بیست و پنجمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و یازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شیراز،
شیراز، ایران.
۹-۱۱ بهمن ۱۳۹۷

حسگر زیستی مبتنی بر تشدیدگر لوله‌ای جفت شده عمودی با موجبر زیرطول موجی

لادن اکبری، دکتر کامبیز عابدی، دکتر کیان جعفری

دانشکده مهندسی برق دانشگاه شهید بهشتی

چکیده – در این مقاله، عملکرد تشدیدگر لوله‌ای نوری تزویج‌شده به فرم عمود با موجبر اسلات با ابعاد زیر طول موج، برای کاربردهای حسگری زیستی تحلیل شده است. به علت دیواره بسیار نازک در مقیاس زیر طول موجی تشدیدگرلوله‌ای و فاصله چند نانومتری بین تشدیدگر و موجبر که از ویژگی‌های برجسته ساختار می‌باشند، هم تزویج نوری چشمگیری با نرخ انقراضی برابر ۱۱۱ دسی بل و هم در کاربردهای حسگری زیستی، حساسیتی برابر ۴۶۳ نانومتر بر واحد ضریب شکست، وضوح 10^{-4} و ضریب برجستگی برابر ۶۵۲,۲ حاصل شده است. با بررسی اثر تغییر فاصله بین موجبر و تشدیدگر، مشاهده می‌شود که بالاترین میزان حساسیت و بیشترین تغییرات نرخ انقراض برابر ۱۱,۷۴ دسی بل در فاصله ۱۰۰ نانومتری حاصل شده است. ساختار پیشنهادی، می‌تواند برای کاربردهای فوتونیکی مجتمع شده آزمایشگاه-بر روی-تراشه استفاده شود.

کلید واژه- تشدیدگرهای حلقوی، تشدیدگرهای لوله‌ای،حسگر زیستی، حسگر نوری، میکروکاواک.

A BioSensor based on a Vertical coupled Tubular Resonator in subwavelength waveguide

Ladan Akbari ,Dr Kambiz Abedi, and Kian Jafari

Department of Electrical Engineering, Shahid Beheshti University

Abstract- In this paper, the performance of the coupler optic resonator is analyzed in a vertical scheme with a subwavelength slot waveguide for applications of bio-sensing. Due to a subwavelength-very thin wall and a several hundred nanometer gap between the resonator and the waveguide, which is an outstanding feature of this structure, a significant optical coupling with an extinction ratio of 111 dB and in bio-sensing application, the sensitivity is 463 nm / RIU, the resolution is 10^{-4} and FOM is 652.2. By considering the effect of varying the gap between the waveguide and the resonator, it is observed that the highest sensitivity and the maximum shift in the extinction ratio of 11.74 dB at 100 nm are obtained. The proposed structure can be used for integrated lab-on-chip photonic applications.

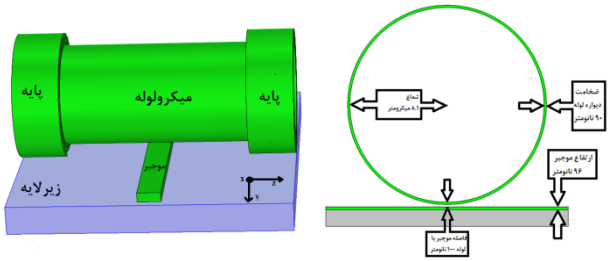
Keywords: Micro cavities, Photonic sensors, Ring resonators, Bio sensors, Tubular resonators .

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

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-18]

مقدمه

حسگرهای زیستی به عنوان افزاه‌های تحلیلگر زیستی، با قابلیت تشخیص تغییرات حاصل از حضور ماده زیستی در محیط اطرافمان، در سال‌های اخیر، مورد توجه تحقیقات بسیاری قرار گرفته اند. تحقیقات علمی و عملی بسیاری در زمینه بهبود پارامترهای عملکردو مشخصات حسگرهای زیستی نظیر افزایش حساسیت، قابلیت اطمینان، کاهش قیمت، سهولت در فرآیند تولید، کاهش ابعاد و مجتمع سازی حسگرهای زیستی نوری صورت گرفته اند و این تحقیقات همچنان ادامه دارند. اساس عملکرد حسگرهای زیستی نوری، بر مبنای میزان برهم‌کنش نور با ماده زیستی است که سنجش این برهمکنش، از طریق بررسی رفتار نمودار طیف انتقالی نور بر حسب طول موج، صورت می‌پذیرد. هر چه میزان این برهمکنش بیشتر باشد، پارامترهای حسگری نظیر حساسیت و وضوح حسگری بهبود خواهند یافت. یکی از راهکارهای افزایش برهمکنش نور-ماده، افزایش طول مسیر نوری منتشرشده در ساختار می‌باشد که با بکارگیری تشدیدگرهای نوری دی‌الکتریک حلقوی این امر میسر می‌شود. زیرا تشدید انجام شده در تشدیدگرهای نوری حلقوی موجب افزایش طول مسیر نوری و در نتیجه افزایش ضریب کیفیت می‌شود. همچنین به دلیل قابلیت کوچک‌شدن، سهولت در فرآیند ساخت، قابلیت حمل آسان، پایداری مکانیکی و سازگاری با فوتونیک مجتمع‌شده، این تشدیدگرها به عنوان انتخاب مناسبی برای برای کاربردهای حسگری زیستی می-باشند. با توجه به هندسه‌های متنوع موجود برای تشدیدگرهای حلقوی، حسگرهای زیستی مبتنی بر این هندسه‌ها شامل کره-ها،ترویدها، حلقه‌ها و لوله‌ها ساخته شده‌اند. نسبت به انواع دیگر، حسگرهای تشدیدگر لوله‌ای، به جهت دارا بودن ویژگی-هایی نظیر فرآیند ساخت ساده‌تر، مجتمع‌سازی یکپارچه، هندسه سه بعدی با امکان تحدید نوری سه بعدی خارج طرحی در لایه های فوتونیکی انباشته شده و هسته توخالی که به طور همزمان امکان بکارگیری آن به عنوان کانال سیال و تشخیص-دهنده تغییرات ضریب شکست، مورد توجه تحقیقات قرار گرفته‌اند[۴-۱]. مواد مختلفی برای ساخت حسگرهای تشدیدگر لوله‌ای از جمله پلیمر، گالیم آرسناید، سیلیکن و ترکیباتش بکارگرفته شده‌اند، که از بین آن‌ها، سیلیکن، به جهت قابلیت ویژه‌اش در کوچک‌سازی ابعاد و در نتیجه، امکان ساخت تراشه-های کوچکتر، انتخاب مناسبتری می‌باشد[۵]. در این مقاله، ساختار سیلیکنی تحلیل و طراحی شده است که، هم ضخامت دیواره لوله-موجبر زیر میکرون و هم خواص حسگری بالاتری نسبت به نمونه‌های پیشین داشته باشد.



شکل ۱: شکل سمت راست: نمای سه بعدی طرح‌واره حسگر زیستی بر پایه تشدیدگر میکرولوله پیشنهادی و شکل سمت راست: برش عرضی در راستای x-y در ناحیه ای از لوله که به موجبر تزویج شده است.

ساختار حسگر پیشنهادی

شکل ۱ ساختار حسگر پیشنهادی را نشان می‌دهد که شامل یک تشدیدگر لوله‌ای سیلیکنی تزویج‌شده به یک موجبر اسلات سیلیکنی می‌باشد که بر روی زیر لایه دی اکسید سیلیکنی به ارتفاع ۴میکرومتر قرار گرفته اند. تشدیدگر لوله‌ای، دارای شعاع داخلی ۸,۱ میکرومتری، دیواره‌هایی هموار در شعاع با ضخامت ۹۰ نانومتر، طول ۵۰میکرومتر می‌باشد که به طور عمودی بر روی موجبر سیلیکنی به طول ۵۰ میکرومتر، عرض ۴۰۰ و ارتفاع ۹۶ نانومتر قرار گرفته است. عرض ۴۰۰ نانومتری موجبر مقابل میکرولوله، در فاصله ۱۰۰ نانومتری از لوله که با استفاده از دو پایه با قطر بزرگتر از لوله، در ابتدا و انتهای لوله ایجاد شده است، می‌باشد. با اعمال نور از یک سمت موجبر، نور در موجبر منتشر شده و به تشدیدگر تزویج می‌شود. طول موج تشدید برابر $\lambda_{res} = n_{eff}\dfrac{L}{m}$ است که در آن m عدد صحیح و نمایانگر تعداد مودها، n_{eff} ضریب شکست موثر مود انتشار و L طول محیط سطح مقطع حلقوی لوله به شعاع R که برابر $2\pi R$ هست، می‌باشند. ضریب کیفیت که رابطه مستقیم با فرکانس تشدید دارد، از نسبت فرکانس زاویه‌ای بر پهنای باند

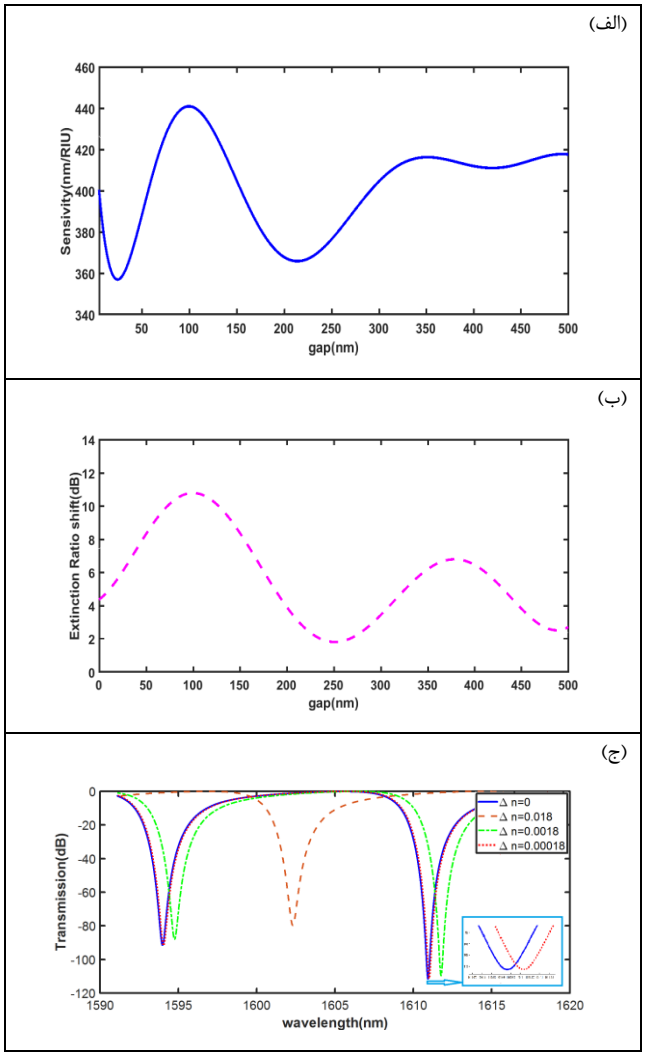
این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-18]

تشدیدگر حاصل می‌شود. از طریق سنجش میزان تغییرات طول موج تشدید[1] در طیف عبوری، می‌توان به میزان تغییرات ضریب شکست حاصل از حضور ماده در داخل لوله پی برد، که مکانیسم عملکرد حسگرهای زیستی مبتنی بر تشدیدگرهای لوله‌ای بر همین اساس می‌باشد. نسبت $\Delta\lambda_{res}$ بر تغییرات ضریب شکست(Δn)، پارامتر حساسیت حسگری[2] با واحد نانومتر بر واحد ضریب شکست را ارائه می‌نماید.

نتایج شبیه‌سازی

پاسخ نوری و نمودار طیف عبوری حسگر پیشنهادی شکل ۱، برای موج تابشی با قطبش TE، با استفاده از روش FDTD و تحلیل سه بعدی، در نرم افزار لومریکال محاسبه شده‌است. به منظور یافتن مشخصات بهتر حسگرها و صرفه جویی در زمان و هزینه، قبل از فرآیند ساخت و مجتمع سازی، انجام محاسبات تئوری و شبیه سازی ساختارها شرایط ضروری می‌باشند. با هدف یافتن حسگر مناسب، فاصله تزویج مناسب بین موجبر، به طوری که در آن فاصله، ساختار دارای مشخصه‌های حسگری مناسبی باشد، تاثیر تغییر فاصله تزویج بین موجبر و لوله بر حسب حساسیت نسبت به ضریب شکست و قدرمطلق تغییرات نرخ انقراض[3] در فاصله‌هایی از ۵ تا ۵۰۰ نانومتر، به ازای تغییرات ضریب شکست برابر ۰٫۰۱۸،در فضای داخلی لوله به ترتیب در شکل‌های ۲-الف و ۲-ب، ارایه شده‌اند. با تغییر فاصله تزویج بین موجبر و لوله ΔER، مقادیر مثبت، صفر و منفی برایΔER حاصل می‌شوند، زیرا این فاصله، تاثیر مستقیم بر ضریب تزویج و ER دارد که بیانگر کوک‌پذیری ساختار حسگر نسبت به فاصله تزویج، کوک‌پذیر می‌باشد. در شکل ۲-ب، برای یافتن فاصله‌ای با بیشینه مقدار ΔER ، قدر مطلق ΔER محاسبه شده‌است. در دو شکل، مشاهده می‌شود که هم بیشینه میزان حساسیت و هم بیشینه ΔER در فاصله ۱۰۰ نانومتری، رخ داده‌اند که به ترتیب برابر ۴۶۳ نانومتر بر واحد ضریب شکست و ۱۲٫۲۷ دسی بل هستند.



شکل ۲: الف-منحنی حساسیت، ب-منحنی ΔER بر حسب تغییر در فاصله، ج- منحنی عبوری بر حسب طول موج که نمودار آبی بدون اعمال تغییرات ضریب شکست و منحنی خط چین قرمز با اعمال$\Delta n=0.018$ ، سبز با اعمال $\Delta n=0.0018$ و قرمز$\Delta n=0.00018$

در فاصله محاسبه شده برای حالت بیشینه پارامترهای حسگری، نمودار عبور نوری بر حسب طول موج در شکل ۲-ج برای تغییرات ضرایب شکست صفر با رنگ آبی، برای۰٫۰۱۸ با رنگ نارنجی و خطچین، برای۰٫۰۰۱۸ با رنگ سبز و نقطه-خط و برای۰٫۰۰۰۱۸ با رنگ قرمز و دونقطه ارائه شده است. بزرگنمایی برای Δn های صفر و ۰٫۰۰۰۱۸، در کادر فیروزه‌ای رنگ گوشه پایین سمت راست شکل ۲-ج، نشان دهنده کمترین میزان تغییرات ضریب شکست قابل سنجش و پارامتر وضوح حسگری حدود 10^{-4} می‌باشد. حسگر پیشنهادی طول

1 Resonance wavelength shift($\Delta\lambda$res)
2 Sensivity(S)_ nm/RIU
3 Extinction Ratio shift(ΔER)

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

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-18]

موج‌های تشدید برابر ۱۶۱۰,۹۳ و ۱۵۹۳,۹۸ نانومتر بوده که به ترتیب دارای نرخ‌های انقراضی برابر ۱۱۱,۴۴- و ۹۱,۴۵- دسی بل و ضریب کیفیتی برابر ۹۷۰۰ و ۹۶۶۰ هستند. مقدار FSR برابر ۱۷,۴۶ نانومتر می‌باشد. با اعمال Δn برابر ۰,۰۱۸ که معادل اعمال تغییرات ضریب شکست حاصل از وجود ۱۶۰ گرم/لیتر گلوکز محلول در آب در طول موج ۱۵۵۰نانومتر است[۶]، طول موج از ۱۵۹۳,۹۸ به ۱۶۰۲,۳ نانومتر جابجا شده، نرخ انقراض برابر ۷۹,۷۱- دسی بل و ضریب کیفیت برابر ۷۸۱۶حاصل می‌شود. بیشینه حساسیت برای $\Delta\lambda_{res}$ برابر ۸,۳۲، ۴۶۳ نانومتر بر واحد ضریب شکست و بیشینه ΔER برابر ۱۱,۷۴ دسی بل حاصل شده است. برای حسگر پیشنهادی یک ضریب برجستگی مطابق با رابطه $FOM = \frac{\Delta ER}{\Delta n}$ برابر ۶۵۲,۲ دسی بل حاصل می‌شود.

جدول ۱: مقایسه بین نتایج حاصل از حسگر پیشنهادی و کارهای مشابه

مراجع	ماده	شعاع و ضخامت دیواره (μm)	حساسیت nm/RIU	ΔER(dB), FOM
[۲]	Si	۱۰۶ ۱۳	۸۰۰	۱,۵ ۳,۴۹
[۳]	Tio2	۱۰ ۰,۲۴۵	۱۴۰	۲۳ ۱۷,۳
[۴]	پلیمر	۱۲,۵ ۰,۵	۳۹۰	۱۰,۲ ۲۶,۸۴
این مقاله	Si	۸,۱ ۰,۰۹	۴۶۳	۱۱,۷۴ ۶۵۲,۲

جدول ۱ مقایسه بین ساختارهای مشابه و ساختار پیشنهاد شده در این مقاله را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که نتایج حاصل از این مقاله، به نسبت کارهای مشابه، بهبود قابل ملاحظه ای را هم در حساسیت، هم ΔER، FOM و هم در ابعاد ارایه نموده است.

نتیجه‌گیری

در این مقاله، حسگر زیستی مبتنی بر تشدیدگرلوله‌ای با ضخامت دیواره بسیار نازک زیرمیکرون در تزویج با موجبری با ابعاد زیر طول موج، تحلیل و طراحی شد. بررسی اثر تغییر فاصله تزویج بین لوله‌و موجبر بر روی حساسیت و ΔER که جزو مشخصه‌های حسگری می‌باشند، نشان داد که در فاصله ۱۰۰ نانومتری، هم بیشینه حساسیت حدود ۴۶۳ نانومتر بر واحد ضریب شکست و هم بیشینه ΔER حدود ۱۱,۷۴ دسی بل حاصل شد. همچنین دیواره بسیار نازک در مقیاس زیر طول موجی لوله در مجاورت با فاصله ۱۰۰ نانومتری، تزویج نوری چشمگیری با نرخ انقراض ۱۱۱ دسی بل ، وضوح $۱۰^{-۴}$ و FOM برابر ۶۵۲,۲ نشان داد. ساختار حسگر پیشنهادی، علاوه بر با دارا بودن مشخصه‌های حسگری بهبود یافته، به جهت دارا بودن هسته توخالی به عنوان کانال سیال، می‌تواند برای کاربردهای سیال نوری و فوتونیکی مجتمع شده آزمایشگاه-بر روی-تراشه استفاده شود.

مرجع‌ها

[1] C.P.K. Manchee, V. Zamora, J.W. Silverstone, J.G.C. Veinot, A. Meldrum, Opt. Express, Vol 19, No.22, 2011.

[2] M. Sumetsky, R. S. Windeler, Y. Dulashko and X. Fan, “Optical liquid ring resonator Sensor”, Opt. Express, 2007,15, 14376.

[3] A. Madani, S. M . Harazim,V. A. Quinones, A. Finn, “Optical mictotube cavities monolithically integrated on photonic chips for optofluidic sensing”, Opt. Lett., Vol. 42, No. 3, 2017.

[4] Y. Li, Y. Fang, J. Wang, and Y. Mie, “Integrative Optofluidic Microcavity with Tubular channels via two-2013.photon polymerization”, R.S. Chemistry. Vol.1, 2013.

[5] W. Bogaerts, Peter Heyn, Thomas Vaerenbergh, K. Vos, S. Kumar, “Silicon microring resonators”, Laser Photonics Rev. Vol.6, No. 1, pp.47-73, 2012.

[6] C. Ciminelli, F. Dellolio, D. Conteduca, C. M. Armeniese, “High Performance SOI microring Resonator for Biochemical Sensing”, Optics & Laser Technology, Vol. 59. Pp. 60- 67, 2014.

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

[Downloaded from www.opsi.ir on 2025-12-18]