定, 激光输出不是序列短脉冲, 而是序列的波长扫描, 高度啁啾的长脉冲. FDML 激光光源中的调谐窄带滤波器可相当于有限数量的相位不一样的窄带振幅调制器. FDML 技术是周期的光谱调制, 而非振幅调制, 可看作在傅里叶域上的短脉冲锁模产生. 各色光 (纵模) 的相位被锁定, 激光谐振腔内稳定模式运转, 确保了扫频光的稳定性. 长腔内激光振荡的模式竞争同时也提高了扫频光的瞬时线宽.

图 1 为基于 FFP-TF 的 FDML 扫频激光光源的结构示意图, 由增益 SOA, 偏振控制器, 函数发生器驱动的 FFP-TF, 色散控制延迟线以及输出光纤耦合器 (60%输出) 组成的激光谐振腔以及由两端带光隔离器的提升级 SOA 组成的光功率增强单元. 谐振腔内增益 SOA (Inphenix Inc., small-signal gain of 22.2 dB) 的驱动电流是 300 mA. SOA 放大自发辐射光经光纤传输到调谐滤波器, 滤波选频后在谐振腔同时建立激光振荡, 经光纤耦合器输出扫频激光. 色散控制延迟线 (Corning Inc., SMF28e) 是单模长光纤, 有效折射率 $n_{\text{eff}} = 1.4677$, 损耗为 0.35 dB/km. 偏振控制器用来调节激光谐振腔的光偏振态, 通过调节腔内光偏振态得到最大的扫频范围和光功率输出. 提升级 SOA 的注入电流是 250 mA, 主要用来增大输出光功率. 光隔离器是避免提升级 SOA 的自发辐射光对腔内扫频激光的影响以及扫频 OCT 成像系统的反射光的影响. FFP-TF 在 1310 nm 处的自由光谱范围是 184 nm, 窄带线宽是 0.103 nm, 精细度约为 2000, 插入损耗为 0.6 dB. FFP-TF 的谐振频率为 48 kHz, 数据代入 (1) 式, 可以求得对应于基波 ($m = 1$) 的光纤长度为 4.28 km.

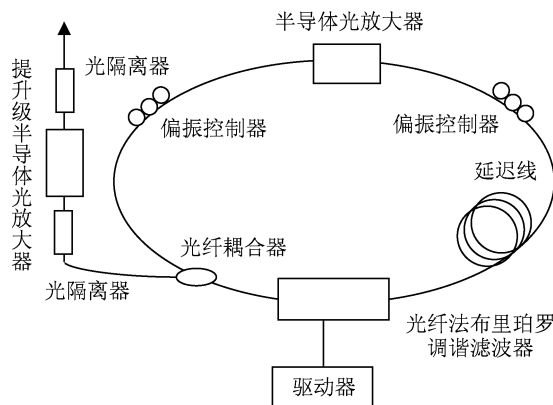


图 1 基于 FFP-TF 的 FDML 扫频激光光源

3 实验结果

前期研究结果表明三角波函数电压驱动比正弦波电压驱动更具有优势,三角波驱动对应的轴向分辨率和成像质量高于正弦波驱动^[11].因此,实验中采取的三角波函数电压驱动 FFP-TF.图 2 是基于 FFP-TF 的 FDML 扫频激光光源的扫频光谱.扫频速度为 48.12 kHz,函数发生器三角波电压驱动函数的频率为 24.06 kHz.有带光功率增强单元的扫频激光光源中心波长是 1315 nm,扫频范围为 1250—1380 nm,扫频带宽拓宽至 130 nm,半高全宽为 70 nm.提升级 SOA 不仅提高了光强,并且扩展了光谱带宽,对光谱形状整形使之更加对称,这从短腔扫频光源研究中也得到.对比短腔的扫频光谱,长腔的扫频范围拓宽了 10 nm.这是因为长腔扫频光源 FFP-TF 工作在谐振频率,自由光谱范围拓宽了,但是扫频带宽还受到 SOA 的放大自发辐射光谱的限制,并没有大幅度提高.轴向分辨率 ΔL 由 (2) 式表示:

$$\Delta L = \frac{2 \ln 2}{n\pi} \left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda_{FWHM}} \right), \quad (2)$$

式中 n 为组织的折射率, λ_0 为扫频光源的中心波长, $\Delta\lambda_{FWHM}$ 为扫频光源的扫频光谱的半高全宽值.实验结果如图 2 所示,表明光源中心波长是 1315 nm,扫频带宽是 130 nm,半高全宽为 70 nm,代入 (2) 式得出组织中轴向分辨率为 7.8 μm .

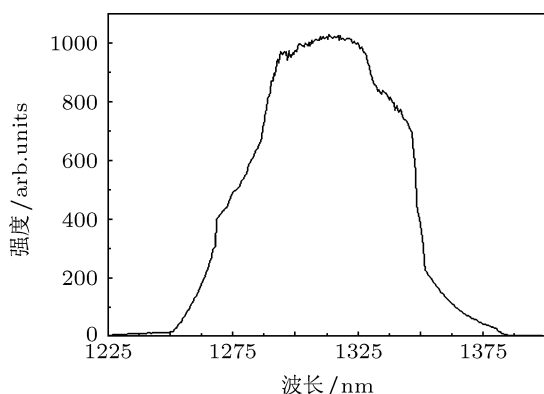


图 2 带提升级 SOA 的 FDML 扫频激光光源光谱

扫描周期里不同频率的光谱要确保在单次环腔时间内传播的时间差越短越好,所以色散要越小越好.延迟线一定要色散控制,长度不能无限制,所以我们采用的是 1300 nm 的 SMF28e 的单模光纤,这个光纤在 1313 nm 波长零色散,色散斜率是 $0.086 \text{ ps}\cdot\text{km}^{-1}\cdot\text{nm}^{-2}$.不同波长光谱单次环圈的时

间差 $\Delta\tau_{\text{disp}}$,可由 (3) 式所示:

$$\Delta\tau_{\text{disp}} = (\lambda - 1313)^2 \cdot 0.086 \cdot L_{\text{cavity}}, \quad (3)$$

式中 λ 是光波长, L_{cavity} 是激光振荡腔的腔长为 4.28 km.扫频范围为 1250—1380 nm, $1313 \pm 65 \text{ nm}$ 代入得到 $\Delta\tau_{\text{disp}}$ 是 1.5 ns.调谐滤波器滤出的窄带色光调谐时在滤波器上的持续时间 τ_{gate} ,如 (4) 式所示:

$$\tau_{\text{gate}} = \frac{\delta\lambda}{\Delta\lambda} \cdot T_{\text{filter}}, \quad (4)$$

式中 $\delta\lambda$ 为 FFP-TF 的窄带线宽 0.103 nm, $\Delta\lambda$ 为扫频带宽 130 nm,代入得到 τ_{gate} 为 16 ns. FDML 运转模式中,滤波器滤出的窄带色光在调谐时在滤波器上的持续时间 τ_{gate} 超过最大的色散时间差 $\Delta\tau_{\text{disp}}$ 1.5 ns 一个数量级,所以长光纤的色散可以忽略.

图 3 是 FDML 扫频激光光源的时间光谱,从图中可看出扫频激光光源占空比约为 60%.扫频激光光源的扫频速度达到 48.12 kHz,扫频周期是 20 μs .从图中可看出,前向扫描(短波到长波扫描)和后向扫描(长波到短波扫描)的时间光谱近似成镜像对称,因为后向的扫描刚好是前向扫描的逆方向.

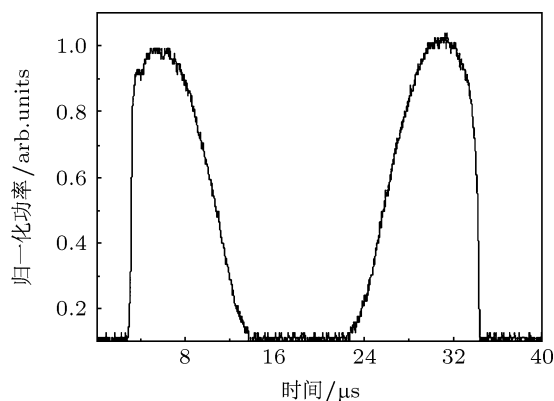


图 3 扫频激光光源在 48.12 kHz 扫频速度下的时间光谱

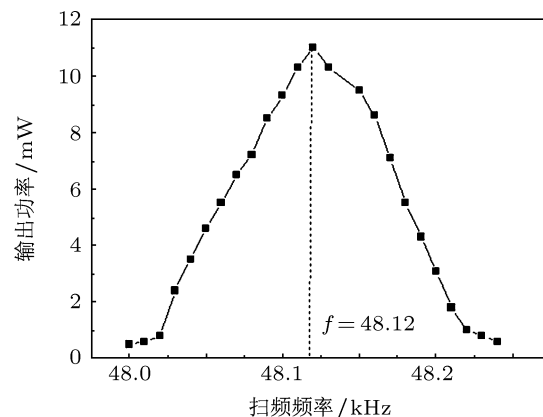


图 4 远离谐振频率 48.12 kHz 的失谐频率下的输出光功率

短腔的扫频激光光源平均输出光功率随着扫频频率的减小而增大, 是单调变化的关系. FDML 扫频激光光源输出光功率随扫频频率的变化如图 4 所示, 中心频率为 48.12 kHz, 3 dB 带宽 Δf 为 0.12 kHz. FDML 扫频激光的输出激光功率对扫频频率极其敏感, 在谐振频率点输出光功率最大, 在扫频频率无论是比谐振频率高或低的方向, 输出光功率都迅速下降.

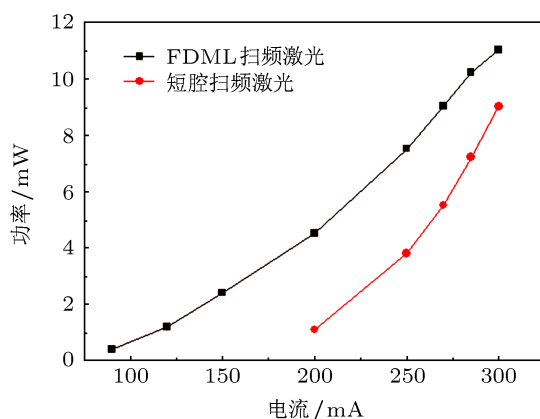


图 5 增益 SOA 不同注入电流下的 FDML 和短腔扫频激光光源输出功率

虽然 FDML 技术引入几千米的长光纤增加了损耗, 但是由于振荡模式竞争、快速稳定的运转模式, 所以平均输出光功率反而比短腔有所提高. 功率计测得带光功率增强单元的 FDML 扫频激光光源输出平均光功率大约是 11 mW. 图 5 所示是在增益 SOA 不同的注入电流下 FDML 和短腔扫频激光光源输出光功率的变化, 光源输出光功率随着注入电流的增大近似线性增大. 从实验中得到基于 FFP-TF 短腔扫频光源的增益 SOA 的阈值电流是 250 mA. 增至 300 mA, 功率也随着增大, 大于 300 mA 光功率增长缓慢, 所以短腔增益 SOA 一般工作电流为 300 mA. FDML 扫频光源在 SOA 注入电流 90 mA 开始获得稳定信号, 增至 300 mA 的过程中, 光功率得到放大并且光谱没有出现形变, 超过到 300 mA 以上时光谱出现明显的凹陷. 这是因为 SOA 在达到增益饱和时出现的光谱烧孔效应, 这在短腔扫频光源也得到类似的结果. 短腔和长腔的扫频光源增益 SOA 阈值电流分别是 200 和 90 mA.

4 讨论

美国 Huber 等^[20]研究了 FDML 扫频光源, 采用 FFP-TF 谐振频率为 58 kHz, 中心波长为 1300 nm, 扫频带宽为 105 nm, 重点研究了 2, 4, 5 次谐波之间的对比, 以及研究了实现 K (波数) 空间线性的 FDML 光源, 带宽为 100 nm^[21]. 比较而言, 本文中光谱带宽增加了约 30 nm, 从而提高了轴向分辨率, 本文中采取与 Huber 等不同的波形驱动 FFP-TF, 用三角波函数取代了正弦波函数. 前期研究结果表明三角波函数电压驱动比正弦波电压驱动更具有优势, 三角波驱动对应的光谱形状、光谱带宽、轴向分辨率和成像质量均优于正弦波驱动^[11], 且实现了波长线性输出.

5 结论

FDML 技术实现了各色光谱在谐振腔内同时振荡, 可以实现高速扫频并且腔内模式竞争提高了瞬时线宽, 且大大提高了相位稳定性. 基于 FFP-TF 的 FDML 快速扫频激光光源扫频速度是 48.12 kHz. 扫频激光光源中心波长为 1315 nm, 扫频光谱范围为 130 nm, 半高全宽为 70 nm, 对应生物组织成像轴向分辨率为 7.8 μm . 与短腔的扫频光源做了对比研究, 基于 FFP-TF 的短腔扫频光源扫频速度为 8 kHz, 扫频带宽为 120 nm, 半高全宽为 65 nm, 中心波长为 1320 nm, 输出平均功率约 9 mW, 组织中轴向分辨率为 9.7 μm . 相比短腔扫频光源, FDML 激光光源扫频速度提高了 40.12 kHz, 扫频带宽扩展了 10 nm, 轴向分辨率提高了 1.9 μm . FDML 技术在腔内引入 4.28 km 长光纤, 损耗虽然增强, 但由于 FDML 相位锁定稳定的运转模式, 输出光功率并没有下降, FDML 光源激光平均输出功率为 11 mW. 基于 FFP-TF 全光纤 FDML 扫频光源结构简单, 易于调节和维护, 实现快速线性扫描, 该结构扫频激光光源在快速成像的扫频 OCT 系统, 具有重要的应用前景.

[1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, Schuman J S, Stinson W G, Chang W, Hee M R, Flotte T, Gregory K, Puliafito C A, Fujimoto J G 1991 *Science* **254** 1178

[2] Huang L M, Ding Z H, Hong W, Wang C 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 023401 (in Chinese) [黄良敏, 丁志华, 洪威, 王川 2012 物理学报 **61** 023401]

- [3] Yang Y L, Ding Z H, Wang K, Wu L, Wu L 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 1773 (in Chinese) [杨亚良, 丁志华, 王凯, 吴凌, 吴兰 2009 物理学报 **58** 1773]
- [4] Wang C, Tang Z, Fang C, Yu Y J, Mao Y X, Qi B 2011 *Chin. Phys. B* **20** 114218
- [5] Ma Z H, Wang R K, Zhang F, Yao J Q 2006 *Chin. Phys. Lett.* **23** 366
- [6] Leitgeb R, Hitzenberger C K, Fercher A F 2003 *Opt. Express* **11** 889
- [7] Wang K, Zeng Y, Ding Z H, Meng J, Shi G H, Zhang Y D 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 2471 (in Chinese) [王凯, 曾炎, 丁志华, 孟婕, 史国华, 张雨东 2010 物理学报 **59** 2471]
- [8] Chinn S R, Swanson E A, Fujimoto J G 1997 *Opt. Lett.* **22** 340
- [9] Ding Z H, Chen M H, Wang K 2009 *Chin. J. Lasers* **36** 2469 (in Chinese) [丁志华, 陈明惠, 王凯, 孟婕, 吴彤, 沈龙飞 2009 中国激光 **36** 2469]
- [10] Sung Y R, Jang W Y, Yoon K K, Soohyun K 2008 *Opt. Express* **16** 17138
- [11] Chen M H, Ding Z H, Xu L, Wu T, Wang C, Shi G H, Zhang Y D 2010 *Chin. Opt. Lett.* **8** 202
- [12] Todor S, Biedermann, Wieser W, Huber R, Jirauschek C 2011 *Opt. Express* **19** 8802
- [13] Fujimoto J G, Izatt J A, Tuchin V V 2008 *Proceedings of the SPIE Photonics West 2008 Coherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine XII* San Jose, California, USA, January 21–23, 2008 p68470Z1
- [14] Yun S H, Boudoux C, Pierce M C, De Boer J F, Tearney G J, Bouma B E 2004 *IEEE Photon. Technol. Lett.* **16** 293
- [15] Mao Y X, Chang S, Murdock E, Flueraru C 2011 *Opt. Lett.* **36** 1990
- [16] Michael K K L, Adrian M, Beau A S, Kenneth K C L, Nigel R M, Alex I V, Victor X D Y 2009 *Opt. Lett.* **34** 2814
- [17] Liu G Y, Mariampillai A, Standish B A, Munce N R, Gu X J, Vitkin I A 2008 *Opt. Express* **16** 14095
- [18] Wu M C, Fang W L 2005 *J. Micromech. Microeng.* **15** 1
- [19] Amano T, Hiro-Oka H, Choi D H, Furukawa H, Kano F, Takeda M, Nakanishi M, Shimizu K, Ohbayashi K 2005 *Appl. Opt.* **44** 808
- [20] Huber R, Wojtkowski M, Fujimoto J G 2006 *Opt. Express* **14** 3225
- [21] Eigenwillig C M, Biedermann B R, Plate G, Huber R 2008 *Opt. Express* **16** 8916

Fiber Fabry-Perot tunable filter based Fourier domain mode locking swept laser source*

Chen Ming-Hui¹⁾ Ding Zhi-Hua²⁾ Wang Cheng¹⁾ Song Cheng-Li^{1)†}

1) (Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

2) (State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Department of Optical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

(Received 31 August 2012; revised manuscript received 27 September 2012)

Abstract

An all-fiber Fourier domain mode locking (FDML) swept laser source at 1300 nm for swept source optical coherence tomography is reported. The swept laser source is realized with power amplification and laser resonator which includes gain medium, tunable filter and dispersion managed delay line. FDML swept laser can realize high-speed tuning, and phase is stable since its highly stable mode locking operation. The turning range of fiber Fabry-Perot tunable filter (FFP-TF) based FDML swept laser is 130 nm, and the 3 dB bandwidth is 70 nm with an average output power of 11 mW. The tunable speed of FDML laser is 48.12 kHz compared with 8 kHz of short-cavity FFP-TF based swept laser. The axial resolution in OCT imaging of FDML swept laser is 7.8 μm (in tissue), which is improved by 1.9 μm compared with that of short-cavity swept laser.

Keywords: optical coherence tomography, swept laser source, Fourier domain mode locking, fiber Fabry-Perot tunable filter

PACS: 87.64.M–, 42.55.–f, 42.60.Fc, 42.79.Ci

DOI: 10.7498/aps.62.068703

* Project supported by the Doctoral Initial Funding of China and the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 51175345).

† Corresponding author. E-mail: csong@usst.edu.cn