لیزر در پزشکی ۱۴۰۰/ دوره ۱۸ / شماره (۲) / صفحات ۱۶-۱۱.

مقاله پژوهشی

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

عبدالکریم افروزه[1]*

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

چکیده

مقدمه: اثر پالس‌های اپتیکی فمتوثانیه با استفاده ازیک 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 قرارگرفته 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 میروحلقه جهت جراحی انکساری چشم با روش عددی انجام شده است. در مدل پیشنهادی اثر شدت میدان الکتریکی از سمت لیزر در خروجی میکروحلقه 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 میکروحلقه 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.

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

نویسندهٔ مسئول: عبدالکریم افروزه
پست الکترونیک: *afroozeh@lar.ac.ir*
شماره تماس: ۰۷۱۵۲۲۵۴۲۹۲

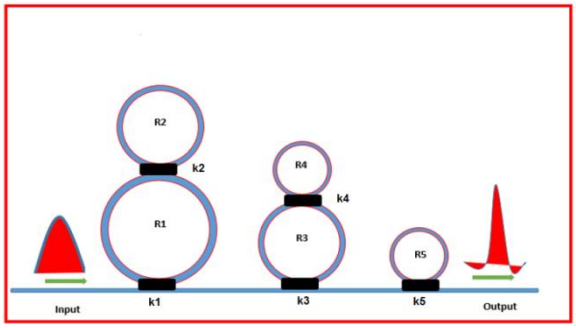
مقدمه

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[٤] جراحی گوش داخلی[٥]، دندانپزشکی[٦-٧] و جراحی قلب و عروق[٨] تبدیل کرده است. لیزر فمتوثانیه در نزدیکی اشعه مادون‌قرمز در میکروسکوپ مولتی‌فوتون برای تصویربرداری فلورسانسی با وضوح بسیار بالا در بافت‌های سالم یا حیوانات زنده استفاده می‌شود. اشعه مادون‌قرمز 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 میکروورینگ‌های تشدیدکننده استفاده می‌شود. سالیتون نوری ورودی با پالس نانوثانیه به سیستم میکروورینگ‌های تشدیدکننده که از a-SiH ساخته‌شده به عنوان منبع اولیه وارد می‌شود. پالس بسیار کوتاه فمتوثانیه از طریق سیستم ارائه‌شده، تولید می‌شود که در نانوجراحی قرنیه می‌توان از آن استفاده کرد.

زمینه نظری

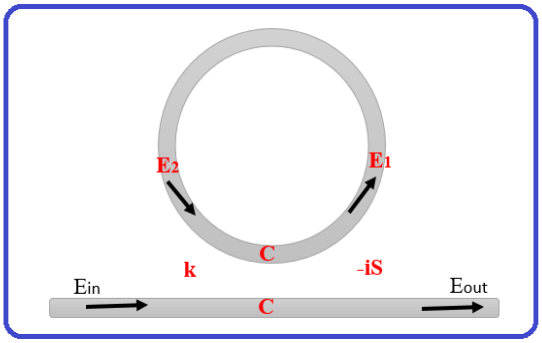
۱. ساختار پیشنهادی

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 تشکیل‌شده در خروجی ساختار سبب تشخیص با پهنای باند نازک خواهد شد.



شکل ۱: شماتیک تشدیدکننده‌های میکروحلقه چندمرحله‌ای

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 میکرورزوناتور در قسمت اتصال‌دهنده و E_{out} نمایانگر میدان‌های خروجی است[۲۰].



شکل ۲: نمودار شماتیک رزوناتور یک میکروحلقه.

۲. تئوری مدل پیشنهادی

با توجه به این که دستگاه‌های سیلیکونی می‌توانند ازخود نور انتشار کنند، تمایل زیاد به استفاده از ماده سیلیکون فعال وجود دارد. سیگنال‌های الکتریکی را به سیگنال‌های نوری تبدیل‌کرده 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 میکروورینگ را به شعاع میکرون طراحی کرد[۱۳]. سیلیکون آمورف هیدروژنه (a-Si: H) موردی مناسب برای سیلیکون فوتونیکی است. این چیدمان عمودی و افقی رینگ‌ها، اتصالات نوری را برای موجبرهایی با اتلاف کم که شامل موجبرهای شکاف افقی و رزوناتورهای حفره می‌باشد را فراهم می‌کند. میدان نوری ورودی را به شکل پالس سالیتون زمانی به صورت زیر بیان می‌کنیم[۱٤-۱٥]:

$$E_{in} = A\sec h(\frac{T}{T_0})\exp[\frac{z}{2L_d} - i\omega_0 t] \qquad (1)$$

که در آن دامنه میدان نوری (برحسب ولت) به‌وسیله 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

T = t ×1z – نشان می‌دهند که در اینجا، t زمان تغییر فاز سالیتون و z شیفت فرکانسی سالیتون است. Ld = T02 / 2 طول پالس سالیتون، T0 زمان انتشار پالس سالیتون (برحسب ثانیه) را در ورودی اولیه نشان می‌دهد. خطی و جملات مرتبه دوم ثابت انتشار بسط تیلور به ترتیب با ۱ و ۲ نشان داده شده است. برای پالس سالیتون در دستگاه میکروحلقوی، باید تعادلی بین طول پراکندگی (Ld) و طول غیرخطی (برحسب میکرومتر) LNL= 1 /ΓΦ NL برقرار باشد، جایی که Γ=n2K0، مقیاس طولی است و پراش یا اثرات غیرخطی باعث ایجاد پرتو پهن یا باریک‌تر می‌شود [۱۶].

برای پالس‌سالیتون، تعادل بین پراش و طول حالت غیرخطی وجود دارد، از این رو Ld = LNL براساس ضریب اتصال میکرورزوناتور (MRR)، مقداری از پالس سالیتون ورودی وارد میکرورزوناتور می‌شود (واحدطول: میکرومتر). در مسیر پراش، Ein به علت تغییر ضریب شکست با توان نوری، باعث ایجاد اثر غیرخطی در داخل میکرو رزوناتور می‌شود. در اینجا، عامل وابسته به ضریب شکست اثر کر است. ضریب شکست به صورت زیر محاسبه می‌گردد[۱۷].

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

که در آن n_0 و n_2 به ترتیب ضرایب شکست خطی و غیرخطی هستند (برحسب سرعت نور بر محیط) و A_{eff} ناحیه موثر مد موجبر را است. در هر رفت‌وبرگشت، به اندازه $\xi = \exp(-\alpha L_i / 2 - iKnL_i)$ تغییر در فاز پالس سالیتون ایجاد می‌شود[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 می‌شود 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 اتصال‌دهنده رزوناتور حلقوی به‌ترتیب به‌وسیله $C = \sqrt{(1-\kappa)(1-\gamma)}$ و $iS = \sqrt{\kappa(1-\gamma)}$ نشان‌داده‌می‌شود.

هر دور برگشت پالس یک تغییر فاز روی پالس نوری ایجاد می‌کند. پالس ورودی E_1 از طریق رزوناتور حلقوی حرکت می‌کند و به E_2تغییر می‌کند. با در نظر گرفتن معادلات ماتریسی خروجی‌های نوری از اولین حلقه تشدیدکننده به‌وسیله معادله ۳ محاسبه می‌شود. پالس خروجی از هر میکروورینگ در سیستم ارائه‌شده (شکل ۱) در معادله ۳ بیان می‌شود [۱۹].

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

در اینجا، γ اتلاف اتصال‌دهنده و θ قدرت اتصال را در طول کوپلینگ نشان می‌دهد. [۲۰]. در پورت متقاطع i نشان‌دهنده تغییر فاز در میدان‌نوری کوپل شده است[۱۹]. $a - \frac{\pi}{2}$

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

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

توان خروجی میکروورینگ توسط معادله ۵ مشخص می‌شود.

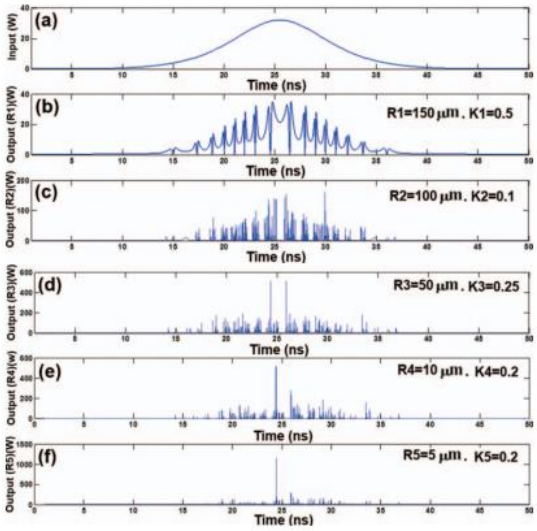
$$P_{out}^j = (E_{out}^j).(E_{out}^j)^* = \left|E_{out}^j\right|^2 \qquad (5)$$

یافته‌ها

۱. نتایج به‌دست‌آمده

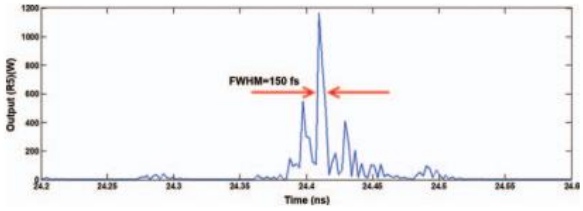
در این مطالعه از سیلیکون آمورف هیدروژنه برای ساخت میکرورزوناتور استفاده شده است، که شعاع حلقه‌های سیستم به اندازه ۱۵۰، ۱۰۰، ۵۰ ، ۱۰ و ۵ میکرومتر به ترتیب برای R_1، R_3، R_4 و R_5 انتخاب می‌شود. به‌منظور تولید پالس فمتوثانیه، یک پالس سالیتونی با توان ۳۰ وات به سیستم تزریق می‌شود (همان‌طورکه در شکل 3(a) مشاهده می‌کنید). ضریب شکست خطی سیستم $n_0 = 0.348$ و ضریب شکست غیرخطی $n_2 = 42 \times 10^{-17}$ (مترمربع / توان) در نظر گرفته شده است. اتلاف موجبر و اتلاف شدت کوپلر به ترتیب ۲ و ۲ دسی‌بل بر میلی‌مترمربع است ۷۵-۷۶. ضرایب اتصال رزوناتور میکروحلقوی بین ۰/۱-۰/۵ متفاوت است. مرکز مدهای حالت رزوناتور میکروحلقوی در محدوده ۰/۱ تا ۰/۵ متر می‌باشد. اگر پالس نوری ورودی، شرط تشدیدی هر رزوناتور میکروحلقوی را ارضا کند، به حلقه چسبیده و به دور سیستم حرکت می‌کند. همان‌طور که در شکل ۳ مشاهده می‌کنید، هنگامی که پالس سالیتون ورودی

بدر محیط رزوناتور L به اولین میکروحلقه رزوناتور بچسبد، 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 تولیدشده.

تعداد مدهای رزوناتور میکروحلقوی (m) که باید شرایط تشدید اولین حلقه را براساس تغییر فاز اعمالی و تعداد مدهای تشدیدی هر رزوناتور میکروحلقوی، تاثیر پالس نوری بر تداخل سازنده و ویرانگر بودن را ارضا کند $m\lambda_1 = n_{eff}L_1$ می‌باشد و هنگام فیلترکردن، سیگنال‌های بین فرکانس و شدت این فرکانس حذف می‌شوند[۲۰]. انتشار نور در ساختار پیشنهادی بین ۱۰ تا ٤٥ نانوثانیه خواهد بود که سرعت بسیار بالایی جهت جراحی خواهد بود.

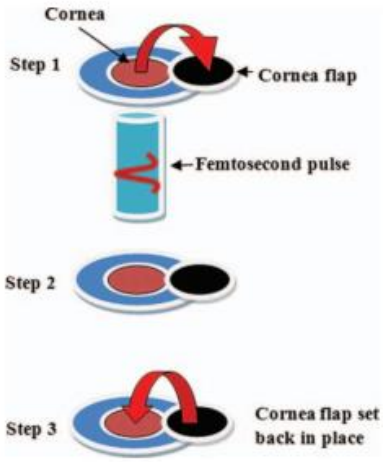


شکل ٤: پالس فمتوثانیه تولیدشده برای جراحی انکساری

دامنه براساس اصول برهم‌نهی تقویت می‌شوند. فیلتر زیاد زمانی مشخص می‌شود که سیگنال‌های خروجی برشی، شرط تشدید هر رزوناتور میکروحلقوی جدید را در سیستم طبق شرط تشدید رزوناتور میکروحلقوی در سیستم ارائه‌شده، برآورده می‌کنند. دامنه و زمان و برای بقیه رنج‌ها همان‌طور که در شکل ۳ قسمت (b) و (e) نشان داده شده است، حذف می‌شوند. از آنجا که انرژی هر ناحیه با مدت زمان پالس کاهش می‌یابد، کاهش انرژی پالس با استفاده از لیزرهایی با پالس بسیار کوتاه (فمتوثانیه) مشخص می‌شود. سالیتون نوری ورودی با پهنای پالس نانوثانیه می‌تواند بعد از تحقق شرط ارضا، پنجمین میکروحلقه رزوناتور پالس فمتوثانیه تولید کند. شکل ۳ قسمت (f) پالسی با ۱۵۰ فمتوثانیه با توان خروجی ۱۱۵۰ وات را نشان می‌دهد. پالس فمتوثانیه تولیدشده با پهنای پالس ۱۵۰ به مدت ۲٤/۲ ns تا ۲٤/٦ نانوثانیه در شکل ٤ نشان داده شده است.

۲. جراحی چشم با لیزر فمتوثانیه

پالس لیزر فمتوثانیه به‌صورت 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. لیزردرمانی 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 نزدیک‌بینی، دوربینی 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 به‌دلیل کمبود حجم لنتیکول باعث تغییر قدرت انکساری ۹۰ درجه می‌شود.



شکل ۵: روش لیزر درمانی در جراحی نانو.

۳. نتیجه‌گیــری

ما یک سیستم جدید را برای تولید نتایج جالب از پالس سالیتون فمتوثانیه با استفاده از منبع لیزر نانوثانیه که از طریق رزوناتورهای میکروحلقوی a-Si: H می‌گذرند، پیشنهاد داده‌ایم. رفتار نور از طریق سیستم رزوناتور N میکروحلقه به صورت تئوری موردمطالعه قرار گرفته است. نتایج شبیه‌سازی تولید پالس بسیارکوتاه 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] Supatto W, Débarre D, Farge E, Beaurepaire E. Femtosecond pulse-induced microprocessing 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-rhino-otologie. 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] Tirlapur 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-Hemyari 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, Yupapin PP. Fast light generation using microring resonators for optical communication. InNational 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, Yupapin PP. Molecular transporter system for qubits generation. Jurnal Teknologi. 2011:155â-65.

[17] Afroozeh A, Amiri IS, Jalil MA, Kouhnavard M, Ali J, Yupapin PP. Multi soliton generation for enhance optical communication. InApplied Mechanics and Materials 2011 (Vol. 83, pp. 136-140). Trans Tech Publications Ltd.

[18] Afroozeh A, Amiri IS, Bahadoran M, Ali J, Yupapin PP. Simulation of soliton amplification in micro ring resonator for optical communication. Jurnal Teknologi. 2011:271â-7.

[19] Amiri IS, Gifany 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, Yupapin PP. THz frequency generation using Gaussian pulse for medical applications. Optik. 2013 Mar 1;124(5):416-9.