بیست و هفتمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و سیزدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه سیستان و بلوچستان،
زاهدان، ایران.
۱۴-۱۶ بهمن ۱۳۹۹

کد مقاله : ۱-۲۵۹۱-۱۰-A

طراحی یک تار بلور فوتونی برای تولید ابرپیوستار در توموگرافی همدوس نوری دندانپزشکی با وضوح بالا

زهراالسادات فاطمی پناه، حسن پاکارزاده

دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، بلوار مدرس، شیراز
Yeganefatemipanah_1994@yahoo.com, pakarzadeh@sutech.ac.ir

چکیده - در این مقاله، به طراحییک تار بلور فوتونی(PCF) جهت تولید ابرپیوستار درطول موج مرکزی۱۳۰۰nm برای کاربرد توموگرافی همدوس نوری (OCT) با وضوح بالا در دندانپزشکی می‌پردازیم. این PCF با استفاده از تکنیک تزریق سیال نوری، به وسیله نرم‌افزار لومریکال طراحی و سپس تولید ابرپیوستار با استفاده از حل معادله غیرخطیشرودینگر تعمیمیافته به‌روش فوریه گام مجزا شبیه‌سازی می‌شود. در این تحلیل به منظور شبیه‌سازی هرچه دقیق‌تر طیف، ضرایب پاشندگی تا مرتبه‌ی‌هشت، پراکندگی رامان و خودسرازیری در نظر گرفته می‌شود. در نهایت،با تغییر پارامترهای‌طیف ورودی، وضوح طولی حاصل ازطیف ابرپیوستار خروجی را به‌دست‌می آوریم و به مناسب‌ترین پارامترهای ورودی برایمطلوب‌ترین وضوح طولی تصاویر در OCT برای کاربردهای دندانپزشکی خواهیم رسید.

کلید واژه- تارهای‌بلور فوتونی، توموگرافی همدوس نوری، تولید ابر پیوستار، وضوح طولی.

Designing a Photonic Crystal Fiber for Supercontinuum Generation in High-Resolution Dental Optical Coherence Tomography

Fatemipanah Zahra Sadat, Pakarzadeh Hassan

Department of Physics, Shiraz University of Technology, Shiraz
Yeganefatemipanah_1994@yahoo.com , pakarzadeh@sutech.ac.ir

Abstract- In this paper, we design a photonic crystal fiber(PCF) for supercontinuum generation (SCG) at a central wavelength of 1300 nm for application inhigh-resolution dental optical coherence tomography (OCT). This PCF is designed using Lumerical software by the technique of optofluidicinfiltration and then we simulate the supercontinuum generation by solving generalized nonlinear Schrodinger equation(GNSE) via split-step Fourier method. In this analysis, to obtain more accurate SCG, dispersion coefficients up to the 8thorder, Raman scattering and self-steepening are taken into account.Finally, by changing the parameters of the input spectrum, we obtain the axial resolution obtained from the output supercontinuumgeneration and reach the most appropriate input parameters for the most optimal image axial resolution in OCT for dental applications.

Keywords: Photonic Crystal Fibers, Optical Coherent Tomography, Supercontinuum Generation, axial resolution, dentistry

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترس باشد.

مقدمه

تارهای‌بلور فوتونی(PCFs)[۱] نسل جدیدی از تارهای نوری معمولی اند؛ با این تفاوت که دارای غلافی با آرایش منظم و متناوب از حفره‌های هوا موازی با محور تار هستند[۲،۱]. محبوس شدن نور درون مغزی تار بلور فوتونی باعث ایجاد اثرات غیر خطی می‌شود. PCFها یکی از مهم‌ترین محیط‌های غیرخطی برای تولید ابرپیوستار(SCG)[۲] محسوب می‌شوند. ابرپیوستار نتیجه گسترش طیف اصلی از انتشار پالس های لیزری در محیط غیرخطی و پاشنده است[۳]. پهن ترین طیف هنگامی بدست می‌آید که طول موج پالس پمپ شده نزدیک به طول موج با پاشندگی صفر (ZDW)[۳] محیط غیر خطی باشد[۳]. تولید ابرپیوستار در تارهای نوری، به علت ذات همدوس پالس هاودرخشندگی بالا به عنوان یک منبع ایده‌آل برای بسیاری از کاربردها، شبیه پایدارسازی فاز پالس‌های‌فمتوثانیه‌ای، توموگرافی همدوس نوری(OCT)[۴] و ساختارهای‌فوتونی به شمار می‌آید[۳]. OCT یک فناوری جدید برای تصویربرداری مقطعی در پزشکی است که مهم‌ترین مزایای این روش، تصویربرداری غیرتهاجمی و وضوح عرضی و طولی بالاست. وضوح طولیOCT به وسیله طول همدوسی منبع نوری تعیین می‌شود. برایک منبع با توزیع طیفی گاوسی، وضوح طولیl_c برابر است با :

$$l \qquad (۱)$$

که$\Delta\lambda$ پهنای باند منبع نور و λ طول موج مرکزی منبع است. پس وضوح طولی بالا با استفاده از منابع نوری پهن باند می‌تواند به دست آید[۴].برای بهبود وضوح طولی، باید پهنای طیفی افزایش و یا طول موج مرکزی کاهش یابد.بنابراین، طیفSCG ناشی از PCFها می‌تواند به عنوان منبع نور در دستگاه OCT مورد استفاده قرار بگیرد.

در این مقاله، یک تاربلور فوتونی با پارامتر های مشخص را با استفاده از تکنیک تزریق سیال نوری[۵] طراحی میکنیم و هر بار با تغییر در یکی از پارامترهای طیف ورودی و با حل عددی معادله غیرخطی شرودینگر تعمیم یافته به روش فوریهی گام مجزا(SSFM)[۶] ، به شبیه‌سازیSCGحاصل از پارامترمی پردازیم. سپس با استفاده از رابطه شماره(۱)، وضوح طولی را به دست می‌آوریم و در نهایت با توجه به اینکه ناحیه طول موجی۱۳۰۰nm برای کاربرد OCT در دندانپزشکی مناسب است؛ از بین پارامترهای ورودی، پارامترهایی که مطلوب‌ترین وضوح طولی را در ناحیه دندانپزشکی فراهم می‌کند را مشخص می‌کنیم.

مبانی نظری

برای شبیه سازی تولید ابرپیوستار به حل معادله غیرخطی شرودینگر تعمیمیافته(*GNSE*[۷]) به روش فوریه گام مجزا می‌پردازیم.

معادله غیرخطی شرودینگر تعمیم یافته به شکل زیر است [۶،۵،۱]:

$$\frac{\partial A(z,T)}{\partial z} = -\left(\sum_{m=2} \beta_m \frac{i^{m-1}}{m!}\frac{\partial^m}{\partial T^m} + \frac{\alpha}{2}\right) \times A(z,T) + i\gamma\left(1+\frac{i}{\omega_0}\frac{\partial}{\partial T}\right) \times \left(A(z,T)\int_{-\infty}^{+\infty} R(t')|A(z,T-t')|^2\,dt'\right) \qquad (۲)$$

[۱] Photonic Crystal Fibers
[۲] Supercontinuum Generation
[۳] Zero-Dispersion Wavelength
[۴] Optical Coherence Tomography
[۵] Optofluidic
[۶] Split-Step Fourier Method
[۷] generalized nonlinear Schrodinger equation

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترس باشد.

که در آن A پوش پالس، t زمان، z مکان در راستای محور تار،α ضریب افت،β_mضریب پاشندگی مرتبهmو R(t)بیانگر اثر رامان در سیلیکا است که به صورت

$R(t) = (1 - f_R)\,\delta(t) + f_R h_R(t)$تعریف می‌شود،

f_R=۰/۱۸بیانگر سهم مشارکت $h_R(t)$ به عنوان پاسخ رامان تأخیری است که می‌توان آن را به صورت زیر تخمین زد:

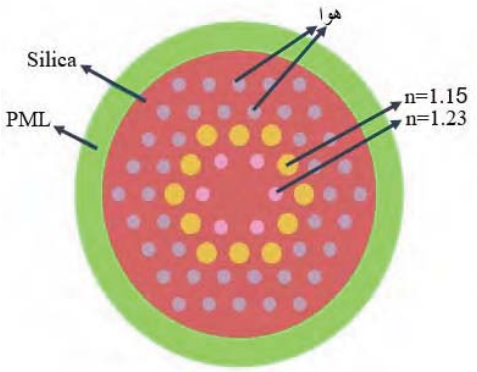
$$h_R(t) = \frac{\tau_1^2 + \tau_2^2}{\tau_1^2 \tau_2^2} \exp\left(\frac{-t}{\tau_2}\right) \sin\left(\frac{t}{\tau_1}\right) \qquad (۳)$$

که$\tau_1 = 12.2fs$ و $\tau_2 = 32fs$ است.

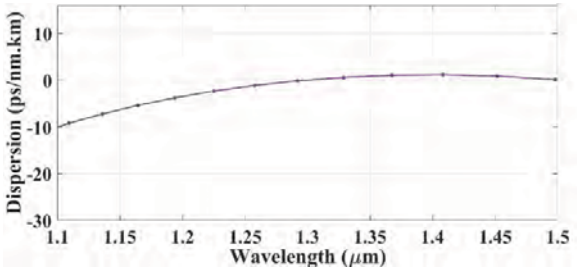
در اینمقاله،با توجه به هدف مورد نظر، سیالی با ضریب‌شکست مطلوب داخل حفره‌های PCFتزریق می‌شود[۷].

نتایج شبیه سازی و بحث

ابتدایکPCF از جنس سیلیکا و ناحیهPML، دارای تعدادی حفره هوا با اندازه‌های مساوی طراحی کرده و با تغییر قطر حفره ها به دنبال منحنی تقریباً مسطح در طول موج ۱/۳μm هستیم. در نهایت با روش آزمون و خطا و امتحان کردن اندازه های مختلف حفره ها و جایگزین کردن سیال های با ضرایب شکست مختلف در حفره های هوا، یکPCFدارای چهار ردیف بر اساس تکنیک تزریق سیال نوری(سیال با n=۱/۲۳ در حفره‌های ردیف اول و با n=۱/۱۵ در حفره‌های ردیف دوم)، جهت استفاده در OCT دندان طراحی شده است. دلیل چنین طراحی دستیابی به مسطح‌ترین منحنی پاشندگی در طول‌موج مرکزی ۱/۳μm برایOCT دندان است. شکل۱ سطح مقطع این PCF را نشان می دهد.گام شبکه ردیف اول و دوم به ترتیب برابر با ۱/۳۲ و ۱/۱۸ میکرومتر در نظر گرفته ایم. چنانکه در شکل۲ دیده می شود،منحنی پاشندگیPCFطراحی شدهدر اطراف ۱/۳μmمسطح و با پاشندگی نزدیک صفر است.



شکل ۱: سطح مقطع PCF طراحی شده برایOCT دندانپزشکی که در ردیف اول و دوم حفره‌هاتوسط سیال نوری پر شده است.

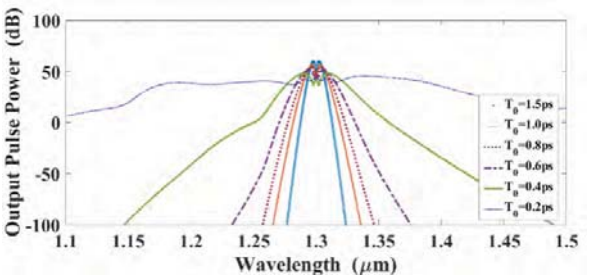


شکل۲: منحنی پاشندگیPCF طراحی شده در طولموج مرکزی۳/۱μm جهت OCT دندان.

پس از طراحی PCFمورد نظر و رسم منحنی پاشندگی، طیف ابرپیوستار را با وارد کردن پالس ورودی به شکل $A(0,t) = \sqrt{P_0}\, sech^2(\frac{t}{T_0})$، رسم می‌کنیم و سپس با استفاده از پهنای‌طیف در ۱۰-dB و معادله(۱) وضوح‌طولی را برایOCT دندان به ازای هریک از پارامترها به صورت جداگانه، به دست خواهیم آورد. ابتدا طیف ابرپیوستار را با وارد کردن پالس ورودی با توان قله P_0=۵۰ W در PCF به طولL=۵m، برای T_0های متفاوت از T_0=۱/۵ps تا T_0=۰/۲psدر شکل۳ شبیه‌سازی کرده‌ایم. همانطور که مشاهده می‌شود، با کاهش مقدار T_0، پهنای طیف ابرپیوستار بیشتر و در نتیجه وضوح‌طولی

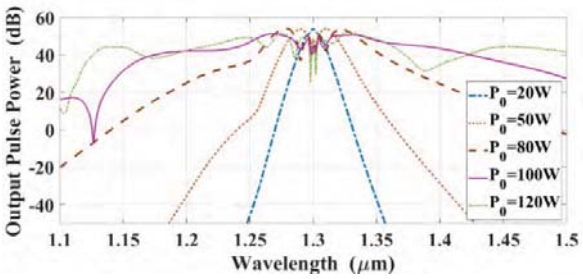
این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترس باشد.

بالاتری حاصل می‌گردد. بنابراین، با استفاده از رابطه(۱) بهترین وضوح‌طولی به ازایT_0=۰/۴ps برابر با ۱۶/۲۱μm می‌باشد.



شکل ۳: تغییرات طیف ابرپیوستارPCF به طول ۵m و توان قله ورودی۵۰ W برایT_0های مختلف.

در مرحله بعد، با ثابت نگه داشتن T_0=۰/۴ps و L=۵m، تغییرات را روی توان قله ورودی اعمال می‌کنیم. در شکل۴ تغییرات طیف ابرپیوستارPCF با P_0های متفاوت از ۲۰ Wتا ۱۲۰ W قابل مشاهده است.



شکل ۴: تغییرات طیف ابرپیوستارPCF تزریق شده با سیال، به ازایP_0های متفاوت در T_0=۰/۴m و L=۵m ثابت.

تعیین پهنای باند در طیف مربوط به توان قله ورودی ۱۲۰ W و بالاتر، به علت وجود فرو رفتگی بیش از ۱۰–dB و ناهمواریدر مرکز طیف امکان پذیر نیست؛ لذا بهترین طیف در بازه بررسی شده طیف P_0 =۱۰۰ Wمی‌باشد. با استفاده از رابطه(۱) بهترین پهنای باند منجر به بهترین وضوح طولی برابر با l_c=۳/۲μm برایOCT دندان می‌شود.بنابراین با وارد کردن پالس ورودی به شکل $sech^2$ با توان قلهP_0=۱۰۰ W و پهنایT_0=۰/۴ps به PCF طراحی شده به طول L=۵m، در طول‌موج λ=۱/۳μm، بهترین وضوح طولیOCT دندان با مقدار l_c=۳/۲μmحاصل می‌شود.

نتیجه گیری

یکPCF در ناحیه طول‌موجیOCT دندان (λ=۱/۳μm) با تزریق سیال نوری، طراحی و معرفی شد. سپس بااستفاده از معادله غیرخطی شرودینگر تعمیم یافته طیف ابرپیوستار این PCF درT_0و P_0 های مختلف مورد بررسی قرارگرفت و با مقایسه پهنای باند ابرپیوستار در هر یک از این پارامترها، نتیجه نهایی به این صورت گزارش شد که با وارد کردن پالس ورودی به شکل $sech^2$ با اندازه P_0=۱۰۰ W و T_0=۰/۴ps به PCF طراحی شده به طول L=۵m، در طول‌موج λ=۱/۳μm، بهترینوضوح طولیOCT دندان با مقدار l_c=۳/۲μmحاصل می‌شود.

مرجع‌ها

[1]G.PAgrawal, *Nonlinear fiber optics*, p.440, Academic press, 2007.

[2]F.Mitschke, *Fiber Optics*, p.251, Springer, 2016.

[3]J.M. Dudley, G.Genty and S. Coen, “Supercontinuum generation in photonic crystal fiber”, Rev. Modern. Phys., Vol. 78, No. 4, 1135-1184, 2006.

[4]D. Egret, P. Didelon, B.J.McLean, J.L.Russell,“The Tycho Input Catalogue-Cross-matching the Guide Star Catalog with the hipparcos INCA Data Base”, Appl. Phys.,Vol. 258, 217-222, 1992.

[5]M. Conforti, C.M. Arabi, A. Mussot, A. Kudlinski, “Fast and accurate modeling of nonlinear pulse propagation in graded-index multimode fibers”, Opt. Lett.,Vol 42, No. 19, 4004-4007, 2017.

[6] A.S. Ahsan, G.P.Agrawal, “Graded-index solitons in multimode fibers”, Opt. Lett.Vol. 43, No. 14, 3345-3348, 2018.

[7]C. Monat, P. Domachuk, and B.Eggleton, "Integrated optofluidics: A new river of light", Nat. Photonics, Vol. 1,No.2, 106-114 ,2007.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترس باشد.