

光学层析成像用 1.7 μm 波段增益谱和 宽带光源实验研究

张 鹏^{1,2} 王天枢^{1,3,*} 张 岩³ 刘 鹏³ 李晓燕¹ 张立中¹ 佟首峰¹ 姜会林¹

¹长春理工大学空间光电技术国家与地方联合工程研究中心, 吉林 长春 130022

²长春理工大学光电工程学院, 吉林 长春 130022

³长春理工大学理学院, 吉林 长春 130022

摘要 1.7 μm 波段光源在光学相干层析成像(OCT)系统中可以减少组织散射和吸收损耗,从而增加成像深度。提出以放大自发辐射(ASE)光源抽运长度为 300 m 的高非线性光纤和长度为 10 km 的色散位移光纤产生连续光源。其中,后置于 ASE 抽运源的可调谐滤波器调节连续光源的峰值波长和功率,所得光源经过掺铒光纤吸收整形后得到峰值波长为 1675 nm,10 dB 谱宽约为 75 nm 的连续光源。为了在不提高抽运功率的情况下提高 OCT 信噪比,增加了萨尼亚克滤波器,得到了周期为 14 nm 的近似多波长宽带光源。实验结果表明,该结构可实现 1.7 μm 波段的宽带光源,实验分析结果为 OCT 新型光源及 1.7 μm 波段光纤激光器提供参考。

关键词 光谱学; 光学层析成像; 1.7 μm 波段; 宽带光源; 增益谱

中图分类号 TN249

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201643.0701006

Experimental Research on Broadband Optical Source and Gain Spectrum for Optical Coherence Tomography at 1.7 μm Region

Zhang Peng^{1,2} Wang Tianshu^{1,3} Zhang Yan³ Liu Peng³
Li Xiaoyan¹ Zhang Lizhong¹ Tong Shoufeng¹ Jiang Huilin¹

¹National and Local Joint Engineering Research Center of Space Optoelectronics Technology,

Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China

²College of Optoelectronics, Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China

³College of Science, Changchun University of Science and Technology, Changchun, Jilin 130022, China

Abstract Optical sources at 1.7 μm region of optical coherent tomography (OCT) can reduce scattering and absorption in tissue, and enhance the imaging depth. A 300 m long high nonlinear optical fiber and a 10 km long dispersion shifted fiber are pumped by amplified spontaneous emission (ASE) beam to generate continuous spectrum. The continuous light source at peak wavelength of 1675 nm and 10 dB linewidth of 75 nm can be achieved after erbium-doped fiber absorption, by adjusting the peak wavelength and power of the tunable filter after ASE source. In order to improve OCT signal sensitivity without increasing the optical illumination power, a multi-wavelength broadband light source with 14 nm period is obtained by adding a Sagnac filter. The optical sources at the 1.7 μm region is achieved by the proposed method. Experimental results can provide reference for OCT new light source and 1.7 μm region fiber laser.

Key words spectroscopy; optical coherence tomography; 1.7 μm region; broadband optical source; gain spectrum

OCIS codes 170.3660; 170.3880; 110.4500

收稿日期: 2016-03-01; 收到修改稿日期: 2016-03-31

基金项目: 国家自然科学基金(60907020,61007046,61275080)

作者简介: 张 鹏(1985—),男,博士,副教授,主要从事激光通信及光纤激光器等方面的研究。

E-mail: zhangpeng@cust.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: wangts@cust.edu.cn

1 引 言

光学相干层析(OCT)是一种无损伤的光学成像方法,能够提供实时的一维深度、二维横截面和三维形体图像,分辨率可达微米量级,成像深度具有毫米量级。根据 OCT 的特性,广泛地应用在生物医疗领域,包括需要清晰三维视网膜图像的眼部检测^[1]、心脏的病变检测^[2-5]、肿瘤早期诊断^[6-7]和牙齿检查^[8]等。同时,OCT 技术越来越多地应用于非医学场合,如艺术品的鉴定和保护^[9]、工业计量学等。

800 nm 光源是视网膜成像 OCT 系统的常用光源,而 1300 nm 波段光源多用于光活检成像的 OCT。激光在生物组织中的散射和吸收,导致 OCT 成像深度小。激光随着波长增加,瑞利散射效应系数越小,若用较长波长的光源可以减少光在人体组织中的瑞利散射损耗,增加光的投射深度,即成像深度。另外,人体水分子吸收谱中,1450 nm 和 1900 nm 附近为两个水的强烈吸收峰。1.7 μm 波段为两个水吸收峰之间的低谷,也是油脂的吸收高峰,所以对含大量水的生物组织而言,1.7 μm 波段在减少散射损失的同时,不增加吸收损耗,从而增加了 OCT 成像深度^[10-11]。针对富含油脂和水分的浑浊生物组织,能对油脂部分(如血管中的血栓)清晰成像,进而测量血管中油脂沉积厚度,便于冠状动脉硬化、缺血性心脏病的早期诊断。

宽带光源是频域和时域 OCT 的重要光源,而宽带多波长激光光源能够增加动态范围(接近 50%)、减缓灵敏度随成像深度的衰减、减少部分混叠的影响^[12-13],因此,1.7 μm 波段宽带多波长光源在 OCT 具有重要的应用。近年来,随着生物成像领域的发展,1.7 μm 波段光源逐步成为了国际研究热点。增益谱和光源的产生方法,主要包括 4 种:1) 基于掺铋光纤或铋铱共掺光纤产生增益谱(1650~2100 nm),并采用 1.7 μm 波段滤波器(体布拉格光栅^[14]、光纤布拉格光栅^[15]、色散补偿光纤^[16]和掺铱光纤^[17]等)滤波,得到增益谱或激光。1.7 μm 波段属于掺铋光纤增益谱的边缘,增益不高;2) 基于非线性效应的方法,采用 1.55 μm 波段的超快激光或连续光源注入非线性光纤产生 1.7 μm 波段连续谱^[18-20];3) 基于量子点有源材料实现 1.7 μm 波段的集成可调谐激光器,该激光器易于集成,性能良好,但工艺要求高、制造难度大、成本高^[21];4) 基于特殊离子掺杂光纤产生 1.7 μm 波段增益谱或光源,如铋铱共掺光纤^[22]、掺铋光纤^[23],但是特殊离子掺杂光纤对工艺要求高。

本文提出以放大自发辐射(ASE)光源抽运产生非线性效应,并采用掺铱光纤滤波整形的方法来实现峰值波长为 1675 nm,10 dB 带宽范围约为 75 nm 的宽带光源。通过调节可调谐滤波器和偏振控制器,峰值波长的调节范围为 20 nm。在连续光源的基础上加入萨尼亚克滤波器得到周期约为 14 nm 的近似多波长光源。相比于现有方法,本文方法简单可靠。

2 实验结构及原理

实验结构如图 1 所示,1550 nm 波段 ASE 抽运光经过可调谐滤波器(Agiltron Inc, 美国)及掺铱光纤放大器(EDFA)到达三端口光纤环行器,可调谐滤波器可调谐范围为 1510~1589 nm,3 dB 带宽为 2 nm;从环行器端口 2 输出的 ASE 抽运光注入长度为 300 m 高非线性光纤(HNLF)和长度为 10 km 色散位移光纤(DSF)产生非线性效应,得到后向增益谱;剩余的 ASE 抽运光经过由 3 dB 光纤耦合器 1 组成的反射镜返

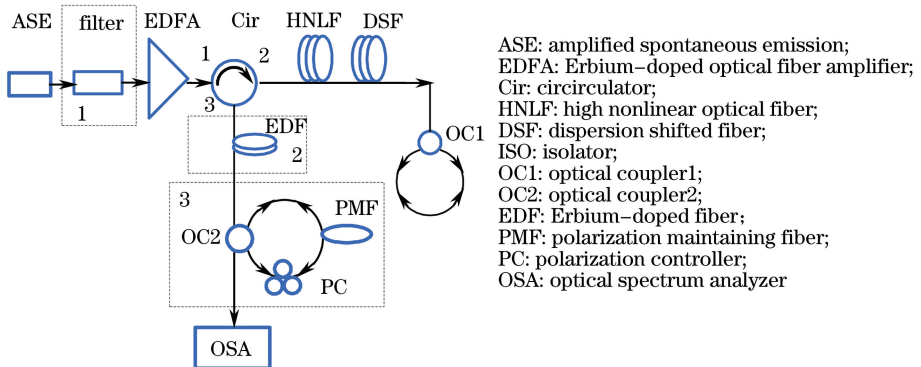


图 1 实验结构图

Fig. 1 Experimental setup

回,进一步产生非线性效应;所得后向增益谱经由光纤环形器端口 3、掺铒光纤、萨尼亚克滤波器后得到所需光源。其中掺铒光纤用于吸收多余 1550 nm 波段抽运光,萨尼亚克滤波器由 3 dB 2×2 光纤耦合器、保偏光纤和偏振控制器组成,用于滤波产生多波长光源。滤波后的光谱由光谱分析仪(AQ6375)测量。

ASE 抽运激发非线性效应从而产生连续光谱,其中,非线性效应包括受激拉曼散射、四波混频和调制不稳定等^[20],主要为受激拉曼散射效应。石英光纤的拉曼增益范围为 40 THz,峰值波长为 13 THz^[24],若采用 193 THz(1550 nm)光源抽运产生拉曼效应,峰值波长约为 180 THz(1666 nm)。因此该非线性效应可用于 1.7 μm 波段(1650~1750 nm)的光源及激光器。另外,增益的峰值波长及范围可以通过抽运光源的波长和宽度进行调节。

受激拉曼散射后向阈值可表示为^[24-25]

$$\frac{g_R p_0^c L_{\text{eff}}}{A_{\text{eff}}} \approx 20, \quad (1)$$

式中 g_R 为拉曼增益系数, p_0^c 为抽运功率值, $A_{\text{eff}} = 50 \mu\text{m}^2$ 为光纤有效纤芯面积。 $L_{\text{eff}} = [1 - \exp(-\alpha L)] / \alpha$ 为有效光纤长度, $\alpha = 0.2 \text{ dB/km}$ 为光纤损耗系数, L 为光纤长度, 20 为数值因子。计算可知后向阈值大于 2 W。

所用 DSF 在 1550 nm 波长存在零色散点,因此可通过调节 ASE 光谱的过滤波长对应于 DSF 不同色散条件研究增益谱。由于 10 km DSF 不够提供非线性效应,增加 300 m HNLF 光纤用于增加非线性效应。萨尼亚克滤波器的周期可表示为

$$\Delta\lambda = \lambda^2 / L \Delta n. \quad (2)$$

若采用 $\lambda = 1.7 \mu\text{m}$ 、 $L = 0.2 \text{ m}$ 、 $\Delta n = 8 \times 10^{-4}$,萨尼亚克滤波器的周期约为 18 nm。由图 2 可知,掺铒光纤吸收谱的峰值在 980 nm 和 1550 nm 波段,因此利用掺铒光纤吸收 1550 nm 波段残余的抽运光,通过光纤长度控制抽运的谱形。

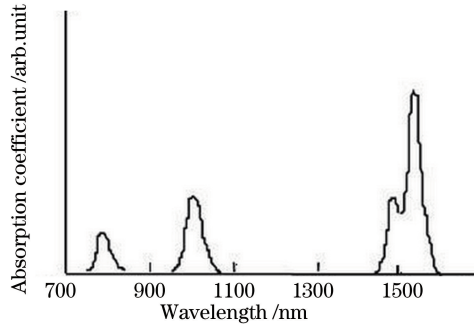


图 2 掺铒光纤吸收谱

Fig. 2 Absorption spectrum of Erbium-doped fiber

3 实验结果与讨论

如图 1 所示(此时不包含可调谐滤波器 1、掺铒光纤 2 和萨尼亚克滤波器 3),首先将 ASE 抽运光源直接通过 EDFA 放大经由光纤环形器端口 1 和端口 2 注入 HNLF 和 DSF 产生非线性效应。如果从 DSF 后端直接接入光谱分析仪,可测量到非线性效应产生的正向连续谱,如图 3(a)所示。在 EDFA 输出功率为 30~35 dBm 时,峰值波长为 1675 nm 的拉曼增益不断增强;由于正向谱中拉曼增益转换效率偏低,主要能量集中在 1550 nm 部分,即大量抽运光透过。为此,在 DSF 后端接入 3 dB 光纤耦合器充当光纤反射镜,用于利用残余抽运光,同时将光谱分析仪接入光纤环形器端口 3 测量所产生的后向谱,结果如图 3(b)所示,拉曼增益明显高于正向谱,阈值功率值约为 31 dBm,与(1)式计算基本一致。但 1550 nm 波段的抽运光比 1.7 μm 波段的抽运光高 20 dB,可知非线性效应的介质(HNLF 和 DSF)所提供的非线性效应不足,光谱峰值波长并未出现 1.7 μm 波段,需要进一步改进。

在无法增加非线性效应介质的条件下,使用掺铒光纤吸收残余抽运光,从而达到对后向谱整形的作用。

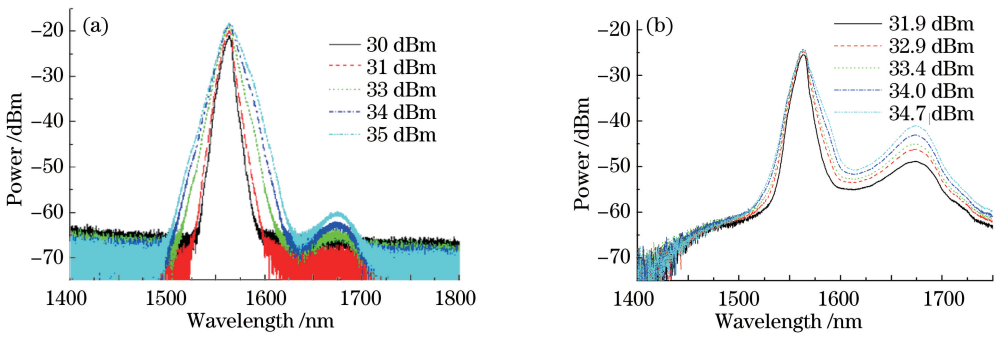


图 3 无掺铒光纤、可调谐滤波器和萨尼亚克滤波器时的拉曼增益谱。(a) 前向谱；(b) 后向谱

Fig. 3 Raman gain spectrum without EDF, tunable filter and Sagnac filter. (a) Forward spectrum; (b) backward spectrum

在图 1 结构中加入掺铒光纤,不包含可调谐滤波器 1 和萨尼亚克滤波器 3。图 4(a)为在 6 m 长掺铒光纤吸收下得到的以 1675 nm 为峰值波长、光谱范围为 1600~1750 nm 的光谱;抽运功率由 30 dBm 增加到 35 dBm,其增益谱逐渐增高。相比于图 3 (b),1550 nm 波段抽运被有效吸收,从而得到所需的增益谱。掺铒光纤在吸收抽运光的同时也吸收了 1.7 μm 波段部分,因此 1.7 μm 波段光谱功率有限。为此将掺铒光纤长度减少到 5 m,测试结果如图 4(b)所示。同时,逐渐将抽运功率由 32 dBm 增加到 36 dBm,可见增益谱也逐渐增高,相比于图 4(a),1550 nm 波段抽运光还留有残余部分,1.7 μm 波段部分功率也得到有效提高。但是 1.7 μm 波段峰值波长处的功率值仍然保持在 -52 dBm 左右,功率值不高,无法满足激光器要求,更无法满足 OCT 的成像要求。

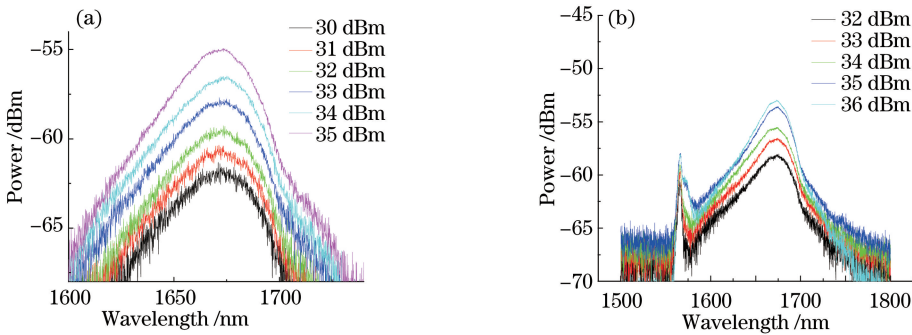


图 4 无可调谐滤波器和萨尼亚克滤波器时通过掺铒光纤的增益谱。(a) 6 m 掺铒光纤；(b) 5 m 掺铒光纤

Fig. 4 Gain spectrum passed through EDF without tunable filter and Sagnac filter. (a) 6 m EDF; (b) 5 m EDF

在 ASE 光谱和 EDFA 之间加入可调谐滤波器(结构中不包含萨尼亚克滤波器 3),对 ASE 光谱进行选择性放大。同时使用 5 m EDF 吸收多余抽运光,后向谱如图 5 所示。增益谱抑制了 1550 nm 波段的谱,同时提高了 1670 nm 谱的功率。当 EDFA 输出功率为 36 dBm 时,增益谱峰值波长(1675 nm)功率值为 -27 dBm。

进一步通过可调谐滤波器的滤波范围分析 DSF 在不同色散条件下的增益谱的形状和功率值^[19],结果如图 6 所示。可见,所用结构可获得峰值波长为 1675 nm,10 dB 范围约为 75 nm 的宽带光源。通过改变滤波器刻度(4.5~5.7 mm),对应滤波范围 1539~1563 nm,可实现增益谱的峰值波长调谐范围约为 20 nm (1655~1675 nm),而峰值波长功率调节范围约为 17 dB。从实验结果可见,功率和波长的调谐来源于输入抽运光的功率和波长变化,EDFA 的增益在不同波长有所不同,从而导致输入抽运光的功率变化,而输入波长变化导致受激拉曼斯托克斯光波长变化。

在不提高光源功率的情况下,多波长光源可以进一步改善灵敏度和动态范围^[11-12],为此采用萨尼亚克滤波器进行滤波。结果如图 7 所示,得到宽带梳状光源的波长周期为 14 nm,与(2)式计算基本一致。

实验中 HNLF 和 DSF 的非线性效应有限,导致产生的连续谱的增益不足,峰值波长未达到 1.7 μm 处,同时光源功率也达不到 OCT 的要求。为此下一步需要增加 HNLF 的长度,同时优化不同条件(光纤长度、色散等)下的光谱形状。

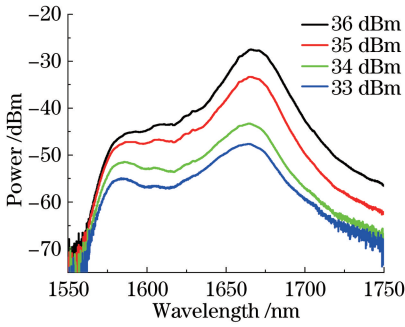


图 5 包含掺铒光纤和可调谐滤波器时不同输入功率下的增益谱

Fig. 5 Gain spectrum under different input powers with EDF and tunable filter

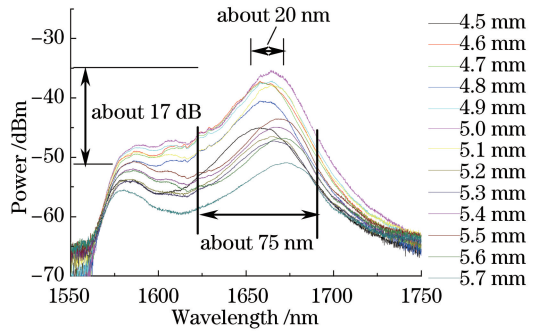


图 6 滤波器在不同调节范围内的增益谱

Fig. 6 Gain spectrum under different adjusting ranges of filter

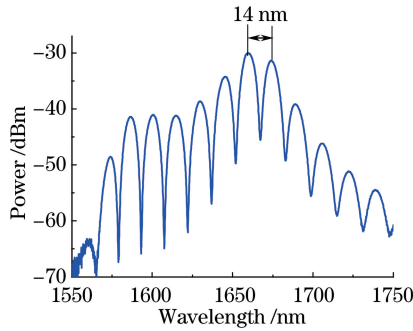


图 7 萨尼亚克滤波器滤波后的光谱

Fig. 7 Spectrum after Sagnac filter

4 结 论

提出了 ASE 光源抽运产生非线性效应并采用掺铒光纤滤波整形的方法来获得峰值波长为 1675 nm、10 dB 范围为 75 nm 的宽带光源,并通过加入萨尼亚克滤波器得到周期为 14 nm 的近似多波长光源。通过调节可调谐滤波器和偏振控制器,峰值波长可调节范围为 20 nm。增益谱及宽带光源的研究为 1.7 μm 波段增益谱及光纤激光器的研究提供参考。由于实验中非线性效应有限,下一步考虑通过增加 HNLF 来增加谱宽,同时优化不同条件下的光谱形状。

参 考 文 献

- 1 Fercher A F, Drexler W, Hitzenberger C K, *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [J]. Reports on Progress in Physics, 2003, 66(2): 239.
- 2 Tanaka M, Hirano M, Murashima K, *et al.*. 1.7- μm spectroscopic spectral-domain optical coherence tomography for imaging lipid distribution within blood vessel[J]. Optics Express, 2015, 23(5): 6645-6655.
- 3 Bouma B E, Tearney G J. Clinical imaging with optical coherence tomography [J]. Academic Radiology, 2002, 9(8): 942-953.
- 4 Fujimoto J G, Boppart S A, Tearney G J, *et al.*. High resolution in vivo intra-arterial imaging with optical coherence tomography[J]. Heart, 1999, 82(2): 128-133.
- 5 Tearney G J, Yabushita H, Houser S L, *et al.*. Quantification of macrophage content in atherosclerotic plaques by optical coherence tomography[J]. Circulation, 2003, 107(1): 113-119.
- 6 Boppart S A, Luo W, Marks D L, *et al.*. Optical coherence tomography: feasibility for basic research and image-guided surgery of breast cancer[J]. Breast Cancer Research and Treatment, 2004, 84(2): 85-97.
- 7 Zuluaga A F, Follen M, Boiko I, *et al.*. Optical coherence tomography: A pilot study of a new imaging technique for noninvasive examination of cervical tissue[J]. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 2005, 193(1): 83-88.

- 8 Shi Boya, Meng Zhuo, Liu Tiegen, *et al.*. Non-distorted imaging depth of optical coherence tomography system in human dental tissues[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(2): 0217001.
石博雅, 孟卓, 刘铁根, 等. OCT 系统对人体牙齿组织的非失真成像深度的研究[J]. *光学学报*, 2014, 34(2): 0217001.
- 9 Yang Shanshan, Zhu Rui, Mi Lei, *et al.*. Application of optical coherence tomography in the detection of the mural[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(5): 0511005.
杨珊珊, 朱锐, 米磊, 等. 光学相干层析成像技术对壁画的检测研究[J]. *光学学报*, 2015, 35(5): 0511005.
- 10 Alexander V V, Ke K, Xu Z, *et al.*. Photothermolysis of sebaceous glands in human skin ex vivo with a 1708 nm Raman fiber laser and contact cooling[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2011, 43(6): 470-480.
- 11 Workman J, Jr, Weyer L. Practical guide and spectral atlas for interpretive near-infrared spectroscopy[M]. Boca Raton: CRC Press, 2012.
- 12 Bajraszewski T, Wojtkowski M, Szkulmowski M, *et al.*. Improved spectral optical coherence tomography using optical frequency comb[J]. *Optics Express*, 2008, 16(6): 4163-4176.
- 13 Jung E J, Park J S, Jeong M Y, *et al.*. Spectrally-sampled OCT for sensitivity improvement from limited optical power[J]. *Optics Express*, 2008, 16(22): 17457-17467.
- 14 Quan Z, Gao C X, Guo H T, *et al.*. 400 mW narrow-linewidth Tm-doped silica fiber laser output near 1750 nm with volume Bragg grating[J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 12034.
- 15 Daniel J M, Simakov N, Tokurakawa M, *et al.*. Ultra-short wavelength operation of a two-micron thulium fiber laser[C]. 2014 Conference on Lasers and Electro-Optics, 2014: SW1N. 2.
- 16 Li Z, Alam S, Daniel J M O, *et al.*. 90 nm gain extension towards 1.7 μm for diode-pumped silica-based thulium-doped fiber amplifiers[C]. European Conference on Optical Communication, 2014: 1-3.
- 17 Li Z, Jung Y, Simakov N, *et al.*. Extreme short wavelength operation (1.65-1.7 μm) of silica-based thulium-doped fiber amplifier[C]. IEEE Optical Fiber Communication Conference, 2015.
- 18 Abeeluck A K, Headley C, Jørgensen C G. High-power supercontinuum generation in highly nonlinear, dispersion-shifted fibers by use of a continuous-wave Raman fiber laser[J]. *Optics letters*, 2004, 29(18): 2163-2165.
- 19 Kawagoe H, Ishida S, Aramaki M, *et al.*. Development of a high power supercontinuum source in the 1.7 μm wavelength region for highly penetrative ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(3): 932-943.
- 20 Dong P, Gui L, Xiao X, *et al.*. Experimental investigation of supercontinuum generation in highly nonlinear dispersion-shifted fiber pumped by spectrum-sliced amplified spontaneous emission[J]. *Optics Communications*, 2009, 282(14): 3007-3011.
- 21 Tilma B W, Jiao Y, Kotani J, *et al.*. Integrated tunable quantum-dot laser for optical coherence tomography in the 1.7 wavelength region[J]. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 2012, 48(2): 87-98.
- 22 Yamada M, Ono H, Ono J. 1.7 μm band optical fiber amplifier[C]. IEEE Optical Fiber Communication Conference, 2014: 1-3.
- 23 Dianov E M, Firstov S V, Alyshev S V, *et al.*. A new bismuth-doped fibre laser, emitting in the range 1625-1775 nm[J]. *Quantum Electronics*, 2014, 44(6): 503-504.
- 24 Agrawal G P. Nonlinear fiber optics[M]. New York: Academic Press, 2007.
- 25 Long Qingyun, Wu Tingwan, Hu Sumei, *et al.*. Threshold characteristics of forward-pumped fiber Raman amplifier[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2014, 51(3): 030603.
龙青云, 吴庭万, 胡素梅, 等. 同向抽运光纤拉曼放大器的阈值特性[J]. *激光与光电子学进展*, 2014, 51(3): 030603.