

تولید لیزرهای اپتیکی با استفاده از میکروورینگ‌های تشدیدکننده جهت نانوجراحی قرنیه چشم

چکیده

عبدالکریم افروزه^{۱*}

مقدمه: اثر پالس‌های اپتیکی فمتوثانیه با استفاده از یک سیستم میکروورینگ غیرخطی برای جراحی انکساری چشم مورد مطالعه قرار گرفته است. روش ماتریس پراکندگی برای مطالعه درمان با استفاده از پالس لیزر از طریق یک سیستم تشدیدکننده شامل N میکروورینگ مورد بررسی قرار گرفته است. یک سالیتون با پهنای پالس نانوثانیه به عنوان منبع تغذیه وارد سیستمی که متشکل از شش میکروورینگ با جنس سیلیکونی آمورف هیدروژن (a-Si:H) است می‌شود و یک پالس فمتوثانیه تولید می‌کند.

روش بررسی: در این مطالعه، طراحی جدیدی از یک میرو حلقه جهت جراحی انکساری چشم با روش عددی انجام شده است. در مدل پیشنهادی اثر شدت میدان الکتریکی از سمت لیزر در خروجی میرو حلقه بررسی شده است.

یافته‌ها: نتایج به دست آمده نشان داده است که تولید پالس با پهنای فوق‌العاده کوتاه با $FWHM=150$ fs به دست می‌آید که برای درمان مشکلات نزدیک بین و دوربین در نانوجراحی چشم قابل استفاده است.

نتیجه‌گیری: فرکانس پالس‌های تولیدشده توسط ساختار میرو حلقه سبب استفاده از این سیستم برای جراحی انکساری چشم خواهد شد. از طرفی با توجه به کوتاه‌بودن پالس لیزر پیشنهادی امکان به‌کارگیری ساختار برای سیستم‌های جراحی پیچیده‌تر نیز پیشنهاد می‌گردد.

استادیار مجتمع آموزش عالی لارستان، لار، ایران
Email: afroozeh@lar.ac.ir

واژه‌های کلیدی: پالس فمتوثانیه، تشدیدکننده‌های میکروورینگ، سیلیکون آمورف هیدروژن

نویسنده مسئول: عبدالکریم افروزه
پست الکترونیک: afroozeh@lar.ac.ir

شماره تماس: ۰۷۱۵۲۲۵۴۲۹۲

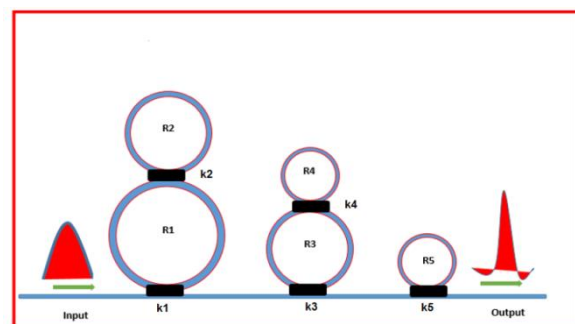
مقدمه

لیزرهای فوق سریع کاربردهای بی‌نظیری در زیست‌شناسی و پزشکی پیدا کرده‌اند [۱-۳] قابلیت حذف بالا و کیفیت برش دقیق روی مواد مختلف، لیزر فمتوثانیه را به یک ابزار جراحی چندکاره برای جراحی انکسار [۴] جراحی گوش داخلی [۵]، دندانپزشکی [۶-۷] و جراحی قلب و عروق [۸] تبدیل کرده است. لیزر فمتوثانیه در نزدیکی اشعه مادون قرمز در میکروسکوپ مولتی‌فوتون برای تصویربرداری فلورسانسی با وضوح بسیار بالا در بافت‌های سالم یا حیوانات زنده استفاده می‌شود. اشعه مادون قرمز همچنین در بیولوژی انتقال سلول [۹]، حرکات مورفوژنتیکی علوم اعصاب [۱۰] و جراحی قرنیه استفاده شده است [۱۱]. در این مطالعه، یک روش جدید مبتنی بر روش ماتریس پراکندگی برای تولید پالس فمتوثانیه در یک مجموعه از میکرورینگ‌های تشدیدکننده استفاده می‌شود. سالیتون نوری ورودی با پالس نانو ثانیه به سیستم میکرورینگ‌های تشدیدکننده که از $a\text{-SiH}$ ساخته شده به عنوان منبع اولیه وارد می‌شود. پالس بسیار کوتاه فمتوثانیه از طریق سیستم ارائه شده، تولید می‌شود که در نانوجراحی قرنیه می‌توان از آن استفاده کرد.

زمینه نظری

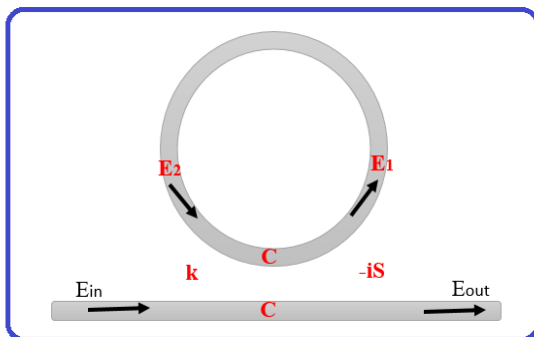
۱. ساختار پیشنهادی

همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود ساختار کلی مدل پیشنهادی نشان داده شده است. این مدل شامل یک منبع لیزر نور ورودی هست. نوره پنج برخورد می‌کند. از برهم‌کنش نور با حلقه نتیجه در آشکارساز انتهای ساختار نشان داده می‌شود. پالس سوزنی تشکیل شده در خروجی ساختار سبب تشخیص با پهنای باند نازک خواهد شد.



شکل ۱: شماتیک تشدیدکننده‌های میکرو حلقه چند مرحله‌ای

همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است عدد موج خلا و ضریب شکست موجبر به ترتیب با K و n نشان داده می‌شوند، E_{in} میدان ورودی (برحسب ولت بر متر) در میکرو رزوناتور در قسمت اتصال دهنده و E_{out} نمایانگر میدان‌های خروجی است [۲۰].



شکل ۲: نمودار شماتیک رزوناتور یک میکرو حلقه.

۲. تئوری مدل پیشنهادی

با توجه به این که دستگاه‌های سیلیکونی می‌توانند از خود نور انتشار کنند، تمایل زیاد به استفاده از ماده سیلیکون فعال وجود دارد. سیگنال‌های الکتریکی را به سیگنال‌های نوری تبدیل کرده و داده‌ها را با سرعتی بالاتر از حالت الکتریکی پردازش می‌کنند. فوتونیک سیلیکون فرآیندی کم‌هزینه و مصرف انرژی کم است.

برای هماهنگ‌سازی مدارهای الکترواپتیکی [۱۲] می‌توان دستگاه میکرورینگ را به شعاع میکرون طراحی کرد [۱۳]. سیلیکون آمورف هیدروژنه ($a\text{-Si:H}$) موردی مناسب برای سیلیکون فوتونیک است. این چیدمان عمودی و افقی رینگ‌ها، اتصالات نوری را برای موجبرهایی با اتلاف کم که شامل موجبرهای شکاف افقی و رزوناتورهای حفره می‌باشد فراهم می‌کند. میدان نوری ورودی را به شکل پالس سالیتون زمانی به صورت زیر بیان می‌کنیم [۱۴-۱۵]:

$$E_{in} = A \operatorname{sech}\left(\frac{T}{T_0}\right) \exp\left[\frac{z}{2L_d} - i\omega_0 t\right] \quad (1)$$

که در آن دامنه میدان نوری (برحسب ولت) به وسیله A نشان داده می‌شود و فاصله انتشار با z نشان داده می‌شود. زمان انتشار برای پالس سالیتون که با سرعت گروه (برحسب ثانیه) حرکت می‌کند که با

پالس خروجی از هر میکرورینگ در سیستم ارائه شده (شکل ۱) در معادله ۳ بیان می شود [۱۹].

$$E_{out}^1 = E_{in} \left(\frac{C_1 - (1 - \gamma_1) \xi_1}{1 - C_1 \xi_1} \right) \quad (3)$$

در اینجا، γ اتلاف اتصال دهنده و θ قدرت اتصال را در طول کوپلینگ نشان می دهد. [۲۰]. در پورت متقاطع i نشان دهنده $a - \frac{\pi}{2}$ تغییر فاز در میدان نوری کوپل شده است [۱۹].

پالس خروجی از یک میکرورزوناتور با N حلقه، می تواند به وسیله توان خروجی از هر حلقه را به شکل زیر نشان دهد [18-20]

$$E_{out}^N = E_{in} \prod_{j=1}^N \frac{C_j - (1 - \gamma_j) \xi_j}{1 - C_j \xi_j} \quad (4)$$

توان خروجی میکرورینگ توسط معادله ۵ مشخص می شود.

$$P_{out}^j = (E_{out}^j) \cdot (E_{out}^j)^* = |E_{out}^j|^2 \quad (5)$$

یافته ها

۱. نتایج به دست آمده

در این مطالعه از سیلیکون آمورف هیدروژنه برای ساخت میکرورزوناتور استفاده شده است، که شعاع حلقه های سیستم به اندازه ۱۵۰، ۱۰۰، ۵۰، ۱۰ و ۵ میکرومتر به ترتیب برای R_1 ، R_3 ، R_4 و R_5 انتخاب می شود. به منظور تولید پالس فمتوثانیه، یک پالس سالتونی با توان ۳۰ وات به سیستم تزریق می شود (همان طور که در شکل (a) مشاهده می کنید). ضریب شکست خطی سیستم $n_0 = 0.348$ و ضریب شکست غیر خطی $n_2 = 42 \times 10^{-17}$ (مترمربع / توان) در نظر گرفته شده است. اتلاف موجبر و اتلاف شدت کوپلر به ترتیب ۲ و ۲ دسی بل بر میلی متر مربع است ۷۵-۷۶. ضرایب اتصال رزوناتور میکرو حلقوی بین ۰/۸-۰/۵ متفاوت است. مرکز مدهای حالت رزوناتور میکرو حلقوی در محدوده ۰/۸ تا ۰/۵ متر می باشد. اگر پالس نوری ورودی، شرط تشدید هر رزوناتور میکرو حلقوی را ارضا کند، به حلقه چسبیده و به دور سیستم حرکت می کند. همان طور که در شکل ۳ مشاهده می کنید، هنگامی که پالس سالتون ورودی

$T = t - 1 \times z$ نشان می دهند که در اینجا، t زمان تغییر فاز سالتون و z شیفیت فرکانسی سالتون است. $L_d = T02 / 2$ طول پالس سالتون، $T0$ زمان انتشار پالس سالتون (بر حسب ثانیه) را در ورودی اولیه نشان می دهد. خطی و جملات مرتبه دوم ثابت انتشار بسط تیلور به ترتیب با ۱ و ۲ نشان داده شده است. برای پالس سالتون در دستگاه میکرو حلقوی، باید تعادلی بین طول پراکندگی (L_d) و طول غیر خطی (بر حسب میکرومتر) $LNL = 1 / \Gamma \Phi$ برقرار باشد، جایی که $\Gamma = n2K0$ ، مقیاس طولی است و پراش یا اثرات غیر خطی باعث ایجاد پرتو پهن یا باریک تر می شود [۱۶].

برای پالس سالتون، تعادل بین پراش و طول حالت غیر خطی وجود دارد، از این رو $L_d = LNL$ بر اساس ضریب اتصال میکرورزوناتور (MRR)، مقداری از پالس سالتون ورودی وارد میکرورزوناتور می شود (واحد طول: میکرومتر). در مسیر پراش، E_{in} به علت تغییر ضریب شکست با توان نوری، باعث ایجاد اثر غیر خطی در داخل میکرو رزوناتور می شود. در اینجا، عامل وابسته به ضریب شکست اثر کر است. ضریب شکست به صورت زیر محاسبه می گردد [۱۷].

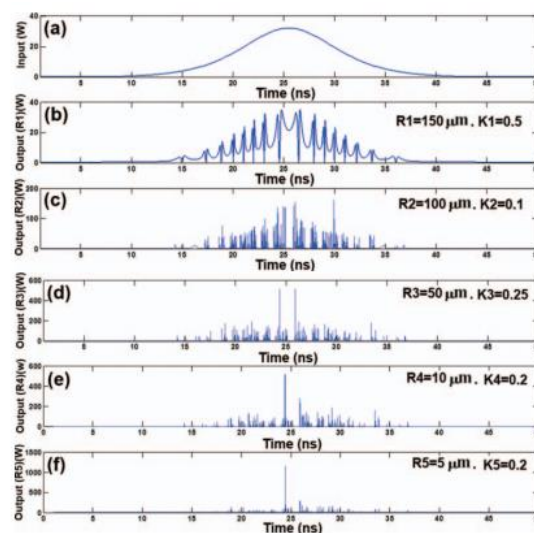
$$n = n_0 + \left(\frac{n_2}{A_{eff}} \right) |E_{in}(t)|^2 \quad (2)$$

که در آن n_0 و n_2 به ترتیب ضرایب شکست خطی و غیر خطی هستند (بر حسب سرعت نور بر محیط) و A_{eff} ناحیه موثر مد موجبر را است. در هر رفت و برگشت، به اندازه $\xi = \exp(-\alpha L_i / 2 - i K n L_i)$ تغییر در فاز پالس سالتون ایجاد می شود [۱۸]. در حالی که در انتشار از طریق میکرورزوناتور یک ضریب اتلاف در هر رفت و برگشت به صورت $x = \exp(-\alpha L_i / 2)$ در نظر گرفته می شود که L_i محیط میکرورزوناتور و ضریب جذب موجبر است [۱۹].

فرض بر این است که نسبت اتصال، k ، در هر طول موج متفاوت نباشد. جملات انتقال پورت به صورت مستقیم و متقاطع در هر اتصال دهنده رزوناتور حلقوی به ترتیب به وسیله $C = \sqrt{(1 - \kappa)(1 - \gamma)}$ و $iS = \sqrt{\kappa(1 - \gamma)}$ نشان داده می شود.

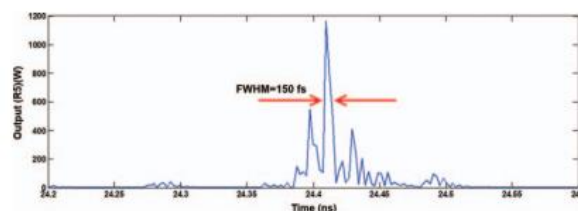
هر دور برگشت پالس یک تغییر فاز روی پالس نوری ایجاد می کند. پالس ورودی E_1 از طریق رزوناتور حلقوی حرکت می کند و به E_2 تغییر می کند. با در نظر گرفتن معادلات ماتریسی خروجی های نوری از اولین حلقه تشدید کننده به وسیله معادله ۳ محاسبه می شود.

بدر محیط رزوناتور L به اولین میکروحلقه رزوناتور بچسبید، ضریب شکست موثر موج (n_{eff})، طول موج مرکزی پالس سالیتون و رزونانس می‌باشد.



شکل ۳: نتیجه سیگنال‌های خروجی از سیستم پیشنهادی که در آن (a) پالس سالیتون نوری ورودی، (b) و (c) تولید سیگنال‌های ناهمدوس، (d) و (e) سیگنال‌های فیلتر و تقویت‌کننده را نشان می‌دهد، (f) پالس فمتوثانیه تولید شده.

تعداد مدهای رزوناتور میکرو حلقوی (m) که باید شرایط تشدید اولین حلقه را براساس تغییر فاز اعمالی و تعداد مدهای تشدید رزوناتور میکرو حلقوی، تاثیر پالس نوری بر تداخل سازنده و ویرانگر بودن را ارضا کند $m\lambda_1 = n_{eff}L_1$ می‌باشد و هنگام فیلتر کردن، سیگنال‌های بین فرکانس و شدت این فرکانس حذف می‌شوند [۲۰]. انتشار نور در ساختار پیشنهادی بین ۱۰ تا ۴۵ نانوثانیه خواهد بود که سرعت بسیار بالایی جهت جراحی خواهد بود.

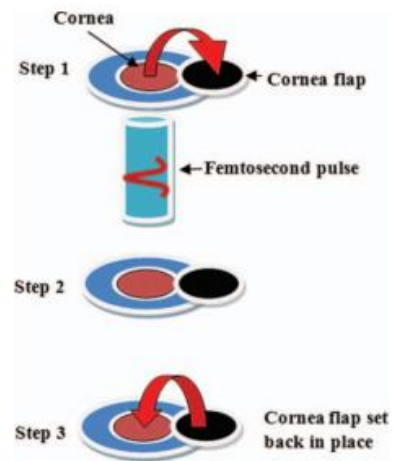


شکل ۴: پالس فمتوثانیه تولید شده برای جراحی انکساری

دامنه براساس اصول برهم‌نهی تقویت می‌شوند. فیلتر زیاد زمانی مشخص می‌شود که سیگنال‌های خروجی برشی، شرط تشدید هر رزوناتور میکرو حلقوی جدید را در سیستم طبق شرط تشدید رزوناتور میکرو حلقوی در سیستم ارائه شده، برآورده می‌کنند. دامنه و زمان و برای بقیه رنج‌ها همان‌طور که در شکل ۳ قسمت (b) و (c) نشان داده شده است، حذف می‌شوند. از آنجا که انرژی هر ناحیه با مدت زمان پالس کاهش می‌یابد، کاهش انرژی پالس با استفاده از لیزرهای با پالس بسیار کوتاه (فمتوثانیه) مشخص می‌شود. سالیتون نوری ورودی با پهنای پالس نانوثانیه می‌تواند بعد از تحقق شرط ارضا، پنجمین میکرو حلقه رزوناتور پالس فمتوثانیه تولید کند. شکل ۳ قسمت (f) پالسی با ۱۵۰ فمتوثانیه با توان خروجی ۱۱۵۰ وات را نشان می‌دهد. پالس فمتوثانیه تولید شده با پهنای پالس ۱۵۰ به مدت ۲۴/۲ ns تا ۲۴/۶ نانوثانیه در شکل ۴ نشان داده شده است.

۲. جراحی چشم با لیزر فمتوثانیه

پالس لیزر فمتوثانیه به صورت تجاری به عنوان یک ابزار بسیار دقیق در نانو جراحی لیزر چشم با دقت برش بین ۱۰۰ نانومتر و ۳۰۰ نانومتر مورد استفاده قرار می‌گیرد. لیزر درمانی یکی از روش‌های در دسترس برای درمان چشم با دوره درمان کم می‌باشد. از پالس‌های لیزر فمتوثانیه می‌توان برای درمان انکسار برجستگی قرنیه استفاده کرد. همچنین با استفاده از پالس فمتوثانیه و یک لولا که در انتهای آن قرار دارد، یک قسمت کوچک (فلپ) از قرنیه برش داده می‌شود. همان‌طور که در شکل ۵ برای درمان مشکلات نزدیک بینی، دور بینی نشان داده شده است، در مرحله اول قسمت جزئی از قرنیه با اسکن لیزر به صورت حلقوی، بریده می‌شود. در مرحله بعدی، از پالس فمتوثانیه برای تغییر شکل قرنیه استفاده می‌شود. نهایتاً، فلپ دوباره روی قرنیه متصل می‌شود. سطح قرنیه به دلیل کمبود حجم لنتیکول باعث تغییر قدرت انکساری ۹۰ درجه می‌شود.



شکل ۵: روش لیزر درمانی در جراحی نانو.

۳. نتیجه‌گیری

ما یک سیستم جدید را برای تولید نتایج جالب از پالس سالیتون فمتوثانیه با استفاده از منبع لیزر نانوثنیه که از طریق رزوناتورهای میکرو حلقوی $a\text{-Si:H}$ می‌گذرند، پیشنهاد داده‌ایم. رفتار نور از طریق سیستم رزوناتور N میکرو حلقه به صورت تئوری مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج شبیه‌سازی تولید پالس بسیار کوتاه با بیشینه پهنا در نصف ماکزیمم (FWHM) ۱۵۰ فمتوثانیه را نشان می‌دهد که برای درمان نزدیک‌بینی و دوربینی در نانوجراحی چشم بسیار مفید است.

References:

- [1] Sunatto W. Débarre D. Farge E. Beaurenaire E. Femtosecond pulsed-induced micromachining of live *Drosophila* embryos. *Medical Laser Application*. 2005 Oct 14;20(3):207-16.
- [2] Chung SH. Mazur E. Surgical applications of femtosecond lasers. *Journal of biophotonics*. 2009 Oct;2(10):557-72.
- [3] Amiri IS. Barati B. Sanati P. Hosseinnia A. Khosravi HR. Pourmehdi S. Emami A. Ali J. Optical stretcher of biological cells using sub-nanometer optical tweezers generated by an add/drop microring resonator system. *Nanoscience and Nanotechnology Letters*. 2014 Feb 1;6(2):111-7.
- [4] Mian SI. Shtein RM. Femtosecond laser-assisted corneal surgery. *Current opinion in ophthalmology*. 2007 Jul 1;18(4):295-9.
- [5] Schwab B. Hagner D. Müller W. Lubatschowski H. Lenarz T. Heermann R. Bone ablation using ultrashort laser pulses. A new technique for middle ear surgery. *Laryngo-rhinotology*. 2004 Apr 1;83(4):219-25.
- [6] Serbin J. Bauer T. Fallnich C. Kasenbacher A. Arnold WH. Femtosecond lasers as novel tool in dental surgery. *applied surface science*. 2002 Sep 30;197:737-40.
- [7] Cassimiro-Silva PF. Rego Filho FD. de Melo LS. Dias TJ. Falcão CC. de Melo Monteiro GO. Gomes AS. Effects of femtosecond laser irradiation on the microshear bond strength of sound and demineralized dentin. *Journal of Laser Applications*. 2019 Feb 7;31(1):012002.
- [8] Lubatschowski H. Heisterkamp A. Will F. Singh AI. Serbin J. Ostendorf A. Kermani O. Heermann R. Welling H. Ertmer W. Medical applications for ultrafast laser pulses. *Riken Review*. 2003 Jan;113-8.
- [9] Tirlanur UK. König K. Targeted transfection by femtosecond laser. *Nature*. 2002 Jul;418(6895):290-1.
- [10] Yanik MF. Cinar H. Cinar HN. Chisholm AD. Jin Y. Ben-Yakar A. Functional regeneration after laser axotomy. *Nature*. 2004 Dec;432(7019):822-.
- [11] Sugar A. Ultrafast (femtosecond) laser refractive surgery. *Current opinion in ophthalmology*. 2002 Aug 1;13(4):246-9.
- [12] Leuthold J. Koos C. Freude W. Nonlinear silicon photonics. *Nature photonics*. 2010 Aug;4(8):535-44.
- [13] Stegeman GI. Villeneuve A. Kang J. Aitchison JS. Ironside CN. Al-Hemvari K. Yang CC. Lin CH. Lin HH. Kennedy GT. Grant RS. AlGaAs below half bandgap: the silicon of nonlinear optical materials. *International Journal of Nonlinear Optical Physics*. 1994 Jul;3(03):347-71.
- [14] Afroozeh A. Bahadoran M. Amiri IS. Samavati AR. Ali J. Yunanin PP. Fast light generation using microring resonators for optical communication. In *National Science Postgraduate Conference. NSPC. Universiti Teknologi Malaysia* 2011 Nov (pp. 15-17).
- [15] Amiri IS. Afroozeh A. Spatial and temporal soliton pulse generation by transmission of chaotic signals using fiber optic link. *Advances in Laser and Optics Research*. 2015;11:2671-5.
- [16] Amiri IS. Afroozeh A. Bahadoran M. Ali J. Yunanin PP. Molecular transporter system for qubits generation. *Jurnal Teknologi*. 2011;155â-65.
- [17] Afroozeh A. Amiri IS. Jalil MA. Kouhnavard M. Ali J. Yunanin PP. Multi soliton generation for enhance optical communication. In *Applied Mechanics and Materials* 2011 (Vol. 83. pp. 136-140). Trans Tech Publications Ltd.
- [18] Afroozeh A. Amiri IS. Bahadoran M. Ali J. Yunanin PP. Simulation of soliton amplification in micro ring resonator for optical communication. *Jurnal Teknologi*. 2011;271â-7.
- [19] Amiri IS. Gifanv D. Ali J. Long distance communication using localized optical soliton via entangled photon. *IOSR Journal of Applied Physics (IOSR-JAP)*. 2013 Jan;3(1):32-9.
- [20] Afroozeh A. Innate K. Ali J. Yunanin PP. THz frequency generation using Gaussian pulse for medical applications. *Optik*. 2013 Mar 1;124(5):416-9.