



پژوهشکده لیزر و پلاسما

اولین کنفرانس ملی حسگرهای فیبر نوری - ۱۴۰۰

ICOFS 2021

1st Iranian Conference on Optical Fiber Sensors

October 28, 2021



طراحی و ساخت فیبر نوری پلیمری بر پایه سیترات

فاطمه عارف نیا^۱، محمد اسماعیل زیبائی^{۱*}، داود درانیان^۲، حسن رضا دوست^۳

^۱ پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

^۲ مرکز تحقیقات فیزیک پلاسما، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران

^۳ پژوهشکده گیاهان و مواد اولیه دارویی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

mizibaye@gmail.com

چکیده: کاشت فیبر نوری داخل بافت یکی از راه کارهای انتقال نور و مقابله با تیرگی بافت است. در این مقاله طراحی و ساخت نوع جدیدی از فیبر نوری پلیمری با ضریب شکست پله‌ای زیست سازگار انعطاف پذیر و تخریب پذیر برای انتقال نور با قطر $1400\mu\text{m}$ و طول‌های 3cm و 7cm ارائه شده است. نرخ تخریب پلیمرهای فیبر نوری، پلی (اکتامتیلن مالئیت سیترات) و پلی (اکتامتیلن سیترات) به مدت ۱۰ روز به ترتیب 1.5 mg/day و 1.8 mg/day است. با تزویج نور توسط لنز میکروکره گنجانده شده در ساختار فیبر نوری و همچنین با استفاده از روش سایش شیمیایی نوک فیبر نوری، بازده توان خروجی در طول موج‌های 532nm ، 589nm و 650nm به ترتیب برابر با 77.8% ، 30% و 24.2% به دست آمده است. ویژگی‌های انعطاف پذیر و تخریب پذیری فیبر نوری پلیمری محدودیت‌های ایجاد شده به وسیله فیبر نوری شیشه‌ای از جمله محدود شدن حرکت آزادانه حیوان، شکننده بودن و آسیب به بافت بر اثر خروج از داخل بافت را کاهش داده و از بین می‌برد.

کلید واژگان: انعطاف پذیر؛ اپتوژنتیک؛ تجزیه پذیر؛ زیست سازگار؛ فیبر نوری پلیمری

Design and fabrication of a polymer optical fiber based on citrate

Fatemeh Arefnia^{1,2}, Mohammad Ismail Zibaii^{1,*}, Davoud Dorrnian², Hassan Rezadost³

¹ Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran

² Plasma Physics Research Center, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran

³ Medicinal Plants and Drug Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran

Abstract- Implanting optical fiber into tissue is one of the ways to deliver light and overcome the issue of tissue turbidity. In this paper, the design and fabrication of a new type of a polymer optical fiber with flexible and degradable biocompatible step-index for the delivery of light with a diameter of $1400\mu\text{m}$ and lengths of 3 cm and 7 cm are presented. The degradation rate of the optical fiber polymers poly (octamethylene maleate citrate) and poly (octamethylene citrate) for 10 days is -1.5 mg/day and -1.8 mg/day , respectively. By coupling the light with the microsphere lens into the optical fiber structure and also by using the new chemical abrasion method of the optical fiber tip, obtained output power efficiencies at 532 nm , 589 nm and 650 nm are 77.8% , 30% and 24.2% , respectively. The flexibility and degradability of polymer optical fiber reduce and eliminate the constraints created by fiberglass, including restricting the animal's free movement, fragility, and tissue damage from leaving the tissue.

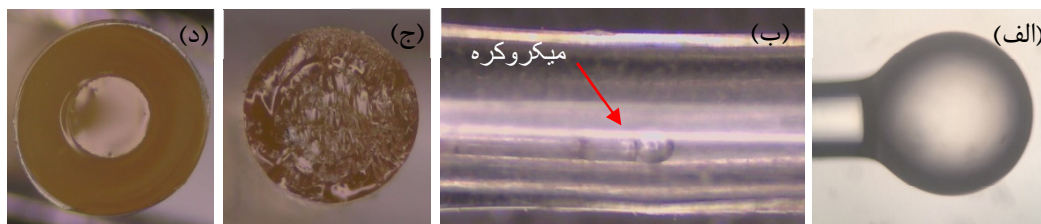
Keywords: biodegradable; biocompatible; flexible; optogenetic; polymer optical fiber.

۱- مقدمه

یک چالش دیرینه علم پزشکی تیرگی بافت‌های بیولوژیکی است که به علت جذب و پراکندگی نور مانع انتقال نور به ناحیه هدف می‌شود. در تکنیک اپتوزنتیک یکی از روش‌های انتقال و جمع‌آوری نور به سلول‌های عصبی کاشت فیبرنوری است. با این حال فیبرنوری شیشه‌ای که در حال حاضر از آن استفاده می‌شود، دارای محدودیت‌ها و معایبی است. در این مقاله نوع جدیدی از پراب فیبرنوری با قابلیت تجزیه‌پذیری، انعطاف‌پذیری و زیست‌سازگاری با اتلاف کم به منظور انتقال و جمع‌آوری نور در ارگان‌های مختلف بدن معرفی شده است. این فیبرنوری با استفاده از دو پلیمر از جنس سیترات با اختلاف ضریب شکست اندک و خواص مکانیکی و زیست محیطی مشابه طراحی و ساخته شده است [1]. همچنین به منظور کاهش اتلاف نوری برای برش نوک فیبرنوری پلیمری از روش سایش شیمیایی با محلول NaOH استفاده شده است.

۲- روش ساخت فیبرنوری

به منظور ساخت فیبرنوری پلیمری برپایه سیترات از دو پلیمر پلی (اکتامیلین سیترات) POC [2] و پلی (اکتامیلین مالیت سیترات) POMC [3] به ترتیب به عنوان ماده غلاف و مغزی استفاده شده است. هر دو پلیمر براساس روش یانگ سنتز شده‌اند. برای ساخت فیبرنوری با ضریب شکست پله‌ای در مرحله اول لایه غلاف با لایه نشانی پیش پلیمر POC بر روی میله از جنس استیل ضد زنگ با قطر $700\text{ }\mu\text{m}$ ساخته می‌شود. سپس میله در محلول اتانول ۳۰٪ قرار گرفته و غلاف از قالب خارج می‌شود. در مرحله دوم میکروکره برای کانونی کردن و تزویج نور داخل مغزی فیبرنوری داخل غلاف قرار داده و مغزی فیبرنوری با تزریق پیش پلیمر POMC داخل لوله غلاف تشکیل می‌شود. برای ساخت میکروکره که در شکل (۱) نشان داده شده است، از روش حرارتی لیزر CO_2 و فیبرنوری شیشه‌ای با روزنه عددی ۰/۳۹ و قطر مغزی $200\text{ }\mu\text{m}$ استفاده شده است. با پیوند غلاف و مغزی فیبرنوری پلیمری از جنس سیترات با طول‌های ۳ cm، ۷ cm و قطر $1400\text{ }\mu\text{m}$ ساخته می‌شود. پس از اتمام فرایند ساخت برای برش نوک فیبرنوری ابتدا از تیغ جراحی استفاده شده است. همان‌طور که در شکل (۱-ج) نشان داده شده است سطح برش داده شده به وسیله تیغ جراحی بسیار ناهموار است که این مسئله موجب کاهش بازدهی فیبر می‌شود. زبری سطح یکی از عوامل اتلاف در فیبرهای نوری است و موجبرهای نوری که بدون هیچ آسیبی بر سطح آن‌ها ساخته می‌شوند اتلاف نوری کمتری دارند.



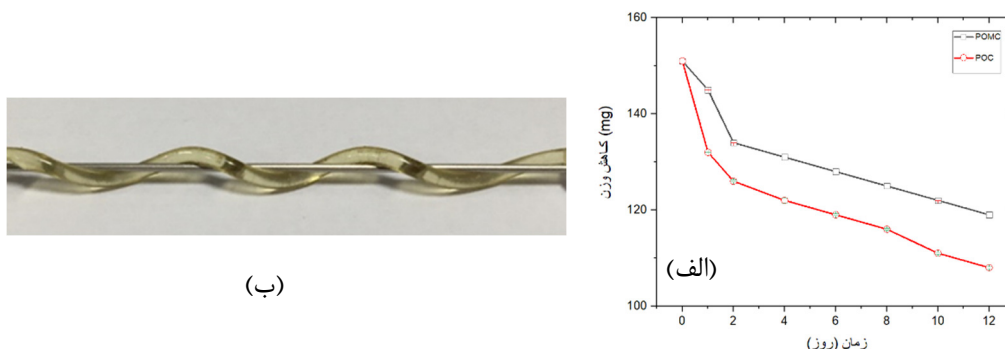
شکل ۱- (الف) میکروکره، (ب) میکروکره داخل مغزی فیبرنوری پلیمری، (ج) فیبر نوری برش خورده به وسیله تیغ، (د) فیبرنوری ساییده شده با روش شیمیایی.

در این مقاله برای کاهش زبری سطح فیبرنوری از فرآیند سایش شیمیایی استفاده شده است. به منظور سایش شیمیایی، نوک فیبرنوری به مدت یک دقیقه در محلول NaOH با غلظت ۱ مولار قرار گرفته تا فرایند سایش به صورت کامل انجام شود، سپس در آب شسته می‌شود تا NaOH اضافی از روی سطح پاک شود.

۳- نتایج تجربی

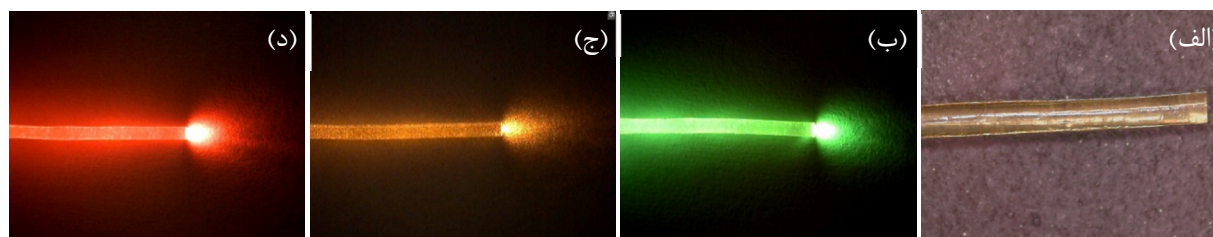
برای بررسی تجزیه‌پذیری فیبرنوری، پلیمرهای تشکیل دهنده آن با وزن یکسان و به صورت مجزا در محلول بافر فسفات (PBS) با $\text{PH } 7.4$ در دمای 37°C قرار داده شده‌اند و با اندازه‌گیری وزن اولیه و ثانویه به مدت دوازده روز کاهش وزن آن‌ها به دست آمده است. مطابق شکل (۲) نرخ کاهش وزن در دو روز اول به ترتیب $12/5\text{ mg/day}$ و $8/5\text{ mg/day}$ و به همین صورت بین روز دوم و دوازدهم به ترتیب mg/day

۱/۸- و ۱/۵ mg/day- در پلیمر POC و در پلیمر POMC نشان داده شده است. برای کاهش زمان تخریب، پلیمرها را در NaOH قرار داده و فرایند تخریب هر دو پلیمر به مدت ۱۲ ساعت به صورت کامل انجام شد. نرخ تخریب پلیمر مغزی و غلاف با یکدیگر هماهنگ است در نتیجه همزمان داخل بدن تجزیه می‌شوند. با ساخت و استفاده از فیبرهای نوری پلیمری خطر شکسته شدن فیبرنوری داخل بافت از بین می‌رود و منجر به حرکت آزادانه حیوان در زمان آزمایش‌ها می‌شود. مطابق شکل (۲) فیبرنوری در اطراف میله‌ای فلزی پیچانده شده است و انعطاف-پذیری فیبرنوری اثبات می‌شود.



شکل ۲- (الف) نمودار تخریب پلیمرهای POMC و POC در ۱۲ روز، (ب) فیبرنوری پلیمری پیچانده شده در اطراف میله.

به منظور سنجش موجبری فیبرنوری، نور با طول موج‌های ۵۳۲nm، ۵۸۹nm و ۶۵۰nm به وسیله میکروولنز داخل فیبرنوری تزویج شده است. همان طور که در شکل (۳) تصویر میکروسکوپی فیبرنوری نشان داده شده است ویژگی هدایت نور در فیبرنوری اثبات شده و نور در مغزی فیبر محدود شده است. پس از انجام فرایند سایش شیمیایی نوک فیبرنوری بازده به ترتیب ۷۷/۸٪، ۳۰٪ و ۲۴/۲٪ به دست آمده است.



شکل ۳- (الف) تصاویر میکروسکوپی فیبر نوری، تصاویر میکروسکوپی هدایت نور در فیبرنوری پلیمری در طول موج، (ب) ۵۳۲nm، (ج) ۵۸۹nm، (د) ۶۵۰ nm.

۴- جمع بندی

پراب فیبرنوری پلیمری انعطاف‌پذیر با قابلیت تجزیه‌پذیری در بافت‌های زیستی برای کاربردهای اپتوژنتیکی طراحی و ساخته شده است. با توجه به خاصیت تجزیه‌پذیری فیبرنوری در بافت بدن، یکی دیگر از چالش‌های مهم در تکنیک اپتوژنتیک که خروج فیبرنوری از داخل بافت می‌باشد برطرف شده است. بنابراین فیبرنوری پلیمری در طول‌های ۳cm و ۷cm و قطر ۱۴۰۰μm با انتقال مناسب نور و بازده ۷۷/۸٪ در طول موج ۵۳۲nm قابلیت استفاده به عنوان ابزاری برای کاربردهای متنوع از جمله اپتوژنتیک، تحویل دارو و تصویربرداری را دارد.

۵- منابع

1. Shan et.al. *Biomaterials* 143 (2017): 142-148.
2. J. Yang et.al. *Advanced Materials*, vol. 16, no. 6, pp. 511-516, 2004.
3. Gyawali, D et.al. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 21(13), 1761-1782.