

基于医用光子晶体光纤泵浦脉冲优选光学相干断层成像光源的研究

田激杨¹, 杨光晔^{1*}, 王三丹^{2,3}, 元晋鹏^{2,3}

¹山西医科大学基础医学院, 山西 太原 030001;

²山西大学量子光学与光量子器件国家重点实验室, 山西大学激光光谱研究所, 山西 太原 030006;

³山西大学极端光学协同创新中心, 山西 太原 030006

摘要 采用分步傅里叶方法模拟皮秒泵浦脉冲在正常色散医用光子晶体光纤中超连续谱的产生, 研究泵浦脉冲中心波长、峰值功率、宽度和形状对超连续谱特性的影响, 优选泵浦脉冲光源的参数用于光学相干断层成像, 提高其纵向分辨率和成像质量。结果表明: 对于泵浦中心波长为 1.06 μm 、1.31 μm 和 1.55 μm 的医用光子晶体光纤, 在相同参数下, 1.55 μm 泵浦脉冲产生的带宽较宽, 1.31 μm 泵浦脉冲获得的纵向分辨率较小; 对于 1.55 μm 的医用光子晶体光纤, 当选取的双曲正割型泵浦脉冲峰值功率为 20.5 W, 脉冲宽度为 2 ps 时, 可获得的纵向分辨率为 5.0 μm , 当选择峰值功率为 18 W, 脉冲宽度为 0.5 ps 时, 可获得的纵向分辨率为 3.7 μm ; 超高斯型泵浦脉冲比高斯型、双曲正割型和啁啾高斯型泵浦脉冲更易获得较宽、较平坦的超连续谱光源。

关键词 光纤光学; 光子晶体光纤; 泵浦脉冲参数; 超连续谱; 光学相干断层成像; 纵向分辨率

中图分类号 O437

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.0606001

Optimization of Optical Coherence Tomography Light Source Based on Pump Pulse of Medical Photonic Crystal Fibers

Tian Jiyang¹, Yang Guangye^{1*}, Wang Sandan^{2,3}, Yuan Jinpeng^{2,3}

¹ School of Basic Medicine, Shanxi Medical University, Taiyuan, Shanxi 030001, China;

² State Key Laboratory of Quantum Optics and Quantum Optics Devices, Institute of Laser Spectroscopy, Shanxi University, Taiyuan, Shanxi 030006, China;

³ Collaborative Innovation Center of Extreme Optics, Shanxi University, Taiyuan, Shanxi 030006, China

Abstract In this paper, the supercontinuum generation of picosecond pump pulses in the medical photonic crystal fibers with normal dispersion were simulated using the split-step Fourier method, and the influences of the center wavelength, peak power, width, and shape of the pump pulses on the supercontinuum characteristics were studied. Furthermore, the parameters of the pump pulse source were optimized for optical coherence tomography, improving the longitudinal resolution and imaging quality of the light source. The results show that for medical photonic crystal fibers with pump center wavelengths of 1.06 μm , 1.31 μm , and 1.55 μm , in the case of the same parameters, the 1.55 μm pump pulse generates a larger bandwidth, and the 1.31 μm pump pulse obtains a smaller longitudinal resolution. In addition, for the 1.55 μm fiber, when the peak power and width of a hyperbolic secant pump pulse are 20.5 W and 2 ps, respectively, the longitudinal resolution is 5.0 μm . Moreover, when the pulse width is 0.5 ps and the peak power is 18 W, the longitudinal resolution is 3.7 μm . Compared with the Gaussian,

收稿日期: 2020-09-02; 修回日期: 2020-10-05; 录用日期: 2020-11-02

基金项目: 国家自然科学基金(61505101)、教育部高等学校教学研究立项项目子课题(DJZW201924zn-4)、山西省自然科学基金(201901D111212)、山西省回国留学人员科研资助项目(2020-073)、山西医科大学-医渡云医学数据科学研究院开放基金(2020-08)

* E-mail: ygy@sxmu.edu.cn

hyperbolic secant, and chirped Gaussian pump pulses, the super-Gaussian pump pulses can obtain a wide and flat supercontinuum light source.

Key words fiber optics; photonic crystal fibers; pump pulse parameters; supercontinuum; optical coherence tomography; longitudinal resolution

OCIS codes 060.4370; 190.4380; 190.3270; 180.1655

1 引言

光学相干断层成像(OCT)是通过测量反散射光纵向深度来对生物组织进行高分辨率、高灵敏度体内成像的技术^[1-2]。它比超声成像(USI)、核磁共振成像(MRI)、X射线计算机断层扫描成像(X-CT)等技术的成像分辨率高两个数量级(几微米量级)^[3-4]。较低分辨率归因于OCT系统中低相干超宽带光源的使用。理论上,OCT系统的宽带光源最好是使用飞秒激光器,但飞秒激光器相对于皮秒激光器要昂贵许多,然而,皮秒激光器却只有较窄的谱宽,这就限制了OCT的广泛应用^[5]。现如今,在传统的皮秒激光器中,利用光子晶体光纤(PCF)来产生超连续谱(SC)可以达到飞秒激光器的效果,这是因为PCF具有可以设计的高非线性和平坦色散等特性,非常适合产生SC^[5-7]。

通常OCT光源的波长范围是从0.8 μm到1.6 μm波段,该光谱区域对于生物组织特别敏感,它可以深入渗透到生物组织中,并可以进行水吸收带的光谱分辨成像。在这个光谱区域内的超高分辨率OCT需要极宽的带宽,这就需要设计特殊的医用PCF。在这些设计中有用于眼科和皮肤科的0.8 μm波长的PCF^[8],有用于生物组织吸收较弱的1.06 μm波长的保偏近零平坦色散PCF^[9-10],有专门为牙科设计的1.31 μm波长的近零平坦色散PCF^[11],有对生物组织具有高贯穿性的1.55 μm波长的零平坦色散PCF^[12]。当然,为了获得SC,在设计PCF微结构时,也掺入了必要的液体^[13]。正是由于输出光波具有很宽的光谱,也就是具有低时间相干性,故SC光波在纵向空间可以紧密地聚焦^[14-15]。而SC的产生又是受输入脉冲的弛豫时间、脉冲能量、峰值功率、波长以及光纤长度和色散等参数的影响^[16],许多作者基于普通PCF研究了泵浦脉冲对SC的影响^[17-21],但基于面向OCT的医用PCF的报道较少。本文将选择三种不同(中心波长)类型的医用PCF作为研究对象,分析皮秒量级泵浦脉冲中心波长、峰值功率、脉冲宽度和脉冲形状对SC的影响,优选合适的SC作为OCT光源,提高了其纵向分辨率和成像质量。

2 光子晶体光纤中超连续谱产生的模型

在亚皮秒和飞秒范畴,光脉冲在PCF中产生SC的过程可用包含三、四阶色散、自陡峭和自频移效应的高阶非线性薛定谔(HNLS)方程来描述^[22],方程表达式为

$$\frac{\partial \psi}{\partial z} + \frac{i}{2} \beta_2 \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} - \frac{1}{6} \beta_3 \frac{\partial^3 \psi}{\partial t^3} - \frac{i}{24} \beta_4 \frac{\partial^4 \psi}{\partial t^4} = i\gamma \left[|\psi|^2 \psi + i \frac{\lambda_c}{2\pi c} \frac{\partial}{\partial t} (|\psi|^2 \psi) - T_R \psi \frac{\partial |\psi|^2}{\partial t} \right], \quad (1)$$

式中: $\psi(z, t)$ 是脉冲包络的慢变振幅, $t = \tau - z/v_g$ (v_g 是指群速度), z 和 t 是群速度移动参考系下的距离和时间; β_i ($i = 2 \sim 4$)分别是群速度色散(GVD)、三阶色散和四阶色散系数; γ 是克尔非线性系数; λ_c 和 c 分别是中心波长和光速; T_R 是拉曼时间常数($T_R = 3.0$ fs)。一个可调谐的双曲正割型脉冲可以用于产生泵浦脉冲,表达式为

$$\psi_{\text{sech}}(0, t) = \sqrt{P_0} \operatorname{sech}\left(\frac{t}{T_0}\right), \quad (2)$$

式中: P_0 代表初始峰值功率; $T_0 = T_{\text{FWHM}}/1.763$ 代表初始脉冲的时间宽度, T_{FWHM} 是脉冲的半峰全宽。

选取三种面向OCT设计的具有不同中心波长 λ_c 的医用PCF进行研究,光纤特征参数如表1所示。

表1 三种医用光子晶体光纤的特征参数

Table 1 Characteristic parameters of the three PCFs for medical applications

Parameter	PCF1 ^[10]	PCF2 ^[11]	PCF3 ^[12]
$\lambda_c/\mu\text{m}$	1.06	1.31	1.55
$\beta_2/(\text{ps}^2 \cdot \text{km}^{-1})$	0.11	0.2877	0.3359
$\beta_3/(\text{ps}^3 \cdot \text{km}^{-1})$	0.0	-0.004544	-0.00079
$\beta_4/(\text{ps}^4 \cdot \text{km}^{-1})$	0.0	0.0	0.0003
$\gamma/(\text{W}^{-1} \cdot \text{km}^{-1})$	79.9	56.3	60.5

通过对这三种医用PCF参数的比较,可以发现它们都具有低色散和高非线性的特点,利于宽频SC的产生。下面将依据这三种医用PCF参数,研究泵浦脉冲中心波长 λ_c 、峰值功率 P_0 、宽度 T_{FWHM} 以及形状 ψ 对输出SC特性的影响,选取频谱较宽、平坦性较好的SC作为OCT系统光源,提高其纵向分辨

率和成像质量。本研究采用对称分步傅里叶数值方法,通过使用正、逆傅里叶变换,将线性与非线性效应分步计算来求解 HNLS 方程,模拟脉冲在光纤中传输和 SC 产生^[22]。

在 OCT 系统中,纵向深度分辨率是通过光源的相干长度 l_c (光波从相干光源到能保持特定相干度点之间的传播距离)来评估的,要提高纵向分辨率需选用低相干性光源,即需要较大频谱宽度 $\Delta\lambda$,而纵向分辨率 l_r 又与被检测生物组织的折射率 n_t 相关。它们之间的关系为^[23]

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_c^2}{\Delta\lambda}, l_r = \frac{l_c}{n_t}. \quad (3)$$

这里频谱宽度 $\Delta\lambda$ 的定义分为半峰全宽 $\Delta\lambda_{FWHM}$ 和 10 dB (频谱峰值减小 10 dB) 带宽 $\Delta\lambda_{10\text{ dB}}$,它们取决于频谱的平坦性。频谱平坦性可以通过平坦度来反映,平坦度是带宽范围内频谱强度振荡的标准差,即

$$S_{\text{Flat}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n - 1}}, \quad (4)$$

其中 μ 为带宽范围内的强度均值, n 为带宽范围内频率总数。由 (4) 式可知,频谱振荡越剧烈,平坦度越大,平坦性越差。反之,平坦性较好的 SC 光源有利于提高成像质量。

3 优选作为 OCT 系统光源的泵浦脉冲参数

3.1 中心波长的优选

首先,研究在 PCF1, PCF2 和 PCF3 三种光纤中不同中心波长泵浦脉冲产生 SC 的特性,并比较其对生物组织成像的纵向分辨率。给定中心波长分别为 $1.06 \mu\text{m}$, $1.31 \mu\text{m}$, $1.55 \mu\text{m}$ 泵浦脉冲的峰值功率为 $P_0 = 14 \text{ W}$, 脉冲宽度为 $T_{FWHM} = 2.5 \text{ ps}$, 在三种不同光纤中传输 120 m 之后,各输出频谱的半峰全宽分别为 $\Delta\lambda_{FWHM} = 77, 81, 123 \text{ nm}$, 时域和频谱的分布特征如图 1 所示。从图中可以看出,三种光纤中输出端脉冲与输入端比较,峰值功率降低,脉冲宽度增大,这是因为在正色散区,对于接近零色散的光纤,脉冲主要受自相位调制 (SPM) 的影响,脉冲的前后沿产生了新的红移和蓝移频率成分,低频成分传播比高频成分快,造成脉冲前沿速度比后沿速度大,从而使得脉冲展宽,其中 PCF2 中受到大的三阶色散作用,出现了不对称展宽。三种光纤相应的输出频谱发生明显展宽,它们的半峰全宽关系为 $\Delta\lambda_{1.06} < \Delta\lambda_{1.31} < \Delta\lambda_{1.55}$ 。PCF1 输出频谱振荡比较剧烈,幅度超出 10 dB; PCF2 输出频谱短波振荡变弱,此时频谱产生了蓝移; PCF3 输出频谱振荡较弱,平坦性较好,此时频谱产生了对称的红移和蓝移。

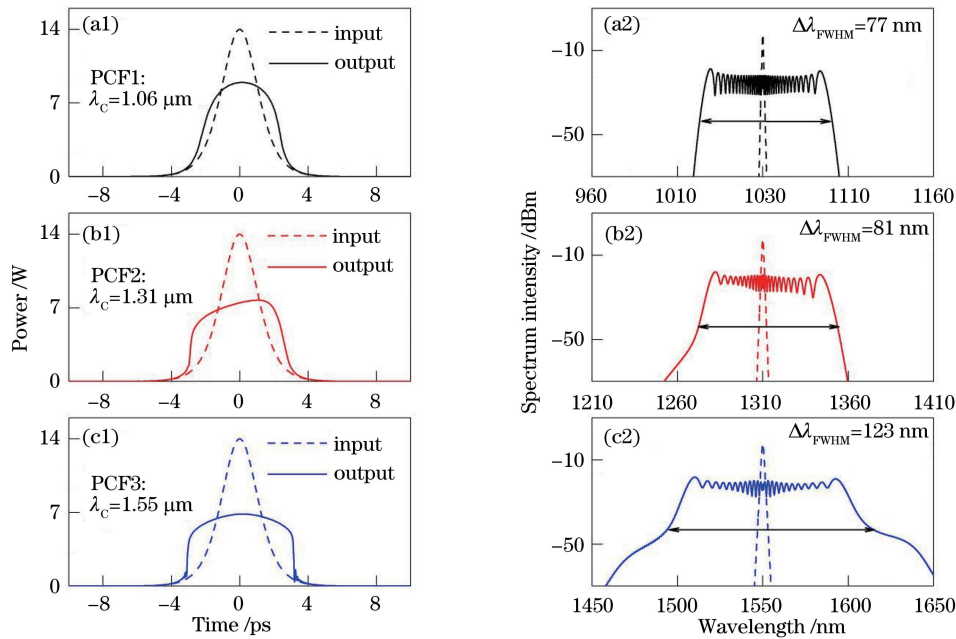


图 1 不同中心波长 λ_c 的泵浦脉冲分别在 PCF1, PCF2, PCF3 三种光纤中传输 120 m 之后, 输入、输出端时域和频谱分布。(a) $\lambda_c = 1.06 \mu\text{m}$; (b) $\lambda_c = 1.31 \mu\text{m}$; (c) $\lambda_c = 1.55 \mu\text{m}$

Fig. 1 Temporal and spectral distributions of the input and output recorded after 120 m of propagation for pump pulses with different central wavelengths in different fibers: PCF1, PCF2, PCF3. (a) $\lambda_c = 1.06 \mu\text{m}$; (b) $\lambda_c = 1.31 \mu\text{m}$; (c) $\lambda_c = 1.55 \mu\text{m}$

对于给定初始脉冲的宽度和功率,光纤的非线性参数和 GVD 对频谱的展宽有重要的作用。一般在正 GVD 情况下,受 SPM 的影响,频谱的展宽正比于孤子因子 N ,其定义为 $N = (L_D/L_{NL})^{1/2}$,这里 $L_D = T_0^2/\beta_2$ 代表色散长度, $L_{NL} = 1/(\gamma P_0)$ 代表非线性长度^[24]。图 2(a) 给出了三种光纤中泵浦脉冲孤子因子 N 与输出频谱宽度之间的演化关系。其中:PCF1 输入的泵浦脉冲参数为 $P_0 = 4 \sim 12$ W, $T_{FWHM} = 1.8$ ps;PCF2 输入的泵浦脉冲参数为 $P_0 = 7.8 \sim 23.5$ W, $T_{FWHM} = 2.5$ ps;PCF3 输入的泵浦脉冲参数为 $P_0 = 8.5 \sim 25.2$ W, $T_{FWHM} = 2.5$ ps。从图中可以看出,随着孤子因子 N 的增大,输出频谱宽度(半峰全宽)都呈增加的趋势。在 PCF1 中,频谱展宽与孤子因子 N 接近正比例关系;对于 PCF2 而言,在前一范围部分,频谱展宽与孤子因子 N 接近正比例关系,后一范围部分,频谱展宽与孤子因子

N 呈非正比例关系;在 PCF3 中,频谱展宽与孤子因子 N 呈非正比例关系。这是因为在三种光纤中脉冲分别受高阶色散和高阶非线性的影响不同,输出频谱出现对称和非对称结构所致^[25]。同时,考虑了不同 OCT 光源检测的生物组织折射率分别为 $n_{t,1.06} = 1.41, n_{t,1.31} = 1.65, n_{t,1.55} = 1.41$ 时^[26],泵浦脉冲孤子因子 N 与系统纵向分辨率 l_r 之间的演化关系,如图 2(b) 所示。从图中可以看出:在 $N < 70$ 时, $l_{r,1.31} < l_{r,1.06} < l_{r,1.55}$;在 $N > 90$ 时, $l_{r,1.31} < l_{r,1.55} < l_{r,1.06}$,纵向分辨率都可以达到 $3 \sim 4.5 \mu\text{m}$ 。因此,对于不同中心波长的泵浦脉冲,由于使用的 PCF 和检测的生物组织对象不同,理想 OCT 光源需根据实际情况而定。此时,将孤子因子 $N = 95$ 时,基于 PCF2 传输的中心波长为 $1.31 \mu\text{m}$ 的泵浦脉冲作为 OCT 系统光源,其纵向分辨率 l_r 可达 $3 \mu\text{m}$ 。

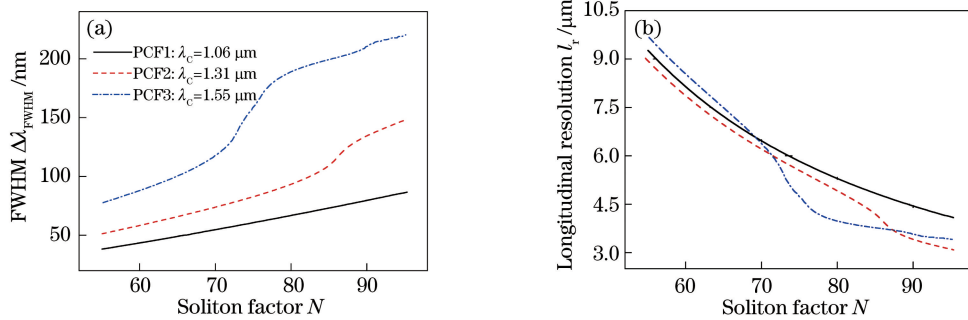


图 2 孤子因子 N 在 $55 \sim 95$ 范围内变化时,不同波长泵浦脉冲分别在 PCF1,PCF2,PCF3 三种光纤中传输 120 m 之后,输出频谱半峰全宽 $\Delta\lambda_{FWHM}$ 和对应的 OCT 系统纵向分辨率 l_r 的演化。(a) 输出频谱半峰全宽;(b) 对应的 OCT 系统纵向分辨率 l_r 。

Fig. 2 Evolution of the output spectra FWHM $\Delta\lambda_{FWHM}$ and the corresponding axial resolution of OCT systems l_r for pump pulses with different central wavelengths in corresponding different fibers after a distance of 120 m versus the soliton factor N in the range from 55 to 95 . (a) Output spectra FWHM $\Delta\lambda_{FWHM}$; (b) corresponding axial resolution of OCT systems l_r

3.2 峰值功率的优选

基于输出频谱宽度和平坦性的考虑,选择 PCF3 进一步研究泵浦脉冲峰值功率 P_0 对输出 SC 的影响,优选参数以提高 OCT 系统纵向分辨率和成像质量。在给定泵浦脉冲宽度为 $T_{FWHM} = 2$ ps,峰值功率分别为 $P_0 = 4, 8, 15, 18, 20$ W 的情况下,泵浦脉冲传输 180 m 之后,各输出频谱 10 dB 带宽,分别为 $\Delta\lambda_{10\text{dB}} = 55, 86, 136, 144, 149$ nm,时域和频谱分布特征如图 3 所示。从图中可以看出,随着峰值功率 P_0 的增加,输出脉冲展宽程度增大,前后沿出现抖动,相应的频谱 $\Delta\lambda_{10\text{dB}}$ 逐渐增大,这

主要是因为功率的提高增强了 SPM 和四波混频(FWM)效应^[20]。同时,可以发现,泵浦峰值功率较小时,输出的频谱几乎对称展宽,随着泵浦峰值功率的提高,输出的频谱出现不对称展宽。这是因为:初始功率较小时,在输出位置处,频谱的展宽主要是由 SPM 来主导,频谱形状呈现以脉冲中心波长展宽的对称多峰振荡结构;当初始峰值功率增大时,在输出位置处,SPM 产生的啁啾使得脉冲前后出现红移和蓝移,蓝移频率相干产生了新的频率成分,出现了 FWM 效应,结果在频谱短波处出现了强度增强的展宽现象。

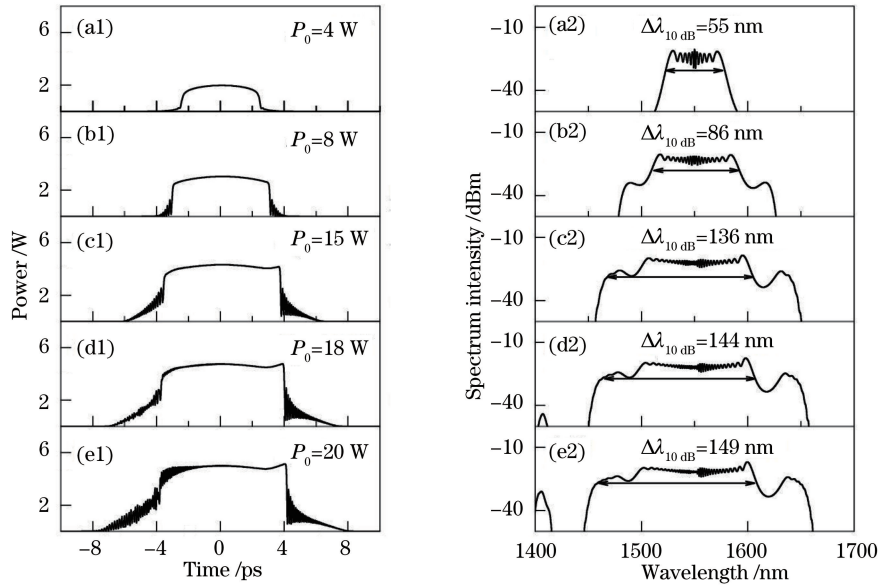


图 3 不同峰值功率情况下,泵浦脉冲在 PCF3 中传输 180 m 之后,输出端时域和频谱的分布。(a) $P_0=4\text{ W}$; (b) $P_0=8\text{ W}$; (c) $P_0=15\text{ W}$; (d) $P_0=18\text{ W}$; (e) $P_0=20\text{ W}$

Fig. 3 Temporal and spectral distributions of the output recorded after 180 m of propagation in PCF3 for different pump pulse peak powers. (a) $P_0=4\text{ W}$; (b) $P_0=8\text{ W}$; (c) $P_0=15\text{ W}$; (d) $P_0=18\text{ W}$; (e) $P_0=20\text{ W}$

为了选取较好的 SC 作为 OCT 光源,图 4 给出了输出频谱 10 dB 带宽 $\Delta\lambda_{10\text{ dB}}$ 和平坦度 S_{Flat} 随泵浦脉冲峰值功率 P_0 的演化关系。从图 4 中可以明显看出, $\Delta\lambda_{10\text{ dB}}$ 随着 P_0 的增加而增大,但在 $P_0 > 21\text{ W}$ 之后,带宽不再增大,随后减小,这是因为整体光谱达到了饱和状态。

在 $P_0=14.5\text{ W}$ 处,频宽突然增宽,这是因为蓝移频率强度增大,强度高于 10 dB 带宽处的强度值。通过分析 10 dB 带宽的平坦度变化, P_0 在 2~6 W 之间增大时, S_{Flat} 逐渐减小,频谱越来越平坦; P_0 在 6~14.5 W 之间增大时,频谱平坦度在 1.8 dB~2.0 dB 之间变化,频谱较为平坦;在 $P_0=14.5\text{ W}$ 处,频宽有个突然增宽,平坦度也突然增大,这是因为蓝移较低频率的加入,使得相对中心部分的频谱强度产生了差距所致;在 $P_0 > 14.5\text{ W}$ 之后,随着 P_0 增大,平坦度逐渐减小,在 $P_0=20.5\text{ W}$ 处,平坦度达到最小值,随后又增大。因此,在一个适当范围的高功率输入,较宽、较平的频谱可以产生,但存在频谱抖动。此时,选择 $P_0=20.5\text{ W}$ 时的情况作为较理想的 OCT 光源,其 10 dB 带宽为 150 nm,平坦度为 2.2 dB,对应生物组织的纵向分辨率 l_r 为 5.0 μm ,如图 4 垂直点划线处所示。

3.3 脉冲宽度的优选

接着在 PCF3 中研究泵浦脉冲宽度 T_{FWHM} 对输出 SC 的影响,优选参数,以提高 OCT 纵向分辨

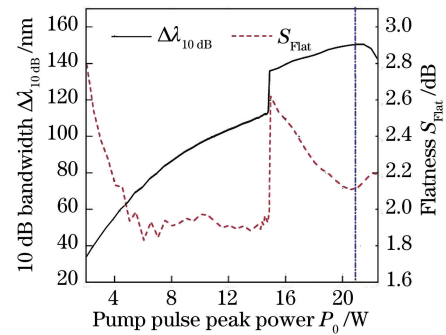


图 4 峰值功率在 $P_0=2\sim 22.5\text{ W}$ 范围内变化时,泵浦脉冲在 PCF3 中传输 180 m 之后,输出频谱 10 dB 带宽 $\Delta\lambda_{10\text{ dB}}$ 和平坦度 S_{Flat} 的演化,图中纵向点划线表示优选的结果

Fig. 4 Evolution of the output 10 dB bandwidth $\Delta\lambda_{10\text{ dB}}$ and flatness S_{Flat} after a distance of 180 m in PCF3 versus pump pulse peak power P_0 in the range from 2 to 22.5 W, in which the blue vertical dot-and-dash line represents the preferred results

率和成像质量。在给定泵浦脉冲峰值功率为 $P_0=18\text{ W}$,脉冲宽度为 $T_{\text{FWHM}}=0.6, 1.0, 1.4, 1.8, 2.2\text{ ps}$ 情况下,泵浦脉冲传输 180 m 之后,各输出频谱 10 dB 带宽分别为 $\Delta\lambda_{10\text{ dB}}=199, 195, 146, 145, 117\text{ nm}$,时域和频谱分布特征如图 5 所示。从图中比较发现,随着初始脉冲宽度的不断增大,输出脉冲功率逐渐增大,前后沿逐渐出现抖动,相应的输出频谱整体宽度变化不大,但 10 dB 带宽逐步变小。

这是因为脉冲宽度越宽,色散效应越强,由色散效应引起的光波分裂使得 SC 平坦性变差^[21,27]。特别

是,频谱红移和蓝移部分强度的减小,使得 10 dB 带宽范围阶段性变小,如图 5(c2)和图 5(e2)所示。

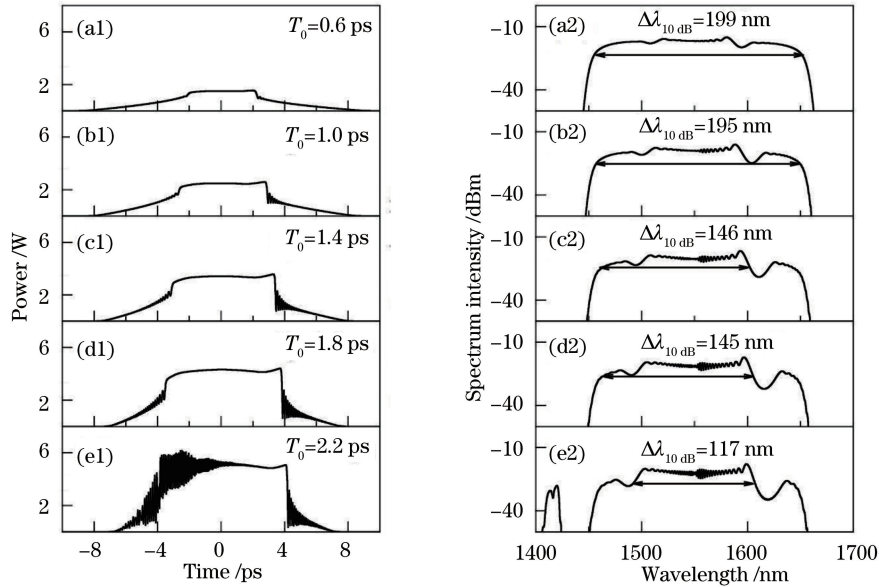


图 5 不同初始脉冲宽度情况下,泵浦脉冲在 PCF3 中传输 180 m 之后,输出端时域和频谱的分布。(a) $T_{FWHM}=0.6$ ps; (b) $T_{FWHM}=1.0$ ps; (c) $T_{FWHM}=1.4$ ps; (d) $T_{FWHM}=1.8$ ps; (e) $T_{FWHM}=2.2$ ps

Fig. 5 Temporal and spectral distributions of the output recorded after 180 m of propagation in PCF3 for different pump pulse widths. (a) $T_{FWHM}=0.6$ ps; (b) $T_{FWHM}=1.0$ ps; (c) $T_{FWHM}=1.4$ ps; (d) $T_{FWHM}=1.8$ ps; (e) $T_{FWHM}=2.2$ ps

为了选取较好的 SC 作为 OCT 光源,图 6 给出了输出频谱 10 dB 带宽 $\Delta\lambda_{10\text{dB}}$ 和平坦度 S_{Flat} 随泵浦脉冲宽度 T_{FWHM} 的演化关系。从图 6 中可以明显看出, T_{FWHM} 在 0.5~2.4 ps 范围增大时, $\Delta\lambda_{10\text{dB}}$ 阶段性减小。在 $T_{FWHM}=1.12$ ps 和 2.14 ps 处带宽突然较小,这是因为红移和蓝移强度先后减小,其

强度低于 10 dB 带宽处的强度值。同时发现,在每个阶段 10 dB 带宽变化不是很大。从 S_{Flat} 变化来看,在前两个阶段, S_{Flat} 随着 T_{FWHM} 的增大而增大;在第三个阶段,由于频谱 10 dB 带宽范围较小且仅包含频谱的中间部分, S_{Flat} 有所降低。因此,当峰值功率和光纤长度一定时,要想得到大带宽、高平坦的超连续谱,泵浦脉冲宽度越小越好。此时,选择 $T_{FWHM}=0.5$ ps 时的情况作为较理想的 OCT 光源,其 10 dB 带宽为 200 nm,平坦度为 1.72 dB,对应生物组织的纵向分辨率 l_r 为 3.7 μm ,如图 6 垂直点划线处所示。

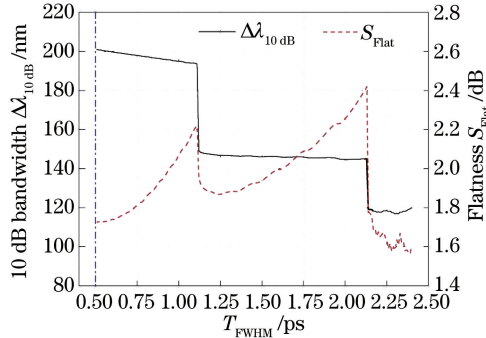


图 6 脉冲宽度在 $T_{FWHM}=0.5\sim 2.4$ ps 范围内变化时,泵浦脉冲在 PCF3 中传输 180 m 之后,输出频谱 10 dB 带宽和平坦度的演化,图中纵向点划线表示优选的结果

Fig. 6 Evolution of the output 10 dB bandwidth and flatness after a distance of 180 m PCF3 versus initial pulse width in the range from 0.5 to 2.4 ps, in which the blue vertical dot-and-dash line represents the preferred results

3.4 脉冲形状的优选

最后,在 PCF3 中研究不同泵浦脉冲形状 ψ 对输出 SC 的影响,优选泵浦脉冲形状作为 OCT 光源。选取 (2) 式表示的双曲正割型、宽度 $T_1 = T_{FWHM}/1.665$ 的高斯型 $\psi_{\text{Gauss}} = \sqrt{P_0} \exp(-t^2/2T_1^2)$ 、阶数 $m=2$ 的超高斯型 $\psi_{\text{SuGauss}} = \sqrt{P_0} \exp[-(t/T_1)^{2m}/2]$ 、啁啾 $C=3$ 的啁啾高斯型 $\psi_{\text{ChGauss}} = \sqrt{P_0} \exp[-(1+iC)(t/T_1)^2/2]$ 共 4 种类型泵浦脉冲进行比较。在初始参数分别为 $P_0 = 14$ W、 $T_{FWHM}=2$ ps, $P_0 = 22$ W、 $T_{FWHM}=2$ ps 和 $P_0 = 14$ W、 $T_{FWHM}=1$ ps 时,4 种泵浦脉冲传输 120 m 之后,输出频谱分布特征如图 7 所示。通过对图 7(a)

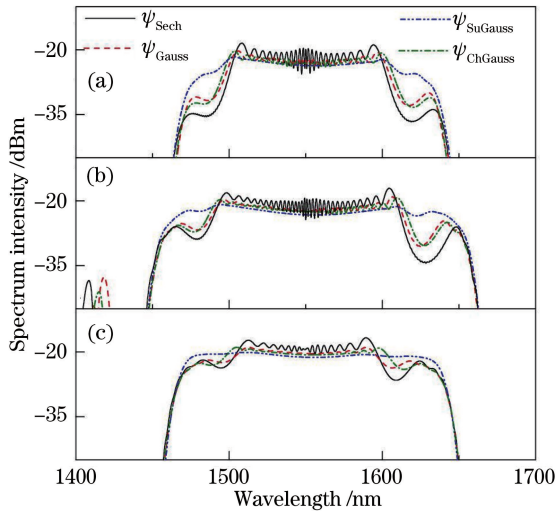


图 7 不同初始参数下,不同形状泵浦脉冲 ψ_{Sech} , ψ_{Gauss} , ψ_{SuGauss} , ψ_{ChGauss} 在 PCF3 中传输 120 m 之后,输出频谱的分布。(a) $P_0 = 14 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 2 \text{ ps}$, (b) $P_0 = 22 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 2 \text{ ps}$, (c) $P_0 = 14 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 1 \text{ ps}$

Fig. 7 Distribution of the output spectra recorded after 120 m of propagation in PCF3 for four pump pulses with different initial parameters. (a) $P_0 = 14 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 2 \text{ ps}$; (b) $P_0 = 22 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 2 \text{ ps}$; (c) $P_0 = 14 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 1 \text{ ps}$

中频谱分布比较可以看出,超高斯型泵浦脉冲 ψ_{SuGauss} 的输出频谱 10 dB 带宽和平坦性优于其他

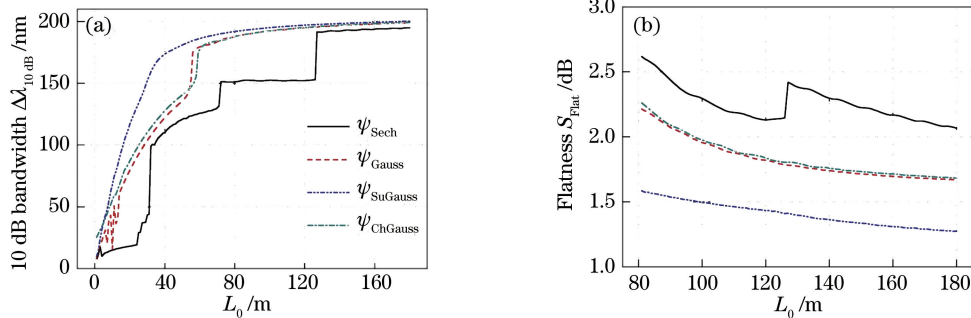


图 8 光纤长度在 $L_0 = 0 \sim 180 \text{ m}$ 变化时,不同形状泵浦脉冲 ψ_{Sech} , ψ_{Gauss} , ψ_{SuGauss} , ψ_{ChGauss} 在 PCF3 中输出频谱 10 dB 带宽 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$ 和 80~180 m 对应的平坦度 S_{Flat} 的演化。(a) 输出频谱 10 dB 带宽 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$; (b) 80~180 m 对应的平坦度 S_{Flat}

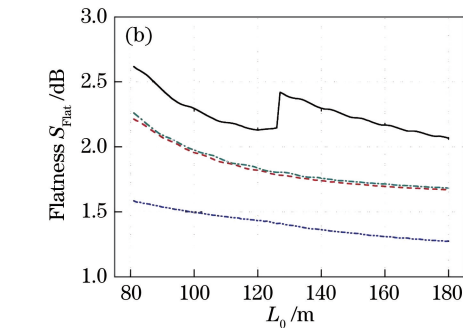
Fig. 8 Evolution of the output 10 dB bandwidth and the corresponding flatness in 80~180 m for pump pulses with different shapes in PCF3 versus fiber length in the range from 0 to 180 m. (a) Output 10 dB bandwidth; (b) corresponding flatness

4 结 论

综上所述,基于包含高阶效应的 HNLS 方程,阐明了医用光子晶体光纤中,皮秒泵浦脉冲对产生超连续谱特征的影响,选择较好泵浦参数的脉冲作为 OCT 系统的光源,可提高其纵向分辨率和成像质量。通过数值模拟和频谱分析,可以得出:在较高

3 种泵浦脉冲,双曲正割型泵浦脉冲 ψ_{Sech} 的输出频谱 10 dB 带宽和平坦性较差。增大各泵浦脉冲的峰值功率 P_0 时,它们的输出频谱带宽都增大,短波频谱功率增大,平坦度减小,4 种泵浦脉冲的输出频谱在短波方向的差别减小,如图 7(b)所示。减小各泵浦脉冲的宽度 T_{FWHM} 时,它们的输出频谱的宽度变化较小但平坦度明显较小,4 种泵浦脉冲的输出频谱差别明显减小,如图 7(c)所示。因此,选择较高功率、较窄宽度的 4 种泵浦脉冲进一步研究传输距离 L_0 对它们输出频谱的影响。图 8 给出了初始参数为 $P_0 = 18 \text{ W}$, $T_{\text{FWHM}} = 1 \text{ ps}$ 时,4 种泵浦脉冲输出频谱的 10 dB 带宽 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$ 和平坦度 S_{Flat} 随光纤长度 L_0 的演化。从图中可以看出,随着 L_0 的增大,4 种泵浦脉冲的 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$ 逐渐增加,最终达到饱和状态, S_{Flat} 逐渐减小。

在 $L_0 = 180 \text{ m}$ 处,超高斯型、高斯型、啁啾高斯型的 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$ 近似一致,双曲正割型的 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$ 接近超高斯型、高斯型、啁啾高斯型的 $\Delta\lambda_{10 \text{ dB}}$ 。超高斯型的平坦度 S_{Flat} 最小,双曲正割型的 S_{Flat} 较大。因此,在初始脉冲参数和传输距离相同时,超高斯型的输出频谱具有较好的频谱带宽和平坦度。此时,选择超高斯型的泵浦脉冲 ψ_{SuGauss} 作为较理想的 OCT 光源,其 10 dB 带宽为 200 nm,平坦度为 1.27 dB,对应生物组织的纵向分辨率 l_r 为 $3.7 \mu\text{m}$ 。



孤子因子下,基于 PCF2,选择 $1.31 \mu\text{m}$ 中心波长的输入泵浦脉冲作为 OCT 光源,其纵向分辨率可达 $3 \mu\text{m}$;基于 PCF3,选择峰值功率为 20.5 W、脉宽为 2 ps 和峰值功率为 18 W、脉宽为 0.5 ps 的双曲正割型泵浦脉冲作为 OCT 光源,其纵向分辨率分别为 $5 \mu\text{m}$ 和 $3.7 \mu\text{m}$;基于 PCF3,选择峰值功率为 18 W,脉宽为 1 ps 的超高斯型泵浦脉冲时,纵向分

分辨率可达 $3.7 \mu\text{m}$, 平坦度可达 1.27 dB 。这些结果相当甚至低于直接使用飞秒激光器作为 OCT 系统光源所获得的纵向分辨率^[28-29]。因此, 综合考虑泵浦脉冲中心波长、峰值功率、宽度、形状等参数以及使用的适当光子晶体光纤, 可以使得皮秒激光器达到飞秒激光器作为 OCT 系统光源的要求。若基于该理论结果开展实验工作, 建议考虑宽带宽、自适应的光学元件来满足不同中心波长的泵浦脉冲的光传输, 考虑频谱展开饱和性问题来设计适当峰值功率脉冲输入以及考虑光栅对、棱镜对、啁啾镜、液晶空间光调制器等脉冲整形设备来获得不同宽度和形状的脉冲。本文研究的皮秒泵浦脉冲的优选过程和结果为 OCT 系统高质量光源的选取提供了一定的理论指导作用。

参 考 文 献

- [1] Gambichler T, Orlikov A, Vasa R, et al. *In vivo* optical coherence tomography of basal cell carcinoma [J]. *Journal of Dermatological Science*, 2007, 45(3): 167-173.
- [2] Gelikonov V M, Gelikonov G V, Ksenofontov S Y, et al. New approaches in broadband fiber-optical interferometry for optical coherent tomography [J]. *Radiophysics and Quantum Electronics*, 2003, 46(7): 550-564.
- [3] Zhang X, Zhang H F, Jiao S. Optical coherence photoacoustic microscopy: accomplishing optical coherence tomography and photoacoustic microscopy with a single light source [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(3): 030502.
- [4] Dunkers J P, Sanders D P, Hunston D L, et al. Comparison of optical coherence tomography, X-ray computed tomography, and confocal microscopy results from an impact damaged epoxy/e-glass composite [J]. *The Journal of Adhesion*, 2002, 78(2): 129-154.
- [5] Moh Y. Recent progress in optical fiber research [M]. London: InTech, 2012.
- [6] Begum F, Namihira Y, Razzak S M A, et al. Flattened chromatic dispersion in square photonic crystal fibers with low confinement losses [J]. *Optical Review*, 2009, 16(2): 54-58.
- [7] Liang T, Feng X M. Research progress toward flat supercontinuum generation in fibers [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2016, 53(6): 060002. 梁田, 冯小妹. 利用光纤产生平坦超连续谱的研究进展 [J]. *激光与光电子学进展*, 2016, 53(6): 060002.
- [8] Ohmi M, Yamazaki R, Kunizawa N, et al. *In vivo* observation of micro-tissue structures by high-resolution optical coherence tomography with a femtosecond laser [J]. *Japanese Society for Medical and Biological Engineering*, 2004, 42(4): 404-410.
- [9] Kinjo T, Namihira Y, Arakaki K, et al. Polarization-maintaining photonic crystal fibers with near-zero flattened dispersion in $1.06 \mu\text{m}$ waveband for medical applications [J]. *Optical Review*, 2010, 17(2): 66-73.
- [10] Kinjo T, Namihira Y, Arakaki K, et al. Design of highly nonlinear dispersion-flattened square photonic crystal fiber for medical applications [J]. *Optical Review*, 2010, 17(2): 61-65.
- [11] Namihira Y, Liu J J, Koga T, et al. Design of highly nonlinear octagonal photonic crystal fiber with near-zero flattened dispersion at $1.31 \mu\text{m}$ waveband [J]. *Optical Review*, 2011, 18(6): 436-440.
- [12] Hossain M A, Namihira Y, Razzak S M A. Supercontinuum generation at $1.55 \mu\text{m}$ using highly nonlinear photonic crystal fiber for telecommunication and medical applications [J]. *Optical Review*, 2012, 19(5): 315-319.
- [13] Sorahi-Nobar M, Maleki-Javan A. Supercontinuum generation for ultrahigh-resolution OCT via selective liquid infiltration approach [J]. *Radioengineering*, 2018, 27(1): 16-21.
- [14] Zeylikovich I, Alfano R R. Coherence properties of the supercontinuum source [J]. *Applied Physics B*, 2003, 77(2-3): 265-268.
- [15] Zeylikovich I, Kartazaev V, Alfano R R. Spectral, temporal, and coherence properties of supercontinuum generation in microstructure fiber [J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 2005, 22(7): 1453-1460.
- [16] Semenova V A, Tsytkin A V, Putilin S E, et al. A method for the coherence measurement of the supercontinuum source using Michelson interferometer [J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2014, 536: 012027.
- [17] Chauhan P, Kumar A, Kalra Y. Mid-infrared broadband supercontinuum generation in a highly nonlinear rectangular core chalcogenide photonic crystal fiber [J]. *Optical Fiber Technology*, 2018, 46: 174-178.
- [18] Heidt A M. Pulse preserving flat-top supercontinuum generation in all-normal dispersion photonic crystal fibers [J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 2010, 27(3): 550-559.
- [19] Zhang T T, Shi W H. Numerical research on ultraviolet supercontinuum generation in photonic crystal fiber [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47

- (3): 0301012.
张甜甜, 施伟华. 光子晶体光纤产生紫外超连续谱的数值研究[J]. 中国激光, 2020, 47(3): 0301012.
- [20] Liu S L, Chen D N, Liu W, et al. Supercontinuum generation based on all normal dispersion photonic crystal fiber? [J]. Acta Physica Sinica, 2013, 62(18): 184210.
刘双龙, 陈丹妮, 刘伟, 等. 基于全正色散光子晶体光纤的超连续谱光源[J]. 物理学报, 2013, 62(18): 184210.
- [21] Shi W H, Cao Y, Wang M Y, et al. Mid-infrared supercontinuum generated in photonic crystal fibers and its control [J]. Study on Optical Communications, 2015(6): 40-42.
施伟华, 曹原, 王梦艳, 等. 光子晶体光纤的中红外超连续谱的产生与控制[J]. 光通信研究, 2015(6): 40-42.
- [22] Agrawal G P. Nonlinear fiber optics [M]. 4th ed. Boston: Elsevier Academic Press, 2007: 39-44.
- [23] James G F, Michael R H, Brett E B, et al. Handbook of optical coherence tomography [M]. New York: Marcel Dekker, 2002: 66-99.
- [24] Finot C, Kibler B, Provost L, et al. Beneficial impact of wave-breaking for coherent continuum formation in normally dispersive nonlinear fibers[J]. Journal of the Optical Society of America B, 2008, 25(11): 1938-1948.
- [25] Wang J, Shi Y M. Study of chirps induced by the higher-order nonlinear effects in the photonic crystal fiber[J]. Acta Physica Sinica, 2006, 55(6): 2820-2824.
王晶, 时延梅. 光子晶体光纤中高阶非线性效应所致啾啾的研究[J]. 物理学报, 2006, 55(6): 2820-2824.
- [26] Ohmi M, Ohnishi Y, Yoden K, et al. *In vitro* simultaneous measurement of refractive index and thickness of biological tissue by the low coherence interferometry[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(9): 1266-1270.
- [27] Zhou B, Jiang Y L, Chen X W, et al. Numerical simulation on propagation of ultra-short laser pulse in photonic crystal fibers with different group velocity dispersion parameters[J]. Acta Optica Sinica, 2007, 27(2): 323-328.
周冰, 姜永亮, 陈晓伟, 等. 超短激光脉冲在不同色散参量光子晶体光纤中传输的数值模拟[J]. 光学学报, 2007, 27(2): 323-328.
- [28] Yuan W, Mavadia-Shukla J, Xi J F, et al. Optimal operational conditions for supercontinuum-based ultrahigh-resolution endoscopic OCT imaging [J]. Optics Letters, 2016, 41(2): 250-253.
- [29] Nishizawa N, Kawagoe H, Yamanaka M, et al. Wavelength dependence of ultrahigh-resolution optical coherence tomography using supercontinuum for biomedical imaging [J]. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 2019, 25(1): 1-15.